



[VIGILADA MINEDUCACIÓN Res. 12220 de 2016]

***Phantom* físico para el estudio de los cambios en las propiedades eléctricas asociados al proceso de cicatrización de la piel**

Heilyn Yulissa Casanova Restrepo

Director: César Augusto Romero Beltrán Ph.D.

Codirectora: Jessica Andrea Isaza López Ph.D.

Trabajo de grado presentado como requisito parcial para optar al título de Ingeniera Biomédica

Facultad de Ingeniería y Ciencias
Programa de Ingeniería Biomédica
Cali, Colombia

2026

Agradecimientos

Primeramente, quiero agradecer a quienes han hecho de mí una persona valiente y soñadora. Mi mamá y mi hermano Kristian, gracias por sostenerme todos estos años y permitir que pudiera cumplir mis sueños sin más preocupaciones, aun cuando eso supuso aplazar sus propios sueños. Confiar en mí siempre se ha sentido fácil, pues tengo la certeza de que ustedes lo han hecho primero. Los amo.

A mi papá, pues sé que desde el Cielo ha cuidado de mí y ha puesto oportunidades grandiosas en mi camino.

A Sahelito, por llenarme de amor y esperanza con su sonrisa y su ternura.

A London, Bonnie, Luna y Lola, por su fiel compañía durante todas las largas noches que atravesamos durante estos años.

A mis profesores por compartir sus conocimientos de la mejor manera, por el mundo que me mostraron durante estos años y por los consejos que siempre estuvieron acompañados de calidez. Agradezco especialmente al profe César y a la profe Jesica por guiarme para realizar este trabajo, gracias por todos los conocimientos que compartieron conmigo.

A todos los amigos que hice en esta etapa, quienes me hicieron sentir acogida y acompañada, agradezco todos los recuerdos que construí con ustedes y todo lo que ahora hace que despedirme de esta etapa de mi vida no sea fácil.

A Gean, por ser mi compañero de aventuras y mi polo a tierra en los momentos más difíciles, gracias por siempre escucharme, cuidarme, por todas las noches en las que me acompañaste mientras escribía este documento, y por siempre ver lo mejor de mí.

A mis amigazazos, por todos los días que pasamos juntos durante estos cuatro años. Que ese jardín botánico nunca se marchite.

Dedicatoria

Dedico este trabajo a la versión de mí que aún con mucho miedo e incluso sintiéndose incapaz, siguió esforzándose día a día, dando lo mejor de sí, aprovechando todas las oportunidades que tuvo, para cumplir esta meta.

A la niña que siempre soñó con un futuro mejor.

A todas las mujeres que crearon un campo para nosotras en la ingeniería y en las ciencias.

A Dios por todos los caminos que ha despejado para mí y por nunca dejarme desfallecer.

Isaias 41:20.

Contenido

Título: <i>Phantom</i> físico para el estudio de los cambios en las propiedades eléctricas asociados al proceso de cicatrización de la piel.....	3
Resumen ejecutivo	4
Abstract.....	5
1. Fase de Análisis.....	6
1.1. Planteamiento del problema.....	6
1.2. Justificación.....	8
1.3. Objetivos	9
1.4. Estado del arte	10
1.4.1 La piel y sus propiedades físicas	10
1.4.1.1 Propiedades físicas.....	11
1.4.1.2 Propiedades mecánicas de la piel humana <i>in-vivo</i>	11
1.4.1.3 Módulo de <i>Young</i> - piel humana.....	12
1.4.1.4 Propiedades eléctricas de la piel	13
1.4.2 Proceso de cicatrización en humanos	15
1.4.2.1 Fases proceso de cicatrización de la piel	16
1.4.3 <i>Phantom</i> físico	17
1.4.3.1 <i>Phantoms</i> físicos de piel	17
1.5. Requisitos para el diseño	19
1.5.1 Definición de <i>stakeholders</i>	19
1.5.2 Lista de requisitos técnicos, funcionales, clínicos y de usuario	19
1.6. Restricciones del diseño	21
1.6.1. Presupuesto.....	21
1.6.2 Recursos humanos	21
1.6.3 Recursos económicos.....	22
1.6.4 Restricciones de contexto (costo, ambiente, usuarios, ética).....	24
1.7. Contribución del proyecto a la formación en ingeniería.....	25
1.8. Metodología	26
1.8.1 Variables	28
1.9. Plan de trabajo	29
2. Fase de síntesis	30
2.1. Diseño conceptual	30
2.2. Generación de alternativas	32
2.3. Selección de la solución preliminar.....	33

2.4. Bocetos	37
2.5. Construcción prototipo inicial	42
2.5.1 Cálculos	45
2.5.1.1 Cálculos para establecer el protocolo elaboración <i>phantom</i> físico piel.....	45
2.5.1.2 Cálculo del módulo de <i>Young</i>	45
2.5.1.3 Cálculo disolución para <i>phantom</i> físico	45
2.5.2 Protocolo	47
3. Fase de Evaluación.....	50
3.1. Plan de pruebas o validación.....	50
3.2. Plan de análisis de resultados	52
3.3. Indicadores de éxito	54
3.4. Prototipo final testado	56
3.4.1 Validación complementaria mediante piel de cerdo	63
3.5. Descripción de los siguientes pasos de avance en la tecnología	66
3.6. Anexos.....	67

Título: *Phantom* físico para el estudio de los cambios en las propiedades eléctricas asociados al proceso de cicatrización de la piel

Título Corto: *Phantom* físico propiedades eléctricas de la piel con heridas.

Programa: Ingeniería Biomédica

Autora: Heilyn Casanova

Director: César Augusto Romero Beltrán. Doctor en Ingeniería-Biomédica, Universidad Autónoma de Occidente, Santiago de Cali, Colombia, 2023.

Codirectora: Jesica Andrea Isaza López. Doctora en Ingeniería, Universidad Nacional de Colombia, Medellín, Colombia

Resumen ejecutivo

El presente proyecto tuvo como objetivo desarrollar un *phantom* físico capaz de emular las propiedades eléctricas de la piel durante el proceso de cicatrización, con el fin de identificar los cambios eléctricos en este tejido usando la técnica de bioimpedancia eléctrica. La cicatrización de heridas crónicas afecta a millones de pacientes, generando altas tasas de infección y costos sanitarios; sin embargo, las propiedades eléctricas de la piel en las distintas fases no están completamente descritas en la literatura. Para abordar, se propuso: OE1. Definir las propiedades eléctricas y mecánicas de la piel basada en la literatura para el desarrollo del *phantom* físico, OE2. Construir un prototipo de *phantom* físico emulando las propiedades eléctricas y mecánicas durante el proceso de cicatrización de la piel. y OE3. Establecer los cambios en las propiedades eléctricas a partir de las mediciones de bioimpedancia eléctrica en el *phantom* físico desarrollado. Finalmente, se obtuvo un prototipo funcional capaz de reconocer los cambios en las propiedades eléctricas en función a la geometría de las heridas.

Abstract

The objective of this project is to develop a physical phantom capable of emulating the electrical properties of the skin during the healing process, with the goal of identifying electrical changes in this tissue using the electrical bioimpedance technique. Chronic wound healing affects millions of patients, leading to high infection rates and healthcare costs; however, the electrical properties of the skin during the different phases are not fully described in the literature. To address this, the following is proposed: OE1. Define the electrical and mechanical properties of the skin based on the literature for the development of the physical phantom; OE2. Construct a prototype physical phantom that emulates the electrical and mechanical properties during the skin's healing process; and OE3. To determine changes in electrical properties based on electrical bioimpedance measurements in the developed physical phantom. Finally, a functional prototype capable of recognizing changes in electrical properties based on wound geometry was obtained.

1. Fase de Análisis

1.1. Planteamiento del problema

La cicatrización de heridas crónicas constituye un problema de salud pública global, debido a los tiempos de hospitalización prolongados y complicaciones como infecciones e intervenciones quirúrgicas, con una incidencia acumulada de 5.6 infecciones por cada 100 procedimientos en países de bajos y medianos ingresos [1]. Estas condiciones generan una carga económica significativa para los sistemas de salud por los costos asociados al diagnóstico, tratamiento, hospitalización y pérdida de ingresos del paciente durante el tiempo de hospitalización [2]. Además, el incremento de enfermedades crónicas y el envejecimiento poblacional han favorecido el aumento de estas condiciones, estimándose que para el año 2025 existirían más de 400 millones de pacientes con diabetes a nivel mundial, principalmente en Sudamérica, Asia y África [1] [3] [4]. En consecuencia, la incidencia de Úlceras del Pie Diabético (UPD) y sus complicaciones continúa en aumento, siendo una de las principales causas de amputación, con una ocurrencia estimada de una amputación cada 30 segundos a nivel mundial y tasas de mortalidad a cinco años entre el 40 % y el 70 % [3] [5]. Asimismo, las heridas crónicas generan consecuencias físicas y psicosociales significativas, sin dejar de lado el dolor, discapacidad, alteraciones del sueño, ansiedad, depresión y afectaciones en el entorno familiar [1] [6].

Desde el punto de vista biofísico, el proceso de cicatrización tiene cambios en las propiedades eléctricas de la piel, las cuales se relacionan con los cambios estructurales y fisiológicos propios de las fases de inflamación, proliferación y remodelación [7] [8]. No obstante, la caracterización cuantitativa de estos cambios continúa siendo limitada, debido a la complejidad de medir la respuesta eléctrica en superficies lesionadas y a la falta de modelos experimentales que faciliten reproducir de manera controlada las condiciones del tejido en proceso de cicatrización [9]. En consecuencia, se mantiene una brecha en la comprensión sistemática de la relación entre las etapas del proceso de cicatrización y las propiedades eléctricas de la piel, lo que dificulta el definir metodologías confiables para su medición y análisis en condiciones experimentales reproducibles [10] [11].

En este contexto, el desarrollo de un *phantom* físico orientado al estudio del proceso de cicatrización requiere la caracterización de las propiedades eléctricas de la piel durante sus diferentes fases, aspecto que aún no se encuentra completamente descrito en la literatura científica. Adicionalmente, es necesario definir metodologías que faciliten la construcción de modelos físicos con capacidad de emular dichas propiedades eléctricas en condiciones reproducibles. Por lo tanto, se plantea como pregunta fundamental de investigación: **¿Cómo construir un *phantom* físico que emule las propiedades eléctricas de la piel durante el proceso de cicatrización?**

1.2. Justificación

El estudio de las propiedades eléctricas, particularmente la conductividad y permitividad eléctrica de los materiales y tejidos biológicos, facilitan establecer el estado funcional e identificar cambios físicos [12]. Para este tipo de análisis se usa la técnica de bioimpedancia eléctrica (BIE), la cual ha ganado relevancia en los últimos años, especialmente en el campo de la ingeniería biomédica, debido a su capacidad para caracterizar tejidos biológicos de manera no invasiva [13]. Se espera que, en el futuro, esta técnica genere avances significativos en el desarrollo de aplicaciones médicas innovadoras orientadas al diagnóstico oportuno de enfermedades [7]. En particular, la piel es un tejido biológico que se caracteriza mediante sus propiedades eléctricas, las cuales están influenciadas por factores como la hidratación, temperatura y estado de la superficie cutánea [8].

El desarrollo de un *phantom* físico capaz de emular las propiedades eléctricas de la piel contribuirá a la comprensión de cómo las heridas afectan dichas propiedades eléctricas, facilitando el proceso de establecer diseños experimentales controlados y reproducibles para su análisis [14]. Asimismo, este proyecto aporta al cumplimiento del Objetivo de Desarrollo Sostenible 3 (ODS 3), relacionado con la salud y el bienestar propuesto en Naciones Unidas, al integrarse dentro de los esfuerzos globales orientados a promover una salud sostenible [15]. En este sentido, el desarrollo de un *phantom* físico de la piel impulsará el desarrollo de investigaciones que favorecerán la generación de tecnologías innovadoras orientadas al diagnóstico oportuno y no invasivo durante los procesos de cicatrización [16] [17] [18].

A largo plazo, este proyecto busca contribuir al desarrollo de dispositivos portables destinados a la evaluación del estado de la piel durante el proceso de cicatrización, facilitando el monitoreo continuo de las condiciones del tejido [18]. Adicionalmente, facilitará avanzar en el establecimiento de procesos y protocolos de medición basados en la técnica de bioimpedancia eléctrica en el tejido cutáneo, generando un impacto positivo en áreas como la dermatología, la medicina preventiva y el desarrollo de terapias personalizadas [20] [21]. Además, de aportar nuevo conocimiento a la línea de investigación de Bioimpedancia Eléctrica.

1.3. Objetivos

Objetivo general:

Desarrollar un *phantom* físico que emule las propiedades eléctricas de la piel asociadas al proceso de cicatrización.

Objetivos específicos:

- Definir las propiedades eléctricas y mecánicas de la piel basada en la literatura para el desarrollo del *phantom* físico.
- Construir un prototipo de *phantom* físico emulando las propiedades eléctricas y mecánicas durante el proceso de cicatrización de la piel.
- Establecer los cambios en las propiedades eléctricas a partir de las mediciones de bioimpedancia eléctrica en el *phantom* físico desarrollado.

1.4. Estado del arte

Para llevar a cabo este proyecto, se construyó el siguiente marco de referencia para recolectar la información sobre las temáticas relacionadas a la construcción del *phantom* físico, los cuales son: estructura, propiedades, fases y características de la piel y del proceso de cicatrización en humanos, al igual que definición de tipos de *phantoms* físicos, y el estado de arte de estos.

1.4.1 La piel y sus propiedades físicas

La piel es un órgano que actúa como barrera protectora entre el cuerpo y el ambiente, desempeña funciones esenciales de protección y percepción sensorial [21]. Estructuralmente, está conformada por tres capas principales: epidermis, dermis e hipodermis (ver Ilustración 1). La epidermis constituye la capa superficial y actúa como primera línea de defensa frente a agentes patógenos y agresiones físicas y químicas. Además, contiene melanina, pigmento responsable de la protección frente a la radiación ultravioleta. La dermis, ubicada debajo de la epidermis, tiene mayor espesor y resistencia mecánica debido a la presencia de fibras de colágeno y elastina, así como estructuras anexas como folículos pilosos, glándulas sebáceas y sudoríparas, las cuales participan en la regulación térmica y la producción de sebo. Finalmente, la hipodermis, o capa subcutánea, está constituida principalmente por tejido adiposo y cumple funciones de reserva energética, aislamiento térmico y amortiguación mecánica. También, contiene vasos sanguíneos, nervios y estructuras linfáticas relevantes para el soporte fisiológico del tejido cutáneo [22].

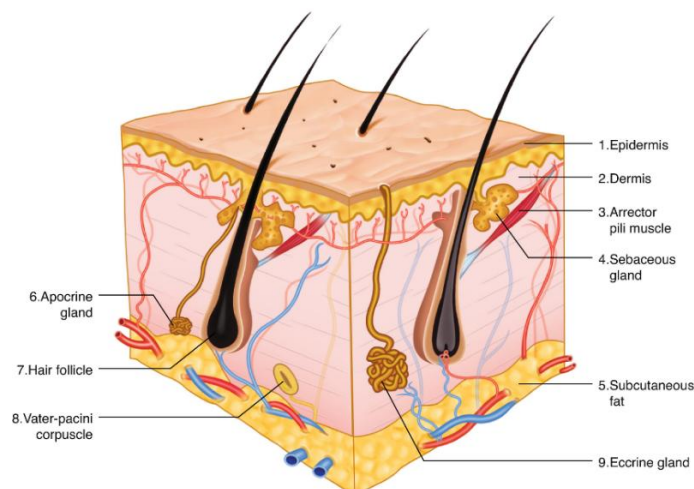


Ilustración 1: Componentes y capas de la piel. Tomado de [21].

La piel cuenta con diversas propiedades, entre las que se destacan, las melanogénicas, detergentes, inmunológicas, metabólicas y enzimáticas, termorreguladoras, sensoriales, y principalmente propiedades físicas, mecánicas y eléctricas.

1.4.1.1 Propiedades físicas

La piel tiene diversas propiedades físicas que determinan su comportamiento funcional y estructural. Entre las más relevantes se encuentran la elasticidad y flexibilidad, que otorgan al tejido estirarse, como el de recuperar la forma original, facilitando la adaptación a los movimientos del cuerpo. Asimismo, la permeabilidad regula el paso selectivo de sustancias como agua y gases a través de sus capas, manteniendo el equilibrio fisiológico [23]. Otras propiedades importantes incluyen la textura, que varía desde superficies suaves hasta rugosas dependiendo de la localización anatómica y la edad [24]. El color, determinado principalmente por la cantidad y el tipo de melanina presente en las células cutáneas. La capacidad termorreguladora, que se lleva a cabo mediante procesos como la sudoración y vasodilatación; y el grosor, que varía según la región anatómica, siendo mayor en palmas y plantas, con menor grosor en zonas como los párpados [22].

1.4.1.2 Propiedades mecánicas de la piel humana *in-vivo*

Las propiedades mecánicas de la piel humana se determinan de manera experimental, ya que la respuesta del tejido frente a fuerzas externas se manifiesta mediante deformaciones y estados de esfuerzo dependientes del tipo de carga aplicada y de la geometría del material. En términos mecánicos, la deformación se define como el cambio fraccional en la longitud del material bajo la acción de una fuerza [25], [26]. La piel humana se describe en la literatura como un material de comportamiento mecánico complejo, caracterizado por no linealidad, viscoelasticidad, histéresis, anisotropía y heterogeneidad estructural, donde cada una de sus capas contribuye de manera diferencial a la respuesta mecánica global del tejido [27]. Cuando la piel es sometida a una presión repentina y sostenida, se identifican tres fases principales: una fase inicial solo elástica, seguida de dos fases viscoelásticas asociadas a procesos de arrastre viscoso variable y constante. Luego de eliminar la carga mecánica, la recuperación ocurre inicialmente de manera parcial e inmediata, requiriendo un intervalo de tiempo adicional que varía desde el orden de los

minutos hasta varias horas, dependiendo de la magnitud de la fuerza aplicada y las condiciones mecánicas del tejido. El modelo constitutivo más simple utilizado para representar el comportamiento mecánico de la piel corresponde al modelo elástico lineal basado en la Ley de *Hooke*; sin embargo, este modelo no describe completamente la no linealidad, viscoelasticidad e histéresis características del tejido cutáneo [28]. No obstante, el módulo de *Young* constituye un parámetro fundamental que facilita estimar de manera aproximada la respuesta mecánica del tejido ante la aplicación de cargas externas [29].

1.4.1.3 Módulo de *Young* - piel humana

El módulo de *Young* es una propiedad mecánica usada para definir la rigidez de un material elástico. Es la relación entre la tensión mecánica aplicada y la deformación unitaria generada en la misma dirección [30]. Valores elevados en el módulo de *Young* indican mayor rigidez, mientras que valores bajos corresponden a materiales fácilmente deformables [31]. En la piel humana, esta propiedad caracteriza la resistencia mecánica frente a deformaciones elásticas, particularmente en condiciones de tracción, y depende de factores estructurales como la organización de fibras de colágeno y elastina, así como del contenido hídrico del tejido [32].

Las propiedades mecánicas de la piel experimentan cambios asociados al envejecimiento, experimentando un incremento progresivo en el valor del módulo de *Young* relacionado con la edad, esto refleja un aumento en la rigidez del tejido cutáneo. En contraste, la piel en etapas tempranas tiene mayor elasticidad y capacidad de deformación. Se ha reportado que la deformación máxima media antes de la rotura alcanza aproximadamente un 75 % en recién nacidos y cerca de un 60 % en adultos mayores, evidenciando una disminución progresiva en la extensibilidad del tejido con el envejecimiento [27], [29].

Adicionalmente, el comportamiento mecánico de la piel depende de factores como el grosor, la ubicación anatómica y el contenido de fluidos, como se muestra en la Ilustración 2. Esto genera cambios en los valores experimentales del módulo de *Young* según el tipo de ensayo aplicado. En la literatura se reportan rangos entre 0.05 MPa y 20.00 MPa, dependiendo del método usado, como ensayos de torsión, tracción o succión. Así, se confirma la viscoelástica y anisotrópica del tejido cutáneo, aspectos que deben considerarse en la aproximación del comportamiento mecánico en modelos físicos experimentales [29].

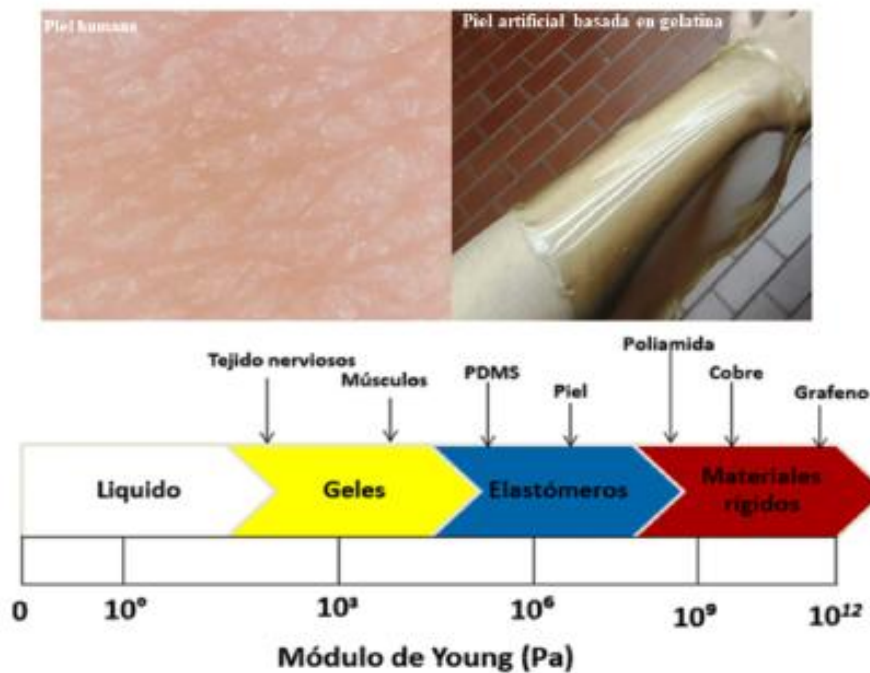


Ilustración 2: Escala del Módulo de Young de diversos materiales. Tomado de [33]

1.4.1.4 Propiedades eléctricas de la piel

La piel tiene propiedades eléctricas asociadas a la actividad electrodérmica, conocida como respuesta galvánica o conductividad eléctrica cutánea, se asocia a la actividad de las glándulas sudoríparas reguladas por el Sistema Nervioso Autónomo, particularmente por la rama simpática [34]. La conductividad eléctrica cutánea se mide en microSiemens [μS] y tiene un rango dinámico entre $0.5 \mu S$ y $45.0 \mu S$, facilitando evaluar cambios fisiológicos asociados a la actividad electrodérmica [12], [35].

