

UNIVERSIDAD POLITECNICA DE VALENCIA

ESCUELA POLITECNICA SUPERIOR DE GANDIA

MÁSTER EN INGENIERÍA ACÚSTICA

---



UNIVERSIDAD  
POLITECNICA  
DE VALENCIA



ESCUELA POLITECNICA  
SUPERIOR DE GANDIA

# “Técnicas ultrasónicas no destructivas para la monitorización del proceso de regeneración ósea guiada”

**TESIS DE MÁSTER**

Autora:

***Yolanda Pamies Rodríguez***

Director/es:

***D. Francisco Camarena Femenía***

***D. Rubén Picó Vila***

***D. Noé Jiménez González***

***D. Josep Rodríguez Sendra***

***D. Joan Faus López***

***GANDIA, septiembre 2018***

# Resumen

El objetivo de este proyecto de fin de máster consiste en la monitorización del proceso de regeneración ósea guiada (ROG) mediante la técnica no invasiva de eco-impulso, y del estudio de la velocidad de propagación, la atenuación ultrasónica en banda ancha y el análisis del backscattering, como parámetros para predecir el estado de la regeneración ósea.

Para ello, se han llevado a cabo diversos experimentos con transductores que trabajan en frecuencias de 1 MHz, 3.5 MHz, 5 MHz y 7.5MHz, que consisten en realizar un análisis del proceso de secado de un cemento óseo, (Yeso dental Type IV), obteniendo parámetros que describen el cambio de estado del material, como son el SOS (Speed of Sound), el BUA (Broadband Ultrasound Attenuation), el ABTF (Apparent Backscatter Transfer Function), el AIB (Apparent Integrated Backscatter) y el FSAB (Frequency Slope of Apparent Backscatter). Con la finalidad de lograr un procedimiento con el cual poder evaluar el crecimiento óseo en aplicaciones odontológicas.

**Palabras clave:** Eco-impulso, SOS, BUA, backscattering, cemento óseo.

---

# Abstract

The final thesis project of the Master aims to outline the monitoring of the process of guided bone regeneration (GBR) through the non-invasive echo-impulse technique, and the study of speed of sound, broadband ultrasonic attenuation and the analysis of backscattering, as parameters to predict the state of bone regeneration.

To do this, several experiments have been carried out with transducers that work in frequency ranges of 1 MHz, 3.5 MHz, 5 MHz and 7.5MHz. which consists in carrying out an analysis of the setting process of a bone cement, to obtain the parameters that describe the regeneration behaviour such as the SOS (speed of sound), the BUA (Broadband Ultrasound Attenuation), the ABTF (Apparent Backscatter Transfer Function ), the AIB (Apparent Integrated Backscatter) and the FSAB (Frequency Slope of Apparent Backscatter). In order to establish a procedure to evaluate bone growth in dental applications.

**Key words:** Echo-impulse, SOS, BUA, backscattering ,bone cement.

---

# Índice general

---

|                   |    |
|-------------------|----|
| Índice general    | II |
| Índice de figuras | IV |
| Índice de tablas  | VI |

---

|  |           |
|--|-----------|
| <b>1 Capítulo 1 - Introducción</b>   | <b>1</b>  |
| 1.1 Antecedentes . . . . .   | 1         |
| 1.2 Objetivo . . . . .   | 2         |
| 1.3 Organización del documento . . . . .   | 2         |
| <b>2 Capítulo 2 - Conceptos</b>  | <b>4</b>  |
| 2.1 Fundamento teórico . . . . .   | 4         |
| 2.1.1 Speed of sound (SOS) . . . . .   | 4         |
| 2.1.2 Broadband Ultrasound Attenuation (BUA) . . . . .   | 7         |
| 2.1.3 Apparent Backscatter Transfer Function (ABTF) : Apparent<br>Integrated Backscatter (AIB) and Frequency Slope of Appa-<br>rent Backscatter (FSAB) . . . . . | 10        |
| 2.2 Técnica Eco-Impulso . . . . .  | 12        |
| 2.3 Aplicaciones con ultrasonidos en Odontología . . . . .   | 15        |
| 2.4 Implantes dentales . . . . .   | 16        |
| 2.5 Regeneración Ósea Guiada (ROG) . . . . .   | 18        |
| <b>3 Capítulo 3 - Desarrollo</b>   | <b>24</b> |
| 3.1 Material y equipo . . . . .  | 25        |
| 3.2 Obtención parámetros . . . . .   | 27        |
| 3.2.1 SOS . . . . .  | 27        |
| 3.2.2 BUA . . . . .  | 28        |
| 3.2.3 ABTF . . . . .   | 30        |
| 3.3 Simulación modos propios . . . . .   | 33        |
| <b>4 Capítulo 4 - Resultados</b>   | <b>36</b> |
| 4.1 Transductor 1 MHz . . . . .  | 36        |
| 4.2 Transductor 3'5 MHz . . . . .  | 37        |
| 4.3 Transductor 5 MHz . . . . .  | 38        |
| 4.4 Transductor 7'5 MHz . . . . .  | 39        |
| 4.5 Comparación . . . . .  | 40        |
| 4.6 Simulación modos propios . . . . .   | 43        |
| <b>5 Capítulo 5 - Conclusiones y líneas futuras</b>  | <b>46</b> |
| 5.1 Conclusiones . . . . .   | 46        |
| 5.2 Líneas futuras . . . . .   | 47        |
| <b>Bibliografía</b>  | <b>49</b> |
| <b>A Anexo A</b>   | <b>54</b> |

|                  |           |
|------------------|-----------|
| <b>B Anexo B</b> | <b>64</b> |
| <b>C Anexo C</b> | <b>65</b> |
| <b>D Anexo D</b> | <b>66</b> |

# Índice de figuras

---

|      |  |    |
|------|--|----|
| 2.1  | Métodos estimación TOF. Fuente [27]  | 5  |
| 2.2  | Medida transversal en el calcáneo . Fuente [49]  | 6  |
| 2.3  | Medida transversal de las falanges . Fuente [27]   | 6  |
| 2.4  | Señal medida en una mujer posmenopáusica normal (línea negra) y en una mujer posmenopáusica osteoporótica (línea naranja). Modificado, fuente [27]   | 6  |
| 2.5  | Medida del radio ultradistal del antebrazo, fuente [50]  | 7  |
| 2.6  | Medida BUA: A la izquierda, comparación de los espectro de amplitud de referencia con el del hueso osteoporótico; a la derecha, pendiente sobre la regresión en un rango de frecuencias seleccionado (normalmente de 0.2-0.6MHz). [49] | 9  |
| 2.7  | Ejemplo señal de referencia. Fuente [3]  | 11 |
| 2.8  | Análisis de la señal obtenida para una muestra de hueso con densidad media. Selección de las ventanas de análisis indicado con el rectángulo.Fuente [3]  | 11 |
| 2.9  | Esquema propagación ondas y reflexión. Adaptado de <a href="https://sites.google.com/site/1451fisio-refraccion-y-difraccion-de-las-ondas">https://sites.google.com/site/1451fisio-refraccion-y-difraccion-de-las-ondas</a>             | 13 |
| 2.10 | Técnica eco-impulso I. Fuente [13]   | 14 |
| 2.11 | Técnica eco-impulso II. Fuente [13]  | 14 |
| 2.12 | Técnica eco-impulso III. Fuente [13]   | 14 |
| 2.13 | Presentación datos tipo A-Scan. Adaptado, fuente [55].   | 15 |
| 2.14 | Hueso cortical y trabecular. Recuperado de <a href="http://diabetesdietas.com/tag/fragilidad-osea/">http://diabetesdietas.com/tag/fragilidad-osea/</a>   | 16 |
| 2.15 | Anatomía de la mandíbula humana y sus partes. Adaptado, fuente [29].   | 17 |
| 2.16 | Estructura implante dental y diente natural. Recuperado de <a href="https://dentalpoint.es/implantes-dentales-sevilla/">https://dentalpoint.es/implantes-dentales-sevilla/</a>   | 18 |
| 2.17 | Vista intraoral previa.  | 21 |
| 2.18 | Tomografía, dimensión hueso.   | 21 |
| 2.19 | Colgajo zona receptora.  | 21 |
| 2.20 | Incisión zona donadora.  | 21 |
| 2.21 | Corte circular trefina.  | 21 |
| 2.22 | Tornillo fijación bloque óseo.   | 21 |
| 2.23 | Decorticalización del receptor.  | 21 |
| 2.24 | Fijación injerto con tornillo.   | 21 |
| 2.25 | Colocación hueso particulado.  | 22 |
| 2.26 | Adaptación membrana.   | 22 |
| 2.27 | Aumento volumen óseo.  | 22 |
| 2.28 | Tomografía 6 meses.  | 22 |
| 2.29 | Injerto consolidado.   | 22 |

|      |  |    |
|------|--|----|
| 2.30 | Preparación lecho óseo. . . . .  | 22 |
| 2.31 | Colocación implante. . . . .   | 22 |
| 2.32 | Rx. ROG injerto mentón. . . . .  | 22 |
| 3.1  | Diagrama de bloques general. . . . .   | 24 |
| 3.2  | Variación de la temperatura durante el cambio de estado del material. . . . .  | 25 |
| 3.3  | Bidón de 6 Kg cemento óseo (Yeso dental Type IV). . . . .  | 26 |
| 3.4  | Peso 50 g del producto para su posterior uso. . . . .  | 26 |
| 3.5  | Proceso de mezcla, yeso óseo y $H_2O$ . . . . .  | 26 |
| 3.6  | Diagrama de bloques para la obtención del parámetro SOS. . . . .   | 27 |
| 3.7  | Gráfica datos obtenidos medida experimental 3.5 MHz . . . . .  | 28 |
| 3.8  | Diagrama de bloques para la obtención del parámetro BUA. . . . .   | 29 |
| 3.9  | Diagrama de la representación de la medición del BUA. Fuente [27] . . . . .  | 29 |
| 3.10 | Diagrama de bloques para la obtención del parámetro ABTF. . . . .  | 30 |
| 3.11 | Análisis de la señal de backscattering para la muestra 822, con valores de $\tau_{d1}$ y $\tau_{w1}$ . . . . .   | 31 |
| 3.12 | Análisis de la señal de backscattering para la muestra 1100, con valores de $\tau_{d2}$ y $\tau_{w2}$ . . . . .  | 31 |
| 3.13 | Diagrama de bloques para la obtención del parámetro AIB. . . . .   | 32 |
| 3.14 | Diagrama de bloques para la obtención del parámetro FSAB. . . . .  | 33 |
| 3.15 | Geometría incisivo inferior, modelo Comsol. a)Hueso trabecular completo. b)Hueso trabecular con hueso cortical en el interior I. c)Hueso trabecular con hueso cortical en el interior II. d)Delgada capa de hueso trabecular, en su totalidad hueso cortical. e)Hueso cortical completo. . . . . | 35 |
| 4.1  | Resultado SOS - 1 MHz . . . . .  | 36 |
| 4.2  | Resultado BUA - 1 MHz . . . . .  | 36 |
| 4.3  | Resultado AIB - 1 MHz . . . . .  | 36 |
| 4.4  | Resultado FSAB - 1 MHz . . . . .   | 36 |
| 4.5  | Resultado SOS - 3.5MHz . . . . .   | 37 |
| 4.6  | Resultado BUA - 3.5 MHz . . . . .  | 37 |
| 4.7  | Resultado AIB - 3.5 MHz . . . . .  | 37 |
| 4.8  | Resultado FSAB - 3.5 MHz . . . . .   | 37 |
| 4.9  | Resultado SOS - 5 MHz . . . . .  | 38 |
| 4.10 | Resultado BUA - 5 MHz . . . . .  | 38 |
| 4.11 | Resultado AIB - 5 MHz . . . . .  | 38 |
| 4.12 | Resultado FSAB - 5 MHz . . . . .   | 38 |
| 4.13 | Medida con el transductor de 5 MHz. . . . .  | 39 |
| 4.14 | Resultado SOS - 7.5 MHz . . . . .  | 40 |
| 4.15 | Resultado BUA - 7.5 MHz . . . . .  | 40 |
| 4.16 | Resultado AIB - 7.5 MHz . . . . .  | 40 |
| 4.17 | Resultado FSAB - 7.5 MHz . . . . .   | 40 |
| 4.18 | Resultado comparación SOS distintos transductores. . . . .   | 41 |
| 4.19 | Resultado comparación BUA distintos transductores. . . . .   | 41 |
| 4.20 | Resultado comparación AIB distintos transductores. . . . .   | 42 |
| 4.21 | Resultado comparación FSAB distintos transductores. . . . .  | 42 |
| 4.22 | Tamaño y reducción por modelo de la geometría. . . . .   | 43 |

|      |   |    |
|------|---|----|
| 4.23 | Impedancia en los bordes definida por <i>Sound Hard Boundary</i> que ofrece <i>Comsol Multiphysics 5.3a</i> . . . . . | 43 |
| 4.24 | Modelo 1, totalidad hueso trabecular. . . . .   | 44 |
| 4.25 | Modelo 2, fina capa exterior de hueso cortical y hueso trabecular interior. . . . .                                   | 44 |
| 4.26 | Modelo 3, gruesa capa exterior de hueso cortical y hueso trabecular interior. . . . .                                 | 44 |
| 4.27 | Modelo 4, hueso cortical exterior y área hueso trabecular interior. . . . .   | 44 |
| 4.28 | Modelo 5, totalidad hueso cortical. . . . .   | 45 |
|      |   |    |
| A.1  | Ficha técnica Pulse/Receiver 5072PR OLYMPUS. . . . .  | 54 |
| A.2  | Ficha técnica Osciloscopio MSO1104Z RIGOL. . . . .  | 55 |
| A.3  | Ficha técnica Balanza de precisión EBM-500-1 KERN. . . . .  | 56 |
| A.4  | Ficha técnica Transductor NDT V392 de panametrics OLYMPUS. . . . .  | 57 |
| A.5  | Ficha técnica Transductor NDT V382 de panametrics OLYMPUS. . . . .  | 58 |
| A.6  | Ficha técnica Transductor NDT V1091 de panametrics OLYMPUS. . . . .   | 59 |
| A.7  | Ficha técnica Transductor NDT V320 de panametrics OLYMPUS. . . . .  | 60 |
| A.8  | Ficha técnica RED PITAYA 125-14 STEMLab . . . . .   | 61 |
| A.9  | Ficha técnica Data logger Tinytag Talk 2 Temperature Logger I. . . . .  | 62 |
| A.10 | Ficha técnica Data logger Tinytag Talk 2 Temperature Logger II. . . . .   | 63 |
|      |   |    |
| B.1  | Medida señal de referencia, transductor de 7.5 MHz con placa de metal. . . . .  | 64 |
| B.2  | Mezcla en el recipiente para realizar la medida con el transductor de 7.5 MHz. . . . .                                | 64 |
| B.3  | Montaje experimental general, transductor de 5 MHz. . . . .   | 64 |

## Índice de tablas

---

|     |   |    |
|-----|---|----|
| 2.1 | Tipos de injertos según su origen. . . . .                                | 19 |
| 2.2 | Tipos de injertos según su función. . . . .                               | 19 |
|     |   |    |
| 3.1 | Cantidades mezcla distintos experimentos. . . . .                         | 27 |
| 3.2 | Grosor de la mezcla solidificada para los distintos experimentos. . . . . | 28 |
| 3.3 | Valor obtenido $\tau_d$ y $\tau_w$ para distintas muestras. . . . .       | 32 |
|     |   |    |
| 4.1 | Valor obtenido SOS distintos experimentos. . . . .                        | 41 |
| 4.2 | Frecuencia de resonancia para cada modelo. . . . .                        | 44 |

# Agradecimientos

---

Llegados a este punto no me queda más que agradecer a todas las personas que han sido partícipes de este proyecto de fin de máster.

Comienzo por D. Francisco Camarena Femenía, gracias por dejarme ser parte de tu equipo y poner a mi disposición tus conocimientos.

A D.Rubén Pico Vila y a D.Noé Jiménez González por las indicaciones y correcciones sobre las técnicas de simulación en acústica.

A D.Josep Rodríguez Sendra, por cada duda resuelta, por las largas sesiones de medidas, por toda tu ayuda y disposición, muchas gracias.

A D.Joan Faus López y a la Cátedra IVIO-UPV, por su investigación en la aplicación de los ultrasonidos en la odontología. Por todo el conocimiento, material y bibliografía proporcionada.

A Maribel y Manuel por aguantarme cada día durante este largo proceso.

A mi hermana Maribel, no ha hecho falta tu presencia para notar tu apoyo.

A toda la gente que he conocido en el máster, a día de hoy se pueden considerar amigas.

Yolanda Pamies Rodríguez

Gandía, 10 de septiembre de 2018.

---

# Capítulo 1 - Introducción

---

## 1.1 Antecedentes

---

Son los implantes dentales un modo de sustituir de manera efectiva las piezas dentales perdidas. Esta práctica, durante los últimos 40 años, ha sido uno de los grandes desarrollos dentro del campo odontológico [48].

El material empleado actualmente es el titanio debido a distintas propiedades físicas, químicas, biológicas y biomecánicas [32]. Estas facilitan la compatibilidad y la fabricación de la pieza personalizada a la morfología microestructural del receptor [31]. Su colocación se realiza quirúrgicamente posicionando el tornillo en el maxilar, bien superior o inferior, donde actúa como soporte para el posterior implante [48].

El requisito fundamental para lograr un pronóstico aceptable es la existencia de un volumen óseo adecuado. Así mismo, hay que tener en cuenta la calidad y propiedades particulares de la morfología ósea alveolar. No obstante, gran parte de los pacientes muestran alguna insuficiencia ósea, lo que entorpece frecuentemente una inserción ideal del implante [7].

Las técnicas de regeneración ósea suponen un progreso en la implantología dental [6]. Dichas técnicas son utilizadas para conseguir una ampliación, ya sea horizontal o vertical, en aquellas situaciones con imperfecciones óseas [9]. Además, con el empleo de biomateriales de relleno y membranas protectoras se obtienen resultados aceptables tanto en funcionalidad como en estética [6].

No hay que olvidar que para llevarla a cabo se ha de someter al paciente a una intervención quirúrgica. El proceso de curación es complejo y además, consta de diferentes etapas para conseguir una reparación completa que necesita periodos de tiempo y espacio determinados [1]. El seguimiento para evaluar y controlar la regeneración se realiza mediante pruebas radiográficas, provocando la exposición del paciente a radiación ionizante [45].

Claus et al dedujeron que la aparición de meningiomas está relacionada con la práctica de las técnicas radiográficas o la frecuente realización de pruebas radiológicas bucodentales [31]. No solo eso, son recurrentes las complicaciones durante la reparación ósea ya sea por la tardanza de la unión, su defectuosidad o directamente que no se produzca [1]. Estos obstáculos producen repercusiones negativas en los pacientes y en consecuencia, un aumento del coste para los sistemas de salud.

Debido a lo comentado en los párrafos anteriores, se argumenta el esfuerzo para investigar nuevas técnicas diagnósticas del proceso de regeneración ósea. La motivación de este proyecto final de máster se centra en implementar un método para evaluar la regeneración ósea, con el empleo de la técnica ultrasónica de eco-impulso.

Los ultrasonidos no son ionizantes por lo que acabaríamos con una de las contradicciones de la técnica actual. Además, son relativamente económicos y no es preciso un procedimiento quirúrgico dado que esta técnica no es invasiva. Por ello, con el uso de distintos transductores y montajes experimentales, se pretende estudiar el proceso de solidificación del cemento óseo con la evaluación de parámetros que lo definen.

Así pues, aportar un método de diagnóstico con ventajas respecto al actual, propiciando a los cirujanos de la implantología dental una herramienta segura y fiable.

## 1.2 Objetivo

---

La finalidad de este proyecto consiste en fijar un técnica con la utilización de ultrasonidos que permita monitorizar el proceso de regeneración ósea. En este proyecto se emplea la técnica no invasiva de eco-impulso y se profundiza sobre las aplicaciones de esta.

Asimismo, se determinan distintos parámetros que describen el proceso de secado de un cemento óseo tales como el SOS (Speed of Sound), el BUA (Broadband Ultrasound Attenuation), el ABTF (Apparent Backscatter Transfer Function), el AIB (Apparent Integrated Backscatter) y el FSAB (Frequency Slope of Apparent Backscatter).

Todo esto se realiza en el laboratorio mediante pruebas experimentales. Durante estas sesiones de medida se analiza el uso de distintos transductores en los que varía la frecuencia central. Además, se comprueba cuál es la cantidad idónea de cemento óseo (Yeso dental Type IV) que se ha de utilizar y su proporción de agua necesaria.

Para llegar a obtener los parámetros nombrados en el párrafo anterior, se ha de realizar un post-procesado en el software Matlab donde se programan distintos algoritmos para determinar estos factores.

Finalmente, establecer una línea de investigación futura que siga trabajando y depurando esta técnica de monitorización. Con la finalidad de obtener resultados fiables y aplicables dentro del campo de la implantología dental.

## 1.3 Organización del documento

---

La memoria de este proyecto se ha estructurado en cinco capítulos:

- Capítulo I - Introducción

- Capítulo II - Conceptos
- Capítulo III - Desarrollo
- Capítulo IV - Resultados
- Capítulo V - Conclusiones

A continuación, queda detallado brevemente el contenido dentro de cada capítulo.

En el primer capítulo, Introducción, se contextualiza local y generalmente este proyecto además se establece la estructura del mismo.

En el capítulo de Conceptos, se profundiza sobre los parámetros que definen la regeneración ósea guiada comentando además como esta se lleva a cabo. Se analiza en la técnica empleada de eco-impulso y sus aplicaciones dentro del campo de la odontología.

En el tercer capítulo, Desarrollo, se describe el set-up del experimento, los materiales y equipo utilizado para llevar a cabo las medidas. Así como una simulación con el método de elementos finitos cuya la finalidad es conocer los modos propios en la región del implante.

Es en el cuarto capítulo, Resultados, donde se muestran los valores obtenidos para cada uno de los parámetros estudiados. Además se proporcionan comentarios sobre dichos resultados.

En el quinto y último capítulo, Conclusiones, se presentan las principales conclusiones tras el desarrollo de este proyecto y se exponen una serie de futuras líneas de investigación en las que seguir trabajando.

