

UNIVERSIDAD DEL VALLE DE GUATEMALA
Facultad de Ingeniería



**Desarrollo y caracterización de *phantoms* antropomórficos
para entrenamiento médico y experimentación**

Trabajo de graduación presentado por Gunther Dietmar Manuel Menzel
Canté para optar al grado académico de Licenciado en Ingeniería
Biomédica

Guatemala,

2023

UNIVERSIDAD DEL VALLE DE GUATEMALA
Facultad de Ingeniería



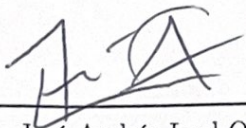
**Desarrollo y caracterización de *phantoms* antropomórficos
para entrenamiento médico y experimentación**

Trabajo de graduación presentado por Gunther Dietmar Manuel Menzel
Canté para optar al grado académico de Licenciado en Ingeniería
Biomédica

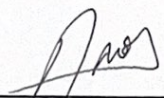
Guatemala,

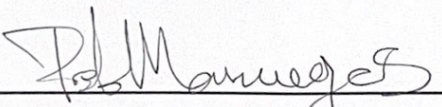
2023

Vo.Bo.:

(f) 
M.Sc. José Andrés Leal Ordóñez

Tribunal Examinador:

(f) 
Ing. Andrés Isaac Monterroso Cohen

(f) 
Ing. Pablo Daniel Mazariegos de la Cerda

(f) 
Ing. Kurt Emmanuel Kellner Juárez

Fecha de aprobación: Guatemala, 6 de enero de 2024.

La elaboración de la presente tesis surgió gracias a mis prácticas profesionales y mi interés en una de las ramas más importantes de la ingeniería biomédica: las imágenes médicas. Durante el transcurso de mi carrera, me he dado cuenta de la necesidad que tiene Guatemala de esta disciplina en el sector de salud. Por esta razón, decidí elaborar este proyecto de graduación.

Agradezco principalmente a Dios, quien me ha llenado de fortaleza y bendiciones. Además, me ha guiado siempre por buen camino para cumplir mis metas. Agradezco a mis padres, ya que ellos siempre me han apoyado incondicionalmente, han depositado su confianza, me han llenado de amor, me han dado la oportunidad de seguir superándome y buscar siempre mi felicidad. También, agradezco a mis hermanos por ser la mejor motivación, siempre creer en mí y darme la oportunidad de ser su ejemplo a seguir. Agradezco a mis tíos por siempre haberme brindado los mejores consejos y contagiarme de buena actitud ante los momentos más difíciles. Agradezco a mis abuelos y mi único primo, que desde el cielo me brindan luz y fuerzas día a día. Y agradezco a mi novia por siempre buscar la manera de hacerme feliz, darme los mejores ánimos y hacerme ver todas mis virtudes y capacidades.

Adicionalmente, agradezco a mi asesor de tesis, M. Sc. José Andrés Leal Ordóñez, por su gran apoyo, valioso tiempo, paciencia y orientación durante este proyecto. Agradezco a mis catedráticos por haberme formado profesionalmente de la mejor manera posible, así como a mis compañeros que me acompañaron durante toda la carrera. Asimismo, agradezco al Departamento de Electrónica, Mecatrónica y Biomédica por haberme brindado los materiales y dispositivos que fueron de vital importancia para el logro de este proyecto.

Cabe mencionar que este proyecto ha sido apoyado por PROMED, quienes me brindaron un equipo de ultrasonido para validar mi proyecto. Agradezco a los especialistas en ultrasonido de PROMED, Marco Natareno y Gina Trejo, quienes me ayudaron en la comprensión y utilización del equipo. Este proyecto ha contado con el valioso respaldo del Departamento de Ingeniería en Alimentos, quienes generosamente brindaron su apoyo y facilitaron el acceso al analizador de texturas utilizado en las pruebas mecánicas. Agradezco a la estudiante de Ingeniería Biomédica de la Universidad del Valle de Guatemala, Karla López, quien me brindó el sistema de medición de impedancia.

Por último, extiendo mi gratitud a la Universidad del Valle de Guatemala por haberme dado la oportunidad de ser parte de ella durante estos cinco años y verme crecer profesionalmente.

Prefacio	VI
Lista de figuras	XIII
Lista de cuadros	XV
Resumen	XVII
Abstract	XIX
1. Introducción	1
2. Antecedentes	3
3. Justificación	5
4. Objetivos	7
4.1. Objetivo general	7
4.2. Objetivos específicos	7
5. Alcance	9
6. Marco teórico	11
6.1. Composición general del cuerpo	11

6.2. Análisis de bioimpedancia	12
6.3. El cerebro	13
6.3.1. Propiedades mecánicas del cerebro	14
6.3.2. Propiedades eléctricas del cerebro	15
6.4. El músculo esquelético	15
6.4.1. Propiedades mecánicas del músculo esquelético	16
6.4.2. Propiedades eléctricas del músculo esquelético	16
6.5. <i>Phantom</i>	17
6.5.1. Materiales y métodos para la elaboración y moldeado de <i>phantoms</i>	18
6.5.2. Uso de <i>phantoms</i> como herramienta de diagnóstico y entrenamiento médico	19
7. Metodología	23
7.1. Identificación y proceso del protocolo para el desarrollo del gel implementado en <i>phantoms</i>	23
7.2. Verificación de las propiedades mecánicas de <i>phantoms</i>	24
7.2.1. Desarrollo de <i>phantoms</i>	24
7.2.2. Configuración del analizador de texturas y realización de pruebas mecánicas de los <i>phantoms</i>	25
7.3. Implementación de procesos de moldeado para el desarrollo de <i>phantoms</i>	28
7.3.1. Moldes impresos en 3D	28
7.3.2. Moldes de alginato	31
7.4. Verificación de la homogeneidad de la conductividad eléctrica de gel	32
7.4.1. Desarrollo del molde y fabricación de geles	32
7.4.2. Conductividad eléctrica y homogeneidad	35
7.5. Validación de la composición de <i>phantoms</i>	36
7.5.1. Pruebas con ultrasonido	36
7.5.2. Medición de bioimpedancia	38
8. Resultados	41
8.1. Desarrollo de material adecuado para fabricación de <i>phantoms</i>	41
8.2. Pruebas mecánicas del <i>phantoms</i>	43
8.2.1. <i>Phantoms</i> para pruebas mecánicas	43

8.2.2. Pruebas mecánicas de compresión	45
8.3. Procesos de moldeo para el desarrollo de <i>phantoms</i>	48
8.3.1. Moldes impresos en 3D	48
8.3.2. Moldes de alginato	51
8.4. Conductividad eléctrica del gel	55
8.5. Aplicaciones de <i>phantoms</i> en la medicina	59
8.5.1. Validación mediante visualizaciones en equipo de ultrasonido	59
8.5.2. Validación por mediciones de bioimpedancia	62
9. Discusión	63
10. Conclusiones	69
11. Recomendaciones	71
12. Referencias	73
13. Anexos	81

Lista de figuras

1. Phantom utilizado en el campo médico.	6
2. Composición del cuerpo humano.	12
3. Propiedades mecánicas de diferentes tejidos humanos.	15
4. Tipos de phantoms.	17
5. Ejemplo de procedimiento clínico.	19
6. Visualización de phantom en ultrasonido.	20
7. Phantom utilizado para probar, certificar, optimizar y calibrar un equipo de tomografía computarizada.	21
8. Procedimiento para el desarrollo del gel utilizado en phantoms.	24
9. Equipo para pruebas mecánicas.	25
10. Phantom colocado en la base del analizador de texturas CT3 perfectamente alineado al cabezal.	26
11. Curva esfuerzo-deformación típica de un sólido blando.	27
12. Diseño de los moldes flexibles.	29
13. Diseño preliminar del molde de cerebro a escala.	30
14. Molde colocado en la mezcla de alginato para ser replicado.	31
15. Mano colocada dentro de la mezcla de alginato para ser replicada.	32
16. Resistor volumétrico y fórmula para determinar la resistividad eléctrica.	32
17. Diseño de la estructura de los moldes.	34

18. Procedimiento para medir la resistencia de los geles.	35
19. Equipo de ultrasonido Voluson Swift.	37
20. Interfaz principal para el inicio de pruebas.	37
21. Descripción del procedimiento para la ejecución de las pruebas.	38
22. Medición de bioimpedancia.	39
23. Posicionamiento de electrodos en phantoms.	39
24. Procedimiento para la medición de bioimpedancia en phantoms.	39
25. Gel solidificado luego de estar refrigerado por 24 horas.	42
26. Gel retirado del molde.	42
27. Gel retirado del molde luego de pasar una semana fuera del refrigerador.	43
28. Phantoms para la evaluación de pruebas mecánicas solidificados con sus dis- tintos aditivos a concentraciones ideales.	44
29. Phantoms para la evaluación de pruebas mecánicas solidificados con sus dis- tintos aditivos.	44
30. Gráfica de deformación (%) vs. esfuerzo (Pa) de las muestras con las con- centraciones ideales de gel y aditivos.	45
31. Gráfica de deformación (%) vs. esfuerzo (Pa) de las muestras fabricadas con todos los protocolos.	47
32. Moldes impresos en 3D.	49
33. Phantoms retirados del molde sencillo.	50
34. Phantom de cerebro.	51
35. Proceso de creación de pequeños phantoms en alginato.	52
36. Proceso de desmoldeo de pequeños phantoms.	53
37. Molde de alginato de una mano.	54
38. Phantom de mano.	54
39. Phantom de mano.	55
40. Muestras solidificadas para pruebas de conductividad eléctrica.	56
41. Valores de resistencia eléctrica en relación a las dimensiones de la gelatina, diferente grosor misma altura.	57
42. Valores de resistencia eléctrica en relación a las dimensiones de la gelatina, mismo grosor diferente altura.	57

43. <i>Comportamiento de la resistividad eléctrica de cada muestra.</i>	58
44. <i>Phantoms para visualizaciones con ultrasonido.</i>	59
45. <i>Exploración por medio de ultrasonido del phantom con únicamente gelatina.</i>	60
46. <i>Exploración por medio de ultrasonido del phantom con gelatina y cáscara de psyllium.</i>	61
47. <i>Exploración por medio de ultrasonido del phantom con gelatina y harina de yuca.</i>	61
48. <i>Medición de bioimpedancia en 3 distintas distancias del phantom.</i>	62
49. <i>Moldes utilizados para el desarrollo de phantoms para pruebas mecánicas.</i>	81
50. <i>Modo de operación remota del analizador de texturas.</i>	82
51. <i>Página principal de la aplicación TexturePro CT V1.4 Build 17.</i>	82
52. <i>Secciones que deben completarse para llevar a cabo las pruebas de compresión.</i>	83
53. <i>Resultados y secciones que expulsa el analizador de texturas.</i>	84
54. <i>Impresión real de los moldes flexibles.</i>	84
55. <i>Impresión real del molde de cerebro.</i>	85
56. <i>Alginato Cavex Color Change.</i>	85
57. <i>Recipiente utilizado para la creación de molde de mano.</i>	86
58. <i>Impresión real de los moldes.</i>	86
59. <i>Molde utilizado para el desarrollo de phantoms para pruebas con ultrasonido.</i>	87
60. <i>Muñecos utilizados para la exploración con ultrasonido.</i>	88
61. <i>Procedimiento para la realización de pruebas con equipo de ultrasonido.</i>	89

Lista de cuadros

1. <i>Protocolo determinado de concentraciones ideales de cada aditivo.</i>	25
2. <i>Concentraciones de cada aditivo de los 3 protocolos alternativos. Cantidades en base a las cantidades ideales definidas.</i>	27
3. <i>Módulo de Young para cada muestra.</i>	46
4. <i>Módulo de Young para cada muestra a distintas concentraciones.</i>	48
5. <i>Valores de resistencia medidos en cada grupo de las columnas A, B y C.</i>	86
6. <i>Valores de resistencia medidos en cada grupo de las columnas D y E.</i>	87
7. <i>Promedio de los valores de resistencia medidos en cada grupo de las columnas A, B, C, D y E.</i>	87

Las técnicas de entrenamiento médico avanzan constantemente, por lo que los profesionales requieren capacitación y práctica para lograr el dominio de los nuevos procedimientos. Los *phantoms* son herramientas valiosas de bajo costo que tienen la capacidad de mejorar la formación y experimentación médica, también poseen un enorme potencial para aumentar la eficacia de la atención médica y fomentar la innovación en el campo biomédico. El presente proyecto tiene como objetivo desarrollar un material que pueda ser moldeado y utilizado como *phantom* para entrenamiento médico y evaluación de dispositivos médicos.

Este proyecto se desarrolló en cuatro fases: se validaron procesos para generar *phantoms* a base de gelatina sin sabor; se probaron varias formas de moldear esta gelatina para la creación de *phantoms*; se verificaron las propiedades mecánicas con base en diversas concentraciones de polvo de gelatina y distintos aditivos; y se determinó la homogeneidad de la conductividad eléctrica de la gelatina utilizando diversas geometrías. Al haber simulado estas propiedades, dicho *phantom* ofreció una experiencia de formación asequible, fácil de usar y realista para maximizar su utilidad en la experimentación biomédica.

Medical training techniques are constantly advancing, so professionals require training and practice to achieve mastery of new procedures. *Phantoms* are valuable, low-cost tools with the ability to enhance medical training and experimentation. They also have enormous potential to increase the effectiveness of medical care and foster innovation in the biomedical field. The present project aims to develop a material that can be molded and used as a *phantom* for medical training and medical device evaluation.

This project was developed in four phases: processes for generating flavorless gelatin-based *phantoms* were validated, various methods of molding this gelatin for the creation of *phantoms* were tested, mechanical properties were verified based on different concentrations of gelatin powder and various additives, and the homogeneity of electrical conductivity of the gelatin was determined using various geometries. By simulating these properties, the *phantom* provided an affordable, easy-to-use, and realistic training experience to maximize its usefulness in biomedical experimentation.

En el campo de la biomedicina, los *phantoms* se conocen como materiales que imitan tejidos. Se utilizan ampliamente como sustitutos de tejido para estudiar el rendimiento de dispositivos médicos. En el campo clínico, se utilizan para la formación clínica o la planificación quirúrgica. Estos logros se deben en gran parte a la gelatina, que destaca por su eficaz capacidad de gelificación y su capacidad para generar una amplia gama de propiedades mecánicas y eléctricas.

El presente trabajo plantea desarrollar un material con propiedades eléctricas y mecánicas análogas a la piel y músculo humanos, que puede ser moldeado y utilizado como *phantom* para entrenamiento médico y evaluación de dispositivos médicos. Para la realización de este proyecto, se comparó los resultados de las propiedades de dicho gel con las propiedades del cuerpo humano. Adicionalmente, se investigaron técnicas de moldeado para crear *phantoms* antropomórficos. Por último, se validó la composición de los *phantoms* por medio de ultrasonido y mediciones de bioimpedancia.

Actualmente, en Guatemala no existe aún acceso amplio a *phantoms* médicos. Hasta el momento, solo se han utilizado en el área de diagnóstico por imagen para calibración de intensidad de imagen en resonancias magnéticas y tomografías computarizadas. Con la verificación y la validación de este *phantom*, se busca aportar una opción de entrenamiento médico accesible y asequible; también, mejorar la formación médica y fomentar el crecimiento de la industria de salud.

En el capítulo 6, se exponen los conceptos y las bases teóricas que fundamentaron la ejecución del proyecto. En el capítulo 7, se presenta la metodología empleada en el estudio. Los resultados obtenidos se detallan en el capítulo 8. En el capítulo 9, se discuten los resultados obtenidos. Finalmente, en los últimos capítulos, se resumen las conclusiones y se ofrecen recomendaciones para futuras investigaciones en esta línea.

A lo largo de la historia, la medicina ha evolucionado constantemente en busca de procedimientos más avanzados y éticos para diagnosticar y tratar a los pacientes. La transición del uso de cadáveres humanos como herramienta de entrenamiento y de formación al uso de *phantoms*, modelos sintéticos y simuladores de alta fidelidad, que ofrecen una alternativa inventiva y duradera para la práctica médica, ha sido uno de los cambios más significativos [1]. La educación de los profesionales de la salud ha mejorado como resultado de esta transición, lo que permite una práctica más segura, ética y eficaz, lo que es ventajoso tanto para los estudiantes como para los pacientes [2] [3].

Durante décadas se han utilizado los *phantoms* para visualización de imágenes en diversas aplicaciones médicas (*i. e.* resonancia magnética, ultrasonido) [3] y también como alternativa a los materiales biológicos, debido a que son fabricados con materiales que imitan las propiedades mecánicas y eléctricas de los tejidos a investigar. Están diseñados y fabricados para replicar ciertas características biológicas del tejido, un proceso a menudo dictado por la aplicación de destino [4]. Una aplicación potencial para los *phantoms* es el entrenamiento de canulación guiada por ultrasonido [3]. La canulación es un proceso que requiere de cierta habilidad para lograr el acceso vascular mediante la guía de ultrasonido y prevenir complicaciones como la laceración de vasos y sangrado [4].

La presencia de los *phantoms* está en constante crecimiento y expansión, como por ejemplo en el contexto de dispositivos fotónicos para medición de parámetros fisiológicos, como por ejemplo tomografía computarizada u oxímetros de pulso. Los *phantoms* se emplean para verificar la precisión, confiabilidad y sensibilidad de estos dispositivos [5]. En este caso, los *phantoms* pueden ser fabricados utilizando materiales que imitan las propiedades ópticas y fisiológicas de los tejidos biológicos, como la capacidad de absorción y dispersión de la luz, la composición química, la anatomía, la densidad y otras características importantes [6].

En la actualidad se sabe que los procedimientos neuroquirúrgicos son complicados y también requieren años de experiencia y de entrenamiento [7]. La capacitación tradicional en cadáveres humanos es costosa, requiere de planificación y establece preocupaciones éticas. Se han diseñado y desarrollado modelos de cerebro y cráneo en 3D específicos de

pacientes con atenuación de tomografía computarizada realista adecuada para simulaciones neuroquirúrgicas experimentada y navegada por realidad aumentada [7].

La responsabilidad médica y las demandas por responsabilidad se han convertido en la actualidad en un hecho coexistente de la vida de los profesionales sanitarios [8]. La innovación tecnológica implica que cada profesional de la salud tiene que perseguir la vanguardia del conocimiento y la experiencia, para evitar la pérdida de habilidades y pacientes o enfrentar demandas por mala práctica. Las técnicas de entrenamiento médico avanzan constantemente, por lo que, los profesionales requieren capacitación y práctica para lograr el dominio de los nuevos procedimientos [9].

Durante los últimos 500 años, la educación y comprensión médica ha avanzado drásticamente desde la experimentación en cadáveres hasta las nuevas tecnologías de realidad virtual y aumentada [10]. La formación quirúrgica con cadáveres solía considerarse el método de enseñanza óptimo para poner en práctica un procedimiento antes de realizarlo in vivo, reduciendo los riesgos para los pacientes [8]. Sin embargo, implicaciones prácticas y éticas, así como el riesgo de exposición a enfermedades infecciosas, inhalación de sustancias tóxicas y posible trauma emocional han demostrado que se requieren mejores métodos de enseñanza [11].

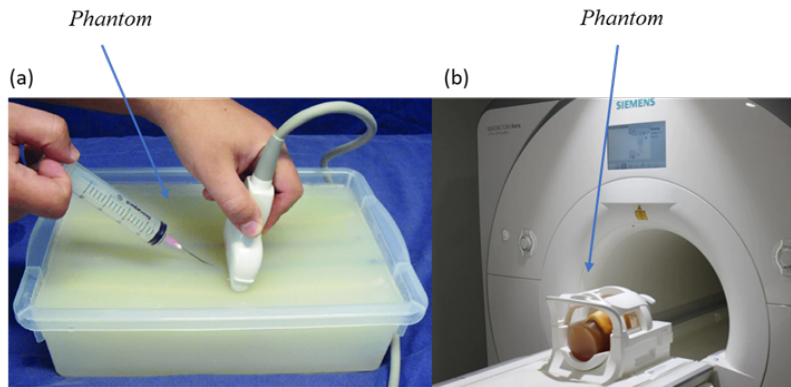
Los *phantoms* son dispositivos artificiales, especialmente diseñados con el fin de replicar el tejido humano [12] con sus propiedades mecánicas, ópticas y eléctricas para ser utilizados en la investigación y en el entrenamiento médico. Estos dispositivos permiten estudiar, y comprender mejor la anatomía, la fisiología y las enfermedades humanas sin necesidad de recurrir a cadáveres o tejido humano vivo [13]. Los *phantoms* pueden fabricarse de acuerdo al área de implementación y pueden simular el cuerpo humano, así como órganos o tejidos elaborados anatómicamente correctos [13].

Además de esto, la fabricación e implementación de *phantoms* es de bajo costo, creando una alternativa rentable para la formación médica ya que son reutilizables [14]. Esto reduce la necesidad de suministros médicos costosos y escasos. La capacitación en *phantoms* podría representar una alternativa eficiente en el proceso de capacitación estándar, aumentando tanto la curva de aprendizaje y de confianza de los médicos como la confianza del paciente [8]. La implementación de *phantoms* en la experimentación médica y científica puede ser

una alternativa viable, en algunos casos, al uso de animales vivos, ya que pueden ser fabricados de acuerdo a las especificaciones experimentales, reduciendo así las preocupaciones e implicaciones éticas [15].

La utilización de los *phantoms* también facilita el desarrollo de tecnologías biomédicas sin uso de pacientes, lo cuál es evidenciado por su prevalencia en el campo de diagnóstico por imagen [16]. Aquí, los *phantoms* son implementados en dispositivos de resonancia magnética, como se observa en la Figura 1 (b), y de tomografía computarizada [17] utilizando parámetros y materiales específicos a la composición anatómica de los pacientes para calibrar la intensidad de la imagen, validar el software de medición cuantitativa y desarrollar nuevos métodos de imágenes. Los *phantoms* también han encontrado una gran utilidad en el campo de imagen por ultrasonido, como se observa en la Figura 1 (a), donde permiten la educación médica en el uso y análisis de las imágenes obtenidas [18].

Figura 1: *Phantom* utilizado en el campo médico.



(a) *Phantom* utilizado en el entrenamiento médico [19]. (b) *Phantom* utilizado en el análisis de las imágenes en un equipo de resonancia magnética [20].

En Guatemala no existe aún acceso amplio a *phantoms* médicos. Hasta el momento, solo se han utilizado en uno de los casos mencionados previamente, específicamente en el diagnóstico por imagen para realizar calibración de intensidad de imagen cuando se realizan instalaciones, reparaciones y mantenimientos de resonancias magnéticas y de tomografías computarizadas. Es importante desarrollar esta tecnología y abarcar también el área de entrenamiento médico en Guatemala debido a que permitirá un acceso más fácil y rápido a estas herramientas. Además de ser una opción más accesible y asequible, también puede mejorar la formación médica de los estudiantes de medicina de cualquier universidad. Y podrá fomentar el crecimiento y fortalecimiento de la industria de la salud en el país [21].

4.1. Objetivo general

Desarrollar un material con propiedades eléctricas y mecánicas análogas a la piel y músculo humanos, que puede ser moldeado y ser utilizado como *phantom* para entrenamiento médico y evaluación de dispositivos médicos.

4.2. Objetivos específicos

- Identificar y verificar el proceso para sintetizar material sólido a base de gelatina que simula las propiedades mecánicas y eléctricas de diversos tejidos humanos.
- Determinar la influencia de la relación entre gelatina, agua y sal en las propiedades mecánicas y eléctricas del material.
- Determinar la homogeneidad de la conductividad eléctrica del material utilizando diversas geometrías y métodos de medición eléctrica.
- Identificar y validar diversos métodos de moldeado del material determinado para la creación de *phantoms* anatómicamente correctos.
- Validar la composición de los *phantoms* anatómicamente correctos por medio de ultrasonido y mediciones de bioimpedancia.

Este proyecto consiste en el desarrollo y caracterización de *phantoms* antropomórficos para entrenamiento médico y experimentación, de lo que se espera que sirva como una herramienta o un material con propiedades análogas a la piel y músculo humanos, que puede ser moldeado y ser utilizado como *phantom* para entrenamiento médico y evaluación de dispositivos médicos. Dichas propiedades incluyen aspectos mecánicos y eléctricos, y las evaluaciones comprenden validaciones mediante ultrasonido y mediciones de bioimpedancia. Sin embargo, el *phantom* desarrollado no se le ofrecerá a ningún médico para que lo pruebe.

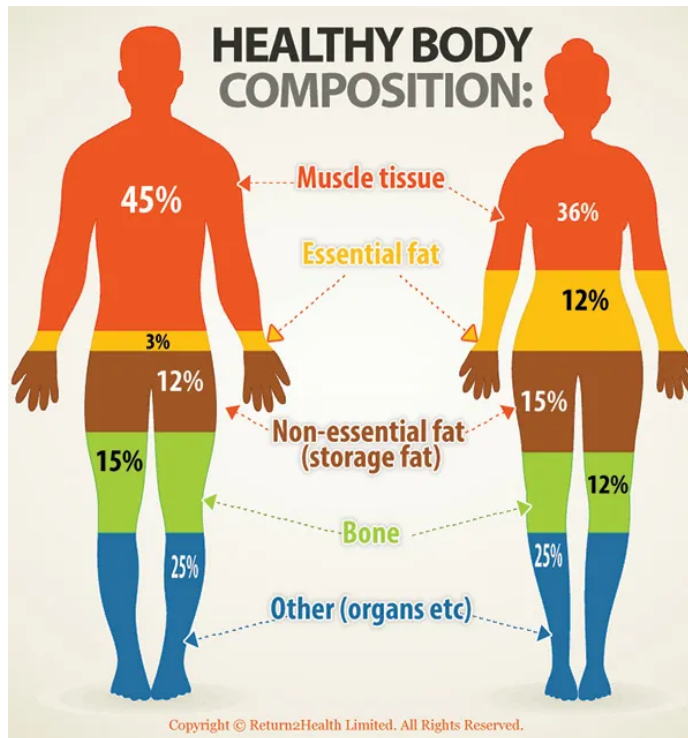
Adicionalmente, es importante destacar que el *phantom* no alcanzará una simulación perfecta al 100% para hacer pruebas con ultrasonido y no se realizarán pruebas con ningún equipo de tomografía computarizada ni con equipo de resonancia magnética. Tampoco se realizarán pruebas exhaustivas de la conductividad eléctrica de todo el material, ni de transmisión óptica, para determinar otras propiedades de este material. Este proyecto se limitará en la investigación a un rango específico de concentraciones de gelatina y cantidad de diferentes aditivos en la síntesis del material, excluyendo concentraciones extremadamente altas o bajas y aditivos comercialmente difíciles de obtener. Tampoco se moldeará ningún órgano real, y ni siquiera un ser humano completo. Por último, no se explorarán ni se realizarán técnicas de moldeo adicionales, debido a las restricciones de recursos disponibles para este proyecto.

