

**DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UN PROTOTIPO ELECTRÓNICO DE
TOMOGRFÍA DE IMPEDANCIA ELÉCTRICA ORIENTADO A LA
EVALUACIÓN DE LA SOBRECARGA HÍDRICA EN EL CUERPO HUMANO**

OSCAR FELIPE SANCHEZ ESPINOSA

ALICIA AGREDO OTERO

CORPORACIÓN UNIVERSITARIA COMFACAUCA

FACULTAD DE INGENIERÍAS

PROGRAMA DE INGENIERÍA MECATRÓNICA

POPAYÁN, CAUCA

2025

**DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UN PROTOTIPO ELECTRÓNICO DE
TOMOGRFÍA DE IMPEDANCIA ELÉCTRICA ORIENTADO A LA
EVALUACIÓN DE LA SOBRECARGA HÍDRICA EN EL CUERPO HUMANO**

OSCAR FELIPE SANCHEZ ESPINOSA

ALICIA AGREDO OTERO

**PROYECTO DE GRADO PRESENTADO PARA OPTAR AL TÍTULO DE
INGENIERO MECATRÓNICO**

Director: Mag. Juan David Muñoz Sánchez

Codirector: PhD (c) Andrés Felipe Solís Pino

CORPORACIÓN UNIVERSITARIA COMFACAUCA

FACULTAD DE INGENIERÍAS

PROGRAMA DE INGENIERÍA MECATRÓNICA

POPAYÁN

2025

NOTA DE ACEPTACIÓN

Firma del presidente de Jurado

Firma del Jurado

Firma de Jurado

DEDICATORIA

A mis padres por su amor, dedicación y apoyo incondicional, que me han impulsado a seguir adelante en cada etapa de mi vida.

A mi hermano por estar dispuesto a ayudarme en lo que necesite además de ser fuente de inspiración y motivación.

A mi pareja, por caminar a mi lado con amor, paciencia, comprensión y ánimo.

A mis compañeros por su colaboración, compañerismo y por compartir conmigo los retos y aprendizajes de esta etapa, que hicieron este camino más llevadero y significativo.

Y a mí misma, por cada sacrificio, cada esfuerzo, por no rendirme y por confiar, incluso cuando el camino parecía incierto.

Este esfuerzo lo dedico a Dios quien me dio el valor y la capacidad de cumplir esta meta, a mis padres, que con su apoyo y confianza han hecho de mí una persona profesional y llena de valores, a mis abuelos que con su amor han forjado una persona noble y enfocada, a mis tías que con su motivación me dieron ánimos para continuar a pesar de las circunstancias y a mi pareja por su apoyo incondicional y sus consejos.

AGRADECIMIENTOS

Agradecer a Dios por ser nuestra guía, por darnos la capacidad de cumplir el objetivo, su compañía nos dio valor y sabiduría sin la cual no hubiese sido posible enfrentar los desafíos en el trayecto de esta etapa para culminar con éxito este proyecto.

Queremos agradecer a nuestras familias que han sido el apoyo incondicional desde el comienzo y creyeron en nosotros durante toda nuestra carrera universitaria, a nuestros padres agradecer profundamente por ser los pilares y la motivación para culminar con este proceso profesional.

Queremos expresar nuestro más sincero agradecimiento a los docentes de la corporación al ser parte de nuestra formación profesional, agradecer su compromiso y paciencia en el transcurso de esta etapa académica, agradecer a nuestro director de proyecto de grado, Mag. Juan David Muñoz Sánchez que con su conocimiento y apoyo pudimos culminar de forma exitosa este proyecto.

Agradecimientos a nuestra alma mater, la corporación universitaria Comfacaucá, que nos acogió con amor y nos brindó las herramientas necesarias para la culminación de nuestro proyecto. Su calidad académica nos formó profesional y personalmente.

Agradecimiento a Tecnoparque por el apoyo y la accesibilidad a sus tecnologías y a su interés en nuestro proyecto que fue de ayuda para cumplir de forma eficaz nuestro sistema.

De ante mano nos despedimos con gratitud y nostalgia de todo este proceso vivido, este no es más que el comienzo de una nueva etapa profesional, llevaremos presente con orgullo el conocimiento y la experiencia que nos deja este proceso académico, agradecer a todos los que fueron parte y creyeron en nosotros.

TABLA DE CONTENIDO

RESUMEN	12
CAPÍTULO 1 – INTRODUCCIÓN	15
1.1 FORMULACIÓN DEL PROBLEMA	16
1.2 JUSTIFICACIÓN	18
1.3 OBJETIVOS	19
OBJETIVO GENERAL	19
OBJETIVOS ESPECÍFICOS	19
CAPÍTULO 2 - MARCO DE REFERENCIA	20
MARCO TEÓRICO	20
2.1 Impedancia eléctrica	20
2.2 Impedancia Global (GI)	20
2.3 Tomografía de Impedancia Eléctrica (TIE)	21
2.4 Sobrecarga hídrica	21
2.5 Bioimpedancia eléctrica	21
2.6 Distribución de impedancia	22
2.7 EIDORS	22
2.8 Algoritmo de reconstrucción (GAUSS-NEWTON)	22
2.9 Problema directo e inverso	22
2.10 Amplificador de transconductancia	23
2.11 Tanque con solución salina	24
2.12 Fundamentos matemáticos de la TIE	24
2.13 Analisis del problema directo e inverso	25
2.14 Cálculo de la impedancia global	26
CAPÍTULO 3 - ANTECEDENTES	28
CAPÍTULO 4 - METODOLOGÍA	34
4.1 ETAPA 1: MAPEO SISTEMÁTICO DE LA LITERATURA	34
4.2 ETAPA 2: DISEÑO DEL PROTOTIPO ELECTRÓNICO DE TIE	34

4.3	ETAPA 3: CARACTERIZACIÓN DEL PROTOTIPO ELECTRÓNICO DE TIE	35
4.4	ETAPA 4: EVALUACIÓN DE LA SOBRECARGA DE VOLUMEN MEDIANTE UNA PRUEBA DE CONCEPTO	35
4.5	ETAPA 5: INTRODUCCIÓN A LAS CONCLUSIONES DE LA TEORÍA ...	35
4.6	ETAPA 6: DOCUMENTACIÓN	35
CAPÍTULO 5 - REVISIÓN DE LITERATURA: MAPEO SISTEMÁTICO DE LITERATURA		38
5.1	INTRODUCCIÓN	38
5.2	DEFINICIÓN DE LAS PREGUNTAS DE INVESTIGACIÓN	38
5.3	ESTRATEGIA DE BÚSQUEDA	39
5.4	CRITERIOS DE SELECCIÓN DE LOS ESTUDIOS PRIMARIOS	39
5.5	ESTRATEGIA DE EXTRACCIÓN DE DATOS	39
5.6	RESULTADOS Y ANÁLISIS DE RESULTADOS	40
5.7	CONCLUSIONES PARCIALES	46
CAPÍTULO 6 - DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UN PROTOTIPO ELECTRÓNICO DE TOMOGRAFÍA DE IMPEDANCIA ELÉCTRICA ORIENTADO A LA EVALUACIÓN DE SOBRECARGA HÍDRICA EN EL CUERPO HUMANO		47
6.1	DESCRIPCIÓN DEL HARDWARE	48
6.2	DISEÑO DEL SISTEMA DE BIOIMPEDANCIA ELÉCTRICA (BIM)	49
6.2	FUENTE DE CORRIENTE CONTROLADA POR VOLTAJE	51
6.3	CONVERTIDOR DE IMPEDANCIA AD5933	53
6.4	GENERACIÓN DE SEÑAL ALTERNA (AC) Y CONFIGURACIÓN DEL CONVERTIDOR DE IMPEDANCIA	54
6.5	AMPLIFICADOR DE INSTRUMENTACIÓN DE GANANCIA UNITARIA ..	55
6.6	PROCESAMIENTO DE DATOS ANALÓGICOS	56
6.7	EVALUACIÓN DE IMPEDANCIA EN SISTEMA BIM	57
6.8	PATRONES DE INYECCIÓN Y MEDICIÓN	59
6.9	CONSTRUCCIÓN DEL SISTEMA TIE SOBRE PROTOBOARD	60
6.10	DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE LA PLACA PCB PARA EL SISTEMA TIE	62

CAPÍTULO 7 - VALIDACIÓN DEL SISTEMA PROPUESTO	68
7.1 RELACIÓN SEÑAL-RUIDO (SNR)	68
7.2 MEDICIÓN DE MAGNITUD E IMPEDANCIA CON RESISTENCIAS DE PRUEBA	69
7.3 MEDICIÓN DE MAGNITUD DE IMPEDANCIA EN EL MODELO DE COLE	71
7.4 ADAPTACIÓN DE PLACA PCB PARA CONEXIÓN DE ELECTRODOS	74
7.5 RECONSTRUCCIÓN DE IMÁGENES DE LA DISTRIBUCIÓN DE LA IMPEDANCIA	75
7.6 EIDORS	78
7.7 MEDICIÓN DEL GI EN VOLUNTARIOS	81
7.8 DISCUSIÓN DE RESULTADOS	87
7.9 RECONOCIMIENTOS Y RESULTADOS DE LA INVESTIGACIÓN	88
CAPÍTULO 8 – CONCLUSIONES, LIMITACIONES Y TRABAJOS A FUTURO	89
8.1 CONCLUSIONES	89
8.2 LIMITACIONES	90
8.3 TRABAJOS FUTUROS	90
BIBLIOGRAFÍA	92

LISTA DE FIGURAS

Figura 1. Patrón de inyección y medición adyacente.	21
Figura 2. Principio de TIE distribución de conductividad.	24
Figura 3. Diagrama de flujo de la metodología.	36
Figura 4. Fases para realizar el mapeo sistemático.	38
Figura 5. Porcentajes de cada una de las bases de datos científicas de la búsqueda.	40
Figura 6. Documentos seleccionados y aceptados.	41
Figura 7. Documentos seleccionados y aceptados con sus respectivos años.	41
Figura 8. Diagrama esquemático sistema TIE	48
Figura 9. Esquema del sistema BIM.	49
Figura 10. Fuente de corriente controlada por voltaje.	52
Figura 11. Fuente de corriente carga en bucle.	53
Figura 12. AD5933.	54
Figura 13. Amplificador de instrumentación de ganancia unitaria.	56
Figura 14. Sistema BIM simplificado.	58
Figura 15. Multiplexores de inyección y medición.	60
Figura 16. Montaje en protoboard de convertidor de impedancia, VCCS y amplificador de instrumentación para pruebas con resistencias.	61
Figura 17. <i>Montaje sistema TIE en protoboard para prueba de concepto.</i>	62
Figura 18. Pruebas de concepto sobre montaje de sistema TIE en protoboard.	63
Figura 19. Diseño modular de placa board PCB del sistema TIE.	64
Figura 20. <i>Creación de placa PCB en CNC Router.</i>	65
Figura 21. Placa PCB sin componentes.	66
Figura 22. Placa PCB con componentes electrónicos.	67
Figura 23. Pruebas con resistencias.	69
Figura 24. Gráfico de datos de magnitud en resistencias de prueba.	71
Figura 25. Modelo de cole.	72
Figura 26. Circuito montado para pruebas sobre modelo de Cole.	73
Figura 27. Adaptación de pines de placa PCB para conexión a electrodos.	75

Figura 28. Pruebas de concepto con electrodos.....	75
Figura 29. Construcción del phantom y posicionamiento de terminales para electrodos.	76
Figura 30. Tanque de solución salina con tubo de PVC.....	77
Figura 31. Tanque de solución salina con tubo de acero.....	78
Figura 32. Diagrama de flujo para la reconstrucción de imágenes por medio de EIDORS.....	79
Figura 33. Reconstrucción de imágenes TIE de tubos conductores: A tubo pequeño y B tubo grande.....	80
Figura 34. Reconstrucción de imágenes TIE de tubos aislantes: A tubo pequeño y B tubo grande.....	80
Figura 35. Medición de impedancia alrededor del torso en voluntario de contextura gruesa y delgada.....	82
Figura 36. Medición de impedancia alrededor de la pierna en voluntario de contextura gruesa y delgada.....	83
Figura 37. Diagrama de cajas y bigotes de datos alrededor del torso.....	84
Figura 38. Diagrama de cajas y bigotes de datos alrededor de la pierna.....	85

LISTA DE TABLAS

Tabla 1. Descripción de los elementos que integran el prototipo.....	51
Tabla 2. Configuración registro de control 0x80 AD5933.....	54
Tabla 3. Relación SNR.....	68
Tabla 4. Promedio de datos de magnitud de impedancia en resistencias de prueba...	70
Tabla 5. Promedio de magnitud de impedancia sobre modelo de Cole.....	73
Tabla 6. Promedio de datos con modelo de Cole.....	74
Tabla 7. Valores de impedancia global del diagrama de cajas y bigotes de la persona de contextura delgada y de contextura gruesa.....	84
Tabla 8. Valores de impedancia global del diagrama de cajas y bigotes de la persona delgada y de contextura gruesa.....	86

RESUMEN

La sobrecarga hídrica en el cuerpo humano es un factor de riesgo que puede llevar a complicaciones mucho más graves, aumentando la tasa de mortalidad en pacientes que lo padecen, este factor afecta a pacientes con problemas cardíacos, cirrosis, insuficiencia renal, edemas, dificultad respiratoria, etc. Existen métodos para evaluar la composición corporal, sin embargo, resultan ser invasivos y riesgosos para el cuerpo humano. En ese contexto, evaluar con precisión los niveles de hidratación es crucial para una intervención médica oportuna a esta afección, para ello se propone un método no invasivo que sea capaz de evaluar la sobrecarga hídrica en el cuerpo humano.

En ese sentido, este estudio presenta el diseño y construcción de un prototipo electrónico basado en tomografía de impedancia eléctrica (TIE), enfocado a la evaluación de la sobrecarga hídrica en el cuerpo humano, una técnica no invasiva que permite estimar la distribución de impedancia dentro de un cuerpo. El sistema desarrollado incluye un circuito de adquisición de señales, un módulo que inyecta corriente alterna de baja intensidad y un programa para reconstruir imágenes.

Este estudio buscó, además establecer una configuración del sistema mediante una caracterización aplicando el uso de modelos o pruebas experimentales, donde se validaron el funcionamiento y los valores de impedancia del sistema TIE para evaluar la sobrecarga hídrica en personas a través de una prueba de concepto.

Para alcanzar estos objetivos, se emplea la metodología cuantitativa que comprende cinco fases: mapeo sistemático de la literatura, diseño del prototipo de TIE, caracterización del prototipo electrónico de TIE, evaluación de la sobrecarga de volumen mediante una prueba de concepto y documentación. Este enfoque permite determinar las características de la señal de corriente alterna, número de electrodos de contacto superficial y algoritmos para reconstruir imágenes de impedancia.

Los resultados principales demostraron que el prototipo funcionó correctamente, logrando reconstrucciones preliminares de la distribución de impedancia en modelos físicos que simularon distintos niveles de conductividad eléctrica. Además, fue capaz de estimar y diferenciar la impedancia global de las regiones torácica y abdominal en dos personas con diferente índice de masa corporal (IMC). Adicionalmente, se encontró que la impedancia global presenta un comportamiento directamente proporcional al porcentaje de tejido adiposo, e inversamente proporcional a la masa magra del cuerpo humano.

En conclusión, el sistema TIE presentado muestra resultados relevantes en las pruebas de validación y de concepto siendo una herramienta útil para la aplicación de esta

técnica en diversos campos de la medicina biomédica, estableciendo así su potencial como dispositivo accesible y seguro para la monitorización clínica no invasiva.

ABSTRACT

Water overload in the human body is a risk factor that can lead to much more serious complications, increasing the mortality rate in patients who suffer from it. This factor affects patients with cardiac problems, cirrhosis, renal failure, edema, respiratory distress, etc. There are methods to evaluate body composition, however, they are invasive and risky for the human body. In this context, accurately assessing hydration levels is crucial for a timely medical intervention to this condition, for which a non-invasive method capable of assessing water overload in the human body is proposed.

In this sense, this study presents the design and construction of an electronic prototype based on electrical impedance tomography (EIT), focused on the evaluation of hydric overload in the human body, a noninvasive technique that allows estimating the impedance distribution within a body. The developed system includes a signal acquisition circuit, a module that injects low intensity alternating current and a program to reconstruct images.

This study also sought to establish a system configuration through a characterization applying the use of models or experimental tests, where the operation and impedance values of the TIE system were validated to evaluate the water overload in people through a proof of concept.

To achieve these objectives, the quantitative methodology is employed, comprising five phases: systematic literature mapping, TIE prototype design, TIE electronic prototype characterization, volume overload evaluation through a proof-of-concept and documentation. This approach allows determining the characteristics of the AC signal, number of surface contact electrodes and algorithms to reconstruct impedance images.

The main results showed that the prototype worked correctly, achieving preliminary reconstructions of the impedance distribution in physical models that simulated different levels of electrical conductivity. Furthermore, it was able to estimate and differentiate the global impedance of the thoracic and abdominal regions in two people with different body mass index (BMI). Additionally, it was found that the global impedance presents a behavior directly proportional to the percentage of adipose tissue, and inversely proportional to the lean mass of the human body.

In conclusion, the presented TIE system shows relevant results in the validation and proof of concept tests being a useful tool for the application of this technique in various fields of biomedical medicine, thus establishing its potential as an accessible and safe device for noninvasive clinical monitoring.

CAPÍTULO 1 – INTRODUCCIÓN

El equilibrio hídrico en el cuerpo humano es esencial para el correcto funcionamiento de los sistemas fisiológicos. La sobrecarga de líquido en el cuerpo humano es una afección que puede desencadenar complicaciones graves, se presenta en pacientes con insuficiencia cardíaca, insuficiencia renal y edema pulmonar, e incluso se ha asociado a un aumento de la tasa de mortalidad. Detectarla a tiempo resulta crucial para evitar complicaciones mayores y orientar de manera adecuada el tratamiento médico respectivo. Aunque existen técnicas para determinar la sobrecarga hídrica, como la evaluación del estado físico, las pruebas de laboratorio o el diagnóstico por imagen, cada una de ellas presenta ciertos inconvenientes que limitan su eficacia y resultan invasivas para la salud del paciente. Por lo tanto, existe una clara necesidad de generar soluciones tecnológicas para determinar el estado de sobrecarga hídrica del cuerpo humano de forma no invasiva.

Por otro lado, la tomografía por impedancia eléctrica es un método de bio-impedancia capaz de estimar la distribución de conductividad estructural del interior de un objeto de estudio a través de la inyección de corriente alterna con frecuencia superior a 50kHz y la medición de los voltajes generados mediante un arreglo de electrodos ubicados sobre la superficie del objeto. Por medio de algoritmos de reconstrucción de imágenes de TIE se determina la distribución de impedancia de un objeto bajo estudio.

En este contexto y partiendo del hecho de que la TIE es un método libre de energías ionizantes haciendo de ella una alternativa en el ámbito médico el objetivo de este proyecto de investigación de pregrado es analizar las características a tener en cuenta para hacer de la TIE un método para la evaluación de la sobrecarga hídrica en el cuerpo humano contribuyendo a la salud de las personas que padecen o pueden padecer esta afección.

1.1 FORMULACIÓN DEL PROBLEMA

La sobrecarga hídrica o sobrecarga de volumen en el cuerpo humano, se define como el porcentaje de acumulación de líquido que supera el 10% del peso corporal basal [1], representando un factor de riesgo que puede generar alteraciones en diferentes órganos, aumentando la probabilidad de desarrollar problemas de salud relacionados con hiponatremia [2, 3], insuficiencia cardíaca, cirrosis, insuficiencia renal, edema, disnea, entre otros [4]. Sin embargo, uno de los riesgos de mayor impacto en pacientes con sobrecarga hídrica está relacionado con las enfermedades cardiovasculares [5, 6, 7]. Según datos de la Organización Mundial de la Salud (OMS), las enfermedades cardiovasculares son la principal causa de muerte en el mundo, con 17 millones de fallecimientos en 2015, es decir, el 31% de las muertes registradas en esta fecha [8], siendo los países de ingresos medios y bajos los más afectados por estas enfermedades, con el 75% de los casos [9].

En este sentido, la evaluación oportuna de los niveles de sobrehidratación es esencial para prevenir el desarrollo o progresión de estas enfermedades [10, 11]; por lo tanto, los dispositivos biomédicos desempeñan un papel fundamental en dicha evaluación [12, 13]. Entre estos métodos se encuentra la evaluación clínica, que consiste en la medición de los signos de presión arterial, disnea y edema mediante observación [5, 14, 15]; no obstante, esta técnica es limitada debido a la falta de precisión en la medición cuantitativa del nivel de sobrecarga de líquidos y la falta de información detallada sobre la distribución de dicha sobrecarga [16]. Por otro lado, la ultrasonografía es una técnica no invasiva que se utiliza a menudo para la evaluación de acumulación de líquidos en el cuerpo [6, 17, 18], sin embargo, no permite determinar el estado de líquido corporal total del paciente [16]. En cuanto al uso de biomarcadores BNP (péptido natriurético tipo B) que es una proteína y a su vez es un tipo de hormona, esta técnica evalúa la sobrecarga de volumen mediante los niveles de péptidos natriuréticos [19], no obstante, esta técnica representa un costo aproximado de \$160.000 COP por prueba, y considerando que un paciente con enfermedad renal puede requerir entre tres y cuatro evaluaciones por semana, su uso continuo resulta costoso. Además, proporciona información limitada sobre la localización y distribución del exceso de líquidos en el cuerpo [20].

En los últimos 7 años, la resonancia magnética se ha utilizado para determinar el agua corporal del cuerpo humano y la concentración de sodio en la piel, lo que permite predecir el riesgo de eventos cardiovasculares en personas con enfermedad renal crónica [21, 22], sin embargo, el uso de este método implica utilizar agentes externos, como nanopartículas de PFC (perfluorocarbonos) para mejorar la resolución de las imágenes médicas [23, 24].

Por otra lado, la Tomografía de Impedancia Eléctrica (TIE) se ha utilizado principalmente en el diagnóstico de enfermedades pulmonares [30], evaluación de la insuficiencia respiratoria aguda [31], determinación de la presión positiva al final de la espiración [32], medición del movimiento de gases dentro de diferentes regiones pulmonares [33], monitoreo del volumen del contenido de la vejiga en personas con problemas de incontinencia o retención urinaria [34], reconocimiento de gestos realizados con las manos [35, 36, 37], aplicaciones para la interacción humano-computador [38], entre otros. De acuerdo a la revisión realizada, es una técnica que no ha sido utilizada en la evaluación de sobrecarga de volumen; por lo que en este trabajo se propone el diseño y construcción de un prototipo electrónico de tomografía de impedancia eléctrica como método no invasivo y libre de radiación, orientado a la evaluación de la sobrehidratación.

Considerando la problemática anterior, surge la siguiente pregunta de investigación: **¿Cómo se puede desarrollar un sistema electrónico para evaluar la sobrecarga hídrica en el cuerpo humano utilizando la impedancia como principio fundamental?**

1.2 JUSTIFICACIÓN

La tomografía de impedancia eléctrica (TIE) se presenta como una gran alternativa para evaluar el exceso de agua corporal debido a que presenta numerosas ventajas frente a otras técnicas tomográficas. Uno de los aspectos destacables es su portabilidad, ya que los componentes necesarios para visualizar las muestras pueden transportarse fácilmente de un lugar a otro [30]. Otra ventaja importante es su alta seguridad, a diferencia de otras técnicas tomográficas, ya que este método no utiliza gases tóxicos, rayos X ni materiales radiactivos para la obtención de imágenes biomédicas [40, 41]. Según varios estudios, la corriente inyectada en el cuerpo no supone riesgos para la salud al alterar el cuerpo de sus funciones naturales, además, este método es de bajo coste y no requiere consumibles adicionales en comparación con otras técnicas [42, 43].

Sin embargo, la característica más relevante del método TIE es su potencial como método de imagen no invasivo, es decir, que no causa daño al cuerpo durante su aplicación. Además, este método es sencillo y permite la visualización directa de las imágenes, así como la capacidad de generar imágenes dinámicas que muestran los cambios en las propiedades del cuerpo a lo largo del tiempo [44].

Este proyecto se centra en el desarrollo de un dispositivo electrónico de TIE de bajo costo y de fácil disponibilidad. Además, la investigación en este campo puede tener aplicaciones extendidas en otras áreas médicas debido a la naturaleza no invasiva y libre de radiación de la TIE. En resumen, se busca un enfoque tecnológicamente sostenible y prometedor.

1.3 OBJETIVOS

OBJETIVO GENERAL

Desarrollar un prototipo electrónico de TIE orientado a la evaluación de la sobrecarga hídrica del cuerpo humano.

OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Diseñar un prototipo electrónico de TIE para la evaluación de sobrecarga hídrica.
- Caracterizar el sistema de TIE usando el modelo de Cole de dispersión mediante Phantom resistivos con el uso de solución salina y modelos eléctricos que incluyen resistencias y condensadores, entre otros, para la medición de impedancia eléctrica.
- Determinar los valores de impedancia global en personas con sobrecarga de volumen mediante una prueba de concepto.

CAPÍTULO 2 - MARCO DE REFERENCIA

MARCO TEÓRICO

2.1 Impedancia eléctrica

La impedancia eléctrica se conoce como un factor que resiste al flujo de la corriente eléctrica alterna en un circuito eléctrico, es decir, representa el efecto combinado de la resistencia, que es la oposición de un circuito al flujo de corriente continua DC y la reactancia, que representa la oposición al flujo de la corriente continua AC. La impedancia extiende el concepto de resistencia a los circuitos de corriente alterna (AC), diferenciándola de la resistencia eléctrica, que solo posee magnitud. La impedancia es un número complejo, es decir, tiene una parte real definida por la resistencia y parte imaginaria debida a la reactancia. Se define como: $Z = R + Xj$, donde R es la resistencia, X es la reactancia y j es la unidad imaginaria que representa el ángulo de desfase entre la tensión y la corriente y se representa como: $\theta = \arctan\left(\frac{X}{R}\right)$ [45].