---

# Capítulo 2 - Conceptos

---

## 2.1 Fundamento teórico

---

### 2.1.1. Speed of sound (SOS)

Para determinar la velocidad del sonido cuando esta atraviesa el hueso existen dos métodos según la literatura [8]. El primero de ellos, parte de la idea de que la velocidad es independiente de la frecuencia y para su resolución emplea métodos del dominio del tiempo. El cálculo se realiza con la diferencia de tiempo (TOF, time of flight) entre la señal de referencia y la señal transmitida en la posición ósea, además del conocimiento de la distancia fija en ambas mediciones [27].

$$TOF^{ref} = \frac{L}{c_{ref}} \quad (1)$$

$$TOF = \frac{L-l}{c_{ref}} + \frac{l}{c} \quad (2)$$

$$\Delta TOF = \frac{L}{c} - \frac{l}{c_{ref}} \quad (3)$$

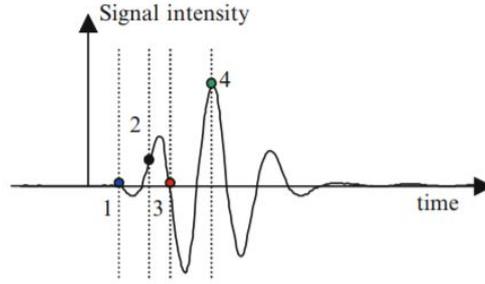
$$c = \frac{1}{\frac{1}{c_{ref}} + \frac{\Delta TOF}{l}} \quad (4)$$

En el caso de que la medida se realice con sondas cuya extremo se encuentra en contacto directo con la piel, la ecuación se modifica quedando de tal forma:

$$c = \frac{l}{TOF} \quad (5)$$

El cálculo del tiempo de vuelo, TOF, puede ser de distintas formas: con el primer punto de llegada, el primer punto de cruce por cero o un umbral fijo en el frente ascendente de la señal eléctrica recibida.

Divido a la dispersión de la velocidad dada por la variación de la señal durante la propagación por el hueso y a la atenuación dependiente de la frecuencia, el método de dominio del tiempo no es un buen estimador del SOS. De ahí la necesidad de encontrar un método estandarizado para el cálculo de la velocidad. Son



**Figura 2.1:** Métodos estimación TOF. Fuente [27]

diferentes investigadores los que han encontrado estas discrepancias a la hora de realizar la estimación de la velocidad a través del hueso [27].

El segundo método asume que la velocidad es dependiente de la frecuencia,  $c(f)$ , y que se calcula a partir de la fase  $\Phi(f)$  de la relación compleja de los espectros adquiridos  $A(f)/A^{ref}(f)$ .

$$\Phi(f) = \arctan \left[ \frac{A(f)}{A^{ref}(f)} \right] = 2\pi l f \left( \frac{l}{c_{ref}} - \frac{l}{c(f)} \right) \quad (6)$$

Aplicando el arco tangente a los espectros se obtiene valores de la fase primaria entre  $-\pi$  y  $\pi$ , conocida como fase envuelta. En el caso de querer obtener el espectro en fase continua hay que hacer un ajuste sumando o restando valores de módulo  $2\pi$ . Esto produce la eliminación de los desajustes existentes en la fase envuelta. Teniendo en cuenta el ancho de banda del transductor, la fase se fija dentro de un múltiplo entero de  $2\pi$ . Siendo  $k$  un número entero, se muestra la constante  $2k\pi$ , como determinante de la ambigüedad de fase:

$$\Phi_u(f) = \Phi(f) \pm 2k\pi \quad (7)$$

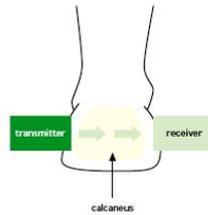
Igualmente que existe otro modo para calcular la velocidad de manera más exhaustiva. Este se basa en la intercepción del eje y la frecuencia cero de la fase  $\Phi_u(f)$  que se obtiene realizando el ajuste por mínimos cuadrados a los datos. La ecuación 8, muestra como realizar el cálculo de la velocidad  $c(f)$ :

$$c(f) = \frac{l}{\frac{l}{c_{ref}} - \frac{\Phi_u(f)}{2\pi f l}} \quad (8)$$

La velocidad del sonido a través el hueso se puede determinar bien con la estimación del tiempo de vuelo de la señal transmitida o con la técnica del espectro de fase. Aún así, en ambos procedimientos se desprecia el impacto del tejido blando y aparentemente se conoce el grosor del sitio del esqueleto. Para las mediciones en el calcáneo, son diversos los algoritmos existentes implementados por distintos fabricantes que:

1. Fijan el grosor del talón entorno a los 28 o 40 mm.

2. El tiempo de vuelo se ajusta en base al grosor del talón medido determinando la distancia entre las sondas que están en contacto con la piel.



**Figura 2.2:** Medida transversal en el calcáneo . Fuente [49]

No solo se realizan ajustes en base al grosor del talón también se añaden correcciones teniendo en cuenta los tejidos blandos. Los errores que se producen por estas suposiciones pueden afectar al diagnóstico de los resultados.

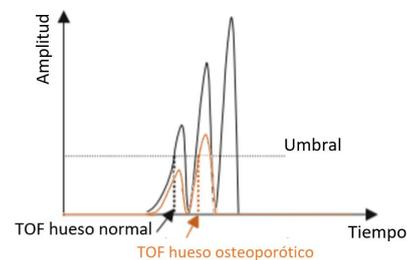
Para el caso de la medida de las falanges se emplean dos transductores de 12 mm de diámetro con una frecuencia central de 1.25 MHz colocados en un calibrador eléctrico que determina la distancia entre las sondas. El procedimiento se puede detallar en diversos pasos:

1. Colocación de la sonda en las superficies medio laterales de la falange. Tomando como referencia el cóndilo de la falange.
2. Ajuste de la posición hasta la recepción de la señal óptima acoplando el transductor con gel ultrasónico.
3. Medida del Ad-SOS, velocidad del sonido dependiente de la amplitud.

En las imágenes 2.2 y 2.4, es evidente la atenuación que sufre la señal al propagarse por el hueso osteoporótico en comparación con el hueso normal. El resultado que provoca es la detección posterior de la señal y un mayor tiempo de vuelo.



**Figura 2.3:** Medida transversal de las falanges . Fuente [27]



**Figura 2.4:** Señal medida en una mujer posmenopáusica normal (línea negra) y en una mujer posmenopáusica osteoporótica (línea naranja). Modificado, fuente [27]

Otra de la región en la que se pretende determinar la calidad ósea es en el radio ultradistal del antebrazo. Ocupa pues el 4% de la longitud del antebrazo y presenta en gran parte hueso trabecular. El equipo con el cual se realizan las medidas se ha desarrollado basándose en la teoría de Biot [23],[24],[25] y [26], y permite obtener parámetros, como son el SOS y el BUA, que definen la calidad ósea y por ende, la presencia de osteoporosis.



Figura 2.5: Medida del radio ultradistal del antebrazo, fuente [50]

El proceso de medida se lleva a cabo, tal y como se muestra en la figura 2.5, colocando el antebrazo entre dos transductores de banda ancha emitiendo una frecuencia de 1 MHz [50].

No obstante, es complejo utilizar estas técnicas ultrasónicas para efectuar medidas en zonas como la cadera o las vértebras. La presencia y profundidad de tejido blando que envuelve estos huesos hace que la señal se atenúe con tal rapidez que puede invalidar la medición [49]. A pesar de todo, se intentan adaptar los equipos ultrasónicos aumentando la sensibilidad de los mismo.

Queda documentada la aplicación de la evaluación de la calidad ósea con técnicas ultrasónicas. Nos permite obtener parámetros como el SOS y BUA definiendo así el estado óseo de la región en la que se aplique. De ahí que se pretendan ampliar los campos de utilización siendo objetivo de este proyecto el empleo en el campo de la odontalgia.

### 2.1.2. Broadband Ultrasound Attenuation (BUA)

La medida de la atenuación ultrasónica en banda ancha, BUA (Broadband Ultrasonic Attenuation), se realizó por primera vez en 1984 con la evaluación de la osteoporosis en el hueso esponjoso del calcáneo [10]. La caracterización del hueso calcáneo es una de las más frecuentes por la facilidad en cuanto al acceso y por la cantidad de hueso esponjoso que lo constituye, alrededor de 90%. La Organización Mundial de la Salud define la osteoporosis como una enfermedad sistémica que se caracteriza por el decremento de la masa ósea y el deterioro de la microarquitectura del tejido óseo. Lo que conlleva a una mayor fragilidad ósea y a un incremento del riesgo de fracturas [51].

En las últimas décadas, los investigadores se han centrado en la técnica de la dispersión o backscattering para la evaluación del hueso esponjoso. Es una técnica validada y utilizada en todo el mundo, de hecho existen distintos equipos comerciales que realizan la medida de este parámetro. La obtención del BUA fue denominado uno de los avances más importantes en estos últimos 50 años por las universidades del Reino Unido [10].

Hoy en día para determinar el estado óseo se aplican técnicas de densimetría de rayos X como : la tomografía computarizada cuantitativa (QCT), la absorciometría de rayos X de energía dual (DXA) y la tomografía computarizada cuantitativa periférica (pQCT). Uno de los principales inconvenientes de los métodos desarrollados a partir de rayos X es la exposición de los pacientes a la radiación ionizante. Además, se limita su aplicación en mujeres embarazadas y en recién nacidos por lo que aumenta la importancia de desarrollar nuevas técnicas. La aplicación de los ultrasonidos como técnica de diagnóstico, una herramienta no invasiva, de radiación no ionizante y de bajo coste, permite hallar información sobre la estructura ósea [10]. Por lo que podemos relacionar la medida del BUA con la evaluación de la técnica de regeneración ósea guiada, ROG, que se estudia en este proyecto.

Dentro de la caracterización del BUA se fija un margen de frecuencias que varía entre 0.1 y 1 MHz. Esto se debe a que a frecuencias menores la atenuación es insensible a la frecuencia, y a mayores la relación señal se convierte en un obstáculo [10]. Se define a la intensidad de una onda plana que se propaga en dirección  $x$  disminuyendo con la distancia como :

$$I_x = I_o \cdot e^{-\mu(f)x} \quad (9)$$

Los parámetros que aparecen en la ecuación son:  $I_o$  e  $I_x$ , intensidades incidentes a una distancia  $x(cm)$ ,  $y \mu(f)$ , frecuencia dependiente de la intensidad del coeficiente de atenuación ( $dBcm^{-1}$ ). Pese a que la atenuación, es un factor que se puede medir de manera sencilla experimentalmente, en ella aparecen distintos principios como la absorción, dispersión, difracción, reflexión y cancelación de fase que hacen complicada la asignación de un valor concreto. Expresada en escala logarítmica, haciendo uso de decibelio dB, se puede determinar el valor de la atenuación teniendo en cuenta la intensidad (10) o la amplitud del voltaje de la señal medida (11).

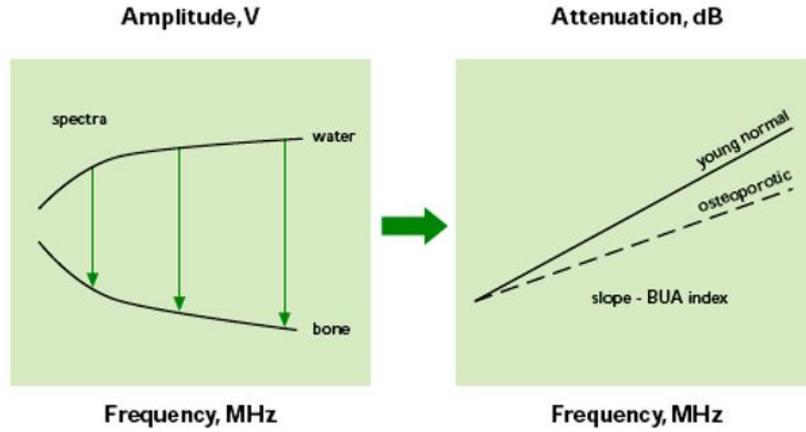
$$(\mu) = 10 \cdot \log \left( \frac{I_1}{I_2} \right) (Wm^{-2}) \quad (10)$$

$$(\mu) = 20 \cdot \log \left( \frac{A_1}{A_2} \right) (Voltios) \quad (11)$$

Se determina la atenuación( $f$ ) para cada frecuencia con el análisis espectral de la amplitud de dos señales: la que se propagan por el material de referencia (agua), ecuaciones 12 y 13, y por la muestra de ensayo. El índice BUA representa la pendiente de la trama siendo sus unidades ( $dBMHz^{-1}$ ). Se puede expresar en términos volumétricos dividiéndolo por el ancho de la muestra quedando ahora en ( $dBMHz^{-1}cm^{-1}$ ) [10] [27].

$$A^{ref}(f) = A_o(f)U^{ref}(f) \quad (12)$$

$$U^{ref}(f) = A_d^{ref}(f)e^{-2i\pi f \frac{L}{c_{ref}}} \quad (13)$$



**Figura 2.6:** Medida BUA: A la izquierda, comparación de los espectro de amplitud de referencia con el del hueso osteoporótico; a la derecha, pendiente sobre la regresión en un rango de frecuencias seleccionado (normalmente de 0.2-0.6MHz). [49]

Donde cada término hace referencia a:  $A_o(f)$ , función de transferencia del espectro de la amplitud de la señal eléctrica a la entrada y de la transmisión/recepción del transductor;  $U^{ref}(f)$ , pulso que se propaga por el material de referencia; la exponencial define la propagación de una onda plana armónica de longitud de onda  $\lambda_{ref}$ ;  $L$  es la distancia entre el transductor emisor y el transductor receptor; y  $A^{ref}$  es la función de transferencia de la difracción que se produce.

Ahora bien cuando la onda se propaga a través de distintas mezclas de sustancias, el espectro de amplitud resultante es:

$$A(f) = A_o(f)T(f)U(f) \quad (14)$$

$$U(f) = A_d(f)e^{-2i\pi f \left( \frac{L-1}{c_{ref}} + \frac{1}{c(f)} \right)} e^{-\alpha(f)l} \quad (15)$$

Donde hacen cada término hace referencia a :

- $T(f)$ : producto del coeficiente de transmisión por el material de referencia-muestra y viceversa en la interfaz.
- $e^{-2i\pi f \left( \frac{L-1}{c_{ref}} + \frac{1}{c(f)} \right)}$ : especifica la propagación de la onda armónica plana.
- $e^{-\alpha(f)l}$ : atenuación en el hueso de en el espesor  $l$ .
- $c(f)$ : velocidad de propagación del sonido en el hueso, puede ser dependiente de la frecuencia.
- $\alpha(f)$ : coeficiente de atenuación dependiente de la frecuencia.
- $A_d$ : función de transferencia de la difracción que se produce.

Se define la atenuación aparente dependiente de la frecuencia como la pérdida de la señal y se expresa en escala logarítmica, 16. Además puede ser escrita combinando las ecuaciones 13, 14 y 15 dando lugar a 17:

$$\tilde{\alpha}(f)l = \ln \frac{|A^{ref}(f)|}{|A(f)|} \quad (16)$$

$$\tilde{\alpha}(f)l = \alpha(f)l \ln \frac{|A_d^{ref}(f)|}{|A_d(f)|} - \ln |T(f)| \quad (17)$$

Sin embargo hay que tener en cuenta que a la hora de obtener la pendiente de atenuación se está asumiendo que : la difracción ,  $(\ln |A_d^{ref}(f)|)$  es pequeña y puede despreciarse, las pérdidas de transmisión, último término de la ecuación 17, son independientes de la frecuencia considerando las pérdidas de la interfaz en la curva un desplazamiento vertical que no influye en la pendiente, y que los efectos de la cancelación de fase con mínimos siempre y cuando el espesor y la velocidad del sonido del perfil del haz ultrasonido sea uniforme [27].

### 2.1.3. Apparent Backscatter Transfer Function (ABTF) : Apparent Integrated Backscatter (AIB) and Frequency Slope of Apparent Backscatter (FSAB)

Según aparece en la literatura [1] [2] [3] , se están desarrollando técnicas de backscattering para detectar cambios en el hueso esponjoso causado por la osteoporosis y otras enfermedades. Las técnicas de backscattering pueden facilitar el acceso a los sitios esqueléticos centrales dado que usan un solo transductor para transmitir y recibir ondas ultrasónicas. Muchas técnicas se basan en mediciones de la función de transferencia de backscattering (ABTF). Este fenómeno ocurre cuando la onda interactúa con la microestructura trabecular del hueso esponjoso. Los rangos de frecuencia fijados para este tipo de estudio varían entre 0.6 a 15 MHz.

El ABTF se determina a partir de una parte de la señal de backscattering seleccionada por una ventana de análisis de ancho  $\tau_w$  retardado en una cantidad  $\tau_d$  desde el inicio de la señal.

$$ABTF = 10 \log_{10} P_{muestra}(f) - 10 \log_{10} P_{ref}(f) = \frac{P_{muestra}(f)}{P_{ref}(f)} \quad (18)$$

$P_{muestra}$  se refiere a la potencia dependiente de la frecuencia en una parte seleccionada de la señal de backscattering y  $P_{ref}$  a la potencia dependiente de la frecuencia de un reflector plano (por lo general, una placa de vidrio o placa de acero pulido). El ABTF se usa comúnmente para mediciones de backscattering de hueso porque corrige la potencia de backscattering para la respuesta de frecuencia del sistema de medición.

Se pueden aplicar correcciones para atenuación y difracción en el ABTF obteniendo así el coeficiente de backscattering y el coeficiente de backscattering promedio de frecuencia, que han sido investigados en varios estudios del hueso esponjoso. Sin embargo, el uso del coeficiente de backscattering requiere mediciones adicionales de la atenuación ultrasónica y la velocidad del sonido a lo largo de la propagación de la señal. Tales mediciones son difíciles de determinar in

vivo con un único transductor, especialmente en los sitios del esqueleto central, tales como la cadera y la columna vertebral, donde puede existir una cantidad sustancial de tejido entre el transductor y la región del hueso interrogada ultrasonícamente.

Algunos investigadores han propuesto el uso de parámetros estrechamente vinculados al ABTF, como AIB, el backscattering integrado aparente, y la pendiente de la frecuencia del backscattering, FSAB. AIB representa la frecuencia promediada de ABTF, y FSAB representa la pendiente de frecuencia del ABTF. Estos parámetros no requieren un conocimiento a priori de las propiedades ultrasónicas de los tejidos a través de los cuales se propagan las señales. La utilidad de AIB y FSAB como parámetros de evaluación ósea se ha demostrado en numerosos estudios donde han constatado que estos parámetros se correlacionan con las características microestructurales, propiedades mecánicas, densidad y composición tisular del hueso esponjoso.

Para medir el ABTF y los parámetros basados en él, se debe seleccionar una parte de la señal de la backscattering para su análisis. Esto se logra aplicando una ventana de análisis a la señal con un cierto ancho  $\tau_w$  que se retrasa una cantidad  $\tau_d$  desde el inicio de la señal. Normalmente, la ventana se coloca en la región del backscattering para evitar el eco de la superficie frontal del hueso.

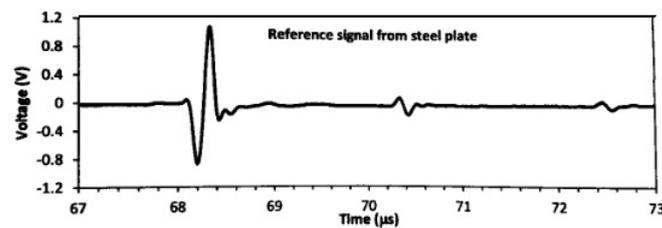


Figura 2.7: Ejemplo señal de referencia. Fuente [3]

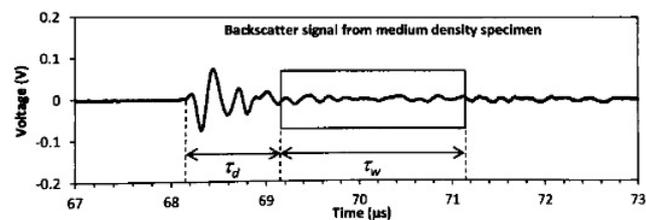


Figura 2.8: Análisis de la señal obtenida para una muestra de hueso con densidad media. Selección de las ventanas de análisis indicado con el rectángulo. Fuente [3]

Como se ve en la 2.8, la ventana de análisis tiene un ancho  $\tau_w$  y se retrasa en una cantidad  $\tau_d$  relativa al inicio del eco desde la superficie frontal de la muestra. El comienzo del eco se define como el punto en el que la señal del espécimen se derivaba primero del ruido.

Se utiliza una ventana de análisis para seleccionar una porción de la señal de backscattering de la que se determina el espectro de potencia  $P_{muestra}$ . Al igual para el espectro de potencia de referencia  $P_{ref}$ , pero esta vez se selecciona la ventana de análisis en el eco del reflector de referencia. El ancho de la ventana utilizada para la señal de referencia es el mismo que el ancho de la ventana utilizada para la señal de backscattering.

El ABTF se calcula en base a la ecuación 18. El parámetro AIB se calcula mediante la frecuencia promedio del ABTF sobre la banda de frecuencia utilizada para el análisis, 19. Por último el FSAB, se obtiene ajustando una línea al ABTF sobre la banda de análisis y midiendo la pendiente.

$$AIB = \frac{\int_{f_{low}}^{f_{high}} |ABTF| \cdot df}{f_{high} - f_{low}} \quad (19)$$

Sin embargo, la elección específica de la ventana de retardo y el ancho de la ventana varía entre los investigadores. Un estudio realizado [3] demuestra cómo afecta la variación del tiempo de retardo ( $1\mu_s \leq \tau_d \leq 6\mu_s$ ) y los anchos de la puerta ( $1\mu_s \leq \tau_w \leq 6\mu_s$ ) en el ABTF.

Se descubrió que el ABTF es una función de frecuencia aproximadamente lineal para la mayoría de las elecciones de  $\tau_d$  y  $\tau_w$ . Los cambios en  $\tau_d$  y  $\tau_w$  provocan que el ABTF promediado en frecuencia [cuantificado mediante retrodispersión integrada aparente (AIB)] y la dependencia de frecuencia del ABTF [cuantificado por la pendiente de frecuencia de la retrodispersión aparente (FSAB)] cambien hasta en 24.6 dB y 6.7 dB/MHz.

Teniendo en cuenta las premisas necesarias para que la obtención de ABTF, AIB y FSAB, se justifica y documenta la elección de estos parámetros para caracterizar la estructura ósea. Este proyecto tiene como objetivo obtener los factores que describen la regeneración ósea, por ello se hace uso de los indicadores descritos en esta sección.

## 2.2 Técnica Eco-Impulso

---

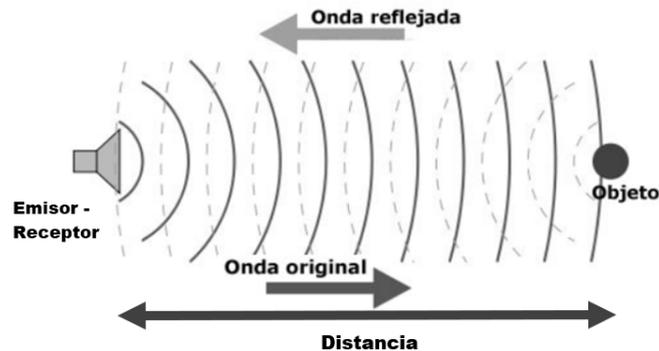
De entre los distintos métodos y técnicas no destructivas (**NTD, Non Destructive Testing**) basadas en ultrasonidos para el estudio de materiales y medios encontramos cinco ensayos posibles:

1. Eco-impulso
2. Transmisión
3. Resonancia
4. Contacto
5. Inmersión

Los tres primeros hacen referencia a técnicas y los dos últimos a métodos. Centrándonos en las técnicas, se basan en la reflexión de la onda tanto eco-impulso como resonancia, y en la intensidad la técnica de transmisión.

