



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO

FACULTAD DE INGENIERÍA

Sistema de Tomografía por Impedancia Eléctrica

TESIS

Que para obtener el título de

Ingeniero Eléctrico Electrónico

P R E S E N T A

Christian Guadalupe Villanueva Ibarra

DIRECTOR DE TESIS

Dr. Roberto Giovanni Ramírez Chavarría



Ciudad Universitaria, Cd. Mx., 2023

Dedicado a...

A mis padres, Nina y Arturo, por su confianza, alegría y apoyo incondicionales. Por ser ejemplo de perseverancia y amor en todo momento.

A mis hermanos, Abi, Paul, Arturo y Paola por brindarme su amor, empatía y apoyo en todo este viaje.

A Rox, por brindarme su amor y confianza para disfrutar el camino juntos.

Agradecimientos

A mi *alma mater*, la Universidad Nacional Autónoma de México (UNAM) por su generosidad y compromiso con las humanidades y las ciencias. Gracias por brindarme un espacio para avivar mi curiosidad.

A la Facultad de Ingeniería, por mostrarse siempre dispuesta a contribuir con el desarrollo académico de sus alumnos.

A mi director de tesis, el Dr. Roberto Ramírez Chavarría, por compartir su conocimiento con claridad y toque humano. Gracias por el espacio, apoyo, tiempo y disponibilidad para concluir con éxito este trabajo.

A los miembros del jurado por su tiempo en el salón de clases y por brindarme la oportunidad de revisar este trabajo.

Esta tesis fue realizada gracias a:

- Programa de Apoyo a Proyectos para Innovar y Mejorar la Educación (PAPIME) a través del proyecto UNAM-PAPIME PE100523
- Programa de Apoyo a Proyectos de Investigación e Innovación Tecnológica (PAPIIT) a través del proyecto UNAM-PAPIIT TA101423

Declaración de autenticidad

Por la presente declaro que, salvo cuando se haga referencia específica al trabajo de otras personas, el contenido de esta tesis es original y no se ha presentado total o parcialmente para su consideración para cualquier otro título o grado en esta o cualquier otra Universidad. Tómese en consideración que los conceptos presentados en este trabajo han sido tomados de diversas referencias y dependiendo el caso se han traducido, adaptado y resumido para dar una mejor explicación. Esta tesis es resultado de mi propio trabajo y no incluye nada que sea el resultado de algún trabajo realizado en colaboraciónn, salvo que se indique específicamente en el texto.

Christian G Villanueva Ibarra. Cd. Universitaria, CDMX, 2023.

Resumen

La tomografía por impedancia eléctrica (TIE) es una técnica de imagen no invasiva que ha ganado una atención significativa en aplicaciones médicas e industriales. Esta tesis se enfoca en la implementación, desarrollo y evaluación de un sistema de adquisición de datos utilizando una tarjeta lab on a chip para evaluar algoritmos de reconstrucción de imágenes de código abierto, con el objetivo de mejorar la precisión y confiabilidad de las imágenes reconstruidas en trabajos previos.

La primera parte de la tesis implica una revisión al desarrollo de las técnicas TIE a lo largo del tiempo, incluidos sus principios subyacentes, métodos de adquisición de datos y algoritmos de reconstrucción de imágenes. Se analizan varios desafíos asociados con la TIE, y se destaca la necesidad de algoritmos de reconstrucción avanzados.

La implementación completa del sistema, comprende el estudio de los elementos teóricos y físicos de la TIE. Se ha evaluado una fuente de corriente controlada por voltaje para comprobar la idoneidad de aplicación en el sistema TIE.

Los algoritmos utilizados aprovechan modelos matemáticos avanzados, como el método de elementos finitos (MEF) o los enfoques bayesianos, para reconstruir imágenes de alta resolución a partir de los datos de impedancia eléctrica medidos. Los algoritmos están optimizados para manejar las limitaciones inherentes de TIE, incluidos datos limitados, ruido y errores de modelado.

Para evaluar el rendimiento del sistema implementado se realizan simulaciones y arreglos experimentales. Los datos sintéticos y las imágenes fantasma se utilizan para evaluar la precisión, la solidez y la eficiencia computacional del sistema y de los algoritmos. Los resultados se comparan con información real e imágenes de referencia simuladas a partir de un MEF con el software EIDORS en Matlab para medir cuantitativamente el rendimiento del proceso de obtención de imágenes tomográficas. Además, se establecen parámetros de contraste como el coeficiente de correlación de Pearson, y la relación señal a ruido. Se encontraron r de *Pearson* (para frecuencias de 10 y 100 kHz) entre 0.646 y 0.751, con el método elegido para la determinación de la relación señal a ruido se encontró que el sistema presenta 36.39 dB.

En conclusión, esta tesis se ha centrado en el desarrollo y evaluación de algoritmos de reconstrucción de imágenes para sistemas de Tomografía de Impedancia Eléctrica (EIT), con énfasis en mejorar la relación señal a ruido y lograr un alto coeficiente de correlación.

A través de una revisión exhaustiva de las técnicas de EIT existentes, hemos identificado los desafíos asociados con la reconstrucción de imágenes de EIT, incluida la mala postura y la presencia de ruido. En respuesta a estos desafíos, se han propuesto e implementado

algoritmos novedosos que aprovechan modelos matemáticos avanzados, como el método de elementos finitos (FEM) o los enfoques bayesianos.

Los resultados obtenidos de estas evaluaciones han demostrado mejoras significativas en la precisión de la reconstrucción de imágenes, particularmente en términos de relación señal a ruido.

Los algoritmos han mitigado considerablemente los efectos adversos del ruido, dando como resultado imágenes reconstruidas más claras y confiables. Además, los coeficientes de correlación obtenidos entre las imágenes reconstruidas y las imágenes simuladas validan aún más la eficacia del sistema.

Estos hallazgos abren nuevas oportunidades para una mayor investigación y desarrollo para el avance y la utilización de la tomografía por impedancia eléctrica en diversos campos de aplicación.

Índice

Índice de Figuras	V
Índice de Tablas	VI
1. Introducción	1
1.1. Antecedentes y motivación	1
1.2. TIE de uso médico	2
1.2.1. Pulmo Vista	2
1.2.2. Multicare X	4
1.2.3. EIDORS	5
1.2.4. GREIT	6
1.2.5. OpenEIT	7
1.3. Planteamiento del problema	7
1.4. Objetivos	8
1.5. Organización de la tesis y alcances	8
2. Preliminares	10
2.1. Tomografía computarizada	16
2.2. Tomografía fotoacústica	18
2.3. Tomografía por Impedancia Eléctrica	20
2.4. Reconstrucción de imagen	23
2.5. Problema con valores en la frontera	24
2.6. Linearización	26
2.6.1. Newton-Raphson	26
3. Sistema de Tomografía por Impedancia Eléctrica	29
3.1. Introducción al sistema	29
3.2. Red Pitaya	30
3.3. Multiplexores	31
3.4. Fuente de corriente controlada por voltaje	32
3.5. Tanque	38
3.6. Arreglo de electrodos (16 canales)	39
3.7. Conexión	39
3.8. Acondicionamiento de señales	40
3.9. Amplificación	41
3.10. Filtrado	43
3.11. Elementos	45
3.12. Adquisición de datos	46

3.13. Software de procesamiento	47
3.13.1. Descripción general del software	47
3.14. Reconstrucción de imágenes	48
4. Resultados	51
4.1. Métodos	52
4.2. Métricas	55
5. Evaluación	64
5.1. Ventajas	64
5.2. Limitaciones	65
6. Conclusiones	66
7. Trabajo a futuro	67

Índice de figuras

1. Dräger PulmoVista® 500 SW 1.30	3
2. Tomografía de la región pulmonar con Dräger PulmoVista® 500 SW 1.30	4
3. Tira de 16 electrodos Dräger PulmoVista® 500 SW 1.30	4
4. Equipo Multicare X de LINET.	5
5. Malla MEF utilizando el software libre EIDORS.	6
6. Sistema TIE desarrollado por OpenEIT [14].	7
7. Señal senoidal en el dominio del tiempo.	11
8. Impedancia eléctrica en el plano rectangular.	13
9. Sistema de imágenes por TC utilizado en hospital Johns Hopkins. https://www.hopkinsmedicine.org tests-and-therapies/computed-tomography-ct-scan.	16
10. Diagrama del principio de operación un sistema de imágenes por TC. . .	17
11. Reconstrucción de imagen por un sistema de TC (a) Cerebro (b) Órbitas oculares (c) pulmones y (d) abdomen.	18
12. (a) Representación ejemplar del mecanismo de recolección. El láser ilu- mina la muestra y la señal de ultrasonido resultante es detectada por un transductor de ultrasonido (US). (b) mapa 3D	19
13. Proceso de Obtención de imágenes por TFA en un ambiente de investiga- ción.	19
14. Diagrama simplificado del efecto fotoacústico.	20
15. Diagrama básico de un sistema de Tomografía por impedancia eléctrica con el método de los cuatro electrodos.	21
16. Arreglo de electrodos EIT.	22
17. Modelo de Elementos Finitos (izquierda) imagen reconstruida (centro) y secuencia (derecha) de la respiración humana.	23
18. El problema directo obtiene densidad de corriente y voltajes internos . . .	23
19. EL problema inverso obtiene la distribución de resistividad.	24
20. El problema con valores en la frontera implica la solución iterativa del problema directo que sirven como conjunto de valores en la frontera para dar solución al problema inverso y reconstruir la imagen a partir de la nueva distribución de conductividad.	25
21. Malla con elementos finitos para 16 electrodos en superficie	27
22. Diagrama simplificado del sistema de adquisición de datos.	30
23. Red Pitaya 125-10 STEMLab.	30
24. Rep Pitaya STEMLab 125-10 conectada.	31
25. Diagrama funcional del multiplexor CD74HC4067 fabricado por Texas Instruments [1].	32
26. Arquitectura de VCCS con LM7171	33

27. La figura (a) muestra la implementación de la fuente de corriente controlada por voltaje. La señal es proporcionada por una de las salidas RF de la Red Pitaya con amplitud de 0,25V y frecuencia de 10kHz, dicha señal es la entrada a un seguidor de voltaje para luego dirigirla a la entrada del amplificador. La figura (b) es el circuito en Multisim con los mismos valores de elementos.	35
28. Señal de voltaje observada, corresponde al voltaje de salida V_O de la VCCS. Se registra un voltaje de 268mV y una frecuencia de 10,01kHz.	36
29. Voltaje V_{OPP} obtenido a partir de la arquitectura de VCCS presentada en la figura 29 cuyo valor RMS es $V_O = \frac{V_{OPP}}{\sqrt{2}} = 248,72mV$	36
30. Diagrama de bode simulado a partir del circuito implementado en la figura (16). Se eligen valores de carga Z desde 1k Ω y hasta 50k Ω . Las frecuencias van de 1kHz y hasta 10MHz.	37
31. Análisis en frecuencia de la VCCS. La señal de voltaje que entra al circuito es proporcionada por una de las salidas RF de la Red Pitaya con una amplitud de 0.3 mV.	38
32. Render con arreglo circular de 16 electrodos para tanque EIT.	38
33. Disposición de electrodos en arreglo circular.	39
34. Conector SMA a U.FL.	40
35. Amplificador de Instrumentación con circuito integrador.	42
36. Diseño de filtro pasa banda.	43
37. Circuito no inversor.	44
38. Sistema de adquisición de datos con RP.	45
39. La base del tanque y la placa de circuitos impresos (PCB) se ha diseñado en Fusion 360. Se conservan los valores de elementos en el diseño del circuito.	46
40. Suite de aplicaciones de desarrollador Red Pitaya	46
41. GUI Matlab EIT	48
42. GUI Matlab despliegue de imagen reconstruida	48
43. Diagrama de flujo sistema de adquisición de datos.	49
44. Valores de hiperparámetro	50
45. Arreglo experimental con Red Pitaya para probar la VCCS propuesta.	51
46. Respuesta a la prueba de inyección. La señal senoidal registrada por RP.	52
47.	52
48. (a), (c) y (d) muestran el mapa de conductividades simulado a partir de un MEF. (b), (d) y (f) muestran el mapa de conductividades obtenido con el objeto bajo prueba. Los parámetros elegidos 0,25V, $i = 25\mu A$ $f = 10kHz$ hiperparámetro:= $k = 0,1$	53

49. Valores de voltaje medidos en cada electrodo a partir de la inyección de corriente.	55
50. (a) Muestra el mapa de conductividades simulado a partir de un MEF con los parámetros que recrean al OBP, (b) mapa de color del objeto simulado .	56
51. Comparación de los voltajes medidos en condición de homogeneidad y heterogeneidad.	57
52. Modelo de elementos finitos de 2304 elementos creada con EIDORS, se hace notar que la posición y sentido horario de los electrodos debe ser consistente con el arreglo experimental.	58
53. Reconstrucción de imagen a partir del MEF creado. Se muestra tres hiperparámetros k	58
54. (a) Objeto bajo prueba. (b) Imagen reconstruida en EDIROS a partir del OBP.	59
55. Las imágenes (a) y (b) Corresponde al mapa de conductividades reconstruido a partir de los datos voltajes adquiridos en el tanque. (1) y (2) son el objeto simulado a partir del que se comparan los resultados.	59
56. Objeto reconstruido con EIDORS.	60
57. Imagen reconstruida (izquierda) objeto en simulación (derecha).	60
58. (1), (2) y (3) muestran el mapa de conductividades simulado a partir de un MEF. Las imágenes del lado derecho muestran el mapa de conductividades obtenido con los objetos bajo prueba. Los hiperparámetros $:= k$ elegidos para $f = 10kHz$ y $f = 100kHz$ fueron 0,1 y 0,01 respectivamente	61
59. Los parámetros que cuantifican los resultados, fueron No concluyentes para $f = 0.5$ MHz y 1 MHz y las tres gemoetrías propuestas.	62
60. Los parámetros fueron $V_{IN} = 0,25V$, $f = 10kHz$, $k = 0,1$	63

Índice de cuadros

1. Comparación de las salidas I_0 , V_0 obtenidas a partir de la VCCS mostrada en la figura 26 e implementada y simulada en la figura 29.	35
2. Parámetros del sistema de adquisición de datos.	55
3. Muestra los resultados de la TIE para tres geometrías de objeto bajo prueba.	62

1. Introducción

En este capítulo se revisa el estado del arte de los Sistemas de Tomografía por Impedancia Eléctrica (STIE) con interés clínico. Se recorre la instrumentación mínima requerida, así como las aportaciones de los investigadores a la técnica de imagenología. Se enfatizan las aplicaciones y se ponen de manifiesto las ventajas que ofrecen los STIE en general. En este documento, las aplicaciones de EIT han sido revisadas y presentadas como un breve resumen. El principio de funcionamiento, la instrumentación y las ventajas se analizan brevemente, seguidos de discusión detallada sobre las aplicaciones de la tecnología EIT en diferentes áreas de ingeniería, tecnología y ciencias aplicadas.

1.1. Antecedentes y motivación

La tomografía por impedancia eléctrica (TIE) es una técnica de imagen que ha ganado atención considerable en diversos campos, incluidos los diagnósticos médicos [40, 36, 19], la biotecnología [32, 37], la ingeniería de materiales [23], entre otros. Los sistemas TIE permiten obtener imágenes no invasivas midiendo y reconstruyendo la distribución de la impedancia eléctrica dentro de un objeto o medio [30, 22, 28, 26]. A diferencia de otras modalidades de imágenes, TIE utiliza corrientes eléctricas inofensivas y mediciones de voltaje para generar imágenes, lo que lo hace seguro y adecuado para el monitoreo en tiempo real.

La versatilidad de TIE radica en su capacidad de proporcionar imágenes dinámicas y continuas, lo que la hace ideal para aplicaciones que requieren una evaluación rápida y no invasiva de estructuras o procesos internos. Esta descripción general introductoria explora los principios, las aplicaciones y los avances en los sistemas TIE, destacando las contribuciones significativas a la tecnología moderna de imágenes y monitoreo.

Inferir las propiedades eléctricas de un objeto a partir de la inyección de corriente en un medio para medir la distribución de voltaje en la frontera no es una idea nueva.

La idea de la tomografía resistiva eléctrica (TRE) fue propuesta de forma independiente por Henderson y Webster (1978) para imágenes médicas y por Lytle y Dines (1978) como herramienta de imágenes geofísicas [35].

Como modalidad de imágenes médicas, la TIE ofrece varias ventajas con respecto a otras técnicas de monitoreo tales como tomografía por emisión de positrones (TEP) o tomografía computarizada por rayos x (TC) [24].

La naturaleza de la técnica ofrece ventajas como la eliminación de procedimientos invasivos, reduciendo la incomodidad del paciente y el riesgo de complicaciones, se puede usar repetidamente sin daño lo que lo hace adecuado para monitoreo en tiempo real y estudios a largo plazo. Proporciona un método de imagen seguro, ya que emplea corrientes eléctricas inofensivas en lugar de radiación ionizante. Además, la TIE no invasiva permite la evaluación de estructuras y procesos internos sin alterar su estado natural, lo que permite obtener imágenes dinámicas, es potencialmente económico y utiliza componentes electrónicos de baja frecuencia disponibles en el mercado.

Estas ventajas colocan a los sistemas de tomografía por impedancia eléctrica (STIE) como una solución cuyas particularidades resultan extremadamente atractivas para el personal médico no obstante las limitaciones de la técnica y la necesidad de fungir como auxiliar en el diagnóstico médico. El objetivo clave de dichos sistemas es producir imágenes que sean fisiológicamente útiles a partir de la inyección de corriente eléctrica de baja frecuencia para determinar las diferencias en la conductividad eléctrica (o impedancia, más adelante se aborda la relación de estos términos) en la región delimitada por un sistema múltiple de electrodos [34].

Los STIE representan un problema técnicamente difícil de resolver en términos de desarrollo de hardware para la captura de datos y los algoritmos para reconstruir las imágenes.

La puesta en marcha de estos sistemas implica resolver un problema inverso, donde el objetivo es reconstruir la distribución de conductividad interna de un objeto o medio en función de los datos de impedancia eléctrica medidos [26]. La resolución del problema inverso en EIT se refiere a la capacidad de localizar y distinguir con precisión los cambios de conductividad dentro de la imagen reconstruida. Un factor que afecta la resolución de la imagen es la elección del algoritmo de reconstrucción. Diferentes algoritmos tienen diferentes capacidades. Los algoritmos sofisticados, como los que utilizan modelos matemáticos avanzados o incorporan información previa, pueden mejorar la resolución mitigando el problema inverso y mejorando la localización de los cambios de conductividad.

