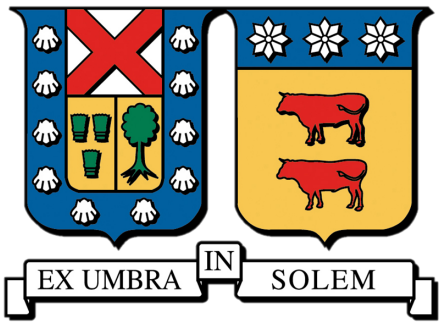
UNIVERSIDAD TÉCNICA FEDERICO SANTA MARÍA
DEPARTAMENTO DE ELECTRÓNICA
VALPARAÍSO - CHILE



"DESARROLLO DE UN FANTOMA ANATÓMICO DE CABEZA HUMANA PARA ELECTROENCEFALOGRAMA"

ALAN DANIEL MONTERO GONZALEZ

MEMORIA DE TITULACIÓN PARA OPTAR AL TÍTULO DE INGENIERO CIVIL ELECTRÓNICO, MENCIÓN TELECOMUNICACIONES

PROFESOR GUIA: ALEJANDRO WEINSTEIN

PROFESOR CORREFERENTE: JUAN FRANCISCO VIVANCO

JULIO - 2026

CONSTANCIA DE VALIDACIÓN Y CONFIDENCIALIDAD DE MONOGRAFÍA A REPOSITORIO ACADÉMICO

1.- IDENTIFICACIÓN DEL TRABAJO ACADÉMICO

Tipo de monografía (marcar una opción): X Memoria o trabajo de título ☐ Tesis de Postgrado

Título del trabajo: Desarrollo de un Fantoma Anatómico de Cabeza Humana Para Electroencefalograma

Nombre del candidato(a): Alan Daniel Montero Gonzalez

Carrera / Grado: Ingeniería Civil Electrónica

Campus: Casa Central **Departamento:** Electrónica

2.- VALIDACIÓN DEL PROFESOR GUÍA/DIRECTOR DE TESIS

Yo, Alejandro Weinstein, en mi calidad de profesor(a) guía/director(a) del trabajo académico mencionado anteriormente **DEJO CONSTANCIA** que:

- He revisado esta versión del documento y corresponde a la versión final aprobada del trabajo.
- El trabajo cumple con los requisitos académicos y de formato establecidos por la institución.

3.- EVALUACIÓN DE CONFIDENCIALIDAD POR PROPIEDAD INDUSTRIAL (marcar una opción)

X El trabajo **NO contiene** información que amerite confidencialidad y puede ser publicado de inmediato en repositorio con acceso abierto.

☐ El trabajo **CONTIENE** información con potenciales implicancias de propiedad industrial o intelectual y requiere un periodo de confidencialidad (**embargo**) por **(marcar una opción)**:

☐ 6 meses ☐ 12 meses ☐ 2 años ☐ 3 años ☐ 5 años ☐ 10 años

Fundamentación de la necesidad de confidencialidad (obligatorio si se solicita embargo):

_____

_____

_____

4.- FIRMAS

Profesor(a) guía o director(a) de memoria o tesis:

Fecha: 24-8-2026 **Firma:** A. Weinstein D.

Estudiante o Candidato(a):

Fecha: 14-9-2026 **Firma:**

Este formulario debe ser insertado como página 2 de la memoria o tesis, completado y firmado por estudiante y profesor(a) antes de la entrega en portal PRISMA de Biblioteca USM.

Agradecimientos

Quisiera expresar mi sincero agradecimiento a quienes me acompañaron y sostuvieron a lo largo de este camino, convirtiéndose en el pilar fundamental para culminar esta etapa.

A mi mamá Blanca, por estar siempre de manera incondicional. A pesar de los momentos difíciles, nunca dudaste de mí, me diste tu apoyo constante y fuiste el motor que me impulsó a seguir. Todo mi esfuerzo y este logro también son por ti.

A mi padrastro Marcelo, por estar a mi lado desde pequeño, brindándome apoyo permanente, guía y compañía. A ambos les agradezco que, a pesar de que mi elección implicó irme lejos, siempre me respaldaron. Esa confianza hizo posible que pudiera crecer tanto en lo personal como en lo profesional.

A mi abuela María, por su cariño inagotable, su constante preocupación y por haberme apoyado desde siempre, estando presente con su amor incondicional desde que tengo uso de razón. Todavía recuerdo con mucho cariño cuando viajamos todos juntos para venir a matricularme, un momento que marcó el inicio de todo esto.

A mis tíos, especialmente a mi tío Luis, por estar siempre pendiente de mí y ofrecerme su ayuda y apoyo cuando lo necesité.

A mis hermanos, Alonso y Lía, por la alegría y el cariño con que siempre me reciben cuando vuelvo a casa. Aunque aún están creciendo, espero que algún día este logro también les sirva de inspiración para perseguir sus propias metas.

A cada uno de los miembros de mi familia, por estar siempre presentes y celebrar cada pequeño avance de este proceso.

A mis amigos Alfonso y Diego, por apañarme durante todos estos años. Gracias por las horas de estudio, por sobrellevar juntos la carga de la universidad y por compartir tantos buenos momentos que hicieron este camino mucho más llevadero.

Finalmente, agradezco a todas las personas que, de una u otra forma, fueron parte de este proceso y contribuyeron a que hoy pueda cerrar esta importante etapa de mi vida.

Resumen

El presente trabajo presenta el desarrollo de un fantoma antropomórfico de cabeza humana fabricado mediante impresión 3D para la evaluación y validación experimental de sistemas relacionados con electroencefalografía (EEG). Para su construcción se empleó tecnología de deposición de material fundido (FDM) utilizando ácido poliláctico (PLA) conductivo.

En una primera etapa se caracterizó eléctricamente el material mediante el método de cuatro puntas, evaluando la influencia de distintos parámetros de impresión sobre su resistividad. A partir de estos resultados se definieron configuraciones de impresión para representar las capas de cerebro, cráneo y cuero cabelludo, las cuales fueron validadas mediante una probeta multicapa. Los ensayos mostraron un comportamiento predominantemente resistivo en el rango de 10 a 50 Hz, la formación de gradientes espaciales de potencial y una buena concordancia cualitativa con simulaciones desarrolladas en ANSYS Maxwell.

Posteriormente, se diseñó un modelo anatómico tridimensional incorporando el sistema internacional 10–20 para la ubicación de 32 electrodos superficiales y múltiples puntos de inyección. El fantoma fue fabricado en una única impresión, asignando parámetros de impresión específicos a cada capa mediante OrcaSlicer.

La caracterización experimental confirmó la continuidad eléctrica de los 32 canales y la capacidad del modelo para reproducir distribuciones espaciales de potencial coherentes frente a distintas configuraciones de inyección, incluyendo excitaciones de baja amplitud y múltiples fuentes. Estos resultados demuestran que el fantoma constituye una plataforma experimental adecuada para el estudio de la propagación de bioseñales y el desarrollo y validación de sistemas relacionados con EEG.

Palabras Clave: Fantoma antropomórfico, Electroencefalografía (EEG), Impresión 3D, PLA conductivo, Sistema 10–20.

Abstract

This work presents the development of an anthropomorphic human head phantom manufactured using 3D printing for the experimental evaluation and validation of electroencephalography (EEG)-related systems. The phantom was fabricated using fused deposition modeling (FDM) with conductive polylactic acid (PLA).

In the first stage, the electrical properties of the material were characterized using the four-point probe method, evaluating the influence of different printing parameters on its resistivity. Based on these results, printing configurations were defined to represent the brain, skull, and scalp layers, which were subsequently validated using a multilayer test specimen. The experimental results showed a predominantly resistive behavior in the 10–50 Hz frequency range, the formation of spatial potential gradients, and good qualitative agreement with numerical simulations performed in ANSYS Maxwell.

Subsequently, a three-dimensional anatomical model was designed incorporating the international 10–20 system for the placement of 32 surface electrodes and multiple internal injection points. The phantom was manufactured in a single printing process, assigning specific printing parameters to each layer using OrcaSlicer.

The experimental characterization confirmed the electrical continuity of the 32 channels and the capability of the model to reproduce coherent spatial potential distributions under different injection configurations, including low-amplitude excitations and multiple excitation sources. These results demonstrate that the proposed phantom provides a suitable experimental platform for studying the propagation of bioelectrical signals and for the development and validation of EEG-related systems.

Keywords: Anthropomorphic phantom, Electroencephalography (EEG), 3D printing, Conductive PLA, International 10–20 System, CL-tACS.

Índice general

1. Introducción **1**

1.1. Antecedentes y Justificación 1

1.2. Planteamiento del Problema 2

1.3. Objetivo General 2

1.4. Objetivos Específicos 2

1.5. Metodología Propuesta 3

1.6. Alcances y Limitaciones 3

1.7. Estructura del Documento 4

2. Marco Teórico y Estado del Arte **5**

2.1. Fundamentos Fisiológicos y Anatómicos 5

2.1.1. Electroencefalografía 5

2.1.2. Propiedades eléctricas de la cabeza humana 6

2.1.3. Sistema Internacional 10–20 7

2.2. Fabricación mediante Impresión 3D 8

2.2.1. Modelado por Deposición Fundida (FDM) 8

2.2.2. PLA conductivo 9

2.2.3. Influencia de los Parámetros de Impresión 9

2.3. Fundamentos Eléctricos y de Medición 10

2.3.1. Resistencia, resistividad y Ley de Ohm 10

2.3.2. Método de cuatro puntas 11

2.3.3. Gradientes espaciales de potencial y principio de superposición 12

2.4. Modelado y Simulación Computacional 13

2.4.1. Simulación mediante el Método de Elementos Finitos 13

2.5. Estado del Arte 14
2.5.1. Fantomas tradicionales para EEG 14
2.5.2. Fantomas impresos en 3D 15
2.5.3. Materiales conductivos utilizados 15
2.5.4. Limitaciones de los trabajos existentes 16
2.5.5. Aporte del presente trabajo 16

3. Caracterización Experimental del Material **17**
3.1. Caracterización eléctrica mediante el método de cuatro puntas 17
3.2. Influencia del porcentaje de relleno 19
3.3. Influencia del flujo de extrusión 23
3.4. Influencia de la temperatura de impresión 25
3.5. Evaluación de configuraciones para las capas del fantoma 26
3.6. Caracterización de la probeta multicapa 30
3.6.1. Diseño y fabricación de la probeta multicapa 30
3.6.2. Selección de la configuración experimental 35
3.6.3. Influencia de la frecuencia de excitación 38
3.6.4. Influencia de la resistividad y del espesor de la capa de cráneo 40
3.6.5. Evaluación con múltiples fuentes de excitación 44
3.6.6. Comparación experimental con simulación numérica 47

4. Desarrollo y caracterización del fantoma antropomórfico **53**
4.1. Diseño del fantoma antropomórfico 53
4.1.1. Selección y acondicionamiento del modelo tridimensional 53
4.1.2. Implementación del sistema internacional 10–20 55
4.1.3. Modelado multicapa del fantoma 56
4.1.4. Diseño del sistema de electrodos 59
4.2. Fabricación del fantoma 60
4.2.1. Preparación para impresión 3D 60
4.2.2. Prototipo a escala reducida 61
4.2.3. Fabricación del fantoma definitivo 62
4.3. Caracterización experimental del fantoma 63
4.3.1. Distribución superficial del potencial 64

4.3.2. Caracterización resistiva 66
4.3.3. Respuesta en pequeña señal 68
4.3.4. Evaluación con múltiples fuentes de excitación en el fantoma 70
4.3.5. Comparación entre la simulación y el fantoma físico 72

5. Conclusiones y Trabajo Futuro **75**

5.1. Síntesis de los Hallazgos 75
5.2. Cumplimiento de los Objetivos 76
5.3. Limitaciones del Estudio 76
5.4. Proyecciones y Recomendaciones para Investigaciones Futuras 77

Índice de cuadros

3.1. Resistividad promedio obtenida para cada porcentaje de relleno. 22

3.2. Resistividad promedio y desviación estándar obtenidas para cada porcentaje de flujo. 24

3.3. Resistividad promedio y desviación estándar obtenidas para las distintas temperaturas de impresión. 26

3.4. Resistividad promedio y desviación estándar obtenidas para las configuración combinada. 27

3.5. Resistividad promedio y desviación estándar obtenidas para las configuraciones con patrón lineal paralelo a la dirección de circulación de la corriente (0°). 28

3.6. Configuraciones de impresión seleccionadas para las distintas capas del fantoma. . . 29

3.7. Configuraciones evaluadas para la ubicación de los electrodos de inyección. 33

3.8. Valores máximos, mínimos y diferencia de potencial superficial obtenidos para las configuraciones de inyección P1–P4 y P1–P3. 38

3.9. Configuraciones evaluadas para la capa correspondiente al cráneo. 41

3.10. Valores de resistividad utilizados para definir las propiedades eléctricas anisotrópicas de los materiales empleados en ANSYS Maxwell. 48

3.11. Potenciales eléctricos superficiales obtenidos mediante la simulación numérica en ANSYS Maxwell para el par de electrodos P2–P3. 50

4.1. Resumen estadístico de las mediciones de resistencia entre los electrodos superficiales y el electrodo Cz. 67

Índice de figuras

2.1. Esquema representativo del proceso de adquisición de señales EEG mediante electrodos ubicados sobre el cuero cabelludo, mostrando el registro de la actividad eléctrica cerebral y las principales etapas de procesamiento de la señal. Fuente: Adaptado de [23]. 6

2.2. Representación simplificada de las principales capas de la cabeza humana involucradas en la propagación de las señales EEG. Fuente: Adaptado de [24]. 7

2.3. Distribución de los electrodos según el Sistema Internacional 10–20. (a) Vista lateral con las referencias anatómicas (Nasion, Inion, punto preauricular) y las distancias porcentuales. (b) Vista superior de la distribución básica de electrodos. (c) Vista superior extendida con la nomenclatura completa de las posiciones. Fuente: Adaptado de [1]. . 8

2.4. Comparación entre el método de dos puntas (izquierda) y el método de cuatro puntas (derecha) para la medición de la resistencia eléctrica de una muestra. En el método de dos puntas, la resistencia medida incluye las contribuciones de la resistencia de los cables (r_w) y de los contactos (r_c), además de la resistencia intrínseca de la muestra (R_x). En el método de cuatro puntas, los electrodos exteriores inyectan corriente (I_1), mientras que los interiores miden el voltaje (V) con una corriente de medición despreciable ($I_2 \approx 0$), minimizando la influencia de las resistencias parásitas. Fuente: Adaptado de [16]. 12

3.1. Diseño CAD de la probeta utilizada para la caracterización eléctrica mediante el método de cuatro puntas. 18

3.2. Esquema eléctrico empleado durante las mediciones mediante el método de cuatro puntas. 19

3.3. Visualización del patrón de relleno seleccionado para las probetas, generada mediante el software laminador OrcaSlicer. Las flechas (I) indican la dirección principal de circulación de la corriente, ilustrando cómo el flujo de carga debe atravesar transversalmente las trayectorias de deposición del material para aumentar la resistividad efectiva. 20
3.4. Comparación de las configuraciones de relleno en entorno digital y físico. 21
3.5. Resistividad promedio en función del porcentaje de relleno. 22
3.6. Resistividad promedio en función del porcentaje de flujo. 24
3.7. Comparación entre las orientaciones del patrón de relleno respecto de la dirección de circulación de la corriente. En la configuración de 90°, las trayectorias principales del relleno son perpendiculares al flujo de corriente, mientras que en la configuración de 0° ambas direcciones son paralelas. 28
3.8. Vista del modelo CAD de la probeta multicapa, indicando las capas correspondientes al cerebro, cráneo y cuero cabelludo junto con sus respectivos espesores. 31
3.9. Vista superior de la probeta multicapa indicando la ubicación de los electrodos de inyección (P1–P4) y de la grilla de medición superficial (1–9). 32
3.10. Configuraciones geométricas de los electrodos de inyección. (a) Configuración A, con electrodos ubicados sobre la superficie superior. (b) Configuraciones B y C, con electrodos ubicados sobre la superficie inferior (vista desde abajo). 33
3.11. Esquema del montaje experimental empleado para la caracterización de la probeta multicapa. A modo de ejemplo, se ilustra la configuración de inyección P1-P3, donde el electrodo P1 actúa como terminal positivo y P3 se conecta a tierra como referencia. Asimismo, se representa la toma de lectura del potencial eléctrico superficial específicamente sobre el electrodo 1 de la grilla de medición. 34
3.12. Mapas de distribución del potencial superficial obtenidos para las configuraciones A, B y C utilizando la configuración de inyección P1–P4. 35
3.13. Mapas de distribución del potencial superficial obtenidos para las configuraciones A, B y C utilizando la configuración de inyección P1–P3. 37
3.14. Distribución del potencial eléctrico superficial para distintas frecuencias de excitación utilizando la configuración seleccionada de la probeta multicapa. 39
3.15. Probetas físicas correspondientes a las configuraciones A, B y C evaluadas para la capa del cráneo. 42

3.16. Distribución del potencial eléctrico superficial para las distintas configuraciones de resistividad y espesor de la capa de cráneo. 42
3.17. Distribución superficial del potencial sobre la grilla de medición para (a) la Fuente 1, (b) la Fuente 2 y (c) ambas fuentes activas simultáneamente. 45
3.18. Forma de onda registrada con ambas fuentes de excitación activas. Se obtuvieron valores de $V_{pp} = 5{,}08$ V y $V_{\mathrm{RMS}} = 1{,}446$ V. 47
3.19. Distribución de potencial obtenida mediante simulación en ANSYS Maxwell para la configuración de excitación P2–P3: (a) vista tridimensional del modelo multicapa y (b) plano superior de medición ($z = 15$ mm) con los marcadores virtuales utilizados para la comparación experimental. 49
3.20. Comparación entre la distribución del potencial obtenida experimentalmente y mediante simulación en ANSYS Maxwell. 50
3.21. Distribución espacial del error absoluto de potencial ($|V_{\mathrm{exp}} - V_{\mathrm{sim}}|$) entre los valores simulados y los medidos experimentalmente para la configuración B. 51

4.1. Proceso de acondicionamiento del modelo tridimensional utilizado para el desarrollo del fantoma antropomórfico. (a) Geometría original obtenida desde el repositorio de código abierto. (b) Geometría resultante tras la simplificación del mallado, eliminación de la base y conversión a sólido. 54
4.2. Comparación entre la distribución de electrodos del casco BioSemi ActiveTwo de 32 canales, utilizada como referencia para el diseño, y su implementación sobre el modelo tridimensional del fantoma. 56
4.3. División del modelo tridimensional en una sección superior destinada a la fabricación del fantoma y una sección inferior utilizada únicamente como soporte mecánico. . . 57
4.4. Procedimiento utilizado para generar una capa del fantoma mediante operaciones de superficie y engrosamiento (*Thicken*) en Fusion 360: (a) superficie interna utilizada como referencia y (b) capa obtenida después de aplicar el espesor correspondiente. . 58
4.5. Vista inferior del modelo multicapa del fantoma antropomórfico, correspondiente a las capas de cuero cabelludo, cráneo y cerebro. 59
4.6. Distribución de los electrodos de inyección de corriente y referencia común ubicados en la capa interna del fantoma. 60

4.7. Vista de capas en OrcaSlicer para el modelo multiparte del fantoma, donde se aprecia la distribución simultánea y diferenciada de los patrones y densidades de relleno para las regiones del cerebro, cráneo y cuero cabelludo. 61
4.8. Prototipo preliminar impreso a escala reducida para validación geométrica. 62
4.9. Secuencia de fotografías mostrando el fantoma anatómico final con todos los pernos instalados. 63
4.10. Mapas bidimensionales de la distribución superficial del potencial eléctrico obtenidos mediante interpolación espacial en MATLAB para tres configuraciones de inyección: (a) región occipital (O2), (b) región lateral izquierda (T7) y (c) región frontal (AF3). . 65
4.11. Distribución superficial de la resistencia medida respecto al electrodo Cz. 68
4.12. Comparación de la distribución superficial del potencial para una inyección en el electrodo O1: (a) respuesta obtenida con la excitación de referencia y (b) respuesta obtenida utilizando una señal atenuada del orden de los milivoltios. 69
4.13. Mapas topográficos de la distribución espacial del potencial medido sobre los 32 electrodos del fantoma para las tres condiciones evaluadas. En cada fila se presentan, de izquierda a derecha, los resultados obtenidos con ambas fuentes activas, únicamente la Fuente 1 (50 Hz, AF3) y únicamente la Fuente 2 (10 Hz, O2). 71
4.14. Modelo implementado en ANSYS Maxwell para la extracción de potenciales. Se muestran los 32 puntos de medición distribuidos sobre la superficie del fantoma. La inyección de corriente se realizó en el punto m32, correspondiente al electrodo O2. . 73
4.15. Comparación entre los potenciales obtenidos mediante simulación en ANSYS Maxwell y los medidos experimentalmente sobre el fantoma para una inyección de corriente en el electrodo O2. 73
4.16. Error absoluto entre los potenciales obtenidos mediante simulación y los medidos experimentalmente para cada uno de los electrodos del fantoma. 74

Glosario

- ANSYS Maxwell: Software de simulación basado en el método de elementos finitos (FEM), utilizado para el análisis de campos electromagnéticos y la simulación de la distribución del potencial eléctrico.
- Anisotropía: “Anisotropy”. Propiedad de un material cuyas características físicas dependen de la dirección de medición. En piezas fabricadas mediante impresión 3D por deposición de material fundido (FDM), puede producir diferencias en la conductividad eléctrica entre los distintos ejes de impresión.
- Conductividad eléctrica: “Electrical Conductivity”. Magnitud que cuantifica la capacidad de un material para conducir corriente eléctrica. Corresponde al inverso de la resistividad.
- Electroencefalografía (EEG): “Electroencephalography”. Técnica no invasiva utilizada para registrar la actividad eléctrica cerebral mediante electrodos ubicados sobre el cuero cabelludo.
- Fantoma antropomórfico: “Anthropomorphic Phantom”. Modelo físico diseñado para reproducir la geometría y determinadas propiedades de una estructura anatómica humana con fines de investigación, calibración y validación experimental.
- Flujo de extrusión: “Flow”. Parámetro de impresión 3D que determina la cantidad de material extruido respecto al valor nominal durante el proceso de fabricación.
- Gradiente de potencial: “Potential Gradient”. Variación espacial del potencial eléctrico en un medio conductor como consecuencia de la circulación de corriente eléctrica.
- Método de cuatro puntas: “Four-Point Probe”. Técnica utilizada para determinar la resistividad eléctrica de un material mediante la inyección de corriente a través de dos electrodos y la medición de la diferencia de potencial mediante otros dos electrodos independientes, minimizando el efecto de la resistencia de contacto.

- Modelado por deposición fundida (FDM): “Fused Deposition Modeling”. Tecnología de fabricación aditiva basada en la deposición sucesiva de material termoplástico fundido para construir un objeto capa por capa.
- OrcaSlicer: Software de laminado (*slicer*) utilizado para generar las trayectorias de impresión y configurar los parámetros de fabricación en impresoras 3D FDM.
- PLA conductivo: “Conductive PLA”. Filamento de ácido poliláctico (PLA) modificado mediante la incorporación de partículas conductoras, utilizado para fabricar piezas con propiedades eléctricas conductivas.
- Porcentaje de relleno: “Infill”. Parámetro de impresión 3D que define la fracción del volumen interno de una pieza ocupada por material sólido.
- Resistencia eléctrica: “Electrical Resistance”. Magnitud que representa la oposición al paso de la corriente eléctrica entre dos puntos de un conductor y depende tanto del material como de su geometría.
- Resistividad eléctrica: “Electrical Resistivity”. Propiedad intrínseca de un material que cuantifica su oposición al paso de la corriente eléctrica. Se expresa habitualmente en $\Omega \cdot \text{cm}$.
- Sistema internacional 10–20: “10-20 System”. Estándar internacional utilizado para determinar la ubicación de electrodos sobre el cuero cabelludo en estudios de electroencefalografía, basado en distancias proporcionales entre referencias anatómicas.
- Autodesk Fusion 360: Software de diseño asistido por computadora (CAD). Fue utilizado para diseñar las probetas de caracterización y realizar el acondicionamiento y modelado multicapa del fantoma tridimensional.
- BioSemi ActiveTwo: Sistema de adquisición de señales de electroencefalografía (EEG). Su distribución espacial de 32 canales se empleó como referencia geométrica para implementar el sistema internacional 10-20 sobre el modelo tridimensional.
- Curva de Hilbert: “Hilbert Curve”. Patrón de relleno utilizado en la impresión 3D de la capa del cuero cabelludo. Proporciona una distribución más uniforme de las trayectorias conductoras en comparación con un patrón lineal, reduciendo la anisotropía eléctrica de la pieza.

- Dispersión dieléctrica: “Dielectric Dispersion”. Comportamiento eléctrico presente en los tejidos biológicos reales, que produce variaciones en la conductividad aparente del tejido dependiendo de la frecuencia de excitación debido a componentes capacitivos.
- Efecto de carga mutua: “Loading Effect / Mutual Loading”. Fenómeno que ocurre al operar simultáneamente generadores que comparten un nodo de referencia. Produce un intercambio de corriente que reduce la amplitud efectiva de las señales inyectadas al material.
- Impedancia de salida: “Output Impedance”. Resistencia interna finita que presentan las fuentes de tensión reales, como los generadores de funciones utilizados en los ensayos. Típicamente tiene un valor del orden de 50 Ω.

Capítulo 1

Introducción

1.1. Antecedentes y Justificación

El electroencefalograma (EEG) es una de las herramientas más utilizadas en neurología y neurociencia cognitiva para estudiar la actividad eléctrica del cerebro [1]. Esta técnica registra los pequeños cambios de voltaje generados por la actividad neuronal mediante electrodos ubicados sobre el cuero cabelludo, permitiendo identificar alteraciones clínicas y ofreciendo una elevada resolución temporal para el análisis de la dinámica cerebral [1]. Sin embargo, la evaluación y validación de sistemas EEG presenta diversas dificultades, ya que las señales cerebrales poseen una naturaleza altamente variable y no es posible disponer de una señal biológica de referencia completamente estable [2]. A ello se suman las limitaciones éticas y prácticas asociadas a la realización de ensayos repetitivos sobre sujetos humanos [4].

Para abordar estas limitaciones se emplean fantomas biomédicos, dispositivos físicos diseñados para reproducir la forma y las propiedades anatómicas y eléctricas de un tejido u órgano humano [3]. Estos modelos permiten realizar ensayos bajo condiciones controladas, repetibles y seguras, facilitando el desarrollo, evaluación y validación de sistemas biomédicos sin recurrir a voluntarios [3]. Históricamente, los fantomas para EEG han evolucionado desde soluciones salinas y materiales semisólidos hasta modelos fabricados mediante impresión 3D, los cuales ofrecen una mayor estabilidad mecánica, reproducibilidad y fidelidad anatómica [5, 6, 7].

En este contexto, el empleo de materiales conductivos compatibles con impresión 3D representa una alternativa atractiva, ya que permite modificar sus propiedades eléctricas mediante parámetros de fabricación y construir estructuras multicapa capaces de aproximar el comportamiento eléctrico de los distintos tejidos de la cabeza humana [8, 9].

1.2. Planteamiento del Problema

A pesar de los avances alcanzados mediante fabricación aditiva, gran parte de los fantomas de cabeza reportados en la literatura presentan limitaciones relacionadas con el costo de los materiales empleados, la complejidad de fabricación o la dificultad para reproducir de manera consistente las propiedades eléctricas de los distintos tejidos [9, 10]. Asimismo, muchos modelos poseen configuraciones rígidas o poco flexibles para estudiar la propagación espacial de potenciales eléctricos bajo distintas condiciones experimentales [5].

Surge, por tanto, la necesidad de desarrollar un fantoma anatómico que combine fidelidad geométrica, facilidad de fabricación y un comportamiento eléctrico adecuado para la evaluación experimental de sistemas relacionados con EEG. Para ello resulta necesario estudiar cómo los parámetros de impresión influyen en las propiedades eléctricas de materiales conductivos y determinar configuraciones que permitan aproximar el comportamiento de las distintas capas de la cabeza humana. Además, el modelo debe incorporar puntos de inyección y medición distribuidos estratégicamente que permitan analizar la propagación de potenciales eléctricos bajo distintas configuraciones de excitación.

1.3. Objetivo General

Desarrollar un fantoma con forma y propiedades anatómicas de la cabeza humana cuya respuesta eléctrica aproxime el comportamiento de una cabeza real en el rango de frecuencias EEG (0–100 Hz), con el propósito de constituir una plataforma experimental para la evaluación y validación de sistemas relacionados con EEG [4].