6.1. Composición general del cuerpo

El cuerpo humano cuenta con una compleja interacción de sistemas de órganos, tejidos y células que trabajan juntos para mantener la homeostasis y permitir el funcionamiento adecuado del organismo [22]. En general, la composición del cuerpo humano varía dependiendo de factores como la edad, el sexo, la genética y el estilo de vida. Nuestro cuerpo está constituido por agua, grasa, hueso, músculo, etc. Pero, de todas ellas, el agua es el componente mayoritario, esta constituye entre 50-65 % [23]. En promedio, se estima que el cuerpo humano adulto está compuesto por alrededor del 40-50 % de masa muscular, 15-25 % de grasa y 12-15 % de hueso [23].

La masa libre de grasa (80 %) es en donde quedan incluidos todos los componentes funcionales del organismo implicados en los procesos metabólicamente activos (i.e., huesos, músculos, agua extracelular, tejido nervioso y todas las demás células que no son adipocitos) [23]. La masa muscular (40 % del peso total) es el componente más importante de la masa libre de grasa (50 %) y es reflejo del estado nutricional de la proteína [23]. La masa ósea, la que forma los huesos, constituye un 14 % peso total y 18 % de la masa libre de grasa [23]. La masa grasa (20 %) está formada completamente por células grasas [23]. La masa grasa es metabólicamente inactiva y se diferencia con la masa libre de grasa por su localización en grasa subcutánea y grasa interna [24]. Según sus funciones en el organismo, puede también dividirse en grasa esencial y de almacenamiento.

Figura 2: *Composición del cuerpo humano.*



Composición del cuerpo humano con proporciones porcentuales de tejido muscular, grasa esencial, grasa, huesos y otros [25].

6.2. Análisis de bioimpedancia

El análisis de bioimpedancia es un método ampliamente utilizado en estudios de evaluación de la composición corporal [26], especialmente dada la alta velocidad de procesamiento de la información, como un método no invasivo para generar información a través de equipos portátiles [26], fáciles de usar y relativamente económicos que estiman la distribución de fluidos corporales en los espacios intra e intercelulares además de los componentes del cuerpo [27] [28]. Esta técnica consiste en el paso de una corriente eléctrica no invasiva de baja amplitud aplicada a través de cables conectados a electrodos o superficies conductoras puestas en contacto con la piel, que permiten medir la resistencia y la reactancia [27]. Estos valores de resistencia y reactancia aplicados a ecuaciones matemáticas permiten estimar los siguientes compartimentos corporales: masa grasa, masa libre de grasa y agua corporal total [27].

El método de análisis de bioimpedancia tiene diversas aplicaciones en centros de salud, como el pronóstico de enfermedades y el seguimiento del estado vital del cuerpo. Algunos de los métodos clave de análisis de bioimpedancia incluyen:

- **Análisis de bioimpedancia de frecuencia única:** este método utiliza una frecuencia única para medir la impedancia corporal [29].
- **Análisis de bioimpedancia de frecuencia múltiple:** este método utiliza múltiples frecuencias para medir la impedancia corporal, lo que proporciona información más detallada sobre la composición corporal [29].
- **Análisis de bioimpedancia del espectro de frecuencia de banda ancha:** este método utiliza un espectro de frecuencia de banda ancha para medir la impedancia corporal, ofreciendo una evaluación más completa de la composición corporal [29].
- **Espectroscopía de bioimpedancia:** este método utiliza un espectro de frecuencias para medir la impedancia corporal, proporcionando una evaluación más detallada y precisa de la composición corporal [29].
- **Análisis de bioimpedancia vectorial:** este método implica la aplicación de múltiples enfoques de regresión y módulos físicos en el análisis de bioimpedancia, aunque tiene una utilización limitada en mediciones individuales [29].
- **Análisis de bioimpedancia en tiempo real:** este método se utiliza para monitorear los cambios en la composición corporal a lo largo del tiempo, particularmente en atletas y otros individuos [29].

6.3. El cerebro

El cerebro es la parte más compleja del cuerpo humano. Pesa alrededor de 3 libras y está formado por miles de millones de neuronas y células gliales [30]. Se puede dividir en tres partes principales: el cerebro, el cerebelo y el tronco del encéfalo [31]. El cerebro, la parte más grande, es responsable del habla, el pensamiento, el aprendizaje, las emociones y el movimiento; y tiene dos hemisferios divididos en cuatro lóbulos, cada uno se especializa en diferentes funciones [30]. El cerebro es la sede de la inteligencia, intérprete de los sentidos, iniciador del movimiento corporal y controlador del comportamiento [30]. Recibe e interpreta información sensorial, almacena recuerdos y controla los movimientos [32]. El cerebro es la fuente de todas las cualidades que definen a la humanidad y es esencial para diversas funciones corporales, incluida la regulación del pensamiento, la memoria, las emociones, las habilidades motoras, la visión, la respiración y la temperatura [30]. El cerebro es un órgano vital que desempeña un papel crucial en la vida y la salud humana [32].

6.3.1. Propiedades mecánicas del cerebro

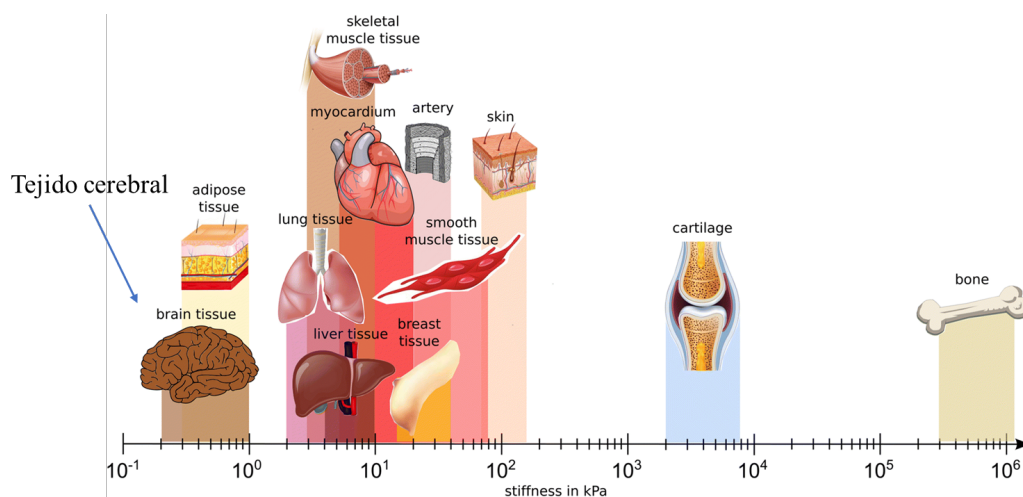
El cerebro humano es un tejido altamente complejo que tiene propiedades mecánicas únicas que aún no se comprenden completamente. Las propiedades mecánicas del tejido cerebral entran en la categoría de tejidos blandos [13]. A pesar de que el tejido cerebral cae dentro de los tejidos biológicos blandos, se difiere bastante a los otros tejidos blandos debido a que su microestructura no está dominada por fibras de colágeno y elastina [13]. Esta diferencia da como resultado de que el cerebro posea un comportamiento de rigidez por deformación diferente en comparación con otros tejidos blandos [33].

El tejido cerebral se le conoce como viscoelástico ya que posee un comportamiento elástico no lineal, esto quiere decir que la tensión del material no aumenta linealmente con la deformación [13]. Este tejido viscoelástico depende del tiempo y la historia, lo que significa que muestra un comportamiento distinto en diferentes condiciones [34]. Además, se ha descubierto que los materiales viscoelásticos exhiben las propiedades de dependencia de la velocidad de deformación, histéresis, fluencia y relajación de la tensión [35].

Algunas propiedades mecánicas clave del tejido cerebral incluyen la suavidad, la viscoelasticidad, la sensibilidad a la tasa de deformación y la inhomogeneidad. El tejido cerebral es notablemente blando, con un módulo de corte medio propuesto en alrededor de 3.5 kPa [36]. Las mediciones de indentación del cerebro de un ratón sano muestran valores de módulo de Young que oscilan entre 0.4 y 1.2 MPa [37] [36]. El tejido cerebral exhibe un comportamiento viscoelástico, con una rigidez creciente a tasas de carga más altas y una fuerte dependencia de la tasa de tensión-deformación [34]. El tejido cerebral es sensible a la tasa de deformación, con una rigidez cada vez mayor a velocidades de deformación más altas [38]. El comportamiento mecánico del tejido cerebral no es homogéneo y se han informado diferencias en el comportamiento mecánico entre la materia blanca y la gris [34] [35].

Se espera que el tejido cerebral tenga un módulo de Young y dureza muy bajo debido a su naturaleza blanda y viscoelástica. Estos valores indican la naturaleza blanda y flexible del tejido cerebral, lo que es consistente con su papel como órgano delicado y altamente metabólicamente activo dentro del cráneo rígido [38].

Figura 3: *Propiedades mecánicas de diferentes tejidos humanos.*



El tejido cerebral es uno de los tejidos más blandos del cuerpo humano [33].

6.3.2. Propiedades eléctricas del cerebro

El cerebro humano es un órgano fascinante no solo por su complejidad biológica, sino también por sus propiedades eléctricas. El cerebro es un órgano eléctricamente activo que genera y transmite señales eléctricas a través de células especializadas llamadas neuronas [39]. Las neuronas en el cerebro generan señales eléctricas conocidas como potenciales de acción [39]. Estas son fluctuaciones rápidas en el voltaje a través de la membrana celular, causadas por el movimiento de iones a través de canales iónicos especializados [39].

El cerebro está compuesto por diferentes tipos de tejidos, cada uno con propiedades de conductividad eléctrica únicas. Estas propiedades dependen en gran medida de la composición del tejido, incluyendo la presencia de fluidos, electrolitos y diferentes tipos de células [40]. La materia gris y la materia blanca tienen diferentes niveles de conductividad. La materia gris, que contiene cuerpos celulares neuronales, suele tener una mayor conductividad que la materia blanca, que está compuesta principalmente por axones mielinizados [41].

La conductividad eléctrica del cerebro es fundamental en técnicas de diagnóstico y terapias médicas, como la electroencefalografía (EEG) y la estimulación cerebral profunda. Estas técnicas se basan en la capacidad del cerebro para conducir electricidad [40]. En los últimos años, la investigación se ha centrado en desarrollar el mapeo de propiedades eléctricas como un nuevo medio para la resonancia magnética estructural y funcional [42]. Este enfoque tiene como objetivo sondear la función cerebral basándose en propiedades eléctricas, combinándola con métodos de imágenes de alta resolución temporal y espacial [42].

6.4. El músculo esquelético

El músculo esquelético es uno de los tejidos más dinámicos y plásticos del cuerpo humano. En los seres humanos, el músculo esquelético comprende aproximadamente el 40% del peso corporal total, contiene del 50 al 75% de todas las proteínas del cuerpo y representa del 30 al

50 % del recambio de proteínas de todo el cuerpo [43]. El músculo se compone principalmente de agua (75 %), proteínas (20 %) y otras sustancias, como sales inorgánicas, minerales, grasas y carbohidratos (5 %) [43]. En general, la masa muscular depende del equilibrio entre la síntesis y degradación de proteínas y ambos procesos son sensibles a factores como el estado nutricional, el equilibrio hormonal, la actividad física/ejercicio, lesiones o enfermedades, entre otros [44].

Las funciones principales del músculo esquelético son contraerse para producir movimiento, mantener la postura y posición del cuerpo, mantener la temperatura corporal, almacenar nutrientes y estabilizar las articulaciones [45] [46]. Desde un punto de vista mecánico, la función principal del músculo esquelético es convertir la energía química en energía mecánica, generando así fuerza y potencia [27]. Desde un punto de vista metabólico, el músculo esquelético contribuye al metabolismo energético basal, sirviendo como lugar de almacenamiento de sustratos esenciales como los carbohidratos y los aminoácidos [45].

6.4.1. Propiedades mecánicas del músculo esquelético

Las propiedades mecánicas del músculo esquelético son esenciales para entender cómo funcionan y responden estos tejidos a las fuerzas y tensiones. Al igual que el cerebro, el músculo esquelético exhibe propiedades viscoelásticas lo cual hace que su respuesta al estrés mecánico dependa tanto del tiempo como de la velocidad de la aplicación de la fuerza [47]. Los músculos son anisotrópicos; sus propiedades mecánicas varían dependiendo de la dirección de la fuerza aplicada. Esto se debe a la alineación de las fibras musculares [48].

En el caso de los músculos esqueléticos, el módulo de Young puede variar significativamente dependiendo de factores como el tipo de músculo, el estado de contracción, la edad y la salud del individuo [48]. Los valores del módulo de Young para el músculo esquelético humano, con 10 % de deformación, normalmente oscilan entre 0.0057 - 0.0067 MPa, cuando el músculo está relajado; y 0.108 - 0.112 MPa, cuando el músculo está tenso [49] [50], aunque estos valores pueden variar.

6.4.2. Propiedades eléctricas del músculo esquelético

La arquitectura del tejido del músculo esquelético se caracteriza por propiedades eléctricas que son importantes para su función [43]. Estas propiedades están relacionadas principalmente con la capacidad del músculo para generar y propagar señales eléctricas, cruciales para la contracción y el movimiento muscular.

Las células del músculo esquelético mantienen un potencial de membrana en reposo, una diferencia de voltaje a través de su membrana plasmática [43] [51]. Esto se debe a la distribución desigual de iones (principalmente sodio y potasio) dentro y fuera de la célula, mantenida por bombas de iones y canales en la membrana celular. Cuando se estimulan, las células del músculo esquelético generan potenciales de acción: cambios rápidos y temporales en el potencial de membrana [43]. Este impulso eléctrico desencadena la contracción muscular. Los potenciales de acción se inician con la entrada de iones de sodio al interior de la célula, seguida de una salida de iones de potasio, lo que invierte temporalmente el potencial

de membrana [51] [52].

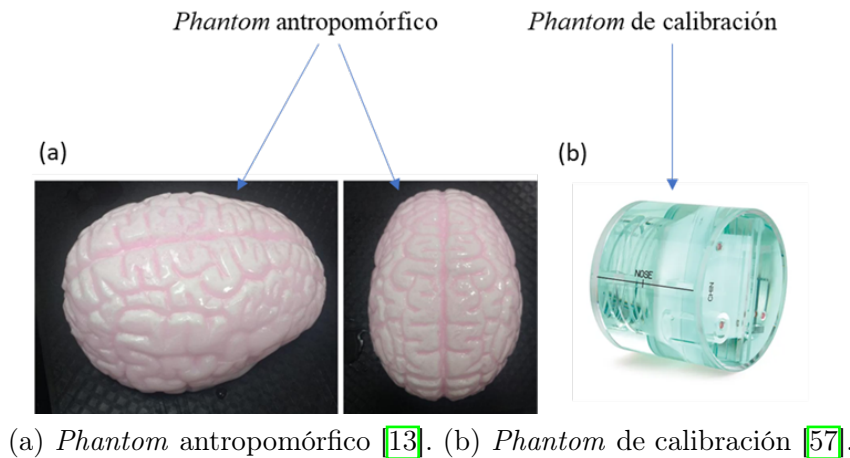
La conductividad eléctrica del músculo esquelético es una medida de la facilidad con la que puede transmitir señales eléctricas. [52] [53]. Esta propiedad está influenciada por la composición de las fibras musculares. Los diferentes tipos de fibras musculares tienen diferentes propiedades de conductividad [54]. La disposición de las fibras musculares y el tejido conectivo afecta la conductividad [54]. Los tejidos densos y bien organizados generalmente se comportan mejor. La conductividad eléctrica también es influenciada por la hidratación y equilibrio de electrolitos [52]. Una hidratación adecuada y electrolitos equilibrados son cruciales para una conductividad óptima, ya que afectan el movimiento de los iones y los potenciales de membrana [53]

6.5. *Phantom*

En el campo de la medicina, el término *phantom* se usa frecuentemente para referirse a una parte del cuerpo simulada o artificial. Estos son usados como modelos que imitan las propiedades de órganos, tejidos o cuerpos enteros de humanos o animales [13]. Hay dos tipos principales de *phantoms*, antropomórficos y de calibración [55]. Los *phantoms* antropomórficos son objetos que simulan pacientes, hechos de materiales con características de tejido similares a los organismos biológicos normales [55], debido a su disponibilidad y semejanza con pacientes reales.

Un *phantom* de calibración suele ser un cilindro con densidades de valores ya conocidos [55]. Se utilizan en el control de calidad para garantizar que las imágenes reconstruyan el *phantom* de la imagen a los valores de densidad correctos [55]. A menudo, cualquier de estos dos tipos de *phantoms* se utilizan para distintos propósitos, como por ejemplo: imágenes médicas, entrenamiento médico, verificación de dispositivos biofotónicos, radioterapia y dosimetría [55] [56].

Figura 4: *Tipos de phantoms.*



6.5.1. Materiales y métodos para la elaboración y moldeado de *phantoms*

Estos *phantoms* suelen estar hechos de materiales equivalentes a tejidos que imitan las propiedades de los tejidos humanos, como materiales equivalentes a huesos, pulmones, músculos y tejidos blandos [58]. Algunos materiales comunes utilizados en los *phantoms* son materiales de silicona y uretano [58]. Estos materiales se han utilizado para investigar tejidos blandos con diferentes tipos y mezclas de silicona, lo que permite ajustar las propiedades de conductividad eléctrica [58].

Otros materiales comunes utilizados son los materiales que imitan tejidos, estos materiales se utilizan en la construcción de *phantoms* para imitar las propiedades de los tejidos humanos con energías de fotones de diagnóstico [58]. Ejemplos de estos materiales incluyen agarosa, agar, alcohol polivinílico, gelatina y otros [59]. El alcohol polivinílico y polvo de grafito han sido evaluados para su uso en formulaciones de *phantoms* combinadas para estimular tejidos extremadamente densos en mamografía [60]. También se han utilizados materiales de impresión 3D. Se han utilizado materiales como ABS, Verowhite y MDT-white en *phantoms* impresos en 3D, y se han evaluado sus características físicas para determinar la equivalencia radiográfica del tejido y la precisión geométrica [61].

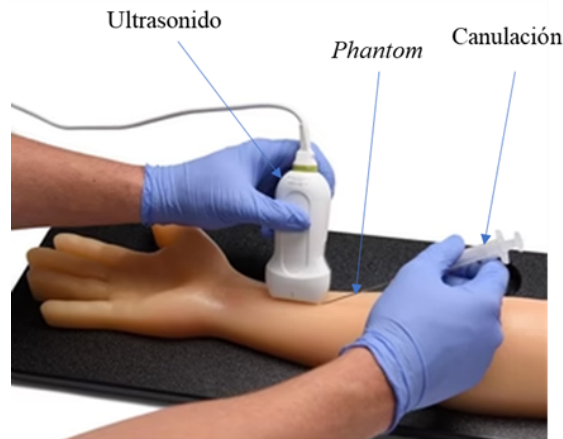
Los métodos utilizados para moldear *phantoms* varían según el tipo de *phantom* que se crea. Por ejemplo, la tecnología de impresión 3D se ha utilizado para fabricar *phantoms* de forma sencilla y rápida [62]. Los radiólogos también han utilizado *phantoms* de molde tradicionales para validar sistemas de imágenes [62]. Estos *phantoms* generalmente se construyen utilizando moldes de plástico, silicona, resina y alginato [14]. La elección de materiales y métodos de moldeo depende de la aplicación específica y de las propiedades que deben imitarse.

6.5.2. Uso de *phantoms* como herramienta de diagnóstico y entrenamiento médico

En el área del entrenamiento médico, para poder realizar un procedimiento quirúrgico complejo, un nuevo cirujano requiere una cantidad suficiente de capacitación [13]. Constantemente se necesitan programas de formación para preparar nuevos cirujanos [13]. Estos programas se basan en la experiencia y, a menudo, se utilizan simuladores de realidad virtual, cadáveres humanos o animales o, a veces, incluso pacientes reales en una sala de operaciones [13]. Practicar con simulación de realidad virtual, cadáveres humanos y animales ofrece un entorno de entrenamiento con riesgos y proporciona más márgenes de error, aunque implementar esto es muy costoso, carecen de fuerza de realización, no tienen retroalimentación visual, vienen con preocupaciones éticas y se degradan bastante rápido, lo que hace que cambien las propiedades mecánicas [63] [64].

Otra alternativa de entrenamiento médico son los *phantoms*. Los *phantoms* se pueden utilizar para familiarizar al nuevo cirujano con técnicas de operación e instrumentos mientras entrena la coordinación ojo-mano [13]. El entrenamiento con un simulador real o un modelo sintético tiene un gran valor beneficioso en comparación con el entrenamiento de cadáveres humanos y con la simulación de realidad virtual [13]. Los cirujanos que están capacitados con *phantoms* tienen habilidades superiores para guiar la posición de la aguja y otros procedimientos clínicos como el entrenamiento de ultrasonido, entrenamiento de endoscopia y entrenamiento de inyección.

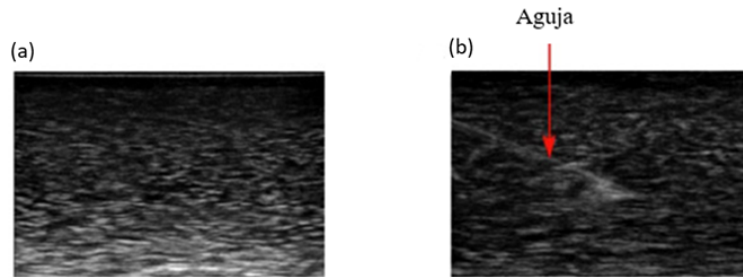
Figura 5: Ejemplo de procedimiento clínico.



Entrenamiento de canulación guiada por ultrasonido [62].

Estos procedimientos clínicos incluyen la biopsia con aguja guiada por ultrasonido. Esta se ha convertido en uno de los métodos más importantes para el diagnóstico de tumores, ya que combina la biopsia con aguja y las técnicas de imagen por ultrasonido [65]. La guía por ultrasonido permite realizar el diagnóstico de forma segura, rápida, eficiente y precisa. Este método no sólo proporciona imágenes de ultrasonido claras, sino que también puede monitorear todo el proceso para garantizar que las agujas vayan en la dirección correcta y en la posición correcta de los tumores sin causar daño a otros tejidos u órganos importantes. [65] [16].

Figura 6: Visualización de *phantom* en ultrasonido.



(a) Imagen de ultrasonido de un *phantom*. (b) Imagen de ultrasonido de un *phantom* que contiene la punción de la aguja [65].

Los *phantoms* juegan un papel fundamental en el avance de la tecnología y la mejora de la seguridad y la eficacia en varios campos de la medicina, como por ejemplo en las imágenes biomédicas, radioterapia y dosimetría. En las imágenes biomédicas, los *phantoms* son utilizados para simular tejidos y órganos humanos para probar, certificar, optimizar y calibrar equipos de imágenes biomédicas [16], como en la resonancia magnética y en la tomografía computarizada. En la radioterapia, los *phantoms* son utilizados para simular tejidos y órganos humanos para evaluar y determinar la precisión de los sistemas de administración de la radioterapia [66]. En la dosimetría, los *phantoms* son utilizados para medir y calibrar la dosis de radiación recibida por los tejidos y órganos humanos durante los procedimientos médicos [66]. Bajo estos mismos campos de la medicina, los *phantoms* se pueden utilizar para enseñar al personal diferentes técnicas de imagen o factores de exposición.

Figura 7: *Phantom utilizado para probar, certificar, optimizar y calibrar un equipo de tomografía computarizada.*



La biofotónica es un campo que implica el uso de tecnologías fotónicas para detectar y controlar un fenómeno o evento biológico, en diferentes niveles que van desde moléculas, células, tejidos, organismos, hasta animales intactos e incluso cuerpos humanos [67]. La instrumentación biofotónica se refiere a los dispositivos y equipos utilizados en biofotónica, como microscopios, espectroscopios y sistemas de imágenes [6]. Los *phantoms* son materiales artificiales que imitan las propiedades ópticas de los tejidos biológicos, como la dispersión y la absorción, y se pueden utilizar para probar, calibrar y verificar dispositivos biofotónicos [67]. Aunque actualmente no existe una estandarización en el diseño y fabricación de este tipo de *phantoms*, estos se utilizarían para la evaluación del rendimiento de una tecnología determinada al imitar las interacciones luz-tejido en el tejido humano [6].

La metodología descrita en este capítulo contempla el desarrollo de un material sólido a base de galletina con propiedades eléctricas y mecánicas análogas a la piel y músculo humanos, que puede ser moldeado y ser utilizado como *phantom* para entrenamiento médico y evaluación de dispositivos médicos.

7.1. Identificación y proceso del protocolo para el desarrollo del gel implementado en *phantoms*

Para establecer un protocolo correcto para desarrollar el gel, se investigaron varias fuentes donde expertos en el campo de la medicina y la imagenología compartieron sus métodos y mejores prácticas [14].

Para la realización de los *phantoms*, se decidió utilizar gelatina (gelatina sin sabor Castilla, Esencias Castilla, Guatemala) debido a sus propiedades consistentes y su naturaleza polimérica que facilita la formación de estructuras estables y maleables, lo que permite crear modelos anatómicos precisos.

Para preparar el gel, se requiere elegir el volumen de agua necesario para el tamaño del *phantom* deseado. Preparar la gelatina en polvo y los aditivos en un tazón. El peso de gelatina necesario es de 21 g de gelatina sin sabor por cada 240 ml de agua. Llevar el agua a ebullición. Verter gradualmente la gelatina en el agua hirviendo, ya que agregar agua a la gelatina provocará grumos. Mezclar bien hasta que todas las partículas se hayan disuelto visiblemente. Evitar usar un batidor para mezclar, ya que esto introducirá microburbujas. También se puede utilizar colorante artificial (1 ml por cada 240 ml de agua) como aditivo. Verter la mezcla disuelta en un molde. Colocarlo en el refrigerador por 4 horas para que se enfríe. Posteriormente, se libera la gelatina del molde y ya puede ser utilizado para pruebas.