1.2. TIE de uso médico

1.2.1. Pulmo Vista

Dräger[4] es una compañía alemana de tecnología médica y tecnología de la seguridad. Cuenta con más de quince productos que se distribuyen en más de cincuenta países. Entre

el catálogo se encuentran productos como estaciones de anestesia, incubadoras neonatales y termorregulación, equipos de ventilación mecánica y ventiladores de emergencia y equipos de monitorización como el modelo Dräger PulmoVista® 500 SW 1.30 [5].

Pulmo Vista es un equipo de monitorización basado en la TIE con el objetivo de hacer visible la ventilación pulmonar.

Con PulmoVista® 500 puede visualizar la distribución regional de la ventilación dentro de los pulmones, de forma no invasiva, en tiempo real y directamente junto a la cama [5].



Figura 1: Dräger PulmoVista® 500 SW 1.30

El tomógrafo por impedancia eléctrica PulmoVista 500 permite observar la ventilación de forma continua y directa en diversas regiones pulmonares, lo que facilita el desarrollo de un tratamiento personalizado.

El tomógrafo genera parámetros y curvas de impedancia regional y global en tiempo real. También proporciona una vista de las tendencias de la distribución de la ventilación, así como de los cambios en los volúmenes pulmonares al final de la espiración, lo cual le permite comparar el estado actual de los pulmones con los estados anteriores.

Asimismo, la vista «Diagnóstico» facilita un práctico análisis de la distribución de la ventilación, los cambios en la distensibilidad regional y los retrasos en la ventilación regional, por lo que es especialmente útil a la hora de evaluar las intervenciones terapéuticas.

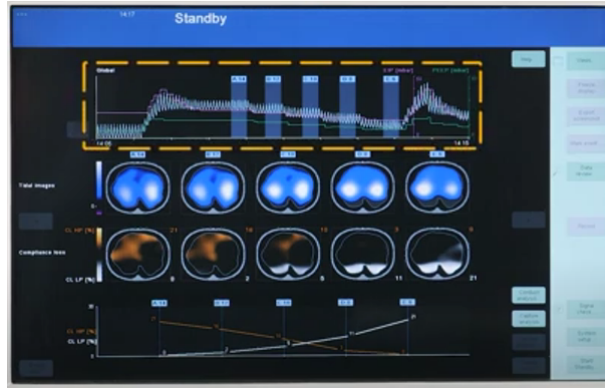


Figura 2: Tomografía de la región pulmonar con Dräger PulmoVista® 500 SW 1.30

Esta información le puede aportar una visión más completa y ayudarle a determinar la estrategia de ventilación que brinde la mejor protección pulmonar durante el tratamiento.



Figura 3: Tira de 16 electrodos Dräger PulmoVista® 500 SW 1.30

El equipo cuenta con 16 electrodos con uno más de referencia y entrega una corriente máxima de $9mA$ (de conformidad con IEC 60601-1 (3.ª edición)) a frecuencia de 80 y hasta $130kHz$. Se alimenta con 100 y hasta $240V$ a $50/60Hz$ [7].

1.2.2. Multicare X

LINET es un fabricante europeo de camas de hospital y de cuidados.

La sede de LINET, así como su planta de producción, siguen basadas en la República Checa, donde se sitúan desde su creación en 1990. La planta produce alrededor de 40.000 camas de hospital al año, la gran mayoría de las cuales están destinados a la exportación a más de cien países de todo el mundo.

La cartera empresarial incluye soluciones diseñadas para cuidados intensivos, productos para el tratamiento habitual en cama y camas especiales para residencias para la tercera

edad y centros de asistencia a largo plazo [11].

Cama de alta gama Multicare X, con sistema exclusivo de lateralización del chasis.

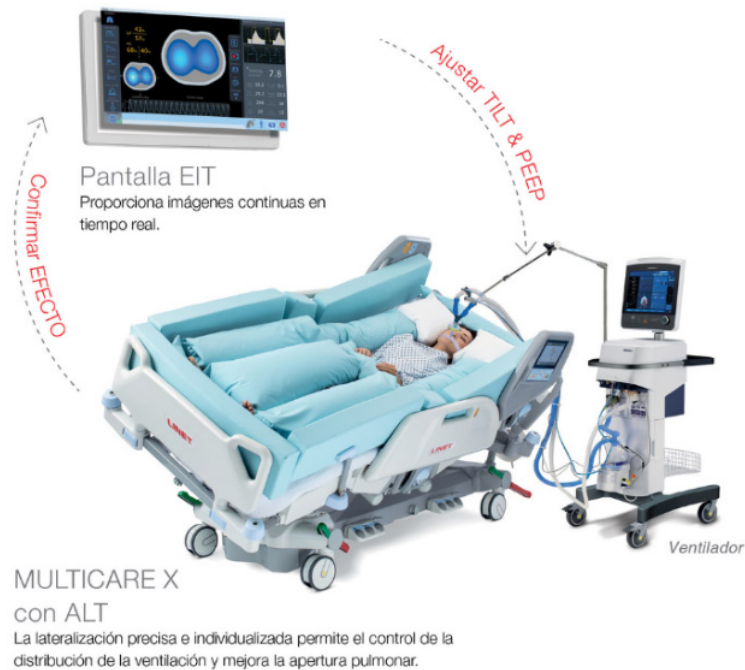


Figura 4: Equipo Multicare X de LINET.

La ventilación mecánica invasiva (VMI) representa un grupo de pacientes de alta mortalidad que se asocia con altos costes para el sistema de salud [13] debido a las complicaciones como sobredistensión pulmonar, barotrauma, colapso pulmonar y desaturación sanguínea

La solución a esta problemática es la cama de alta gama Multicare X ofrecida por LINET.

La lateralización con una PEEP adecuada puede controlar la distribución de la ventilación y desencadenar la apertura pulmonar, la TIE proporciona visualización en tiempo real de la ventilación mecánica de los pacientes [13].

1.2.3. EIDORS

EIDORS por sus siglas en inglés (Electrical Impedance Tomography and Diffuse Optical Tomography Reconstruction Software), provee de algoritmos de código libre para realizar el modelo inverso en aplicaciones de TIE como de Tomografía Óptica Difusa (TOD) [6].

EIDORS utiliza métodos de elementos finitos y esto requiere generación de mallas incluso para geometrías irregulares, la malla necesita el reflejo de los electrodos usadas para realizar la medición de corriente en la frontera.

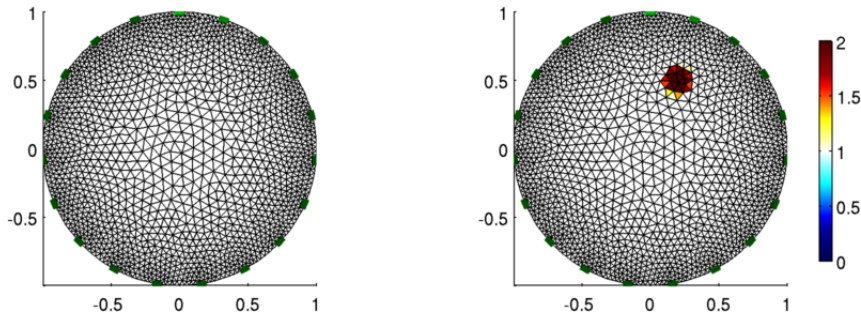


Figura 5: Malla MEF utilizando el software libre EIDORS.

EIDORS brinda parámetros necesarios para elegir entre diferencial o absoluta en la reconstrucción de la imagen. También, se tienen parámetros definidos en la disposición, orientación y sentido de los electrodos, la densidad de la malla en el modelo de elementos finitos.

1.2.4. GREIT

GREIT es una plataforma basada en EIDORS para el desarrollo de un algoritmo de reconstrucción lineal para pulmón [9]. La descripción de eventos fisiológicos en el tórax fue una de las primeras aplicaciones de la TIE en el ámbito médico. Debido a que el tórax contiene órganos que implican grandes cambios en la conductividad derivada del funcionamiento normal, la TIE es totalmente viable.

Una limitación en la investigación clínica radica en la utilización de algoritmos viejos de reconstrucción de imagen como la desarrollada por Sheffield [18].

Los algoritmos, aunque muy exitosos para la época, no incorporan los avances de los últimos. Las imágenes reconstruidas muestran falta de uniformidad espacial en la amplitud, la posición y la resolución de la imagen, lo que dificulta la interpretación de la ventilación regional y la hace propensa a errores. Por ejemplo, debido a errores de posición, los cambios cerca de la piel pueden aparecer como contrastes en las regiones pulmonares. Se han propuesto muchos otros enfoques para la reconstrucción de imágenes de TIE, que incorporan muchos avances (Lionheart 2004); sin embargo, tales enfoques no se han utilizado ampliamente clínica y experimentalmente debido a la falta de acuerdo sobre qué enfoques eran los mejores (y cómo se podían combinar)[18].

Para abordar este problema, desarrollamos un algoritmo de reconstrucción lineal de consenso para EIT pulmonar, llamado GREIT (algoritmo de reconstrucción de consenso de Graz para EIT) [18].

1.2.5. OpenEIT

OpenEIT es un proyecto de código abierto que tiene como objetivo experimentar con la imagenología biomédica. Se trata de un dispositivo que incluye algoritmos de reconstrucción y una PCB que obtiene imágenes en tiempo real.

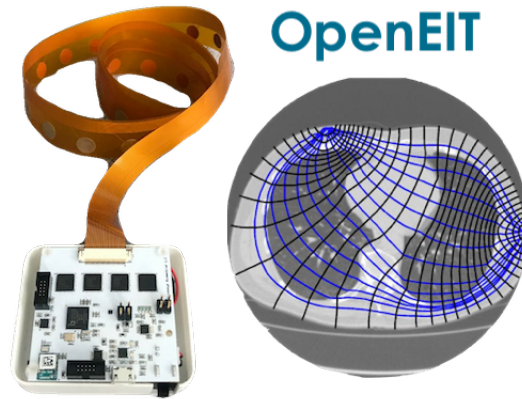


Figura 6: Sistema TIE desarrollado por OpenEIT [14].

El dispositivo opera creando una corriente alterna a través de un medio conductor midiendo la magnitud y fase de la impedancia. El proceso es repetido alrededor de cada combinación en un arreglo de electrodos lo que lleva a la obtención de una base de datos que se utilizará en el despliegue de la reconstrucción tomográfica.

El núcleo del software opera en Python y es amigable con el usuario. Ofrece la funcionalidad de reconstrucción con 8, 16 y 32 además de espectroscopía por biompedancia [14].

1.3. Planteamiento del problema

El proyecto se centra la discusión en torno a la implementación de un STIE, examinando hardware para la adquisición de datos y algoritmos de reconstrucción para generar imágenes utilizando la tarjeta de adquisición de datos Red Pitaya (RP).

La relevancia de estos sistemas surge al considerar que, para aplicaciones médicas, es miles de veces más barato y pequeño y por tal motivo admite un amplio margen de planeación y operación para implementar sistemas cuyas especificaciones de diseño conserven la versatilidad y sensibilidad en las propiedades de calidad, bajo costo, innovación y seguridad en la ejecución. Siguiendo las razones expuestas, el proyecto pretende la implementación de un STIE utilizando RP para la generación, multiplexado y análisis de un

arreglo experimental de 16 electrodos para la reconstrucción de imágenes tomográficas utilizando EIDORS como plataforma.

1.4. Objetivos

- a. Implementar un sistema de medición de impedancia eléctrica utilizando un arreglo de 16 electrodos.
- b. Implementar un sistema embebido de adquisición de datos utilizando una tarjeta de desarrollo System on Chip.
- c. Explorar algoritmos de código abierto para reconstrucción de imágenes por tomografía de impedancia eléctrica.
- d. Creación de una Interfaz Gráfica de Usuario que permita el despliegue de la imagen reconstruida a partir de los datos STIE obtenidos en el sistema de adquisición de datos.

1.5. Organización de la tesis y alcances

Este trabajo se divide en 7 capítulos que dan forma al STIE

Capítulo 1. La introducción presenta el marco teórico y el estado del arte de los STIE con interés en el desarrollo clínico. Se repasa brevemente el desarrollo de sistemas y sus aplicaciones en los últimos 50 años además de mostrar un esbozo con las ventajas, actores principales y desarrollo tecnológico que permite la creación de imágenes tomográficas.

Capítulo 2. Se presenta la teoría de circuitos implicado en la TIE además principio básico de operación de dos técnicas de imagen médica con el objetivo de generar un contraste con la tomografía por impedancia eléctrica (TIE) que permita presentar las ventajas de estos sistemas. Se desarrolla el principio de operación de la TIE.

Capítulo 3. Se desarrolla el proceso de creación del sistema de adquisición de datos basado en Red Pitaya (RP). Se presentan las especificaciones de diseño que dan forma al sistema completo, desde la creación de electrodos hasta la utilización de algoritmos para la reconstrucción de imágenes pasando por los componentes electrónicos utilizados en el proceso.

Se realiza una descripción general del software de adquisición de datos. Se presentan tres plataformas de código abierto sobre algoritmos de reconstrucción de imágenes en entornos de TIE y se define el software que se utilizará en este trabajo. Se define la estructura y el proceso que permite la comunicación entre Matlab y RP para la adquisición multiplexada de 16 electrodos.

Capítulo 4. Se definen los métodos de contraste que permiten cuantificar los resultados obtenidos. Se eligen y presentan la definición de los parámetros explícitos que permiten el contraste de la imagen reconstruida y su símil en simulación para definir la capacidad de reconstrucción de imagen del sistema además de establecer la fiabilidad a partir de los resultados obtenidos. Se aplican los métodos definidos en el capítulo y se muestran gráficamente los resultados obtenidos haciendo énfasis en la fiabilidad del sistema para reconstruir imágenes contrastadas con simulaciones.

Capítulo 5. Se presentan las ventajas y limitaciones del sistema propuesto a partir de los resultados obtenidos en el capítulo anterior con el fin de evaluar la idoneidad en aplicaciones específicas en comparación con otras técnicas de imagenología.

Capítulo 6. Se presentan las conclusiones del desarrollo e implementación del proyecto basada en la evidencia recolectada y los productos generados en el desarrollo del sistema.

Capítulo 7. Se presentan las áreas de oportunidad a partir del contexto actual de los STIE con interés en la ingeniería biomédica.

2. Preliminares

Esta sección proporcionará elementos de la teoría de circuitos que emana del problema de la tomografía por impedancia eléctrica. Además revisa dos técnicas de imagen médica para establecer un contraste que permita observar las ventajas y limitaciones de TIE frente a aquellas tecnologías.

La teoría electromagnética desarrollada por J. C. Maxwell permite estudiar a los circuitos eléctricos desde el punto de vista de los parámetros concentrados donde la longitud de la onda es (por lo menos) cien veces menos que las dimensiones del conductor. Considerando lo anterior y las frecuencias de operación por debajo de los megahertz se puede utilizar una aproximación de las ecuaciones de la teoría electromagnética; la ley de Ohm aplicada a STIE. Para obtener una visión general de la ley, es necesario introducir los modelos matemáticos de voltaje o tensión y corriente con el objetivo de llegar a una definición de impedancia eléctrica.

Para definir a la corriente eléctrica es necesario primero definir al término de carga eléctrica q como la propiedad eléctrica de las partículas atómicas de las que se compone la materia, medida en coulombs (C) [34].

La característica intrínseca de la carga eléctrica es su dinamismo, movilidad o flujo, es decir, cuenta con la propiedad de transferir energía de un lugar a otro. Cuando a un conductor se le aplica una fuerza electromotriz, las cargas positivas y negativas se mueven en una dirección particular, este movimiento de cargas genera la corriente eléctrica. Por convención se considera que la corriente es el flujo neto de cargas positivas, de tal forma que la corriente eléctrica se define matemáticamente como la velocidad promedio de la carga con respecto al tiempo [20]

$$i \equiv \frac{dq}{dt}, \quad (1)$$

medida en *Amperes*.

El trabajo para mover en alguna dirección particular un electrón en un conductor es conocido como fuerza electromotriz externa (fem). Esta fem se conoce como tensión o diferencia de potencial y matemáticamente se define así

$$V_{ab} \equiv \frac{dw}{dq}, \quad (2)$$

con w como la energía en *joules* y q como la carga en *coulombs*. Así, la Tensión (o diferencia de potencial) es la energía requerida para mover una carga unitaria a través de un elemento, medida en volts V. [20]

El análisis de sistemas en los que la tensión o la corriente de fuente es una senoide es de especial interés en este trabajo. Las senoides son señales de excitación variable en el tiempo que adoptan la forma de las funciones seno y coseno. Una tensión senoidal se conoce usualmente como corriente alterna (AC) y matemáticamente puede definirse así [27]

$$v(t) = V_0 \text{sen}(\omega t + \phi). \quad (3)$$

La figura 7 muestra a V_0 y ϕ como la amplitud y fase respectivamente y ω es la frecuencia de la señal definida como $\omega = \frac{2\pi}{T}$ en radianes por segundo, donde T es el periodo de la señal que también puede expresarse como $T = \frac{1}{f}$ con f como la frecuencia (en *hertz*) de la senoide.

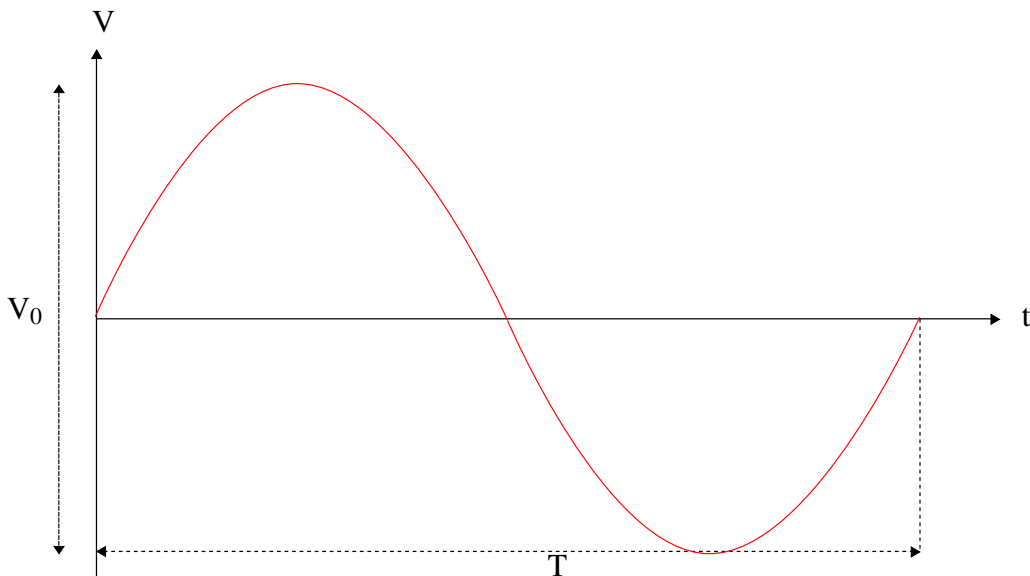


Figura 7: Señal senoidal en el dominio del tiempo.

