

UNIVERSIDAD POLITECNICA DE VALENCIA

ESCUELA POLITECNICA SUPERIOR DE GANDIA

Master en Ingeniería Acústica



UNIVERSIDAD
POLITECNICA
DE VALENCIA



ESCUELA POLITECNICA
SUPERIOR DE GANDIA

“Monitorización ultrasónica del proceso de regeneración ósea guiada en implantología dental ”

TRABAJO FINAL DE MASTER

Autor/a:

Anderson Ladino Velásquez

Tutor/a:

Francisco Camarena Femenía

Rubén Pico Vila

Josep Rodríguez Sendra

Tutor externo:

Joan Faus López

GANDIA, 2017

Dedicatoria

Quiero dedicar este trabajo final de máster a Dios Jehová en primer lugar por permitiré viajar a otro país a terminar mis estudios de posgrado en el área que más me apasiona, ya que lo tenía programado desde hace muchos años. A mi madre Clara Aurora Ladino por brindarme todo el apoyo desde el primer día que empecé esta aventura, a mi hermano Andrés Ladino por motivarme cada día a no rendirme estando lejos de casa, a mi familia en general por todos los mensajes de motivación, regalos de comida Colombiana, fotos con mis chamacos y cartas de motivación que me han enviado para estar siempre cerca de ellos y finalmente a mi novia Camila Rodríguez por acompañarme incondicionalmente en todas mis ideas y mis proyectos profesionales.

Agradecimientos

Agradezco de ante mano a la Universidad Politécnica de Valencia y a los profesores del Máster de Ingeniería Acústica por brindarme todos sus conocimientos, sus instalaciones, laboratorios y software, ya que gracias a todas estas herramientas que me han proporcionado he podido aumentar mis conocimientos en temas específicos que no pude ver en mi carrera de grado.

A Paco Camarena Femenía, por haberme dado la oportunidad de trabajar en su equipo de ultrasonidos y poder realizar un trabajo final de máster en un campo de investigación que nunca había imaginado, como es el caso de la implantología dental.

A Rubén Pico Vila, por todas las tutorías, asesorías y consejos sobre cada aspecto del trabajo y la enseñanza sobre las técnicas de simulación en acústica.

Cómo no, a Josep Rodríguez Sendra, quien ha sido mi cotutor enseñándome toda su experiencia en el tratamiento digital de señales, estando presente en todas las mediciones, pensando en cómo resolver los diversos problemas, ayudándome a entender la forma de hacer investigación, siempre interesándose por mi aprendizaje y los jueves con la invitación a jugar al fútbol, muchas gracias.

Agradezco a la Cátedra IVO-UPV y a Joan Faus López por ser el eje central de este proyecto de investigación, iniciando esta actividad en la aplicación de los ultrasonidos en la implantología oral. Además, de todo el conocimiento y bibliografía que nos ha proporcionado para entender estos procesos específicos del área de odontología, como los materiales proporcionados de la maqueta de maxila para realizar las pruebas experimentales.

Finalmente, a todos mis compañeros del máster por hacerme sentir en casa, especialmente a Fabián Aguirre y a Jaime Vargas por ser mis mejores amigos durante toda esta estadía en España.

MONITORIZACIÓN ULTRASÓNICA DEL PROCESO DE REGENERACIÓN ÓSEA GUIADA EN IMPLANTOLOGÍA DENTAL

Autor: Anderson Ladino Velásquez.

Director 1: Francisco Camarena Femenía.

Director 2: Rubén Pico Vila.

Cotutor: Josep Rodríguez Sendra.

Tutor externo: Joan Faus López.

RESUMEN Este trabajo final de máster se enfoca en el campo de la implantología dental, desarrollando un sistema no destructivo sobre la monitorización del proceso de Regeneración Ósea Guiada (ROG), en el cual se ha realizado estudios experimentales con diferentes transductores de rangos de frecuencias de 0.5, 1, 5 y 7.5 MHz sobre el comportamiento de distintas soluciones acuosas que equiparan esta regeneración, midiendo y calculando parámetros como el SOS (Speed of Sound) y el BUA (Broadband Ultrasound Attenuation) por medio de la técnica eco impulso, con la finalidad de establecer una herramienta de diagnóstico para la evaluación de la calidad ósea en dicho procedimiento.

Palabras claves: Ultrasonidos, eco-impulso, TOF, SOS, BUA, calidad ósea.

ABSTRACT This final master's work focuses on the field of dental implantology, developing a non destructive system on the monitoring of the Guided Bone Regeneration (ROG) process, in which experimental studies with diferente transducer of frequency ranges of 0.5, 1, 5 y 7.5 MHz on the behavior of different aqueous solutions that equate this regeneration, measuring and calculating parameters like SOS (Speed of Sound) and BUA (Broadband Ultrasound Attenuation) by means of the eco impulse technique, with the purpose of establishing tool for the evaluation of bone quality in said procedure.

Key words: Ultrasound, echo-impulse, TOF, SOS, BUA, bone quality.

Autor: Anderson Ladino Velásquez, email; anlave@epsg.upv.es.

Fecha de entrega: 10-07-2017

TABLA DE CONTENIDO

1. INTRODUCCIÓN Y OBJETIVOS.....	6
2. FUNDAMENTOS TEÓRICOS.....	8
2.1. TÉCNICAS DE MEDIDA Y MODELO DE PROPAGACIÓN.....	8
2.1.1. Broadband Ultrasonic Attenuation (BUA)	8
2.1.2. Speed Of Sound (SOS)	11
2.1.3. Técnica Eco Impulso.....	15
2.1.4. Modelo físico de propagación.....	17
2.2. ULTRASONIDOS EN ODONTOLOGÍA.....	19
2.2.1. Implantes dentales	20
2.2.2. Regeneración Ósea Guiada (ROG).....	22
3. METODOLOGÍA.....	26
3.1. Material y equipamiento	27
3.2. Protocolo de medida del SOS.....	29
3.3. Protocolo de medida del BUA.....	32
3.4. Simulación con elementos finitos	34
4. RESULTADOS.....	36
4.1. Experimento en pieza circular de metacrilato.....	36
4.2. Experimento en pieza con geometría de base plana	42
4.2.1. Transductor de 0.5 MHz	43
4.2.2. Transductor de 1 MHz.....	44
4.2.3. Transductor de 5 MHz	47
4.3.4. Transductor 7.5 MHz	48
4.3. Experimento en maqueta de maxilar	51
5. CONCLUSIONES Y FUTURAS LÍNEAS DE INVESTIGACIÓN	55
6. BIBLIOGRAFÍA	57
ANEXOS	61
ANEXO 1 EQUIPOS.....	62
ANEXO 2 CÓDIGO DE POSTPROCESADO	69
ANEXO 3 REGISTRO FOTOGRÁFICO DE MEDIDAS PRELIMINARES CON LA MAXILA	70

1. INTRODUCCIÓN Y OBJETIVOS

Los implantes dentales son un método utilizado por millones de personas en el mundo cuando se ha perdido uno o más dientes [28], son pequeños elementos biocompatibles de material con propiedades de titanio que sustituyen la raíz natural existente en el hueso mandibular o maxilar. Tienen la capacidad para adaptarse y ser identificados por el organismo humano, proceso denominado osteointegración [30, 34], donde las células óseas se integran de manera íntima con la superficie del titanio.

Actualmente, la ciencia biomédica ofrece diferentes tratamientos para colocar los implantes dentales, dependiendo de la situación y de la alternativa que mejor se adapte a las necesidades del paciente, se aplican para personas con edentulismo total, implantes para sectores parciales o implantes unitarios [31]. Sin embargo una de las limitaciones para estos tratamientos es que estos elementos deben disponer del soporte óseo adecuado para su correcto funcionamiento, en lo que se refiere a altura, grosor y calidad del hueso.

Cuando hay insuficiencia ósea, es necesario realizar la reconstrucción del hueso mediante técnicas regenerativas [32]. Una de ellas consiste en el aumento de la cresta ósea previo a la colocación del implante, que se caracteriza por la posibilidad de crear un espacio muerto que permita la presencia de un coágulo de sangre, bajo una membrana que ayuda a la cicatrización de la herida y estimula la regeneración a partir del cual se forma el hueso nuevo.

Esta técnica presenta actos quirúrgicos suplementarios para completar y evaluar la regeneración ósea. Su diagnóstico se basa en pruebas radiológicas para planificar la colocación del implante, las cuales exponen a los pacientes a los riesgos potenciales de la radiación ionizante [36], siendo estos un problema.

Debido a esto, la motivación de realizar este trabajo final de máster de ingeniería acústica, se basa en desarrollar un estudio para dar un diagnóstico de la regeneración del sistema óseo por medio de la técnica de ultrasonido cuantitativo (QUS), ya que estos no son ionizantes para este tipo de evaluaciones, no se requiere de actos quirúrgicos (no invasiva) y es relativamente económica. Utilizando la técnica de eco impulso, se realizan mediciones en laboratorio de la velocidad de propagación y de la atenuación con diferentes transductores y diferentes configuraciones de ensayo que asemejan el comportamiento de la formación del hueso.

Este trabajo pretende ser una herramienta de diagnóstico en la planificación de la cirugía implantológica, proporcionando a los cirujanos una herramienta fiable y confiable. Para ello, se han establecido los siguientes objetivos:

Objetivo principal

Diseñar e implementar un método de monitorización ultrasónica para el proceso de regeneración ósea guiada en implantología dental.

Objetivos secundarios

- Diseñar una metodología de análisis que equipare la evaluación de la regeneración ósea del hueso, en donde se identifique los procedimientos, el transductor a utilizar, los equipos de análisis, los materiales de ensayo, la cantidad y el tipo de ingrediente utilizado, con la finalidad de realizar pruebas experimentales por medio de la propagación de ultrasonidos.
- Implementar, establecer y controlar la técnica eco impulso para la evaluación de la regeneración ósea por medio de pruebas experimentales en laboratorio, utilizando diferentes tipos de transductores.
- Mediante post-procesado y algoritmos en Matlab, determinar y analizar la estimación del tiempo de vuelo, la velocidad de propagación y la atenuación que se presenta a medida que se va realizando el proceso de regeneración.
- Una vez establecida y controlada la técnica de monitorización, realizar pruebas experimentales en un molde de prótesis de maxila a escala real y obtener dichos parámetros que caracterizan la regeneración
- Por último, establecer una nueva línea de investigación que a futuro sirva como punto de partida para llevar a la práctica este tipo de desarrollo, ya que la finalidad de esta investigación es poder brindar una solución eficiente y documentada en el campo de la implantología dental.

Con todo, el contenido de este trabajo se estructura de la siguiente manera:

- Capítulo 2: se realiza una búsqueda bibliográfica adaptada a nuestros objetivos, de las técnicas de medida para la caracterización de la calidad del hueso utilizando como medio de análisis los ultrasonidos. Aquí mostraremos las ecuaciones fundamentales de cada uno de ellos y el modelo físico de propagación que son útiles para tratar el problema de estudio, relacionando conceptos y variables de la implantología dental.
- Capítulo 3: se explica el material, los equipos, las tareas realizadas y el protocolo de medida que se utilizó para evaluar la similitud de la regeneración ósea guiada.
- Capítulo 4: se representan los resultados de la velocidad de propagación y de la atenuación en los diferentes experimentos realizados.
- Finalmente, en el capítulo 5 se tratan las conclusiones del trabajo, como también algunas sugerencias e ideas para mejorar el análisis implementado, estableciendo futuras líneas de investigación en este campo.

2. FUNDAMENTOS TEÓRICOS

2.1. TÉCNICAS DE MEDIDA Y MODELO DE PROPAGACIÓN

2.1.1. Broadband Ultrasonic Attenuation (BUA)

La medición del Broadband Ultrasonic Attenuation (BUA) denominada como la atenuación ultrasónica de banda ancha aplicada en el hueso esponjoso el calcáneo, fue descrito por primera vez en 1984 para la evaluación de la osteoporosis la cual ha sido reconocida por universidades del Reino Unido como uno de los 100 descubrimientos que cambio el mundo durante los últimos 50 años. El hueso calcáneo es uno de los lugares más utilizados para la medición de ultrasonidos debido a que es 90% hueso esponjoso con una concha cortical delgada y es de muy fácil acceso. La osteoporosis se define como una disminución en la masa ósea y deterioro de la arquitectura del tejido óseo, el cual conduce a tener una fragilidad ósea y por consiguiente un aumento del riesgo de fractura. Para este trabajo utilizaremos esta técnica de medición del BUA para caracterizar el proceso de la regeneración ósea que ocurre en el desarrollo de la implantología dental [1]. Se llamará brevemente a los ultrasonidos como (US).

En la evaluación de la osteoporosis mediante la utilización de US, autores como [2-6] describen que actualmente se dispone de varios métodos de diagnósticos para esta enfermedad, los cuales incluyen absorciometría de fonos simples [AFS], la absorciometría dual de fotones [ADF], la absorciometría dual de rayos [X] y la tomografía de rayos [X], pero que a su vez son técnicas que involucran radiación ionizante. En los EEUU la *Food and Drug Administration [FDA]* ha estado probando desde 1999 la utilización de US para la evaluación de la osteoporosis. Es interesante conocer las técnicas que se han estado empleando en la evaluación de la densidad mineral del hueso, ya que se asemeja a nuestro proyecto y se podría aplicar en el campo de la odontología.

El rango de frecuencias para la caracterización del BUA más útil se encuentra entre 0.1 a 1 MHz, por debajo de este 0.1MHz la atenuación es relativamente insensible a la frecuencia y por encima de 1 MHz la relación señal ruido se convierte en un factor significativo de limitación [1]. La intensidad de una onda plana que se propaga en una dirección x disminuye con la distancia como se expresa en la ecuación (1):

$$I_x = I_0 \cdot e^{-\mu(f) \cdot x} \quad (1)$$

Donde I_0 y I_x son las intensidades incidentes a una distancia x (cm) respectivamente; $\mu(f)$ es la frecuencia dependiente de la intensidad del coeficiente de atenuación ($dB \text{ cm}^{-1}$). Existen varios factores en la atenuación implicados durante la propagación de los US a través del hueso como la absorción, dispersión, reflexión, difracción y la cancelación de fase [1]. Aunque la atenuación pueda medirse fácilmente experimentalmente, es difícil predecir o transponer un valor de atenuación en los parámetros de los materiales.

La atenuación es típicamente expresada en (dB) en escala logarítmica y definida en términos de intensidad o más generalmente la amplitud de voltaje de la señal medida (A) expresada como:

$$(\mu) = 10 \cdot \log\left(\frac{I_1}{I_2}\right) \text{ para la intensidad en } (w m^{-2}) \text{ ó} \quad (2)$$

$$(\mu) = 10 \cdot \log\left(\frac{A_1}{A_2}\right) \text{ para la amplitud en voltios}$$

En los materiales usuales de propagación, la atenuación total (μ) es aproximadamente lineal proporcional a la frecuencia (f), dado como $\mu(f) = \alpha \cdot f$, donde el α es la **pendiente** de la atenuación de la frecuencia ($dB MHz^{-1}cm^{-1}$). En la práctica, esto se conoce como la atenuación de US de banda ancha (BUA), el cual se mide mediante el registro del espectro de amplitud de un impulso de US a través de un material de referencia como el agua y a través del hueso estudiado. Como se puede ver en la figura 1.

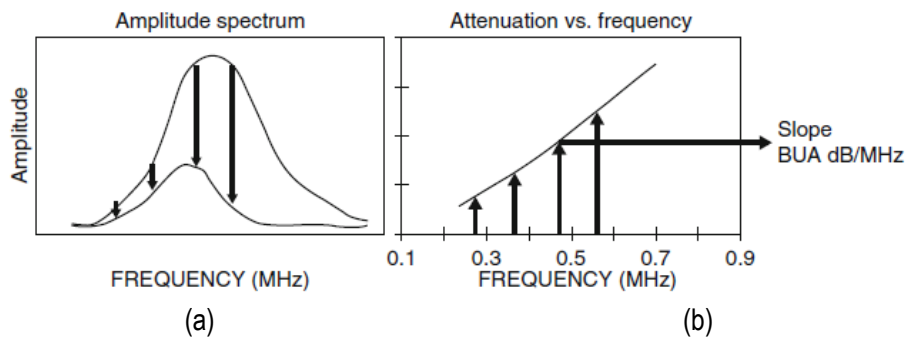


Figura 1. Diagrama de la representación de la medición del BUA, donde (a) Describe la medición del espectro de la frecuencia a través de material de referencia (agua) y la muestra de ensayo. (b) La atenuación se representa respecto a la frecuencia, siendo la pendiente de la regresión de los parámetros del BUA. Fuente: [7]

La atenuación para cada frecuencia (f) se calcula a partir de la amplitud de la señal que se propaga a través del material de referencia y a través de la muestra de ensayo, se representa en función de la frecuencia en los rangos establecidos. La pendiente de esta trama se define como el índice de BUA, con unidades de $dB MHz^{-1}$; dividiendo esto por el ancho de la muestra proporciona unos parámetros volumétricos con unidades de $dB MHz^{-1}cm^{-1}$.

El espectro de la amplitud de la forma de la onda recibida que se ha propagado a través del medio de referencia (agua), viene dada por la siguiente ecuación (3):

$$A^{ref}(f) = A_0(f)U^{ref}(f) \quad \text{con} \quad (3)$$

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

Donde $A_0(f)$ es la función de transferencia que describe el espectro de la amplitud de la señal eléctrica de entrada y las funciones de transferencia de la transmisión y recepción del transductor, la función de transferencia $U^{ref}(f)$ caracteriza el pulso de la propagación del US en la referencia del material. El término de la exponencial describe la propagación de una onda plana armónica plana de longitud de onda λ_{ref} . La propagación depende de la frecuencia, de las propiedades acústicas del medio y de las propiedades geométricas de la transmisión del transductor. El término L , se refiere a la distancia entre el transmisor y el receptor, en este caso se refiere a la

utilización de un transductor que emita y otro que reciba la propagación del US. El término A^{ref} es la función de transferencia del efecto de la difracción que se genera.

El espectro de la amplitud de la forma de onda recibida a través de las diferentes mezclas de sustancias viene dado de acuerdo a la ecuación (4):

$$A(f) = A_0(f)T(f)U(f) \quad \text{con} \quad (4)$$

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

El término $T(f)$ se refiere al producto del coeficiente de transmisión por el material de referencia-muestra y muestra-material de referencia en la interfaz. El primer término de la exponencial de la función de transferencia $U(f)$ nuevamente describe la propagación de la onda armónica plana. El término final $e^{-\alpha(f)l}$ representa la atenuación de la parte del hueso de un espesor l reemplazando el espesor equivalente del material de referencia. Por otra parte, el término $c(f)$ es la velocidad del sonido que existe en el hueso, en este caso la velocidad que existe en la regeneración del hueso, que puede ser dependiente de la frecuencia y el término $\alpha(f)$ es el coeficiente de atenuación dependiente de la frecuencia de la muestra, por otro lado A_d se refiere a la función de transferencia de la difracción.

La aparente atenuación dependiente de la frecuencia, es la pérdida de la señal y se define en una escala logarítmica como la siguiente expresión (5):

$$\hat{\alpha}(f)l = \ln \frac{|A^{ref}(f)|}{|A(f)|} \quad (5)$$

Donde $\hat{\alpha}(f)$ es la medida aparente del coeficiente de atenuación. Usando las ecuaciones (4) y (5) se puede escribir como (6):

$$\hat{\alpha}(f)l = \alpha(f)l + \ln \frac{|A_d^{ref}(f)|}{|A_d(f)|} - \ln|T(f)| \quad (6)$$

El rango utilizado de frecuencias para hacer mediciones en el calcáneo humano se encuentra en el intervalo de 0.2 a 0.6 MHz aproximadamente, ya que la pendiente de una regresión lineal en condiciones de $\hat{\alpha}(f)l$ en ese intervalo produce el valor del BUA.

La extracción de una pendiente de atenuación imparcial de la pérdida de señal extraída empíricamente la determina la ecuación (5) asumiendo que:

1. El efecto de la difracción ($\ln|A_d^{ref}(f)|$) es pequeño y se puede ignorar.
2. Las pérdidas de transmisión ($\ln|T(f)|$) son independientes de la frecuencia (El efecto de las pérdidas de la interfaz en la curva de atenuación es un simple desplazamiento vertical que no afecta en la estimación de la pendiente)
3. Los efectos de cancelación de fase son insignificantes, para el caso si el espesor de la muestra y la velocidad del sonido a través de los perfiles del haz US son uniformes.

Por lo tanto, la superposición de ondas rápidas y lentas puede causar cancelación de fase, pero no suele ser una preocupación para las mediciones en el caso del talón, tal cual como lo explica [7]. Estas mediciones producen pérdida total a través de los tejidos intermedios en el haz, este último efecto es generalmente depreciado. No hay muchos dispositivos que proporcionen la estimación del espesor del hueso, por lo tanto, se mide la pendiente de la atenuación dependiente de la frecuencia en lugar de la pendiente del coeficiente de atenuación, es decir, el BUA normalizado por el espesor.

2.1.2. Speed Of Sound (SOS)

En la búsqueda bibliográfica se encontraron dos formas principales para medir la velocidad del sonido con la que puede atravesar un hueso. El primero asume que c es independiente de la frecuencia y utiliza métodos sencillos en el dominio del tiempo [7]. Donde c se calcula simplemente a partir de la diferencia de dos mediciones de tiempo de vuelo (TOF), una de la señal transmitida a través de una única unidad de medida y la otra señal transmitida a través del sitio de referencia y del sitio de la muestra:

$$\begin{aligned} \text{Material de referencia: } TOF^{ref} &= \frac{L}{c_{ref}} \\ \text{Material de referencia y muestra: } TOF &= \frac{L-l}{c_{ref}} + \frac{l}{c} \\ \text{Señal de diferencia: } \Delta TOF &= \frac{l}{c} - \frac{l}{c_{ref}} \end{aligned} \quad (7)$$

Entonces, c se define como se expresa en la ecuación (8):

$$c = \frac{1}{\frac{l}{c_{ref}} + \frac{TOF}{l}} \quad (8)$$

Si las mediciones se toman usando sondas en contacto directo con la piel, la ecuación se reduce a:

$$c = \frac{l}{TOF} \quad (9)$$

Para estimar el tiempo de vuelo (TOF) se usan varios criterios, por ejemplo con el primer punto de llegada, con un umbral fijo en el frente ascendente de la señal eléctrica, con el primer punto de cruce por cero, o con el máximo de la señal, como se puede ver en la figura 2.

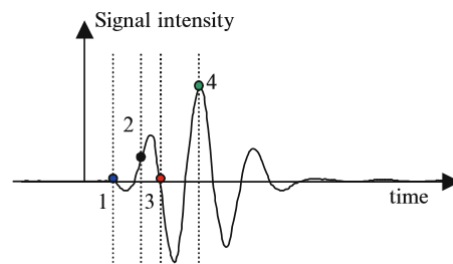


Figura 2. Criterios utilizados para medir el tiempo de vuelo (TOF): 1) Primer punto de llegada, 2) Umbral fijo, 3) Primer cruce por cero, 4) Máximo. Fuente: [7]

De acuerdo a autores como [8, 9 y 10], la atenuación dependiente de la frecuencia y la dispersión de la velocidad son parámetros reconocidos de sesgo, al medir la velocidad en el dominio del tiempo. Como bien se sabe, la señal se distorsiona mientras se propaga por el hueso, donde la envolvente de la señal recibida puede diferir considerablemente de la señal de referencia. Estas ambigüedades en los métodos de medición de la velocidad del sonido en el hueso han sido experimentadas por varios investigadores [10].