La técnica eco-impulso es la más utilizada en inspecciones médicas, consiste en la transmisión de una serie de pulsos de alta frecuencia generado por un transductor piezoeléctrico. Durante esta transmisión es el transductor el que modifica la energía eléctrica en vibraciones mecánicas que se transmiten por el material

con una dirección de propagación determinada. Estas ondas se propagan hasta encontrar el límite del propio material o un cambio de impedancia debido al cambio de medio donde densidad y velocidad de propagación son diferentes.



**Figura 2.9:** Esquema propagación ondas y reflexión. Adaptado de <https://sites.google.com/site/1451fisicoquimica/relexion-refraccion-y-difraccion-de-las-ondas>

Es esta variación de medios lo que produce cambios en la dirección de propagación del pulso. Llamamos eco a la proporción de la señal que se refleja hacia el transductor cuando el pulso encuentra una superficie acústicamente distinta. La otra parte de la señal sigue la dirección de propagación original. Estos ecos se deben bien al cambio de medio, imperfecciones dentro del material, o al extremo de este [11]. La medida se realiza conociendo propiedades del material que nos permiten determinar el recorrido del pulso. La señal que llega reflejada al transductor contiene información del material, defectos dentro de él, y el ruido que se genera debido a la microestructura granular de este [12].

Para llevar a cabo esta técnica hay dos configuraciones: emisor y receptor por separado o emisor-receptor en el mismo transductor. Sea cual fuere la configuración, el eco llega al transductor reflejado permitiendo conocer al material en estudio. El recorrido que realiza el pulso es el mismo para la ida y la vuelta por lo que para el cálculo de la distancia se ha de dividir por dos el tiempo. Se muestra la fórmula, 20, que se utilizó en este proyecto donde se emplea un solo transductor como emisor-receptor.

$$d = c \frac{t}{2} \quad (20)$$

En la ecuación anterior el parámetro  $c$  corresponde a la velocidad del sonido ( $m/s$ ) dentro del material estudiado y el parámetro  $t$  hace referencia al tiempo ( $s$ ) que transcurre hasta que la onda reflejada llega al transductor.

Dentro del capítulo 3, Desarrollo, se muestra como se coloca el equipo para realizar los distintos experimentos. Es el emisor/receptor quien recibe la señal reflejada siendo esta antes amplificada y mostrada en el osciloscopio. En la figura 2.10 lo que se observa es como la onda se propaga por el material, eco de emisión, y al encontrar defectos en el interior aparece el eco de este y el eco del fondo. En cambio, si aparece una discontinuidad mayor, figura 2.11, la onda se refleja hacia

el transductor modificando su intensidad. La parte de la señal transmitida sigue su camino hasta el fondo donde se reflejará al igual que en la figura 2.10 . En el caso de que el defecto sea de un tamaño mayor al haz ultrasónico, no habrá eco del fondo y la energía se reflejará con mayor amplitud que en los demás casos, figura 2.12.

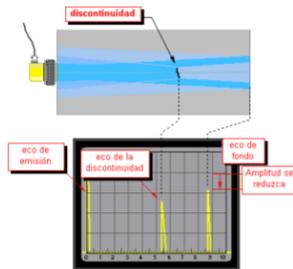


Figura 2.10: Técnica eco-impulso I.  
Fuente [13]

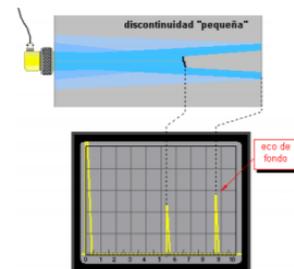


Figura 2.11: Técnica eco-impulso II.  
Fuente [13]

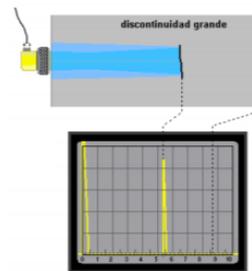


Figura 2.12: Técnica eco-impulso III.  
Fuente [13]

Hay diferentes formas para la toma de imágenes ultrasónicas, los más frecuentes dentro de las técnicas no invasivas son: A-Scan, B-Scan y C-Scan. En nuestro proyecto se usa la presentación de datos tipo A-Scan.

### A-Scan

Se muestra en la pantalla la cantidad de energía reflejada y relación la distancia-tiempo del material examinado [13]. Con el transductor colocado perpendicularmente al material, se observa la respuesta del este a lo largo del haz ultrasónico. Esto nos permite localizar discontinuidades y conocer su tamaño dependiendo de la amplitud de las señales reflejadas. La visualización se realiza en coordenadas cartesianas, donde el eje vertical muestra la amplitud de la intensidad del eco y en el eje horizontal el tiempo en el que se producen.

Los fenómenos físicos propios de los ultrasonidos que pueden aparecer al obtener una imagen ultrasónica se han de tener en cuenta, entre ellos encontramos: velocidad de propagación, atenuación, absorción, reflexión, refracción, difracción, impedancia acústica... etc.

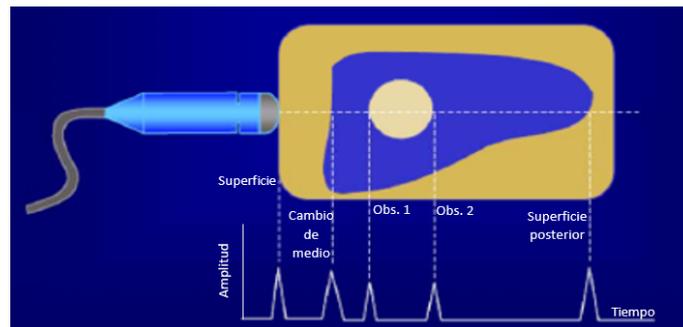


Figura 2.13: Presentación datos tipo A-Scan. Adaptado, fuente [55].

## 2.3 Aplicaciones con ultrasonidos en Odontología

Las ondas ultrasónicas se encuentran por arriba del umbral del oído humano en un rango superior a los 20 KHz. Los transductores ultrasónicos que se utilizan suelen operar a frecuencias superiores que rondan los megahercios (MHz). Además, al ser ondas mecánicas que se propagan por un medio elástico o visco elástico, sirven para el diagnóstico/tratamiento de técnicas aplicadas a la salud [12].

Podemos diferenciar dos usos en el ámbito médico de los ultrasonidos: diagnóstico y terapéutico. El primero de estos, se basa en la transmisión de energía a baja intensidad a través de un medio, lo que nos permite obtener información de este [44]. Por otra parte, el uso terapéutico, tiene como finalidad generar una alteración en el medio donde la onda se propaga [44].

El equipo que se emplea para llevar a cabo estas técnicas son transductores ultrasónicos. Su función es la conversión de la energía eléctrica en energía mecánica y viceversa [30]. Están fabricados con materiales piezoeléctricos, como cristales cerámicos, donde se produce el efecto de la piezoelectricidad [30]. En el caso de que se apliquen sobre el cuerpo humano, se propagarán por los distintos tejidos experimentando cambios en la densidad y la velocidad de propagación. Esto produce que la señal se refleje de regreso al transductor por los límites de los tejidos (tejido-hueso, fluido-tejido blando... etc.). Se generan ecos detectados por el transductor debido a la vibración que se produce en el cristal piezoeléctrico. Estas señales reflejadas con amplificadas y visualizadas en el osciloscopio.

Gracias a estas reflexiones se puede hallar la posición que provocó el eco, la atenuación del medio con la modificación de la amplitud de la señal y el backscattering por la forma de este.

Para aplicaciones de potencia de aire, la frecuencia asciende de los 20 KHz y pudiendo alcanzar 100 MHz para aplicaciones de microscopía ultrasónica. Aunque en la medicina las frecuencias usadas normalmente rondan entre los 100 KHz y 20 MHz, son entre 1 MHz y 10 MHz las más empleadas [12].

Fue a mediados del siglo pasado cuando se introdujo el empleo ultrasonidos dentro del campo de la odontología. Actualmente se aplica en las ramas de periodoncia y endodoncia [33]. Comprenden desde la eliminación de restauraciones para acceder al sistema de conductos, eliminación de obstrucciones como instrumentos fracturados y calcificaciones, la preparación biomecánica, irrigación ultra-

sónica así como la obturación del sistema de conductos y la cirugía endodóntica [33].

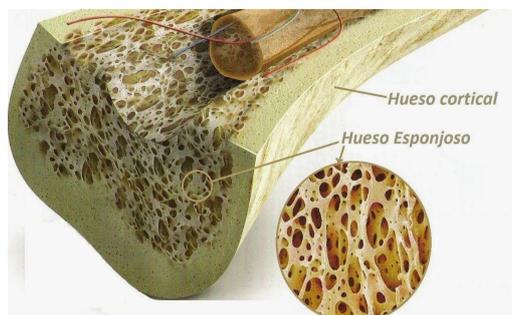
El aporte que proporcionan los ultrasonidos se debe: a su seguridad, a no ser invasivo y atraumático y a la capacidad de localizar fenómenos que con los rayos X no son distinguibles [30]. La finalidad de este proyecto de fin de máster es el desarrollo de una técnica segura y fiable, que pueda ser usada por los cirujanos ampliando las herramientas terapéuticas y de diagnóstico dentro del campo de la odontología.

## 2.4 Implantes dentales

Uno de los aspectos a tener en cuenta es la anatomía en la cual vamos a trabajar, por ello en este capítulo se comentan aspectos básicos relacionados con la anatomía maxilar. Los huesos involucrados en la colocación de un implante son los huesos de la mandíbula y el maxilar. Presentan diferencias significativas en cuanto a la estructura interna se refiere, de ahí que su respuesta ante la inserción del implante sea distinta [15].

Debemos distinguir dos tipos de huesos: cortical y esponjoso o trabecular. El primero da lugar a la parte externa de las estructuras óseas. Entre sus características destacamos la dureza y la compactibilidad. Tiene una porosidad de 5-30 % y una baja elasticidad que ronda el 3 % aproximadamente [36]. Da lugar al 80 % del esqueleto y su finalidad es dar soporte mecánico y protección [34].

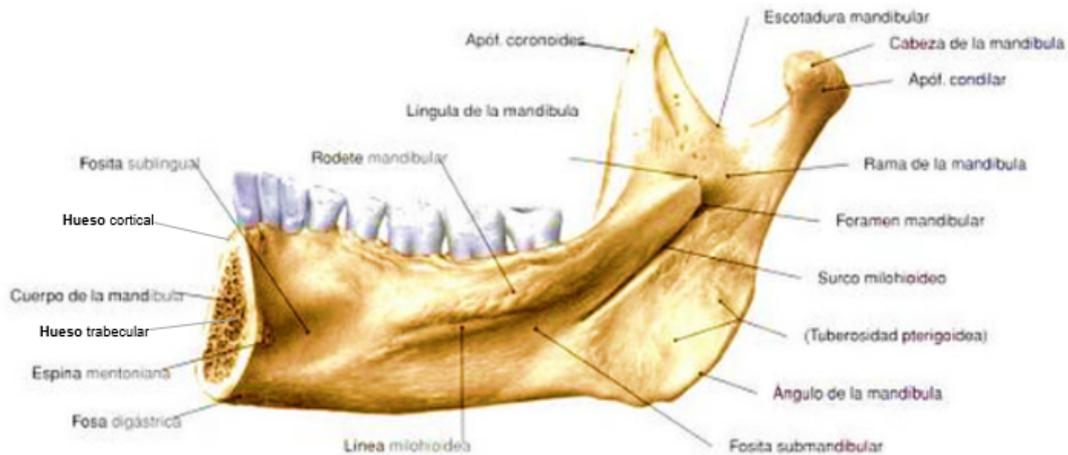
El 20 % restante del esqueleto está formado de hueso esponjoso. El hueso trabecular compone la parte interna de los huesos y forma parte activa de los procesos metabólicos [35]. Cabe nombrar las diferencias respecto al cortical siendo este más débil, suave, menos rígido y en cuanto a la porosidad aumenta hasta el 30-90 % [37] [36]. La estructura del hueso es compleja lo que provoca que el comportamiento mecánico del este sea particular: anisótropo, heterogéneo, no lineal y viscoelástico [14].



**Figura 2.14:** Hueso cortical y trabecular. Recuperado de <http://diabetesdietas.com/tag/fragilidad-osea/>

La mandíbula está situada en la parte inferior de la boca, unida a esta por distintos músculos y ligamentos que permiten su desplazamiento. Se encuentra prácticamente compuesta por hueso cortical aunque contiene dos regiones esponjosas: la incisal, con un 20 %, y la premolar, con un 10 % [15]. Es un hueso

impar, plano, central y simétrico que presenta una forma de herradura abierta hacia atrás situada en la parte anterior, posterior e inferior de la cara [39].



**Figura 2.15:** Anatomía de la mandíbula humana y sus partes. Adaptado, fuente [29].

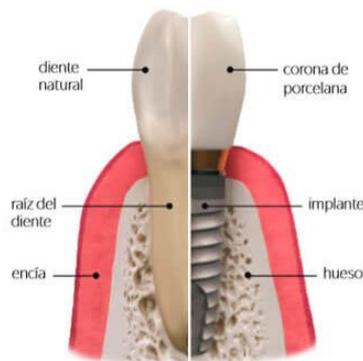
En cambio, el maxilar superior está formado en su totalidad de hueso esponjoso con una estrecha capa de hueso cortical lo que produce que sea menos resistente. Este hueso está definido como par, corto y de forma cuadrilátera irregular [40].

Los implantes dentales se definen como elementos aloplásticos que se insertan en el hueso maxilar o en la mandíbula con la finalidad de crear un soporte para el diente artificial [16] [14]. Su origen data del 1965 en la Universidad de Goteborg (Suecia), desarrollados por Bränemark y cols. [14]. Se centraron en el estudio de la cicatrización tanto de tejidos blandos como del hueso bucal con la intención de crear una raíz suplente fijada al hueso maxilar desarrollando el concepto de osteointegración. La osteointegración es la unión directa estructural y funcional entre el hueso vivo y la superficie del implante sometido a carga sin interposición de tejido fibroso [46].

Una de las características que no le pueden faltar al material candidato es la biocompatibilidad, resultado de la interacción de las propiedades intrínsecas con el tejido receptor y su entorno [14].

El material empleado con más frecuencia para la creación de implantes dentales es el titanio puro. Se debe al elevado grado de biocompatibilidad que presenta y su capacidad de osteointegración con éxito a largo plazo [14]. El titanio al entrar en contacto con el aire o el agua crea una superficie de óxido de entre 3-5 nm, que es resistente al ataque químico haciendo a este material uno de los más resistentes a la corrosión [14].

En la imagen siguiente diferenciamos tres partes fundamentales que dan lugar a un implante, estas quedan comentadas a continuación.



**Figura 2.16:** Estructura implante dental y diente natural. Recuperado de <https://dentalpoint.es/implantes-dentales-sevilla/>

- **Cuerpo o implante dental:** hace de raíz integrándose en el hueso. Es un tornillo de pequeñas dimensiones fabricado en titanio. Se coloca en el hueso mandibular o maxilar y sirve de apoyo para las distintas partes.

El tornillo queda dividido en tres partes: el módulo de la cresta (parte superior), el cuerpo (parte intermedia) y ápice (parte introducida en el hueso) [47].

- **Pilar:** su función garantizar la adaptación del implante y la corona asegurando la prótesis. Los tamaños y el diseño de esta pieza varían en función del uso específico y el material del cual se fabrican pueden ser cerámica o titanio [47].

Dependiendo del implante existen distintos tipos de pilares: para atornillado (rosca para fijar la prótesis), para cementado (muñón para colocar un puente) o para un retenedor (anclaje para una prótesis removible).

- **Corona:** es la parte que se puede apreciar del implante. Su aspecto es similar al de la pieza dental reemplazada. Se suelen fabricar de porcelana o circonio [47].

Los casos en los que el implante dental se propone como solución a la pérdida o remodelación son abundantes. Depende pues del caso específico de cada paciente la técnica que se emplea para realizar dicho implante. Podemos destacar los implantes de edentulismo total, implantes para sectores parciales, implantes unitarios entre otros [28]. Si nos centramos en este proyecto, es importante comprender y manejar la aplicación de regeneración tisular guiada a la técnica de implantes. Es en el apartado siguiente donde se profundiza sobre tal aplicación.

## 2.5 Regeneración Ósea Guiada (ROG)

Hoy en día la técnica de regeneración ósea guiada es considerada una práctica de gran relevancia dentro de la implantología. Su finalidad es favorecer la regeneración del hueso colocando una membrana, reabsorbible o no, para mantener el

coágulo sanguíneo creando un espacio donde las células osteoprogenitoras crecen sin la reproducción de células del tejido blando [17].

Con la profundización en la osteointegración y el desarrollo de nuevas técnicas y biomateriales, el empleo de los implantes dentales en la rehabilitación de pacientes, ya sea parcial o total, ha aumentado en estos años. Uno de los requisitos esenciales para que la colocación del implante oseointegrado sea exitosa es la existencia de un volumen óseo sano y suficiente en la región receptora. En ocasiones, la ausencia de hueso alveolar produce obstáculos tales como la compleja anatomía y las complicaciones técnicas a la hora de la planificación del implante [18].

Hay dos casos claros en los que se realizan técnicas de regeneración ósea: por falta de hueso para colocar y mantener a largo plazo un implante dental, o por motivos estéticos.

Esta técnica hace uso de biomateriales y/o membranas protectoras dependiendo de la morfología ósea del defecto. En cuanto a biomateriales para el relleno del hueso encontramos distintas opciones [18].

| Injerto Autólogo   | Injerto Homólogo  | Injerto Xenógeno  | Materiales Aloplásticos   |
|--|---|---|---|
| Tejido del propio individuo en áreas intraorales o extra-orales. | Tejido de la misma especie pero con matrices genéticas distintos. | Tejido de una especie diferente. Ejemplo: bovino liofilizado. | Materiales sintéticos o inorgánicos. Ejemplo: Fosfato tricálcico. |

**Tabla 2.1:** Tipos de injertos según su origen.

| Osteoconductores  | Osteogénicos  | Osteoconductores   |
|---|---|--|
| Funcionan como soporte que propician la migración de células mesenquimales indiferenciadas. Posteriormente serán osteoblastos que darán lugar a la matriz ósea necesaria. | Contienen osteoblastos libres y células mesenquimales indiferenciadas capaces de diferenciarse en osteoblastos, productores de matriz ósea necesaria para neoformación. | Atraen a través de las proteínas morfogenéticas existentes en sus componentes, células mesenquimales indiferenciadas, que posteriormente se diferenciarán en osteoblastos. |

**Tabla 2.2:** Tipos de injertos según su función.

Los requisitos que estos materiales deben satisfacer para emplearse como sustitutos óseos son: bioabsorción, biocompatibilidad, osteoinducción, osteoconducción, estructura similar al hueso, solidez para el fácil manejo y relación coste/efectividad [19].

En cuanto a las membranas protectoras que se colocan en el proceso de la regeneración ósea se distinguen dos tipos: las reabsorbibles y las no reabsorbibles. Su

función es aislar los tejidos blandos dando lugar a un espacio donde se encuentra el coagulo sanguíneo, favoreciendo a la acumulación de factores del crecimiento para la formación del hueso [18]. Al igual que los materiales para el injerto deben cumplir ciertas características como la biocompatibilidad, el ajuste del tejido, formación y mantenimiento del espacio, simplicidad clínica y quirúrgica reduciendo complicaciones [7].

Las técnicas regenerativas como la ROG se aplican cuando una vez examinado el paciente y evaluado la situación, el volumen óseo existe no es suficiente para realizar un implante. Esta ausencia puede deberse a la pérdida ósea alveolar traumática o infecciosa destructiva, por agenesia dentaria, por dientes incluidos o por hueso sin etiología específica [28].

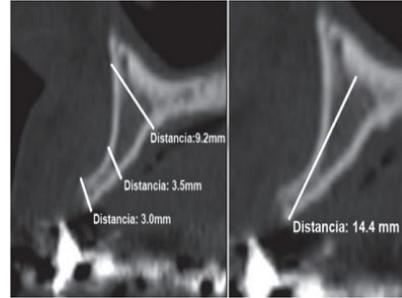
En este caso se debe conseguir una cantidad ósea suficiente para poder implantar con seguridad y fiabilidad el implante intraóseo. Como primer requisito está la creación de un espacio hueco bajo el coagulo de sangre con la membrana de exclusión de tejidos blandos donde se formará el hueso nuevo.

Las indicaciones que seguir para la realización de la técnica comienzan con la elevación del colgajo mucoperióstico, para ello se efectúa una abertura lateral accediendo al seno maxilar. Se ha de limpiar el área eliminando el tejido de granulación y la piel interior del seno maxilar conocida como Membrana de Schneider [28]. Es ahora cuando en el hueco creado se introduce el injerto óseo que en la tabla 2.1 se muestran sus distintas procedencias. Por último, se cubre con la membrana de exclusión de tejidos adaptando esta al contorno alveolar. Es necesario asegurar que la colocación de la membrana se ha llevado a cabo de tal forma que se protege el coagulo durante la maduración de este [28]. Transcurridos de 6 a 9 meses, la maduración del injerto óseo se habrá producido por lo que se evaluará la calidad de hueso neoformado. Llegados a este punto, se realizan radiografías para comprobar que la regeneración ósea ha sido satisfactoria, momento en el que este proyecto toma parte. Si el cirujano considera comienza la colocación del implante y con ello el nombrado proceso de osteointegración.

Para poder comprender la técnica de regeneración ósea se desarrolla a continuación un caso específico donde se pone en práctica. Nos encontramos ante un paciente de 52 años que desea reemplazar la pieza dental nº 22 por un implante [20]. Durante el examen clínico, mediante tomografías, se encuentran con una reducción ósea significativa e insuficiente para realizar el implante dental. Por ello se le diagnostica el defecto óseo de reborde con la finalidad de incrementar este para poder llevar a cabo la colocación del implante. Se realiza la técnica de regeneración ósea guiada con el injerto de un bloque de mentón, relleno óseo particulado y una membrana reabsorbible de colágeno. En un periodo de 6 meses, se evalúa la calidad ósea creada y se procede a la inserción del implante.



**Figura 2.17:** Vista intraoral previa.



**Figura 2.18:** Tomografía, dimensión hueso.



**Figura 2.19:** Colgajo zona receptora.



**Figura 2.20:** Incisión zona donadora.



**Figura 2.21:** Corte circular trefina.



**Figura 2.22:** Tornillo fijación bloque óseo.



**Figura 2.23:** Decorticalización del receptor.



**Figura 2.24:** Fijación injerto con tornillo.



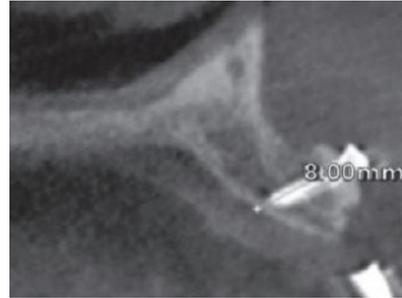
**Figura 2.25:** Colocación hueso particulado.