1.4. Objetivos Específicos

- Diseñar y fabricar un modelo tridimensional de cabeza humana a partir de datos médicos abiertos, considerando las capas correspondientes al cerebro, cráneo y cuero cabelludo, y estudiar la influencia de distintos parámetros de impresión sobre las propiedades eléctricas del material [6, 8].
- Diseñar e implementar un sistema de electrodos de medición e inyección distribuido según el sistema internacional 10–20, permitiendo la aplicación controlada de señales eléctricas para la caracterización experimental del fantoma [4].

- Caracterizar experimentalmente el comportamiento eléctrico del fantoma y evaluar su capacidad para reproducir distribuciones espaciales de potencial representativas de señales EEG bajo distintas configuraciones de excitación [11, 12].

1.5. Metodología Propuesta

El desarrollo del proyecto se estructuró en cuatro etapas principales:

- **Caracterización del material conductor:** Se evaluó el comportamiento eléctrico del filamento PLA conductivo mediante el método de cuatro puntas, analizando la influencia del porcentaje de relleno, el flujo de extrusión, la temperatura y el patrón de impresión sobre su resistividad. A partir de estos resultados se seleccionaron configuraciones capaces de aproximar las propiedades eléctricas requeridas para las distintas capas del fantoma.
- **Diseño del modelo anatómico:** Se desarrolló un modelo tridimensional de cabeza humana basado en información anatómica de libre acceso, incorporando una estructura multicapa correspondiente al cerebro, cráneo y cuero cabelludo, además de la ubicación de los electrodos superficiales siguiendo el sistema internacional 10–20 y múltiples puntos de inyección internos.
- **Fabricación del fantoma:** El modelo fue fabricado mediante impresión 3D utilizando tecnología FDM. La asignación independiente de parámetros de impresión permitió obtener diferentes propiedades eléctricas en cada una de las capas del fantoma empleando un único material conductor.
- **Caracterización experimental:** Finalmente, se realizaron ensayos eléctricos para verificar la continuidad del modelo, analizar la distribución espacial del potencial frente a distintas configuraciones de inyección, evaluar el comportamiento con múltiples fuentes de excitación y comparar los resultados experimentales con simulaciones numéricas.

1.6. Alcances y Limitaciones

El presente trabajo comprende el diseño, fabricación y caracterización experimental de un fantoma antropomórfico de cabeza humana fabricado íntegramente mediante impresión 3D utilizando PLA conductivo. El modelo incorpora una estructura de tres capas, un sistema de 32 electrodos superficiales basado en el estándar internacional 10–20 y múltiples puntos de inyección internos, constituyendo una

plataforma experimental para la evaluación de sistemas relacionados con EEG y una etapa inicial para futuras implementaciones bajo un enfoque *Hardware-in-the-Loop* (HIL) [9].

Entre las principales limitaciones del trabajo se encuentra el empleo de un único material conductor, cuyas propiedades eléctricas se modifican mediante parámetros de impresión y no mediante cambios en su composición. Asimismo, el comportamiento del modelo corresponde principalmente a un medio resistivo, por lo que no reproduce fenómenos capacitivos ni la dispersión dieléctrica característica de los tejidos biológicos reales. Finalmente, el trabajo se centra en la validación experimental del fantoma y no contempla la implementación de un sistema generador de señales EEG ni ensayos clínicos con sujetos humanos.

1.7. Estructura del Documento

El presente documento se organiza en cinco capítulos. En el Capítulo 1 se presenta el contexto del problema, la motivación, los objetivos, la metodología y el alcance del trabajo desarrollado. El Capítulo 2 expone los fundamentos teóricos relacionados con EEG, los fantomas biomédicos, los materiales conductivos y las tecnologías de impresión 3D empleadas. En el Capítulo 3 se describe la caracterización eléctrica del material conductor, el análisis de la influencia de los parámetros de impresión, la validación mediante una probeta multicapa y la comparación con simulaciones numéricas desarrolladas en ANSYS Maxwell. Posteriormente, el Capítulo 4 presenta el diseño del fantoma antropomórfico, el proceso de fabricación, la integración del sistema de electrodos y la caracterización experimental del modelo final. Finalmente, el Capítulo 5 reúne las principales conclusiones obtenidas a partir de los resultados experimentales y plantea posibles líneas de trabajo futuro.

Capítulo 2

Marco Teórico y Estado del Arte

El desarrollo de un fantoma antropomórfico para aplicaciones relacionadas con EEG requiere integrar conocimientos provenientes de la bioelectricidad, la anatomía, la teoría de conducción eléctrica y las tecnologías de fabricación aditiva. En este capítulo se presentan los fundamentos teóricos que sustentan el desarrollo del trabajo, junto con una revisión del estado del arte de los fantomas empleados en aplicaciones EEG.

2.1. Fundamentos Fisiológicos y Anatómicos

2.1.1. Electroencefalografía

El EEG es una de las herramientas más utilizadas en neurología y neurociencia para el estudio de la actividad eléctrica cerebral [1]. Esta técnica no invasiva registra las variaciones de potencial generadas por la actividad sincrónica de poblaciones de neuronas piramidales de la corteza cerebral mediante electrodos ubicados sobre el cuero cabelludo, tal como se esquematiza en la Figura 2.1. Una de las principales ventajas del EEG es su elevada resolución temporal, lo que permite analizar la dinámica neuronal en escalas del orden de los milisegundos. Las señales registradas presentan amplitudes del orden de los microvoltios (μV) y su contenido espectral se concentra entre 0 y 100 Hz [1].

Debido a la naturaleza fisiológica de la actividad cerebral, las señales EEG presentan una elevada variabilidad tanto entre individuos como entre diferentes estados funcionales de un mismo sujeto, por lo que no es posible disponer de una señal biológica de referencia completamente reproducible [2]. Esta característica motiva el desarrollo de plataformas experimentales capaces de reproducir condiciones de medición controladas y repetibles para la evaluación y validación de sistemas relacionados

con EEG [3, 4].

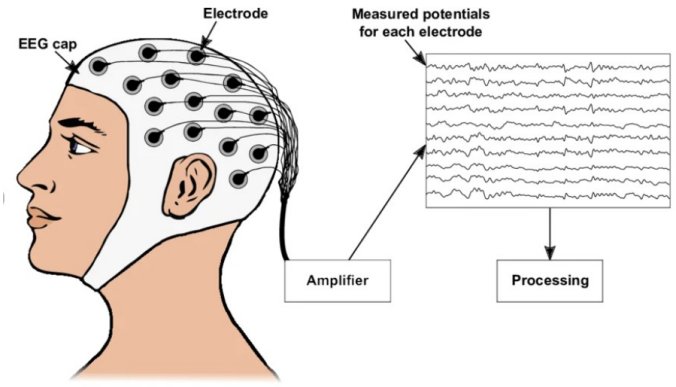


Figura 2.1: Esquema representativo del proceso de adquisición de señales EEG mediante electrodos ubicados sobre el cuero cabelludo, mostrando el registro de la actividad eléctrica cerebral y las principales etapas de procesamiento de la señal. Fuente: Adaptado de [23].

2.1.2. Propiedades eléctricas de la cabeza humana

La cabeza humana constituye un medio conductor heterogéneo formado por tejidos con propiedades eléctricas diferentes, tal como se ilustra en la Figura 2.2. Durante el registro EEG, los potenciales generados en la corteza cerebral deben propagarse a través del tejido cerebral, el cráneo y el cuero cabelludo antes de alcanzar los electrodos de medición [11, 12]. Diversos estudios reportan que el tejido cerebral presenta resistividades considerablemente menores que el cráneo, el cual constituye la principal barrera para la conducción de corriente eléctrica debido a su elevada resistividad [12]. Como consecuencia, la amplitud de las señales registradas sobre el cuero cabelludo resulta significativamente atenuada y su distribución espacial se modifica respecto de la fuente original.

Además del comportamiento resistivo, los tejidos biológicos presentan un fenómeno denominado dispersión dieléctrica, mediante el cual sus propiedades eléctricas dependen de la frecuencia de la excitación aplicada. Este comportamiento se origina principalmente por los mecanismos de polarización asociados a las membranas celulares y a la composición iónica de los tejidos [11].

La reproducción simultánea de estas características mediante un único material constituye un desafío importante en el desarrollo de fantomas biomédicos. En consecuencia, numerosos trabajos aproximan el comportamiento eléctrico de los distintos tejidos mediante materiales conductivos cuyas propiedades pueden ajustarse modificando su composición o sus condiciones de fabricación [3, 10]. En este contexto, el PLA conductivo empleado en este trabajo (Protopasta, SKU: CDP1170) [30] presenta un comportamiento resistivo dentro del rango de frecuencias estudiado, por lo que no reproduce

los fenómenos de dispersión dieléctrica característicos de los tejidos biológicos.

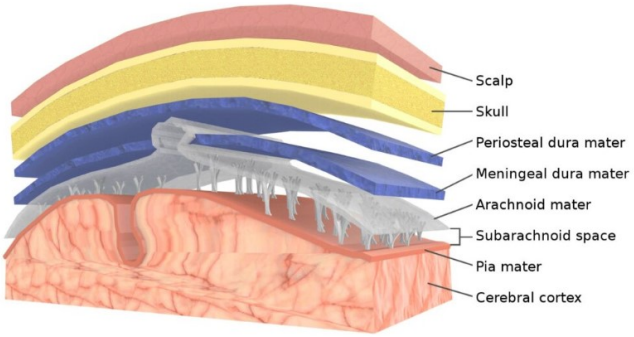


Figura 2.2: Representación simplificada de las principales capas de la cabeza humana involucradas en la propagación de las señales EEG. Fuente: Adaptado de [24].

2.1.3. Sistema Internacional 10–20

Con el objetivo de estandarizar la ubicación de los electrodos de registro y permitir la comparación de mediciones entre distintos sujetos, el EEG emplea el Sistema Internacional 10–20 [4], tal como se ilustra en la Figura 2.3. Este sistema utiliza puntos anatómicos fácilmente identificables sobre la cabeza, entre los que destacan el *Nasion*, el *Inion* y los puntos preauriculares izquierdo y derecho. A partir de estas referencias se definen los ejes sagital y coronal, sobre los cuales los electrodos se distribuyen a intervalos equivalentes al 10 % o 20 % de las distancias medidas, permitiendo adaptar la disposición al tamaño de la cabeza de cada individuo. La intersección de ambos ejes corresponde al punto Cz (*Central Zero*), utilizado como referencia para el posicionamiento del resto de los electrodos. La nomenclatura empleada identifica las distintas regiones corticales mediante letras asociadas a los lóbulos cerebrales: F (Frontal), C (Central), T (Temporal), P (Parietal) y O (Occipital), mientras que la numeración distingue los hemisferios izquierdo y derecho [4].

En el presente trabajo, este sistema fue utilizado como base para definir la ubicación de los 32 electrodos superficiales incorporados al fantoma antropomórfico.

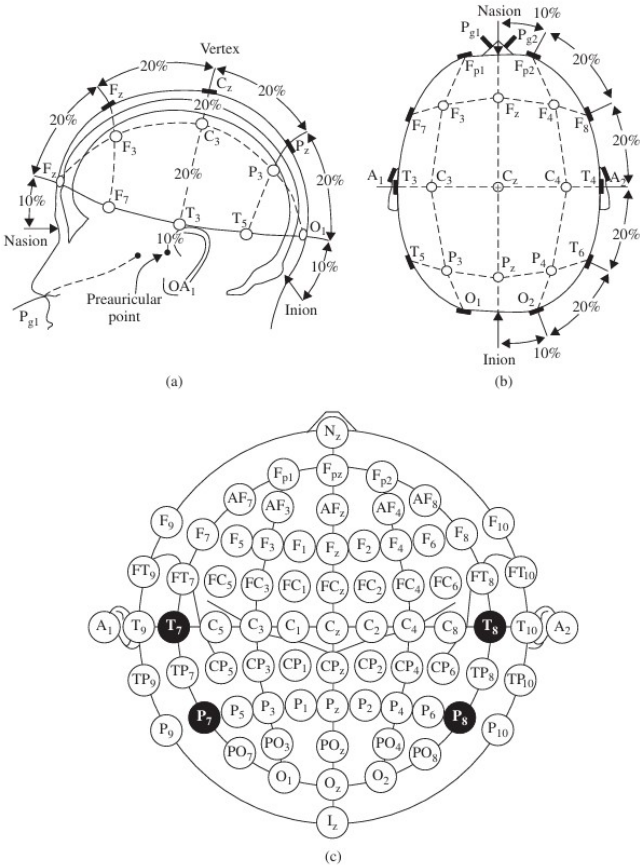


Figura 2.3: Distribución de los electrodos según el Sistema Internacional 10–20. (a) Vista lateral con las referencias anatómicas (Nasion, Inion, punto preauricular) y las distancias porcentuales. (b) Vista superior de la distribución básica de electrodos. (c) Vista superior extendida con la nomenclatura completa de las posiciones. Fuente: Adaptado de [1].

2.2. Fabricación mediante Impresión 3D

2.2.1. Modelado por Deposición Fundida (FDM)

El Modelado por Deposición Fundida (*Fused Deposition Modeling*, FDM) es una de las tecnologías de fabricación aditiva más utilizadas debido a su bajo costo, facilidad de implementación y amplia disponibilidad de materiales. Su principio de funcionamiento consiste en fundir un filamento termoplástico y depositarlo de manera controlada sobre una plataforma, construyendo la pieza capa por capa hasta obtener la geometría tridimensional deseada [13].

En aplicaciones biomédicas, la tecnología FDM ha permitido fabricar modelos anatómicos personalizados con elevada fidelidad geométrica, facilitando el desarrollo de fantomas para distintas modalidades de diagnóstico y validación experimental [6, 7]. Una de sus principales ventajas es la posibilidad

de modificar parámetros de fabricación, tales como el porcentaje de relleno, el patrón de relleno, la temperatura de extrusión, el flujo de material y la orientación de impresión, los cuales influyen tanto en las propiedades mecánicas como eléctricas de las piezas fabricadas.

En el presente trabajo se empleó esta tecnología para fabricar un fantoma de cabeza humana compuesto por tres capas continuas (cerebro, cráneo y cuero cabelludo), asignando distintos parámetros de impresión a cada región anatómica sin necesidad de ensamblajes posteriores. De este modo se obtiene una estructura eléctricamente continua y se reduce la aparición de resistencias de contacto entre las distintas capas.

2.2.2. PLA conductivo

El ácido poliláctico (PLA) conductivo es un material compuesto constituido por una matriz de PLA modificada mediante la incorporación de partículas conductoras de carbono. Cuando la concentración de estas partículas supera un determinado umbral, se forman caminos conductores continuos dentro del polímero, fenómeno descrito por la teoría de percolación (*percolation theory*) [14]. Como consecuencia, el material adquiere conductividad eléctrica, manteniendo al mismo tiempo las ventajas de procesamiento propias del PLA convencional.

A diferencia de otros materiales conductivos utilizados en la fabricación de fantomas, como resinas cargadas con nanotubos de carbono o siliconas conductivas, el PLA conductivo presenta un menor costo, una disponibilidad comercial accesible y una elevada compatibilidad con impresoras FDM de escritorio. Estas características lo convierten en una alternativa atractiva para el desarrollo de modelos anatómicos de bajo costo.

No obstante, las propiedades eléctricas del PLA conductivo dependen significativamente de las condiciones de fabricación. Parámetros como el porcentaje de relleno, el patrón de impresión, la temperatura de extrusión, el flujo de material y la orientación de las capas afectan la distribución de las partículas conductoras y, por consiguiente, la resistividad efectiva de la pieza. Asimismo, el material presenta un comportamiento anisotrópico, ya que la continuidad de los caminos conductores varía entre el plano de impresión y la dirección perpendicular a las capas. Esta dependencia constituye uno de los principales aspectos estudiados experimentalmente en este trabajo.

2.2.3. Influencia de los Parámetros de Impresión

En los materiales conductivos fabricados mediante FDM, las propiedades eléctricas no dependen únicamente de la composición del filamento, sino también de los parámetros utilizados durante el

proceso de impresión. Estos parámetros modifican la distribución del material conductor, la calidad de la adhesión entre filamentos y la continuidad de los caminos de conducción, influyendo directamente sobre la resistividad efectiva de la pieza.

- **Porcentaje y patrón de relleno (*Infill*):** El porcentaje de relleno determina la cantidad de material depositado en el interior de la pieza, mientras que el patrón de relleno define la geometría de las trayectorias conductoras. Ambos parámetros modifican la longitud y continuidad de los caminos recorridos por la corriente eléctrica, afectando la resistividad efectiva del material. Dependiendo de la orientación del patrón respecto de la dirección de conducción, pueden obtenerse respuestas eléctricas diferentes.

- **Flujo de extrusión (*Flow*):** El flujo de extrusión controla la cantidad de material depositado respecto del valor nominal. Variaciones de este parámetro modifican el contacto entre filamentos adyacentes y la presencia de pequeños vacíos internos, alterando la continuidad de la red conductora y, por consiguiente, las propiedades eléctricas de la pieza.

- **Temperatura de impresión:** La temperatura de extrusión influye sobre la viscosidad del polímero fundido y el grado de unión entre filamentos consecutivos. Como consecuencia, pueden producirse variaciones en la distribución de las partículas conductoras y en la adhesión entre capas, afectando la resistividad final del material.

- **Anisotropía eléctrica:** Debido al proceso de fabricación capa por capa característico de la tecnología FDM, las propiedades eléctricas del material dependen de la dirección de medición. En general, la conductividad en el plano de impresión (X–Y) difiere de la conductividad en la dirección perpendicular a las capas (eje Z), originando un comportamiento anisotrópico que debe considerarse durante el diseño y caracterización de piezas conductivas [8].

2.3. Fundamentos Eléctricos y de Medición

2.3.1. Resistencia, resistividad y Ley de Ohm

La conducción eléctrica en materiales óhmicos se describe mediante la Ley de Ohm, la cual establece que la diferencia de potencial aplicada a un conductor es proporcional a la corriente que circula por él. Esta relación se expresa como

$$V = IR, \tag{2.1}$$

donde V corresponde a la diferencia de potencial, I a la corriente eléctrica y R a la resistencia del material.

La resistencia eléctrica depende de la resistividad del material y de la geometría del conductor. Para un conductor homogéneo de sección transversal constante, la resistencia puede expresarse mediante

$$R = \rho \frac{L}{A}, \tag{2.2}$$

donde ρ es la resistividad del material, L corresponde a la longitud de la trayectoria de conducción y A representa el área de la sección transversal perpendicular al flujo de corriente.

En estructuras multicapa, como el fantoma antropomórfico desarrollado en este trabajo, la distribución de corriente depende tanto de la resistividad como del espesor de cada una de las capas, además de la geometría del sistema. En consecuencia, la distribución espacial del potencial eléctrico resulta de la interacción entre las propiedades eléctricas de los materiales y las condiciones de excitación aplicadas.

2.3.2. Método de cuatro puntas

La caracterización eléctrica de materiales conductivos suele realizarse mediante el método de cuatro puntas, también conocido como método Kelvin, ya que permite minimizar la influencia de la resistencia de contacto entre los electrodos y la muestra, tal como se esquematiza en la Figura 2.4. A diferencia del método convencional de dos terminales, en el cual la resistencia medida incluye tanto la resistencia propia del material como las resistencias asociadas a los cables de conexión y los contactos eléctricos (r_w y r_c), el método de cuatro puntas emplea cuatro electrodos alineados con funciones independientes [16].

Los dos electrodos exteriores se utilizan para inyectar una corriente conocida (I_1) a través de la muestra, mientras que los dos electrodos interiores miden la diferencia de potencial mediante un voltímetro de alta impedancia de entrada. Debido a que la corriente que circula por el circuito de medición (I_2) es prácticamente nula, la caída de tensión asociada a las resistencias de contacto (r_c) y de cable (r_w) resulta despreciable, permitiendo determinar con mayor precisión la resistencia eléctrica de la muestra (R_x), a partir de la cual puede calcularse posteriormente su resistividad [16].

Esta técnica constituye uno de los métodos más utilizados para la caracterización de materiales conductivos y semiconductores, siendo especialmente adecuada para evaluar la influencia de distintos parámetros de fabricación sobre las propiedades eléctricas de piezas obtenidas mediante impresión

3D.

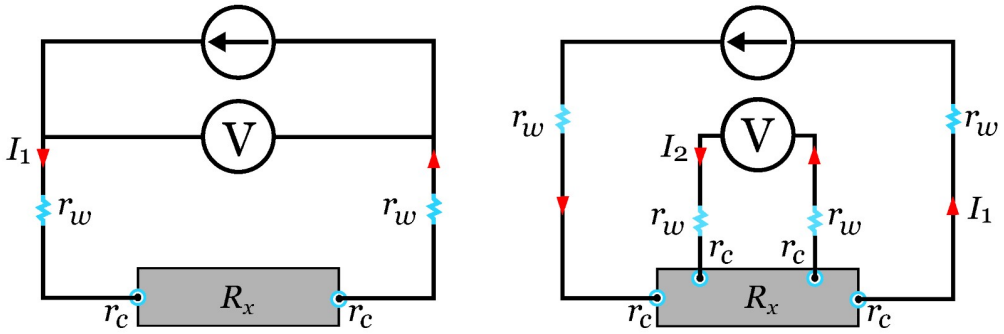


Figura 2.4: Comparación entre el método de dos puntas (izquierda) y el método de cuatro puntas (derecha) para la medición de la resistencia eléctrica de una muestra. En el método de dos puntas, la resistencia medida incluye las contribuciones de la resistencia de los cables (r_w) y de los contactos (r_c), además de la resistencia intrínseca de la muestra (R_x). En el método de cuatro puntas, los electrodos exteriores inyectan corriente (I_1), mientras que los interiores miden el voltaje (V) con una corriente de medición despreciable ($I_2 \approx 0$), minimizando la influencia de las resistencias parásitas. Fuente: Adaptado de [16].

2.3.3. Gradientes espaciales de potencial y principio de superposición

Cuando se inyecta una corriente eléctrica en un medio conductor se genera una distribución espacial de potencial cuya forma depende de la geometría del sistema, de las propiedades eléctricas del material y de las condiciones de excitación. En aplicaciones relacionadas con el EEG, el potencial registrado sobre la superficie de la cabeza corresponde a la contribución simultánea de múltiples fuentes eléctricas presentes en el tejido cerebral [28].

Si el medio presenta un comportamiento aproximadamente lineal y óhmico, la distribución de potencial satisface el principio de superposición. En consecuencia, el potencial total generado por varias fuentes puede obtenerse como la suma de los potenciales producidos por cada una de ellas de forma independiente [29].

En términos matemáticos, el valor eficaz (RMS) de una señal periódica $v(t)$ compuesta por la suma de varias fuentes de tensión se define a lo largo de un período común T mediante la integral:

$$V_{\mathrm{RMS,total}} = \sqrt{\frac{1}{T}\int_0^T \left[v_1(t) + v_2(t) + \cdots + v_n(t)\right]^2 dt} \tag{2.3}$$

Al desarrollar este binomio al cuadrado, la integral se descompone en la suma de los cuadrados individuales y en una serie de términos cruzados de la forma:

$$\frac{2}{T}\int_0^T v_i(t)v_j(t)\,dt \quad (\text{para } i \neq j) \tag{2.4}$$

Si las señales de excitación corresponden a ondas determinísticas con diferentes frecuencias (por ejemplo, 10 Hz y 50 Hz), dichas señales son matemáticamente ortogonales en un período común. Esto implica que la integral de su producto cruzado se anula exactamente:

$$\int_0^T \sin(\omega_i t)\sin(\omega_j t)\,dt = 0 \quad (\text{cuando } \omega_i \neq \omega_j) \tag{2.5}$$

Al desaparecer los términos cruzados debido a la condición de ortogonalidad, el valor eficaz total del sistema se reduce a la suma cuadrática de las contribuciones individuales:

$$V_{\mathrm{RMS,total}} = \sqrt{V_1^2 + V_2^2 + \cdots + V_n^2}, \tag{2.6}$$

donde V_i representa el valor eficaz asociado a cada fuente de excitación.

Este principio constituye la base teórica para analizar la interacción entre múltiples fuentes y estudiar la propagación de los gradientes espaciales de potencial sobre la superficie del fantoma, permitiendo evaluar si el modelo reproduce un comportamiento coherente frente a diferentes configuraciones de excitación.

2.4. Modelado y Simulación Computacional

2.4.1. Simulación mediante el Método de Elementos Finitos

El Método de Elementos Finitos (FEM, por sus siglas en inglés) es una técnica numérica utilizada para resolver problemas físicos descritos por ecuaciones diferenciales sobre geometrías complejas. Su funcionamiento consiste en discretizar el dominio de estudio en un conjunto de elementos de pequeño tamaño, permitiendo obtener una aproximación numérica de la variable de interés en todo el volumen.

En este trabajo se empleó ANSYS Maxwell para realizar simulaciones de conducción eléctrica en corriente continua (DC), con el objetivo de analizar la distribución espacial del potencial eléctrico en las probetas multicapa desarrolladas. A cada región del modelo se le asignaron las propiedades eléctricas obtenidas durante la caracterización experimental del material, permitiendo comparar los gradientes de potencial obtenidos mediante simulación con los medidos experimentalmente.

Estas simulaciones constituyeron una herramienta de apoyo para contrastar los resultados expe-

rimentales obtenidos con las predicciones del modelo numérico. En particular, permitieron verificar cualitativamente que la distribución espacial del potencial reprodujera las principales tendencias observadas en las mediciones realizadas sobre las probetas multicapa.

2.5. Estado del Arte

Un fantoma biomédico es un modelo físico diseñado para reproducir la geometría y determinadas propiedades de tejidos u órganos humanos, con el propósito de realizar ensayos experimentales bajo condiciones controladas y repetibles [3]. Estos dispositivos permiten evaluar, calibrar y validar instrumentación médica sin recurrir a sujetos humanos, reduciendo las limitaciones éticas, la variabilidad fisiológica y los riesgos asociados a las pruebas experimentales. En el ámbito del EEG, los fantomas constituyen una herramienta para evaluar el desempeño de sistemas de adquisición, algoritmos de procesamiento y nuevas tecnologías de instrumentación antes de su aplicación en estudios clínicos.

El desarrollo de fantomas para aplicaciones relacionadas con EEG ha evolucionado de manera progresiva, impulsado por la necesidad de disponer de plataformas experimentales cada vez más estables, reproducibles y representativas del comportamiento eléctrico de la cabeza humana. A continuación, se presenta una revisión de los principales enfoques utilizados para la construcción de este tipo de modelos y de los materiales empleados en su fabricación.

2.5.1. Fantomas tradicionales para EEG

Los primeros fantomas utilizados para la evaluación de sistemas EEG consistían en recipientes llenos de soluciones salinas, cuya conductividad podía ajustarse mediante la concentración de cloruro de sodio (NaCl) [5]. Si bien estos modelos destacaban por su simplicidad y bajo costo, al tratarse de medios líquidos homogéneos no permitían representar la estructura multicapa de la cabeza humana ni las diferencias de resistividad entre el cerebro, el cráneo y el cuero cabelludo. Además, su estabilidad se veía afectada por la evaporación del agua y la cristalización de las sales durante el uso prolongado.

Con el propósito de superar estas limitaciones, posteriormente comenzaron a desarrollarse fantomas basados en materiales semisólidos, como agar y gelatina [10]. Estos materiales permitieron conservar la forma anatómica del modelo y ajustar su conductividad mediante la incorporación de soluciones salinas. Sin embargo, su principal desventaja radicaba en su corta vida útil, debido a la pérdida progresiva de humedad, lo que alteraba sus propiedades eléctricas y dificultaba su almacenamiento a largo plazo.

2.5.2. Fantomas impresos en 3D

El avance de las tecnologías de fabricación aditiva permitió el desarrollo de fantomas anatómicamente más realistas y de mayor estabilidad. La impresión 3D facilita la fabricación de geometrías complejas y la asignación de distintas propiedades eléctricas a diferentes regiones del modelo mediante la selección de materiales y parámetros de impresión.

Entre los trabajos más relevantes, Zhang et al. desarrollaron un fantoma de cabeza impreso en 3D con una distribución continua de resistividad para aplicaciones de tomografía por impedancia eléctrica [6]. Por otra parte, Audette et al. desarrollaron un fantoma destinado a la evaluación de equipos EEG incorporando múltiples fuentes internas capaces de generar potenciales eléctricos programables [4]. Más recientemente, Akor et al. demostraron la factibilidad de fabricar un fantoma de bajo costo utilizando PLA conductivo mediante impresión FDM [9].

