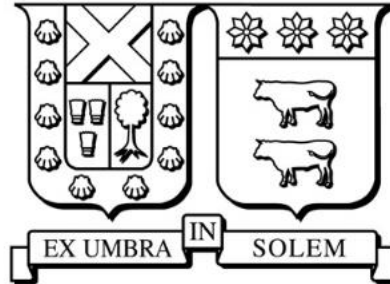


UNIVERSIDAD TÉCNICA FEDERICO SANTA MARÍA
INGENIERÍA EN DISEÑO DE PRODUCTOS
SANTIAGO – CHILE



ESTUDIO PARA LA GENERACIÓN DE MODELOS FÍSICOS QUE REPLIQUEN PROPIEDADES
MECÁNICAS DE TEJIDOS BIOLÓGICOS EN PRUEBAS DE ELASTOGRAFÍA CON
DESPLAZAMIENTO

ANTON FELIPE LJUBETIC EGUIGUREN
MEMORIA DE TITULACIÓN PARA OPTAR AL TÍTULO DE INGENIERO EN DISEÑO DE
PRODUCTOS

PROFESOR GUÍA – ROBERTO DURÁN
PROFESOR CORREFERENTE – JOAQUÍN MURA
MAYO – 2025

AGRADECIMIENTOS

Mi vida universitaria estuvo llena de buenos momentos, pero también de algunos fracasos. Durante este largo proceso, he contado con personas que fueron fundamentales, y sin las cuales probablemente nada de esto habría sido posible. Me gustaría comenzar expresando mi gratitud a todos aquellos que me acompañaron en este camino.

En primer lugar, quiero agradecer a mi profesor guía, Roberto Durán, por su apoyo constante a lo largo de este proceso, por permitirme realizar Taller de Título mientras estaba de intercambio en Italia, por su orientación en los momentos en que dudé de mi trabajo, por sus observaciones y retroalimentación en este estudio, y también por sus recomendaciones musicales.

Segundo, deseo expresar mi gratitud a todo el departamento de Ingeniería en Diseño de Productos (IDP), donde todos los profesores estuvieron siempre dispuestos a brindar *feedback* y consejos a lo largo de toda la carrera, ayudándome a ser mejor profesional y mejor persona.

Quiero destacar también el apoyo de mi profesor correferente, Joaquín Mura, por brindarme la oportunidad de ser parte de este proyecto, y a todo el equipo del Laboratorio de Ultrasonido Cuantitativo (LUC), en particular a Constanza Flores, por su guía y ayuda en los experimentos.

Agradezco a todas mis amigas y amigos de IDP, un grupo de personas unido en el que siempre me sentí incluido y querido. Especialmente a mi amiga Ani, por ser mi *partner*, por ayudarme en todos los trabajos y tareas, por aguantarme y principalmente por ser un gran apoyo emocional.

Finalmente, pero lo más importante, quiero agradecer a mi familia. A mi padre, por su apoyo incondicional y por creer siempre en mí; a mis hermanos y primos, por su cariño, sus consejos y por ser mis mejores amigos; a mis tías y a mis abuelos (mi nona y nono) por su amor y por brindarme siempre todo lo que necesitara; a Choli y Nancy, por estar siempre; y a Katy, por ser un pilar fundamental en mi vida durante este proceso. Y, por supuesto, a la persona más importante de mi vida, mi madre, quien, aunque ya no esté, sigue siendo mi todo.

RESUMEN

La generación de modelos físicos que imiten propiedades de tejidos biológicos permite realizar simulaciones experimentales sin recurrir en personas, facilitando el proceso.

Este estudio se centró en buscar materiales para el desarrollo de *tissue-mimicking phantoms* (TMPs) en pruebas de elastografía con datos de ultrasonido en desplazamiento. Dos propiedades clave son la velocidad de propagación del sonido, esencial para imágenes de ultrasonido, y el módulo de corte, que se relaciona con el desplazamiento del material. Además, cada TMP busca replicar un tejido específico, lo que hace que cada diseño sea único.

Mediante una revisión bibliográfica se llegó a que los mejores candidatos para el estudio son siliconas y agar-agar. Sin embargo, existen infinidad de recetas para estos, por lo que se buscó experimentar y caracterizar algunas de ellas.

Los datos obtenidos sirven como punto de comparación con tejidos biológicos. Destaca el agar-agar al 2% como material con propiedades cercanas a la carne de vacuno, lo que lo convierte en un buen candidato para su uso, siempre que la durabilidad no sea esencial. En cuanto a las siliconas, RTVXL 8810 parece ser el mejor candidato, aunque se recomienda realizar nuevas pruebas

agregando diferentes aditivos para acercarse a propiedades de tejidos biológicos.

ABSTRACT

The generation of physical models that mimic properties of biological tissues allows experimental simulations without resorting to human testing, facilitating the process.

This study focused on finding materials for the development of tissue-mimicking phantoms (TMPs) in elastography testing with displacement ultrasound data. Two key properties are the speed of sound propagation, essential for ultrasound imaging, and the shear modulus, which is related to the displacement of the material. In addition, each TMP seeks to replicate a specific tissue, making each design unique.

Through a literature review, the best candidates for the study were found to be silicones and agar-agar. However, there are an infinite number of recipes for these materials, so experimentation and characterization of some of them was sought.

The data obtained serve as a point of comparison with biological tissues. The 2% agar-agar stands out as a material with properties similar to beef, which makes it a good candidate for use, as long as durability is not essential. As for silicones, RTVXL 8810 seems to be the best candidate, although it is recommended to carry out new tests adding different additives to approach properties of biological tissues.

GLOSARIO

A continuación, se presenta un glosario de términos empleados en este estudio, con el objetivo de facilitar la claridad y comprensión para los lectores.

1. Fantoma: Son objetos diseñados para imitar las propiedades del tejido humano y se utilizan para estudiar y desarrollar nuevas opciones de tratamiento e imágenes médicas.

2. TMP: Del inglés *Tissue-Mimicking Phantom*, es sinónimo de fantoma.

3. Ultrasonido: En medicina, consiste en el uso de ondas sonoras de alta frecuencia para crear imágenes de órganos y estructuras dentro del cuerpo. También es llamado ecografía o sonografía.

4. Elastografía: Es un tipo de prueba de imágenes médicas en que mapean las propiedades elásticas y de rigidez en tejidos blandos.

5. Velocidad de Ultrasonido: Refiere a la velocidad en que se propaga o viaja una onda de sonido a través de un medio o material. En el caso de las ondas de ultrasonido, estas poseen una frecuencia superior al rango audible por el oído humano. En este contexto, la velocidad de ultrasonido es sinónima de velocidad de propagación del sonido en el medio analizado.

6. Módulo de Corte Complejo: También conocido como módulo complejo de corte, módulo complejo o módulo dinámico, es una medida que refleja la resistencia total de un material a deformarse bajo un esfuerzo de corte. Este módulo se descompone en dos componentes principales: el módulo de almacenamiento (G'), que representa la parte elástica del material, y el módulo de pérdida (G''), que corresponde a la parte viscosa.

Se utiliza para caracterizar materiales viscoelásticos, en contraste con el módulo de corte (también denominado módulo de cizalla o de cizalladura), que se aplica a materiales linealmente elásticos. En muchos *papers* se suelen usar ambos términos como sinónimos por conveniencia.

7. Transductor: En ultrasonido, es un sensor que genera y detecta energía ultrasónica. Es decir, produce ondas de sonido que rebotan en los materiales y forman ecos. El transductor recibe de vuelta los ecos y manda la información a una computadora, para así generar una imagen de ultrasonido.

ÍNDICE

AGRADECIMIENTOS	1
RESUMEN	3
ABSTRACT	5
GLOSARIO	6
ÍNDICE	8
1 INTRODUCCIÓN	10
1.1 Contexto	10
1.2 Equipo y Entorno	11
1.3 Objetivos	13
2 METODOLOGÍA	15
3 ESTADO DEL ARTE (Primer Diamante)	16
3.1 Equipos	16
3.2 Normas y Leyes	18
3.3 Elastografía	19
3.4 Referentes	20
3.5 Materiales para Fantomas	20
4 EXPERIMENTACIÓN (Segundo Diamante)	32
5 MEDICIONES Y RESULTADOS	35
5.1 Velocidad del Sonido en el Medio	35
5.2 Módulo de Corte Complejo	41
5.3 Modelos Físicos	45

6 ANÁLISIS.....	52
6.1 Velocidad del Sonido en el Medio	52
6.2 Módulo de Corte Complejo (G^*)	53
7 CONCLUSIONES	57
REFERENCIAS	59
ANEXO A – Índices de Figuras, Tablas y Gráficos.....	63
ANEXO B – Excel con Datos de Ultrasonido, Densidad y Reómetro.....	65
ANEXO C – Repositorio de Presentaciones Semanales	65
ANEXO D – Entrevista a Bruno Peña (Compañero de Laboratorio)	65
ANEXO E – Barridos de Frecuencia	66

1 INTRODUCCIÓN

En este capítulo se presenta una visión general del problema a abordar y la relevancia de su estudio, junto con el contexto y el entorno en el que se llevó a cabo la investigación.

1.1 Contexto

Este estudio se enmarca en una investigación que busca desarrollar nuevos biomarcadores y métodos avanzados de cuantificación en imágenes de ultrasonido (US) aplicadas a la medicina. A lo largo de los años, el ultrasonido médico ha ganado popularidad por sus ventajas: es una técnica inocua, de bajo costo y proporciona información en tiempo real, sin embargo, también presenta limitaciones, como el alto nivel de ruido y la baja calidad de las imágenes (Avola et al., 2021). Una parte esencial de esta investigación es el cálculo de módulos de corte complejo en tejidos blandos a partir de datos de ultrasonido, lo cual representa un avance para esta técnica en medicina, estableciendo un biomarcador capaz de diferenciar tejidos biológicos, monitorear cambios en el módulo de corte de los órganos y, potencialmente, detectar síntomas o enfermedades, contribuyendo así a un diagnóstico médico.

Este estudio representa un aporte específico dentro de la investigación general, centrado en la creación de modelos físicos para

pruebas de elastografía con desplazamiento. La generación de un fantoma que imite fielmente las propiedades mecánicas de los tejidos biológicos permite realizar ensayos precisos, lo que facilita la obtención de datos confiables. Estos datos son útiles para otros proyectos del laboratorio enfocados en la investigación general ya mencionada.

1.2 Equipo y Entorno

La investigación se realizó en el laboratorio de ultrasonido durante el primer semestre del año 2024, trabajando junto a otros compañeros de universidad y profesionales, todos bajo la dirección del profesor Joaquín Mura (ver Figura 1), quien es el gestor del laboratorio de ultrasonido cuantitativo (LUC) en la UTFSM. Durante el semestre de trabajo se realizaban periódicamente presentaciones de avance (disponibles en el ANEXO C – Repositorio de Presentaciones Semanales).

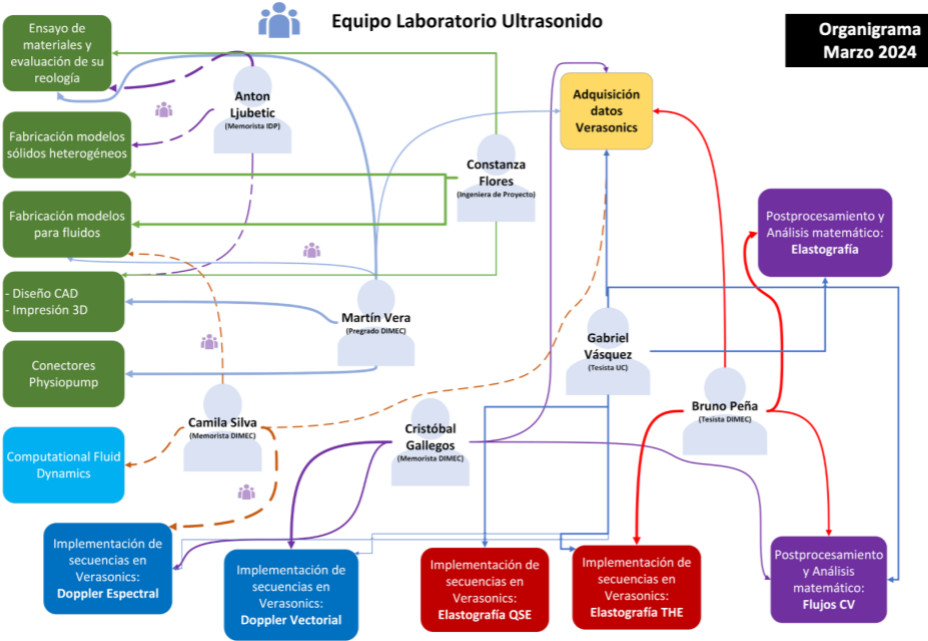


Figura 1 - Organigrama Laboratorio de Ultrasonido Cuantitativo (LUC). (Elaboración de Joaquín Mura).

Este estudio se enmarca en una investigación pionera en Chile, donde se busca ser referente nacional en la aplicación de técnicas provenientes de la Ingeniería y Ciencias Física-Matemáticas, destinadas a proveer nuevos biomarcadores y nuevos métodos de cuantificación en imágenes de ultrasonido en medicina. La investigación es financiada mediante la obtención del fondo ANID Fondecyt (EQM210141) en 2022 y el fondo ANID Fondecyt Regular (#1230864) a principios de 2023. Gracias a este apoyo financiero, se adquirieron los equipos necesarios, incluyendo un *sistema Verasonics Vantage 128* para la medición de ultrasonido y un reómetro *Anton Paar MCR 102e*. Asimismo, se inauguró el LUC a comienzos de 2024, siendo este uno de los primeros estudios desarrollados en dichas instalaciones.

Los resultados previstos para 2026 incluyen:

1. Cuantificación del módulo de corte complejo en tejidos blandos.
2. Aplicaciones en el sistema cardiovascular: Cuantificación de flujos en grandes vasos, microvasculatura y corazón.
3. Desarrollo de modelos físicos validados experimentalmente: Mejora de la cuantificación y uso en el entrenamiento de modelos.

4. Optimización de la calidad de imágenes de ultrasonido: Mejora en la precisión y resolución de las imágenes generadas.

El trabajo realizado en esta memoria representa el punto de partida para el tercer objetivo, enfocado en el desarrollo de modelos físicos validados experimentalmente para la mejora de la cuantificación y el entrenamiento. En la Figura 2 se puede ver un resumen del contexto.

Un resumen del aporte de este estudio dentro de lo que es la investigación general descrita en la introducción se puede ver en la Figura 3.



Figura 2 - Línea de tiempo del LUC.

1.3 Objetivos

Se estableció un objetivo general y objetivos específicos durante el proyecto, contemplando una problemática y aspectos que se buscaron solucionar durante la investigación.

Objetivo general: Realizar un estudio para la generación de modelos físicos que repliquen propiedades mecánicas de tejidos biológicos en pruebas de elastografía con desplazamiento.

Se esperaba resolver la siguiente problemática:

¿Cómo generar modelos físicos que repliquen propiedades mecánicas de tejidos biológicos para pruebas de elastografía con datos de

desplazamiento en el laboratorio de ultrasonido?

Objetivo específico 1: Iniciar la experimentación con modelos físicos en el recién inaugurado laboratorio de ultrasonido.

Objetivo específico 2: Revisión bibliográfica de materiales existentes para la creación de modelos físicos que repliquen tejidos humanos y proponer los materiales más aptos.

Objetivo específico 3: Realizar mediciones de datos ocupando el equipamiento de reología Anton paar.MCR 102e.

Objetivo específico 4: Interpretar resultados de las mediciones obtenidas en experimentos

de ultrasonido con equipo *verasonics vantage 128* y reómetro *Anton paar. MCR 1°2e*.

Objetivo específico 5: Caracterizar los materiales ocupados para luego poder realizar ensayos y pruebas con valores de propiedades reales y medidos.

Objetivo específico 6: Someter modelos físicos a pruebas de elastografía con desplazamiento.