2.2 Impedancia Global (GI)

La impedancia global desarrolla un papel clave en la medición de los cambios de conductividad en los objetos de prueba a través la técnica de tomografía de impedancia eléctrica diferencial (dTIE). En este método, se obtienen vectores de medición homogéneos (v_{mh}) y no homogéneos (v_{mnh}) para estimar la conductividad eléctrica en el interior del objeto de estudio. Esta conductividad se determina a partir de la diferencia entre estos vectores a través de la aplicación de un algoritmo de reconstrucción de imágenes de TIE [46].

En la **Figura 1**, se muestra el patrón de medición para calcular el índice de impedancia global.

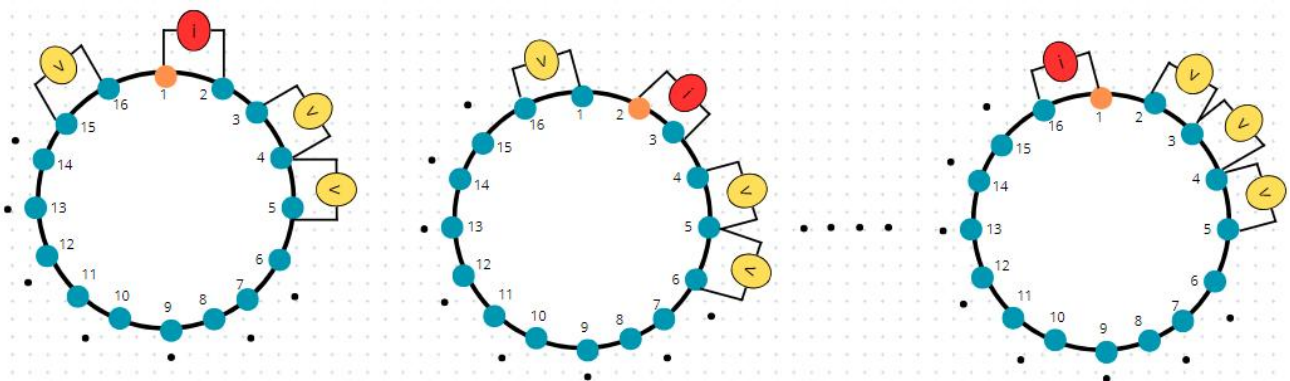


Figura 1. Patrón de inyección y medición adyacente.

Fuente: elaboración propia.

2.3 Tomografía de Impedancia Eléctrica (TIE)

La TIE es un método de imagen médica no invasiva, empleada para determinar la conductividad estructural interna de una zona del cuerpo, a partir de la inyección de una corriente alterna y la medición de los potenciales generados por la circulación de dicha corriente, a través de un arreglo de electrodos ubicados sobre la superficie de la zona del cuerpo bajo estudio, teniendo en cuenta que la conductividad eléctrica presenta variaciones significativas entre distintos tejidos biológicos (TIE absoluta) o por el movimiento de líquidos y gases en el interior de los tejidos (TIE diferencial) [47, 48].

En TIE, se inyectan pequeñas corrientes alternas con única frecuencia sobre el objeto de estudio, por medio de un arreglo de electrodos ubicados sobre la superficie de la piel, para determinar la distribución de impedancia de la zona del cuerpo bajo análisis mediante algoritmos de reconstrucción de imágenes. En cuanto a las características de la señal de corriente alterna, su amplitud es pequeña y se encuentra por debajo del umbral en el que se podría causar una neuroestimulación (100 uApp) además, la frecuencia de la señal es lo suficientemente alta para no causar efectos electrolíticos en el cuerpo [49].

2.4 Sobrecarga hídrica

La sobrecarga hídrica, también conocida como hipervolemia, se refiere a una afección médica en la que hay un exceso de líquido en el cuerpo. Esto puede manifestarse como retención de agua o acumulación de líquido en distintos tejidos y órganos. La sobrecarga hídrica puede tener diversas causas, como problemas cardíacos, hepáticos, renales o trastornos del equilibrio de líquidos y electrolitos. Los síntomas de la sobrecarga hídrica pueden variar, pero suelen incluir hinchazón en zonas como los pies, las piernas, las manos o la cara. Este aumento de líquido puede provocar un edema, que es la acumulación de líquido en los tejidos y puede llevar al aumento de la presión arterial, lo que dificulta el trabajo del corazón y puede causar dificultad para respirar. También puede causar malestar general, como dolor de cabeza, distensión abdominal o molestias digestivas. El aumento repentino de peso también es un síntoma frecuente, ya sea en las extremidades o en el abdomen [50].

2.5 Bioimpedancia eléctrica

Los sistemas eléctricos de bioimpedancia han sido útiles para el análisis en relación al grado de hidratación en el cuerpo humano, usado en el ámbito de la medicina en pacientes con edemas y enfermedades renales crónicas donde por medio de estos

dispositivos es posible detectar acumulación de líquido en partes específicas del cuerpo humano.

Un circuito eléctrico de corriente alterna AC consta de 4 parámetros: Corriente (Amp), Voltaje (Vol), Frecuencia (Hz) e Impedancia (ohm) siendo esta última una oposición al paso de la corriente dependiendo en gran parte de las condiciones del medio para el transporte de dicha corriente. La bioimpedancia representa la resistencia u oposición de un medio biológico al paso de la corriente alterna AC y es dependiente de la resistividad de los tejidos grasos y óseos que son malos conductores de corriente alterna y por otro lado los extracelulares y fluido Sintra que son soluciones electrolíticas [51].

2.6 Distribución de impedancia

La reconstrucción de imágenes por impedancia eléctrica se basa en la medida de los valores de tensión en el contorno de la frontera a la cual se le aplica una corriente, por medio de multiplexación de pares de electrodos que permiten el paso por los diferentes canales, estos realizan un patrón de inyección y otro de adquisición para obtener valores de impedancia. Con los valores obtenidos en la frontera de la región estudiada se estima la distribución de conductividad de la impedancia o las variaciones de impedancia dentro del objeto de estudio [52].

2.7 EIDORS

En la reconstrucción de imágenes en TIE, EIDORS es un software que proporciona algoritmos de código abierto para el modelado inverso de imágenes tridimensionales basándose en valores de mediciones de impedancia eléctrica, utilizado en aplicaciones biomédicas en el estudio de TIE.

Tiene parámetros definidos en la disposición y orientación de los electrodos y utiliza el método de elementos finitos para la generación de la densidad de mallas, la cual requiere del reflejo de los valores medidos en los electrodos ubicados en la frontera del objeto de estudio [53].

2.8 Algoritmo de reconstrucción (GAUSS-NEWTON)

Para la solución de problemas no lineales, la matriz de reconstrucción obtenida a partir de las mediciones sobre el objeto de estudio se determina a partir de este algoritmo. En TIE el problema inverso requiere de diversos algoritmos de reconstrucción para reconstruir una imagen de la impedancia de un objeto de estudio, el algoritmo de Gauss-Newton permite estimar la distribución de conductividad en un cuerpo y reconstruir la imagen [54].

2.9 Problema directo e inverso

Para solucionar el problema de TIE se utilizan ambos métodos. El problema directo obtiene los voltajes generados en la frontera del objeto de estudio a partir de la corriente inyectada suponiendo una distribución de conductividad, generalmente se usan las ecuaciones de Maxwell para dar noción de cómo se propaga la corriente eléctrica sobre el objeto de estudio, es esencial para determinar la relación entre la distribución de conductividad y los datos de impedancia medidos. Por otro lado, el problema inverso determina la distribución de conductividad del objeto de estudio en función de la corriente inyectada y los voltajes medidos [55].

2.10 Amplificador de transconductancia

Este tipo de amplificadores son aquellos cuya salida es una fuente de corriente de alta impedancia controlada por tensión diferencial de entrada, es decir, una fuente de corriente controlada por voltaje. A diferencia de los amplificadores convencionales cuya salida es una fuente de tensión de baja impedancia. Este dispositivo convierte la señal de voltaje generada por el convertidor de impedancia en valores de corriente alterna muy pequeños. Lo que permite ser usada en aplicaciones TIE debido a que la corriente que se inyecta tiene valores muy pequeños lo cual vuelve esta aplicación no invasiva en el cuerpo humano [56].

2.11 Tanque con solución salina

Interpreta un phantom de prueba, representa un modelo físico que permite simular las propiedades eléctricas como la conductividad y permitividad del tejido biológico. Su propósito es proporcionar una referencia para pruebas experimentales.

2.12 Fundamentos matemáticos de la TIE

La TIE es una técnica no invasiva de bio-impedancia, consiste en la inyección de corriente alterna y la medición de los voltajes generados mediante el posicionamiento de 16 electrodos conectados en la superficie de un objeto de estudio (Ω) y medir los potenciales generados, esta técnica es capaz de medir la distribución de conductividad interna mediante algoritmos de reconstrucción de imágenes TIE, es posible estimar dicha distribución de conductividad [54].

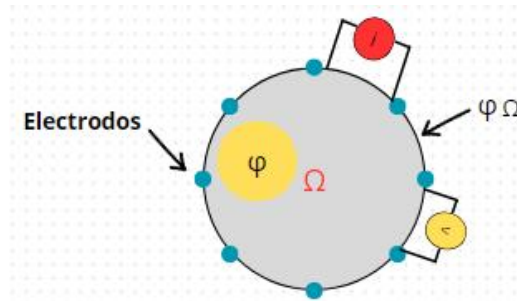


Figura 2. Principio de TIE distribución de conductividad.

Fuente: elaboración propia.

$$\nabla * (\delta * \nabla \phi) = 0 \quad (1)$$

La ecuación (1) define el potencial eléctrico sobre el objeto de estudio Ω , la admitividad está definida por la ecuación (2), donde: ϕ (conductividad), ω (frecuencia angular), ε (la permitividad).

$$\delta = \phi + j\omega\varepsilon \quad (2)$$

Expresando la ecuación (1) para corrientes de baja frecuencia ($\omega \approx 0$).

$$\nabla * (\phi \nabla \phi) = 0 \quad (3)$$

En ecuación (3) para obtener las soluciones particulares hay que aplicar condiciones de Dirichlet o Neumann, ya que la ecuación presenta soluciones infinitas. Las condiciones de Dirichlet se definen para voltajes que se inyectan desde los electrodos sobre la superficie [54].

$$\phi(Kj) = v_j; \quad j = 1, 2, 3 \dots n \quad (4)$$

Las condiciones de Neumann se aplican al inyectar y drenar la corriente en los electrodos delimitadores. Donde (Kj) representa la posición del electrodo j , v_j se define como el voltaje aplicado en el electrodo correspondiente y n representa el total de electrodos en el sistema [54].

$$\phi \nabla \phi(Kj) \vec{n} = \rho_j; \quad j = 1, 2, 3, \dots n \quad (5)$$

En la ecuación (5) ρ_j representa la densidad de la corriente que pasa a través de un electrodo j , para electrodos de inyección valores positivos y para electrodos de medición valores negativos, $\vec{n}$ representa un vector unitario que es perpendicular a $(\phi\Omega)$ [54]. A continuación, se aplica la ley de Kirchhoff y tenemos que:

$$\sum_{j=1}^n \rho_j = 0 \quad (6)$$

2.13 Análisis del problema directo e inverso

Para solucionar el problema directo usualmente se aplica el método de elementos finitos (FEM), el cual divide en un número finito de regiones de conductividad constante y relaciona los potenciales medidos en aquellas regiones y la conductividad. La relación entre el vector de conductividades y entre el vector de medidas del potencial está representado por la matriz Jacobiana [54].

$$\Phi = J\phi \quad (7)$$

Por otro lado, la solución del problema inverso se utiliza un modelo directo el cual pueda reducir las diferencias de los potenciales medidos sobre la sección transversal del objeto

de estudio. Por ello se basa en métodos de linealización y regularización [54] . La conductividad está dada por la ecuación (9).

$$J^T \cdot \Phi = J^T \cdot J\varphi \quad (8)$$

$$\varphi = \frac{1}{(J \cdot J^T)} \cdot J^T \cdot \Phi \quad (9)$$

La solución del problema inverso en TIE nos permite dar con una imagen de estimación de la distribución de impedancia sobre el objeto de estudio.

2.14 Cálculo de la impedancia global

El cálculo de GI para reconstrucción de imágenes de tomografía por impedancia eléctrica se calcula por medio de la diferencia entre los vectores de medida homogéneos y no homogéneos a través de un algoritmo de reconstrucción de imágenes TIE [54] . En ese sentido se calcula mediante la inyección y medición adyacente mostrado en la Figura 1.

En la ecuación (10), es posible calcular las variaciones de impedancia para cada frame (256 datos) de medidas que se tomen [57]:

$$\nabla B_n^j(k) = \frac{v_{m\lambda}^j(k) - V_\lambda(k)}{V_\lambda(k)}, \quad k = 1, 2, \dots, M \quad (10)$$

j representa el frame, M la cantidad de impedancia por cada frame. Por otro lado $\nabla B_n^j(k)$, $v_{m\lambda}^j(k)$ y $V_\lambda(k)$ son los k -ésimos datos de los vectores homogéneos y no homogéneos.

Prosiguiendo con el cálculo para vector de conductividad de los pixeles de lo que será la imagen de TIE se representa mediante la ecuación (11).

$$I^i = M^i \nabla V_i \quad (11)$$

Donde M^i se denomina matriz de reconstrucción y a través del algoritmo de Gauss Newton se reconstruye la imagen TIE [54].

Finalmente, para el cálculo de GI se suman todos los valores de los pixeles por cada frame de medidas que se tomen y se calcula mediante la ecuación (12).

$$GI = \sum_{i=1}^{Fi} \sum_{k=1}^F I^i(k) \quad (12)$$

Donde la i representa el frame, Fi la cantidad de frames, F la cantidad de medidas de impedancia por cada frame realizado y k los k -ésimos valores del vector de impedancia.

CAPÍTULO 3 - ANTECEDENTES

Desde el mapeo sistemático de la literatura cabe mencionar algunos trabajos e investigaciones en torno a la evaluación de algunas enfermedades por medio de la tomografía de impedancia eléctrica.

La tomografía por impedancia eléctrica ha tenido avances significativos en diversas aplicaciones médicas debido a que las propiedades del cuerpo humano tienen diferentes factores de conductividad eléctrica que determinan que un objetivo en particular, pueda ser evaluado, esta técnica es un método prometedor en términos de portabilidad y aplicación no invasiva en el cuerpo humano capaz de proporcionar imágenes en tiempo real [49].

En 1990 [58] utilizaron la tomografía por impedancia eléctrica, la cual permite resolver el problema inverso de la distribución de conductividad, sin embargo, el problema no lineal surge cuando la distribución de conductividad se representa mediante una función de base polinómica por partes, por ello presentaron una solución de Gauss-Newton basada en una linealización iterativa de la relación no lineal entre la distribución de conductividad y las medidas eléctricas al problema de reconstrucción no lineal en el que se deben resolver problemas de convergencia logarítmica. Este método resuelve eficazmente la matriz jacobiana y, para reducir el error de medición, utilizaron el método de los cuatro electrodos.

En 1994 [59] utilizaron tomografía por impedancia eléctrica (TIE), una técnica de imagen relativamente nueva desarrollada en la última década, que no presenta riesgos conocidos y es relativamente económica. Esta técnica tiene muchas aplicaciones clínicas potenciales, sin embargo, a excepción del vaciado gástrico, la mayoría se encuentran en etapa de investigación, debido a diversos desafíos técnicos y prácticos que es necesario abordar. Este artículo describe los principios fundamentales de la TIE y revisa la literatura inglesa para intentar evaluar su potencial en la obtención de imágenes clínicas en casos de enfermedades como las cardiopatías congénitas, la enfermedad por reflujo gastroesofágico, la estenosis pilórica, la fibrosis y los derrames pleurales. Emplea el método de retroproyección lineal para la reconstrucción de imágenes y el método de cuatro electrodos.

En 1995 [60] desarrollaron un modelo cilíndrico basado en el método de elementos finitos para analizar el proceso de reconstrucción directa de imágenes TIE, consta de un cilindro horizontal de 4 niveles con 16 electrodos. Este modelo utiliza la recopilación y el

procesamiento de datos geométricos a partir del potencial medido donde se toman para cada par de inyección cuatro diferencias de potencial de los nodos adyacentes a la inyección, reconstruyendo los volúmenes topológicos a partir de la solución del problema inverso que se suele resolver por métodos iterativos, en este método se determinan los cambios en el medio, utilizando los conjuntos de impedancia de transferencia, proporcionando imágenes de dichos cambios en la conductividad a través de los datos de las regiones irregulares denominado método de re proyección ponderada. En este modelo demuestran el efecto de las configuraciones de los electrodos y la sensibilidad a los objetos situados fuera del plano de estudio utilizando un modelo realista de tórax humano construido a partir de imágenes de tomografía computarizada y radiografía además de una configuración señal-ruido para determinar el área de edema pulmonar. Al mismo tiempo, probaron diferentes configuraciones de electrodos y concluyeron que la configuración coplanar es mejor porque requiere tres veces menos electrodos que la configuración de tres planos.

En 1998 [61] desarrollaron un nuevo enfoque para el procesamiento de datos TIE diseñado para mejorar el contenido informativo de TIE mediante la obtención de imágenes de la función pulmonar, esta técnica se denomina TIE funcional. Las nuevas tomografías funcionales EIT muestran una calidad de imágenes pulmonares significativamente mayor en comparación con la TIE simple. Los datos de impedancia regional en la sección transversal estudiada se calculan utilizando, por ejemplo, algoritmos de retroproyección ponderada o de minimización de errores y se reconstruyen en una imagen. Colocaron 16 electrodos alrededor del tórax en forma de anillo, cada par de electrodos adyacentes se utilizó secuencialmente para la inyección de corriente eléctrica y las diferencias de potencial resultantes se midieron en los pares de electrodos adyacentes restantes.

En 1998 [62] examinaron la posibilidad de emplear la EIS como técnica para monitorear la progresión de la lesión tisular aguda causada por la terapia fotodinámica (TFD). La TFD es un tratamiento cuya administración óptima depende de la comprensión de su compleja dosimetría, en la que influyen diversos parámetros físicos y fotoquímicos, incluidos el fármaco y las dosis de luz, el período de incubación del fármaco, etc. Para realizar las mediciones utilizaron una sonda con dos electrodos. En el caso de los tratamientos con Photofrin, demostraron una respuesta significativa a la dosis del fármaco a las 96 horas que fue evidente tanto en los espectros de EIS como en las secciones histológicas; estos cambios incluían necrosis tisular significativa, así como edema, inflamación y fibroplasia temprana.

En 1999 [63] examinaron una nueva técnica práctica no invasiva denominada tomografía de impedancia eléctrica (EIT) para evaluar el reclutamiento alveolar en pacientes con insuficiencia respiratoria aguda (IRA) mediante la colocación de 16 electrodos de ECG estándar que se colocan alrededor del objeto medido. También se han observado resultados similares en estudios anteriores que se utilizó la tomografía computarizada.

Dado que la TIE es más conveniente que la tomografía computarizada y además es un método de cabecera, la TIE podría ayudar a ajustar la configuración del ventilador en pacientes con IRA. La ventaja de la TIE sobre la TC radica en su aplicabilidad mucho más sencilla. La TIE no sólo puede utilizarse con frecuencia a pie de cama, sino que además no es invasiva, económica, no utiliza rayos radiactivos y puede mostrar cambios dinámicos en el volumen pulmonar a lo largo del tiempo.

En 2001 [64] utilizaron un pletismógrafo de impedancia para medir el aumento del volumen de las piernas inducido por una carga de trabajo sentado. Diez sujetos permanecieron sentados durante una hora sin mover las piernas. La impedancia de la pantorrilla derecha se determinó mediante el método de los cuatro electrodos. Existen varias técnicas para evaluar la hinchazón de las piernas. Las técnicas conocidas incluyen la medición del volumen mediante reemplazo de agua o manguito de aire, la medición de la circunferencia de la pierna mediante un tensiómetro y la estimación del volumen mediante medición de la impedancia bioeléctrica.

En 2001 [65] propusieron un modelo tridimensional realista de elementos finitos (MEF) de la cabeza humana. Se emplearon elementos hexaédricos, y, este enfoque permitió un modelado rápido con un uso mínimo de memoria, lo que hace que este método sea útil si se aplica a la tomografía por impedancia eléctrica (TIE) o a problemas de localización inversa de fuentes. Enfermedades como tumores, accidentes cerebrovasculares e infecciones pueden causar edema cerebral, que se refiere al aumento de líquido en el cuerpo, que tiene una alta conductividad incluso más que el tejido cerebral circundante. La proximidad entre los electrodos de detección de voltaje en el área en que se van a tomar imágenes afecta en gran medida a la sensibilidad, por lo que los electrodos de profundidad serán más sensibles, siempre que estén cerca de la zona de interés. El tamaño del electrodo influye considerablemente en la impedancia de entrada o de transferencia.

En 2002 [66] evaluaron el grado de linealidad entre el volumen pulmonar y los cambios de impedancia mediante tomografía de impedancia eléctrica (TIE) en cerdos con lesión pulmonar aguda y examinaron los cambios regionales de impedancia durante una maniobra de presión-volumen. Para evaluar la distribución del volumen pulmonar, la tomografía computarizada es la técnica de diagnóstico preferida. Sin embargo, no es accesible a pie de cama y está asociada a la exposición a radiación. Las mediciones de TIE se realizaron utilizando un tomógrafo de potencial aplicado Mark I de Sheffield (IBEES, Sheffield, Reino Unido). Colocaron un total de dieciséis electrodos alrededor del tórax, concretamente a la altura del xifoides, y un electrodo de referencia en el abdomen e inyectaron una corriente eléctrica de 5 mA (pico a pico) a una frecuencia de 50 kHz en un par de electrodos adyacentes y se registraron las diferencias de potencial resultantes entre los otros pares de electrodos.

En 2002 [67] presentaron un algoritmo de reconstrucción (no iterativo) para tomografía de impedancia eléctrica en un plano bidimensional (2D), el método se basa en una prueba matemática de A. Nachman que utiliza el método de dispersión inversa para demostrar la unicidad global del problema de conductividad inversa 2D. La solución de Nachman es notable porque reduce el problema de reconstrucción no lineal para resolver dos ecuaciones integrales lineales, lo que permite reconstruir los valores de conductividad con gran precisión. Además de este método, existen tres tipos de algoritmos de reconstrucción de imágenes para TIE, que son la lineación no iterativa, que incluye (métodos de retroproyección, método de Calderón, métodos de momento y métodos de Newton); algoritmos iterativos que resuelven todo el problema no lineal de forma iterativa, excepto la eliminación de capas, (salida de mínimos cuadrados, formulación de error de ecuación o inversión estadística); y algoritmos de eliminación de capas. Las aplicaciones clínicas incluyen la monitorización de la función cardíaca y pulmonar, el diagnóstico de embolia pulmonar, el diagnóstico de edema pulmonar, la monitorización de hemorragias internas y la detección temprana del cáncer de mama.

En 2002 [68] investigaron si era posible diagnosticar la división de la mucosa de la vejiga con fines diagnósticos mediante un método mínimamente invasivo de espectroscopia de impedancia eléctrica (EIS), que se utilizó inicialmente para detectar el cáncer de cuello uterino y luego para diagnosticar el esófago de Barrett. Midió la impedancia de transferencia eléctrica de la mucosa en 23 vejigas humanas recién extirpadas utilizando una sonda tipo lápiz especialmente diseñada para ello, colocando cuatro electrodos espaciados uniformemente en círculo. La mayoría de las secciones que mostraban anomalías también tenían algún grado de inflamación, edema o una combinación de ambos.

En 2005 [69] describieron el diseño del hardware y el método de retroproyección equipotencial utilizado en un sistema TIE en tiempo real con 32 electrodos. Los experimentos se realizaron en un tanque lleno de solución salina, simulando el tamaño de una cabeza humana, con algunos objetivos pequeños para obtener imágenes de TIE en tiempo real. Los resultados experimentales indican que el método TIE puede determinar con precisión la posición del objeto (o de varios objetos) en el campo.

En 2005 [70] realizaron un estudio de espectroscopia de bioimpedancia del tejido biológico durante la inflamación celular, mediante un experimento con animales vivos para medir de forma invasiva la impedancia eléctrica transencefálica en lechones antes, durante y después de la hipoxia. La hipoxia/isquemia es una de las principales causas de lesión cerebral en neonatos y muchos recién nacidos experimentan asfisia perinatal anualmente. Durante la hipoxia/isquemia, las células cerebrales sufren alteraciones en su composición y estructura, que afectan las propiedades eléctricas del tejido cerebral, estos cambios se pueden cuantificar mediante la impedancia eléctrica y se pueden utilizar con el método de los cuatro electrodos.

En 2006 [71] consideraron la introducción de una novedosa técnica de diagnóstico mínimamente invasiva para la detección del cáncer de vejiga. Esto se debe a la capacidad de este método para distinguir el epitelio patológico del epitelio normal como resultado de cambios en el tamaño celular, la disposición celular y el espacio extracelular. La técnica de espectroscopia de impedancia eléctrica implica el paso de corrientes eléctricas a través de electrodos hacia el interior del cuerpo, medir los potenciales resultantes a través de los otros electrodos y luego calcular la impedancia de transferencia, conocida como configuración tetrapolar o método de los cuatro electrodos.

En 2007 [72] plantearon un sistema de monitoreo para evaluar la impedancia pulmonar basado en un algoritmo de medición de bioimpedancia y un cinturón de 8 electrodos que evalúa los valores de resistividad de los pulmones derecho e izquierdo, el estudio encontró una correlación significativa ($R=0,73$, $p=0.004$) entre el cambio en la resistividad pulmonar de ambos pulmones y la producción de orina.

En 2012 [73] investigaron diferentes patrones de estimulación, que incluyen un electrodo interno y electrodos externos, que consisten en adyacentes, diagonales, trigonométricos y radiales al electrodo interno. El análisis se realizó para una disposición circular de 15 electrodos alrededor de un tanque simulado en 3D y un modelo de tórax de cerdo con un electrodo interno colocado en el centro del modelo. Netgen desarrolló los modelos de elementos finitos (FEM). Las simulaciones se realizaron utilizando tomografía de impedancia eléctrica y, software de reconstrucción de tomografía óptica difusa (EIDORS), que es un solucionador de elementos lineales escrito en Matlab.