**Figura 2.26:** Adaptación membrana.



**Figura 2.27:** Aumento volumen óseo.



**Figura 2.28:** Tomografía 6 meses.



**Figura 2.29:** Injerto consolidado.



**Figura 2.30:** Preparación lecho óseo.



**Figura 2.31:** Colocación implante.



**Figura 2.32:** Rx. ROG injerto mentón.

Durante el proceso de regeneración ósea el paciente se ha sometido 3 sesiones de rayos X, figuras 2.18, 2.28 y 2.32. La tomografía computarizada (TC), también conocida como TAC, es una técnica para el diagnóstico que produce imágenes transversales del cuerpo [41]. La exposición continuada a la radiación incrementa la aparición del cáncer [42].

El objetivo de este proyecto es sustituir dicha técnica por la monitorización de la ROG a través de ultrasonidos. Llegado el momento 2.28 el cirujano evalúa la calidad ósea neoformada mediante la técnica que se propone obteniendo los

---

párametros BUA, SOS, ABTF, AIB y FSAB. Si el entorno es favorable y el hueso formado también se procede a la colocación del implante.

---

## Capítulo 3 - Desarrollo

---

En el capítulo 3, Desarrollo, ponemos en práctica la literatura y los conocimientos adquiridos durante el máster de ingeniería acústica. Se pretenden lograr los objetivos comentados en el capítulo 1 haciendo uso de la bibliografía y las herramientas que se estudian en asignaturas como Programación en Matlab, Fundamentos de Acústica, Tratamiento Digital de Señales Acústicas, Técnicas de Simulación en Acústica y Ultrasonidos. El software que se utiliza para llevar a cabo el este proyecto es *Matlab R2017b*, para el post-procesado de las medidas, y *Comsol Multiphysics 5.3a*, para la simulación. Ambos programas se usan con las licencias proporcionadas por la Universidad Politécnica de Valencia.

La finalidad de este proyecto es que con el uso de transductores ultrasónicos, empleando la técnica eco-impulso se obtengan parámetros que definen la regeneración ósea como son el SOS, BUA, ABFT, AIB y FSAB. La monitorización que se pretende conseguir se pone en práctica una vez realizada la operación de la regeneración ósea guiada (ROG). Con la malla protectora colocada, es el cirujano quien sitúa el transductor en la zona a estudiar y determina el estado en el que se encuentra. El esquema del procedimiento de las medidas para determinar los distintos parámetros queda reflejado en la imagen. En el Anexo B se muestra una foto del montaje experimental tomada en una de las sesiones de medida.

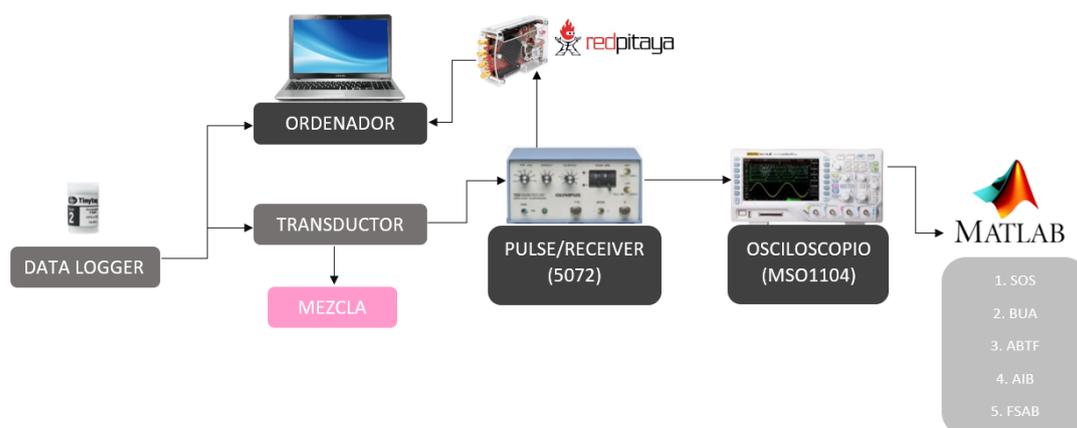


Figura 3.1: Diagrama de bloques general.

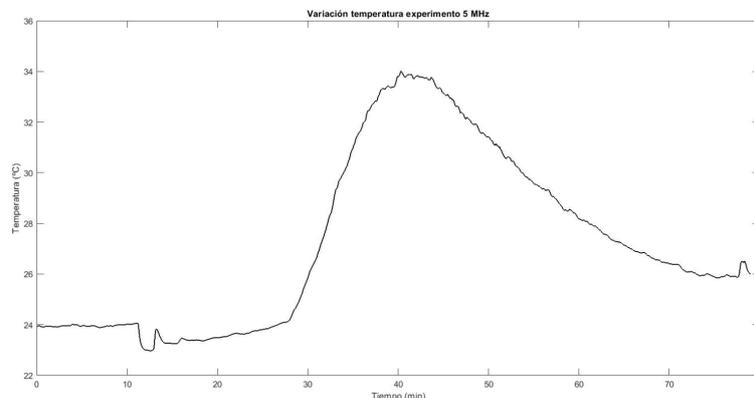
Es un proyecto con una parte experimental muy marcada. Hay que tener en cuenta que se espera el uso de su contenido en casos reales. Es el motivo por el

cual se realizan distintos experimento variando los transductores y la cantidad de mezcla a analizar. Los experimentos que se fijaron para desarrollar este proyecto son cuatro, uno por transductor utilizado:

- Experimento Transductor 1 MHz.
- Experimento Transductor 3.5 MHz.
- Experimento Transductor 5 MHz.
- Experimento Transductor 7.5 MHz.

## 3.1 Material y equipo

Los equipos que se han utilizado en el laboratorio para llevar a cabo los distintos experimentos son el Pulse/Receiver marca Olympus con referencia 5072 y el Osciloscopio marca Rigol referencia MSO1104. Los transductores de 1, 3.5, 5 y 7 MHz que se han utilizado son de la marca Olympus con las referencias V392-SU, V382, V1091 y V320. Para la adquisición de datos se emplea la Red Pitaya. Por control durante las medidas se coloca en el recipiente de la mezcla un sensor de temperatura, Tinytag Talk 2 referencia TK-4014. De ahí, se obtienen curvas de temperatura como la que se muestra en la figura 3.2. Se observa pues el aumento entre los 30 y 45 minutos que es justo donde se produce el cambio de estado en el material. Se pueden consultar las fichas técnicas de cada elemento en el Anexo A.



**Figura 3.2:** Variación de la temperatura durante el cambio de estado del material.

Se emplean distintos recipientes dada la geometría de los transductores y se coloca tanto dentro como fuera vaselina para asegurar que se adaptan correctamente. La mezcla se lleva a cabo con agua y el material seleccionado, cemento óseo (Type IV).

La elección de este material se basa en la cantidad de experimentos que se han desarrollado con él y su uso en la práctica, que comenzó hace casi 50 años [52]. Están contrastadas las propiedades que el cemento óseo ofrece: alta respuesta al rendimiento, calidad y éxito clínico justificado [52]. Hay una gran variedad de cementos en el mercado, con diferentes técnicas el fabricante puede modificar las

propiedades facilitando distintos usos [38]. Para este proyecto se ha elegido el cemento óseo (Yeso dental Type IV).

El yeso como tal, es un mineral que puede obtener bien de distintas partes del mundo o como resultado de algunas reacciones químicas. Dentro de la odontología es uno de los materiales más empleado [38].

Cabe destacar la importancia del tipo de yeso. En este proyecto se utiliza un yeso dental tipo IV, de la compañía *Madespa*, que presenta distintas características que el resto de los tipos: I, II, III y V. La particularidad de este es la forma cuboidal de las partículas y la menor área superficial [38]. Estas características hacen que se puedan lograr las propiedades físicas tales como resistencia, dureza y fraguado particularizando para cada caso.



**Figura 3.3:** Bidón de 6 Kg cemento óseo (Yeso dental Type IV).



**Figura 3.4:** Peso 50 g del producto para su posterior uso.



**Figura 3.5:** Proceso de mezcla, yeso óseo y  $H_2O$ .

En la imagen 3.3 se muestra el recipiente donde se encuentra el yeso, en la figura 3.4 el pesaje del mismo para uno de los experimentos y en la última imagen 3.5 el proceso de mezcla del yeso óseo con  $H_2O$ . Esta preparación se realiza con el montaje experimental preparado dado que es importante obtener datos de todo el proceso de solidificación.

| Experimento         | Cemento Óseo (Yeso dental Type IV) | H <sub>2</sub> O |
|---------------------|------------------------------------|------------------|
| Transductor 1 MHz   | 50 g                               | 22 ml            |
| Transductor 3.5 MHz | 25g                                | 11ml             |
| Transductor 5 MHz   | 25g                                | 11 ml            |
| Transductor 7.5 MHz | 25g                                | 11ml             |

**Tabla 3.1:** Cantidades mezcla distintos experimentos.

La cantidad de cemento óseo que se emplea en cada transductor depende del mismo. En la tabla 3.1 se ven las cantidades de los distintos experimentos. Para realizar el experimento con el transductor de 1 MHz, se doblaron las cantidades manteniendo la proporción de agua y cemento óseo de la mezcla. Esto se debe a que la longitud de onda es mayor en este transductor que en el resto.

## 3.2 Obtención parámetros

### 3.2.1. SOS

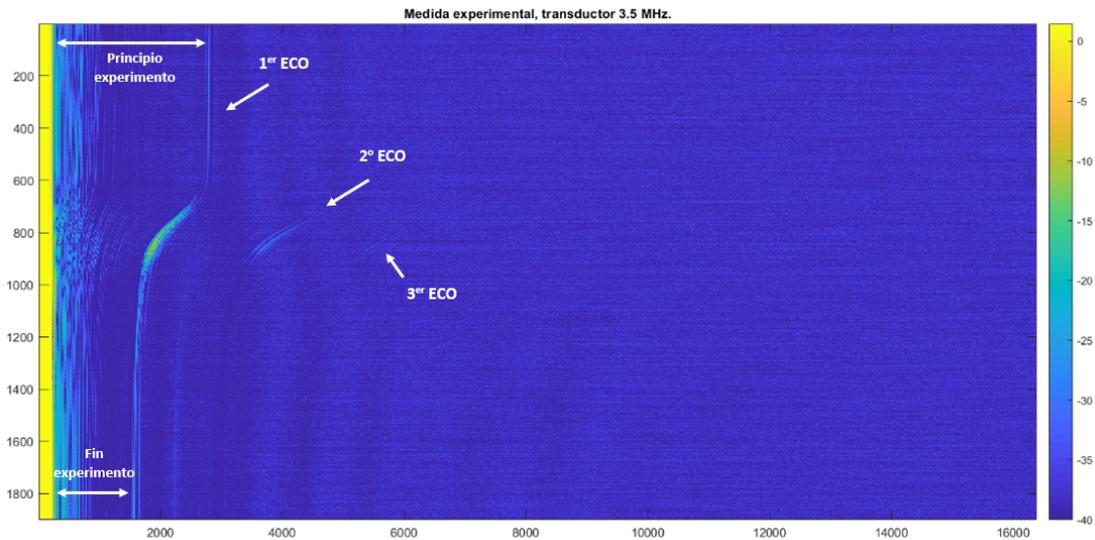
Para obtener la velocidad del sonido dentro del material debemos seguir los pasos fijados en el diagrama mostrado a continuación 3.6. Cuando medimos la concentración aparecen distintos ecos y es con los dos primero con los que se calcula el tiempo que tarda el sonido en recorrer el recipiente ida y vuelta. Además, es conocido el espesor del cemento óseo por ello, y con las fórmulas descritas en el capítulo 2, apartado 2.1.1, se calcula el parámetro SOS (Speed Of Sound) durante el proceso de secado del cemento.



**Figura 3.6:** Diagrama de bloques para la obtención del parámetro SOS.

Mientras se realiza la medida, en el osciloscopio se aprecia como al solidificarse la mezcla el eco producido se va acercando al pulso emitido. En la siguiente

figura se muestran los valores obtenidos durante una medida experimental con el transductor de 3.5 MHz.



**Figura 3.7:** Gráfica datos obtenidos medida experimental 3.5 MHz .

La parte izquierda de la figura corresponde con el pulso enviado por el transductor, de ahí la intensidad de la amplitud destacada en color amarillo. Se diferencian claramente los distintos ecos producidos por el cambio de medio durante la propagación 3.7. Es evidente que conforme va pasando el tiempo y se va solidificando la mezcla, el eco se desplaza hacia la izquierda. Esto quiere decir que la velocidad del sonido en el interior aumenta acorde al proceso de secado.

La señales con las que se trabajan se obtiene de los datos medidos. Para ello se calcula el máximo de la envolvente del primer y segundo eco y es con ellos, con los que se calcula la diferencia temporal. El espesor del cemento es conocido, tabla 3.2 dado que al acabar la sesión de medidas se retira del recipiente y con el uso del pie de rey, se obtienen sus dimensiones.

| Experimento         | Espesor (m) |
|---------------------|-------------|
| Transductor 1 MHz   | 0.0174      |
| Transductor 3.5 MHz | 0.0167      |
| Transductor 5 MHz   | 0.0143      |
| Transductor 7.5 MHz | 0.0111      |

**Tabla 3.2:** Grosor de la mezcla solidificada para los distintos experimentos.

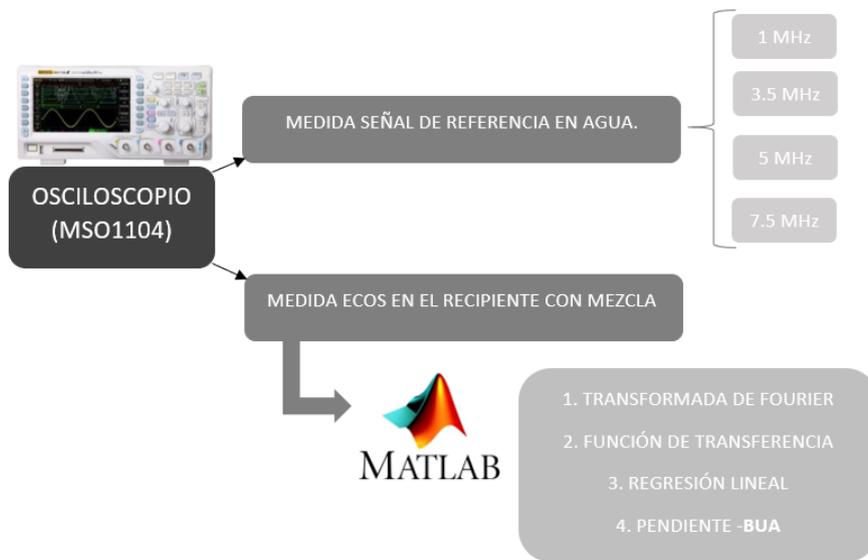
Respecto a los valores del espesor, hay que tener en cuenta la posible incertidumbre de la medida y la variación de estos durante el experimento. En el Anexo C se encuentran los algoritmos desarrollados para el cálculo de este parámetro.

### 3.2.2. BUA

Para obtener este parámetro en base a la literatura desarrollada en el capítulo 2, apartado 2.1.2, se han de seguir distintos pasos. En primer lugar, la medida de

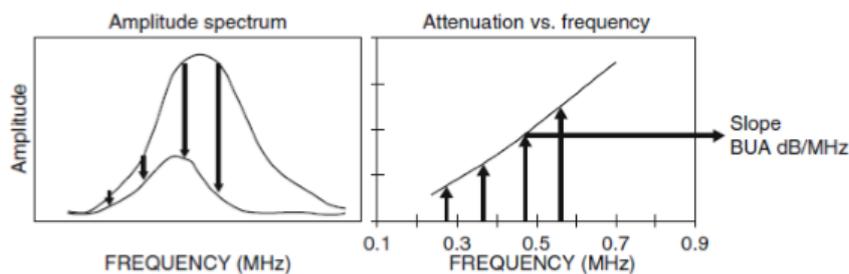
la señal de referencia en agua del transductor, a la cual se le aplica la Transformada de Fourier. En el Anexo B se muestra la medida de la señal de referencia. De esa misma señal se marca el ancho de banda del transductor, siendo  $f_{max}$  la frecuencia central máxima y  $f_1$  y  $f_2$  menos 6 dB a cada lado.

Con el transductor acoplado al recipiente que contiene la mezcla se determinan los ecos producidos por la misma. Al igual que con la señal de referencia, se le aplica la Transformada de Fourier a los ecos y se obtiene la función de transferencia respecto a la señal de referencia. Es ahora mediante la regresión lineal cuando se determina el parámetro buscado, BUA, siendo este la pendiente de la recta hallada. En la figura 3.8 se muestra en forma de diagrama de bloques el procedimiento de cálculo del BUA (Broadband Ultrasound Attenuation).



**Figura 3.8:** Diagrama de bloques para la obtención del parámetro BUA.

En la figura siguiente, 3.9 quedan mostrados los pasos anteriormente descritos. En la parte izquierda de la imagen, se muestra la obtención de la FFT de la señal de referencia y la señal medida. Posteriormente, en el lado derecho, se representa la atenuación frente a la frecuencia siendo la pendiente de la recta el parámetro buscado. En el Anexo C se encuentran los algoritmos desarrollados para el cálculo de este parámetro.



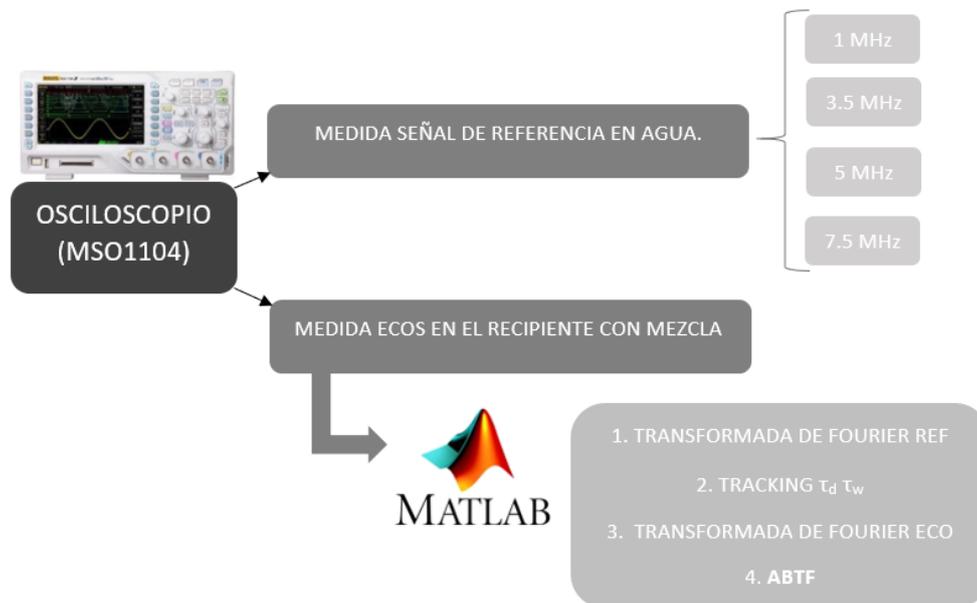
**Figura 3.9:** Diagrama de la representación de la medición del BUA. Fuente [27]

### 3.2.3. ABTF

El procedimiento para calcular este parámetro tal y como queda recogido en la literatura, concretamente el apartado 2.1.3, consta de diferentes pasos. Al igual que con los anteriores, se ha de obtener la señal de referencia del transductor sumergiéndolo en agua con una base de metal, a esta señal se le aplica la transformada de Fourier.

Para asegurar que el cálculo del ABTF se hace correctamente, ha sido necesaria la realización de un seguimiento/tracking de la señal. A la hora de aplicar el retardo mediante el parámetro  $\tau_d$  desde el cual comienza la ventana, se ha debido concretar su valor en cada iteración. Teniendo en cuenta que la señal del eco se va desplazando a la izquierda conforme se va solidificando la mezcla, este parámetro lo ha de hacer en consonancia. El motivo de este proceso es garantizar que la señal se analiza correctamente y que se hace el inventariado a la parte del backscattering. Del mismo modo, y por el cambio del valor de  $\tau_d$ , se ha de calcular cual será el tamaño de la ventana  $\tau_w$  para cada iteración.

A la señal del backscattering inventariada se le aplica la Transformada de Fourier y posteriormente, se calcula la fórmula 18 obteniendo el valor del parámetro ABTF. En la figura 3.10 se observan los pasos de este proceso mediante una estructura de diagramas de bloques.

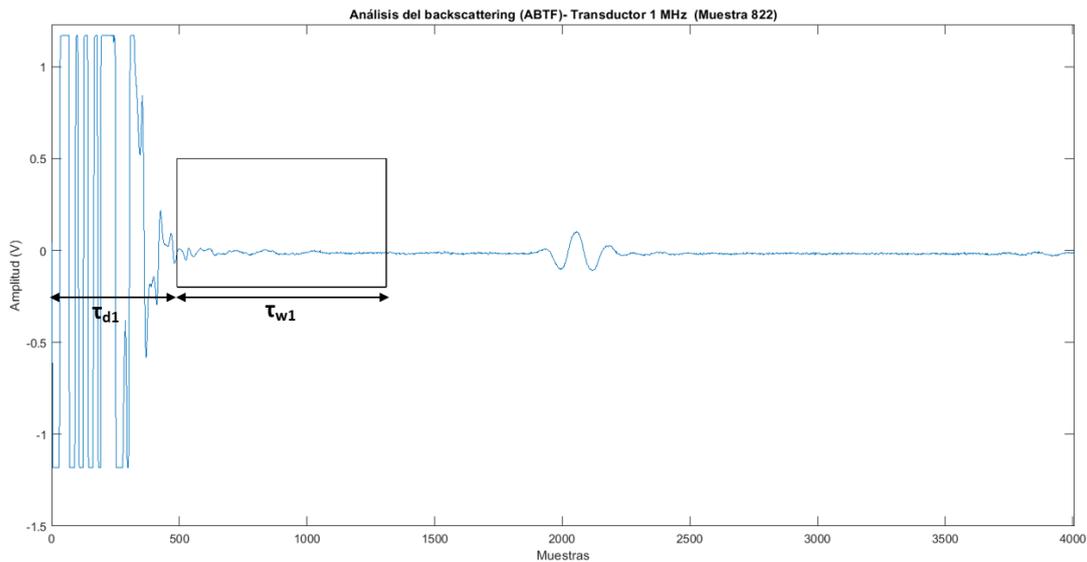


**Figura 3.10:** Diagrama de bloques para la obtención del parámetro ABTF.

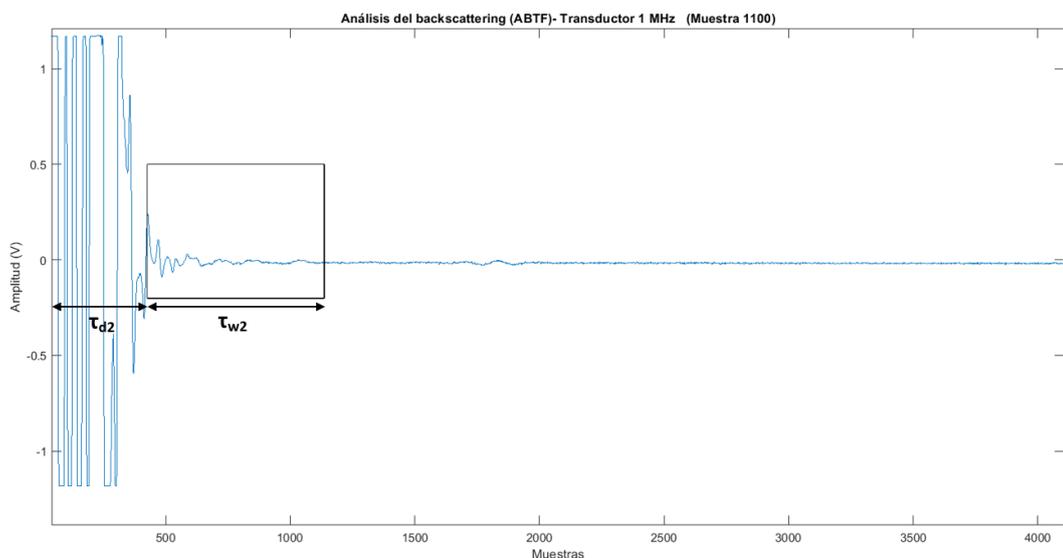
Comentaremos los aspectos que se han tenido en cuenta para la obtención del ABTF. El tamaño se fija, en un principio, para  $\tau_d = 6\mu_s$  y para  $\tau_w$  como un divisor de la frecuencia central del transductor, 1.

$$\tau_w = \frac{10}{f_c} \quad (1)$$

Esto se debe a que en las primeras señales que se obtienen, el eco se encuentra en la posición más alejada. Por ello, y conforme se va solidificando el cemento óseo, ha de calcularse para cada caso el valor de  $\tau_d$  y  $\tau_w$ . Con la programación de un seguimiento en las señales obtenidas se van concretando sus valores asegurando que la parte eventada corresponde al backscattering deseado. En las figura 3.11 y 3.12, se observa la obtención de la zona donde se produce el backscattering para dos muestras distintas. En el Anexo C se encuentran los algoritmos desarrollados para el cálculo de este parámetro.