La impedancia eléctrica, EI por sus siglas en inglés, constituye una propiedad eléctrica importante de la piel. La EI se define como la oposición al paso de corriente iónica a través del tejido, la cual depende de factores fisiológicos como el contenido de los fluidos (iones), distribución intracelular, extracelular y circulación sanguínea. Los valores de EI varían en función al valor de la frecuencia y el estado fisiológico del tejido, presentando rangos característicos entre $10.0 Hz$ y $1.0 kHz$ en piel hidratada y sin patologías [35].

Adicionalmente, la piel tiene propiedades eléctricas como conductividad y permitividad relativa eléctrica, los valores de estas propiedades dependen principalmente del contenido de agua, temperatura y estructura del tejido. La permitividad relativa eléctrica tiene valores elevados en bajas frecuencias y disminuye con el incremento de la frecuencia [36]. Debido a la variabilidad inherente de los tejidos biológicos, las propiedades eléctricas de la piel dependen de factores como la frecuencia de medición, hidratación, temperatura, edad del paciente y estado fisiológico del tejido. Sin embargo, diversos estudios han reportado rangos característicos que sirven como referencia para el diseño y validación de modelos físicos destinados a estudios de bioimpedancia eléctrica, estos valores se reportan en la Tabla 1 [35], [37].

Tabla 1 Valores reportados en la literatura para propiedades eléctricas de la piel humana.

Propiedad	Condición	Frecuencia	Valor reportado
Conductividad	Piel sana	10 kHz	0.0002 – 0.002 S/m
Conductividad	Dermis	10 kHz	0.2 – 0.5 S/m
Conductividad	Tejido lesionado	10 kHz	0.3 – 0.8 S/m
Permitividad relativa	Epidermis	10 kHz	$10^3 - 10^5$
Impedancia	Piel sana	1 kHz	10 k Ω – 100 k Ω
Impedancia	Piel lesionada	1 kHz	Menor que piel sana, depende del grado de lesión, hidratación y profundidad de la herida. Con los resultados de este proyecto se espera establecer este rango.

1.4.2 Proceso de cicatrización en humanos

El proceso de cicatrización en humanos es un mecanismo biológico complejo mediante el cual se reparan los tejidos lesionados a través de procesos simultáneos de migración, proliferación y síntesis celular, que facilitan restablecer la continuidad del tejido. Como resultado de este proceso se produce un tejido reparado no completamente funcional, conocido como cicatriz, cuyo tiempo de formación depende del tipo y severidad de la herida [38].

Desde el punto de vista clínico, la cicatrización se clasifica en tres tipos principales según las características de la herida. La cicatrización primaria (ver Ilustración 3) ocurre en heridas lineales con bordes definidos y sin pérdida significativa de tejido, lo que facilitan el cierre rápido y eficiente. Por su parte, la cicatrización secundaria (ver Ilustración 4) se muestra las heridas con pérdida de tejido y bordes separados, generando un proceso de reparación más prolongado debido a la necesidad de formación de nuevo tejido. Finalmente, la cicatrización terciaria (ver Ilustración 5) corresponde a heridas de mayor complejidad que inicialmente presentan características de cicatrización secundaria, pero requieren intervención quirúrgica, como el uso de suturas, injertos o colgajos tisulares, para favorecer el cierre adecuado de la lesión [38].

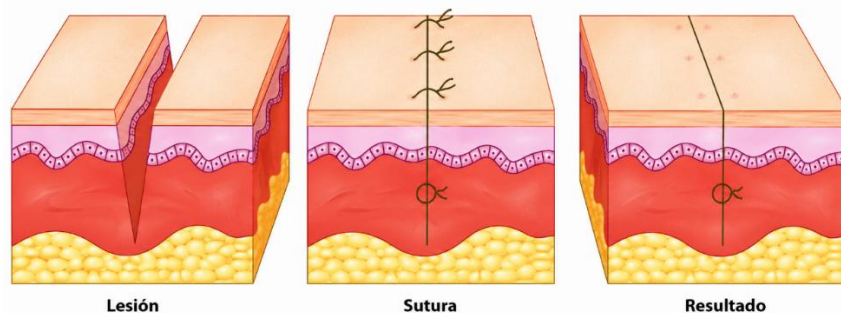


Ilustración 3: Cicatrización primaria. Tomado de [38].

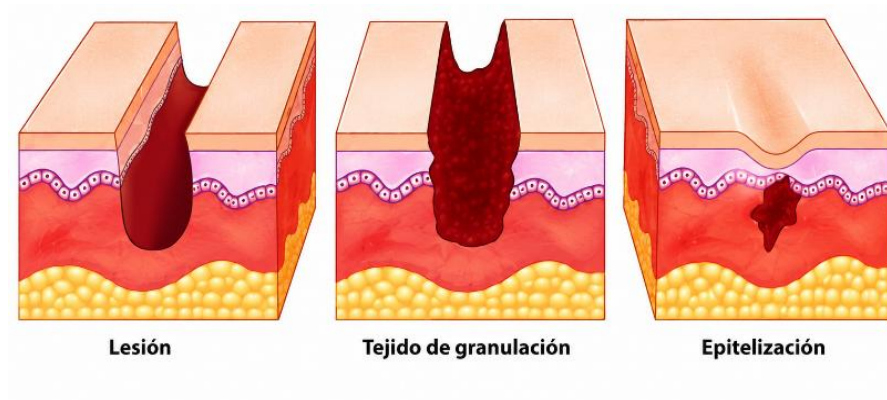


Ilustración 4: Cicatrización secundaria. Tomado de [38].

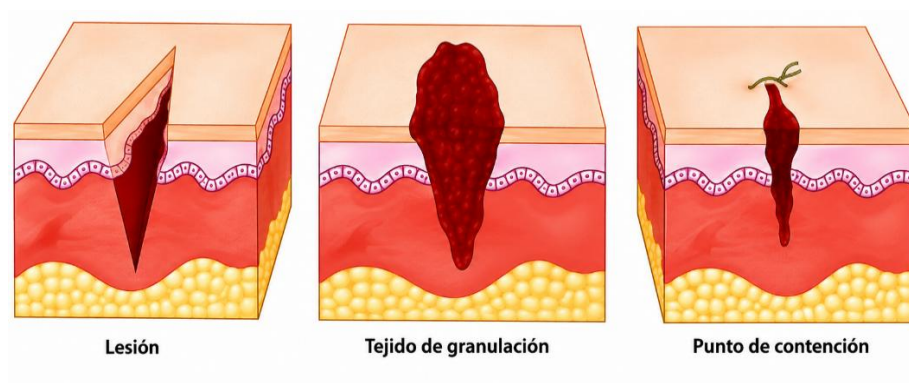


Ilustración 5: Cicatrización terciaria. Tomado de [38].

1.4.2.1 Fases proceso de cicatrización de la piel

El proceso de cicatrización comprende una serie de eventos biológicos coordinados que facilitan la reparación del tejido lesionado y se organiza en tres fases principales: inflamatoria, proliferativa y remodelación, las cuales aseguran la limpieza del tejido, formación de nuevas estructuras y reorganización del tejido reparado [39]

La fase inflamatoria inicia inmediatamente después de la lesión y tiene como objetivo controlar el sangrado y eliminar el tejido dañado mediante la activación de las plaquetas, el aumento de la permeabilidad vascular y la migración de células inmunitarias encargadas de la fagocitosis y defensa del organismo. Paso siguiente, la fase proliferativa se caracteriza por la regeneración del tejido mediante la proliferación celular, formación de nuevos vasos sanguíneos y síntesis de colágeno, facilitando la reconstrucción del tejido lesionado. Finalmente, la fase de remodelación,

16| Pontificia Universidad Javeriana · Phantom físico propiedades eléctricas de la piel con heridas.

que se extiende durante meses o años, implica la reorganización estructural del tejido mediante el reemplazo del colágeno tipo III por colágeno tipo I, lo que incrementa la resistencia mecánica de la cicatriz [38], [40]

Estas fases son afectadas por factores como la edad, infecciones, malnutrición, enfermedades sistémicas, uso de fármacos y hábitos como el consumo de alcohol y nicotina, los cuales alteran la evolución normal del proceso de cicatrización.[41]

1.4.3 Phantom físico

Los *phantoms* físicos son modelos experimentales diseñados para emular características estructurales y funcionales de tejidos biológicos en condiciones controladas, facilitando la evaluación de técnicas clínicas, desarrollo de dispositivos biomédicos y validación de técnicas de medición. En el área médica, existen *phantoms* capaces de reproducir funciones fisiológicas como respiración y temperatura corporal, así como modelos que representan partes específicas del cuerpo humano, como ojos, dientes, extremidades y piel, facilitando el estudio del comportamiento de los tejidos en entornos controlados y reproducibles [17].

Además, los *phantoms* son dispositivos usados para replicar características o actividades llevadas a cabo por seres vivos, en el área de la salud se refiere a *phantoms* médicos, que son simuladores usados para perfeccionar prácticas clínicas y quirúrgicas, ayudando a los profesionales de la salud para practicar habilidades, explorar nuevas técnicas en un entorno controlado para recrear escenarios médicos.

1.4.3.1 Phantoms físicos de piel

Los *phantoms* físicos de piel son modelos artificiales diseñados para emular las propiedades físicas, mecánicas y eléctricas de los tejidos cutáneos, facilitando comprender los procesos como la cicatrización y evaluar dispositivos médicos en condiciones controladas. La construcción de los *phantoms* de piel depende de las propiedades a reproducir, usando materiales como polímeros (PDMS, siliconas e hidrogeles) para propiedades físicas, y gelatina, agar y colágeno para propiedades mecánicas y eléctricas [42], [43].

Los *phantoms* físicos orientados a bioimpedancia eléctrica (BIE) incorporan estructuras multicapa que representan epidermis, dermis e hipodermis, considerando las diferencias en el valor de la BIE entre capas. Estos *phantoms* facilitan emular parámetros como impedancia eléctrica y respuesta en frecuencia, siendo útiles para la evaluación de sensores, tratamientos dermatológicos y estudios de lesiones cutáneas [20].

En la última década, los avances se han centrado en el uso de nuevos materiales y técnicas de fabricación que facilitan una representación realista de la piel [44], [45]. Se destacan mezclas de gelatina, agar, hidrogeles y polímeros para la construcción de estructuras multicapa, incluyendo la simulación de componentes vasculares, mejorando la aproximación de las propiedades mecánicas y electromagnéticas [24]. Asimismo, la implementación de impresión 3D y moldes especializados facilitando la fabricación de modelos complejos y simulación de patologías específicas [15], [29], [46].

Estos desarrollos han facilitado replicar con mayor precisión propiedades mecánicas como elasticidad y viscosidad, contribuyendo a la validación de técnicas como la elastografía [43]. En el ámbito eléctrico, se han desarrollado *phantoms* físicos capaces de reproducir parámetros como la conductividad eléctrica, fundamentales para el análisis mediante la técnica BIE [17].

Actualmente, las investigaciones se orientan hacia *phantoms* multicapa con propiedades eléctricas diferenciadas para capa y sistemas de monitoreo en tiempo real, con el objetivo de mejorar la precisión y reproducibilidad experimental. No obstante, aún persisten limitaciones en la reproducción fiel de las propiedades fisiológicas de la piel, lo que motiva el desarrollo de nuevos *phantoms* físicos con mejor precisión [17], [42], [43].

1.5. Requisitos para el diseño

Para el desarrollo del proyecto se han considerado normativas internacionales vigentes relacionadas a equipos médicos eléctricos y mediciones bioeléctricas, particularmente aquellas aplicables a bioimpedancia eléctrica. Entre las principales normas consideradas se encuentran la IEC 60601-1, que establece los requisitos generales para la seguridad básica y el rendimiento esencial de equipos electro-médicos, incluyendo límites de corriente de fuga y aislamiento eléctrico, aplicables a dispositivos como analizadores eléctricos [47]. Asimismo, se toma como referencia la norma IEC 60601-2-47, relacionada con dispositivos de monitoreo de impedancia eléctrica cardíaca, considerada relevante como guía para sistemas de medición bioeléctrica [48].

1.5.1 Definición de *stakeholders*

Los actores involucrados en el proyecto se clasificaron en función de su nivel de participación e impacto. Los *stakeholders* externos incluyen entidades institucionales y personal sanitario, tales como el comité de carrera, directivos académicos y entidades hospitalarias. Los *stakeholders* internos comprenden el director del proyecto, codirectora y asesores académicos. Finalmente, se identificaron como *stakeholders* primarios la Facultad de Ingeniería y Ciencias y los organismos académicos responsables del programa, mientras que los *stakeholders* secundarios incluyen profesores y personal académico vinculado al desarrollo del proyecto.

1.5.2 Lista de requisitos técnicos, funcionales, clínicos y de usuario

El *phantom* físico desarrollado debe cumplir con requisitos que garanticen la confiabilidad y validez de las mediciones de bioimpedancia eléctrica. Entre los requisitos principales se establecen en la siguiente tabla:

Tabla 2 Requerimientos de diseño para el phantom físico de piel

Requerimiento	Justificación
El phantom debe permitir la generación controlada de heridas simuladas.	Evaluar el efecto de la geometría de la herida sobre la bioimpedancia eléctrica.
El phantom debe presentar propiedades eléctricas reproducibles entre muestras.	Garantizar la confiabilidad de las mediciones experimentales.
El diseño debe permitir una ubicación fija y repetible de los electrodos.	Reducir errores asociados a cambios de posición durante las mediciones.
El material debe ser fácil de fabricar en condiciones de laboratorio.	Facilitar la replicación del protocolo experimental.
El phantom debe mantener estabilidad mecánica durante las pruebas.	Evitar deformaciones que alteren los resultados de bioimpedancia.
El diseño debe permitir modificar la longitud y profundidad de las heridas.	Analizar diferentes configuraciones geométricas de lesión.
El sistema debe ser de bajo costo y fácilmente reproducible.	Favorecer futuras aplicaciones y replicabilidad del proyecto.
Los moldes deben garantizar dimensiones uniformes entre muestras.	Disminuir la variabilidad experimental.

1.6. Restricciones del diseño

1.6.1. Presupuesto

Para llevar a cabo este proyecto se requiere disponer de los siguientes recursos:

1. Dispositivo para medir bioimpedancia eléctrica (MiniCore Bio Z Pro).
2. Gelatina grado alimenticio.
3. Agua con baja en conductividad eléctrica.
4. Solución salina al 0,9%.
5. Conductímetro.
6. Vasos de precipitado de 50 ml y 100 ml.
7. Electrodo de superficie.
8. Osciloscopio.
9. *Software* Matlab.
10. Cuaderno de experimentos.
11. Balanza analítica.
12. Gel conductor.
13. Moldes (impresión 3D).
14. Mecanismo para generación de cortes (trasversal y longitudinal).
15. Cuchillas en acero con medidas de: 9 cm x 1 cm x 5 mm.
16. Bases de datos de literatura.
17. Computador.
18. Estufa o plancha eléctrica.
19. Libros de bioimpedancia eléctrica.

1.6.2 Recursos humanos

1. Director del proyecto.
2. Codirectora del proyecto.
3. Investigadora principal.

1.6.3 Recursos económicos

La Tabla 3 muestra la estimación de los costos asociados al desarrollo del *phantom* físico de piel, incluyendo recursos humanos, equipos, materiales e insumos requeridos durante las etapas de diseño, fabricación y evaluación experimental. Esta estimación facilita identificar los componentes de mayor impacto económico, facilita la planificación y viabilidad del proyecto en términos de recursos disponibles.

Tabla 3 Estimación de costos y recursos para el desarrollo del phantom físico de piel

Material	Tiempo o cantidad	Costo
Honorarios directores del proyecto	3 horas semanales	160,000 COP/h
Laboratorio	360 horas a lo largo del desarrollo del proyecto	130,000 COP/hora
Balanza analítica	1 equipo	Incluido en el costo de laboratorio
Honorarios investigadora principal	12 horas semanales	14,500 COP/h
Equipo de bioimpedancia eléctrica (MiniCore Bio Z Pro)	180 horas a lo largo del desarrollo del proyecto	300,000 COP/h
Gelatina grado alimenticio	2 kg	60,000 COP/ kg
Agua baja en conductividad eléctrica	2 L	13,000 COP/L
Solución salina	2 L	5,000 COP /L
Conductímetro	1 equipo	260,000 COP

Electrodos de superficie	15 unidades	5,000 COP /unidad
Osciloscopio	1 equipo	Incluido en el costo de laboratorio
Software Phyton	1 licencia	Gratuito
Cuaderno de experimentos	1 unidad	5,000 COP
Gel conductor	0.5 L	10,000 COP /L
Micropipetas	2 unidades	Incluido en el costo de laboratorio
Vasos de precipitado	4 unidades	Incluido en el costo de laboratorio
Moldes (impresión 3D)	20 unidades	800,000 COP
Cuchillas	30 unidades	24,100 COP
Bases de datos	Propias de investigación	2'500,000 COP
Computador	1 equipo	2'500,000 COP
Estufa o plancha eléctrica	1 equipo	Incluido en el costo de laboratorio
Libros de bioimpedancia eléctrica	2 libros	2'281,000 COP

1.6.4 Restricciones de contexto (costo, ambiente, usuarios, ética)

El desarrollo del *phantom* físico se plantea en un contexto académico, lo que implica restricciones presupuestales, con la necesidad de usar materiales accesibles, de bajo costo y disponibles en laboratorio. En consecuencia, se priorizan soluciones reproducibles y de fácil implementación que faciliten la validación experimental sin depender de tecnologías complejas o de difícil adquisición.

Desde el punto de vista ambiental, el *phantom* físico requiere condiciones controladas durante su fabricación y uso, dado que variables como temperatura, humedad y tiempos de preparación que afectan las propiedades eléctricas y la estabilidad de las mediciones de BIE. Asimismo, el diseño considera que el usuario principal corresponde a personal investigador, por lo que se privilegia la facilidad de manipulación, claridad en los procedimientos y repetibilidad de las mediciones bajo condiciones experimentales similares.

En términos éticos, el proyecto no involucra directamente la experimentación con seres humanos ni animales, reduciendo los riesgos asociados a la investigación biomédica. No obstante, se mantiene el cumplimiento de buenas prácticas de laboratorio y el uso responsable de los resultados obtenidos, reconociendo las limitaciones del *phantom* físico experimental y evitando interpretaciones no sustentadas por evidencia.

1.7. Contribución del proyecto a la formación en ingeniería

El desarrollo del presente proyecto constituye una experiencia formativa integral en ingeniería biomédica, al integrar conocimientos científicos, habilidades técnicas y competencias propias del ejercicio profesional. En particular, requiere la aplicación de fundamentos en bioimpedancia eléctrica mediante la revisión sistemática de literatura para definir rangos de conductividad y permitividad eléctrica en heridas cutáneas durante sus diferentes fases, lo que implica la integración de conceptos de instrumentación médica, fisiología cutánea y diseño experimental. Este proceso fortalece la capacidad de traducir fenómenos biológicos en parámetros físicos cuantificables.

Asimismo, el diseño y construcción del *phantom* físico requiere de la aplicación de metodologías de ingeniería basadas en análisis, síntesis y evaluación, favoreciendo competencias como la identificación de requisitos técnicos, la toma de decisiones bajo restricciones reales y la validación experimental mediante protocolos reproducibles.

Finalmente, el enfoque aplicado del proyecto, orientado al desarrollo y validación futura de tecnologías no invasivas para el monitoreo de heridas crónicas, promueve una visión centrada en el impacto social y clínico, alineada con el Objetivo de Desarrollo Sostenible 3 (Salud y Bienestar), fortaleciendo competencias en investigación aplicada, pensamiento crítico y resolución de problemas complejos.

1.8. Metodología

Para el desarrollo de este proyecto (cuantitativo y experimental) se utiliza el método de diseño en ingeniería aplicado al área biomédica, el cual se estructura en fases que facilitan establecer un protocolo sistemático para el diseño y validación del *phantom* físico.

La fase inicial corresponde a la revisión de literatura, cuyo objetivo es identificar las propiedades eléctricas relevantes del tejido cutáneo durante el proceso de cicatrización, particularmente la conductividad eléctrica, así como seleccionar materiales compatibles con las propiedades eléctricas, proceso de medición y criterios necesarios para la validación experimental del *phantom* físico.