Para el segundo enfoque, se calcula una c dependiente de la frecuencia (f) a partir de la fase $\phi(f)$ de la relación compleja de los espectros de las ecuaciones mostradas en (3) y (4):

$$\phi(f) = \text{atan} \left[\frac{A(f)}{A^{\text{ref}}(f)} \right] = 2\pi l f \left(\frac{1}{c_{\text{ref}}} - \frac{1}{c(f)} \right) \quad (10)$$

Estas rutinas de arco tangente solo proporcionan valores de fase primaria entre $-\pi$ y π , llamados fase envuelta. Para un espectro de fase continua, se requieren valores en el módulo 2π , lo cuales se determinan sumando o restando los múltiplos de 2π al valor principal, hasta que se eliminan las discontinuidades inducidas por la operación del módulo de 2π , como se expresa en la ecuación (11), donde k es un entero:

$$\phi_u(f) = \phi(f) \pm 2k\pi \quad (11)$$

De acuerdo al ancho de banda límite del transductor, la fase se conoce solo dentro de un múltiplo entero de 2π . Por lo cual la constante $2k\pi$ explica este fenómeno de ambigüedad de fase. Una estimación de la velocidad de propagación más precisa se puede obtener utilizando la intercepción del eje y (frecuencia cero) de $\phi_u(f)$, el cual puede derivarse de la aplicación de mínimos cuadrados a los datos. Lo que quiere decir que si existe un error de 2π en la fase, la intercepción calculada será cercana a -2π , por lo que para este caso la fase correcta se obtiene añadiendo 2π . Con la ecuación (11), la velocidad de fase se puede calcular como:

$$c(f) = \frac{1}{\frac{1}{c_{\text{ref}}} - \frac{\phi_u(f)}{2\pi f l}} \quad (12)$$

El US no mide específicamente la masa ósea, mide la atenuación o BUA (Broadband Ultrasound Attenuation) y la velocidad del sonido a través del hueso SOS (Speed of Sound). El parámetro que más correlaciona con la presencia de fracturas es el BUA ya que es el producto de la absorción de energía a través del paso de las trabéculas y su información aporta varios datos sobre la densidad ósea, la cantidad, estructura y orientación trabecular. En la figura 3 se puede ver la medición del BUA y el SOS para el calcáneo. De forma general, estos dispositivos tienen un transductor que envía los pulsos y recibe el eco después del paso por el hueso. El agua, un excelente conductor para los US y mediante software especial se puede cuantificar la absorción de energía que se pierde al atravesar el hueso y la velocidad con la cual se realiza el paso de los ecos.

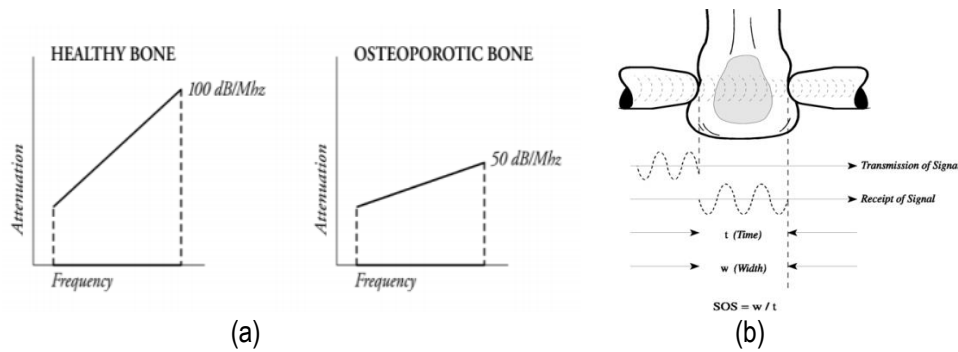


Figura 3. a) Medición del BUA en el calcáneo, (b) Medición del SOS en el calcáneo. Fuente: [1]

En [7] se describe la instrumentación cuantitativa por US para la caracterización del hueso que se utiliza en los últimos tiempos, y los rangos en frecuencia en que suelen trabajar los transductores para la propagación en hueso. Esto es importante para la elección del ancho de banda del transductor para los experimentos del trabajo. En las técnicas modernas de transmisión axial, debido a que el hueso es un medio altamente atenuante la mayoría de los estudios utilizan la transmisión de frecuencia bajas de 100 KHz a 2 MHz, que es muy inferior a las frecuencias utilizadas en la ecografía en tejidos blandos. En la figura 4 se puede observar la comparación de una señal transmitida en hueso con una señal que normalmente se utiliza como referencia como es el agua, en la cual se aprecia que la propagación depende de las propiedades acústicas del medio, de la frecuencia y de las propiedades geométricas de los transductores.

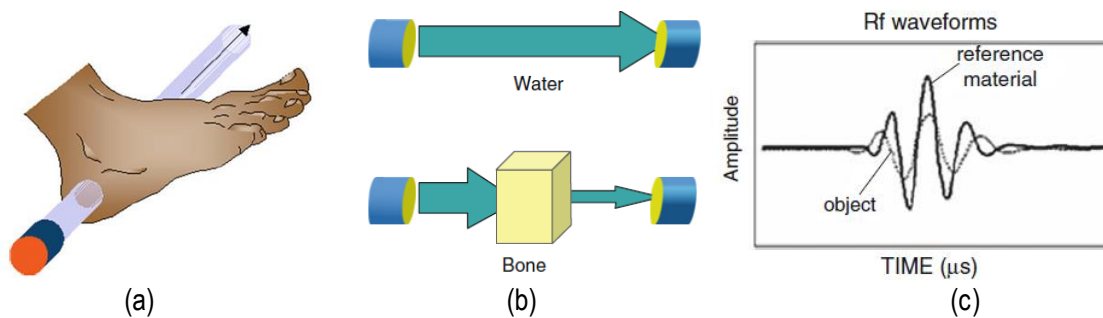


Figura 4. (a) Transmisión transversal en el talón, (b) Ejemplo de transmisión en agua y en hueso, (c) Espectros de la magnitud de la señal de referencia (agua) y la señal transmitida en el talón. Fuente: [7]

Para la evaluación de las falanges de la mano, el dispositivo de US cuenta con dos transductores planos de 12 mm que emiten a una frecuencia de 1,25 MHz, montados en un calibrador que mide la distancia entre las dos sondas. Las sondas son colocadas sobre las superficies medio laterales de la falange como punto de referencia. El posicionamiento de la sonda es variado hasta que se registra una señal óptima, midiendo el (Ad-SOS) Velocidad del sonido dependiente de la amplitud. El acoplamiento se consigue con un gel ultrasónico estándar. En la figura 5 se puede observar la ilustración de la evaluación y a modo de ejemplo una señal registrada en una mujer posmenopáusica normal y en una mujer posmenopáusica osteoporótica, la cual tiene una atenuación más significativa.

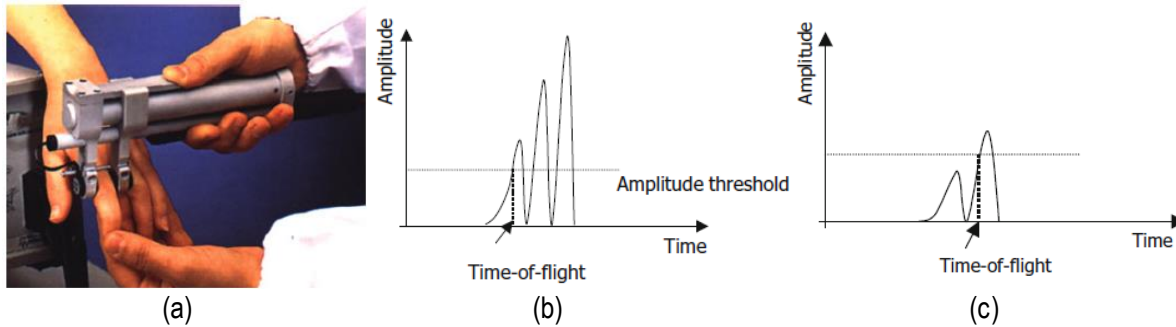


Figura 5. (a) Evaluación de la transmisión transversal en las falanges de la mano. (b) Representación de una señal de una mujer posmenopáusica normal, (c) Representación de una señal de una mujer posmenopáusica osteoporótica. Fuente: [7]

Para la evaluación del radio ultradistal en el antebrazo se ha desarrollado un dispositivo el cual se basa en la modelización de la propagación en el hueso esponjoso utilizando la teoría de Biot. Que predice dos ondas longitudinales distintas denominadas como ondas rápidas y lentas. Para este análisis este dispositivo emite a una frecuencia de 1MHz. (Ver figura 6 a).

Recientemente se ha realizado desarrollos tecnológicos para adaptar las técnicas de US en las mediciones en la cadera, con el fin de obtener una mayor sensibilidad en la predicción de la fractura del hueso. Los principios de medición son similares a los expuestos en el talón, con transductores de US de frecuencia central de 600 KHz.

Autores como Laugier et al [7] ha realizado prototipos de dispositivos de medición de transmisión axial utilizando frecuencias de 250 KHz, 0.1 MHz y 1 MHz. (Ver figura 6 b)

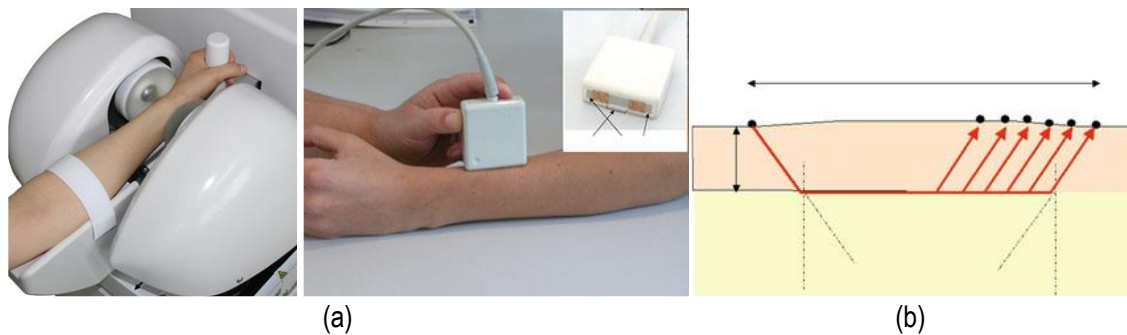


Figura 6. (a) Medición de la evaluación del radio ultradistal del antebrazo, (b) Evaluación de medición de transmisión axial en el antebrazo y adquisición de la señal usando una matriz receptora. Fuente: [7]

Vistos estos desarrollos de la estimación de la calidad del hueso en diferentes campos de la medicina por medio de la propagación de US, estos aspectos nos proporcionan una excelente información para nuestra investigación, ya que con la evaluación del SOS y del BUA se puede deducir las propiedades mecánicas del hueso, esta vez aplicándolo al campo de la implantología.

Se ha demostrado experimentalmente que la atenuación de los US en los tejidos biológicos varía aproximadamente de forma lineal con la frecuencia [7]. Esta dependencia lineal se ha documentado para tejidos blandos a través de una amplia gama de frecuencias de 1 a 50 MHz y también para el hueso esponjoso en un rango de frecuencias limitado de 0.2 a 2 MHz. Debido a que la atenuación aumenta con la frecuencia, el precio pagado por el uso de las longitudes de

onda más cortas es un aumento de la atenuación, lo que limita la posible profundidad de penetración debido a la sensibilidad del sensor. Para la mayoría de los tejidos blandos, los valores de la pendiente del coeficiente de atenuación frente a la frecuencia se encuentran aproximadamente en el rango de $0.5-1.0 \text{ dB}\cdot\text{cm}^{-1}\cdot\text{MHz}^{-1}$. En el hueso, la pendiente del coeficiente de atenuación es uno o dos órdenes de magnitud más alta que en los tejidos blandos, por lo tanto, las frecuencias más bajas (alrededor de 0.5 y 1 MHz) se utilizan comúnmente para las investigaciones.

2.1.3. Técnica Eco Impulso

Para la inspección de materiales y medios, los sistemas de US se clasifican en tres grupos según la técnica empleada para la emisión y recepción:

- Resonancia.
- Transparencia o de sombra.
- Eco-impulso.

Estos tres métodos se caracterizan a su vez por su magnitud de medida:

- Frecuencia de resonancia.
- Intensidad acústica.
- Tiempo de vuelo (TOF).

El método de resonancia y eco-impulso trabajan por reflexión, mientras que los de transparencia realizan su operación por transmisión, reflexión, conducción o proyección de imagen.

El método eco-impulso es utilizado e implementado para el desarrollo de este trabajo, ya que permite la medición del TOF y así determinar el SOS y BUA del medio evaluado, también con este método se puede determinar la existencia o no de un defecto y que en sí, es la base de la ecografía médica.

En inspecciones ultrasónicas es el más utilizado, consiste en generar pulsos cortos de alta frecuencia que se aplican a un transductor piezoeléctrico. Este transforma la energía eléctrica en vibraciones mecánicas, las cuales son transmitidas por el material de análisis en una dirección determinada que llega hasta una superficie límite del material, bien sea una separación de dos medios o un cambio de impedancia por la discontinuidad del material.

Debido a este cambio de impedancia, este pulso sufre una reflexión, lo que quiere decir que la señal que se refleja regresa al transductor denominada eco, la otra señal de inicio continúa su viaje a través de los otros medios denominada pulso. Estos ecos son debidos a defectos del material o al eco producido cuando el pulso se refleja en el extremo del material [11]. Este eco puede ser medido si las características del material de estudio permiten el viaje de ida y vuelta del pulso. Para resumir el resultado de esta técnica, las señales recibidas contienen la información del eco generado por el material, los defectos localizados en su parte interior y el ruido de fondo generado por la microestructura granular del material.

La recepción de este eco se realiza por el mismo transductor emisor o si es el caso por otro que este diseñado sólo como receptor. Debido a que la señal del US debe recorrer dos veces el mismo camino de ida y vuelta, para determinar la distancia se debe dividir por dos, en la siguiente

ecuación se puede detallar como calcular la distancia, para este proyecto se utilizó un transductor emisor-receptor en el mismo encapsulado [12].

$$d = c \frac{t}{2} \quad (13)$$

Donde c es la velocidad del sonido en el medio que se está trabajando y t el tiempo que se tarda la señal de US en llegar al receptor. En la figura 7 se puede observar el principio de la medición de la distancia.

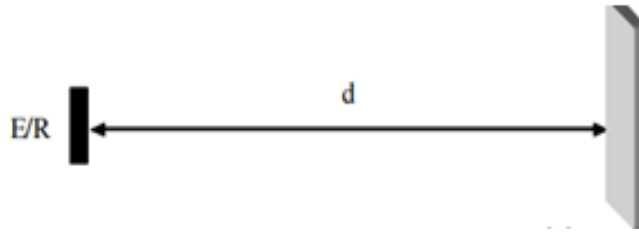


Figura 7. Medición de distancias por el concepto de tiempo de vuelo: Transductor emisor-receptor en el mismo encapsulado. Fuente: [12].

En los experimentos de este documento se podrá observar que un transductor de US, transforma esta energía mecánica de la vibración en un pulso eléctrico, el cual es amplificado y representado en un osciloscopio como una deflexión vertical de un trazo horizontal que es una función lineal del tiempo. En la figura 8 se representa la técnica eco impulso en el transductor y un esquema elemental de este método, están compuestos por un emisor de US, un receptor y un contador de tiempo.

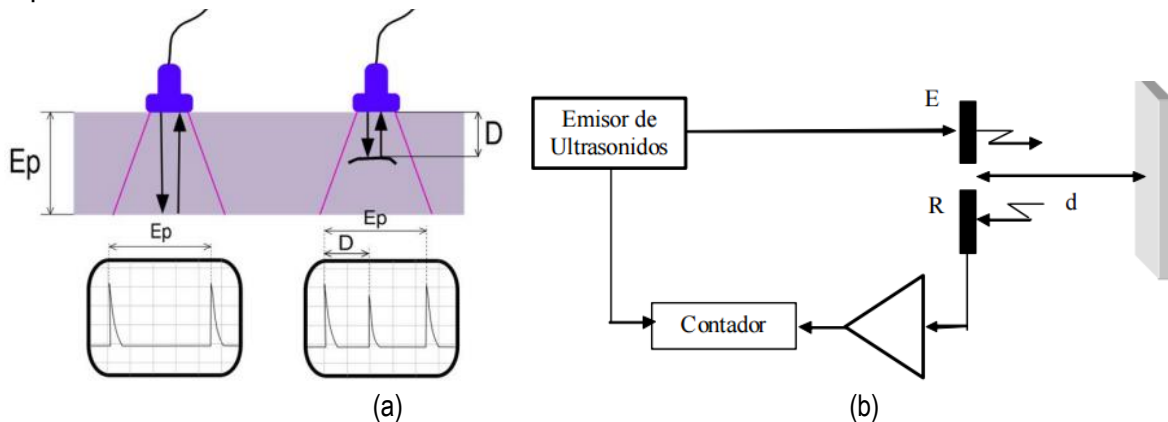


Figura 8. (a) Técnica ultrasónica pulso-eco, (b) Esquema elemental del método. Fuente [12].

Este tiempo que demora el pulso en su viaje de ida y vuelta al transductor emisor, depende de la velocidad de propagación del medio. El haz ultrasónico es similar a un haz de luz, el cual tiene forma en su propagación de cono. Según [13], las ondas sónicas comúnmente empleadas en las inspecciones tienen frecuencias que oscilan entre los 0,1 y 25 MHz.

El eco-impulso se compone de:

- El tiempo transcurrido entre el lanzamiento del pulso y el eco recibido.
- La intensidad, es decir la energía del eco recibido.

Existen diferentes maneras en que estos datos se pueden presentar para la visualización, los tres formatos más conocidos en la aplicación de *pruebas no invasivas* por sus siglas en inglés **NDT (Non Destructive Testing)** son conocidos como A-Scan, B-Scan y C-Scan, para el caso que nos compete describiremos el primero:

- **A-Scan:** Muestra la cantidad de energía ultrasónica recibida como una función en el tiempo. Lo que lo distingue es el método de visualización, el cual puede ser considerado como visualización en amplitud, al inicio del recorrido, el transductor sigue recibiendo ecos de las superficies cercanas, esta perturbación sirve para marcar la superficie frontal del cuerpo [11] como se puede ver en la figura 9.

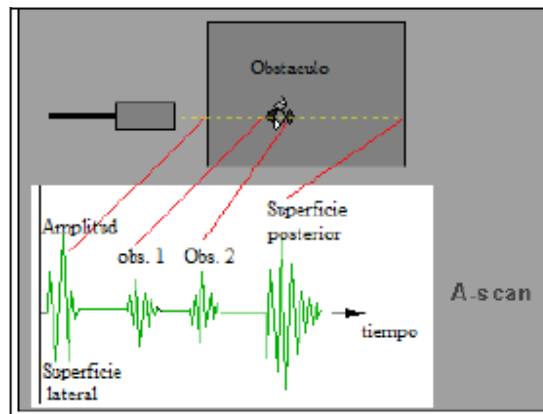


Figura 9. Modo de exploración ejemplo A-Scan [11].

Al utilizar los US como medio de propagación y poder analizar y establecer las características al interior de un medio, hay que tener en cuenta los siguientes parámetros:

- Velocidad de propagación.
- Atenuación.
- Absorción, reflexión, refracción y difracción.
- Impedancia acústica
- Energía acústica.
- Intensidad acústica.

2.1.4. Modelo físico de propagación

Los huesos humanos son materiales porosos que contienen fluidos y que representan dos tipos de estructura [14]: *Cortical* y *Trabecular*: la primera constituye la capa externa mientras que la segunda corresponde a la parte esponjosa del tejido óseo; la fracción de volumen de ambas partes es muy diferente, clasificado el hueso trabecular al que posee una parte de volumen por debajo del 70% y el hueso cortical si la fracción de volumen de sólido es superior a ese porcentaje.

Para el desarrollo de este trabajo, es importante conocer un modelo matemático que describa la propagación de una onda acústica en los huesos, de acuerdo a esto, autores como [14-21] exponen la teoría de Biot, modelando la propagación de ondas US en los huesos, la cual ha sido empleada dentro del campo de la acústica médica.

M. Biot desarrolló una teoría para la propagación de ondas elásticas en sólidos porosos saturados por una fase fluida simple, mostrando la existencia de dos ondas compresionales con distintas velocidades y una onda de corte.

Si se supone que es un sólido poroso saturado por una única fase comprensible y viscosa, como también que el sistema es isótropo, es decir que las propiedades del sistema no dependen de la dirección en la que es examinado, sean u^s y \tilde{u}^f los desplazamientos promedios de las fases sólida y fluida. En la ecuación (14) se muestra el desplazamiento de fluido promediado relativo por unidad de volumen de material sólido, donde ϕ es la porosidad efectiva del sólido.

$$u^f = \phi(\tilde{u}^f - u^s) \quad (14)$$

El fluido es capaz de moverse libremente en el interior, debido a que los poros del material están interconectados [21]. Existe un rozamiento que se produce entre ambas fases que da lugar a las pérdidas que son de origen viscoso. Esta teoría está formulada en términos macroscópicos, tanto en los desplazamientos promediados de cada una de las fases, como de las velocidades promediadas.

Estos promedios son realizados sobre volúmenes de dimensiones mucho más grandes que las dimensiones de los poros, de acuerdo a esto, el tamaño del poro medio es mucho menor que la longitud de onda, no solo para que el planteamiento sea consistente, sino para que también los efectos de la dispersión geométrica puedan ser despreciados. El medio se supone infinito, de forma que la existencia de discontinuidades no se contempla.

Una de las ventajas que aporta esta teoría es que las propiedades acústicas como la velocidad de propagación y atenuaciones de todos los modos que pueden propagarse de un medio complejo como puede ser un material poroso, son obtenidas de un número limitado de parámetros macroscópicos que son medibles [22].

Para el caso que nos ocupa en este trabajo, se presentan las velocidades de fase y atenuación (medida en $dB/Hz - s$). Para ello se considera una onda compresional viajando a lo largo del eje x , definiendo los potenciales como:

$$\varphi = A_c e^{i(\omega t - qx)}; \quad \psi = B_c e^{i(\omega t - qx)} \quad (15)$$

donde:

$$q = \text{vector de onda complejo } 1D = q^r - iq^i \quad (16)$$

Las velocidades de fase v_j y atenuación ξ_i para cada una de las dos ondas, rápida y lenta están dadas por las ecuaciones:

$$v_j = \frac{\omega}{|Re(q_j)|} \quad (17)$$

$$\xi_i = 2\pi * 8.685889 \frac{Im(q_j)}{|Re(q_j)|}, \quad j = 1,2 \quad (18)$$

El modelo definido anteriormente, es una herramienta que nos ayuda a comprender el problema. En el desarrollo de este trabajo no ha sido implementado, ya que los experimentos se han realizado con soluciones acuosas. Sin embargo se ha considerado este modelo debido al objetivo de realizar estas medidas en materiales sólidos.

2.2. ULTRASONIDOS EN ODONTOLOGÍA

Los US se refieren a ondas mecánicas, lo que quiere permite desarrollar técnicas no invasivas ni perjudiciales para la salud, ya que no son ionizantes, las cuales requieren de un medio elástico o visco elástico para su propagación. Se denominan ultrasónicas debido a que la frecuencia de vibración está muy por encima de los rangos de audición del ser humano (20-20000 Hz) [23].

En medicina se pueden distinguir dos categorías: *US de diagnóstico* y *US terapéutico*, la primera se refiere a la obtención de imágenes en el interior del cuerpo y la segunda a la interacción de la onda acústica con los tejidos biológicos para modificarlos o destruirlos [24].

Estas ondas son generadas por una estimulación eléctrica de un material piezoeléctrico y pueden ser dirigidos a un área específica del cuerpo. Si son radiadas en el cuerpo humano viajan por distintas capas de tejido. Por ejemplo, si se propagan de un medio a otro, estas ondas experimentan un cambio de densidad, lo que produce que una parte de la señal se refleje y la otra continúe viajando. La señal reflejada se convierte en un pulso eléctrico que se denomina eco. [11]. Existen diversos tipos de ondas según sea la dirección del movimiento de las partículas, relativa a la dirección de propagación del frente acústico: *longitudinales*, *transversales*, *superficiales* y de otros de vibración especiales que se producen en materiales laminados delgados, denominados *ondas de Lamb* [12].

Con la información recibida de estos ecos se puede determinar:

- La posición del tejido que dio lugar a los ecos.
- La amplitud de la señal permite determinar la atenuación del medio.
- La forma del eco permite determinar la dispersión o el scattering.
- Imágenes formadas al capturar y procesar varias secuencias de ecos.

En las aplicaciones de US, el valor de la frecuencia puede variar entre 20 KHz (Usadas para aplicaciones de potencia en el aire) hasta 100 MHz (usadas en microscopía ultrasónica). En medicina [12] cubre el rango entre 100 KHz y 20 MHz, para casos de ensayos no destructivos (END), se trabaja entre 100 KHz y 20 MHz siendo las más frecuentes, comprendidas entre 1MHz y 10 MHz.