Objetivo específico 7: Desarrollar distintas técnicas de creación de fantasmas.



Figura 3 - Aporte de este Estudio dentro de la Investigación General.

2 METODOLOGÍA

El objetivo de esta sección es dar a conocer la metodología con la que se desarrolló este estudio.

La metodología con la cual se trabajó durante la investigación es el *Doble Diamante*, este modelo consta de dos diamantes y cuatro etapas, las cuales se desarrollaron como muestra la Figura 4.

A lo largo de esta memoria, la metodología se dividió en dos partes. La primera, correspondiente al primer diamante, se denominó "Estado del Arte" y la segunda etapa, correspondiente al segundo diamante, se tituló "Experimentación". Los resultados y el análisis se presentan en capítulos separados para facilitar su consulta.

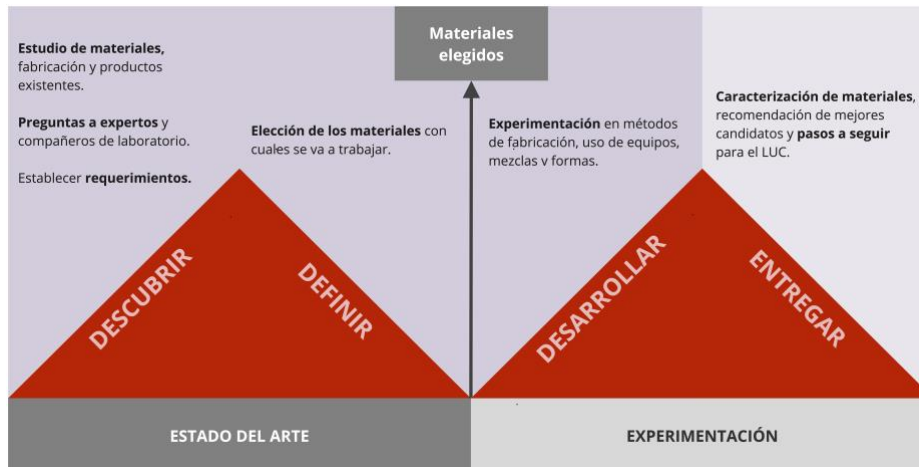


Figura 4 - Etapas desarrolladas en Doble Diamante.

3 ESTADO DEL ARTE (Primer Diamante)

Es fundamental conocer los equipos utilizados, la normativa chilena, los materiales trabajados y los referentes consultados, elementos que se incluyen en la etapa de “descubrir” dentro de la metodología de doble diamante.

En la etapa de “definir” se seleccionaron los materiales con los cuales se trabajó en el LUC durante el estudio. Todo este proceso se detalla en el presente capítulo.

3.1 Equipos

Se trabajó principalmente con dos equipos, los cuales están presentes en el laboratorio de ultrasonido cuantitativo de la UTFSM.

3.1.1 Verasonics Vantage 128

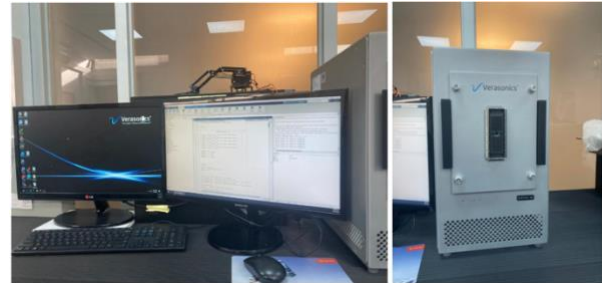


Figura 5 - Equipo Verasonics Vantage 128 en Laboratorio Ultrasonido Cuantitativo.

Verasonics Vantage 128 permite obtener datos de ultrasonido sin procesar y además este equipo permite obtener imágenes a tiempo real con un software que puede ser

personalizado (a través de *MATLAB*). Los principales usos que se le pueden dar al dispositivo son: obtención de datos de buena calidad; plataforma para probar o desarrollar nuevos transductores y como una herramienta programable para la evaluación de tejidos (Revolutionary Approach to, A. (s/f)).

3.1.2 Reómetro Anton Paar MCR 102e

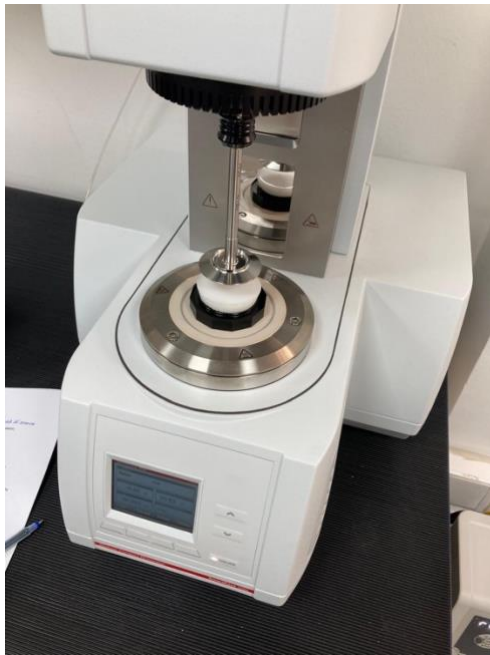


Figura 6 - Reómetro Anton Paar MCR 102e en Laboratorio de Ultrasonido Cuantitativo.

El reómetro permite medir los datos de distintos tipos de materiales, sean sólidos,

líquidos y todas las otras sustancias intermedias que son altamente viscosas, pegajosas o semisólidas. La reología permite describir y evaluar la deformación y el comportamiento del flujo de estos materiales (Menzer, 2018). Esto es especialmente útil ya que algunos materiales se comportan de forma viscoelástica, lo cual es común en materiales como la gelatina, la silicona o los mismos tejidos biológicos.

3.1.3 Sistema de Vacío



Figura 7 - Sistema de Vacío (Fotografía de Plasticenter.cl).

Los sistemas de vacío son utilizados para desgasificar materiales, tales como siliconas de caucho y resinas epóxicas, cumplen una función fundamental para garantizar la calidad y el rendimiento de los productos, particularmente en industrias como la fabricación de moldes, la creación de prototipos y la fabricación de productos en siliconas y resinas epóxicas (Sistema de Vacío para Principiantes (2.5 CFM). (s/f)).

3.2 Normas y Leyes

La investigación general en la que se enmarca este estudio tiene como objetivo obtener resultados aplicables en medicina. Al igual que muchas otras investigaciones realizadas en universidades y centros médicos, se exige un alto estándar de calidad acreditable, lo que implica seguir metodologías en la realización de experimentos y mediciones. Dado que este estudio se centra en el análisis de tejidos biológicos, es fundamental comprender las normativas y leyes chilenas que regulan este ámbito.

En Chile, la experimentación en seres humanos y el cultivo de tejidos y órganos están regulados por la Ley N.º 20.120 (2006), que establece la obligatoriedad del consentimiento informado en investigaciones científicas. Para este estudio, puntos de los siguientes artículos de dicha ley son relevantes:

- **Artículo 6:** El cultivo de tejidos y órganos solo está permitido con fines diagnósticos, terapéuticos o de investigación científica.
- **Artículo 10:** Las investigaciones en seres humanos que impliquen intervención física o psíquica deben ser realizadas por profesionales idóneos. No se pueden desarrollar si existe riesgo de destrucción, muerte o lesión corporal grave y duradera. Además, deben contar con un informe favorable del Comité Ético Científico y la autorización del director del establecimiento donde se efectúe el estudio.
- **Artículo 11:** Es obligatorio contar con el consentimiento previo, expreso, libre e informado del participante, el cual debe constar en un acta firmada por el participante, el investigador responsable y el director del centro donde se realizará la investigación.
- **Artículo 20:** Quienes realicen investigaciones biomédicas sin las autorizaciones requeridas serán sancionados con la suspensión del ejercicio profesional por tres años y, en caso de reincidencia, con la prohibición absoluta de ejercer en el territorio nacional.

Estos puntos representan un resumen de los artículos más relevantes para esta investigación. La ley completa puede consultarse para un análisis más detallado.

Por otro lado, la Ley N.º 20.584 (2012) regula los derechos y deberes de las personas en relación con acciones vinculadas a su atención en salud, incluyendo la confidencialidad de la información médica. Esta información es necesaria y valiosa, lo que ha llevado a algunos académicos señalar que esta restricción puede limitar el avance del conocimiento y la formulación de políticas de salud (Catalán & Klüsse, 2016).

Todo esto, si bien implica un avance en los derechos humanos, también ello conduce a elaborar y presentar un gran número de documentos que avalen el estudio, donde la exigencia de trámites y documentos se transforma en una complejidad, prolongada en el tiempo y que puede dificultar incluso investigaciones muy simples (Catalán & Klüsse, 2016).

En este contexto, el uso de modelos físicos fiables adquiere mayor relevancia, ya que facilita el proceso de investigación al evitar la experimentación directa con seres humanos, reduciendo así los requisitos legales y éticos asociados.

3.3 Elastografía

En este estudio, resultó esencial comprender la elastografía, ya que los fantasmas diseñados y evaluados fueron concebidos para ser probados mediante esta técnica. La elastografía es una técnica médica que permite mapear las propiedades elásticas de los tejidos blandos de forma no invasiva, utilizando imágenes para distinguir entre lesiones benignas y malignas en función de su rigidez (Chiorean et al., 2016). En general, un tumor tiende a ser más rígido que el tejido blando circundante, por lo que un aumento en la dureza del tejido puede ser un indicio de un problema médico, un ejemplo de esto es la disminución de la elasticidad del hígado, que puede ser un signo de cirrosis o cáncer (Davidovits, 2019).

Esta técnica está relacionada con la palpación manual, un método médico utilizado desde el año 1500 a.C., según los papiros egipcios. La palpación sigue siendo una herramienta diagnóstica inicial en exámenes de mama, próstata y abdomen (Davidovits, 2019). Asimismo, existe el examen mediante percusión manual, donde el profesional evalúa el sonido generado al golpear una región del cuerpo mientras escucha con un estetoscopio, donde las áreas llenas de aire producen un sonido más resonante y de mayor frecuencia, mientras que las regiones densas en tejido generan un sonido más apagado (Davidovits, 2019).

En contraste, la elastografía busca proporcionar imágenes precisas de las propiedades mecánicas de los tejidos blandos, basándose en las distribuciones internas de tensión y deformación. Sin embargo, una de las limitaciones de las modalidades de imagen convencionales es que solo ofrecen información sobre las variaciones espaciales de la deformación tisular, sin visualizar la distribución de la tensión (Doyley, 2020). Además, las imágenes generadas dependen del operador y suelen ser semicuantitativas en el mejor de los casos (Hoffman & Pagedar, 2018).

Para obtener imágenes más precisas, es fundamental calcular las propiedades mecánicas del tejido a partir de la deformación o distensión medidas (Doyley, 2020). Un método más sofisticado es la elastografía por ondas transversales (Shear Wave Elastography, SWE), en la que se emplean pulsos sucesivos de distinta potencia acústica para detectar variaciones en la densidad del tejido mediante ultrasonido de alta velocidad (Hoffman & Pagedar, 2018).

En el contexto de la investigación general donde se enmarca este estudio, uno de los objetivos es lograr imágenes fiables en elastografía con desplazamiento, introduciendo vibraciones mecánicas. Un segundo objetivo, alineado con este estudio específico, es el desarrollo de fantasmas

antropomórficos que imiten la elasticidad de los tejidos biológicos, lo que facilitará una mejor comprensión del funcionamiento de estas técnicas en el entorno clínico (Doyley, 2020).

3.4 Referentes

En el mercado hay varias opciones de fantasmas para prácticas de medicina y también hay muchas referencias a nivel de estudios que fabrican sus propios modelos físicos. En la Figura 10 se pueden ver algunos ejemplos.

3.5 Materiales para Fantasmas

Dentro de este capítulo se desarrollará la elección de los materiales a utilizar para la creación de fantasmas, así como las propiedades mecánicas de los tejidos biológicos que se desean imitar.

3.5.1 Materiales para la Imitación del Tejido Biológico

A lo largo del tiempo, se ha desarrollado una gran variedad de modelos que intentan imitar características de los tejidos humanos o animales, utilizando también una amplia gama de materiales. En este trabajo se presentará una descripción general de las propiedades y características de los materiales base o matriz que se utilizan comúnmente para la realización de fantasmas. Los materiales

típicamente utilizados como matriz incluyen agua, gelatina, agar-agar, resina de poliéster o epoxi, resinas de poliuretano, silicona RTV vulcanizable a temperatura ambiente, o geles de alcohol polivinílico (Pogue et al., 2006).

Esto se hizo con el propósito de encontrar el material, o materiales, idóneos para trabajar en la investigación de fantomas para pruebas de elastografía con desplazamiento, comparándolos en función de los requerimientos planteados.

Es importante recalcar que existen diversos usos para los cuales se crean fantomas; pueden ser para imitar modelos de fluidos, estudios térmicos, estudios de contraste de imagen, entre otros. Por esto, es bueno subrayar el objetivo de los fantomas, ya que según su uso variarán los requerimientos a cumplir. Primero se hizo un análisis de los requerimientos que deben tener los fantomas en la Figura 8. Además en la Figura 9 se muestran las propiedades mecánicas esenciales a imitar para modelos físicos que se sometan a pruebas de elastografía con datos tomados en ultrasonido. Se busca un fantoma que sea mecánicamente como un tejido vivo y acústicamente como el agua, lo cual no es fácil.

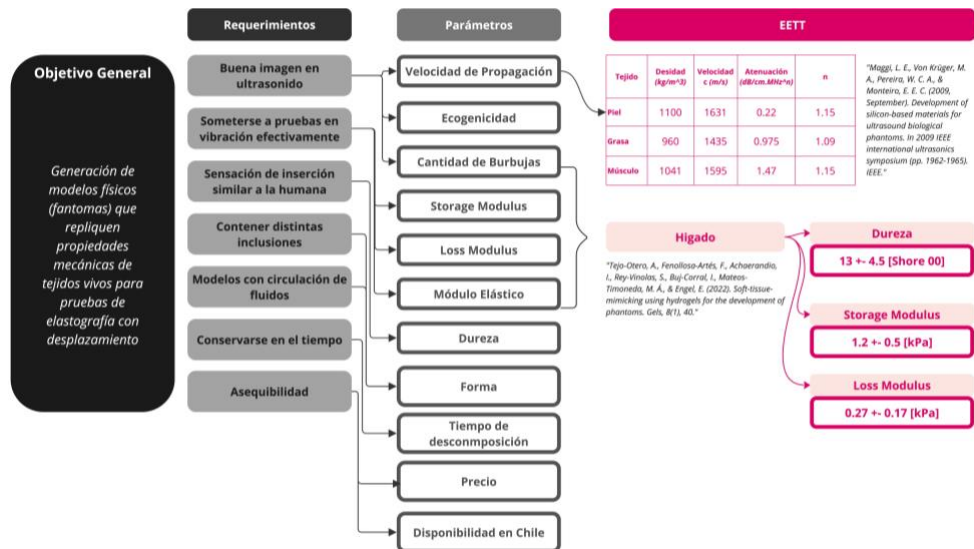


Figura 8 - Requerimientos de Fantomas

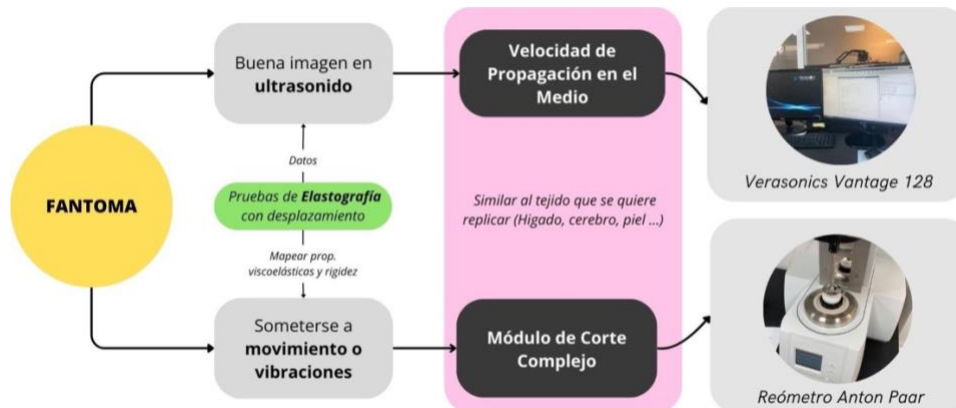


Figura 9 - Propiedades Mecánicas Importantes a Imitar para los Fantomas de este Estudio.