No obstante, los modelos fabricados mediante deposición de material fundido presentan un desafío importante asociado a la anisotropía eléctrica introducida por el proceso de impresión, haciendo que la conductividad dependa tanto de la orientación de las trayectorias de impresión como de los parámetros de fabricación.

2.5.3. Materiales conductivos utilizados

Diversos materiales han sido empleados para fabricar fantomas conductivos, entre ellos resinas epóxicas reforzadas con partículas de carbono, siliconas dopadas, hidrogeles conductivos y polímeros termoplásticos modificados con cargas conductoras [3, 10]. Si bien estos materiales permiten aproximar las propiedades eléctricas de los tejidos biológicos, muchos presentan elevados costos, requieren procesos de fabricación complejos o utilizan componentes de baja disponibilidad comercial.

En el ámbito de la impresión 3D, materiales como el ABS y el PLA con partículas conductoras de carbono han adquirido especial interés debido a su facilidad de fabricación y bajo costo. Diversos estudios han demostrado que su resistividad puede modificarse significativamente mediante parámetros de impresión como el porcentaje de relleno, el patrón de impresión, el flujo de extrusión y la temperatura de fabricación [8]. Esta característica permite ajustar el comportamiento eléctrico del material sin modificar su composición química.

2.5.4. Limitaciones de los trabajos existentes

A pesar de los avances alcanzados, la mayoría de los fantomas reportados en la literatura se orientan a aplicaciones específicas y presentan limitaciones tanto en la caracterización experimental de los materiales como en la validación de su comportamiento eléctrico. En muchos casos, los trabajos se centran únicamente en la fabricación del modelo anatómico o en la simulación de la propagación del potencial eléctrico, sin realizar una caracterización sistemática de la influencia de los parámetros de impresión sobre las propiedades del material.

Asimismo, son escasos los estudios que evalúan experimentalmente la propagación espacial del potencial mediante múltiples configuraciones de inyección o que verifican el comportamiento del fantoma frente a múltiples fuentes de excitación utilizando una geometría anatómica completa.

2.5.5. Aporte del presente trabajo

El presente trabajo aborda estas limitaciones mediante el desarrollo de un fantoma antropomórfico de cabeza humana fabricado íntegramente mediante impresión 3D por deposición de material fundido utilizando PLA conductivo. A diferencia de trabajos previos, se realiza una caracterización experimental sistemática del material, evaluando la influencia de distintos parámetros de impresión sobre su resistividad y utilizando estos resultados para definir las propiedades eléctricas de una estructura multicapa que representa el cerebro, el cráneo y el cuero cabelludo.

Adicionalmente, el trabajo valida experimentalmente la propagación de potenciales eléctricos mediante diferentes configuraciones de inyección, incluyendo excitaciones múltiples, y verifica la continuidad eléctrica de un fantoma antropomórfico con 32 electrodos distribuidos según el Sistema Internacional 10–20. Los resultados obtenidos permiten disponer de una plataforma experimental reproducible para el estudio de la propagación de bioseñales y la evaluación de sistemas relacionados con EEG, constituyendo además una base para futuros desarrollos orientados a sistemas de estimulación cerebral en lazo cerrado.

Capítulo 3

Caracterización Experimental del Material

3.1. Caracterización eléctrica mediante el método de cuatro puntas

La caracterización eléctrica del PLA conductivo empleado en la fabricación del fantoma constituyó la primera etapa de este trabajo. El objetivo fue determinar la influencia de distintos parámetros de impresión sobre la resistividad efectiva del material, con el fin de identificar configuraciones que permitieran aproximarse a las propiedades eléctricas requeridas para representar las diferentes capas del modelo anatómico.

Para la fabricación de las muestras se seleccionó PLA conductivo Protopasta. El datasheet del fabricante reporta para piezas impresas valores de resistividad comprendidos entre 14.4 y 19.2 Ω·cm en el plano X–Y y entre 27.2 y 33.6 Ω·cm en la dirección Z, evidenciando el comportamiento anisotrópico del material [15].

Las probetas fueron fabricadas mediante impresión 3D por modelado por deposición fundida (FDM) utilizando una impresora Creality Ender-3 V3 SE. Como parámetros base de fabricación se emplearon una altura de capa de 0.2 mm, una temperatura de cama de 60 °C y una velocidad de impresión de 30 mm/s. Las variables de impresión evaluadas en este trabajo, tales como la temperatura de impresión, el porcentaje de relleno y la orientación del patrón de relleno, se detallan en las secciones siguientes.

Para el diseño del fantoma se consideraron las propiedades eléctricas reportadas para los tejidos biológicos de interés. El tejido cerebral presenta una resistividad promedio de 334 ± 230 Ω·cm,

mientras que el cuero cabelludo presenta una resistividad promedio de 244 ± 107 Ω·cm y el cráneo una resistividad aproximada de $5\,000 \pm 5\,000$ Ω·cm, dependiendo de factores como la edad, la región anatómica y la variabilidad entre individuos [12, 17]. Dado que estos valores difieren de los reportados para el filamento, fue necesario caracterizar experimentalmente el material para definir los parámetros de fabricación del fantoma. La caracterización se realizó mediante el método de las cuatro puntas, descrito en la Sección 2.3.2, ya que permite minimizar la influencia de la resistencia de contacto durante las mediciones [16].

Para implementar este método se diseñó una probeta de ensayo utilizando Fusion 360 con dimensiones de $60 \times 10 \times 5$ mm. La probeta incorpora cuatro orificios pasantes distribuidos longitudinalmente para alojar pernos metálicos que actúan como electrodos. Los dos electrodos externos fueron destinados a la inyección de corriente, mientras que los dos electrodos internos se utilizaron para medir la diferencia de potencial sobre una distancia fija de 20 mm. El diseño de la probeta utilizada se presenta en la Figura 3.1.

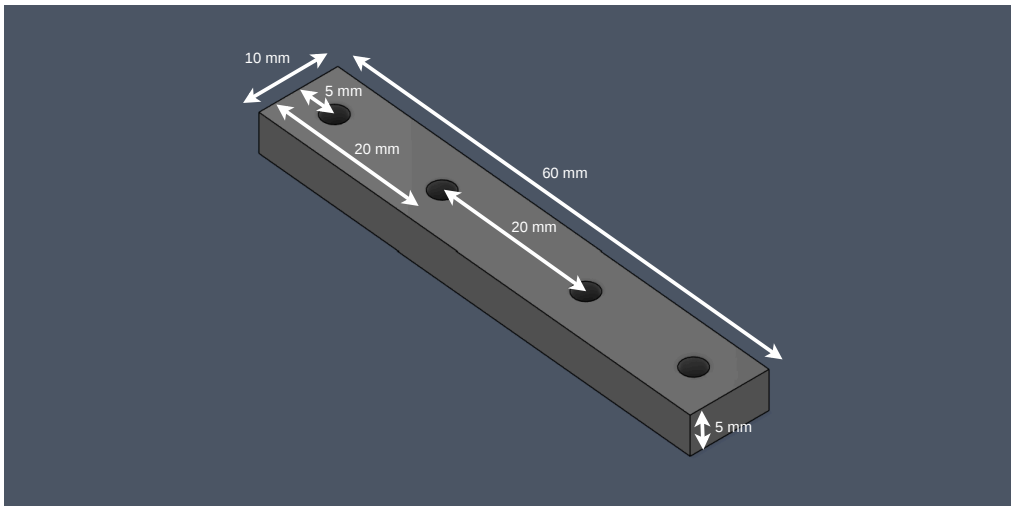


Figura 3.1: Diseño CAD de la probeta utilizada para la caracterización eléctrica mediante el método de cuatro puntas.

El montaje experimental estuvo compuesto por una fuente de alimentación de corriente continua, dos multímetros digitales y la probeta de ensayo. La fuente se conectó en serie con uno de los multímetros configurado como amperímetro para controlar la corriente inyectada a través de los electrodos externos. En forma simultánea, el segundo multímetro, configurado como voltímetro, se conectó a los electrodos internos para medir la caída de potencial producida en el material.

La conexión eléctrica utilizada durante las mediciones se presenta en la Figura 3.2.

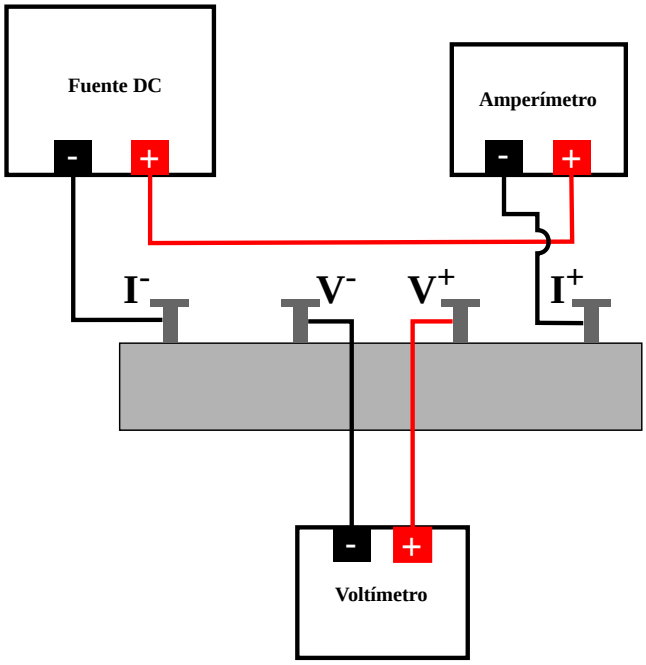


Figura 3.2: Esquema eléctrico empleado durante las mediciones mediante el método de cuatro puntas.

La resistencia eléctrica de cada probeta se obtuvo a partir de la relación entre la diferencia de potencial medida y la corriente inyectada mediante la ley de Ohm. Posteriormente, la resistividad del material se calculó utilizando la expresión

$$\rho = R\frac{A}{L}, \tag{3.1}$$

donde ρ corresponde a la resistividad del material, R a la resistencia eléctrica medida, A al área transversal de la probeta y L a la distancia entre los electrodos internos, igual a 20 mm.

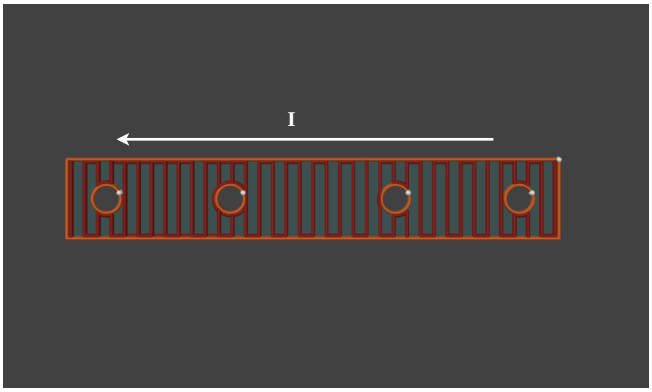
Para verificar el comportamiento óhmico del material, se realizaron mediciones para corrientes comprendidas entre 2,4 mA y 0,4 mA, utilizando decrementos de 0,4 mA. Para cada configuración de impresión se fabricaron tres probetas independientes y sobre cada una de ellas se efectuaron tres mediciones, con el fin de reducir la influencia de las variaciones inherentes al proceso de fabricación.

3.2. Influencia del porcentaje de relleno

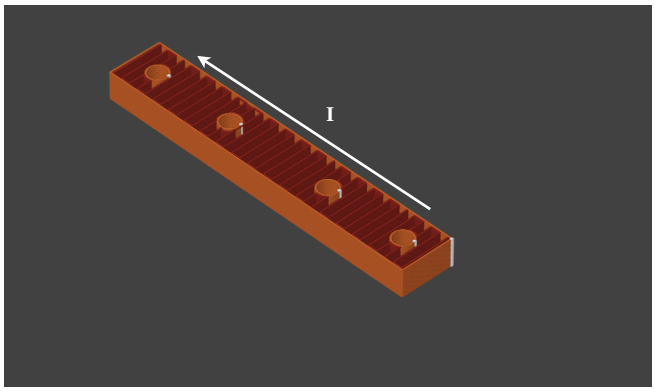
Como primera variable de impresión se evaluó la influencia del porcentaje de relleno (*infill*) sobre la resistividad efectiva del material. Se planteó la hipótesis de que una disminución del porcentaje de

relleno incrementaría la resistividad de la probeta debido a la reducción de la cantidad de material conductor presente en su volumen.

Con el fin de maximizar este efecto, se seleccionó un patrón de relleno cuyas trayectorias principales fueran predominantemente perpendiculares a la dirección de circulación de la corriente. Bajo esta configuración, el flujo de carga debe atravesar un mayor número de interfaces entre material conductor y cavidades de aire, aumentando la longitud efectiva del camino eléctrico y reduciendo la continuidad de las trayectorias conductoras. En consecuencia, esta disposición favorece la obtención de una mayor resistividad efectiva del bloque impreso. La orientación del patrón de relleno seleccionado y la dirección de circulación de la corriente se ilustran en la Figura 3.3.



(a) Vista superior del patrón lineal.

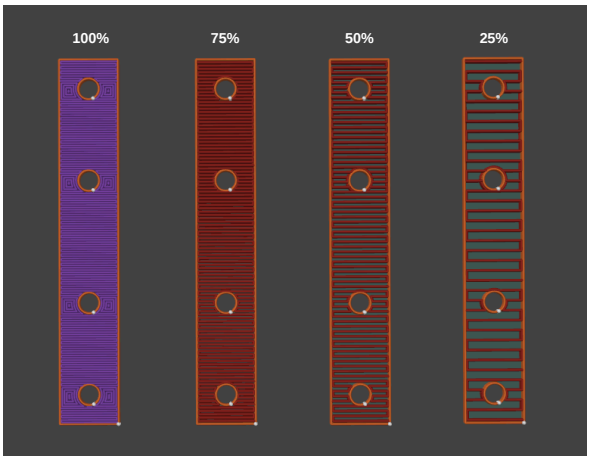


(b) Vista isométrica de la estructura interna.

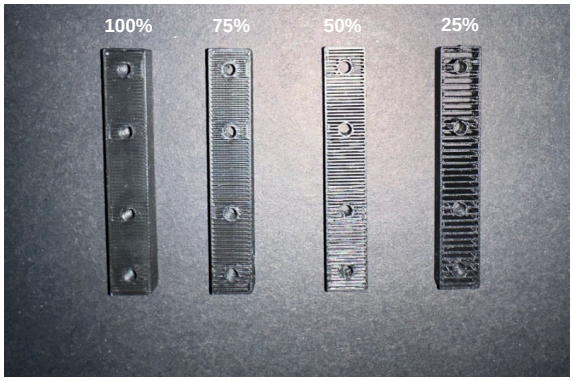
Figura 3.3: Visualización del patrón de relleno seleccionado para las probetas, generada mediante el software laminador OrcaSlicer. Las flechas (I) indican la dirección principal de circulación de la corriente, ilustrando cómo el flujo de carga debe atravesar transversalmente las trayectorias de deposición del material para aumentar la resistividad efectiva.

Se fabricaron probetas con porcentajes de relleno de 100 %, 75 %, 50 % y 25 %, manteniendo constantes el resto de los parámetros de impresión. La Figura 3.4 muestra tanto la visualización en el software laminador como las probetas fabricadas en físico para cada una de estas configuraciones,

permitiendo apreciar la variación en la estructura interna producida. La Tabla 3.1 resume los valores promedio de resistividad obtenidos para cada configuración, junto con su desviación estándar. De forma complementaria, la Figura 3.5 muestra la evolución de la resistividad promedio en función del porcentaje de relleno.



(a) Visualización de las probetas en el software laminador OrcaSlicer.



(b) Probetas fabricadas físicamente para los porcentajes de 100 %, 75 %, 50 % y 25 %.

Figura 3.4: Comparación de las configuraciones de relleno en entorno digital y físico.

Cuadro 3.1: Resistividad promedio obtenida para cada porcentaje de relleno.

Infill	**Resistividad promedio (Ω·cm)**	**Desviación estándar (Ω·cm)**
100 %	25.6	2.5
75 %	75.6	7.8
50 %	114.3	1.7
25 %	113.8	3.4

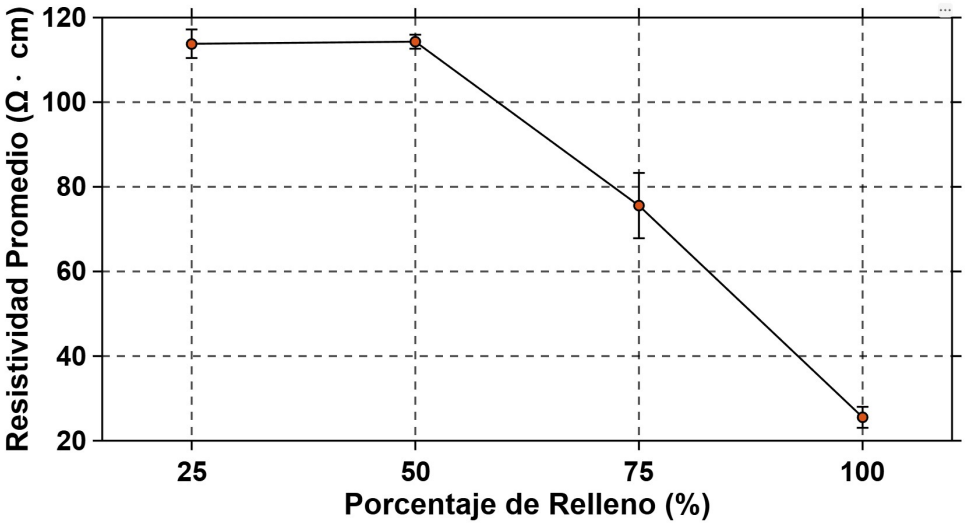


Figura 3.5: Resistividad promedio en función del porcentaje de relleno.

Como puede observarse tanto en la Tabla 3.1 como en la Figura 3.5, la resistividad aumenta al disminuir el porcentaje de relleno desde el 100 % hasta el 50 %. Sin embargo, entre las configuraciones correspondientes al 50 % y al 25 % la diferencia observada resulta considerablemente menor, evidenciando una tendencia a la estabilización de la resistividad para bajos porcentajes de relleno.

Una posible explicación para este comportamiento es que, aunque la disminución del porcentaje de relleno reduce la cantidad de material conductor depositado, la geometría interna mantiene trayectorias eléctricas similares entre los electrodos de medición. En consecuencia, la corriente continúa disponiendo de caminos conductores equivalentes, limitando el incremento esperado de la resistividad.

Considerando que la diferencia de resistividad entre ambas configuraciones es reducida, se seleccionó un porcentaje de relleno del 25 % como configuración base para el resto del trabajo. Esta elección permitió reducir significativamente el tiempo de impresión y el consumo de material sin producir una variación apreciable en la resistividad obtenida.

No obstante, los valores alcanzados continuaban siendo inferiores a los requeridos para representar las propiedades eléctricas de las distintas capas del fantoma. Por este motivo, en la siguiente sección se estudia la influencia del flujo de extrusión como una nueva variable de fabricación orientada a incrementar la resistividad efectiva del material.

3.3. Influencia del flujo de extrusión

Los resultados presentados en la sección anterior muestran que la disminución del porcentaje de relleno incrementa la resistividad efectiva del material. Sin embargo, incluso utilizando la configuración correspondiente al 25 % de relleno, que presentó la mayor resistividad durante la etapa anterior, los valores obtenidos permanecieron por debajo del rango reportado para los tejidos biológicos considerados en el diseño del fantoma [11, 12, 17].

Por este motivo, se decidió estudiar la influencia del flujo de extrusión (*flow*), parámetro que controla la cantidad de material depositado por la impresora durante el proceso de fabricación [13].

Al disminuir el porcentaje de flujo, el extrusor deposita una menor cantidad de material respecto de la nominal. Como consecuencia, se generan pequeñas discontinuidades entre trayectorias adyacentes, aumenta la presencia de vacíos y se reduce el contacto efectivo entre filamentos consecutivos. Estas discontinuidades dificultan el transporte de carga eléctrica a través del material, por lo que se planteó la hipótesis de que una reducción del flujo produciría un incremento en la resistividad efectiva de las probetas [14, 15].

Para evaluar esta hipótesis, se tomó como punto de partida la configuración de impresión correspondiente al 25 % de relleno, ya que fue la que presentó la mayor resistividad en la etapa anterior. A partir de esta configuración se fabricaron nuevas probetas utilizando porcentajes de flujo de 100 %, 90 %, 80 % y 70 %, manteniendo constantes el resto de los parámetros de impresión. Estos porcentajes fueron seleccionados utilizando intervalos decrecientes de 10 %, buscando evaluar gradualmente la influencia del flujo sobre la resistividad sin comprometer la estabilidad del proceso de impresión.

No se consideraron porcentajes inferiores al 70 %, ya que durante las pruebas preliminares se observó que la impresora presentaba dificultades para depositar el material de manera continua, originando defectos geométricos y discontinuidades visibles que impedían obtener probetas reproducibles.

Todas las probetas fueron fabricadas utilizando el mismo modelo geométrico descrito en la Sección 3.1 y caracterizadas mediante el método de las cuatro puntas empleando el mismo montaje experimental [16].

Cuadro 3.2: Resistividad promedio y desviación estándar obtenidas para cada porcentaje de flujo.

Flujo (%)	**Resistividad promedio (Ω·cm)**	**Desviación estándar (Ω·cm)**
100	113.8	3.4
90	131.6	1.1
80	149.5	0.9
70	192.8	0.5

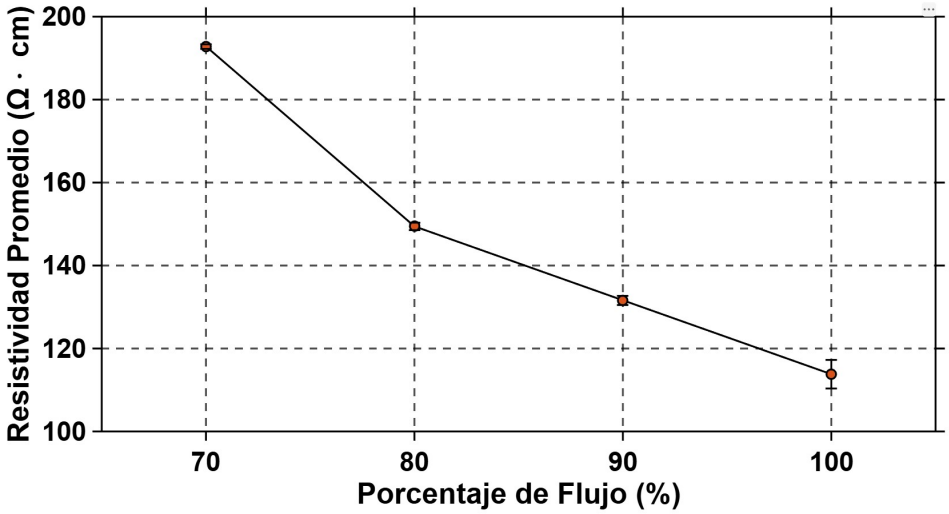


Figura 3.6: Resistividad promedio en función del porcentaje de flujo.

Como se observa en la Tabla 3.2 y en la Figura 3.6, la resistividad aumenta progresivamente al disminuir el porcentaje de flujo. Este comportamiento es consistente con la hipótesis planteada, ya que una menor cantidad de material extruido favorece la formación de vacíos y reduce el contacto entre filamentos adyacentes. Como consecuencia, se generan discontinuidades en la red de percolación del filamento dopado, interrumpiendo el contacto físico entre las partículas de carbono e incrementando la oposición al paso de la corriente [14, 15, 18].

Entre el 100 % y el 80 % de flujo se observa un incremento aproximadamente lineal de la resistividad, con aumentos cercanos a 18 Ω·cm por cada reducción del 10 % en el flujo de extrusión. Sin embargo, al disminuir el flujo hasta el 70 %, la resistividad aumenta de manera considerable, alcanzando un valor promedio de 192,8 Ω·cm. Este comportamiento sugiere la existencia de un umbral a partir del cual la reducción de material depositado incrementa significativamente la discontinuidad de las trayectorias conductoras.

Si bien la configuración correspondiente al 70 % de flujo presentó la mayor resistividad entre los casos evaluados, también evidenció deformaciones geométricas y una disminución apreciable en la calidad de impresión. Estas deficiencias comprometen la integridad mecánica de la probeta y dificultan la fabricación de geometrías más complejas, como las requeridas para el fantoma de cabeza.

Por este motivo, se decidió estudiar la influencia de la temperatura de impresión como una segunda variable de fabricación. A diferencia de la reducción del flujo, la temperatura modifica la unión entre filamentos y la distribución de las partículas conductoras sin reducir la cantidad de material depositado, por lo que representa una alternativa para ajustar las propiedades eléctricas del material manteniendo una adecuada calidad de impresión [13, 15].

3.4. Influencia de la temperatura de impresión

Los resultados obtenidos al modificar el flujo de extrusión evidenciaron que es posible incrementar la resistividad efectiva del material. Sin embargo, las configuraciones de menor flujo presentaron una disminución en la calidad de impresión, limitando su utilización para la fabricación del fantoma. Por este motivo, se estudió la influencia de la temperatura de impresión como una alternativa para modificar las propiedades eléctricas del material sin deteriorar significativamente la calidad geométrica de las probetas.

El PLA conductivo empleado en este trabajo incorpora partículas conductoras de carbono dispersas dentro de una matriz polimérica. Diversos estudios reportan que la temperatura de extrusión modifica la microestructura final del material, favoreciendo una redistribución más homogénea de las partículas conductoras y mejorando la unión entre capas impresas [13, 18].

En consecuencia, un aumento de la temperatura favorece la formación de trayectorias conductoras continuas, disminuyendo la resistividad eléctrica del material. Por el contrario, una disminución de la temperatura reduce la movilidad del polímero fundido, dificulta la reorganización de las partículas conductoras y aumenta la resistividad efectiva [13, 18].

Para evaluar este comportamiento, se seleccionó la configuración correspondiente al 80 % de flujo, debido a que presentaba una resistividad cercana a la obtenida con 70 % de flujo, pero con una calidad de impresión considerablemente superior.

La temperatura de 215 °C se utilizó como condición de referencia, ya que corresponde a la empleada durante el resto de la caracterización y se encuentra dentro del rango recomendado por el fabricante para este filamento (210–230 °C) [15]. Posteriormente se fabricaron nuevas probetas utilizando una

temperatura de 200 °C, valor inferior al límite mínimo recomendado por el fabricante, con el propósito de evaluar el efecto de una temperatura subóptima sobre la resistividad del material. Las mediciones fueron realizadas utilizando el mismo procedimiento experimental descrito anteriormente.

Cuadro 3.3: Resistividad promedio y desviación estándar obtenidas para las distintas temperaturas de impresión.

Temperatura (°C)	**Resistividad promedio (Ω·cm)**	**Desviación estándar (Ω·cm)**
215	149.5	0.9
200	165.3	0.4

Como se observa en la Tabla 3.3, la disminución de la temperatura de impresión produce un incremento en la resistividad efectiva del material. Este comportamiento es consistente con lo reportado en la literatura [13, 18, 19], donde se describe una relación inversa entre la temperatura de impresión y la resistividad del PLA conductivo.

Desde un punto de vista físico, una mayor temperatura favorece una mejor fusión entre filamentos y una distribución más homogénea de las partículas de carbono dentro de la matriz polimérica, mejorando la conectividad de la red de percolación conductora [14, 18, 19]. En consecuencia, al reducir la temperatura hasta 200 °C, la conectividad de esta red disminuye, incrementando la oposición al paso de la corriente.

Asimismo, la configuración correspondiente a un flujo del 80 % y una temperatura de 200 °C permitió alcanzar una resistividad promedio de 165,3 Ω·cm, acercándose a los valores obtenidos con un flujo del 70 % y una temperatura de 215 °C, pero manteniendo una calidad de impresión considerablemente superior. Este resultado demuestra que la temperatura constituye una variable eficaz para incrementar la resistividad del material sin comprometer significativamente la estabilidad estructural y la precisión dimensional de las probetas.

3.5. Evaluación de configuraciones para las capas del fantoma

Una vez caracterizada la influencia del porcentaje de relleno, el flujo de extrusión y la temperatura de impresión, se evaluaron configuraciones adicionales con el propósito de ampliar el rango de resistividades obtenidas y disponer de alternativas para representar las distintas capas del fantoma antropomórfico.