Seguido, se establece el protocolo de diseño y fabricación del *phantom*, este comprende la definición de requerimientos, selección y evaluación de materiales/equipos, construcción del *phantom* físico, pruebas iniciales y validación. Estos desarrollos han facilitado replicar con mayor precisión propiedades mecánicas como elasticidad y viscosidad, contribuyendo a la validación de técnicas como la elastografía [43]. En el ámbito eléctrico, se han desarrollado *phantoms* físicos capaces de reproducir parámetros como la conductividad eléctrica, fundamentales para el análisis mediante la técnica BIE [17]. Con el fin de organizar de manera estructurada estas etapas se presenta la Tabla 4 que contiene las fases de desarrollo del proyecto, junto con sus objetivos y las actividades principales asociadas a cada una, permitiendo visualizar de forma clara el enfoque metodológico adoptado.

Tabla 4 Fases de desarrollo del proyecto para el diseño y validación del *phantom* físico de piel

Fase de desarrollo	Objetivo	Actividades
Identificación de requerimientos	Establecer las propiedades eléctricas y mecánicas de la piel basada en la literatura para el desarrollo del <i>phantom</i> físico.	- Revisión sistemática de la literatura propiedades eléctricas de la piel, y el proceso de cicatrización en los humanos. - Definición las variables a evaluar.
Selección de materiales y métodos para la construcción del <i>phantom</i>	Construir un prototipo de <i>phantom</i> físico mediante información encontrada en la literatura para emular las propiedades eléctricas y mecánicas durante el proceso de cicatrización de la piel.	- Evaluación de los materiales adecuados. - Selección de métodos para la consolidación de las etapas del proceso de cicatrización a emular. - Generación de diseño CAD para el molde que generará el <i>phantom</i> físico.
Validación	Establecer los cambios en las propiedades eléctricas a partir de las mediciones de bioimpedancia eléctrica en el <i>phantom</i> físico desarrollado.	- Medición de parámetros - Análisis estadístico.

1.8.1 Variables

Con el fin de analizar los resultados del protocolo experimental, se definieron las variables necesarias para evaluar cuantitativamente el comportamiento eléctrico del *phantom* físico durante las mediciones de bioimpedancia eléctrica.

- **Variables independientes:** Estimulación eléctrica aplicada al *phantom* físico, orientación herida respecto a los electrodos, tamaño de la herida y profundidad.
- **Variables dependientes:** Respuesta eléctrica del *phantom* físico de piel, representada en magnitud y fase de impedancia eléctrica obtenidos a partir de la adquisición de señales.
- **Variables de control:** Temperatura ambiental, amplitud de corriente eléctrica aplicada, geometría del *phantom* físico de piel y ubicación de los electrodos, con el fin de garantizar la repetibilidad y estabilidad de las mediciones.

1.9. Plan de trabajo

El plan de trabajo del proyecto se estructuró en diferentes fases distribuidas a lo largo del tiempo, con el fin de obtener un desarrollo organizado y secuencial de las actividades de cada etapa, contempla objetivos específicos que facilitan avanzar desde la conceptualización del proyecto hasta su validación experimental y presentación final. En la Tabla 5 se muestra el cronograma de actividades, donde se detallan las fases del proyecto, su duración estimada en meses y las actividades principales desarrolladas en cada periodo, facilitando la gestión y seguimiento del cumplimiento de los objetivos planteados.

Tabla 5 Cronograma de actividades del proyecto

Duración (meses)	Actividad
4 (febrero 2025– mayo 2025)	Revisión de literatura, planteamiento del proyecto, definición de objetivos, requerimientos, resultados, alcances y recursos necesarios.
2 (julio 2025 – septiembre 2025)	Selección de materiales y métodos de elaboración para el <i>phantom</i> físico de piel.
3 (septiembre 2025 – noviembre 2025)	Construcción del <i>phantom</i> físico de piel y establecimiento de las propiedades eléctricas a emular.
2 (enero 2026 – marzo 2026)	Pruebas para la validación experimental y elaboración del informe final.
2 (abril 2026 – mayo 2026)	Ajustes al informe final y sustentación del proyecto.

2. Fase de síntesis

2.1. Diseño conceptual

El diseño conceptual consiste en el desarrollo de un *phantom* físico de piel para identificar el cambio en las propiedades eléctricas asociados al proceso de cicatrización. Para ello, se utilizan datos reportados en la literatura de conductividad, permitividad eléctrica de la piel, para definir el comportamiento eléctrico.

Con base en estas propiedades eléctricas, se propone una estructura física multicapa elaborada con materiales de matriz gelificada que facilite ajustar su respuesta eléctrica. El objetivo del *phantom* físico es proporcionar un medio estable y reproducible para llevar a cabo mediciones de bioimpedancia eléctrica en condiciones controladas, facilitando modificar la orientación de la herida respecto a los electrodos y profundidad.

El funcionamiento general del sistema se muestra en la Ilustración 6, donde se describe de manera esquemática el flujo del diseño experimental. Inicialmente, se realiza la formulación del *phantom* físico mediante la selección de parámetros y variables importantes, posteriormente, se lleva a cabo la construcción del *phantom* físico de piel, considerando el protocolo de preparación, los materiales utilizados, el tiempo de gelificación y las dimensiones definidas.

En síntesis, el diseño conceptual integra de manera secuencial las etapas de formulación, construcción, medición y análisis, constituyendo una herramienta experimental para el estudio del comportamiento eléctrico de la piel durante el proceso de cicatrización.

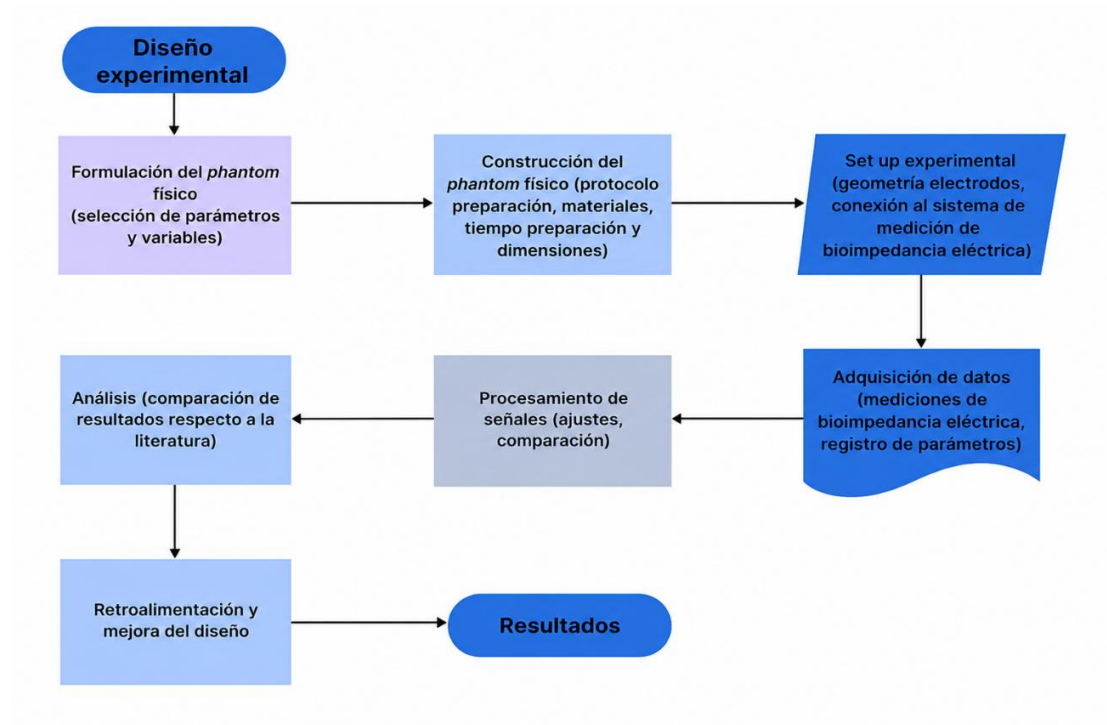


Ilustración 6: Esquema funcional del diseño del phantom físico para el estudio de los cambios en las propiedades eléctricas asociados al proceso de cicatrización de la piel.

2.2. Generación de alternativas

En base a la revisión de la literatura, objetivos del proyecto, requerimientos de diseño y restricciones experimentales, se formularon tres alternativas conceptuales para la construcción del *phantom* físico de piel. Estas alternativas facilitaron explorar distintos niveles de complejidad respecto a la estructura y control de las propiedades eléctricas, considerando criterios como facilidad experimental, costo, reproducibilidad y capacidad para representar aspectos asociados a las heridas.

La primera alternativa corresponde a un *phantom* monocapa homogéneo, elaborado a partir de una única matriz gelificada con composición controlada. La respuesta eléctrica se ajusta mediante la modificación de la concentración iónica del material base, lo que facilita una fabricación simple, menor tiempo de preparación y alta reproducibilidad experimental. Esta opción se adapta al esquema de trabajo del proyecto, en el cual el *phantom* físico de piel se prepara, se deja gelificar durante 24 horas, luego de este tiempo se genera el corte y mide en una misma jornada. Su principal limitación es la falta de representación multicapa de la piel.

La segunda alternativa propone un *phantom* físico multicapa estática, constituido por dos o tres estratos con propiedades eléctricas distintas, facilitando una mejor aproximación a la estructura anatómica de la piel. Sin embargo, su fabricación requiere mayor control en la estabilidad entre capas y en la homogeneidad de los materiales, lo que incrementa el tiempo de construcción y variabilidad entre muestras.

La tercera alternativa plantea un *phantom* físico de piel con módulos intercambiables o configuraciones dinámicas, que facilita modificar la respuesta eléctrica mediante componentes. Aunque esta opción ofrece mayor flexibilidad experimental, implica mayores exigencias mecánicas y de fabricación, lo que reduce su viabilidad dentro de las restricciones del proyecto.

2.3. Selección de la solución preliminar

Con el fin de seleccionar la alternativa adecuada para el desarrollo del *phantom* físico de piel, se llevó a cabo una evaluación comparativa basada en criterios técnicos y operativos definidos durante la etapa de diseño. Entre estos criterios se consideraron la simplicidad de construcción, tiempo de desarrollo, reproducibilidad experimental, control geométrico, compatibilidad con el dispositivo de medición por bioimpedancia eléctrica, costo de fabricación y viabilidad de implementación en laboratorio.

Previo a la selección cuantitativa, se identificaron las principales contradicciones de diseño, entendidas como conflictos entre parámetros del *phantom* físico de piel que no se optimizan simultáneamente sin afectar el desempeño global.

Con el propósito de identificar y analizar los conflictos inherentes al diseño del *phantom* físico de piel, se empleó la metodología TRIZ (Teoría para la Resolución Inventiva de Problemas). Esta herramienta permite reconocer las contradicciones técnicas que surgen cuando la mejora de una característica del sistema provoca el deterioro de otra, facilitando la búsqueda de soluciones innovadoras que minimicen dichos compromisos. A partir de los requerimientos establecidos para el proyecto, se identificaron las principales contradicciones relacionadas con la fidelidad anatómica y eléctrica, la reproducibilidad experimental, la complejidad constructiva, el tiempo de desarrollo y el costo de fabricación. La Tabla 6 presenta la matriz de contradicciones elaborada y los principios inventivos de TRIZ considerados para orientar el desarrollo de las alternativas de diseño.

Tabla 6 Matriz de contradicciones

Parámetro que mejora	Parámetro que empeora	Contradicción	Principio TRIZ aplicado
Fidelidad anatómica	Simplicidad constructiva	A mayor realismo estructural, mayor complejidad de fabricación	Segmentación (Principio 1)
Fidelidad eléctrica multicapa	Reproducibilidad	La inclusión de capas genera variabilidad entre muestras	Homogeneización (Principio 33)
Versatilidad experimental	Estabilidad del sistema	Sistemas modulares aumentan la variabilidad y posibles fallas	Dinamización controlada (Principio 15)
Precisión en la simulación	Tiempo de desarrollo	Modelos más complejos requieren mayor tiempo de implementación	Acción previa (Principio 10)
Complejidad estructural	Costo	A mayor número de componentes, mayor costo de fabricación	Simplificación (Principio 2: extracción)

Luego del análisis se evidencia que, las alternativas multicapa y dinámicas, aunque mejoran la fidelidad anatómica del *phantom* físico de piel, introducen limitaciones en reproducibilidad, estabilidad y viabilidad experimental. En este contexto, la aplicación de principios TRIZ sugiere priorizar configuraciones simplificadas en etapas iniciales del desarrollo, con el fin de mejorar el control experimental del sistema.

Seguido, se utilizó una matriz de selección ponderada en la que se asignaron pesos relativos a cada criterio según su importancia dentro del proyecto, evaluando cada alternativa en una escala de 1 a 5, donde 1 representa bajo desempeño y 5 alto desempeño.

Los resultados muestran que, la alternativa correspondiente al *phantom* físico monocapa homogéneo obtuvo el mayor puntaje global (4.9/5), superando al *phantom* físico multicapa estática (3.0) y a la multicapa dinámica (2.1). Este resultado se atribuye principalmente a su menor complejidad constructiva, menor tiempo de fabricación y mayor reproducibilidad experimental. En contraste, las alternativas multicapa tienen dificultades asociadas a la estabilidad entre capas y mayor variabilidad experimental, lo que incrementa los requerimientos técnicos de fabricación y limita su viabilidad en esta etapa del proyecto.

En la Tabla 7 muestra la matriz de selección ponderada para la evaluación de las alternativas de diseño, en la cual se consideran criterios técnicos relevantes como simplicidad de construcción, tiempo de desarrollo, reproducibilidad experimental, control geométrico, compatibilidad con los procesos de corte y medición, costo de fabricación y capacidad de implementación en laboratorio. Cada criterio fue ponderado de acuerdo con su importancia relativa dentro del desarrollo del proyecto.

Tabla 7 Matriz de selección ponderada para la evaluación de alternativas de diseño del phantom físico de piel

Criterio	Peso(%)	Monocapa homogéneo	Multicapa estático	Multicapa dinámico
Simplicidad de construcción	25	5	3	2
Tiempo de desarrollo	20	5	3	2
Reproducibilidad experimental	20	5	3	2
Control de la geometría del molde	10	4	3	2
Compatibilidad con el corte y medición	10	5	3	2
Costo de fabricación	10	5	3	2
Capacidad de implementación en laboratorio	5	5	3	2
Puntaje ponderado total	100	4.9/5	3.0/5	2.1/5

A partir de estos análisis, se identificó como mejor opción un *phantom* físico de piel monocapa elaborado en material gelificado, utilizando un molde de geometría simple y un esquema de corte longitudinal y transversal respecto a los electrodos de medición de BIE. Esta configuración facilita el flujo experimental al facilitar la preparación, corte y medición en el *phantom* físico de piel dentro de un mismo ciclo. Además, obtener múltiples *phantoms* físicos de piel por molde, fundamental para el análisis estadístico y validación de resultados. Esta elección establece una base experimental sólida para la caracterización de propiedades eléctricas mediante bioimpedancia eléctrica e incorporación futura de configuraciones estructurales más complejas.

2.4. Bocetos

En base a la revisión de la literatura, objetivos del proyecto, requerimientos de diseño y restricciones experimentales, se formularon tres alternativas conceptuales para la construcción del *phantom* físico de piel. Estas alternativas facilitaron explorar distintos niveles de complejidad respecto a la estructura y control de las propiedades eléctricas, considerando criterios como facilidad experimental, costo, reproducibilidad y capacidad para representar aspectos asociados a las heridas.

Adicionalmente, los bocetos incluyen el mecanismo de fijación y sistema de sujeción de los electrodos, elementos necesarios para garantizar la estabilidad en la posición durante la medición de bioimpedancia eléctrica y reducir el ruido experimental asociado a variables como la posición de los electrodos y dimensiones del *phantom* físico de piel. De esta manera, los dibujos describen tanto la estructura física del *phantom* como la lógica de funcionamiento del sistema, facilitando integrar los procesos de fabricación, corte y medición bajo condiciones controladas para la caracterización eléctrica del *phantom* físico de piel.

La Ilustración 7 muestra el diseño frontal de los moldes usados para la fabricación del *phantom* físico de piel, en los cuales se definieron dimensiones geométricas controladas con el fin de garantizar uniformidad y repetibilidad durante el proceso experimental. Estos moldes fueron diseñados para facilitar tanto la preparación del material como la posterior generación de heridas simuladas.

Por otra parte, la Ilustración 8 muestra el mecanismo de sujeción de electrodos desarrollado para mantener una posición estable y reproducible de los electrodos de medición. Este sistema minimiza desplazamientos durante las pruebas de bioimpedancia eléctrica, favoreciendo la estabilidad de las mediciones de magnitud y fase de la impedancia.

La Ilustración 9 corresponde al primer boceto del mecanismo de corte, diseñado para generar heridas simuladas sobre el *phantom* físico de piel. Esta primera aproximación ayudó a evaluar la viabilidad mecánica del sistema y establecer las bases para posteriores mejoras relacionadas con estabilidad, profundidad y orientación del corte.

Finalmente, la Ilustración 10 muestra los mecanismos de fijación desarrollados para llevar a cabo de cortes longitudinales y transversales. Estos mecanismos facilitan controlar de manera más precisa la orientación y geometría de la herida respecto a los electrodos, facilitando estudiar el efecto de la dirección del corte sobre la respuesta de bioimpedancia eléctrica del *phantom* físico de piel.

En conjunto, estas propuestas de diseño y los mecanismos desarrollados permitieron consolidar una base experimental funcional para la fabricación y caracterización del *phantom* físico de piel. La integración de los moldes, sistemas de corte y mecanismos de sujeción facilitó establecer condiciones experimentales controladas - reproducibles, fundamentales para evaluar la sensibilidad del sistema frente a cambios geométricos asociados a heridas simuladas mediante mediciones de bioimpedancia eléctrica.

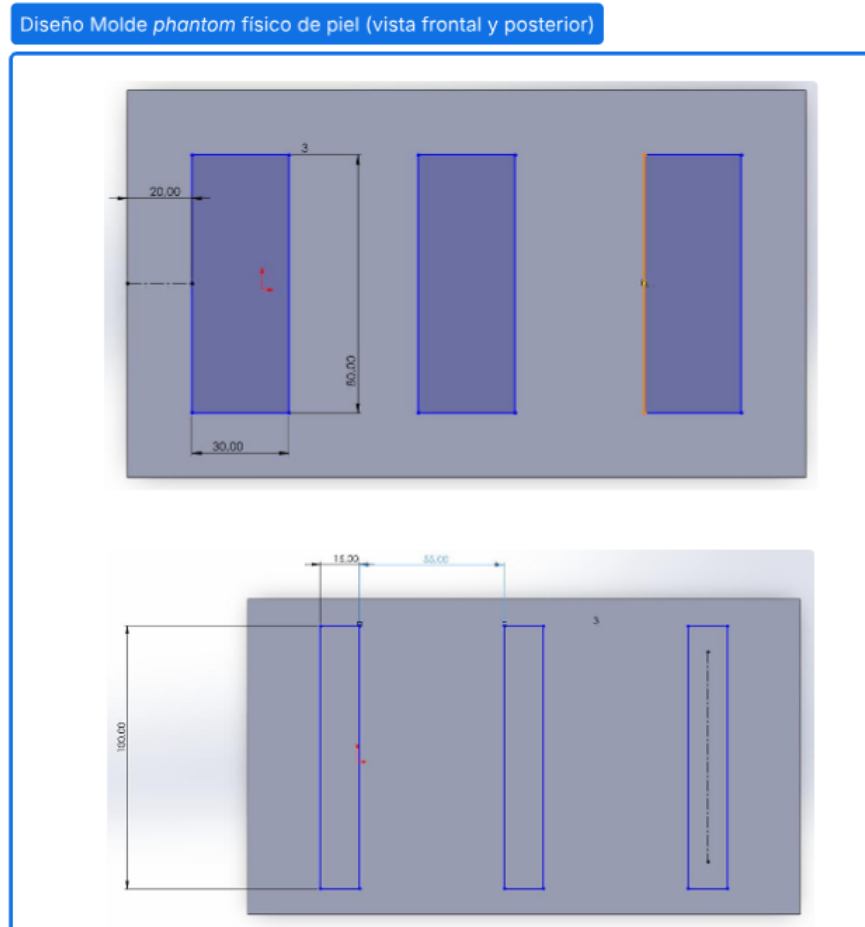


Ilustración 7 Moldes para realización del *phantom* físico de piel, vista frontal