Producto	Material Matriz	Características	Referencia
	Gelatina	• Barato • Permite Inclusiones • Fácil de hacer • Deterioro por uso de agujas • No se conserva mucho tiempo	Maldonado, A. V., Sara, N., Sebastián, S., & Elena, C. M. (s.f.). Hospital Italiano de Córdoba. Org.ar. Recuperado el 6 de agosto de 2024, de https://congreso.fairditi.org.ar/uploads/2018/poster/461.pdf Araoz, Á., Leal, D., Piñeros, D., & Maldonado, S. P. (2018). Construcción, reparación y mantenimiento de simuladores de paciente (fantomas) de ecografía. Rev. Colomb. radiol, 29(3), 4992-4995.
	Silicona	• Asequible (19.990 CLP) • Permite Inclusiones • Se conserva en el tiempo, pero se ensucia	Fantomas y simulación. (s.f.). Manatomatics. Recuperado el 6 de agosto de 2024, de https://manatomatics.cl/collections/fantom-as-y-simulacion
	Plástico y Huesos Reales	• Costoso • Para rayos X • Se conserva mucho en el tiempo	Fantoma Cabeza de Rayo X, Transparente. (s.f.). Simuladores.cl. Recuperado el 6 de agosto de 2024, de https://simuladores.cl/2012-0171-fantoma-cabeza-de-rayo-x-transparente.html
	Resina de Uretano y Huesos de Epoxi con Cerámica	• Costoso • Apto para rayos X, tomografía y ultrasonido • Imágenes de RM realistas • Se conserva mucho en el tiempo	Pelvis Adulta para Radiografía - Tomografía Computarizada - Ultrasonido. (s.f.). Medical Factory. Recuperado el 6 de agosto de 2024, de https://medicalfactory.cl/producto/pelvis-adulta-para-radiografia-tomografia-computarizada-ultrasonido/

Figura 10 - Referentes de Fantomas en el Mercado.

Se decidió trabajar con los siguientes requerimientos que deben cumplir los fantasmas para ser útiles en pruebas de elastografía con desplazamiento, contemplando las limitantes de esta investigación:

Flexibilidad: Es necesario que el material presente cierta flexibilidad para las pruebas de elastografía, lo cual se relaciona con su módulo de corte complejo, buscando que sea similar al de los tejidos humanos. Si el material es muy rígido, no se podrán obtener datos correctos de desplazamiento.

Conservación en el Tiempo: Dependiendo del propósito del modelo, en algunos casos, la estabilidad y durabilidad son esenciales para la experimentación.

Facilidad para Modificar Propiedades Físicas: Con el fin de replicar propiedades de tejidos humanos o animales, es importante que las propiedades del material se puedan modificar a través de aditivos para alcanzar los parámetros deseados.

Buena Imagen en Ultrasonido: Para poder obtener datos de ultrasonido, lo ideal es que el material elegido tenga una buena ecogenicidad, no tenga burbujas que generen ruido en la imagen y tenga una velocidad de sonido en el medio lo más cercana posible a los tejidos humanos.

Capacidad de Crear Variedad de Formas: Se busca trabajar con sólidos blandos (*soft-solids*) para poder replicar formas del cuerpo humano.

Precio: Durante el trabajo de esta memoria se cuenta con recursos proporcionados por fondos. Sin embargo, es importante que el material tenga un precio alcanzable para poder experimentar con él.

Asequibilidad: Es importante que el material esté disponible en Chile y sea de fácil acceso e inmediato. Algunos materiales analizados en estudios anteriores solo se pueden conseguir en el extranjero y su adquisición tomaría mucho tiempo.

En resumen, se pretendió identificar los materiales más adecuados para crear fantasmas que se ajusten a estos requerimientos y así avanzar en la investigación.

Los siguientes requerimientos se ponderaron para luego hacer una relación con los materiales y así escoger el más adecuado (ver Tabla 1). Los criterios para la ponderación fueron meramente una interpretación personal según lo estudiado y hablado con expertos.

Tabla 1 - Ponderación de los requerimientos de los materiales.

Criterio	Ponderación
<i>Flexibilidad</i>	22%
<i>Conservación</i>	4%
<i>Modificable</i>	13%
<i>Buena imagen</i>	13%
<i>Variedad de formas</i>	13%
<i>Precio</i>	17%
<i>Asequibilidad</i>	17%
Total	100%

Para los requerimientos de flexibilidad y conservación en el tiempo se usa de referencia el estudio hecho en el artículo científico “*Review of tissue simulating phantoms for optical spectroscopy, imaging and dosimetry*” (ver Tabla 2).

Los materiales más adecuados son aquellos que presentan flexibilidad (F), como se indica en la tercera columna de la tabla. En cuanto a la resina de uretano, se identificaron variedades con durezas que van desde Shore 40A hasta Shore 72D, abarcando un rango que va desde medianamente suave (por ejemplo, una goma de borrar) hasta

extremadamente duro (como un casco de construcción).

Mientras que otros materiales no visibles en la tabla, como los fantasmas PVC, tienen un coste relativamente bajo y pueden almacenarse fácilmente durante largos periodos de tiempo sin ningún requisito específico (Chatlein, et al., 2020). También el polímero de PVC modificado, tiene un gran potencial para su uso en fantasmas de ultrasonidos debido a su imagen ecográfica realista y a su rigidez modificable (Pepley, et al., 2018).

Para medir los requerimientos de precio y asequibilidad se hizo una búsqueda de escritorio dentro del mercado chileno (ver Tabla 3).

Finalmente para la elección se hizo una matriz PUGH, ponderando cada material según si cumple con los requerimientos (-1 no cumple; 0 cumple a medias; 1 sí lo cumple) (ver Tabla 4).

Los materiales con mejor evaluación para la investigación son los materiales de *Gelatina/Agar-Agar (91%)* y las *Siliconas RTV (87%)*. Por esto se decidió seguir experimentando con estos materiales.

Tabla 2 - Comparación de Materiales de Matriz. (Pogue, et al, 2006).

Phantom matrix material	Permanent	Solid/liquid/ flexible	Biologically compatible	Organic chemical compatible	Inclusions possible?	Adjustable absorption	Adjustable scattering	Index of refraction	Recommended use
Aqueous suspension	N	L	Y	Y	Y	Y	Y	1.34	Initial use and multiple phantom contrast studies
Gelatin/agar matrix	N	F	Y	Y	Y	Y	Y	1.35	Detailed heterogeneity phantom studies bioabsorbers and fluorophores
Polyacrylamide gel	N	F	Y	Y	Y	Y	Y	1.35	Thermal therapy studies
Polyester or epoxy resin	Y	S	N	N	Y	Y	Y	1.54	Calibration and routine validation Intersystem comparisons
Polyurethane resin	Y	S	N	N	Y	Y	Y	1.50	Calibration and routine validation Intersystem comparisons Inclusion of dyes
RTV silicone	Y	F	N	N	Y	Y	Y	1.4	Complex geometries with permanent flexible phantoms

Tabla 3 - Comparación precios y disponibilidad de materiales.

Material	Precio (CLP)	Cantidad (g)	¿Disponible en Chile?	Link
Agar-Agar	17.500	250	Sí	Agro Newen
Gelatina	18.900	1000	Sí	Sanoalimentos
Silicona RTV	25.000	1000	Sí	Plasticenter
Poliacrilamida Gel	136.500	25000	Sí/No	Productos Químicos Chile
Resina Epóxica	25.900	1000	Sí	Plasticenter
Resinas de Uretano o Poliuretano	26.600 - 45.500	900	Sí/No	Plasticenter
Resinas de Poliéster	5.000 - 6.000	1000	Sí	Plasticenter
Resinas PVC	-	-	No	China Atoquímica

Cabe destacar que la creación de fantasmas en base a polímeros de PVC tiene un gran potencial, sin embargo su dificultad para

encontrar los materiales en Chile hacen dejarlo de lado.

Tabla 4 - Matriz PUGH para materiales matriz de fantasmas.

Criterio	Ponderación	Suspensión Acuosa	Gelatina/Agar-agar	Poliacrilamida Gel	Resina de Poliéster	Resina Epóxica	Resina de Poliuretano	Silicona RTV	Resina PVC
Flexibilidad	22%	-1	1	1	-1	-1	0	1	1
Conservación	4%	-1	-1	-1	1	1	1	1	1
Modificable	13%	0	1	1	1	1	1	1	1
Buena imagen	13%	1	1	1	0	0	0	0	1
Variedad de formas	13%	-1	1	0	1	1	1	1	1
Precio	17%	1	1	0	1	1	1	1	-1
Asequibilidad	17%	1	1	0	1	1	0	1	-1
Total	100%	9%	91%	43%	43%	43%	48%	87%	30%

3.5.1.1 Agar-Agar y Gelatina

Los fantasmas de base orgánica de bajo coste, como el agar y la gelatina, deben refrigerarse, ya que tienen una vida útil corta. También proporcionan una retroalimentación muy débil de la fuerza de la aguja al usuario (Pepley et al., 2018). La vida útil del fantoma se puede alargar si se utiliza agua destilada y se aplica penicilina en una proporción de 0,5 g/L para evitar la proliferación de bacterias. Además, se puede agregar un 0,2% de formaldehído para aumentar su temperatura de fusión y facilitar su manejo a temperatura ambiente.

Estas sustancias que encapsulan agua como componente principal y forman una matriz rígida se conocen como hidrogeles. La gelatina y la agarosa son dos de los ejemplos

más comunes, y en los laboratorios biológicos existen cientos de variedades de ellos. Los modelos a base de agar-agar se han utilizado durante décadas en la obtención de imágenes por resonancia magnética (IRM) y ultrasonidos, y se adoptaron en los modelos de tejidos ópticos en muchos laboratorios a mediados de la década de 1990 (Pogue et al., 2006). El agar y la gelatina permiten la inclusión de moléculas orgánicas y componentes de base celular, al tiempo que proporcionan un objeto semisólido que puede tener diversas formas. Los modelos físicos de gelatina y agar han tenido un período de desarrollo igualmente rico en imágenes ecográficas, y un gran número de artículos describen la diversidad de modelos desarrollados (Pogue et al., 2006).

Se dice que los geles de gelatina son preferibles a los geles de agar debido al comportamiento no lineal de tensión-deformación de los geles de agar (Hall et al., 1997). Las propiedades no lineales de los fantasmas que imitan tejidos fueron investigadas posteriormente por Pavan et al. (2010, 2012). Estos estudios concluyeron que la adición de aceite a una mezcla de agar/gelatina disminuye la rigidez de los geles y también reduce el comportamiento no lineal (Nguyen et al., 2014).

3.5.1.2 Siliconas

Los modelos de silicona RTV se fabrican rápidamente, tienen una textura de goma blanda similar al tejido rígido y pueden incluir dispersores y absorbentes no orgánicos (Pogue et al., 2006). La preparación del material es similar a la de los modelos de resina. Al mezclar el RTV con su endurecedor, se inicia un proceso químico que solidifica el compuesto (Pogue et al., 2006). Una vez que se ha vertido la mezcla, se dispone de 10 a 20 minutos para eliminar la mayor cantidad de aire retenido en su interior en forma de burbujas, dependiendo de las condiciones ambientales y el proceso utilizado (López, 2023). Durante este proceso, la generación de calor y gas requiere el bombeo al vacío, ya que esta desgasificación elimina las burbujas

que se generan durante el curado (Pogue et al., 2006).

Los estudios han demostrado que el módulo elástico del modelo físico puede reducirse en un factor de 3, de 230 a 80 kPa, lo que lo aproxima más a la rigidez de los tejidos blandos humanos. Dar forma a este material en configuraciones biológicamente relevantes con la rigidez del tejido humano ha sido el principal argumento para su uso (Pogue et al., 2006). Los únicos inconvenientes importantes de este material de matriz son el coste y el tiempo de endurecimiento, pero no son prohibitivos, y un modelo de tejido flexible puede ser bastante útil para aplicaciones en las que el contacto mecánico con el tejido es importante (Pogue et al., 2006).

En cuanto al material de silicona para la creación del fantoma, destaca por su durabilidad y estabilidad en el tiempo, la poca dificultad de adquisición y la facilidad para modificar sus propiedades físicas (López, 2023).

3.5.2 Propiedades de los Tejidos Biológicos

A pesar de lo útiles que son los fantasmas, siempre existe la preocupación de que no imiten perfectamente las propiedades del tejido real. En estos casos, una muestra ex vivo puede ser un intermedio útil antes de iniciar estudios en humanos o animales. A

menudo se utilizan tejidos de pechuga de pollo, ya que tienen una concentración de sangre extremadamente baja y valores de coeficiente de dispersión bajos, lo que proporciona un tejido con una penetración de la luz excepcionalmente buena. El músculo o el hígado bovinos, por su parte, ofrecen una pigmentación progresivamente más oscura para probar la penetración y también pueden ser bastante homogéneos (Pogue et al., 2006).

Dejando de lado las muestras ex vivo, durante este capítulo se buscarán referencias de valores de tejidos biológicos que se esperan imitar con los fantasmas.

3.5.2.1 Módulo de Corte Complejo

Esta propiedad es importante, ya que en los ensayos de elastografía hay desplazamiento y por lo tanto se ve afectado el módulo de corte complejo. Algunas referencias de valores de tejidos biológicos se pueden ver en la Tabla 5.

Tabla 5 - Módulo de corte de tejidos biológicos (Sparks et al., 2015).

LITERATURE RANGES FOR SHEAR MODULI OF BIOLOGICAL TISSUES: ALL DATA REPORTED FROM COMPRESSION TESTING		
Biological Tissue		G (kPa)
Muscle	Longitudinal	51–105 ^{23,25}
	Transverse	11–54 ^{23,25}
	Active	17.1–30.5 ^{22,25}
	Relaxed	4.6–23.8 ^{6,15,16,22}
Skin		2.8–31.9 ^{6,20,26}
Fat		1.9–31.9 ^{6,20,26}

Es importante aclarar también que las propiedades mecánicas de los tejidos cambian durante muchos tipos de enfermedades. Por ello, la palpación, uno de los exámenes clínicos más antiguos utilizados por los médicos, es una importante herramienta diagnóstica (Nguyen et al., 2014). El determinar el cambio de estas propiedades puede ser determinante al diagnosticar alguna enfermedad.

3.5.2.2 Velocidad de Propagación en el Medio

Esta propiedad es esencial en la imagen por ultrasonido, tener un valor similar al del tejido que se quiere imitar ayuda a una correcta medición de datos, las velocidad de los tejidos biológicos se tomaron de referencia de la Tabla 6.

Tabla 6 - Velocidad de ultrasonido de tejidos biológicos (Alves et al., 2020).

	Ultrasound speed (m/s)	Attenuation coefficient (dB/cm)
Tissue		
Water	1480	0
Muscle	1547	1.09
Blood	1584	0.2
Fat	1478	0.48
Cardiac	1576	0.52–1.8
Soft tissue average	1561	0.54
Water-based		
Gelatin-based	1520–1650	0.12–1.5
Agar-based	1540–1600+	0.04–1.40
PVAc-based	1520–1610	0.07–0.35
Other polymers		
PVCP	1400	0.55
Silicone		
Urethane rubber	1460	0.5–0.7
6% SEBS gel	1440	1.5 (at 3.5 MHz)
5% SEBS gel	1440	0.63

Se debe tomar en cuenta que los valores de *Ultrasound speed* no están para la silicona, esto puede ser debido a que son variables según la mezcla que se use. También se tomaron como referencia los datos de la Tabla 7.