En 2013 [74] resolvieron numéricamente el problema directo utilizando un algoritmo de eliminación de capas para tomografía de impedancia eléctrica en el método de elementos finitos bidimensionales (2-D) para mejorar la calidad de la imagen. Sugirieron una extensión de los sitios de medición, que consta de 3 subsistemas, el esquema rotativo, la red de interruptores y el sistema de medición. Los resultados obtenidos de la reconstrucción del tórax fantasma simulado numéricamente tienen varias aplicaciones clínicas, que incluyen el monitoreo de la función cardíaca y pulmonar, la detección de embolia pulmonar, el diagnóstico de edema pulmonar, el monitoreo de hemorragias internas y la detección temprana del cáncer de mama.

En 2014 [75] utilizaron por primera vez la EIT para monitorear las variaciones en el contenido de líquido cerebral en un modelo clínico con pacientes sometidos a tratamiento de deshidratación clínica. El sistema TIE fue creado internamente y se evaluó su sensibilidad de imagen y resolución espacial en un tanque lleno de solución salina donde demostraron el potencial de TIE como una herramienta de imagen para el monitoreo no invasivo en tiempo real del edema cerebral. Utilizaron el método de mínimos cuadrados amortiguados y conectaron 16 electrodos EIT uniformemente sobre un cinturón elástico y

los colocaron alrededor de la cabeza rapada del paciente, para minimizar la impedancia de contacto, cada electrodo fue conectado al cuero cabelludo usando un gel conductor.

En 2022 [76] realizaron una investigación basada en el análisis de errores y ruido en la generación de imágenes en TIE, este estudio demuestra que una calibración de los electrodos puede mejorar significativamente la calidad de la imagen, mediante el uso de multiplexación para medir la tensión es posible estimar los errores introducidos por medio de los multiplexores y corregir el ruido mediante el promedio. Este sistema utiliza 16 electrodos de bajo costo, los multiplexores envían errores estimados a través de mediciones fantasma usando la selección de electrodos manualmente o la selección del multiplexor de voltaje, la reconstrucción por medio de EIDORS del fantasma con las mediciones de los multiplexores es comparada con la reconstrucción de las mediciones con los electrodos seleccionados manualmente, esta diferencia se considera la estimación del error introducido por el multiplexor inicialmente. El factor de calidad obtenido por el multiplexor sin corregir es del 57% y aumenta al 83% sugiriendo un beneficio de la etapa de calibración de los electrodos, utilizando una matriz de error de la configuración para corregir la matriz de medición antes de enviarlos al método de reconstrucción.

En 2022 [77] realizaron un sistema de tomografía de impedancia eléctrica basado en el convertidor de impedancia AD5933, consta de 8 electrodos, un microcontrolador Arduino para el control de inyección de corriente y medición de tensión en conjunto con multiplexores que permiten la selección de los diferentes canales para su posterior apertura en un patrón de inyección y medición adyacente, este sistema inyecta corriente por un par de electrodos y mide voltaje a través de los pares de electrodos subsecuentes. Algunos de los ambientes experimentales fueron mediante la colocación de cinco esferas de diferente conductividad y tamaño en un tanque de solución salina y aplicando el concepto anterior, permitiendo calcular la impedancia y generar mapas de impedancia a través del software de reconstrucción EIDORS, los resultados presentados muestran mapas de diferentes características para cada esfera sugiriendo un prototipo prometedor para aplicaciones médicas.

En 2023 [78] presentaron un modelo eléctrico basado en el método de bioimpedancia para evaluar la evolución temporal del edema en las piernas. Inicialmente, se utiliza un método de calibración extrayendo el componente de volumen extracelular de pacientes sanos para luego aplicarlo a pacientes no saludables, utilizando el modelo de Cole-Cole, se estableció un método de calibración que permite identificar los cambios de volumen gracias a la resistencia extracelular. Incluye un sistema de bioimpedancia AD5941 con una configuración de electrodos de 4 canales, circuitos de control y circuitos de conexión inalámbrica. Esta prueba se realizó con pacientes sanos y pacientes con insuficiencia cardíaca, los resultados determinan sensibilidades en el volumen de las piernas, con mediciones 20-30 veces más bajas para pacientes sanos que en pacientes no sanos, siendo una señal relevante para monitorear la evolución desde un punto saludable.

CAPÍTULO 4 - METODOLOGÍA

Se propone una metodología de investigación cuantitativa basada en un enfoque experimental que permite determinar las características de la señal de corriente alterna, número de electrodos de contacto superficial y algoritmos para reconstruir imágenes de impedancia; en este sentido, la revisión de literatura se basará en herramientas sugeridas por Khan [56] y Brown [79]. En cuanto al diseño y construcción del prototipo electrónico de tomografía de impedancia eléctrica, se tomará como referencia el trabajo presentado en [77] y [37]. Así mismo, la caracterización del prototipo se desarrollará utilizando sistemas Phantom descritos en [80]. Finalmente, la implementación de la prueba de concepto se basará en lineamientos por [81].

A continuación, se describen las etapas para el desarrollo de este proyecto:

4.1 Etapa 1: mapeo sistemático de la literatura

En esta etapa, se realizará una búsqueda sistemática de artículos científicos utilizando las bases de datos IEEE, Scopus y ScienceDirect, etc., para recolectar información relacionada con:

- Desarrollo de dispositivos electrónicos de TIE.
- Algoritmos para la reconstrucción de imágenes tomográficas.
- Evaluación de la sobrecarga de agua o la composición corporal.

4.2 Etapa 2: diseño del prototipo electrónico de TIE

Esta segunda etapa está orientada al diseño del prototipo electrónico de TIE teniendo en cuenta las características de la señal de corriente alterna y el número de electrodos de contacto superficial.

4.3 Etapa 3: caracterización del prototipo electrónico de TIE

La tercera etapa estará enfocada en la caracterización del prototipo electrónico de TIE utilizando Phantom resistivos, Phantom de solución salina y modelos eléctricos que incluyen resistencias y capacitores, entre otros.

4.4 Etapa 4: evaluación de la sobrecarga de volumen mediante una prueba de concepto

En esta etapa, se evaluará la sobrecarga de volumen mediante el prototipo electrónico TIE a partir de la medida de impedancia global mediante una prueba de concepto.

4.5 Etapa 5: introducción a las conclusiones de la teoría

- Comparación de los resultados obtenidos con las predicciones.
- Reajustes al prototipo propuesto: Análisis de resultados y ajustes necesarios.

4.6 Etapa 6: documentación

- Redacción del artículo.
- Redacción del documento final de la tesis.

Producto: Documento final de trabajo de grado y artículo científico.

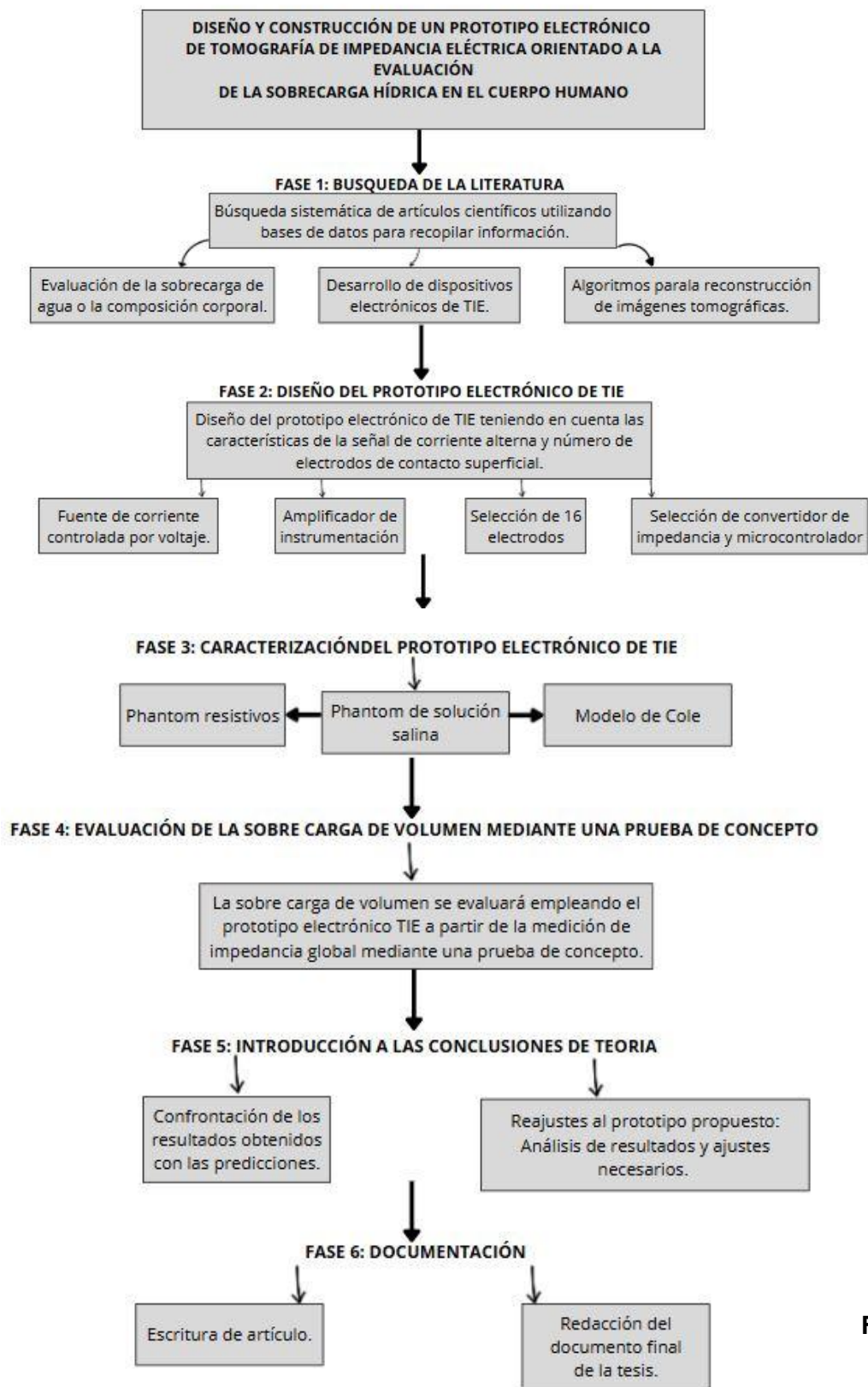


Figura 3.

Diagrama de flujo de la metodología.

Fuente: elaboración propia.

CAPÍTULO 5 - REVISIÓN DE LITERATURA: MAPEO SISTEMÁTICO DE LITERATURA

5.1 Introducción

El mapeo sistemático de la literatura es un método utilizado para analizar, organizar y compilar información de diversas fuentes de manera precisa, sistemática y reproducible para que el lector obtenga la información que necesita [82] . El mapeo se realizó con el protocolo guía de mapeo/revisión sistemática planteado por [83], consta de cinco fases **Figura 4** que consisten en (1) establecer preguntas de investigación, (2) buscar fuentes primarias, (3) analizar los documentos que cumplieron con los criterios especificados de inclusión o exclusión, (4) ordenar los documentos y (5) compilar la información.

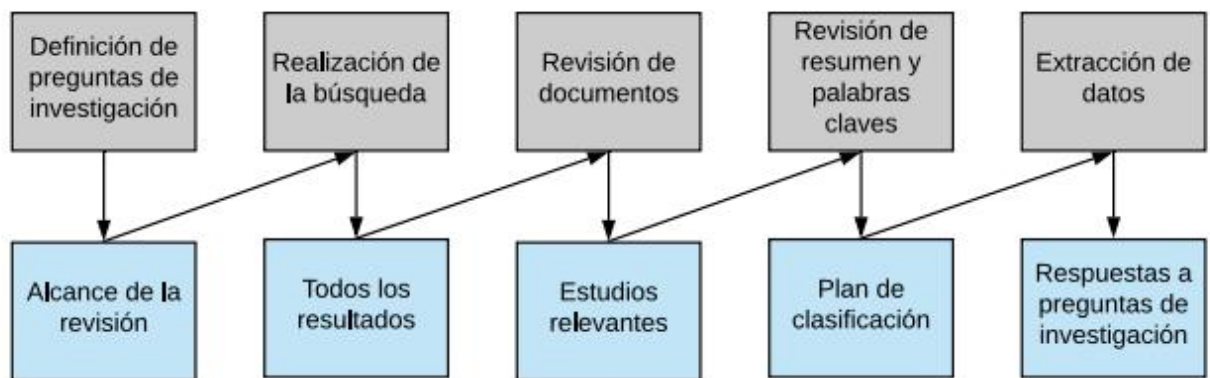


Figura 4. Fases para realizar el mapeo sistemático.

Fuente: tomado de [83].

Ahora bien, se procederá a desarrollar el mapeo sistemático.

5.2 Definición de las preguntas de investigación

Se plantearon cuatro preguntas para iniciar con la investigación referente a lo que se ha desarrollado en torno a la bioimpedancia, enfermedades y métodos, estas preguntas serían a nivel general, por lo que será necesario agregar otras que

serían más específicas como las enfermedades y métodos enfocados a la sobrecarga de volumen. Las preguntas se describen a continuación:

- Q1: ¿Cuáles son las enfermedades causadas por la sobrecarga de volumen?
- Q2: ¿Qué métodos se utilizan para la evaluación de sobrecarga de volumen?
- Q3: ¿Qué métodos de bioimpedancia se han utilizado para la evaluación de sobrecarga de volumen?
- Q4: ¿Cómo se ha utilizado la tomografía de impedancia eléctrica para la evaluación de sobrecarga de volumen?

5.3 Estrategia de búsqueda

Se propuso la siguiente cadena de búsqueda en bases de datos como: Dimensions AI, IEEE Xplore, PubMed, Science Direct, Scopus, The Lens y Web of Science, y se encontraron 751 documentos en total.

("Water intoxication" OR "water poisoning" OR "hyperhydration" OR "overhydration" OR "water toxemia" OR "Hyponatremia" OR "Hypervolemia" OR "edema") AND ("Electrical impedance tomography" OR "Electrical Impedance Tomography Spectroscopy" OR "Electrical Capacitance Tomography" OR "Electrical capacitance volume tomography" OR "EIDORS" OR "electrical impedance spectroscopy").

5.4 Criterios de selección de los estudios primarios

Se revisaron el título y el resumen de cada uno de los artículos encontrados, quedando 237 documentos aceptados. Para definir aquellos que cumplían los criterios requeridos se aplicaron criterios de exclusión, los cuales se describen a continuación:

- Artículos repetidos.
- Poca información.
- No tenían relación con lo buscado.

5.5 Estrategia de extracción de datos

Se revisó la introducción, metodología, discusión y conclusiones de los artículos aceptados, quedando 63 artículos que cumplieron con lo requerido mediante los siguientes criterios de exclusión:

- Tesis, reportes y libros.
- El no poder acceder al documento completo.
- No responde a las preguntas de investigación.
- Documentos en idiomas distintos del inglés y el español.

5.6 Resultados y análisis de resultados

Todo el proceso se llevó a cabo en Parsifal, una herramienta en línea, que permite hacer revisiones sistemáticas de la literatura. En la segunda fase se obtuvieron 751 documentos, como se muestra en la **Figura 5**; The Lens es la base de datos con más archivos hallados, con un 34,8%. Le sigue Science Direct con el 26,4%, Web of Science con el 11,5%, Scopus con el 10,7%, Dimensions AI con el 9,6%, PubMed con el 5,6% y IEEE Xplore con el 1,6%.

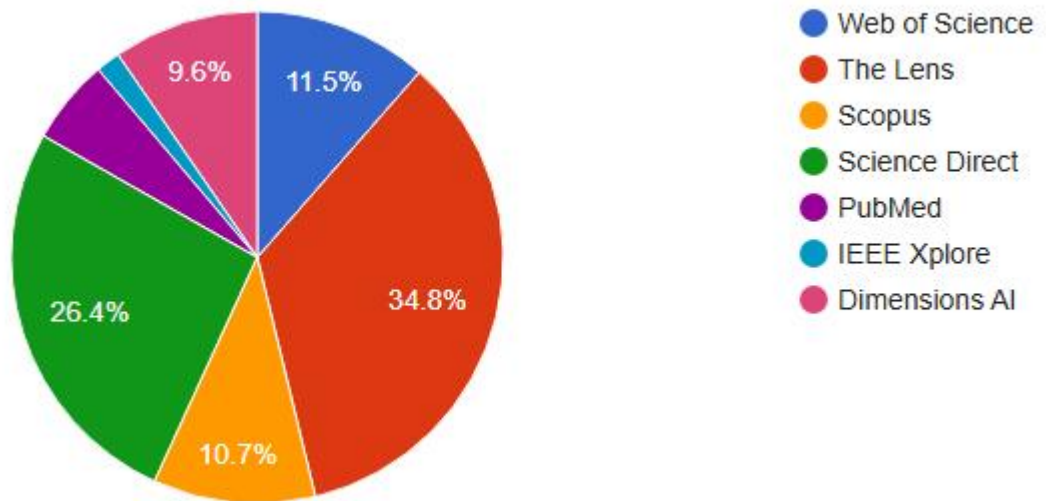


Figura 5. Porcentajes de cada una de las bases de datos científicas de la búsqueda.

Fuente: tomado de Parsifal.

En la fase 5, quedaron 63 artículos, como muestra la **Figura 6**, cada uno con su respectiva base de datos. En el caso de IEEE Xplore no aportó ningún artículo destacable para el estudio. La que menos documentos aportó fue PubMed, con sólo 6, seguida de Scopus con 7, Science Direct con 9, Dimensions AI con 12, The

Lens con 14 y Web of Science con 15, siendo esta última la que más aportó. La figura 5 muestra los artículos aceptados con sus respectivos años.

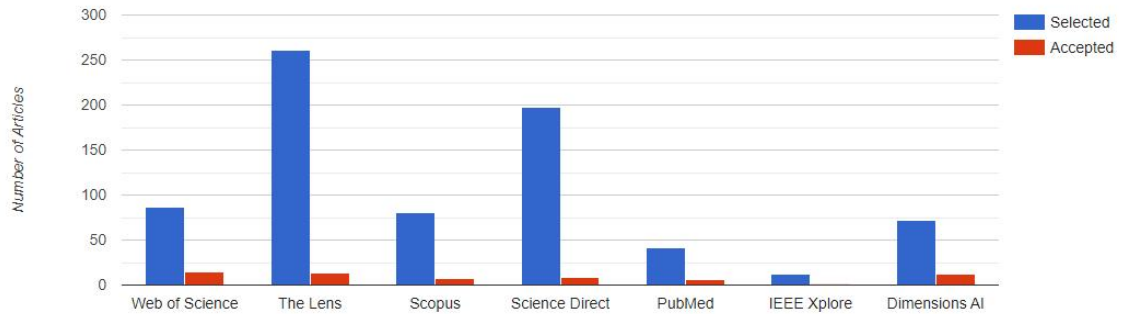


Figura 6. Documentos seleccionados y aceptados.

Fuente: tomado de Parsifal.

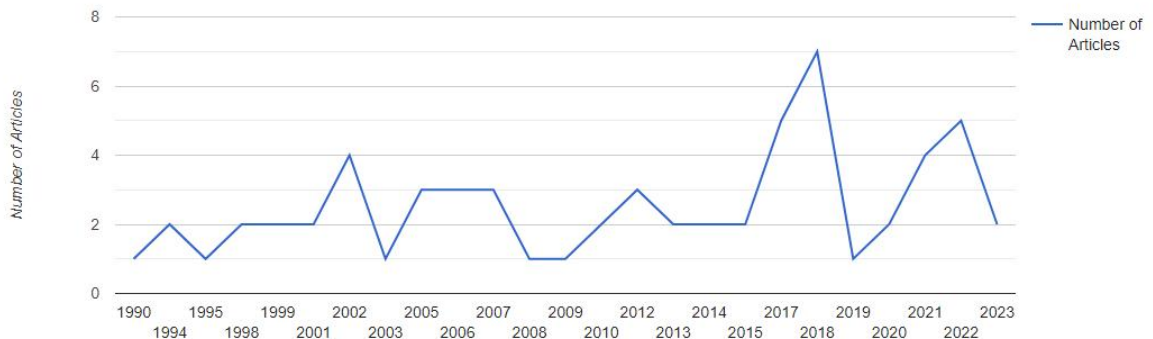


Figura 7. Documentos seleccionados y aceptados con sus respectivos años.

Fuente: tomado de Parsifal.

A continuación, se brindan las respuestas de las preguntas de investigación planteadas anteriormente:

- Q1: ¿Cuáles son las enfermedades causadas por la sobrecarga de volumen?

El edema pulmonar, también conocido como EP, es la presencia de un exceso de líquido en los pulmones, que puede producirse debido a diversos factores, como la insuficiencia cardíaca congestiva [60]. La presencia de líquido fuera de los vasos

sanguíneos de los pulmones formando edema pulmonar intersticial o intraalveolar, es otro síntoma común de enfermedad pulmonar [61].

Enfermedades como tumores, accidentes cerebrovasculares e infecciones pueden causar edema cerebral, que se refiere a un aumento de líquido en el cuerpo, que tiene una alta conductividad incluso más que el tejido cerebral circundante [65]. El edema cerebral, es una afección neurológica común y grave que puede producirse como complicación de una lesión cerebral, como una hemorragia intracerebral o un infarto cerebral, que se manifiesta como una hinchazón marcada debida a la acumulación excesiva de líquido intracelular o extracelular en el cerebro. El edema cerebral puede causar un aumento de la presión intracraneal (PIC), lo que restringe el flujo sanguíneo cerebral y provoca una lesión por isquemia/hipoxia que, si no se trata, puede provocar daños neurológicos graves y muerte cerebral [84].

El desarrollo de edema en las piernas debido a actividades sedentarias, como permanecer sentado, se asocia a problemas que incluyen un mayor riesgo de úlceras, hinchazón dolorosa, reducción de la elasticidad de venas y arterias y eventos tromboembólicos. El aumento de líquido en las piernas también se asocia a una mayor ganancia de agua en la parte superior del cuerpo al pasar de la posición erguida a la supina, lo que puede aumentar el riesgo de hipertensión, descompensación aguda, insuficiencia cardíaca, edema pulmonar y asma nocturna [85].

Se plantea la hipótesis de que los niveles elevados de líquido intracelular en las células cancerosas uroteliales facilitan el paso de la corriente eléctrica en comparación con las células normales. Además, a medida que el cáncer progresa aumenta la permeabilidad de la membrana celular, lo que permite que fluya más corriente a través de la célula. Dado que la impedancia eléctrica es la relación entre el voltaje aplicado y la corriente inducida, un aumento de la corriente significa una disminución de los valores de impedancia, lo que indica que las células cancerosas tendrán una impedancia menor que las células normales [86].

Se presenta el diseño y la implementación de un novedoso nodo sensor de bioimpedancia portátil, que se puede utilizar en muchas aplicaciones que requieren monitoreo de los cambios en los niveles de fluidos corporales en el hogar de pacientes con linfedema, enfermedades crónicas como diabetes y enfermedad renal, y para el monitoreo del volumen de la vejiga con el fin de evaluar la salud de los riñones. Además, puede utilizarse en un entorno clínico para controlar el edema pulmonar y la deshidratación en niños [87].

Los síntomas más comunes, como son la disnea, el edema y la astenia, suelen ser consecuencia de la característica principal de la insuficiencia cardíaca: la sobrecarga de volumen [78].

- Q2: ¿Qué métodos se utilizan para la evaluación de sobrecarga de volumen?

Los rayos x y la tomografía computarizada se han utilizado comúnmente para detectar el edema pulmonar, sin embargo, no es posible utilizarlas de forma regular, por lo que la TIE podría ser un método de monitoreo continuo y no invasivo [60].

Estar sentado durante mucho tiempo provoca acumulación de líquido en la zona lumbar, por lo que existen varias técnicas para evaluar la hinchazón de las piernas. Las técnicas conocidas incluyen la medición del volumen mediante reemplazo de agua o manguito de aire, la medición de la circunferencia de la pierna utilizando un monitor de presión arterial y la estimación del volumen mediante medición de impedancia bioeléctrica [64].

Para evaluar la distribución del volumen pulmonar, la tomografía computarizada es la técnica de diagnóstico preferida. Sin embargo, no es accesible junto a la cama y está asociada con la exposición a la radiación. Un enfoque alternativo es determinar una curva de presión-volumen para identificar los parámetros de presión más adecuados para la ventilación mecánica [66]. Aunque la TIE medida a nivel torácico basal no puede predecir los cambios en el volumen pulmonar en todo el pulmón, se ha demostrado que la TIE evalúa mejor la distribución de la ventilación en comparación con la tomografía computarizada [88]. La TIE puede utilizarse durante períodos prolongados y, muestra una imagen de baja resolución de la distribución del líquido en los pulmones y su desarrollo, por lo que representa una alternativa interesante en comparación con los exámenes de rayos X, la tomografía computarizada y a otros métodos engorrosos [89].

Los resultados del índice perturbativo (IP) convertido a partir del CEI se compararon con el volumen del edema cerebral, calculados mediante técnicas de imagen por resonancia magnética o tomografía computarizada [90]. Aunque la tomografía computarizada y la resonancia magnética son útiles para el diagnóstico del edema cerebral, estos métodos de obtención de imágenes dificultan el seguimiento continuo de los cambios y el mapeo de los efectos del tratamiento en tiempo real. Se conocen otros métodos no invasivos para el seguimiento directo y en tiempo real de los cambios en el contenido de agua en el cerebro, como la

inducción magnética y la espectroscopia de infrarrojo cercano, pero aún se encuentran en experimentos con animales [84].

Se plantea la hipótesis de que los niveles elevados de líquido intracelular en las células cancerosas uroteliales facilitan el paso de la corriente eléctrica en comparación con las células normales. El estándar de oro para el diagnóstico del cáncer urotelial es la cistoscopia, un procedimiento que permite la visualización directa del tumor para confirmar la presencia de cáncer. Sin embargo, la naturaleza invasiva de la cistoscopia puede causar molestias como dificultad para orinar, daño uretral y sangre en la orina. Estos inconvenientes hacen que los pacientes duden en someterse a pruebas de detección en casos en los que se sospecha cáncer [86].