Particularmente en el campo de la odontología, los US comienzan a mediados del siglo pasado, y en la actualidad tiene un gran uso especialmente en el área de *periodoncia* y *endodoncia* [25], donde su uso abarca desde la eliminación de restauraciones para acceder al sistema de conductos, eliminación de obstrucciones como instrumentos fracturados y calcificaciones, la preparación biomecánica, irrigación ultrasónica, obturación del sistema de conductos y cirugía endodóntica [26]. Con este trabajo final de máster, se pretende ampliar el campo de la aplicación

de nuevas tecnologías basadas en el uso de la acústica para contribuir a implementar las herramientas terapéuticas y diagnósticas en implantología oral.

2.2.1. Implantes dentales

Antes de empezar con los conceptos de los implantes dentales es importante conocer parte de la anatomía donde son implementados, para saber los diferentes medios que los US tienen que enfrentarse, lo que se refiere a la estructura del hueso de la mandíbula y el hueso maxilar, los cuales son un hueso impar, plano, central y simétrico con forma de herradura, situado en la parte anterior, posterior e inferior de la cara [27].

La mandíbula se encuentra suspendida y unida a la boca mediante músculos, ligamentos y otros tejidos blandos que le dan la movilidad para realizar su función con el maxilar (parte superior de la boca). Su estructura histológica se compone de dos partes muy distintas, una parte exterior de un espesor muy pequeño (1-2 mm) que es fibrosa compacta y dura llamada *Hueso cortical*, y otra parte interna que es muy poroso llamada *hueso esponjoso o trabecular* [28]. En la figura 10 se puede observar un hueso de mandíbula donde se representa sus diferentes partes.

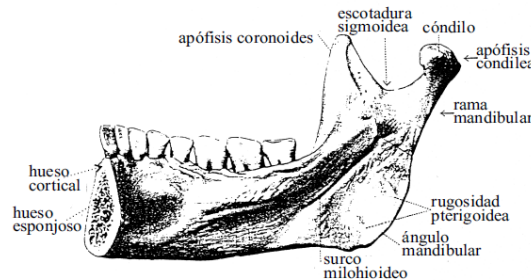


Figura 10. Representación de la mandíbula: Vista de los huesos cortical y esponjoso. Fuente: [28].

Se llaman *isotrópicos*, cuyas propiedades elásticas son las mismas en todas las direcciones y todos sus coeficientes de elasticidad pueden definirse a partir de dos parámetros: el módulo de Young (E) y el coeficiente de Poisson (ν), sin embargo, existen estudios en los que se considera que el hueso mandibular es anisotrópico [28]. En la mayoría de los trabajos publicados en la propagación de US por hueso, se supone que el hueso cortical y el esponjoso son isotrópicos. En la tabla 1 se representa valores para el módulo de Young, el coeficiente de Poisson y la densidad para ambos.

	$E(N/mm^2)$	ν	$\rho(Kg/m^3)$
<i>Hueso cortical</i>	$1,37e + 04$	0,3	1.740
<i>Hueso esponjoso</i>	$7,93e + 03$	0,3	700

Tabla 1. Propiedades del hueso cortical y hueso esponjoso. Fuente: [28]

Los implantes dentales son unas raíces artificiales que se implantan en el hueso mandibular o maxilar, creando una base sólida sobre la que se pueden realizar tanto restauraciones de dientes individuales, como prótesis parciales o totales, funcionando de manera igual que los dientes naturales [29].

El material que utilizan los implantes es el titanio, debido a los innumerables estudios que se han realizado hasta la fecha, que demuestran que el titanio puro es el biomaterial por excelencia [29], ya que se oseointegra con el tejido óseo, denominada como una soldadura biológica entre el hueso vivo y el titanio. Otra de sus características es que el titanio se mantiene estable con el paso del tiempo. Los implantes se componen de tres partes:

- **La cabeza:** Parte destinada a conectarse con la nueva prótesis, zona protésica del implante. Donde se encuentra un sistema antirrotacional, que tiene como objetivo impedir que los elementos mecánicos de la nueva prótesis roten sobre su eje.
- **Cuello:** Unión entre la cabeza y el cuerpo, su longitud es variable dependiendo del sistema empleado, y según esté destinado a técnicas sumergidas, técnicas semi-sumergidas o emergentes.
- **Cuerpo:** Superficie destinada a integrarse, está en contacto con el hueso esponjoso [30]. Esta superficie tiene que estar preparada para que la integración con el hueso sea más rápida y de mayor calidad. En la siguiente figura se puede detallar los componentes de un implante dental.

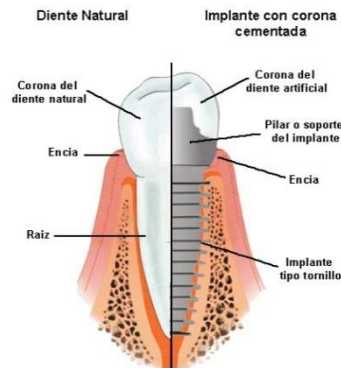


Figura 11. Estructura de un implante y un diente natural. Recuperado de: <http://www.ardent.cl/implantologia.htm>

La cirugía periodontal, periapical y de implantes dentales hacen parte del quehacer diario en una consulta moderna [31], en las cuales gracias a las diferentes técnicas se consiguen salvar dientes, mejorar la estética y colocar implantes de una manera cada vez más fiable, sencilla y menos traumática. Respecto a los implantes dentales existen varias técnicas y métodos que se realizan dependiendo de la situación del paciente, en las cuales se encuentran:

- Implantes en edentulismo total.
- Implantes para sectores parciales.
- Implantes unitarios.
- Aumento de tejido queratinizado gingival alrededor de los implantes.

Podríamos definir y extendernos teóricamente en cada uno de ellos, sin embargo para el tema que nos compete, es necesario profundizar y conocer la *aplicación de la regeneración tisular guiada a la técnica de implantes dentales*, la cual contiene tres aspectos importantes:

- Aumento de la cresta ósea previo a la colocación de implantes dentales.
- Implantes inmediatos a la exodoncia dentaria.

- Regeneración ósea alrededor de los implantes dentales.

Para el proyecto en mención, nos centraremos en tratar el primero de ellos.

2.2.2. Regeneración Ósea Guiada (ROG)

El tratamiento con Regeneración Ósea Guiada es considerada actualmente una terapia predecible para promover la regeneración del hueso con la finalidad de crear un lecho para el posicionamiento de los implantes [32]. Periodoncistas e implantólogos se centran en emplear estrategias terapéuticas para regenerar el hueso alveolar con el objetivo posterior de la instalación de implantes dentales, en donde se tiene en cuenta los principios de remodelación ósea. El Hueso que se encuentra sano, conserva siempre su capacidad de regeneración, sin embargo, existen casos donde hay pérdidas de hueso por procesos traumáticos o infecciosos, los cuales requieren tratamiento de regeneración.

La técnica de regeneración ósea es recomendada cuando se han producido deficiencias o pérdida de alguna pared ósea durante la extracción que pudiera comprometer la inserción del implante. La Regeneración Ósea Guiada denominada también ROG se basa en la formación de nuevo hueso para el relleno de defectos óseos, el cual comprende el uso de membranas con función de barrera aptas para evitar la infiltración en la zona de inserción [28].

La ROG surge por varias investigaciones sobre la regeneración tisular guiada (RTG), basada en una técnica quirúrgica que evita la proliferación de células epiteliales, mediante la interposición de una membrana semipermeable entre hueso, raíz dentaria y colgajo, a manera de dar tiempo a las células del tejido periodontal (hueso y ligamento) de multiplicarse y rellenar el defecto tisular.

El papel de estas membranas en las heridas es el de proteger el coágulo sanguíneo de la invasión de las células no ontogénicas, facilitando de esta manera la estabilización de la herida y la creación del espacio necesario para el crecimiento del nuevo hueso.

Estas técnicas del aumento del volumen óseo para la inserción de implantes dentales, requiere de la utilización de materiales de injertos como puede ser el propio hueso del paciente o de sustitutos óseos. Entre los sustitutos se encuentran los de origen animal como el hueso bovino liofilizado, el cual tiene una estructura similar al hueso humano en su porosidad y actúa como osteoconductivos libres de riesgo de transmisión de enfermedades o sintéticos como el fosfato tricálcico β el cual es un material con propiedades osteoconductoras que por sus características biológicas permite mantener el rellanado habiendo sido utilizado con éxito en la implantología oral.

Una vez realizado el examen de diagnóstico de la situación del hueso disponible para realizar el tratamiento, el paso a seguir es la sesión quirúrgica, en donde se emplean técnicas en regeneración de tejidos basados en la utilización de señales celulares y fibrina autóloga (material de injerto), para lograr una mejor cicatrización de los tejidos blandos [28].

La técnica con *plasmas rico en factores de crecimiento* consiste en extraer una pequeña cantidad de sangre del paciente y de ella, aislar del plasma sanguíneo las proteínas responsables de la cicatrización de las heridas y de la regeneración de los tejidos. Una vez aplicadas en la zona a tratar, el proceso de reparación se optimiza y acelera de una forma natural [27].

Cuando un diente se pierde por diferentes causas, por ejemplo, en el hueso maxilar, los senos maxilares que son cavidades huecas y rellenas de aire, con el tiempo pueden comenzar a expandirse debido a que no existe la superficie del diente, debido a esto, no es posible colocar el implante ya que no se dispone de un soporte óseo suficiente del hueso (Ver figura 12). Para que un implante sea exitoso se necesita mucho más hueso, para construir ese hueso que falta se realiza un tipo de injerto denominado *elevación sinusal*, para ello se hace una abertura lateral para acceder al seno maxilar, luego se desprende del hueso la piel interior del seno maxilar (*Membrana de Schneider*) y se rellena con material de injerto óseo, que puede ser artificial, de origen animal o del propio individuo (*Plasma Rico en Factores de Crecimiento*) para favorecer la cicatrización de la herida y estimular la regeneración interrumpida del hueso. Finalmente, la abertura lateral se cubre con otra membrana que se reabsorberá poco a poco y después se deja madurar el injerto por un periodo de 6 a 9 meses, antes de colocar el implante dental. Después de este periodo se evalúa la regeneración del hueso, que es la parte clave de este trabajo, y si es satisfactorio se realiza dicha intervención del implante dental y comienza el denominado proceso de osteointegración (Ver figura 13). En ciertos casos es posible realizar la colocación de implantes, simultáneamente a la elevación sinusal en la misma intervención.

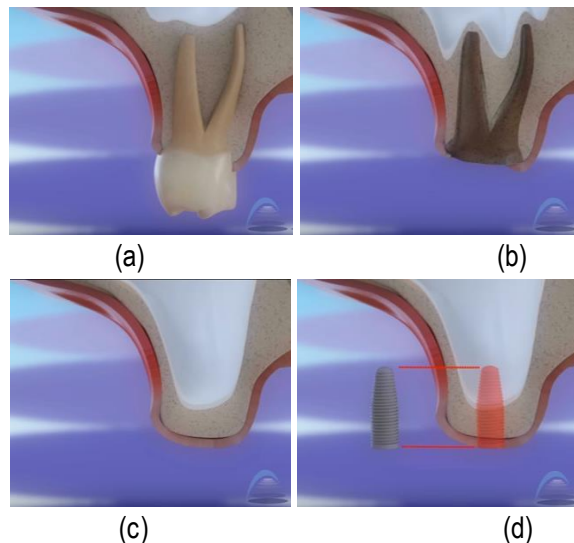


Figura 12. Suelo del seno maxilar después de la pérdida de un diente. (a) Diente natural, (b) Pérdida del diente, (c) Expansión del seno maxilar, (d) El implante no dispone de un soporte óseo suficiente. Fuente: [31]

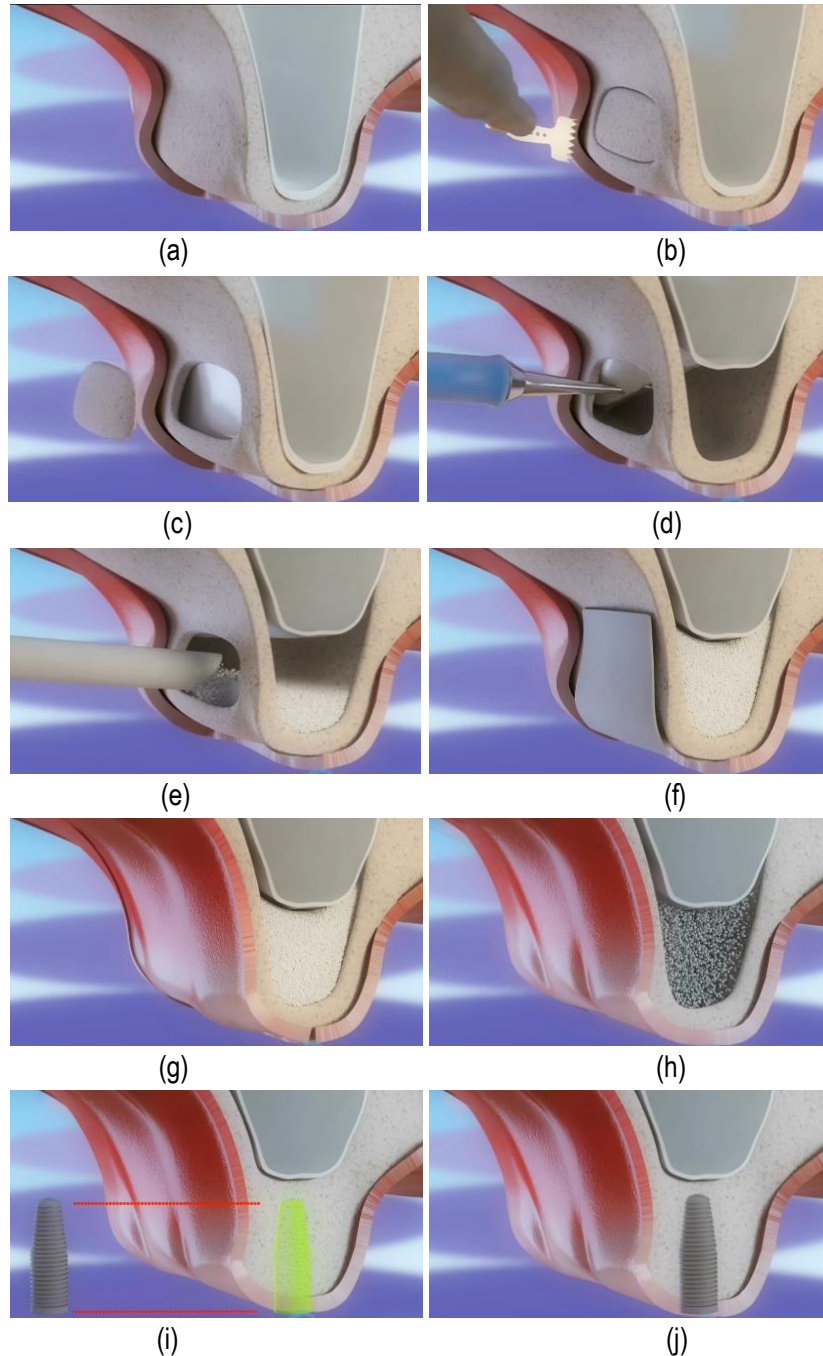
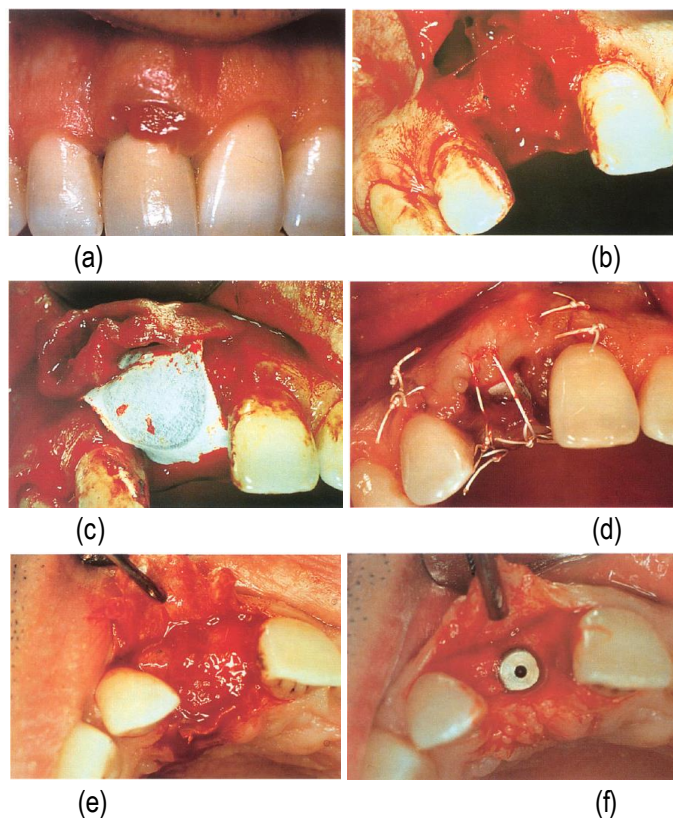


Figura 13. Procedimiento quirúrgico para colocar un implante dental. (a) Superficie del hueso antes de la abertura lateral, (b) y (c) Realización de la abertura, (d) Elevación sinusal y retiro de la membrana de Schneider, (e) Relleno de material de injerto óseo, (f) Cierre de la abertura, (g) (h) Regeneración del hueso en un periodo de 6 y 9 meses, (i) Estructura del hueso lista para colocar el implante, (j) Colocación del implante. Fuente: [33].

Una vez explicado el proceso, y con el fin de entender claramente los pasos de esta investigación, a continuación, se detalla en la figura 14 el procedimiento quirúrgico para un caso real en concreto [31]:

- a) Diagnóstico clínico, visión preoperatoria del diente N°11.
- b) Exodoncia del diente N°11 con gran destrucción ósea.
- c) Colocación de la membrana.
- d) Sutura con reposición coronal para cubrir el alveolo y la membrana.
- e) Retracción del colgajo con aparición de nuevo tejido óseo después de extraer la membrana. (9 a 12 meses de cicatrización y maduración del nuevo hueso)**
- f) Colocación del implante.
- g) Segunda fase del implante.
- h) Sutura después de colocar el conector de cicatrización.
- i) Colocación de la corona sobre el implante.

Con la implementación de este trabajo, el objetivo es que una vez el cirujano llegue al **punto (e)**, durante la cicatrización y maduración del nuevo hueso utilice los US como medio para obtener las características de la evolución de la densidad ósea (SOS y BUA) y así evaluar las condiciones de contorno para colocar el implante.



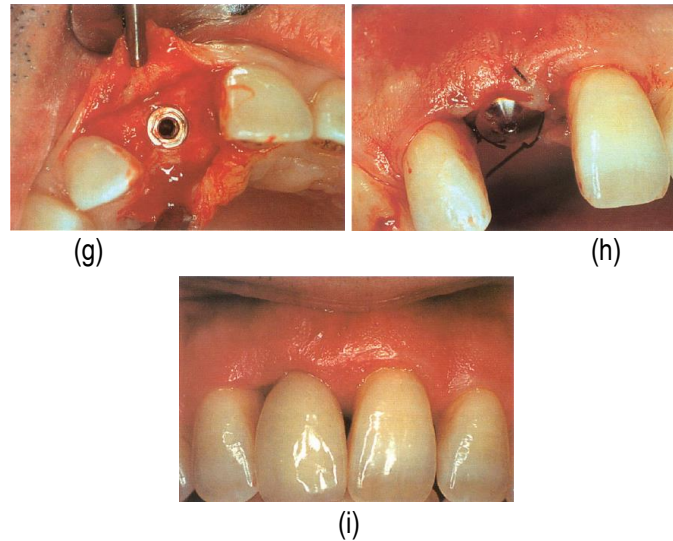


Figura 14. Aplicación de la regeneración tisular guiada a la técnica de implantes dentales [31]

El periodo de latencia funcional entre la inserción quirúrgica y la carga funcional es esencial para conseguir la osteointegración de los implantes [34]. La osteointegración se define como la conexión directa, estructural y funcional entre el hueso vivo y la superficie de un implante endoóseo, en donde se produce una unión mecánica directa y estable sin interposición de tejido conectivo. Este proceso se consigue con implantes de material bioinerte como el titanio y aleaciones del mismo [35], el hueso acepta el titanio como si en realidad formara parte de la estructura del propio organismo, produciendo una soldadura biológica y uniéndose a su superficie [36].

Los requisitos para lograr una buena osteointegración, se conocen como bases biológicas:

- Los biomateriales.
- La biomecánica.
- La biología ósea.
- La biología de los tejidos periimplantarios.

3. METODOLOGÍA

El desarrollo de este documento está relacionado en el cumplimiento específico de los objetivos descritos en el capítulo 1. Para llevar a cabo cada uno de ellos, se utilizó la información y la bibliografía recibida en las materias de *fundamentos de acústica*, *programación en matlab*, *ultrasonidos*, *tratamiento digital de señales* y *métodos de simulación acústica*, junto con las licencias académicas ofrecidas por la Universidad Politécnica de Valencia con los programas *Matlab R2017a* y *Comsol Multiphysics 5.2a* para realizar estudios de análisis de procesamiento de señales.

El objetivo del trabajo es que por medio de la propagación de un haz US y utilizando el método de eco impulso, se puedan determinar parámetros como el SOS y el BUA que nos ayuden a caracterizar la regeneración ósea. Una vez realizada la operación de Regeneración Ósea Guiada (ROG), el cirujano enviará un haz US por medio de la membrana de protección que ha colocado.

Proceso que deberá ser realizado regularmente con el fin de evaluar y llevar un seguimiento del proceso de regeneración (Ver figura 15 a). Sin embargo, también podría darse el caso, en que el cirujano envié un haz desde de la parte inferior y pueda obtener información para su análisis, el cual también tendremos en cuenta para esta investigación (Ver figura 15 b).

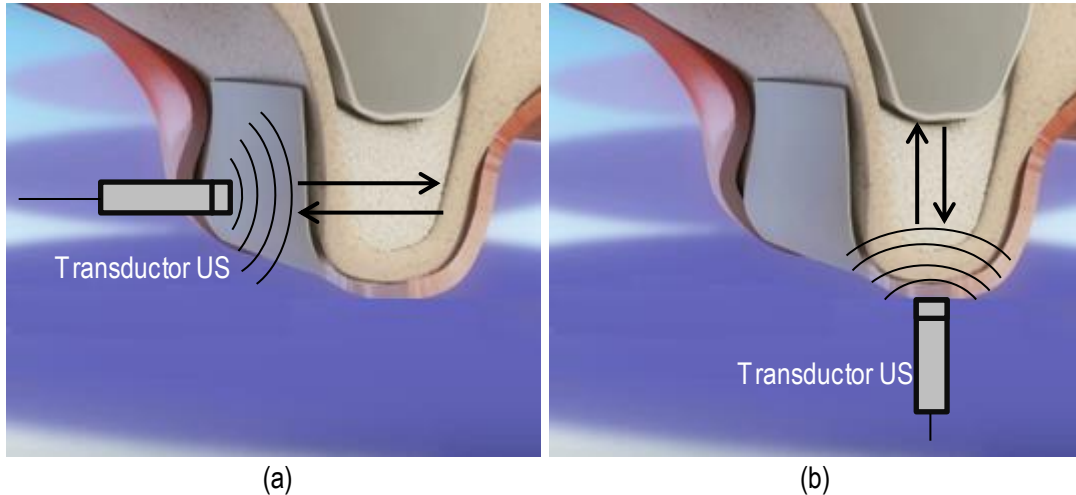


Figura 15. Medición con el transductor ultrasónico en el proceso de regeneración ósea antes de colocar el implante. (a) Generación por la membrana, (b) Generación por la parte inferior donde se realizará el implante.

Ya que este proyecto está destinado al ensayo clínico con seres humanos, se ha diseñado una metodología de experimentos y simulaciones graduales que garantizan una estabilidad y perfeccionamiento de la técnica eco impulso para la evaluación de la regeneración, ya que el objeto de estudio se centra en la caracterización de las diferentes densidades de los tejidos orales. Al comenzar esta investigación se plantearon unos experimentos iniciales para entender los fenómenos y establecer el problema, sin embargo, al ir avanzando se iban detectando diversos factores y problemas que a su vez hicieron que este proyecto se desarrollara con tres ensayos, con los siguientes recipientes:

- Experimento en pieza circular de metacrilato. (Ensayo 1).
- Experimento en pieza con geometría de base plana. (Ensayo 2).
- Experimento en maqueta maxilar. (Ensayo 3).