Las señales seno y coseno pueden expresarse fácilmente en términos de fasores.

Un fasor está definido en el conjunto de los números complejos \mathbb{C} y representa a la amplitud y la fase de una señal periódica.

La representación fasorial de [3] es;

$$V \equiv V_0 e^{j\phi} \quad (4)$$

donde $V_0 = |V|$ es la magnitud y $\phi = \angle V$ es la fase. Si se asume que la señal $v(t)$ es el voltaje aplicado al sistema tal que

$$v(t) = \text{Re} \{ V e^{j\omega t} \} = |V| \cos(\omega t + \angle V), \quad (5)$$

y una corriente inducida también senoidal de la forma

$$i(t) = \text{Re} \{ I e^{j\omega t} \} = |I| \cos(\omega t + \angle I). \quad (6)$$

Es preciso definir la relación entre las señales de voltaje y corriente, por lo tanto, llegar a definición de impedancia eléctrica [27].

El término de impedancia Z es comúnmente usado en el ámbito de la ingeniería para definir a la relación dinámica entre la corriente y el voltaje en elementos eléctricos y representa la oposición que exhibe el sistema al flujo de corriente continua (DC) o corriente alterna (AC) [28].

$$Z(j\omega) \equiv \frac{V}{I} \quad (7)$$

La impedancia eléctrica $Z \in \mathbb{C}$ de un circuito a una frecuencia arbitraria ω se define como el cociente entre el fasor de voltaje V y el fasor de corriente I , cuya expresión se presenta en [7].

Nota. En DC la impedancia no depende de la frecuencia ni de la fase en la señal de entrada y por lo tanto es equivalente a la resistencia neta en todo el sistema, $Z \equiv R$.

Es preciso definir a las componentes real e imaginaria de la impedancia eléctrica. Consideramos a las variables R como la parte resistiva real y la reactancia X como la parte imaginaria.

$$Z = R \mp jX. \quad (8)$$

La figura 8 muestra a la impedancia en el plano rectangular que corresponde a la representación vectorial de la impedancia eléctrica.

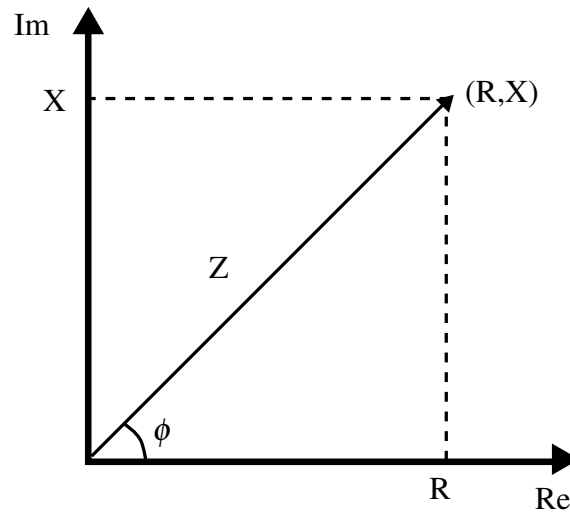


Figura 8: Impedancia eléctrica en el plano rectangular.

A partir de la figura 8 es posible obtener expresiones que relacionan el ángulo ϕ con la parte real R y la parte imaginaria X , de ahí las expresiones 9, 10 y 11.

$$R = Z \cos \phi \quad (9)$$

$$X = Z \sin \phi \quad (10)$$

$$\phi = \arctan \frac{X}{R}. \quad (11)$$

La definición de la impedancia eléctrica realizada líneas arriba constituye el interés principal de los STIE, en este sentido, se introduce la definición y el principio de operación.

Las propiedades inherentes a los materiales y tejidos se pueden encontrar en su capacidad para responder a la estimulación eléctrica, como sus conductividades eléctricas. En el tejido, los cambios de conductividad pueden indicar anomalías, como inflamación, contusión, bolsas de aire y crecimiento tumoral [2]. Este cambio en la conductividad es la base de los STIE.

La conductividad σ es una propiedad intensiva que mide el paso de la corriente eléctrica en un conductor. Las unidades en el sistema internacional son $[\frac{1}{\Omega m}]$. Experimentalmente se ha demostrado que

$$\bar{J} = \sigma \bar{E}, \quad (12)$$

designando a \bar{J} como la cantidad de corriente que circula a través de un conductor en cada unidad de área. Las unidades en el sistema internacional son *amperes* por m^2 . El inverso de la conductividad es la resistividad. Se denota con ρ y es una propiedad intensiva que mide la oposición de la corriente a través de un conductor, $\rho = \frac{1}{\sigma}$ con unidades $[\Omega m]$.

Bajo las condiciones y definiciones expuestas es posible definir a la ley de Ohm

$$\bar{J} = \frac{1}{\rho} \bar{E} \quad (13)$$

en su forma vectorial.

El trabajo de Sylvester y Uhlmann en 1980 llevó a la demostración de la existencia y singularidad de la solución de la TIE reconstruida bajo una variedad de supuestos. El trabajo posterior en la comunidad matemática ha conectado la TIE con el campo más amplio de los problemas inversos [34].

Para modelar los procesos que tienen lugar cuando se inyecta una corriente, necesitamos conocer el comportamiento de los campos eléctricos y magnéticos dentro de nuestro objeto bajo investigación. Para tal propósito obtendremos las ecuaciones de TIE a partir principios, aplicando simplificaciones y definiendo las condiciones de frontera apropiadas impuestas por los electrodos. Se presentarán mediciones de TIE y se detallará parte de la teoría detrás de la solución del problema directo e inverso [34].

Las ecuaciones que definen al campo electromagnético dentro de una region Ω son

$$\nabla \times \mathbf{E} = -\frac{\partial \mathbf{B}}{\partial t} \quad (14)$$

$$\nabla \times \mathbf{H} = \mathbf{J} + \frac{\partial \mathbf{D}}{\partial t} \quad (15)$$

Expresando el desplazamiento eléctrico D y la inducción magnética B en términos del campo eléctrico y magnético, E y H y asumiendo que tanto ϵ , μ y σ son isotrópicos, aplicando las condiciones de onda plana para el campo eléctrico $E = \hat{E}e^{i\omega t}$ y para el campo magnético $B = \hat{B}e^{i\omega t}$ las ecuaciones [14] y [15] quedan

$$\nabla \times \mathbf{E} = -i\omega\mu\mathbf{H} \quad (16)$$

$$\nabla \times \mathbf{H} = J + i\omega\varepsilon E \quad (17)$$

Donde ε y μ corresponden a la permitividad eléctrica y a la permeabilidad magnética respectivamente. La densidad de corriente es la suma de dos componentes $J = J_o + J_s$ [17]. J_o está formada por la corriente inyectada y como se ha mostrado en (12) puede escribirse como $J_o = \sigma E$. J_s corresponde a la densidad de corriente aportada por las fuentes internas de corriente eléctrica como la actividad del corazón, dicha densidad de corriente puede ser despreciada debido a que no utilizamos tejido vivo y a que la frecuencias con las que se desarrolla este proyecto no producen cambios observables o significativos. Por lo tanto, las ecuaciones [16] y [17] quedan

$$\nabla \times \mathbf{E} = -i\omega\mu H \quad (18)$$

$$\nabla \times \mathbf{H} = (\sigma + i\omega\varepsilon)E. \quad (19)$$

Vauhkonen [34] mostró que es válido despreciar el campo eléctrico producido por la inducción magnética en corrientes eléctricas aplicadas sobre tejido orgánico y por lo tanto podemos utilizar la definición de campo eléctrico E bajo condiciones cuasiestáticas

$$E = -\nabla\phi \quad (20)$$

donde ϕ representa el potencial eléctrico. Sustituyendo la ecuación [20] en la [19] y tomando la divergencia en ambos lados de la ecuación queda [34]

$$\nabla \cdot (\sigma + i\omega\varepsilon)\nabla\phi = 0. \quad (21)$$

De la ecuación [21] σ es la impedancia eléctrica del medio, ϕ es el potencial eléctrico, ω es la frecuencia, y ε es la permitividad eléctrica. [21] se convierte en la ecuación que rige el comportamiento de los STIE dentro del dominio Ω , es decir, la ecuación gobierna a los STIE, esto es, la ecuación que define al campo eléctrico producido por los electrodos de contacto al hacer pasar una corriente a través del objeto bajo prueba (OBP).

Para frecuencias entre 0 y 10kHz la ecuación [21] toma la forma

$$\nabla \cdot (\sigma\nabla\phi) = 0 \quad (22)$$

esta aproximación permite observar distintos valores en la conductividad del tejido orgánico y por lo tanto será tomada como la ecuación que define al sistema.

Para un conjunto de potenciales ϕ existe cierto conjunto de conductividades σ . El conjunto de potenciales actuando como condiciones en la frontera son adquiridos por el STIE permitiendo así la solución a las conductividades.

2.1. Tomografía computarizada

La tomografía computarizada (TC) es una técnica de imagen médica ampliamente utilizada que proporciona imágenes transversales detalladas del cuerpo humano. Ha revolucionado el diagnóstico médico al permitir la visualización no invasiva de estructuras anatómicas y condiciones patológicas [25].

La TC se basa en los principios de la tecnología de rayos X y los algoritmos matemáticos de reconstrucción. En un sistema de convencional, un tubo de rayos X emite un haz estrecho que atraviesa el cuerpo del paciente.



Figura 9: Sistema de imágenes por TC utilizado en hospital Johns Hopkins. <https://www.hopkinsmedicine.org/health/treatment-tests-and-therapies/computed-tomography-ct-scan>.

El haz de rayos X es atenuado de manera diferente por varios tejidos en función de su densidad y composición atómica. Los detectores colocados en el lado opuesto del paciente miden los rayos X transmitidos, que luego son procesados por sofisticados algoritmos para generar imágenes transversales.

El proceso de reconstrucción de imágenes en CT implica varios algoritmos matemáticos. Un método comúnmente utilizado es la retroproyección filtrada, que aplica filtros matemáticos a los datos sin procesar recopilados por los detectores. Este proceso mejora la calidad de la imagen al reducir el ruido y los artefactos, lo que produce representaciones precisas de la anatomía en la imagen [25].

Los escáneres CT han evolucionado significativamente a lo largo de los años. Los equipos modernos emplean conjuntos de detectores múltiples, que consisten en múltiples filas o

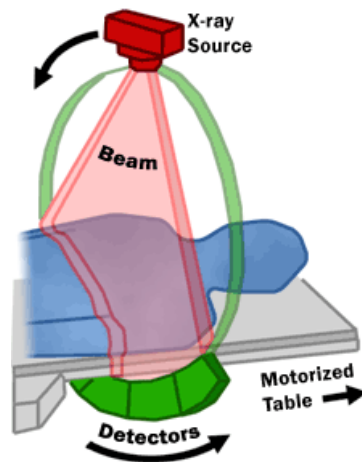


Figura 10: Diagrama del principio de operación un sistema de imágenes por TC.

columnas de detectores que adquieren datos simultáneamente durante una sola rotación del tubo de rayos X. Esta tecnología permite tiempos de imagen más rápidos, mayor resolución y calidad de imagen mejorada.

La tarea fundamental de los sistemas de TC es realizar un número extremadamente grande (aproximadamente 500.000) de mediciones de alta precisión de la transmisión de rayos X a través del paciente en una geometría controlada con precisión. Un sistema básico generalmente consta de una panel, una mesa para el paciente, una consola de control y una computadora. El panel contiene la fuente de rayos X, los detectores de rayos X y el sistema de adquisición de datos [25].

La TC tiene una amplia gama de aplicaciones en la práctica clínica y la investigación médica. Algunas aplicaciones comunes incluyen las imágenes de diagnóstico para la detección y caracterización de diversas enfermedades, como trastornos cardiovasculares, afecciones neurológicas, enfermedades pulmonares y patologías abdominales. Proporciona información valiosa sobre la densidad del tejido, la morfología y la presencia de anomalías. El diagnóstico y estadificación del cáncer TC juega un papel crucial en la oncología al proporcionar información detallada sobre la ubicación del tumor, el tamaño y la extensión de la diseminación. Ayuda en el diagnóstico del cáncer, la planificación del tratamiento y la supervisión de la respuesta a la terapia.

La guía por TC se emplea en procedimientos mínimamente invasivos, como biopsias, drenaje de acumulaciones de líquido y ablación de tumores. Permite la orientación precisa de las lesiones, reduciendo las complicaciones y mejorando los resultados de los pacientes. Se utiliza para la planificación de la radioterapia, donde ayuda a delinear los volúmenes de los tumores y las estructuras críticas adyacentes, lo que permite administrar un tratamiento preciso y minimizar la exposición a la radiación de los tejidos sanos [25].

La investigación científica en CT está en curso, con el objetivo de mejorar aún más sus

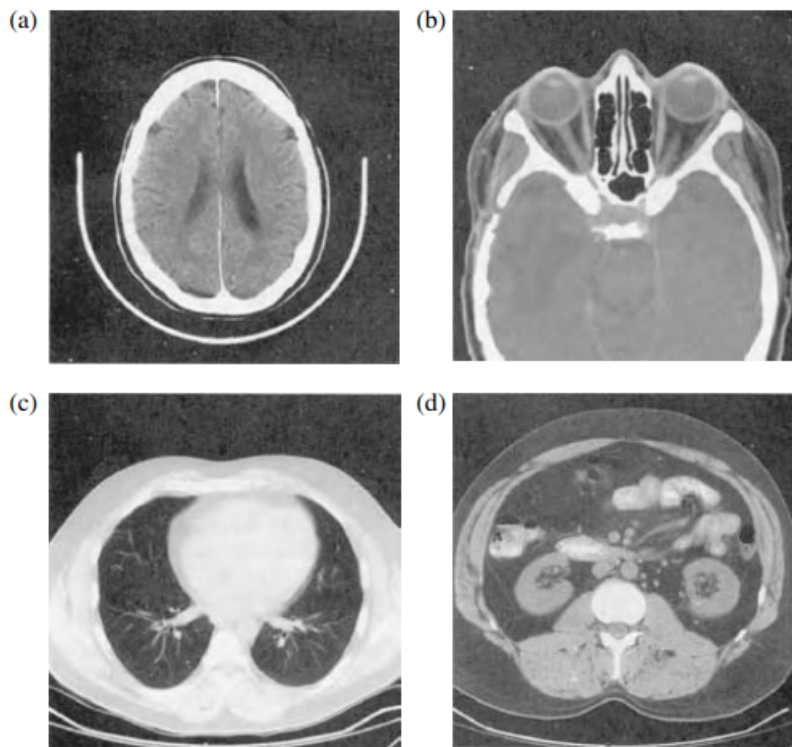


Figura 11: Reconstrucción de imagen por un sistema de TC (a) Cerebro (b) Órbitas oculares (c) pulmones y (d) abdomen.

capacidades. Los avances incluyen algoritmos de reconstrucción iterativos para mejorar la calidad de la imagen con dosis de radiación más bajas, TC de energía dual para la descomposición y caracterización de materiales, y el desarrollo de técnicas de TC espectrales que brindan información adicional sobre la composición del tejido.

La técnica es una poderosa modalidad de imágenes médicas que ha transformado el campo de la medicina diagnóstica. Mediante el uso de rayos X y algoritmos matemáticos sofisticados, los escáneres TC generan imágenes transversales detalladas, lo que permite a los médicos visualizar estructuras anatómicas y detectar condiciones patológicas. La investigación en curso y los avances tecnológicos continúan mejorando las capacidades de la TC, prometiendo una precisión diagnóstica aún mayor y una mejor atención al paciente.

2.2. Tomografía fotoacústica

La Tomografía Fotoacústica (TFA) es una modalidad emergente de imágenes biomédicas que combina las fortalezas de la óptica y el ultrasonido para proporcionar imágenes de tejidos profundos de alta resolución con información funcional.

La TFA utiliza luz láser pulsada para irradiar tejidos y, como resultado, se producen ondas de presión debido al aumento de temperatura y volumen (Leahy et al., 2007). Un transductor de ultrasonido (US= de alta frecuencia monitorea estas ondas de presión y se realiza

una reconstrucción 3D [13]. Se utiliza luz visible e infrarrojo cercano para realizar TFA. El contraste en las imágenes depende principalmente de las propiedades de absorción de los tejidos (Beard, 2011). La absorción óptica es específica de algunos cromóforos tisulares y, cambiando la longitud de onda de la luz, podemos ajustar las imágenes para obtener un contraste mejorado para cromóforos específicos.

Mediante el mapeo de las diferencias en las firmas de absorción específicas de la oxihemoglobina y la desoxihemoglobina, las imágenes de vasculatura y saturación de oxígeno se pueden ser desplegadas en modo 3D como indica la figura [13].

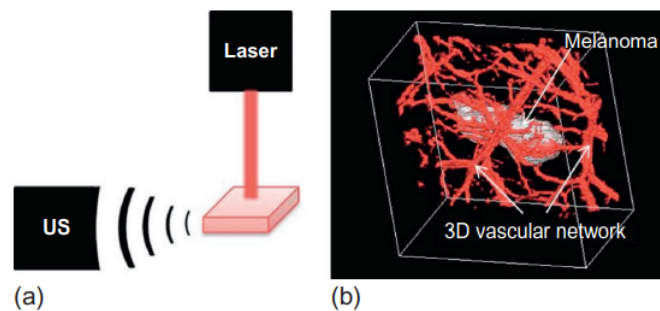


Figura 12: (a) Representación ejemplar del mecanismo de recolección. El láser ilumina la muestra y la señal de ultrasonido resultante es detectada por un transductor de ultrasonido (US). (b) mapa 3D

El proceso de reconstrucción de imágenes implica procesar las señales de ultrasonido detectadas para generar imágenes bidimensionales o tridimensionales del tejido. Se emplean varios algoritmos, como métodos de reconstrucción en el dominio del tiempo, métodos en el dominio de la frecuencia y algoritmos basados en modelos, para reconstruir la distribución espacial de la absorción óptica en el tejido [17].



Figura 13: Proceso de Obtención de imágenes por TFA en un ambiente de investigación.