- Q3: ¿Qué métodos de bioimpedancia se han utilizado para la evaluación de sobrecarga de volumen?

La tomografía de impedancia eléctrica (TIE) se evaluó como método de reconstrucción directa de imágenes utilizando modelos de elementos finitos tridimensionales (3D) de conductores de volumen cilíndricos y con forma de torso [60] . Desarrollaron un nuevo método para procesar datos TIE para mejorar la información obtenida mediante imágenes de la función pulmonar. Este método se conoce como TIE funcional [61] . Se ha demostrado que la tomografía de impedancia eléctrica (TIE), una técnica de imágenes no invasiva y sin radiación, evalúa la ventilación pulmonar regional en la cavidad torácica, evaluaron el grado de linealidad entre el volumen pulmonar y los cambios de impedancia utilizando TIE en cerdos con lesión pulmonar aguda y examinaron los cambios de impedancia regional durante una maniobra de presión-volumen [66]. La tomografía de impedancia eléctrica (TIE) puede ser una técnica prometedora que genera imágenes transversales para monitorear la ventilación y los cambios en el volumen pulmonar al final de la espiración (EELV) junto a la cama [88]. La técnica, conocida como tomografía de impedancia eléctrica (TIE), es económica, no invasiva y puede utilizarse durante largos períodos. Muestra una imagen de baja resolución de la distribución del líquido en los pulmones y su desarrollo. Por lo tanto, representa una alternativa interesante en comparación con los exámenes de rayos X, la tomografía computarizada y otros métodos engorrosos [89].

Se utiliza un pletismógrafo de impedancia para evaluar el aumento del volumen de las piernas causado por la carga continua de trabajo sentado [64] . Examinan el

uso de estimulación eléctrica (ES) de los músculos de la pantorrilla para reducir la acumulación de líquido en las piernas de personas sedentarias. Midió el líquido de forma continua utilizando el método de impedancia bioeléctrica [85]. Desarrollaron un prototipo de sistema de tomografía de impedancia eléctrica (TIE) que podría medir simultáneamente los cambios de impedancia eléctrica en diferentes regiones del cuerpo para facilitar la detección de cambios locales de hidratación. demostraron la capacidad de identificar una variación en el cambio de impedancia diaria entre la pierna izquierda y derecha en sujetos sanos, utilizando una media de compresión en una sola pierna para minimizar los efectos de la acumulación diaria de líquido gravitacional [91].

Comparan la obtención de imágenes de impedancia cerebral con el contenido de agua cerebral y la presión intracraneal (PIC) para examinar la posibilidad de utilizar la tomografía de impedancia eléctrica (TIE) como una herramienta de obtención de imágenes no invasiva para monitorear el desarrollo del edema cerebral [84].

- Q4: ¿Cómo se ha utilizado la tomografía de impedancia eléctrica para la evaluación de sobrecarga de volumen?

Se ha utilizado la tomografía de impedancia eléctrica (TIE) como método de reconstrucción directa de imágenes mediante el uso de modelos de elementos finitos tridimensionales (3D) de conductores de volumen cilíndricos y con forma de torso [60]. Desarrollaron un nuevo método para procesar datos TIE, para mejorar la información obtenida utilizando imágenes de la función pulmonar. Este método se conoce como TIE funcional [61]. Evaluaron el grado de linealidad entre el volumen pulmonar y los cambios de impedancia utilizando TIE en cerdos con lesión pulmonar aguda y examinaron los cambios de impedancia regional durante una maniobra de presión-volumen [66]. Examinan la posibilidad de utilizar la tomografía de impedancia eléctrica (TIE) como una herramienta de imágenes no invasiva para monitorear el desarrollo del edema cerebral [84]. La tomografía de impedancia eléctrica (TIE) puede ser una técnica prometedora que genera imágenes transversales para monitorear la ventilación y los cambios en el volumen pulmonar al final de la espiración (EELV) junto a la cama [88]. La técnica conocida como tomografía de impedancia eléctrica (TIE), es de bajo costo, no invasiva y puede utilizarse por períodos prolongados. Muestra una imagen de baja resolución de la distribución del líquido en los pulmones y su desarrollo [89]. Desarrollaron un prototipo de sistema de tomografía de impedancia eléctrica (TIE) que podría medir

simultáneamente los cambios de impedancia eléctrica en diferentes regiones del cuerpo para facilitar la detección de cambios locales de hidratación [91].

5.7 Conclusiones parciales

De acuerdo con la revisión realizada, lo que más se ocasiona por la sobrecarga de volumen es el edema, ya sea pulmonar, cerebral u de otro tipo, y a su vez, puede generar otras complicaciones, es por esto que se hace necesaria la detección temprana ya que métodos como la tomografía computarizada, la resonancia magnética y los rayos x son invasivos y no se pueden realizar de manera constante, a diferencia de la tomografía de impedancia eléctrica que no presenta estos inconvenientes, es por esto que se propone como método para la detección de la sobrecarga hídrica en el cuerpo humano.

CAPÍTULO 6 - DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UN PROTOTIPO ELECTRÓNICO DE TOMOGRAFÍA DE IMPEDANCIA ELÉCTRICA ORIENTADO A LA EVALUACIÓN DE SOBRECARGA HÍDRICA EN EL CUERPO HUMANO

En este capítulo se aborda el proceso de diseño e implementación de circuitos eléctricos comprendiendo principios de la tomografía por impedancia eléctrica basado en el método de bioimpedancia. Se siguen algunas pautas de la metodología de diseño electrónico y se abordan algunos fundamentos matemáticos de TIE, proponiendo un prototipo de 16 electrodos, basado en el convertidor de impedancia AD5933 de Analog Device, enfocado en la evaluación de sobrecarga hídrica, mostrando algunos ambientes de experimentación implementados para el proceso de caracterización del sistema TIE.

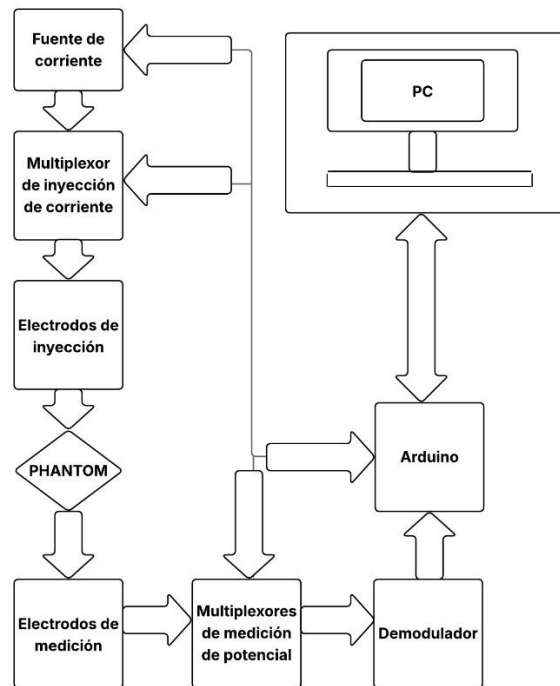


Figura 8. Diagrama esquemático sistema TIE

Fuente: elaboración propia.

6.1 Descripción del hardware

El sistema de tomografía basado en el método de bioimpedancia BIM, comprende, un convertidor de impedancia AD5933 de analog device que genera una señal de tensión alterna (V_{out}) con amplitud y frecuencia establecida, que pasa por un filtro pasa altas para eliminar las componentes de corriente continua (DC), una fuente de corriente controlada por voltaje que transforma la señal de voltaje proveniente del convertidor de impedancia en una corriente alterna de 1mA. Cuatro multiplexores 74HC4067 para generar los patrones de inyección y medición, un amplificador de instrumentación que se encarga de medir la diferencia de voltaje entre los pares de electrodos, un demodulador el cual calcula las partes real e imaginaria de la impedancia y una tarjeta Arduino Mega 2560 que permite definir la frecuencia de la señal a generar por el convertidor de impedancia, gestionar los multiplexores y sus canales para la inyección y medición y transmitir la impedancia medida a un computador mediante un módulo bluetooth.

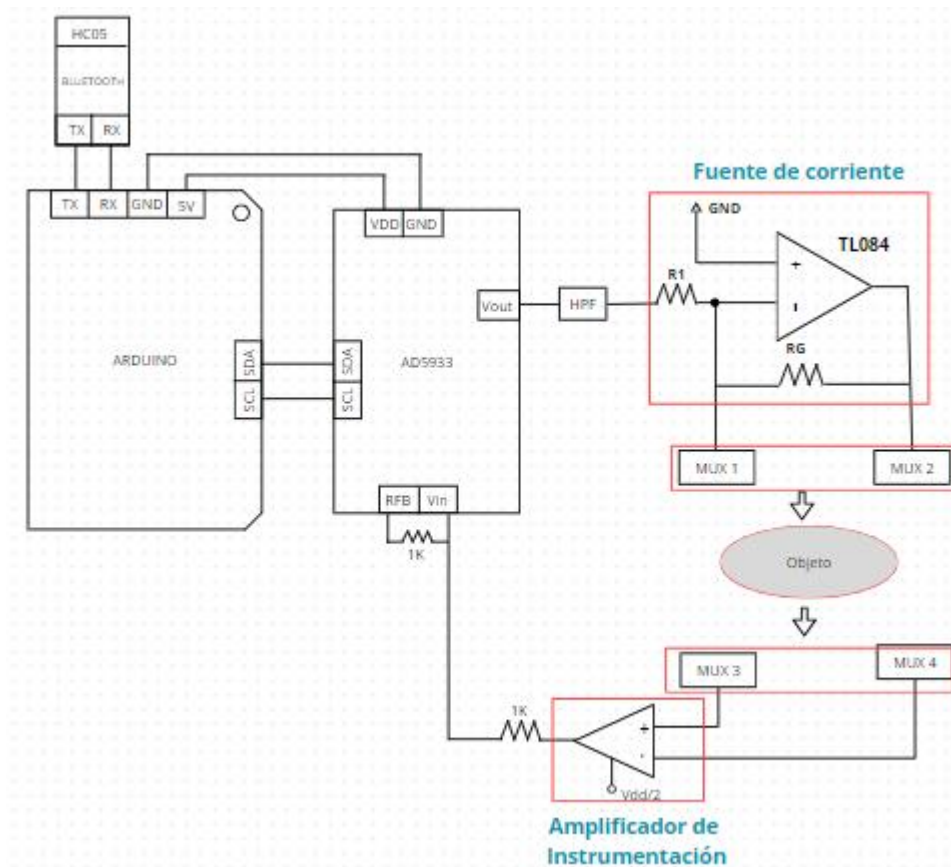


Figura 9. Esquema del sistema BIM.

Fuente: elaboración propia.

6.2 Diseño del sistema de Bioimpedancia Eléctrica (BIM)

En la literatura se han encontrado estudios donde se establecen valores de excitación y frecuencia predeterminados, sin embargo, en [55] , se propone un sistema de BIM basado en el convertidor de impedancia AD5933 donde muestra un mejor rendimiento al emplear una corriente de 1mA con una frecuencia de 50kHz.

Mediante el uso de Proteus, un software de automatización de diseño electrónico que permite simular los sistemas electrónicos a implementar en el sistema TIE y analizar el comportamiento antes de implementarse.

DISPOSITIVO	REFERENCIA	FUNCIÓN EN EL SISTEMA
Microcontrolador	Arduino ATMEGA 2569	Procesamiento de datos, define la señal de frecuencia a ser generada por el convertidor, gestiona los multiplexores y transmite la impedancia estimada.
HPF	Filtro de pasa altas	Elimina las componentes continuos de la salida del convertidor de impedancia, atenuando señales de baja frecuencia y ruido.
Convertidor de impedancia	AD5933 YRSFZ	Generación de la señal sinusoidal con frecuencia fija, digitalización de datos, cálculo de la magnitud y fase de impedancia y procesamiento de datos mediante conexión I2C.
Fuente de corriente carga en bucle	TL084	Convierte la señal de voltaje generada por el convertidor en una señal de corriente que se inyecta al objeto de estudio.

Multiplexores	Modulo Multiplexor Digital/Analógico 16 Canales CD74HC4067	Realizan el patrón de inyección de la corriente que sale de la fuente y toma la medición que se dirige al amplificador de instrumentación mediante un patrón de barrido.
Amplificador de instrumentación de ganancia unitaria	TL084	Mide la diferencia de potencial en los electrodos de medición y envía la señal al convertidor de impedancia.
Bluetooth	HC-05	Transmite los datos obtenidos hacia un computador obteniendo el análisis del sistema.

Tabla 1. Descripción de los elementos que integran el prototipo.

Fuente: elaboración propia.

6.2 Fuente de corriente controlada por voltaje

Es una fuente de corriente en la que la tensión biológica está conectada a la realimentación negativa del amplificador, este amplificador se usa como fuente de corriente controlada por una diferencia de potencial, convirtiendo la señal de voltaje generada en valores de corriente muy bajos [55].

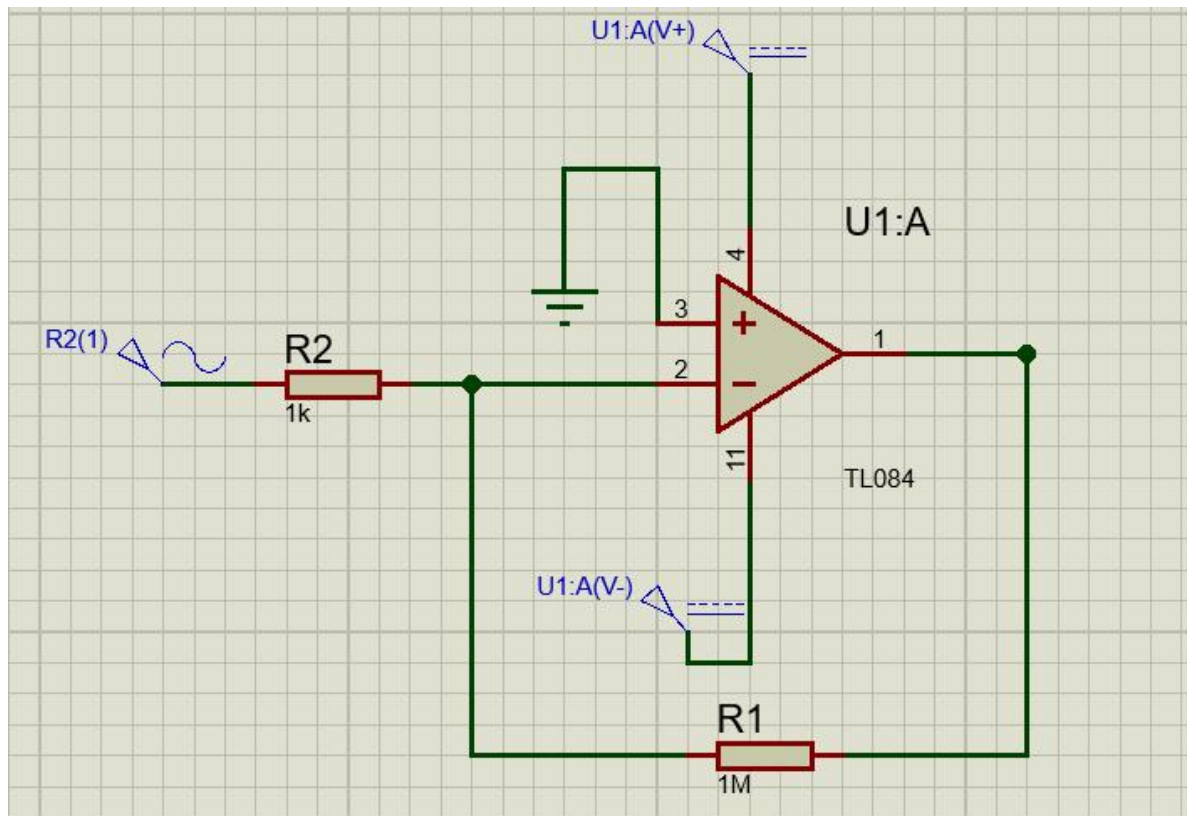


Figura 10. Fuente de corriente controlada por voltaje.

Fuente: diseño en proteus, tomado de [55].

Este sistema comprende un Filtro de Paso Alto (HPF) que elimina los componentes de corriente continua de la señal de salida del convertidor de impedancia. Esta fuente convierte la señal de voltaje generado por el convertidor de impedancia en un valor de corriente alterna de 1mA [55].

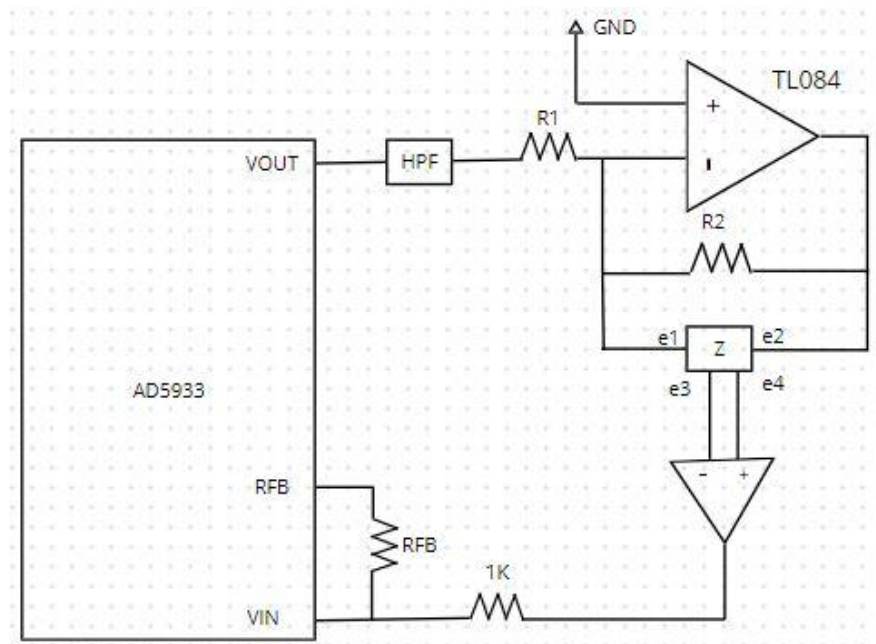


Figura 11. Fuente de corriente carga en bucle.

Fuente: tomado de [55].

6.3 Convertidor de impedancia AD5933

Es un convertidor de alta precisión al que se pueden ajustar los rangos de mediciones de impedancia. Este convertidor con 27 bits de resolución con un generador de señal sinusoidal, con la capacidad de operar a una frecuencia de reloj máxima de 16MHz gracias al oscilador interno con un convertidor de señal digital-analógico ADC con frecuencia de muestreo de 1 megamuestra por segundo con 12 bits y un procesador para señales digitales DSP. Puede variar señales entre 1-100Khz con resolución de 0.1Hz y medir impedancia entre 1Khom-10Mhom con una alta velocidad de muestreo convirtiendo valores de voltaje en datos de impedancia [92].



Figura 12. AD5933.

Fuente: tomado de [93].

6.4 Generación de señal alterna (AC) y configuración del convertidor de impedancia

Se establece una amplitud de 1 Voltio pico a pico (Vpp) establecidos en los bits 1 y 2 del registro 0x80 del convertidor de impedancia AD5933. Se configura el reloj interno haciendo que funcione en MCLK, en la **Tabla 2** se muestran los valores configurados.

BIT 7	BIT 6	BIT 5	BIT 4	BIT 3	BIT 2	BIT 1	BIT 0
0	1	0	0	X	1	1	1

Tabla 2. Configuración registro de control 0x80 AD5933.

Fuente: elaboración propia.

El BIT 0 representa la ganancia de la PGA, el BIT 1 y BIT 2 indican el valor pico de la señal de salida Vout, el BIT 3 no se usa, el BIT 4 hasta el BIT 7 son los encargados de generar frecuencia en modo repetitivo asignando 0, 1, 0 y 0 a los bits 7, 6, 5, 4 del registro 0x80 mostrado en la **Tabla 2**.

$$Fv = \left(\frac{fc}{\frac{MCLK}{4}} \right) \cdot 2^{27} \quad (13)$$

Mediante la ecuación (13) se puede calcular la frecuencia de Vout estando fc como MCLK en Hz. Se establece para $MCLK = 16 \cdot 10^6$ y para $fc = 50 \cdot 10^3$. Como resultado $Fv = 1677721$ que en hexadecimal es 0x199999 y se escriben en los registros 0x82, 0x83 y 0x84. Por otro lado, el convertidor de analógico a digital ADC toma muestras de los voltajes aplicados sobre la superficie del objeto de estudio para posteriormente ser recibido y procesado por el procesador de señal digital DSP aplicando la transformada discreta de Fourier en la entrada del ADC, obteniendo así la parte real (R) e imaginaria (I) de las medidas de impedancia. En los registros 0x96 y 0x95 se almacena la parte real y en los registros 0x96 y 0x97 se almacena la parte imaginaria [92].

6.5 Amplificador de instrumentación de ganancia unitaria

Es utilizado para amplificar señales diferenciales con alta precisión para reducir el ruido. En el caso de la ganancia unitaria se garantiza al tomar el mismo valor de resistencia (61K) en R1, R2, R6 y R7, en el caso de R4 se utiliza para estabilizar las corrientes de entrada.

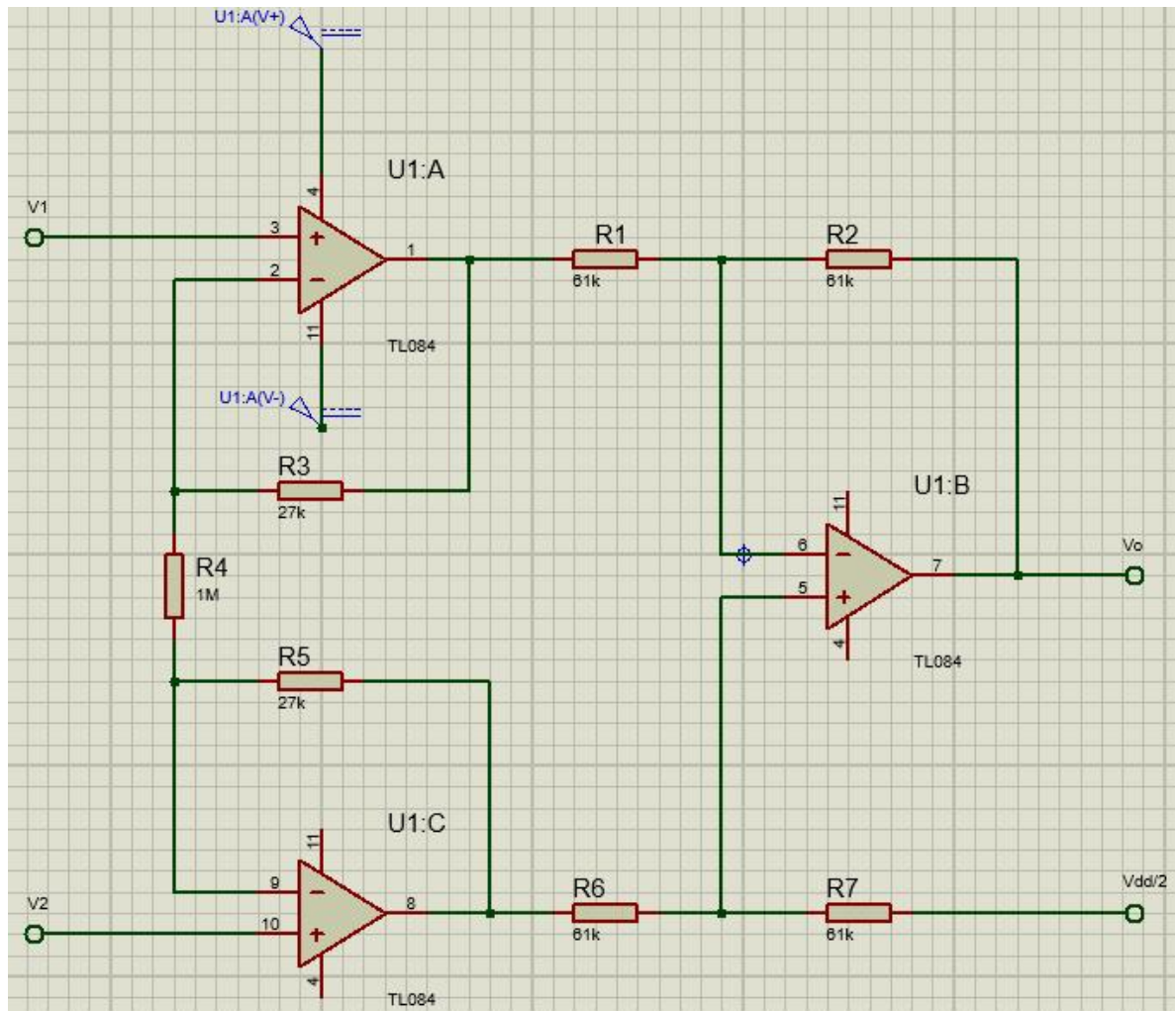


Figura 13. Amplificador de instrumentación de ganancia unitaria.

Fuente: Diseño en Proteus, tomado de [77].

6.6 Procesamiento de datos analógicos

Consta de un HPF (**Figura 9**), un VCCS capaz de convertir el voltaje a corriente mostrado en la (**Figura 10**) y de un amplificador de instrumentación de ganancia unitaria mostrado en la (**Figura 13**). La implementación del HPF es un filtro pasa altas de primer orden que utiliza una resistencia de $100\text{K}\Omega$ y un capacitor de 10nF con el fin de quitar los elementos de CC del voltaje de salida (V_{out}). La salida del HPF va al VCCS [54], que está compuesto por un amplificador operacional TL084 y dos resistencias ($R1 = 1\text{K}\Omega$; $R_c = 10\text{K}\Omega$). El TL084 se selecciona debido a sus

capacidades de alta velocidad de respuesta, no usa mucha energía y tiene poca susceptibilidad al ruido [94] . Se asume que la carga de bioimpedancia puede oscilar entre decenas y cientos de ohmios [49], es por esto que $R_c=10K\Omega$ asegura que la corriente I_1 (**Figura 14**) circula primordialmente por Z_f , que se encuentra conectada en paralelo a R_c (**Figura 14**). Para el amplificador de instrumentación de ganancia unitaria se utiliza un TL084, configurado como seguidor de voltaje, toma los voltajes generados en los pines V1 y V2 conectados a Z_f en sus entradas no inversoras generando así una alta impedancia de entrada y estabilidad en el sistema debido a la realimentación aplicada a los pines inversores. Debido a la naturaleza monopolar del convertidor ADC del AD5933, se introduce un potencial ($V_{DD}/2$) al voltaje inicial (V_o). El DSP del AD5933 evalúa la parte real y la parte imaginaria de Z_f , interpretadas por una tarjeta Arduino Mega 2560 mediante un protocolo de circuito integrado (I2C) y dirigirlo a una computadora portátil mediante un módulo Bluetooth HC – 05. La placa Arduino Mega 2560 se utiliza por la alta velocidad de recepción de datos por medio del monitor serie, lo cual es crucial para obtener los frames de medidas con el sistema BIM; aparte de la cantidad suficiente de pines digitales para manejar la selección de canales de cada multiplexor del sistema.