Tabla 7 - Propiedades acústicas de tejidos blandos biológicos (Maggi et al., 2009).

Tissue	Density (kg.m ⁻³)	Velocity c(m.s ⁻¹)	Attenuation (dB.cm ⁻¹ MHz ⁻ⁿ)	n
Skin	1100	1631	0.22	1.15
Fat	916	1435	0.975	1.09
Muscle	1041	1595	1.47	1.15

3.5.2.3 Convenciones para Tejidos Blandos

Algunos estudios han determinado propiedades para los tejidos blandos que pueden ser útiles al momento de hacer cálculos con los resultados obtenidos mediante experimentación. Una de las propiedades mecánicas de los tejidos es la

elasticidad, que indica su dureza o compresibilidad. Los tres módulos de elasticidad comunes son el módulo de Young “*E*” (elasticidad longitudinal), el módulo de corte o cizallamiento “*G*” y el módulo de volumen “*K*” (Nguyen et al., 2014). Para un material se cumplen las siguientes ecuaciones, siempre y cuando se un material isótropo homogéneo:

$$G = E / (2(1 + \nu))$$

$$K = E / (3(1 - 2\nu))$$

El símbolo “*ν*” corresponde al Coeficiente de Poisson, este coeficiente tiene un valor estimado para tejidos blandos casi incompresibles (Rychagov et al. 2003), el cual oscila entre los valores de 0,490 y 0,499. Con esto las ecuaciones anteriores pueden quedar como:

$$E = 3G$$

$$E/K \sim 0$$

En la elastografía basada en la onda de cizallamiento, cuando la viscosidad es despreciable (Nguyen et al., 2014), el módulo de cizallamiento puede calcularse mediante la relación:

$$Cs = \sqrt{(G/\rho)}$$

Donde “Cs” es la velocidad a la que se propagan las ondas de cizallamiento y “p” es la densidad en el medio (Nguyen et al., 2014), donde, para tejidos blandos, comúnmente se usa el valor de:

$$\rho = 1000 [Kg/m^2]$$

Con una viscosidad elevada, la velocidad de la onda de cizallamiento varía con la frecuencia de vibración, y estas propiedades dispersivas reflejan las características viscosas del medio. Por lo tanto, la medición de la velocidad de fase de la onda de cizallamiento en función de la frecuencia puede proporcionar información valiosa sobre la viscoelasticidad del medio. En el caso de los tejidos blandos, los estudios han indicado que el modelo de Voigt, que utiliza un amortiguador viscoso y un muelle elástico conectados en paralelo, describe adecuadamente las propiedades viscoelásticas de estos tejidos (Nguyen et al., 2014). Esto se puede representar en la siguiente ecuación (Yamakoshi et al., 1990):

$$C_s(\omega) = \sqrt{\frac{2(G^2 + \omega^2 \mu^2)}{\rho(G + \sqrt{G^2 + \omega^2 \mu^2})}}$$

La ecuación representa la relación completa entre la velocidad de fase de la onda de cizallamiento “Cs” y el módulo de

cizallamiento “G”, la viscosidad de cizallamiento “μ” y la frecuencia angular “ω”.

4 EXPERIMENTACIÓN (Segundo Diamante)

Esta etapa correspondió al segundo diamante, comenzando con la fase de “desarrollar”, en la cual se experimentó con los materiales de siliconas RTV y agar-agar disponibles en el laboratorio.

En la fase final del doble diamante, denominada “entregar”, se llevó a cabo una experimentación guiada para caracterizar distintas mezclas de estos materiales, empleando los equipos del laboratorio. Para ello, se planificaron experimentos que se pueden ver en la Figura 11 (para las siliconas) y en la Figura 12 (para el agar-agar).

Los resultados obtenidos durante esta etapa se detallan en los capítulos de “Mediciones y Resultados” y “Análisis”.

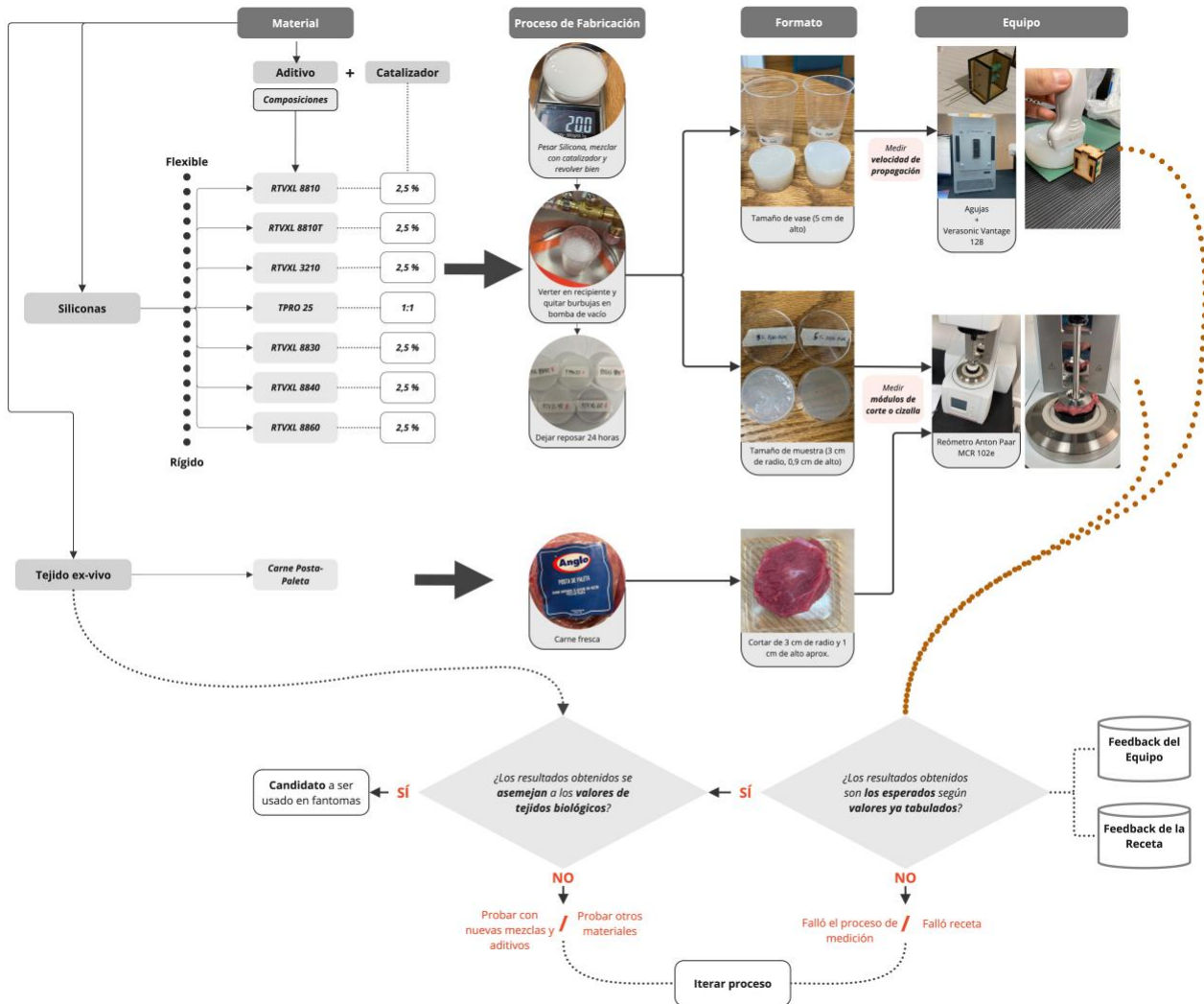


Figura 11 - Experimento con Siliconas RTV.

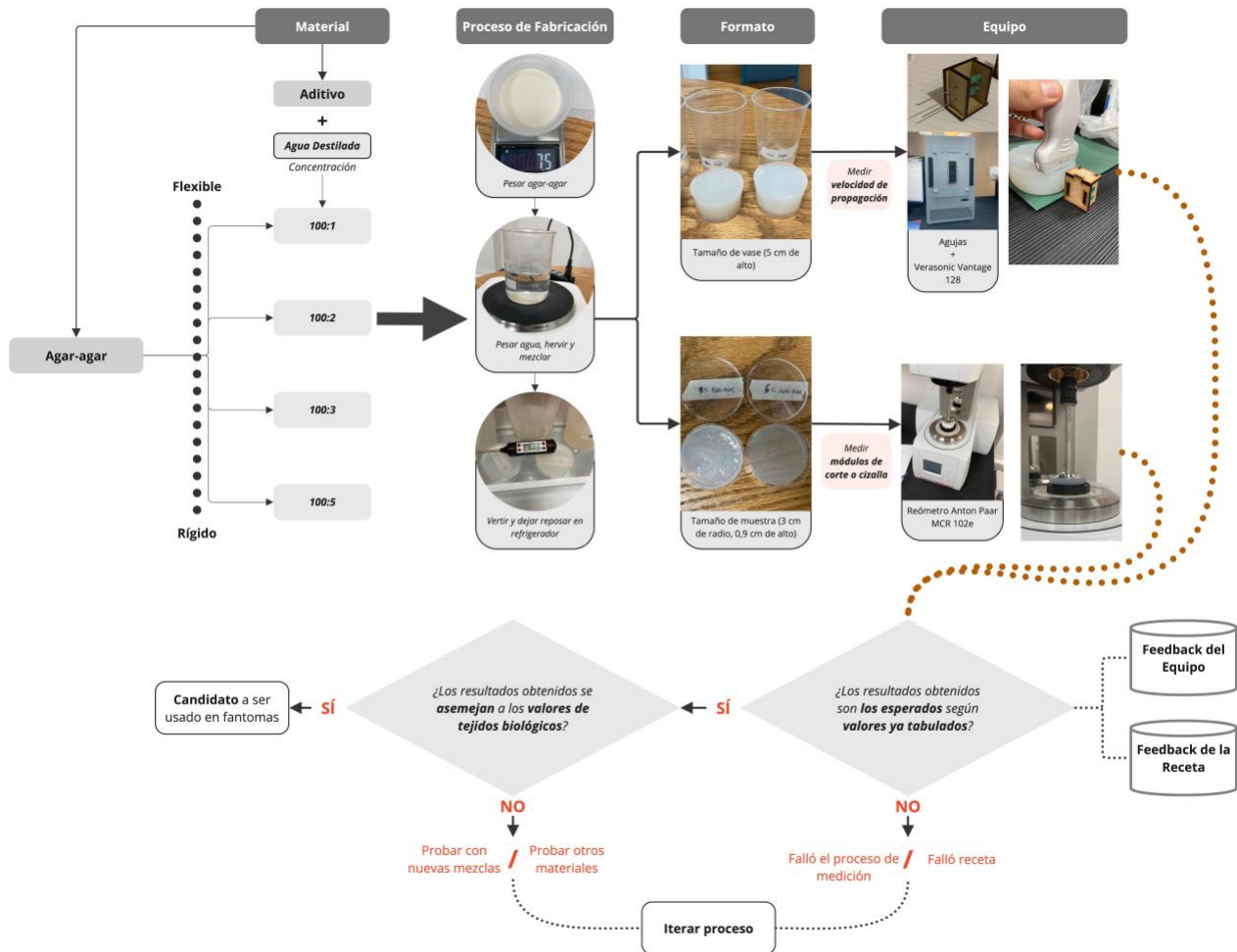


Figura 12 - Experimento con Agar-Agar.

5 MEDICIONES Y RESULTADOS

El siguiente capítulo presenta los principales resultados obtenidos a lo largo de la investigación. En general, se trabajó en dos grandes aspectos. El primero consiste en determinar las propiedades mecánicas, específicamente el módulo de corte complejo y la velocidad de propagación en el medio, en los materiales de silicona y agar-agar. El segundo aspecto corresponde al proceso de fabricación de fantasmas, incluyendo cómo darles forma y el procedimiento de construcción.

5.1 Velocidad del Sonido en el Medio

Se midió la velocidad de propagación de dos materiales, de la silicona y sus distintas composiciones y de agar-agar, también con distintas concentraciones. Para ambos materiales se ocupó el equipo *Verasonics Vantage 128*.

5.1.1 Velocidad del Sonido en la Silicona

En el laboratorio de ultrasonido se cuenta con siete tipos distintos de siliconas, las cuales fueron compradas en el mercado chileno, estos modelos son:

- Silicona RTV XL 8810T
- Silicona RTV XL 8810
- Silicona RTV XL 3210
- Silicona RTV SUPER MOLD T-PRO 25
- Silicona RTV XL 8830

- Silicona RTV XL 8840
- Silicona RTV XL 8860

Estas siliconas son de caucho "RTV", lo que significa que vulcaniza a temperatura ambiente. La letra "T" al final de la numeración indica si la silicona es transparente, y los dos últimos dígitos corresponden a la dureza de la silicona, medida en Shore A. Por ejemplo, la Silicona RTV XL 8810T es transparente (no blanca) y tiene una dureza de 10 Shore A.

Las siliconas de caucho son un elastómero de silicona de dos componentes que cura a temperatura ambiente. La base tiene la apariencia de un líquido viscoso que, tras la adición del catalizador, se transforma en un material elástico. Una vez que se ha vertido la mezcla, se dispone de 10 a 20 minutos para eliminar la mayor cantidad de aire retenido en su interior en forma de burbujas, dependiendo de las condiciones ambientales y del proceso utilizado (López, 2023). Para la mezcla de las dos partes, se deben seguir las proporciones recomendadas en el envase del fabricante.



Figura 13 - Instrucciones de Mezcla de Silicona

Una de las primeras cosas con las que se experimentó en el laboratorio es la eliminación de burbujas en modelos de silicona, ya que estas afectan la imagen en ultrasonido. Para ello, se utilizó un sistema de vacío, en el cual se coloca la mezcla de silicona ya preparada. Es recomendable actuar con rapidez en el proceso, para que la mezcla no catalice mientras está en el sistema de vacío, ya que esto causaría un modelo imperfecto. También es fundamental mezclar bien las dos partes de la silicona de caucho (la base y el catalizador), porque si no se hace correctamente, pueden quedar áreas sin curar. Otro aspecto a tener en cuenta es que, al utilizar el sistema de vacío, la silicona se eleva considerablemente al eliminar los gases de la mezcla, por lo que se recomienda usar recipientes de gran altura.

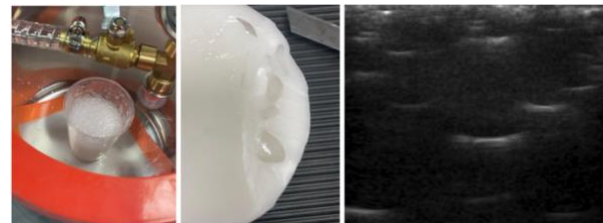
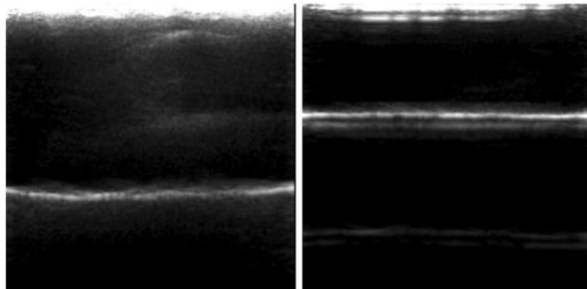


Figura 14 - Mezcla en Sistema de Vacío, Modelo con Burbujas en su Interior e Imagen de Ultrasonido de Agar-Agar con Exceso de Burbujas.

Se fabrican varios modelos de silicona con distintas composiciones utilizando el sistema de vacío para eliminar las burbujas. Estos

modelos se observan mediante ultrasonido y se comparan con otros modelos que no han pasado por el proceso de vacío, evaluando las diferencias en la calidad de las imágenes obtenidas.