Cuando un pulso de láser corto es absorbido por el tejido, induce una rápida expansión termoelástica, lo que conduce a la emisión de ondas de ultrasonido. Estas ondas de ultrasonido luego son detectadas por una serie de transductores ultrasónicos y se utilizan para reconstruir imágenes de alta resolución del tejido [38].

Los sistemas TFA se pueden clasificar en términos generales en dos tipos: microscopía fotoacústica (MFA) y tomografía computarizada fotoacústica (TCFA). MFA proporciona

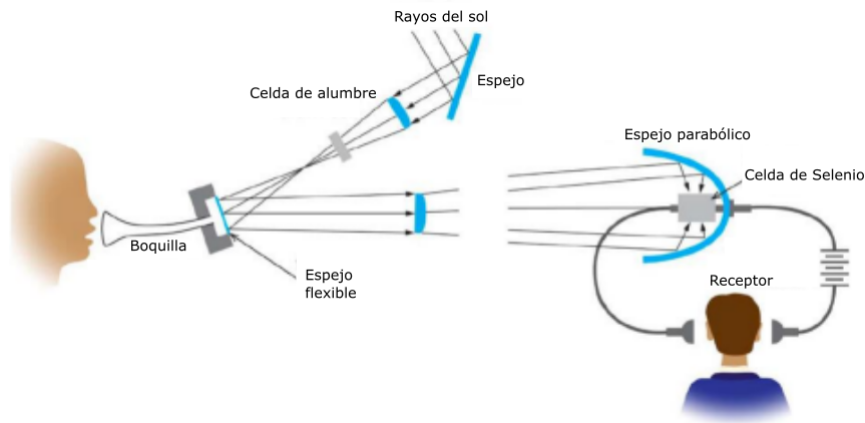


Figura 14: Diagrama simplificado del efecto fotoacústico.

imágenes de alta resolución de tejidos superficiales con un enfoque óptico fino, mientras que TCFA ofrece imágenes de tejidos profundos con una resolución espacial más baja pero una cobertura más amplia [17].

Entre las aplicaciones relevantes de estos sistemas, se tiene la visualización de vasos sanguíneos y la evaluación de condiciones vasculares como la aterosclerosis, la cardiopatía isquémica y las malformaciones vasculares. La TFA puede visualizar la vasculatura del tumor y proporcionar información funcional sobre la oxigenación y el metabolismo de los tejidos. Se utiliza para la detección, caracterización y seguimiento de la respuesta terapéutica del cáncer.

Tiene el potencial de estudiar las imágenes cerebrales funcionales del cerebro mediante la detección de cambios en la hemodinámica cerebral y la oxigenación además de monitorear trastornos neurológicos como accidentes cerebrovasculares y tumores cerebrales.

La TFA puede proporcionar información funcional sobre la fisiología del tejido, incluida la saturación de oxígeno, el flujo sanguíneo y la actividad metabólica. Esta información puede ser valiosa para estudiar diversas enfermedades y monitorear los resultados del tratamiento.

Mientras la investigación científica en TFA está en curso activamente para mejorar aún más sus capacidades; los avances incluyen el desarrollo de novedosos sistemas y sondas de imagen, la integración de TFA con otras modalidades de imagen, como ultrasonido y resonancia magnética (MRI), y la exploración de nuevos agentes de contraste y técnicas de imagen para mejorar la imagen molecular y funcional.

2.3. Tomografía por Impedancia Eléctrica

La tomografía por impedancia eléctrica (TIE) es una técnica de imagen médica no invasiva que reconstruye la distribución de conductividad interna de los tejidos biológicos

basándose en mediciones de impedancia eléctrica [25, 22, 29, 26].

En EIT, la impedancia eléctrica del objeto bajo prueba se reconstruye a partir de un conjunto de datos de corriente medidos en la frontera inyectando una señal periodica de corriente usando una fuente de voltaje constante utilizando los electrodos de superficie.

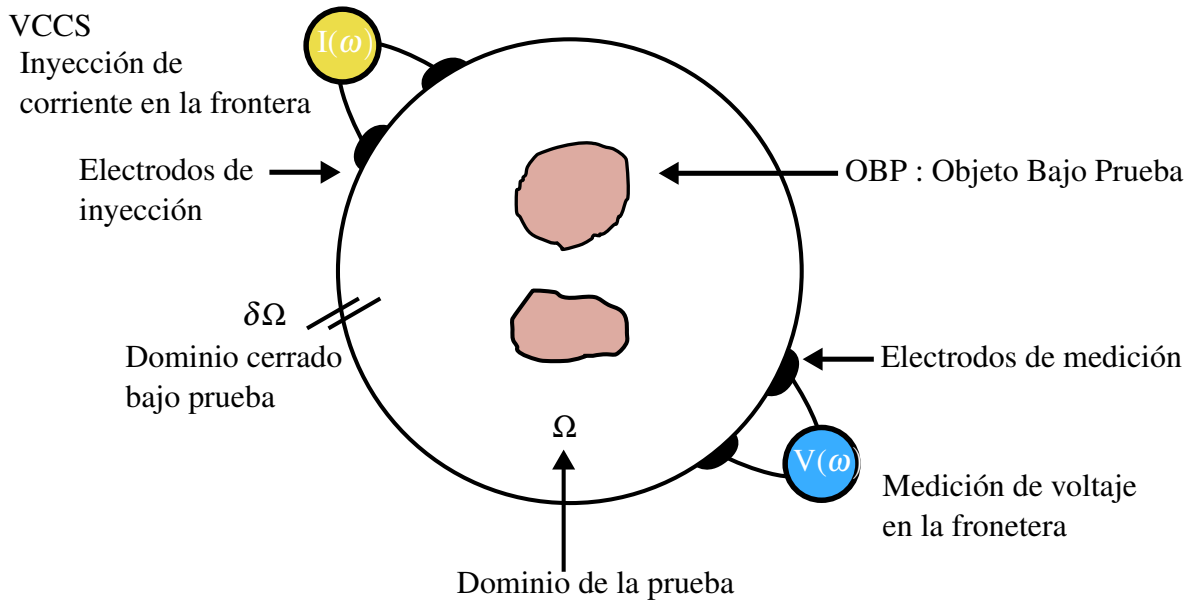


Figura 15: Diagrama básico de un sistema de Tomografía por impedancia eléctrica con el método de los cuatro electrodos.

Los electrodos de superficie se unen al límite del dominio bajo prueba y se conectan a la instrumentación. Los potenciales de frontera se miden ya sea inyectando una señal de corriente constante a una frecuencia particular (ω) con un sistema TIE de frecuencia única o a varias frecuencias con un sistema multifrecuencia.

La inyección de corriente y la medición de voltaje se realizan, generalmente, con el método de cuatro electrodos para evitar la impedancia de la interfaz electrodo-piel o el problema de impedancia de contacto.

En la figura [15] se presenta un STIE basado en el método de cuatro electrodos, la señal de corriente alterna (I_ω) se inyecta a través de dos electrodos (llamados electrodos de inyección) y el potencial inducido (V_ω) desarrollado se mide a través de otros dos electrodos (llamados electrodos de detección o medición).

Las imágenes transversales de la distribución de la conductividad o, alternativamente, la resistencia específica (resistividad), deben mostrar un buen contraste. El objetivo de la TIE es producir tales imágenes. Se ha demostrado [Kohn y Vogelius, 1984a,b; Sylvester y Uhlmann, 1986] que para distribuciones isotrópicas razonables de conductividad es posible, en principio, reconstruir imágenes de conductividad a partir de mediciones eléctricas realizadas en la superficie de un objeto [25].

EIT ofrece imágenes en tiempo real, bajo costo y ventajas de seguridad. Utiliza una matriz de electrodos para inyectar corrientes eléctricas y medir los voltajes resultantes, lo que permite estimar la distribución de la conductividad del tejido. Se emplean algoritmos de reconstrucción, que van desde enfoques lineales a no lineales y bayesianos, para resolver el problema inverso y generar imágenes de conductividad. La investigación en curso tiene como objetivo mejorar la precisión de la reconstrucción, la resolución de la imagen y explorar nuevas matrices de electrodos y técnicas de medición.

La Tomografía por Impedancia Eléctrica se basa en el principio de que diferentes tejidos tienen conductividades eléctricas distintas y, al inyectar corrientes eléctricas de baja frecuencia en el cuerpo y medir los voltajes resultantes, es posible inferir la distribución de la conductividad dentro del área de la imagen [26].

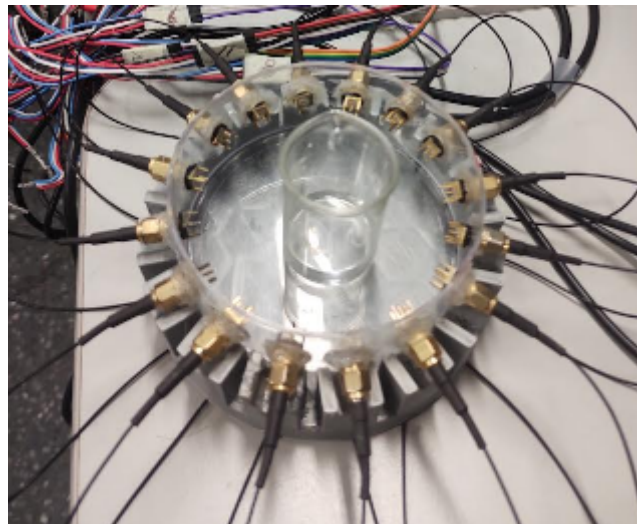


Figura 16: Arreglo de electrodos EIT.

El problema directo en TIE implica modelar la propagación de corrientes eléctricas a través del cuerpo y predecir los voltajes resultantes en la matriz de electrodos. Esto normalmente se hace usando métodos de elementos finitos u otras técnicas numéricas. Las mediciones en la frontera se refieren a las mediciones de voltaje obtenidas en la matriz de electrodos durante la inyección de corrientes eléctricas.

Los algoritmos de reconstrucción en EIT tienen como objetivo estimar la distribución de conductividad interna en función de los datos de voltaje límite medidos. Se han desarrollado varias técnicas, entre ellos los algoritmos lineales, como el método de retroproyección o el enfoque de matriz de sensibilidad, asumen una relación lineal entre los cambios de conductividad y las mediciones de voltaje. Estos algoritmos son computacionalmente eficientes pero pueden estar limitados por la suposición de linealidad.

Los algoritmos no lineales, como Gauss-Newton o Levenberg-Marquardt, dan cuenta de la relación no lineal entre los cambios de conductividad y las mediciones de voltaje. Estos

algoritmos ofrecen una precisión mejorada pero son más intensivos desde el punto de vista computacional.

Los métodos bayesianos incorporan conocimientos previos o restricciones para mejorar la precisión de la reconstrucción. Proporcionan un marco probabilístico para estimar la distribución de conductividad y pueden manejar la naturaleza mal planteada del problema inverso en TIE.

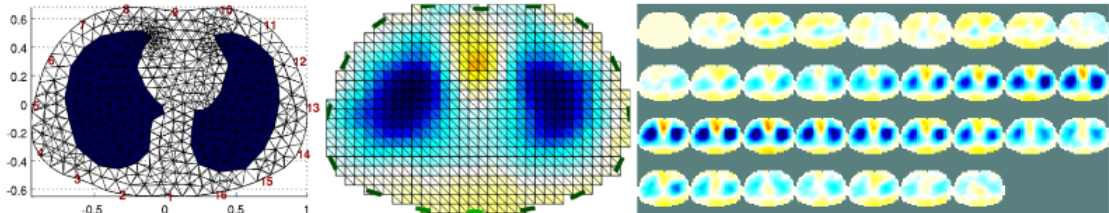


Figura 17: Modelo de Elementos Finitos (izquierda) imagen reconstruida (centro) y secuencia (derecha) de la respiración humana.

La investigación en curso en EIT se centra en mejorar la precisión de la reconstrucción, la resolución de la imagen y el desarrollo de matrices de electrodos y técnicas de medición novedosas. Los avances incluyen la integración de mediciones multifrecuencia, la incorporación de antecedentes anatómicos de otras modalidades de imágenes y la utilización de técnicas avanzadas de regularización de datos para superar los desafíos asociados con la naturaleza mal planteada del problema inverso.

2.4. Reconstrucción de imagen

El proceso de reconstrucción en TIE implica tres componentes, geometría específica y posición de los electrodos, la adquisición de datos y el método de reconstrucción.

Hay dos problemas clave involucrados: el problema directo y el problema inverso.

El problema directo se refiere a la obtención del voltaje interno y la distribución de densidad de corriente a partir de la distribución de resistividad con distribuciones en la frontera de densidad de corriente y voltaje.

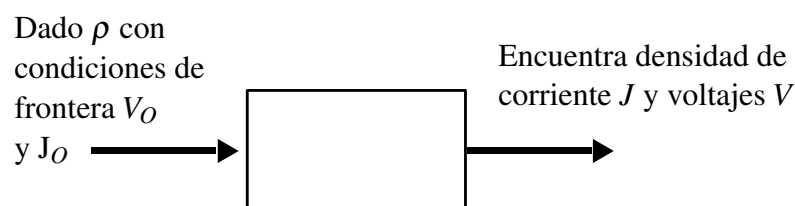


Figura 18: El problema directo obtiene densidad de corriente y voltajes internos

Implica resolver las ecuaciones físicas que gobiernan, generalmente basadas en las ecuaciones de Maxwell o la simplificación de estas ecuaciones, para predecir cómo se propagarán las corrientes eléctricas a través del objeto y generar mediciones en la superficie. El problema directo es esencial para establecer una relación entre la distribución de conductividad interna y los datos de impedancia medibles [26].

Por otro lado, el problema inverso en EIT tiene como objetivo reconstruir la distribución de resistividad en función del voltaje y densidad de corriente. La solución numérica del problema inverso implica la solución iterativa del problema directo.

El problema inverso es más desafiante ya que requiere superar problemas de datos limitados, ruido y errores de modelado [34].

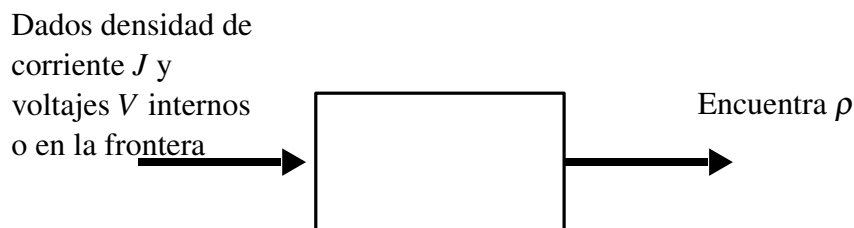


Figura 19: EL problema inverso obtiene la distribución de resistividad.

Resolver el problema directo ayuda a establecer la base teórica de TIE, mientras que resolver el problema inverso permite aplicaciones prácticas de imágenes y monitoreo basadas en mediciones de impedancia.

2.5. Problema con valores en la frontera

La figura siguiente muestra la definición del problema con valores en la frontera. Dadas las distribuciones de conductividad del medio, es posible resolver iterativamente el problema directo para obtener una distribución de potencial cuyo conjunto de voltajes medidos en la frontera del objeto bajo prueba sirve como entrada para la solución del problema inverso para dar solución a la nueva conductividad [34].

Existen tres tipos de tomografía por impedancia eléctrica. La convencional, frecuencia dual y sistemas multi frecuencia. Este trabajo tiene particular interés en la TIE convencional en el que las imágenes se construyen a partir de dos mediciones en dos momentos

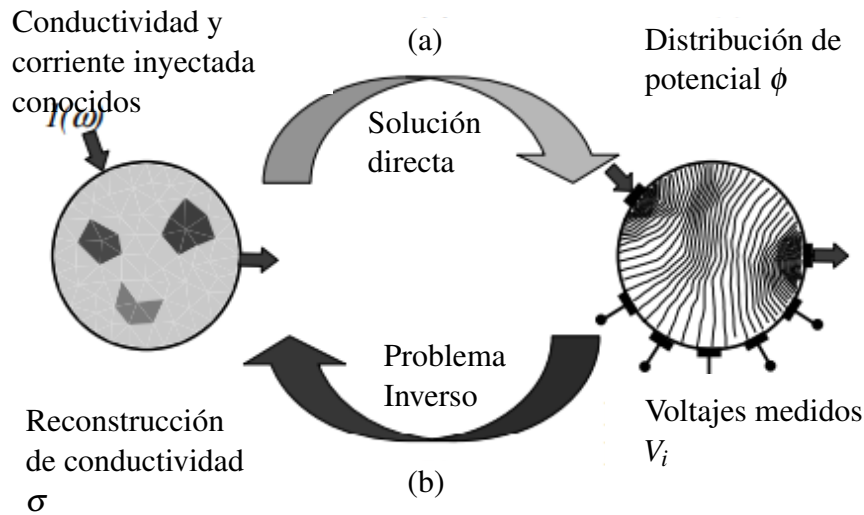


Figura 20: El problema con valores en la frontera implica la solución iterativa del problema directo que sirven como conjunto de valores en la frontera para dar solución al problema inverso y reconstruir la imagen a partir de la nueva distribución de conductividad.

diferentes para observar el cambio en la conductividad.

Los voltajes medidos son una función de cuatro parámetros: la posición y la forma de los electrodos, la intensidad de las corrientes aplicadas, la distribución de la conductividad de la parte del cuerpo de la que se va a obtener la imagen y la forma de esta parte. A partir de todas las medidas se puede reconstruir una imagen de la conductividad eléctrica. Se pueden obtener dos tipos de imágenes. Las imágenes estáticas representan la distribución de la conductividad en un momento dado sin utilizar datos de referencia. Por lo tanto, los algoritmos de reconstrucción utilizan una sola serie de medidas. Las imágenes dinámicas representan la variación de la distribución de conductividad entre dos instantes. EIT genera imágenes transversales de la distribución interna de la impedancia eléctrica de forma continua, lo que explica su alta resolución temporal [33].

Las imágenes obtenidas, que representan un cambio de conductividad en el dominio del tiempo, se denominan imágenes diferenciales. Esta imagen muestra la evolución de la resistividad del tejido entre los puntos de referencia y de datos [26].

La técnica contempla extraer una imagen de impedancia de referencia (usualmente denominado: "phantom") de las imágenes de impedancia que representa el estado inicial o de referencia del objeto o medio. Al sustraer la imagen de referencia se promueve resaltar los cambios en la conductividad eléctrica provocados por factores como la actividad fisiológica, el movimiento de fluidos o las alteraciones estructurales o simplemente las propiedades eléctricas del objeto bajo prueba.