La Figura 8 ilustra de manera más gráfica y detallada el proceso utilizado para desarrollar del gel implementado en *phantoms*.

Figura 8: Procedimiento para el desarrollo del gel utilizado en *phantoms*.



7.2. Verificación de las propiedades mecánicas de *phantoms*

Para la verificación de las propiedades mecánicas del gel, varias fuentes fueron investigadas donde expertos en el campo de la medicina y la imagenología compartieron sus métodos y distintos aditivos que se añaden para que el *phantom* se comporte de mejor manera [14].

Para la verificación de las propiedades mecánicas de *phantoms* se utiliza un analizador de texturas (Analizador de Texturas CT3, Brookfield Engineering, U.S.A). Este es un equipo que, a través de compresión y tensión, brinda una serie de propiedades físicas que han demostrado estar altamente correlacionadas con la evaluación sensorial humana de los alimentos y otros productos de consumo como la gelatina. Este equipo fue dispuesto por el Departamento de Ingeniería en Alimentos de la Universidad del Valle de Guatemala.

7.2.1. Desarrollo de *phantoms*

Antes de utilizar este equipo, se fabrican los *phantoms* para este tipo de pruebas. Para los moldes se sugiere utilizar moldes pequeños de forma cilíndrica de aproximadamente 40 ml, como los que pueden observar en la Figura 49. Para este trabajo se añaden 3 distintos aditivos los cuales son: cáscara de *psyllium*, harina de yuca y sal. Para la preparación de la mezcla con cáscara de *psyllium* se agrega 15 ml de cáscara de *psyllium* por cada 240 ml de agua. Para la preparación de la mezcla con harina de yuca se agrega 7.5 ml por cada 240 ml de agua. Para la preparación de la mezcla con sal se agrega 0.9 g por cada 100 ml de agua necesaria. El Cuadro 1 describe de mejor manera estas cantidades necesarias.

Cuadro 1: Protocolo determinado de concentraciones ideales de cada aditivo.

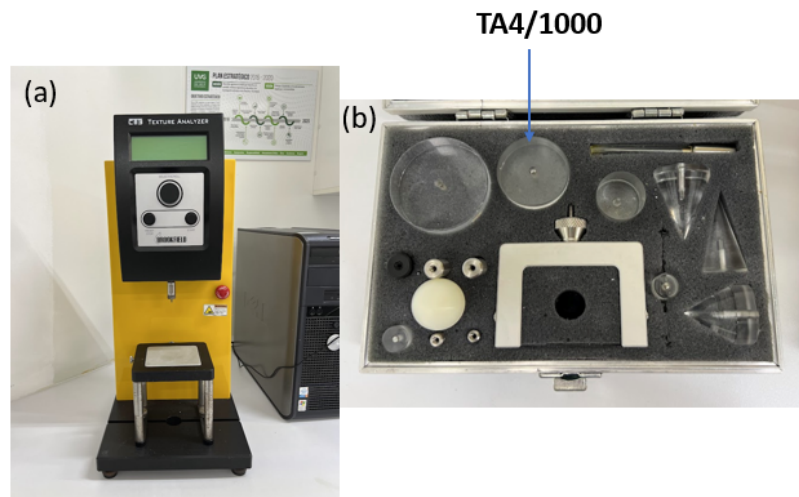
Aditivo	Cantidad
Gel en polvo	21 g por cada 240 ml de agua
Cáscara de <i>psyllium</i>	15 mL por cada 240 ml de agua
Harina de yuca	7.5 mL por cada 240 ml de agua
Sal	0.9 g por cada 100 ml de agua

Es importante destacar que se fabrican 15 muestras en estos moldes. De estos, 3 moldes se conforman solamente con la mezcla de gelatina, 3 con la mezcla de gelatina en polvo y cáscara de *psyllium*, 3 con la mezcla de gelatina en polvo y harina de yuca, 3 con la mezcla de gelatina en polvo y sal, y 3 con la mezcla de gelatina en polvo, cáscara de *psyllium* y harina de yuca. Los aditivos necesarios son mezclados con la gelatina y el agua hervida, luego las mezclas disueltas se vierten en los moldes y se colocan en un refrigerador para su geificación. Estas muestras deben permanecer 24 horas en refrigeración para asegurar estabilidad.

7.2.2. Configuración del analizador de texturas y realización de pruebas mecánicas de los *phantoms*

Una vez solidificados todos los geles, se llevan las muestras al analizador de texturas, como se muestra en la Figura 9 a. Este analizador de texturas incluye un kit con diferentes tipos, formas y tamaños de cabezales, (Figura 9 b). Para las pruebas mecánicas se coloca el cabezal que mejor se asemeje al tamaño del diámetro de las muestras, estas no deben ser más grandes que el cabezal propio cabeal. Para este trabajo se coloca TA4/1000, debido a sus dimensiones. Este cabezal tiene un diámetro de 38.1 mm.

Figura 9: Equipo para pruebas mecánicas.



(a) Analizador de texturas. (b) KIT de cabezales.

Al activar el analizador de texturas, este debe ser colocado en modo “Remote Operation”, (Figura 50) para permitir su operación de manera remota. Luego, en su computadora, se

debe acceder a la aplicación correspondiente del analizador de texturas “TexturePro CT V1.4 Build 17”. La Figura 51 muestra la apariencia de la página principal de esta aplicación. Se establece conexión entre el analizador de texturas y su computadora, se debe dar clic en la opción de “Comunicaciones” y luego se selecciona “Conectar”, como se muestra en la Figura 52 (a). En la página principal, denominada “Tests”, todas las secciones deben ser completadas. En la primera sección, “Identificación Muestra”, se debe ingresar el nombre del producto, el nombre del lote y configurar para que el número de muestra incremente automáticamente, como se ilustra en la Figura 52 (b).

En la sección “Dimensiones Muestra”, el largo y el diámetro de los geles son medidos, para luego establecer estas medidas en dicha sección. Se selecciona que la muestra es de forma cilíndrica y se ingresan sus dimensiones, (Figura 52 (c)). Luego, en la sección “Tipo de Test” se selecciona “Compresión”, (Figura 52 (d)). En la cuarta sección, “Objetivo Test”, se selecciona que el tipo de objetivo trabaje con carga. En el campo de valor meta, se ingresa 10,000 g, que representa el valor máximo permitido, y en el campo de tiempo de espera se establece 0 segundos, (Figura 52 (e)).

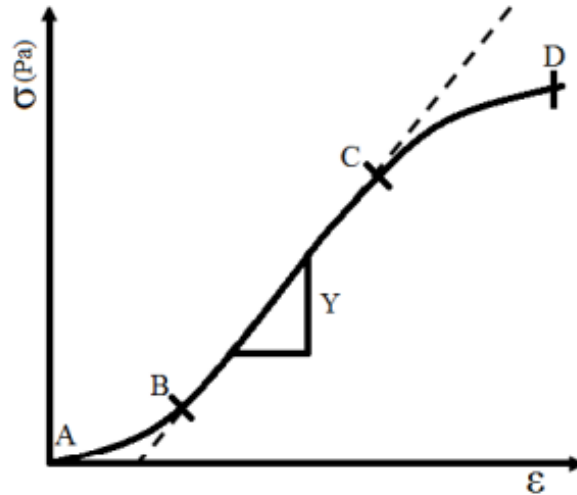
En la sección, “Parámetros Generales de Test”, se establece que la carga de activación es de 100 g y la velocidad de test es de 5 mm/seg. Además, se selecciona volver a la velocidad post-test, se elige el cabezal TA4/1000 que se coloca previamente, y por último, se indica el kit al que pertenece el cabezal, que en este caso es el TA-RT-KIT, como se muestra en la Figura 52 (f). En la sección de “Ajustar barra”, seleccionar la opción de localizar base para que la base pueda ser ubicada y la barra pueda ser calibrada, (Figura 52 (g)). Una vez finalizada la configuración de estas opciones, cada muestra de gel cilíndrica es colocada en la base del analizador de texturas y alineada perfectamente con el cabezal, tal como se observa en la Figura 10. Por último, seleccionar “Iniciar Test”.

Figura 10: Phantom colocado en la base del analizador de texturas CT3 perfectamente alineado al cabezal.



El trabajo que realiza el analizador de texturas son pruebas mecánicas de compresión. En cada prueba, los valores de deformación y esfuerzo son generados, y se produce una gráfica como resultado, (Figura 53). Dado a que la gelatina es un material sólido blando, se espera tener gráficas como la que se muestra en la Figura 11

Figura 11: Curva esfuerzo-deformación típica de un sólido blando.



La metodología descrita previamente se aplica con el protocolo de concentraciones ideales de polvo de gel y aditivos. Además, para las pruebas mecánicas se decidieron probar distintas concentraciones. Se establecen tres protocolos alternativos: uno con el 50% de las concentraciones de polvo en gel y aditivos previamente explicadas, otro con el 200% de esas cantidades, y finalmente, un protocolo con el 300% de esas cantidades, (Cuadro 2). Una vez que estos tres protocolos alternativos son definidos, se procede a la fabricación de los geles y se realizan las pruebas mecánicas, siguiendo la misma metodología. Luego, se analizan los resultados y se verifican las propiedades mecánicas.

Cuadro 2: Concentraciones de cada aditivo de los 3 protocolos alternativos. Cantidades en base a las cantidades ideales definidas.

Aditivo	Protocolo alternativo		
	1 (50%)	2 (200%)	3 (300%)
Gel en polvo	10.5 g por cada 240 ml de agua	42 g por cada 240 ml de agua	63 g por cada 240 ml de agua
Cáscara de <i>psyllium</i>	7.5 ml por cada 240 ml de agua	30 ml por cada 240 ml de agua	45 ml por cada 240 ml de agua)
Harina de yuca	3.75 ml por cada 240 ml de agua	15 mL por cada 240 ml de agua	22.5 ml por cada 240 ml de agua
Sal	0.45 g por cada 100 ml de agua	1.8 g por cada 100 ml de agua	2.7 g por cada 100 ml de agua

7.3. Implementación de procesos de moldeo para el desarrollo de *phantoms*

Para la implementación de procesos de moldeo para el desarrollo de *phantoms*, inicialmente se investigaron diversas técnicas de moldeo, empleando varios materiales auxiliares y la aplicación de moldes flexibles. Como resultado de esta investigación, se optó por fabricar geles basados en figuras geométricas sencillas, como cilindros. En este proceso, se estableció que la fabricación de geles con forma de cilindro se llevaría a cabo mediante el uso de moldes impresos en 3D utilizando material flexible y moldes hechos de alginato.

Posteriormente se avanzó hacia la creación de moldes anatómicamente correctos para la fabricación de cerebro y mano. En este proceso, se definió que la fabricación del *phantom* con forma de mano se llevaría a cabo mediante el uso de un molde hecho de alginato. También se definió que la fabricación del *phantom* con forma de cerebro se realizaría mediante el uso de molde impreso en 3D.

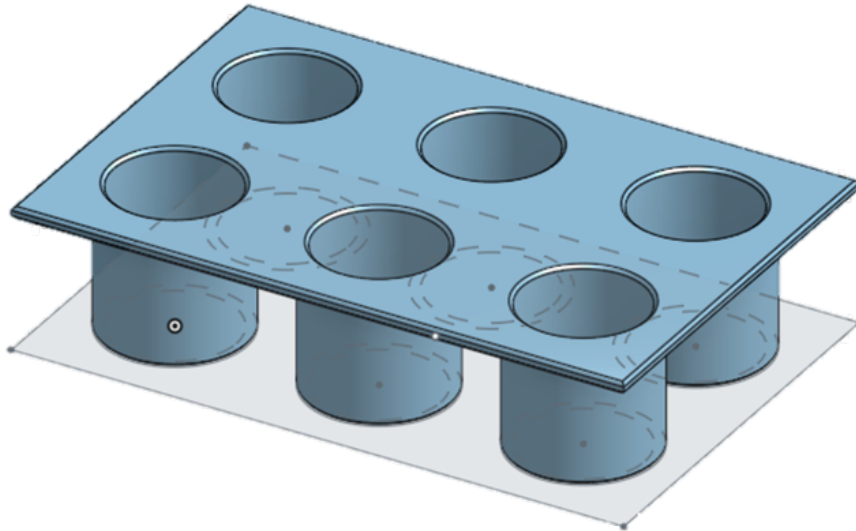
7.3.1. Moldes impresos en 3D

Moldes sencillos impresos con material flexible

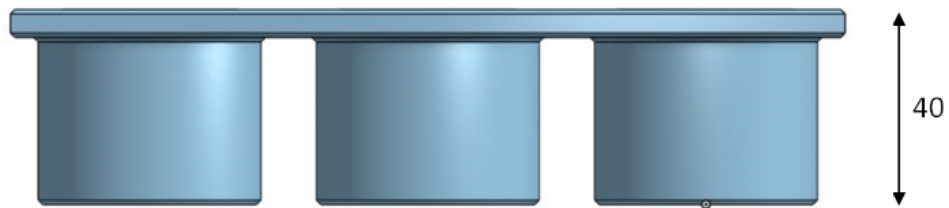
Para la fabricación de moldes impresos en 3D utilizando materiales flexibles, se requiere la realización de un diseño que permita el desarrollo de *phantoms* sencillos de cualquier figura geométrica. En el caso de este trabajo, se realiza el diseño de la Figura [12](#) con sus respectivas dimensiones.

Figura 12: Diseño de los moldes flexibles.

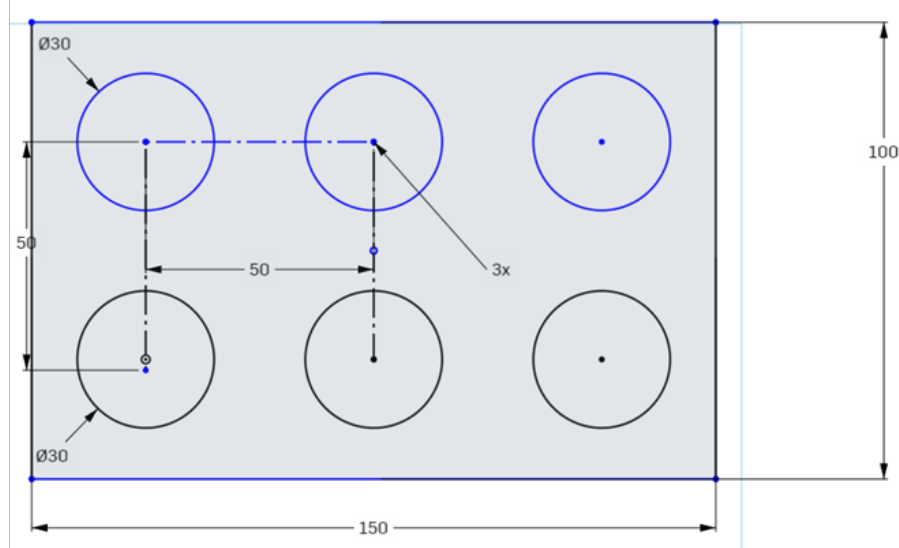
(a)



(b)



(c)



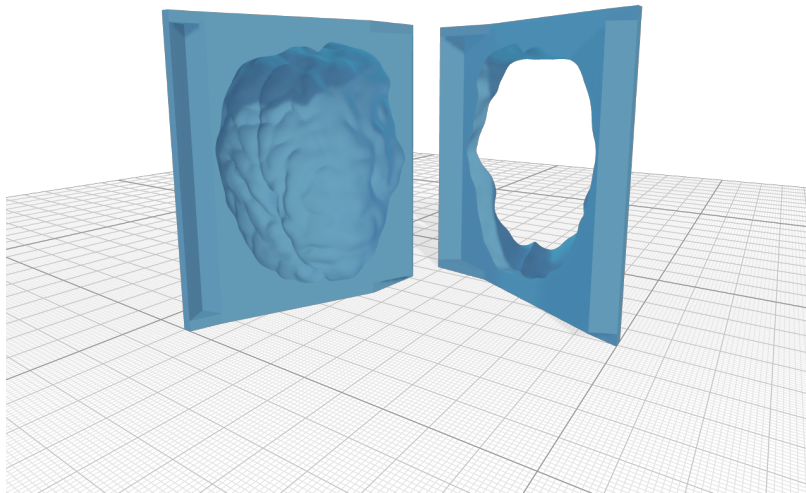
(a) Diseño preliminar. (b) Altura de los moldes. (c) Diámetros y distancias entre cada molde.

Es importante mencionar que en este diseño todos los moldes tienen las mismas dimensiones, tienen una altura de 40 mm y un diámetro de 30 mm, (Figura 12). Una vez obtenido el diseño 3D del molde con las características deseadas, se procede a imprimir el molde. La impresión 3D se realiza utilizando filamento TPU debido a sus propiedades flexibles para la creación y fácil desmoldeo de los *phantoms*. El molde se imprime con los siguientes parámetros: en la opción de “Quality”, el “Layer Height” debe ser 0.2 mm; en la opción de “Infill”, la “Infill Density” debe ser de 10 % y el “Infill Pattern” debe ser “Cross”. Una vez que el molde esté terminado, se puede fabricar y verter el gel en el molde y seguir los pasos descritos en la sección 7.1 para asegurar la gelificación correcta para la creación de *phantoms*.

Molde de cerebro a escala

Para la creación de un cerebro a escala, se consideraron dos enfoques principales. El primero implica la investigación y recopilación de datos sobre las dimensiones promedio de un cerebro humano, para luego utilizar estas medidas para diseñar un modelo tri-dimensional a escala. La segunda opción involucra explorar plataformas especializadas en diseños 3D para encontrar moldes a escala de cerebros que reflejen con exactitud la anatomía humana. Estos moldes se pueden descargar y usar para imprimir modelos físicos. Debido a factor tiempo, en este proyecto, se optó por buscar un molde de un cerebro en la plataforma “Thingiverse”, donde se encontró el siguiente diseño:

Figura 13: *Diseño preliminar del molde de cerebro a escala.*



Una vez obtenido el diseño 3D del molde con las características deseadas, se procede a imprimir el molde. La impresión 3D se realiza utilizando filamento PLA debido a su estabilidad e idoneidad para la creación de los *phantoms*. El molde se imprime con los siguientes parámetros: en la opción de “Quality”, el “Layer Height” debe ser 0.15 mm; en la opción de “Infill”, la “Infill Density” debe ser de 20 % y el “Infill Pattern” debe ser “Triangles”. Una vez que el molde esté terminado, se puede utilizar para el desarrollo de *phantom* de un cerebro a

escala, siempre siguiendo los pasos descritos en la sección 7.1 para asegurar una fabricación correcta.

7.3.2. Moldes de alginato

Para la fabricación de moldes sencillos se utiliza alginato de rápida curación (*Cavex Color Change*, Cavex Hollan BV, Haarlem, Holanda). Este material permite el moldeado rápido de estructuras tri-dimensionales y es utilizado en la industria dental para crear moldes precisos de la dentadura. Para la preparación se mezcla el polvo de alginato 1:1 con agua y se mezcla vigorosamente hasta que se haya disuelto todo el polvo y se tenga una solución de color lila líquida. Rápidamente, se debe de introducir la estructura a moldear en el líquido.

Moldes sencillos y molde en forma de mano

En el caso de este trabajo se replica el molde anteriormente impreso en 3D, (Figura 12), y se moldea una mano. Como se observa en la Figura 14 y 15, la estructura debe de mantenerse en la misma posición por 10 minutos mientras el alginato se solidifica. La finalización de este proceso está identificada por un cambio claro de color en la mezcla. Posteriormente, se debe de retirar el molde cuidadosamente para no dañar las estructuras internas y se debe de dejar reposar por 1 hora. Finalmente, se puede verter el gel en cualquiera de las combinaciones deseadas y seguir los pasos descritos en la sección 7.1 para asegurar la gelificación correcta. Para el proceso de desmoldamiento, se debe de tener especial cuidado al remover el alginato y no dañar el *phantom*.

Figura 14: Molde colocado en la mezcla de alginato para ser replicado.



Figura 15: Mano colocada dentro de la mezcla de alginato para ser replicada.

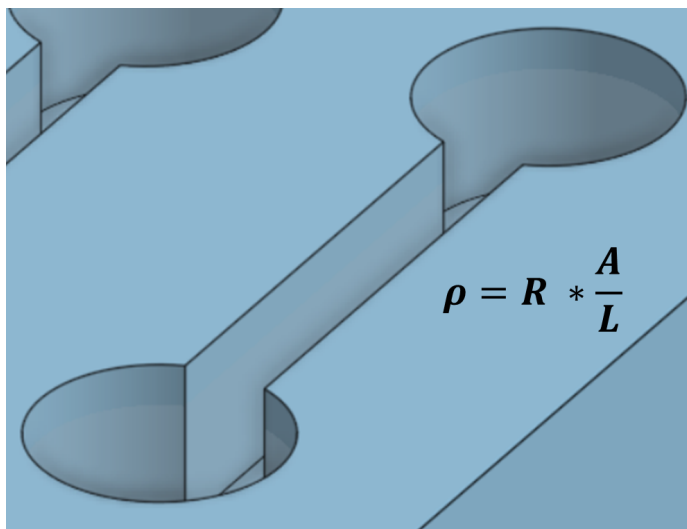


7.4. Verificación de la homogeneidad de la conductividad eléctrica de gel

7.4.1. Desarrollo del molde y fabricación de geles

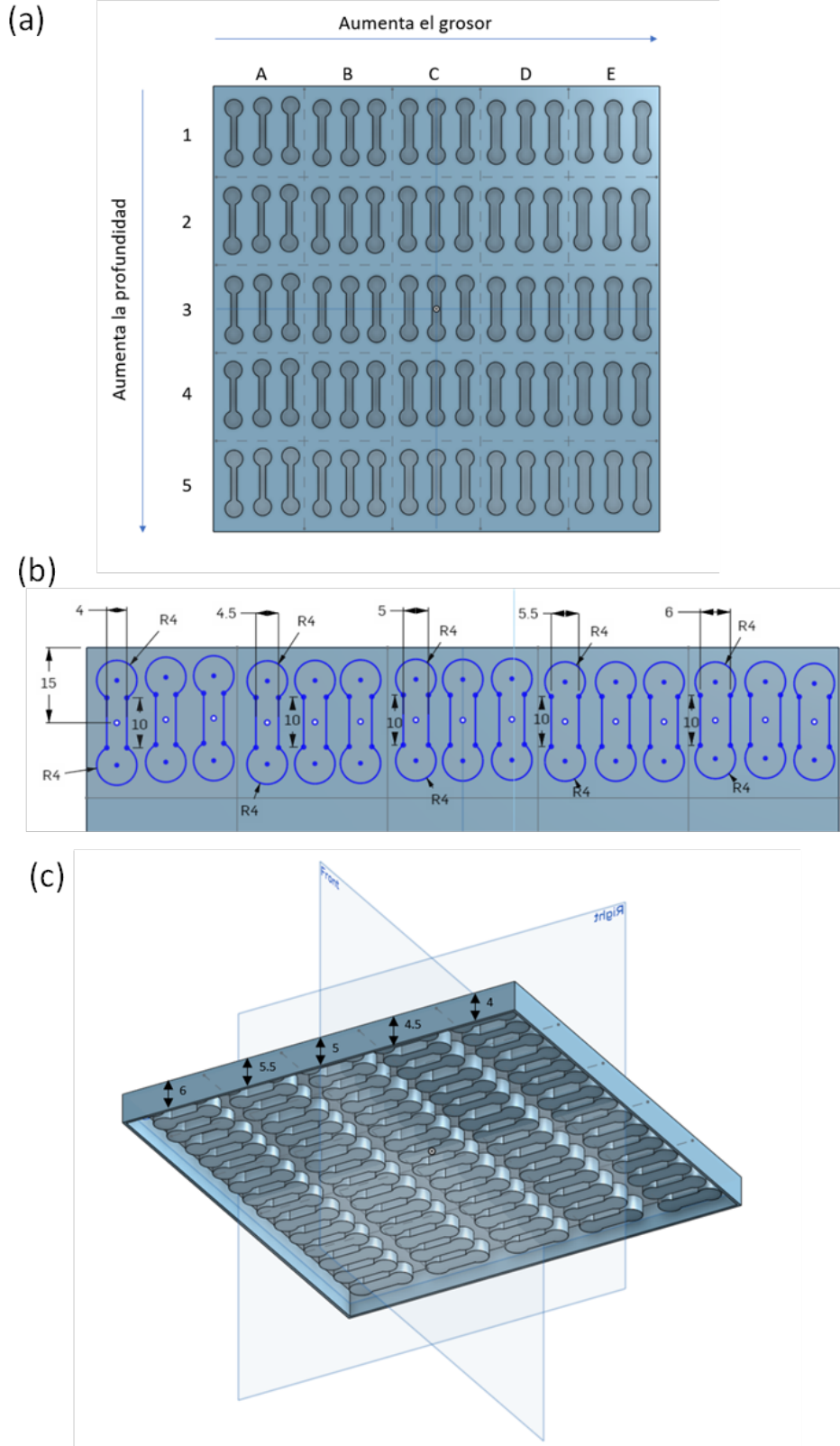
Para realizar la verificación de la homogeneidad en la conductividad eléctrica del gel, se diseña una figura de un resistor volumétrico como molde, (Figura 16).

Figura 16: Resistor volumétrico y fórmula para determinar la resistividad eléctrica.



Luego, se diseña una estructura con una serie de moldes de distintas dimensiones. El diseño presentado en la Figura 17 (a) corresponde a una estructura que contiene diversos moldes con variaciones geométricas. Este molde, de dimensiones 150 mm x 150 mm, se diseña con 75 moldes pequeños. Se divide en 5 columnas y 5 filas, donde cada una se organiza en grupos de 3 figuras, cada grupo posee el mismo tamaño y profundidad. Como se puede observar en la Figura 17 (b), en cada una de las 5 columnas se evidencia un aumento en el grosor de los moldes, comenzando desde 4 mm y aumentando hasta 6 mm. En la Figura 17 (c) se observa que en cada una de las 5 filas hay un incremento en la profundidad de los moldes, iniciando desde 4 mm y llegando hasta 6 mm.

Figura 17: Diseño de la estructura de los moldes.