Como se indicó en la Sección 3, el cerebro, el cráneo y el cuero cabelludo presentan propiedades

eléctricas significativamente diferentes [11, 12, 17]. En consecuencia, la selección de los parámetros de impresión se orientó a obtener distintos niveles de resistividad que permitieran aproximarse, en la mayor medida posible, a las propiedades reportadas para dichos tejidos.

Para ello, se fabricaron probetas combinando los parámetros que previamente habían demostrado una mayor influencia sobre la resistividad del material. En primer lugar, se evaluó una configuración compuesta por un porcentaje de relleno del 25 %, un flujo de extrusión del 70 % y una temperatura de impresión de 200 °C. Esta combinación reúne los parámetros que, de forma individual, presentaron la mayor tendencia a incrementar la resistividad durante la caracterización descrita en las Secciones 3.2, 3.3 y 3.4.

Adicionalmente, se evaluó una configuración intermedia correspondiente a un porcentaje de relleno del 50 %, un flujo de extrusión del 75 % y una temperatura de impresión de 210 °C, con el fin de analizar el efecto conjunto de modificaciones moderadas en los distintos parámetros de fabricación.

Cuadro 3.4: Resistividad promedio y desviación estándar obtenidas para las configuración combinada.

Infill (%)	**Flow (%)**	**Temperatura (°C)**	**Resistividad (Ω·cm)**
50	75	210	$150{,}4 \pm 0{,}9$

Como se observa en la Tabla 3.4, la configuración evaluada, correspondiente a un porcentaje de relleno del 50

Posteriormente, se estudió la influencia de la orientación del patrón de relleno respecto de la dirección de circulación de la corriente, con el objetivo de determinar su efecto sobre la resistividad del material y ampliar el conjunto de configuraciones disponibles para el diseño del fantoma.

Para ello se empleó un patrón lineal cuyas trayectorias principales fueron paralelas al flujo de corriente (0°), fabricándose probetas con porcentajes de relleno de 100 % y 25 %, mientras que el flujo de extrusión y la temperatura de impresión se mantuvieron constantes. La orientación del patrón de relleno se definió de acuerdo con el siguiente criterio: una orientación de 90° cuando las trayectorias principales del relleno son perpendiculares a la dirección de circulación de la corriente, y una orientación de 0° cuando ambas direcciones son paralelas. Esta diferencia entre ambas configuraciones se ilustra en la Figura 3.7.

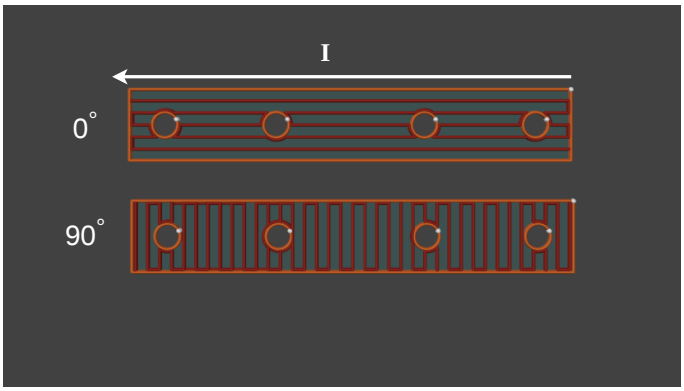


Figura 3.7: Comparación entre las orientaciones del patrón de relleno respecto de la dirección de circulación de la corriente. En la configuración de 90°, las trayectorias principales del relleno son perpendiculares al flujo de corriente, mientras que en la configuración de 0° ambas direcciones son paralelas.

Los valores de resistividad obtenidos para las configuraciones con orientación paralela se resumen en la Tabla 3.5.

Cuadro 3.5: Resistividad promedio y desviación estándar obtenidas para las configuraciones con patrón lineal paralelo a la dirección de circulación de la corriente (0°).

Infill (%)	**Orientación**	**Resistividad (Ω·cm)**
100	0°	$14{,}9 \pm 0{,}1$
25	0°	$47{,}3 \pm 0{,}5$

Al comparar estos resultados con los obtenidos previamente para las distintas configuraciones de impresión, se observa que la orientación del patrón de relleno constituye uno de los parámetros con mayor influencia sobre la conducción eléctrica del material. La configuración con patrón lineal orientado a 0° presentó la menor resistividad entre todas las configuraciones evaluadas, mientras que la combinación de 25 % de relleno, 70 % de flujo y 215 °C produjo la mayor resistividad alcanzada durante la caracterización.

En conjunto, los resultados obtenidos permitieron disponer de configuraciones de impresión con valores de resistividad claramente diferenciados, cubriendo un rango suficientemente amplio para representar las distintas capas del fantoma antropomórfico.

Para representar el cerebro se seleccionó la configuración con patrón lineal orientado a 0° y un porcentaje de relleno del 100 %, ya que presentó la menor resistividad obtenida durante toda la caracterización, aproximándose de mejor manera a las propiedades eléctricas requeridas para esta capa.

La capa correspondiente al cuero cabelludo se fabricó utilizando un patrón de relleno basado en la curva de Hilbert. Esta configuración presentó una resistividad intermedia entre las seleccionadas para el cerebro y el cráneo y, además, proporcionó una distribución más uniforme de las trayectorias conductoras, reduciendo la anisotropía característica de los patrones lineales.

Considerando que el cráneo corresponde a la capa de mayor resistividad, inicialmente se evaluó la configuración compuesta por un 25 % de relleno, un flujo de extrusión del 70 % y una temperatura de impresión de 215 °C, la cual alcanzó el mayor valor de resistividad obtenido durante la caracterización. Sin embargo, la reducción del flujo provocó una pérdida importante de estabilidad durante el proceso de impresión, dificultando la fabricación reproducible de geometrías complejas.

Por este motivo, la configuración finalmente seleccionada para representar el cráneo correspondió a un porcentaje de relleno del 25 %, un flujo de extrusión del 80 % y una temperatura de impresión de 200 °C. Aunque esta configuración presentó una resistividad ligeramente inferior, ofreció una mayor estabilidad mecánica y una mejor repetibilidad durante el proceso de fabricación, características fundamentales para la impresión del modelo antropomórfico completo.

La Tabla 3.6 resume las configuraciones finalmente seleccionadas para representar cada una de las capas del fantoma.

Cuadro 3.6: Configuraciones de impresión seleccionadas para las distintas capas del fantoma.

Capa	**Infill**	**Flow**	**Temperatura**	**Configuración**
Cerebro	100 %	100 %	215 °C	Patrón lineal (0°)
Cuero cabelludo	50 %	100 %	215 °C	Patrón de Hilbert
Cráneo	25 %	80 %	200 °C	Patrón lineal (90°)

Las configuraciones seleccionadas fueron posteriormente empleadas en el diseño y fabricación de una probeta multicapa, con el propósito de verificar experimentalmente que la combinación de las distintas capas reproduce el comportamiento eléctrico esperado. Los resultados de esta caracterización se presentan en la siguiente sección.

3.6. Caracterización de la probeta multicapa

3.6.1. Diseño y fabricación de la probeta multicapa

Una vez seleccionadas las configuraciones de impresión para representar las distintas capas del fantoma, resultó necesario evaluar el comportamiento eléctrico de un modelo multicapa antes de fabricar el fantoma antropomórfico completo. Si bien la caracterización presentada en las secciones anteriores permitió determinar la influencia de los distintos parámetros de impresión sobre la resistividad del material, dichos ensayos se realizaron sobre probetas homogéneas y, por tanto, no permiten analizar la distribución espacial del potencial eléctrico cuando interactúan materiales con diferentes propiedades eléctricas.

Con este propósito, se diseñó una pieza experimental de geometría simple que permitiera estudiar la distribución del potencial eléctrico sobre su superficie bajo distintas configuraciones de inyección de corriente. La utilización de una geometría controlada facilita la interpretación de los resultados experimentales y permite evaluar el comportamiento del modelo multicapa antes de su implementación en la geometría curva del fantoma.

La pieza fue diseñada mediante el software Fusion 360 con una geometría prismática de base cuadrada, compuesta por tres capas representativas de las estructuras consideradas en el fantoma. La capa inferior corresponde al cerebro y posee un espesor de 3 mm, la capa intermedia representa el cráneo con un espesor de 9 mm y la capa superior representa el cuero cabelludo con un espesor de 3 mm. La selección de estos espesores se realizó considerando tanto la anatomía de la cabeza humana como las propiedades eléctricas de los tejidos biológicos. En particular, el cráneo constituye la estructura de mayor espesor y presenta la mayor resistividad entre los tejidos considerados, por lo que se optó por representarlo mediante una capa de mayor grosor dentro de la pieza experimental, buscando reproducir de manera simplificada tanto la distribución anatómica como la influencia que ejerce esta estructura sobre la propagación del potencial eléctrico dentro del modelo multicapa. El diseño CAD de la probeta multicapa y la disposición de sus capas se presentan en la Figura 3.8.

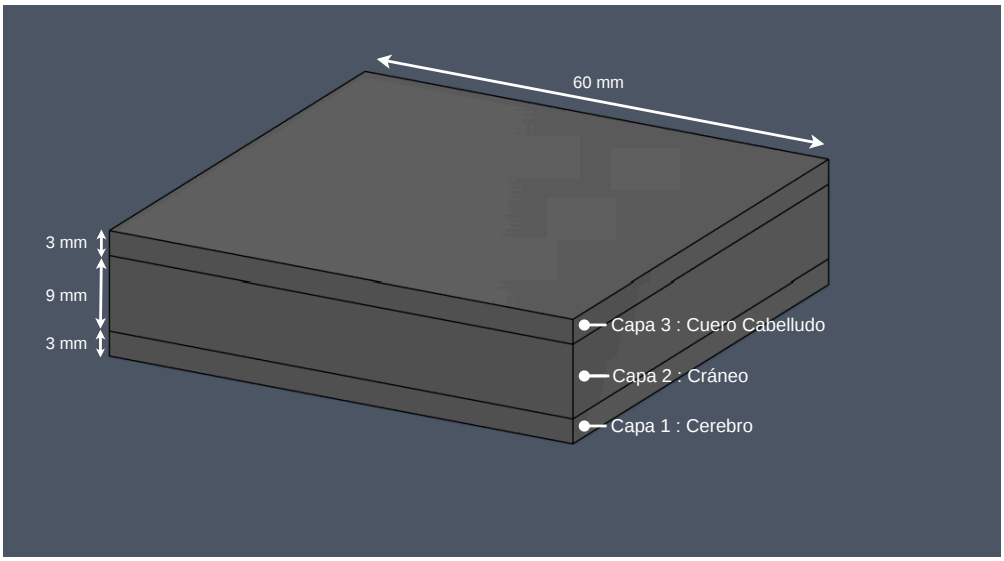


Figura 3.8: Vista del modelo CAD de la probeta multicapa, indicando las capas correspondientes al cerebro, cráneo y cuero cabelludo junto con sus respectivos espesores.

Con el objetivo de evaluar distintas configuraciones de excitación, la pieza incorpora cuatro orificios destinados a alojar los electrodos de inyección de corriente. Estos se distribuyeron simétricamente sobre la pieza, ubicándose a una distancia de 5 mm de cada borde. Adicionalmente, se incorporó una grilla de medición de 3×3 puntos distribuida uniformemente sobre la superficie correspondiente al cuero cabelludo. Cada uno de estos puntos permite posicionar un electrodo de medición para registrar el potencial eléctrico superficial y obtener posteriormente mapas bidimensionales de distribución de voltaje.

Para simplificar la descripción de los distintos ensayos realizados, los electrodos de inyección fueron identificados mediante la nomenclatura P1, P2, P3 y P4, mientras que los nueve puntos de medición superficial fueron numerados del 1 al 9, tal como se muestra en la Figura 3.9. Esta nomenclatura se utilizará en las secciones siguientes para describir las distintas configuraciones de inyección y los resultados obtenidos.

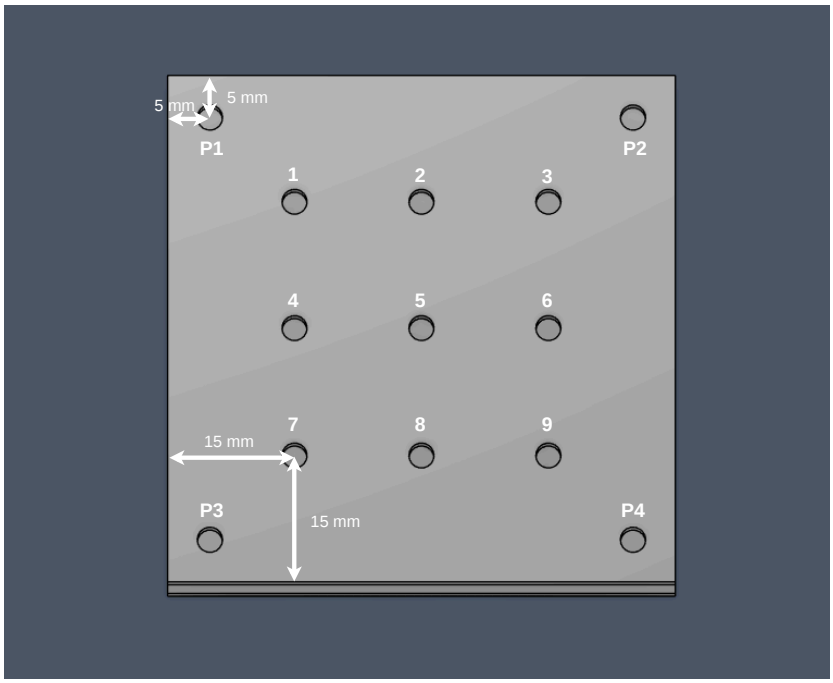


Figura 3.9: Vista superior de la probeta multicapa indicando la ubicación de los electrodos de inyección (P1–P4) y de la grilla de medición superficial (1–9).

Los orificios correspondientes a la grilla de medición fueron diseñados con una profundidad constante de 3 mm, de manera que el electrodo de medición estableciera contacto únicamente con la capa superior de la pieza, representativa del cuero cabelludo. En cambio, la posición y la profundidad de los electrodos destinados a la inyección de corriente se definieron como variables experimentales, con el propósito de estudiar la influencia que ejerce la ubicación de las fuentes sobre la distribución del potencial eléctrico superficial.

Debido a que la posición de los electrodos de inyección determina el recorrido de las líneas de corriente dentro de un medio multicapa, es esperable que diferentes configuraciones produzcan distribuciones distintas del potencial eléctrico sobre la superficie de la pieza. Por este motivo, antes de seleccionar la configuración utilizada posteriormente en el fantoma, se evaluaron distintas alternativas de inyección.

Para ello se fabricaron tres versiones de la probeta multicapa, las cuales difieren únicamente en la ubicación y profundidad de los electrodos de inyección. La primera configuración considera la inyección de corriente desde la superficie superior mediante orificios de 8 mm de profundidad, permitiendo que los electrodos atraviesen completamente la capa correspondiente al cuero cabelludo y establezcan contacto con el cráneo. La segunda configuración ubica los electrodos sobre la superficie inferior de la pieza, manteniendo una profundidad de 8 mm, de manera que los electrodos atraviesen la capa

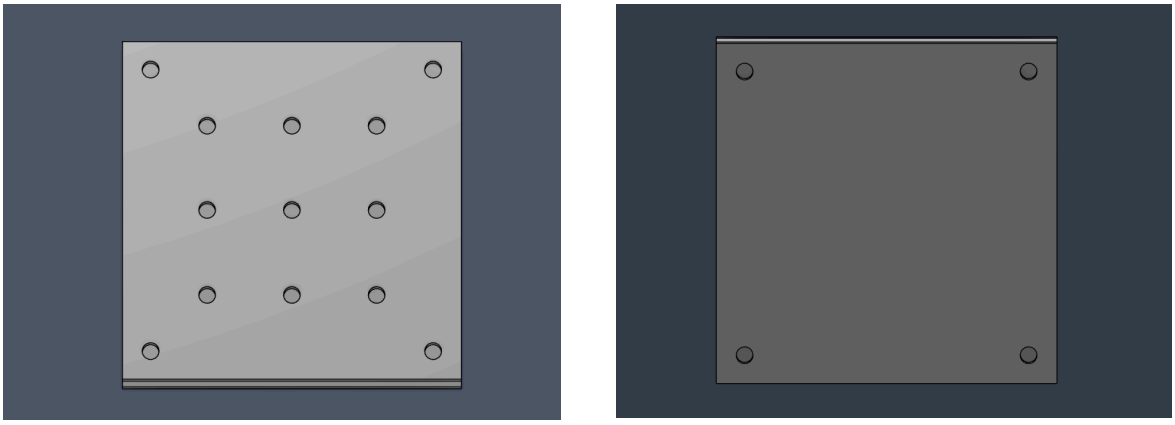
correspondiente al cerebro y establezcan contacto con el cráneo. Finalmente, la tercera configuración también considera la inyección desde la superficie inferior, pero utilizando una profundidad de 3 mm, permitiendo que los electrodos establezcan contacto únicamente con la capa correspondiente al cerebro. Esta última configuración reproduce de mejor manera la condición presente en una cabeza humana, donde las fuentes bioeléctricas que originan las señales de EEG se encuentran localizadas en el tejido cerebral [20].

La Tabla 3.7 resume las configuraciones fabricadas para evaluar la influencia de la posición de los electrodos de inyección sobre la distribución espacial del potencial eléctrico.

Cuadro 3.7: Configuraciones evaluadas para la ubicación de los electrodos de inyección.

Configuración	Superficie de inyección	Profundidad	Capa alcanzada
A	Superior	8 mm	Cráneo
B	Inferior	8 mm	Cráneo
C	Inferior	3 mm	Cerebro

La Figura 3.10 presenta las dos disposiciones geométricas empleadas para los electrodos de inyección. Dado que las configuraciones B y C únicamente difieren en la profundidad de los orificios, ambas comparten la misma distribución superficial de los electrodos.



(a) Configuración A. (b) Configuraciones B y C.

Figura 3.10: Configuraciones geométricas de los electrodos de inyección. (a) Configuración A, con electrodos ubicados sobre la superficie superior. (b) Configuraciones B y C, con electrodos ubicados sobre la superficie inferior (vista desde abajo).

Las tres configuraciones fueron fabricadas mediante impresión por modelado por deposición fundida (FDM), utilizando los parámetros de impresión seleccionados en la Sección 3.5 para representar

las distintas capas del modelo multicapa. Puesto que cada una de las capas debía presentar propiedades eléctricas diferentes, fue necesario modificar localmente el flujo de extrusión y la temperatura de impresión durante el proceso de fabricación. Esta variación se implementó mediante la herramienta de modificación de parámetros por altura de capa disponible en OrcaSlicer, permitiendo asignar diferentes configuraciones de impresión a cada una de las capas de la probeta sin interrumpir el proceso de fabricación.

La caracterización experimental se realizó utilizando un generador de funciones como fuente de excitación y un osciloscopio digital para registrar el potencial eléctrico superficial. En cada ensayo, el terminal positivo del generador se conectó al electrodo correspondiente a la posición de inyección seleccionada, mientras que el terminal negativo se conectó al electrodo de retorno. El terminal negativo del osciloscopio se mantuvo conectado al mismo punto de referencia del generador, mientras que el terminal positivo se desplazó sucesivamente sobre los nueve puntos de la grilla de medición para registrar el potencial eléctrico superficial en cada posición.

La Figura 3.11 muestra el esquema eléctrico utilizado durante las mediciones. A diferencia de la caracterización presentada en la Sección 3.1, en esta etapa no se buscó determinar la resistividad del material, sino analizar la distribución espacial del potencial eléctrico generada por distintas configuraciones de inyección sobre una estructura multicapa.

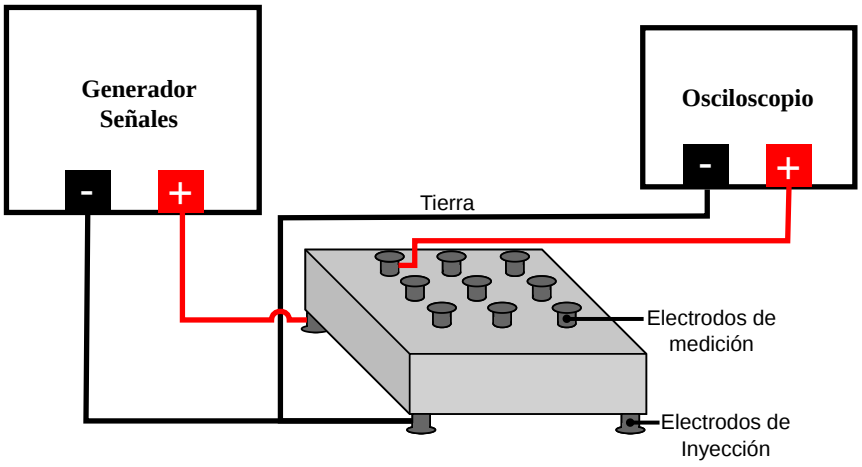


Figura 3.11: Esquema del montaje experimental empleado para la caracterización de la probeta multicapa. A modo de ejemplo, se ilustra la configuración de inyección P1-P3, donde el electrodo P1 actúa como terminal positivo y P3 se conecta a tierra como referencia. Asimismo, se representa la toma de lectura del potencial eléctrico superficial específicamente sobre el electrodo 1 de la grilla de medición.

Para cada configuración de inyección se registró el potencial eléctrico en los nueve puntos de la grilla superficial. Los valores obtenidos fueron procesados en MATLAB para generar mapas bi-

dimensionales de distribución de potencial, permitiendo visualizar el gradiente espacial de voltaje y comparar las distintas configuraciones experimentales.

3.6.2. Selección de la configuración experimental

Una vez fabricadas las tres configuraciones descritas en la Sección 3.6.1, se evaluó la influencia de la posición y profundidad de los electrodos de inyección sobre la distribución del potencial eléctrico superficial. El objetivo de esta etapa fue seleccionar la configuración que representara de mejor manera las condiciones de excitación consideradas posteriormente en el fantoma antropomórfico.

Para cada una de las probetas se realizaron mediciones del potencial eléctrico en los nueve puntos de la grilla superficial empleando el montaje experimental descrito en la sección anterior. Las mediciones se efectuaron para distintas configuraciones de inyección entre los electrodos P1, P2, P3 y P4. En particular, se analizaron las configuraciones P1–P4 y P1–P3, las cuales representan trayectorias de circulación de corriente vertical y diagonal, respectivamente.

A partir de los valores medidos se construyeron mapas bidimensionales de distribución del potencial mediante MATLAB, lo que permite visualizar el gradiente espacial de voltaje sobre la superficie de la probeta y facilitar la comparación entre las distintas configuraciones de inyección.

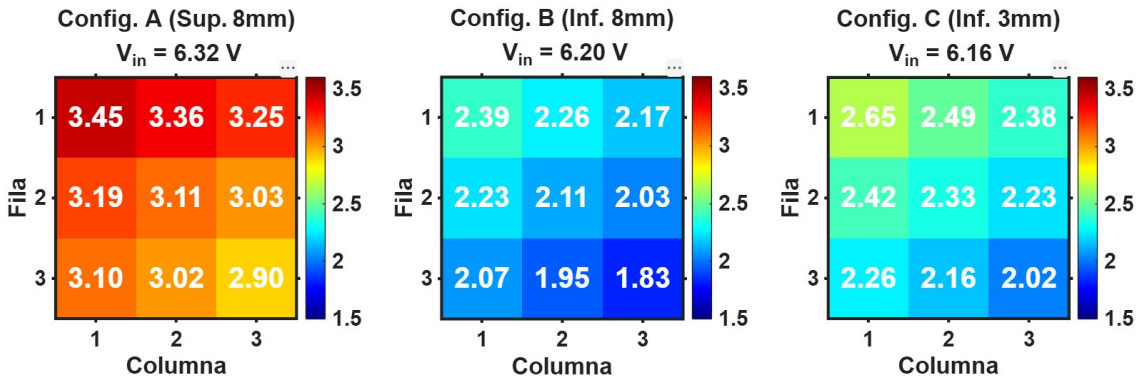


Figura 3.12: Mapas de distribución del potencial superficial obtenidos para las configuraciones A, B y C utilizando la configuración de inyección P1–P4.

Como se observa en la Figura 3.12, las tres configuraciones presentan un comportamiento cualitativamente similar. En todos los casos el potencial disminuye progresivamente desde la zona próxima al electrodo positivo hacia el electrodo de retorno, evidenciando un gradiente espacial continuo sobre la superficie de la probeta.

No obstante, la posición de los electrodos de inyección influye en la magnitud absoluta del poten-

cial registrado. La configuración correspondiente a la inyección desde la superficie superior (Configuración A) presentó los mayores niveles de voltaje superficial, mientras que las configuraciones con inyección desde la superficie inferior (Configuraciones B y C) registraron valores menores.

Este comportamiento resulta consistente con la estructura multicapa de la probeta. Cuando la corriente es inyectada desde la superficie superior, una fracción importante de las líneas de corriente circula inicialmente por la capa correspondiente al cuero cabelludo, donde además se realiza la medición del potencial. En consecuencia, la caída de potencial entre la fuente y los puntos de medición resulta menor.

Por el contrario, cuando la inyección se realiza desde la superficie inferior, la corriente debe atravesar previamente las distintas capas del modelo, incluyendo la región correspondiente al cráneo, caracterizada por una resistividad considerablemente mayor. Como consecuencia, el potencial registrado sobre la superficie disminuye respecto de la configuración anterior.

Entre las configuraciones con inyección inferior, la Configuración C presentó valores de potencial superficial ligeramente superiores a los obtenidos para la Configuración B. Este comportamiento puede atribuirse a la ubicación del punto de inyección de corriente. En la Configuración B, los electrodos establecen contacto directamente con la capa correspondiente al cráneo, la cual posee la mayor resistividad del modelo. Como consecuencia, una fracción importante de la caída de potencial ocurre inmediatamente en las proximidades del punto de inyección debido a la elevada oposición eléctrica de dicha capa.

En cambio, en la Configuración C la corriente es inyectada únicamente en la capa correspondiente al cerebro, caracterizada por una menor resistividad. Esto permite que la corriente se distribuya lateralmente dentro de esta capa antes de atravesar el cráneo. Al producirse el cruce entre ambas capas sobre una región de mayor extensión, aumenta el área efectiva disponible para el transporte de corriente, lo que tiende a disminuir la resistencia equivalente asociada a dicha transición de acuerdo con la relación empleada para el cálculo de la resistividad (Ecuación 3.1). En consecuencia, la caída de potencial al atravesar el cráneo es menor y se obtienen valores ligeramente superiores sobre la superficie de la probeta.

A fin de verificar que el comportamiento observado no dependiera exclusivamente de una única configuración de excitación, se repitió el procedimiento utilizando una configuración verical entre los electrodos P1 y P3. Los mapas de distribución del potencial obtenidos para esta configuración se presentan en la Figura 3.13.

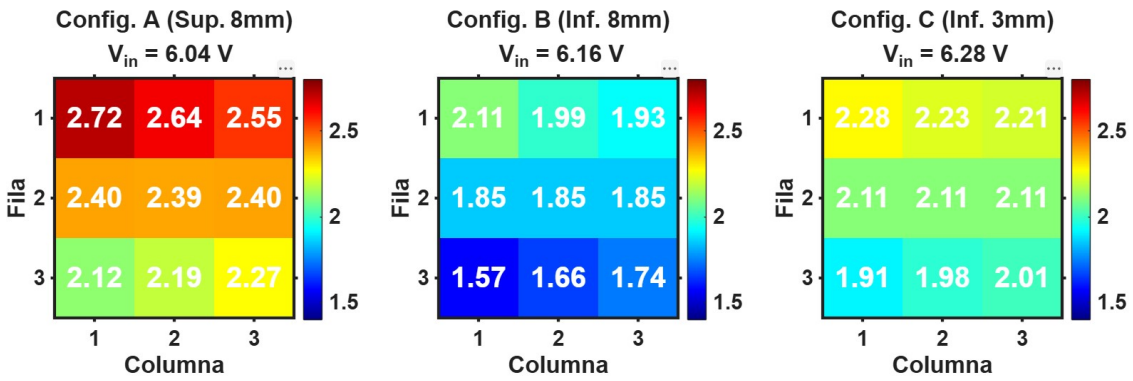


Figura 3.13: Mapas de distribución del potencial superficial obtenidos para las configuraciones A, B y C utilizando la configuración de inyección P1–P3.

Al igual que para la configuración P1–P4, se observa en la Figura 3.13 que las tres probetas mantienen un gradiente espacial continuo del potencial eléctrico. La orientación del gradiente cambia de acuerdo con la posición relativa de los electrodos de inyección, mientras que las diferencias entre las configuraciones continúan manifestándose principalmente en la magnitud absoluta del potencial superficial y no en la forma general de la distribución.