Si bien técnica de imagen diferencial es sencilla y ampliamente utilizada, tiene limitaciones. Asume que los cambios en la conductividad son relativamente pequeños entre las

imágenes y que el "phantom.es representativo del estado inicial. Si se producen cambios significativos entre las mediciones o la referencia no es precisa, la eficacia puede verse comprometida.

2.6. Linearización

El enfoque más preciso se basa en el siguiente algoritmo: se configura un parámetro de transformación (A_c) para determinar el voltaje, V , producido a partir de la distribución de conductividad, c .

$$V = A_c \times c. \quad (23)$$

$$c_1 = c_0 + \Delta c. \quad (24)$$

A_c es una función de c , por lo que es necesario asumir una distribución inicial, c_0 . Se calcula la V esperada y se compara con las tensiones reales medidas, V_m . Se puede demostrar que se da una estimación mejorada de c por (2).

El valor c mejorado se usa luego en la iteración para calcular una estimación mejorada de V . Este proceso iterativo continúa hasta que se alcanza algún punto límite apropiado. En presencia de medición de ruido, la iteración se detiene cuando la diferencia entre V y V_m está dentro del margen de error generado por un ruido conocido en los datos. Hay algunas dificultades prácticas asociadas con este enfoque: una gran variación de c no puede producir pequeñas variaciones de V [25].

2.6.1. Newton-Raphson

El algoritmo de reconstrucción lineal de Newton-Raphson en la TIE se emplea para reconstruir imágenes de distribuciones de conductividad interna, lo que lo convierte en una herramienta valiosa en diagnóstico e imágenes médicas.

Funciona refinando iterativamente la estimación de distribución de conductividad basada en datos de impedancia medidos y calculados. Comienza con una suposición inicial de la distribución de conductividad y actualiza iterativamente la estimación mediante la linealización de las ecuaciones del problema directo. Esta linealización permite que el algoritmo resuelva un sistema de ecuaciones lineales utilizando el método de Newton-Raphson.

Durante cada iteración, el algoritmo calcula la diferencia entre los datos de impedancia medidos y los valores de impedancia estimados en función de la distribución de conductividad actual. Luego actualiza los valores de conductividad para minimizar esta diferencia,

utilizando el método de Newton-Raphson para resolver el sistema de ecuaciones lineales resultante [33].

El proceso de refinamiento iterativo continúa hasta que se logra la convergencia, donde la diferencia entre los valores de impedancia medidos y estimados se minimiza dentro de una tolerancia predefinida. La distribución de conductividad reconstruida se obtiene entonces como resultado final.

El método de Newton-Raphson y el método de elementos finitos (MEF) están estrechamente relacionados en el contexto de la TIE. El MEF se usa comúnmente como marco matemático para modelar el problema directo en TIE, mientras que el método de Newton-Raphson se emplea en los algoritmos de reconstrucción iterativos para resolver el problema inverso.

En el FEM, el objeto o medio del que se obtienen imágenes se divide en pequeñas subregiones denominadas elementos finitos.

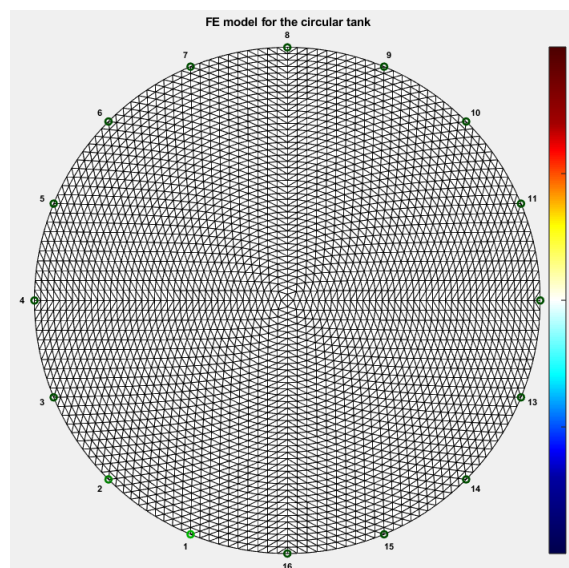


Figura 21: Malla con elementos finitos para 16 electrodos en superficie

Cada elemento se describe mediante un conjunto de ecuaciones que gobiernan el comportamiento de la impedancia eléctrica dentro de ese elemento. Estas ecuaciones generalmente se derivan de las ecuaciones de Maxwell o aproximaciones simplificadas.

Al resolver el problema inverso en EIT, se aplica el método de Newton-Raphson para refinar iterativamente la distribución de conductividad estimada. En este contexto, el FEM se usa para linealizar las ecuaciones del problema directo y formar un sistema lineal de ecuaciones. Luego, el método de Newton-Raphson resuelve este sistema de ecuaciones para actualizar los valores de conductividad en cada iteración [?].

En general, la combinación del método de elementos finitos y el método de Newton-

Raphson permite modelar el problema directo usando MEF y la solución iterativa del problema inverso usando el método de Newton-Raphson, lo que facilita la reconstrucción de las distribuciones de conductividad interna en EIT.

Sin embargo, es importante tener en cuenta que el algoritmo lineal de Newton-Raphson asume una relación lineal entre la conductividad y la impedancia, que puede no ser válida en algunos casos.

Las no linealidades pueden introducir errores en las imágenes reconstruidas, particularmente cuando existen grandes variaciones de conductividad.

En conclusión, el algoritmo de reconstrucción lineal de Newton-Raphson es una herramienta valiosa en TIE, que ofrece un enfoque iterativo para refinar la distribución de conductividad estimada en función de los datos de impedancia medidos y calculados.

3. Sistema de Tomografía por Impedancia Eléctrica

Este capítulo presenta el sistema de instrumentación utilizando Red Pitaya. Se detallan los componentes del sistema que abarca el diseño del tanque de pruebas, la inserción de electrodos, el diseño de la fuente de corriente controlada por voltaje y la electrónica periférica como amplificadores de instrumentación y filtros.

3.1. Introducción al sistema

La versión completa del proyecto contempla un sistema TIE con 16 canales utilizando la tarjeta de adquisición de datos Red Pitaya STEMLab 125-10 (RP) como unidad central de control. Esto es, la RP funge como la generadora de la señal periódica que permite inyectar una corriente a través de electrodos dispuestos en una geometría específica. Dicha señal será la entrada de la fuente de corriente controlada por voltaje (VCCS: voltage controlled current source), que a partir de los 16 pines de entradas y salidas digitales (I/O) serán usados en la selección de los 16 canales de los multiplexores que dirigirán la inyección de corriente y medición de voltaje en la frontera del objeto bajo prueba.

La señal en cada par de electrodos de medición es detectada por la entrada analógica de radiofrecuencia de la RP. Los valores de voltaje detectados en los electrodos, son almacenados y procesados por la PC para el eventual despliegue de la imagen en pantalla.

Se eligió la conexión ethernet para utilizar la interfaz de usuario y acceder al compendio de aplicaciones integradas en la RP. El control completo del sistema TIE se realiza en Matlab, aunque RP también acepta Python [15].

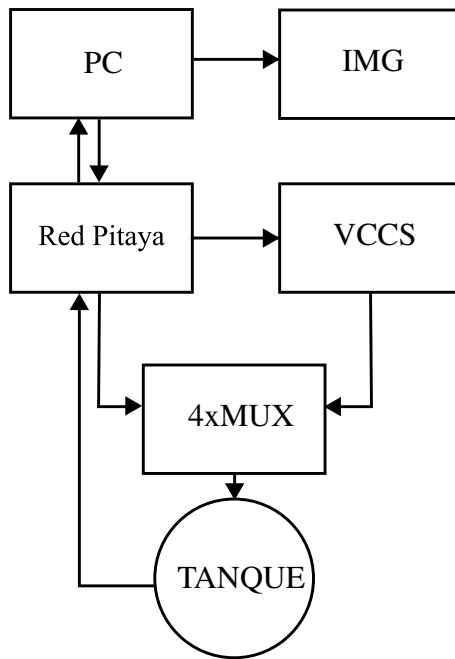


Figura 22: Diagrama simplificado del sistema de adquisición de datos.

3.2. Red Pitaya

El proyecto Red Pitaya 125-10 STEMLab es la plataforma de adquisición de datos asequible de la gama ofrecida por Red Pitaya [15].

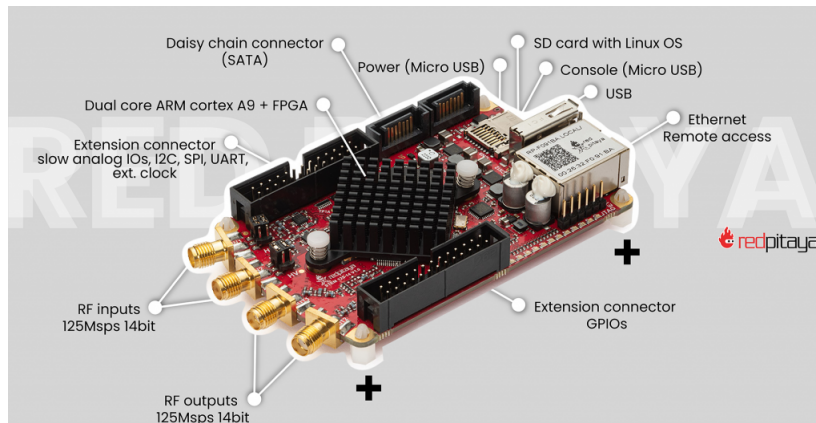


Figura 23: Red Pitaya 125-10 STEMLab.

Integra convertidores analógico-digital (CAD) y digital-analógico (CDA) con resolución de 10 bits y 125×10^6 muestras cada segundo además de la FPGA Xilinx Zynq 7010 [16]. Uno de los beneficios principales es el acceso remoto a través de la interfaz de usuario en aplicación web con conexión por cable ethernet o WiFi. Contiene 2 entradas y 2 salidas analógicas de radiofrecuencia con un ancho de banda de $CD - 50$ MHz y $CD - 40$ MHz, respectivamente, para generación o adquisición de señales. Incluye un Dual-core ARM cortex A9 lo que permite montar una versión de Linux para controlar el sistema completo.

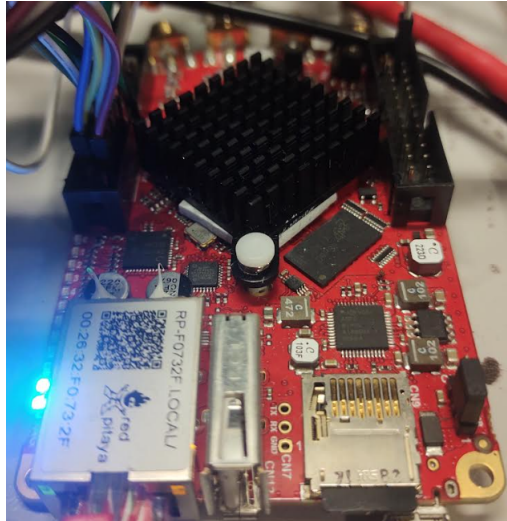


Figura 24: Rep Pitaya STEMLab 125-10 conectada.

La resolución de los convertidores CAD y CDA, el ancho de banda de las entradas y salidas, la frecuencia de muestreo y la posibilidad de conexión con Matlab lo convierte en una opción ideal para un sistema TIE, la figura [24](#) muestra el modelo conectado a la corriente eléctrica.

3.3. Multiplexores

Los multiplexores en un sistema TIE permiten la utilización eficiente de los canales de medición, reducen la complejidad del sistema, ahorran costos al estar disponibles en una amplia gama, escalabilidad y flexibilidad, lo que los convierte en una opción óptima para la adquisición de datos con múltiples estímulos.

Debido a las características del sistema expuesto en el subcapítulo 3,1 se ha optado por modelo CD74HC/HCT4067 [\[1\]](#). Los CD74HC/HCT4067 son multiplexores/demultiplexores (MUX/DEMUX) analógicos de 16 canales con cuatro entradas de dirección (S_0 a S_3), una entrada de activación (Enable := E), dieciséis entradas/salidas independientes (Y_0 a Y_{15}) y una entrada/salida común (Z).

Contiene dieciséis interruptores analógicos bidireccionales, cada uno con un lado conectado a una entrada/salida independiente (Y_0 a Y_{15}) y el otro lado conectado a una entrada/salida común (Z). Con E LOW, se selecciona uno de los dieciséis interruptores (estado ON de baja impedancia) por S_0 a S_3 . Todos los interruptores no seleccionados están en el estado APAGADO de alta impedancia. Con E ALTA, todos los interruptores están en el estado APAGADO de alta impedancia, independiente de S_0 a S_3 .

Las entradas/salidas analógicas (Y_0 a Y_{15} y Z) pueden oscilar entre VCC como límite positivo y GND como límite negativo. VCC a GND no puede exceder los 10 V.

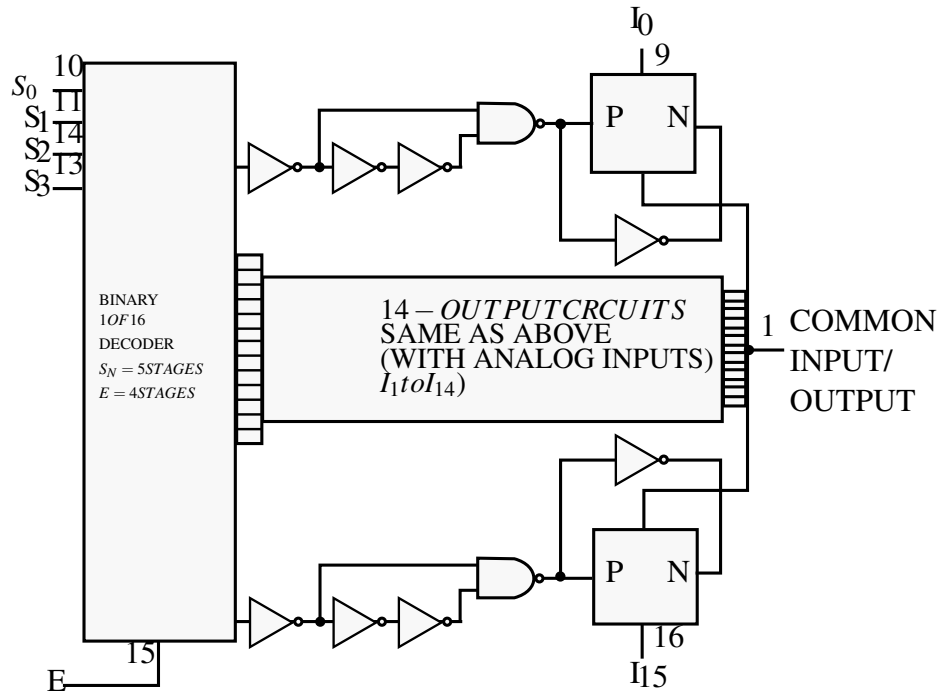


Figura 25: Diagrama funcional del multiplexor CD74HC4067 fabricado por Texas Instruments [11].

Se propone un conjunto de cuatro multiplexores, dos de los cuales, recibirán la señal de salida de la fuente de corriente controlada por voltaje (VCCS) e inyectarán la señal en cada uno de los 16 electrodos como sea necesario, los dos multiplexores restantes se utilizan para realizar la medición de voltaje y están conectados al amplificador de instrumentación y los filtros. El conjunto de multiplexores es alimentado con 5[V].

3.4. Fuente de corriente controlada por voltaje

La fuente de corriente controlada por voltaje (VCCS) juega un papel clave en la TIE porque permite la generación de patrones de corriente controlados con precisión dentro del objeto o medio del que se obtienen imágenes. Al variar la amplitud y el patrón de estas corrientes, es posible obtener mediciones de la distribución de voltaje en las posiciones de los electrodos [39]. Además, la VCCS permite flexibilidad en la selección de diferentes patrones para obtener imágenes óptimas. Se pueden implementar varios patrones de corriente, como la inyección de corrientes entre diferentes pares de electrodos o el uso de técnicas de multiplexado. Estos patrones ayudan a recopilar datos diversos, lo que mejora la calidad de la reconstrucción de la imagen de impedancia.

Se ha optado por la arquitectura de VCCS presentada en [21]. La figura 26 muestra el circuito eléctrico, donde V_{IN} corresponde a la señal de voltaje suministrada por la tarjeta Red Pitaya y el OpAmp representa un amplificador operacional modelo LM7171 [12]. A partir de las leyes de Kirchhoff, se analizan los nodos V_x y V_y , y se llega a que $I_1 = I_x + I_2$,

$$I_3 = I_y + I_4.$$

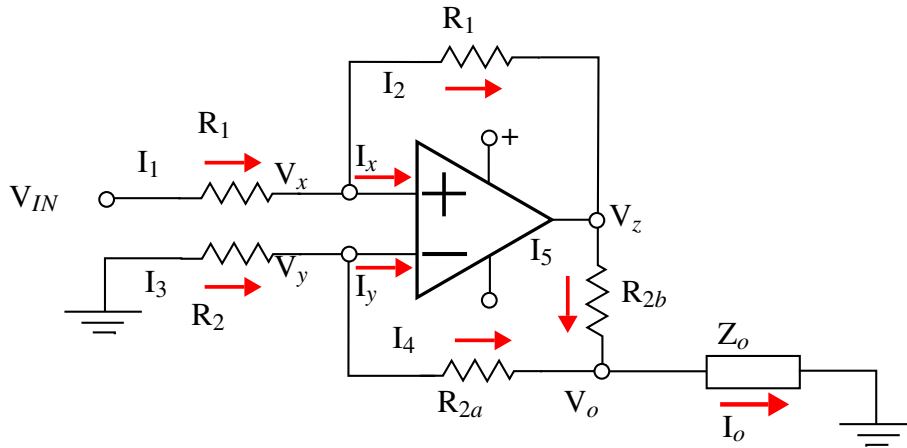


Figura 26: Arquitectura de VCCS con LM7171

Sabemos que la entrada en el OpAmp es teóricamente infinita, por lo que $I_x = I_y \approx 0$. Entonces $I_1 = I_2$ e $I_3 = I_4$, que en términos de voltaje se ve como

$$\frac{V_x - V_{IN}}{R_1} = \frac{V_z - V_x}{R_1} \quad (25)$$

$$\frac{V_y - 0}{R_2} = \frac{V_o - V_y}{R_{2a}} \quad (26)$$

despejando a V_x y V_y de su respectiva ecuación [25](#) y [26](#) tenemos que

$$V_x = \frac{V_{IN} + V_z}{2} \quad (27)$$

$$V_o = V_y \left(\frac{R_{2a}}{R_2} + 1 \right) \quad (28)$$

Por otra parte $V_x = V_y$, por lo que sustituyendo V_x en la ecuación [28](#)

$$V_o = \left(\frac{R_{2a} + R_2}{R_2} \right) \frac{V_{IN} + V_z}{2} \quad (29)$$

así mismo, sabemos que $I_o = I_4 + I_5$, es decir

$$I_o = \frac{V_y - V_o}{R_{2a}} + \frac{V_z - V_o}{R_{2b}} \quad (30)$$

También se puede ver como

$$I_o R_{2a} R_{2b} = R_{2b} V_y + R_{21} V_z - V_o (R_{2a} + R_{2b}) \quad (31)$$

ahora asumimos que $R_2 = R_{2a} + R_{2b}$, sustituimos las expresiones de $V_x = V_y$ y V_o en la ecuación [31](#) y simplificando términos, se llega a

$$I_o = -\frac{V_{IN}}{R_{2b}} \quad (32)$$

lo que nos permite concluir que la corriente de salida del sistema sólo depende de V_{IN} y una resistencia.