**Figura 3.11:** Análisis de la señal de backscattering para la muestra 822, con valores de  $\tau_{d1}$  y  $\tau_{w1}$ .



**Figura 3.12:** Análisis de la señal de backscattering para la muestra 1100, con valores de  $\tau_{d2}$  y  $\tau_{w2}$ .

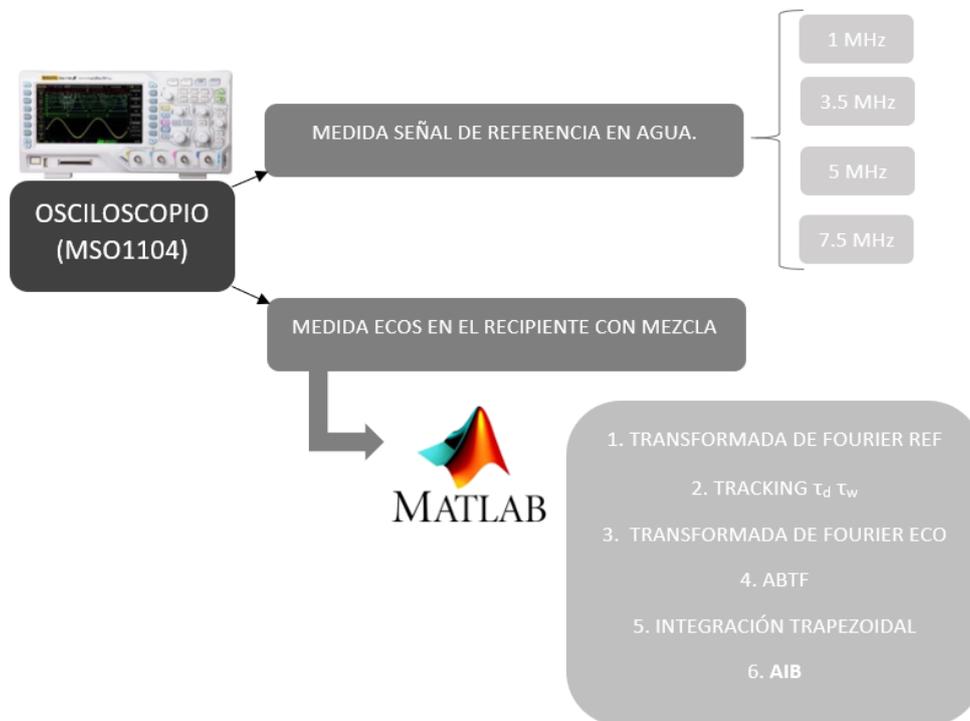
En la tabla 3.3 quedan recogidos los valores de ambos parámetros,  $\tau_d$  y  $\tau_w$ , para las muestras escogidas. Este proceso se realiza en todas las señales procesadas asegurando que la región analizada contiene la señal del backscattering.

| Muestra | $\tau_d (\mu_s)$ | $\tau_w (\mu_s)$ |
|---------|------------------|------------------|
| 822     | 3.9              | 10.5             |
| 1100    | 3.4              | 9.1              |

**Tabla 3.3:** Valor obtenido  $\tau_d$  y  $\tau_w$  para distintas muestras.

### AIB

El parámetro AIB depende del anterior, ABTF, por lo que el cálculo hasta este último se realiza tal y como se ha detallado en el apartado anterior. Una vez conocido su valor, se ha de llevar a cabo una integración trapezoidal. Lo que se determina es el valor del área bajo la curva del ABTF. En la siguiente figura, 3.13, se muestran los pasos a seguir para determinar este parámetro.



**Figura 3.13:** Diagrama de bloques para la obtención del parámetro AIB.

### FSAB

Al igual que con el parámetro anterior, antes de nada se ha de hallar el valor del ABTF siguiendo los pasos del apartado 3.3.3. Es ahora cuando se realiza la regresión lineal obteniendo el valor de la pendiente que corresponde con el parámetro buscado, FSAB. En la figura 3.14 se muestra el procedimiento de obtención de este parámetro.

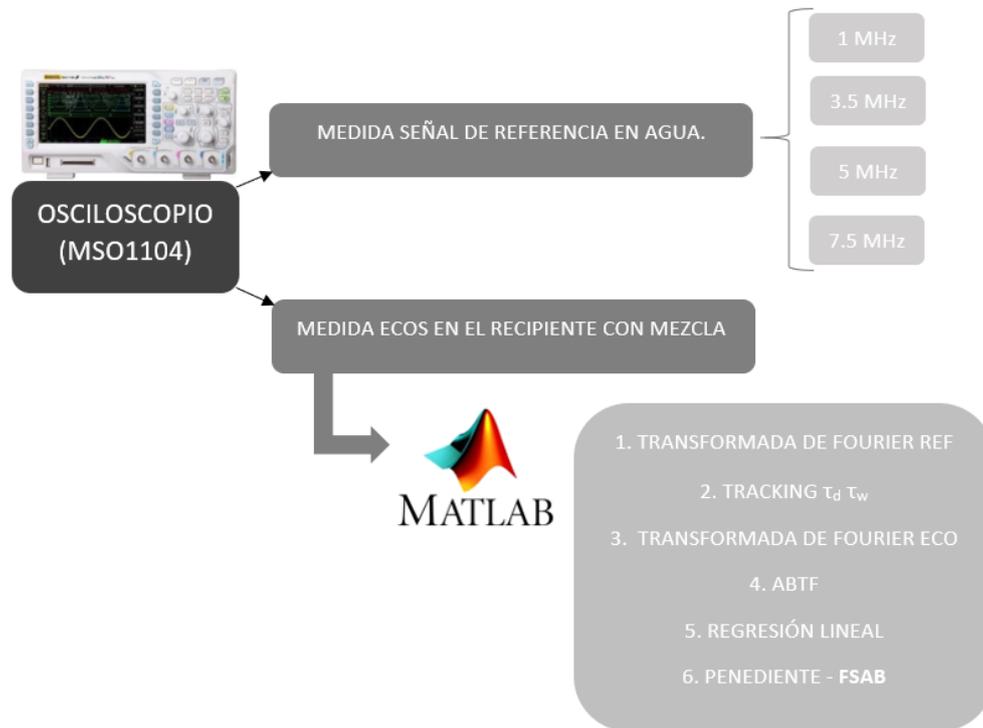


Figura 3.14: Diagrama de bloques para la obtención del parámetro FSAB.

### 3.3 Simulación modos propios

Como añadido a este proyecto, se plantea la idea de incorporar un estudio sobre modos propios en el hueco proporcionado por un incisivo durante el proceso de regeneración ósea. Para llevarlo a cabo es necesario el uso de un modelo numérico que permita la resolución del problema debido a la complejidad del mismo. Este es el motivo por el que la simulación se desarrolla bajo el método de elementos finitos, conocido como FEM (Finite Elements Method). El software en el cual se realiza dicha simulación es *Comsol Multiphysics 5.3a* [53].

Dentro de este proyecto se utiliza el módulo de acústica que proporciona las herramientas necesarias para modelar la propagación de ondas acústicas en sólidos y fluidos estacionarios [53]. Permite evaluar problemas del tipo acústica de presión, interacción estructura-acústica, aeroacústica, acústica termo-viscosa, ultrasonidos y acústica geométrica. El método de elementos finitos, FEM, tiene infinidad de aplicaciones dentro del mundo la acústica.

FEM es un modelo numérico que se aplica en problemas que presentan condiciones de contorno. Se basa en la discretización de un cuerpo sobre el cual quedan definidas las ecuaciones en formas geométricas simples llamadas elementos finitos. Estos elementos a su vez se interconectan por puntos llamados nodos [22] creando una malla en la que se encuentra detallada tanto el material como las propiedades del cuerpo. Se especifica así como será el comportamiento bajo cier-

tas condiciones de contorno e iniciales.

Su resolución se consigue mediante la interpolación de los valores conocidos en los nodos. El tamaño de estos elementos depende del estudio a realizar. Para obtener una precisión aceptable en problemas de acústica, se debe de asegurar existan varios elementos por cada longitud de onda, es decir, que el tamaño de la malla sea de entorno a un orden de magnitud más pequeño que la longitud de onda más corta:

$$\Delta_x = \left(\frac{c}{f_{max}}\right)/N \quad (2)$$

Donde  $\Delta_x$  es el tamaño del elemento de la malla,  $c$  es la velocidad del sonido,  $f_{max}$  es la frecuencia más alta que queremos estudiar y  $N$  un entero, típicamente escogemos  $N$  entre 6 y 10. El módulo de acústica del paquete COMSOL, se basa en la resolución de las ecuaciones de acústica linealizadas [54], siendo las ondas sonoras en un medio sin pérdidas descritas por la ecuación 3 :

$$\frac{1}{\rho_o c^2} \frac{\partial^2 p}{\partial t^2} + \nabla \cdot \left(-\frac{1}{\rho_o} (\nabla p - q)\right) = Q \quad (3)$$

donde  $\rho_o$  es la densidad en ( $\text{kg}/\text{m}^3$ ),  $c$  es la velocidad del sonido en ( $\text{m}/\text{s}$ ) y la combinancia de ambas  $\rho_o c^2$  es el módulo de compresibilidad adiabático denotado como  $K$  ( $\text{Pa}$ ). Las fuentes dipolar  $q = 0$  ( $\text{N}/\text{m}^3$ ) y monopolar  $Q = 0$  ( $1/\text{s}^2$ ) son opcionales. La ecuación resultante para determinar el valor de la presión es (4) :

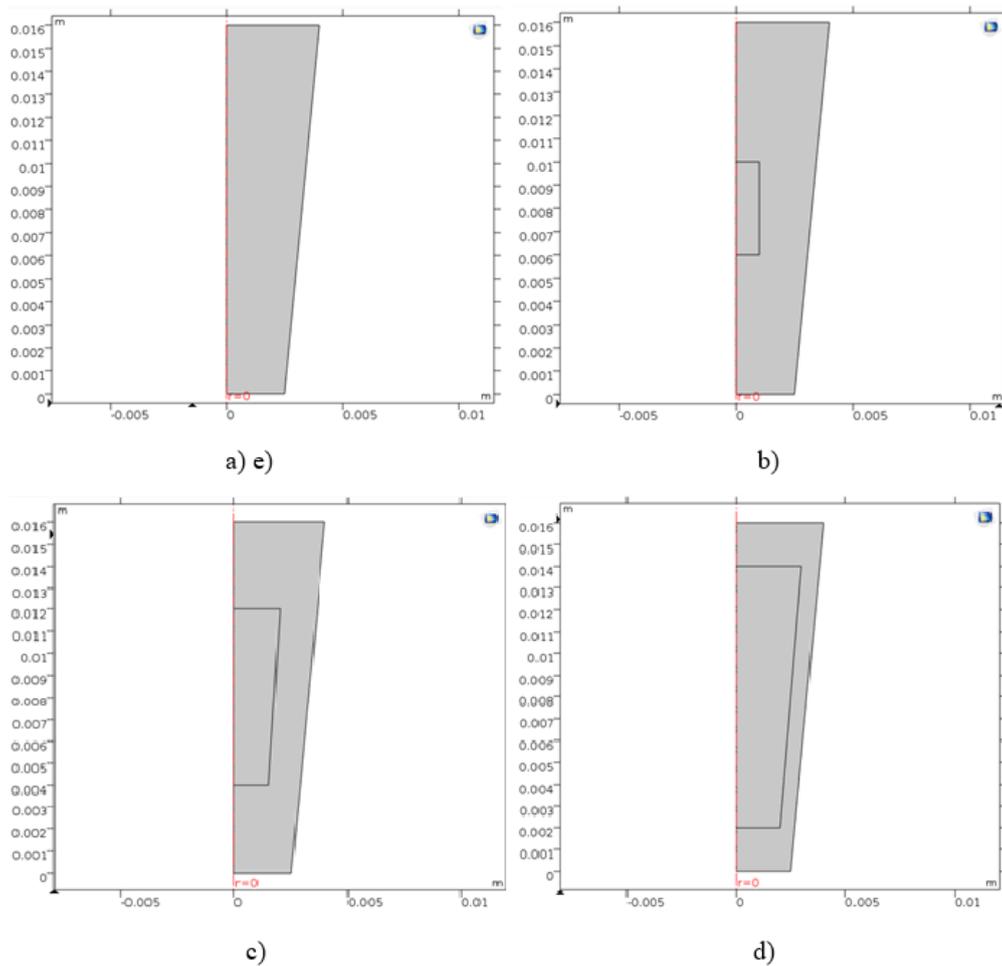
$$p(x, t) = p(x) e^{j\omega t} \quad (4)$$

Para el estudio de las frecuencias propias, las fuentes están ausentes por lo que la ecuación varía siendo ahora la ecuación no homogénea de Helmholtz (5) :

$$\nabla \cdot \left(-\frac{1}{\rho_o} \nabla p\right) + \frac{\lambda^2 p}{\rho_o c^2} = 0 \quad (5)$$

El valor del parámetro  $\lambda$  que aparece en esta ecuación está relacionada con la frecuencia propia  $f$  y la frecuencia angular  $\omega$  en  $\lambda = i2\pi f = i\omega$  [21].

Para asemejar nuestro modelo a la forma de la pieza dental se ha generado un trapecio con las dimensiones de un incisivo inferior [43] . El interés de este estudio es analizar la modificación de los modos propios durante la regeneración ósea. El procedimiento seguido para simular el crecimiento que el hueso se lleva a cabo aumentando de forma manual la región en la que se encuentra el hueso trabecular o cortical. Para ello contamos con 5 modelos diferentes.



**Figura 3.15:** Geometría incisivo inferior, modelo Comsol. a)Hueso trabecular completo. b)Hueso trabecular con hueso cortical en el interior I. c)Hueso trabecular con hueso cortical en el interior II. d)Delgada capa de hueso trabecular, en su totalidad hueso cortical. e)Hueso cortical completo.

La imagen 3.15 muestra los distintos estudios realizados con simetría axial 2D. El objetivo es conocer los modos propios del incisivo, por lo que dentro del módulo de acústica se utiliza el de presión acústica, frecuencia (acpr). Partiendo del tamaño fijo del incisivo se ha ido incrementando la presencia del hueso cortical, es decir, la regeneración ósea, hasta completar dicho proceso. En el capítulo 4, sección 4.6, se comentan los resultados obtenidos.

---

# Capítulo 4 - Resultados

---

## 4.1 Transductor 1 MHz

---

En las siguientes figuras 4.1, 4.2, 4.3 y 4.4 se pueden apreciar los resultados obtenidos para los parámetros SOS, BUA, AIB y ABTF con el transductor de 1 MHz.

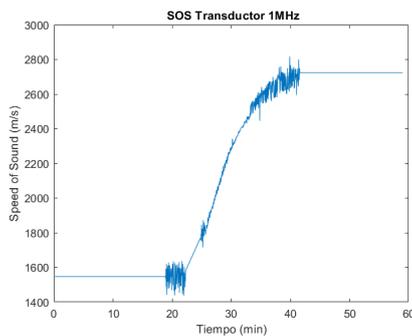


Figura 4.1: Resultado SOS - 1 MHz

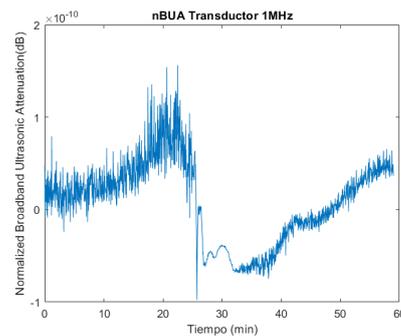


Figura 4.2: Resultado BUA - 1 MHz

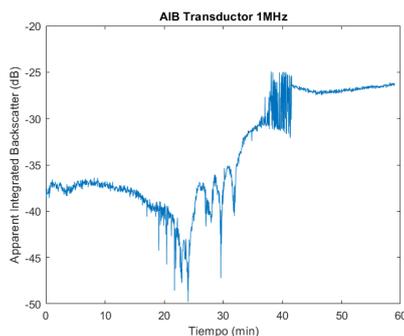


Figura 4.3: Resultado AIB - 1 MHz

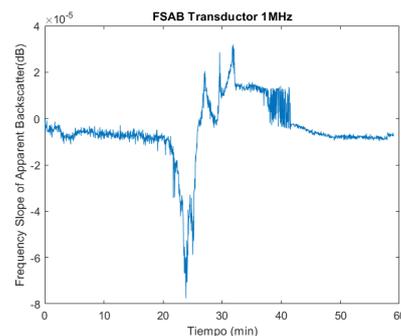


Figura 4.4: Resultado FSAB - 1 MHz

En cuanto al SOS: comienza entorno a los  $1547(m/s)$  y finaliza en  $2724(m/s)$ . Esa transición comienza sobre los 15-20 minutos de haber colocado la mezcla, es el momento donde se produce el cambio de estado líquido a estado sólido. Transcurridos 40 minutos, el valor de la velocidad de propagación se mantiene constante dado que el material está completamente solidificado.

Esta variación se aprecia levemente en el BUA, donde llegados a los 20 minutos se produce un aumento de hasta de  $1 dB/MHz$  y una bajada de  $-1 dB/MHz$

cuando antes rondaba los  $0.2 \text{ dB/MHz}$ . De nuevo, el cambio de estado de la mezcla se hace presente con la modificación de estos valores.

Fijándonos ahora en el parámetro AIB, muestra como su valor comienza en torno a los  $[-40, -35] \text{ dB}$  y aumenta a partir de los 20 minutos cuasilinealmente llegando, a los 40 minutos, a un valor fijo de  $-26 \text{ dB}$ .

Por último, el FSAB, que ha mostrado un valor fijo de unos  $0 \text{ dB}$  cuando llega el momento de la transición, 20-40 minutos, se produce una descenso de hasta  $-8 \text{ dB}$  con un posterior aumento superando los  $2 \text{ dB}$ .

## 4.2 Transductor 3'5 MHz

En las siguientes figuras 4.5, 4.6, 4.7 y 4.8 se pueden apreciar los resultados obtenidos para los parámetros SOS, BUA, AIB y ABTF con el transductor de 3.5 MHz.

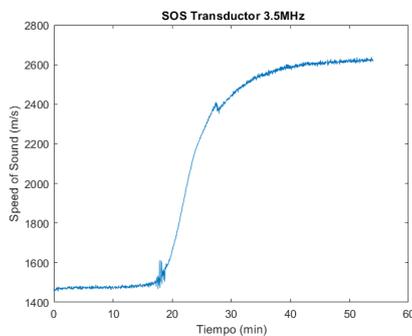


Figura 4.5: Resultado SOS - 3.5MHz

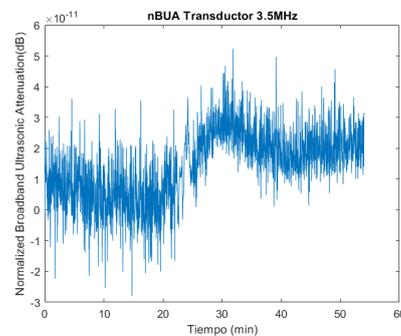


Figura 4.6: Resultado BUA - 3.5 MHz

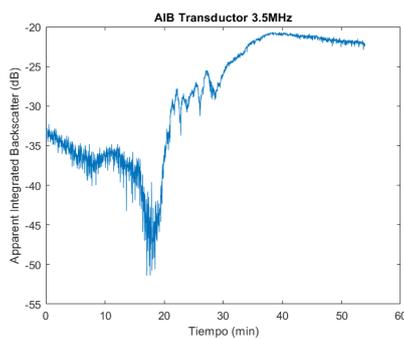


Figura 4.7: Resultado AIB - 3.5 MHz

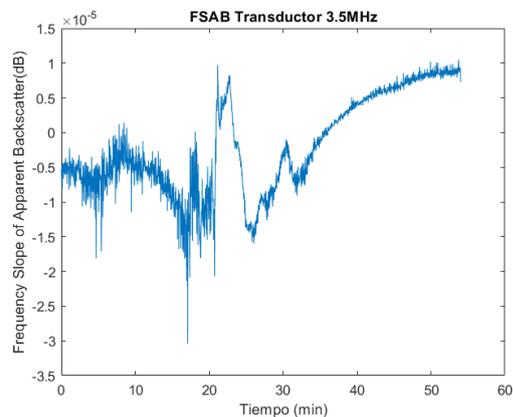


Figura 4.8: Resultado FSAB - 3.5 MHz

De nuevo la velocidad del sonido prolonga el valor de  $1470 \text{ (m/s)}$  hasta alrededor de los 20 minutos donde comienza a aumentar debido a la transición del estado del material. El valor final que se mantiene pasados los 40 minutos es de  $2610 \text{ (m/s)}$ . Como se ha visto en el apartado anterior, el SOS es uno de los parámetros que mejor muestra la solidificación del cemento.