Modelo Antiguo sin Bomba de Vacío Modelo Nuevo con Bomba de Vacío

Figura 15 - Comparación Siliconas sin y con Bomba de Vacío.

Al comparar las imágenes de la Figura 15, se observa una clara disminución del ruido al someter las mezclas a la bomba de vacío, lo que permite obtener mejores imágenes en ultrasonido.

El siguiente paso fue buscar la forma de medir la velocidad de propagación en la silicona, para lo cual se desarrolló un método que se describe a continuación. Primero, es importante aclarar que las imágenes se toman utilizando un transductor conectado al equipo *Verasonics Vantage 128*, y las imágenes se generan a través de un ordenador conectado al equipo. En el equipo se ejecuta el programa

“Matlab”, donde se selecciona la aplicación “Verasonics View”. A continuación, se elige el modo “Quickscan”, y luego se selecciona la opción *H164* o *SC*.

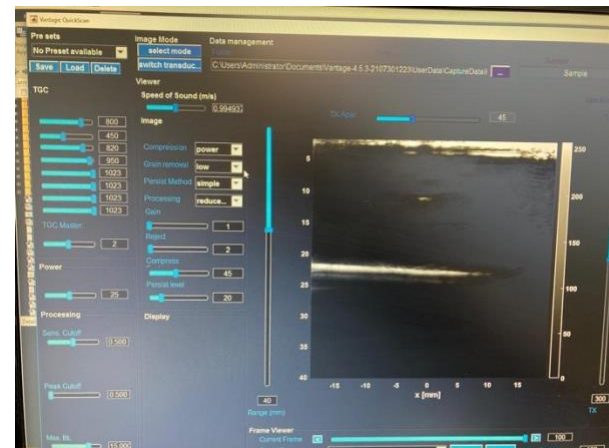


Figura 16 - Configuración Usada en el Programa Verasonics.

Dentro del programa, es posible cambiar la velocidad del sonido utilizada por el equipo, así como realizar mediciones en milímetros dentro de la imagen. Estas dos configuraciones fueron fundamentales al calcular la velocidad de propagación en la silicona. Para dicho cálculo, es necesario contar con una distancia de referencia en la imagen vista por ultrasonido. De esta manera, se podrá medir dicha distancia dentro del programa. Cuando la distancia medida en el programa coincida con el valor real de la

distancia de referencia, se obtendrá el valor correcto de la velocidad de propagación.

Para obtener una distancia de referencia, se creó un soporte con dos agujas separadas por 10 mm. La idea era insertar estas agujas dentro de los modelos de silicona para luego visualizarlas con el ultrasonido y medir la distancia entre ellas. Es importante aclarar que la distancia debe medirse de manera vertical, ya que al medir de manera horizontal no se produce variación al cambiar la velocidad del sonido en la configuración; solo se genera distorsión en la longitud de la imagen.

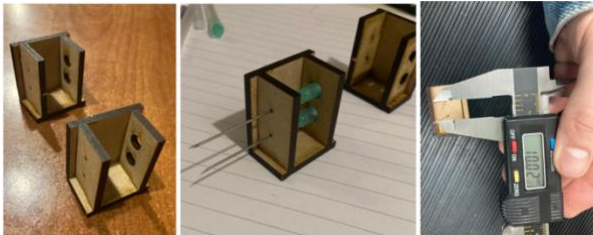


Figura 17 - Soporte de Agujas con Separación de 10 [mm] Hecho en Corte Láser.

En vasos plásticos, se preparó una muestra de cada tipo de silicona para luego ser examinada mediante ultrasonido. Después de hacer cada mezcla de silicona, se sometieron a la bomba de vacío para extraer las burbujas. El detalle de la composición de cada mezcla puede revisarse en el ANEXO B – Excel con

Datos de Ultrasonido, Densidad y Reómetro. A cada muestra se le insertó el dispositivo con las dos agujas y se procedió a medir la distancia entre ellas a cinco velocidades del sonido diferentes: 950 m/s, 1250 m/s, 1550 m/s, 1850 m/s y 2150 m/s.



Figura 18 - Muestras de Silicona y Método de Medición en Ultrasonido con Agujas.

Una vez que se pudieron visualizar las agujas en la imagen de ultrasonido, se congeló la imagen y se midió la distancia entre cada punta. Luego, se exportó la imagen. Este procedimiento se repitió para cada muestra.

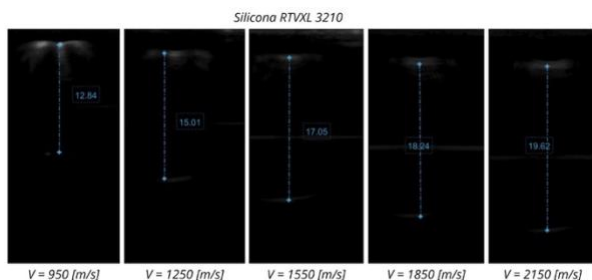


Figura 19 - Distancia entre Aguas para Silicona RTVXL 3210.

Las distancias medidas se representaron en un gráfico de dispersión. Luego, en el programa Excel, se calculó una línea de tendencia (ver Gráfico 1). Una vez obtenida la ecuación de la línea de tendencia, se buscó el valor de "X", que corresponde a la velocidad del sonido, cuando "Y = 10 mm", es decir, cuando la distancia entre las agujas es de 10 milímetros, que es la referencia real que se tiene.

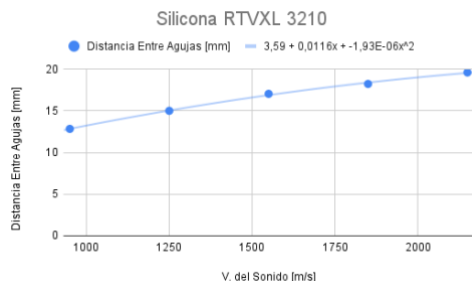


Gráfico 1 - Distancia entre Aguas VS Velocidad del Sonido, para Silicona RTVXL 3210.

Se elaboró un gráfico para cada muestra de silicona, junto con su correspondiente línea de tendencia. De esta manera, se extrapolaron los resultados para determinar la velocidad de propagación en cada muestra. Es importante aclarar que no se pudo medir la velocidad de propagación en las siliconas de composición RTV XL 8840 y RTV XL 8860, ya que no fue posible visualizar la separación de las agujas en las imágenes de ultrasonido. Se obtuvieron los resultados vistos en la Tabla 8.

Tabla 8 - Velocidad de Propagación para las Siliconas.

Silicona	Velocidad Ultrasonido [m/s]
RTVXL 8810	788,6
RTVXL 3210	615,65
TPRO 25	479,37
RTVXL 8830	732,95

5.1.2 Velocidad del Sonido en el Agar-Agar

En el caso del agar-agar se hicieron cuatro concentraciones distintas, con respecto al peso entre agua destilada y agar ocupado:

- Agar-agar 1%
- Agar-agar 2%
- Agar-agar 3%
- Agar-agar 5%

El método de fabricación de las muestras es bastante simple. Primero, se pesa el agar-agar, que luego se vierte en agua destilada y se mezcla hasta que hierva. Finalmente, se vierte la mezcla en un recipiente y se deja endurecer en el refrigerador.



Figura 20 - Proceso de Elaboración de Muestras de Agar-Agar.

En el caso del agar-agar, no es necesario extraer burbujas mediante la bomba de vacío, ya que no hay un proceso de catalización que genere gases en su interior. Para la toma de imágenes y el cálculo de la velocidad de propagación, se siguió el mismo procedimiento utilizado para las siliconas. Primero las imágenes fueron vistas en ultrasonido.

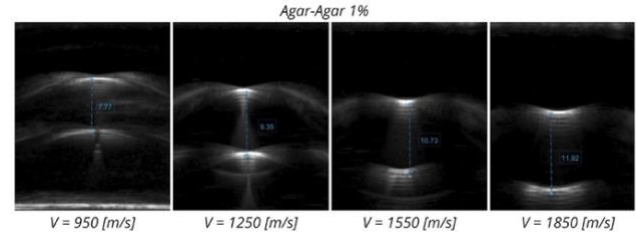


Figura 21 - Distancia entre Aguja para Silicona Agar-Agar 1%.

Luego, al igual que en las siliconas, las medidas obtenidas fueron graficadas.

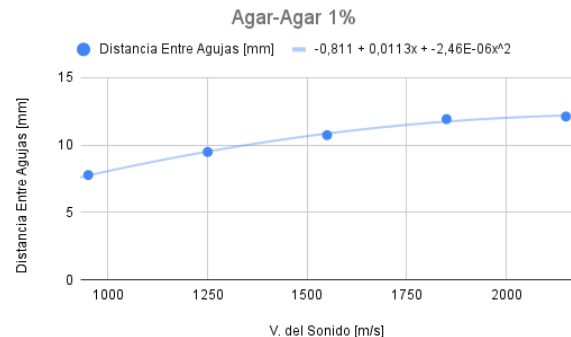


Gráfico 2 - Distancia entre Aguja VS Velocidad del Sonido, para Agar-Agar 1%.

Se elaboró un gráfico para cada muestra de agar-agar, junto con su correspondiente línea de tendencia. De esta manera, se extrapolaron los resultados para determinar la velocidad de propagación en cada muestra. Se obtuvieron vistos en la Tabla 9 .

Tabla 9 - Velocidad de Propagación para el Agar-Agar.

% Agar	Velocidad Ultrasonido [m/s]
1	1358,49
2	1336,13
3	1282,48
5	1158,29

5.2 Módulo de Corte Complejo

Se midió el módulo de corte complejo de dos materiales, de la silicona y sus distintas composiciones y de agar-agar, también con distintas concentraciones. Para ambos materiales se ocupó el equipo *Anton Paar MCR 102e*.

5.2.1 Módulo de Corte Complejo para las Siliconas

Se comenzó fabricando muestras de cada una de las siliconas disponibles en el laboratorio. Todas las muestras tienen dimensiones similares, ya que se utilizó el mismo recipiente para darles forma. Las muestras tenían un diámetro aproximado de 110 milímetros y una altura de 7,5 milímetros. El tamaño de estas muestras es ideal para ser utilizado en el reómetro con la geometría P50. En este caso, las mezclas no fueron sometidas a la bomba

de vacío, sino que se prepararon directamente en los recipientes.



Figura 22 - Muestras de Silicona para Reómetro.

Antes de examinar las muestras en el reómetro, se procedió a calcular su densidad. Para ello, se pesó cada muestra y se midió su diámetro y altura. A continuación, se calculó el volumen de cada muestra utilizando la fórmula del volumen de un cilindro. Finalmente, la masa se dividió por este volumen para obtener la densidad. Los datos obtenidos pueden ser vistos en el ANEXO B – Excel con Datos de Ultrasonido, Densidad y Reómetro.



Figura 23 - Proceso de Cálculo de Densidad.

Se obtuvieron valores para cada silicona, se pueden ver en la Tabla 10.

Tabla 10 - Densidad de Distintas Siliconas.

Composición	Densidad [Kg/m ³]
RTVXL 8810	1098,5
RTVXL 8810T	1095,3
RTVXL 3210	1185,4
TPRO 25	1160,7
RTVXL 8830	1199,0
RTVXL 8840	1222,5
RTVXL 8860	1481,5

Una vez medida la densidad, se procedió a examinar las muestras en el reómetro. Este equipo permite realizar múltiples tipos de ensayos, y en este caso se optó por trabajar con el ensayo "Frequency Sweep", o barrido de frecuencia. Este tipo de ensayo se eligió porque el principal objetivo de esta investigación es identificar materiales con propiedades mecánicas similares a las de tejidos biológicos en ensayos de elastografía con desplazamiento. Estos ensayos consisten en someter las muestras a distintos valores de frecuencia y analizar su comportamiento.

En una entrevista con Bruno Peña, compañero de laboratorio (ANEXO D – Entrevista a Bruno Peña (Compañero de Laboratorio)), él comenta que su trabajo consiste en crear un código capaz de recuperar el módulo de corte y el módulo de pérdida a partir de los datos obtenidos a través de ultrasonido, donde generalmente se utilizan la densidad y la frecuencia. Bruno también menciona que sería útil disponer de estos datos experimentales para contrastarlos con los resultados de su código. Por ello, se procedió a realizar ensayos de barrido de frecuencia para cada muestra.

Los barridos de frecuencia generalmente se utilizan para describir el comportamiento dependiente del tiempo de una muestra en un rango de deformación no destructivo. Las altas frecuencias se emplean para simular movimientos rápidos o escalas de tiempo breves, mientras que las bajas frecuencias simulan movimientos lentos en escalas de tiempo largas o en reposo (Menzer, 2018). Los "Frequency Sweep" permiten observar el cambio en el módulo dinámico, o módulo elástico (G'), y en el módulo de pérdida, o módulo viscoso (G''), al variar la frecuencia aplicada a la muestra. En general, el módulo elástico representa la naturaleza sólida del material, mientras que el módulo viscoso indica la disipación de energía del mismo. A

bajas frecuencias, el material puede mostrar un comportamiento más líquido, donde el módulo de corte complejo suele ser mayor. En frecuencias más altas, aumenta el módulo elástico, predominando el comportamiento sólido (AOCS American Oil Chemists' Society, 2019).

La configuración utilizada en el reómetro para los ensayos consistió en seleccionar el modo "Soft-solids, solidified liquid". A continuación, se eligió el ensayo de "Frequency Sweep", donde se ajustan los parámetros a 10 iteraciones en un rango de frecuencias de 1 Hz a 60 Hz.



Figura 24 - Configuración Reómetro.

Los resultados de los barridos de frecuencia se pueden consultar en el ANEXO E – Barridos de Frecuencia. Una vez realizados los ensayos en cada muestra, se procedió a interpretar los datos. El primer paso fue calcular el módulo de corte complejo utilizando la siguiente fórmula:

$$(G^*)^2 = (G')^2 + (G'')^2$$

Luego los datos fueron graficados, esto se puede ver en el Gráfico 3.

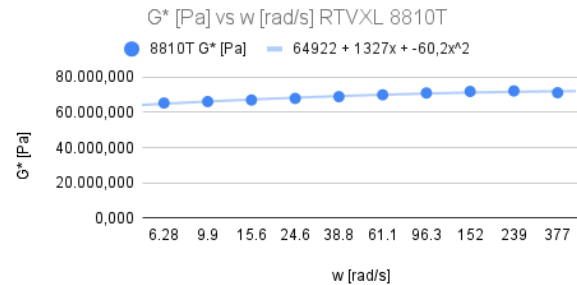


Gráfico 3 - G^* VS w , para Silicona RTVXL 8810T.

Antes de finalizar con las muestras de silicona, se realizó un barrido de frecuencia en un tejido biológico "ex-vivo". En concreto, se utilizó un pedazo de carne de posta paleta, comprado y cortado el día anterior a la realización del barrido. Esto se hizo para obtener un punto de comparación real con las propiedades mecánicas que se desean imitar con los materiales investigados.



Figura 25 - Carne Posta Paleta, Medición de Tejido y Silicona en Reómetro.

Al obtener la gráfica, se calculó una línea de tendencia utilizando el software Excel. Con la ecuación de la línea obtenida, se procedió a calcular el módulo G estacionario, es decir, cuando la frecuencia es igual a cero, extrapolando la línea de tendencia. Este procedimiento se repitió para cada una de las muestras. Se obtuvieron valores vistos en la Tabla 11.

Tabla 11 - G Estacionario para Siliconas y Posta Paleta.

Composición	G Estacionario [KPa]
Posta Paleta In Vitro (Carne de Vacuno)	19,5
RTVXL 8810	41,1
RTVXL 8810T	64,9
RTVXL 3210	76,8
TPRO 25	86,5
RTVXL 8830	111,6
RTVXL 8840	71,8
RTVXL 8860	63,9

Finalmente, se graficaron las curvas de cada una de las siliconas y también la de la carne de vacuno (posta paleta), ver Gráfico 5. Esto permite visualizar de manera más clara las propiedades mecánicas de las siliconas en

comparación con el tejido biológico. A mayor G^* el material suele ser más rígido.