6.7 Evaluación de impedancia en sistema BIM

Un sistema BIM es dependiente de la precisión con la que mide una impedancia de base (Z_v) que se encuentra conectada paralelamente a una resistencia R_v mostrado en la figura 8. En el caso de que Z_v sea menor que $R_v=10K\Omega$, por consiguiente, la corriente $I_1 = -I_v$ y los voltajes entre Z_v y V_o estarán dados por las siguientes ecuaciones:

$$V_c = -I_1 \cdot Z_v = -\left(\frac{V_{out}}{R_1}\right) \cdot Z_v \quad (14)$$

$$V_o = V_c + 0.5V_{dd} \quad (15)$$

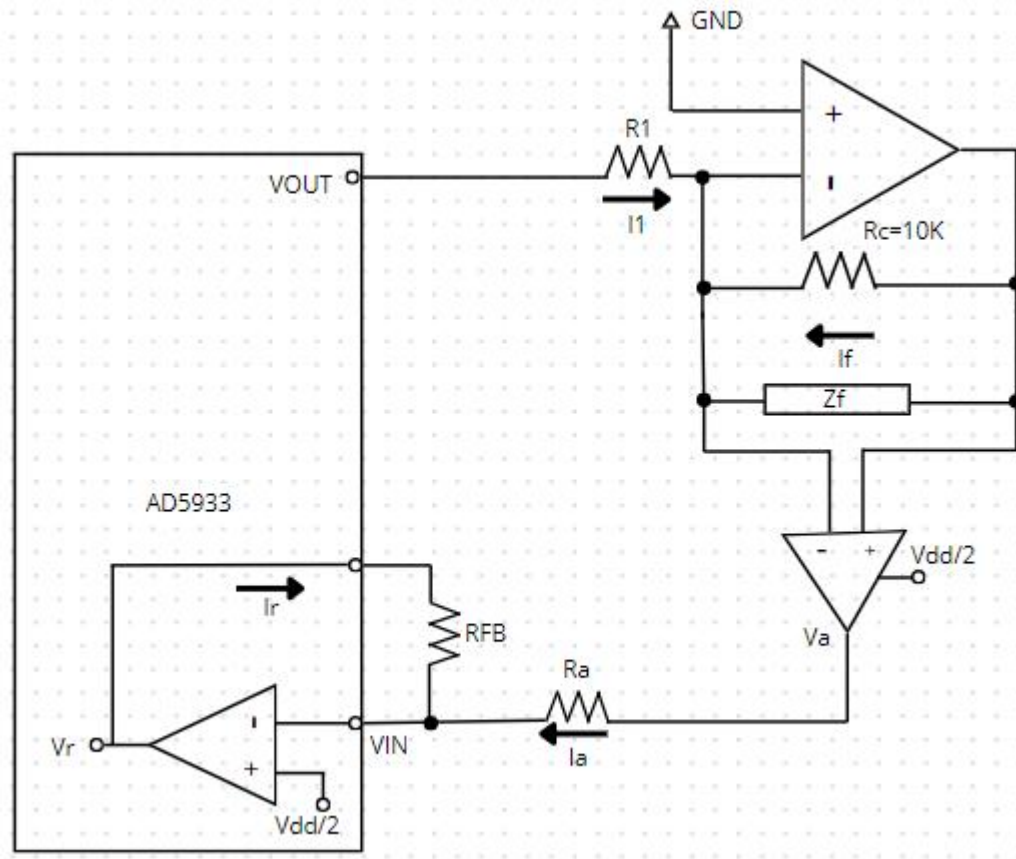


Figura 14. Sistema BIM simplificado.

Fuente: tomado de [77].

Aplicando la ley de Ohm a las resistencias R_a y R_f mostradas en la figura 9, es posible determinar las corrientes I_a e I_r del sistema.

En la ecuación (17), g representa la ganancia y V_r es el voltaje saliente del amplificador de ganancia programable del convertidor de impedancia AD5933.

$$I_a = \frac{V_a - 0.5V_{pp}}{R_a} \quad (16)$$

$$I_r = \frac{gV_r - 0.5V_{pp}}{R_{FB}} \quad (17)$$

Reemplazando las ecuaciones 14 y 15 en 16, para la ecuación I_a se rescribe en la ecuación 18.

$$I_a = -\frac{Z_f \cdot V_{out}}{R_1 \cdot R_a} \quad (18)$$

Sabiendo que $I_o = -I_f$ se puede relacionar la impedancia de carga Z_f con el voltaje V_r leído por el convertidor de impedancia. Considerando que $R_{FB}=1Kohm$ y $R_a=1Kohm$, a partir de las ecuaciones 17 y 18 tenemos que:

$$0.5V_{pp} - g \cdot V_r = -\frac{Z_f \cdot V_{out}}{R_1 \cdot R_a} \quad (19)$$

Despejando Z_f obtenemos:

$$Z_f = V_r \cdot g \left(\frac{R_1}{V_{out}} \right) - \left(\frac{0.5V_{pp} \cdot R_1}{V_{out}} \right) \quad (20)$$

En donde $V_{out}=1mV_{pp}$, $R_1=1Kohm$ y $V_{dd}=3.3V$.

En base al datasheet del convertidor de impedancia AD5933 el cálculo de la impedancia se hace mediante la ecuación 21.

$$Impedancia = \frac{1}{mag \cdot FG} \quad (21)$$

Donde la magnitud es $mag = \sqrt{R^2 + I^2}$ siendo la parte real e imaginaria respectivamente y FG es el factor de ganancia.

6.8 Patrones de inyección y medición

Para determinar G_I se utilizan patrones de inyección y medición adyacentes, consta de dieciséis electrodos y consiste en inyectar corriente por un par de electrodos y medir el voltaje de par en par por los demás electrodos consiguientes [95]. Se escoge el integrado 74HC4067 por su alta velocidad de dispersión y conmutación de la señal, baja sensibilidad al ruido y puede operar como multiplexor y demultiplexor [96]. En este caso, se utilizaron cuatro integrados, un par para inyección y el otro par para medición. Mediante la placa Arduino Mega 2560 se seleccionan los canales de cada multiplexor y se establece el patrón de

inyección y medición. En la **Figura 15** se muestra la conexión entre el convertidor de tensión a corriente, los multiplexores y el amplificador de instrumentación.

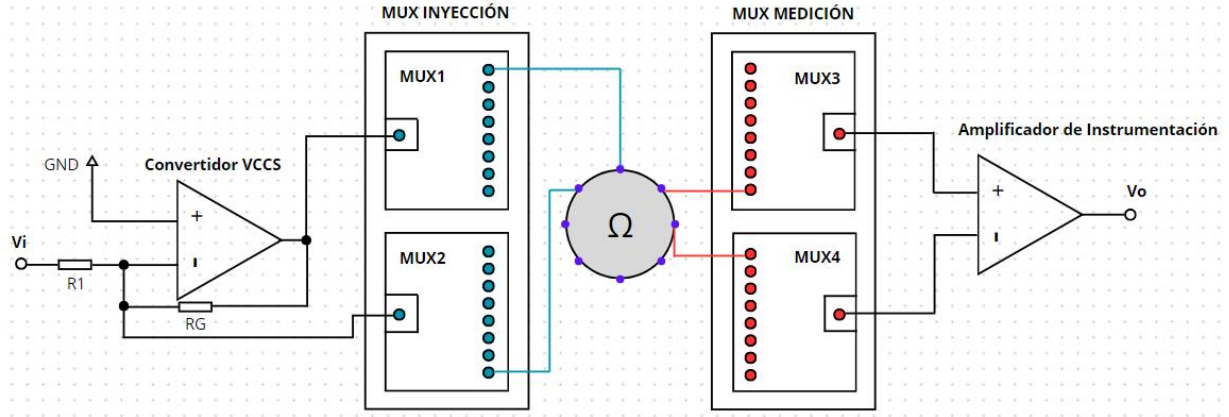


Figura 15. Multiplexores de inyección y medición.

Fuente: elaboración propia.

6.9 Construcción del sistema TIE sobre protoboard

En el desarrollo del sistema TIE se realizaron algunas pruebas con los componentes antes de implementar completamente el circuito, en primera instancia revisando la literatura se encontraron modelos de circuitos VCCS con el convertidor de impedancia, el convertidor se implementó en una protoboard, una fuente de corriente carga en bucle en conjunto con el amplificador de instrumentación. Se realizaron pruebas de medición de impedancia con resistencias desde 100ohm hasta 10Kohm, verificando que las respuestas fueran valores de magnitud proporcionales al valor de la resistencia de prueba.

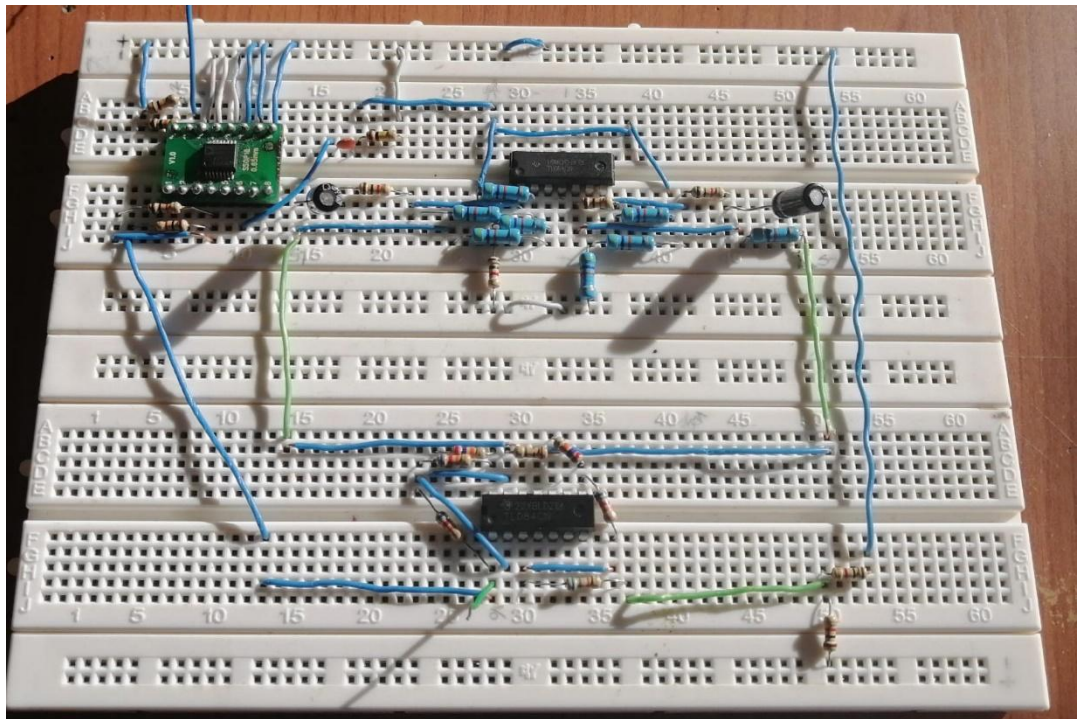


Figura 16. Montaje en protoboard de convertidor de impedancia, VCCS y amplificador de instrumentación para pruebas con resistencias.

Fuente: elaboración propia.

Una vez realizadas las pruebas con las resistencias y comprobados los datos mediante el monitor serie de Arduino, se implementaron cuatro multiplexores cd74hc4067, dos para inyección y dos para medición, usando 8 de sus canales para realizar las mismas pruebas con las resistencias, pero esta vez aplicando un patrón de inyección y medición.

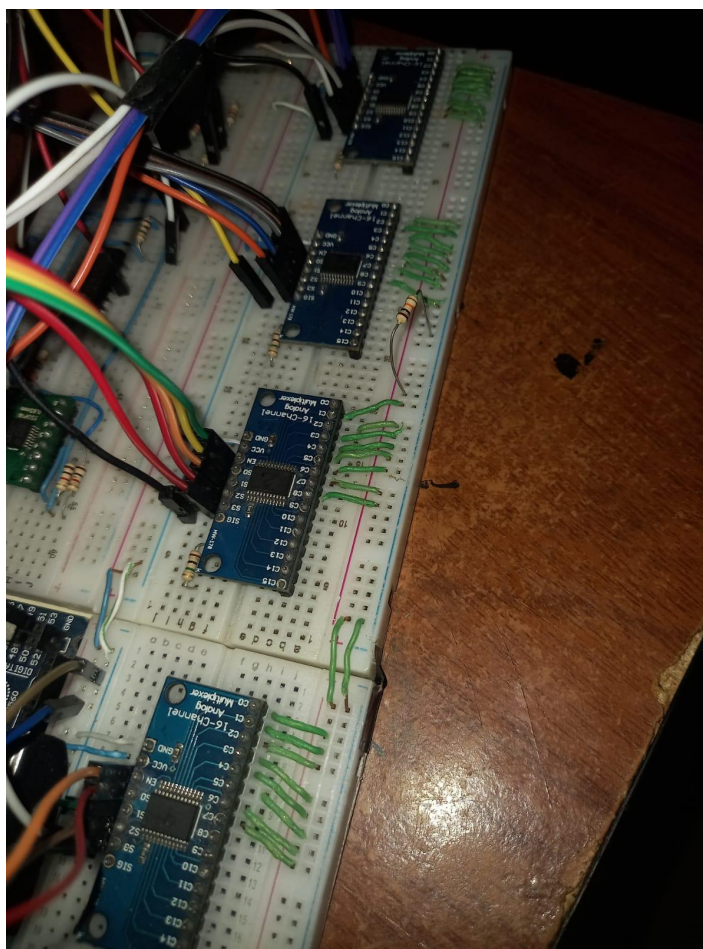


Figura 17. Montaje sistema TIE en protoboard para prueba de concepto.

Fuente: elaboración propia.

La respuesta del sistema con los multiplexores se valida mediante el comportamiento lineal de los datos de magnitud de impedancia de las resistencias (1200 ohm, 1900 ohm, 2300 ohm, 2800 ohm, 3100 ohm, 3700 ohm, 4500 ohm, 4800 ohm, 7600 ohm, 10000 ohm).

6.10 Diseño y construcción de la placa PCB para el sistema TIE

El prototipo de tomografía por impedancia eléctrica presenta desventajas en cuanto a la trayectoria de las señales y la generación de ruido debido a las conexiones del cable UTP, como se muestra en la **Figura 17**, por lo que la creación de una placa de circuito impreso es de suma importancia para reducir las señales

no deseadas en el sistema y la probabilidad de tener interferencias durante el funcionamiento del circuito y las pruebas.

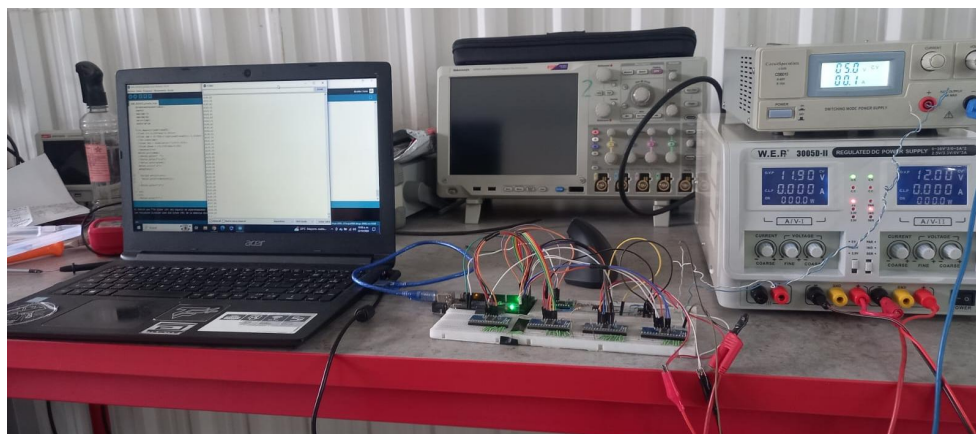


Figura 18. Pruebas de concepto sobre montaje de sistema TIE en protoboard.

Fuente: elaboración propia.

Para ello, se utilizó el software EAGLE (Easily Applicable Graphical Layout Editor), utilizado para la creación de diagramas esquemáticos y el diseño de circuitos impresos [97], permitiendo importar las diferentes librerías de los componentes del sistema TIE. Se realiza un primer diseño modular para validar el correcto funcionamiento de los componentes electrónicos.

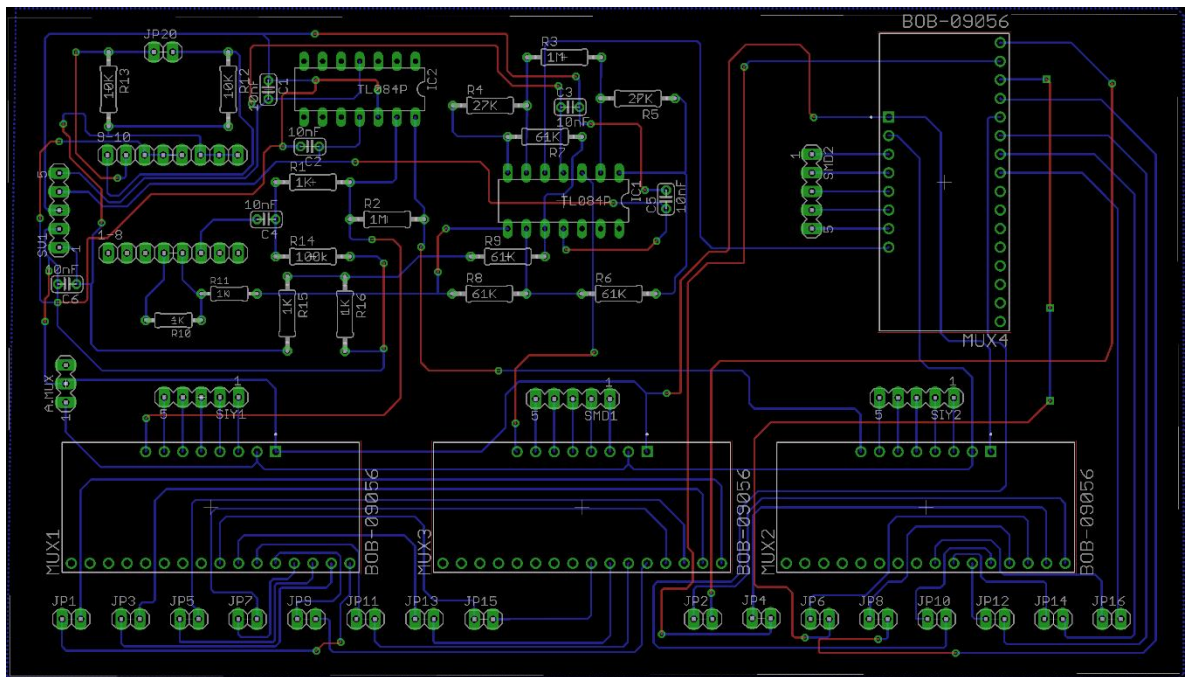


Figura 19. Diseño modular de placa board PCB del sistema TIE.

Fuente: elaboración propia.

El diagrama modular muestra la distribución de los componentes y las líneas representan las pistas de conexión, la línea roja es el trazado en la parte superior y la azul el trazado por debajo de la placa.

Una placa de circuito impreso o PCB (Printed Circuit Board), está compuesto por trazas de material conductor laminadas sobre una base no conductora o material dieléctrico, se utiliza para realizar interconexiones entre componentes, y aporta diversas ventajas al prototipo, ya que dispondría de una superficie para el montaje de componentes, conexiones fijas, mayor inmunidad al ruido y menor probabilidad de fallos, entre otras. Creada por PCB CNC Router, una máquina diseñada para la creación de pistas para placas de circuito impreso como se muestra en la **Figura 20**.

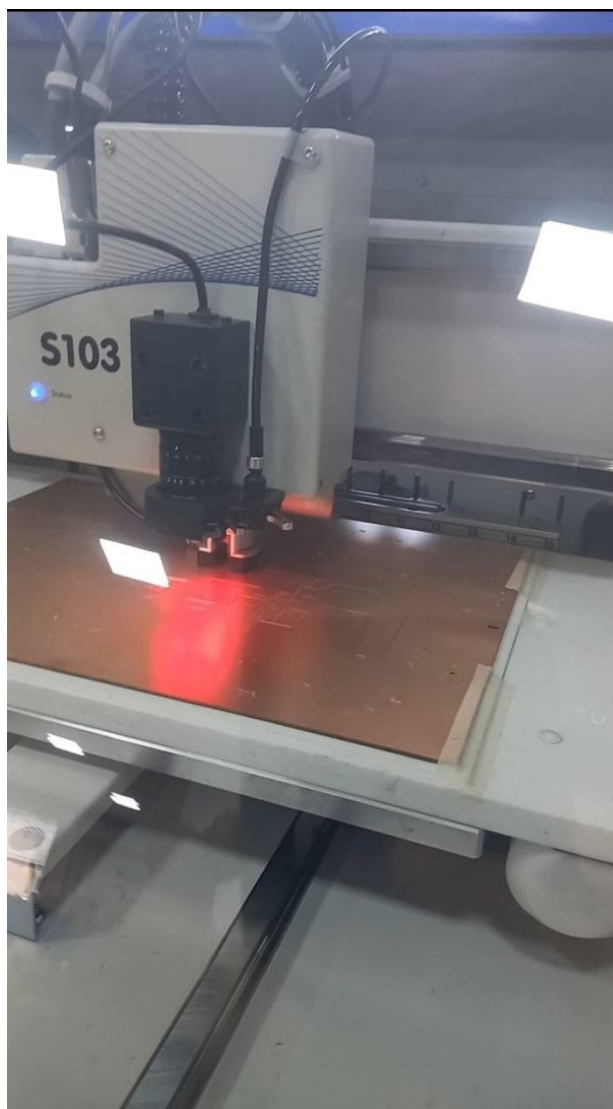


Figura 20. *Creación de placa PCB en CNC Router.*

Fuente: elaboración propia.

La distribución de los módulos en la placa es de suma importancia debido a la relación entre los multiplexores pares e impares de inyección y medición, los pines de conexión provenientes del Arduino que gestionan la apertura y cierre de los canales de los multiplexores y los pines de alimentación externa procedentes de las fuentes. Todo ello para que, a la hora de crear las pistas, se optimice su recorrido y la señal se transmita con mayor fluidez.

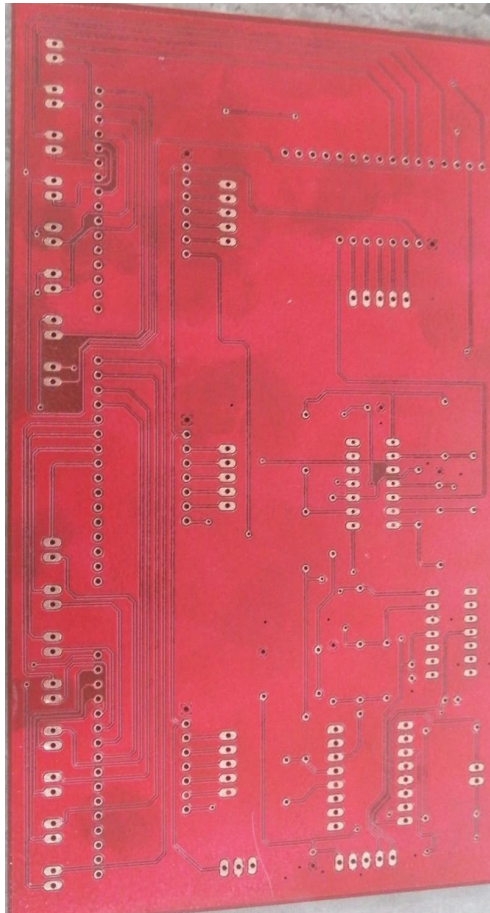


Figura 21. Placa PCB sin componentes.

Fuente: elaboración propia.

La elaboración de la placa PCB comienza con la creación de las pistas por ambas caras en una tableta de cobre realizada por la maquina CNC, para luego ser analizada minuciosamente y proceder al pintado de la placa. Una vez seca, se retira la pintura de los pines donde se soldarán los componentes, o de los pasantes que van de la cara inferior a la superior, tal y, como se muestra en la **Figura 21**.

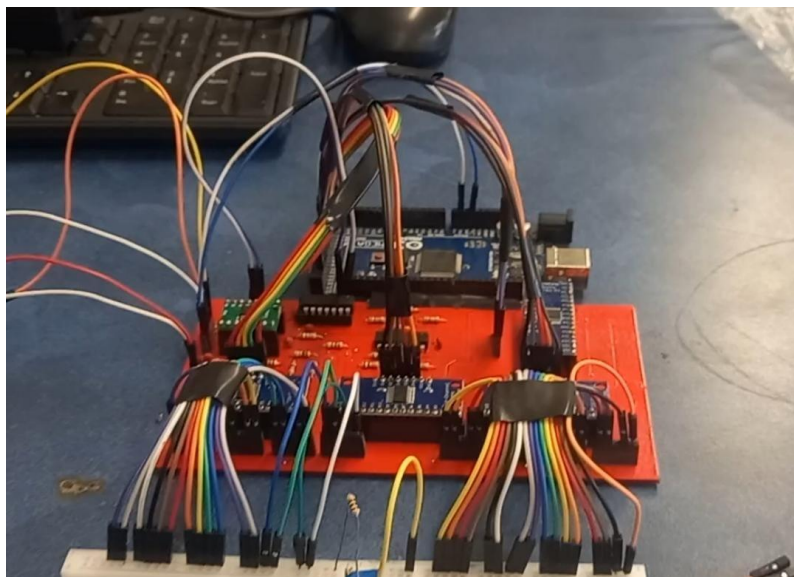


Figura 22. Placa PCB con componentes electrónicos.