En cuanto al BUA podemos comentar que la medida obtenida no es lo suficientemente clara como para determinar aceptable la monitorización. Es evidente

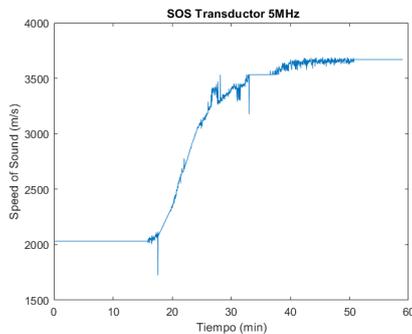
que hay muchas discrepancias pero aún así, se nota que de los 20 a los 40 minutos, con valores de entre  $[2,5]$   $dB/MHz$ , el material cambia a estado sólido.

El AIB, comienza ahora alrededor de los  $[-35, -30]$   $dB$  y es a los 20 minutos cuando se produce un decremento de hasta  $-50$   $dB$ . En ese periodo, de ahí hasta los 40 minutos, aumenta rápidamente hasta un valor de  $-20$   $dB$  en el cual se mantiene por haber alcanzado la solidificación del material.

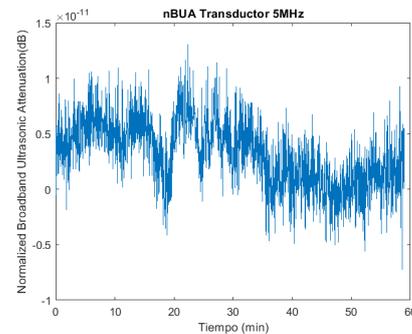
Finalmente, el FSAB empieza con un valor de  $-0.5$   $dB$  y en es el periodo de los 20 a los 30 minutos cuando oscila entre  $[-3,1]$   $dB$ . Posteriormente, va aumentando de forma progresiva hasta estabilizarse en  $1$   $dB$ .

### 4.3 Transductor 5 MHz

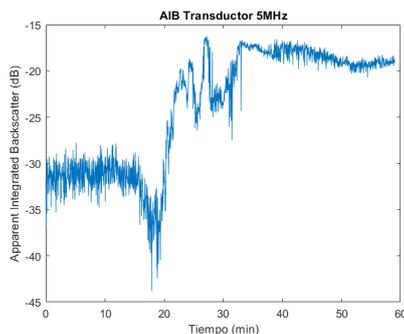
En las siguientes figuras 4.9, 4.10, 4.11 y 4.12 se pueden apreciar los resultados obtenidos para los parámetros SOS, BUA, AIB y ABTF con el transductor de 5 MHz.



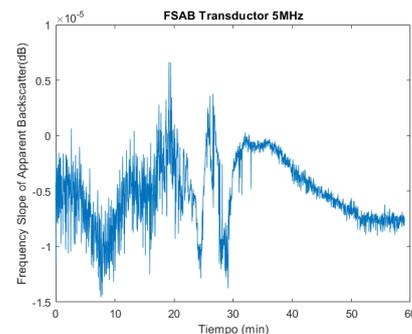
**Figura 4.9:** Resultado SOS - 5 MHz



**Figura 4.10:** Resultado BUA - 5 MHz

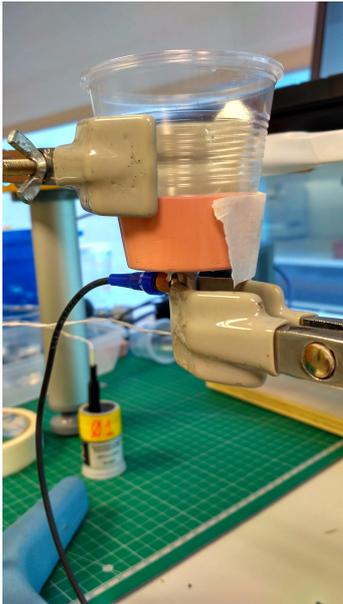


**Figura 4.11:** Resultado AIB - 5 MHz



**Figura 4.12:** Resultado FSAB - 5 MHz

De este transductor tenemos que comentar varias premisas para así comprender los resultados obtenidos. Recordemos pues, que el transductor de 5 MHz tiene un diámetro de  $0.125''$  ( $0.31$   $cm$ ). La pequeña superficie que presenta hace que la amplitud de la onda a propagarse sea escasa. Además presente una señal a ruido desfavorable.



**Figura 4.13:** Medida con el transductor de 5 MHz.

Si a estas indicaciones le añadimos las posibles incertidumbres de las mediciones, dan lugar a una medida no favorable. Aún así, en el SOS, mantiene el comportamiento de los dos experimentos anteriores. Ahora sí, en la primera fase, líquido, los valores aumentan en torno a los 2032 ( $m/s$ ) que a su vez siguen incrementando con el cambio a estado sólido. El valor final para la velocidad es de 3680 ( $m/s$ ).

Con este transductor el BUA no se puede determinar dado que varía durante los casi 60 minutos de la medida entre los valores de  $[-0.5,1]$   $dBMHz$ . No quedan marcadas las fases de la solidificación.

Es con el AIB donde podemos contemplar que si se produce dicha solidificación. En un primer momento, se mantiene sobre los  $[-35,-30]$   $dB$  y llegados a los 20 baja hasta los  $-45$   $dBMHz$ . Durante esos 20 minutos que se produce el cambio de estado, va aumentando hasta

que se mantiene constante con un valor de alrededor de  $-20$   $dBMHz$ . Al igual que con el BUA, el FSAB no describe las fases del secado del cemento óseo. Como se ha comentado, este transductor es que más problemas ha dado a la hora de realizar las medidas: por su pequeña superficie y el problema de acoplamiento que esto supone.

## 4.4 Transductor 7'5 MHz

En las siguientes figuras 4.14, 4.15, 4.16 y 4.17 se pueden apreciar los resultados obtenidos para los parámetros SOS, BUA, AIB y ABTF con el transductor de 7.5 MHz. En el Anexo B se muestra una imagen tomada durante la medida con este transductor.

La velocidad de propagación del sonido dentro del material se mantiene constante con un valor de 1754 ( $m/s$ ) hasta los 20 minutos. De ahí y durante los próximos 20, va aumentando de forma casi exponencial hasta alcanzar el valor de 3178 ( $m/s$ ).

En lo que se refiere al BUA, observamos pues como ronda los valores de entre  $[-2,2]$   $dBMHz$  durante los primeros 20 minutos. Después de esto se produce un aumento, coincidiendo con la transición del estado líquido a sólido del material donde alcanza los 8  $dBMHz$ . En la última fase, con el material completamente sólido rondan sus valores entre los  $[4,6]$   $dBMHz$ .

En este caso el parámetro AIB muestra las distintas fases de la solidificación. Comienza en torno a los  $[-45,-40]$   $dB$  para la fase en estado líquido. Cuando empieza la transición aumenta de forma impulsiva hasta un valor de  $[-30,-25]$   $dB$  y es en ese rango donde se mantiene cuando la muestra está totalmente sólida.

Por último, el FSAB, presenta mucha dispersión en cuando a los valores máximos y mínimos que se obtiene. Por ello se hace imposible identificar las fases de la solidificación del material. Vemos como el máximo y el mínimo se encuentran entre los 20 y 40 minutos, pero no podríamos estimar es estado óseo con fiabilidad.

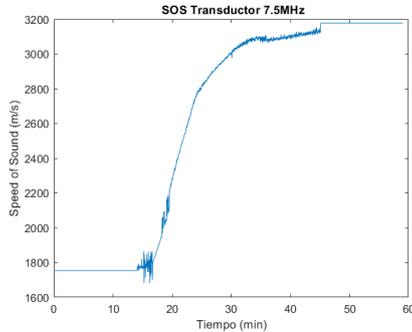


Figura 4.14: Resultado SOS - 7.5 MHz

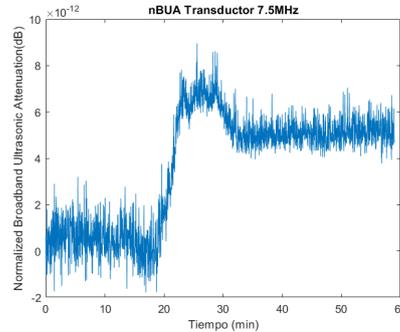


Figura 4.15: Resultado BUA - 7.5 MHz

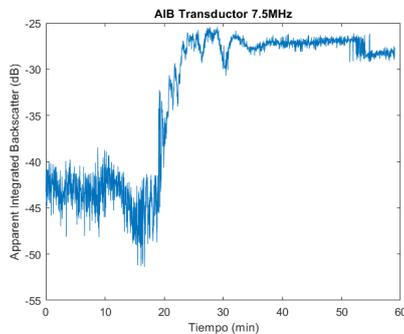


Figura 4.16: Resultado AIB - 7.5 MHz

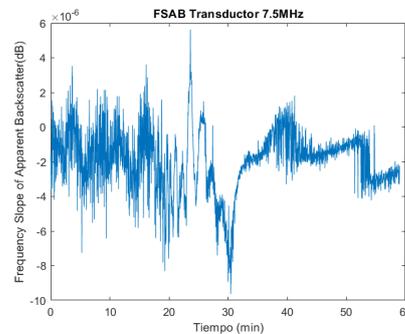


Figura 4.17: Resultado FSAB - 7.5 MHz

## 4.5 Comparación

Es en este apartado donde se comparan los valores obtenidos para cada parámetro SOS, BUA, AIB y ABTF en cada transductor. En las gráficas siguientes se muestran dichos valores y la medida de estos.

Tal y como se puede apreciar en las figuras 4.18, 4.19, 4.20, 4.21 el patrón de las gráficas se repite para cada experimento. Se aprecia claramente el proceso de solidificación del cemento óseo. Este comienza a producirse entre los 20 y 40 minutos, dado que es en este periodo cuando aparecen variaciones bruscas.

En cuando al **SOS**, los valores entre los experimentos varían sustancialmente. En la siguiente tabla 4.1 quedan recogidos los mínimos y los máximos de velocidad que se obtienen. Es de esperar con lo comentado en el apartado 4.3, que los valores para el transductor de 5 MHz presentan una dispersión respecto al resto de los transductores.

Comentando los resultados, el transductor que más se acerca al valor medio es del de 7.5 MHz, seguido por el 1 MHz, el de 3.5 MHz y por último el de 5 MHz por todas las razones comentadas anteriormente.

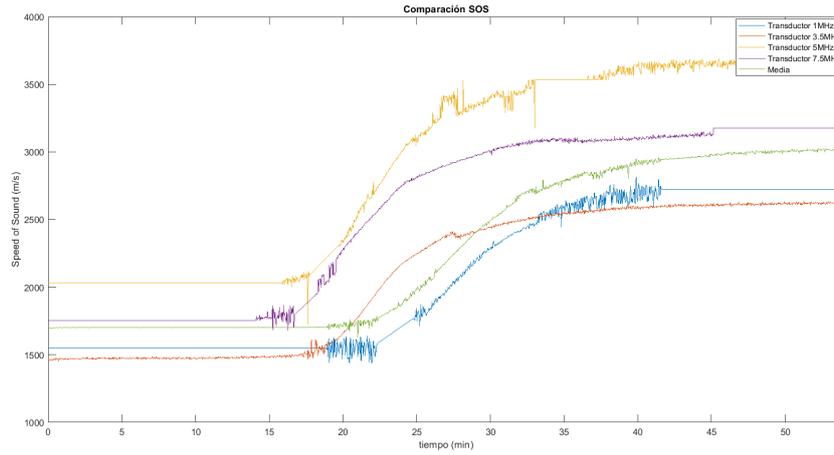


Figura 4.18: Resultado comparación SOS distintos transductores.

| Experimento         | Mínimo (m/s) | Máximo (m/s) |
|---------------------|--------------|--------------|
| Transductor 1 MHz   | 1547         | 2724         |
| Transductor 3.5 MHz | 1470         | 2610         |
| Transductor 5 MHz   | 2032         | 3610         |
| Transductor 7.5 MHz | 1754         | 3178         |
| Media               | 1703         | 3000         |

Tabla 4.1: Valor obtenido SOS distintos experimentos.

El **BUA** es un parámetro que determina la atenuación de la onda. Los márgenes de frecuencia de medida, tal y como está detallado en el capítulo 2 apartado 2.1.2, están fijados de entre 0.1 y 1 MHz. Por ello los valores son tan dispares entre los distintos transductores. Podríamos tomar como válida la medida llevada a cabo con el primer transductor y las demás considerarles totalmente experimentales.

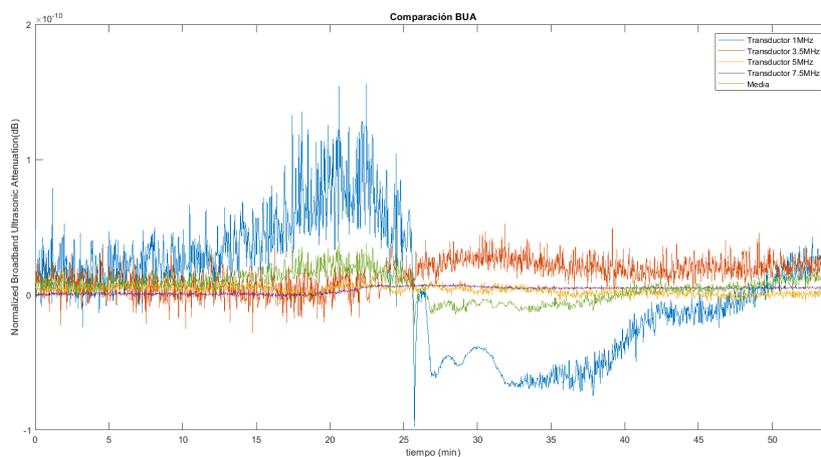


Figura 4.19: Resultado comparación BUA distintos transductores.

De ahí se entiende que en la figura 4.19, la línea de color azul corresponda a la medida con el transductor de 1 MHz. Es evidente que con el resto de transductores oscile en torno a los 0  $dB_{MHz}$  dado que la señal a ruido de estos resulta problemática.

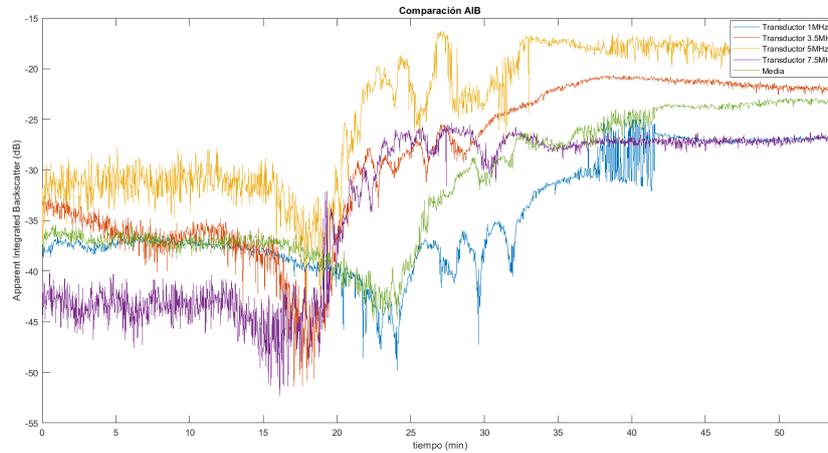


Figura 4.20: Resultado comparación AIB distintos transductores.

En cuanto al **AIB**, la forma de la gráfica se mantiene aunque varían los valores tanto al principio como al final del experimento. Aún así es necesario comentar que el resultado obtenido con 5 MHz, 4.20 color amarillo, y con 1 MHz, 4.20 color azul, tienen mucha dispersión en cuanto a la media, 4.20 color verde. Son las medidas con los transductores de 3.5 MHz y 7.5 MHz las que coinciden en la zona, de 20 a 40 minutos, denotando el proceso de solidificación del cemento aunque en los extremos difieran.

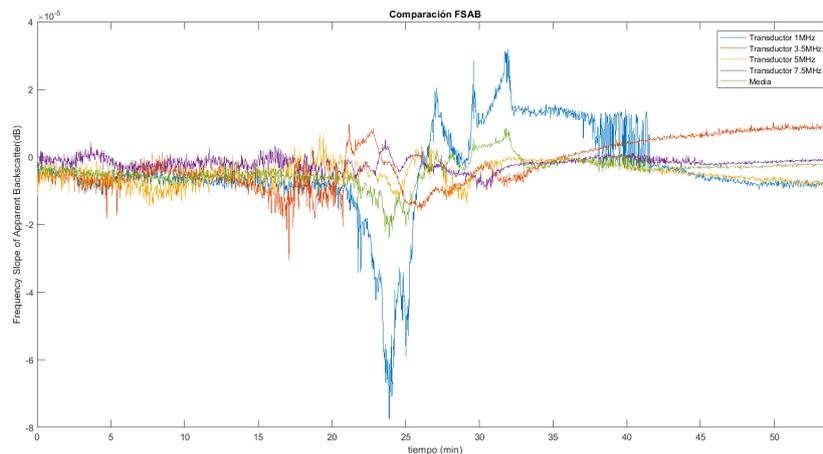


Figura 4.21: Resultado comparación FSAB distintos transductores.

Por último, el parámetro **FSAB** mantiene la forma en el transcurso del experimento para todos los transductores. Las diferencias se hacen notorias con el transductor de 1 MHz. Según la literatura, la medida del ABTF se realiza en rangos de 0.6 y 15 MHz. Teniendo en cuenta que este parámetro se calcula en base al anterior, era de esperar que para este transductor el valor no fuera óptimo.

## 4.6 Simulación modos propios

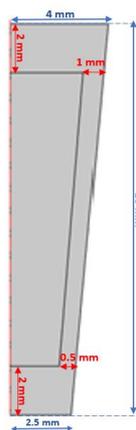
Esta simulación tiene como finalidad determinar la frecuencia de los modos propios del hueco propiciado por un incisivo inferior. Partimos del conocimiento de las dimensiones de la pieza dental y de las propiedades físicas del material, con el que se simula el hueso trabecular y cortical. El tamaño promedio de un incisivo ronda las siguientes medidas que han sido adaptadas a la forma geométrica trapezoidal escogida : **base incisal o base mayor 8 mm, borde distal o altura 16 mm y borde cervical o base menor 5 mm.**

Para reflejar el aumento de hueso por la realización de la técnica de ROG, se ha ido disminuyendo el área que contiene las propiedades del hueso trabecular para dar lugar al hueso cortical neoformado. Teniendo en cuenta las dimensiones y los distintos modelos a simular, se reduce el tamaño del área en la parte horizontal y vertical tanto inferior como superior, según queda detallado en la figura 4.22.

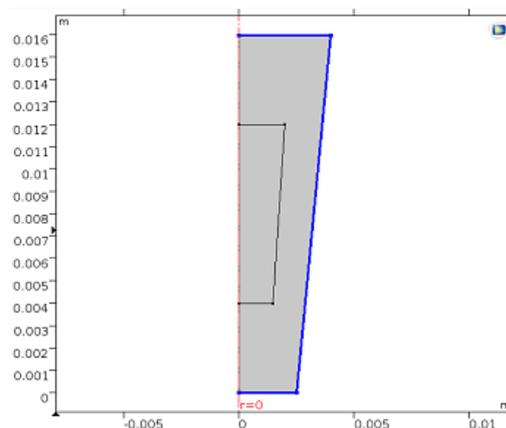
En cuanto a las características físicas de ambos huesos, velocidad y densidad, se han fijado los valores de velocidad obtenidos para el experimento de 3.5 MHz siendo estos:  $c_{trabecular} = 1470m/s$  y  $c_{cortical} = 2700m/s$ . La densidad del yeso tiene un valor de  $\rho = 2330kg/m^3$ . Conociendo los valores de la velocidad de propagación a través del ambos huesos, el tamaño del elemento determinado por la física  $\Delta x = 5,92 \cdot 10^{-4}m$  y fijando un valor de  $N = 8$ , las frecuencias límites para cada caso son:

$$f_{max-trabecular} = \frac{c_{trabecular}}{N \cdot \Delta x} = \frac{1470}{8 \cdot 5,92 \cdot 10^{-4}} = 310KHz \quad (1)$$

$$f_{max-cortical} = \frac{c_{cortical}}{N \cdot \Delta x} = \frac{2700}{8 \cdot 5,92 \cdot 10^{-4}} = 548KHz \quad (2)$$



**Figura 4.22:** Tamaño y reducción por modelo de la geometría.



**Figura 4.23:** Impedancia en los bordes definida por *Sound Hard Boundary* que ofrece *Comsol Multiphysics 5.3a*

Las condiciones de contorno que se colocan para llevar a cabo la simulación son las ofrecidas por *Comsol Multiphysics 5.3a* con el nombre de *Sound Hard Boundary*. Son fijadas en impedancia para tener en cuenta el anclaje del hueso a la encía, esto modifica los modos de resonancia a los de un resonador en  $L=\lambda/4$ .

Las zonas donde se colocan, tal y como se puede apreciar en el figura 4.23, son las exteriores de la figura geométrica.

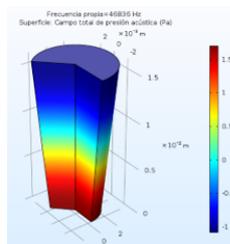
$$f_{max-trabecular} = \frac{c_{trabecular}}{N \cdot \Delta x} = \frac{1470}{8 \cdot 5,92 \cdot 10^{-4}} = 310\text{KHz} \quad (3)$$

$$f_{max-cortical} = \frac{c_{cortical}}{N \cdot \Delta x} = \frac{2700}{8 \cdot 5,92 \cdot 10^{-4}} = 548\text{KHz} \quad (4)$$

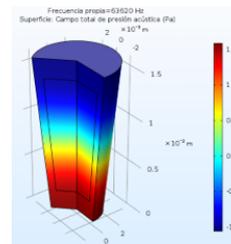
El tamaño del elemento que da lugar al mallado permite trabajar frecuencias superiores de las esperadas. El resultado de la simulación obtenido para cada modelo se muestra en las figuras 4.24, 4.25, 4.26, 4.27, 4.28 que representan el campo total de presión acústica en 3D. Además se detalla la frecuencia obtenida para cada caso en la tabla 4.2.

| Modelo 1 | Modelo 2 | Modelo 3 | Modelo 4 | Modelo 5 |
|----------|----------|----------|----------|----------|
| 46.8 KHz | 63.6 KHz | 78.0 KHz | 82.5 KHz | 82.8 KHz |

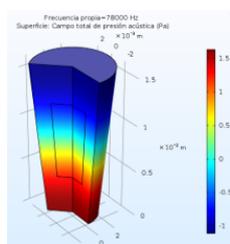
**Tabla 4.2:** Frecuencia de resonancia para cada modelo.



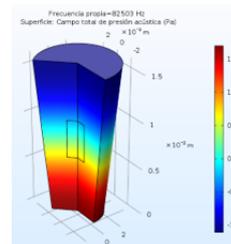
**Figura 4.24:** Modelo 1, totalidad hueso trabecular.