Asimismo, la configuración P1–P3 permite apreciar con mayor claridad la influencia de la anisotropía introducida por el proceso de impresión FDM. Ya que las trayectorias de conducción no son equivalentes en todas las direcciones del material impreso, la distribución del potencial presenta una ligera asimetría respecto de la observada en la configuración P1–P4. Este comportamiento es consistente con la orientación preferencial del patrón de impresión y pone de manifiesto el efecto de la anisotropía eléctrica del material sobre la distribución espacial del potencial.

Con el objetivo de comparar cuantitativamente el efecto de las distintas configuraciones de inyección, se calcularon los valores máximo, mínimo y la diferencia de potencial superficial (ΔV) para cada probeta. Estos resultados se resumen en la Tabla 3.8.

Cuadro 3.8: Valores máximos, mínimos y diferencia de potencial superficial obtenidos para las configuraciones de inyección P1–P4 y P1–P3.

Configuración	Inyección	$V_{\max}$ (V)	$V_{\min}$ (V)	ΔV (V)
A	P1–P4	3.45	2.90	0.55
B	P1–P4	2.39	1.83	0.56
C	P1–P4	2.65	2.02	0.63
A	P1–P3	2.72	2.12	0.60
B	P1–P3	2.11	1.57	0.54
C	P1–P3	2.28	1.91	0.37

Como se observa en la Tabla 3.8, los resultados obtenidos muestran que, si bien la posición de los electrodos de inyección modifica la magnitud absoluta del potencial superficial, el comportamiento espacial del gradiente se mantiene en las tres configuraciones evaluadas. En consecuencia, la principal diferencia entre las probetas radica en el nivel de potencial alcanzado sobre la superficie y no en la forma general de su distribución.

Considerando estos resultados, se seleccionó la Configuración C para el resto de los ensayos experimentales. Esta configuración representa de mejor manera la condición de funcionamiento esperada del fantoma antropomórfico, ya que la inyección de corriente se realiza únicamente en la capa correspondiente al cerebro, mientras que el potencial es registrado sobre la superficie externa, reproduciendo de forma más cercana el mecanismo presente durante una medición de EEG.

Además, esta configuración evita la inyección directa de corriente en la capa correspondiente al cuero cabelludo, permitiendo que la distribución del potencial superficial sea consecuencia de la conducción a través de las distintas capas del modelo y no únicamente de la proximidad entre la fuente y los puntos de medición.

3.6.3. Influencia de la frecuencia de excitación

Una vez seleccionada la configuración experimental de la probeta multicapa, se evaluó la influencia de la frecuencia de excitación sobre la distribución del potencial eléctrico superficial. El objetivo fue determinar si el material presenta una respuesta dependiente de la frecuencia dentro del rango de operación utilizado para las mediciones de actividad eléctrica cerebral.

En los tejidos biológicos, la impedancia eléctrica depende de la frecuencia debido a la presencia

de componentes resistivos y capacitivos asociados a las membranas celulares y a las interfaces entre tejidos, fenómeno conocido como dispersión dieléctrica [21]. Dado que las señales de EEG se distribuyen en distintas bandas de frecuencia, resulta de interés evaluar si el material utilizado en el fantoma presenta un comportamiento similar.

Para ello, se utilizó la configuración seleccionada en la sección anterior, correspondiente a la inyección de corriente en la capa inferior de la probeta multicapa. El generador de funciones se empleó como fuente de excitación, manteniendo constante la amplitud de la señal aplicada ($V_{\text{in}} = 5{,}80$ V) y variando la frecuencia desde los 4 Hz hasta aproximadamente 80 Hz. Para cada frecuencia ensayada se registró el potencial eléctrico en los nueve puntos de la grilla de medición y se construyeron los correspondientes mapas de distribución espacial. Los resultados obtenidos se presentan en la Figura 3.14.

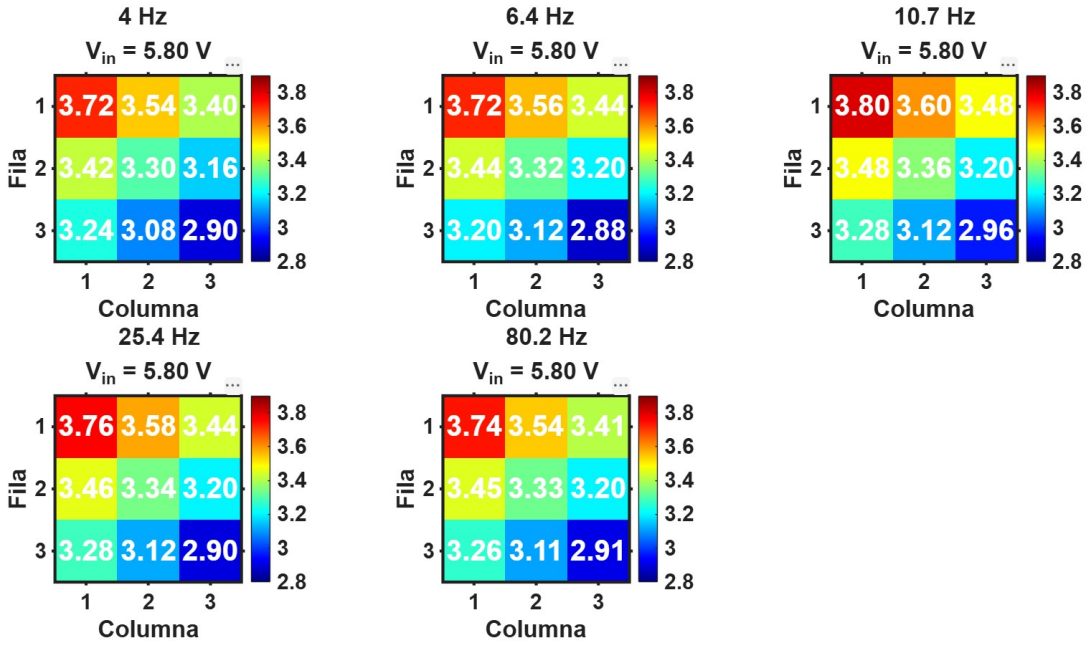


Figura 3.14: Distribución del potencial eléctrico superficial para distintas frecuencias de excitación utilizando la configuración seleccionada de la probeta multicapa.

Como se observa en la Figura 3.14, la distribución espacial del potencial permanece prácticamente inalterada para todas las frecuencias evaluadas. La forma general del gradiente eléctrico se mantiene constante y no se observan desplazamientos significativos de las regiones de mayor y menor potencial sobre la superficie de la probeta.

Asimismo, las magnitudes de voltaje presentan variaciones reducidas entre las distintas frecuencias de excitación. El valor máximo registrado se encuentra entre aproximadamente 3.72 V y 3.80 V,

mientras que el valor mínimo permanece cercano a 2.9 V. En consecuencia, la diferencia de potencial superficial se mantiene prácticamente constante dentro del rango de frecuencias evaluado.

Las pequeñas variaciones observadas pueden atribuirse principalmente a factores experimentales, tales como diferencias en la presión de contacto entre los electrodos y la superficie conductora, variaciones en la resistencia de contacto o incertidumbres propias del sistema de adquisición empleado.

Estos resultados indican que, dentro del rango de frecuencias evaluado (4–80.2 Hz), la respuesta eléctrica de la probeta no presenta una dependencia significativa con la frecuencia y es consistente con un comportamiento predominantemente resistivo, donde la distribución del potencial depende principalmente de la resistividad efectiva del material y de la geometría de la estructura multicapa.

A diferencia de los tejidos biológicos, cuya impedancia varía con la frecuencia debido a fenómenos capacitivos asociados a las membranas celulares y a las interfaces entre tejidos [21], el material utilizado no reproduce esta característica. No obstante, esta limitación no afecta el objetivo principal del fantoma, que consiste en reproducir la distribución espacial del potencial eléctrico sobre una estructura multicapa dentro del rango de frecuencias de interés para las señales de EEG.

3.6.4. Influencia de la resistividad y del espesor de la capa de cráneo

La fabricación del fantoma antropomórfico presenta ciertas limitaciones asociadas al proceso de impresión 3D. En particular, la configuración seleccionada para representar el cráneo en la Tabla 3.6 (flujo de extrusión del 80 % y temperatura de impresión de 200 °C) fue elegida por haber presentado la mayor resistividad durante la caracterización experimental, alcanzando un valor aproximadamente seis veces superior al obtenido para la configuración seleccionada para el cerebro, con el fin de representar la elevada oposición al paso de la corriente característica del tejido óseo [12, 17]. Por su parte, la configuración del cerebro corresponde a la de menor resistividad obtenida durante la caracterización, mientras que para el cuero cabelludo se seleccionó una configuración con una resistividad intermedia, ligeramente superior a la del cerebro, buscando aproximar de mejor manera las diferencias eléctricas entre ambas capas. Sin embargo, debido a la geometría curva de la cabeza y al uso de un único cabezal de impresión, durante la fabricación del fantoma completo no es posible modificar de manera independiente los parámetros de impresión de una misma capa a lo largo de toda su superficie, ya que ello requeriría alterar continuamente las condiciones de extrusión durante el proceso, lo cual no es factible utilizando un único extrusor.

Con el propósito de evaluar la influencia de esta limitación sobre el comportamiento eléctrico del modelo, se fabricaron tres probetas multicapa con la misma geometría descrita en la sección anterior.

En las tres configuraciones se mantuvieron inalteradas las capas correspondientes al cerebro y al cuero cabelludo, modificándose únicamente la configuración de impresión de la capa intermedia (cráneo).

La Configuración A corresponde al diseño originalmente seleccionado para el fantoma, utilizando la configuración de impresión definida en la Tabla 3.6 para la capa de cráneo. La Configuración B mantiene la misma geometría, pero reemplaza la configuración del cráneo por aquella correspondiente a un flujo de extrusión del $100\,\%$ y una temperatura de impresión de $215\ ^{\circ}$C, de acuerdo con la configuración caracterizada en la Tabla 3.2. Finalmente, la Configuración C mantiene los mismos parámetros de impresión de la Configuración B e incrementa únicamente el espesor de la capa correspondiente al cráneo desde 9 hasta 12 mm, con el objetivo de evaluar la influencia de esta variable geométrica sobre la distribución del potencial eléctrico.

Cabe señalar que los parámetros de impresión utilizados en las Configuraciones A y B corresponden a configuraciones previamente caracterizadas experimentalmente en las Secciones 3.3 y 3.4. Por este motivo, cuando en la discusión de resultados se haga referencia a resistividades aproximadas de $165\ \Omega$·cm y $114\ \Omega$·cm, dichos valores corresponden a los valores promedio obtenidos durante la caracterización experimental ($165{,}3\ \Omega$·cm y $113{,}8\ \Omega$·cm, respectivamente), redondeados para facilitar la lectura. En ambos casos, la diferencia introducida por el redondeo se encuentra dentro del rango de incertidumbre experimental determinado durante la caracterización del material.

La Tabla 3.9 resume las diferencias entre las tres configuraciones evaluadas, mientras que la Figura 3.15 muestra el aspecto físico de las probetas fabricadas para cada una de ellas.

Cuadro 3.9: Configuraciones evaluadas para la capa correspondiente al cráneo.

Configuración	**Flow (%)**	**Temperatura ($^{\circ}$C)**	**Espesor (mm)**
A	80	200	9
B	100	215	9
C	100	215	12

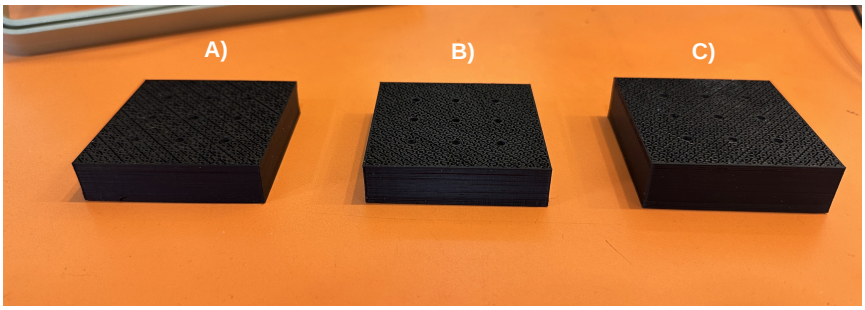


Figura 3.15: Probetas físicas correspondientes a las configuraciones A, B y C evaluadas para la capa del cráneo.

La caracterización se realizó utilizando la configuración de excitación seleccionada previamente, correspondiente a la inyección de corriente desde la capa inferior de la probeta. En particular, se empleó la configuración P2–P3, donde los electrodos ubicados en dichas posiciones actuaron como puntos de inyección y retorno de corriente, respectivamente. Los nueve electrodos de medición permanecieron ubicados sobre la superficie superior de la pieza, de acuerdo con la grilla definida en la sección anterior. Para cada una de las configuraciones se registró la distribución del potencial eléctrico superficial y posteriormente se generaron mapas bidimensionales mediante MATLAB.

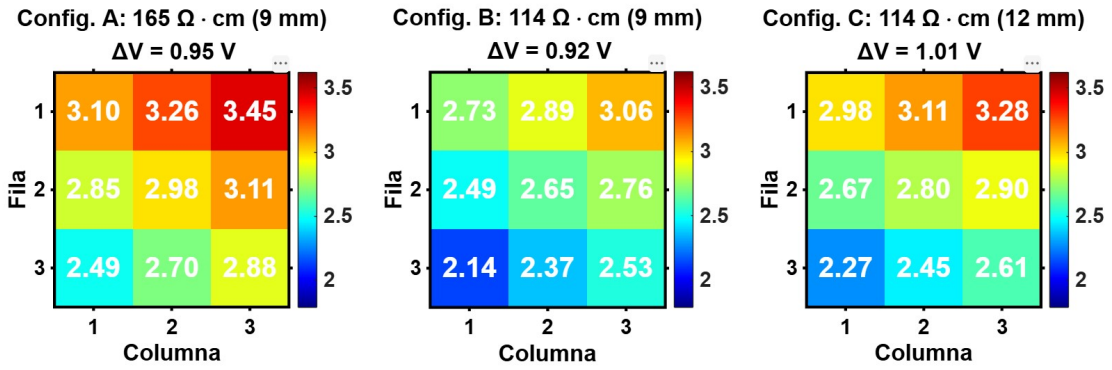


Figura 3.16: Distribución del potencial eléctrico superficial para las distintas configuraciones de resistividad y espesor de la capa de cráneo.

Como se observa en la Figura 3.16, las tres configuraciones presentan una distribución espacial del potencial eléctrico superficial similar. En todos los casos se conserva la tendencia general del gradiente, con una disminución progresiva del potencial a medida que aumenta la distancia respecto del electrodo de inyección. Sin embargo, se observan diferencias en la magnitud absoluta del potencial registrado en la superficie.

Al comparar las configuraciones A y B, correspondientes a diferentes valores de resistividad del

cráneo y manteniendo constante su espesor, se observa que la configuración de mayor resistividad presenta un mayor nivel de potencial superficial. En particular, al pasar desde una resistividad aproximada de $114\ \Omega$·cm a $165\ \Omega$·cm, aumenta la magnitud del potencial registrado, mientras que la forma espacial del gradiente se mantiene aproximadamente constante.

Por otra parte, al comparar las configuraciones B y C, ambas con una resistividad aproximada de $114\ \Omega$·cm, se observa que el aumento del espesor de la capa correspondiente al cráneo también produce un aumento del nivel de potencial superficial. Por lo tanto, tanto la modificación de la resistividad como del espesor de esta capa producen cambios en la magnitud absoluta del potencial medido, sin generar modificaciones significativas en la forma general de su distribución espacial.

Este comportamiento no puede interpretarse directamente considerando la pieza como una única resistencia equivalente. Si bien una aproximación mediante la ley de Ohm permite interpretar cualitativamente que una modificación de la resistividad o de la longitud efectiva de conducción modifica la distribución de potencial, la probeta corresponde a un medio conductor continuo y tridimensional, compuesto por capas con diferentes resistividades según la dirección de conducción. En consecuencia, la corriente puede distribuirse a través de múltiples trayectorias dentro del volumen, por lo que la modificación de una de las capas afecta la distribución global de corriente y, consecuentemente, el potencial medido en la superficie.

Los resultados obtenidos muestran que las variaciones de resistividad y espesor del cráneo modifican principalmente el nivel absoluto del potencial eléctrico superficial, mientras que la forma espacial del gradiente permanece aproximadamente constante. Esto sugiere que la geometría multicapa determina principalmente la distribución espacial del potencial, mientras que las propiedades eléctricas y geométricas de la capa intermedia modifican su magnitud. El comportamiento observado será posteriormente contrastado mediante una simulación numérica por elementos finitos, con el objetivo de evaluar la distribución tridimensional del potencial y comparar los resultados experimentales con el modelo numérico.

A partir de estos resultados se seleccionó la configuración correspondiente a una resistividad aproximada de $114\ \Omega$·cm y un espesor de 9 mm para la fabricación del fantoma final. Esta elección permite compatibilizar las propiedades eléctricas obtenidas experimentalmente con las restricciones del proceso de impresión 3D, utilizando una configuración reproducible dentro de la geometría curva del modelo antropomórfico.

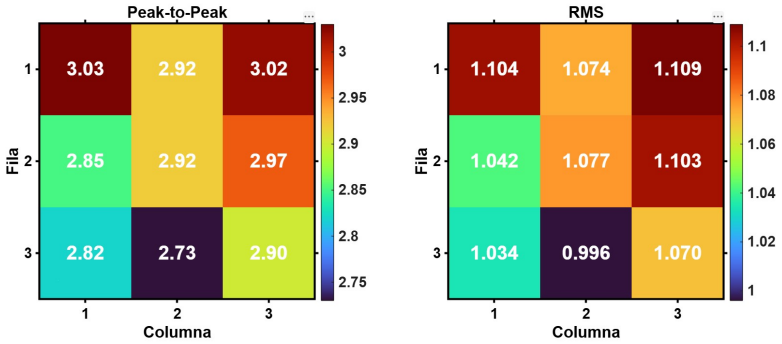
3.6.5. Evaluación con múltiples fuentes de excitación

Con el propósito de aproximarse a escenarios más representativos de la actividad electrofisiológica, donde el potencial registrado sobre el cuero cabelludo corresponde a la contribución simultánea de múltiples fuentes neuronales, se evaluó el comportamiento del fantoma ante la excitación concurrente de dos señales independientes [20].

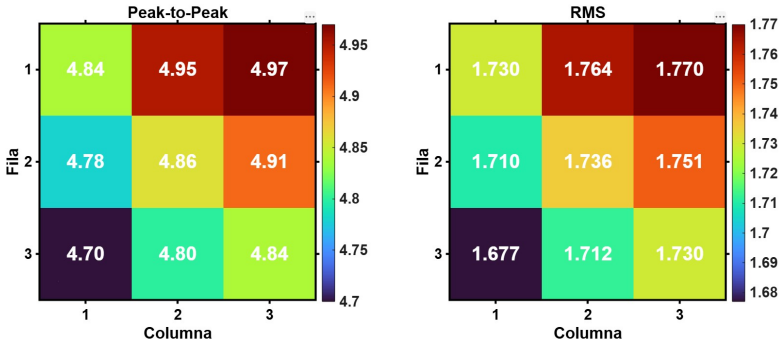
Para ello se utilizaron dos generadores de funciones conectados a una probeta multicapa, debido a la facilidad de acceso a la grilla de medición. La Fuente 1 se conectó entre las posiciones P1 y P3, mientras que la Fuente 2 se conectó entre P2 y P3. Ambas fuentes operaron con distintas amplitudes y frecuencias, fijándose la Fuente 1 en 50 Hz y la Fuente 2 en 10 Hz. La utilización de frecuencias diferentes permitió evitar interferencias asociadas a posibles desfases entre generadores cuando ambos operan a la misma frecuencia.

Para cada uno de los nueve puntos de la grilla se realizaron tres mediciones consecutivas. En primer lugar, se registró la señal con ambas fuentes activas; posteriormente, se apagó la Fuente 2 para medir únicamente la contribución de la Fuente 1; finalmente, se apagó la Fuente 1 y se activó nuevamente la Fuente 2 para registrar su contribución individual. Los valores medidos fueron procesados en MATLAB para generar mapas bidimensionales de la distribución espacial del potencial.

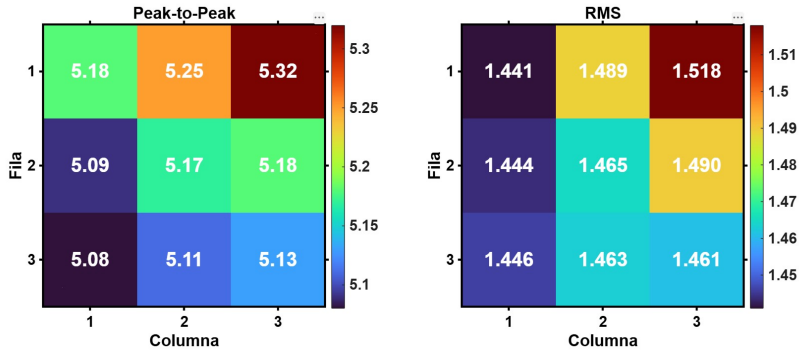
La Figura 3.17 presenta los mapas obtenidos para ambas fuentes de forma individual y para la excitación simultánea.



(a) Fuente 1.



(b) Fuente 2.



(c) Ambas fuentes.

Figura 3.17: Distribución superficial del potencial sobre la grilla de medición para (a) la Fuente 1, (b) la Fuente 2 y (c) ambas fuentes activas simultáneamente.

Desde un punto de vista cualitativo, los mapas muestran que la probeta es capaz de conducir simultáneamente ambas excitaciones, observándose una distribución espacial del potencial coherente con la presencia de las dos fuentes. Asimismo, el gradiente de potencial se mantiene continuo, sin evidencias de saturación ni discontinuidades atribuibles al material.

Durante las mediciones de las contribuciones individuales se observó una reducción del gradiente

de potencial respecto de los ensayos realizados previamente utilizando una única fuente de excitación. Este comportamiento se atribuye a la configuración experimental, ya que el generador correspondiente a la fuente desactivada permaneció conectado al circuito. En estas condiciones, su impedancia de salida modifica las trayectorias de conducción de la corriente y altera las condiciones de excitación respecto de aquellas presentes cuando sólo existe una fuente conectada.

Al analizar cuantitativamente los valores RMS medidos con ambas fuentes activas, éstos resultaron inferiores a los esperados teóricamente. Dado que las fuentes de excitación operan a diferentes frecuencias (10 Hz y 50 Hz), dichas señales satisfacen la condición de ortogonalidad analizada previamente en el marco teórico (véase la Ecuación 2.5), lo que anula los términos cruzados de la integral y permite expresar el valor eficaz total mediante la suma cuadrática de las contribuciones individuales (véase la Ecuación 2.6):

$$V_{\mathrm{RMS}} = \sqrt{V_1^2 + V_2^2}. \tag{3.2}$$

Sin embargo, la diferencia observada entre el valor teórico y el valor medido no se atribuye a una limitación del fantoma ni a una falla del principio de superposición, sino al efecto de carga provocado por la interacción entre los dos generadores de funciones. Ambos equipos corresponden a fuentes de tensión reales con una impedancia de salida finita de $50\ \Omega$ [22] y comparten el mismo nodo de referencia (P3). Como consecuencia, al permanecer ambos conectados simultáneamente, sus impedancias internas modifican las condiciones de carga del circuito, atenuando la amplitud efectiva de las tensiones inyectadas respecto de las obtenidas cuando cada fuente opera de manera independiente.

Este efecto también se refleja en la distribución espacial del potencial. Los mapas obtenidos con ambas fuentes activas presentan ligeras diferencias de escala respecto de los obtenidos para cada fuente individual, las cuales se explican por la interacción entre los generadores y no por un comportamiento no lineal del material.

La Figura 3.18 muestra una captura representativa del osciloscopio correspondiente a una medición realizada con ambas fuentes activas.

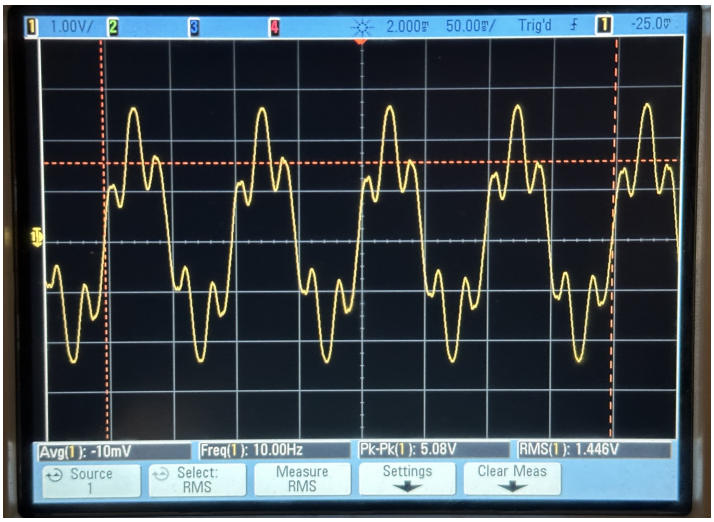


Figura 3.18: Forma de onda registrada con ambas fuentes de excitación activas. Se obtuvieron valores de $V_{pp} = 5{,}08$ V y $V_{\mathrm{RMS}} = 1{,}446$ V.

La señal registrada presenta la contribución simultánea de ambas excitaciones, observándose una forma de onda consistente con la superposición temporal de las componentes de 10 Hz y 50 Hz. Durante las mediciones no se apreciaron fenómenos de saturación, recorte (*clipping*) u otras alteraciones atribuibles al material del fantoma.

En conjunto, los resultados muestran que el fantoma es capaz de conducir simultáneamente múltiples excitaciones eléctricas, manteniendo una distribución espacial continua del potencial. Si bien la interacción entre los generadores impidió realizar una comparación cuantitativa directa con la predicción teórica para fuentes independientes, el ensayo permitió verificar experimentalmente que el modelo admite la propagación simultánea de múltiples señales, reproduciendo una condición más cercana a un EEG real, donde el potencial registrado corresponde a la superposición de la actividad eléctrica generada por distintas regiones cerebrales.

3.6.6. Comparación experimental con simulación numérica

Con el objetivo de comparar los resultados experimentales obtenidos con un modelo electromagnético tridimensional, se desarrolló una simulación numérica utilizando el software ANSYS Maxwell. Esta simulación permitió analizar la distribución del potencial eléctrico sobre la probeta multicapa bajo las mismas condiciones de excitación empleadas durante la caracterización experimental.

Como punto de partida se utilizó el modelo CAD de la probeta multicapa desarrollado previamente para su fabricación Figura 3.10b. Sin embargo, antes de ser importado al entorno de simulación fue necesario realizar algunas modificaciones geométricas. En particular, los cuatro orificios correspon-

dientes a los electrodos de inyección y los nueve orificios destinados a la medición superficial fueron rellenados mediante cilindros sólidos, obteniendo una geometría completamente cerrada que pudiera ser procesada correctamente por ANSYS Maxwell.

Una vez importado el modelo, cada uno de los sólidos generados fue identificado de manera independiente. Los cilindros utilizados para representar los electrodos fueron asignados al material cobre, reproduciendo de forma aproximada los pernos metálicos empleados durante la caracterización experimental. Por otra parte, las tres capas correspondientes al cerebro, cráneo y cuero cabelludo fueron definidas mediante materiales personalizados, cuyas propiedades eléctricas fueron obtenidas a partir de las caracterizaciones experimentales realizadas en la Sección 3.5.

Debido a que el proceso de impresión por deposición fundida genera materiales con comportamiento anisotrópico, para representar de manera adecuada las propiedades eléctricas de cada capa fue necesario definir la resistividad en las tres direcciones espaciales. En las secciones previas únicamente se había determinado la resistividad sobre el plano de impresión, correspondiente a las direcciones x e y. Sin embargo, para incorporar esta anisotropía en el modelo numérico también fue necesario determinar experimentalmente la resistividad en la dirección perpendicular a las capas impresas (z).

Por esta razón, se fabricó una probeta adicional para cada una de las configuraciones seleccionadas para representar las capas de cerebro, cráneo y cuero cabelludo. Estas probetas fueron caracterizadas mediante el mismo método de cuatro puntas descrito en la Sección 3.5, obteniendo los valores de resistividad en la dirección z necesarios para completar la definición de los materiales utilizados en la simulación. Los valores de resistividad obtenidos en las tres direcciones espaciales se resumen en la Tabla 3.10.