3.1. Material y equipamiento

Para todas las pruebas experimentales en laboratorio se ha utilizado el equipo pulser/receiver de marca Olympus con referencia 5072, un osciloscopio de marca Rigol con referencia MSO1104 y un sistema automatizado electro-mecánico con paso de 0,1, 1, 10 y 50 mm (en los ejes X, Y, Z) controlado por ordenador para ajustar el movimiento del transductor, todo esto con los cables y sondas correspondientes. (Ver ficha técnica de cada uno en el Anexo 1).

La regeneración del hueso se realiza en un periodo de tiempo de 6 a 9 meses y depende exclusiva y únicamente de las propiedades que tiene el cuerpo humano en conjunto con las propiedades del biomaterial que ingresa el cirujano. Debido a esto, durante la investigación se pensó en qué tipo de material podría servir para poder equiparar esta regeneración del hueso y poder realizar

pruebas experimentales, ya que hace parte de una de las características de nuestros objetivos. Realizando una búsqueda bibliográfica, se ha escogido la maicena como material de análisis [37,38] para todos los experimentos, ya que debido a su fácil manipulación, bajo costo económico, libre de contaminación al medio ambiente y de fácil acceso al mercado se pueden realizar variaciones de concentraciones, obtener una repetibilidad de mediciones y equiparar la regeneración.

El material utilizado como muestra de referencia ha sido el agua, ya que sus parámetros físicos están descritos y documentados [7]. Luego se ha ingresado una cantidad de concentración de maicena de un 15%, seguido de un 25% y finalmente de un 55%. En la figura 16 se presenta un esquema de los equipos que se han utilizado para los experimentos; el ping de T/R del pulser/receiver se ha conectado al transductor de selección, el ping RF al canal 1 del osciloscopio para observar la respuesta del eco impulso, las mediciones se han almacenado en un archivo ("New_file.csv") y se han procesado finalmente los datos obtenidos en *Matlab R2017a*.

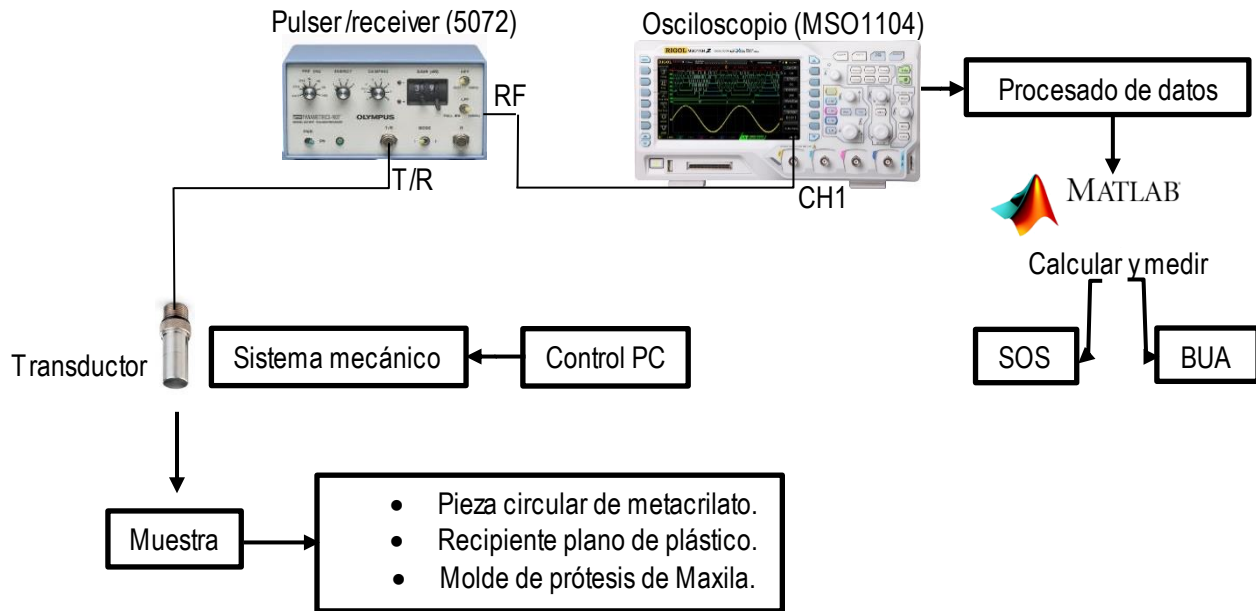


Figura 16. Diagrama de flujo de los equipos utilizados en los experimentos.

3.2. Protocolo de medida del SOS

En la figura 17 se muestra un diagrama estructural que muestra como se ha determinado el SOS para cada experimento, donde una vez obtenidas las señales de las mediciones realizadas se han procesado en el software Matlab.

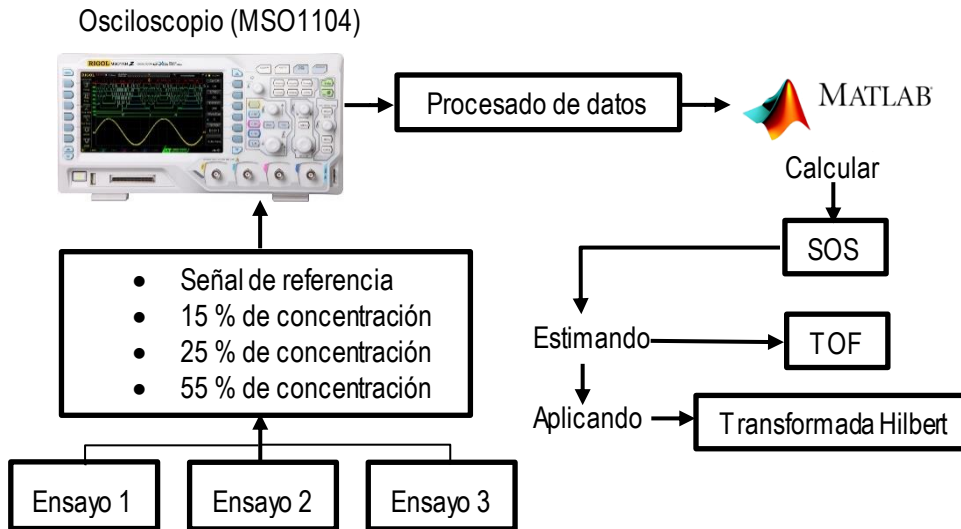


Figura 17. Diagrama estructural para el cálculo del SOS en los experimentos

Las señales obtenidas en el osciloscopio, consisten en una serie de ecos u oscilaciones amortiguadas de duración finita, que corresponden a las interfaces entre medios de propagación donde la onda se refleja en algún porcentaje. A partir de esta señal se busca cumplir con los objetivos del proyecto, estimando el tiempo de vuelo (TOF), podremos calcular el SOS de cada concentración. El TOF es el tiempo medido entre el instante en que se emite el pulso de excitación y el instante de llegada de cada eco captado. En la figura 18 se representa a modo de ejemplo una señal aleatoria de los experimentos en el osciloscopio.

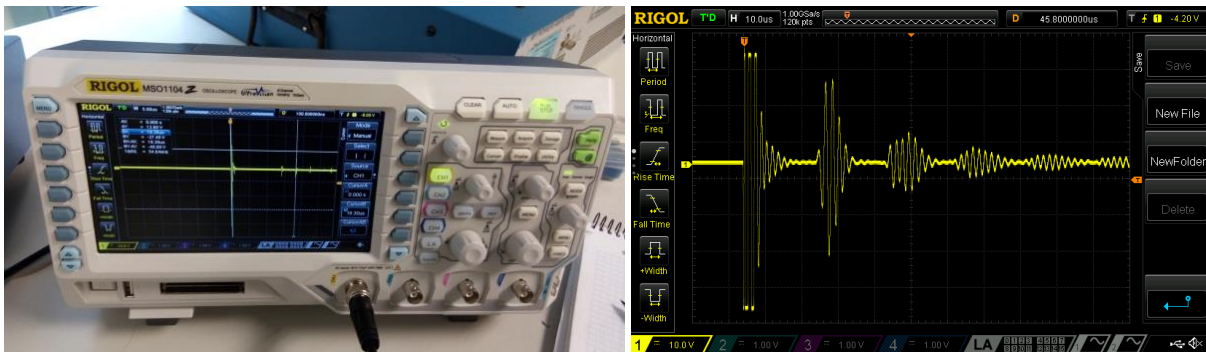


Figura 18. Representación de la señal obtenida en el osciloscopio.

En la figura 19 se visualiza la señal procesada en Matlab, la señal contiene un primer pulso que es el eléctrico, los demás representan los respectivos ecos de la superficie de análisis. Para estimar el TOF de cada señal se aplica la *Transformada de Hilbert*, ya que es un algoritmo matemático que permite una representación más precisa de la dinámica temporal de una señal

US como se puede ver en la figura 20 (la línea azul indica la señal original y la línea roja la envolvente de la señal), tiene como resultado una representación de la envolvente de la señal original, estimando así los instantes de los picos máximos de los ecos. La *Transformada de Hilbert* $\hat{R}(t)$ de una función dependiente del tiempo $R(t)$ se define a partir de:

$$\hat{R}(t) = \frac{1}{\pi} \int_{-\infty}^{\infty} \frac{R(u)}{t - u} du \quad (19)$$

Donde esta transformada tiene una función de transferencia causal la cual hace que se comporte como un filtro, por lo cual esta operación da como resultado a un supresión del ruido de menor amplitud de la señal, así como también a un aumento del contenido de mayor amplitud de la misma, por lo cual esta transformada puede emplearse para la estimación del inicio de la señal o la detección de la señal en general.

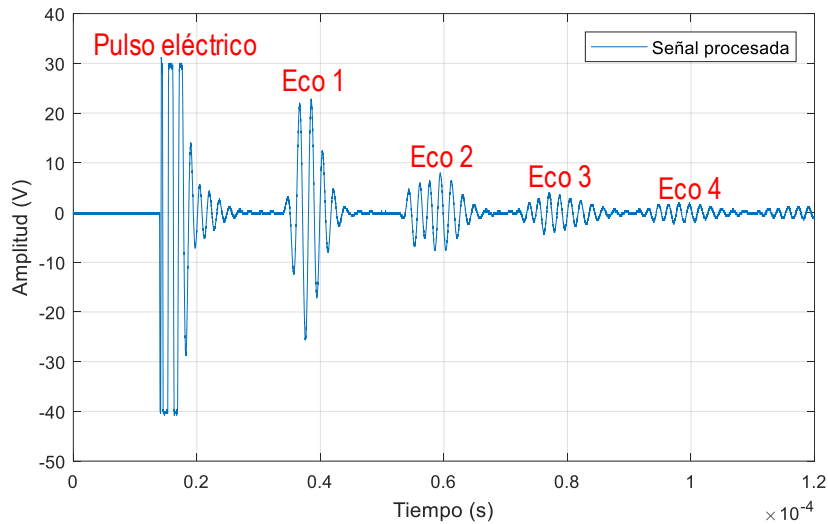


Figura 19. Representación de la señal obtenida con los respectivos ecos.

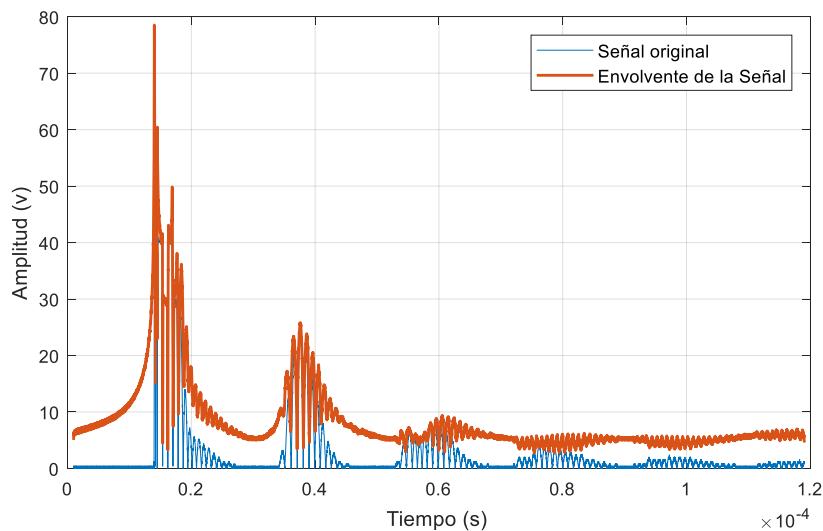


Figura 20. Representación de la Transformada Hilbert

En la figura 21 se observa a modo de ejemplo, una imagen del primer eco de todas las concentraciones de una medición: la gráfica superior indica la medición con el transductor en la superficie de la muestra y la gráfica inferior indica la medición desplazando el transductor 3 mm. La línea azul indica la señal de referencia de agua, la línea roja 15% de concentración de maicena, la línea verde 25% y la línea negra 55%. Para esta medición en concreto, a medida que aumenta la regeneración del sistema, el TOF es cada vez menor, lo que indica que el SOS aumenta progresivamente a medida que va aumentando las concentraciones de la maicena. Se aprecia el mismo efecto para la atenuación, sin embargo esto se verá en detalle en el apartado de resultados para cada experimento.

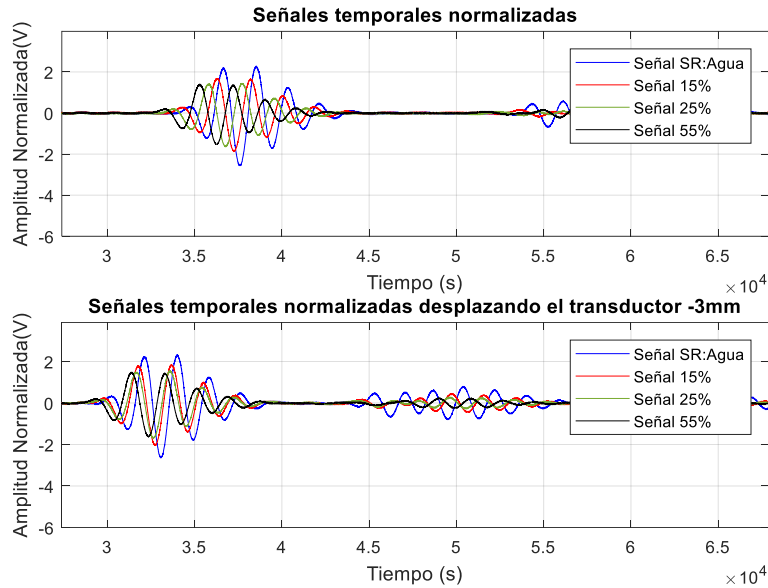


Figura 21. Representación de los ecos de las diferentes concentraciones de análisis

Como se realizaron mediciones del TOF desplazando el transductor a cierta distancia, la velocidad de propagación de las diferentes concentraciones se ha determinado relacionando las siguientes expresiones:

$$c = \frac{2 * d}{\Delta t_1} \quad (20)$$

$$c = \frac{2(d - x)}{\Delta t_2} \quad (21)$$

Donde d , es la distancia de la parte interna de la superficie de análisis, Δt_1 es el promedio de las diferencias del tiempo de vuelo de las primeras mediciones, x es el desplazamiento del transductor de las segundas mediciones y Δt_2 es el promedio de las diferencias de tiempo de las mediciones desplazando el transductor; entonces despejando d de (20) y sustituyéndola en (21), la velocidad de propagación en las diferentes concentración se determina mediante la siguiente expresión:

$$c = \frac{0.002}{\Delta t_1 - \Delta t_2} \quad (22)$$

3.3. Protocolo de medida del BUA

De acuerdo al marco teórico expuesto sobre la medición del BUA en el apartado 2.1.1 de este documento. Cabe destacar que para nuestro caso concreto, se ha utilizado la técnica eco impulso mediante un transductor. En la figura 22 se muestra el diagrama estructural para el cálculo del BUA en los experimentos realizados. Una vez obtenidos los ecos de las señales de cada concentración se ha aplicado la FFT de cada uno de ellos, enseguida se ha realizado una función de transferencia respecto a la señal de referencia, luego una regresión lineal para finalmente determinar la pendiente y obtener el parámetro del BUA para cada concentración de ensayo.

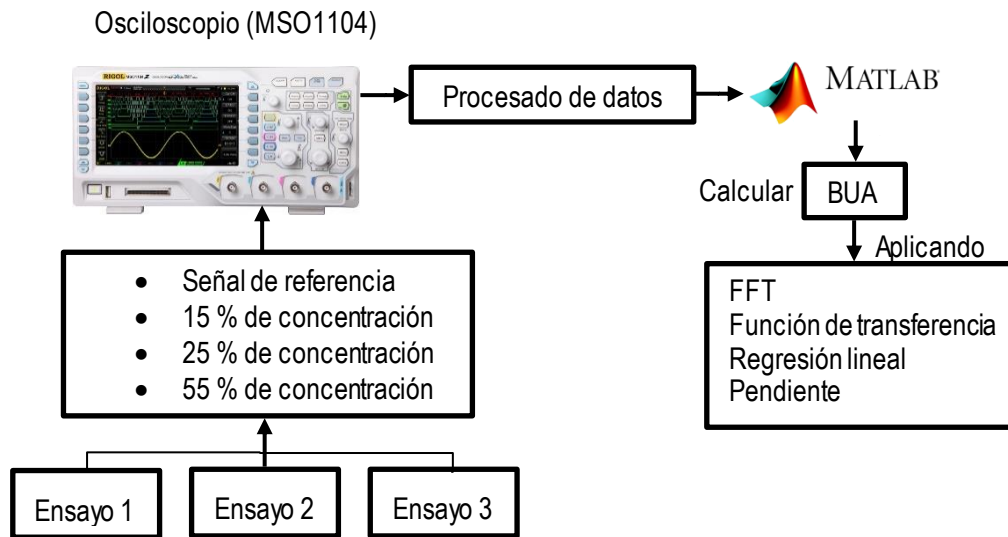


Figura 22. Diagrama estructural para el cálculo del BUA en los experimentos

A modo de ejemplo, en la figura 23 se muestra los primeros ecos de cada concentración de una medición aplicando la *Transformada de Fourier*.

ECO + FFT

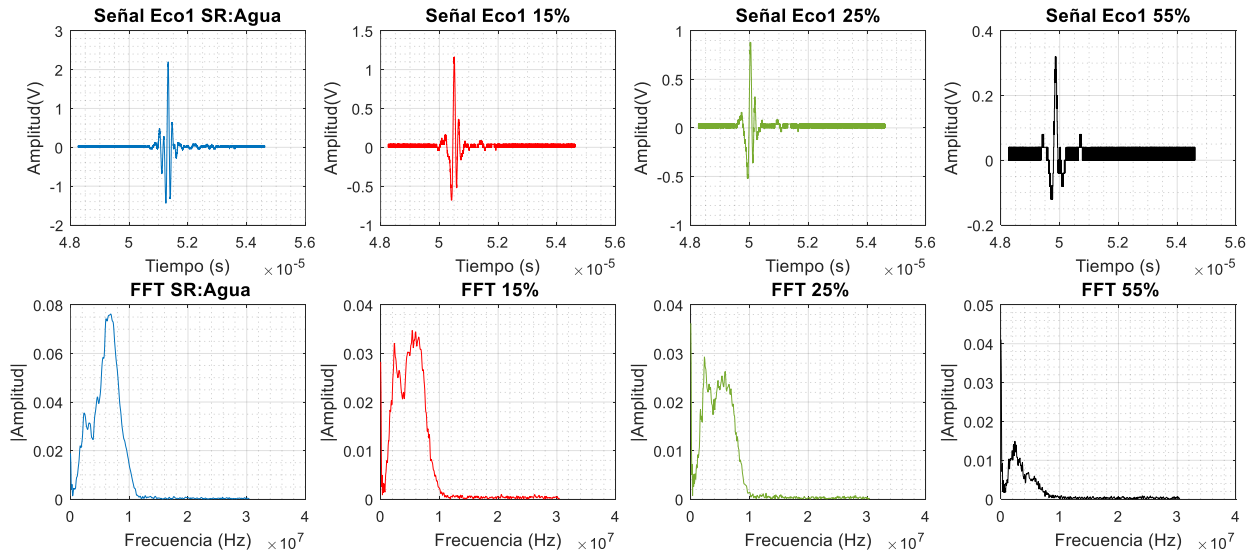


Figura 23. Representación de los primeros Ecos de cada concentración con su respectiva FFT

Como se indicó anteriormente, una vez realizada la FFT, donde tenemos nuestras señales estacionarias en el dominio de la frecuencia, se ha realizado la función de transferencia de cada concentración respecto a la señal de referencia que en nuestro caso es el agua. Con la función de transferencia obtenida, se ha realizado una regresión lineal, obteniendo la pendiente de esta recta se ha obtenido el BUA para cada concentración, ya que esta se define como el *índice del BUA*, teniendo unidades de $dB MHz^{-1}$. En la figura 24 se muestra a modo de ejemplo dicho procedimiento. Cabe aclarar que dependiendo del ancho de banda del transductor se ha ajusta estado regresión lineal.

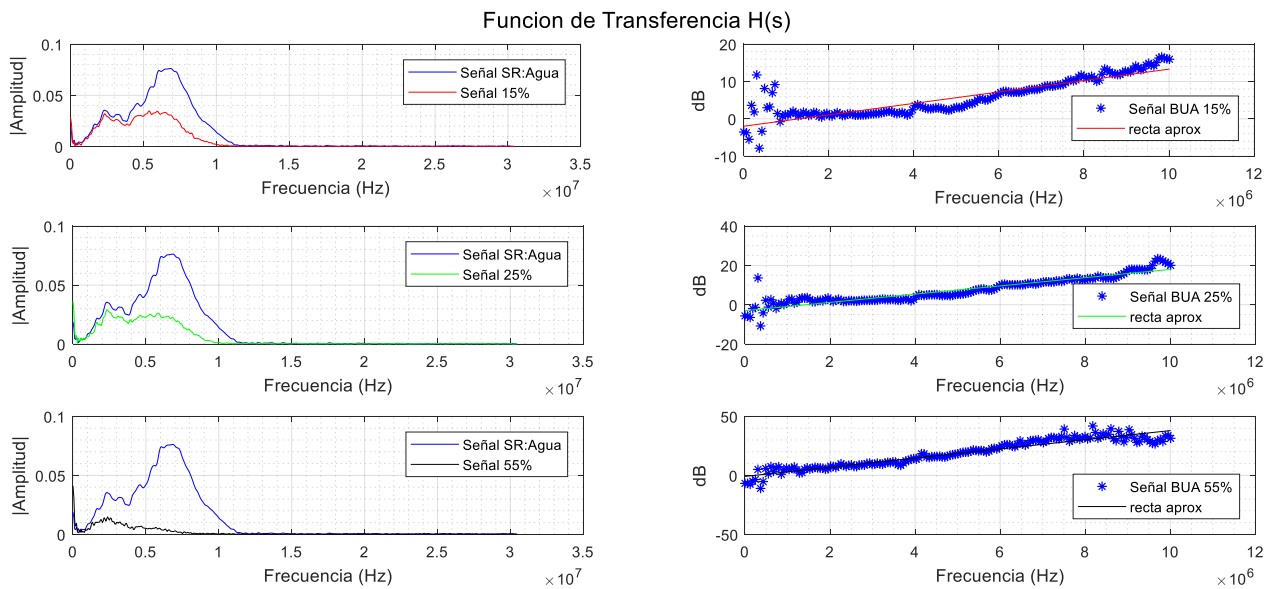


Figura 24. Función de transferencia y regresión lineal para cada concentración

3.4. Simulación con elementos finitos

Para el experimento de la pieza de metacrilato circular, fue necesario realizar un modelo numérico para entender el efecto de la propagación del US en el recipiente, para llevar a cabo la simulación se ha utilizado el software *Comsol Multiphysics 5.2a* con el módulo de acústica [39]. El método de elementos finitos (FEM) tiene un amplio de aplicaciones dentro de la acústica, el cual contiene, acústica de presión, interacción estructura-acústica, aeroacústica, acústica termo-viscosa, ultrasonido y acústica geométrica, proporcionando las herramientas necesarias para modelar la propagación de las ondas acústicas en sólidos y fluidos estacionarios.