**Figura 4.25:** Modelo 2, fina capa exterior de hueso cortical y hueso trabecular interior.

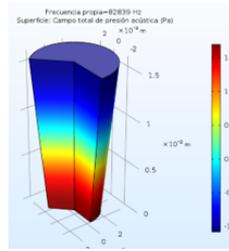


**Figura 4.26:** Modelo 3, gruesa capa exterior de hueso cortical y hueso trabecular interior.



**Figura 4.27:** Modelo 4, hueso cortical exterior y área hueso trabecular interior.

El valor que se obtiene para el primer modo propio de cada modelo determina la frecuencia de la onda estacionada generada en el interior de hueso propiciado por el incisivo inferior. Los modos propios se distinguen entre: modos axiales, modos tangenciales y modos oblicuos. Dada la propagación de la onda los modos obtenidos son axiales para los diversos modelos.



**Figura 4.28:** Modelo 5, totalidad hueso cortical.

Como comprobación de los resultados obtenidos, podemos calcular la frecuencia en función de la longitud y la velocidad, teniendo en cuenta que el sistema simulado es  $L=\lambda/2$ . Fijando el valor de la longitud en 16 mm y las velocidades antes nombradas para cada tipo de hueso, se halla que:

$$f_{trabecular} = \frac{c_{trabecular}}{2l} = \frac{1470}{2 \cdot 16 \cdot 10^{-3}} = 45,9\text{KHz} \quad (5)$$

$$f_{cortical} = \frac{c_{cortical}}{2l} = \frac{2700}{8 \cdot 16 \cdot 10^{-3}} = 84,4\text{KHz} \quad (6)$$

Tal y como se puede observar en la tabla 4.2, las frecuencias de la simulación coinciden prácticamente con las obtenidas en las ecuaciones 5 y 6 para el modelo 1 (totalidad hueso trabecular) y con el modelo 5 (totalidad hueso cortical).

Esta simulación permite conocer la frecuencia de las ondas estacionarias que se propagan en el hueco de la pieza dental. Esta información es útil dado que muestra las resonancias que se producen durante el proceso de regeneración ósea al ir variando las propiedades del medio de líquido a sólido o, de hueso trabecular a cortical. Se observa pues, como va en aumento la frecuencia de resonancia en consonancia al aumento de la velocidad de propagación del sonido.

Es necesario comentar que las simulaciones están basadas en un material fluido como equivalente del hueso, hecho que nada tiene que ver con la realidad. Para tener en cuenta las particularidades del mismo se tendrían que resolver las ecuaciones en un medio poro-elástico, estudio que *Comsol Multiphysics 5.3a* ofrece. Al considerar la poro-elasticidad se incluyen pérdidas que son de elevada importancia en el hueso, así como modos de flexión o pandeo. Además, la geometría escogida difiere de la forma natural del incisivo, por lo que se podría realizar un escaner utilizando micro-CT por rayos X (tomografía computarizada). Estos aspectos no se encuentran entre los objetivos de este proyecto pero se podrían profundizar en futuros trabajos.

En el Anexo D se encuentran los archivos de los modelos desarrollados para llevar a cabo esta simulación.

---

# Capítulo 5 - Conclusiones y líneas futuras

---

## 5.1 Conclusiones

---

En este proyecto final para obtener el Máster en Ingeniería Acústica, se ha implementado y documentado la monitorización del proceso de regeneración ósea guiada (ROG) con ultrasonidos dentro del campo de la odontología. Se han llevado a cabo diversos experimentos usando cemento óseo (Yeso dental Type IV) y cuatro transductores de diferentes frecuencias centrales : 1, 3.5, 5 y 7.5 MHz. Aplicando la técnica de eco-impulso se han obtenido parámetros que definen el proceso de solidificación del cemento tales como la velocidad de propagación (SOS), la atenuación ultrasónica en banda ancha (BUA), el análisis de la función de transferencia de backscattering (ABTF), el backscattering integrado aparente (AIB) y la pendiente de la frecuencia del backscattering, (FSAB).

1. Las aplicaciones de imágenes ultrasónicas sirven para el diagnóstico y caracterización de la evolución ósea. Permiten determinar el estado del hueso reduciendo la subjetividad en los diagnósticos realizados por el método de imagen convencional.
2. Las ventajas de los ultrasonidos: un bajo coste de operación, facilidad en el manejo del equipo, empleo de radiación no ionizante, ser una técnica no invasiva, a diferencia de los rayos X convencionales y la tomografía computarizada.
3. Los parámetros estudiados: SOS, BUA, ABTF, AIB y FSAB, describen el comportamiento óseo y se puede determinar con ellos el estado del mismo. Se observan los cambios de las distintas fases del secado dando lugar a variaciones en los valores.
4. La elección de distintos transductores permite averiguar, además de un conocimiento en un ancho de banda más amplio, la interacción que tiene la frecuencia con los tejidos blandos. Hay mecanismos de absorción molecular que hacen que ciertas frecuencias sean más propicias que otras.
5. Continuando la conclusión anterior, el transductor de 5 MHz presenta una dispersión en cuanto a los valores obtenidos con otros transductores. Esto

se debe a la superficie reducida que presenta y que la amplitud de la señal es muy pobre. Si sumamos esto a la posible incertidumbre obtenida con la medición del grosor del material y que la señal a ruido no es óptima, da como resultado una medida poco fiable.

6. Se ha explorado la posibilidad de evaluar el estado del hueso con otra técnica, valorando la resonancia de la cavidad. La conclusión es que con la neoformación del hueso, solidificación del cemento, va aumentando la frecuencia de resonancia. Hay que tener en cuenta que la forma geométrica empleada es una aproximación, el área real es irregular. Además habría que modificar el medio del cálculo a uno que sea poro-elástico.

Este proyecto forma parte de la línea de investigación de la Cátedra IVIO-UPV donde se trabaja para implementar un dispositivo ultrasónico, con el cual se monitorice y caracterice el proceso de regeneración ósea guiada dentro de la odontología. Con este proyecto final de máster aportamos nuevos parámetros de medida obtenidos a partir del tratamiento digital de las señales mediante algoritmos de programación. Además se profundiza en el proceso de regeneración ósea, los mecanismos que lo describen y los valores que se obtienen para los distintos parámetros en función del transductor empleado. Con todo ello, se cumplen los objetivos descritos en el capítulo 1 de este documento.

## 5.2 Líneas futuras

---

Tras este proyecto final de máster, quedan abiertas las siguientes líneas de investigación:

1. Sustitución del material bajo estudio, cemento óseo (Yeso dental Type IV) para crear un phantom más realista. La contradicción que presenta el material empleado es el acoplamiento de este al transductor. Recordemos que hay que aplicarle vaselina al recipiente dando lugar a distintas capas, el material adaptador y el propio plástico del recipiente, que en la realidad no estarían.
2. Estudio de la repetibilidad del sistema. Explorar a fondo la técnica desarrollada y poner a prueba la robustez de la esta. Los valores que se obtienen en el laboratorio pueden discernir de los determinados por el cirujano en cuestión.
3. Investigación sobre posibles tipos de acoplamiento. Con ello conseguiríamos que el experimento se asimile a la realidad y por tanto, que los parámetros determinados correspondan a esta.
4. Continuar con el estudio de la interacción de los tejidos blandos con la frecuencia para poder determinar que transductores son óptimos para realizar este tipo de experimentos. Eliminando las discrepancias producidas por los mecanismos de absorción molecular.

5. A corto-medio plazo, llevar a cabo los experimentos en humanos. La región de estudio presenta características biológicas como la humedad de los tejidos, que eliminarían el problema del acoplamiento. Además es donde se determinaría la fiabilidad de la técnica desarrollada.

# Bibliografía

---

- [1] A. Fontes-Pereira, D.P. Matusin, P. Rosa, A. Schanaider, M.A. von Krüger y W.C.A. Pereira. (2014) Ultrasound method applied to characterize healthy femoral diaphysis of Wistar rats in vivo. *Brazilian Journal of Medical and Biological Research* 47(5): 403-410.
- [2] Brent K. Hoffmeister. (2011) Frequency dependence of apparent ultrasonic backscatter from human cancellous bone. *Physics in Medicine & Biology* 56: 667-683.
- [3] Brent K. Hoffmeister, Joseph A. McPherson, Morgan R. Smathers, P. Luke Spinolo y Mark E. Sellers. (2015) Ultrasonic Backscatter From Cancellous Bone: The Apparent Backscatter Transfer Function. *IEEE TRANSACTIONS ON ULTRASONICS, FERROELECTRICS AND FREQUENCY CONTROL* 62.
- [4] J. Carlson, M. Nilsson, E. Fernández y J.A. Planell (2003) An ultrasonic pulse-echo technique for monitoring the setting of  $CaSO_4$ -based bone cement. *Bio-materials* 24: 71-77.
- [5] C. Liu, R. Zhang, Y. Li, F. Xu, D. Ta y W. Wang (2015) An Ultrasonic Backscatter Instrument for Cancellous Bone Evaluation in Neonates. *Engineering Sciences Press* 1(3): 336-343.1
- [6] A. Murillo (2016) Tratamiento con regeneración ósea en implantología oral. *REVISTA ESPAÑOLA ODONTOESTOMATOLÓGICA DE IMPLANTES* 20(1).
- [7] M. Rodríguez, M. Campos, M.F. Tejada, V. Araújo, E. De A Souza y M.H. Drumond (2018) REGENERACIÓN ÓSEA GUIADA CON MALLA DE TITANIO EN IMPLANTOLOGÍA ORAL. *REVISTA ESPAÑOLA ODONTOESTOMATOLÓGICA DE IMPLANTES* 22(1).
- [8] P. Laugier (2008) Instrumentation for In Vivo Ultrasonic Characterization of Bone Strength. *IEEE TRANSACTIONS ON ULTRASONICS, FERROELECTRICS, AND FREQUENCY CONTROL* 55(6).
- [9] E. Dinatale y E. Guercio (2008) Regeneración ósea guiada (GBR) - Revisión de la literatura. *Acta Odontológica Venezolana* 46(4).
- [10] C.M. Langton and C.F. Njeh (2008) The Measurement of Broadband Ultrasonic Attenuation in Cancellous Bone - A Review of the Science and Technology. *IEEE TRANSACTIONS ON ULTRASONICS, FERROELECTRICS, AND FREQUENCY CONTROL* 55(7).

- [11] V. López (2014) Software de control para un sistema tridimensional de medición de intensidad acústica. *Universidad Autónoma de México*. Tesis de grado, México.
- [12] A. Ladino (2017) Monitorización ultrasónica del proceso de regeneración ósea guiada en implantología dental. *Universidad Politécnica de Valencia*. Tesis de máster, España.
- [13] L.P. Barrera y M.M. Coronel (2011) Desarrollo y procedimientos para la utilización de técnicas de ensayo no destructivos con ultrasonido para inspección de tuberías. *Universidad Politécnica Bolivariana*. Tesis de grado, Bolivia.
- [14] M.A. Perea (2016) Evaluación estructural del implante dental sometido a diferentes torques de inserción. Estudio "in vitro" *Universidad Complutense de Madrid* Tesis de doctorado, España.
- [15] J.López-Quiles (1998) DENSITOMETRÍA ÓSEA DE LOS MAXILARES Y DEL ESPACIO PERIIMPLANTARIO *Universidad Complutense de Madrid* Tesis de doctorado, España.
- [16] L.M. Lemus, Z. Almagro y C.León (2009) Origen y evolución de los implantes dentales. *Revista Habanera de Ciencias Médicas* 8(4).
- [17] D. Morales y D. Vila (2016) Regeneración ósea guiada en estomatología. *Revista Cubana de Estomatología* 53(1).
- [18] CE. Nappe y CE. Baltodano (2013) Regeneración ósea guiada para el aumento vertical del reborde alveolar. *Revista clínica de periodoncia, implantología y rehabilitación oral* 6(1).
- [19] A. Tatay, J.M. Pérez, J. Ribera, J.A. Cordero y M. Mella (2008) Sustitutos óseos. *Rev. S. And. Traum. y Ort, clínica de periodoncia, implantología y rehabilitación oral* 26(1/2): 2-13.
- [20] M. Rivas y D. Ramos (2010) Aplicación de la regeneración ósea guiada con injerto en bloque de mentón en la colocación de implantes. *Odontología Sanmarquina* 18(2): 106-110.
- [21] J.V. Torres (2011) Diseño y construcción de una cámara de transmisión acústica a escala. *Universidad Politécnica de Valencia* Tesis de máster, España.
- [22] E. Frías (2004) Aportaciones al estudio de las maquinas eléctricas del flujo axial mediante la aplicación del método de los elementos finitos. *Universidad Politécnica de Cataluña* Tesis doctoral, España.
- [23] M. A. BIOT (1956a) Theory of deformation of a porous viscoelastic anisotropic solid *Journal of the Acoustical Society of America* 27 : 459-467. a.
- [24] M. A. BIOT (1956b) Theory of propagation of elastic waves in a fluid-saturated porous solid. I. Low frequency range. *Journal of the Acoustical Society of America* 28:28:168-171.

- [25] M. A. BIOT (1956c) Theory of propagation of elastic waves in a fluid-saturated porous solid. II. High frequency range. *Journal of the Acoustical Society of America*, 28:179-191.
- [26] M. A. BIOT (1962) Mechanics of deformation and acoustic propagation in porous media. *Journal of the Acoustical Society of America*, 33:1482-1498.
- [27] L. Pascal y G. Haïat (2011) *Bone Quantitative Ultrasound*, Université Pierre et Marie Curie: CNRS: Laboratoire d'Imagerie Paramétrique. France, Paris: Springer Dordrecht Heidelberg London New York. ISBN 978-94-007-0016-1.
- [28] J.J. Cambra (1996) *Manual de cirugía periodontal, periapical y de colocación de implantes*. Madrid, España. Harcourt Brace de España S.A. ISBN 84-8174-128-0.
- [29] R. Putz y R. Pabst (2006) *Sobotta. Atlas de Anatomía Humana. Volumen 1: Cabeza, cuello y miembro superior*. Madrid, España. Editorial medica Panamericana ISBN 978-84-7903-632-4.
- [30] J. Djalma y D.M. Zanello (s.f) El ultrasonido en la odontología. *Universidad Evangélica de El Salvador*. Recuperado de [https://www.forp.usp.br/restauradora/temas\\_endo/temas\\_cast/ultra\\_som.html](https://www.forp.usp.br/restauradora/temas_endo/temas_cast/ultra_som.html)
- [31] B. Perea. (2012) Seguridad del paciente y radiología dental. *Revista Gaceta Dental*. Recuperado de <https://www.gacetadental.com/2012/06/seguridad-del-paciente-y-radiologia-dental-24472/>
- [32] C. Álvarez. (2011) Materiales utilizados en la implantología oral y sus tratamientos de superficie. *Revista Gaceta Dental*. Recuperado de <https://www.gacetadental.com/2011/09/materiales-utilizados-en-la-implantologia-oral-y-sus-tratamientos-de-superficie-25774/>
- [33] E.J. Padrón (2006) Ultrasonido en Endodoncia *Carlos Bóveda-Endodoncia*. Recuperado de [http://www.carlosboveda.com/Odontologosfolder/odontoinvitadoold/odontoinvitado\\_50](http://www.carlosboveda.com/Odontologosfolder/odontoinvitadoold/odontoinvitado_50)
- [34] Atlas de Osteodistrofia Renal (s.f.) *Sociedad Española de Nefrología*. Recuperado de [http://www.senefro.org/modules.php?name=atlas&d\\_op=seeitem&iditem=20&idsection=](http://www.senefro.org/modules.php?name=atlas&d_op=seeitem&iditem=20&idsection=)
- [35] Hueso Cortical y Hueso Trabecular (2013) Recuperado de <http://inforosteoporosis.blogspot.com/2013/03/hueso-cortical-y-hueso-trabecular.html>
- [36] R. Castro y V. Miranda Biomecánica del tejido óseo (s.f.) Recuperado de <https://es.slideshare.net/leconca/5-biomecanica-del-hueso>
- [37] D. Ribó (2011) Tejido óseo esponjoso (trabecular) Recuperado de [http://www.wesapiens.org/es/file/1358305/Tejido+óseo+esponjoso+\(trabecular\)](http://www.wesapiens.org/es/file/1358305/Tejido+óseo+esponjoso+(trabecular))
- [38] C. Morales (s.f.) Yesos dentales utilizados en odontología. Recuperado de <https://www.monografias.com/trabajos88/yesos-dentales-utilizados-odontologia/yesos-dentales-utilizados-odontologia.shtml>

- [39] Colaboradores de Wikipedia (sf) Wikipedia: Citar Wikipedia [en línea]. Wikipedia, La enciclopedia libre Recuperado de <https://es.wikipedia.org/wiki/Mand%C3%ADbula>
- [40] H.A. Riaño (2014) Anatomía Maxilar superior e inferior Recuperado de <https://prezi.com/l29eurrgletk/anatomia-maxilar-superior-e-inferior/>
- [41] Exploración por tomografía computarizada (s.f.) Recuperado de <https://www.mayoclinic.org/es-es/tests-procedures/ct-scan/about/pac-20393675?p=1>
- [42] TAC- Abdomen y pelvis (2018) Recuperado de <https://www.radiologyinfo.org/sp/info.cfm?pg=abdominct>
- [43] B. Leguizamo, F. García, P. Olvera y M. Montserrat Incisivos Inferiores (s.f.) Recuperado de <https://es.slideshare.net/Montze27rag/incisivos-inferiores>
- [44] Ultrasonido (s.f.) *National Institute of Biomedical Imaging and Bioengineering*.
- [45] L. Hernandez (2012) Radiografías para implantes dentales. *Guía para Implantes Dentales*. Recuperado de <https://implantedental1.wordpress.com/2012/03/08/radiografias-para-implantes-dentales/>
- [46] Práctica 12 (s.f.) Implantes *Universidad de Valencia. Open Course Ware*.
- [47] Revista educativa Partesdel.com, equipo de redacción profesional (2017) Partes de un implantes dental. Recuperado de [https://www.partesdel.com/implante\\_dental.html](https://www.partesdel.com/implante_dental.html)
- [48] Implantes Dentales. (s.f.) Recuperado de <http://www.implantesdentaleshq.com/>
- [49] Ultrasound (s.f.) Recuperado de [https://nos.org.uk/media/1736/05\\_qus.pdf](https://nos.org.uk/media/1736/05_qus.pdf)
- [50] ULTRASOUND BONE DENSITOMETER / FOR FOREARM BONE EXAMINATION (s.f) Recuperado de <http://www.medicalexpo.com/prod/cyberlogic/product-122063-860964.html>
- [51] ¿Qué es la osteoporosis? (s.f) *Asociación Española contra la Osteoporosis y la Artrosis* . Recuperado de <http://www.aecos.es/que-es-la-osteoporosis/>
- [52] Cemento óseo y retractor reabsorbible (s.f.) Recuperado de [https://www.surgival.com/wp-content/uploads/2014/06/CEMENTO\\_OSEO\\_C-PLUG\\_ES-EN.pdf](https://www.surgival.com/wp-content/uploads/2014/06/CEMENTO_OSEO_C-PLUG_ES-EN.pdf)
- [53] COMSOL. Acoustics Module Software for Acoustics and Vibration Analysis. Recuperado de <https://www.comsol.com/acoustics-module>
- [54] Bloque 2: Método de Elementos Finitos. Técnicas de simulación acústica. Máster en Ingeniería Acústica, Universidad Politécnica de Valencia.
- [55] Principios básicos de diseño de dispositivos de imagen ultrasónica. Ultrasonidos. Máster en Ingeniería Acústica, Universidad Politécnica de Valencia.

## ANEXOS

Los anexos quedan organizados de la siguiente forma:

- **Anexo A:** Fichas técnicas de los aparatos utilizados. Incluyendo equipo, transductores, báscula, data logger y red pitaya.
- **Anexo B:** Registro fotográfico sesiones de medida.
- **Anexo C:** Código postprocesado en Matlab para calcular los distintos parámetros según el transductor.
- **Anexo D:** Archivos de las simulaciones en elementos finitos de los modos propios - incisivo inferior.

# Anexo A

## Pulse/Receiver 5072PR OLYMPUS

Equipo emisor y receptor de ultrasonidos de control manual, para aplicaciones manuales y de alta frecuencia. Tiene un ancho de banda de 35 MHz (-3 dB) y su emisor con impulso de pico, lo hacen ideal para inspecciones generales.



### Generador:

- PFR interna: frecuencia de repetición del pulso (100, 200, 500, 1000, 2000 y 5000 KHz)
- PFR externa: de 0 a 6 KHz. - Energy: amplitud del pulso (13  $\mu$ J, 26  $\mu$ J, 52  $\mu$ J o 104  $\mu$ J)
- Damping: ajuste del ancho de banda del pulso (15, 17, 20, 25, 36, 50, 100 o 500), permite el modo adaptado de (50  $\Omega$ ).
- Modo: pulso-eco o transmisión directa.
- SYNC OUT (Sincronización del impulso de salida): 3V en 50  $\Omega$ .

### Receptor:

- Ancho de banda máximo: 1 a 35 KHz (a la impedancia de carga de 50  $\Omega$ ).
- Gain (dB): Ganancia o atenuación de 0 a 59 dB en pasos de 1 dB (impedancia de carga de 50  $\Omega$ ).
- HPF (filtro paso alto): 1 KHz (salida)  $\hat{c}$  1 MHz.
- LPF (filtro paso bajo): 35 MHz (salida)  $\hat{c}$  10 MHz.
- Impedancia de salida: 50  $\Omega$

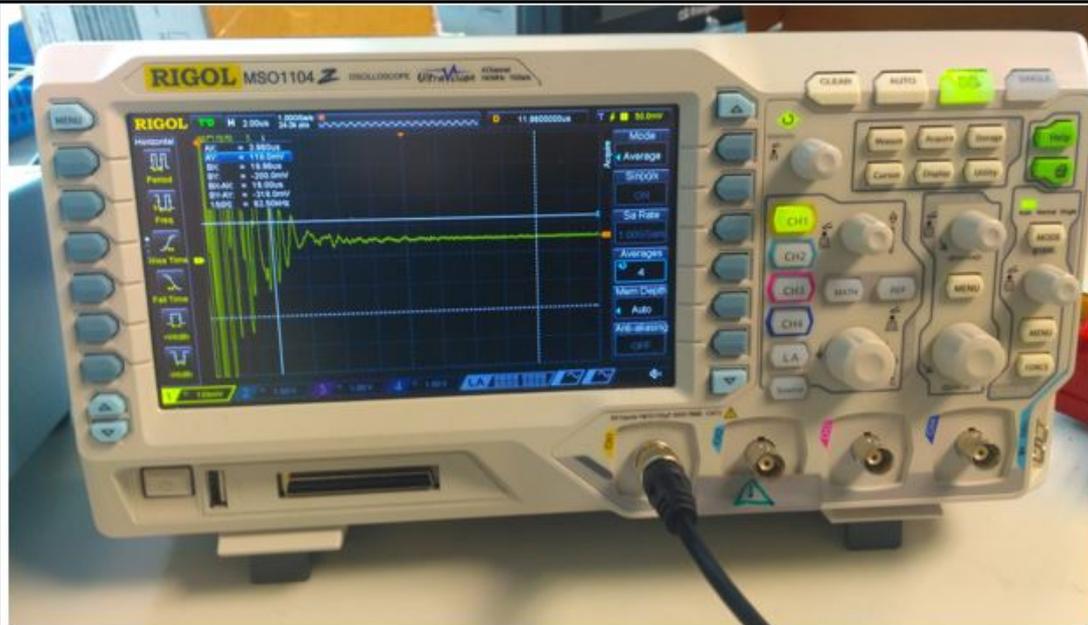
### Unidad:

- Entrada/Salida: Entrada del disparador externo, salida sincronizada, salida RF, emisor-receptor y receptor: conectores del tipo BNC hembra,
- Alimentación: 100 V CA, 120 V CA, 220 V CA, 240 V CA; 50 Hz a 60 Hz.
- Temperatura de operación: 0 a 50 $^{\circ}$ .
- Tamaño: 178 mm x 89 mm x 232 mm
- Peso: 2,3 Kg.