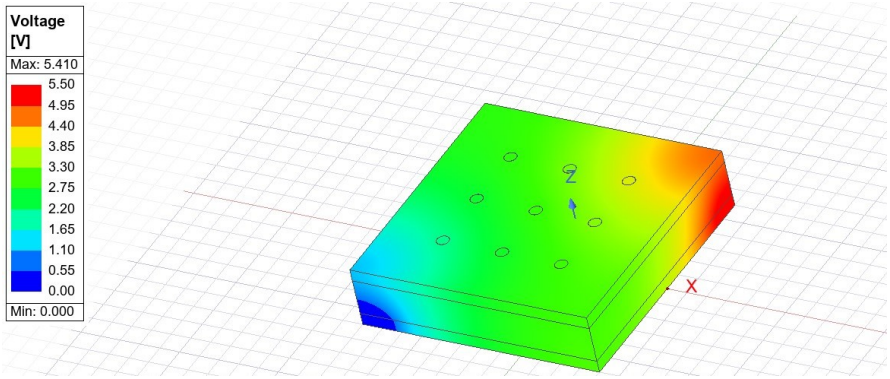
Cuadro 3.10: Valores de resistividad utilizados para definir las propiedades eléctricas anisotrópicas de los materiales empleados en ANSYS Maxwell.

Capa	ρ_x (Ω·cm)	ρ_y (Ω·cm)	ρ_z (Ω·cm)
Cerebro	25.6	14.9	29.3
Cráneo	47.3	113.8	68.14
Cuero cabelludo	70.0	70.0	49.5

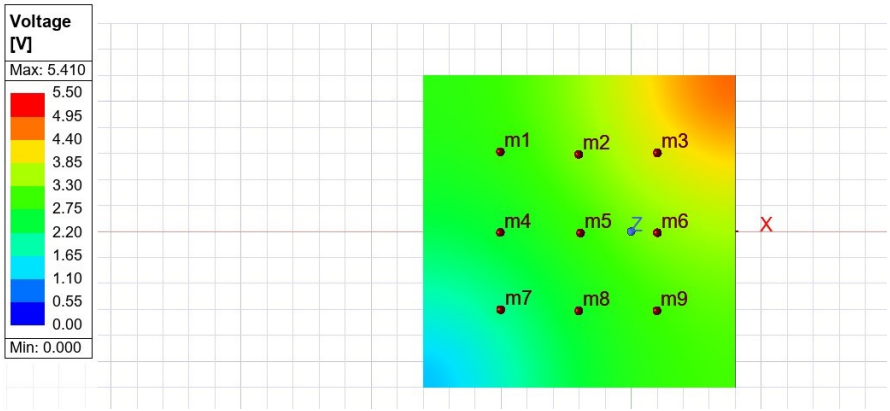
Una vez definidos los materiales, se configuró una simulación de conducción eléctrica en corriente continua (DC). La elección de este tipo de análisis se fundamenta en los resultados obtenidos en la Sección 3.6.3, donde se observó que la resistividad del material no presenta variaciones significativas

dentro del rango de frecuencias estudiado. En consecuencia, el comportamiento eléctrico del PLA conductivo puede aproximarse adecuadamente mediante un modelo óhmico.

Las condiciones de borde reprodujeron la configuración experimental utilizada durante la caracterización de la probeta multicapa. La excitación se aplicó entre los electrodos P2 y P3, definiendo uno de ellos como terminal de corriente y el otro como referencia de potencial (tierra). Posteriormente se resolvió la distribución tridimensional del potencial eléctrico en todo el dominio del modelo, como se muestra en la Figura 3.19.



(a) Vista isométrica tridimensional.



(b) Vista superior con marcadores virtuales.

Figura 3.19: Distribución de potencial obtenida mediante simulación en ANSYS Maxwell para la configuración de excitación P2–P3: (a) vista tridimensional del modelo multicapa y (b) plano superior de medición ($z = 15$ mm) con los marcadores virtuales utilizados para la comparación experimental.

Con el propósito de comparar directamente la simulación con las mediciones experimentales, se definieron nueve marcadores virtuales sobre la superficie superior del modelo, ubicados en las mismas posiciones que la grilla experimental. Los potenciales eléctricos obtenidos en dichos puntos, identificados como m_1 a m_9 en la Figura 3.19b, se presentan en la Tabla 3.11.

Cuadro 3.11: Potenciales eléctricos superficiales obtenidos mediante la simulación numérica en ANSYS Maxwell para el par de electrodos P2–P3.

Punto	**Fila**	**Columna**	**Voltaje (V)**
m_1	1	1	2.68
m_2	1	2	3.06
m_3	1	3	3.62
m_4	2	1	2.33
m_5	2	2	2.71
m_6	2	3	3.09
m_7	3	1	1.79
m_8	3	2	2.35
m_9	3	3	2.73

A partir de estos valores se construyó un mapa bidimensional en MATLAB utilizando la misma representación empleada para los resultados experimentales, permitiendo realizar una comparación directa entre ambos casos.

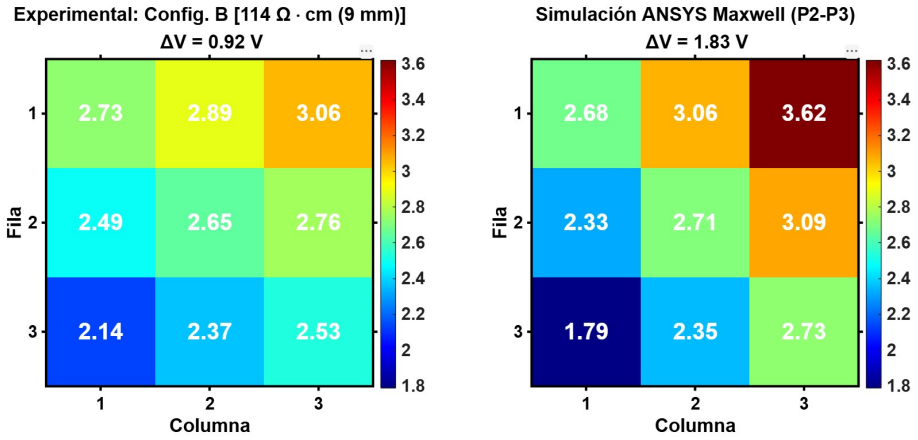


Figura 3.20: Comparación entre la distribución del potencial obtenida experimentalmente y mediante simulación en ANSYS Maxwell.

Como se observa en la Figura 3.20, ambos resultados presentan una distribución espacial del potencial similar. En ambos casos se identifica la misma tendencia general del gradiente eléctrico, evidenciando que el modelo numérico reproduce adecuadamente la distribución espacial observada experimentalmente en la probeta multicapa.

No obstante, se aprecian diferencias cuantitativas en la magnitud del gradiente. Mientras la simulación predice una diferencia de potencial aproximada de $1{,}83$ V entre los puntos de mayor y menor voltaje, experimentalmente se obtuvo una diferencia cercana a $0{,}95$ V, equivalente a una reducción aproximada del $48\,\%$. En consecuencia, el gradiente de potencial medido experimentalmente resulta menos pronunciado que el obtenido mediante la simulación.

Para cuantificar estas diferencias se calculó el error absoluto punto a punto entre los potenciales simulados y experimentales, obteniendo el mapa mostrado en la Figura 3.21. El error absoluto promedio obtenido para los nueve puntos de medición fue de aproximadamente $0{,}21$ V.

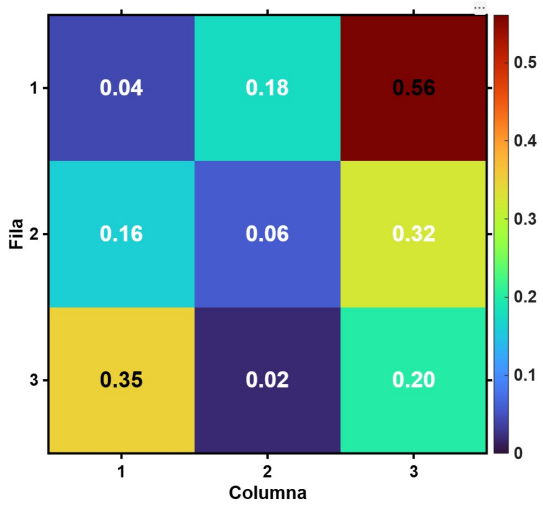


Figura 3.21: Distribución espacial del error absoluto de potencial ($|V_{\text{exp}} - V_{\text{sim}}|$) entre los valores simulados y los medidos experimentalmente para la configuración B.

Como se observa en la Figura 3.21, la desviación no se distribuye de manera uniforme sobre la superficie de la probeta. La mayor parte de los puntos presenta diferencias moderadas e inferiores a $0{,}20$ V, alcanzando un error absoluto máximo de $0{,}56$ V en la esquina superior derecha, mientras que la menor discrepancia se registra en la zona central inferior con un valor mínimo de $0{,}02$ V. En términos espaciales, se aprecia que los menores errores se concentran en torno al eje central de la probeta, mientras que las mayores discrepancias se desplazan hacia los márgenes laterales, indicando que las diferencias entre el modelo numérico y las mediciones experimentales siguen un patrón sistemático y no una distribución aleatoria.

Estas diferencias pueden atribuirse a diversas simplificaciones adoptadas durante la simulación. En primer lugar, el modelo considera condiciones ideales de contacto eléctrico entre los electrodos y la probeta, despreciando las resistencias de contacto presentes durante las mediciones experimenta-

les. Asimismo, las interfaces entre las distintas capas fueron modeladas como uniones perfectas, sin considerar posibles discontinuidades generadas durante el proceso de impresión.

Adicionalmente, aunque el modelo incorpora distintos valores de resistividad para cada capa, cada una de ellas continúa representándose como un medio homogéneo. En la práctica, las piezas fabricadas mediante impresión FDM presentan una microestructura interna determinada por el patrón de relleno, generando trayectorias preferenciales para la conducción de corriente que no pueden reproducirse completamente mediante un modelo continuo. Esta simplificación resulta especialmente relevante en la capa correspondiente al cráneo, donde el bajo porcentaje de relleno produce una distribución espacial del material conductor considerablemente distinta de un sólido macizo.

A pesar de estas diferencias cuantitativas, el modelo numérico reproduce correctamente la tendencia general de la distribución espacial del potencial observada experimentalmente. Esto indica que la aproximación implementada en ANSYS Maxwell permite representar adecuadamente el comportamiento eléctrico global de la probeta multicapa y constituye una herramienta útil para analizar el efecto de modificaciones geométricas o de las propiedades eléctricas de sus capas antes de su fabricación, siempre considerando las simplificaciones inherentes a la representación continua del material impreso mediante FDM.

Capítulo 4

Desarrollo y caracterización del fantoma antropomórfico

Una vez seleccionadas las configuraciones de impresión y validado el comportamiento eléctrico de la estructura multicapa mediante una probeta experimental, se procedió al diseño y fabricación del fantoma antropomórfico destinado a la calibración de sistemas EEG. Para ello fue necesario desarrollar un modelo tridimensional que permitiera representar las distintas capas de la cabeza humana, incorporar el sistema internacional 10–20 para el posicionamiento de electrodos y asegurar la fabricación mediante impresión 3D utilizando los parámetros previamente caracterizados en el Capítulo 3.

4.1. Diseño del fantoma antropomórfico

4.1.1. Selección y acondicionamiento del modelo tridimensional

El diseño del fantoma comenzó con la selección de una geometría tridimensional de cabeza humana de código abierto (archivo *Skull_frame.stl*), desarrollada originalmente por Yu y Hairston (2019) [27]. La elección de esta geometría se fundamentó en la metodología propuesta por Akor et al. (2025) [9] para la fabricación de fantomas conductivos, donde se emplea este mismo modelo debido a que presenta proporciones anatómicas realistas y resulta adecuado para aplicaciones de caracterización y calibración de sistemas EEG.

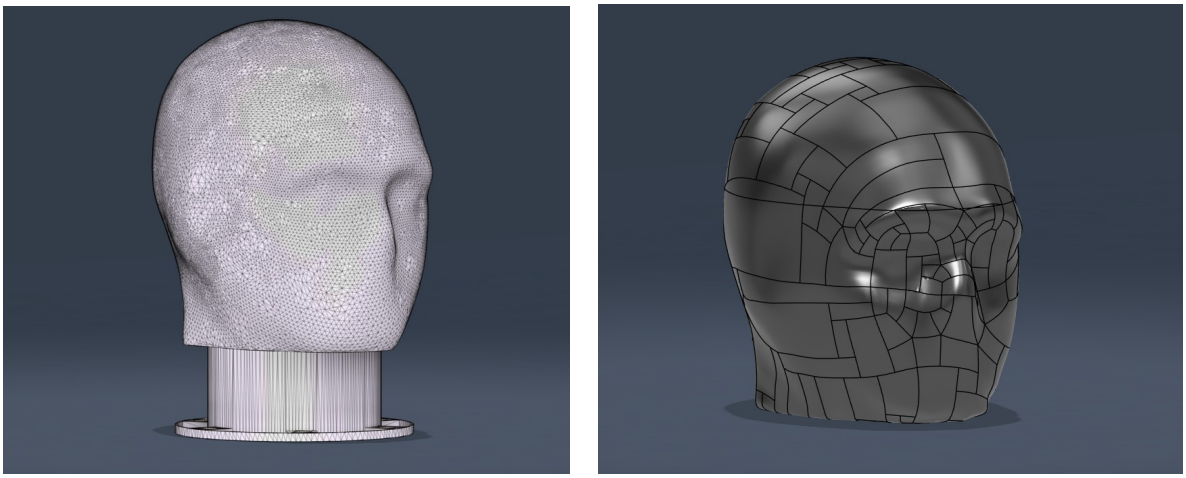
La geometría fue importada al software Autodesk Fusion 360, donde se realizaron diversas modificaciones para adecuarla al proceso de diseño y fabricación. Inicialmente se observó que la malla original presentaba una alta densidad geométrica, compuesta por aproximadamente 106.680 polígo-

nos, lo que incrementaba los tiempos de procesamiento y dificultaba su edición dentro del entorno CAD. Para optimizar el flujo de trabajo, se aplicó un proceso de simplificación del mallado, reduciendo esta cantidad a aproximadamente 26.670 polígonos, lo que corresponde a una disminución cercana al 75 % respecto de la geometría original, sin alterar de manera apreciable la forma externa del modelo.

Posteriormente, se identificó que la región inferior incorporaba una extensión geométrica utilizada únicamente como soporte. Durante el proceso de conversión de la malla a un sólido, esta sección generaba errores de reconstrucción debido a irregularidades presentes en su geometría. Para solucionar este inconveniente se eliminó la parte inferior mediante un corte transversal aproximadamente a nivel del plano mandibular, conservando únicamente la región correspondiente al cráneo y la porción superior del rostro.

Una vez eliminada esta región, fue posible convertir la malla en un sólido dentro de Fusion 360, obteniendo una geometría completamente editable mediante operaciones CAD convencionales. Esto permitió posteriormente implementar el sistema internacional 10–20, generar las distintas capas del fantoma y diseñar los alojamientos destinados a los electrodos.

La Figura 4.1 muestra el proceso de acondicionamiento del modelo tridimensional utilizado para el desarrollo del fantoma antropomórfico. En la Figura 4.1a se presenta la geometría original obtenida desde el repositorio de código abierto, mientras que la Figura 4.1b corresponde al modelo resultante después del proceso de simplificación del mallado, eliminación de la base y conversión a sólido.



(a) Modelo tridimensional original. (b) Modelo acondicionado en Fusion 360.

Figura 4.1: Proceso de acondicionamiento del modelo tridimensional utilizado para el desarrollo del fantoma antropomórfico. (a) Geometría original obtenida desde el repositorio de código abierto. (b) Geometría resultante tras la simplificación del mallado, eliminación de la base y conversión a sólido.

4.1.2. Implementación del sistema internacional 10–20

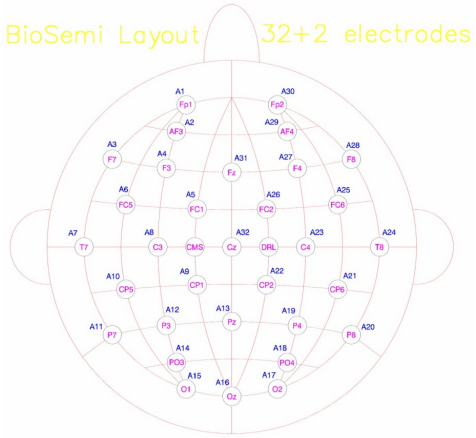
Una vez acondicionado el modelo tridimensional, se procedió a implementar el sistema internacional 10–20 sobre su superficie, con el fin de definir las posiciones correspondientes a los electrodos de medición del sistema EEG. Para ello se utilizaron como referencias anatómicas los puntos Nasion, Inion y los puntos preauriculares izquierdo y derecho, los cuales fueron ubicados de manera aproximada sobre la geometría tridimensional siguiendo la metodología descrita para este sistema de posicionamiento[26].

A partir de estas referencias se determinó la ubicación del punto Cz. Para ello se midió la longitud del contorno superficial comprendido entre el Nasion y el Inion, definiendo el punto medio de dicho recorrido como la posición correspondiente a Cz. Posteriormente, se construyó un plano auxiliar mediante la herramienta *Plane Through Three Points* de Autodesk Fusion 360, utilizando ambos puntos preauriculares y el punto Cz como referencias. Este plano permitió establecer el eje coronal principal del modelo y facilitó el posicionamiento del resto de los electrodos.

Como referencia para la distribución de los electrodos se utilizó el casco BioSemi ActiveTwo de 32 canales [25], cuyas posiciones corresponden a una distribución basada en el sistema internacional 10–20 extendido. Aprovechando las herramientas de medición sobre superficie disponibles en Fusion 360, se fueron ubicando inicialmente los electrodos principales sobre los ejes sagital y coronal. Sobre el eje Nasion–Inion se determinaron las posiciones correspondientes a Fz, Pz y Oz mediante las proporciones definidas por el sistema 10–20, mientras que sobre el eje preauricular se ubicaron los electrodos T7, C3, Cz, C4 y T8.

Una vez definidas estas líneas principales, se construyeron planos auxiliares adicionales que permitieron generar las trayectorias transversales necesarias para posicionar el resto de los electrodos. De esta forma se determinaron sucesivamente las posiciones correspondientes a Fp1, Fp2, F7, F8, P7, P8, O1, O2, así como los restantes electrodos de las regiones frontal, central, parietal y occipital, completando la distribución de 32 canales utilizada durante el desarrollo del fantoma.

La Figura 4.2 compara la distribución de estos electrodos de medición, basada en el casco BioSemi ActiveTwo de 32 canales, con la implementación final realizada sobre el modelo tridimensional del fantoma en Fusion 360.



(a) Distribución de electrodos del sistema BioSemi ABC. Fuente: Adaptado de [25].

(b) Implementación del sistema 10–20 sobre el modelo del fantoma en Fusion 360.

Figura 4.2: Comparación entre la distribución de electrodos del casco BioSemi ActiveTwo de 32 canales, utilizada como referencia para el diseño, y su implementación sobre el modelo tridimensional del fantoma.

4.1.3. Modelado multicapa del fantoma

Una vez definida la ubicación de los electrodos sobre la superficie del modelo, se procedió a generar la estructura multicapa que representa las distintas regiones de la cabeza humana. Debido a que el objetivo del trabajo consiste en reproducir las propiedades eléctricas del cuero cabelludo, el cráneo y el cerebro, fue necesario construir tres capas independientes manteniendo un contacto geométrico entre ellas, de manera que no se generaran espacios de aire que modificaran el comportamiento eléctrico del fantoma.

Con el propósito de reducir la complejidad geométrica del modelo y disminuir los tiempos de fabricación, se aisló únicamente la sección superior de la cabeza, la cual contiene la totalidad de los electrodos del sistema internacional 10–20 y corresponde a la región destinada a ser fabricada con material conductor. El resto de la geometría fue conservado únicamente como soporte mecánico y posteriormente fabricado utilizando PLA convencional.

La Figura 4.3 muestra la división realizada sobre el modelo tridimensional, distinguiendo la sección superior utilizada para el desarrollo del fantoma de la porción inferior correspondiente al soporte estructural.

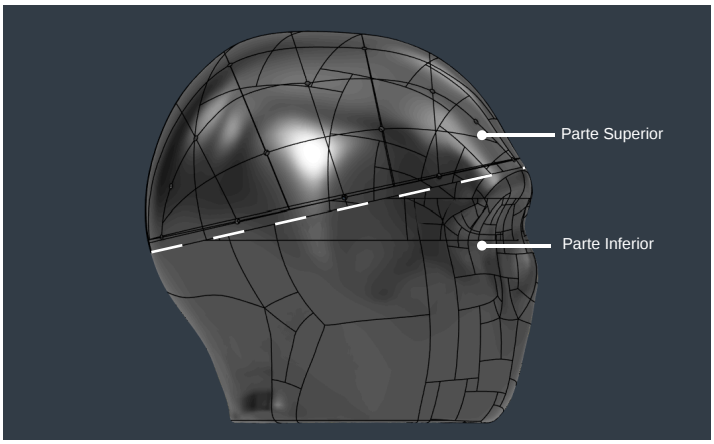
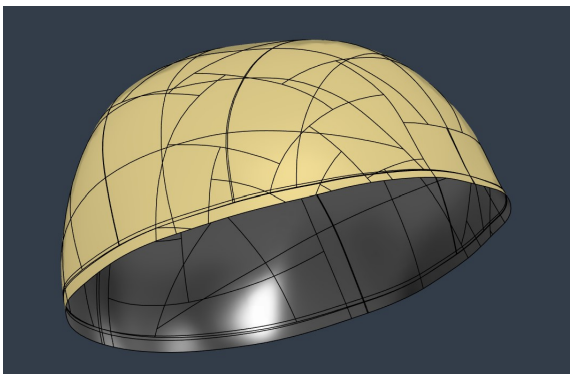


Figura 4.3: División del modelo tridimensional en una sección superior destinada a la fabricación del fantoma y una sección inferior utilizada únicamente como soporte mecánico.

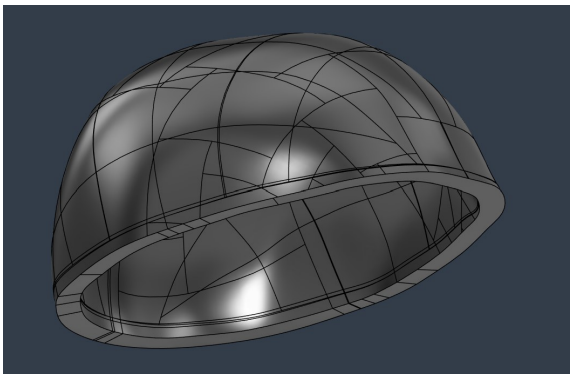
Inicialmente se evaluó generar las distintas capas mediante el escalamiento sucesivo de la geometría. Sin embargo, este procedimiento producía separaciones entre las superficies debido a la curvatura del modelo, generando espacios de aire entre capas que habrían modificado la resistencia de contacto y, por consiguiente, el comportamiento eléctrico del fantoma.

Por esta razón, se adoptó un procedimiento basado en operaciones de superficie y engrosamiento (*Thicken*) disponibles en Fusion 360. A partir del sólido correspondiente a la sección superior del modelo, se generó una copia de la geometría sobre la cual se aplicó la herramienta *Unstitch*, lo que permitió convertir el sólido en un conjunto de superficies independientes. Posteriormente, se eliminaron todas las superficies excepto aquella correspondiente a la cara interna del modelo, la cual fue utilizada como referencia para generar la capa siguiente.

Una vez obtenida esta superficie, se aplicó la operación *Stitch* para reconstruir nuevamente la geometría como un sólido válido. Sobre esta superficie reconstruida se utilizó la herramienta *Thicken*, generando la primera capa del fantoma mediante un engrosamiento hacia el interior del modelo con el espesor correspondiente al cuero cabelludo. El procedimiento de generación de la capa mediante esta operación se muestra en la Figura 4.4.



(a) Superficie interna utilizada como referencia.



(b) Capa obtenida después de aplicar el espesor.

Figura 4.4: Procedimiento utilizado para generar una capa del fantoma mediante operaciones de superficie y engrosamiento (*Thicken*) en Fusion 360: (a) superficie interna utilizada como referencia y (b) capa obtenida después de aplicar el espesor correspondiente.

Una vez obtenida la primera capa, el procedimiento descrito fue aplicado nuevamente utilizando la cara interna de la capa generada como referencia para obtener las regiones restantes del fantoma. De esta manera, se generó la capa correspondiente al cráneo con un espesor de 9 mm y posteriormente la capa asociada al cerebro con un espesor de 3 mm.

Como resultado se obtuvo una estructura multicapa compuesta por una capa de cuero cabelludo de 3 mm, una capa correspondiente al cráneo de 9 mm y una capa interna correspondiente al cerebro de 3 mm, manteniendo continuidad geométrica entre las interfaces y evitando la aparición de espacios de aire entre regiones.

La Figura 4.5 presenta el modelo multicapa final en vista inferior, donde se observan las tres regiones que conforman el fantoma antropomórfico.

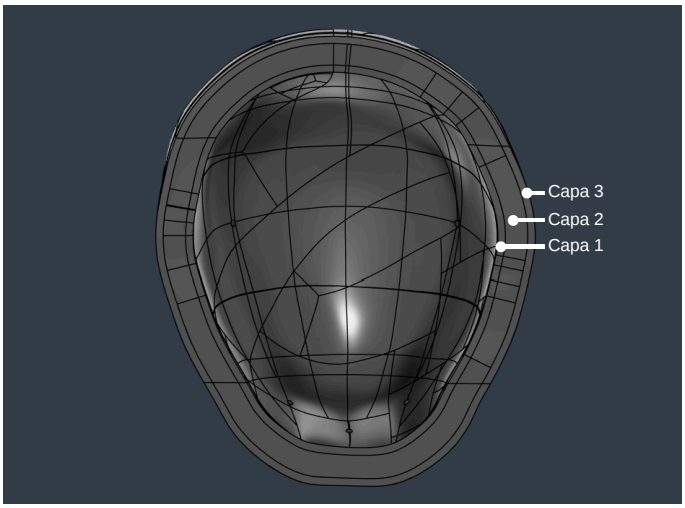


Figura 4.5: Vista inferior del modelo multicapa del fantoma antropomórfico, correspondiente a las capas de cuero cabelludo, cráneo y cerebro.

4.1.4. Diseño del sistema de electrodos

Finalizado el modelado multicapa, se incorporaron los alojamientos destinados a los electrodos de medición y de inyección de corriente. Para los electrodos de medición superficial se generó un orificio cilíndrico de 2.96 mm de diámetro en cada una de las posiciones correspondientes al sistema internacional 10–20. El posicionamiento de estos alojamientos se realizó de manera estricta sobre la grilla tridimensional definida previamente en la Sección 4.1.2, cuya correspondencia geométrica con la distribución de canales de referencia se ilustra en la Figura 4.2. Dichos orificios fueron dimensionados para asegurar la fijación a presión de los pernos M3 utilizados como electrodos durante la caracterización experimental.

El diámetro nominal de los pernos métricos M3 corresponde a 3 mm. Sin embargo, durante las pruebas realizadas en el Capítulo 3 se observó que esta medida generaba una fijación deficiente, produciendo holguras entre el electrodo y el material impreso. Por esta razón, se redujo el diámetro de los alojamientos a 2.96 mm, obteniendo un ajuste por interferencia que permitió mejorar la sujeción mecánica de los electrodos, evitar desplazamientos y asegurar un contacto eléctrico más estable con el material conductor del fantoma.

Además de los 32 electrodos destinados a la medición de potencial superficial, se incorporaron posiciones adicionales para la inyección de corriente. Estos electrodos se ubicaron en la capa interna del fantoma, accediendo a ellos desde la región inferior de la sección conductora, lo que permitió establecer trayectorias de corriente hacia el interior de la estructura multicapa. La ubicación de estos

puntos fue seleccionada siguiendo la metodología propuesta en [26], donde se identifican regiones que favorecen trayectorias aproximadamente perpendiculares a la superficie, reproduciendo de mejor manera la propagación del campo eléctrico dentro del modelo anatómico.

En total se incorporaron ocho posiciones destinadas a la inyección de corriente, además de un electrodo adicional utilizado como tierra o referencia común. La Figura 4.6 muestra la distribución de estos puntos sobre la capa interna del fantoma.