FEM, se trata de un método general para la solución de problemas de contorno que están gobernados por ecuaciones diferenciales [40]. La base de FEM es la representación de un cuerpo por un ensamble de subdivisiones llamados elementos, que se interconectan a través de puntos denominados nodos [41]. Estos nodos hacen una red llamada malla, la cual está programada para contener el material y las propiedades de la estructura que definen exactamente como ésta reaccionará ante ciertas condiciones de carga [42].

FEM, se basa en transformar un cuerpo de naturaleza continua en un modelo discreto aproximado, a esta transformación se le denomina discretización del modelo. El tamaño y la forma de los pequeños elementos, están sujetos por los factores propios del estudio que se desee implementar. Para el caso de acústica, estos parámetros están limitados por el CFL (número de Courant Friedrichs Lewy) [43], definido por la distancia mínima de la malla, el paso temporal del solucionador y la velocidad del sonido en el medio. En general, el tamaño de la malla para un modelo acústico, debe cumplir:

$$\text{Tamaño del elemento} = \left(\frac{c}{f_{max}} \right) / N \quad (23)$$

Donde c es la velocidad del sonido en el fluido, f la frecuencia máxima de estudio y N , un número entero que debe oscilar entre 5 y 10. El modelo resuelve el sistema basado en la teoría acústica de la presión, donde las ondas sonoras en un medio sin pérdidas se rigen por la siguiente ecuación:

$$\frac{1}{\rho_0 c^2} \frac{\partial^2 p}{\partial t^2} + \nabla \cdot \left(-\frac{1}{\rho_0} (\nabla p - q) \right) = Q \quad (24)$$

Donde ρ_0 es la densidad y c la velocidad del sonido. La fuente dipolar $q = 0$ y la fuente monopolar $Q = 0$ son opcionales. La combinación de $\rho_0 c^2$ se refiere al módulo de compresibilidad adiabático, normalmente denominado K .

De esta forma la ecuación resultante para encontrar el valor de la presión es:

$$p(x, t) = p(x) e^{j\omega t} \quad (25)$$

Donde ω es la frecuencia angular. Asumiendo la misma dependencia armónica de tiempo de las condiciones de la fuente, la ecuación de onda acústica se reduce a una ecuación no homogénea de Helmholtz, que propiamente resuelve el software Comsol en su módulo de acústica de presión:

$$\nabla \cdot \left(-\frac{1}{\rho_0} (\nabla p - q) \right) - \frac{w^2 p}{\rho_0 c^2} \quad (26)$$

En la figura 25, se observa la geometría del metacrilato con la posición de la excitación del transductor desde la parte superior y en la figura 26 con la excitación del transductor desde la parte inferior, ambas realizadas en una dimensión espacial en 2D axisimétrica. Como lo que nos interesaba era observar la propagación del US en el dominio temporal, se ha utilizado el módulo de interacción acústica-transiente (actd). Para las condiciones iniciales se ha aplicado *presión normal* en la superficie correspondiente del transductor y como condiciones de contorno radiación de onda plana e impedancia. Para reducir el coste computacional, el modelo se realizó específicamente en la parte central del metacrilato. En el apartado de resultados 4.1 se mostrará el procesado realizado para este experimento.

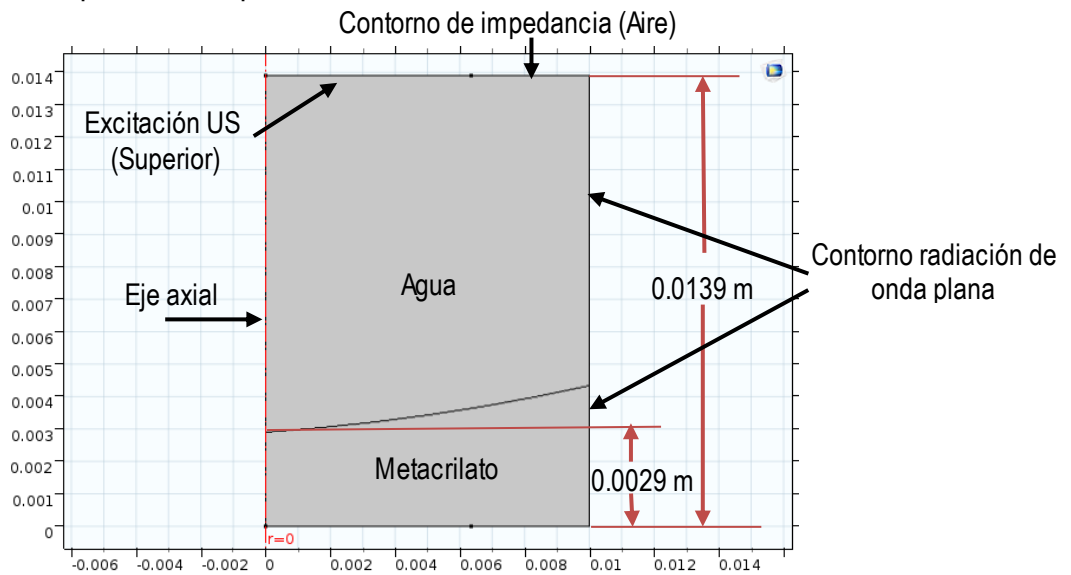


Figura 25. Geometría del metacrilato en Comsol con la excitación del transductor US en la parte superior

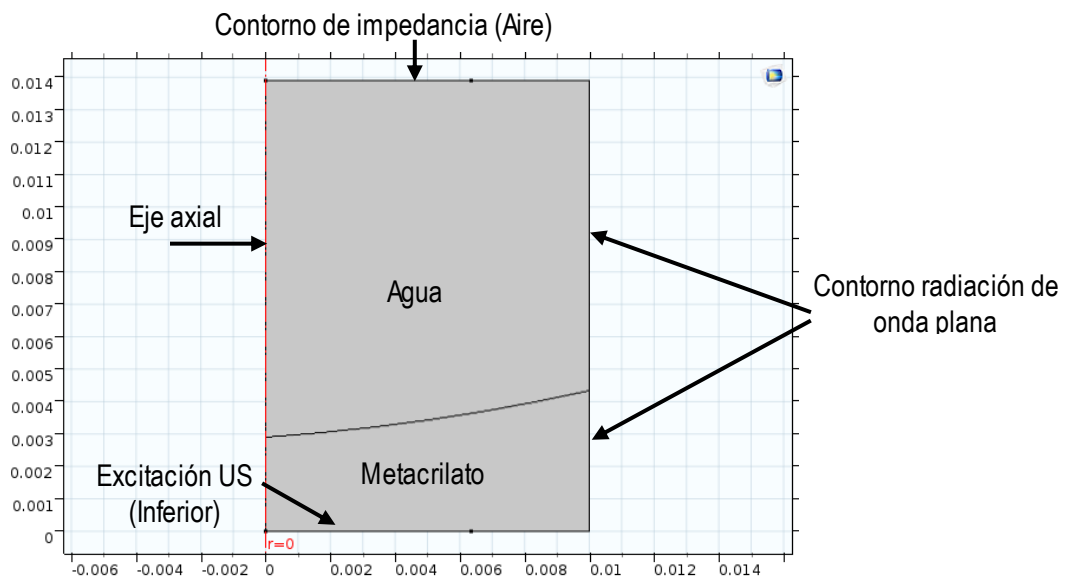


Figura 26. Geometría del metacrilato en Comsol con la excitación del transductor US en la parte inferior

4. RESULTADOS

4.1. Experimento en pieza circular de metacrilato

Este experimento se ha realizado con una pieza de metacrilato circular, con un radio aproximado de 6,52 cm para su parte interna. En la figura 27 se observa la superficie real y su esquema en 2D con sus respectivas cotas de dimensiones.

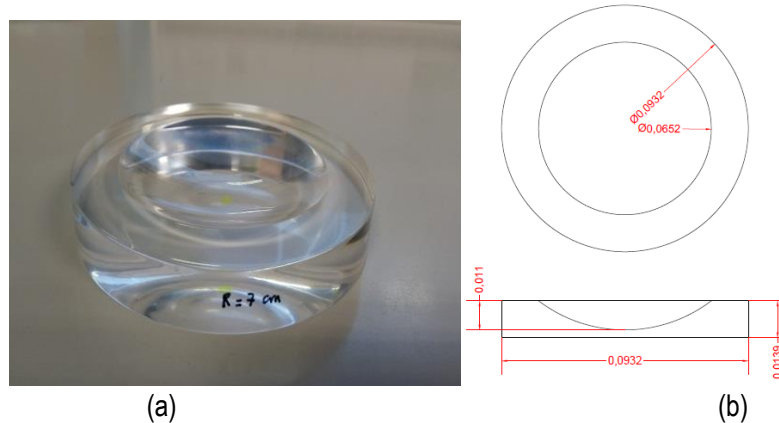


Figura 27. (a) Metacrilato en laboratorio, (b) Diseño en 2D en AutoCAD de la superficie de metacrilato.

De acuerdo a las dimensiones del metacrilato, la cantidad de material que se utilizó para la regeneración fue de:

- Muestra de referencia: 17 ml de agua.
- 15 % de concentración de maicena: 2,55 g.
- 25 % de concentración de maicena: 4,25 g.
- 55 % de concentración de maicena: 9,35 g.

Como se explicó en el capítulo 3, para poder evaluar la calidad de la regeneración ósea, una vez terminado el acto quirúrgico en el paciente, el cirujano enviará un haz US directamente por la membrana de protección que ha colocado, en la figura 28 se observa el diagrama esquemático y el registro fotográfico de la medición en laboratorio para este caso con la pieza de metacrilato, donde el transductor se encuentra en incidencia normal.

Con el fin de obtener los datos lo más precisos posibles en el sistema de medición, se realizaron pruebas de repetibilidad, para cada tipo de concentración se hicieron 10 medidas de manera uniforme y bajo las mismas condiciones a nivel de superficie como lo haría el cirujano, se realizaron mediciones desplazando el transductor hacia la parte interna con una precisión de 1 mm y luego de 2 mm, realizando 5 medidas para cada uno.

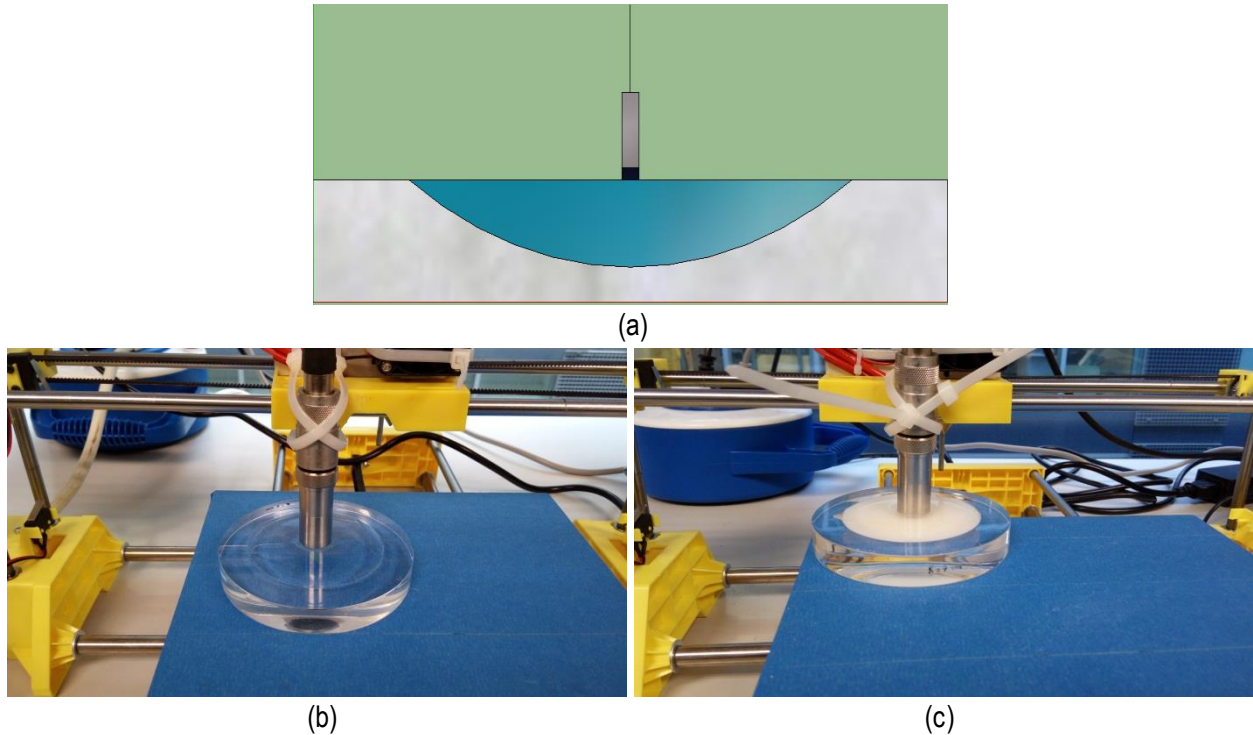


Figura 28. (a) Diagrama esquemático desde la parte superior, (b) Experimento en laboratorio con la muestra de agua, (c) Experimento en laboratorio variando la concentración de la maicena.

En medicina el rango en frecuencia de los US está comprendido entre 1 MHz a 20 MHz, dependiendo del tamaño del medio a inspeccionar y de la penetración necesaria. Debido a que el hueso es un medio altamente atenuante, la mayoría de las investigaciones utilizan para la transmisión frecuencias de 100 KHz a 2 MHz que es inferior a las frecuencias clínicas utilizadas en ecografía convencional de tejidos blandos. Para este primer experimento se ha utilizado un transductor de 7.5 MHz marca olympus de referencia (V320) (Ver ficha técnica de los transductores en anexo 1).

Calculando el TOF, se determinó la velocidad de propagación para cada concentración de acuerdo a la medición explicada en el apartado 3.2. En la figura 29 se observa el eco de cada concentración, la línea azul representa la señal de referencia del agua, la línea roja el 15% de concentración de maicena, la línea verde el 25% y la línea negra el 55%. Se aprecia que a medida que aumenta las concentraciones de maicena, el TOF es cada vez menor, por lo que el SOS aumenta progresivamente.

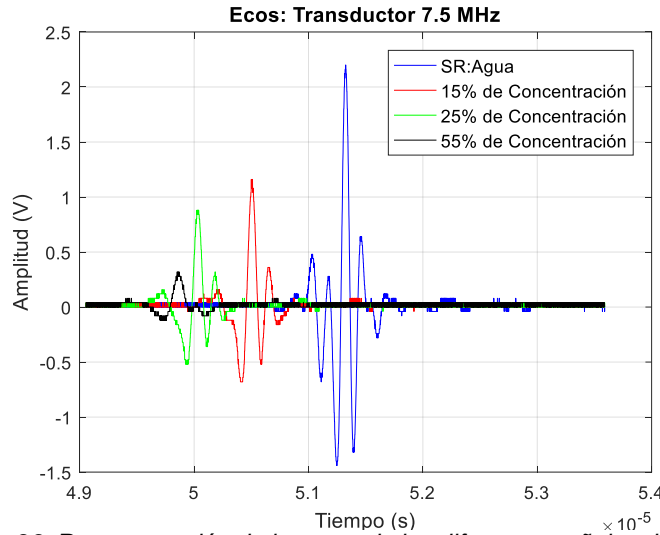


Figura 29. Representación de los ecos de las diferentes señales de análisis.

En la figura 30 se representan los valores medidos del SOS para cada concentración, por medio de un diagrama de cajas y bigotes, donde se puede visualizar las características de la dispersión y la simetría de las 10 mediciones que se realizaron, es decir la distribución de un conjunto de datos. Se representa cada medición con el valor mínimo y el valor máximo, como también los tres cuartiles que conforman la caja (Q1=25% de los datos, Q2=50% de los datos, Q3=75% de los datos) y la existencia de los valores atípicos.

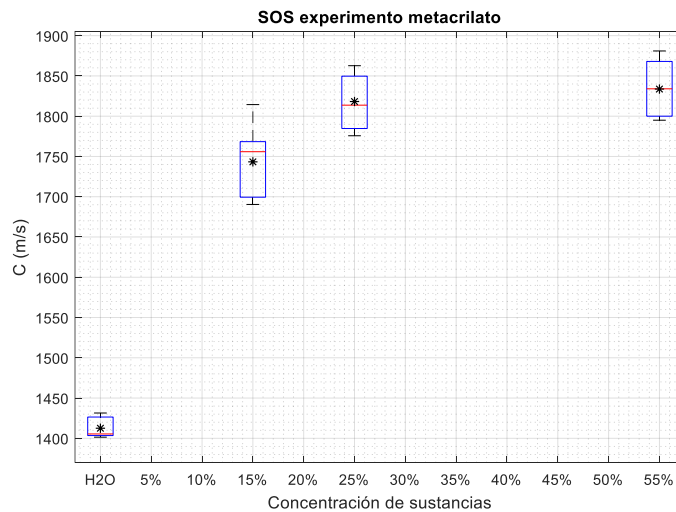


Figura 30. Diagrama de cajas y bigotes del SOS en las diferentes concentraciones

Analizando los resultados, vemos que la tendencia del aumento progresivo de la velocidad al ir aumentando las concentraciones de maicena, era como lo esperábamos [37]. Sin embargo, debido a la geometría circular que tiene la base del metacrilato, los valores podrían presentar un error, ya que si los ecos tienen un frente de onda curvo habrá un error al calcular el TOF y por ende el SOS.

Por lo cual, antes de calcular el BUA, fue necesario conocer el error de nuestro experimento. Como interpretar de manera visual este fenómeno en el experimento resulta muy complejo, se decidió realizar una simulación numérica que nos aportará información para avanzar en este experimento, con la finalidad de comprender la propagación de las ondas acústicas en el medio de evaluación. En el apartado 3.5 se mencionó la necesidad de realizar una simulación numérica para este experimento.

Como punto de partida, se realizó un ensayo para obtener la velocidad de propagación del metacrilato, por lo cual sabiendo la distancia total de su altura ($h=0.0139\text{ m}$) y el TOF ($10,84\ \mu\text{s}$), se determinó la velocidad de propagación, por lo tanto:

$$c_{met} = \frac{2 * d_{met}}{\Delta t} = \frac{2 * 0.0139\text{m}}{10.84\mu\text{s}} = 2565\text{ m/s} \quad (27)$$

Entonces, conociendo la velocidad y la densidad del agua y la del metacrilato ($c_a = 1480\text{ m/s}$, $\rho_a = 1000\text{ Kg/m}^3$) ($c_{met} = 2565\text{ m/s}$, $\rho_{met} = 1190\text{ Kg/m}^3$), se realiza una simulación para poder observar la forma en que se propagaría la onda acústica desde la parte superior del metacrilato que sería a modo de ejemplo, donde el especialista envía el pulso del US por medio de la membrana que coloca al finalizar la cirugía.

La simulación se realizó con una excitación de una frecuencia de $f_0 = 7.5\text{ MHz}$, el tamaño de la malla para el problema en estudio se definió como:

$$\Delta x < \frac{c_a}{8 * f_{max}} = \frac{1480(\text{m/s})}{8 * (7.5\text{MHz})} = 24,66\mu\text{m} \quad (28)$$

Conociendo la altura total del metacrilato ($h = 0.0139\text{ m}$), se determinó el intervalo de tiempo del US:

$$t_p = \frac{2 * h_{max}}{c_{menor}} = \frac{2 * 0.0139(\text{m})}{1480(\text{m/s})} = 18,78\mu\text{s} \quad (29)$$

Obtenido intervalo de tiempo, se determinó el tiempo límite del US:

$$t_l = t_p * 2 = 19,66\mu\text{s} * 2 = 37,56\mu\text{s} \quad (30)$$

El pulso del US se realizó mediante una onda sinusoidal bajo la siguiente expresión:

$$2 * \sin(2 * \pi * f_0 * t) \cdot (t \leq 2 * T) \quad (31)$$

Donde T él es periodo para la frecuencia de análisis correspondiente.

En la figura 31, se observa la forma de propagación del haz US desde la parte superior por medio de la sustancia interna lo que sería la concentración de sustancia y por el metacrilato que sería de forma análoga al hueso. En la simulación se puede analizar que en los primeros instantes hay un frente de ondas plano como debe ser (Ver figura 31 a); la curvatura del fondo que tiene el

metacrilato produce una ligera curvatura en el frente de ondas de reflexión, lo que comprueba que una descripción de los tiempos de llegada con ondas curvas tendrá un poco de error a la hora de evaluar distancias en el experimento (Ver figura 31 b y c). Esto nos da a entender el mal resultado de la velocidad de propagación en el experimento, por lo cual, utilizar la base del metacrilato no nos serviría para ajustar controladamente la técnica del eco impulso, lo que nos lleva a cambiar el recipiente por uno de base plana.

De la simulación podemos complementar que el contraste de impedancia que tiene la concentración de la sustancia y el metacrilato es de tal manera que hay bastante transmisión, pero también bastante reflexión, por lo cual, realizando el pulso con el transductor US desde la parte superior, se obtienen valores de la velocidad de propagación durante la regeneración del sistema, sin embargo, para este caso cambiaremos el recipiente de ensayo por uno más controlado, por ende no se calcula el BUA en este experimento y se pasa un segundo experimento.

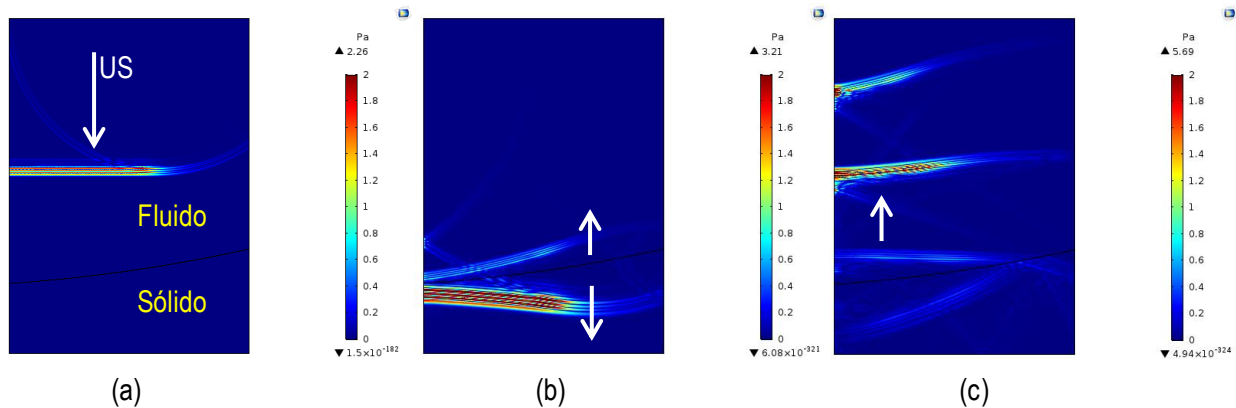
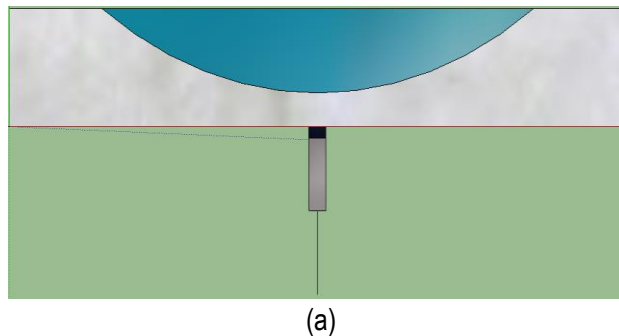


Figura 31. Desplazamiento del haz US desde la parte superior. (a) Desplazamiento del haz por el fluido, (b) y (c) Primeras reflexiones por el cambio de impedancia del medio.

Para el caso de que el cirujano enviara el haz US desde la parte inferior y determinar si era posible obtener la información de la regeneración desde este punto, se realizaron 10 medidas para cada concentración. Como el haz se enfrentaría directamente con la densidad del hueso, se realizó el experimento generando un haz desde la base del metacrilato, acoplado el transductor al metacrilato con vaselina Kern Pharma. En la figura 32 se observa el diagrama esquemático y la medición en laboratorio.