El circuito mostrado en la figura [26](#) ha sido implementado en una placa de prueba como muestra la figura siguiente.

Con el voltaje de salida máximo de Red Pitaya de hasta 1V, deseamos establecer el valor de R_{2b} de modo que el voltaje de entrada V_{IN} pueda estar en ese rango.

Por tal motivo, los valores de elementos elegidos son: $R_1 = 2k\Omega$, $R_2 = 20k\Omega$, $R_{2a} = R_{2b} = 10k\Omega$. De la ecuación [32](#) y sustituyendo V_{IN} y R_{2b} , la corriente de salida I_o queda

$$I_o = -\frac{V_{IN}}{R_{2b}} = -\frac{0,25V}{10k\Omega} = -25\mu A. \quad (33)$$

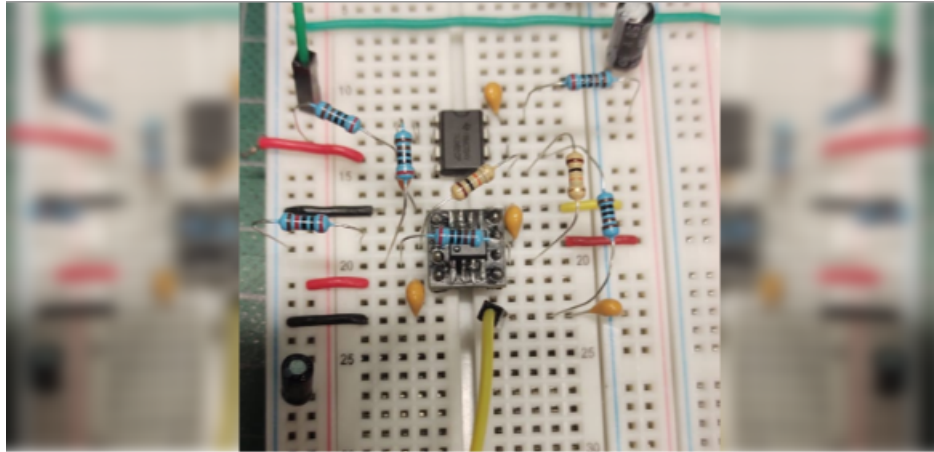
El valor de corriente I_o se establece como el valor de inyección en este trabajo. La arquitectura de VCCS propuesta se pone bajo prueba con el objetivo de establecer la idoneidad en aplicaciones de TIE. De la figura [26](#) tomamos a V_o como la señal de salida a evaluar con ayuda del osciloscopio.

La figura [28](#) es el voltaje de salida V_o , los resultados observados muestran un voltaje de 268mV a una frecuencia de 10,01kHz. Tomando estos resultados para construir una señal de corriente de salida para contrastarlo con la corriente teórica obtenida en [3.4](#).

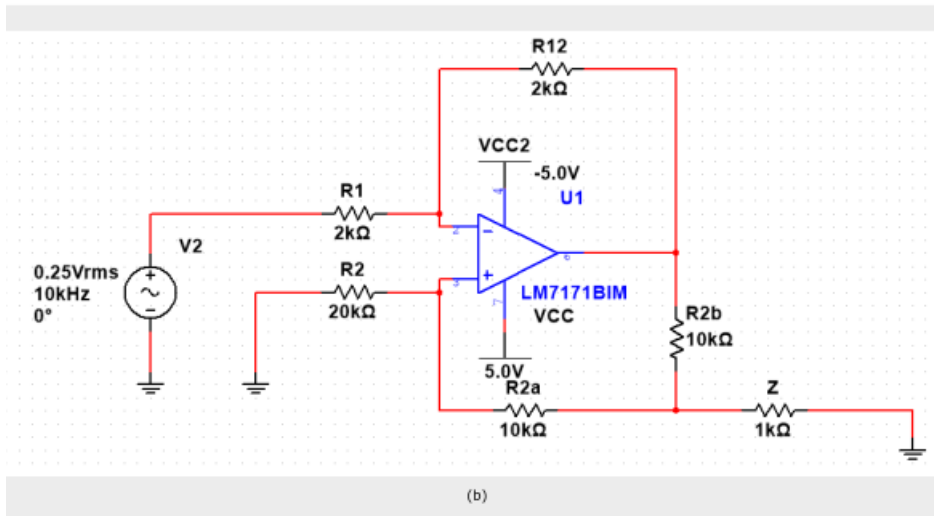
Tomando el valor de la carga Z de 10kΩ y el voltaje V_o obtenido de la implementación de la VCCS se llega a que la corriente de salida medida es

$$I_{Os} = \frac{V_o}{Z} = \frac{268mV}{10k\Omega} = 26,8\mu A. \quad (34)$$

El valor de corriente obtenido en [34](#) es la corriente que se inyectará al tanque. Dicho valor se encuentra cercano al valor teórico entregado por la VCCS en . Comparando estos resultados obtenemos un error experimental de 7,2%.



(a)



(b)

Figura 27: La figura (a) muestra la implementación de la fuente de corriente controlada por voltaje. La señal es proporcionada por una de las salidas RF de la Red Pitaya con amplitud de 0,25V y frecuencia de 10kHz, dicha señal es la entrada a un seguidor de voltaje para luego dirigirla a la entrada del amplificador. La figura (b) es el circuito en Multisim con los mismos valores de elementos.

El circuito se ha simulado en Multisim respetando los valores de elementos propuestos. En la simulación el resultado para el voltaje V_O es 248,72mV y una corriente de 35,35μA y se muestran en la figura 29.

El valor V_O obtenido es simulación de 248,72mV es similar al valor de la medición y al valor en el desarrollo teórico. Los resultados se muestran en la tabla siguiente.

	$I_O \mu A$	$V_O mV$
Teórico	25	250
Medido	26.8	268
Simulado	24.28	248.72

Cuadro 1: Comparación de las salidas I_0 , V_0 obtenidas a partir de la VCCS mostrada en la figura 26 e implementada y simulada en la figura 29.

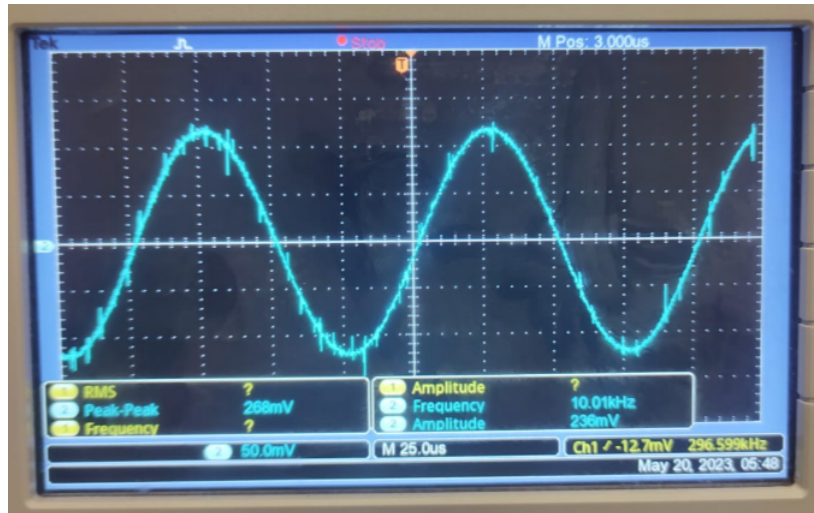


Figura 28: Señal de voltaje observada, corresponde al voltaje de salida V_O de la VCCS. Se registra un voltaje de $268mV$ y una frecuencia de $10,01kHz$.

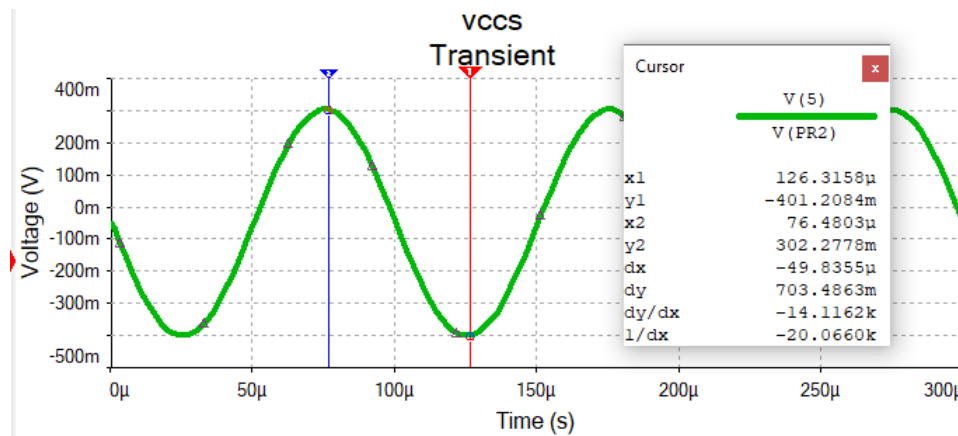


Figura 29: Voltaje V_{OPP} obtenido a partir de la arquitectura de VCCS presentada en la figura 29 cuyo valor RMS es $V_O = \frac{V_{OPP}}{\sqrt{2}} = 248,72mV$.

Se muestra la comparación de la VCCS presentada en el circuito de la figura 26. Validamos el análisis realizado al observar cambios mínimos en las variables de interés.

Bajo estas condiciones es preciso comprobar la estabilidad de la fuente de corriente. Para tal efecto se realizará un análisis en frecuencia utilizando cargas Z diferentes.

El análisis se realiza en Multisim y recorre un ancho de banda de $10MHz$ valor más que superado por las aplicaciones convencionales de TIE en material biológico, por la misma razón se ha elegido valores de carga Z que van de $1k\Omega$ hasta los $50k\Omega$ valores usuales de impedancia relacionada con tejidos biológicos.

La figura 30 muestra el resultado en simulación del barrido en frecuencia para las cargas determinadas. Se observa que la amplitud de la señal de corriente a la salida de la VCCS es de $35,35\mu A$ y mantiene ese valor hasta la frecuencia de $1MHz$, también observamos

que la fase se mantiene casi intacta hasta cercanos los $100kHz$ donde comienza una caída considerable de la amplitud de la corriente.

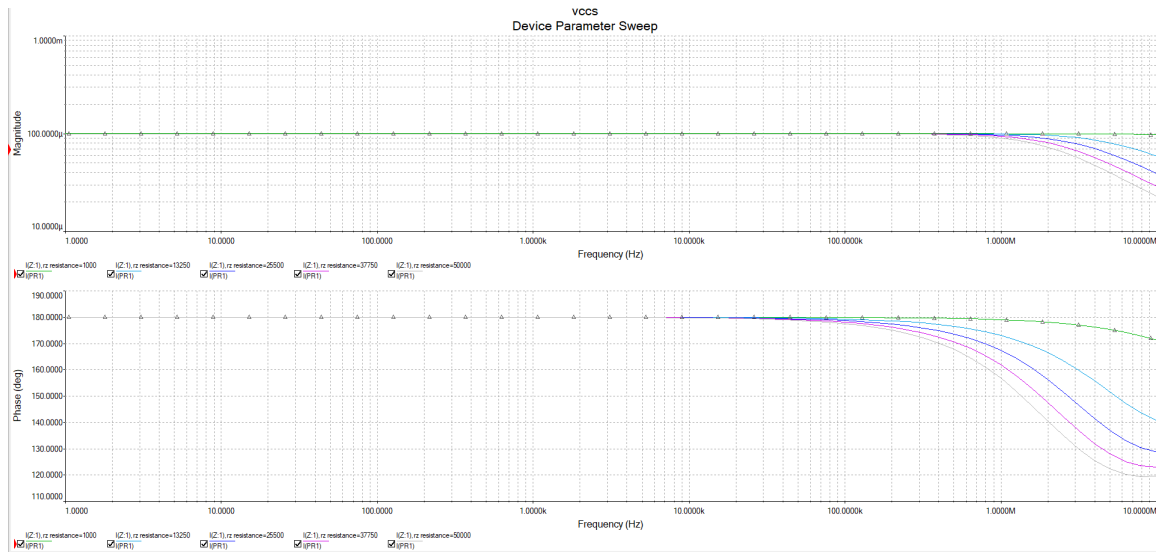


Figura 30: Diagrama de bode simulado a partir del circuito implementado en la figura (16). Se eligen valores de carga Z desde $1k\Omega$ y hasta $50k\Omega$. Las frecuencias van de $1kHz$ y hasta $10MHz$.

Para realizar el análisis en frecuencia de la VCCS se opta por la aplicación 'Bode analyzer' incluida en las herramientas de Red Pitaya. Para tal propósito se mantienen los valores de parámetros utilizados en el circuito de la figura (16) y los valores comerciales de carga elegidos son $Z_1 = 1k\Omega$, $Z_2 = 10k\Omega$, $Z_3 = 22k\Omega$, $Z_4 = 39k\Omega$, $Z_5 = 51k\Omega$ y frecuencias de $1kHz$ hasta $10MHz$.

Los resultados de la simulación y el circuito físico propuesto muestran que la fuente de corriente se mantiene estable a un voltaje de entrada. Es a partir de $1MHz$ cuando la señal decae lo que nos permite un rango amplio para aplicaciones de TIE. Se establece, por lo tanto, que la VCCS es idónea para aplicaciones TIE, en este trabajo se utilizará dicho ancho de banda, de $1kHz$ y hasta $1MHz$.

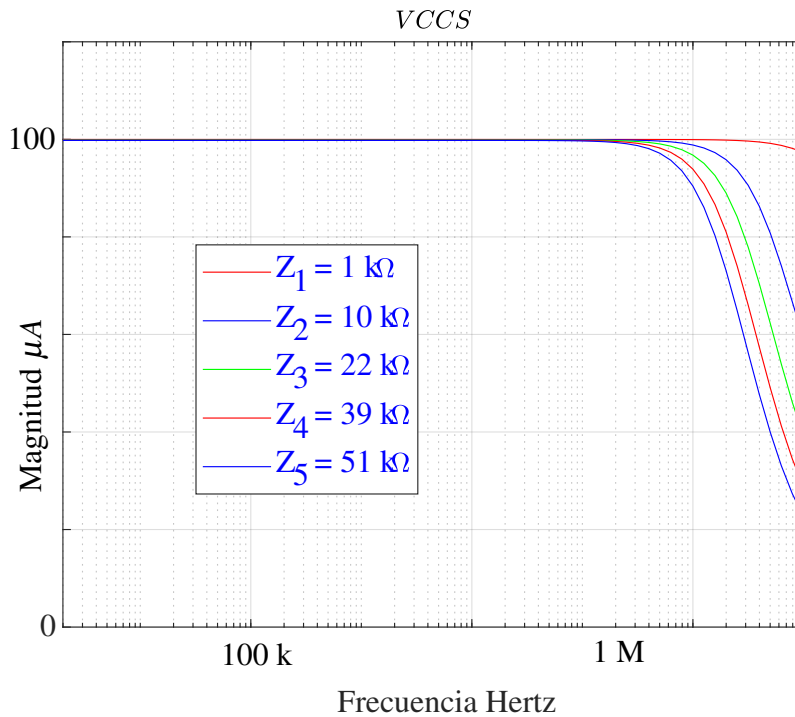


Figura 31: Análisis en frecuencia de la VCCS. La señal de voltaje que entra al circuito es proporcionada por una de las salidas RF de la Red Pitaya con una amplitud de 0.3 mV.

3.5. Tanque

Para el diseño del tanque se ha contemplado un contenedor cilíndrico de acrílico de 10[cm] de diámetro y 6[cm] de alto.

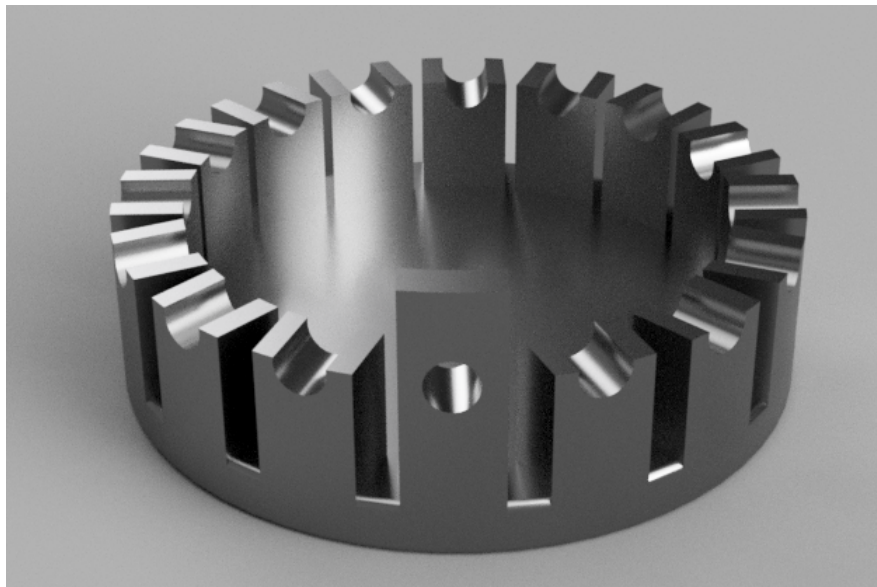


Figura 32: Render con arreglo circular de 16 electrodos para tanque EIT.

La base del tanque se ha diseñado en Fusion 360 e impresa en 3D. El diseño marca la posición precisa de los 16 electrodos en un arreglo circular, además de brindar soporte y

fácil acceso a cada canal de MUX.

3.6. Arreglo de electrodos (16 canales)

Se contempla una disposición horaria de los electrodos habilitados en el tanque EIT. La disposición de electrodos se muestra en la siguiente figura.