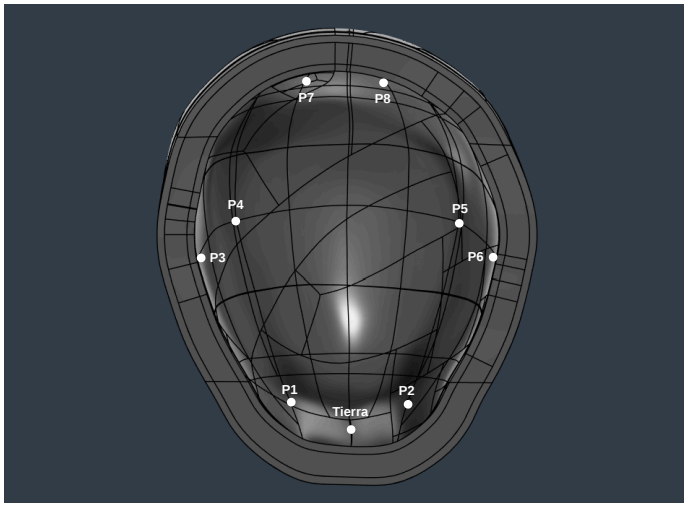


Figura 4.6: Distribución de los electrodos de inyección de corriente y referencia común ubicados en la capa interna del fantoma.

4.2. Fabricación del fantoma

4.2.1. Preparación para impresión 3D

Una vez finalizado el diseño del fantoma antropomórfico, se exportó la geometría correspondiente a la parte superior conductiva del modelo. Para poder aplicar propiedades físicas distintas a cada región anatómica sin separar la pieza, el modelo fue importado al software OrcaSlicer como un archivo multiparte, donde el cerebro, el cráneo y el cuero cabelludo fueron reconocidos como volúmenes independientes dentro del mismo objeto.

La fabricación se llevó a cabo en una impresora Ender 3 V3 SE, empleando exclusivamente el filamento conductor Protopasta para la totalidad de la pieza. Tal como se concluyó en la etapa de caracterización del Capítulo 3, para asegurar la estabilidad dimensional y evitar los problemas de fabricación observados al reducir el flujo y la temperatura, los parámetros de extrusión se mantuvieron constantes. De esta manera, se definió una temperatura de impresión de 215 °C y un flujo de extrusión

del 100 % para todos los volúmenes del modelo.

Para lograr la diferenciación de las propiedades eléctricas requeridas, se asignaron configuraciones específicas directamente a cada uno de los volúmenes en el laminador. Esta metodología permitió modificar de manera estricta la densidad y el patrón de relleno (*infill*) de forma independiente para cada región del fantoma, aplicando las configuraciones definitivas resumidas previamente en la Tabla 3.6.

La Figura 4.7 muestra la vista de capas de la parte superior conductiva en OrcaSlicer, donde se observa cómo los distintos volúmenes mantienen su posición anatómica para ser impresos de forma simultánea, revelando la distribución interna de las distintas configuraciones de relleno en un único proceso de impresión continuo.

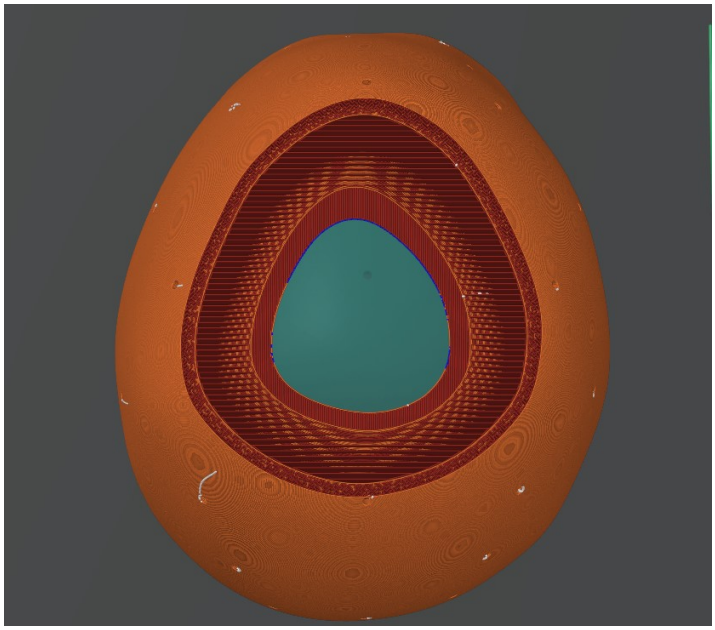


Figura 4.7: Vista de capas en OrcaSlicer para el modelo multiparte del fantoma, donde se aprecia la distribución simultánea y diferenciada de los patrones y densidades de relleno para las regiones del cerebro, cráneo y cuero cabelludo.

4.2.2. Prototipo a escala reducida

Antes de fabricar el fantoma definitivo se realizó una impresión preliminar a una escala aproximada de 0.5 respecto del tamaño final. El objetivo de esta etapa fue verificar la factibilidad de fabricación del modelo, comprobar la viabilidad de impresión de las curvaturas anatómicas y detectar posibles errores geométricos en la malla.

El prototipo fue fabricado utilizando PLA convencional, ya que en esta etapa únicamente se buscaba validar aspectos visuales y de proporciones del diseño, sin considerar su comportamiento eléctrico

ni las tolerancias mecánicas reales.

Tras la impresión se comprobó que la geometría general del modelo era adecuada, que las superficies curvas se imprimían sin requerir soportes excesivos y que la distribución espacial de los orificios correspondientes a los electrodos se generaba correctamente. La validación satisfactoria de este prototipo estructural, mostrado en la Figura 4.8, permitió proceder a la fabricación del fantoma definitivo a escala real.

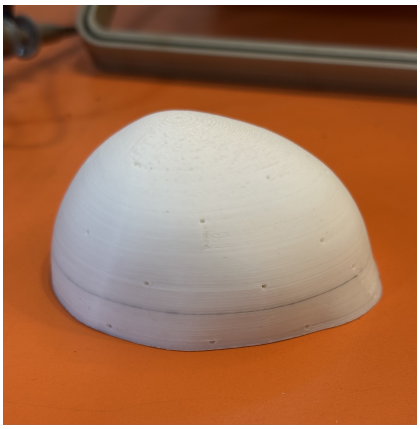


Figura 4.8: Prototipo preliminar impreso a escala reducida para validación geométrica.

4.2.3. Fabricación del fantoma definitivo

Una vez validado el diseño mediante el prototipo a escala reducida, se procedió a fabricar el fantoma antropomórfico a tamaño real empleando el filamento conductor y los parámetros definidos en la etapa de preparación.

Es fundamental destacar que las tres capas anatómicas se imprimieron de manera simultánea como una única pieza continua. Al asignar las distintas configuraciones de relleno en el laminador, la impresora generó la transición entre el cerebro, el cráneo y el cuero cabelludo sin interrupciones. De este modo, la parte superior conductiva se obtuvo como un bloque monolítico, lo que garantiza la continuidad física y eléctrica del modelo y elimina cualquier resistencia de contacto que pudiera generarse por el ensamblaje de piezas separadas.

Finalizado el proceso de impresión, se instalaron los pernos M3 en cada uno de los orificios correspondientes a los 32 electrodos de medición del sistema internacional 10–20 y a los electrodos destinados a la inyección de corriente. El diámetro de 2.96 mm utilizado durante el diseño permitió obtener el ajuste por interferencia deseado, asegurando la sujeción mecánica y evitando desplazamientos de los pernos durante las mediciones.

Finalmente, se verificó visualmente la correcta alineación de los electrodos y la instalación de todos los pernos correspondientes. El fantoma antropomórfico definitivo obtenido tras el proceso de fabricación se presenta en la Figura 4.9, listo para su caracterización experimental.

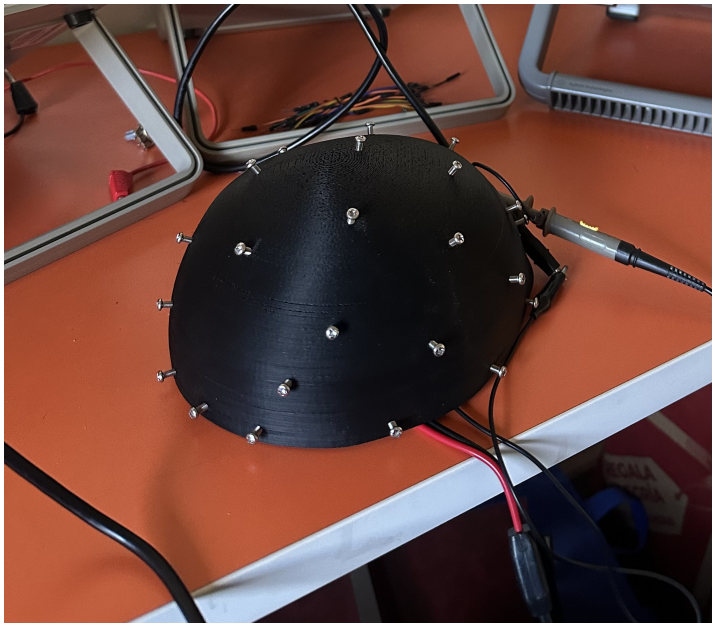


Figura 4.9: Secuencia de fotografías mostrando el fantoma anatómico final con todos los pernos instalados.

4.3. Caracterización experimental del fantoma

Una vez fabricado el fantoma antropomórfico y montado el sistema de electrodos, se procedió a su caracterización experimental. El objetivo de esta etapa fue verificar el comportamiento eléctrico del modelo mediante diferentes ensayos, evaluando la distribución superficial del potencial para distintas configuraciones de inyección, la continuidad eléctrica entre los electrodos y la respuesta frente a señales de baja amplitud. Finalmente, los resultados obtenidos fueron contrastados con simulaciones numéricas realizadas mediante elementos finitos, con el propósito de analizar la concordancia entre el modelo experimental y el modelo computacional.

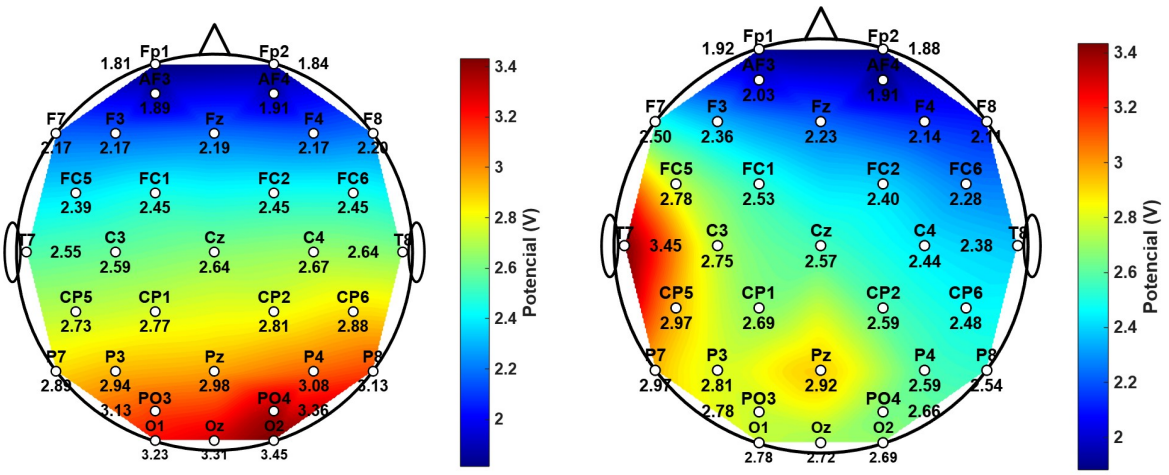
En las subsecciones siguientes se describen la metodología utilizada y los principales resultados obtenidos en cada uno de estos ensayos.

4.3.1. Distribución superficial del potencial

Para evaluar la conducción a través del modelo, se analizó la distribución superficial del potencial eléctrico generada por la inyección de corriente entre distintos pares de electrodos internos. El propósito de este ensayo fue verificar la formación del gradiente de voltaje sobre el cuero cabelludo del fantoma y estudiar cómo la estructura tridimensional y los parámetros de fabricación afectan la propagación espacial de la señal.

Para cada configuración se aplicó una señal sinusoidal mediante un generador de funciones, midiendo secuencialmente el potencial en los 32 electrodos del sistema internacional 10–20 mediante un osciloscopio. En todas las configuraciones el electrodo de referencia (tierra) se mantuvo fijo en la región frontal, específicamente en el punto medio inferior entre las posiciones AF3 y AF4, ligeramente por encima del nasion. Los valores de voltaje obtenidos fueron exportados y procesados en MATLAB, generando mapas bidimensionales mediante interpolación espacial para visualizar la distribución superficial del potencial.

Para observar los distintos patrones de propagación de la corriente en el modelo, se seleccionaron tres configuraciones de inyección: una en la región occipital (electrodo O2), una inyección lateral en el hemisferio izquierdo (electrodo T7) y una en la región frontal (electrodo AF3). Esta selección permite comparar tres escenarios representativos: una conducción de larga distancia en dirección anteroposterior, una conducción transversal entre hemisferios y un caso donde la fuente de inyección se encuentra próxima al electrodo de referencia. La Figura 4.10 presenta los mapas de calor obtenidos para estas tres configuraciones.



(a) Inyección occipital (O2).

(b) Inyección lateral (T7).

(c) Inyección frontal (AF3).

Figura 4.10: Mapas bidimensionales de la distribución superficial del potencial eléctrico obtenidos mediante interpolación espacial en MATLAB para tres configuraciones de inyección: (a) región occipital (O2), (b) región lateral izquierda (T7) y (c) región frontal (AF3).

Al analizar las inyecciones de larga distancia (Figuras 4.10a y 4.10b), se observa la formación de gradientes espaciales continuos sobre la superficie del fantoma. En el caso de la inyección occipital en O2, los mayores niveles de potencial se concentran en la región posterior y disminuyen progresivamente hacia la zona frontal, donde se encuentra ubicado el electrodo de referencia. De manera similar, para la inyección lateral en T7 se genera un gradiente transversal que atraviesa la línea media del modelo hasta converger nuevamente hacia la región frontal.

En ambos casos, la distribución obtenida evidencia la continuidad eléctrica entre las distintas regiones del fantoma, permitiendo la propagación de la corriente a través de la estructura multicapa sin

interrupciones aparentes asociadas a defectos de fabricación o pérdidas de contacto entre capas.

Por otra parte, la configuración de inyección en AF3 (Figura 4.10c) presenta un comportamiento distinto debido a la proximidad entre el electrodo de inyección y el electrodo de referencia. En esta condición, la cercanía entre ambos electrodos favorece trayectorias de conducción de baja resistencia entre la fuente y la referencia, produciendo una caída de tensión más abrupta en la región frontal y una distribución de potencial menos uniforme sobre el resto de la superficie.

Este comportamiento resulta especialmente interesante, ya que pone de manifiesto la influencia que tiene la ubicación relativa entre los electrodos de inyección y referencia sobre la distribución espacial del campo eléctrico. Asimismo, las diferencias observadas entre las tres configuraciones sugieren que la geometría tridimensional del fantoma y las características de fabricación de sus distintas capas influyen en la propagación de la corriente, generando distribuciones de potencial diferentes según las condiciones de excitación.

En conjunto, los mapas de potencial obtenidos muestran que el fantoma es capaz de sostener distribuciones espaciales de voltaje coherentes con la ubicación de los electrodos de inyección. La presencia de gradientes continuos, junto con las asimetrías observadas al modificar la posición de la fuente de excitación, indica que el modelo genera efectos de propagación cualitativamente consistentes con los observados en medios biológicos conductivos, donde la conductividad es heterogénea y depende tanto de la geometría como de las propiedades del material. Estos resultados constituyen una primera validación experimental del comportamiento eléctrico del fantoma y proporcionan una base adecuada para los ensayos de caracterización resistiva, respuesta en pequeña señal y comparación con simulaciones numéricas presentados en las secciones siguientes.

4.3.2. Caracterización resistiva

Como una primera verificación del comportamiento eléctrico del fantoma, se realizó una caracterización resistiva mediante mediciones de resistencia entre los electrodos superficiales del sistema internacional 10–20. Para ello se utilizó un multímetro digital operando en modo resistencia, tomando el electrodo Cz como referencia para todas las mediciones.

El objetivo de este ensayo fue comprobar la continuidad eléctrica del material conductor y verificar que todos los electrodos presentaran conexión eléctrica con el volumen interno del fantoma, descartando defectos de fabricación tales como discontinuidades, grietas o problemas de contacto entre las distintas capas.

Las mediciones obtenidas evidenciaron continuidad eléctrica en la totalidad de los 32 electrodos

evaluados. Los valores de resistencia presentaron una variación atribuible principalmente a las diferentes longitudes de trayectoria entre cada electrodo y el punto de referencia, así como a la geometría tridimensional del fantoma y a la distribución interna del material conductor.

La Tabla 4.1 resume los principales parámetros estadísticos obtenidos a partir de las mediciones realizadas. Cabe destacar que el cálculo excluye la medición del propio electrodo Cz, al ser este el punto de referencia nulo.

Cuadro 4.1: Resumen estadístico de las mediciones de resistencia entre los electrodos superficiales y el electrodo Cz.

Parámetro	**Valor (kΩ)**
Número de trayectorias evaluadas	31
Resistencia mínima (F7)	2.50
Resistencia máxima (CP1)	4.82
Resistencia promedio	3.12
Desviación estándar	0.53

Con el propósito de visualizar la distribución espacial de la resistencia sobre la superficie del fantoma, los valores medidos fueron interpolados mediante MATLAB para generar un mapa bidimensional, mostrado en la Figura 4.11. Como era esperable, la resistencia mínima absoluta se obtuvo en el propio electrodo Cz (0 kΩ), utilizado como referencia durante las mediciones, mientras que el resto de los electrodos presentó variaciones graduales asociadas a la distancia eléctrica recorrida dentro del material conductor y a la anisotropía propia del volumen impreso.

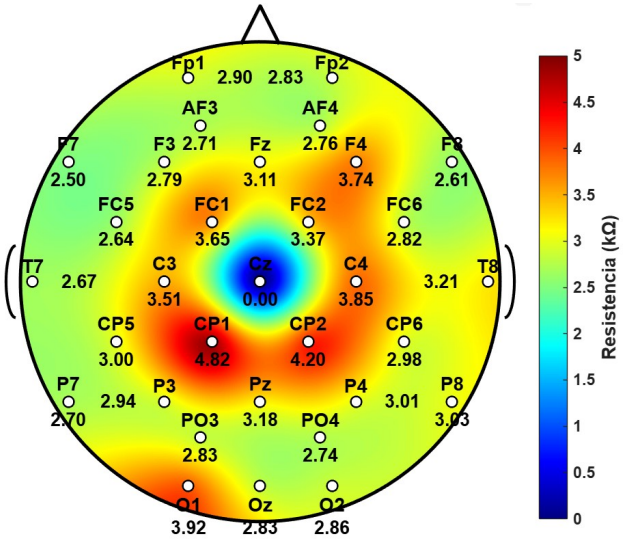


Figura 4.11: Distribución superficial de la resistencia medida respecto al electrodo Cz.

En conjunto, estos resultados permiten verificar que el fantoma presenta continuidad eléctrica entre todos los electrodos superficiales, constituyendo una condición necesaria para la realización, en la siguiente subsección, de los ensayos de propagación del potencial eléctrico utilizando señales de pequeña amplitud, del orden de los milivoltios.

4.3.3. Respuesta en pequeña señal

Con el propósito de aproximarse a las condiciones de operación de un sistema EEG, se evaluó el comportamiento del fantoma frente a señales de baja amplitud. Mientras que las pruebas anteriores permitieron caracterizar la distribución espacial del potencial utilizando señales del orden de los voltios, las bioseñales EEG presentan amplitudes típicamente comprendidas en el rango de los microvoltios (μV). Debido a las limitaciones del equipamiento disponible, no fue posible realizar mediciones confiables en dicho rango, por lo que este ensayo se efectuó utilizando señales del orden de los milivoltios, permitiendo evaluar cualitativamente la conservación del patrón de propagación al disminuir la amplitud de excitación.

La implementación de esta prueba presentó dos limitaciones instrumentales. En primer lugar, el generador de funciones utilizado no posee la resolución necesaria para generar directamente señales de amplitud milivolt o microvolt. Para reducir el nivel de excitación se implementó un divisor de tensión mediante una resistencia de 100 kΩ conectada en serie con la resistencia equivalente del fantoma. Para la configuración utilizada, dicha resistencia correspondió a la medida entre el electrodo de inyección

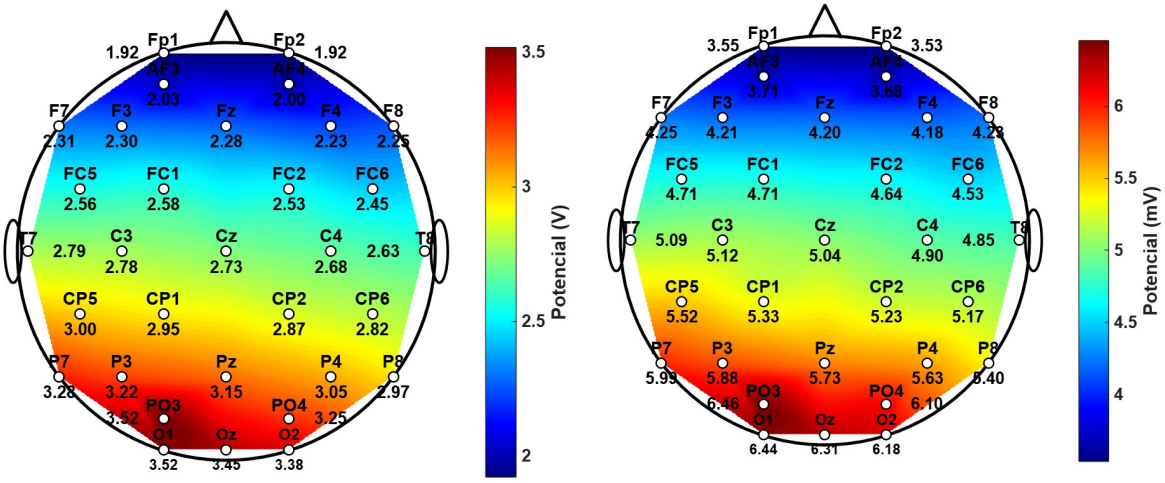
O1 y el electrodo de referencia (tierra), obteniéndose un valor aproximado de 210 Ω. Cabe señalar que este valor depende de la ubicación del punto de inyección y del electrodo de referencia, por lo que podría variar ligeramente para otras configuraciones de medición. Bajo estas condiciones, el voltaje aplicado al fantoma puede aproximarse mediante

$$V_{\text{fantoma}} = V_{\text{gen}} \frac{R_{\text{fantoma}}}{R_{\text{serie}} + R_{\text{fantoma}}}, \tag{4.1}$$

donde $R_{\text{serie}} = 100\ \text{k}\Omega$ y $R_{\text{fantoma}} \approx 210\ \Omega$. De esta forma se obtuvo un voltaje efectivo cercano a 10 mV sobre el fantoma.

En segundo lugar, el osciloscopio empleado para las mediciones posee una sensibilidad vertical máxima de 1 mV por división. Esta limitación impide visualizar de manera confiable señales en el rango de los microvoltios, ya que el ruido eléctrico del entorno y la resolución del instrumento enmascaran la señal de interés. Por esta razón, la caracterización experimental se limitó al rango de los milivoltios.

Para evaluar el comportamiento del modelo se realizó una inyección en el electrodo occipital O1 y se comparó la distribución superficial del potencial con la obtenida previamente utilizando la excitación de referencia en el mismo punto. La Figura 4.12 presenta los mapas de calor obtenidos para ambas condiciones.



(a) Respuesta obtenida con la excitación de referencia.

(b) Respuesta obtenida con la señal atenuada mediante divisor de tensión.

Figura 4.12: Comparación de la distribución superficial del potencial para una inyección en el electrodo O1: (a) respuesta obtenida con la excitación de referencia y (b) respuesta obtenida utilizando una señal atenuada del orden de los milivoltios.

Al comparar ambos mapas se observa que el fantoma conserva el patrón general de propagación

del potencial en ambos regímenes de excitación. En la prueba realizada con la señal atenuada (Figura 4.12b), el potencial máximo continúa concentrándose en la región de inyección (O1, PO3 y Oz), disminuyendo progresivamente hacia la región frontal, donde se ubica el electrodo de referencia. Este comportamiento reproduce cualitativamente la distribución espacial observada durante la caracterización realizada con la excitación de referencia.

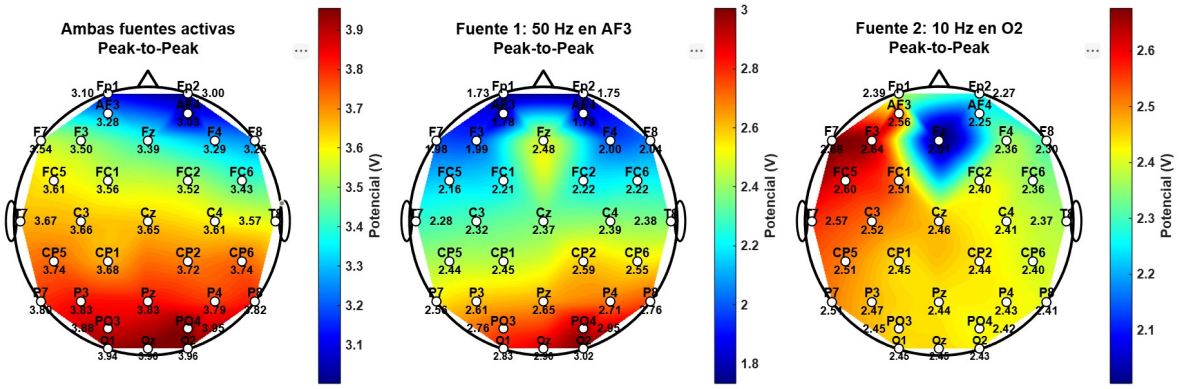
Si bien ambos ensayos presentan patrones de propagación similares, se observan diferencias en la magnitud del gradiente de potencial. Estas discrepancias se atribuyen principalmente a la disminución de la relación señal-ruido al trabajar con amplitudes cercanas al límite de resolución del osciloscopio, donde el ruido eléctrico y la incertidumbre instrumental incrementan la variabilidad de las mediciones sin modificar la distribución espacial del potencial.

En conjunto, estos resultados indican que la estructura multicapa del fantoma mantiene un comportamiento consistente al reducir la amplitud de excitación hasta el rango de los milivoltios. Aunque el equipamiento utilizado no permitió realizar mediciones en el rango de los microvoltios característico de las señales EEG, la conservación del patrón de propagación respalda el uso del fantoma como plataforma experimental para el estudio de distribuciones de potencial y establece una base para futuras validaciones con instrumentación de mayor sensibilidad.

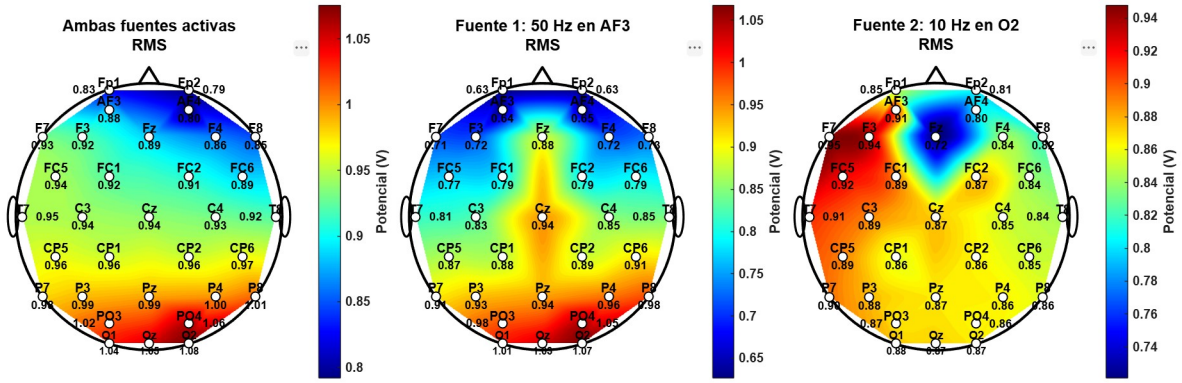
4.3.4. Evaluación con múltiples fuentes de excitación en el fantoma

Con el propósito de verificar que el comportamiento observado previamente en la probeta multicapa (Sección 3.6.5) se mantiene en el fantoma antropomórfico completo, se realizó un ensayo de excitación simultánea utilizando dos fuentes independientes. A diferencia del ensayo anterior, realizado sobre una geometría simplificada de nueve puntos de medición, en esta oportunidad las mediciones se efectuaron sobre los 32 electrodos distribuidos según el Sistema Internacional 10–20, permitiendo evaluar la propagación del potencial sobre toda la superficie del modelo.