(a)

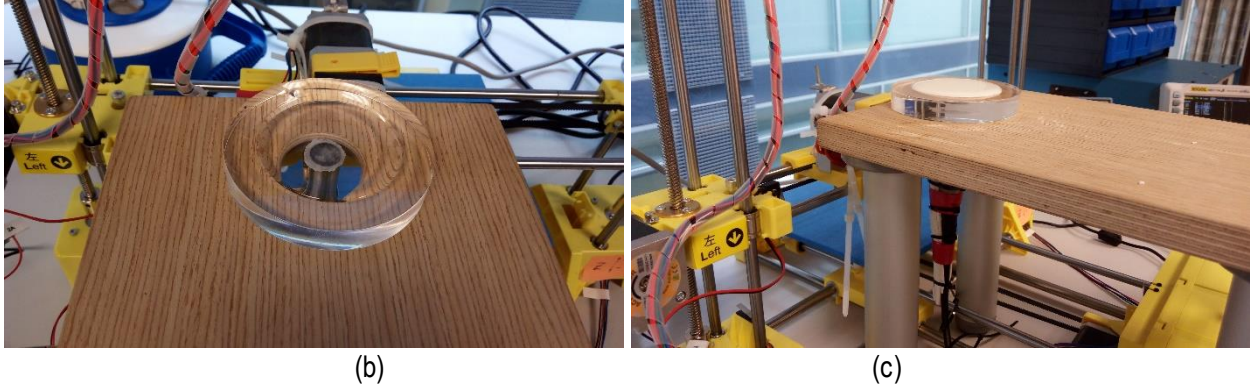


Figura 32. (a) Diagrama esquemático desde la parte inferior, (b) Experimento en laboratorio con la muestra de agua, (c) Experimento en laboratorio variando la concentración de la maicena.

Realizando las mediciones, se aprecian solapes entre los ecos, los cuales dificultan la interpretación de la señal a estudiar, por lo que se realiza una simulación con la finalidad de analizar los efectos de la dispersión y la difracción que genera la geometría de la base del metacrilato y dicho cambio de impedancia.

En la figura 33 (a) se puede ver al inicio la propagación de un frente de ondas plano, sin embargo se observa que las primeras reflexiones presentan un frente de ondas curvo (Ver figura 33 (b y c)) debido al cambio de impedancia entre los medios y la geometría del metacrilato. Para este caso, las primeras reflexiones corresponden a la base del metacrilato, como lo que nos interesa obtener es la velocidad de propagación del medio, la simulación nos da una idea del tiempo de llegada de la reflexión que contiene dicha información, donde se presentarán interferencias en la respuesta de los ecos de las señales, lo que comprueba la interpretación en el experimento. Por lo cual, se descarta realizar un análisis desde la parte inferior del implante dental.

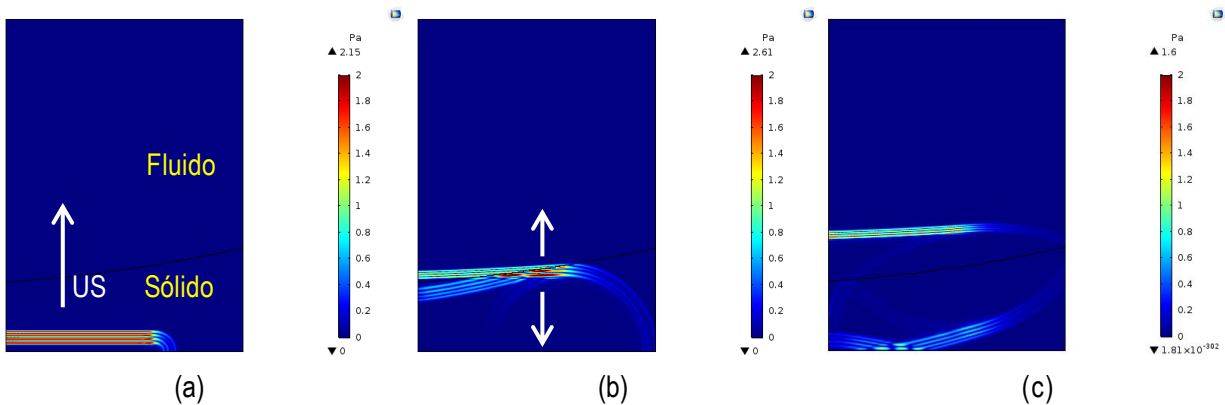


Figura 33. Desplazamiento del haz US desde la parte inferior. (a) Desplazamiento del haz por el sólido, (b) y (c) Primeras reflexiones por el cambio de impedancia del medio.

4.2. Experimento en pieza con geometría de base plana

Se ha decidido realizar este ensayo debido a los resultados e inconvenientes del primer experimento, las pruebas se realizan nuevamente para cada una de las concentraciones (Agua, 15%, 25% y 55% de concentración de maicena) que se encuentran en recipientes de base de forma plana como se puede ver en la figura 34. Los recipientes tienen un radio de 2,1 cm y una altura de 4,145 cm, de acuerdo a esto la cantidad de material que se utilizó fue de:

- Muestra de referencia: 65 ml de agua.
- 15 % de concentración de maicena: 9,75 g.
- 25 % de concentración de maicena: 16,25 g.
- 55 % de concentración de maicena: 35,75 g.



Figura 34. Concentraciones para la medición del BUA y del SOS

Como en el anterior experimento se ha utilizado un único transductor, para este experimento se decide realizar las pruebas utilizando diferentes rangos de transductores. Se ha utilizado un transductor de 0,5 MHz (referencia NDT A3015-733280), uno de 1 MHz (referencia NDT V392 1.0/1.5"-303419), uno de 5 MHz (referencia NDT V1091) y uno de 7.5 MHz (NDT V320-7702331), en el anexo 1 se puede ver la información de las características técnicas de cada uno de ellos.

Se realiza el procedimiento enviando un pulso con la misma ganancia (49 dB) del pulser/receiver para cada uno de los transductores. En la figura 35 se puede ver a modo de ejemplo las mediciones realizadas con un transductor para cada una de las concentraciones. Al igual que en el experimento anterior, para tener repetibilidad de las mediciones se hicieron 10 medidas para cada caso, como también 10 medidas desplazando el transductor 3 mm para disminuir el error de medición y tener los datos de los resultados lo más coherentes en el cálculo del SOS y del BUA.

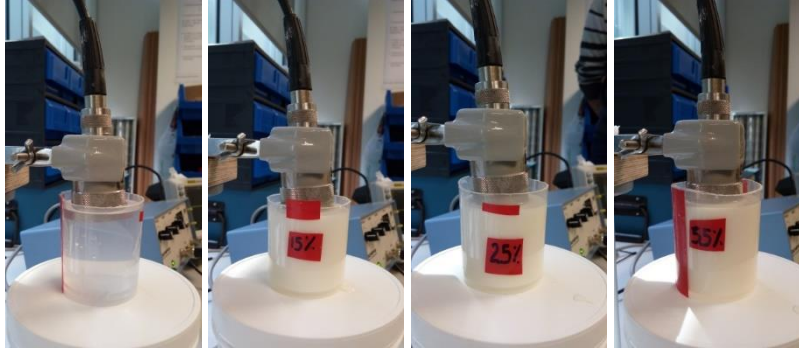


Figura 35. Medición del experimento en laboratorio con diferentes transductores y en las diferentes concentraciones.

4.2.1. Transductor de 0.5 MHz

En la figura 36, se aprecia un aumento más uniforme del SOS a medida que va variando las concentraciones de maicena, las mediciones presentan más simetría y menos dispersión. En la figura 37 se representan los resultados de la regresión lineal para las diferentes concentraciones, la línea roja indica el 15%, la verde el 25% y la negra el 55% de concentración, obteniendo la pendiente en la figura 38 se representan finalmente los valores del BUA para esta frecuencia, se puede ver que tanto el SOS como el BUA aumentan progresivamente al ir aumentando la concentración del sistema.

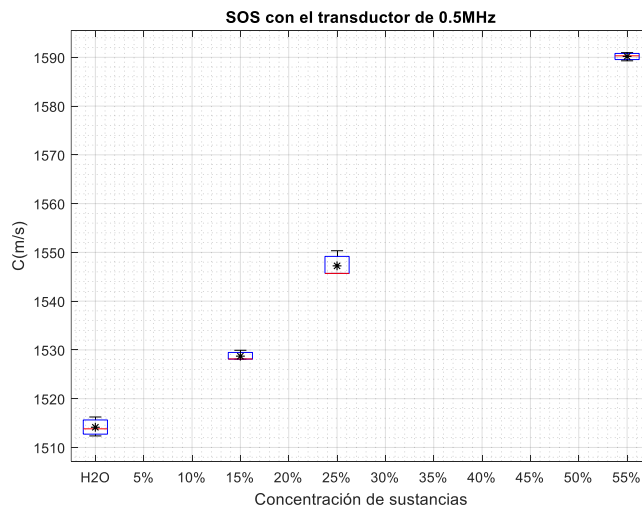


Figura 36. Resultados de la medición del SOS en las diferentes concentraciones con el transductor de 0.5 MHz

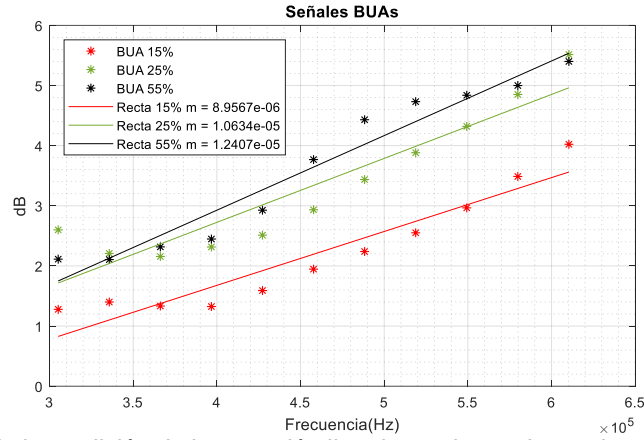


Figura 37. Resultados de la medición de la regresión lineal con el transductor de 0.5 MHz para las diferentes concentraciones

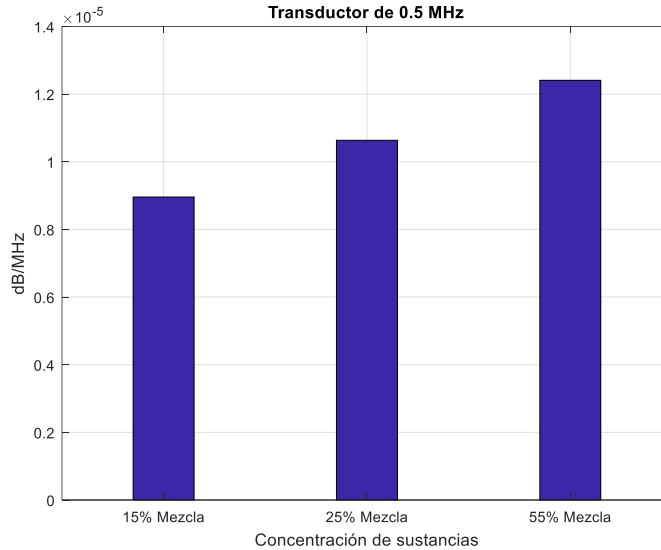


Figura 38. Resultados del BUA con el transductor de 0.5 MHz

4.2.2. Transductor de 1 MHz

Para esta frecuencia, los resultados del SOS presentan una tendencia en el aumento progresivo respecto a la variación de las concentraciones, con valores muy parecidos a los expuestos por el transductor de 0.5 MHz, como se aprecia en la figura 39. Sin embargo respecto al comportamiento del BUA, en las figuras 40 y 41, se observa que para el 15% de la concentración de maicena presenta una mayor atenuación que para el 25% y el 55%. Además, para la concentración del 55% obtenemos uno resultados decrecientes.

Buscando registro bibliográfico en [38], se presenta un estudio de los efectos que presenta el US sobre la estructura y la reactividad química que contiene el almidón, como nuestro experimento se ha realizado variando concentraciones de maicena con agua, este efecto de este resultado para esta frecuencia puede ser debido a que el haz US acelere dicha reacción química, donde se forman agujeros o canales tanto en la superficie como en el interior de los gránulos; en la figura 42 se pueden ver microfotografías de gránulos del almidón tratados con US con un grado de hidrólisis

de 0% en la parte (a), 3.1% parte (b) y 18,4% parte (c). Como resultado el área superficial de partículas del almidón se incrementa, produciendo un aumento en la eficiencia de la reacción. Según [38], la estructura de los gránulos del almidón se cambia después de ser tratados con US, donde este cambio se limita principalmente a la región amorfa a bajos grados de hidrólisis. Sin embargo, este tema de estudio es motivación para aumentar la investigación sobre el efecto de los US en la maicena.

Esto nos lleva a interpretar que para esta frecuencia en especifica se pueda dar este fenómeno, sin embargo analizaremos los resultados con los otros transductores.

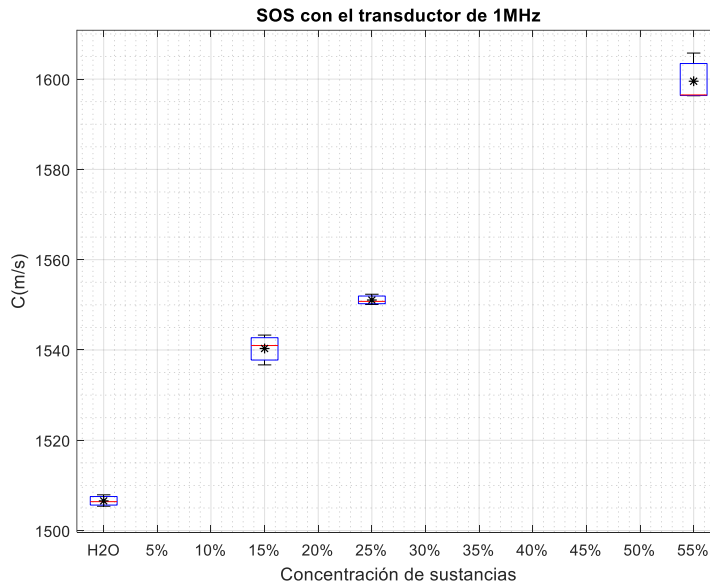


Figura 39. Resultados de la medición del SOS en las diferentes concentraciones con el transductor de 1 MHz

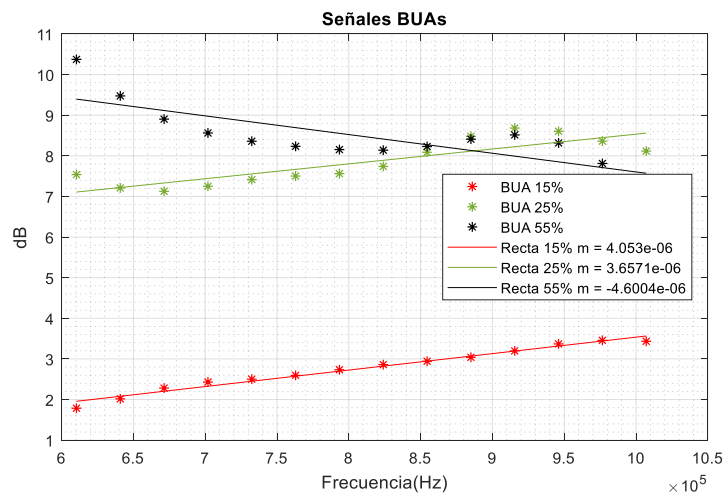


Figura 40. Resultados de la medición de la regresión lineal con el transductor de 1 MHz para las diferentes concentraciones

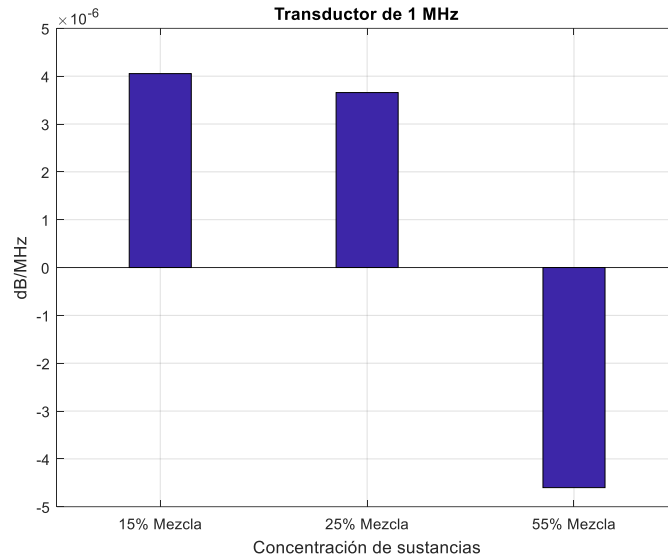


Figura 41. Resultados del BUA con el transductor de 1 MHz

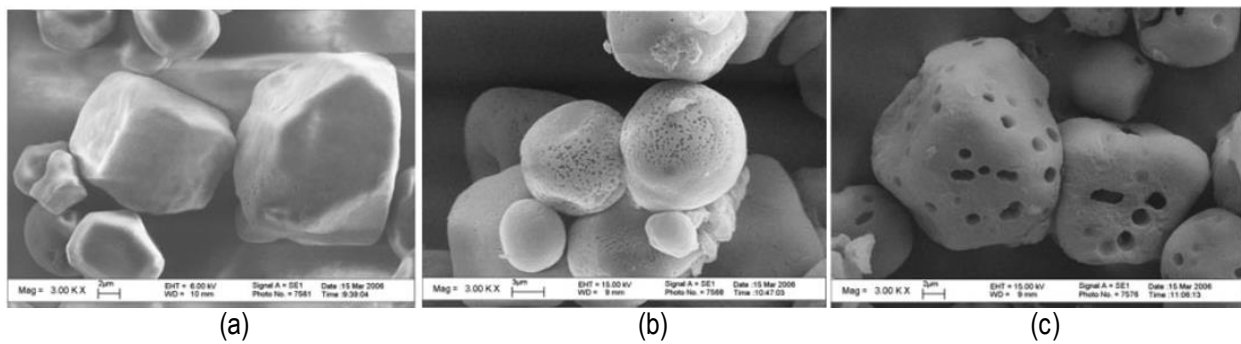


Figura 42. Micrografías de gránulos de almidón tratados con ultrasonido con diferentes grados de hidrólisis: (a) 0%, (b) 3,1%, (c) 18,4%. Fuente [38]

4.2.3. Transductor de 5 MHz

En la figura 43 se observa también un aumento en los valores del SOS. En la figura 44 se representan los resultados de la regresión lineal para cada concentración, y en la figura 45 los valores del BUA, los cuales representan también una mayor atenuación a medida que el sistema va aumentando las concentraciones de maicena.

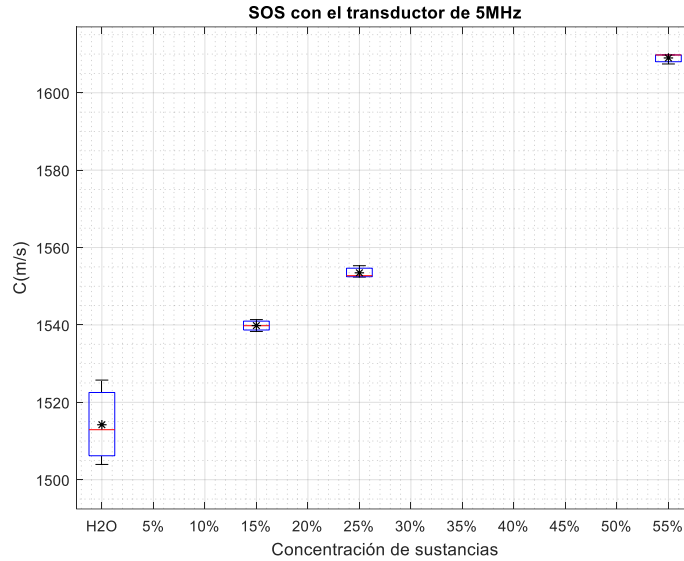


Figura 43. Resultados de la medición del SOS en las diferentes concentraciones con el transductor de 5 MHz

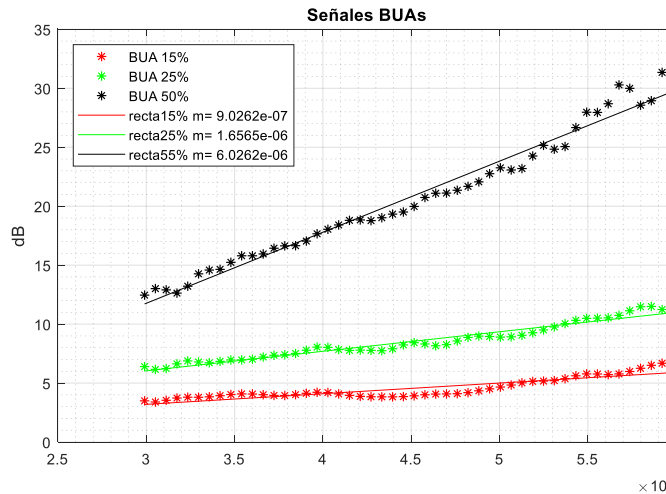


Figura 44. Resultados de la medición de la regresión lineal con el transductor de 5 MHz para las diferentes concentraciones

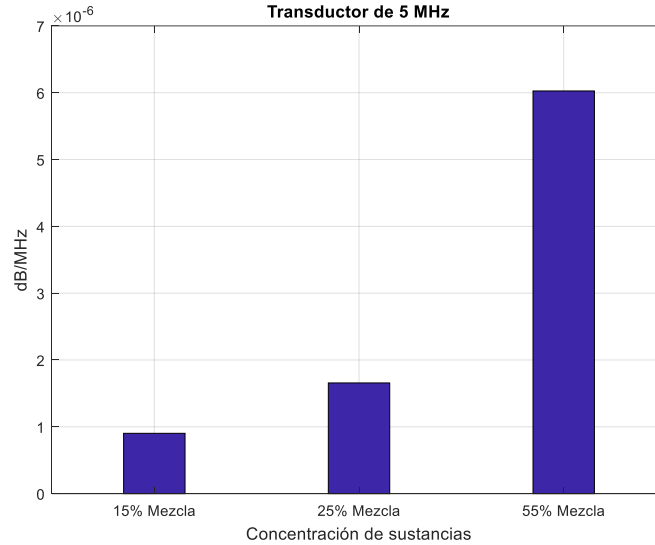


Figura 45. Resultados del BUA con el transductor de 5 MHz

4.3.4. Transductor 7.5 MHz

Para esta frecuencia, también se observa un aumento del SOS respecto a las variaciones de las concentraciones, como lo indica la figura 46. En la figura 47 se representan los resultados de la regresión lineal para cada concentración, y en la figura 48 los valores del BUA, los cuales representan también una mayor atenuación a medida que el sistema va aumentando las concentraciones.