5.2.2 Módulo de Corte Complejo para Agar-Agar

Se comenzó fabricando muestras de agar-agar con distintas concentraciones: 1%, 2%, 3% y 5%. Todas las muestras tenían dimensiones similares, ya que se utilizó el mismo recipiente. Las muestras eran de un diámetro aproximado de 110 milímetros y una altura de 7,5 milímetros, al igual que las de silicona, ya que se siguió el mismo procedimiento.

Antes de examinar las muestras en el reómetro, se procedió a calcular su densidad. Se ocupó el mismo método que en las siliconas. Los datos obtenidos a mayor detalle pueden ser vistos en el ANEXO B – Excel con Datos de Ultrasonido, Densidad y Reómetro.

Tabla 12 - Densidad de Distintas Concentraciones de Agar-Agar.

Composición	Densidad [Kg/m ³]
Agar 1%	1112,0
Agar 2%	1012,2
Agar 3%	1058,5
Agar 5%	1026,2

Una vez que se midió la densidad, se procedió a examinar las muestras en el reómetro utilizando la misma configuración que se empleó para las siliconas. El único parámetro que se modificó fue la temperatura del plato: en el caso de las siliconas, el plato se mantuvo a 21 °C, mientras que para las muestras de agar-agar se ajustó a 16 °C. Una vez realizados los ensayos en cada muestra, se procedió a interpretar los datos. El Gráfico 4 muestra un ejemplo de los módulos de corte complejo medidos para el agar-agar al 1%.

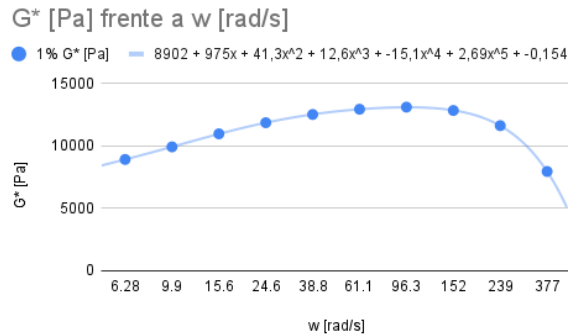


Gráfico 4 - G* VS w, de Agar-Agar 1%

Al obtener la gráfica, se calculó una línea de tendencia utilizando el software Excel. Con la ecuación de la línea obtenida, se procedió a calcular el módulo G estacionario, es decir, cuando la frecuencia es igual a cero, extrapolando la línea de tendencia. Este procedimiento se repitió para cada una de las

muestras. Se obtuvieron los valores vistos en la Tabla 13.

Tabla 13 - G Estacionario para Agar-Agar y Posta Paleta

Composición	G Estacionario [KPa]
Agar 1%	8,9
Agar 2%	13,4
Agar 3%	26,9
Agar 5%	32,1
Posta Paleta In Vitro	19,5

Finalmente, se graficaron las curvas de las muestras de agar-agar de distintas concentraciones y también la de la carne de vacuno (posta paleta), ver Gráfico 6. Esto permite visualizar de manera más clara las propiedades mecánicas del agar-agar en comparación con el tejido biológico.

5.3 Modelos Físicos

Durante el semestre de trabajo, se experimentó con numerosas muestras de silicona, agar-agar y otros materiales. El siguiente capítulo reúne los modelos físicos más relevantes desarrollados durante la investigación.

5.3.1 Fantoma de Vértebra

Bruno Peña, compañero de laboratorio, recomendó algunos modelos que podrían ser útiles para su investigación. Para ello, propuso formas simplificadas de fantasmas que simulan una vértebra o riñones (ver Figura 26). Con estas ideas en mente, se procedió a fabricar modelos físicos, ya que es fundamental, antes de crear un fantoma, tener claro qué se desea replicar. Contar con esta idea inicial fue un buen punto de partida.

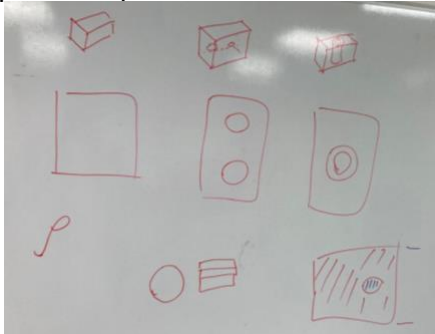


Figura 26 - Modelos de Fantasmas Propuestos.

Se fabricó un modelo inicial utilizando silicona y un tubo de PVC para imitar una vértebra. Este modelo rápido se observó luego mediante ultrasonido. Como se puede apreciar en la imagen, el tubo de PVC bloquea el paso de la señal, impidiendo la visualización de lo que hay debajo. Este es un aspecto importante a considerar en futuros modelos, ya que los materiales rígidos afectan la calidad de las imágenes de ultrasonido.



Figura 27 - Modelo de Vértebra con PVC y su Imagen en Ultrasonido.

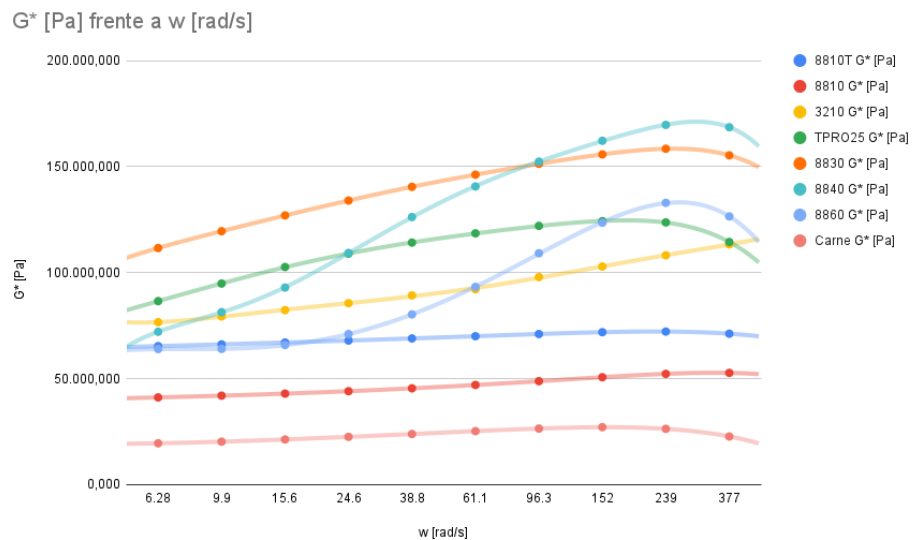


Gráfico 5 - G^* VS w , de Siliconas y Posta Paleta.

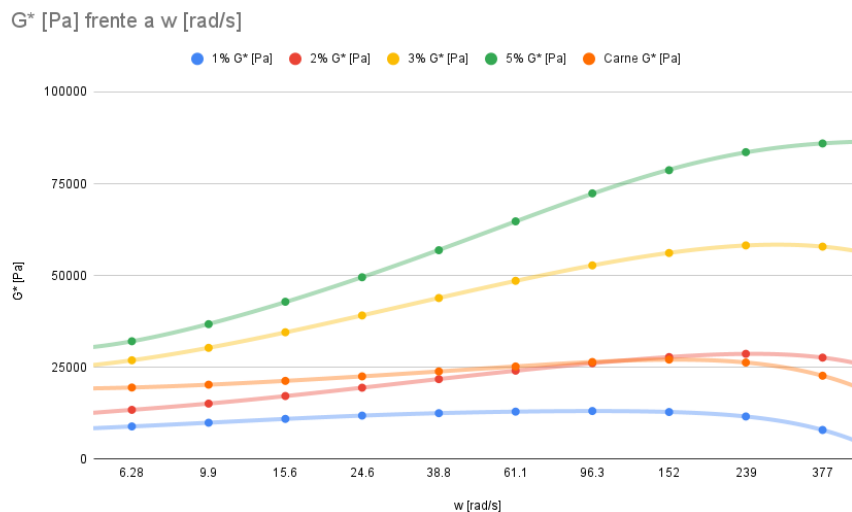


Gráfico 6 - G^* VS w , de Agar-Agar y Posta Paleta.

Luego, se comenzó a fabricar un modelo un poco más elaborado. Primero, se diseñó un conjunto de cajas que fueron cortadas en MDF. Estas cajas deben ser forradas con plástico alusa para evitar derrames. A futuro se sugiere trabajar con acrílico y sellar las

uniones con silicona para obtener un mejor resultado.

Luego, se procedió a la creación del fantoma. El paso a paso de su elaboración se puede observar en la Figura 28.

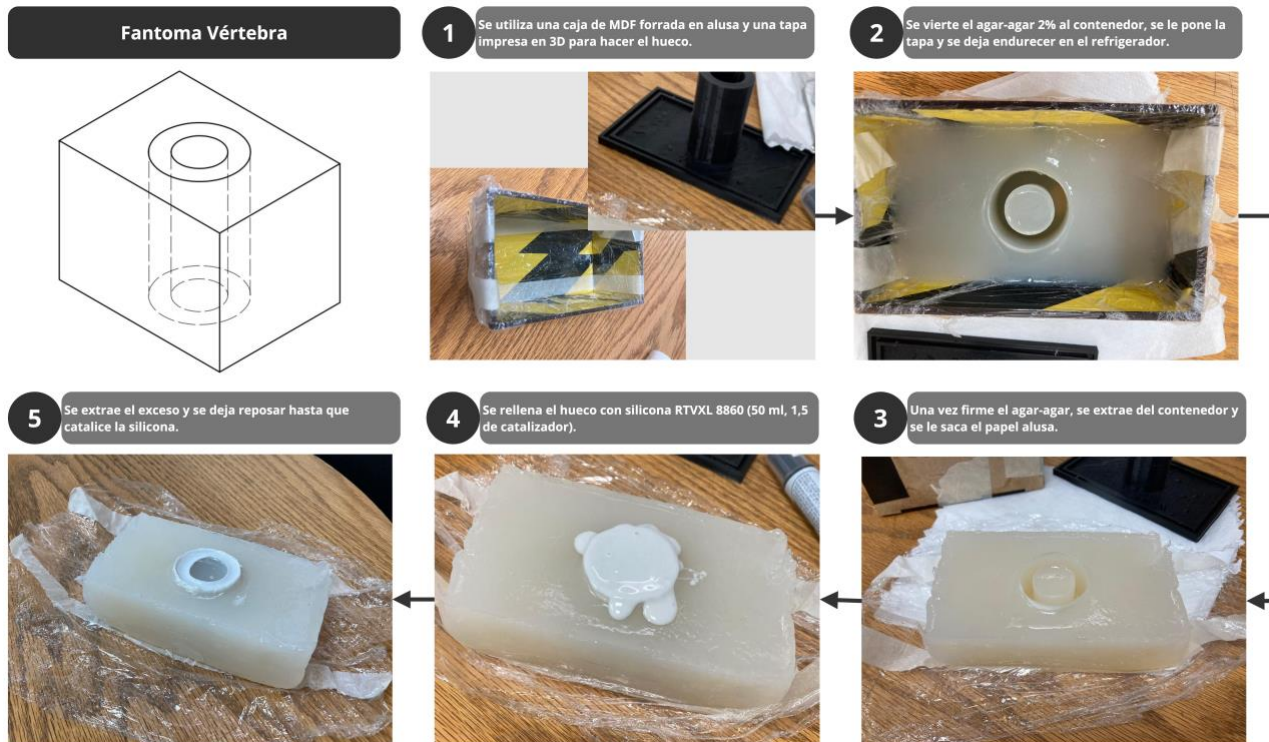


Figura 28 - Paso a Paso Elaboración Fantoma de Vértebra.

El fantoma fue diseñado para que se puedan realizar pruebas de elastografía utilizando datos de ultrasonido en desplazamiento en él.

Entre algunos comentarios sobre el resultado, se destaca que los bordes del fantoma no quedan perfectos debido al plástico de

recubrimiento. Además, los distintos materiales utilizados (agar-agar y silicona) no se adhieren entre sí, lo que genera un vacío entre ellos y puede producir ruido en la imagen de ultrasonido.

A pesar de que lo ideal era realizar pruebas en el fantoma, debido al tiempo de espera y a la falta de organización en la experimentación, el modelo terminó por descomponerse.



Figura 29 - Descomposición de Fantoma.

El fantoma se mantuvo siempre en refrigeración y tuvo una duración total de 34 días. Es importante mencionar que el modelo se fabricó con agua de la llave; si se hubiera utilizado agua destilada y se hubieran agregado otros compuestos como penicilina y formaldehído, teóricamente debería haber durado más.

5.3.2 Fantoma de Riñones

El segundo fantoma realizado tuvo como objetivo replicar dos riñones utilizando dos cilindros de silicona. Se emplearon los mismos materiales que en el fantoma anterior. El proceso paso a paso se puede visualizar en la Figura 30.

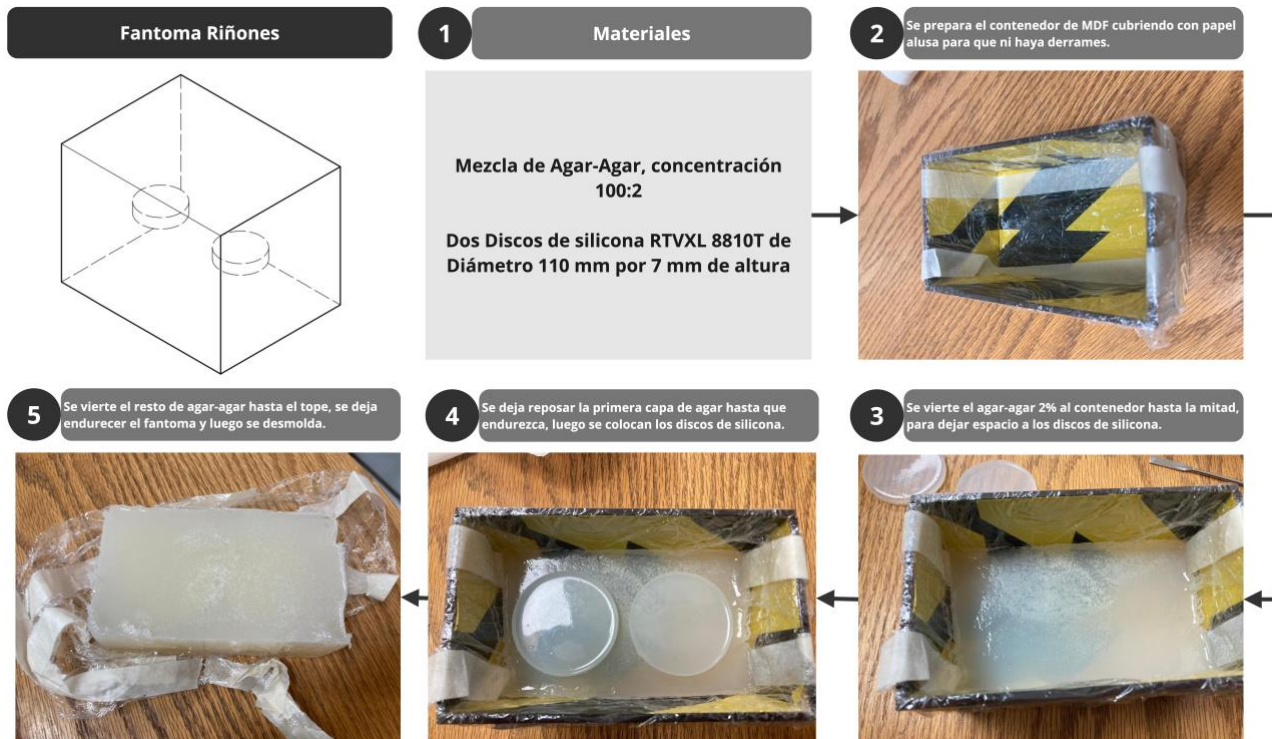


Figura 30 - Paso a Paso Elaboración Fantoma de Riñones.