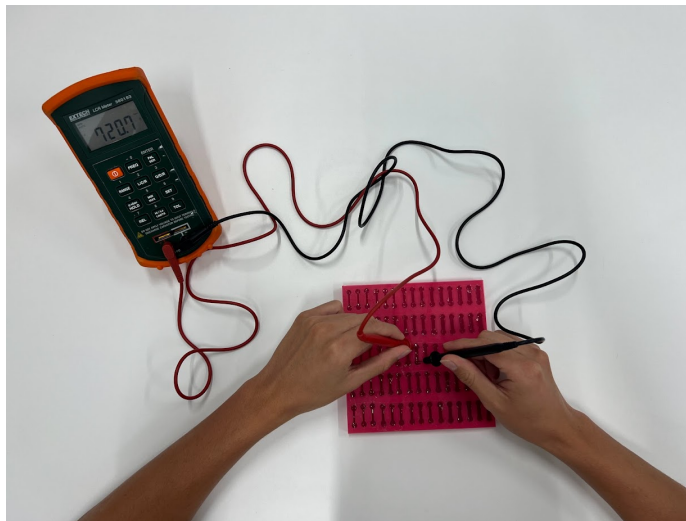
(a) Diseño preliminar. (b) Dimensiones del grosor de cada figura del molde en función de la columna. (c) Dimensiones de la profundidad de cada figura del molde en función de la fila.

Una vez terminado el diseño de este molde, se procede a imprimirlo. La impresión 3D se realiza utilizando filamento PLA y con los siguientes parámetros: en la opción de “Quality”, el “Layer Height” debe ser 0.15 mm; en la opción de “Infill”, la “Infill Density” debe ser de 10% y el “Infill Pattern” debe ser “Triangles”. Posteriormente, se realiza la mezcla del gel. Para este trabajo, lo único que se le agrega a la gelatina es sal, manteniendo constante la concentración. La proporción de este aditivo en relación a la cantidad de agua se detalla en el Cuadro 1. Se vierte la mezcla en todo el molde y seguir los pasos descritos en la sección 7.1 para asegurar la fabricación correcta.

7.4.2. Conductividad eléctrica y homogeneidad

Luego de que los geles se hayan solidificado, se mide la resistencia eléctrica de cada muestra de gel, (Figura 18). Para este procedimiento se utiliza un medidor LCR (Extech LCR meter, Extech Instruments, U.S.A.).

Figura 18: Procedimiento para medir la resistencia de los geles.



Estas mediciones de resistencia fueron luego empleadas para calcular la conductividad eléctrica individual de cada molde, aplicando la fórmula de resistividad que se muestra en la Figura 16.

- ρ representa la resistividad del material, medida en ohmios-milímetro ($\Omega \cdot mm$).
- R es la resistencia del material, medida en ohmios (Ω).
- A es el área de la sección transversal del material, medida en milímetros cuadrados (mm^2).
- l es la longitud del material, medida en milímetros (mm).

Por último, la homogeneidad del material se determina mediante la evaluación de los valores de conductividad eléctrica en los geles.

7.5. Validación de la composición de *phantoms*

Para la validación de la composición de los *phantoms*, se optó por implementar dos métodos diferentes: visualizaciones de ultrasonido y mediciones de bioimpedancia.

7.5.1. Pruebas con ultrasonido

Se necesita identificar a un proveedor adecuado de equipo médico, como una empresa, un hospital o una clínica especializada. Una vez identificado, es importante contactarlos para preguntar sobre la posibilidad de prestar un equipo de ultrasonido para pruebas con los *phantoms*.

Una vez obtenido el equipo de ultrasonido, se procede al desarrollo de tres *phantoms*, siguiendo siempre los pasos descritos en la sección 7.1 para asegurar la fabricación correcta. Para estos *phantoms* se utilizan moldes que contengan un volumen de aproximadamente 960 ml, (Figura 59). Es importante destacar que, de los tres *phantoms*, uno es fabricado únicamente con gelatina. El segundo *phantom* es fabricado con una mezcla de gelatina y cáscara de *psyllium*, mientras que el tercer *phantom* es fabricado con una mezcla de gelatina y harina de yuca. Las proporciones de estos aditivos en relación a la cantidad de agua se detallan en el Cuadro 1.

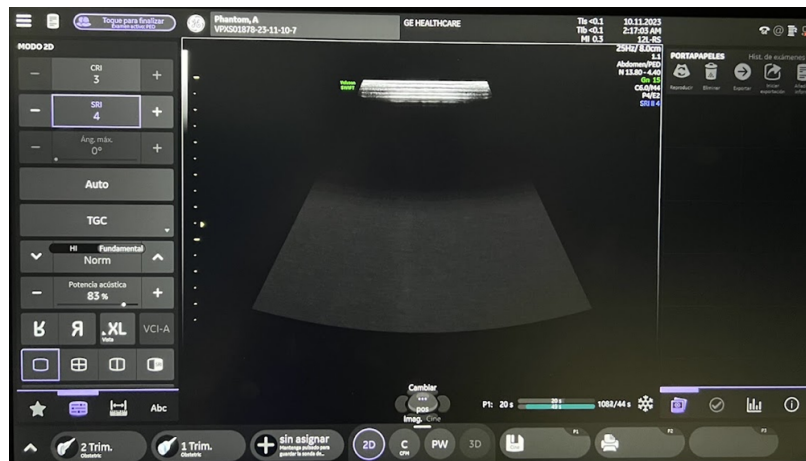
Antes de colocar los modelos en el refrigerador, se agrega un muñeco pequeño, como las que se observan en la Figura 60 dentro de cada mezcla de gel y se le añade un colorante artificial diferente a cada uno de los tres *phantoms* para que puedan ser identificados. Se procede gelificar los *phantoms*. Luego se trasladan los *phantoms* fabricados al equipo de ultrasonido en el cual se trabajará. Para este proyecto, se estableció contacto con PROMED, empresa especializada en la venta de equipo médico. Afortunadamente, se brindó la oportunidad de realizar las pruebas en sus instalaciones con uno de sus equipos de ultrasonido (*Voluson Swift*, General Electric Company, U.S.A), (Figura 19). Sin embargo, estas pruebas pueden realizarse con cualquier tipo de equipo de ultrasonido. Se utiliza el equipo de ultrasonido con una sonda linear siguiendo los parámetros que se ilustran en la Figura 61.

Figura 19: *Equipo de ultrasonido Voluson Swift.*



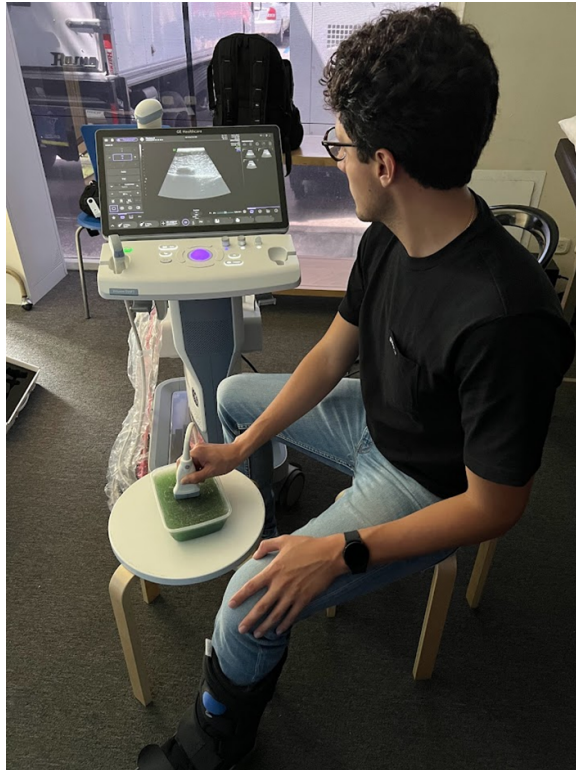
Después de establecerse los parámetros del ultrasonido, se observa que una imagen aparece en la pantalla, tal como se puede ver en la Figura 20. Esta imagen es utilizada como punto de partida para iniciar la realización de la prueba.

Figura 20: *Interfaz principal para el inicio de pruebas.*



Finalmente, la validación de la composición de cada uno de los *phantoms* creados se realiza utilizando el ultrasonido. Este proceso se detalla y puede apreciarse visualmente en la Figura 21.

Figura 21: Descripción del procedimiento para la ejecución de las pruebas.



7.5.2. Medición de bioimpedancia

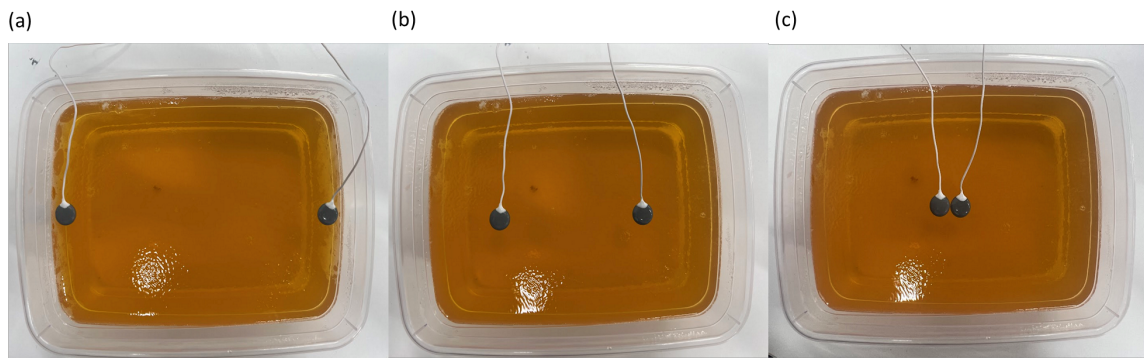
Para las mediciones de bioimpedancia del gel implementado en *phantoms*, se utiliza el sistema de medición de impedancia por espectroscopía de frecuencias (AD594x, Analog Devices, U.S.A.) que fue brindado por la estudiante de Ingeniería Biomédica de la Universidad del Valle de Guatemala, Karla López. Este dispositivo es un frontal analógico de alta precisión y baja potencia diseñado para aplicaciones que requieren técnicas de medición electroquímicas de alta precisión, como mediciones amperométricas, voltamétricas o de impedancia [68].

Para esta prueba, es necesario que se desarrolle un *phantom* conformado únicamente con gelatina, siguiendo siempre los pasos descritos en la sección 7.1. Una vez fabricado el *phantom*, se procede a conectar el dispositivo AD594x a una computadora con su respectivo software para ser enlazado. Este dispositivo, que posee dos electrodos de cloruro de plata, es conectado al *phantom*, (Figura 23). Por último, se inicia la medición de bioimpedancia, (Figura 22). Este procedimiento se realiza con tres posicionamientos diferentes de electrodos. En la Figura 23 se observa que los electrodos se posicionan a distancias de 13 cm, 7 cm y 1 cm entre sí. La Figura 24 ilustra de manera más gráfica el proceso utilizado para la medición de bioimpedancia del gel implementado en *phantoms*.

Figura 22: *Medición de bioimpedancia.*

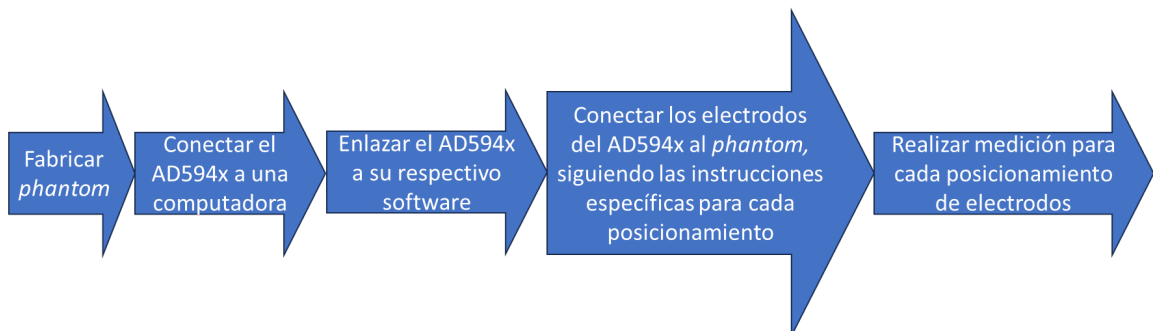


Figura 23: *Posicionamiento de electrodos en phantoms.*



(a) 13 cm entre sí. (b) 7 cm entre sí. (c) 1 cm entre sí.

Figura 24: *Procedimiento para la medición de bioimpedancia en phantoms.*



En este capítulo, se muestran los resultados de la producción de las diferentes metodologías junto con las observaciones sobre el acabado de los modelos.

8.1. Desarrollo de material adecuado para fabricación de *phantoms*

La gelatina sin sabor es un material de bajo costo y fácil adquisición, cuya preparación no requiere instrumentos sofisticados ni mucho tiempo (Sección 7.1). La metodología seleccionada para la fabricación de gel apto para *phantoms* mostró ser adecuada para crear muestras de diversas dimensiones y geometrías de forma rápida. El proceso de fabricación en moldes plásticos demuestra que la gelatina se solidifica adecuadamente reteniendo las dimensiones del molde utilizado, (Figura 25). Estos modelos desmoldeados son fáciles de transportar y mecánicamente estables durante varios días si se mantienen en refrigeración.

Figura 25: Gel solidificado luego de estar refrigerado por 24 horas.



Se puede notar claramente que el *phantom* tiene una composición uniforme en toda su estructura y presenta una apariencia translúcida con un ligero tono morado debido al colorante artificial que se le añadió para una mejor apariencia, (Figura 26). Además, la estructura de dicho *phantom* es suave al tacto y muestra una superficie uniforme, sin rugosidades ni inclusiones visibles, solo posee unos pequeños detalles de gel faltante debido al desmoldeo. Otra de las propiedades más notables de este *phantom* es la viscosidad, esta es relativamente alta, lo que significa que una resistencia notable al flujo. También, su apariencia hinchada y su textura suave al tacto confiere una capacidad de retención de agua muy buena.

Figura 26: Gel retirado del molde.



Al dejarse fuera de refrigeración, este material tiende a desintegrarse y perder la forma pre establecida, (Figura 27). En términos de estabilidad dimensional, el *phantom* a base de gelatina tuvo cambios significativos en su forma y estructura al pasar 1 semana en la intemperie. Se puede notar claramente la pérdida de la consistencia original del material, manifestándose en la formación de poros, desgaste, fusión y desarrollo de olores desagradables.

Figura 27: Gel retirado del molde luego de pasar una semana fuera del refrigerador.

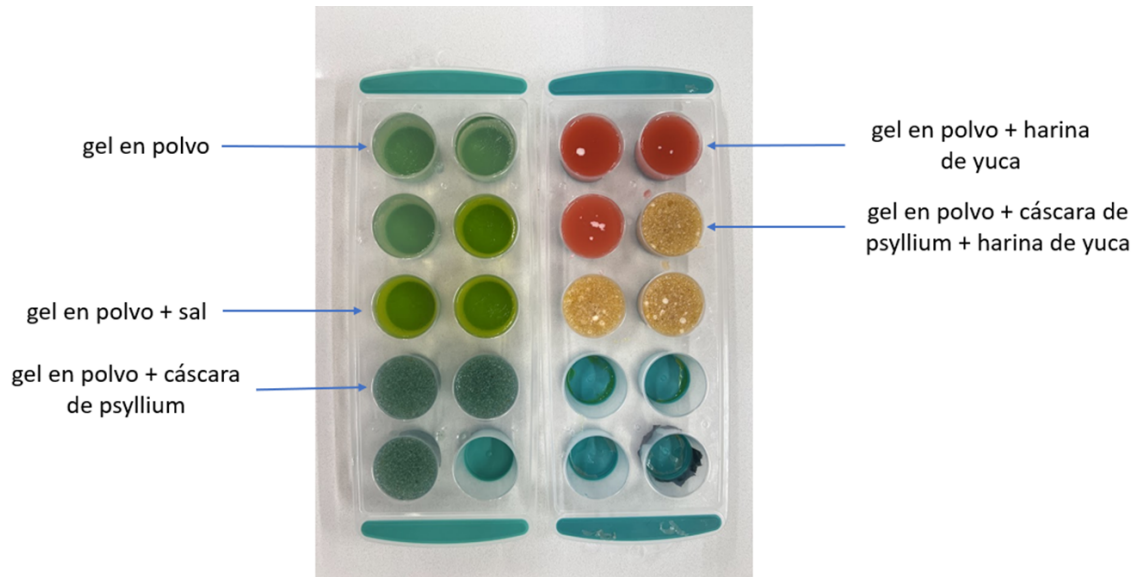


8.2. Pruebas mecánicas del *phantoms*

8.2.1. *Phantoms* para pruebas mecánicas

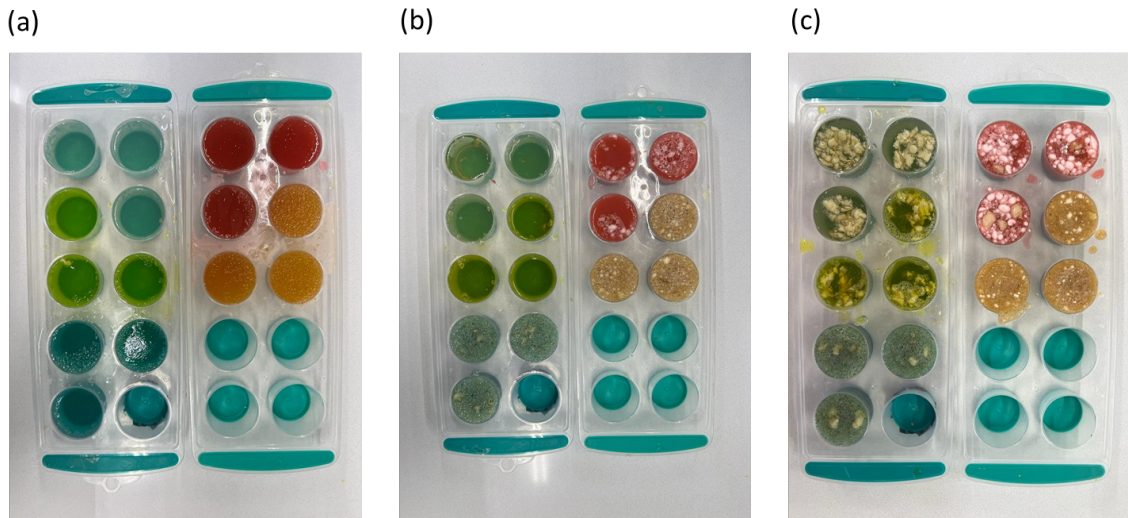
Es notable las diferencias en las apariencias físicas de los *phantoms* creados, a partir del protocolo de concentraciones ideales, para la realización de las pruebas mecánicas, (Figura 28). Se puede identificar que las muestras que contienen solo gel y gel con sal, tienen una apariencia translúcida y simple. Mientras que las muestras que contienen algún tipo de aditivo, presentan una apariencia grumosa y heterogénea, reflejando una distribución irregular de los aditivos en la matriz del gel.

Figura 28: *Phantoms* para la evaluación de pruebas mecánicas solidificados con sus distintos aditivos a concentraciones ideales.



Mientras menor es la concentración de los aditivos, mejor y más homogénea es la apariencia física de las muestras, (Figura 29 (a)). A medida de que va aumentando esta concentración, se observa una transición hacia una textura más irregular y heterogénea, afectando las propiedades de los *phantoms*, (Figura 29 (b) y (c)).

Figura 29: *Phantoms* para la evaluación de pruebas mecánicas solidificados con sus distintos aditivos.



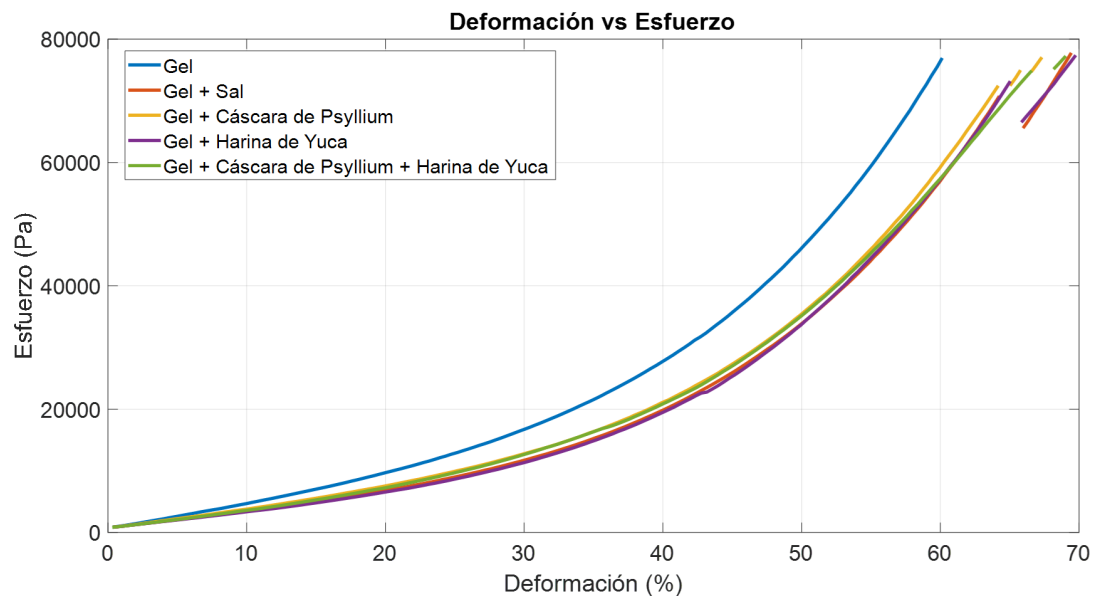
(a) Concentraciones al 50%. (b) Concentraciones al 200%. (c) Concentraciones al 300%.

8.2.2. Pruebas mecánicas de compresión

Phantoms con concentraciones establecidas en el protocolo ideal de gel y aditivos

Al realizar las pruebas mecánicas de compresión de las muestras, se obtuvieron valores de esfuerzo y deformación los cuales se graficaron, (Figura 30). Dicha figura ilustra una gráfica de deformación vs esfuerzo del promedio de 3 distintas muestras para cada aditivo añadido en la mezcla del gel. Todas las muestras fueron sometidas a una prueba de compresión con carga máxima de 10,000 g.

Figura 30: Gráfica de deformación (%) vs. esfuerzo (Pa) de las muestras con las concentraciones ideales de gel y aditivos.



Como se pudo identificar en las pruebas realizadas, la muestra que contiene únicamente gelatina presenta una mayor resistencia a la compresión en comparación con las muestras que incluyen aditivos. La muestra con la combinación de gelatina y cáscara de psyllium es la que presenta la menor resistencia a la compresión. Esto quiere decir que, los aditivos añadidos afectaron las demás muestras, no solo en su composición, si no que también en su capacidad de soportar fuerzas.

El comportamiento de esta gráfica fue el esperado, gracias a que la gelatina es un material elástico no lineal, lo que hace que las líneas sean curvas y no rectas. También es importante mencionar que, la misma figura presenta líneas al aire sin continuidad al final de cada curva. Esto es debido a que el analizador de texturas, en ciertos puntos, únicamente presentó valores de deformación y no de esfuerzo. Esta situación sugiere una limitación en la capacidad del equipo para registrar de manera continua estos 2 valores.

El módulo de Young para cada una de las muestras fue determinado por medio de una

aproximación lineal, (Cuadro 3). Es importante hacer énfasis que estos módulos solamente son aproximaciones, la gelatina es un material que no posee una deformación homogénea por lo tanto esta aproximación no es 100 % verídica y solo aplica a un rango muy pequeño de la medición. En dicho cuadro se puede notar que la muestra que contiene únicamente gelatina presenta un mayor módulo de Young en comparación con las muestras que incluyen aditivos. Esto significa que, la muestra tiene un mayor comportamiento elástico y una mayor rigidez.

Cuadro 3: *Módulo de Young para cada muestra.*

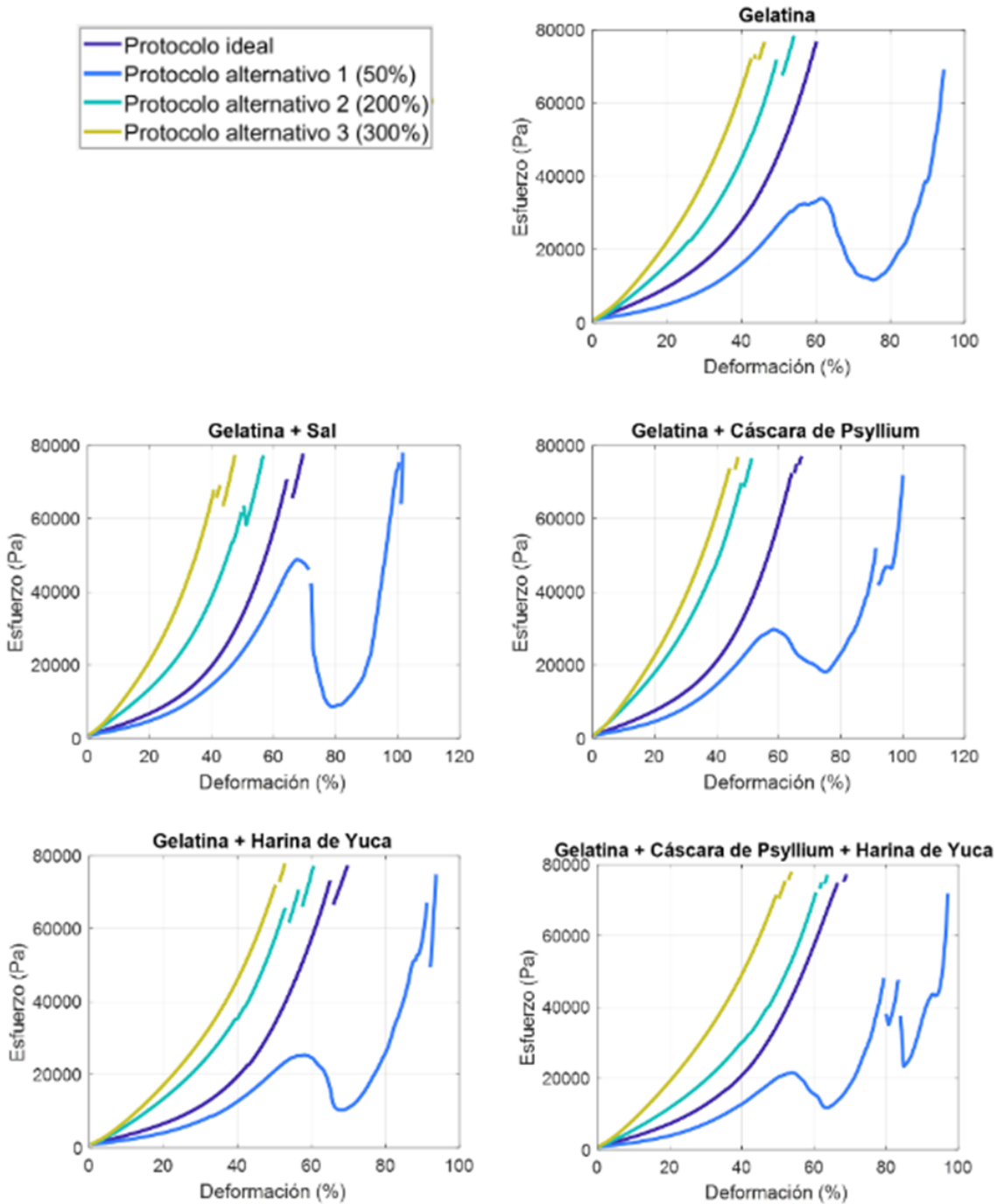
Muestra	Módulo de Young (Pa)
Gelatina	104,265
Gelatina + Sal	96,103
Gelatina + Cáscara de Psyllium	95,277
Gelatina + Harina de Yuca	100,231
Gelatina + Cáscara de Psyllium + Harina de Yuca	96,372

Al comparar estos resultados con el módulo de Young del cerebro y del músculo esquelético, se determinó que los valores obtenidos para las muestras de gelatina, aún con los aditivos, son más bajos. El módulo de Young del cerebro oscila entre 0.4 - 1.2 MPa, lo cual es significativamente mayor al módulo de Young de dichas muestras, ya que estas oscilan entre 0.09 - 0.1 MPa. El módulo de Young del músculo esquelético oscila entre 0.0057 - 0.0067 MPa, cuando el músculo está relajado; y 0.108 - 0.112 MPa, cuando el músculo está tenso. Lo cual significa que, los *phantoms* fabricados con estas formulaciones no replican de buena manera la propiedad mecánica del cerebro ante la compresión. Pero si indica que son buenos candidatos para simular la propiedad mecánica del músculo esquelético ante la compresión.