Fuente: elaboración propia.

CAPÍTULO 7 - VALIDACIÓN DEL SISTEMA PROPUESTO

En este capítulo se abordará los resultados de los modelos implementados para caracterizar y validar el sistema TIE. La obtención y procesamiento de los datos, permite visualizar la respuesta del sistema mediante la magnitud de cada objeto de prueba y validar así los datos de impedancia.

7.1 Relación Señal-Ruido (SNR)

La relación señal-ruido se calcula a partir de la ecuación 22, donde m_i y s_n representan la media y la desviación estándar de la medición de impedancia en cada par de electrodos. Para determinar la mejor SNR se modificó el número de frames por segundo, el frame representa una matriz numérica correspondiente a los patrones de inyección y medición. Por otro lado, la frecuencia de muestreo (frame por segundo) corresponde al número de frames obtenidos en un segundo por el sistema TIE.

$$SNR = 20 * \log \left(\frac{m_i}{s_n} \right) \quad (22)$$

Número de frames por segundo	SNR(dB)
200	22.7
100	41.8
50	37.9
30	22.8
20	21.6
10	24.3

Tabla 3. Relación SNR.

Fuente: elaboración propia.

La tabla 3, muestra que la mejor SNR es de 41.8 dB, es decir una frecuencia de muestreo de 100 frames por segundo indica el mejor rendimiento del sistema TIE para adquirir un mejor contraste en los mapas de distribución de impedancia.

7.2 Medición de magnitud e impedancia con resistencias de prueba

En esta subsección se procedió a caracterizar el sistema desarrollador en la sección anterior. Se inició con la toma de datos con cada una de las resistencias de prueba, en un intervalo de $1.2\text{k}\Omega$ - $10\text{k}\Omega$. Obteniendo valores de magnitud con respecto al valor de la resistencia. Se toman 224 datos con cada resistencia y a partir de estos datos, mediante el uso del software Matlab, se aplica una regresión lineal que relaciona la magnitud dada por el convertidor y los datos de impedancia de cada resistencia.

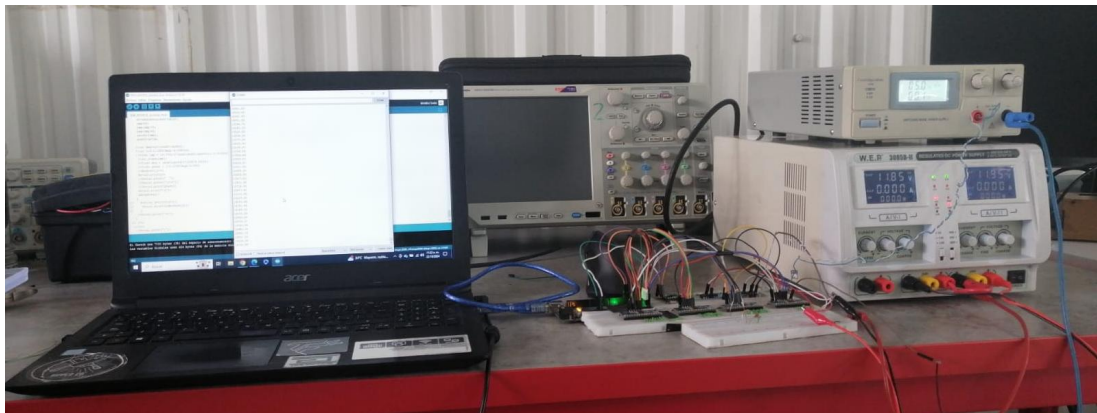


Figura 23. Pruebas con resistencias.

Fuente: elaboración propia.

La caracterización del sistema TIE es fundamental para validar que los datos que procesa el convertidor de impedancia sean correctos, para ello se tomaron resistencias en el intervalo establecido, se guardó un frame del valor de magnitud de impedancia por cada una de las resistencias y mediante el software de Matlab se graficaron los datos de magnitud y resistencia como se muestra en la **Figura 23**.

En la **Tabla 4** se muestra el promedio de los 224 datos de la magnitud de impedancia de cada una de las resistencias de prueba

Resistencia (Ω)	Promedio magnitud de impedancia (Ω)
1200	18977.59
1900	17716.68
2300	17102.68
2800	16286.57
3100	16330.82
3700	15225.45
4500	14632.52
4800	14374.96
7600	12549.22
9200	11881.17

Tabla 4. Promedio de datos de magnitud de impedancia en resistencias de prueba.

Fuente: elaboración propia.

Aplicando la regresión lineal a los datos mediante una función polinomial de primer grado, obtenemos una ecuación característica descrita por: $f(x) = P1 \cdot x + P2$, donde $P1=-1.2262$ y $P2=22967$ son constantes y X es la magnitud de impedancia que se obtiene a partir del objeto de prueba. La ecuación característica se incluye dentro del código del sistema TIE.

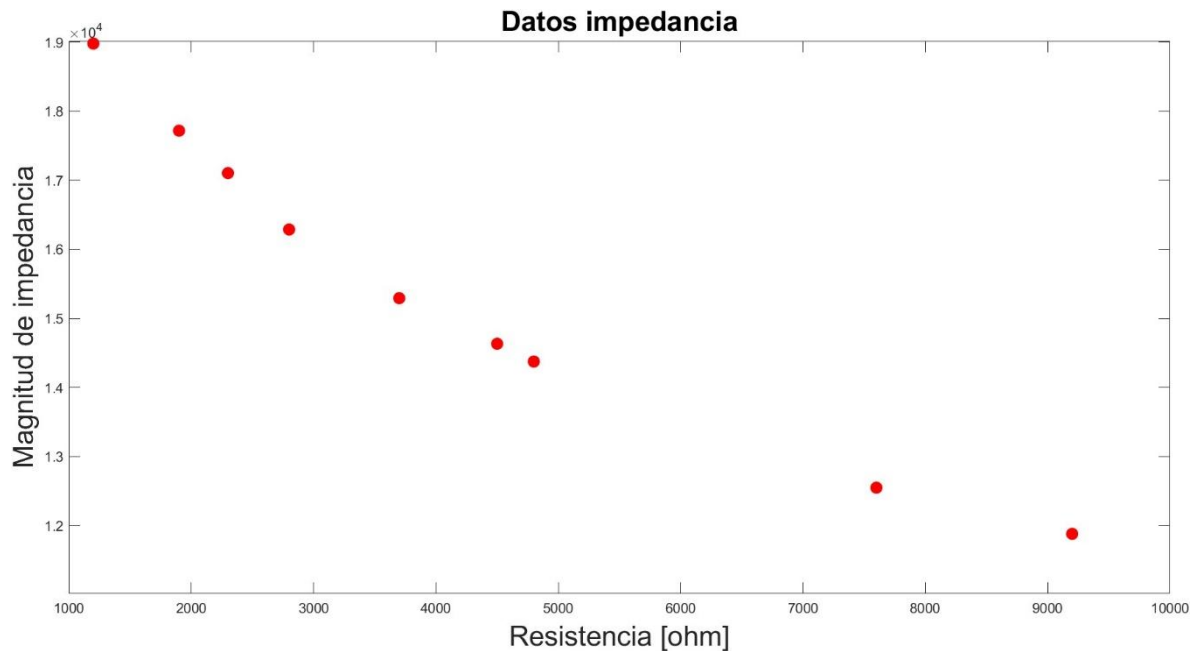


Figura 24. Gráfico de datos de magnitud en resistencias de prueba.

Fuente: elaboración propia.

En la **Figura 24** se muestra el gráfico de los datos de magnitud de resistencias de $1.2\text{k}\Omega$ hasta $10\text{k}\Omega$, el eje vertical representa la magnitud y el eje horizontal el valor de la resistencia en Ohmios. Como se observa el valor de la magnitud se comporta inversamente proporcional al valor de la resistencia, es decir, la magnitud descende en base al valor de la resistencia de prueba, esto se ve reflejado en la **Tabla 4**.

7.3 Medición de magnitud de impedancia en el modelo de Cole

El uso del modelo de Cole de dispersión simple se aplica comúnmente en mediciones de impedancia, consiste de una impedancia de orden fraccionario, definida por el capacitor, permitiendo simular las propiedades eléctricas del tejido biológico como la permitividad, que es la capacidad de un cuerpo de formar un campo eléctrico en sí mismo [98], y la conductividad, que es la capacidad de un objeto para transportar electricidad a través de él.

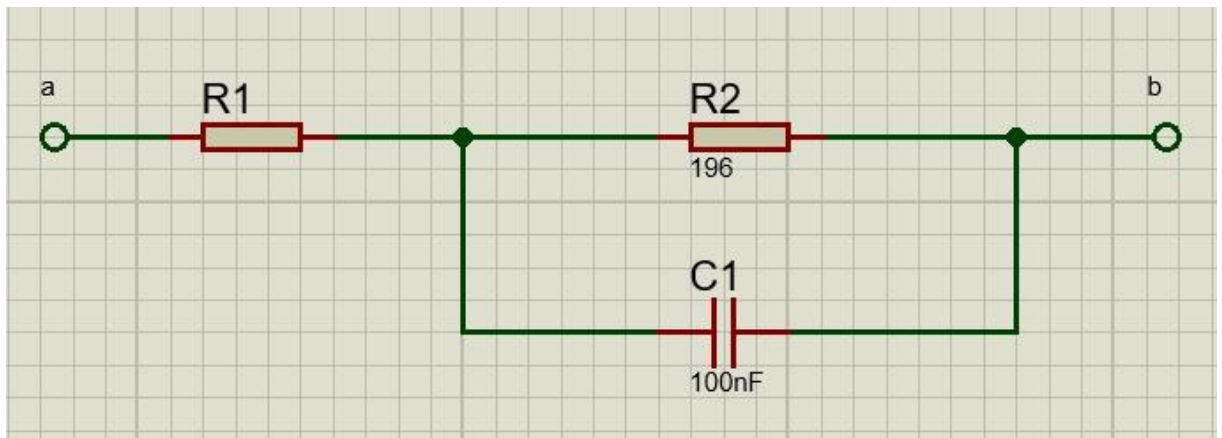


Figura 25. Modelo de cole.

Fuente: elaboración propia.

Una vez caracterizado el sistema TIE mediante la regresión lineal de los datos de magnitud de impedancia fue posible aplicar el modelo de Cole para estimar la magnitud de la impedancia en las resistencias de prueba. Se establecieron valores de 196Ω y 100nF , que son valores estándar para este tipo de modelos (**Figura 25**), y se tomaron los datos con cada una de las resistencias como se muestra en la **Tabla 5**.

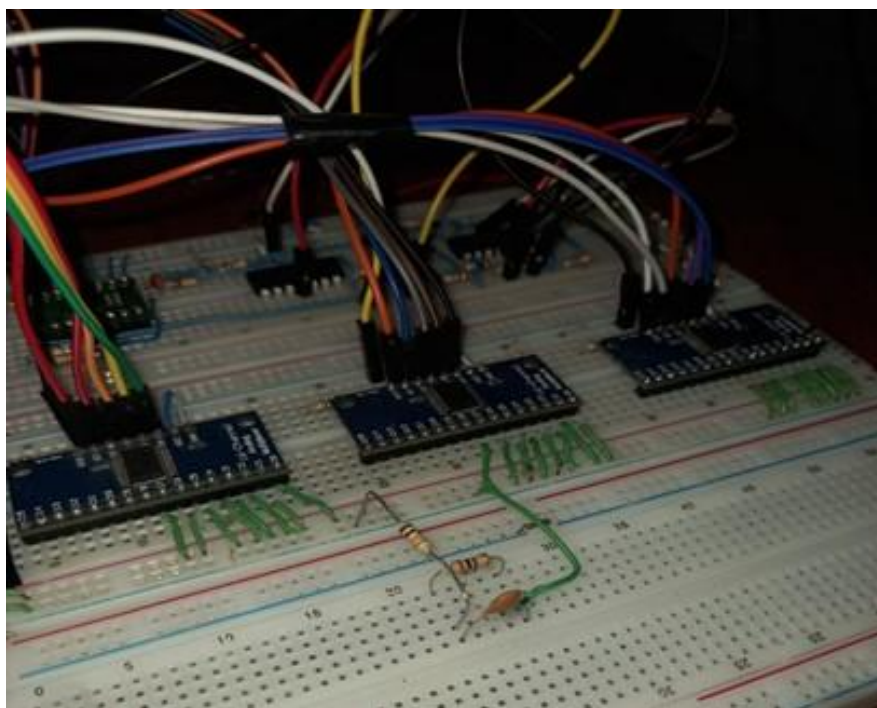


Figura 26. Circuito montado para pruebas sobre modelo de Cole.

Fuente: elaboración propia.

Se toman medidas aplicando el modelo de Cole, en esta parte R_1 varia en un intervalo de 1200Ω hasta 10000Ω y se toman cuatro resistencias de 2300Ω , 3100Ω , 7600Ω y 9200Ω , validando mediante el valor arrojado por el monitor serie, un valor experimental cercano al valor real que tiene el objeto de prueba en este caso R_1 .

Resistencia (Ω)	Promedio de magnitud de impedancia sobre modelo de Cole (Ω)
2300	2311.86
3100	3266.49
7600	7672.51
9200	8486.07

Tabla 5. Promedio de magnitud de impedancia sobre modelo de Cole

Fuente: elaboración propia.

El proceso de inyección y medición se realiza aplicando el modelo de Cole a cada una de las resistencias de prueba e implementando la ecuación característica obtenida por la regresión lineal relacionando las constantes y los valores de magnitud, dando como resultado valores cercanos al valor real de la resistencia como se muestra en la **Tabla 5**.

PROMEDIO		ERROR		
R (Ω)	MAG EXPERIMENTAL(Ω)	VALOR TEÓRICO(Ω)	DESVIACIÓN	ERROR
2300	2311,86	2274,24	24,54	1,06%
3100	3243,42	3074,02	46,85	1,44%
7600	7672,51	7574,02	43,86	0,57%
9200	8486,07	9174,02	43,09	0,51%

Tabla 6. Promedio de datos con modelo de Cole.

Fuente: elaboración propia.

Los resultados obtenidos a partir de la caracterización del sistema se evidencian errores inferiores al 1,44% para la magnitud de las pruebas. Presentando un buen funcionamiento y desempeño del sistema TIE para estimación de impedancia.

7.4 Adaptación de placa PCB para conexión de electrodos

Para la conexión entre la placa y los 16 electrodos fue necesario adaptar los pines de la PCB al cable apantallado donde se conectan los electrodos tal y como se muestra en la **Figura 27**.

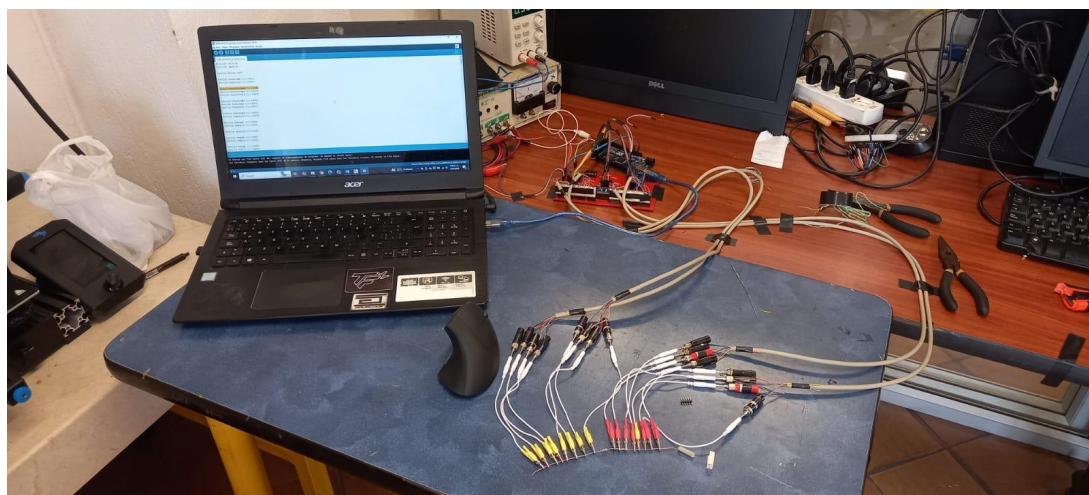


Figura 27. Adaptación de pines de placa PCB para conexión a electrodos.

Fuente: elaboración propia.

Mediante la prueba de caracterización de las resistencias se comprueba el correcto funcionamiento de los electrodos, conectándolos según el patrón establecido y obteniendo un valor próximo al valor real de la resistencia de prueba.

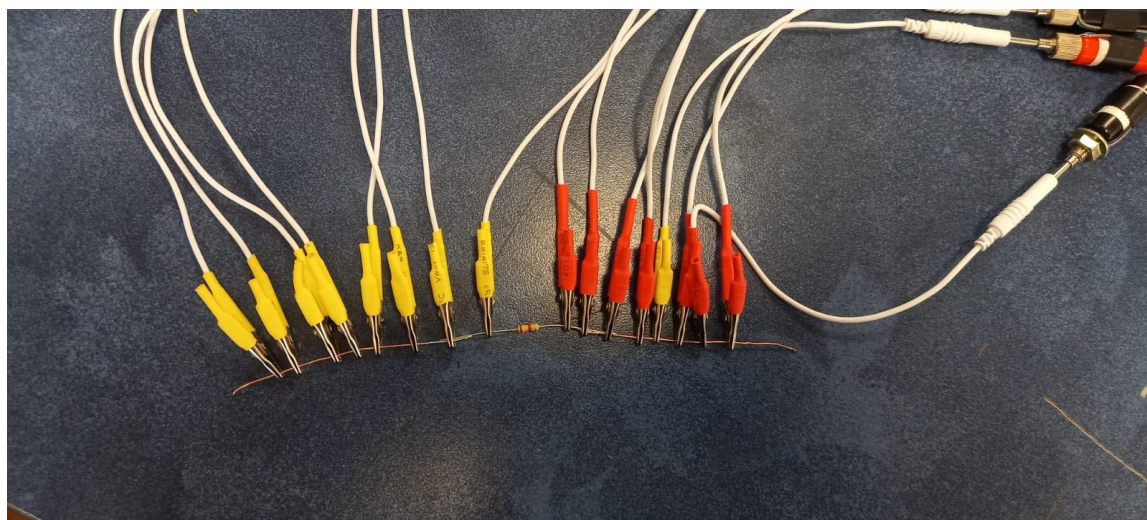


Figura 28. Pruebas de concepto con electrodos.

Fuente: elaboración propia.

7.5 Reconstrucción de imágenes de la distribución de la impedancia

Se construyó un Phantom de prueba que generalmente es un tanque con solución salina que permite simular las propiedades estructurales y eléctricas de un tejido biológico, como se ha implementado en otros estudios [76, 99, 100]. Los phantoms generalmente simulan la conductividad y la permitividad del tejido biológico.

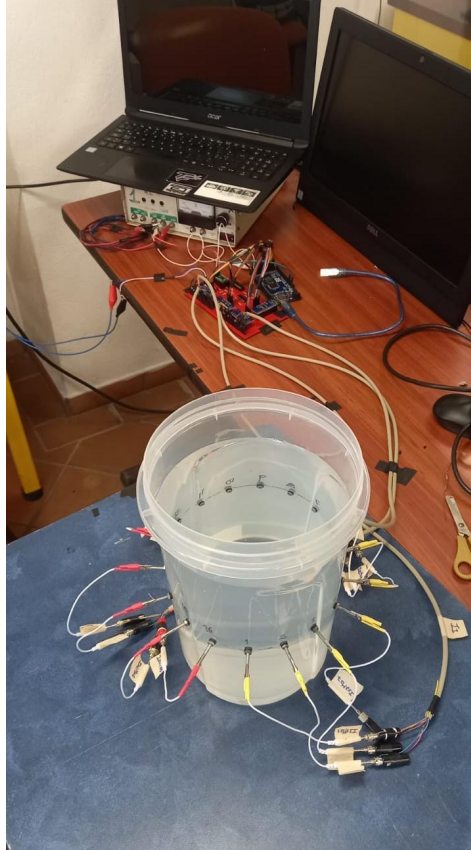


Figura 29. Construcción del phantom y posicionamiento de terminales para electrodos.

Fuente: elaboración propia.

Para las pruebas, se utilizó un tanque de 27 cm de altura y 15 cm de diámetro. La solución salina se preparó con 4 litros de agua y 16 gramos de sal. Se seleccionaron cuatro tubos, dos tubos de PVC de 4.5 cm y 8 cm de diámetro, y dos tubos de acero inoxidable de 5 cm y 7.5 cm de diámetro todos con 30 cm de altura.

Se aplicó el patrón alrededor del Phantom y se tomaron 20 frames, estos datos son equivalentes al vector de medidas homogéneo, luego se introdujeron cada uno de los cuatro tubos y se realizó el mismo proceso independientemente, estos

representan los vectores de medidas no homogéneos. Luego mediante el software EIDORS se compararon los vectores permitiendo observar la variación de la impedancia del interior del objeto y el tamaño del objeto que se encuentran en el tanque.

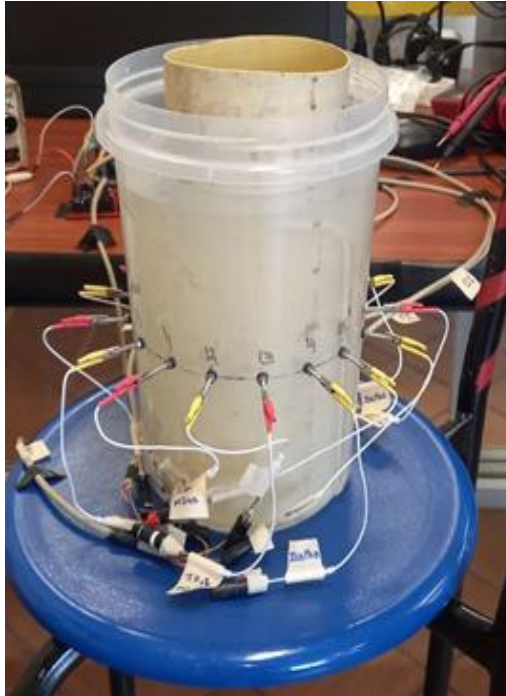


Figura 30. Tanque de solución salina con tubo de PVC.

Fuente: elaboración propia.

Los tubos se colocaron dentro del tanque con la solución salina y se tomaron varios frames para cada tubo aplicando el patrón de inyección y medición adyacente. Posteriormente, se obtuvo la imagen de la distribución de impedancia mediante EIDORS.



Figura 31. Tanque de solución salina con tubo de acero.

Fuente: elaboración propia.

7.6 EIDORS

Para la reconstrucción de imágenes se implementó EIDORS en Octave, un software de código abierto que utiliza un modelo de elementos finitos (FEM), para simular un campo de distribución de impedancia. Esto, junto con la técnica de Gauss-Newton, permite resolver el problema inverso. El FEM consta de un modelo circular en 2D de 576 elementos finitos y 16 electrodos.

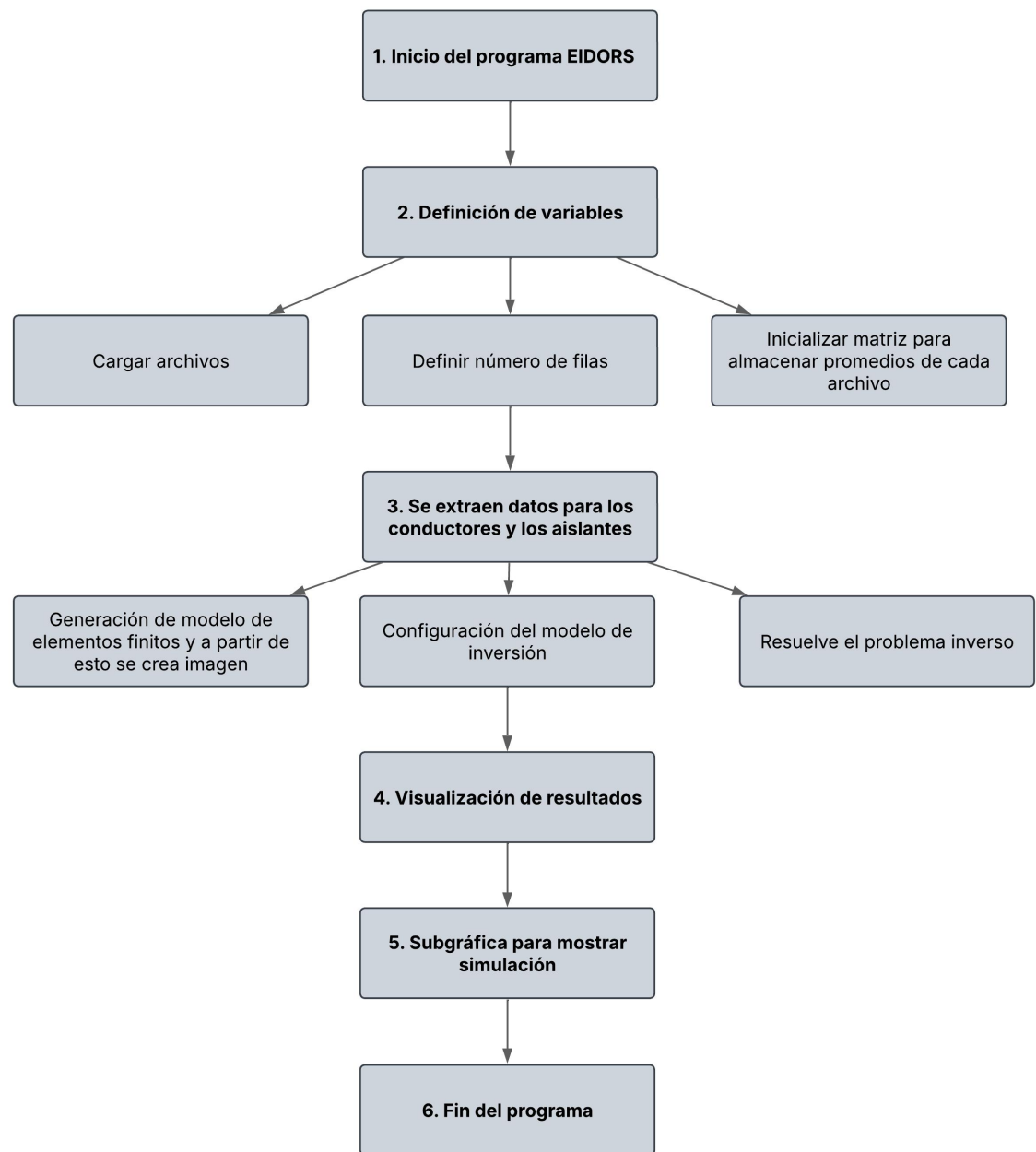


Figura 32. Diagrama de flujo para la reconstrucción de imágenes por medio de EIDORS.