Diseño Mecanismo de sujeción para electrodos

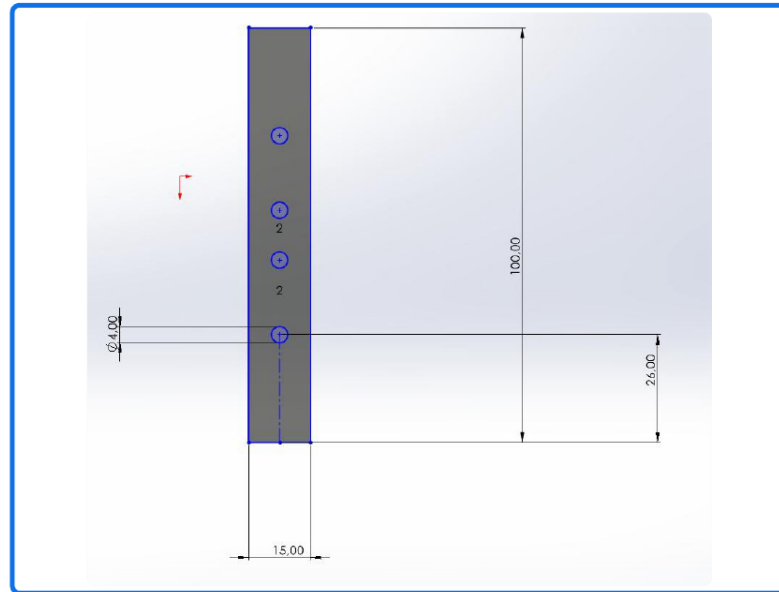


Ilustración 8: Mecanismo de sujeción para electrodos

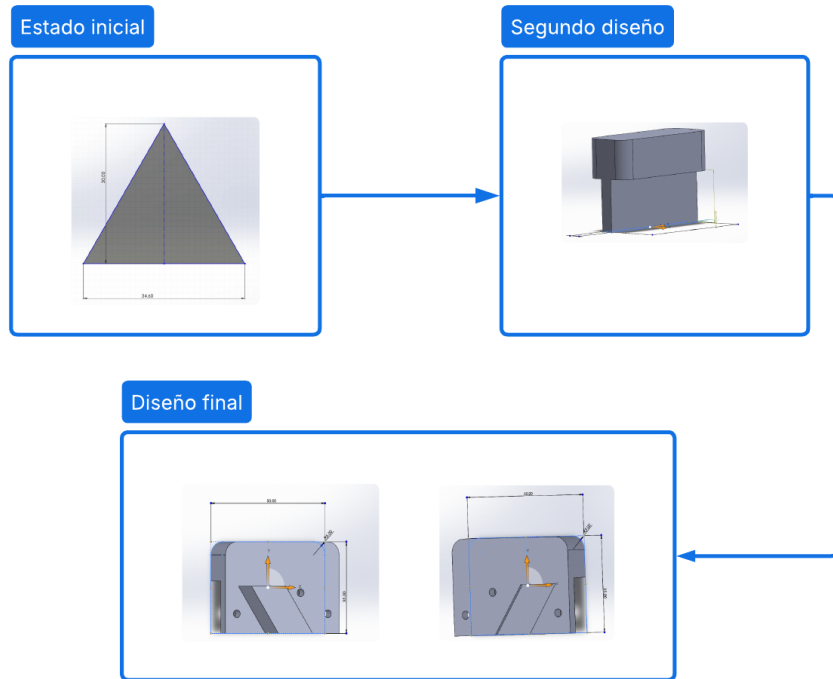


Ilustración 9: Mecanismo de corte boceto número 1, vista superior

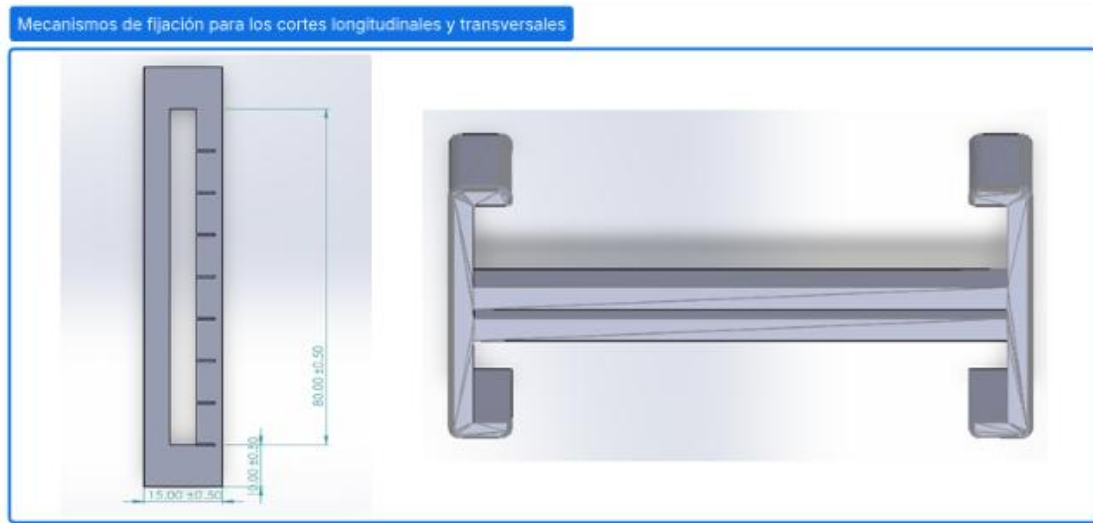


Ilustración 10: Mecanismos de fijación para los cortes longitudinales y transversales (izquierda a derecha)

A continuación, se especifican las medidas de cada uno de los objetos diseñados para el proyecto

Tabla 8 Medidas de moldes, mecanismos de sujeción de electrodos y mecanismos de corte para la generación y evaluación del phantom físico de piel

Objeto	Medidas
Molde (estas medidas corresponden a él rectángulo grande que contiene los tres moldes para la gelificación del phantom)	Largo: 12 cm Ancho: 21 cm Alto: 2 cm
Molde para phantom físico de piel (estas medidas corresponden a cada una de las tres cavidades donde se gelifica el phantom)	Largo: 8 cm Ancho: 3 cm Alto: 0,4 cm
Mecanismo de sujeción de electrodos	Largo: 10 cm Ancho: 1.5 cm Alto: 0.5 cm
Mecanismo de corte diseño inicial	Largo: 2 cm Ancho: 5 cm Alto: 3 cm
Mecanismo de corte diseño final	Largo: 2 cm Ancho: 2 cm Alto: 3,5 cm Deposito para cuchilla: Ancho (1 cm – 1.5 cm) Alto (0.5 cm – 1 cm) El ancho y el alto del depósito para las cuchillas varía según la geometría de la herida a emular.
Mecanismo de fijación de corte transversal	Largo: 2 cm Ancho: 2 cm Alto: 1 cm
Mecanismo de fijación de corte longitudinal (o horizontal)	Largo: 22 cm Ancho: 12 cm Alto: 2 cm

2.5. Construcción prototipo inicial

A partir del diseño conceptual seleccionado en el apartado anterior, se construyó un primer prototipo funcional con el propósito de validar el molde y mecanismos para la generación de corte. Así, se materializan las soluciones definidas mediante el uso de herramientas asistidas por computador como la impresión 3D e integración de componentes físicos para la fabricación del *phantom* físico de piel.

El prototipo incorpora los elementos principales que incluye moldes para la forma del material, mecanismo para generar el corte y sistema de sujeción de electrodos, diseñados para mantener las condiciones controladas durante la preparación del *phantom* físico de piel y la medición de las propiedades eléctricas, favoreciendo la repetibilidad experimental.

Adicionalmente, se llevaron a cabo cálculos para definir el protocolo de fabricación, especialmente en la determinación de la concentración y disolución, para la estimación inicial de sus propiedades mecánicas y eléctricas, facilitando validar tanto el funcionamiento físico del sistema como los parámetros teóricos del *phantom* físico de piel.

La Ilustración 11 muestra la primera aproximación del prototipo fabricado mediante impresión 3D, en la cual se observan, de izquierda a derecha, el molde destinado a la conformación del phantom, el mecanismo de sujeción de los electrodos y el primer boceto del sistema de corte. Esta configuración inicial permitió evaluar la viabilidad del ensamble y la interacción entre los diferentes componentes del sistema.

Luego, se muestra en la Ilustración 12 el desarrollo de un segundo boceto para el mecanismo de corte, en el cual se introdujeron mejoras en la estabilidad estructural y en la precisión del desplazamiento del elemento cortante, con el fin de obtener cortes uniformes y reproducibles en el material gelificado.

En la Ilustración 13 muestra el boceto final del mecanismo de corte, el cual incorpora ajustes en su diseño tiene un mayor control en la generación de la herida, tanto en términos de profundidad como de orientación, aspectos fundamentales para el análisis de la respuesta eléctrica del phantom frente a diferentes configuraciones geométricas.

Por otra parte, la Ilustración 14;Error! No se encuentra el origen de la referencia.;Error! No se encuentra el origen de la referencia. muestra el mecanismo de sujeción de electrodos fabricado mediante impresión 3D, diseñado para garantizar una fijación estable y reproducible de los electrodos sobre la superficie del *phantom* físico de piel. Este componente resulta crítico para minimizar errores asociados a variaciones en la posición y contacto eléctrico durante las mediciones de bioimpedancia.

Finalmente, la Ilustración 15 muestra la integración completa del sistema desarrollado, se observan los diferentes componentes ensamblados: molde, mecanismos de corte y sistema de sujeción de electrodos. Esta configuración facilita ejecutar de manera continua las etapas de fabricación, generación de la herida y medición eléctrica dentro de un mismo entorno experimental, optimizando el flujo de trabajo y asegurando condiciones controladas para la caracterización del *phantom* físico de piel.

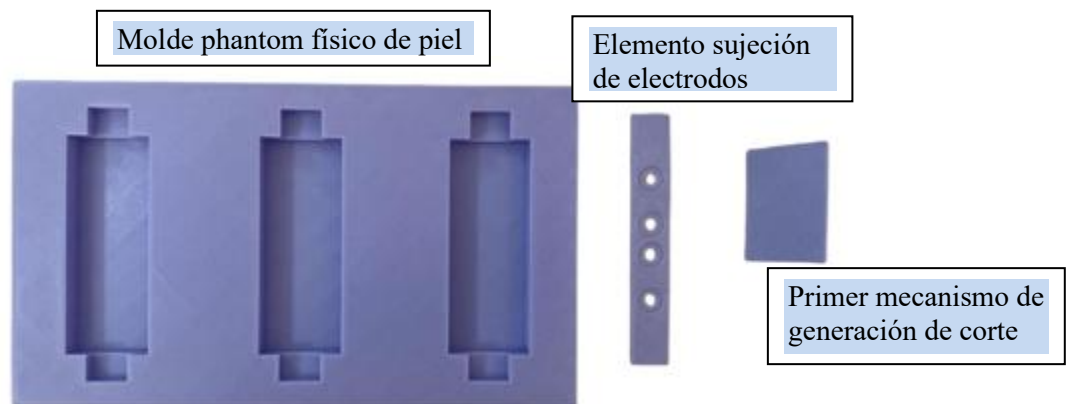


Ilustración 11: Impresión 3D del prototipo inicial



Ilustración 12: Impresión 3D segundo boceto del mecanismo de corte



Ilustración 13: Impresión 3D del boceto final del mecanismo de corte



Ilustración 14: Mecanismo sujeción de electrodos impresión 3D.



Ilustración 15: Mecanismo completo para la realización del phantom y las heridas

2.5.1 Cálculos

2.5.1.1 Cálculos para establecer el protocolo elaboración *phantom* físico piel

Con el fin de garantizar que el *phantom* físico de piel reproduzca de manera aproximada las propiedades mecánicas y eléctricas del tejido cutáneo, se llevaron a cabo cálculos teóricos que buscaron definir la elaboración del material del *phantom* físico. Estos cálculos se enfocan principalmente en la determinación de la concentración del material gelificado y en el ajuste de la disolución iónica, parámetros que influyen directamente en el módulo de *Young* y en la respuesta de bioimpedancia eléctrica del *phantom* físico.

2.5.1.2 Cálculo del módulo de *Young*

Para estimar las propiedades mecánicas del *phantom* físico de piel, se empleó un modelo lineal que relaciona el módulo de *Young* con la concentración de gelatina. Este modelo fue desarrollado y validado experimentalmente por la Doctora Jesica Andrea Isaza López, codirectora de este proyecto, en su tesis doctoral Comportamiento mecánico de la piel en función del espesor de las capas que la componen, donde se utilizaron materiales basados en gelatina para reproducir propiedades mecánicas equivalentes a tejidos blandos. [49]

$$E = 0.05 \text{ MPa} \quad (1)$$

$$E = 0.0030[C] - 0.0718 \quad (2)$$

Donde:

- E corresponde al módulo de *Young* expresado en Mega Pascales (MPa)
- [C] corresponde a la concentración de gelatina expresada en g/L.

Por lo tanto, despejando la concentración:

$$[C] = (0.05 + 0.0718) / 0.0030 = 40.6 \text{ g/L} \quad (3)$$

2.5.1.3 Cálculo disolución para *phantom* físico

Para definir las propiedades eléctricas del phantom físico, se estimó la concentración de la disolución salina a partir de modelos matemáticos desarrollados por el Doctor César Augusto Romero Beltrán (director de este proyecto), en su investigación doctoral sobre bioimpedancia eléctrica. Estos modelos relacionan la conductividad eléctrica del tejido, la resistividad eléctrica y la magnitud de la impedancia, permitiendo establecer una concentración de solución salina que reproduzca de manera aproximada las propiedades eléctricas de la piel. Los cálculos se realizaron siguiendo la metodología propuesta por el autor y adaptada a las condiciones experimentales del presente estudio. [50]

Para esto, se definen:

Donde:

- σ_{piel} = conductividad eléctrica de la piel [S/m]
- ρ_{piel} = resistividad eléctrica de la piel [$\Omega \cdot m$]
- $|Z|$ = magnitud de la impedancia eléctrica [Ω]
- % disolución = porcentaje volumétrico de solución salina [%]
- V_1 = volumen de solución salina comercial al 0.9% [mL]
- C_1 = concentración de la solución salina comercial [%]
- V_2 = volumen final de la disolución [mL]
- C_2 = concentración objetivo [%]

$$\sigma_{piel} = 0.3 \text{ S/m} \quad (4)$$

$$\rho_{piel} = 1 / \sigma_{piel} \quad (5)$$

$$\rho_{piel} = 1 / 0.3 \text{ } \Omega \cdot m \quad (6)$$

$$40.6 \text{ g/L} \times 100 \text{ ml} / 1000 \text{ ml} = 4.06 \text{ g/ml} = \text{cantidad de gelatina a usar}$$

$$|Z| = 24.0667 \rho_{\text{piel}} - 23.1198 = 57.1025 \Omega \quad (7)$$

$$|Z| = 83.1384 e^{(-2.1616)} (\% \text{ disolución}) \quad (8)$$

$$\% \text{ disolución} = 0.1738 \% \quad (9)$$

$$\% (V_{\text{salina}} / V_{\text{disolución}}) = 0.1738\% \quad (10)$$

$$\text{Solución salina al } 0.9\% \quad (11)$$

$$V_1 C_1 = V_2 C_2 \quad (12)$$

$$V_1 = 100 \text{ mL} (0.1738\% / 0.9\%) = 19.3 \text{ mL} \quad (13)$$

$$V_{\text{agua desionizada}} = V_{\text{disolución}} - V_{\text{sol salina}} \quad (14)$$

$$V_{\text{agua desionizada}} = 100 \text{ mL} - 19.33 \text{ mL} = 80.6 \text{ mL} \quad (15)$$

A partir de los parámetros definidos en los cálculos antes mencionados, se estableció un protocolo experimental para la fabricación del *phantom* físico de piel, buscando garantizar la reproducibilidad en el desarrollo y control de las variables que afectan las propiedades mecánicas y eléctricas del material.

2.5.2 Protocolo

A continuación, se describe el protocolo establecido para la fabricación del *phantom* físico de piel:

1. Pesar 4.06 g de gelatina.
2. Medir la conductividad eléctrica y temperatura del agua estéril de la solución salina al 0.9 % (usar recipientes de vidrio para evitar propiedades eléctricas diferentes a la solución a medir).

3. Preparar la disolución base, midiendo 80.60 *mL* de agua estéril y 19.30 *mL* de solución salina al 0.9 %.
4. Aplicar una capa delgada de desmoldante en los moldes (impresión 3D) para facilitar la extracción del material.
5. Calentar el agua estéril e incorporar un agitador magnético, agregando gradualmente los 4.06 *g* de gelatina hasta alcanzar la disolución completa.
6. Retirar la espuma que se ha formado y continuar la agitación hasta obtener una solución homogénea.
7. Depositar la mezcla en los moldes del *phantom* físico de piel (previamente preparados, paso cuatro).
8. Dejar enfriar la mezcla hasta alcanzar temperatura ambiente.
9. Llevar los moldes a refrigeración durante 24 horas para la gelificación.

Con el fin de validar el diseño propuesto y la reproducibilidad del protocolo para la fabricación, se llevaron a cabo pruebas experimentales utilizando los moldes desarrollados mediante impresión 3D. Estas pruebas permitieron evaluar la calidad geométrica de las muestras, la facilidad de desmoldeo y la consistencia dimensional del *phantom* físico de piel, así como el comportamiento del material durante las etapas de unificación, vertido y gelificación.

La Ilustración 16 muestra los resultados, donde se observan los moldes empleados y las muestras finales del *phantom* físico de piel. En particular, (1) corresponde a los moldes impresos en 3D, (2) a las muestras obtenidas tras el proceso de gelificación, y (3) a configuraciones adicionales utilizadas para evaluar la uniformidad del material.

Es importante aclarar que las pruebas se realizaron con diferentes moldes, pero estos tenían las mismas dimensiones (profundidad, largo y ancho) para garantizar la reproducibilidad entre las pruebas y poder evaluar los resultados de manera uniforme,

Estos resultados evidencian la viabilidad del proceso de fabricación y su adecuación para la obtención de *phantoms* físicos reproducibles bajo condiciones controladas, esto es fundamental para la posterior caracterización mediante bioimpedancia eléctrica.

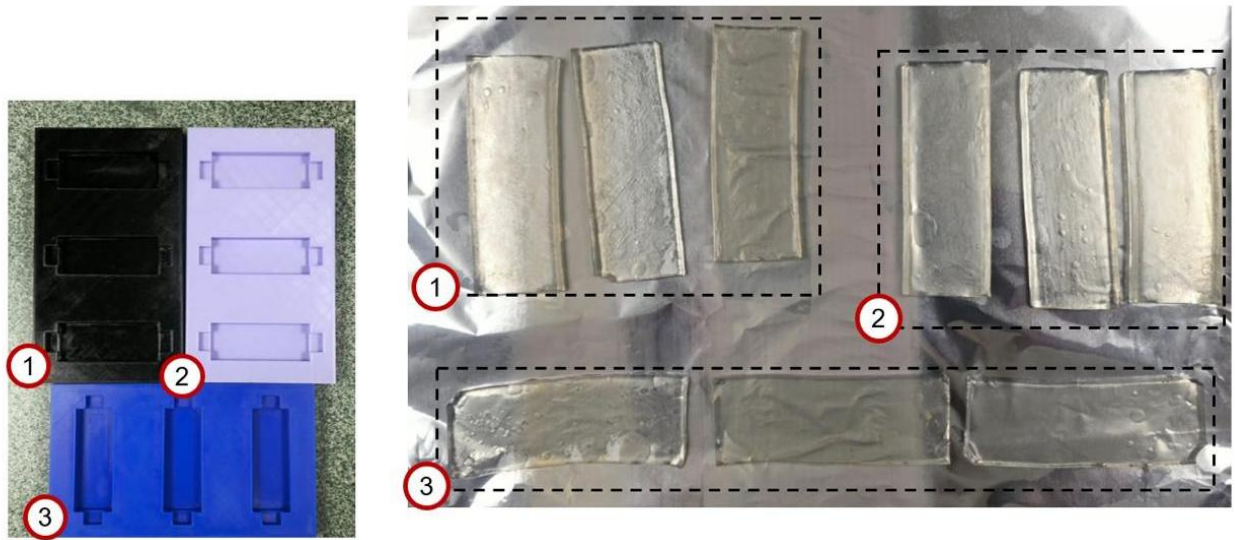


Ilustración 16: Resultado prueba moldes y protocolo para phantom físico de piel.

3. Fase de Evaluación

3.1. Plan de pruebas o validación

Con el fin de verificar la funcionalidad del *phantom* físico de piel y la capacidad para emular cambios en las propiedades eléctricas relacionada a la presencia de una herida, se diseñó un plan de pruebas basado en la medición de bioimpedancia eléctrica bajo condiciones controladas.

Las pruebas experimentales consistieron en la generación de cortes controlados en los phantoms mediante los mecanismos de corte desarrollados, simulando la presencia de una herida en diferentes configuraciones geométricas. Luego, se llevaron a cabo mediciones de bioimpedancia eléctrica utilizando una configuración de electrodos fijados mediante el sistema de sujeción desarrollado, asegurando condiciones reproducibles de contacto mediante el uso de gel conductor.

Las mediciones se enfocaron en la obtención de la magnitud y fase de la impedancia eléctrica en función de la frecuencia, parámetros fundamentales para caracterizar el comportamiento eléctrico del material. Estas variables permiten evaluar la respuesta del *phantom* físico de piel en presencia de una discontinuidad estructural (herida), así como capacidad para exhibir cambios eléctricos comparables con los reportados en tejido biológico.

Como indicadores clave de validación se consideraron:

- **Sensibilidad:** capacidad del sistema para detectar cambios en la impedancia eléctrica relacionados a la presencia y orientación de la herida o corte.
- **Reproducibilidad:** consistencia de las mediciones bajo las mismas condiciones experimentales.
- **Estabilidad:** comportamiento de la señal en el tiempo durante la medición.
- **Precisión experimental:** variabilidad en las mediciones asociada al posicionamiento de electrodos y condiciones del material.
- **Facilidad de uso:** evaluación del montaje experimental, incluyendo los mecanismos de corte y sujeción de electrodos.

Adicionalmente, la validación se complementó mediante la observación directa del comportamiento del sistema durante las pruebas, evaluando la funcionalidad de los mecanismos desarrollados y su integración dentro del flujo experimental.

3.2. Plan de análisis de resultados

Con el fin de evaluar la reproducibilidad del proceso de fabricación y la estabilidad de la respuesta eléctrica del phantom físico, se realizaron tres jornadas independientes de experimentación. Durante la primera sesión se fabricaron y caracterizaron 18 phantoms, en la segunda sesión se evaluaron 15 phantoms y en la tercera sesión se fabricaron y analizaron 27 phantoms, para un total de 60 muestras experimentales.

La realización de pruebas en diferentes días permitió analizar la consistencia del protocolo de fabricación, así como la variabilidad asociada a la preparación de los materiales y a las mediciones de bioimpedancia eléctrica. El análisis de los resultados se basó en la comparación de las mediciones de bioimpedancia eléctrica obtenidas en los *phantoms* físicos de piel con y sin presencia de heridas o cortes, considerando tanto la magnitud como la fase de la impedancia en función de la frecuencia.