***Phantoms* con concentraciones establecidas en los protocolos alternativos de gel y aditivos**

Se pudo observar el comportamiento de todas las muestras fabricadas a distintos porcentajes de concentración de gelatina y aditivos, (Figura 31). Cada gráfica representa las concentraciones que se había establecido en la metodología. En general, dicha figura demuestra que, utilizando el 50 % de las concentraciones ideales conlleva a todas las muestras a una curva con una deformación más allá del 50 %, lo que significa que estas *phantoms* no eran lo suficientemente estables. Para la concentración ideal, se observa una relación no lineal entre la deformación y la compresión, esto quiere decir que existe una continuidad en la respuesta del material a la compresión. Además, es evidente que al incrementar las concentraciones en todas las muestras, la resistencia a la compresión aumenta. Esto indica que las variaciones en la concentración afectan directamente a la rigidez del material.

Figura 31: Gráfica de deformación (%) vs. esfuerzo (Pa) de las muestras fabricadas con todos los protocolos.



El módulo de Young para cada una de las muestras de distintas concentraciones fue determinado por medio de una aproximación lineal, (Cuadro 4). En dicho cuadro se puede notar que la muestra que contiene únicamente gelatina presenta un mayor módulo de Young en toda cantidad de concentraciones, en comparación con las muestras que incluyen aditivos. Al comparar estos resultados con el módulo de Young del cerebro y del músculo esquelético, se determinó que los valores obtenidos para las muestras de gelatina con concentraciones del 200 % y 300 %, replican de buena manera la propiedad mecánica del músculo esquelético ante la compresión.

Cuadro 4: *Módulo de Young para cada muestra a distintas concentraciones.*

Muestra	Módulo de Young (Pa)		
	50 %	200 %	300 %
Gelatina	46,026	132,903	148,948
Gelatina + Sal	39,331	120,807	147,360
Gelatina + Cáscara de Psyllium	44,114	125,471	146,553
Gelatina + Harina de Yuca	43,846	113,458	129,912
Gelatina + Cáscara de Psyllium + Harina de Yuca	44,024	101,758x	128,851

El material estudiado presenta propiedades mecánicas que se asemejan a las del músculo esquelético. Para incrementar sus resistencia y emular las características de otro tipo de tejido, simplemente se tendría que aumentar la concentración del material. Esta relación es evidente en los módulos obtenidos de las muestras analizadas.

8.3. Procesos de moldeo para el desarrollo de *phantoms*

8.3.1. Moldes impresos en 3D

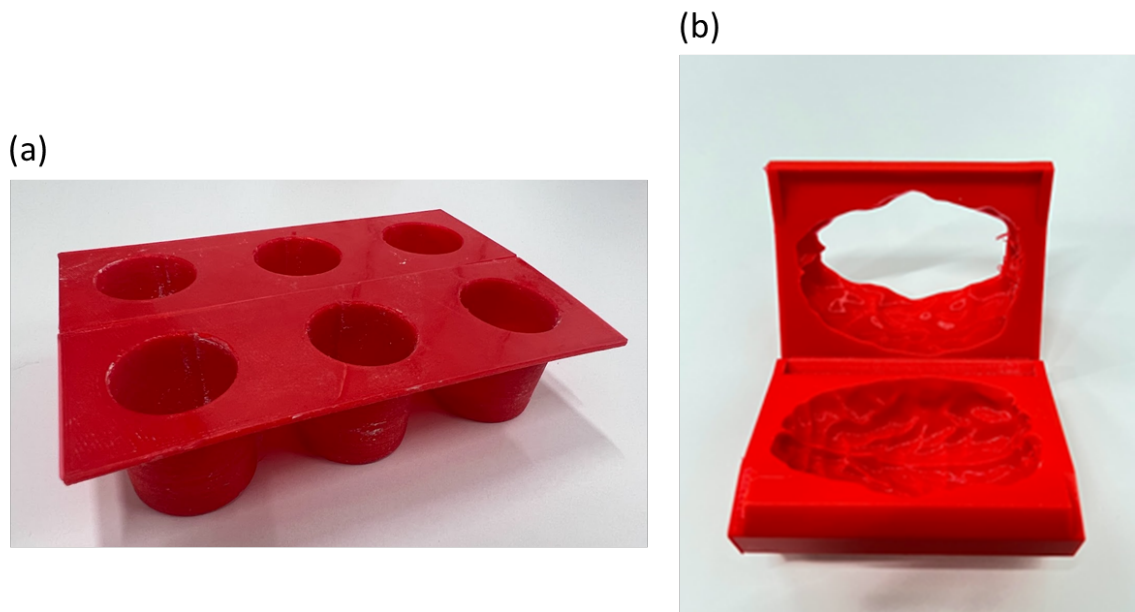
La impresión en 3D permite la elaboración de estructuras sencillas y complejas utilizando una amplia gama de materiales, destacándose el PLA (Ácido Poliláctico) y el TPU (Poliuretano Termoplástico) por sus propiedades únicas y aplicabilidad en el campo biomédico. Los tipos de materiales seleccionados para el moldeo de estos *phantoms* mostraron ser adecuados para crear impresiones de formas sencillas, (Figura 32 (a)); y complejas, (Figura 32 (b)).

La estructura de los moldes sencillos fue impresa con TPU, estos moldes cilíndricos poseen dimensiones muy precisas y uniformes, lo que es crucial para garantizar la consistencia en los *phantoms* producidos. Dicha impresión presenta un molde ligeramente flexible con una textura característica en la superficie y adentro de los moldes, con líneas ligeramente visibles o patrones que resultan de la acumulación capa por capa del material.

El molde de cerebro a escala fue impreso con PLA. Este material de impresión permitió la creación rápida de moldes personalizados según las necesidades específicas. Como se puede observar en la Figura 32 (b), este molde se caracteriza por su diseño dividido en dos partes, la parte inferior y la parte superior del cerebro, con un agujero estratégicamente ubicado. La inclusión de este agujero es debido a que facilita el vertido del gel durante el proceso

de fabricación de los *phantoms*. Dicho molde presenta detalles anatómicos del cerebro muy precisos, lo que asegura una representación realista.

Figura 32: *Moldes impresos en 3D.*



(a) Molde sencillo impreso en 3D utilizando materiales flexibles. (b) Molde de cerebro impreso en 3D.

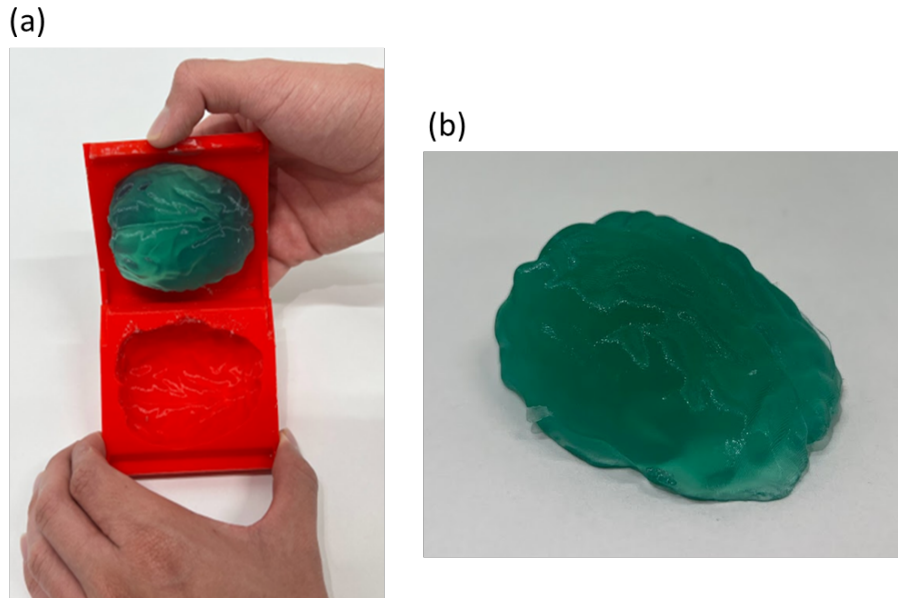
Al fabricar los geles en el molde sencillo utilizando material flexible, se tuvo dificultad al desmoldear cada geometría dando como resultado el quiebre de las muestras, (Figura 33). Además, pequeñas muestras de los geles se quedaron adheridos a la estructura interna del molde, dificultando su uso para próximas muestras.

Figura 33: *Phantoms retirados del molde sencillo.*



Durante el proceso de fabricación del *phantom* utilizando el molde del cerebro, se enfrentó con una dificultad. Esta fue el vertido del gel en el molde, específicamente, mantener el gel dentro del molde mientras se solidificaba. Esta dificultad surgió debido a una pequeña fuga en la junta donde la parte superior del molde se conectaba con la inferior. Para solucionar este problema, se añadió silicón a dicha junta para lograr una mejor unión de las dos partes del molde. El proceso del desmoldeo del cerebro resultó bastante sencillo. Se retiró el silicón y se abrió el molde, (Figura 34 (a)). Una vez retirado el *phantom* del molde, (Figura 34 (b)), se obtuvo un *phantom* de un cerebro con detalles impresionantemente precisos y una notable estabilidad estructural.

Figura 34: *Phantom de cerebro.*



(a) *Phantom* siendo retirado del molde. (b) *Phantom* de cerebro a escala.

8.3.2. Moldes de alginato

El alginato permite la replicación de estructuras sencillas y antropomórficas, gracias a su alta fidelidad en la reproducción de detalles, su flexibilidad y su capacidad de fraguado rápido, lo que lo convierte en un material ideal para la creación de moldes precisos, (Figura 35), y realistas, Figura 37).

El molde sencillo impreso en alginato, (Figura 35), resultó muy bien replicado al modelo que se usó como base. Sin embargo, esta técnica presentó desafíos notables durante la preparación de la mezcla de alginato. La necesidad de esparcir la mezcla rápidamente en la superficie del recipiente de aluminio surgió debido a la rápida tendencia del alginato a secarse y solidificarse. Este factor de tiempo limitado resultó en la dificultad para lograr una distribución uniforme de la mezcla. Como consecuencia, cuando se colocaron los modelos a replicar en los moldes, se observó una disparidad en la inmersión de los modelos en la mezcla, lo que se tradujo en diferencias en las dimensiones finales de los *phantoms* resultantes.

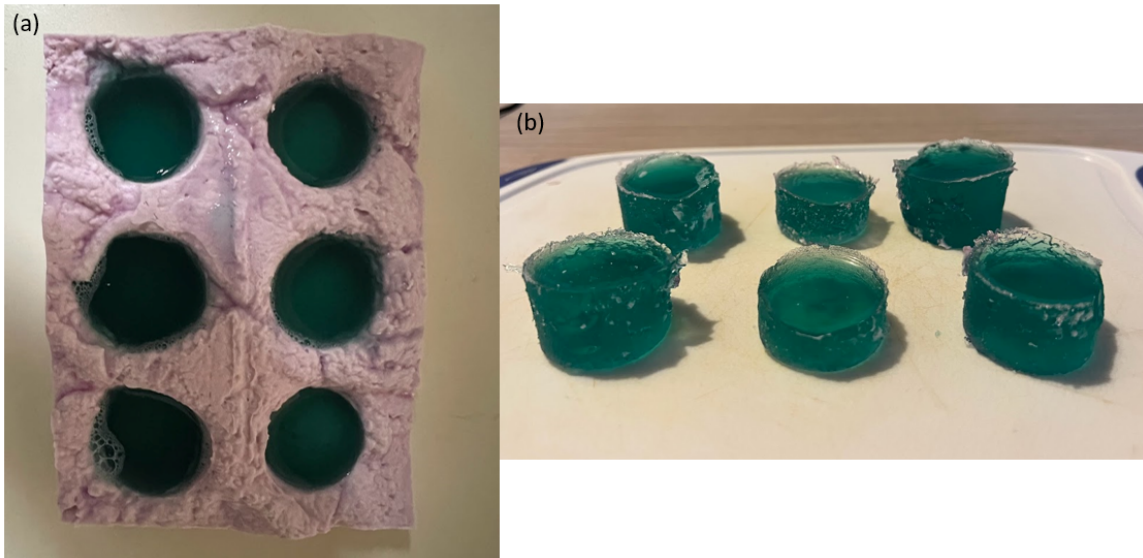
Figura 35: *Proceso de creación de pequeños phantoms en alginato.*



(a) Mezcla del alginato solidificada. (b) Creación de pequeños *phantoms* en el molde de alginato.

La adición del gel a este molde fue simple, solo había que tener precaución de no rebalsar cada molde pequeño. El desmoldeo de estos *phantoms* resultó ser bastante sencillo. Inicialmente, se procedió a retirar cuidadosamente el exceso del alginato que rodeaba las muestras, (Figura 36 (a)); y luego se rompió con delicadeza la estructura externa que contenía las muestras para ser retiradas, (36 (b)). Durante este desmoldeo no se obtuvieron muestras con partes faltantes.

Figura 36: *Proceso de desmoldeo de pequeños phantoms.*

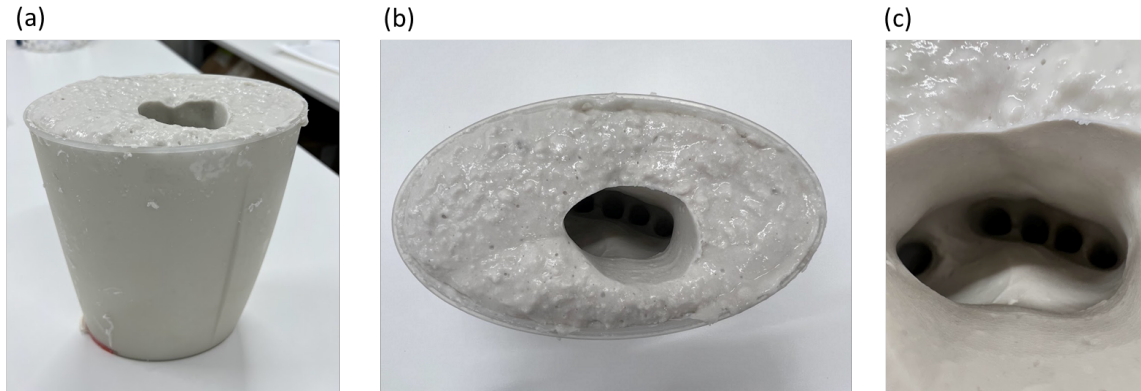


(a) Retiro del exceso de alginato que rodeaban las muestras. (b) Muestras retiradas del molde.

El molde de mano impreso en alginato, (Figura 37 (a)), resultó muy bien replicado a la mano que se usó como base. Sin embargo, a pesar de que el alginato es un material sencillo de usar, esta técnica presentó desafíos al momento de la fabricación del molde. Cuando se realizó la mezcla del alginato en el recipiente, esta había que estarla mezclando constantemente cuando se le añadía más agua o más alginato, ya que en cualquier momento se podía solidificar el alginato. Otro desafío que se enfrentó fue que, justo al colocar la mano en la mezcla terminada, esta hacía que se rebalsara toda la mezcla, entonces había que colocar la mano muy despacio y con delicadeza.

Una vez que el molde había terminado de solidificarse, se pudo observar la capacidad excepcional del alginato en capturar hasta los detalles más mínimos de la mano, (Figura 37 (a) y (b)). Esta fidelidad en la captura de detalles incluyó la textura de la piel, las líneas de la palma, e incluso las curvaturas de las uñas.

Figura 37: *Molde de alginato de una mano.*



(a) Vista frontal del molde. (b) Vista superior del molde. (c) Vista interior del molde.

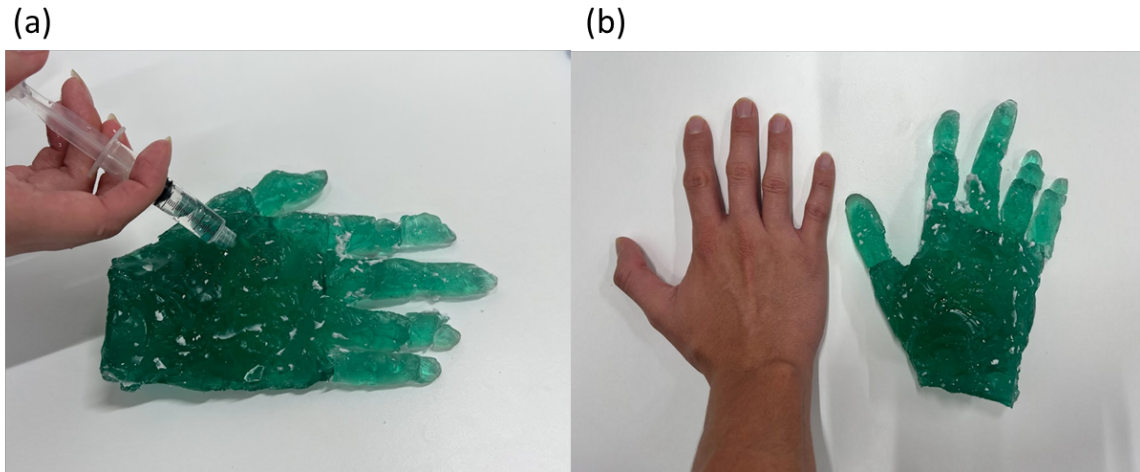
La adición del gel a este molde fue simple. El desmoldeo de este *phantom* fue totalmente un desafío, debido a que, gracias al exceso de alginato que rodeaba la mano, esto hacía muy difícil identificar en qué parte se encontraba el *phantom*. Si no se tenía cuidado se podía terminar dañando el *phantom*. Otra dificultad que surgió fue que, al retirar el alginato, este se encontraba muy adherido al gel, lo que ocasionaba que cuando se iba retirando, este se desprendía con todo y residuos del propio gel. Al desmoldear por completo aún se tenían residuos de alginato adheridos a la mano, (Figura 38). Es importante destacar que, debido a las dificultades anteriormente mencionadas, se rompieron partes de la mano, mayormente en los dedos; y se perdió cierta calidad del modelo final, (Figura 38).

Figura 38: *Phantom de mano.*



Imágenes para fines ilustrativos, (Figura 39 (a) y (b)).

Figura 39: *Phantom de mano.*



(a) *Phantom* para experimentación médica. (b) *Phantom* junto a mano replicada

8.4. Conductividad eléctrica del gel

Determinar la conductividad eléctrica del gel es indispensable al momento de realizar distintas pruebas. El molde con variaciones geométricas fue impreso con PLA. Este material de impresión permitió la creación exacta de moldes personalizados según las variaciones geométricas específicas que se consideraron. Se puede notar que el molde recién impreso, (Figura 58), tiene estructura muy definida y precisa lo cual fue esencial para la validez de las pruebas.

Una vez que el molde había terminado de imprimirse, se vertió el gel al molde. El proceso fue un poco complicado ya que cada figura era muy pequeña, esto hacía difícil la introducción de la mezcla del gel. Además, si no se hacía rápida esta introducción, debido al tiempo, el gel empezaba a solidificarse antes de que se haya colocado en refrigeración. Es notable que, las muestras en el molde, se encontraban muy bien gelificadas, (Figura 40). Lo que facilitó las mediciones en cada muestra.

Figura 40: *Muestras solidificadas para pruebas de conductividad eléctrica.*



Para determinar la conductividad eléctrica de los geles, se decidió realizar mediciones de resistencia en cada geometría. El proceso de medición fue sencilla. En algunas ocasiones, la lectura de las resistencias variaban significativamente, o simplemente no expulsaba algún valor constante, en diferentes partes del gel, esto era debido al movimiento que se generaba con las puntas de medición. En tal caso, se tomaron medidas para corregir o mejorar la medición, como colocar las puntas de medición en un objeto donde puedan permanecer completamente inmóviles. Los cuadros 5 y 6 representan los valores de resistencia para cada figura del molde que dieron como resultado dichas mediciones. El Cuadro 7 representa el promedio de los valores de resistencia para cada grupo de las muestras, para tener una mejor y más general representación del comportamiento.

Es notable el comportamiento que tiene la resistencia eléctrica cuando se mide el gel en las figuras con mayor área, (Figura 41 y 42). Las letras A, B, C, D y E representan un aumento de 0.5 mm, desde 4 mm hasta 6 mm de ancho. Las filas 1, 2, 3, 4 y 5 representan un aumento de 0.5 mm, desde 4 mm hasta 6 mm de altura.

Figura 41: Valores de resistencia eléctrica en relación a las dimensiones de la gelatina, diferente grosor misma altura.

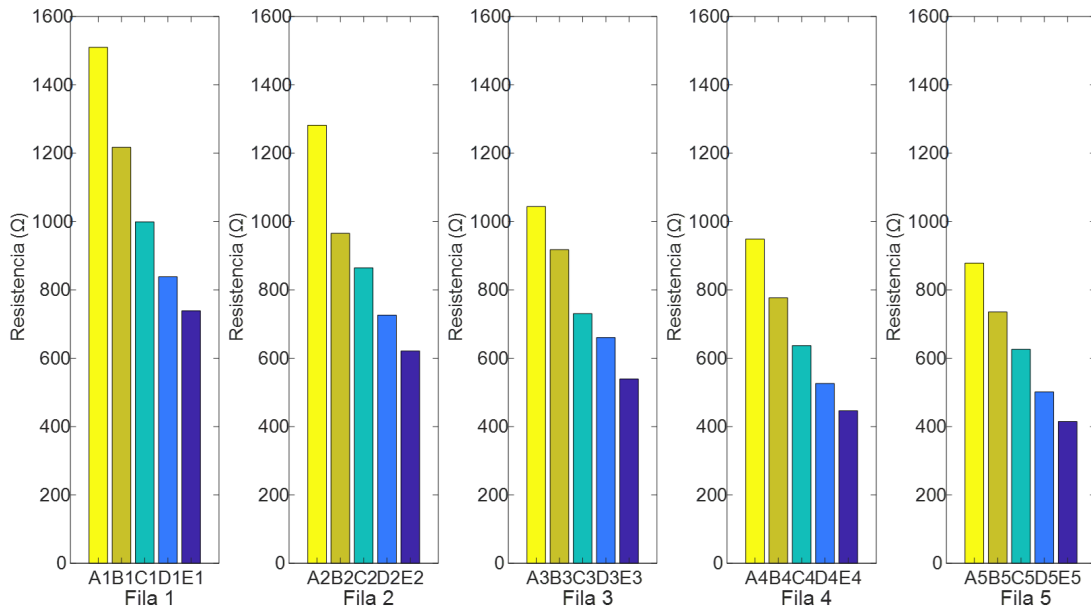
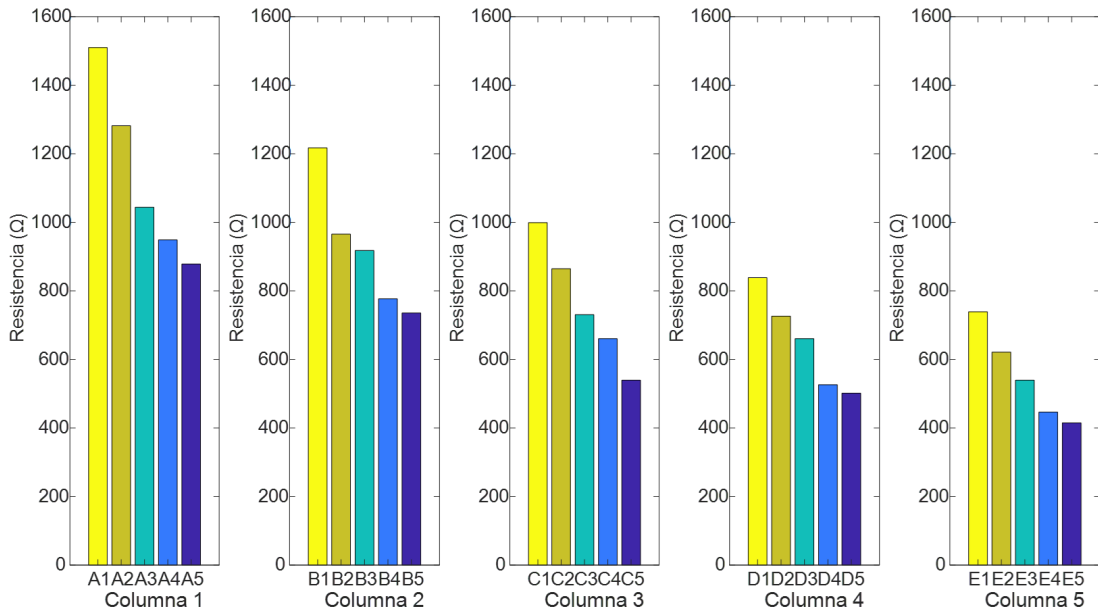


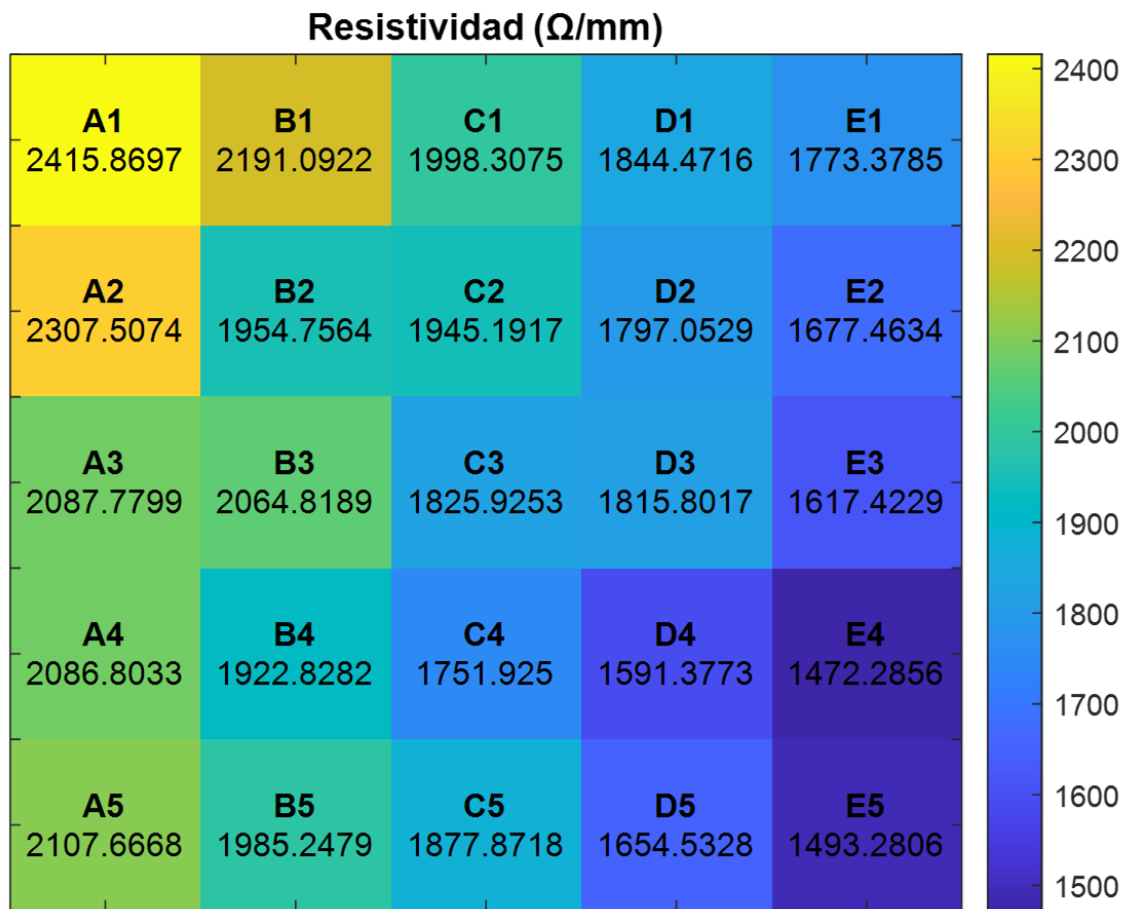
Figura 42: Valores de resistencia eléctrica en relación a las dimensiones de la gelatina, mismo grosor diferente altura.