Fuente: elaboración propia.

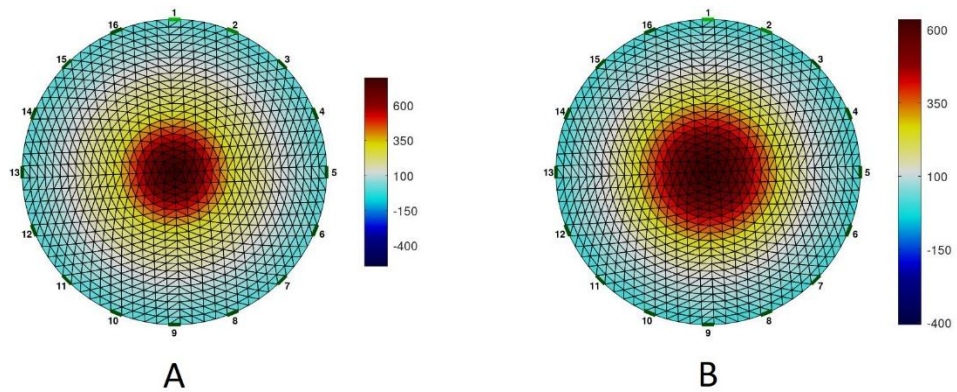


Figura 33. Reconstrucción de imágenes TIE de tubos conductores: A tubo pequeño y B tubo grande.

Fuente: elaboración propia.

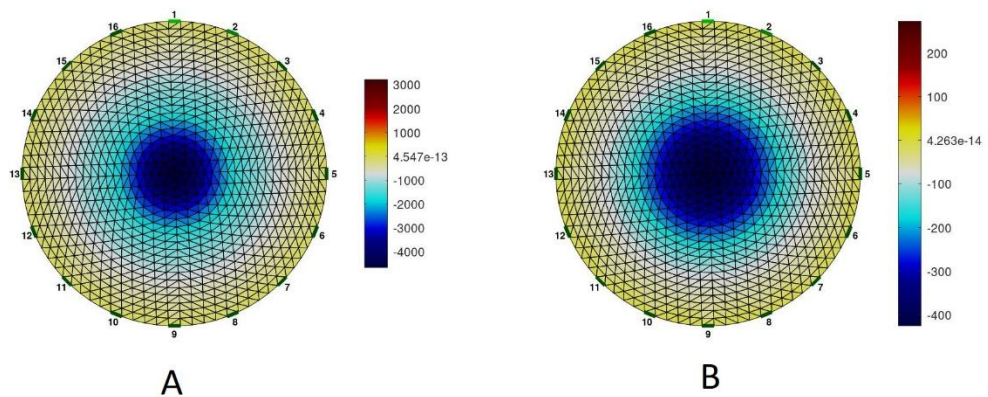


Figura 34. Reconstrucción de imágenes TIE de tubos aislantes: A tubo pequeño y B tubo grande.

Fuente: elaboración propia.

En la **Figura 33** y **Figura 34** la muestran la distribución de conductividad de los tubos conductores y no conductores, respectivamente. El color azul representa

baja conductividad, mientras que el color rojizo representa una conductividad mucho mayor. Para aplicar la reconstrucción, es importante formar un solo vector promedio de las medidas para el tanque y para cada uno de los tubos. Para ello, se organizaron los datos obtenidos de cada material en 20 columnas con 256 filas, y se promedió cada fila, obteniendo así el vector promedio para la solución salina y para cada uno de los tubos de forma independiente. Posteriormente, se aplicó EIDORS a los datos organizados y se comparó el resultado de los materiales por separado, pudiendo ver la distribución de conductividad estructural interna del objeto de prueba.

Como se puede observar, el sistema puede diferenciar objetos con impedancias y conductividades mayores o menores que la solución salina y diferenciar el tamaño de los objetos de prueba.

7.7 Medición del GI en voluntarios

Esta sección describe el protocolo implementado y el análisis estadístico de la prueba de concepto para la validación del sistema TIE en voluntarios de la Corporación Universitaria Comfacauca (Unicomfacauca). La prueba se realizó en tres voluntarios con diferencias significativas en el porcentaje de grasa corporal. Los voluntarios fueron conectados en dos zonas corporales diferentes para analizar los cambios de conductividad en esa zona y comparar los resultados en individuos con diferentes porcentajes de grasa.

Para la prueba de validación, se colocaron 16 electrodos adhesivos alrededor del torso de los sujetos de estudio (uno de complexión delgada y otro de complexión gruesa) y se procedió a conectar los pines de adaptación de la placa PCB a los pines de los adhesivos según el patrón adyacente establecido como se muestra en la **Figura 35**. A continuación, se inició la prueba y se recopilaban los datos, obteniendo 20 frames por zona a evaluar. Es importante resaltar que el GI es un índice y no tiene unidades, es decir es adimensional.

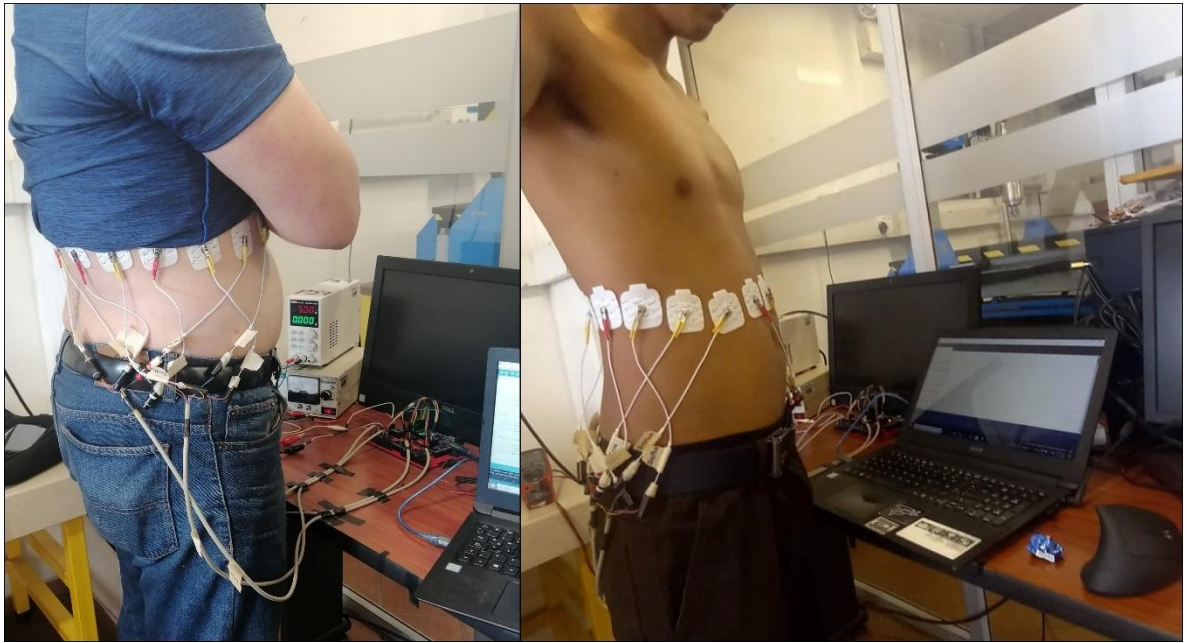


Figura 35. Medición de impedancia alrededor del torso en voluntario de contextura gruesa y delgada.

Fuente: elaboración propia.

De igual forma, se realizó un proceso similar en la pierna derecha, colocando cada electrodo alrededor de una persona de complexión robusta y otra de complexión más delgada para comparar los resultados de impedancia obtenidos. Se tomaron 20 frames por voluntario, como se muestra en la **Figura 36**.



Figura 36. Medición de impedancia alrededor de la pierna en voluntario de contextura gruesa y delgada.

Fuente: elaboración propia.

Para el análisis de los datos obtenidos se espera que una persona de contextura gruesa tenga mayor impedancia debido a diversas proporcionalidades corporales que componen el cuerpo como grasa, tejidos y músculos [101]. Se agruparon los datos y se generó el diagrama de cajas y bigotes para visualizar y comparar los valores de impedancia de ambos voluntarios.

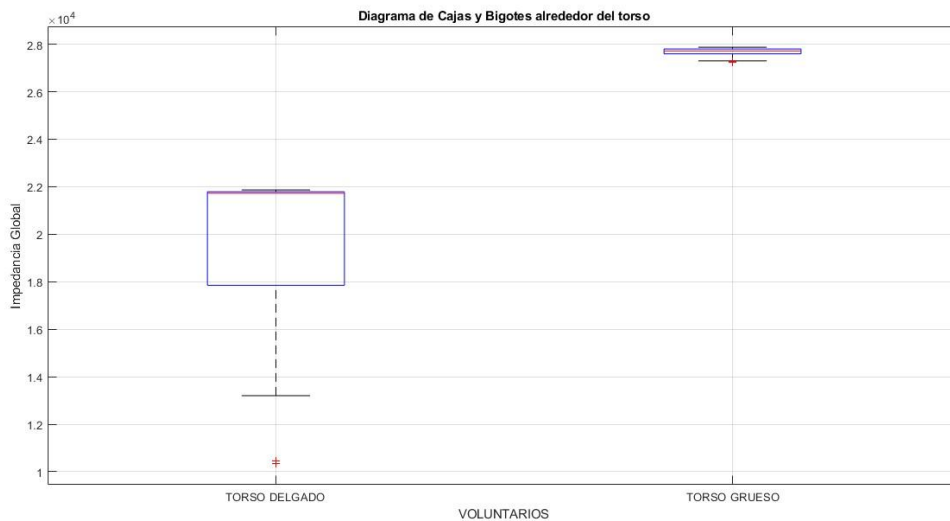


Figura 37. Diagrama de cajas y bigotes de datos alrededor del torso.

Fuente: elaboración propia.

El diagrama de cajas y bigotes que se muestra en la **Figura 37**, contiene los datos experimentales de los voluntarios de la prueba alrededor del torso; el diagrama de la izquierda representa los datos de la persona delgada y el diagrama de la derecha, los de la persona de contextura gruesa.

Magnitud	Persona de contextura delgada	Persona de contextura gruesa
Media de impedancia global	21723	27707
Rango intercuartil	3939	637
Outliers	2	3

Tabla 7. Valores de impedancia global del diagrama de cajas y bigotes de la persona de contextura delgada y de contextura gruesa.

Fuente: elaboración propia.

En el torso de la persona de contextura gruesa se muestra una medida de impedancia mucho mayor al torso de la persona delgada, esto se debe a que el tejido adiposo (grasa corporal) tiene mayor impedancia y fluye más fácilmente a través de la masa magra [102]. También se muestra que la caja de la persona de contextura gruesa es más compacta indicando que los datos de impedancia son menos dispersos por una posible distribución más homogénea del tejido graso. Por otro lado, el voluntario de contextura delgada muestra valores de impedancia más bajos y mayor variabilidad en las mediciones posiblemente por zonas con mayor masa magra como músculos o agua [102].

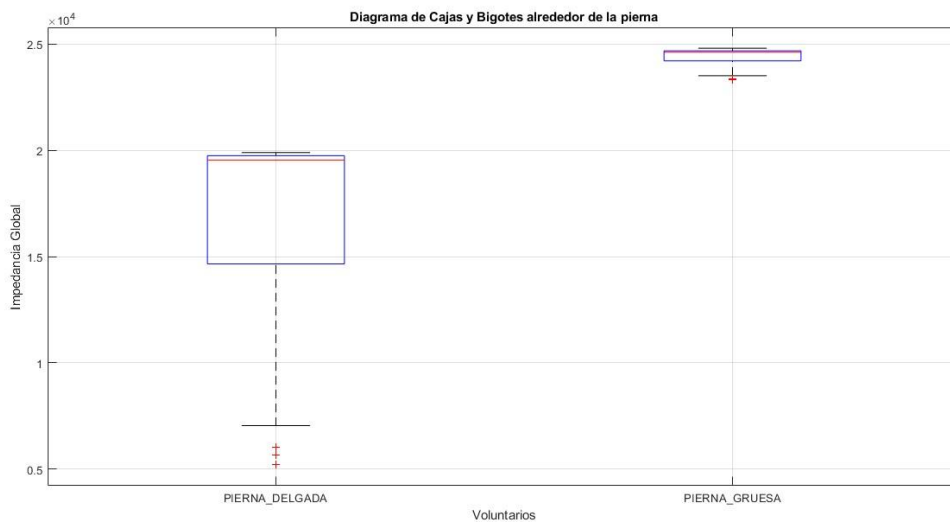


Figura 38. Diagrama de cajas y bigotes de datos alrededor de la pierna.

Fuente: elaboración propia.

El diagrama de cajas y bigotes que se muestra en la **Figura 38**, contiene los datos experimentales de los voluntarios de la prueba alrededor de la pierna; el diagrama de la izquierda representa los datos de la persona delgada y el diagrama de la derecha, los de la persona de contextura gruesa.

Magnitud	Persona de contextura delgada	Persona de contextura gruesa
Media de impedancia global	19542	24609
Rango intercuartil	14691	1490
Outliers	3	3

Tabla 8. Valores de impedancia global del diagrama de cajas y bigotes de la persona delgada y de contextura gruesa.

Fuente: elaboración propia.

La persona con un índice de masa corporal (IMC) más alto mostró valores de impedancia global mucho más elevados (mediana de $24,609\Omega$) en contraste con la persona con un IMC más bajo (mediana de $19,542\Omega$). Esto concuerda con [103], ya que la impedancia corporal tiende a aumentar con un mayor porcentaje de grasa, dado que el tejido adiposo tiene menor cantidad de agua y produce más resistencia al flujo de la corriente [104].

En el caso del individuo delgado, se observa una gran variabilidad que se refleja en el amplio rango intercuartil y en la presencia de varios valores atípicos. Esto sugiere que la impedancia global de este individuo varía considerablemente en diferentes momentos o regiones del cuerpo. Podría indicar fluctuaciones en los niveles de hidratación o una composición corporal muy variable, también la baja magnitud de impedancia podría ser resultado de la delgada capa entre la piel y los huesos [105].

Por el contrario, en el caso del individuo de la persona de contextura gruesa, la impedancia global se mantiene constante, como lo demuestra el pequeño rango intercuartil. Esto podría indicar homogeneidad en la composición corporal, lo que significa que hay un predominio del tejido adiposo y una variación mínima en el contenido de agua en diferentes áreas o momentos [103].

7.8 Discusión de resultados

Los resultados obtenidos en la prueba con resistencias muestran que el sistema fue capaz de tomar medidas de impedancia en resistencias entre un rango de $1.2\text{k}\Omega$ hasta $10\text{k}\Omega$. Se analizaron, utilizando el modelo de Cole, que explica cómo reaccionan los tejidos biológicos a una corriente alterna, considerando tanto la resistencia extracelular como la capacitancia de sus membranas. Dentro de este modelo, la impedancia se considera como una función compleja que contiene elementos resistivos y capacitivos, lo que permite la correcta simulación de la respuesta eléctrica de materiales con características similares a las de los humanos. Para probar la precisión del sistema, se utilizó una red de resistencias con valores conocidos que simulan condiciones óptimas sin componentes reactivos. Los valores obtenidos del sistema se compararon con los valores teóricos, y el error relativo máximo fue del 1.44%. Esto indica un alto nivel de precisión en la medición de impedancia resistiva pura. Esto se confirmó en los modelos evaluados, ya que se observó una gran variación en los niveles de impedancia al generar las imágenes reconstruidas. En [77], el prototipo se validó utilizando el modelo de Cole con resistencias ligeramente menores a las utilizadas; sin embargo, arrojó un error máximo similar al calculado.

Se realizaron mediciones experimentales para verificar el funcionamiento del prototipo de Tomografía por Impedancia Eléctrica, utilizando objetos que presentan diferentes propiedades eléctricas. Se utilizaron tubos de PVC y de acero para simular diferentes tipos de tejidos corporales según sus características eléctricas. El PVC actúa como aislante, ya que tiene una baja conductividad eléctrica, lo que lo convierte en una opción adecuada para representar tejidos que contienen poca agua, como el tejido graso o los huesos. El acero, por otro lado, es un buen conductor y, se utiliza para simular tejidos que tienen un alto contenido de agua y sal, incluido el tejido muscular y los fluidos corporales. Como resultado se obtuvieron imágenes de la distribución de conductividad a partir de los datos de magnitud de impedancia que muestran las zonas de mayor y menor conductividad de los cilindros de prueba.

En la prueba de concepto para individuos delgados y de contextura gruesa, se evidenció que la mediana de la persona de contextura gruesa fue mayor en el torso por una diferencia de magnitud de impedancia de 5984Ω y en la pierna de 5067Ω . Esto coincide con lo propuesto en [103, 104], ya que la impedancia es alta

en masa grasa y baja en masa libre de grasa, donde el agua corporal y los electrolitos se encuentran en mayor proporción.

En cuanto a la sobrecarga hídrica en humanos, este tipo de sistema podría ayudar a localizar zonas con acumulación inusual de líquidos, lo que contribuiría al diagnóstico médico.

7.9 Reconocimientos y resultados de la investigación

El 27 de abril de 2023 se llevó a cabo en la ciudad de Palmira el “XI Encuentro Regional de Semilleros de Investigación – VII Encuentro Internacional de Grupos y Semilleros de Investigación, donde se aprobaron los siguientes proyectos:

El 31 de mayo de 2023, se anunciaron los resultados de las evaluaciones de las propuestas de investigación, los proyectos en curso y proyectos de investigación finalizados. Esto fue organizado por el comité organizador del segundo encuentro de semilleros de investigación Uniautónomos 2022 – “Investigación para el desarrollo sostenible” y esta fue la calificación obtenida:

CAPÍTULO 8 – CONCLUSIONES, LIMITACIONES Y TRABAJOS A FUTURO

8.1 Conclusiones

Tras la investigación y la construcción del prototipo de tomografía de impedancia eléctrica para la evaluación de la sobrecarga hídrica en el cuerpo humano, se obtuvieron resultados relevantes que permiten responder a la pregunta de investigación.

En conclusión, el prototipo TIE cumplió con la funcionalidad propuesta al ser capaz de estimar la distribución de conductividad estructural del interior del objeto bajo estudio, lo que permitió validar la información seleccionada mediante el mapeo sistemático de la literatura y adaptar el diseño TIE al enfoque de evaluación de la sobrecarga hídrica con 16 electrodos. También es importante resaltar que el sistema TIE funciona con una frecuencia de señal de 50kHz a una amplitud de 1Vpp. Esto reduce la probabilidad de alteración de los datos durante las diversas pruebas realizadas, debido a movimientos repentinos del prototipo, cambios en los objetos de prueba o desplazamiento del sistema TIE.

Por otra parte, el sistema TIE tiene la capacidad de evaluar la magnitud de la impedancia con precisión, debido a que los errores relativos son inferiores al 1.5% sobre el modelo de Cole. También se muestra que los algoritmos de Gauss-Newton y Noser permiten obtener una buena reconstrucción de la distribución de impedancia demostrando que el sistema fue capaz de distinguir objetos de geometría tubular con conductividades mayores y menores a la solución salina y diferenciar su tamaño. Debido al número de electrodos implementados, el sistema presenta ventajas en la resolución espacial, pero no en la temporal.

También se evidencia que la diferencia de impedancia global entre los sujetos de prueba fue notable, en el sujeto más delgado los valores de impedancia fueron menores debido a que la impedancia fluye con más facilidad a través de la masa magra y se evidencia una pequeña dispersión de los datos, pero con mayor variabilidad, lo que refleja diferencias individuales en la composición corporal, como la proporción de masa magra, tejido adiposo y estado de hidratación. En los

sujetos de textura gruesa, la dispersión de los datos es amplia y la impedancia es mayor y más homogénea, lo que indican una composición corporal más uniforme, dominada por una alta proporción de tejido adiposo. Esto refleja la relación inversa entre la cantidad de masa magra y el nivel de impedancia, confirmando que una mayor presencia de grasa corporal se asocia a una mayor resistencia al paso de la corriente eléctrica.

8.2 Limitaciones

Como parte del proceso de investigación, es importante reconocer las limitaciones de este estudio, que se dividen a nivel de hardware, software y validación.

El prototipo a nivel de hardware no es portable, puede realizarse el desplazamiento si lo requiere, pero el diseño en los electrodos no permite movimientos bruscos.

Para la realización de las pruebas de concepto no fue posible reunir varios voluntarios debido al tiempo que se requería para realizar las pruebas en cada zona del cuerpo.

A nivel de software, si bien el número de electrodos mejora la resolución espacial, no mejora la resolución temporal, ya que la obtención de los datos requiere mayor tiempo y mayor potencia de procesamiento.

Finalmente, se reconoce que la validación no es un estudio de caso establecido, ya que está fuera del alcance de los objetivos propuestos. Asimismo, se considera la falta de estandarización en los sujetos de prueba, así como la falta de preparación previa para la prueba de concepto.

8.3 Trabajos futuros

Se podrían utilizar convertidores de mayor resolución, además de un microcontrolador con mayor capacidad de procesamiento para adquirir datos con mayor rapidez y precisión.

Diseñar una base o carcasa que permita que el sistema TIE pueda ser portable sin afectar su funcionamiento.

Los electrodos podrían colocarse en un cinturón o una base para mayor exactitud en los datos y comodidad sobre el voluntario.

La implementación de inteligencia artificial y redes neuronales ayudarían a reducir el tiempo de procesamiento y a su vez, a lograr una buena calidad de imágenes.

Se debería ampliar la población en la que se probó el prototipo para evaluar su eficacia y utilidad.

BIBLIOGRAFÍA

- [1] F. Henríquez-Palop, G. Antón-Pérez, S. Marrero-Robayna, F. González-Cabrera, y J. C. Rodríguez-Pérez;, «La sobrecarga hídrica como biomarcador de insuficiencia cardíaca y fracaso renal agudo,» *Nefrología (Madrid)*, vol. 33, nº 2, pp. 256-265, 2013.
- [2] M. V. Perez-Gomez, D. Sanchez-Ospina, A. Tejedor, y A. Ortiz, «The mysterious death of the beer drinking champ: potential role for hyperacute water loading and acute hyponatremia,» *Clinical Kidney Journal*, vol. 15, nº 6, pp. 1196-1201, 2022.
- [3] A. Nanah, S. Misbah, y H. Daw, «Severe Hyponatremia Manifesting as Status Epilepticus Caused by a Single Dose of Cyclophosphamide,» *American Journal of Therapeutics*, 2024.
- [4] James L. Lewis III, «Sobrecarga hídrica - Trastornos endocrinológicos y metabólicos,» 2023. [En línea]. Available: <https://www.msmanuals.com/es/professional/trastornos-endocrinol%C3%B3gicos-y-metab%C3%B3licos/metabolismo-h%C3%ADrico/sobrecarga-h%C3%ADrica>.
- [5] C. Loutradis, P. A. Sarafidis, C. J. Ferro, y C. Zoccali, «Volume overload in hemodialysis: diagnosis, cardiovascular consequences, and management,» *Nephrology Dialysis Transplantation*, vol. 36, nº 12, pp. 2182-2193, 2021.
- [6] C. Ekinci, M. Karabork, D. Siriopol, N. Dincer, A. Covic, y M. Kanbay, «Effects of Volume Overload and Current Techniques for the Assessment of Fluid Status in Patients with Renal Disease,» *Blood Purif*, vol. 46, nº 1, pp. 34-47, 2018.
- [7] N. Sangala, M. Ficheux, H. Fessi, N. Borman, y A. Collins, «Using more frequent haemodialysis to manage volume overload in dialysis patients

with heart failure, obesity or pregnancy,» *Nephrology Dialysis Transplantation*, vol. 35, nº 2, pp. ii11-ii17, 2020.

- [8] A. Malav, K. Kadam, y P. Kamat, «Prediction of heart disease using k-means and artificial neural network as hybrid approach to improve accuracy,» *International Journal of Engineering and Technology*, vol. 9, nº 4, pp. 3081- 3085, 2017.
- [9] Yusuf S, Joseph P, Rangarajan S, Islam S, Mente A, Hystad P, Brauer M, Kutty VR, Gupta R, Wielgosz A, «Modifiable risk factors, cardiovascular disease, and mortality in 155 722 individuals from 21 high-income, middle-income, and low-income,» *The Lancet*, vol. 395, nº 10226, pp. 795-808, 2020.
- [10] F. Haddad, R. Doyle, D. J. Murphy, y S. A. Hunt, «Right ventricular function in cardiovascular disease, part II: pathophysiology, clinical importance, and management of right ventricular failure,» *Circulation*, vol. 117, nº 13, pp. 1717- 1731, 2008.
- [11] C.-D. Granado, R. L. Mehta, y others, «Fluid overload in the ICU: evaluation and management,» *BMC nephrology*, vol. 17, nº 1, pp. 1-9, 2016.
- [12] Chen, R. H. Lam y W., «Biomedical Devices,» *Materials, Design, and Manufacturing. Springer, Reading, Massachusetts*, vol. 1, 2019.
- [13] «Dispositivos médicos - OPS/OMS | Organización Panamericana de la Salud,» 2023. [En línea]. Available: <https://www.paho.org/es/temas/dispositivos-medicos>.
- [14] M. G. Mercado, D. K. Smith, y E. L. Guard, «Acute kidney injury: diagnosis and management,» *American family physician*, vol. 100, nº 11, pp. 687-694, 2019.
- [15] R. Barst, S. Ertel, M. Beghetti, y D. Ivy, «Pulmonary arterial hypertension: a comparison between children and adults,» *European Respiratory Journal*, vol. 37, nº 3, pp. 665-677, 2011.