Inicialmente, se realizará un análisis descriptivo de los datos, incluyendo la visualización de curvas de impedancia (magnitud y fase) eléctrica para identificar tendencias y variaciones asociadas a la presencia, orientación y profundidad de la herida emulada. Este análisis facilita evaluar el comportamiento general del *phantom* físico de piel frente a las heridas o cortes estructurales.

Luego, se aplicarán comparaciones entre condiciones experimentales (*phantom* físico de piel sin corte vs *phantom* físico de piel con corte), con el fin de determinar la existencia de diferencias significativas en la respuesta eléctrica. Las mediciones de bioimpedancia eléctrica fueron adquiridas mediante el sistema MiniCore BioZ Pro, desarrollado y validado por el Doctor César Romero en su tesis doctoral. Este sistema integra tanto la etapa de adquisición de señales como el procesamiento posterior de los datos obtenidos. Una vez realizadas las mediciones, los archivos generados por el equipo fueron procesados mediante las rutinas computacionales asociadas al sistema, desarrolladas en MATLAB, las cuales permiten extraer automáticamente los parámetros eléctricos de interés, incluyendo magnitud de impedancia, fase y componentes resistivos y reactivos.

Adicionalmente, estas rutinas realizan el cálculo de parámetros estadísticos descriptivos,

tales como promedio y desviación estándar, con el propósito de evaluar la variabilidad y reproducibilidad de las mediciones realizadas en cada condición experimental. Los resultados procesados son posteriormente representados mediante gráficas de respuesta en frecuencia (diagramas de magnitud y fase) y diagramas de Cole-Cole, permitiendo la comparación entre los diferentes phantoms fabricados y las configuraciones de herida evaluadas.

El empleo de esta plataforma permitió realizar un análisis uniforme de todos los datos experimentales, garantizando la consistencia en el procesamiento, la reducción de errores asociados al tratamiento manual de la información y la comparación objetiva de los resultados obtenidos. Los fueron serán comparados con valores reportados en la literatura sobre bioimpedancia eléctrica del tejido cutáneo, con el fin de validar la coherencia del modelo propuesto y su capacidad para representar fenómenos eléctricos asociados al proceso de cicatrización.

Finalmente, a partir del análisis, se identificarán oportunidades de mejora en el diseño del *phantom* físico de piel, incluyendo ajustes en la composición del material, configuración de los electrodos o diseño de los mecanismos para la generación de heridas o cortes, con el objetivo de mejorar la sensibilidad y reproducibilidad del sistema.

3.3. Indicadores de éxito

Con el propósito de evaluar el cumplimiento de los objetivos establecidos durante el desarrollo del proyecto, se establecieron indicadores de éxito asociados a las diferentes etapas de diseño, fabricación y validación experimental del phantom físico de piel. Estos indicadores permiten verificar de manera estructurada la funcionalidad del sistema, reproducibilidad del protocolo para la fabricación y capacidad del *phantom* físico de piel para generar mediciones estables de bioimpedancia eléctrica bajo condiciones controladas, la Tabla 9 presenta los criterios definidos, junto con las actividades clave, entregables parciales y responsables involucrados en cada fase del proyecto.

Tabla 9 Indicadores de cumplimiento asociados al diseño y validación del phantom físico de piel

Criterio de éxito	Actividad clave	Entregable parcial	Responsable(s)
Definición clara de requerimientos	Revisión de literatura y selección de propiedades eléctricas y mecánicas relevantes de la piel durante la cicatrización	Matriz de requerimientos y variables del sistema	Investigadora principal, director y codirectora
Diseño viable del phantom	Selección de materiales, geometría y método de fabricación del phantom físico	Diseño conceptual seleccionado y matriz morfológica	Investigadora principal, director y codirectora
Fabricación reproducible	Construcción de moldes, prototipo inicial y protocolo de elaboración	Prototipo funcional inicial y protocolo de fabricación	Investigadora principal

Funcionamiento del sistema de corte	Pruebas de los mecanismos de corte longitudinal y transversal para simular herida	Mecanismos ajustados y validados preliminarmente	Investigadora principal
Estabilidad en la medición	Uso de sistema de sujeción de electrodos y gel conductor para las pruebas de bioimpedancia	Montaje experimental para medición eléctrica	Investigadora principal
Respuesta eléctrica medible	Adquisición de magnitud y fase de la impedancia en condiciones controladas	Registros experimentales de bioimpedancia	Investigadora principal
Coherencia con el objetivo del proyecto	Comparación de resultados experimentales con la literatura y análisis del comportamiento eléctrico	Informe de análisis de resultados	Investigadora principal, director y codirectora

3.4. Prototipo final testeado

Los resultados de las mediciones de bioimpedancia eléctrica facilitan evaluar la respuesta del *phantom* físico de piel frente a diferentes configuraciones de herida simulada, considerando variables como la orientación, longitud y profundidad del corte. La Tabla 10 resume el comportamiento experimental registrado para cada condición evaluada, incluyendo los rangos de impedancia eléctrica, estabilidad entre sesiones, y respuesta capacitiva observada.

Tabla 10 Comparación de la respuesta eléctrica del phantom físico según geometría y orientación del corte

Tipo de herida	Magnitud Impedancia Eléctrica [Ω]	Cambio vs. piel sana	Estabilidad entre sesiones	Respuesta capacitiva
Sin herida (control)	300 – 410	Referencia	Media	Baja
Longitudinal (10 mm – 1 mm)	220 – 270	Bajo	Media	Baja
Longitudinal (10 mm – 3 mm)	220 – 290	Bajo	Alta	Baja
Longitudinal (15 mm – 1 mm)	310 – 330	Bajo	Media	Baja
Longitudinal (15 mm – 3 mm)	260 – 300	Medio	Alta	Baja
Transversal (10 mm – 1 mm)	190 – 280	Medio	Media	Baja
Transversal (10 mm – 3 mm)	280 – 300	Leve	Alta	Muy alta
Transversal (15 mm – 1 mm)	200 – 400	Medio	Inestable	Media
Transversal (15 mm – 3 mm)	240 – 400	Leve	Media	Media

La clasificación de estabilidad entre sesiones se realizó a partir de la reproducibilidad observada en las mediciones obtenidas durante las tres jornadas experimentales, mientras que la respuesta capacitiva se determinó mediante el análisis comparativo de los gráficos resultantes respecto a la condición de control (*phantom* sin herida). Ambas categorías se emplearon como indicadores cualitativos para resumir el comportamiento eléctrico global de cada configuración de herida evaluada.

Además, las gráficas muestran la variación en el valor de la magnitud y fase de la impedancia eléctrica en función de la frecuencia, exhibiendo diferencias entre el *phantom* físico de piel sin herida y las configuraciones con cortes longitudinales y transversales. Estas representaciones facilitan identificar tendencias asociadas al comportamiento eléctrico del sistema y la influencia geométrica de las heridas sobre la distribución de corriente en el material.

Adicionalmente, la Ilustración 18 muestra una guía visual para entender la orientación de las heridas, mientras que la Ilustración 18 evidencia el montaje experimental implementado para la generación de cortes longitudinales sobre el *phantom* físico de piel durante los experimentos llevados a cabo, por su parte, la Ilustración 19 muestra la configuración empleada para la realización de cortes transversales, permitiendo evaluar el efecto de la orientación de la herida sobre la respuesta de bioimpedancia eléctrica. Finalmente, la Ilustración 20 muestra el sistema de sujeción de electrodos junto con la configuración tetrapolar usada en las mediciones de bioimpedancia eléctrica. En conjunto, este montaje experimental facilitó controlar aspectos relacionados a la geometría, favoreciendo la estabilidad, repetibilidad y consistencia de las mediciones de magnitud y fase de la impedancia eléctrica obtenidas en las diferentes condiciones.

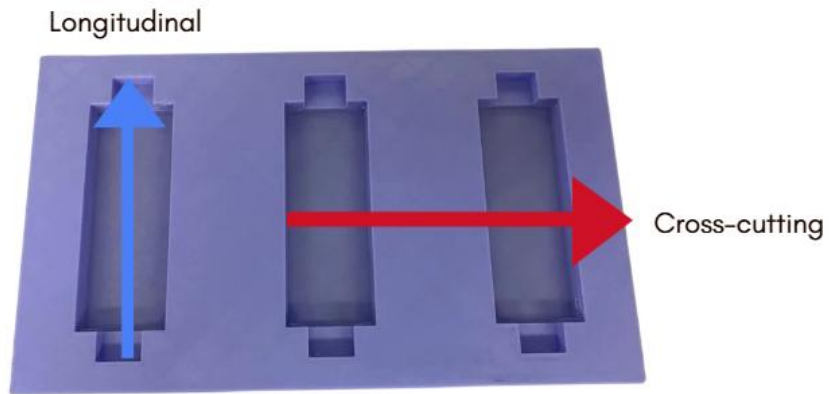


Ilustración 17 Guía visual para entender la orientación de las heridas

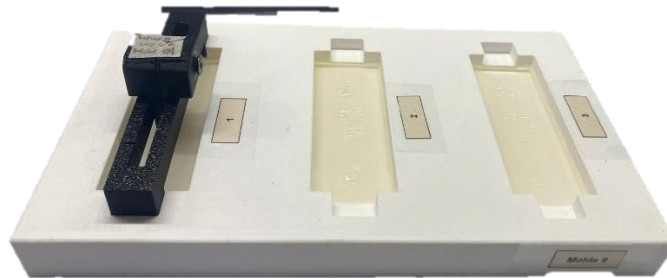


Ilustración 18: Montaje para herida longitudinal.

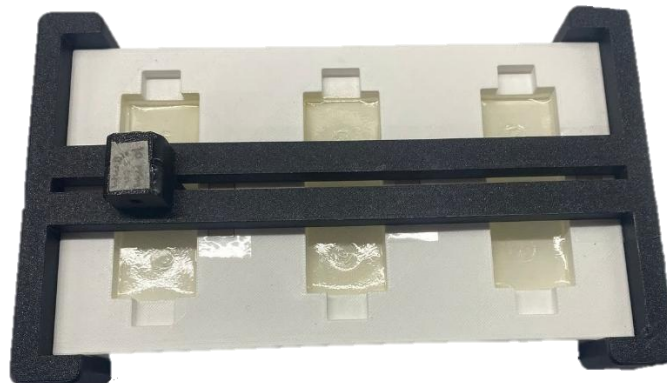


Ilustración 19: Montaje para herida transversal.

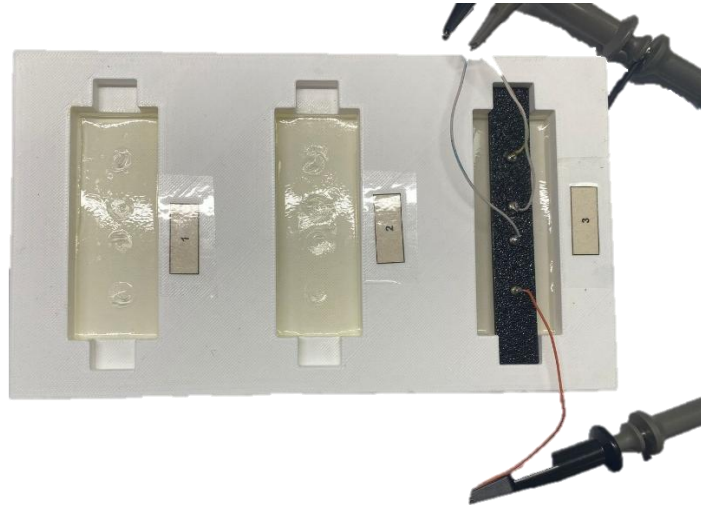


Ilustración 20: Montaje para medición de BIE.

Con el fin de complementar los resultados presentados en la Tabla 10, se llevaron a cabo el análisis de los espectros de bioimpedancia eléctrica (magnitud, fase de la impedancia eléctrica, resistencia y reactancia eléctricas) obtenidas durante las mediciones experimentales e los *phantoms* físicos de piel desarrollados. De esta manera, se facilita el proceso de comparar las propiedades eléctricas del *phantom* físico de la piel sin herida (control), con relación a los tres aspectos: orientación, longitud y profundidad de la herida o corte.

El análisis gráfico facilita identificar la observación en los cambios de las propiedades eléctricas en el *phantom* físico de piel. De esta manera, las gráficas ayudan a analizar la capacidad de detección de la técnica de BIE respecto a las heridas.

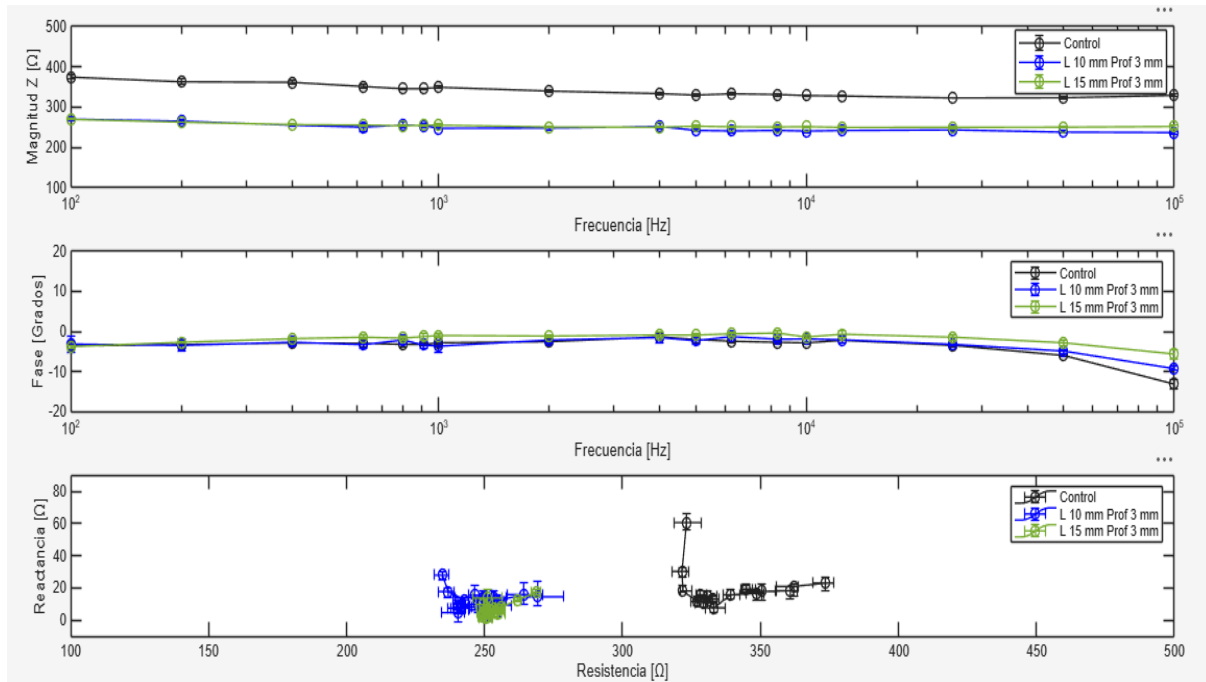


Ilustración 21: Espectro bioimpedancia eléctrica comparación control y heridas longitudinales.

La Ilustración 21 muestra la comparación entre el *phantom* físico sin herida (control) y los *phantoms* físico con heridas transversales con una profundidad de 3 mm y longitudes de 10 mm y 15 mm. Ahora bien, la profundidad de 3 mm fue seleccionada porque se observaron cambios en el valor de la magnitud de la impedancia eléctrica notorios y reproducibles, mientras que, las heridas con un 1 mm de profundidad exhiben cambios menores respecto al *phantom* físico de control.

El primer análisis, corresponde a la respuesta de la magnitud de impedancia eléctrica ($|Z|$). Se observa un mayor valor en el *phantom* físico de control (a aproximadamente 400 Ω), mientras que, los *phantoms* físicos con heridas transversales exhiben valores de $|Z|$ menores (alrededor de 280 Ω). Esta disminución en el valor se debe al aumento en el desplazamiento de los iones (corriente iónica) en zona de donde está ubicada la herida. La similitud en el valor de la $|Z|$ entre las heridas de 10 mm y 15 mm de largo indica que, bajo esta configuración transversal, la orientación del corte tiene un efecto más dominante que la diferencia de longitud. Mientras que, en el gráfico de reactancia se observa una separación clara entre el *phantom* control y las condiciones con heridas, además de un ligero incremento de la reactancia en la herida de mayor longitud.

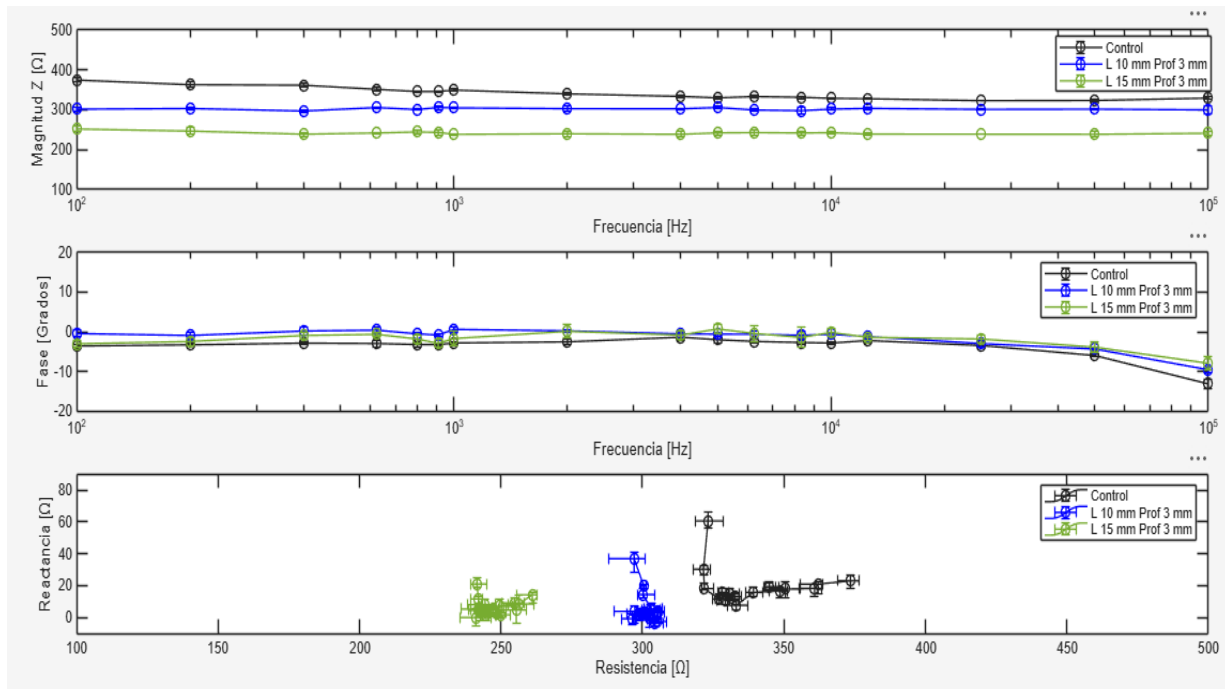


Ilustración 22: Espectro bioimpedancia eléctrica comparación control y heridas transversales.

La Ilustración 22 muestra los resultados de las propiedades eléctricas en los phantoms físicos de piel con heridas longitudinales de 10 mm y 15 mm y una profundidad de 3 mm, en ambos casos. El valor de la $|Z|$ del *phantom* físico de control exhibe una reducción en el número de iones movilizados en la superficie de medición (ubicación electrodos de tensión eléctrica). Además, el valor de la $|Z|$ es inversamente proporcional a la longitud de la herida. El cambio En el valor de las propiedades eléctricas es notable respecto al resultado observado en la Ilustración 21. De esta manera, la ubicación de los electrodos valida el cambio en las trayectorias de los iones en el *phantom* físico de piel.

En el análisis de fase se observó una tendencia similar a la registrada en heridas transversales, donde la herida de 15 mm presentó un menor valor en la fase de la impedancia eléctrica con valor de altas frecuencias respecto a la herida de 10 mm y al *phantom* físico de piel de control. Por otra parte, en el diagrama de *Nyquist* el valor de la resistencia eléctrica muestra un desplazamiento hacia valores menores, demostrando mayor sensibilidad respecto a al valor de la longitud de la herida.

En general, las heridas longitudinales tienen menos sensibilidad respecto a las heridas trasversales.

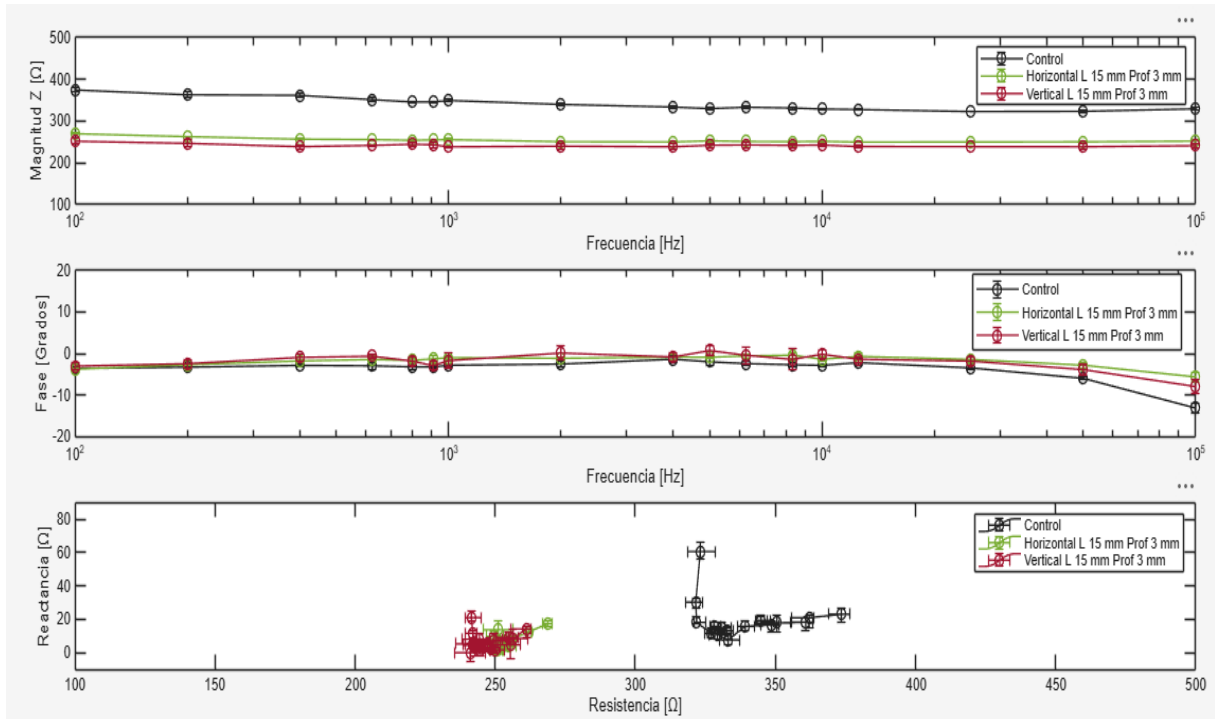


Ilustración 23: Espectro bioimpedancia eléctrica comparación control y orientación heridas - transversal vs longitudinal.