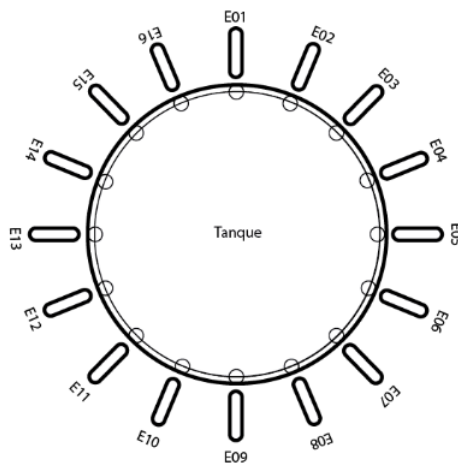


Figura 33: Disposición de electrodos en arreglo circular.

Se ha convenido que el sentido horario sea el sentido de la inyección y adquisición de datos. Los electrodos están rotulados a partir de E01 hasta E16.

3.7. Conexión

El conector SMA (o Subminiatura A) tiene una impedancia de 50 ohms y puede manejar frecuencias de hasta 17 GHz. Son lo suficientemente pequeños para la mayoría de las aplicaciones de RF de consumo y utilizan una carcasa roscada para crear conexiones mecánicas sólidas. Los conectores SMA macho tienen un pin central y roscas internas, mientras que los conectores SMA hembra tienen una manga central y roscas externas. Los conectores SMA generalmente se usan para conexiones de señales GPS y celulares, aunque también se usan en otras aplicaciones de RF. El problema más común cuando se trabaja con conectores SMA es la posibilidad de confusión con conectores SMA de polaridad inversa.

U.FL es bueno hasta 6 GHz y generalmente se usa en aplicaciones donde nada más cabría. A menudo se utilizan en tarjetas WiFi para portátiles y sistemas integrados. Los conectores macho U.FL son piezas de montaje en superficie soldadas directamente al host. Los conectores hembra generalmente se fabrican como un conjunto de cables con un cable doblemente blindado de 1,32 mm de alta calidad. Los conectores hembra U.FL se basan

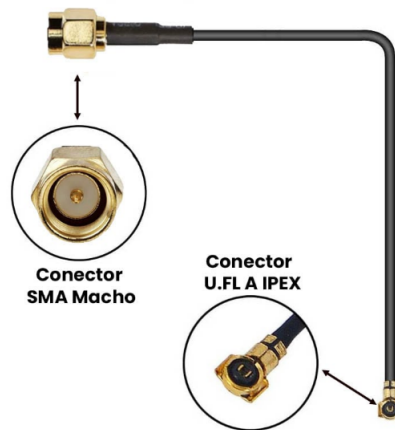


Figura 34: Conector SMA a U.FL.

en la presión de la forma del conector para mantenerlo seguro. Esto forma una conexión 'a presión'. Como resultado, los conectores U.FL hembra se desgastarán después de varias conexiones y deberán reemplazarse, ya que generalmente no están destinados a conectarse y desconectarse varias veces.

Cada conector U.FL contempla cuatro derivaciones que serán conectados a cada canal del MUX 1-4 y se tienen 16 canales.

3.8. Acondicionamiento de señales

El principal objetivo de la etapa de amplificación en un sistema TIE es aumentar las señales eléctricas débiles, debido a diferentes factores, obtenidas directamente de los electrodos en superficie. La amplificación es necesaria para aumentar la amplitud de la señal a un nivel que el sistema de adquisición de datos pueda medir y procesar con precisión además de mejorar la relación señal-ruido, lo que permite mediciones de impedancia precisas y confiables. Los cambios de impedancia dentro del objeto bajo prueba (OBP) suelen ser pequeños y las diferencias de potencial medidas pueden estar en el orden de microvolts.

El ruido debe minimizarse al extremo más bajo de tal forma que sea posible acoplar las impedancias en cada etapa del sistema, mateniendo el voltaje de salida por debajo de 1 V para permanecer en el rango completo para la entrada a la Red Pitaya (RP).

El filtrado juega un papel crucial en la reducción del ruido y la interferencia no deseados, mejorando así la calidad de las señales adquiridas. La etapa de filtrado generalmente emplea filtros de paso bajo o de paso de banda para eliminar el ruido de alta frecuencia o las señales no deseadas fuera del rango de frecuencia de interés, en nuestro caso el rango entre 10 kHz y 1 MHz, esto garantiza que solo las señales relacionadas con la impedancia dentro del rango de frecuencia especificado se retengan para su posterior procesamiento y análisis.

El filtrado también ayuda a eliminar los artefactos que pueden surgir debido a la configuración de la medición, la disposición o problemas de contacto de los electrodos. Estos artefactos pueden introducir señales no deseadas en los datos medidos, lo que afecta la precisión en la reconstrucción de la imagen. Las técnicas de filtrado, como la eliminación de la desviación de línea de base, pueden eliminar estos artefactos de manera eficaz y mejorar la precisión de los datos adquiridos.

Al incorporar etapas de amplificación y filtrado en el sistema EIT, las señales adquiridas se pueden amplificar adecuadamente a un nivel medible mientras se reducen el ruido y la interferencia. Esta combinación ayuda a mejorar la precisión, la sensibilidad y la confiabilidad de las mediciones de impedancia, lo que lleva a una reconstrucción más precisa de la distribución de conductividad interna en las imágenes de TIE, y debido a las razones expuestas, se integran al sistema general subcircuitos individuales que consisten en un amplificador de instrumentación y un amplificador de salida de un solo extremo además de un filtro de paso de banda y un circuito de eliminación de CC.

3.9. Amplificación

Analog Devices, el fabricante del amplificador de instrumentación (AI) AD620 [10], es una empresa de semiconductores de renombre conocida por producir componentes electrónicos confiables y de alta calidad. El AI AD620 se ha utilizado ampliamente en varias aplicaciones, incluida la instrumentación médica, y ha establecido un historial de confiabilidad y rendimiento. Ofrece un amplio ancho de banda de 1 MHz (superando nuestras necesidades) y alta impedancia de entrada lo que lo hace adecuado para aplicaciones EIT que involucran una amplia gama de frecuencias.

Ofrece un amplio rango de ganancia (de 1 a 10000) que se puede ajustar para adaptarse a requisitos específicos. Además, el AI AD620 está diseñado para ofrecer características de bajo ruido y distorsión. Presenta ruido de voltaje de entrada bajo, ruido de corriente bajo y distorsión armónica baja, lo que garantiza que las señales amplificadas mantengan una alta fidelidad. Esto es particularmente crucial en TIE, ya que permite la preservación de pequeños cambios de impedancia dentro del OBP mientras minimiza la introducción de ruido y distorsiones adicionales durante el proceso de amplificación. Incorpora una referencia de voltaje interna, lo que elimina la necesidad de una referencia externa y simplifica el circuito del amplificador. También proporciona una alta relación de rechazo de modo común (CMRR) y protección de entrada, lo que garantiza una amplificación precisa de las señales diferenciales y robustez frente a la interferencia de modo común. Un CMRR alto (idealmente infinito) denota un amplificador con un ruido de modo común mínimo, y es una característica muy deseable de nuestro amplificador de entrada.

En general, las ventajas de usar el amplificador AD620 en un sistema EIT incluyen su alta

ganancia y precisión, características de bajo ruido y distorsión, ancho de banda amplio, opciones de fuente de alimentación flexibles, características integradas, bajo consumo de energía y confiabilidad comprobada. Estas cualidades hacen que el amplificador AD620 sea ideal para amplificar señales relacionadas con la impedancia y mejorar la precisión y confiabilidad de las mediciones TIE.

Por las especificaciones de diseño, la selección de ganancia en el AI AD620 se realiza conforme a [31]:

$$R_G = \frac{49,4k\Omega}{G - 1} \quad (35)$$

Eligiendo $R_G = 10k\Omega$ obtenemos una ganancia $G = 5,94$.

Se añade un circuito integrador a la salida del AI, esto ayuda a eliminar cualquier compensación de CC presente. Las compensaciones de CC pueden surgir debido a varios factores, como la polarización del electrodo o la polarización del amplificador. Estas compensaciones pueden interferir con mediciones de impedancia precisas en EIT, ya que pueden introducir un cambio de línea de base en los datos adquiridos. Al integrar la señal, la compensación de CC se elimina de manera efectiva, lo que da como resultado una señal centrada alrededor de cero, lo cual es deseable para cálculos de impedancia precisos.

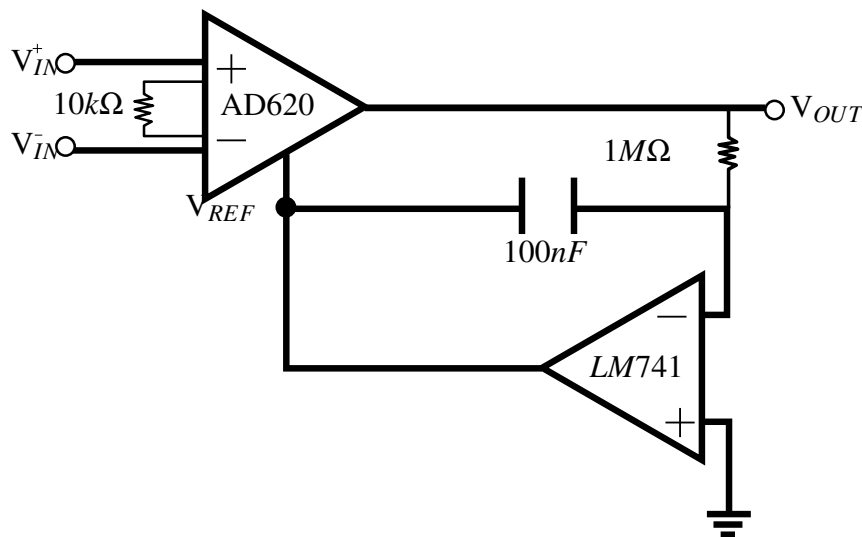


Figura 35: Amplificador de Instrumentación con circuito integrador.

Debido a que las señales de entrada al AI provienen del arreglo de multiplexores, es necesario implementar una etapa de cancelación de corriente continua (CC), por tal motivo, se incluye un amplificador operacional de propósito general LM741 acoplado directamente a la salida del AI. Para ello creamos lo que se conoce como circuito integrador. Esto se usa en lugar de un filtro de CA antes del AI, lo que habría alterado drásticamente la respuesta del sistema. Este integrador simplemente resta la señal de CC observada a la

salida del AI mediante un bucle de retroalimentación capacitiva y dejando la señal de CA sin alteraciones, actúa como un filtro de paso alto, lo que permite que pasen las señales relacionadas con la impedancia de baja frecuencia, al tiempo que reduce el impacto del ruido y las señales no deseadas fuera del rango de frecuencia de interés. La integración de la señal de salida puede ayudar a estabilizar el sistema de medición al reducir los efectos del ruido y las fluctuaciones de alta frecuencia.

Los cambios rápidos en la señal de impedancia pueden provocar variaciones dinámicas que introducen inestabilidad en la medición.

Se ha discutido la relevancia de la etapa de filtrado en sistemas TIE, de acuerdo con nuestras especificaciones de diseño, se precisa que la etapa elimine las señales de CC y todas las señales que superen los 100 KHz.

Como principio fundamental, se busca eliminar las fuentes de ruido de baja frecuencia como el ruido ambiental y el ruido de alta frecuencia generado por el funcionamiento del circuito.

3.10. Filtrado

Un filtro pasa banda se construye a partir de un filtro de paso alto y de paso bajo en serie, dejando una banda funcional. El propósito de un filtro pasa banda es aislar y extraer un rango de frecuencia deseado de un espectro más amplio de señales. Consiste en una combinación de componentes de filtro paso alto y paso bajo que trabajan juntos para definir las frecuencias de corte superior e inferior de la banda de paso. La parte izquierda del circuito mostrada en la figura siguiente corresponde a un filtro RC paso alto. La frecuencia inferior de corte se calcula así

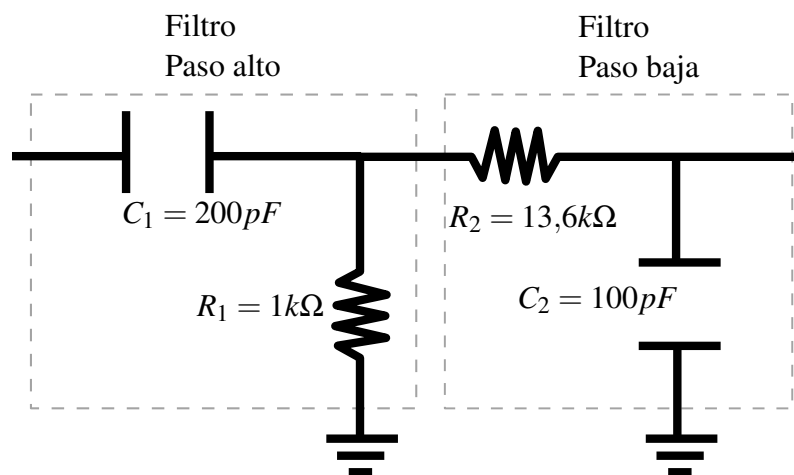


Figura 36: Diseño de filtro pasa banda.

$$f_{clow} = \frac{1}{2\pi * R_1 C_1} \quad (36)$$

Esto permitirá conservar las frecuencias mayores a f_{clow} mientras que la frecuencia superior de corte f_{chigh} se calcula así

$$f_{chigh} = \frac{1}{2\pi * R_2 C_2} \quad (37)$$

lo que conserva las frecuencias por debajo de la frecuencia superior de corte f_{chigh} y atenúa las que están por debajo.

Se tienen las frecuencias f_{clow} y f_{chigh} de 0,79 Hz a 117,025 kHz respectivamente.

Como última etapa del sistema, se busca acoplar la impedancia de salida del filtro pasa banda con el puerto de entrada a la RP, lo que implica diseñar un circuito tal que la impedancia de salida de la fuente coincida con la impedancia de entrada de la carga. Cuando la impedancia se adapta correctamente, se produce la máxima transferencia de potencia y se minimizan las interferencias o pérdidas de la señal.

Se prefiere un circuito no inversor debido a que no invierte la polaridad de la señal, lo que permite una transferencia de señal directa y conserva la relación de fase. El circuito no inversor puede diseñarse para proporcionar una transformación de impedancia, haciendo coincidir la impedancia de salida de la fuente con la impedancia de entrada de la carga logrando una transferencia de señal eficiente, igualación de impedancia, preservación del nivel de señal y estabilidad en los circuitos. Además, permite una interfaz adecuada entre diferentes componentes y etapas, lo que garantiza un rendimiento óptimo del sistema.

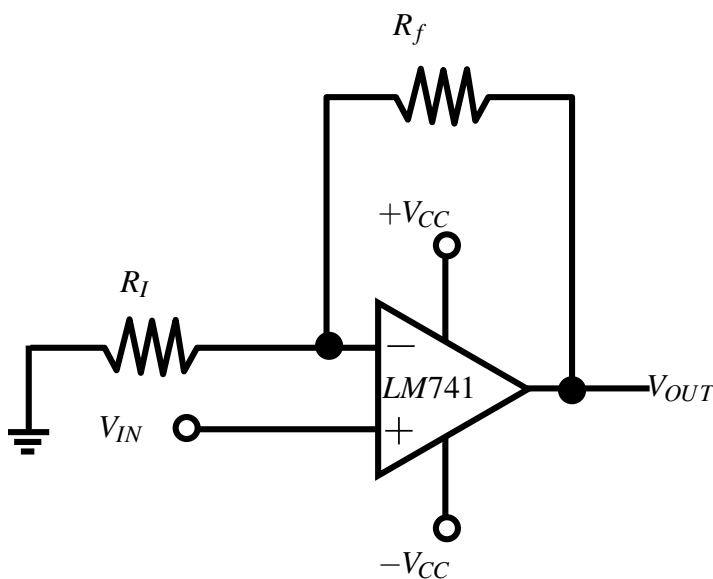


Figura 37: Circuito no inversor.

La amplificación de la señal después del filtrado permite que el valor máximo de la señal procesada alcance el RP. Para tal efecto, la expresión que permite obtener la ganancia es

$$G = 1 + \frac{R_f}{R_i} \quad (38)$$

con $R_f = 10k\Omega$ y $R_i = 1k\Omega$ la ganancia G es de 11 y aunado a la ganancia del IA en 35 tenemos que la ganancia global del sistema es $G_T = 66$ lo que implica una ganancia en decibeles de

$$20 * \log(G_T) = 36,39dB \quad (39)$$

3.11. Elementos

La siguiente figura muestra el diagrama completo del sistema TIE implementado con las etapas definidas.

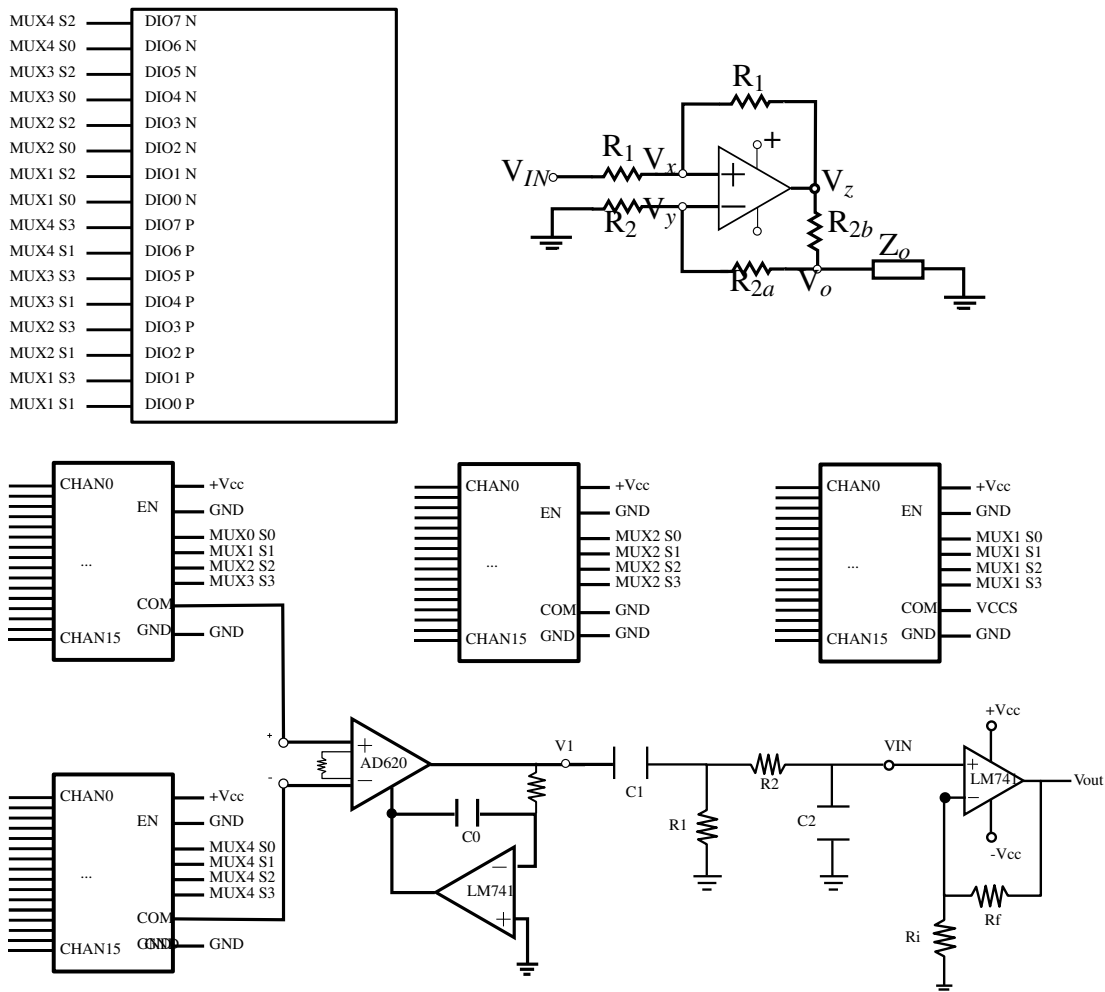


Figura 38: Sistema de adquisición de datos con RP.