- [16] A. de Ruiter, A. Bello, y B. Braam, «Fluid management in chronic kidney disease: what is too much, what is the distribution, and how to manage fluid overload in patients with chronic kidney disease?,» *Current Opinion in Nephrology and Hypertension*, vol. 29, nº 6, pp. 572-580, 2020.
- [17] Saad MM, Kamal J, Moussaly E, Karam B, Mansour W, «Relevance of B-lines on lung ultrasound in volume overload and pulmonary congestion: clinical correlations and outcomes in patients on hemodialysis,» *Cardiorenal medicine*, vol. 8, nº 2, pp. 83-91, 2018.
- [18] Schapka E, Gee J, Cyrus JW, Goldstein G, Greenfield K, Marinello M, Karam O, «Lung Ultrasound versus Chest X-Ray for the Detection of Fluid Overload in Critically Ill Children: A Systematic Review,» *Journal of Pediatric Intensive Care*, 2021.
- [19] Chazot C, Vo-Van C, Zaoui E, Vanel T, Hurot JM, Lorriaux C, Mayor B, Deleaval P, Jean G, «Fluid overload correction and cardiac history influence brain natriuretic peptide evolution in incident haemodialysis patients,» *Nephrology Dialysis Transplantation*, vol. 26, nº 8, pp. 2630-2634, 2011.
- [20] Mullens W, Damman K, Testani JM, Martens P, Mueller C, Lassus J, Tang WHW, Skouri H, Verbrugge FH, «Evaluation of kidney function throughout the heart failure trajectory—a position statement from the Heart Failure Association of the European Society of Cardiology,» *European journal of heart failure*, vol. 22, nº 4, pp. 584-603, 2020.
- [21] Buchanan CE, Mahmoud H, Cox EF, McCulloch T, Prestwich BL, Taal MW, Selby NM, Francis ST, «Quantitative assessment of renal structural and functional changes in chronic kidney disease using multi-parametric magnetic resonance imaging,» *Nephrology Dialysis Transplantation*, vol. 35, nº 6, pp. 955- 964, 2020.
- [22] Selby NM, Blankestijn PJ, Boor P, Combe C, Eckardt KU, Eikefjord E, Garcia-Fernandez N, Golay X, «Magnetic resonance imaging biomarkers for chronic kidney disease: a position paper from the European Cooperation in Science and Technology Action PARENCHIMA,» *Nephrology Dialysis*

Transplantation, vol. 33, nº 2, pp. ii4-ii14, 2018.

- [23] Wu L, Wen X, Wang X, Wang C, Sun X, Wang K, Zhang H, Williams T, Stacy AJ, Chen J, Schmieder AH, Lanza GM, Shen B, «Local intratracheal delivery of perfluorocarbon nanoparticles to lung cancer demonstrated with magnetic resonance multimodal imaging,» *Theranostics*, vol. 8, nº 2, p. 563, 2018.
- [24] Z. Velickovic , «SAT0572 CONSTRUCTIVE VALIDITY OF MUSKULOSKELETAL ULTRASOUND MEASUREMENT OF CARTILAGE THICKNESS IN PATIENTS WITH KNEE OSTEOARTHRITIS,» *BMJ Publishing Group Ltd*, 2020.
- [25] Slobod D, Yao H, Mardini J, Natkaniec J, Correa JA, Jayaraman D, Weber CL, «Bioimpedance-measured volume overload predicts longer duration of mechanical ventilation in intensive care unit patients,» *Canadian Journal of Anesthesia*, vol. 66, nº 12, pp. 1458-1463, 2019.
- [26] Kammar-García A, Castillo-Martínez L, Villanueva-Juárez JL, Pérez-Pérez A, Rocha-González HI, «Comparison of bioelectrical impedance analysis parameters for the detection of fluid overload in the prediction of mortality in patients admitted at the emergency department,» *Journal of Parenteral and Enteral Nutrition*, vol. 45, nº 2, pp. 414-422, 2021.
- [27] Naranjo-Hernández D, Reina-Tosina J, Roa LM, Barbarov-Rostán G, Aresté-Fosalba N, Lara-Ruiz A, «Smart bioimpedance spectroscopy device for body composition estimation,» *Sensors*, vol. 20, nº 1, p. 70, 2019.
- [28] Roy, A. Prasad y M., «Bioimpedance analysis of vascular tissue and fluid flow in human and plant body: A review,» *Biosystems engineering*, vol. 197, pp. 170- 187, 2020.
- [29] Vermeiren E, Ysebaert M, Van Hoorenbeeck K, Bruyndonckx L, Van Dessel K, Van Helvoirt M, «Comparison of bioimpedance spectroscopy and dual energy X-ray absorptiometry for assessing body composition changes in obese children during weight loss,» *European Journal of Clinical Nutrition*, vol. 75, nº 1, pp. 73-84, 2021.

- [30] al., Z. Xu et, «Development of a Portable Electrical Impedance Tomography System for Biomedical Applications,» *IEEE Sensors Journal*, vol. 18, n° 19, pp. 8117-8124, 2018.
- [31] He H, Chi Y, Long Y, Yuan S, Zhang R, Yang Y, Frerichs I, Möller K, Fu F, Zhao Z, «Three broad classifications of acute respiratory failure etiologies based on regional ventilation and perfusion by electrical impedance tomography: a hypothesis-generating study,» *Annals of Intensive Care*, vol. 11, n° 1, p. 134, 2021.
- [32] Girrbach F, Petroff D, Schulz S, Hempel G, Lange M, Klotz C, Scherz S, Giannella-Neto A, Beda A, «Individualised positive end-expiratory pressure guided by electrical impedance tomography for robot-assisted laparoscopic radical prostatectomy: a prospective, randomised controlled clinical trial,» *British Journal of Anaesthesia*, vol. 125, n° 3, pp. 373-382, 2020.
- [33] Coppadoro A, Grassi A, Giovannoni C, Rabboni F, Eronia N, Bronco A, Foti G, Fumagalli R, Bellani G, «Occurrence of pendelluft under pressure support ventilation in patients who failed a spontaneous breathing trial: an observational study,» *Annals of Intensive Care*, vol. 10, n° 1, pp. 1-10, 2020.
- [34] V. Gaubert, H. Gidik, y V. Koncar, «Smart underwear, incorporating textrodes, to estimate the bladder volume: Proof of concept on a test bench,» *Smart Materials and Structures*, vol. 29, n° 8, p. 085028, 2020.
- [35] Y. Zhang, R. Xiao, y C. Harrison, «Advancing hand gesture recognition with high resolution electrical impedance tomography,» *Proceedings of the 29th Annual Symposium on User Interface Software and Technology*, pp. 843- 850, 2016.
- [36] Y. Wu, D. Jiang, J. Duan, X. Liu, R. Bayford, y A. Demosthenous, «Towards a high accuracy wearable hand gesture recognition system using EIT,» *IEEE International Symposium on Circuits and Systems (ISCAS)*, pp. 1-4, 2018.

- [37] Harrison, Y. Zhang y C., «Tomo: Wearable, low-cost electrical impedance tomography for hand gesture recognition,» *Proceedings of the 28th Annual ACM Symposium on User Interface Software & Technology*, pp. 167-173, 2015.
- [38] G. Ma, Z. Hao, X. Wu, y X. Wang, «An Optimal Electrical Impedance Tomography Drive Pattern for Human-Computer Interaction Applications,» *IEEE Transactions on Biomedical Circuits and Systems*, vol. 14, nº 3, pp. 402-411, 2020.
- [39] Santos SA, Wembers CC, Horst K, Pfeifer R, Simon TP, Pape HC, Hildebrand F, Czaplik M, Leonhardt S, «Monitoring lung contusion in a porcine polytrauma model using EIT: an application study,» *Physiol Meas*, vol. 38, nº 8, pp. 1542-1560, 2017.
- [40] Y. Shi, Z. Yang, F. Xie, S. Ren, y S. Xu, «The research progress of electrical impedance tomography for lung monitoring,» *Frontiers in Bioengineering and Biotechnology*, vol. 9, p. 726652, 2021.
- [41] Stenqvist, S. Lundin y O., «Electrical impedance tomography: potentials and pitfalls,» *Current opinion in critical care*, vol. 18, nº 1, pp. 35-41, 2012.
- [42] S. Hannan, M. Faulkner, K. Aristovich, J. Avery, y D. Holder, «Investigating the safety of fast neural electrical impedance tomography in the rat brain,» *Physiological Measurement*, vol. 40, nº 3, p. 034003, 2019.
- [43] Eyuboglu, A. Koksall y B., «Determination of optimum injected current patterns in electrical impedance tomography,» *Physiological measurement*, vol. 16, nº 3A, p. A99, 1995.
- [44] Kemna, M. Weigand y A., «Multi-frequency electrical impedance tomography as a non-invasive tool to characterize and monitor crop root systems,» *Biogeosciences*, vol. 14, nº 4, pp. 921-939, 2017.
- [45] L. K. R. de Lima, I. T. C. dos Santos, B. D. L. da Silva, V. C. dos Anjos, M. J., «Electrical characterization of milk samples by Electrical Impedance Spectroscopy (EIS),» *Quarks: Brazilian Electronic Journal of Physics*,

Chemistry and Materials Science, vol. 4, 2022.

- [46] F.A. E. Revelo, V. H. M. Leyton, y C. F. R. Rodas, «Electrical Impedance Tomography: Hardware Fundamentals And Medical Applications,» *Ingeniería Solidaria*, vol. 16, nº 3, 2020.
- [47] Rabbani, K., «Focused impedance method: Basics and applications,» *Bioimpedance in Biomedical Applications*, p. 1–5, 2018.
- [48] A. Rodríguez, P. Barroso, A. Olmo, y A. Yúfera, «Bioimpedance Sensing of Implanted Stent Occlusions: Smart Stent,» *Biosensors*, vol. 12, nº 6, 2022.
- [49] Lympelopoulous G, Lympelopoulous P, Alikari V, Dafogianni C, Zyga S, Margari N, «Applications for Electrical Impedance Tomography (EIT) and Electrical Properties of the Human Body,» *Advances in Experimental Medicine and Biology*, p. 1–9, 2017.
- [50] Sanchez-Iglesias, Andrés, Fernandez-Lucas, Milagros y Teruel, José L, «The electrical basis of bioimpedance,» *Nefrología (Madr.) [online]*, vol. 32, nº 2, 2012.
- [51] Dell'Osa, A. H, «Tomografía por impedancia eléctrica: breve revisión,» 2015.
- [52] Lionheart, A Adler y WRB, «Usos y abusos de EIDORS: Una base de software extensible para EIT,» *Physiol Meas*, 2006.
- [53] Fernández Majé, Nelson Fernando; Melenge Meneses, Alejandro, «Análisis de algoritmos de reconstrucción de imágenes EIT en el diagnóstico de la EPOC,» 2018.
- [54] Mosquera, V., «Medical applications of low speed and resolution electrical impedance tomography,» *Ph.D. dissertation, University of Cauca*, 2021.
- [55] Noveletto, F., Bertemes-Filho, P., & Dutra, D, «Analog front-end analógico para el circuito integrado AD5933 utilizado en mediciones de bioimpedancia eléctrica,» *En II Congreso Latinoamericano de Bioimpedancia: 2º CLABIO, Montevideo, 30 de septiembre-02 de octubre*

de 2015, pp. 48-51, 2016.

- [56] Ling, T. A. Khan y S. H., «Review on electrical impedance tomography: Artificial intelligence methods and its applications,» *Algorithms*, vol. 12, nº 5, p. 88, 2019.
- [57] Schlebusch, S. Nienke, S. Aguiar, and S. Leonhardt, «Bladder volume estimation from electrical impedance tomography,» *35th Annual International Conference of the IEEE EMBS*, p. 1–4, 2013.
- [58] Yorkey, Thomas J, «Electrical impedance tomography with piecewise polynomial conductivities,» *Annals of biomedical engineering*, vol. 91, pp. 344-360, 1990.
- [59] H.C.N. Jongschaap, R. Wytch, J.M.S. Hutchison, V. Kulkarni, «Electrical impedance tomography: a review of current literature,» *European Journal of Radiology*, vol. 18, pp. 165-174, 1994.
- [60] Shahidi, A. V, Guardo, R, & Savard, P, «Impedance tomography: computational analysis based on finite element models of a cylinder and a human thorax,» *Annals of biomedical engineering*, vol. 23, nº 1, pp. 61-69, 1995.
- [61] Frerichs I, Hahn G, Schröder T, Hellige G, «Electrical impedance tomography in monitoring experimental lung injury,» *Intensive Care Med*, vol. 24, pp. 829--836, 1998.
- [62] Brian C. Wilson, Kendra Sunshine Osterman, P. Jack Hoopes D.V.M., Lothar D. Lilge, Keith D. Paulsen, «Feasibility studies of electrical impedance spectroscopy for monitoring tissue response to photodynamic therapy,» *Proceedings of SPIE - The International Society for Optical Engineering*, vol. 3247, pp. 69-80, 1998.
- [63] Peter W.A. Kunst, Peter M.J.M. de Vries, Piet E. Postmus, Jan Bakker, «Evaluation of Electrical Impedance Tomography in the Measurement of PEEP-Induced Changes in Lung Volume,» *Chest*, vol. 115, pp. 1102-1106, 1999.

- [64] A. Seo, M. Rys, S. Konz, «Measuring lower leg swelling: optimum frequency for impedance method,» *Medical & biological engineering & computing*, vol. 39, n° 2, p. 185–189, 2001.
- [65] Bonovas PM, Kyriacou GA, Sahalos JN, «A realistic three dimensional FEM of the human head,» *Physiological Measurement*, vol. 22, p. 65 – 76, 2001.
- [66] Huibert R. van Genderingen, Adrianus J. van Vught, Jos R. C. Jansen, «Estimation of regional lung volume changes by electrical impedance pressures tomography during a pressure-volume maneuver,» *Intensive care medicine*, vol. 29, n° 2, p. 233–240, 2002.
- [67] Mueller, Jennifer & Siltanen, Samuli & Isaacson, David, «A direct reconstruction algorithm for electrical impedance tomography,» *IEEE transactions on medical imaging*, vol. 21, pp. 555-559, 2002.
- [68] Smallwood, R. H, Keshtkar, A, Wilkinson, B. A, Lee, J. A, Hamdy, F. C, «Electrical Impedance Spectroscopy (EIS) in the Urinary Bladder: The Effect of Inflammation and Edema on Identification of Malignancy,» *IEEE Transactions on Medical Imaging*, vol. 21, n° 6, pp. 708-710, 2002.
- [69] Xu, G. & Wang, P. & He, W, «A real-time electrical impedance tomography system and experimental study,» *Yi Qi Yi Biao Xue Bao/Chinese Journal of Scientific Instrument*, vol. 26, p. 886–890+894, 2005.
- [70] Seoane F, Lindecrantz K, Olsson T, Kjellmer I, Flisberg A, Bågenholm R, «Spectroscopy study of the dynamics of the transencephalic electrical impedance in the perinatal brain during hypoxia,» *Physiol Meas*, vol. 26, pp. 849-863, 2005.
- [71] Keshtkar A, Keshtkar A, Smallwood RH, «Electrical impedance spectroscopy and the diagnosis of bladder pathology,» *Physiol Meas*, vol. 27, pp. 585-596, 2006.
- [72] Freimark D, Arad M, Sokolover R, Zlochiver S, Abboud S, «Monitoring lung fluid content in CHF patients under intravenous diuretics treatment using

bio-impedance measurements,» *Physiol Meas*, vol. 28, pp. S269-S277, 2007.

- [73] Nasehi Tehrani J, Oh TI, Jin C, Thiagalingam A, McEwan A, «Evaluation of different stimulation and measurement patterns based on internal electrode: application in cardiac impedance tomography,» *Computers in Biology and Medicine*, vol. 42, pp. 1122-1132, 2012.
- [74] Ping, Sun & Jiang, Hai, «esign of Electrical Impedance Tomography System Based on Layer Stripping Process,» *Applied Mechanics and Materials*, vol. 329, pp. 392--396, 2013.
- [75] Fu F, Li B, Dai M, Hu S-J, Li X, Xu C-H, et al, «Use of Electrical Impedance Tomography to Monitor Regional CerebralEdema during Clinical Dehydration Treatment,» *PLOS ONE*, vol. 9, 2014.
- [76] Barreiro, M.V, Sánchez, P, Vera, J, Viera, M, Morales, I, Dell'Osa, A.H, Bertemes-Filho, P, & Simini, F, «Multiplexing Error and Noise Reduction in Electrical Impedance Tomography Imaging,» *Frontiers in Electronics*, vol. 3, p. 848618, 2022.
- [77] J. D. Muñoz, V. H. Mosquera, y C. F. Rengifo, «A low-cost, portable, two-dimensional bioimpedance distribution estimation system based on the AD5933 impedance converter,» *HardwareX*, vol. 11, p. e00274, 2022.
- [78] Scaliusi, Santiago & Giménez-Miranda, Luis & Pérez, Pablo & Martín, Daniel & Olmo, Alberto & Huertas, Gloria & Medrano, Francisco & Yufera, Alberto, «From Bioimpedance to Volume Estimation: A Model for Edema Calculus in Human Legs,» *ELECTRONICS*, vol. 12, 2023.
- [79] B. Brown, A. Leathard, A. Sinton, F. McArdle, R. W. Smith, y D. C. Barber, «Blood flow imaging using electrical impedance tomography,» *Clinical Physics and Physiological Measurement*, vol. 13, nº A, p. 175, 1992.
- [80] Adler, J. Wagenaar y A., «Electrical impedance tomography in 3D using two electrode planes: characterization and evaluation,» *Physiological Measurement*, vol. 37, nº 6, pp. 922-937, 2016.

- [81] A. F. Solis Pino, J. García Alonso, E. Moguel, C. Vicente-Chicote, J. A. Hurtado Alegria, y P. H. Ruiz, «Software Product Lines for Industrial Robots: A Pilot Case with Arduino,» *Gerontechnology IV, J. García-Alonso y C. Fonseca, Eds., Cham: Springer International Publishing*, pp. 55-66, 2022.
- [82] Kitchenham, B., Pearl Brereton, O., Budgen, D., Turner, M., Bailey, J.,, «Systematic literature reviews in software engineering,» *Information and Software Technology*, vol. 51, p. 7–15, 2009.
- [83] Petersen, K., Feldt, R., Mujtaba, S., Mattsson, M, «Systematic Mapping Studies in Software Engineering,» *Presented at the 12th International Conference on Evaluation and Assessment in Software Engineering (EASE)*, 2008.
- [84] Yang B, Li B, Xu C, Hu S, Dai M, Xia J, Luo P, Shi X, Zhao Z, Dong X, Fei Z, Fu F, «Comparison of electrical impedance tomography and intracranial pressure during dehydration treatment of cerebral edema,» *Neuroimage Clin*, vol. 23, p. 101909, 2019.
- [85] Vena D, Rubianto J, Popovic MR, Fernie GR, Yadollahi A., «The Effect of Electrical Stimulation of the Calf Muscle on Leg Fluid Accumulation over a Long Period of Sitting,» *SCIENTIFIC REPORTS*, vol. 7, 2017.
- [86] Kim, Hyeon Woo & Park, Yangkyu & Yun, Joho & Lim, Juhun & Lee, Jeong & Shin, Dong & Lee, J, «Differentiation Between Normal and Cancerous Human Urothelial Cell Lines Using Micro-Electrical Impedance Spectroscopy at Multiple Frequencies,» *Journal of Medical and Biological Engineering*, vol. 39, pp. 86--95, 2018.
- [87] Dheman, Kanika & Mayer, Philipp & Eggimann, Manuel & Schurle, Simone & Magno, Michele, «ImpediSense:A Long Lasting Wireless Wearable Bio-impedance Sensor Node,» *Sustainable Computing: Informatics and Systems*, vol. 30, p. 100556, 2021.
- [88] Bikker IG, Leonhardt S, Bakker J, Gommers D. Lung, «Lung volume calculated from electrical impedance tomography in ICU patients at

different PEEP levels,» *Intensive Care Medicine*, vol. 35, pp. 1362--1367, 2009.

- [89] Santos, Eduardo & Simini, Franco, «Electrical Impedance Tomography for pulmonary oedema extent monitoring: Review and updated design,» *Journal of Physics Conference Series*, vol. 407, 2012.
- [90] He, L. Y., Wang, J., Luo, Y., Dong, W. W., & Liu, L. X, «Application of non-invasive cerebral electrical impedance measurement on brain edema in patients with cerebral infarction,» *NEUROLOGICAL RESEARCH*, vol. 32, pp. 770-774, 2010.
- [91] Chen X, Kao TJ, Ashe JM, Boverman G, Sabatini JE, Davenport DM, «Multi-channel electrical impedance tomography for regional tissue hydration monitoring,» *Physiol Measurement*, vol. 35, pp. 1137-1147, 2014.
- [92] A. Devices, Impedance Converter, Analog Devices, «Data Sheet AD5933,» [En línea]. Available: <https://www.analog.com/media/en/technical-documentation/data-sheets/AD5933.pdf>.
- [93] «Aliexpress,» [En línea]. Available: https://www.bing.com/images/search?view=detailV2&ccid=sgFmOpXv&id=5993D7DE8A548407484500056EC7DA429E4EC776&thid=OIP.sgFmOpXvXbWHbaf_mZfWNwHaHg&mediaurl=https%3a%2f%2fae01.alicdn.com%2f%2f%2fHTB1NsiCacfrK1RkSnb4q6xHRFXao%2f1pcs-AD5933YRSZ-AD5933YRS-AD5933-A.
- [94] instruments, Texas, «TL08xx FET-Input Operational Amplifiers,» February 1977. [En línea]. Available: <https://www.ti.com/lit/ds/symlink/tl082h.pdf?ts=1636645109845&refurl=https%253A%252F%252Fwww.google.com%252F>.
- [95] Bera, T., «Applications of electrical impedance tomography (eit): A short review,» *IOP Conf. Series: Materials Science and Engineering*, vol. 331, n° 2018, p. 1–9, 2018.
- [96] Instruments, Texas, «High-Speed CMOS Logic,» February 1998. [En línea].

Available: <https://www.ti.com/lit/ds/symlink/cd74hc4067.pdf>.

- [97] «PCB central,» [En línea]. Available: <https://pcbcentral.com/pcb-1-adaptador-soic-a-dip-parte-ii-diagrama-esquemático>.
- [98] Jonathan Mamou, Michael L. Oelze, William D. O'Brien, James F. Zachary, «Extended three-dimensional impedance map methods for identifying ultrasonic scattering sites,» *J. Acoust. Soc. Am*, vol. 123 (2), p. 1195–1208, 2008.
- [99] V. G. Sirtoli, K. Morcelles and P. Bertemes-Filho, «Electrical properties of phantoms for mimicking breast tissue,» *39th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC)*, pp. 157-160, 2017.
- [100] Manwaring, Preston & Halter, Ryan & Borsic, Andrea & Hartov, Alex, «A modified electrode configuration for brain EIT,» *Journal of Physics: Conference Series*, 2010.
- [101] Sullivan PA, Still CD, Jamieson ST, Dixon CB, Irving BA, Andreacci JL, «Evaluation of multi-frequency bioelectrical impedance analysis for the assessment of body composition in individuals with obesity,» *Obes Sci Pract*, pp. 141-147, 2018.
- [102] Rodón Ortega, A., Vallejo Castillo, F. J., & García Falcón, M. E., «Evaluación nutricional mediante técnicas de impedancia. Ventajas e inconvenientes en TCA,» *Trastornos de la Conducta Alimentaria*, p. 2090–2114, 2014.
- [103] Aristizábal Rivera, Juan Carlos, & Restrepo Calle, María Teresa, «Validez de la bioimpedancia para estimar la composición corporal de mujeres entre los 18 y 40 años. Perspectivas en Nutrición Humana,» *Perspectivas en Nutrición Humana*, vol. 16, nº 1, pp. 51-60, 2014.
- [104] Aristizábal Juan C., Olaya-Ramírez Sara M., Giraldo Argenis, «Comparación de la composición corporal obtenida por bioimpedancia e hidrodensitometría en mujeres de 38 a 60 años de Medellín-Colombia,» *Perspectivas en Nutrición Humana*, vol. 17, nº 2, pp. 141-150, 2015.

- [105 Lukaski, H, «Evolution of bioimpedance: A circuitous journey from estimation of physiological function to assessment of body composition and a return to clinical research,» *European Journal of Clinical Nutrition*, 2013.
- [106 T. A. K. y. S. H. Ling, «Review on electrical impedance tomography: Artificial intelligence methods and its applications,» *Algorithms*, vol. 12, nº 5, p. 88, 2019.
- [107]
- [108 C. electronica, «Arduino Mega 2560 R3 REV3 ATmega16u,» [En línea]. Available: https://cvrelectronica.com/description/?product_id=273.
- [109 Sonyvideo, «Fuente regulada variable DUAL – WEP 3005 D-II / 0 – 30V 5A x 2 / 5V – 3 A,» [En línea]. Available: <https://www.sonyvideo.net/tienda/fuentes-reguladas-dc/fuente-regulada-variable-dual-wep-3005-d-ii-0-30v-5a-x-2-5v-3-a-2/>.
- [110 «Electrónica, robótica y corte láser,» [En línea]. Available: <https://pigra.com.mx/amplificadores/676-tl084.html>.
- [111 «Electronica Plett,» [En línea]. Available: <https://www.electronica.com.py/producto/modulo-74hc4067-multiplexor-analogico-16-canales/>.
- [112 S. P. ,. V. J. ,. V. M. ,. M. I. ,. D. A. H. ,. B.-F. P. ,. S. F. Barreiro Martina, «Multiplexing Error and Noise Reduction in Electrical Impedance Tomography Imaging,» *Frontiers in Electronics*, 2022.