La Ilustración 23 muestra una disminución consistente en el valor de la magnitud de impedancia eléctrica respecto al control en todas las condiciones evaluadas. La profundidad de 3 mm no produce un cambio significativo en el valor de la $|Z|$. Además, en este gráfico la longitud de la herida influyó principalmente en la fase de la impedancia eléctrica en valores de alta frecuencia, donde las heridas con longitudes mayores reducen el valor de la fase. En cuanto a la orientación, las heridas transversales modificaron de manera directa las líneas de flujo de los iones exhibiendo mayor variabilidad en fase de impedancia eléctrica, en tanto que las heridas longitudinales ofrecieron flujos de iones más estables y menor dispersión. Estos hallazgos validan el sistema como base experimental para la caracterización eléctrica de tejidos mediante bioimpedancia eléctrica y el desarrollo de *phantoms* físicos de piel con mayor complejidad estructural.

3.4.1 Validación complementaria mediante piel de cerdo

Con el propósito de complementar la evaluación del phantom físico desarrollado y fortalecer el análisis de la respuesta obtenida mediante bioimpedancia eléctrica, se realizaron pruebas exploratorias utilizando muestras de piel de cerdo. Este tejido fue seleccionado por su amplia utilización como modelo biológico en estudios biomédicos, debido a su similitud estructural y funcional con la piel humana. No obstante, a diferencia del phantom físico, al tratarse de un tejido biológico real, presentó una variabilidad intrínseca asociada a su composición, hidratación, grosor, tiempo posmortem y condiciones de obtención.

Para esta etapa experimental se trabajó con 27 muestras obtenidas del mismo ejemplar, las cuales fueron sometidas a las mismas configuraciones de herida empleadas en la caracterización del phantom físico, en la Ilustración 24 se evidencia como se dispusieron en los mismos moldes utilizados para el phantom físico. En particular, se evaluaron muestras sin herida, así como heridas longitudinales y transversales con diferentes longitudes y profundidades, manteniendo constante la configuración de medición, la disposición de los electrodos y el protocolo general de adquisición de datos. De esta manera, se buscó establecer una comparación directa entre el comportamiento del phantom y el de un tejido biológico real bajo condiciones equivalentes de ensayo.

A lo largo de la validación fue evidente la dificultad para controlar de forma estricta las variables propias del tejido biológico, lo que limitó la reproducibilidad absoluta entre muestras. Sin embargo, esta misma condición permitió evidenciar una ventaja importante del sistema de medición: su sensibilidad para detectar cambios estructurales y geométricos en el tejido. En efecto, las mediciones mostraron variaciones consistentes de la impedancia eléctrica al modificar la orientación y profundidad de la herida, lo cual confirma que el sistema es capaz de responder ante alteraciones en la geometría del medio evaluado.

Los datos obtenidos fueron procesados y organizados para identificar los resultados más representativos de cada configuración. En la Ilustración 25 e Ilustración 26 se presentan algunos de los espectros de bioimpedancia más significativos obtenidos durante esta fase, en los que se comparan las respuestas del tejido sin lesión y con heridas de distinta orientación. Estos gráficos permiten observar diferencias en la magnitud de la impedancia, la fase y la resistencia,

evidenciando el efecto que producen las modificaciones estructurales sobre la respuesta eléctrica del tejido.



Ilustración 24 Muestras de piel de cerdo

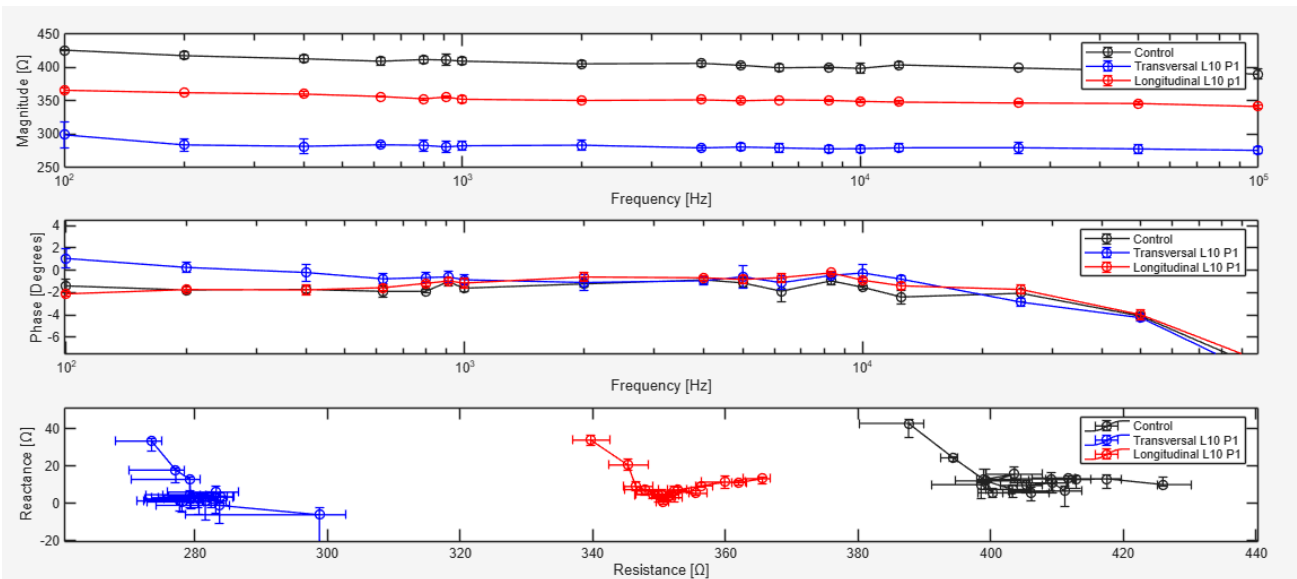


Ilustración 25 Espectro bioimpedancia eléctrica comparación control y orientación heridas - transversal vs longitudinal longitud 10 cm y profundidad 1 mm.

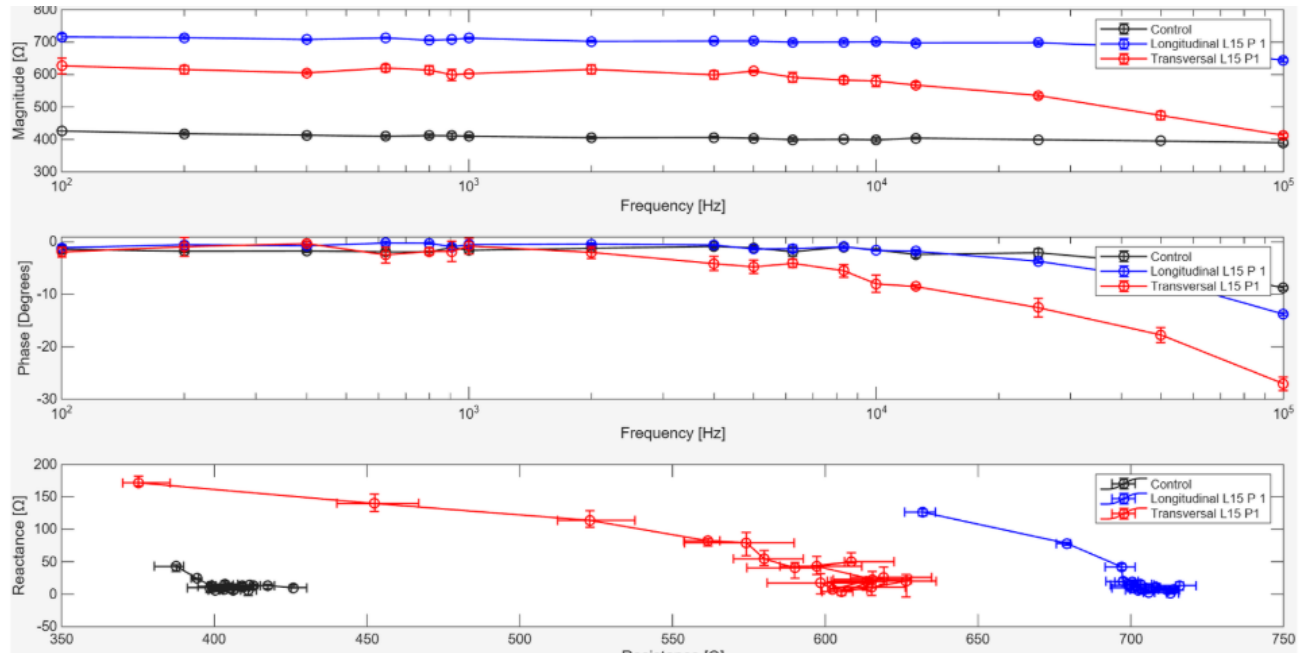


Ilustración 26 Espectro bioimpedancia eléctrica comparación control y orientación heridas - transversal vs longitudinal longitud 15 cm y profundidad 1 mm.

Si bien los valores absolutos obtenidos en piel de cerdo y en los phantoms físicos no son directamente equivalentes debido a las diferencias inherentes entre un tejido biológico multicapa y un modelo simplificado basado en gelatina, la comparación permitió verificar que ambos sistemas presentan respuestas diferenciales ante la presencia de heridas. Estos resultados aportan evidencia adicional sobre la capacidad del phantom desarrollado para representar cambios eléctricos asociados a alteraciones geométricas del tejido y respaldan su utilidad como plataforma experimental para estudios de bioimpedancia aplicada a heridas.

En consecuencia, las pruebas realizadas con piel de cerdo constituyen una validación complementaria del sistema propuesto, proporcionando una referencia biológica que fortalece la interpretación de los resultados obtenidos durante la caracterización del phantom físico de piel.

3.5. Descripción de los siguientes pasos de avance en la tecnología

De acuerdo con los lineamientos de niveles de madurez tecnológica (TRL) propuestos por la NASA y adoptados por MinCiencias, el desarrollo alcanzado en este proyecto corresponde aproximadamente a un nivel TRL 4, debido a que se logró la validación funcional inicial del prototipo en un entorno controlado de laboratorio. En esta etapa se integraron los componentes físicos del sistema y se realizaron pruebas experimentales de bioimpedancia eléctrica para evaluar el comportamiento del *phantom* físico de piel frente a heridas emuladas.

El proyecto alcanzó una validación funcional inicial del *phantom* físico de piel mediante la construcción de un prototipo experimental capaz de integrar la fabricación del material, la generación controlada de heridas o cortes y medición de bioimpedancia eléctrica bajo condiciones controladas de laboratorio. Asimismo, se verificó la viabilidad del sistema para obtener respuestas medibles en magnitud y fase de la impedancia eléctrica asociadas a la presencia de heridas simuladas.

A partir de estos resultados, los siguientes pasos tecnológicos se orientan al fortalecimiento y consolidación del sistema desarrollado, particularmente en aspectos relacionados con la optimización del diseño mecánico, la estandarización del protocolo de fabricación y la integración experimental de configuraciones más avanzadas de medición. Estos avances permitirán ampliar las capacidades del *phantom* físico de piel manteniendo la reproducibilidad experimental y el control de las variables eléctricas y geométricas.

De igual manera, la plataforma desarrollada establece una base experimental para facilitar futuras aplicaciones en el estudio de propiedades eléctricas de tejidos biológicos y procesos de cicatrización, favoreciendo la evolución progresiva de la tecnología hacia niveles superiores de madurez tecnológica dentro de entornos de investigación aplicada.

3.6. Anexos

A continuación, se muestran como anexos los espectros de impedancia eléctrica obtenidos luego de la fase de experimentación llevadas a cabo en el *phantom* físico de piel. La inclusión de estas gráficas ayuda a complementar el análisis experimental desarrollado en el presente trabajo, facilitando la visualización detallada del comportamiento eléctrico del *phantom* físico frente a las distintas condiciones evaluadas, así como la comparación entre las mediciones en cada sesión experimental.

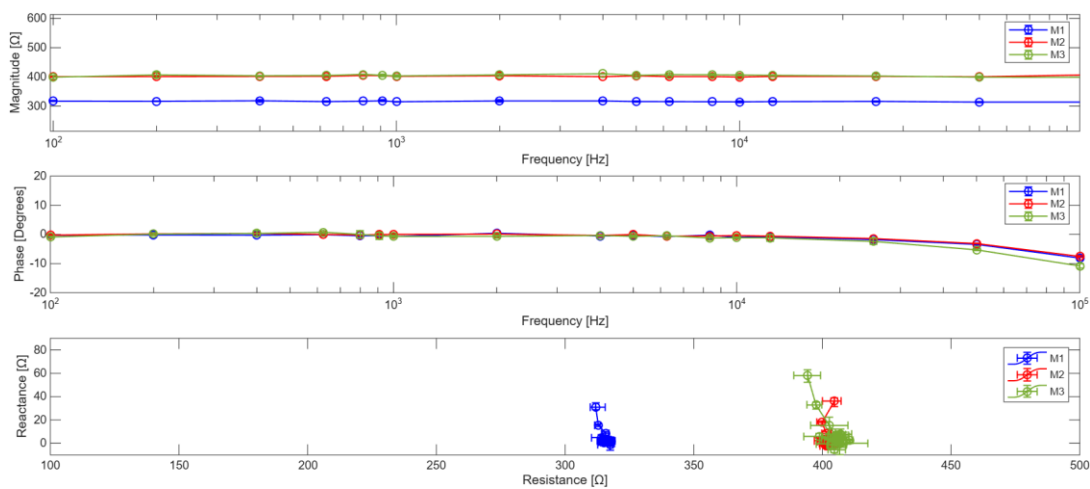


Ilustración 27. Resultados promedio phantom sin herida (control.)

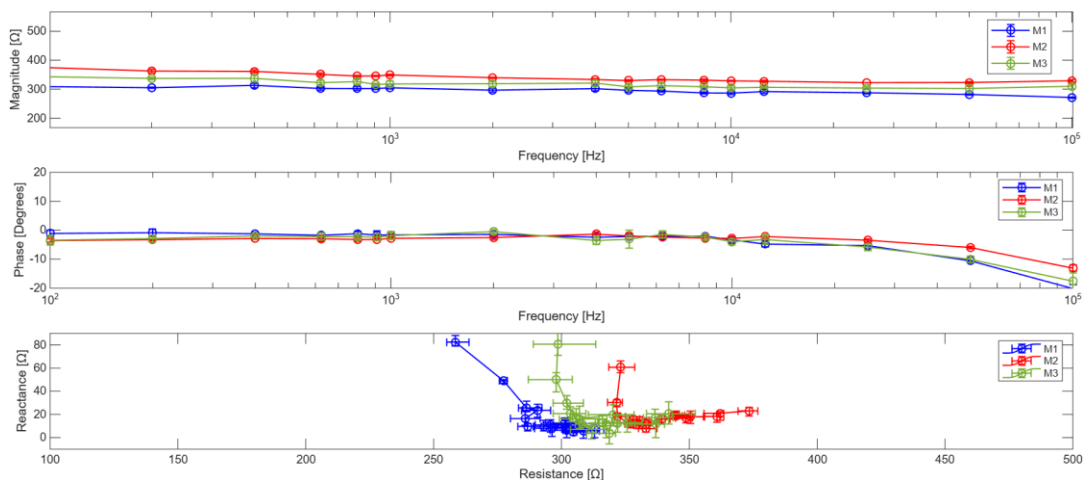


Ilustración 28: Resultados promedio phantom dos, sin herida (control.)

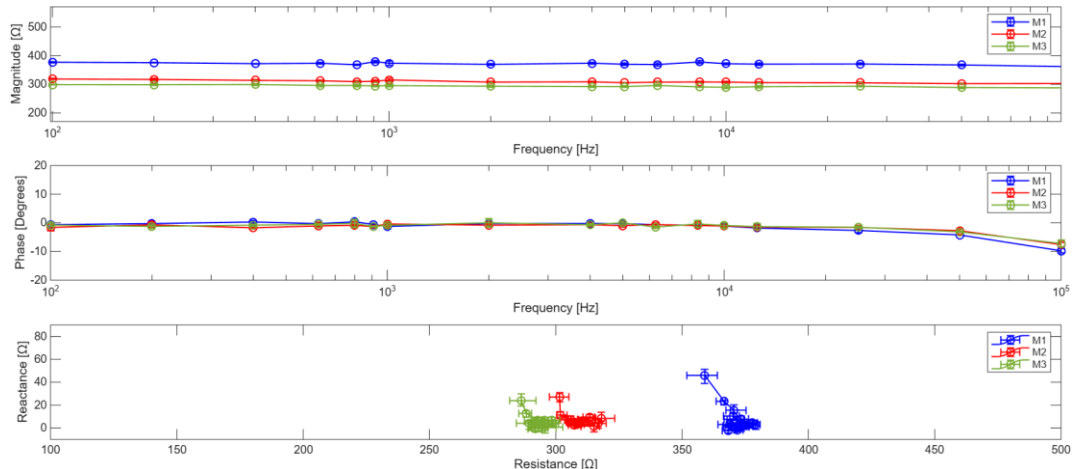


Ilustración 29: Resultados promedio phantom tres, sin herida (control).

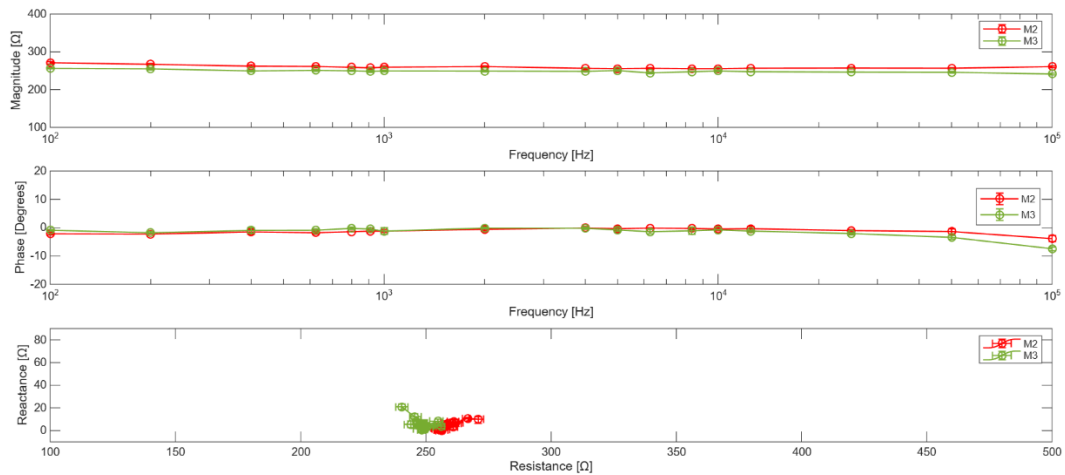


Ilustración 30: Resultados promedio phantom herida transversal 10 mm - 1 mm (longitud-profundidad respectivamente).

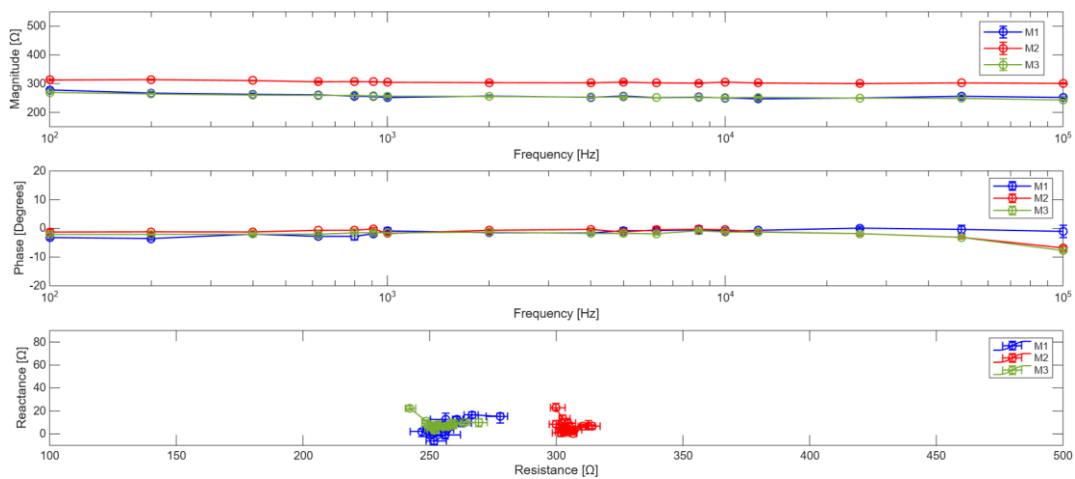


Ilustración 31: Resultados promedio phantom dos, herida transversal 10 mm - 1 mm (longitud-profundidad respectivamente).