Como se pudo observar en dichas figuras, los valores de la resistencia y el área de cada figura son indirectamente proporcionales. Mientras menor es el área de la muestra, mayor es la resistencia eléctrica. Esto era de esperarse ya que existe una diferencia en la resistencia al flujo de corriente eléctrica.

Luego, por medio de la fórmula de la resistividad eléctrica, se normalizaron estos valores, lo que permitió obtener el comportamiento de la conductividad eléctrica de cada muestra. Los valores de resistividad debieron ser iguales para todas las muestras debido a que se tomó en cuenta el área y el largo preciso de cada una de estas, pero no fue así, (Figura 43). En dicha figura se puede observar que en todas las muestras, la conductividad eléctrica varió bastante, nunca se mantuvo constante algún valor. Habiendo una diferencia de 38.19% entre el valor más alto y el valor más bajo. La muestra no es 100% homogénea, esto quiere decir que el material utilizado no tenía la misma concentración en todas partes.

Figura 43: Comportamiento de la resistividad eléctrica de cada muestra.

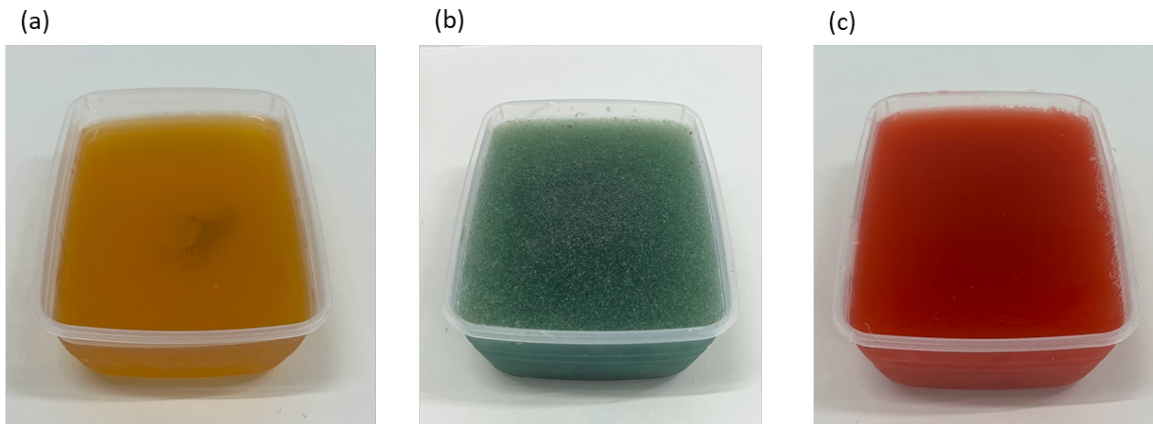


8.5. Aplicaciones de *phantoms* en la medicina

8.5.1. Validación mediante visualizaciones en equipo de ultrasonido

Se puede notar claramente las diferencias en la composición física de los 3 modelos realizados para este tipo de pruebas, (Figura 44). Se determinó que, a simple vista, los aditivos añadidos no dejan ver el muñeco de plástico que se colocó en cada muestra. El verdadero desafío es identificar si estos aditivos generan algún factor en las visualizaciones por medio de ultrasonido.

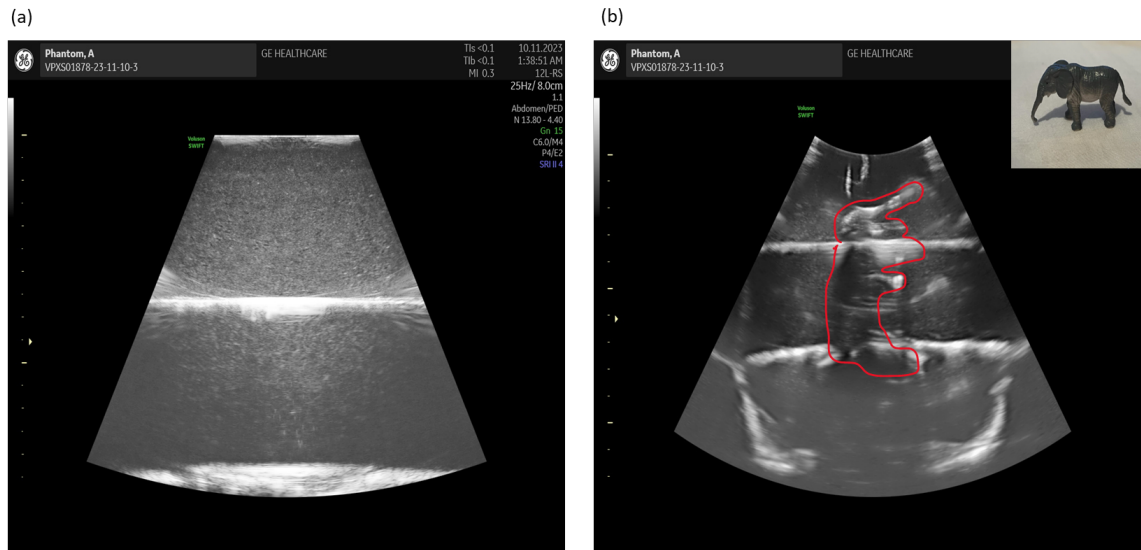
Figura 44: *Phantoms* para visualizaciones con ultrasonido.



(a) *Phantom* únicamente con gelatina. (b) *Phantom* con gelatina y cáscara de psyllium. (c) *Phantom* con gelatina harina de yuca.

Al realizar la exploración en los *phantoms* por medio del ultrasonido, se identificó que la muestra que contenía únicamente gel tenía una superficie más lisa, (Figura 45 (a)). Esta superficie lisa generaba una mayor claridad, haciendo más fácil la visualización del muñeco de plástico que se introdujo al *phantom*, (Figura 45).

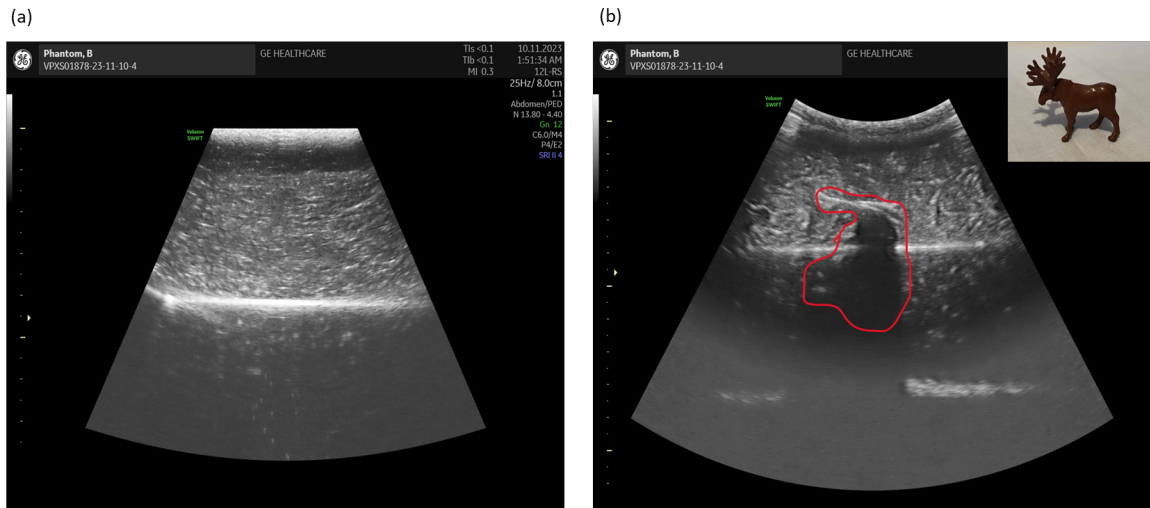
Figura 45: *Exploración por medio de ultrasonido del phantom con únicamente gelatina.*



(a) Textura superficial del *phantom*. (b) Visualización del muñeco.

Para mejorar la apariencia del *phantom* en la ecografía, se necesitaron varios aditivos, ya que la gelatina sin aditivos es extremadamente hipoecoica en la ecografía. Estos aditivos se utilizan en una concentración tan baja que no tienen un efecto tan perceptible sobre la visibilidad en el ultrasonido [14]. Para lograr una mayor ecogenicidad, se utilizó cáscara de psyllium, (Figura 46). La adición de este aditivo a la gelatina dió como resultado una ecogenicidad similar a la de los tejidos blandos. Este *phantom* presentaba una visualización granulosa, generando más detalles en la imagen, (Figura 46 (a)). El muñeco que se colocó en esta muestra fue más fácil de identificar pero más difícil en determinar su forma, (Figura 46 (b)). Esto es debido a que la cáscara de psyllium presentó una gran tendencia a asentarse en el molde.

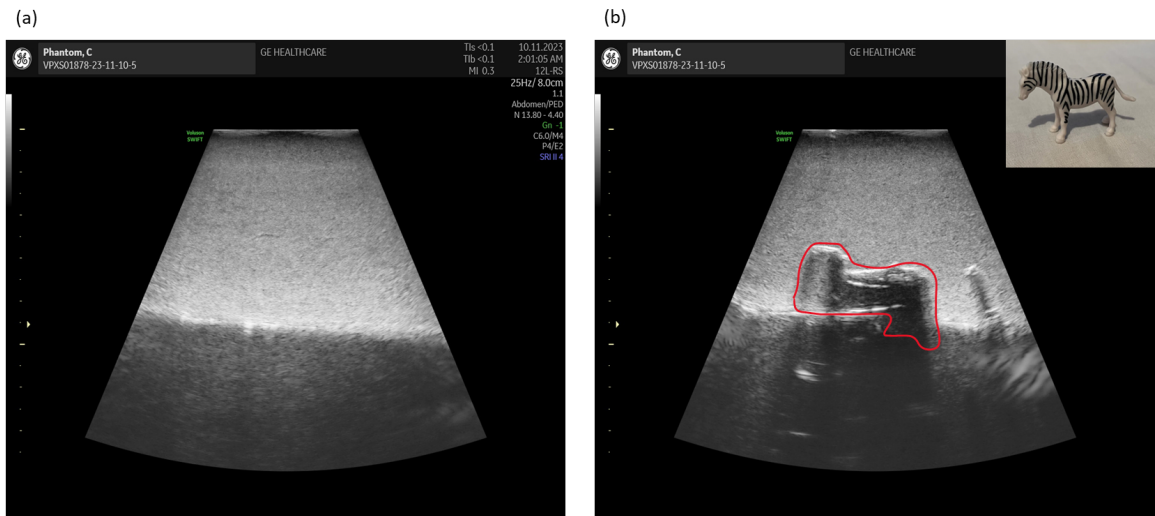
Figura 46: *Exploración por medio de ultrasonido del phantom con gelatina y cáscara de psyllium.*



(a) Textura superficial del *phantom*. (b) Visualización del muñeco.

Para lograr otro tipo de mejoramiento en la ecogenicidad se utilizó harina de yuca, (Figura 47). En este resultado, la harina de yuca no aumentó la ecogenicidad de la gelatina. Este *phantom* presentó una visualización similar a la de la muestra con únicamente gelatina, (Figura 47 (a)). El muñeco que se colocó en esta muestra fue más difícil de identificarlo y no se pudo determinar su forma, (Figura 47 (b)). Esto es debido a que la harina de yuca presentó una gran tendencia a aglomerarse fácilmente junto al agua caliente.

Figura 47: *Exploración por medio de ultrasonido del phantom con gelatina y harina de yuca.*

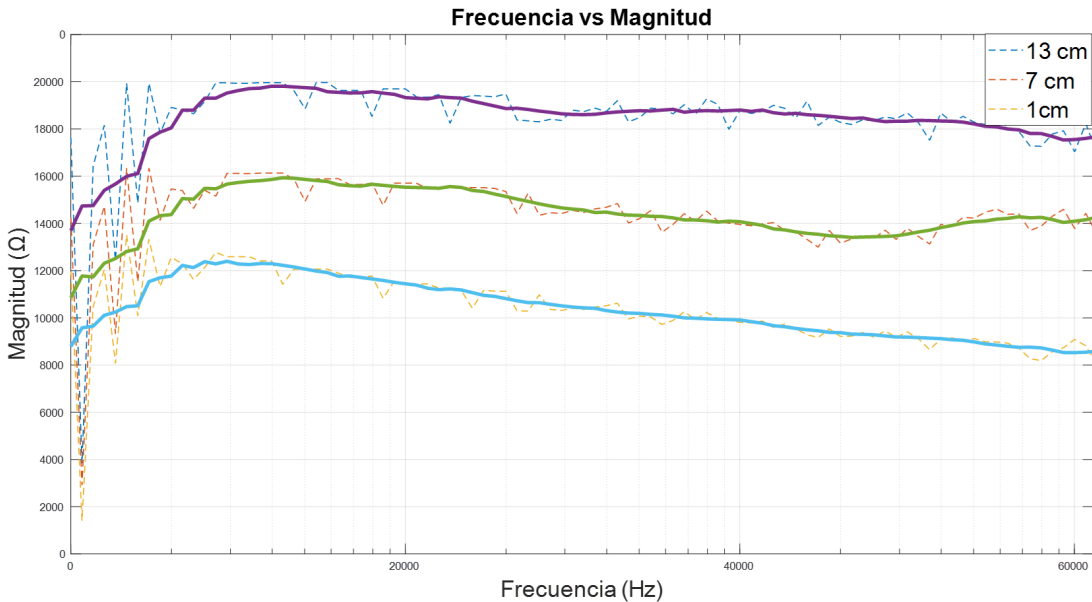


(a) Textura superficial del *phantom*. (b) Visualización del muñeco.

8.5.2. Validación por mediciones de bioimpedancia

Al efectuar las mediciones utilizando el sistema de impedancia por espectroscopía de frecuencias, se determinó que el *phantom* a base de gelatina puede conducir electricidad de forma volumétrica de manera eficiente. Se midió la impedancia que es resistencia compleja. Durante el proceso, se midió y se graficó la impedancia, (Figura 48), que representa una forma de resistencia compleja en el material. Se estableció un volumen específico para monitorear los cambios en la conductividad en distintas partes del *phantom*.

Figura 48: Medición de bioimpedancia en 3 distintas distancias del *phantom*.



Por medio de estas mediciones se identificó que hubieron cambios de conductividad eléctrica en el volumen. Medir la impedancia eléctrica a distancias más pequeñas disminuye la conductividad del material, lo que sería esperado debido a las características resistivas que tiene la gelatina. Para cuando hay una distancia más larga se medía una mayor impedancia, cuando se reducía la distancia se tenía una menor impedancia. Esto se relaciona al campo eléctrico que tiene que recorrer la corriente dentro del material. Esta impedancia es mucho más exacta que solo la resistencia eléctrica.

La gelatina es una sustancia a base de proteínas que se deriva del colágeno. Se encuentra en los tejidos conectivos de animales como el ganado vacuno, los cerdos y los peces [69] [70], lo cual hace la gelatina una gran candidata para la fabricación de *phantoms* que imitan tejidos. Los cambios que obtuvo el *phantom* creado se deben a la estructura misma de la gelatina y a factores externos como la naturaleza higroscópica, la descomposición química de la gelatina, el crecimiento microbiano de la gelatina y la exposición a la luz y al aire.

La naturaleza higroscópica de la gelatina afecta, ya que está relacionada con su estructura proteica, que contiene numerosos residuos de aminoácidos hidrófilos, lo que hace que sea propensa a absorber humedad [71] [72]. La descomposición química de la gelatina afecta, ya que es susceptible a reacciones químicas debido a la presencia de residuos de aminoácidos vulnerables. Estos residuos pueden sufrir reacciones de hidrólisis y oxidación, lo que lleva a una descomposición química [73]. El crecimiento microbiano de la gelatina provoca deterioro y desarrollo de olores desagradables [72]. La exposición a la luz y al aire, ya que gelatina es sensible a la luz ultravioleta, hace que se acelere su degradación. La gelatina es sensible al oxígeno, lo que hace que se promueva las reacciones de oxidación [71] [72].

Para mejorar la duración de estos modelos a base de gelatina, es necesario abordar estos mismos factores. Los investigadores se han centrado principalmente en la incorporación de aditivos como gluconato de clorhexidina, ácido benzoico, lejía o vinagre doméstico en la mezcla de gelatina o como una capa sobre el *phantom* [74] [75]. Estos aditivos pueden ayudar a prevenir el crecimiento y la degradación microbiana, extendiendo así la vida útil del fantasma [74].

Almacenar los *phantoms* en un ambiente refrigerado puede prolongar significativamente su vida útil en comparación con el almacenamiento a temperatura ambiente. Se ha demostrado que la refrigeración preserva los *phantoms* durante un período prolongado; la mayoría de las muestras duran más de 50 días mientras que las muestras a temperatura ambiente quedan inutilizables hacia el día 10 [74]. Proteger los *phantoms* de gelatina de la exposición directa a la luz y el aire puede prevenir la descomposición y degradación química [74]. Esto se puede lograr usando contenedores herméticos o envolviendo los *phantoms* en materiales

protectores de la luz. Al implementar estas medidas, se puede mejorar la longevidad de los *phantoms* a base de gelatina, lo que permite un uso prolongado en diversas aplicaciones

La caracterización mecánica de geles es una tarea desafiante porque son mucho más blandos y suaves que los metales, las cerámicas o los polímeros [76]. El módulo de Young es una medida de la rigidez de un material y cuantifica su capacidad para soportar cambios de longitud cuando está bajo tensión o compresión [77]. Un módulo de Young más alto indica una mayor rigidez. El módulo de Young de los geles oscila entre de 1 kPa a 100 kPa [76], debido a que se rompen y caen fácilmente bajo su propio peso.

Las pruebas de compresión realizadas a los *phantoms* indicaron que la muestra que contenía únicamente gelatina presentó una menor deformación a la compresión y un mayor módulo de Young en comparación con las muestras que incluyen aditivos. Esto es debido a que estas muestras no contenían ningún ingrediente adicional que pudiera afectar su textura y estructura.

Esto claramente se puede atribuir al efecto que tienen estos tipos de aditivos sobre las propiedades mecánicas del gel. La adición de sal a las soluciones de gelatina puede aumentar la ionización de la gelatina, lo que puede afectar sus propiedades mecánicas [78]. La cáscara de *psyllium* está compuesta principalmente de fibra, particularmente de arabinoxilanos que son un tipo de polisacáridos. Esta fibra pudo afectar las propiedades físicas y la composición de los materiales a base de gel, influyendo potencialmente en su resistencia mecánica [79]. Los extractos de harina de yuca se pueden utilizar para inducir la reticulación de la gelatina, lo que lleva a la formación de compuestos con un rendimiento de adsorción mejorado. La adición de harina de yuca puede alterar las propiedades mecánicas del material a base de gelatina [80]. Estos aditivos aumentaron la viscosidad y elasticidad del gel, haciéndolo más propenso a deformarse [81].

Para evitar la disminución de la resistencia a la compresión al agregar aditivos a la gelatina, se debe de investigar otros tipos de aditivos que ayuden con esto. Un estudio descubrió que la adición de bigotes de quitina mejora las propiedades mecánicas de los hidrogeles de gelatina [82]. Otros aditivos que se han estudiado por su potencial para mejorar las propiedades mecánicas de los materiales a base de gelatina incluyen el almidón, la transglutaminasa y la gluconolactona [83] [84]. Si se quiere incrementar la resistencia y emular de mejor manera las características de algún tipo de tejido o músculo, es importante tener en cuenta estas soluciones.

Al fabricar los *phantoms* con los moldes impresos en 3D con material flexible, se tuvo dificultad al desmoldear cada geometría dando como resultado el quiebre de las muestras. Esto es debido a que las dimensiones no eran las adecuadas en el proceso de moldeado y porque el material no era lo suficientemente flexible en comparación como, por ejemplo, el silicón, lo que dificultó el retiro de las muestras. Además, la impresión no quedó totalmente lisa ya que queda una pequeña estructura interna, eso hace que este molde tenga cierta adhesión mecánica y el *phantom* pierda pequeña cantidad de gel.

Para resolver estos problemas de desarrollo de *phantoms*, se debe asegurar que las dimensiones de los moldes sean las adecuadas para el proceso de moldeado y para el material utilizado, ya que si los moldes son muy pequeños, esto dificultará más el retiro de las muestras. También se sugiere mejorar la calidad de impresión, asegurándose que la impresión

sea lo más suave y menos densa posible para evitar la adhesión mecánica y que el molde pueda manipularse más fácil y sea más flexible. Por último, es necesario colocar algún tipo de aceite en los moldes para que las muestras sean liberadas más fácilmente [85].

Al fabricar los *phantoms* con los moldes impresos en alginato, se determinó que este material es ideal para desarrollar este tipo de modelos, gracias a su gran capacidad de captar todos los detalles de los objetos que se quieren replicar. El secado rápido de alginato es crucial para eficientizar el proceso de producción de los moldes y minimizar la distorsión potencial de los detalles durante el proceso de curado. El mayor problema que se presentó fue al retirar el gel de este tipo de moldes, debido a que el alginato se adhería bastante a la gelatina. Al intentar retirar los residuos de alginato en los *phantoms*, esto mismo hacía que se rompiera partes de los modelos, cual fue el caso del *phantom* de la mano. Esta adhesión es debido a la composición química, interacción superficial, textura, porosidad, contenido de humedad y formación del gel [86] [87].

Cuando el alginato y la gelatina entran en contacto, su naturaleza hidrófila puede provocar fuertes interacciones superficiales, lo que hace que se adhieran entre sí [86]. Gracias a su gran capacidad de captar detalles, el alginato posee una textura potencialmente porosa y la gelatina, al fraguar, puede filtrarse en estos poros generando una unión mecánica que provoca que se pegue [87]. El alginato y la gelatina necesitan agua para formar su transformación, la presencia de la humedad del agua hace que haya una mayor adhesión entre los dos materiales, especialmente si se vierte el gel antes de que el alginato se haya solidificado por completo [88] [86] [87].

Para abordar estos problemas, investigadores sugieren aplicar algún agente desmoldeante en el molde de alginato antes de verter la gelatina [85]. También, controlar los niveles de humedad asegurándose de que el molde esté lo más seco posible antes de crear el *phantom*. Otro factor que puede mejorar el moldeado es el uso de algún instrumento suave que separe con cuidado los materiales. La maneras más simples de cambiar esto es intentar fabricar el molde con otro tipo de alginato o, ya bien, aumentar la concentración de la gelatina para que el *phantom* sea más sólido y soporte más al retiro del molde.

La implementación de distintos materiales de impresión en 3D e impresión con alginato permiten la producción de geometrías sencillas y diseños antropomórficos que pueden no lograrse con los métodos de fabricación tradicionales. Estos también ofrecen un opción de moldeo de bajo costo y de uso fácil.