Al igual que en el fantoma anterior, aunque lo ideal era realizar pruebas en el fantoma, debido al tiempo de espera y a la falta de organización en la experimentación, el modelo terminó por descomponerse.

5.3.3 Fantoma Dedo Pulgar

Con el fin de explorar modelos con formas más realistas, se fabricó un tercer fantoma

que replica un dedo pulgar. Para ello, se utiliza alginato, un compuesto que se endurece al mezclarse con agua y que es ampliamente utilizado en la industria odontológica para realizar impresiones de placas dentales de pacientes. El procedimiento hecho se puede ver en la Figura 31.

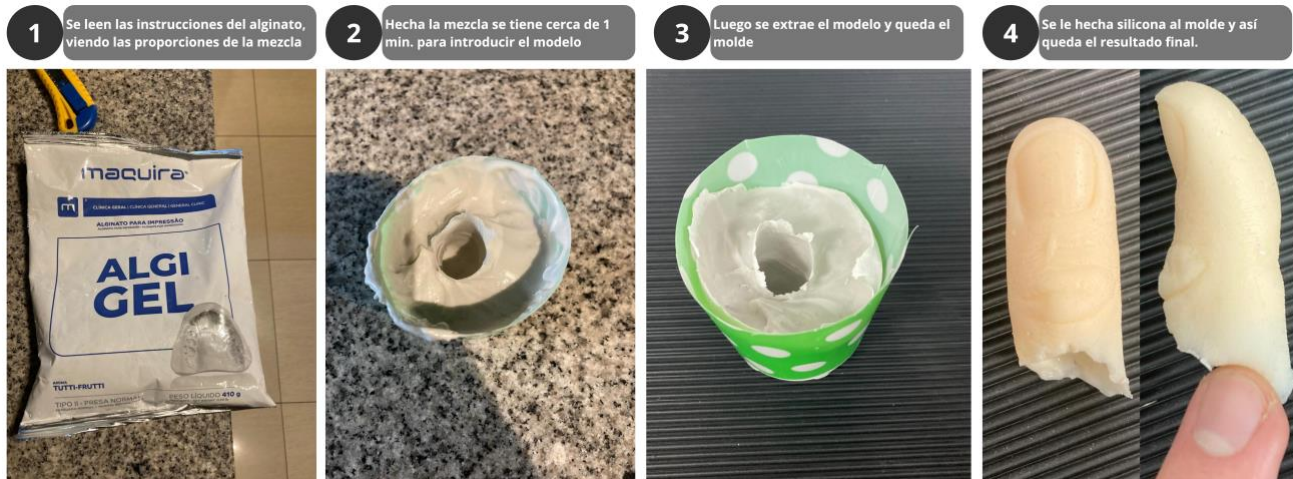


Figura 31 - Paso a Paso Elaboración Fantoma Dedo Pulgar con Alginato.

En este caso, a la silicona utilizada se le aplicó una pasta colorante rosada para imitar el color de la piel, con la ayuda de Constanza Flores, compañera de laboratorio. El resultado final es muy similar al de un dedo pulgar real. Al trabajar con alginato, es importante tener en cuenta que su tiempo de fraguado es muy corto, por lo que es necesario ser rápido al hacer la mezcla e insertar los moldes. Por esta razón, se recomienda utilizarlo para modelos pequeños y, si es posible, investigar sobre alginatos de secado lento. Otro punto a considerar es que, con el tiempo, el molde tiende a comprimirse, lo que puede dar como resultado una réplica a una escala

ligeramente menor que la real. Además, los moldes de alginato suelen ser desechables.

6 ANÁLISIS

Los resultados obtenidos se analizaron en dos grandes grupos: primero, los resultados de velocidad de propagación en silicona y agar-agar; segundo, los resultados del módulo de corte complejo para estos mismos materiales.

6.1 Velocidad del Sonido en el Medio

Los datos obtenidos para la velocidad de propagación en la silicona resultaron ser considerablemente más bajos de lo esperado, situándose en un rango de 470 a 790 m/s (ver Tabla 14). Estudios previos, como el de Folds (1974), indican que la velocidad del sonido en siliconas RTV suele oscilar entre 960 y 1110 m/s, rango que no coincide con los resultados. Los valores son inclusive más bajos que la velocidad del sonido en el aire, lo que indica que no están correctos. También resulta llamativo que las siliconas más rígidas presentan una menor velocidad de propagación, cuando generalmente se espera lo contrario: a mayor rigidez del material, mayor velocidad de propagación del sonido. Para obtener datos más precisos, se sugiere realizar nuevos experimentos de medición de velocidad en silicona, utilizando el reómetro y aplicando las fórmulas de Lamé en los cálculos. Además, sería recomendable realizar pruebas con mezclas de silicona RTV con aditivos como vaselina o glicerina, que han demostrado aumentar la velocidad de propagación en este material (Maggi, 2009).

Por otro lado, se ha observado que al agregar aceite de silicona a las muestras no produce variación en su velocidad (Maggi, 2009). Este tipo de mezclas con vaselina o glicerina es aconsejable, ya que los valores de propagación en siliconas RTV son más bajos que los de los tejidos biológicos, los cuales suelen oscilar entre 1435 y 1631 m/s; en consecuencia, sería necesario aumentar la velocidad de propagación en las siliconas para que se asemejen a dichos tejidos.

En cuanto al agar-agar, los resultados obtenidos oscilan en el rango de 1150 a 1360 m/s (ver Tabla 14). Como referencia, la Tabla 14 muestra un resumen de los valores recopilados, donde se presenta velocidades de propagación en agar-agar entre 1540 y más de 1600 m/s en la literatura. No obstante, los valores siguen siendo inferiores a lo esperado.

Los errores en las mediciones se pueden deber al método utilizado, el cual se explica en la sección “5.1.1 Velocidad del Sonido en la Silicona”, donde se realiza una medición manual de las agujas que no es del todo precisa, al igual que el cálculo de la distancias mediante el software de *verasonics*, otro punto que afecta es la carga puesta a las muestras con el transductor, ya que aplasta la muestra y afecta en las mediciones. Se recomienda realizar nuevos experimentos

basados en datos obtenidos con el reómetro y ocupando los parámetros de Lamé.

6.2 Módulo de Corte Complejo (G^*)

En cuanto a los resultados obtenidos para el módulo de corte complejo en las siliconas RTV, estos se aproximan bastante a los valores esperados, tomando como referencia la Tabla 15. Los datos obtenidos se sitúan en un rango de 63 a 112 kPa (ver Tabla 14), lo cual corresponde a materiales de consistencia similar a la de un osito de goma, un queso blando o semiduro, e incluso al caucho natural blando. Dado que las siliconas RTV son un tipo de caucho, esta coincidencia de valores indica una buena correlación en las mediciones. Además, se observa que a mayor rigidez corresponde un mayor módulo de corte G^* , tal como es de esperarse. Sin embargo, las composiciones de silicona RTVXL 8840 y RTVXL 8860 presentan valores inferiores a lo esperado, cuando deberían mostrar mayor G^* debido a que son las de una rigidez mayor. Por lo tanto, se recomienda revisar estos últimos valores para confirmar su precisión.

En cuanto al valor obtenido para la muestra ex-vivo de carne de vacuno, su módulo de corte de 19,5 kPa se encuentra dentro de los rangos esperados al compararlo con los valores de la literatura para tejidos biológicos vistos en la Tabla 14. Si se deseara replicar las

propiedades de este tejido biológico utilizando siliconas RTV, la opción más cercana sería la silicona RTVXL 8810, que es la de menor rigidez entre las siliconas evaluadas.

Respecto al módulo de cizalla del agar-agar, los datos obtenidos también están dentro de los rangos esperados, que oscilan entre 8,9 y 32,1 kPa (ver Tabla 14), asemejándose a la consistencia de ositos de goma o queso blando, según lo indicado en la Tabla 15. Se observa que, a mayor concentración de agar-agar, la rigidez de la muestra aumenta, al igual que su módulo de corte complejo G^* , en concordancia con lo esperado teóricamente y dando una buena correlación en las mediciones. Destaca también que los valores de G^* para agar-agar son considerablemente más bajos que los de la silicona. Para replicar el tejido ex-vivo medido, entre todos los materiales analizados, el mejor candidato sería el agar-agar al 2%, ya que mostró un comportamiento similar al de la carne posta paleta cuando se sometió a distintas frecuencias, como se puede observar en el Gráfico 6.

Un aspecto a considerar en los ensayos de barrido es que, para su realización, se trabajó en un rango de 1-60 Hz, omitiendo los rangos de bajas frecuencias de 0-1 Hz. En estos tramos, los materiales pueden sufrir grandes variaciones, y al no tomarlos en cuenta, se

podrían afectar los datos medidos del módulo de corte estacionario. Se recomienda realizar nuevos barridos que incluyan un rango más amplio de frecuencias bajas y comparar los datos.

Tabla 14 - Resumen de Mediciones de la Literatura Vs. Mediciones Propias

Tejido / Material	Módulo de Cizalla (G) [kPa]	Velocidad Ultrasonido [m/s]	Referencia
Literatura			
Músculo (Longitudinal)	51 - 105	1547 - 1595	Módulo de Cizalla (Sparks et al., 2015) Velocidad (Alves et al., 2020; Maggi et al. 2009)
Músculo (Transversal)	11- 54		
Músculo (Activo)	17.1 – 30.5		
Músculo (Relajado)	4.6 – 23.8		
Piel	2.8 – 31.9	1631	
Grasa	1.9 – 31.9	1435 - 1478	
Agar	-	1540 – 1600+	Alves et al., 2020
Siliconas RTV	-	960 - 1110	Folds, 1974
Mediciones Propias			
Carne de Vacuno (Posta Paleta)	19.5	-	Mediciones realizadas en el Laboratorio de Ultrasonido Cuantitativo
Agar-Agar 1%	8.9	1358	
Agar-Agar 2%	13.4	1336	
Agar-Agar 3%	26.9	1282	
Agar-Agar 5%	32.1	1158	
Silicona RTVXL 8810	41.1	789	
Silicona RTVXL 8810T	64.9	-	
Silicona RTVXL 3210	76.8	616	
Silicona TPRO 25	86.5	479	
Silicona RTVXL 8830	111.6	733	
Silicona RTVXL 8840	71.8	-	
Silicona RTVXL 8860	63.9	-	

*Tabla 15 - Información General de Algunos de los valores de los Módulos de Cizalla (a Temperatura Ambiente)
(Adaptado de Menzer, 2018).*

Material	Valores del Módulo de Cizalla (G)
Estructuras de gel muy blandas (ej.: aderezos para ensaladas)	0,005 a 0,01 [kPa]
Estructuras de gel blandas (ejemplo: revestimientos, pinturas)	0,01 a 0,05 [kPa]
Estructuras de gel viscoelásticas (dispersores, lociones, cremas, ungüentos, pastas, cosméticos, productos farmacéuticos, productos médicos)	0,05 a 5 [kPa] (a menudo 0,1 a 0,5 [kPa])
Jalea dulce, budín (lácteo) (contenido 5 / 7,5 / 10 / 15 % de almidón)	0,1 / 0,5 / 1 / 5 [kPa]
Ositos de goma	10 a 500 [kPa]
Queso crema / queso blando / queso semiduro / queso duro / queso extra duro	1 / 10 / 100 / 500 / 1000 [kPa]
Caucho natural blando / borradores / Caucho relleno / Caucho sin relleno / Elastómeros técnicos / Caucho duro (por ejemplo, neumáticos)	30 a 300 / 1000 / 300 a 5000 / 3000 a 20000 / 300 a 30000 / 10000 a 100000 [kPa]
Bitumen (ejemplo): a T = 0 / -10 / -30 / -50 °C	10 / 50 / 200 / 500 [MPa]
Polímeros termoplásticos, no rellenos, lineales	100 a 2000 [MPa]
PVC-P (plastificante, flexible, con Tg > +20 °C) PVC-U (sin plastificante, duro, no relleno)	0,5 a 5 [MPa] 300 a 1000 [MPa]
Resinas limpias / resinas rellenas y reforzadas por fibras que se usan como materiales compuestos (dependen de la orientación de las fibras)	1 a 2 / 2 a 12 (24) [GPa]
Cerámica / porcelana / mármol (piedra) / vidrio (panel de ventana)	15 a 35 / 25 / 28 / 30 [GPa]
Metales: aluminio (Al 99,9%) / acero	28 / 80 [GPa]

7 CONCLUSIONES

El objetivo principal de esta memoria fue estudiar la generación de modelos físicos que repliquen las propiedades mecánicas de los tejidos biológicos para pruebas de elastografía con desplazamiento.

Para ello se llevó a cabo un análisis de las mezclas utilizadas en la construcción de fantasmas reportadas en la literatura, con el fin de identificar los materiales más aptos para su uso durante el estudio, donde destacó el agar-agar y las siliconas RTV. Ya con los materiales elegidos, se realizó una primera instancia de experimentación en el nuevo laboratorio de ultrasonido de la UTFSM, utilizando equipos como el reómetro y el equipo *Verasonics Vantage*.

En cuanto a los resultados, las mediciones de la velocidad del sonido mostraron que las mezclas de agar-agar con menor concentración presentan velocidades cercanas a las de los tejidos biológicos reportados en la literatura. Por ejemplo, el agar-agar al 1% alcanzó una velocidad de 1358,5 m/s, frente a los 1435 m/s reportados para la grasa. Sin embargo, las velocidades obtenidas estuvieron entre un 15% y un 25% por debajo de lo esperado para el agar-agar, y entre un 34% y un 50% para las siliconas. Esto sugiere la necesidad de buscar métodos alternativos para calcular esta propiedad, como la obtención de datos del reómetro y el uso de los parámetros de Lamé. Lo importante

es que esto sirvió como una primera aproximación dentro de la investigación.

Respecto al módulo de corte complejo, el módulo estacionario G medido para la carne posta paleta (19,5 kPa) se encontró dentro del rango esperado según la literatura para tejidos biológicos. Entre los materiales analizados, el agar-agar al 2% mostró un comportamiento similar al de la carne posta paleta cuando se sometió a distintas frecuencias. Por otro lado, los valores de las siliconas fueron significativamente más altos, indicando una mayor rigidez. Entre estas, la silicona RTVXL 8810 presentó el menor módulo estacionario, lo que la posiciona como la opción más cercana a los tejidos biológicos. Se recomienda trabajar con esta silicona y experimentar con la adición de aceite de silicona y otros aditivos para ablandar los modelos y aproximar sus propiedades a las de los tejidos biológicos.

En conclusión, esta memoria aporta datos experimentales sobre materiales potenciales para la creación de fantasmas. Entre ellos, el agar-agar al 2% destaca como un buen candidato para aplicaciones donde la durabilidad no sea esencial. En el caso de las siliconas, se requieren nuevas pruebas para ajustar sus propiedades y acercarlas a las de los tejidos biológicos.

A pesar de haber finalizado el trabajo correspondiente a este estudio en el primer semestre de 2024, se realizó una última visita al LUC el 17 de mayo de 2025, con el objetivo de ver los avances alcanzados hasta esa fecha. Durante este tiempo, se han llevado a cabo varias pruebas de elastografía utilizando fantasmas creados en el laboratorio, gracias al trabajo de Constanza Flores, quien avanzó en el desarrollo de nuevos modelos físicos, la creación de moldes para nuevas formas y la experimentación con distintas mezclas.

Sin embargo, persiste el desafío de ajustar las propiedades mecánicas de las siliconas, ya que estas continúan alejándose de los parámetros de los tejidos biológicos. Por otro lado, materiales como la gelatina y el agar-agar mostraron propiedades más cercanas a las deseadas, aunque presentan problemas de corta durabilidad y un lento proceso de fabricación.