Figura A.1: Ficha técnica Pulse/Receiver 5072PR OLYMPUS.

## Osciloscopio MSO1104Z RIGOL

**RIGOL MSO1104Z-S** es un nuevo osciloscopio de señales mixtas con 16 canales digitales, 4 canales analógicos, ancho de banda 100 MHz y pantalla de 7 pulgadas, perteneciente a la nueva serie de osciloscopios económicos, compactos y livianos. RIGOL MSO1104Z-S permite realizar mediciones con gran precisión y captar hasta 30 000 oscilogramas por segundo. Está equipado con un generador de señales de dos canales (25 MHz).



| Model Number   | DS1054Z  | DS1074Z<br>MSO1074Z | DS1074Z-S<br>MSO1074Z-S | DS1104Z<br>MSO1104Z | DS1104Z-S<br>MSO1104Z-S |
|--|--|---------------------|-------------------------|---------------------|-------------------------|
| Analog BW  | 50 MHz   | 70 MHz              |                         | 100MHz              |                         |
| Analog Channels  | 4  |                     |                         |                     |                         |
| Digital Channel(MSO)                                       | 16   |                     |                         |                     |                         |
| Max. Sample rate   | Analog Channel:1GSa/s (1 CH),500MSa/s(2 CH),250MSa/s(3/4 CH);<br>Digital Channel: 1GSa/s (8 CH),500MSa/s(16 CH)  |                     |                         |                     |                         |
| Max. Memory Depth  | Analog Channel: 12Mpts(1 CH), 6Mpts(2 CH), 3Mpts(3/4 CH)Std.;<br>24Mpts(1 CH), 12Mpts(2 CH), 6Mpts(3/4 CH) Opt.<br>Digital Channel: 12Mpts(8 CH) / 6Mpts(16 CH) Std.; 24Mpts(8 CH) / 12Mpts(16 CH) Opt |                     |                         |                     |                         |
| Max. Waveform Capture rate                                 | Up to 30,000 wfms/s  |                     |                         |                     |                         |
| Real Time waveform Record,<br>Replay and Analysis function | Up to 60, 000 Frames(Opt.)   |                     |                         |                     |                         |
| Std. Probes  | RP2200 150MHz BW Passive Probe:4 sets;1 set RPL1116 LA Probe(MSO only)   |                     |                         |                     |                         |
| Built-in 2Ch 25MHz Source                                  | No   | Yes                 |                         | No                  | Yes                     |

Figura A.2: Ficha técnica Osciloscopio MSO1104Z RIGOL.

### Balanza de precisión EBM-500-1 KERN

Balanza de precisión utilizada para medir la cantidad de cemento óseo que se emplea en cada experimento, EBM 5001.



| KERN                             | EMB 100-3  | EMB 200-3  | EMB 200-2   | EMB 500-1BE                 | EMB 500-1   |
|----------------------------------|--|------------|-------------|-----------------------------|-------------|
| Lectura (d)                      | 0,001 g  | 0,001 g    | 0,01 g      | 0,1 g                       | 0,1 g       |
| Campo de pesada (Max)            | 100 g  | 200 g      | 200 g       | 500 g                       | 500 g       |
| Reproducibilidad                 | 0,001 g  | 0,001 g    | 0,01g       | 0,1 g                       | 0,1 g       |
| Linealidad                       | ± 0,003 g  | ± 0,003 g  | ± 0,02 g    | ± 0,2 g                     | ± 0,2 g     |
| Pesa de ajuste (non añadido)     | 100 g (F1)   | 200 g (F1) | 200 g (M1)  | 500g (M2)                   | 500g (M2)   |
| Tiempo de estabilización         | 2-3 sec.   |            |             |                             |             |
| Función AUTO-OFF (Uso con pilas) | 3 min.   |            |             |                             |             |
| Unidades                         | g. oz. ozt. dwt  |            |             |                             |             |
| Temperatura de servicio          | +5°C... +35°C  |            |             |                             |             |
| Humedad de aire                  | max. 80 % (no condensada)                                      |            |             |                             |             |
| Carcasa (A x A x F) mm           | 170x240x54   |            | 170x240 x39 | 170x240 x39<br>Color: negro | 170x240 x39 |
| Plato de pesaje mm               | Ø 82   | Ø 82       | Ø 105       | Ø 150                       |             |
| Uso con pilas (de serie)         | 9V Block   |            |             | AA (2x1.5V)                 | 9V Block    |
| Adaptador de red (opción)        | 300 mA / 9V  |            |             |                             |             |
| Parte inferior de la balanza     | Corchete de suspensión de serie bajo de la plancha de cubierta |            |             |                             |             |

Figura A.3: Ficha técnica Balanza de precisión EBM-500-1 KERN.

### Transductor NDT V392 de panametrics OLYMPUS

| Transductor frecuencia de trabajo 1 MHz , dimensiones 1.5".                        |                      |        |                                   |            |            |                                 |      |
|--|----------------------|--------|-----------------------------------|------------|------------|---------------------------------|------|
|  |                      |        |                                   |            |            |                                 |      |
| Frequency  | Nominal Element Size |        | Unfocused Transducer Part Numbers |            |            | Point Target Focus (in inches)* |      |
|  | MHz                  | inches | mm                                | ACCUSCAN-S | CENTRASCAN | VIDEOSCAN                       | Min  |
| 1.0  | 1.50                 | 38     | A392S-SU                          | —          | V392-SU    | 2.50                            | 7.56 |
|  | 1.125                | 29     | A394S-SU                          | —          | V394-SU    | 1.90                            | 4.30 |
|  | 1.00                 | 25     | A302S-SU                          | C302-SU    | V302-SU    | 1.63                            | 3.38 |
|  | 0.75                 | 18     | A314S-SU                          | —          | V314-SU    | 1.00                            | 1.90 |

Figura A.4: Ficha técnica Transductor NDT V392 de panametrics OLYMPUS.

### Transductor NDT V382 de panametrics OLYMPUS

| Transductor frecuencia de trabajo 3.5 MHz , dimensiones 0.5"                        |                      |        |                                   |            |            |                                |      |
|---|----------------------|--------|-----------------------------------|------------|------------|--------------------------------|------|
|  |                      |        |                                   |            |            |                                |      |
| Frequency   | Nominal Element Size |        | Unfocused Transducer Part Numbers |            |            | Point Target Focus (in inches) |      |
|   | MHz                  | inches | mm                                | ACCUSCAN-S | CENTRASCAN | VIDEOSCAN                      | Min  |
| 3.5   | 0.50                 | 13     | A382S-SU                          | C382-SU    | V382-SU    | 0.83                           | 2.95 |
|   | 0.375                | 10     | —                                 | C383-SU    | V383-SU    | 0.60                           | 1.65 |
|   | 0.25                 | 6      | —                                 | C384-SU    | V384-SU    | 0.39                           | 0.70 |

Figura A.5: Ficha técnica Transductor NDT V382 de panametrics OLYMPUS.

## Transductor NDT V1091 de panametrics OLYMPUS

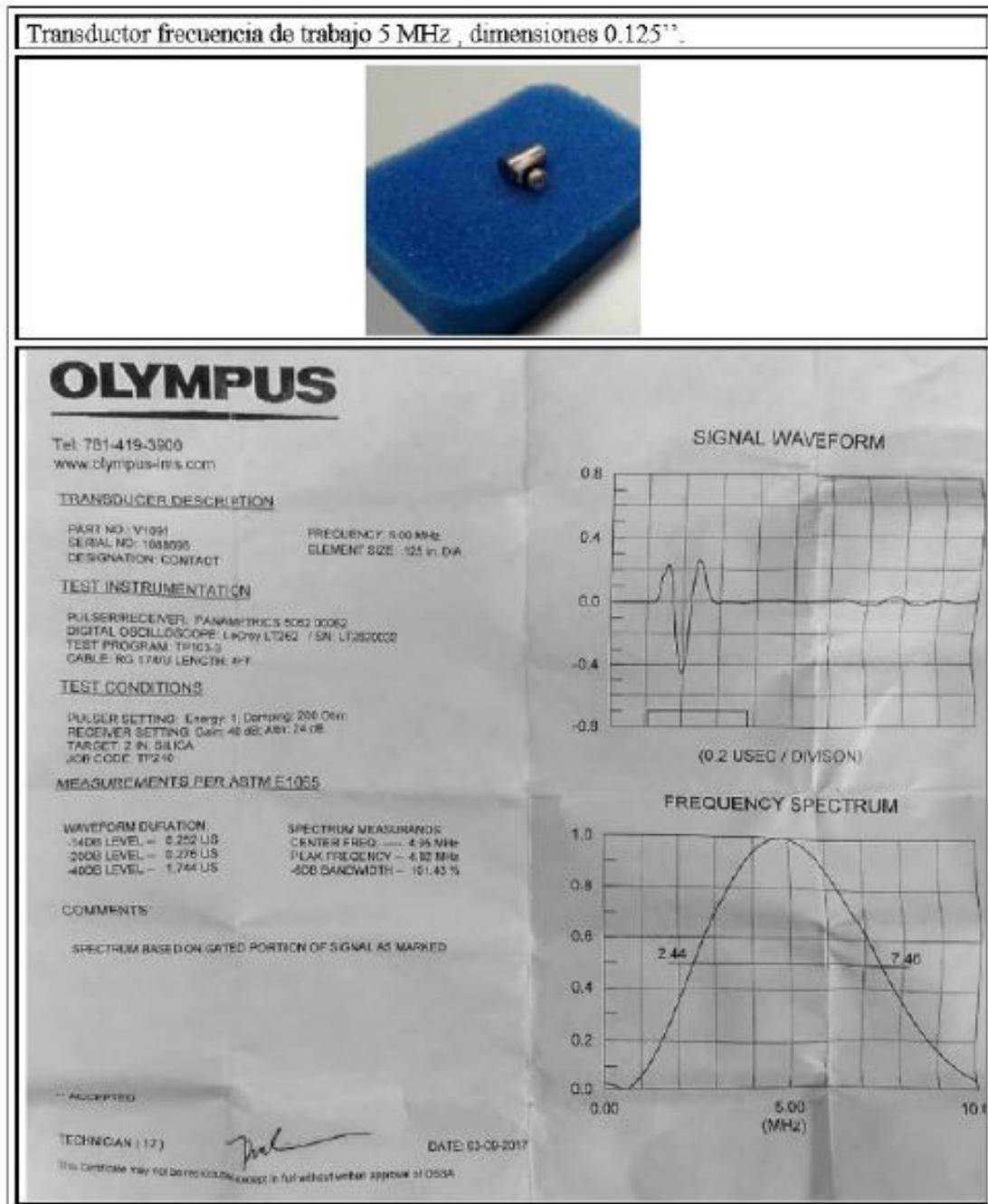


Figura A.6: Ficha técnica Transductor NDT V1091 de panametrics OLYMPUS.

## Transductor NDT V320 de panametrics OLYMPUS

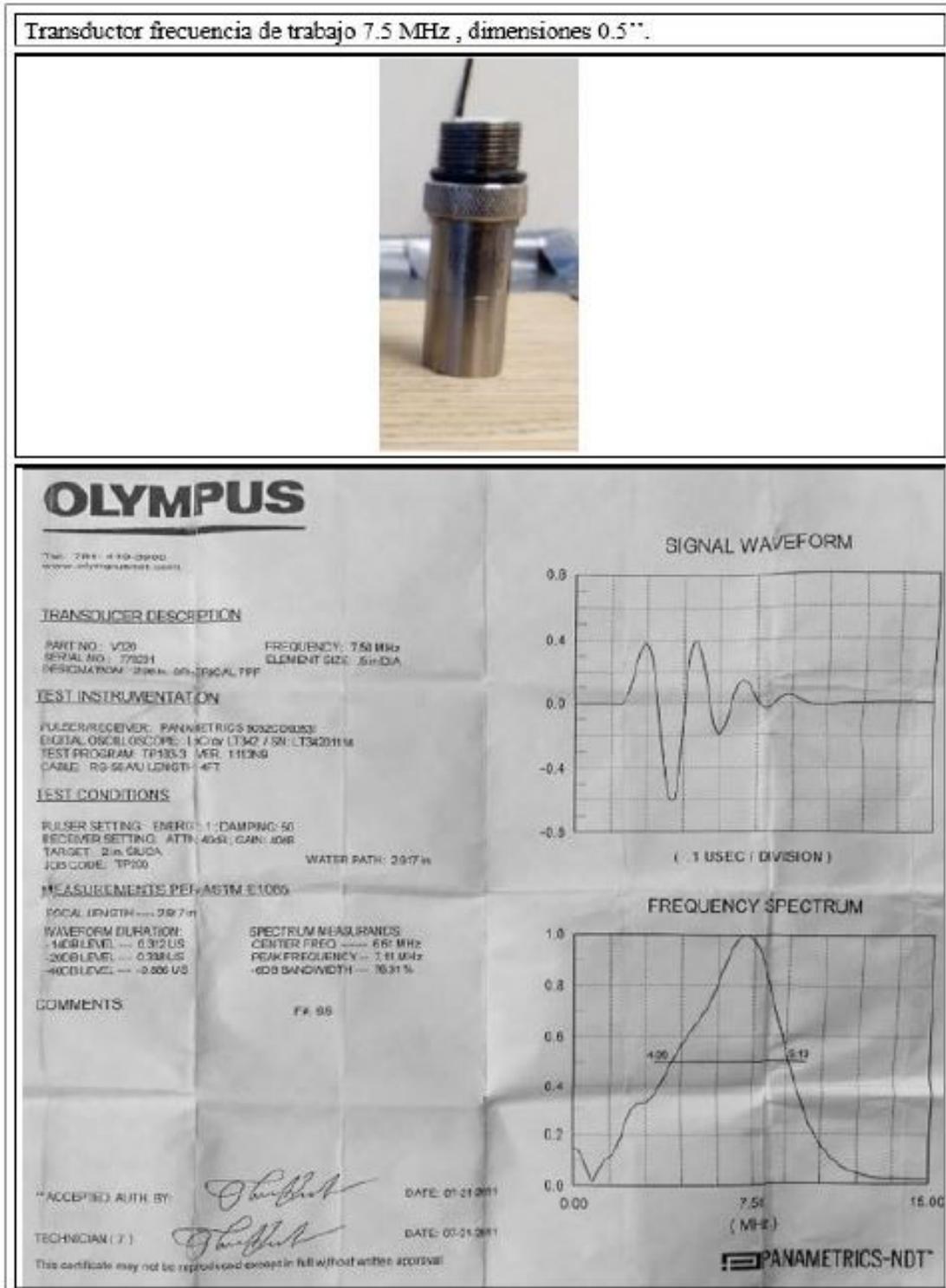


Figura A.7: Ficha técnica Transductor NDT V320 de panametrics OLYMPUS.

## RED PITAYA 125-14 STEMLab

STEMLab 125-14 tiene canales de entrada / salida de 14 bits para resultados de medición de alta precisión en entornos profesionales.



|                    | STEMLab 125-11  | STEMLab 125-14   |
|--------------------|---|--|
| Processor          | Processor DUAL CORE ARM CORTX-A1 DUAL CORE ARM CORTX-A1 | Processor DUAL CORE ARM CORTX-A10 DUAL CORE ARM CORTX-A1 |
| FPGA               | FPGA Xilinx Zynq 7010 SOC Xilinx Zynq 7010 SOC          | FPGA Xilinx Zynq 7010 SOC Xilinx Zynq 7010 SOC           |
| RAM                | 384M (1GB)  | 512M (1GB)   |
| System memory      | Micro SD up to 32GB                                     | Micro SD up to 32GB                                      |
| Console connection | USB to serial converter required                        | micro USB  |
| Power connector    | Micro USB   | Micro USB  |
| Power consumption  | 1.5A  | 1.5A   |

|                                   | STEMLab 125-11    | STEMLab 125-14    |
|-----------------------------------|-------------------|-------------------|
| RF input channels                 | 1                 | 2                 |
| Sample rate                       | 125 MS/s          | 125 MS/s          |
| ADC resolution                    | 14 bit            | 14 bit            |
| Input impedance                   | 1M Ohm / 50 Ohm   | 1M Ohm / 50 Ohm   |
| Full scale voltage range          | +20 V             | +20 V             |
| Absolute max. input voltage range | 30V               | 30V               |
| Input ESD protection              | Yes               | Yes               |
| Overload protection               | Protection diodes | Protection diodes |

|                          | STEMLab 125-11 | STEMLab 125-14 |
|--------------------------|----------------|----------------|
| RF output channels       | 1              | 2              |
| Sample rate              | 125 MS/s       | 125 MS/s       |
| DAC resolution           | 14 bit         | 14 bit         |
| Load impedance           | 50 Ohm         | 50 Ohm         |
| Voltage range            | +5V            | +5V            |
| Output slew rate         | 300V/us        | 300V/us        |
| Short circuit protection | Yes            | Yes            |
| Connector type           | SMA            | SMA            |

Figura A.8: Ficha técnica RED PITAYA 125-14 STEMLab .

## Data logger Tinytag Talk 2 Temperature Logger

**Gemini**  
DATA LOGGERS



DATA SHEET

### Tinytag Talk 2 Temperature Logger (-40 to +85 °C)

**TK-4014**

Issue 5  
17th October 2014  
E&OE

Tinytag Talk 2s are compact, lightweight, economical loggers housed in a 35mm film canister.

These loggers are used in a wide range of applications including fridge monitoring, building condition monitoring and academia.

The TK-4014 is sold contained with an internal temperature sensor.

#### Popular Applications

- Building condition monitoring
- Pharmaceutical storage
- Dry food storage
- Museum display and repository



#### Features

- Temperature recorder
- 16,000 reading capacity
- High Accuracy
- High Reading Resolution
- Fast Data Offload
- 2 user-programmable alarms
- Low battery monitor
- User-replaceable battery



[www.tinytag.info](http://www.tinytag.info)

[sales@tinytag.info](mailto:sales@tinytag.info)

Figura A.9: Ficha técnica Data logger Tinytag Talk 2 Temperature Logger I.

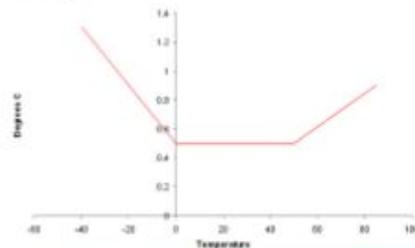


### Features

|                               |  |
|-------------------------------|--|
| <b>Total Reading Capacity</b> | 16,000 readings  |
| <b>Memory type</b>            | Non Volatile   |
| <b>Delayed Start</b>          | Relative / Absolute<br>(up to 45 days)                         |
| <b>Stop Options</b>           | When full<br>After n Readings<br>Never (overwrite oldest data) |
| <b>Reading Types</b>          | Actual, Min, Max   |
| <b>Logging Interval</b>       | 1 sec to 10 days   |
| <b>Offload</b>                | While stopped or when<br>logging in minutes mode               |
| <b>Alarms</b>                 | 2 fully programmable;<br>latchable                             |

### Reading Specification

|                           |  |
|---------------------------|--|
| <b>Reading Range</b>      | -40°C to +85°C (-40°F to +185°F)           |
| <b>Sensor Type</b>        | 10K NTC Thermistor<br>(internally mounted) |
| <b>Response Time</b>      | 25 mins to 90% FSD in moving air           |
| <b>Reading Resolution</b> | 0.05°C or better                           |
| <b>Accuracy</b>           |  |



### Physical Specification

|                           |                                  |
|---------------------------|----------------------------------|
| <b>IP Rating</b>          | IP54 (splash proof)              |
| <b>Operational Range*</b> | -40°C to +85°C (-40°F to +185°F) |
| <b>Case Dimensions</b>    |                                  |
| Diameter                  | 34mm / 1.34"                     |
| Height                    | 54mm / 2.13"                     |
| <b>Weight</b>             | 30g / 1.06oz                     |

\*The Operational Range indicates the physical limits to which the unit can be exposed, not the reading range over which it will record.

### Notes

|  |   |
|--|---|
| <b>Battery Type</b>  | SAFT LS14250 or LST14250;<br>Telcal SEAA02P |
| The logger will operate with other 1/4AA 3.6V Lithium (Li-SOCI2) batteries but performance cannot be guaranteed.   |   |
| <b>Replacement Interval</b>  | Annually                                    |
| Before replacing the battery the data logger must be stopped.  |   |
| After removing an old battery from a logger, wait five minutes before inserting the new one.   |   |
| Data stored on the logger will be retained after a battery is replaced.  |   |
| If used at low temperatures the data logger should be allowed to warm to room temperature before it is opened to avoid condensation forming inside the unit. |   |

### Calibration

This unit is configured to meet Gemini's quoted specification during its manufacture.

We recommend that the calibration of this unit should be checked annually against a calibrated reference meter.

A certificate of calibration, traceable to a national standard, can be supplied for an additional charge either at the point of purchase, or if the unit is returned for a service calibration.

### Approvals

Gemini Data Loggers (UK) Ltd. operates a Business Management System which conforms to ISO 9001 and ISO 14001.



### Required and Related Products

To use this data logger you will require the following software:

SWCD-0040: Tinytag Explorer software

and a

CAB-0005-USB: Tinytag Transil/Talk USB Download Cable

The SWCD-0040 software and CAB-0005-USB cable can be ordered together in a pack using the part number SWPK-5-USB.

### Further Related Products

SER-9500: Tinytag Data Logger Service Kit

Figura A.10: Ficha técnica Data logger Tinytag Talk 2 Temperature Logger II.

---

## Anexo B

---

### Registro fotográfico medidas



**Figura B.1:** Medida señal de referencia, transductor de 7.5 MHz con placa de metal.



**Figura B.2:** Mezcla en el recipiente para realizar la medida con el transductor de 7.5 MHz.



**Figura B.3:** Montaje experimental general, transductor de 5 MHz.

---

## Anexo C

---

El código realizado para hallar los valores de los parámetros de interés se encuentra en la carpeta adjunta a este documento (Códigos). Se estructura en diferentes carpetas por transductor. Dentro de cada carpeta tenemos los códigos para el cálculo del SOS, BUA y ABTF.

---

## Anexo D

---

Los modelos creados para la simulación en *Comsol Multiphysics 5.3a* se adjuntan a este documento en la carpeta llamada "Simulación". Dentro encontramos los 5 modelos realizados para determinar los modos propios del incisivo inferior.