La homogeneidad de un gel se refiere a la uniformidad de sus propiedades eléctricas en toda su estructura. Gracias a esto, la evaluación de la homogeneidad en la conductividad eléctrica de un *phantom* desempeña un papel fundamental en la precisión y la utilidad de este modelo en aplicaciones médicas y de investigación.

Los resultados de las mediciones de resistencia eléctrica de cada gel en forma de resistor volumétrico indican que existen cambios característicos. A medida que se avanza de la columna A1 (grosor más delgado) a la columna E1 (grosor más grueso), los valores de resistencia tienden a disminuir. Al aumentar la profundidad del molde de arriba hacia abajo (de A1 a A5), nuevamente se observa una tendencia a la disminución de los valores de resistencia eléctrica. Esto sugiere que, un mayor grosor y una mayor profundidad del molde se asocia con una menor resistencia eléctrica en el *phantom*.

Esto es debido a que, a medida que aumenta el grosor y la profundidad del molde, el área transversal y la longitud del camino, a través del cual fluye la corriente eléctrica, se incrementa. Esto significa que hay más camino disponible para que la corriente fluya, lo que disminuye la resistencia eléctrica [89]. En términos simples, la corriente eléctrica encuentra un camino más ancho y más profundo y, por lo tanto, enfrenta menos resistencia, lo que resulta en una resistencia eléctrica menor [89] [90].

La resistividad eléctrica es una medida de la resistencia de un tamaño determinado de un material a la conductividad eléctrica [91]. La fórmula de la resistividad eléctrica fue un factor importante para lograr convertir y normalizar los datos de las resistencias en valores que representan e identifican, de manera más precisa, la conductividad eléctrica. Al conocer los valores de la conductividad eléctrica, se identificó que todas las muestras tenían diferentes resultados. La concentración de sal era la misma para todos los geles, así que, en teoría, no debió variar. Esto indica que las muestras no eran 100% homogéneas, habiendo una diferencia de 38.19% entre el valor más alto y el valor más bajo. Esto quiere decir que el material utilizado no tenía la misma concentración en todas partes.

Estos resultados pudieron haber sido afectados por la superficie interna de las muestras, estas no fueron limpiadas luego de imprimir el molde ni antes de añadir el gel, lo que podría haber dejado residuos que afectaron las mediciones. Además, la mezcla manual del gel y la sal podría haber dado lugar a inconsistencias entre las muestras. Finalmente, el tamaño y la forma de los moldes utilizados para crear las muestras de gel podrían haber afectado los valores, ya que eran muestras demasiado pequeñas. Puede ser que en muestras más grandes no se comporte de esta manera el gel

Es posible que la gelatina utilizada en este trabajo fuera un polímero natural que pudo haber sido ligeramente apolar, lo que podría haber resultado en una distribución desigual de las moléculas de sal dentro del gel. Al ser refrigeradas estas muestras en el refrigerador, pudo haber contaminaciones añadidas en el molde. Los últimos factores que no se tomaron en cuenta fueron los ambientales, la gelatina pudo haber absorbido la temperatura y la humedad del ambiente alterando su composición [92].

Para resolver estos tipos de problemas, se identificaron posibles soluciones. Se debe mezclar primero la sal con agua antes de añadir la gelatina, para que esta sea completamente disuelta. Se debe de asegurar de limpiar la superficie de los muestras con agua destilada para eliminar cualquier residuo que pueda afectar las mediciones. Se sugiere probar otra marca de gelatina sin sabor. Por último, se recomienda controlar la temperatura durante la preparación y el enfriamiento de la gelatina con sal, ya que puede influir en la distribución de las moléculas de sal [93].

Este hallazgo es consistente con la información científica sobre la homogeneidad de la conductividad eléctrica en *phantoms* a base de gelatina. Ya que si la conductividad eléctrica de la gelatina no es homogénea, los *phantoms* no imitarán adecuadamente los tejidos biológicos [85], lo que puede afectar la precisión de las pruebas y los resultados de futuros proyectos acerca de validación de nuevas técnicas de imagen y tratamiento [94].

La validación de la composición de los *phantoms* es importante para diversas aplicaciones médicas y de investigación, particularmente en el campo de los procedimientos clínicos guiados por ultrasonido. La muestra que únicamente contenía gelatina demostró tener una

composición más opaca. Esto se debe a que la gelatina sin aditivos es extremadamente hipoeicoica en los ultrasonidos debido a su baja impedancia acústica, lo que provoca una fuerte reflexión del haz de ultrasonidos [95] [96]. Esto da como resultado una señal de eco muy débil, lo que da lugar a una apariencia hipoeicoica en la imagen ecográfica [95] [96] [14].

Las 2 muestras que contenían algún tipo de aditivo demostraron tener una composición más oscura debido a que presentan una ecogenicidad similar a la de los tejidos blandos. Estos aditivos mejoran las propiedades acústicas de los *phantoms* [95], lo que aumenta la ecogenicidad en las imágenes de ultrasonido [14]. Esto permite que el *phantom* imite más fielmente la ecogenicidad de los tejidos blandos, lo que lo hace adecuado para las visualizaciones por medio de ultrasonido.

Gracias a que la cáscara de *psyllium* y la harina de yuca tienden a asentarse y a aglomerarse junto a la gelatina, es crucial prestar especial atención durante la preparación y geleficación de estos *phantoms*. Una exploración descuidada puede resultar en *phantoms* ineficaces para dichas exploraciones. Para evitar dichos problemas, es importante volver a mezclar cada 30 minutos en las primeras etapas de enfriamiento mientras la mezcla permanece en estado fluido. Investigadores presentan que la adición de otro tipo de aditivos como esferas de vidrio o cera de parafina puede aumentar la retrodispersión y la atenuación acústica, lo que hace que la gelatina sea más adecuada para la obtención de imágenes por ultrasonido [97].

A pesar de incluir estos aditivos a los *phantoms* se determinó que los muñecos que fueron añadidos fueron muy difícil de identificar. Para este trabajo se utilizó la sonda “12L ” del ultrasonido, la cual trabaja con frecuencias altas, ya que constantemente es utilizada para exploraciones superficiales. Si se quiere tener una imagen más penetrante, se recomienda utilizar la sonda “4C ”, la cual trabaja con frecuencias más bajas porque se utiliza para exploraciones de tejidos profundos, lo que hace que se tenga una mejor visualización.

La validación por mediciones de bioimpedancia implica confirmar que los *phantoms* a base de gelatina representan con precisión las características eléctricas de los tejidos que pretenden simular. Se ha estudiado la gelatina como un *phantom* que representa la piel para espectroscopía de bioimpedancia. Las mediciones de bioimpedancia de *phantoms* basados en gelatina se han comparado con mediciones de piel in vivo, lo que demuestra que la gelatina tiene propiedades eléctricas similares a las de la piel humana [98].

En este trabajo no se adentró demasiado en lo que presentaron los resultados de las pruebas de bioimpedancia. Lo más importante que se quiere demostrar es que con esta gelatina es posible entrenar personas en esta tecnología. Incluso se puede desarrollar diversos *phantoms* que pueden ser utilizados para análisis de bioimpedancia. También se demostró que conduce electricidad, lo que puede ser utilizado a futuro como algún tipo de herramienta para analizar enfermedades o procesos anatómicos por medio de la bioimpedancia.

Estas mediciones de bioimpedancia se pueden utilizar para evaluar la calidad de las construcciones diseñadas con tejidos antes de implantarlas en el cuerpo, sin necesidad de etiquetas fluorescentes o radiactivas ni métodos destructivos. Esto puede reducir la cantidad de animales necesarios para fines de investigación [99]. Estos *phantoms* también habilitan la capacidad de añadir circuitos dentro de la mezcla de gelatina para simular las propiedades eléctricas de tejidos específicos con fines de investigación. Existen mucho más procesos que

se están tratando de investigar con bioimpedancia como, por ejemplo, la curación de heridas, algunos tipos de cáncer y procesos en los huesos.

En este proyecto se ha determinado las ventajas y se han explorado los aspectos clave que deben considerarse para optimizar la eficacia en el desarrollo de un material con propiedades eléctricas y mecánicas análogas a la piel y músculo humanos, que puede ser moldeado y ser utilizado como *phantom* para entrenamiento médico y evaluación de dispositivos médicos.

- La gelatina sin sabor es un material extremadamente fácil de manejar, pero se debe de tener mucho cuidado durante su conservación ya que tiende a descomponerse después de una semana fuera de refrigeración, por lo que es esencial almacenarlo adecuadamente.
- La cantidad de gelatina y la concentración de aditivos en la mezcla influyen directamente en la rigidez, dureza y en cómo el *phantom* responde a la compresión. Comprender esta influencia es primordial para ajustar y replicar las propiedades mecánicas similares a los tejidos humanos.
- Es importante tomar en cuenta el proceso de desmoldeo al fabricar los *phantoms* de gelatina, ya que, al no emplear agentes desmoldantes, puede resultar en una pérdida de calidad en el modelo final.
- La sal tiene un impacto directo en la conductividad eléctrica de la gelatina. Por lo tanto, es necesario implementar técnicas seguras de mezclado para lograr una distribución completamente homogénea.
- El conocimiento de las características inherentes de la gelatina resulta indispensable para anticipar su comportamiento en los equipos médicos.

Recomendaciones

- Se sugiere realizar la creación de los *phantoms* deseados según el protocolo de fabricación establecido en este proyecto, ya que ofrece crear modelos mecánicamente estables y fáciles de manipular.
- Se recomienda llevar a cabo pruebas de compresión mecánica utilizando dispositivos con mayor precisión en la medición de esfuerzo y deformación, ya que el analizador de texturas CT3 presenta ciertas limitaciones y podría no ser tan fiable en algunos casos. Se recomienda principalmente el equipo *TA Instruments DMA 850* debido a que es considerado una plataforma muy potente para mediciones mecánicas y permite realizar mediciones de compresión de placas en paralelo, lo que es ideal para materiales suaves como geles, adhesivos sensibles a la presión y resinas de alta viscosidad.
- Se sugiere realizar otras técnicas de medición de conductividad eléctrica utilizando un equipo especializado, ya que pueden proporcionar resultados más precisos y directos sobre la homogeneidad de la conductividad eléctrica del *phantom*.
- Se recomienda desarrollar los *phantoms* un día antes de su uso principal, ya que a los pocos días fuera del refrigerador, comenzarán a perder su estabilidad debido a su naturaleza biológica y la acción de microorganismos. Otra opción sería implementar protocolos de fabricación de *phantoms* utilizando los aditivos mencionados en este proyecto para un mantenimiento y una conservación más larga. Esto no solo prolongará su vida útil y reducirá la dependencia de la refrigeración, sino que también facilitará el manejo de las muestras al utilizarlas en equipos médicos.
- Se sugiere considerar el relleno al imprimir una estructura de un molde en 3D, ya que si se utiliza una cantidad muy baja, al agregar la gelatina, podría desbordarse debido al grosor insuficiente del molde.
- Se recomienda priorizar el tiempo al desarrollar moldes impresos a base de alginato, ya que, si no se toma en cuenta este aspecto, el molde se solidificará demasiado rápido y no permitirá la colocación adecuada del modelo que se desea replicar.

- Se sugiere considerar el uso de una cámara de vacío luego de terminar de realizar la mezcla de la gelatina para garantizar la calidad de los *phantoms*. La cámara de vacío puede eliminar las burbujas, mejorar la homogeneidad, remover impurezas, prevenir efectos superficiales y facilitar el moldeado.
- Se recomienda aumentar la cantidad de muestras de geles para llevar a cabo las mediciones de resistencia eléctrica, cambiando y analizando un único parámetro en cada caso. En este sentido, se propone crear otros dos moldes: uno aumentando su anchura y otro aumentando su profundidad.

-
- [1] A. A. Tavares, L. Mezzanotte, W. McDougald et al., “Community survey results show that standardisation of preclinical imaging techniques remains a challenge,” *Molecular imaging and biology*, vol. 25, n.º 3, págs. 560-568, 2023.
 - [2] C. M. Cho, “Training in endoscopy: Endoscopic ultrasound,” *Clinical Endoscopy*, vol. 50, n.º 4, págs. 340-344, 2017.
 - [3] S. A. Armstrong, R. Jafary, J. S. Forsythe y S. D. Gregory, “Tissue-Mimicking Materials for Ultrasound-Guided Needle Intervention Phantoms: A Comprehensive Review,” *Ultrasound in Medicine & Biology*, 2022.
 - [4] R. Jafary, S. Armstrong, T. Byrne, A. Stephens, V. Pellegrino y S. D. Gregory, “Fabrication and characterization of tissue-mimicking phantoms for ultrasound-guided cannulation training,” *ASAIO Journal*, vol. 68, n.º 7, págs. 940-948, 2022.
 - [5] A. I. Chen, M. L. Balter, M. I. Chen et al., “Multilayered tissue mimicking skin and vessel phantoms with tunable mechanical, optical, and acoustic properties,” *Medical physics*, vol. 43, n.º 6Part1, págs. 3117-3131, 2016.
 - [6] L. Hacker, H. Wabnitz, A. Pifferi, T. J. Pfefer, B. W. Pogue y S. E. Bohndiek, “Criteria for the design of tissue-mimicking phantoms for the standardization of biophotonic instrumentation,” *Nature Biomedical Engineering*, vol. 6, n.º 5, págs. 541-558, 2022.
 - [7] M. Lai, S. Skyrman, F. Kor et al., “Development of a CT-Compatible, Anthropomorphic Skull and Brain Phantom for Neurosurgical Planning, Training, and Simulation,” *Bioengineering*, vol. 9, n.º 10, pág. 537, 2022.
 - [8] C. Pirri, C. Stecco, A. Porzionato et al., “Forensic implications of anatomical education and surgical training with cadavers,” *Frontiers in Surgery*, vol. 8, pág. 641581, 2021.
 - [9] K.-G. Yeoh, “The future of medical education.,” *Singapore medical journal*, vol. 60, n.º 1, págs. 3-8, 2019.
 - [10] K. S. Tang, D. L. Cheng, E. Mi y P. B. Greenberg, “Augmented reality in medical education: a systematic review,” *Canadian medical education journal*, vol. 11, n.º 1, e81, 2020.

- [11] S. Hayashi, H. Homma, M. Naito et al., “Saturated salt solution method: a useful cadaver embalming for surgical skills training,” *Medicine*, vol. 93, n.º 27, 2014.
- [12] A. Eranki, A. S. Mikhail, A. H. Negussie, P. S. Katti, B. J. Wood y A. Partanen, “Tissue-mimicking thermochromic phantom for characterization of HIFU devices and applications,” *International Journal of Hyperthermia*, vol. 36, n.º 1, págs. 517-528, 2019.
- [13] E. Dik, “The Design of an Anthropomorphic Brain Phantom: Containing Ventricles,” *Master of Science in Biomedical Engineering at Delft University of Technology*, 2019.
- [14] C. Nhan, J. Chankowsky, C. Torres y L.-M. Boucher, “Creating Low-Cost Phantoms for Needle Manipulation Training in Interventional Radiology Procedures,” *RadioGraphics*, vol. 41, n.º 4, págs. 1230-1242, 2021.
- [15] J. Caravaca, R. Peter, J. Yang et al., “Comparison and calibration of dose delivered by ¹³⁷Cs and x-ray irradiators in mice,” *Physics in Medicine & Biology*, vol. 67, n.º 22, pág. 225 017, 2022.
- [16] W. P. Segars, B. M. Tsui, J. Cai, F.-F. Yin, G. S. Fung y E. Samei, “Application of the 4-D XCAT phantoms in biomedical imaging and beyond,” *IEEE transactions on medical imaging*, vol. 37, n.º 3, págs. 680-692, 2017.
- [17] D. Hong, S. Lee, G. B. Kim, S. M. Lee, N. Kim y J. B. Seo, “Development of a CT imaging phantom of anthropomorphic lung using fused deposition modeling 3D printing,” *Medicine*, vol. 99, n.º 1, 2020.
- [18] E. Giannotti, K. Jethwa, S. Closs et al., “Promoting simulation-based training in radiology: A homemade phantom for the practice of ultrasound-guided procedures,” *The British Journal of Radiology*, vol. 95, n.º 1137, pág. 20 220 354, 2022.
- [19] R. Denadai, A. P. Toledo, D. M. Bernades et al., “Simulation-based ultrasound-guided central venous cannulation training program,” *Acta Cirurgica Brasileira*, vol. 29, págs. 132-144, 2014.
- [20] P. O’Brien, C. S. Smith y E. S. Ebbini, “Image-guided Application and Monitoring of Transcranial Focused Ultrasound in Realistic Human Head Phantom,” en *2019 IEEE International Ultrasonics Symposium (IUS)*, IEEE, 2019, págs. 1898-1901.
- [21] R. Lou-Meda, S. Méndez, E. Calgua et al., “Developing a national patient safety plan in Guatemala,” *Revista Panamericana de Salud Pública*, vol. 43, 2019.
- [22] E. G. Jiménez, “Composición corporal: estudio y utilidad clínica,” *Endocrinología y nutrición*, vol. 60, n.º 2, págs. 69-75, 2013.
- [23] Á. Carbajal Azcona, “Manual de nutrición y dietética,” 2013.
- [24] R. N. Baumgartner, S. B. Heymsfield y A. F. Roche, “Human body composition and the epidemiology of chronic disease,” *Obesity research*, vol. 3, n.º 1, págs. 73-95, 1995.
- [25] R. Davidson, “Using infographics in the science classroom,” *The Science Teacher*, vol. 81, n.º 3, pág. 34, 2014.
- [26] A. C. Nwosu, C. R. Mayland, S. Mason et al., “Bioelectrical impedance vector analysis (BIVA) as a method to compare body composition differences according to cancer stage and type,” *Clinical nutrition ESPEN*, vol. 30, págs. 59-66, 2019.

- [27] M. S. Mialich, J. F. Sicchieri y A. J. Junior, "Analysis of body composition: a critical review of the use of bioelectrical impedance analysis," *Int J Clin Nutr*, vol. 2, n.º 1, págs. 1-10, 2014.
- [28] J. R. Matthie, "Bioimpedance measurements of human body composition: critical analysis and outlook," *Expert review of medical devices*, vol. 5, n.º 2, págs. 239-261, 2008.
- [29] S. F. Khalil, M. S. Mohktar y F. Ibrahim, "The theory and fundamentals of bioimpedance analysis in clinical status monitoring and diagnosis of diseases," *Sensors*, vol. 14, n.º 6, págs. 10 895-10 928, 2014.
- [30] W. L. Nowinski, "Introduction to brain anatomy," *Biomechanics of the Brain*, págs. 5-40, 2011.
- [31] M. B. Spine, *Anatomy of the brain*.
- [32] S. Gluth, J. Rieskamp y C. Büchel, "Deciding when to decide: time-variant sequential sampling models explain the emergence of value-based decisions in the human brain," *Journal of Neuroscience*, vol. 32, n.º 31, págs. 10 686-10 698, 2012.
- [33] S. Budday, T. C. Ovaert, G. A. Holzapfel, P. Steinmann y E. Kuhl, "Fifty shades of brain: a review on the mechanical testing and modeling of brain tissue," *Archives of Computational Methods in Engineering*, vol. 27, págs. 1187-1230, 2020.
- [34] L. E. Bilston, "Brain tissue mechanical properties," en *Biomechanics of the Brain*, Springer, 2011, págs. 69-89.
- [35] S. Budday, R. Nay, R. De Rooij et al., "Mechanical properties of gray and white matter brain tissue by indentation," *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*, vol. 46, págs. 318-330, 2015.
- [36] N. J. Bennion, S. Zappalá, M. Potts, M. Woolley, D. Marshall y S. L. Evans, "In vivo measurement of human brain material properties under quasi-static loading," *Journal of the Royal Society Interface*, vol. 19, n.º 197, pág. 20 220 557, 2022.
- [37] G. Fallenstein, V. D. Hulce y J. W. Melvin, "Dynamic mechanical properties of human brain tissue," *Journal of biomechanics*, vol. 2, n.º 3, págs. 217-226, 1969.
- [38] K. Miller y K. Chinzei, "Mechanical properties of brain tissue in tension," *Journal of biomechanics*, vol. 35, n.º 4, págs. 483-490, 2002.
- [39] A. A. Penn y C. J. Shatz, "Brain waves and brain wiring: the role of endogenous and sensory-driven neural activity in development," *Pediatric research*, vol. 45, n.º 4, págs. 447-458, 1999.
- [40] M. Akhtari, D. Emin, B. Ellingson, D. Woodworth, A. Frew y G. Mathern, "Measuring the local electrical conductivity of human brain tissue," *Journal of Applied Physics*, vol. 119, n.º 6, 2016.
- [41] N. available, "Brain Tissue Conductivity Measurements with MR-Electrical Properties Tomography: An In Vivo Study," 2020.
- [42] M. A. Kandadai, J. L. Raymond y G. J. Shaw, "Comparison of electrical conductivities of various brain phantom gels: Developing a 'brain gel model'," *Materials Science and Engineering: C*, vol. 32, n.º 8, págs. 2664-2667, 2012.
- [43] W. R. Frontera y J. Ochala, "Skeletal muscle: a brief review of structure and function," *Calcified tissue international*, vol. 96, págs. 183-195, 2015.

- [44] Á. Gil Hernández et al., “El músculo, paradigma metabólico en la recuperación nutricional,” 2019.
- [45] P. M. Hopkins, “Skeletal muscle physiology,” *Continuing Education in Anaesthesia, Critical Care & Pain*, vol. 6, n.º 1, págs. 1-6, 2006.
- [46] B. R. MacIntosh, P. F. Gardiner y A. J. McComas, *Skeletal muscle: form and function*. Human kinetics, 2006.
- [47] C. Bosco y P. V. Komi, “Mechanical characteristics and fiber composition of human leg extensor muscles,” *European journal of applied physiology and occupational physiology*, vol. 41, págs. 275-284, 1979.
- [48] G. A. Grinspan Segal, “Propiedades biomecánicas del músculo esquelético evaluadas mediante elastografía por ondas de superficie,” 2019.
- [49] I. V. Ogneva, D. V. Lebedev y B. S. Shenkman, “Transversal stiffness and Young’s modulus of single fibers from rat soleus muscle probed by atomic force microscopy,” *Biophysical journal*, vol. 98, n.º 3, págs. 418-424, 2010.
- [50] F. A. Duck, “Mechanical properties of tissue,” *Physical Properties of Tissues*, págs. 137-165, 1990.
- [51] X. Wang, M. Nawaz, C. DuPont et al., “The role of action potential changes in depolarization-induced failure of excitation contraction coupling in mouse skeletal muscle,” *Elife*, vol. 11, e71588, 2022.
- [52] F. Gielen, H. Cruys, B. Albers, K. Boon, W. Wallinga-de Jonge y H. Boom, “Model of electrical conductivity of skeletal muscle based on tissue structure,” *Medical and Biological Engineering and Computing*, vol. 24, págs. 34-40, 1986.
- [53] F. Gielen, W. Wallinga-de Jonge y K. Boon, “Electrical conductivity of skeletal muscle tissue: experimental results from different muscles in vivo,” *Medical and Biological Engineering and Computing*, vol. 22, págs. 569-577, 1984.
- [54] R. Mathias, “An analysis of the electrical properties of a skeletal muscle fiber containing a helicoidal T system,” *Biophysical Journal*, vol. 23, n.º 2, págs. 277-284, 1978.
- [55] Y. Watanabe y C. Constantinou, “Phantom materials in radiology,” *Encyclopedia of medical devices and instrumentation*, 2006.
- [56] C. Freymüller, S. Ströbl, M. Aumiller, M. Eisel, R. Sroka y A. Rühm, “Development of a microstructured tissue phantom with adaptable optical properties for use with microscopes and fluorescence lifetime imaging systems,” *Lasers in Surgery and Medicine*, vol. 54, n.º 7, págs. 1010-1026, 2022.
- [57] T. M. Ihalainen, N. T. Lönnroth, J. I. Peltonen et al., “MRI quality assurance using the ACR phantom in a multi-unit imaging center,” *Acta oncologica*, vol. 50, n.º 6, págs. 966-972, 2011.
- [58] C. K. McGarry, L. J. Grattan, A. M. Ivory et al., “Tissue mimicking materials for imaging and therapy phantoms: a review,” *Physics in Medicine & Biology*, vol. 65, n.º 23, 23TR01, 2020.
- [59] L. B. Christie, W. Zheng, W. Johnson et al., “Review of imaging test phantoms,” *Journal of Biomedical Optics*, vol. 28, n.º 8, págs. 080 903-080 903, 2023.