Para futuros trabajos en el LUC, se recomienda continuar la caracterización de nuevas mezclas. En el caso de las siliconas, se sugiere incorporar aceite de silicona para reducir el módulo de corte complejo y vaselina o glicerina para incrementar la velocidad del ultrasonido. Respecto al agar-agar, se aconseja experimentar con la adición de penicilina (0,5 g/L) y formaldehído (0,2%) con el objetivo de mejorar la durabilidad de los modelos físicos.

REFERENCIAS

- **Alves, N., Kim, A., Tan, J., Hwang, G., Javed, T., Neagu, B., & Courtney, B. K.** (2020). Cardiac tissue-mimicking ballistic gel phantom for ultrasound imaging in clinical and research applications. *Ultrasound in Medicine & Biology*, 46(8), 2057-2069.
- **AOCS American Oil Chemists' Society** (22 de abril de 2019). Rheology Principles and Applications. Youtube.
<https://www.youtube.com/watch?v=etR4ttjY4f0&t=1990s>
- **Ariza, Á., Leal, D., Piñeros, D., & Maldonado, S. P.** (2018). Construcción, reparación y mantenimiento de simuladores de paciente (fantomas) de ecografía. *Rev. colomb. radiol*, 29(3), 4992-4995.
- **Avola, D., Cinque, L., Fagioli, A., Foresti, G., & Mecca, A.** (2021). Ultrasound medical imaging techniques: a survey. *ACM Computing Surveys (CSUR)*, 54(3), 1-38.
- **Catalán, N. A. V., & Klüsse, T. M.** (2016). Ley de investigación médica para Chile. *Revista chilena de pediatría*, 87(5), 331-334.

- **Chatelin, S., Breton, E., Arulrajah, A., Giraudeau, C., Wach, B., Meylheuc, L., & Vappou, J. (2020).** Investigation of polyvinyl chloride plastisol tissue-mimicking phantoms for MR-and ultrasound-elastography. *Frontiers in Physics*, 8, 577358.
- **Chiorean, L., Barr, R. G., Braden, B., Jenssen, C., Cui, X. W., Hocke, M., Schuler, A., & Dietrich, C. F. (2016).** Transcutaneous ultrasound: Elastographic lymph node evaluation. Current clinical applications and literature review. *Ultrasound in Medicine & Biology*, 42(1), 16-30. <https://doi.org/10.1016/j.ultrasmedbio.2015.09.005>
- **Davidovits, P. (2019).** Waves and sound. En P. Davidovits, *Physics in Biology and Medicine* (5.ª ed., pp. 173-192). Academic Press. <https://doi.org/10.1016/B978-0-12-813716-1.00012-4>
- **Doyley, M. M. (2020).** Reconstructive elastography. En S. K. Alam & B. S. Garra (Eds.), *Tissue Elasticity Imaging* (pp. 155-165). Elsevier. <https://doi.org/10.1016/B978-0-12-809661-1.00007-8>
- **Fantoma Cabeza de Rayo X, Transparente. (s/f).** Simuladores.cl. Recuperado el 6 de agosto de 2024, de <https://simuladores.cl/2012-0171-fantoma-cabeza-de-rayo-x-transparente.html>.
- **Fantomas y simulación. (s/f).** Manatomicos. Recuperado el 6 de agosto de 2024, de <https://manatomicos.cl/collections/fantomas-y-simulacion>.
- **Folds, D. L. (1974).** Speed of sound and transmission loss in silicone rubbers at ultrasonic frequencies. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 56(4), 1295-1296.
- **Hall, T. J., Bilgen, M., Insana, M. F., & Krouskop, T. A. (1997).** Phantom materials for elastography. *IEEE Trans Ultrason Ferroelectr Freq Control*, 44, 1355–1365.
- **Hoffman, H. T., & Pagedar, N. A. (2018).** Ultrasound-guided salivary gland techniques and interpretations. *Atlas of the Oral and Maxillofacial Surgery Clinics*, 26(2), 119-132. <https://doi.org/10.1016/j.cxom.2018.04.001>

- **Ley N.º 20.120.** (2006). Artículo 11. Sobre la investigación científica en el ser humano, su genoma, y prohíbe la clonación humana. Diario Oficial de la República de Chile, 22 de septiembre de 2006. Recuperado de <https://www.bcn.cl/leychile/navegar?idNorma=253478>
- **López, A.** (2023). CUANTIFICACIÓN DE FLUJO MEDIANTE TÉCNICAS DOPPLER APLICADAS A MODELOS REALISTAS PARA SIMULACIÓN EXPERIMENTAL [Memoria de título]. Universidad Técnica Federico Santa María.
- **Maggi, L. E., Von Krüger, M. A., Pereira, W. C. A., & Monteiro, E. E. C.** (2009, septiembre). Development of silicon-based materials for ultrasound biological phantoms. En 2009 IEEE international ultrasonics symposium (pp. 1962-1965). IEEE.
- **Malena, A. V., Sara, N., Sebastián, S., & Elena, C. M.** (s/f). Hospital Italiano de Córdoba. Org.ar. Recuperado el 6 de agosto de 2024, de <https://congreso.faardit.org.ar/uploads/2019/poster/461.pdf>.
- **Menzer, T.** (2018). Reología aplicada: En el camino de la reología con Joe Flow (Anton Paar GmbH, Ed.; 1.a ed.).
- **Nguyen, M. M., Zhou, S., Robert, J. L., Shamdasani, V., & Xie, H.** (2014). Development of oil-in-gelatin phantoms for viscoelasticity measurement in ultrasound shear wave elastography. *Ultrasound in Medicine & Biology*, 40(1), 168-176.
- **Pavan, T. Z., Madsen, E. L., Frank, G. R., Adilton, O., Carneiro, A., & Hall, T. J.** (2010). Nonlinear elastic behavior of phantom materials for elastography. *Phys Med Biol*, 55, 2679–2692.
- **Pavan, T. Z., Madsen, E. L., Frank, G. R., Jiang, J., Carneiro, A. A., & Hall, T. J.** (2012). A nonlinear elasticity phantom containing spherical inclusions. *Phys Med Biol*, 57, 4787–4804.
- **Pepley, D. F., Sonntag, C. C., Prabhu, R. S., Yovanoff, M. A., Han, D. C., Miller, S. R., & Moore, J. Z.** (2018). Building ultrasound phantoms with modified polyvinyl chloride: a comparison of needle insertion forces and sonographic appearance with commercial and traditional simulation

- materials. Simulation in Healthcare, 13(3), 149-153.
- **Pelvis Adulta para Radiografía – Tomografía Computarizada – Ultrasonido.** (s/f). Medical Factory. Recuperado el 6 de agosto de 2024, de <https://medicalfactory.cl/producto/pelvis-adulta-para-radiografia-tomografia-computarizada-ultrasonido/>.
 - **Pogue, B. W., & Patterson, M. S.** (2006). Review of tissue simulating phantoms for optical spectroscopy, imaging and dosimetry. Journal of Biomedical Optics, 11(4), 041102-041102.
 - **Reómetro Compacto Modular: MCR 102e/302e/502e.** (s/f). Anton Paar. Recuperado el 5 de agosto de 2024, de <https://www.anton-paar.com/co-es/productos/detalles/reometro-mcr-102-302-502/?sku=241352>.
 - **Revolutionary Approach to, A.** (s/f). The Vantage Systems. Verasonics.com. Recuperado el 5 de agosto de 2024, de <https://verasonics.com/wp-content/uploads/2019/04/Vantage-Systems-Brochure.pdf>.
 - **Rychagov, M. N., Khaled, W., Reichling, S., Bruhns, O., & Ermert, H.** (2003). Numerical modeling and experimental investigation of biomedical elastographic problem by using plain strain state model. Fortschr Akustik, 20, 586–589.
 - **Sparks, J. L., Vavalle, N. A., Kasting, K. E., Long, B., Tanaka, M. L., Sanger, P. A., & Conner-Kerr, T. A.** (2015). Use of silicone materials to simulate tissue biomechanics as related to deep tissue injury. Advances in Skin & Wound Care, 28(2), 59-68.
 - **Sistema de Vacío para Principiantes (2.5 CFM).** (s/f). Plasticenter. Recuperado el 9 de agosto de 2024, de <https://www.plasticenter.cl/product/sistema-de-vacio-para-principiantes-2-5-cfm>.
 - **Yamakoshi, Y., Sato, J., & Sato, T.** (1990). Ultrasonic imaging of internal vibration of soft tissue under forced vibration. IEEE Trans Ultrason. Ferroelectr Freq Control, 37, 45–53.

ANEXO A – Índices de Figuras, Tablas y Gráficos

Índice de Figuras:

Figura 1 - Organigrama Laboratorio de Ultrasonido Cuantitativo (LUC). (Elaboración de Joaquín Mura).	11
Figura 2 - Línea de tiempo del LUC.	13
Figura 3 - Aporte de este Estudio dentro de la Investigación General.	14
Figura 4 - Etapas desarrolladas en Doble Diamante.	15
Figura 5 - Equipo Verasonics Vantage 128 en Laboratorio Ultrasonido Cuantitativo.	16
Figura 6 - Reómetro Anton Paar MCR 102e en Laboratorio de Ultrasonido Cuantitativo.	17
Figura 7 - Sistema de Vacío (Fotografía de Plasticenter.cl).....	17
Figura 8 - Requerimientos de Fantomas	22
Figura 9 - Propiedades Mecánicas Importantes a Imitar para los Fantomas de este Estudio.	22
Figura 10 - Referentes de Fantomas en el Mercado.	23
Figura 11 - Experimento con Siliconas RTV.	33
Figura 12 - Experimento con Agar-Agar.	34
Figura 13 - Instrucciones de Mezcla de Silicona.....	36
Figura 14 - Mezcla en Sistema de Vacío, Modelo con Burbujas en su Interior e Imagen de Ultrasonido de Agar-Agar con Exceso de Burbujas.	36
Figura 15 - Comparación Siliconas sin y con Bomba de Vacío.	37
Figura 16 - Configuración Usada en el Programa Verasonics.....	37
Figura 17 - Soporte de Agujas con Separación de 10 [mm] Hecho en Corte Láser.	38
Figura 18 - Muestras de Silicona y Método de Medición en Ultrasonido con Agujas.	38
Figura 19 - Distancia entre Agujas para Silicona RTVXL 3210.	39
Figura 20 - Proceso de Elaboración de Muestras de Agar-Agar.	40
Figura 21 - Distancia entre Agujas para Silicona Agar-Agar 1%.	40
Figura 22 - Muestras de Silicona para Reómetro.	41
Figura 23 - Proceso de Cálculo de Densidad.	41
Figura 24 - Configuración Reómetro.	43
Figura 25 - Carne Posta Paleta, Medición de Tejido y Silicona en Reómetro.	43

Figura 26 - Modelos de Fantomas Propuestos.	46
Figura 27 - Modelo de Vértebra con PVC y su Imagen en Ultrasonido.....	46
Figura 28 - Paso a Paso Elaboración Fantoma de Vértebra.	48
Figura 29 - Descomposición de Fantoma.	49
Figura 30 - Paso a Paso Elaboración Fantoma de Riñones.....	50
Figura 31 - Paso a Paso Elaboración Fantoma Dedo Pulgar con Alginato.	51

Índice de Tablas:

Tabla 1 - Ponderación de los requerimientos de los materiales.	25
Tabla 2 - Comparación de Materiales de Matriz. (Pogue, et al, 2006).	26
Tabla 3 - Comparación precios y disponibilidad de materiales.	26
Tabla 4 - Matriz PUGH para materiales matriz de fantomas.	27
Tabla 5 - Módulo de corte de tejidos biológicos (Sparks et al., 2015).	29
Tabla 6 - Velocidad de ultrasonido de tejidos biológicos (Alves et al., 2020).	30
Tabla 7 - Propiedades acústicas de tejidos blandos biológicos (Maggi et al., 2009).	30
Tabla 8 - Velocidad de Propagación para las Siliconas.	39
Tabla 9 - Velocidad de Propagación para el Agar-Agar.	41
Tabla 10 - Densidad de Distintas Siliconas.	42
Tabla 11 - G Estacionario para Siliconas y Posta Paleta.	44
Tabla 12 - Densidad de Distintas Concentraciones de Agar-Agar.....	44
Tabla 13 - G Estacionario para Agar-Agar y Posta Paleta	45
Tabla 14 - Resumen de Mediciones de la Literatura Vs. Mediciones Propias	55
Tabla 15 - Información General de Algunos de los valores de los Módulos de Cizalla (a Temperatura Ambiente) (Adaptado de Menzer, 2018).	56

Índice de Gráficos:

Gráfico 1 - Distancia entre Aguja VS Velocidad del Sonido, para Silicona RTVXL 3210.	39
Gráfico 2 - Distancia entre Aguja VS Velocidad del Sonido, para Agar-Agar 1%.....	40
Gráfico 3 - G* VS w, para Silicona RTVXL 8810T.	43

Gráfico 4 - G^* VS w , de Agar-Agar 1%	45
Gráfico 5 - G^* VS w , de Siliconas y Posta Paleta.	47
Gráfico 6 - G^* VS w , de Agar-Agar y Posta Paleta.....	47

ANEXO B – Excel con Datos de Ultrasonido, Densidad y Reómetro

Los datos recopilados en la experimentación, con el uso del equipo de ultrasonido y el reómetro se pueden ver a más detalle en el Excel adjunto en este anexo. También en este link se encuentra el procesamiento de los datos, en tablas, líneas de tendencia y gráficos.

<https://docs.google.com/spreadsheets/d/1h1zswW-f8cSJ52UU2BZrnRvXFh1dsLrPtJq9cR-5KMU/edit?usp=sharing>

ANEXO C – Repositorio de Presentaciones Semanales

El link adjunto corresponde a las presentaciones realizadas semanalmente a lo largo del primer semestre del 2024, mientras se realizaba el trabajo correspondiente a esta memoria.

https://www.canva.com/design/DAF_awWPUD0/tOfQKI1G2meo9alRMIgSgA/edit?utm_content=DAF_awWPUD0&utm_campaign=designshare&utm_medium=link2&utm_source=sharebutton

ANEXO D – Entrevista a Bruno Peña (Compañero de Laboratorio)

Fecha: 10/06/2024

Medio: Vía *WhatsApp*

¿Cuál es el objetivo del código/programa que estás haciendo?

El objetivo del programa es recuperar las propiedades mecánicas del material estudiado sin someterlo a ensayos invasivos, en este caso corresponden al módulo de corte y al módulo de

pérdidas, este último corresponde a la parte viscosa del material, ya que se tiene todo esto orientado al estudio de materiales viscoelásticos.

¿Qué propiedades físicas necesitas saber para hacer pruebas/ensayos?

Las propiedad física requerida es solamente la densidad, el valor del módulo de corte es útil para comprobar los modelos físicos, ya que el modelo que está siendo utilizado en estos momentos es la ecuación de Helmholtz, la cual requiere densidad y frecuencia para recuperar el módulo de corte y pérdidas.

¿Sería útil hacer un ensayo con los equipos del laboratorio de ultrasonido, ocupando un fantoma hecho en el mismo laboratorio? ¿Si el fantoma está hecho de agar-agar y silicona, te sería útil saber la densidad y módulo de corte de estos materiales para verificar los resultados del programa?

Sí, es útil, de hecho ya he estado trabajando con datos recuperados por ultrasonido y se han visto resultados prometedores, sería bastante útil saber esas propiedades del material para verificar resultados, y siendo fantomas hechos en el laboratorio se puede saber la forma que debiera tener la imagen final.

ANEXO E – Barridos de Frecuencia

66

En este anexo se encuentran los barridos de frecuencia realizado a las muestras de silicona RTV y agar-agar que se realizaron en el reómetro mientras completaban los experimentos planificados. Los documentos están sin procesar y son tal cual se obtuvieron del equipo.

https://drive.google.com/drive/folders/1XuLrT50yfioky20GxKmJp51dQU6lZwe9?usp=drive_link