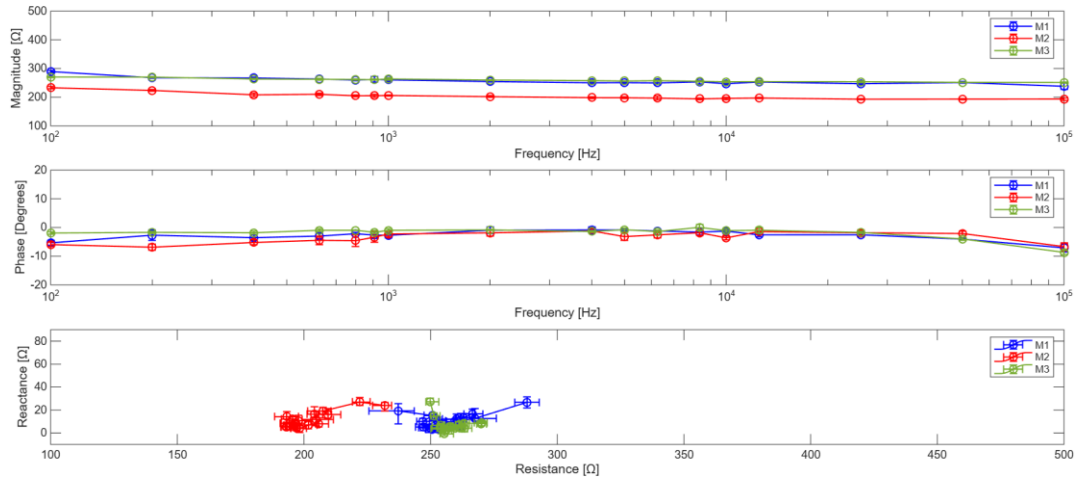


Ilustración 32: Resultados promedio phantom tres, herida transversal 10 mm - 1 mm (longitud-profundidad respectivamente).

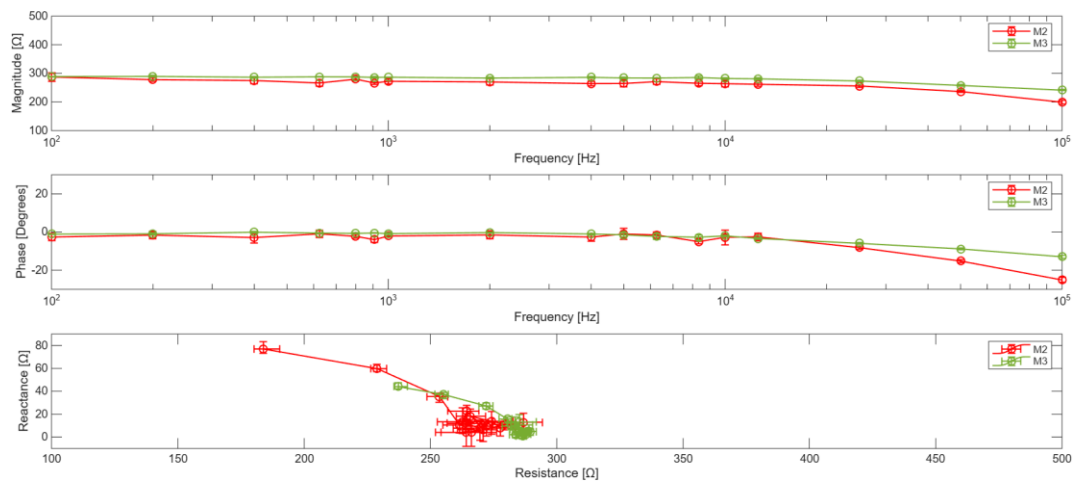


Ilustración 33: Resultados promedio phantom herida transversal 10 mm - 3 mm (longitud-profundidad respectivamente).

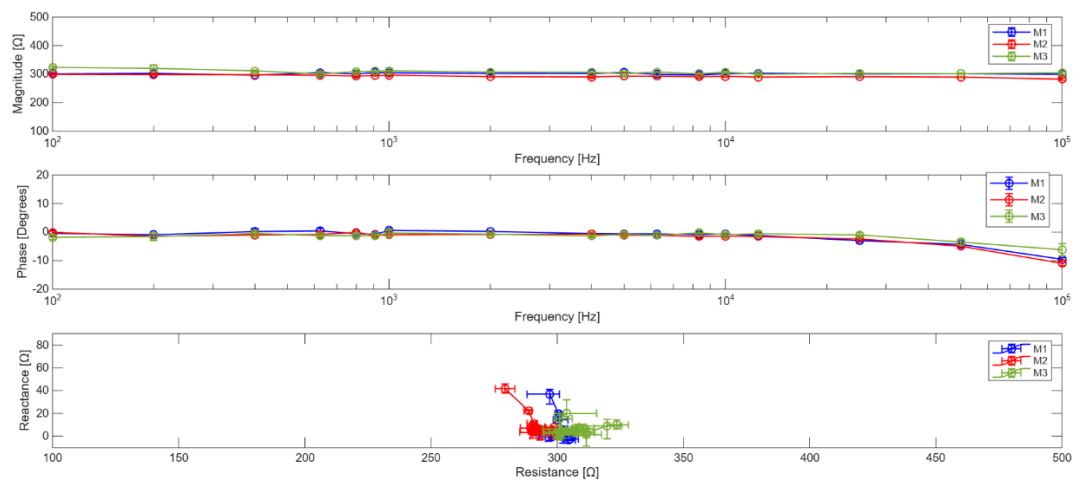


Ilustración 34: Resultados promedio phantom dos, herida transversal 10 mm - 3 mm (longitud-profundidad respectivamente).

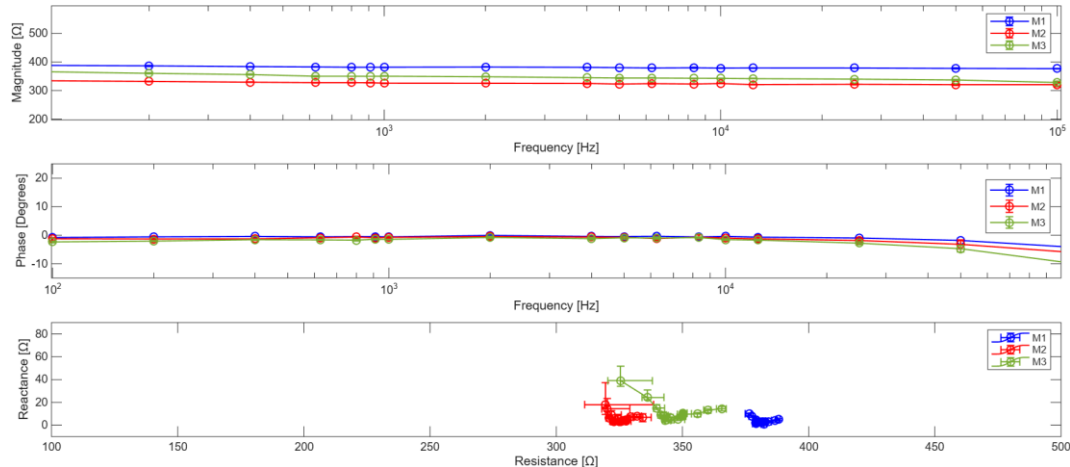


Ilustración 35: Resultados promedio phantom herida transversal 15 mm - 1 mm (longitud-profundidad respectivamente).

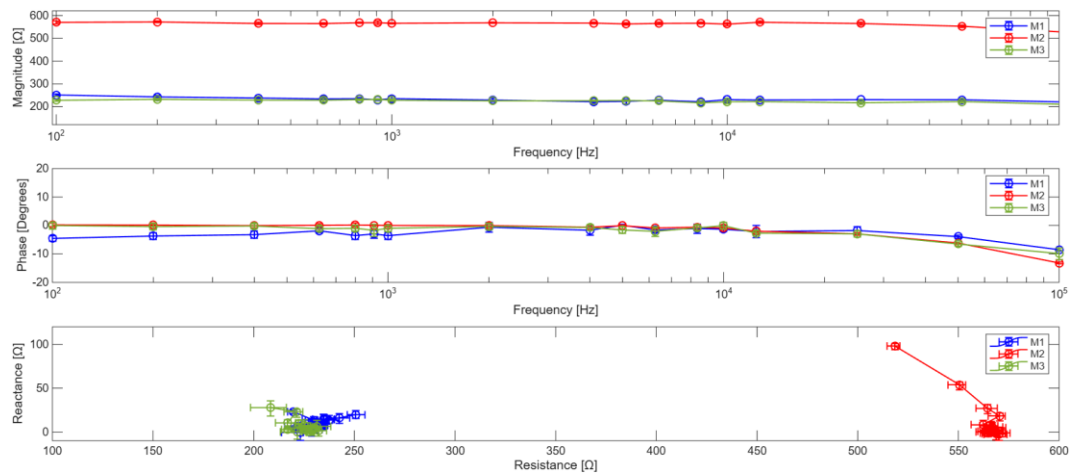


Ilustración 36: Resultados promedio phantom dos, herida transversal 15 mm - 1 mm (longitud-profundidad respectivamente).

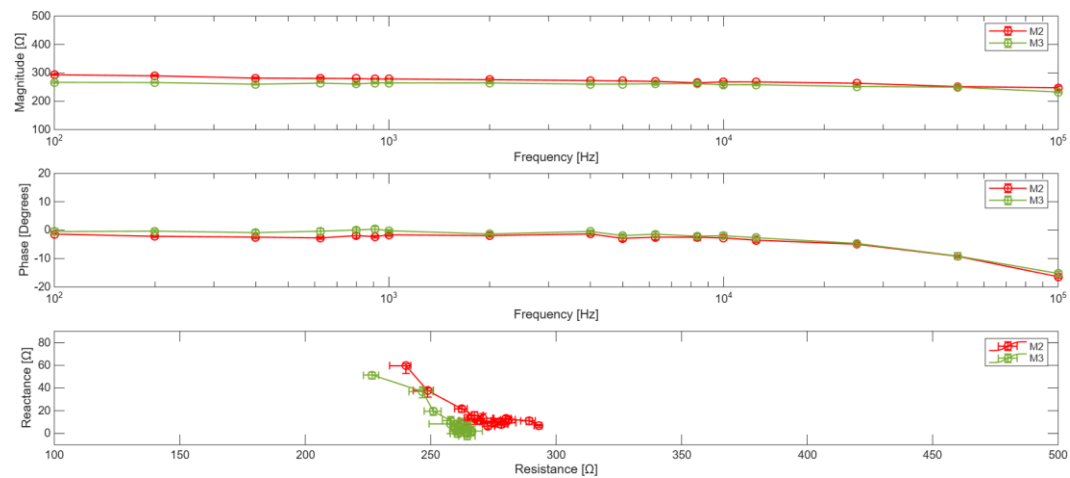


Ilustración 37: Resultados promedio phantom herida transversal 15 mm - 3 mm (longitud-profundidad respectivamente)

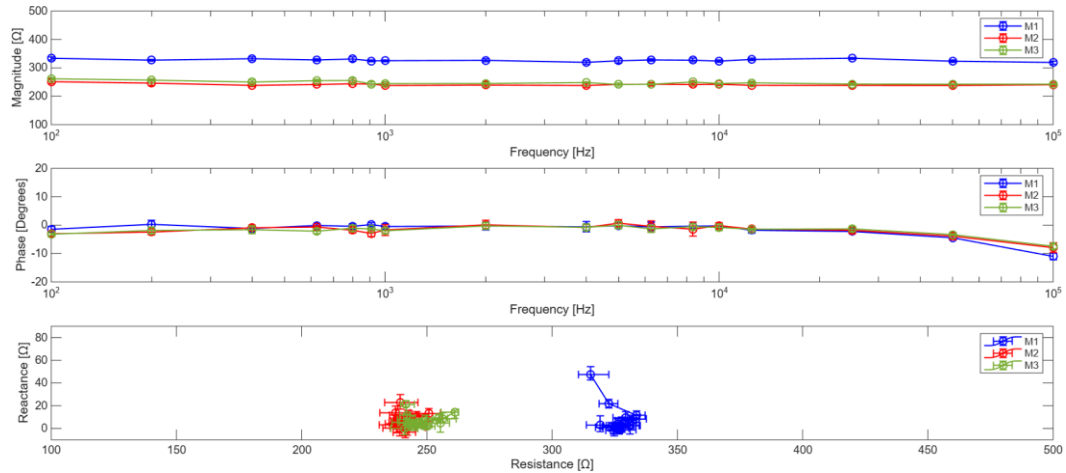


Ilustración 38: Resultados promedio phantom dos, herida transversal 15 mm - 3 mm (longitud-profundidad respectivamente).

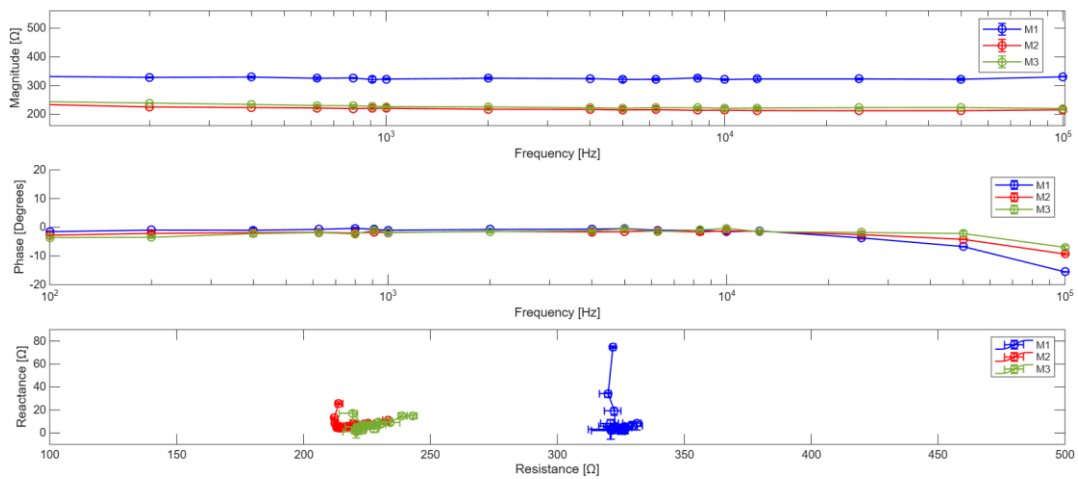


Ilustración 39: Resultados promedio phantom herida longitudinal 10 mm - 1 mm (longitud-profundidad respectivamente).

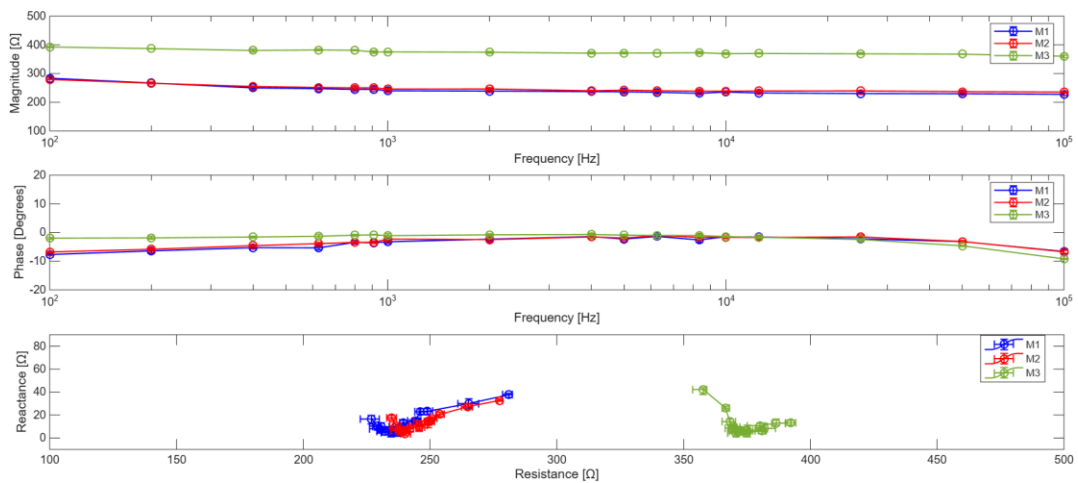


Ilustración 40: Resultados promedio phantom dos, herida longitudinal 10 mm - 1 mm (longitud-profundidad respectivamente).

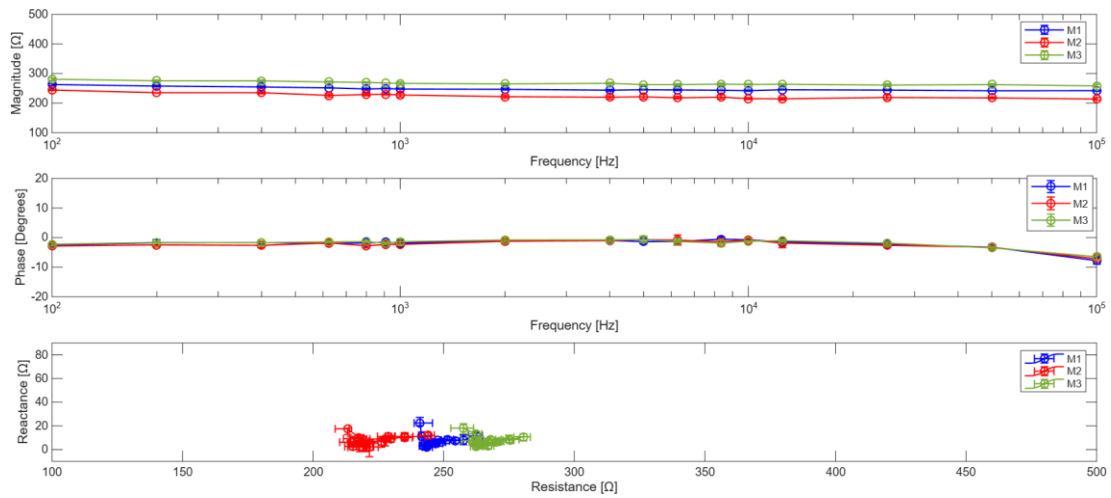


Ilustración 41: Resultados promedio phantom herida longitudinal 10 mm - 3 mm (longitud-profundidad respectivamente).

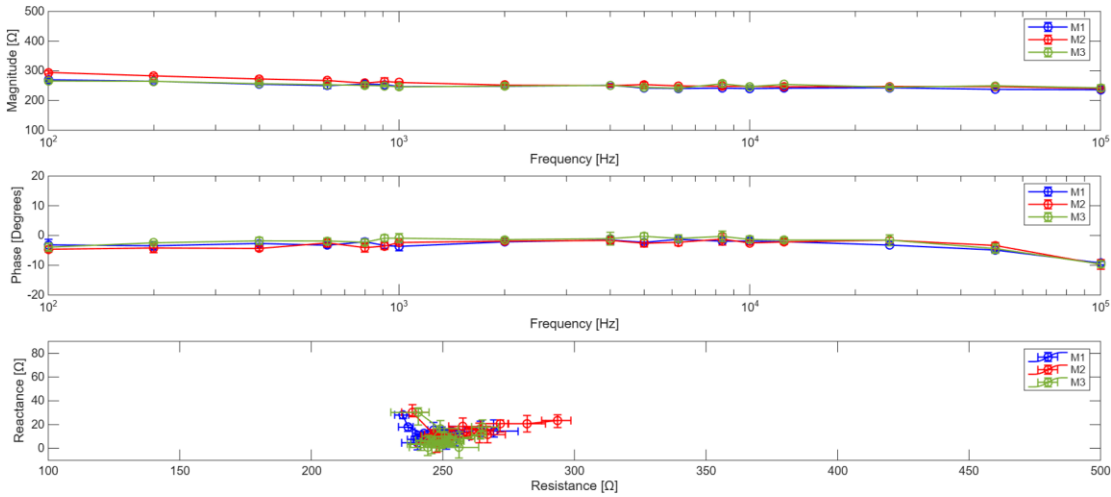


Ilustración 42: Resultados promedio phantom dos, herida longitudinal 10 mm - 3 mm (longitud-profundidad respectivamente).

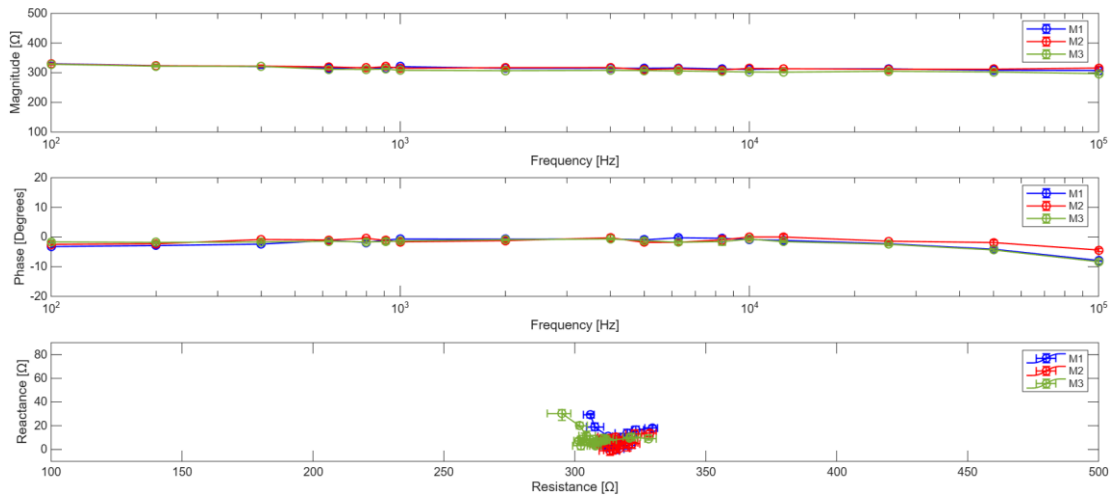


Ilustración 43: Resultados promedio phantom herida longitudinal 15 mm - 1 mm (longitud-profundidad respectivamente).