- [60] N. A. Kabir, F. O. Okoh y M. F. M. Yusof, “Radiological and physical properties of tissue equivalent mammography phantom: Characterization and analysis methods,” *Radiation Physics and Chemistry*, vol. 180, pág. 109 271, 2021.
- [61] J. Qiu, K. Hou, B. A. Dyer et al., “Constructing customized multimodal phantoms through 3D printing: A preliminary evaluation,” *Frontiers in Physics*, vol. 9, pág. 605 630, 2021.
- [62] V. Filippou y C. Tsoumpas, “Recent advances on the development of phantoms using 3D printing for imaging with CT, MRI, PET, SPECT, and ultrasound,” *Medical physics*, vol. 45, n.º 9, e740-e760, 2018.
- [63] B. Kye, N. Han, E. Kim, Y. Park y S. Jo, “Educational applications of metaverse: possibilities and limitations,” *Journal of educational evaluation for health professions*, vol. 18, 2021.
- [64] M. Nawras, J. Aoun, V. Yazdi, M. Hecht, S. Khuder y P. Frank, “Assessing the Ethical Concerns of Medical Students in the Gross Anatomy Lab,” *Journal of Medical Education and Curricular Development*, vol. 10, pág. 23 821 205 231 168 505, 2023.
- [65] Y. Wang, E. A. Agyekum, J. Chen et al., “Fabrication of SEBS Block Copolymer-Based Ultrasound Phantom Containing Mimic Tumors for Ultrasound-Guided Needle Biopsy Training,” *Ultrasound in Medicine & Biology*, vol. 48, n.º 6, págs. 1143-1150, 2022.
- [66] R. Tino, A. Yeo, M. Leary, M. Brandt y T. Kron, “A systematic review on 3D-printed imaging and dosimetry phantoms in radiation therapy,” *Technology in cancer research & treatment*, vol. 18, pág. 1 533 033 819 870 208, 2019.
- [67] Q. Luo, *A brief introduction to biophotonic techniques and methods*, 2020.
- [68] Y. Liu, D. Li, J. Qian, B. Di, G. Zhang y Z. Ren, “Electrical impedance spectroscopy (EIS) in plant roots research: a review,” *Plant Methods*, vol. 17, n.º 1, págs. 1-25, 2021.
- [69] P. Kozlov y G. Burdygina, “The structure and properties of solid gelatin and the principles of their modification,” *Polymer*, vol. 24, n.º 6, págs. 651-666, 1983.
- [70] O. V. Mikhailov, “Gelatin as It Is: History and Modernity,” *International Journal of Molecular Sciences*, vol. 24, n.º 4, pág. 3583, 2023.
- [71] E. Boucard, L. Vidal, F. Coulon, C. Mota, J.-Y. Hascoët y F. Halary, “The degradation of gelatin/alginate/fibrin hydrogels is cell type dependent and can be modulated by targeting fibrinolysis,” *Frontiers in bioengineering and biotechnology*, vol. 10, pág. 920 929, 2022.
- [72] E. van den Bosch y C. Gielens, “Gelatin degradation at elevated temperature,” *International journal of biological macromolecules*, vol. 32, n.º 3-5, págs. 129-138, 2003.
- [73] T. Baydin, O. A. Aarstad, M. J. Dille, M. N. Hattrem y K. I. Draget, “Long-term storage stability of type A and type B gelatin gels: The effect of Bloom strength and co-solutes,” *Food Hydrocolloids*, vol. 127, pág. 107 535, 2022.
- [74] K. M. Rathbun, C. F. Harryman y A. T. Re, “Prolonging the shelf life of homemade gelatin ultrasound phantoms,” *Journal of Medical Ultrasound*, vol. 30, n.º 2, pág. 130, 2022.
- [75] M. S. M. Said y N. Seman, “Preservation of gelatin-based phantom material using vinegar and its life-span study for application in microwave imaging,” *IEEE Transactions on Dielectrics and Electrical Insulation*, vol. 24, n.º 1, págs. 528-534, 2017.

- [76] M. Czerner, L. S. Fellay, M. P. Suárez, P. M. Frontini y L. A. Fasce, “Determination of elastic modulus of gelatin gels by indentation experiments,” *Procedia Materials Science*, vol. 8, págs. 287-296, 2015.
- [77] Y. Z. Ma, D. Sobernheim y J. R. Garzon, “Glossary for unconventional oil and gas resource evaluation and development,” en *Unconventional oil and gas resources handbook*, Elsevier, 2016, págs. 513-526.
- [78] K. V. Thimann, “The effect of salts on the ionisation of gelatin,” *The Journal of General Physiology*, vol. 14, n.º 2, pág. 215, 1930.
- [79] M. Franco y M. Gómez, “Effect of Psyllium on Physical Properties, Composition and Acceptability of Whole Grain Breads,” *Foods*, vol. 11, n.º 12, pág. 1685, 2022.
- [80] P. Ndagijimana, X. Liu, Q. Xu et al., “Cassava flour extracts solution to induce gelatin cross-linked activated carbon-graphene oxide composites: the adsorption performance of dyes from aqueous media,” *Environmental Advances*, vol. 5, pág. 100 079, 2021.
- [81] P. S. Agarwal, S. Poddar, N. Varshney et al., “Printability assessment of psyllium husk (isabgol)/gelatin blends using rheological and mechanical properties,” *Journal of Biomaterials Applications*, vol. 35, n.º 9, págs. 1132-1142, 2021.
- [82] S. Ge, Q. Liu, M. Li et al., “Enhanced mechanical properties and gelling ability of gelatin hydrogels reinforced with chitin whiskers,” *Food Hydrocolloids*, vol. 75, págs. 1-12, 2018.
- [83] M. Rapisarda, G. Valenti, D. C. Carbone et al., “Strength, fracture and compression properties of gelatins by a new 3D printed tool,” *Journal of Food Engineering*, vol. 220, págs. 38-48, 2018.
- [84] V. Martin Torrejon, H. Song, B. Wu, G. Luo y J. Song, “Effect of Starch Type and Pre-Treatment on the Properties of Gelatin–Starch Foams Produced by Mechanical Foaming,” *Polymers*, vol. 15, n.º 7, pág. 1775, 2023.
- [85] A. I. Farrer, H. Odéen, J. de Bever et al., “Characterization and evaluation of tissue-mimicking gelatin phantoms for use with MRgFUS,” *Journal of therapeutic ultrasound*, vol. 3, págs. 1-11, 2015.
- [86] A. Souza, M. Parnell, B. J. Rodriguez y E. G. Reynaud, “Role of pH and Crosslinking Ions on Cell Viability and Metabolic Activity in Alginate–Gelatin 3D Prints,” *Gels*, vol. 9, n.º 11, pág. 853, 2023.
- [87] L. Wang, H. J. Zhang, X. Liu et al., “A physically cross-linked sodium alginate–gelatin hydrogel with high mechanical strength,” *ACS Applied Polymer Materials*, vol. 3, n.º 6, págs. 3197-3205, 2021.
- [88] U. A. Shinde y M. S. Nagarsenker, “Characterization of gelatin-sodium alginate complex coacervation system,” *Indian journal of pharmaceutical sciences*, vol. 71, n.º 3, pág. 313, 2009.
- [89] D. Chung, “Pitfalls and Methods in the Measurement of the Electrical Resistance and Capacitance of Materials,” *Journal of Electronic Materials*, vol. 50, n.º 12, págs. 6567-6574, 2021.

- [90] F. Mashayekhi, F. Shanehsazzadeh, A. R. Vazifeh y M. Fardmanesh, “Development of a Controllably Homogenous Conductive Ballistic Gelatin as a Realistic Spinal Cord Phantom,” en *2021 28th National and 6th International Iranian Conference on Biomedical Engineering (ICBME)*, 2021, págs. 74-77. DOI: [10.1109/ICBME54433.2021.9750295](https://doi.org/10.1109/ICBME54433.2021.9750295).
- [91] R. Herman, “An introduction to electrical resistivity in geophysics,” *American Journal of Physics*, vol. 69, n.º 9, págs. 943-952, 2001.
- [92] H. Dehghanpour y K. Yilmaz, “Investigation of specimen size, geometry and temperature effects on resistivity of electrically conductive concretes,” *Construction and Building Materials*, vol. 250, pág. 118 864, 2020.
- [93] G. R. Cabrera Sánchez, “Desarrollo de una mezcla en polvo para preparar gelatinas con sabor empleando sabores y colores naturales,” 2009.
- [94] N. Stein, T. Saathoff, S.-T. Antoni y A. Schlaefer, “Creating 3D gelatin phantoms for experimental evaluation in biomedicine,” *Current Directions in Biomedical Engineering*, vol. 1, n.º 1, págs. 331-334, 2015.
- [95] K. C. Shin, Y. R. Ha, S.-J. Lee y J. H. Ahn, “Review of simulation model for education of point-of-care ultrasound using easy-to-make tools,” *World Journal of Clinical Cases*, vol. 8, n.º 19, pág. 4286, 2020.
- [96] H. Phillips, C. Franklin, J. Brearley, M. Holmes y M.-A. Genain, “Natural ballistic gelatine ultrasound phantoms are suitable to be used for student education and can be produced cheaply and effectively,” *Veterinary Radiology & Ultrasound*, 2023.
- [97] E. Maneas, W. Xia, D. I. Nikitichev et al., “Anatomically realistic ultrasound phantoms using gel wax with 3D printed moulds,” *Physics in Medicine & Biology*, vol. 63, n.º 1, pág. 015 033, 2018.
- [98] A. Pinto, P. Bertemes-Filho y A. Paterno, “Gelatin: A skin phantom for bioimpedance spectroscopy,” *Biomedical Physics & Engineering Express*, vol. 1, n.º 3, pág. 035 001, 2015.
- [99] M. Amini, J. Hisdal y H. Kalvøy, “Applications of bioimpedance measurement techniques in tissue engineering,” *Journal of Electrical Bioimpedance*, vol. 9, n.º 1, pág. 142, 2018.

CAPÍTULO 13

Anexos

En el último capítulo se presentan los anexos, que proporcionan un contexto más completo sobre el contenido del documento, incluyendo detalles técnicos, metodológicos, y recursos adicionales para profundizar en el tema abordado.

Figura 49: *Moldes utilizados para el desarrollo de phantoms para pruebas mecánicas.*



Figura 50: Modo de operación remota del analizador de texturas.



Figura 51: Página principal de la aplicación TexturePro CT V1.4 Build 17.

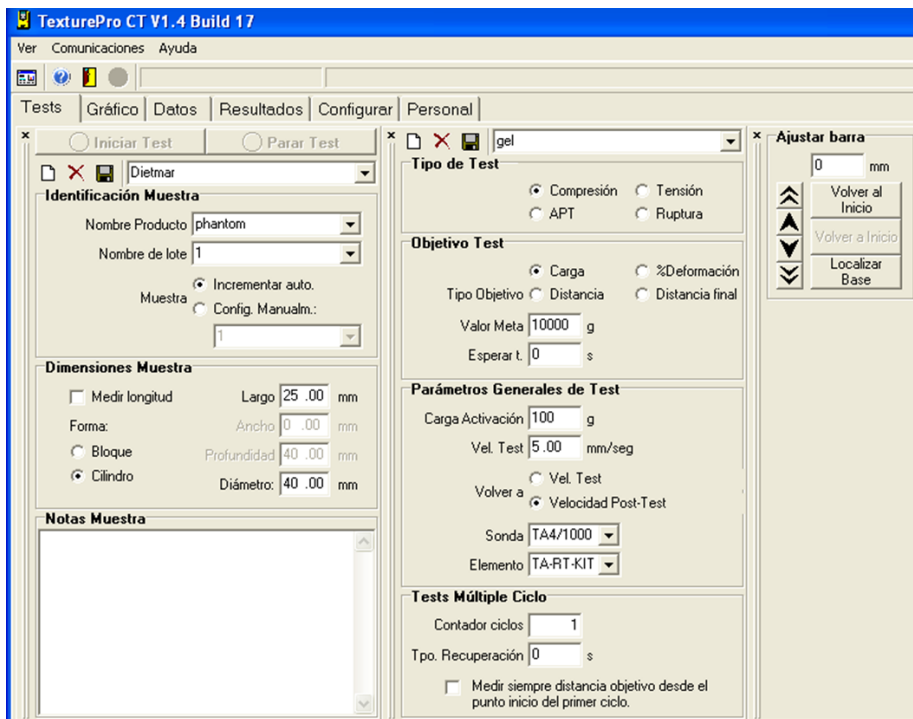
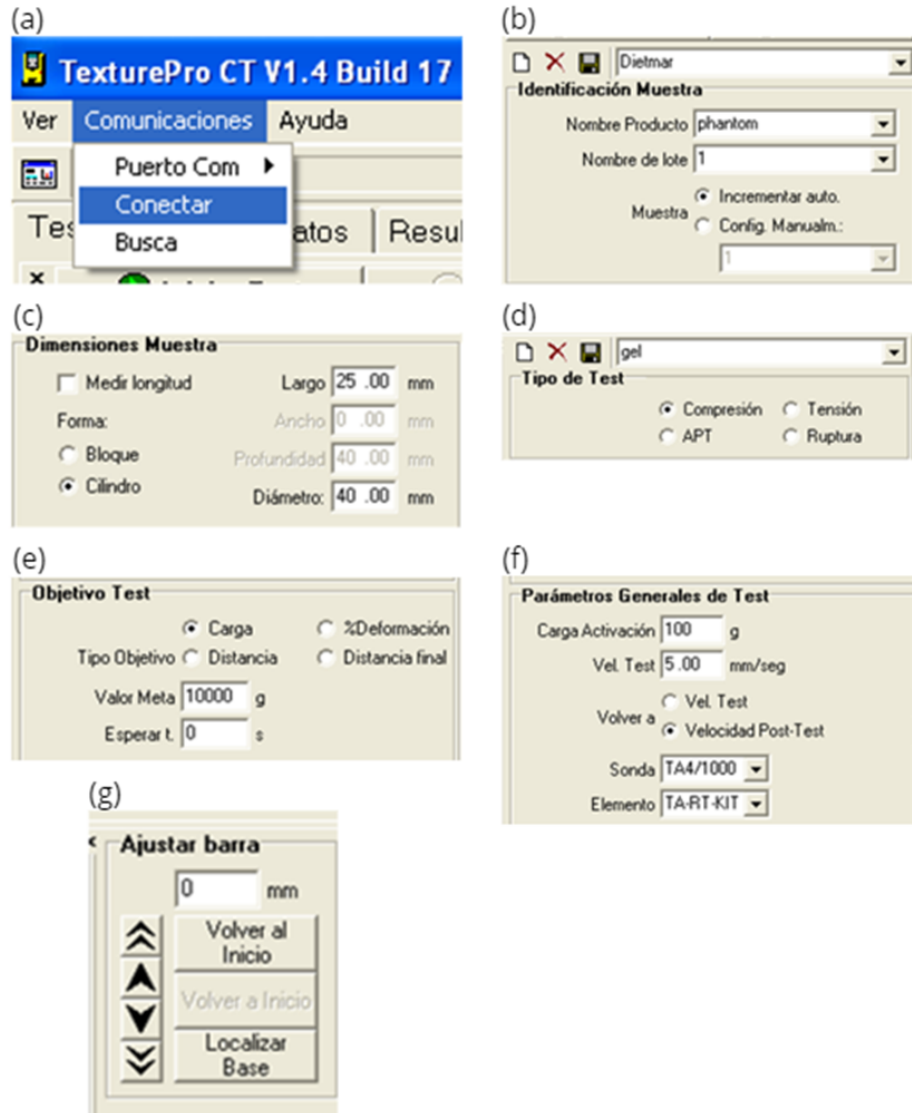
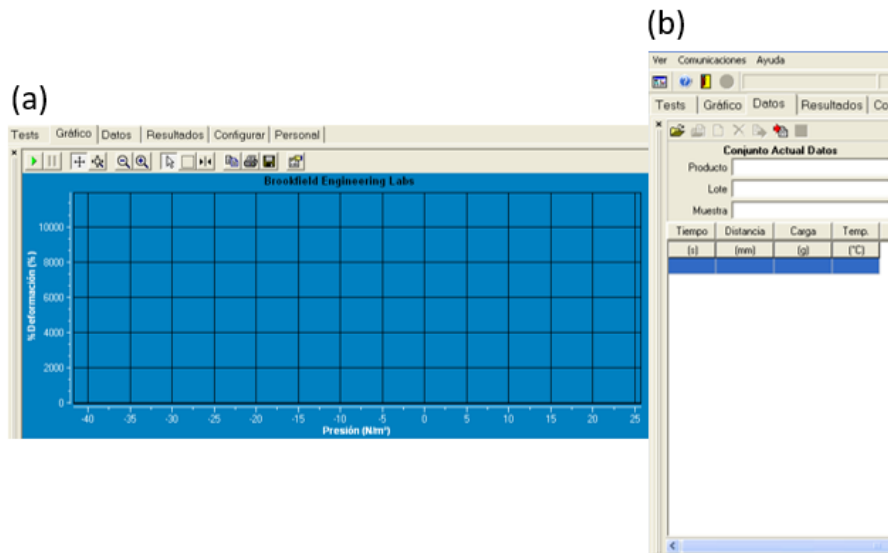


Figura 52: Secciones que deben completarse para llevar a cabo las pruebas de compresión.



(a) Opción de conectar. (b) Sección “Identificación Muestra”. (c) “Dimensiones Muestra”.
(d) Sección “Tipo de Test”. (e) Sección “Objetivo Test”. (f) “Parámetros Generales de Test”.
(g) Sección “Ajustar barra”.

Figura 53: Resultados y secciones que expulsa el analizador de texturas.



(a) Sección que exhibe el gráfico de la prueba de compresión. (b) Sección que presenta el conjunto de datos de la prueba de compresión.

Figura 54: Impresión real de los moldes flexibles.

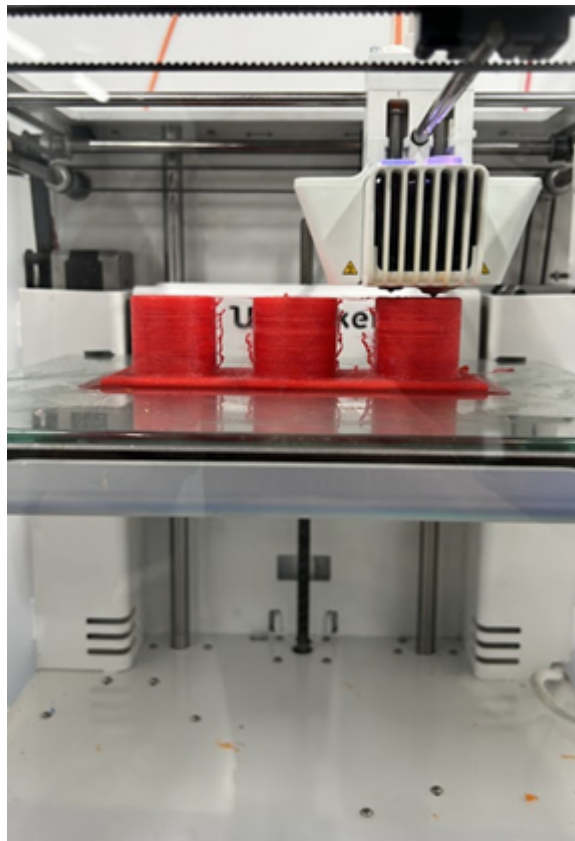


Figura 55: Impresión real del molde de cerebro.

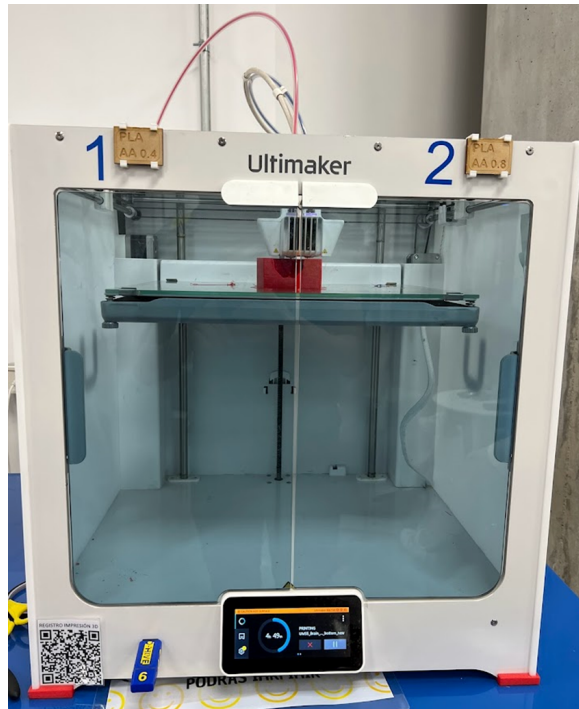


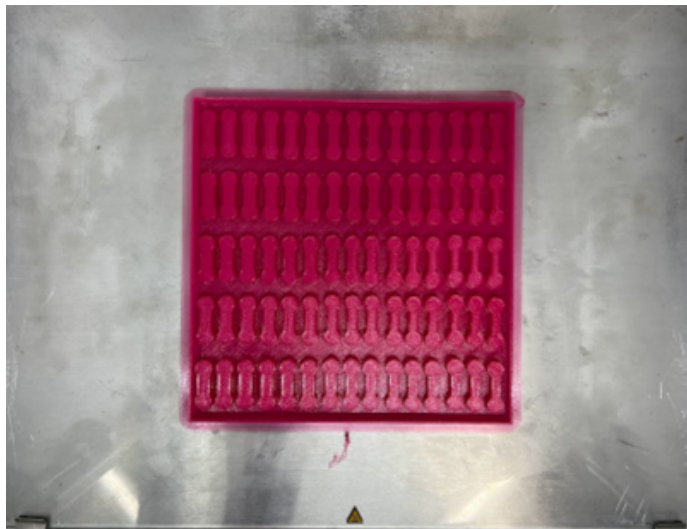
Figura 56: Alginato Cavex Color Change.



Figura 57: Recipiente utilizado para la creación de molde de mano.



Figura 58: Impresión real de los moldes.



Cuadro 5: Valores de resistencia medidos en cada grupo de las columnas A, B y C.

Valores de resistencia (Ω)								
A1			B1			C1		
1,647	1,472.7	1,427.2	1,172.6	1,225.8	1,256.4	977	1,032.1	990
A2			B2			C2		
1,266	1,305.3	1,275.2	947.8	1,018.5	933.8	896.4	874.9	825.4
A3			B3			C3		
1,066.8	1,058.3	1,008.5	887.2	931.8	935.7	739.8	727.7	723.8
A4			B4			C4		
907.3	984.4	957.2	783.3	788.2	759.8	590.6	673.3	653.3
A5			B5			C5		
913.5	882.9	841.2	729.5	738	738.4	626.2	663.9	591.9

Cuadro 6: Valores de resistencia medidos en cada grupo de las columnas D y E.

Valores de resistencia (Ω)					
D1			E1		
897.7	824.9	798.7	746	764.1	708.8
D2			E2		
737.3	720.5	720.7	610	635.8	618.6
D3			E3		
633.1	700.6	650.8	567.6	538.7	513.8
D4			E4		
533.3	528.4	516.8	473.6	466.9	404.7
D5			E5		
524.1	496.5	485.1	443.6	420.4	384.7

Cuadro 7: Promedio de los valores de resistencia medidos en cada grupo de las columnas A, B, C, D y E.

Promedio de valores de resistencias (Ω)				
A1	B1	C1	D1	E1
1509.92	1217.27	999.15	838.40	738.91
A2	B2	C2	D2	E2
1281.95	965.31	864.53	726.08	621.28
A3	B3	C3	D3	E3
1043.89	917.70	730.37	660.29	539.14
A4	B4	C4	D4	E4
948.55	776.90	637.06	526.08	446.15
A5	B5	C5	D5	E5
878.19	735.28	625.96	501.37	414.80

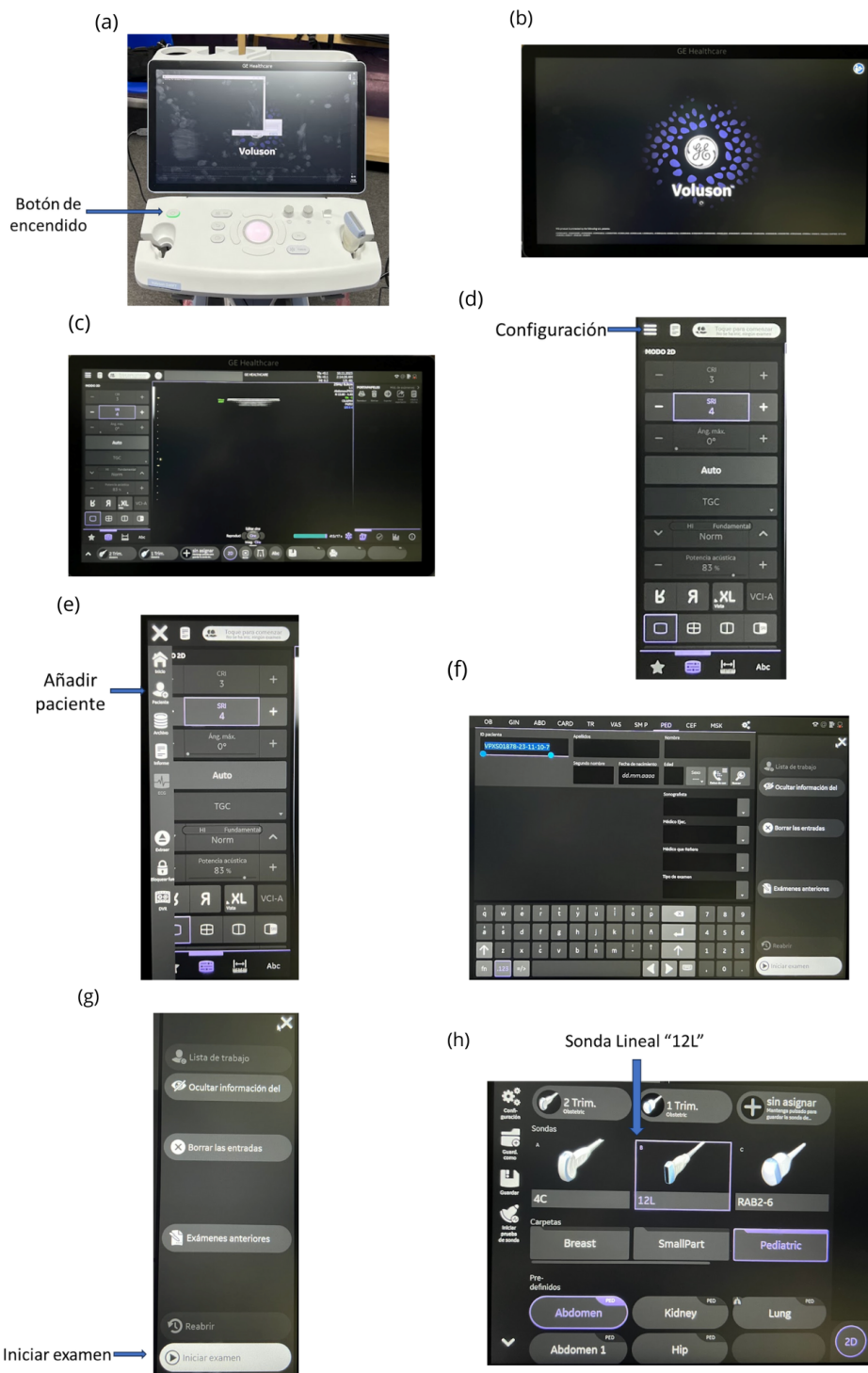
Figura 59: Molde utilizado para el desarrollo de phantoms para pruebas con ultrasonido.



Figura 60: *Muñecos utilizados para la exploración con ultrasonido.*



Figura 61: Procedimiento para la realización de pruebas con equipo de ultrasonido.



(a) Botón para encender el equipo. (b) Inicio de sesión. (c) Interfaz principal del equipo. (d) Opción “Configuración”. (e) Opción “Añadir paciente”. (f) Nombre de la prueba. (g) Opción “Iniciar examen”. (h) Sonda a utilizar.