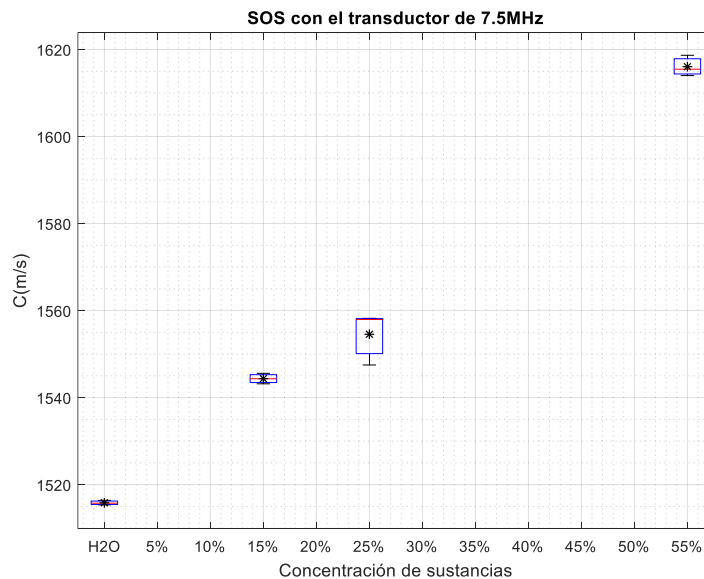


Figura 46. Resultados de la medición del SOS en las diferentes concentraciones con el transductor de 7.5 MHz

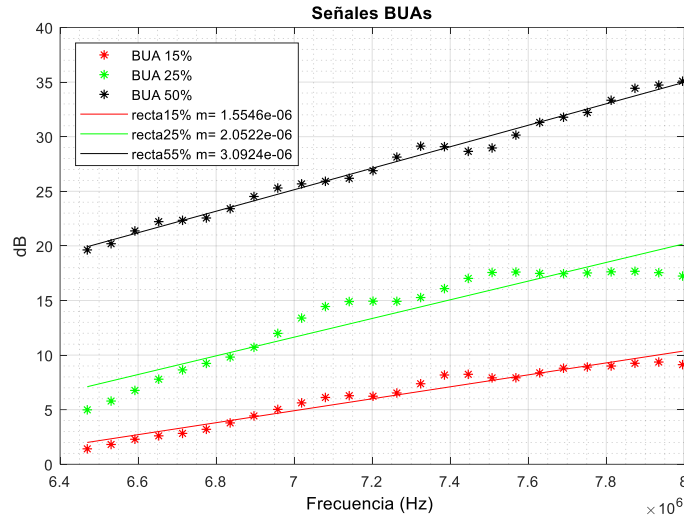


Figura 47. Resultados de la medición de la regresión lineal con el transductor de 7.5 MHz para las diferentes concentraciones

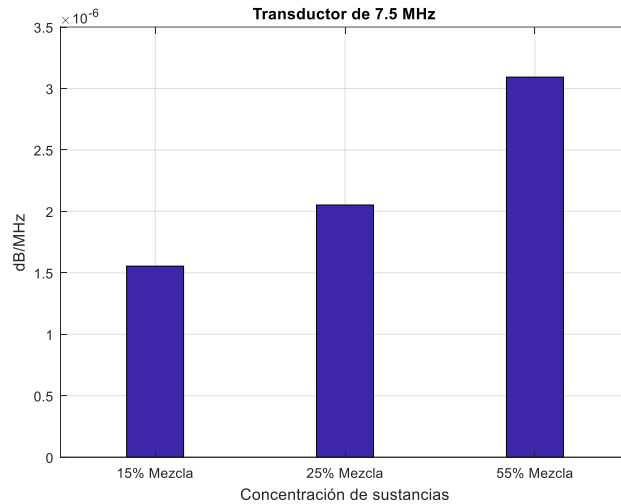


Figura 48. Resultados del BUA con el transductor de 7.5 MHz

En la figura 49, se realiza una comparación del SOS obtenido con los diferentes transductores para cada valor de concentración. Se observa para todas las mediciones realizadas, un aumento de su valor desde la muestra de referencia de agua hasta el 55 % de la concentración de maicena.

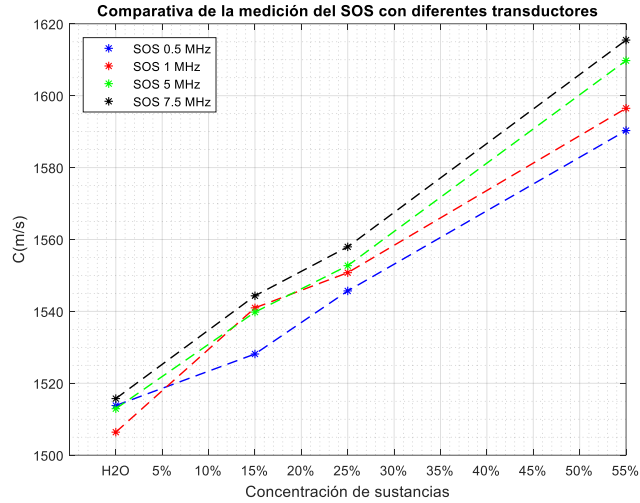


Figura 49. Comparación de las mediciones del SOS con los diferentes transductores (0.5, 1, 5 y 7.5 MHz)

En la figura 50, se observa la comparación de los resultados del BUA con los diferentes transductores para cada concentración de maicena. Como el BUA depende de la frecuencia (dB/MHz) es de esperar que los valores sean distintos para cada frecuencia. Lo interesante, es que el valor va aumentando según la concentración de maicena, lo que nos da información para calibrar el cambio de las propiedades físicas del material. Se puede observar, que las mediciones con los transductores de 0.5 MHz, 5 MHz y 7.5 MHz los valores del BUA aumentan progresivamente, lo que es contrario para el caso de la medición con el transductor de 1 MHz que puede ser debido al efecto mencionado en el apartado 4.2.2.

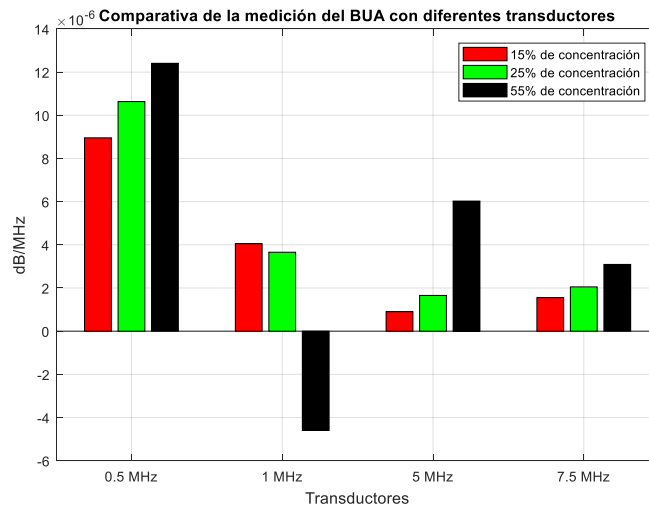


Figura 50. Comparación de las mediciones del BUA con los diferentes transductores (0.5, 1, 5 y 7.5 MHz)

4.3. Experimento en maqueta de maxilar

Una vez realizado el experimento anterior de una manera controlada, en este apartado se evalúa el experimento con una maqueta de maxila en escala real, en la figura 51 se puede observar su arquitectura, donde contiene el área necesaria para poder llevar a cabo el experimento lo más real posible, por lo cual es interesante poder medir y analizar el SOS y el BUA para dicha formación estructural.

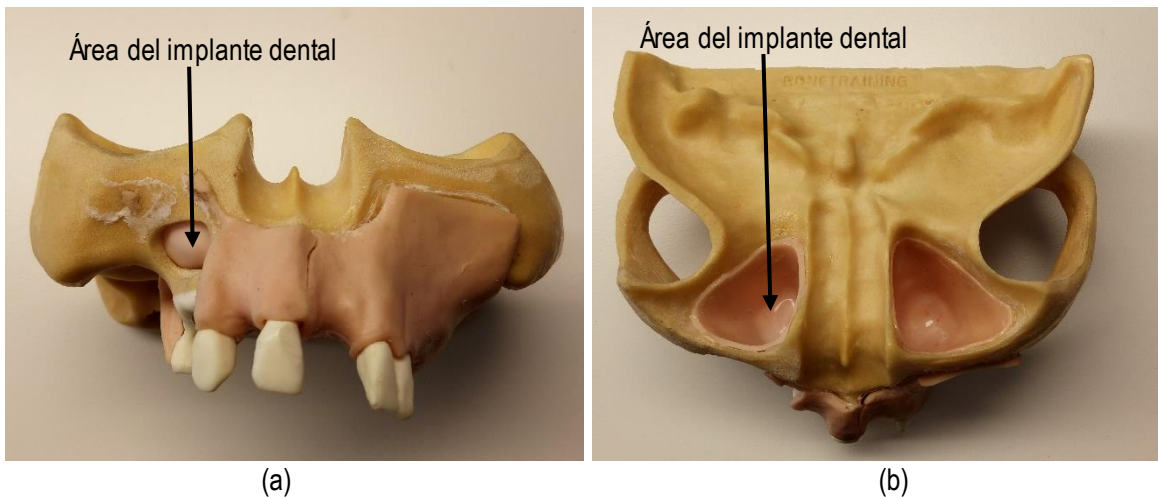


Figura 51. Maqueta de maxilar a escala real: (a) Vista frontal, (b) Vista de planta

Debido a las dimensiones del área del implante, este ensayo se ha realizado con el transductor de 5 MHz, debido a su tamaño y a los resultados en el experimento anterior, el cual se ha realizado con las mismas configuraciones de concentración de sustancias (Agua, 15% Maicena, 25 % Maicena y 55 % Maicena) en dicha área, aplicando vaselina Kern Pharma para el buen contacto entre el transductor y el material de la maqueta. Se realizaron 10 mediciones por cada concentración, en la figura 52 se puede visualizar la medición con el transductor seleccionado.

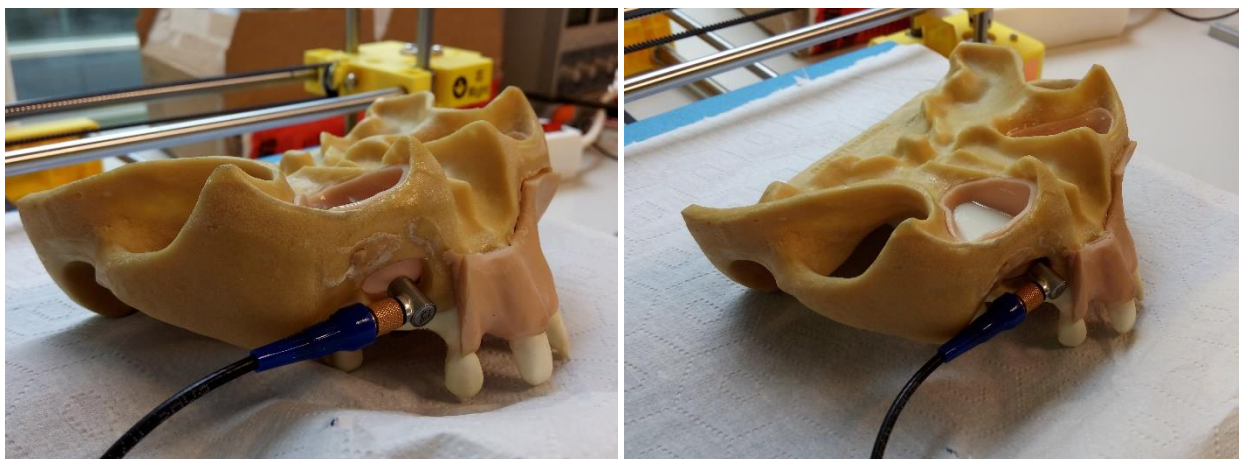


Figura 52. Medición del SOS y el BUA en maqueta de maxilar a escala con el transductor de 5 MHz.

En la figura 53, se representan los resultados del SOS, se puede ver que también presenta un aumento en sus valores al ir variando las concentraciones de maicena. Sin embargo estos

presentan mucha más dispersión debido a la geometría interna de análisis. En la figura 54 se representan los resultados de la regresión lineal para cada concentración, se realiza un ajuste del ancho de banda del transductor de 2.6 MHz a 4.2 MHz, debido a las múltiples reflexiones de la arquitectura interna. En la figura 55 se representan los resultados de los valores de las pendientes, en este caso el valor del BUA.

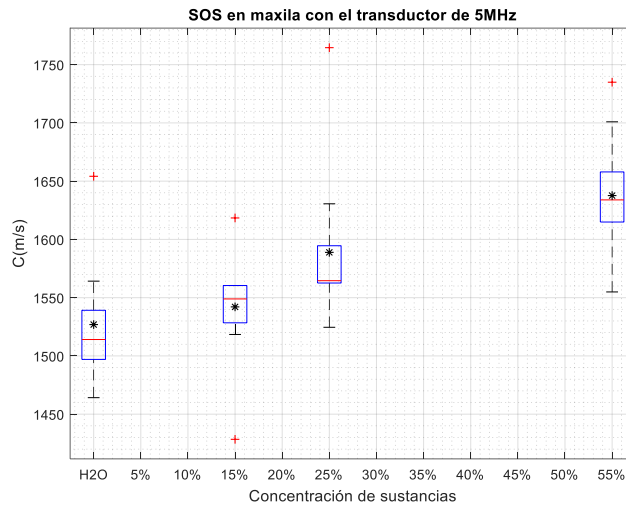


Figura 53. Resultados de la medición del SOS en la maqueta de maxila con el transductor de 5 MHz para las diferentes concentraciones

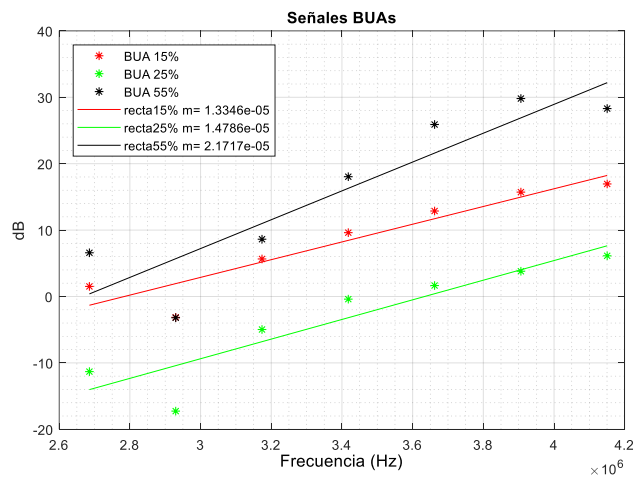


Figura 54. Resultados de la medición de la regresión lineal con el transductor de 5 MHz para las diferentes concentraciones en la maqueta de maxilar

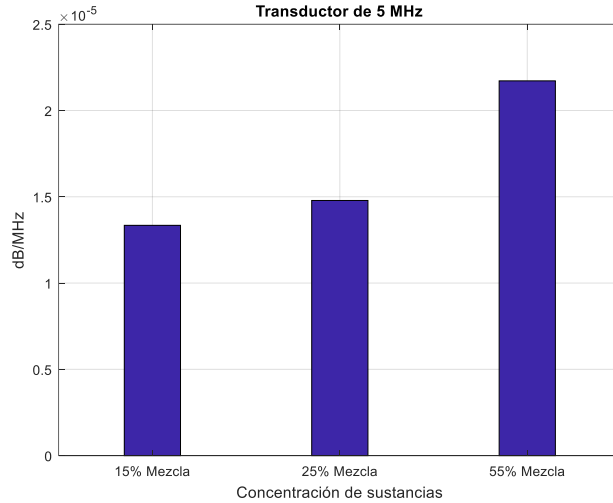


Figura 55. Resultados del BUA con el transductor de 5 MHz en la maqueta de maxilar

En la figura 56, se observa la comparación promedio del SOS entre los resultados de la maqueta maxilar y los resultados del experimento controlado con el transductor de 5 MHz. Se aprecia que ambos presentan resultados muy parecidos en su comportamiento progresivo, el hecho de que la maqueta maxilar tenga unos valores más altos, se debe a la geometría interna que hace que los ecos de reflexión tengan una curvatura y por ende genere un error al calcular este parámetro. Por otro lado, en el ensayo 2 los transductores se han controlado por un dispositivo electromecánico. Mientras que en el experimento de la maxila el transductor se ha colocado manualmente hasta obtener una buena señal que nos permita realizar el análisis.

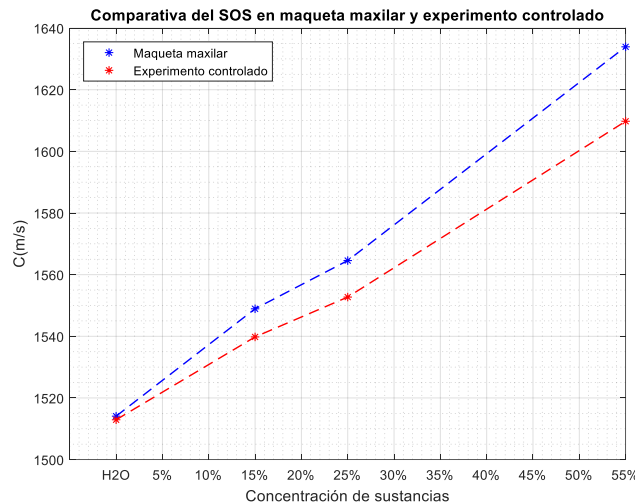


Figura 56. Comparación de los resultados del SOS entre la maqueta maxilar y el experimento controlado

En la figura 57, se representa la comparación de los resultados de los valores del BUA entre el experimento de la maqueta maxilar y el experimento controlado. Se evidencia en ambos casos un aumento en los valores al avanzar la regeneración. Por otro lado, en la medición de la maxila se aprecia una mayor atenuación en sus valores, debido a las condiciones de contorno de la

maqueta. Además, como el BUA también depende de la geometría, los valores de este son distintos para cada experimento.

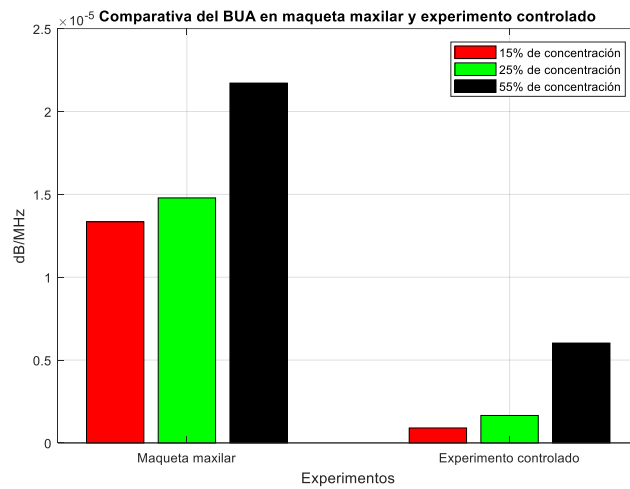


Figura 57. Comparación de los resultados de la medición del BUA entre la maqueta maxilar y el experimento controlado

5. CONCLUSIONES Y FUTURAS LÍNEAS DE INVESTIGACIÓN

En este trabajo final de máster se ha diseñado y desarrollado la metodología de la monitorización ultrasónica del proceso de Regeneración Ósea Guiada (ROG) en implantología dental, mediante diferentes concentraciones de maicena que equiparan de forma experimental la regeneración del hueso, ya que esta es de fácil manipulación para la repetibilidad de las pruebas experimentales. Midiendo y evaluando el tiempo de vuelo (TOF), la velocidad de propagación (SOS) y la atenuación ultrasónica de banda ancha (BUA).

Se han realizado tres experimentos con diferentes condiciones de contorno, obteniendo las siguientes conclusiones:

- En el primer experimento, donde se ha utilizado una base de metacrilato y un transductor de 7.5 MHz se ha implementado la técnica del eco impulso logrando determinar el SOS para la muestra de referencia del agua y las diferentes las concentraciones de maicena del 15%, 25% y 55%, presentando un aumento progresivo en su valor. Sin embargo, al tener una base circular, se generó una curvatura en la respuesta de los ecos, dando un error en el TOF y por ende en el cálculo del SOS. Se ha realizado una simulación con elementos finitos utilizando el software Comsol para observar y comprender el comportamiento del haz ultrasónico generado en el experimento, donde se ha observado la curvatura en los frentes de onda de la respuesta de los ecos, por lo que se ha descartado realizar medidas en este tipo de recipientes.
- En el segundo experimento, realizado con un recipiente de base plana, se ha obtenido la implementación de la monitorización ultrasónica de manera controlada, midiendo los parámetros del SOS y del BUA para las diferentes concentraciones de maicena. Se ha comprobado con diferentes transductores de distintos rangos de frecuencias (0,5, 1, 5 y 7.5 MHz) que el SOS aumenta gradualmente cuando se van aumentando las concentraciones de la misma. Respecto al BUA, se ha comprobado que también existe una relación de aumento en la atenuación según se va incrementando la proporción de maicena. Sin embargo, se ha detectado que para el rango de 1 MHz dicho parámetro no tiene el mismo comportamiento, este puede ser debido a que, para esta frecuencia la maicena presenta un mecanismo de relajación molecular. Por lo que se ha decidido no utilizar este transductor.
- En el tercer experimento, se ha buscado un acercamiento al caso real, utilizando una maqueta de una maxila humana a escala real y con el transductor de 5 MHz, debido a las dimensiones apropiadas y a los resultados obtenidos en el experimento anterior. Se ha obtenido una misma tendencia en el aumento progresivo del SOS y del BUA respecto a las variaciones graduales de maicena. Existiendo una mayor atenuación y una mayor desviación en los resultados debido a las condiciones de contorno de la propia maqueta.

En resumen, los experimentos nos llevaron a concluir que las técnicas y parámetros utilizados como el SOS y el BUA son útiles para realizar un seguimiento de la regeneración ósea, ya que según va aumentando la densidad del material, estos parámetros presentan un incremento.

Actualmente, en la Cátedra IVIO-UPV se está trabajando en el diseño de un dispositivo ultrasónico para la caracterización y seguimiento de la Regeneración Ósea Guiada en implantología dental. Este TFM forma parte de la fase inicial del proyecto, donde se establecen los protocolos de medida y el tratamiento digital de la señal para buscar los parámetros de interés. Aportando un avance en la comprensión del proceso de regeneración ósea. Por ende, fue necesario el uso de herramientas de algoritmos en matlab los cuales ayudaron a evaluar, determinar y comparar los diferentes resultados de los experimentos. Logrando así cumplir con los objetivos descritos en el documento.

Como continuación de este TFM se presentan varias líneas de investigación:

- Se plantea analizar los efectos de la dispersión (Backscattering), ya que analizando la señal que devuelve el material que se está osteointegrando se pueden calcular parámetros físicos del mismo. Aunque en este trabajo solo se tuvo en cuenta parámetros como el SOS y el BUA, su estudio es importante porque puede explicar los mecanismos propios del material que van a ir cambiando según se vaya formando el hueso.
- Se propone realizar una simulación de los modos propios del área de la arquitectura del implante dental en la maqueta de maxila al ir variando las concentraciones del medio, con la finalidad de evaluar si existen resonancias que puedan caracterizar dicha regeneración en el sistema.
- Se propone utilizar otro tipo de material, como podría ser el caso de una resina, que cambie su estado de líquido a sólido, simulando una regeneración del sistema y se pueda medir el SOS y el BUA durante el proceso de regeneración.
- Se pretende caracterizar el material real, que se utiliza en implantología para la Regeneración Ósea Guiada.
- También sería interesante, realizar un dispositivo con dos transductores de dimensiones reducidas con el fin de calcular los mismos parámetros atravesando la zona de interés, sin utilizar técnicas de eco impulso, donde la señal no estará tan atenuada.

6. BIBLIOGRAFÍA

- [1] LANGTON., C, NJEH, C (2008). The Measurement of Broadband Ultrasonic Attenuation in Cancellous Bone. IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control, Vol.55. N°7, July.
- [2] CABALLERO, C (2001). "Evaluación de la osteoporosis mediante el ultrasonido cuantitativo del calcáneo". REEMO. Centro de Artritis y Osteoporosis y Densomed. Universidades Norte y Libre de Barranquilla. Colombia: Vol 10, N° 2. Marzo-Abril: pp.1-5.
- [3] BUSTAMANTE, P (sf). "Ultrasonido cuantitativo para medición de factores que inciden en la calidad del hueso". Universidad Nacional de San Juan. Facultad de Ingeniería, Carrera de Bioingeniería.
- [4] PLUSKIEWICZ, W., DROZDZOWSKA. (1999) "Ultrasonic Measurement of the Calcaneus in Polish Normal and Osteoporotic Women and Men". Department & Clinic of Internal and Allergic Diseases, Silesian School of Medicine, Zabrze, Poland, Vol 24, N°2, June:p.p. 611-617.
- [5] SHANU, R., PANANDIKER, P (2006). "Ultrasonic investigation of human bone using guided waves towards the early detection of osteoporosis". June 1st-August 30th: pp1-7.
- [6] HOLI, M., RADHAKRISHNAN, S., SWARANAMANI, S., JAYAVELAN, N (2005). "Quantitative ultrasound technique for the assessment of osteoporosis and prediction of fracture risk". Department of Biomedical Engg., Bapuji Inst. of Eng. and Technol. J. Pure Appl. Ultrasound. 27:p.p.55-60.
- [7] LAUGIER PASCAL, HAIAT (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.
- [8] DROIN., P, BERGER., G, Y LAUGIER., P (1998). "Dispersion of acoustic waves in cancellous bone". IEEE Trans Ultrasonics Ferroelectr Freq Control 45,581-592.
- [9] MERKULOVA., V (1967). "Accuracy of the pulse method for measuring the attenuation and velocity of ultrasound". Sov Phys Acoust 12, 411-467.
- [10] WEAR., K (2000). "The effects of frequency-dependent attenuation and dispersion on sound speed measurements: applications in human trabecular bone". IEEE Trans Ultrason Ferroelectr Freq Control 47(1), 265-273.
- [11] LÓPEZ, V (2014). Software de control para un sistema tridimensional de medición de intensidad acústica. Universidad Autónoma de México. Tesis de grado, México.
- [12] VECA, A., ACCOLTI, E (2016). Ultrasonido para Ingenieros y Estudiantes de Ingeniería. Universidad Nacional de San Juan. Libro digital PDF, Argentina, ISBN: 978-987-42-0588-9, 1ª ed.