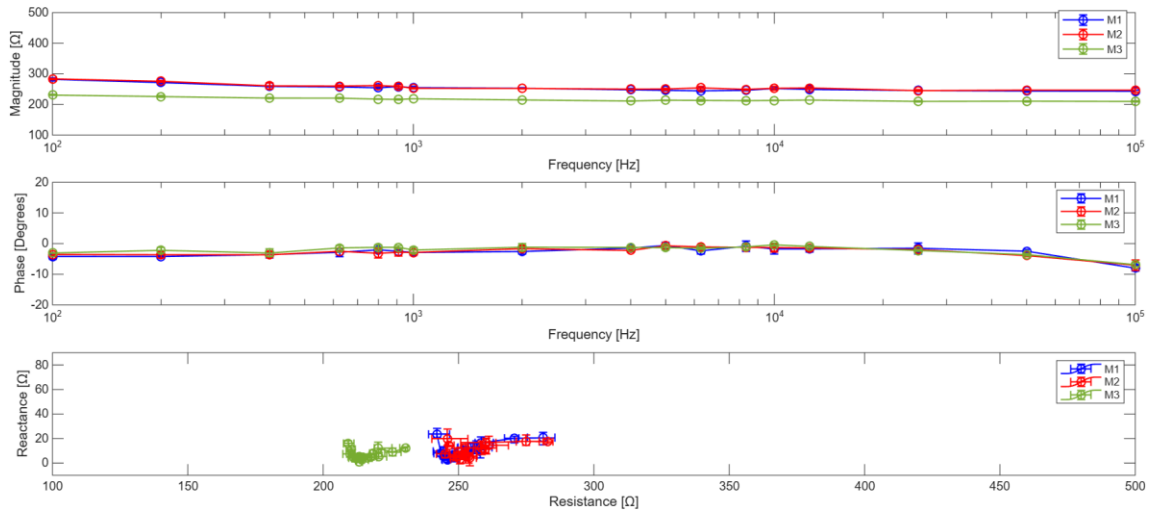


Ilustración 44: Resultados promedio phantom dos, herida longitudinal 15 mm - 1 mm (longitud-profundidad respectivamente).

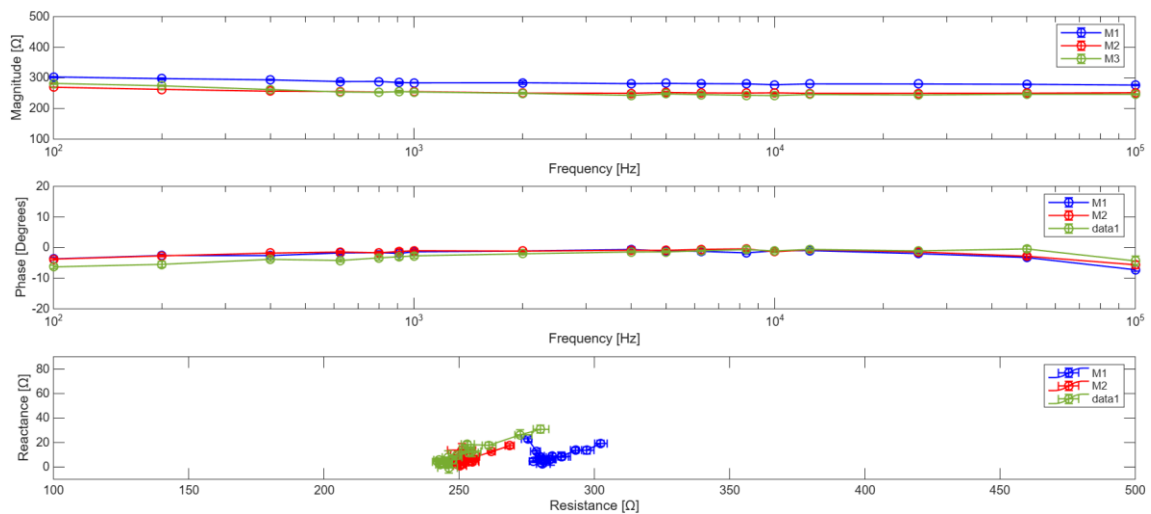


Ilustración 45: Resultados promedio phantom herida longitudinal 15 mm - 3 mm (longitud-profundidad respectivamente).

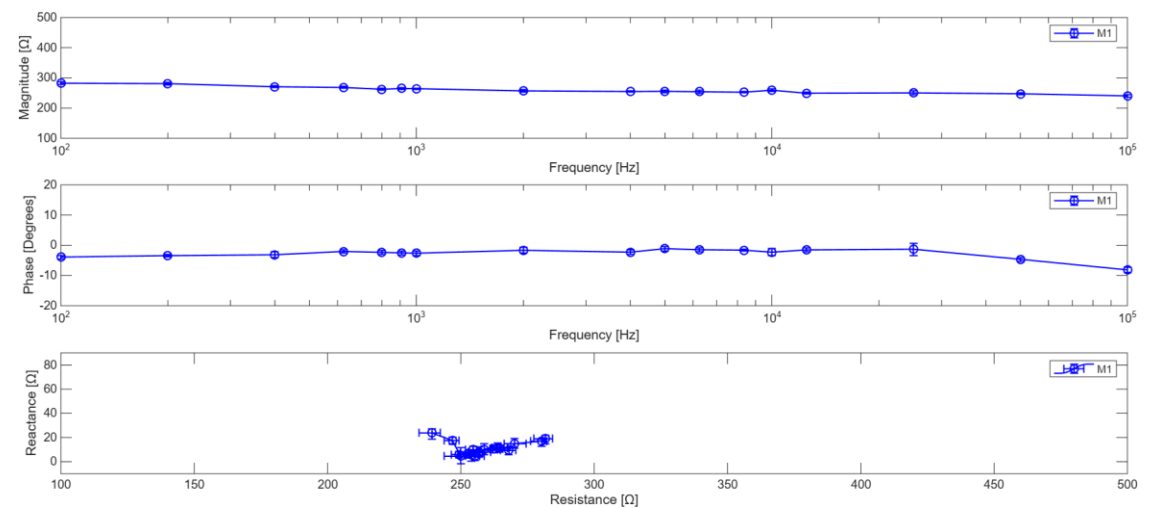


Ilustración 46: Resultados promedio phantom repetición herida longitudinal 15 mm - 3 mm (longitud-profundidad respectivamente).

Referencias bibliográficas

- [1] R. V. González-Consuegra, D. M. Cardona-Mazo, P. A. Murcia-Trujillo, and G. D. Matiz-Vera, “Prevalencia de úlceras por presión en Colombia: informe preliminar,” *Revista de la Facultad de Medicina*, vol. 62, no. 3, pp. 369–377, Jul. 2014, doi: 10.15446/revfacmed.v62n3.43004.
- [2] D. Queen and K. Harding, “Estimating the cost of wounds both nationally and regionally within the top 10 highest spenders,” *Int. Wound J.*, vol. 21, no. 2, Feb. 2024, doi: 10.1111/IWJ.14709.
- [3] A. Torres-Machorro, C. Ruben-Castillo, J. F. Torres-Roldán, Ó. F. Miranda-Gómez, J. Catrip-Torres, and C. A. Hinojosa, “Estado actual, costos económicos y sociales del pie diabético y las amputaciones en la población mexicana,” *Revista Mexicana de Angiología*, vol. 48, no. 2, pp. 53–64, Apr. 2020, doi: 10.24875/RMA.20000019.
- [4] C. R. Ensuncho-Hoyos, S. D. Cortés-Enamorado, L. O. García-Vargas, and M. Fajardo-Alarcón, “Caracterización sociodemográfica y clínica de los pacientes con lesiones de difícil cicatrización atendidos en una IPS de referencia en el Caribe colombiano entre 2020 y 2023,” *Revista Colombiana de Cirugía*, vol. 40, no. 4, pp. 721–729, Apr. 2025, doi: 10.30944/20117582.2834.
- [5] “El impacto de las heridas crónicas.” Accessed: May 07, 2026. [Online]. Available: https://revistasanitariadeinvestigacion.com/el-impacto-de-las-heridas-cronicas/#google_vignette
- [6] “Declaración de Río de Janeiro sobre la Prevención de las Úlceras por Presión como Derecho Universal.” Accessed: May 07, 2026. [Online]. Available: <https://silauhe.org/wp-content/uploads/2022/03/Declaracion-de-Rio-Espanol.pdf>
- [7] E. F. Amaguaya Uvidia, “Diseño e implementación de un fantoma para simular respuestas en frecuencia en la banda sub 6Ghz en la piel humana,” Nov. 19, 2024, *Escuela Superior Politécnica de Chimborazo*. Accessed: May 07, 2026. [Online]. Available: <https://dspace.esPOCH.edu.ec/handle/123456789/22962>

- [8] P. L. Farber, F. C. Isoldi, and L. M. Ferreira, “Electric Factors in Wound Healing,” *Adv. Wound Care (New Rochelle)*, vol. 10, no. 8, pp. 461–476, Aug. 2021, doi: 10.1089/WOUND.2019.1114;WGROU:STRING:PUBLICATION.
- [9] S. B. Rajendran, K. Challen, K. L. Wright, and J. G. Hardy, “Electrical Stimulation to Enhance Wound Healing,” *Journal of Functional Biomaterials 2021, Vol. 12, Page 40*, vol. 12, no. 2, p. 40, Jun. 2021, doi: 10.3390/JFB12020040.
- [10] H. Kõiv, K. Pesti, and R. Gordon, “Electric impedance measurement of tissue phantom materials for development of medical diagnostic systems,” *Progress Reports on Impedance Spectroscopy: Measurements, Modeling, and Application*, pp. 131–137, Jan. 2017, doi: 10.1515/9783110449822-013/XML.
- [11] H. Joodaki and M. B. Panzer, “Skin mechanical properties and modeling: A review,” *Proc. Inst. Mech. Eng. H*, vol. 232, no. 4, pp. 323–343, Apr. 2018, doi: 10.1177/0954411918759801;REQUESTEDJOURNAL:JOURNAL:PIHB;WEBSITE:WEBSITE:SAGE;ISSUE:ISSUE:DOI.
- [12] A. Lo Presti *et al.*, “Fundamentals of Skin Bioimpedances,” 2023, doi: 10.1002/adma.202302127.
- [13] J. H. Cai, C. C. Chuang, M. H. Chen, C. P. Yeh, and C. Y. Hsu, “Differences of bioelectrical impedance in the development and healing phase of pressure ulcers and erythema in mouse model,” *J. Tissue Viability*, vol. 33, no. 2, pp. 225–230, May 2024, doi: 10.1016/J.JTV.2024.02.010.
- [14] N. Annabi *et al.*, “Engineering a highly elastic human protein-based sealant for surgical applications,” *Sci. Transl. Med.*, vol. 9, no. 410, Oct. 2017, doi: 10.1126/SCITRANSLMED.AAI7466.
- [15] A. S. P. Sousa *et al.*, “Usability of Functional Electrical Stimulation in Upper Limb Rehabilitation in Post-Stroke Patients: A Narrative Review,” *Sensors 2022, Vol. 22, Page 1409*, vol. 22, no. 4, p. 1409, Feb. 2022, doi: 10.3390/S22041409.
- [16] M. Hosseini, J. Brown, K. Khosrotehrani, A. Bayat, and A. Shafiee, “Skin biomechanics: a potential therapeutic intervention target to reduce scarring,” *Burns Trauma*, vol. 10, Jan. 2022, doi: 10.1093/BURNST/TKAC036.

- [17] H. Kõiv, K. Pesti, and R. Gordon, “Electric impedance measurement of tissue phantom materials for development of medical diagnostic systems,” *Progress Reports on Impedance Spectroscopy: Measurements, Modeling, and Application*, pp. 131–137, Jan. 2017, doi: 10.1515/9783110449822-013/XML.
- [18] X. Li *et al.*, “Smart wearable systems for precision wound monitoring and therapy: a categorical review across wound types,” *J. Mater. Chem. C Mater.*, vol. 14, no. 10, pp. 3788–3809, Mar. 2026, doi: 10.1039/D5TC04302F.
- [19] J. Kim, A. S. Campbell, B. E. F. de Ávila, and J. Wang, “Wearable biosensors for healthcare monitoring,” *Nature Biotechnology 2019 37:4*, vol. 37, no. 4, pp. 389–406, Feb. 2019, doi: 10.1038/s41587-019-0045-y.
- [20] C. Ma *et al.*, “Multimodal 3D Printing of Phantoms to Simulate Biological Tissue,” *J. Vis. Exp.*, vol. 2020, no. 155, p. e60563, Jan. 2020, doi: 10.3791/60563.
- [21] H. Yousef, M. Alhajj, A. O. Fakoya, and S. Sharma, “Anatomy, Skin (Integument), Epidermis,” *StatPearls*, Jun. 2024, Accessed: May 11, 2026. [Online]. Available: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK470464/>
- [22] “Sistema tegumentario | Texto Atlas de Histología. Biología celular y tisular, 2e | AccessMedicina | McGraw Hill Medical.” Accessed: May 07, 2026. [Online]. Available: <https://accessmedicina.mhmedical.com/content.aspx?bookid=1506§ionid=98183941>
- [23] P. Baker, C. Huang, R. Radi, S. B. Moll, E. Jules, and J. L. Arbiser, “Skin Barrier Function: The Interplay of Physical, Chemical, and Immunologic Properties,” *Cells*, vol. 12, no. 23, p. 2745, Dec. 2023, doi: 10.3390/CELLS12232745.
- [24] M. Pawlaczyk, M. Lelonkiewicz, and M. Wieczorowski, “Age-dependent biomechanical properties of the skin,” *Advances in Dermatology and Allergology/Postępy Dermatologii i Alergologii*, vol. 30, no. 5, p. 302, 2013, doi: 10.5114/PDIA.2013.38359.
- [25] J. Andrea and I. López, “Comportamiento mecánico de la piel en función del espesor de las capas que la componen,” 2020. Accessed: May 07, 2026. [Online]. Available:

<https://repositorio.unal.edu.co/handle/unal/77605>

- [26] C. Pailler-Mattei, S. Bec, and H. Zahouani, “In vivo measurements of the elastic mechanical properties of human skin by indentation tests,” *Med. Eng. Phys.*, vol. 30, no. 5, pp. 599–606, Jun. 2008, doi: 10.1016/J.MEDENGPY.2007.06.011.
- [27] A. Ní Annaidh, K. Bruyère, M. Destrade, M. D. Gilchrist, and M. Otténio, “Characterization of the anisotropic mechanical properties of excised human skin,” *J. Mech. Behav. Biomed. Mater.*, vol. 5, no. 1, pp. 139–148, Jan. 2012, doi: 10.1016/j.jmbbm.2011.08.016.
- [28] M. J. Giuliadori, H. L. Lujan, W. S. Briggs, G. Palani, and S. E. DiCarlo, “Hooke’s law: applications of a recurring principle,” <https://doi.org/10.1152/advan.00045.2009>, vol. 33, no. 4, pp. 293–296, 2009, doi: 10.1152/ADVAN.00045.2009.
- [29] H. Joodaki and M. B. Panzer, “Skin mechanical properties and modeling: A review,” *Proc. Inst. Mech. Eng. H*, vol. 232, no. 4, pp. 323–343, Apr. 2018, doi: 10.1177/0954411918759801.
- [30] L. Vincent and A. J. Engler, “Effect of substrate modulus on cell function and differentiation,” *Comprehensive Biomaterials*, vol. 5, pp. 51–63, Oct. 2011, doi: 10.1016/B978-0-08-055294-1.00158-6.
- [31] F. H. Silver, G. Bradica, and A. J. Tria, “Relationship among biomechanical, biochemical, and cellular changes associated with osteoarthritis,” *Crit. Rev. Biomed. Eng.*, vol. 29, no. 4, pp. 373–391, 2001, doi: 10.1615/CRITREVBIMEDENG.V29.I4.10.
- [32] C. Flynn, A. Taberner, and P. Nielsen, “Mechanical characterisation of in vivo human skin using a 3D force-sensitive micro-robot and finite element analysis,” *Biomech. Model. Mechanobiol.*, vol. 10, no. 1, pp. 27–38, 2011, doi: 10.1007/S10237-010-0216-8.
- [33] L. C. Alarcón-Segovia, J. I. Daza-Agudelo, and I. Rintoul, “Multifactorial Effects of Gelling Conditions on Mechanical Properties of Skin-Like Gelatin Membranes Intended for In Vitro Experimentation and Artificial Skin Models,” *Polymers 2021, Vol. 13, Page*

- 1991, vol. 13, no. 12, p. 1991, Jun. 2021, doi: 10.3390/POLYM13121991.
- [34] Y. Abe and M. Nishizawa, “Electrical aspects of skin as a pathway to engineering skin devices,” *APL Bioeng.*, vol. 5, no. 4, pp. 041509–041509, Nov. 2021, doi: 10.1063/5.0064529.
 - [35] Y. Abe and M. Nishizawa, “Electrical aspects of skin as a pathway to engineering skin devices,” *APL Bioeng.*, vol. 5, no. 4, p. 041509, Dec. 2021, doi: 10.1063/5.0064529.
 - [36] S. B. Rajendran, K. Challen, K. L. Wright, and J. G. Hardy, “Electrical Stimulation to Enhance Wound Healing,” *Journal of Functional Biomaterials 2021, Vol. 12, Page 40*, vol. 12, no. 2, p. 40, Jun. 2021, doi: 10.3390/JFB12020040.
 - [37] C. Gabriel, S. Gabriel, and E. Corthout, “The dielectric properties of biological tissues: I. Literature survey,” *Phys. Med. Biol.*, vol. 41, no. 11, pp. 2231–2249, Nov. 1996, doi: 10.1088/0031-9155/41/11/001.
 - [38] “Saúl. Lecciones de Dermatología, 17e | AccessMedicina | McGraw Hill Medical.” Accessed: May 07, 2026. [Online]. Available: <https://accessmedicina.mhmedical.com/book.aspx?bookid=3432>
 - [39] H. A. Wallace, B. M. Basehore, and P. M. Zito, “Wound Healing Phases,” *StatPearls*, Jun. 2023, Accessed: May 11, 2026. [Online]. Available: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK470443/>
 - [40] M. Takeo, W. Lee, and M. Ito, “Wound healing and skin regeneration,” *Cold Spring Harb. Perspect. Med.*, vol. 5, no. 1, 2015, doi: 10.1101/CSHPERSPECT.A023267.
 - [41] C. K. Sen, “Human Wound and Its Burden: Updated 2020 Compendium of Estimates,” *Adv. Wound Care (New Rochelle).*, vol. 10, no. 5, pp. 281–292, May 2021, doi: 10.1089/WOUND.2021.0026.
 - [42] Humberto Delgado, “Efecto de la geometría del electrodo en la distribución de potencial en la superficie de un material fantasma de la piel.” Accessed: May 07, 2026. [Online]. Available: https://www.researchgate.net/publication/335025397_Efecto_de_la_geometria_del_elctrodo_en_la_distribucion_de_potencial_en_la_superficie_de_un_material_fantasma_de_la_piel

- [43] T. Henderson *et al.*, “Developing a Skin Phantom for the Testing of Biowearables,” *Interdisciplinary Design Senior Theses*, Apr. 2020, Accessed: May 07, 2026. [Online]. Available: https://scholarcommons.scu.edu/idp_senior/63
- [44] P. Kolimi, S. Narala, D. Nyavanandi, A. A. A. Youssef, and N. Dudhipala, “Innovative Treatment Strategies to Accelerate Wound Healing: Trajectory and Recent Advancements,” *Cells*, vol. 11, no. 15, Aug. 2022, doi: 10.3390/CELLS11152439.
- [45] J. Li and D. J. Mooney, “Designing hydrogels for controlled drug delivery,” *Nat. Rev. Mater.*, vol. 1, no. 12, pp. 16071-, Oct. 2016, doi: 10.1038/NATREVMATS.2016.71;SUBJMETA.
- [46] J. Boateng and O. Catanzano, “Advanced Therapeutic Dressings for Effective Wound Healing—A Review,” *J. Pharm. Sci.*, vol. 104, no. 11, pp. 3653–3680, Nov. 2015, doi: 10.1002/JPS.24610.
- [47] fernando castañeda meriño and <https://cuc-co.academia.edu/fernandocastanedameriño>, “NORMA TÉCNICA NTC-IEC COLOMBIANA 60601-1.” Accessed: May 11, 2026. [Online]. Available: https://www.academia.edu/39485204/NORMA_T%C3%89CNICA_NTC_IEC_COLOMBIANA_60601_1
- [48] “IEC 60601-2-47:2012 | IEC.” Accessed: May 11, 2026. [Online]. Available: <https://webstore.iec.ch/en/publication/2666>
- [49] “Comportamiento mecánico de la piel en función del espesor de las capas que la componen.” https://scholar.google.com/citations?view_op=view_citation&hl=es&user=qEERcHEAAAAJ&citation_for_view=qEERcHEAAAAJ:kc_bZDykSQC
- [50] C. A. Romero-Beltrán, A. M. González-Vargas, and J. J. Cabrera-López, “Non-invasive blood pressure as an application of electrical impedance: a short review,” *Journal of Physics Conference Series*, vol. 2008, no. 1, p. 012013, Aug. 2021, doi: 10.1088/1742-6596/2008/1/012013.