La Fuente 1 se conectó al electrodo AF3 y operó a 50 Hz, mientras que la Fuente 2 se conectó al electrodo O2 y operó a 10 Hz. Para cada uno de los 32 electrodos se realizaron tres mediciones: con ambas fuentes activas, únicamente con la Fuente 1 activa y únicamente con la Fuente 2 activa. A partir de las señales registradas se obtuvieron los valores de voltaje pico a pico (V_{pp}) y voltaje eficaz (V_{RMS}), con los cuales se generaron los mapas topográficos presentados en la Figura 4.13.



(a) Distribución espacial del voltaje pico a pico (V_{pp}).



(b) Distribución espacial del voltaje eficaz (V_{RMS}).

Figura 4.13: Mapas topográficos de la distribución espacial del potencial medido sobre los 32 electrodos del fantoma para las tres condiciones evaluadas. En cada fila se presentan, de izquierda a derecha, los resultados obtenidos con ambas fuentes activas, únicamente la Fuente 1 (50 Hz, AF3) y únicamente la Fuente 2 (10 Hz, O2).

Los resultados obtenidos muestran un comportamiento consistente con el observado previamente en la probeta multicapa. Cuando ambas fuentes permanecen activas, los mapas de potencial presentan una distribución continua sobre toda la superficie del fantoma. Asimismo, se observa la contribución simultánea de las excitaciones ubicadas en las regiones frontal (AF3) y occipital (O2), conservándose las principales características de los gradientes obtenidos cuando cada fuente opera de manera individual.

En los mapas correspondientes a cada fuente individual se observa que los mayores potenciales se concentran en las proximidades del electrodo de inyección, disminuyendo progresivamente hacia el resto de la superficie. Al activar ambas fuentes, la distribución resultante conserva las características de ambos gradientes, indicando que el fantoma es capaz de conducir simultáneamente múltiples

excitaciones sin presentar discontinuidades ni alteraciones apreciables en la propagación del potencial.

Desde el punto de vista cuantitativo, los valores de V_{RMS} obtenidos con ambas fuentes activas tampoco coinciden exactamente con la suma cuadrática de las contribuciones individuales. Este comportamiento ya había sido observado durante el ensayo realizado sobre la probeta multicapa y se atribuye a la interacción entre los dos generadores de funciones, cuya impedancia de salida modifica las condiciones de carga cuando ambos permanecen conectados simultáneamente. En consecuencia, las diferencias observadas corresponden a la configuración experimental y no a un comportamiento no lineal del material utilizado para fabricar el fantoma.

En conjunto, estos resultados confirman que el fantoma antropomórfico reproduce el mismo comportamiento observado previamente en la probeta multicapa frente a múltiples fuentes de excitación, ahora sobre una geometría completa de cabeza humana y utilizando los 32 electrodos del Sistema Internacional 10–20. De este modo, se verifica que el modelo es capaz de conducir simultáneamente múltiples excitaciones eléctricas, reproduciendo una condición más cercana a un EEG real, donde el potencial registrado sobre el cuero cabelludo corresponde a la superposición de la actividad eléctrica generada por distintas regiones cerebrales.

4.3.5. Comparación entre la simulación y el fantoma físico

Con el propósito de validar el modelo numérico desarrollado en ANSYS Maxwell, se comparó la distribución espacial del potencial obtenida mediante simulación con la medida experimentalmente sobre el fantoma antropomórfico. Para ello se utilizó la misma configuración de excitación empleada durante la caracterización experimental, realizando la inyección de corriente en el electrodo O2 y extrayendo el potencial en los 32 electrodos distribuidos según el Sistema Internacional 10–20.

La Figura 4.14 muestra el modelo empleado para la simulación, indicando la ubicación de los puntos utilizados para extraer el potencial eléctrico. Cada punto de medición corresponde a uno de los electrodos presentes en el fantoma físico, permitiendo realizar una comparación directa entre ambas distribuciones de potencial.

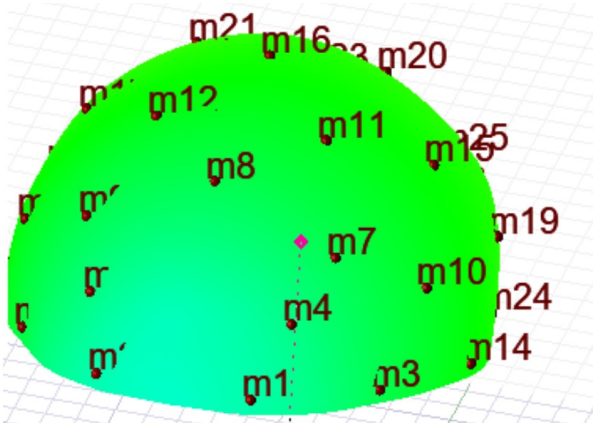


Figura 4.14: Modelo implementado en ANSYS Maxwell para la extracción de potenciales. Se muestran los 32 puntos de medición distribuidos sobre la superficie del fantoma. La inyección de corriente se realizó en el punto m32, correspondiente al electrodo O2.

La Figura 4.15 presenta la comparación entre los potenciales obtenidos mediante simulación y los medidos experimentalmente en el fantoma.

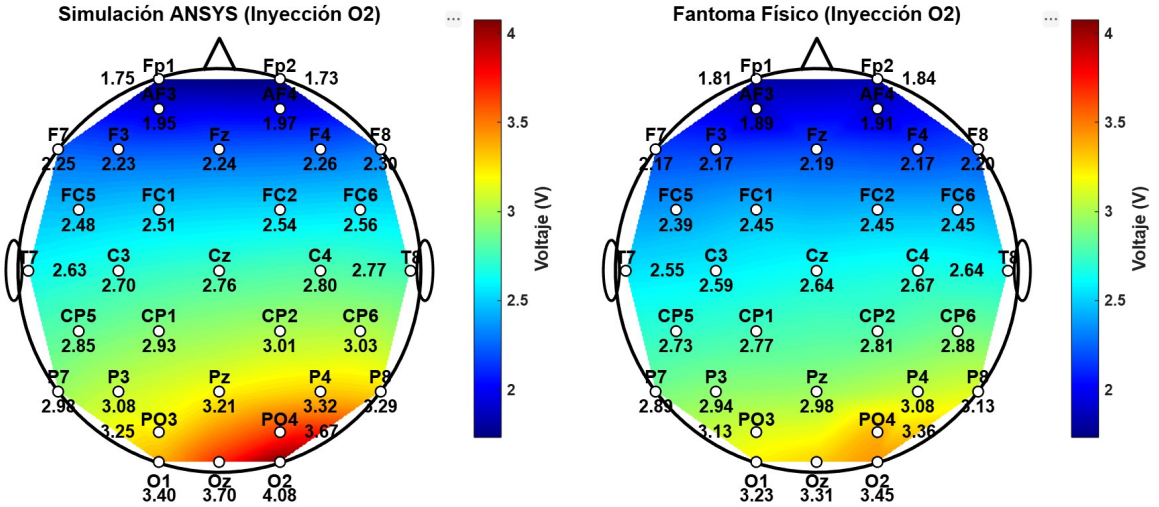


Figura 4.15: Comparación entre los potenciales obtenidos mediante simulación en ANSYS Maxwell y los medidos experimentalmente sobre el fantoma para una inyección de corriente en el electrodo O2.

Puede observarse que ambos resultados presentan una tendencia muy similar. Tanto en la simulación como en las mediciones experimentales el potencial aumenta progresivamente al aproximarse al punto de inyección ubicado en la región occipital, alcanzando los valores máximos en las proximidades del electrodo O2. Del mismo modo, el potencial disminuye de forma continua hacia la región frontal del fantoma, reproduciendo el gradiente esperado para esta configuración de excitación.

Aunque la simulación reproduce adecuadamente la distribución general del potencial, se observan

diferencias en la magnitud de algunos valores medidos. Con el fin de cuantificar estas discrepancias, la Figura 4.16 presenta el error relativo obtenido para cada uno de los electrodos.

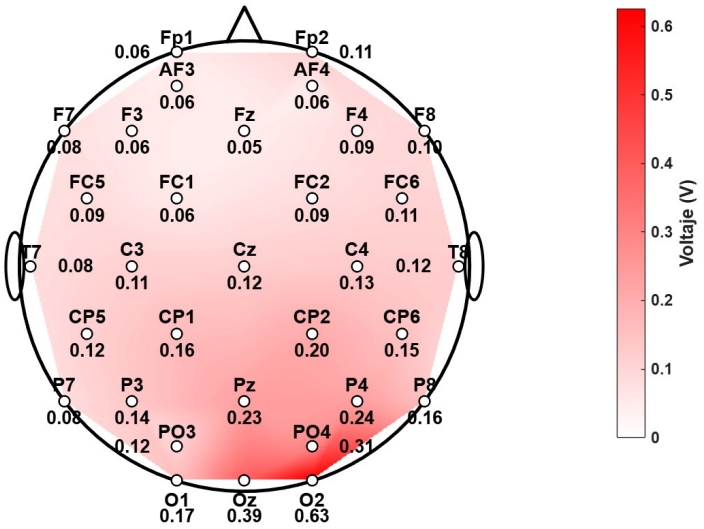


Figura 4.16: Error absoluto entre los potenciales obtenidos mediante simulación y los medidos experimentalmente para cada uno de los electrodos del fantoma.

Las diferencias observadas son consistentes con las obtenidas previamente durante la validación realizada sobre la probeta multicapa (Sección 3.6.6), donde también se observó una buena concordancia entre la simulación y los resultados experimentales, acompañada de discrepancias locales en la magnitud del potencial.

Estas diferencias pueden atribuirse principalmente a las simplificaciones inherentes al modelo numérico. En la simulación se consideran materiales homogéneos, contactos eléctricos ideales y una geometría perfectamente definida, mientras que el fantoma físico presenta variaciones propias del proceso de fabricación mediante impresión FDM, tales como anisotropía eléctrica, pequeñas variaciones dimensionales entre capas, diferencias en el contacto entre los electrodos y el material conductor, así como incertidumbres asociadas al montaje experimental. En conjunto, estos factores producen diferencias locales en los valores absolutos del potencial sin modificar la tendencia global de la distribución espacial.

En términos generales, la buena concordancia entre ambas distribuciones de potencial permite concluir que el modelo desarrollado en ANSYS Maxwell reproduce de manera adecuada el comportamiento eléctrico observado experimentalmente en el fantoma. En consecuencia, la simulación constituye una herramienta válida para analizar la propagación del potencial en este tipo de estructuras multicapa y complementa la caracterización experimental realizada a lo largo de este trabajo.

Capítulo 5

Conclusiones y Trabajo Futuro

5.1. Síntesis de los Hallazgos

El desarrollo de este trabajo demostró que es posible modificar significativamente la resistividad eléctrica del PLA conductivo alterando parámetros de impresión 3D mediante la tecnología de deposición de material fundido (FDM). La caracterización sistemática del Capítulo 3 estableció que la disminución del porcentaje de relleno, del flujo de extrusión y de la temperatura de impresión incrementan la resistividad efectiva del material debido a la interrupción de los caminos de conducción y la generación de discontinuidades en la red de percolación del polímero.

La validación mediante una probeta multicapa, descrita en la Sección 3.6, confirmó que la combinación de capas con distintas propiedades eléctricas reproduce distribuciones espaciales de potencial coherentes, con comportamiento predominantemente resistivo en el rango de frecuencias evaluado (4–80,2 Hz). A partir de estos resultados, se diseñó e imprimió un fantoma antropomórfico de cabeza humana en un único proceso continuo. Debido a la utilización de un único extrusor, la diferenciación eléctrica entre capas se logró asignando configuraciones específicas de porcentaje y patrón de relleno a cada región anatómica, manteniendo el flujo de extrusión y la temperatura de impresión constantes en todo el modelo.

Los ensayos experimentales sobre el fantoma, presentados en el Capítulo 4, verificaron la continuidad eléctrica de los 32 canales del Sistema Internacional 10–20 y confirmaron la capacidad del modelo para reproducir gradientes espaciales de potencial coherentes y continuos bajo diversas configuraciones de inyección, incluyendo excitaciones múltiples simultáneas. Se realizó además una verificación cualitativa del comportamiento del fantoma frente a señales atenuadas en el rango de los milivoltios. Finalmente, los resultados experimentales mostraron una buena concordancia cualitativa

con las simulaciones numéricas desarrolladas en ANSYS Maxwell, aunque con diferencias cuantitativas atribuibles a la anisotropía eléctrica intrínseca del material y a las simplificaciones del modelo numérico.

5.2. Cumplimiento de los Objetivos

El objetivo general de desarrollar un fantoma anatómico cuya respuesta eléctrica aproxime el comportamiento de una cabeza real en el rango de frecuencias EEG (0–100 Hz), con el propósito de constituir una plataforma experimental para la evaluación y validación de sistemas relacionados con EEG, fue cumplido exitosamente.

Respecto a los objetivos específicos, se logró:

- Diseñar y fabricar exitosamente un modelo tridimensional de cabeza humana de tres capas (cerebro, cráneo, cuero cabelludo), basándose en el estudio previo de la influencia de los parámetros de impresión sobre el PLA conductivo y validando previamente el comportamiento eléctrico mediante una probeta multicapa.
- Diseñar e implementar funcionalmente el Sistema Internacional 10–20 con 32 electrodos de medición superficial y múltiples puntos de inyección internos distribuidos estratégicamente.
- Caracterizar de forma experimental el comportamiento eléctrico del fantoma, comprobando su capacidad para emular la propagación espacial de potenciales representativos bajo distintas configuraciones de excitación, incluyendo fuentes múltiples y señales de baja amplitud.

5.3. Limitaciones del Estudio

El proyecto presentó diversas limitaciones, tanto instrumentales como materiales.

En primer lugar, el empleo de un único material conductor cuyas propiedades se modifican por parámetros de impresión resulta en un medio predominantemente resistivo. Como consecuencia, el modelo no logra reproducir fenómenos capacitivos ni la dispersión dieléctrica característica de los tejidos biológicos reales frente a variaciones de frecuencia. Además, el material presenta anisotropía eléctrica intrínseca al proceso de fabricación FDM, la cual afecta la distribución espacial del potencial y genera discrepancias cuantitativas con respecto a las simulaciones numéricas que asumen medios homogéneos.

En cuanto al proceso de impresión FDM, la utilización de un único cabezal de impresión impidió modificar de forma independiente el flujo de extrusión y la temperatura de impresión dentro de una misma capa a lo largo de la geometría curva de la cabeza. Esta limitación obligó a adoptar una configuración de compromiso para la capa correspondiente al cráneo, utilizando el mismo flujo y temperatura que el cerebro y el cuero cabelludo (100 % y 215 °C, respectivamente), y diferenciando sus propiedades eléctricas únicamente mediante el porcentaje y la orientación del patrón de relleno. Si bien la caracterización del material identificó configuraciones de mayor resistividad para el cráneo (flujo reducido y temperatura subóptima), estas no pudieron implementarse en el fantoma final debido a las restricciones del equipo de fabricación disponible.

Desde la perspectiva de la instrumentación, los equipos de medición disponibles (generador de funciones y osciloscopio) carecían de la resolución y sensibilidad necesarias para trabajar de manera confiable en el rango de los microvoltios (μV) propio de las señales EEG, limitando los ensayos de pequeña señal al orden de los milivoltios (mV) como una verificación cualitativa preliminar. Además, durante la evaluación con múltiples fuentes, descrita en las Secciones 3.6.5 y 4.3.4, se produjo un efecto de carga mutua entre los generadores de señales al compartir el mismo nodo de referencia, lo que alteró las amplitudes efectivas inyectadas y limitó la validación cuantitativa exacta del principio de superposición.

5.4. Proyecciones y Recomendaciones para Investigaciones Futuras

A partir de los hallazgos y limitaciones expuestas, se proponen las siguientes líneas de trabajo para futuras investigaciones:

Validación con instrumentación clínica: Se recomienda someter el fantoma a pruebas utilizando sistemas de adquisición EEG reales de alta sensibilidad, capaces de registrar y procesar señales en el rango de los microvoltios, para validar su desempeño en condiciones de uso real.

Implementación de un sistema generador de señales EEG multicanal: Desarrollar e integrar un sistema generador de señales programable de múltiples canales independientes, capaz de emular señales EEG reales con características espectrales y temporales variables. Este sistema debería permitir la inyección simultánea de señales diferenciadas en múltiples puntos internos del fantoma, reproduciendo de manera más fiel la superposición de actividad eléctrica generada por distintas regiones cerebrales y facilitando la validación de algoritmos de localización de fuentes y procesamiento de señales biomédicas.

Implementación de sistemas en lazo cerrado (Hardware-in-the-Loop): Aprovechar los múltiples puntos de inyección internos desarrollados para integrar el fantoma como componente activo en una arquitectura HIL, permitiendo la interacción en tiempo real entre modelos computacionales de actividad neuronal y la respuesta física del fantoma.

Mejora de las propiedades dieléctricas: Investigar la incorporación de materiales complementarios o modificaciones composicionales del filamento conductor (por ejemplo, aditivos polares, cargas híbridas conductoras-dieléctricas) que permitan introducir componentes capacitivos al modelo, con el fin de emular el comportamiento de dispersión dieléctrica dependiente de la frecuencia que poseen los tejidos biológicos reales.

Optimización del proceso de fabricación: Explorar el uso de impresoras con doble o múltiple extrusión, lo que permitiría variar el flujo de extrusión y la temperatura de impresión de manera independiente en el mismo plano de impresión. Esto posibilitaría implementar las configuraciones de mayor resistividad identificadas en la caracterización del material para la capa de cráneo, superando las limitaciones geométricas impuestas por el extrusor único y eliminando la necesidad de adoptar configuraciones de compromiso.

Bibliografía

[1] S. Sanei and J. A. Chambers, *EEG Signal Processing*, John Wiley & Sons, 2007, doi:https://doi.org/10.1002/9780470511923.

[2] D. S. Reich, J. D. Victor, B. W. Knight, T. Ozaki, and E. Kaplan, "Response variability and timing precision of neuronal spike trains in vivo," *Journal of Neurophysiology*, vol. 77, no. 5, pp. 2836–2841, 1997, doi:https://doi.org/10.1152/jn.1997.77.5.2836.

[3] A. Hunold, R. Machts, and J. Haueisen, "Head phantoms for bioelectromagnetic applications: a material study," *BioMedical Engineering OnLine*, vol. 19, p. 87, 2020, doi:https://doi.org/10.1186/s12938-020-00830-y.

[4] T. J. Collier et al., "Creation of a human head phantom for testing of electroencephalography equipment and techniques," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 59, no. 9, pp. 2628–2634, 2012, doi:https://doi.org/10.1109/TBME.2012.2207434.

[5] C. Shephard, T. Jochum, Z. Abzug, and P. Wolf, "Planar saline bath phantom of the Rush Head Model," in *Proc. IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC)*, Boston, MA, USA, 2011, pp. 7266–7269, doi:https://doi.org/10.1109/IEMBS.2011.6091704.

[6] J. Zhang, B. Yang, H. Li, F. Fu, X. Shi, X. Dong, and M. Dai, "A novel 3D-printed head phantom with anatomically realistic geometry and continuously varying skull resistivity distribution for electrical impedance tomography," *Scientific Reports*, vol. 7, no. 1, p. 4608, 2017, doi:https://doi.org/10.1038/s41598-017-05006-8.

[7] G. E. Tseghai et al., "A long-lasting textile-based anatomically realistic head phantom for validation of EEG electrodes," *IEEE Access*, vol. 8, pp. 140013–140025, 2020, doi:https://api.semanticscholar.org/CorpusID:236211105.

[8] D. Schmitz, S. Dul, S. Ramoa, B. Soares, G. Barra, and A. Pegoretti, "Effect of printing parameters on electromagnetic shielding efficiency of ABS/carbon-based composites fabricated by fused filament fabrication," *Journal of Manufacturing Processes*, vol. 65, pp. 12–19, 2021, doi:https://doi.org/10.1016/j.jmapro.2021.02.051.

[9] P. Akor, G. Enemali, U. Muhammad, J. Crowley, M. Desmulliez, and H. Larijani, "A cost-effective 3D-printed conductive phantom for EEG sensing system validation: Development, performance evaluation, and comparison with state-of-the-art technologies," *Sensors*, vol. 25, no. 16, p. 4974, 2025, doi:https://doi.org/10.3390/s25164974.

[10] A. Y. Owda and A. J. Casson, "Investigating gelatine based head phantoms for electroencephalography compared to electrical and ex vivo porcine skin models," *IEEE Access*, vol. 9, pp. 96722–96738, 2021, doi:https://doi.org/10.1109/ACCESS.2021.3095220.

[11] S. Gabriel, R. W. Lau, and C. Gabriel, "The dielectric properties of biological tissues: III. Parametric models for the dielectric spectrum of tissues," *Physics in Medicine and Biology*, vol. 41, no. 11, pp. 2271–2293, 1996, doi:https://doi.org/10.1088/0031-9155/41/11/003.

[12] S. I. Gonçalves, J. C. de Munck, J. P. Verbunt, F. Bijma, R. M. Heethaar, and F. L. Da Silva, "In vivo measurement of brain and skull resistivities using an EIT-based method and realistic head models," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 50, no. 6, pp. 754–767, 2003, doi:https://doi.org/10.1109/TBME.2003.812164.

[13] R. Kristiawan, F. Imaduddin, D. Ariawan, U. Sabino, and Z. Arifin, "A review on the fused deposition modeling (FDM) 3D printing: Filament processing, materials, and printing parameters," *Open Engineering*, vol. 11, no. 1, pp. 639–649, 2021, doi:https://doi.org/10.1515/eng-2021-0063.

[14] M. B. Heaney, "Electrical conductivity and resistivity," in *Electrical Measurement, Signal Processing, and Displays*, J. G. Webster, Ed. Boca Raton, FL, USA: CRC Press, 2003, ch. 7, pp. 7-1–7-14.

[15] ProtoPasta, "Conductive PLA," Product Data Sheet, 2023. [Online]. Available: https://proto-pasta.com/products/conductive-pla?_pos=1&_sid=2a9f8c086&_ss=r

[16] C. M. A. Vasques, J. P. R. Ferreira, F. A. V. Figueiredo, and J. C. C. Abrantes, "On the electrical resistivity measurement methods and properties of conductive 3D-printing PLA filaments," in *Proc. 5th International Electronic Conference on Applied Sciences (ASEC2024)*, 2024, *Engineering Proceedings*, vol. 87, no. 1, p. 26, 2025, doi:https://doi.org/10.3390/engproc2025087026.

[17] H. McCann, G. Pisano, and L. Beltrachini, "Variation in reported human head tissue electrical conductivity values," *Brain Topography*, vol. 32, no. 5, pp. 825–858, 2019, doi:https://doi.org/10.1007/s10548-019-00710-2.

[18] S. Stankevich, J. Sevcenko, O. Bulderberga, A. Dutovs, D. Erts, M. Piskunovs, V. Ivanovs, V. Ivanov, and A. Aniskevich, "Electrical resistivity of 3D-printed polymer elements," *Polymers*, vol. 15, no. 14, p. 2988, 2023, doi:https://doi.org/10.3390/polym15142988.

[19] R. Stopforth, "Conductive polylactic acid filaments for 3D printed sensors: Experimental electrical and thermal characterization," *Scientific African*, vol. 14, p. e01040, 2021, doi:https://doi.org/10.1016/j.sciaf.2021.e01040.

[20] S. B. Næss, G. Halnes, E. Hagen, D. J. Hagler Jr., A. M. Dale, G. T. Einevoll, and T. V. Ness, "Biophysically detailed forward modeling of the neural origin of EEG and MEG signals," *NeuroImage*, vol. 225, p. 117467, 2020, doi:https://doi.org/10.1016/j.neuroimage.2020.117467.

[21] J. B. Ranck, Jr., "Specific impedance of rabbit cerebral cortex," *Experimental Neurology*, vol. 7, no. 2, pp. 144–152, 1963, doi:https://doi.org/10.1016/S0014-4886(63)80006-0.

[22] EZ Digital Co., Ltd., *FG-8002 Function Generator Operation Manual*, p. 6, 2005.

[23] J. Malmivuo and R. Plonsey, "Sketch of how to record an Electroencephalogram," *ResearchGate*, 2019. [En línea]. Disponible: https://www.researchgate.net/figure/Sketch-of-how-to-record-an-Electroencephalogram-An-EEG-allows-measuring-the-electrical_fig1_338423585

[24] Body Centric Wellness, "Meninges: The Missing Key to Unlocking Your Health," 20XX. [En línea]. Disponible: https://www.bodycentricwellness.co.uk/key-to-health/

[25] BioSemi B.V., “BioSemi Active Electrodes - Headcaps,” BioSemi. [Online]. Available: https://www.biosemi.com/headcap.htm. [Accessed: Jul. 20, 2026].

[26] P. Giacometti, K. L. Perdue, and S. G. Diamond, “Algorithm to find high density EEG scalp coordinates and analysis of their correspondence to structural and functional regions of the brain,” *Journal of Neuroscience Methods*, vol. 229, pp. 84–96, May 2014, doi: 10.1016/j.jneumeth.2014.04.020.

[27] A. Yu and W. D. Hairston, “Open EEG Phantom,” Open Science Framework, 2019, doi:https://doi.org/10.17605/OSF.IO/QRKA2.

[28] J. Vorwerk, “New Finite Element Methods to Solve the EEG/MEG Forward Problem,” Tesis doctoral, Westfälische Wilhelms-Universität Münster, 2016, pp. 4, 6-9, url:https://www.sci.utah.edu/~wolters/PaperWolters/2016/Vorwerk_Dissertation_2016.pdf.

[29] R. Plonsey y R. C. Barr, “Bioelectricity: A Quantitative Approach,” 3rd ed., Springer, 2007, pp. 25-27, doi:https://doi.org/10.1007/978-0-387-48865-3.

[30] Protopasta, “Electrically Conductive Composite PLA,” Ficha técnica y especificaciones de filamento (SKU: CDP1170), url:https://proto-pasta.com/products/conductive-pla?_pos=1&_sid=79d41ae21&_ss=r.

Anexo A

Para garantizar la reproducibilidad de los resultados y facilitar la revisión de los elementos desarrollados en esta memoria, la totalidad de los códigos en MATLAB, los modelos tridimensionales y los archivos de simulación se encuentran alojados en un repositorio público de GitHub. A continuación se detalla la organización de los recursos y el acceso a cada directorio:

A. Repositorio Principal del Proyecto

El repositorio principal contiene la estructura general del proyecto, los archivos de configuración de control de versiones y los enlaces a los componentes de fabricación y simulación.

- **Ubicación general:** Raíz del repositorio.
- **Enlace directo:** Click Aquí (o mediante la dirección: `https://github.com/Alanmontero1/3D-Printed-EEG-Head-Phantom`).

B. Repositorio de Código MATLAB

Este directorio agrupa todos los scripts desarrollados para la evaluación de resistividad, el cálculo de mapas de calor, la distribución de resistencias y las comparaciones analíticas del fantoma bajo distintas configuraciones de inyección.

- **Ubicación de la carpeta:** `Codigo_Matlab/`
- **Enlace directo:** Click Aquí (o mediante la dirección: `https://github.com/Alanmontero1/3D-Printed-EEG-Head-Phantom/tree/main/Codigo_Matlab`).

C. Repositorio de Modelos 3D y Diseños CAD

Contiene los archivos nativos de diseño y ensamblaje de Fusion (`.f3z` y `.f3d`) correspondientes al fantoma antropomórfico modificado, la parte conductiva y las probetas experimentales utilizadas para la caracterización de cuatro puntas y la estructura multicapa.

- **Ubicación de la carpeta:** `Modelos 3D/`
- **Enlace directo:** Click Aquí (o mediante la dirección: `https://github.com/Alanmontero1/3D-Printed-EEG-Head-Phantom/tree/main/Modelos%203D`).

D. Repositorio de Simulaciones en ANSYS

Agrupa los archivos y directorios de los modelos de elementos finitos estructurados para simular la propagación y distribución de potenciales eléctricos en las geometrías de la probeta multicapa y del fantoma conductivo.

- **Ubicación de la carpeta:** `Simulacion_Ansys/`
- **Enlace directo:** Click Aquí (o mediante la dirección: `https://github.com/Alanmontero1/3D-Printed-EEG-Head-Phantom/tree/main/Simulacion_Ansys`).