- [13] VALENCIA, J (2009). Caracterización mediante técnicas de ultrasonido de un laminado de fibra de vidrio. Universidad Carlos III de Madrid. Tesis de grado, España.
- [14] GAUZELLINO PATRICIA, SANTOS JUAN Y ZYSERMAN FABIO (2006). Propagación de ondas Ultrasónicas en Hueso Cortical y Trabecular. Asociación Argentina de Mecánica Computacional. Santa Fe, Argentina, Vol XXV, págs. 747-758.
- [15] M. A. BIOT (1956a). Theory of deformation of a porous viscoelastic anisotropic solid. J. Appl. Phys., 27: 459-467.
- [16] 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, 28:168-171.
- [17] 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.
- [18] M. A. BIOT (1962). Mechanics of deformation and acoustic propagation in porous media. J. Appl. Phys., 33:1482-1498.
- [19] CARDOSO, L., MEUNIER, A., AND ODDON, C (2003). Theoretical and Experimental Ultrasonic Characterization of Anisotropic Properties in Cancellous Bone. Laboratoire de Biomécanique et Biomatériaux Ostéo-Articulaires. CNRS ESA 7052. Paris. September 7-10.
- [20] D. L. JOHNSON, J. KOPLIK, Y R. DASHEN (1987). Theory of dynamic permeability and tortuosity in fluid-saturated porous media. Journal of Fluid Mechanics, 176:379-402.
- [21] GOMÉZ, T (2002). Estudio de la propagación de ondas de Biot en materiales porosos trifásicos y de la interacción en las discontinuidades con un medio elástico y continuo. Memoria para optar el grado de Doctor en Ciencias Física. Universidad Complutense de Madrid.
- [22] G. MAVKO, T. MIKERJI, Y J. DVORKIN (1998). The Rock Physics Handbook, tools for seismic analysis in porous media. Cambridge University Press.
- [23] National Institute of Biomedical Imaging and Bioengineering. [Citado el: 27/02/2017]. https://www.nibib.nih.gov/sites/default/files/Ultrasound%20Fact%20Sheet%202016-english_FINAL.pdf
- [24] JIMENEZ, S (2015). Propagación transcraneal de ultrasonidos. Director de tesis: D. Francisco Camarena Femenía. Tesis del Máster de Ingeniería Acústica. Valencia: Universidad Politécnica de Valencia.
- [25] HERNDANDEZ, E., RIOLOBOS, M. (2013). Aplicaciones del ultrasonido en endodoncia. Cient. Dent: 10; 1:7-14.
- [26] PADRÓN, E. (2003). Ultrasonido en endodoncia. Universidad de Venezuela.

- [27] Colaboradores de Wikipedia (sf). Wikipedia: Citar Wikipedia [en línea]. Wikipedia, La enciclopedia libre, [Consulta: 03 de marzo del 2017]. Disponible en <https://es.wikipedia.org/wiki/Mand%C3%ADbula>.
- [28] VIAÑO, J Y SU GRUPO DE INVESTIGACIÓN (2005). Simulación numérica en odontología y ortodoncia. Departamento de Matemática, Facultad de Matemáticas, Universidad de Santiago de Compostela, España, Vol N° 33, págs. 113-147.
- [29] ANITUA, E (2013). Los implantes dentales. Team Work Media España. ISBN –84- 87673-18-X. Victoria Gasteiz. España.
- [30] PRACTICA 12 (sf). Implantes. Universidad de Valencia. Open Course Ware.
- [31] CAMBRA, J.J (1997). Manual de cirugía periodontal, periapical y de colocación de implantes. Publicación de Harcourt Brance. 1996 Mosby / Doyma Libros, S.A. ISBN: 84-8174-128-0. Madrid, España.
- [32] MARTINEZ, C., ZELADA, Z Y MAMANI, J (2013). Regeneración osea guiada para implantes dentales posexodoncia. Caso clínico. Universidad Norbert Wiener, Lima, Peru, Universidad de San Martín de Porras, Lima, Peru, Facultad de Medicina Henri Warembourg, Universidad de Lille, Francia. Kiru. Enero-Junio: 10(1):55-62.
- [33] YOUTUBE, “Elevación de Seno Maxilar ©” en Youtube. <<https://www.youtube.com/watch?v=Er4R27tbCP0>> [Consulta: 05 de marzo del 2017].
- [34] DOMÍNGUEZ, P (2013). Acción de los antisépticos orales en la osteointegración de implantes dentales en hueso maxilar periodontal. Universidad Complutense de Madrid. Tesis Doctoral, España.
- [35] PATO, J (2011). El tratamiento con implantes dentales mediante cirugía guiada asistida por ordenador. Universidad de Sevilla. Facultad de Odontología. Departamento de Estomatología. Tesis Doctoral. Abril, España.
- [36]HERNANDEZ, L (2012). Radiografías para implantes dentales. [Citado el: 27/02/2017]. <https://implantedental1.wordpress.com/2012/03/08/radiografias-para-implantes-dentales/>
- [37] BENJAMIN., J, MARK., H, JAMES., M, KATZ., J (2013). Ultrasonic attenuation and speed of sound of cornstarch suspensions. Department of Physics, Washington University in St. Louis, Missouri 63130. Published by theThe Joournal of the Acoustical Society of America 133, 1399, doi:10.1121/1.4789926.
- [38] HUANG., Q, LI., L, FU., X, (2007). Ultrasound Effects on the Structure and Chemical Reactivity of Cornstarch Granules. Institute of Light Chemical Engineering, South China University of Technology, Guangzhou, China. Starch 371-378. DOI 10.1002/star.200700614.
- [39] COMSOL. *Acoustics Module Software for Acoustics and Vibration Analysis*. <<https://www.comsol.com/acoustics-module>> [Consulta: 01 de julio de 2017]

- [40] TORRES, V (2011). Diseño y construcción de una cámara de transmisión acústica a escala. Director de tesis: D. Jesús Alba Fernández. Tesis del Máster de Ingeniería Acústica. Valencia: Universidad Politécnica de Valencia.
- [41] PEZZOTTI, S., ANTICO, F (2007). Introducción a la Teoría de Elementos Finitos, Estructuras III. Universidad Nacional de la Plata. La Plata, Argentina.
- [42] LADINO, A (2015). Diseño y construcción de una guía de onda para un sistema de refuerzo sonoro implementado para una frecuencia de 1000 Hz. Universidad de San Buenaventura, Bogotá.
- [43] BARREIRO, J (2014). Estudio sobre la mejora de la difusión del campo sonoro en una sala mediante la técnica de simulación diferencias finitas en dominio temporal. Tesis del Máster de Ingeniería Acústica. Valencia: Universidad Politécnica de Valencia.
- [44] OLYMPUS. Ultrasonic Transducer for Nondestructive Testing.
<http://www.envirocoustics.gr/products/ultrasonic/pdf/Panametrics_UT_Transducers.pdf>
[Consulta: 01 de julio de 2017]

ANEXOS

Como datos anexos, se encuentran los equipos utilizados para los experimentos del trabajo, el código general del postprocesado que se utilizó para determinar los parámetros descritos en el documento y un registro fotográfico de las primeras pruebas experimentales con la maqueta de maxila. Se ajuntan los ficheros de las diferentes mediciones de cada experimento, los scripts desarrollados para evaluar aspectos del trabajo y las simulaciones con elementos finitos del experimento del metacrilato.

ANEXO 1 EQUIPOS

Generador/Receptor de pulsos 5072PR

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.



Figura 58. Generador/Receptor de pulsos Olympus 5072PR

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 μJ , 26 μJ , 52 μJ ó 104 μJ)
- Damping: ajuste del ancho de banda del pulso (15, 17, 20, 25, 36, 50, 100 ó 500), permite el modo adaptado de (50 Ω).
- Modo: pulso-eco o transmisión directa.
- SYNC OUT (Sincronización del impulso de salida): 3V en 50 Ω .

Receptor:

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

Unidad:

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

Osciloscopio MSO1104Z

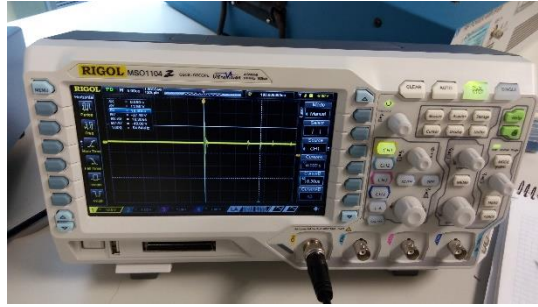


Figura 59. Osciloscopio marca Rigol con referencia MSO1104Z

Model Number	DS1054Z	DS1074Z MSO1074Z	DS1074Z-S MSO1074Z-S	DS1104Z MSO1104Z	DS1104Z-S 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); 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.; 24Mpts(1 CH), 12Mpts(2 CH), 6Mpts(3/4 CH) Opt. 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, 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	Yes

Figura 60. Especificaciones técnicas

Sistema electromecánico

Para ajustar los desplazamientos precisos de los transductores sobre la muestra, en los ejes cartesianos (X, Y, Z) se ha empleado un sistema con un motor paso a paso de 0.1, 1, 10 y 50 mm, controlado mediante el software empleado.

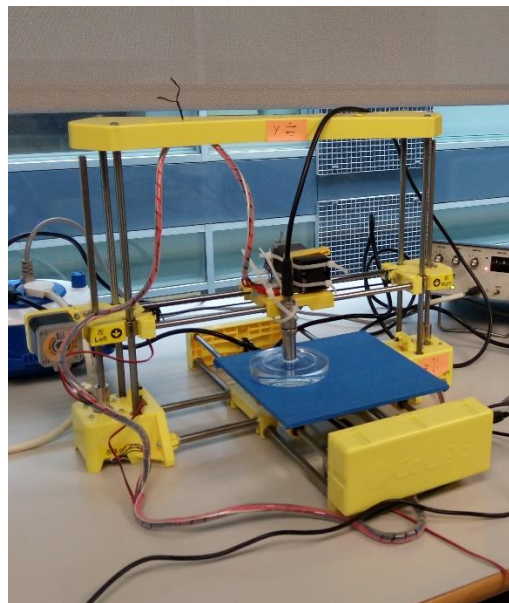


Figura 61. Sistema electromecánico para el ajuste de los transductores sobre la muestra.

Balanza de precisión:

Para pesar la maicena de cada concentración, se ha utilizado una balanza de precisión EBM 500-1.



Figura 62. Balanza de precisión EBM 500-1

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 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 63. Características técnicas

Transductores de inmersión

Un transductor de inmersión es un transductor de onda longitudinal de un solo elemento con una capa de $\frac{1}{4}$ de longitud de onda acústicamente adaptada al agua [44]. Diseñados para transmitir US en aplicaciones en las que la parte de prueba está sumergida total o parcialmente en el agua.

Mediante el uso del agua como acoplador, los transductores de inmersión son ideales para el uso de aplicaciones de escaneo donde es esencial el acoplamiento existente con la pieza. Por otra parte, estos transductores pueden enfocarse para aumentar la intensidad del sonido en un área específica y disminuir el tamaño de punto del haz de sonido.

Ventajas:

- La técnica de inmersión proporciona un medio de acoplamiento uniforme.
- La capa de adaptación de $\frac{1}{4}$ de longitud de onda aumenta la salida de energía de sonido.
- Protección RF para mejorar la relación señal ruido.
- Todos los transductores de inmersión se pueden enfocar esférica y puntualmente. (Excepto el paintbrush)
- El transductor no debe ser sumergido por periodos superiores a 8 horas. Permitir 16 horas de secado para garantizar su funcionamiento.

Características de las series:

El transductor es uno de los componentes más críticos de cualquier sistema US. El rendimiento del sistema en su conjunto es de gran importancia. Las variaciones en las características y ajustes de los instrumentos, así como las propiedades del material y las condiciones de acoplamiento juegan un papel importante en el rendimiento del sistema.

- **ACCUSCAN "S"**: está destinada a proporcionar una sensibilidad excelente en situaciones en las que la resolución axial no es de importancia primordial. Esta serie tiene una duración de la forma de onda más larga y un ancho de banda de frecuencia relativamente estrecha.

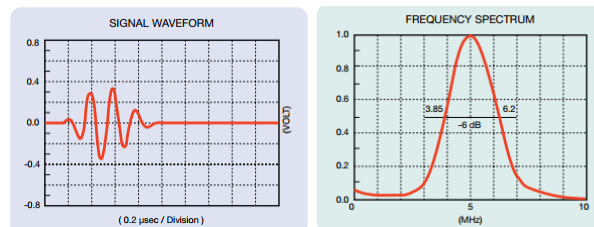


Figura 64. Serie Accuscan "S".

- **CENTRASCAN "TM"**: proporcionan una excelente sensibilidad con una alta relación señal-ruido en materiales difíciles de penetrar. Tiene una adaptación acústica excepcional a los plásticos y otros materiales de baja impedancia.

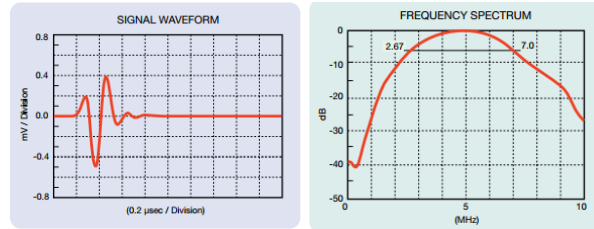


Figura 65. Serie Centrascan "TM"

- **VIDEOSCAN:** son transductores sin ajustar que proporcionan un rendimiento de banda ancha fuertemente amortiguado: son la mejor opción en aplicaciones en las que es necesario una buena resolución axial o de distancia en pruebas que requieran una mejor relación señal-ruido en los materiales atenuantes o de dispersión.

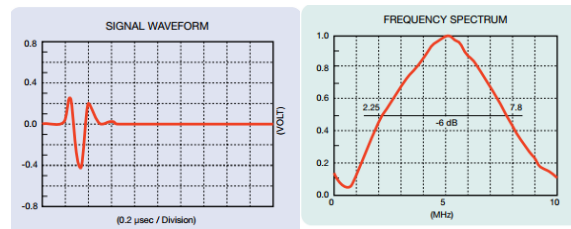


Figura 66. Serie Videoscan

Transductor NDT A301S de panametrics

Transductor de inmersión de una frecuencia de trabajo de 0,5 MHz con 1" de diámetro del elemento activo.

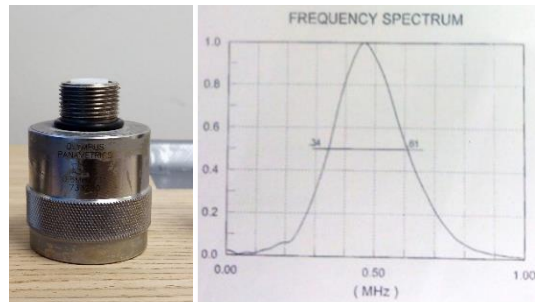


Figura 67. Transductor A301S NDT de 0,5 MHz y espectro en frecuencia

Frequency MHz	Nominal Element Size		Unfocused Transducer Part Numbers			Point Target Focus (in inches)*	
	inches	mm	ACCUSCAN-S	CENTRASCAN	VIDEOSCAN	Min	Max
0.5	1.50	38	A389S-SU	—	V389-SU	2.15	3.80
	1.125	29	A391S-SU	—	V391-SU	1.50	2.10
	1.00	25	A301S-SU	—	V301-SU	1.25	1.65
	0.75	19	—	—	V318-SU	0.78	0.93

Figura 68. Referencia del transductor

Transductor NDT V392 de panametrics

Transductor de inmersión de una frecuencia de trabajo de 1 MHz con un diámetro de 1,5”.



Figura 69. Transductor V392 NDT de 1 MHz

Frequency MHz	Nominal Element Size		Unfocused Transducer Part Numbers			Point Target Focus (in inches)*	
	inches	mm	ACCUSCAN-S	CENTRASCAN	VIDEOSCAN	Min	Max
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 70. Referencia del transductor

Transductor NDT V320 de panametrics

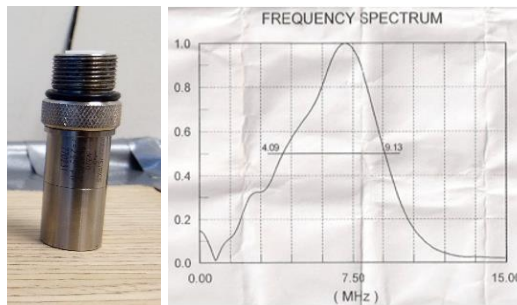


Figura 71. Transductor V320 NDT de 7.5 MHz y espectro en frecuencia

Frequency MHz	Nominal Element Size		Unfocused Transducer Part Numbers			Point Target Focus (in inches)*	
	inches	mm	ACCUSCAN-S	CENTRASCAN	VIDEOSCAN	Min	Max
7.5	0.50	13	A320S-SU	—	V320-SU	0.75	6.30

Figura 72. Serie de trabajo del transductor

Transductor NDT V1091 de panametrics

Transductor de contacto de una frecuencia de trabajo de 5 MHz con un diámetro de 0.125”.

Un transductor de contacto es un transductor de onda longitudinal de un solo elemento, destinado a ser utilizado para el contacto directo con una pieza de ensayo. Estos transductores están equipados con una cara de desgaste WC5 que ofrece una resistencia al desgaste, como también una excelente impedancia que coincide con la mayoría de los metales.

Ventajas y aplicaciones:

- Diseñados para uso de entornos industriales.
- Detección de defectos de viga recta y calibración de espesores.
- Caracterización de material y medición de la velocidad del sonido.
- Inspección de placas, barras, piezas forjadas, fundiciones, extrusiones y una amplia variedad de otros componentes metálicos y no metálicos.
- Para el uso continuo en materiales hasta 122°F/50°C.

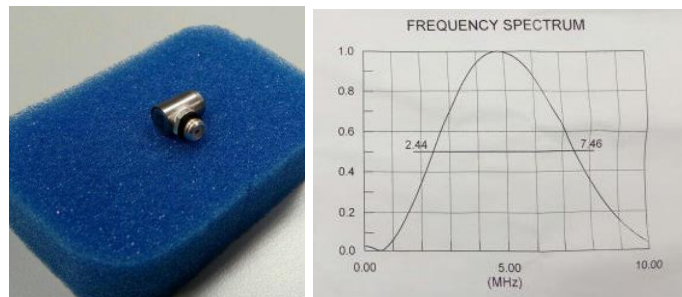


Figura 73. Transductor V1091 NDT de 5 MHz y espectro en frecuencia

Frequency	Nominal Element Size		Transducer Part Numbers		
	MHz	inches	mm	ACCUSCAN-S	CENTRASCAN
5.0	1.00	25	A107S-RM	—	V107-RM
	0.75	19	A108S-RM	—	V108-RM
	0.50	13	A109S-RM	C109-RM	V109-RM
	0.375	10	A126S-RM	C126-RM	V126-RM
	0.25	6	A110S-RM	C110-RM	V110-RM
	0.125	3	—	—	V1091

Figura 74. Referencia del transductor

ANEXO 2 CÓDIGO DE POSTPROCESADO

El código que se ha realizado para el procesado de los datos y determinar los parámetros se junta en la carpeta de ficheros con el nombre de “*CalculoAutomatico.m*”.

1. En cada carpeta de los datos de las diferentes mediciones realizadas en los experimentos se encuentra el código.
2. Desde el script se elige el transductor con el que se ha realizado la medición (0,5, 1, 5 ó 7.5 MHz) los cuales ya contienen identificados los archivos (*NewFile_csv*) con el que se han realizado las medidas.
3. El programa coloca todas las señales de la medición en una misma gráfica, y se selecciona por separado el primer y el segundo eco para el cálculo respectivo de los parámetros.

ANEXO 3 REGISTRO FOTOGRÁFICO DE MEDIDAS PRELIMINARES CON LA MAXILA

A continuación se adjuntan registros fotográficos de medidas que se han realizado en el laboratorio con la maqueta maxilar, para relacionarse con el problema de estudio, con el fin de buscar el mejor sistema de medición tanto en la colocación de la maxila como en la posición del transductor. Colocando la maqueta en una cubeta llena de agua y realizando pruebas con el transductor de 7.5 MHz. Sin embargo tan solo fueron pruebas experimentales que sirvieron de ayuda para poder adquirir el transductor de contacto de 5 MHz.

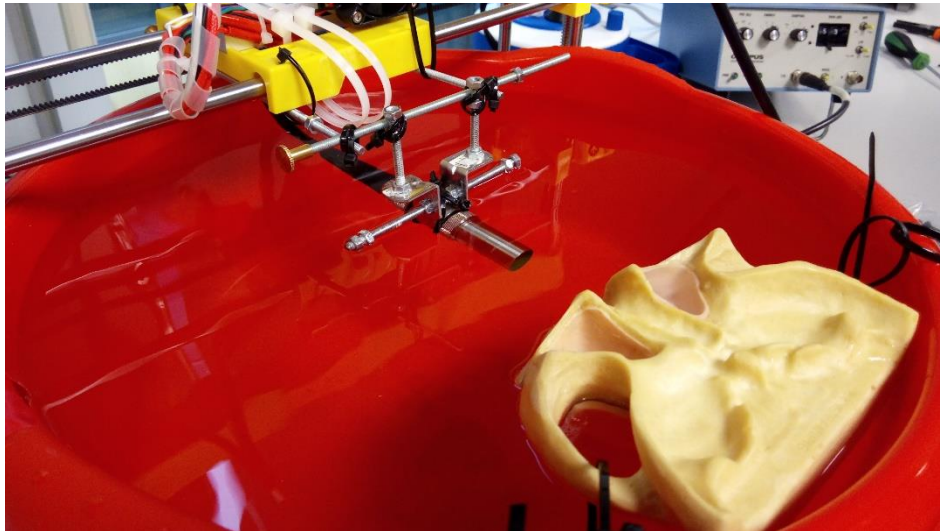


Figura 75. Primeras pruebas experimentales con la maqueta maxilar

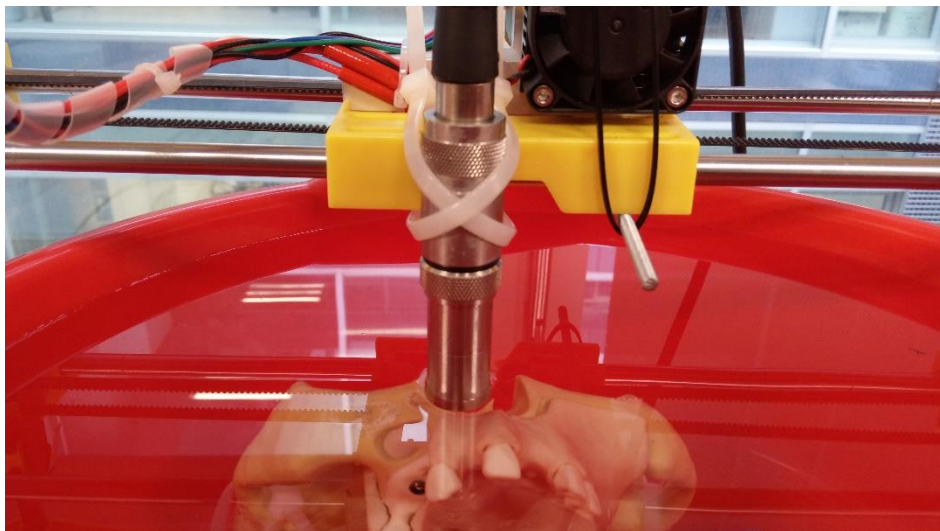


Figura 76. Primeras pruebas experimentales con la maqueta maxilar