A partir del circuito mostrado en la figura anterior, se ha diseñado en Fusion 360 [8] la placa de circuito impreso además de la base del tanque.

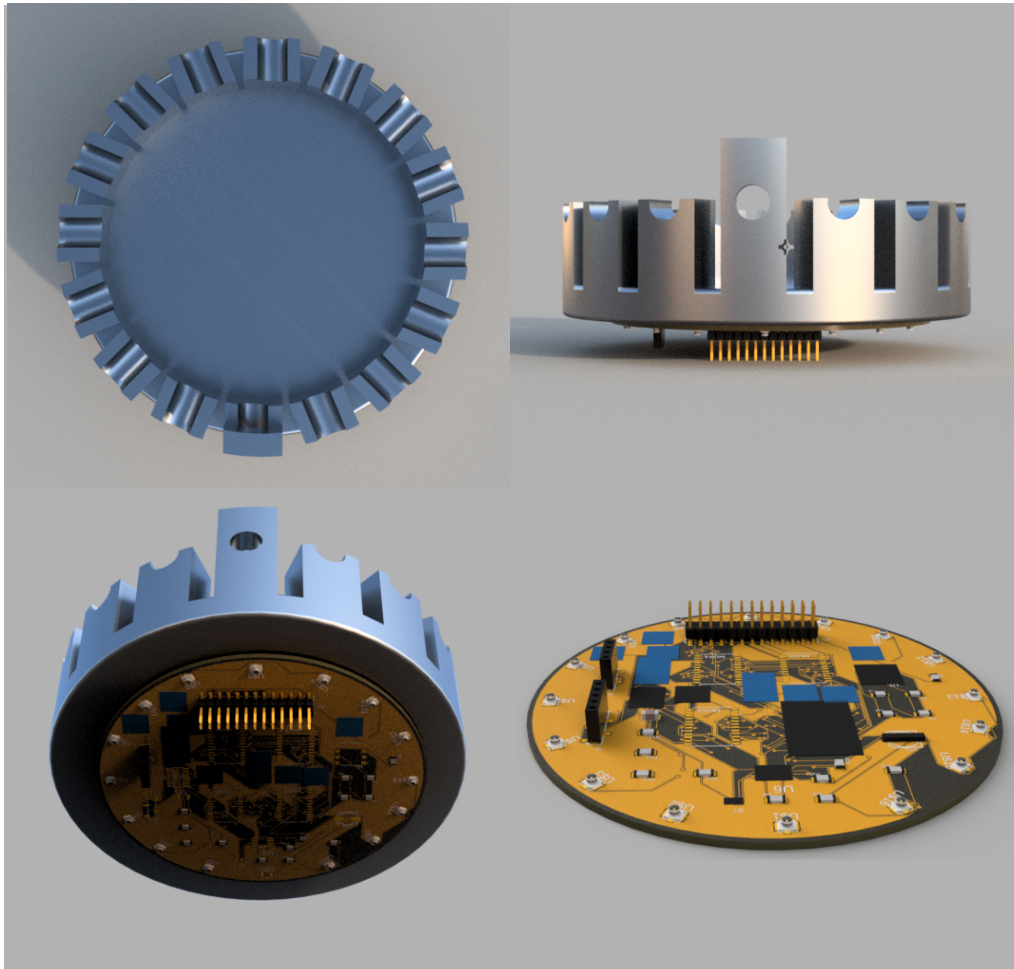


Figura 39: La base del tanque y la placa de circuitos impresos (PCB) se ha diseñado en Fusion 360. Se conservan los valores de elementos en el diseño del circuito.

La figura [39] muestra el modelo listo para producción del circuito mostrado en la figura [38]. El circuito completo del sistema de adquisición de datos realizado para PCB puede verse en el apéndice.

3.12. Adquisición de datos

El sistema de TIE utiliza la aplicación de servidor SCPI (Standard Commands for Programmable Instruments) incluida en RP.

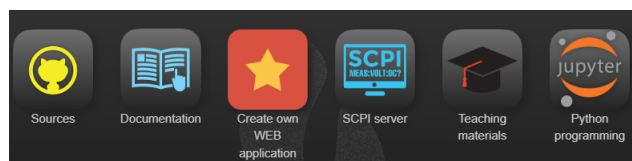


Figura 40: Suite de aplicaciones de desarrollador Red Pitaya

El servidor SCPI brinda el entorno necesario para sincronizar el script en Matlab con la tarjeta de adquisición de datos. Cada RP tiene una IP y puerto asignado, mismo que servirá para la creación de un cliente TCP para comenzar la comunicación.

Una vez configurada la comunicación, se puede iniciar con la inyección de corriente a través de cada par de electrodos. Para tal efecto, directamente en la interfaz gráfica se pueden editar 2 parámetros básicos como son la amplitud y frecuencia de la señal AC que ingresa a la fuente de corriente controlada por voltaje. Parámetros adicionales como el nivel del disparador y el tiempo de espera entre generación de señales son fijados de inicio atendiendo a las recomendaciones del fabricante [15]. En este punto ya es posible inyectar la señal de corriente en el tanque.

De la disposición de electrodos mostrada en el capítulo anterior, se conserva la convención de la dirección horaria de los electrodos iniciando en 1 y terminando en 16. Cada par adyacente de electrodos (iniciando con electrodos 1 y 2) serán seleccionados a través de los MUX 1 y 2 para servir como patrón de inyección de corriente proveniente de la VCCS. Todos los demás electrodos son habilitados con los MUX 3 y 4 para funcionar como puntos de medición (iniciando con el electrodo 3). La medición entonces se realiza del electrodo 3 al 16. Una vez que el proceso de inyección por el primer par de electrodos adyacentes y la captura de datos termina, el proceso se repite pero recorriendo la posición de los electrodos. Esto es, ahora la señal de voltaje generada por la RP y alimentada a la VCCS es dirigida por el MUX 1 y 2 a los electros 2 y 3 para que la medición se realice en los electrodos 4 y hasta el 1. El almacenamiento y despliegue de dichas señales se realiza en tiempo real en la interfaz gráfica.

En total se obtendrían 256 mediciones individuales de voltaje en la frontera del objeto bajo prueba, sin embargo esto tiene matices en la práctica.

3.13. Software de procesamiento

3.13.1. Descripción general del software

Para el despliegue de las señales obtenidas por la iteración de los electrodos de inyección y medición, se implementó el script desarrollado por Andrew J. Schluchter. La implementación contempló la actualización de la integración entre el dispositivo propuesto y la electrónica subyacente como la adquisición de datos con RP.

Se ha desarrollado una interfaz gráfica de usuario que permite mapear el proceso del sistema, desde la inyección de corriente, la iteración de electrodos y la presentación de la imagen reconstruida.

La siguiente figura muestra el panel de control desde el que se puede iniciar el proceso.

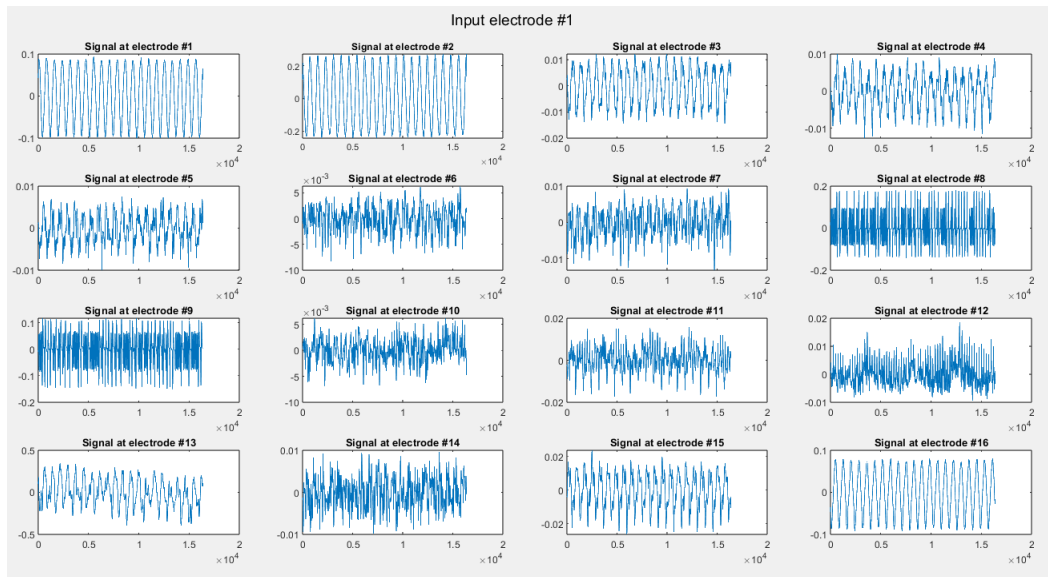


Figura 41: GUI Matlab EIT

La disposición de los botones permite iniciar o bloquear el proceso además del despliegue de la señales.

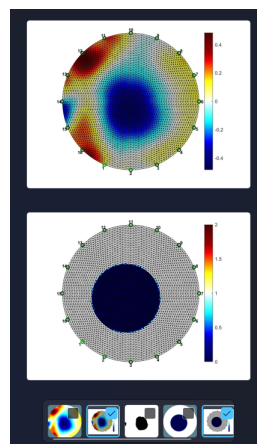


Figura 42: GUI Matlab despliegue de imagen reconstruida

Como etapa final del despliegue de información, se muestra la imagen reconstruida que corresponde a la medición de los eventos.

3.14. Reconstrucción de imágenes

A partir de los datos obtenidos del arreglo de electodos se propone la exploración de software libre EIDORS con algoritmos de reconstrucción de imágenes [6].

EIDORS ofrece la posibilidad de utilizar la imagen diferencial para recrear el objeto bajo prueba, por tal motivo, se requiere la información de voltaje con el tanque en «vacío» (sin objeto bajo prueba) que será utilizada como referencia.

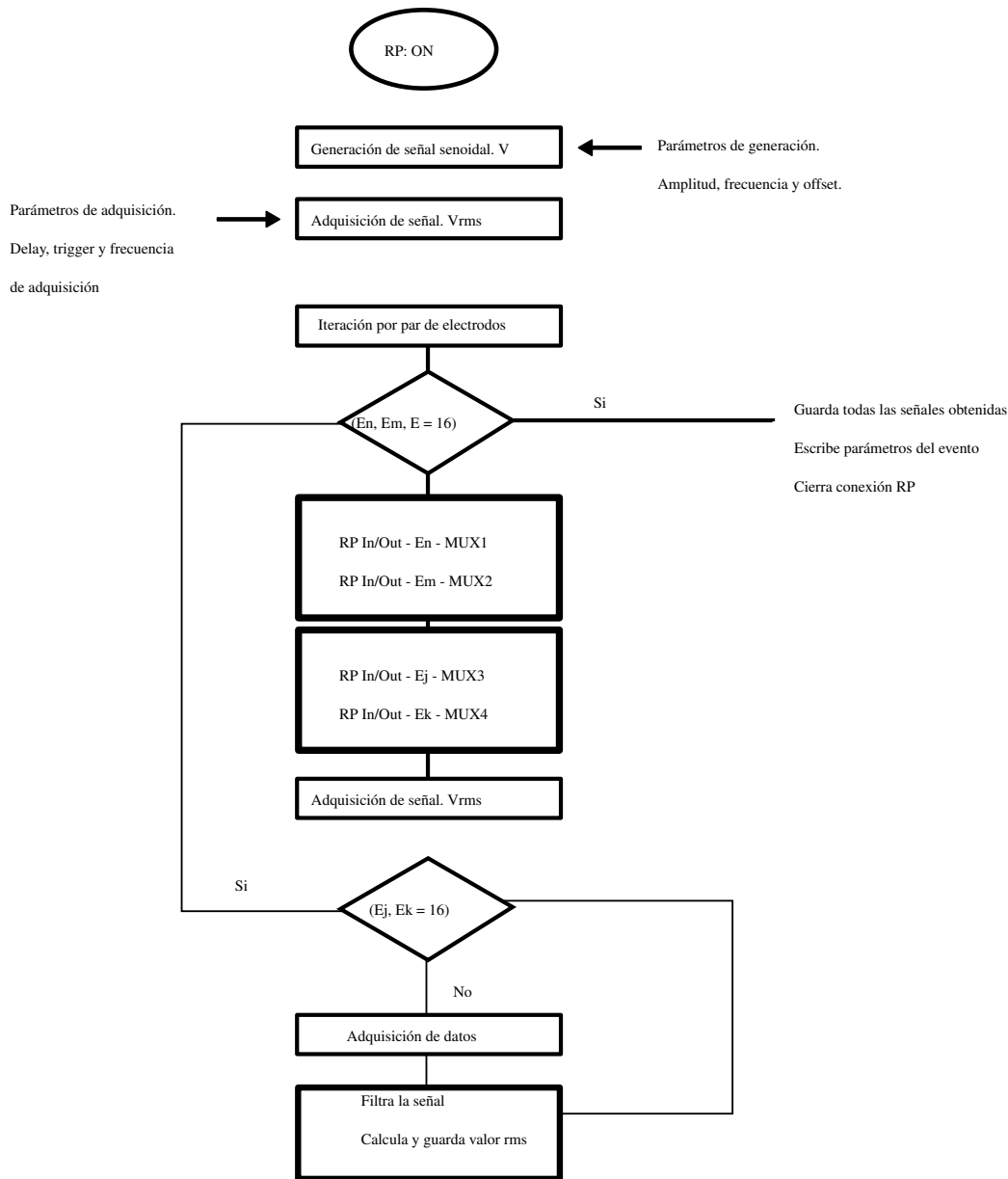


Figura 43: Diagrama de flujo sistema de adquisición de datos.

Con la adquisición de voltaje en la frontera del objeto bajo prueba descrito en el subtema anterior, se remarca que el electrodo que inyecta la corriente y los dos electrodos adyacentes no son considerados en la medición, lo que nos arroja un conjunto de 208 puntos de medición a partir de los que se reconstruye la imagen. Estas mediciones de voltaje, junto con los patrones de inyección de corriente conocidos, forman los datos que se utilizarán para modelar y resolver el problema inverso.

Iniciamos con la creación un modelo directo en función de las propiedades físicas del objeto o cuerpo del que se obtienen imágenes y la geometría del tanque. Esto implica construir una malla que discretice la región de interés en elementos finitos. La malla consta de nodos, elementos y su conectividad.

Las ecuaciones que gobiernan la conducción eléctrica, típicamente basadas en la ley de Ohm y las ecuaciones de Maxwell, se discretizan usando el Modelo de Elementos Finitos (MEF), esto transforma las ecuaciones continuas en un conjunto de ecuaciones algebraicas basadas en la malla de elementos finitos lo que permite el cálculo del potencial eléctrico y la distribución de corriente dentro del objeto o cuerpo para un conjunto dado de condiciones en la frontera [22].

El MEF se construye a partir de los datos obtenidos lo que nos permite resolver el problema inverso empleando el algoritmo de reconstrucción de Gauss-Newton de un solo paso lo que da como resultado una aproximación del estado inicial del tanque y todos los objetos dentro correspondientes a los voltajes medidos en relación con la corriente inyectada. Con esto ya es posible el despliegue de la imagen reconstruida.

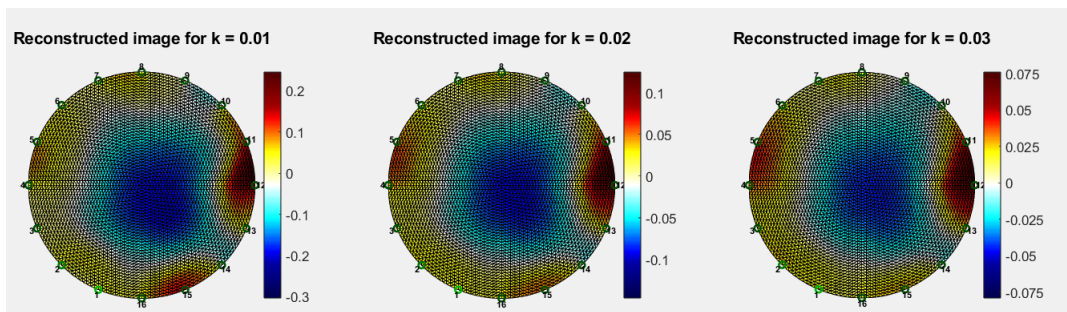


Figura 44: Valores de hiperparámetro

El algoritmo de reconstrucción de Gauss-Newton de un paso, requiere la intervención de un hiperparámetro [34]: el procedimiento para determinarlo se realizó de la observación en la variación del parámetro. La imagen anterior muestra la variación del hiperparámetro estableciendo la relación con la resolución de la imagen reconstruida.

4. Resultados

El capítulo muestra los métodos y métricas propuestos para contrastar la respuesta obtenida por el sistema y las simulaciones realizadas en cada etapa. Se presenta los resultados de la reconstrucción de imagen a partir de métodos de contraste para cuantificarlos.

Antes de iniciar con la reconstrucción de imágenes, se ha probado la VCCS y el script en Matlab dedicado a la selección de canales en el multiplexor, la instrucción de generación de señal periódica y la adquisición de los datos.

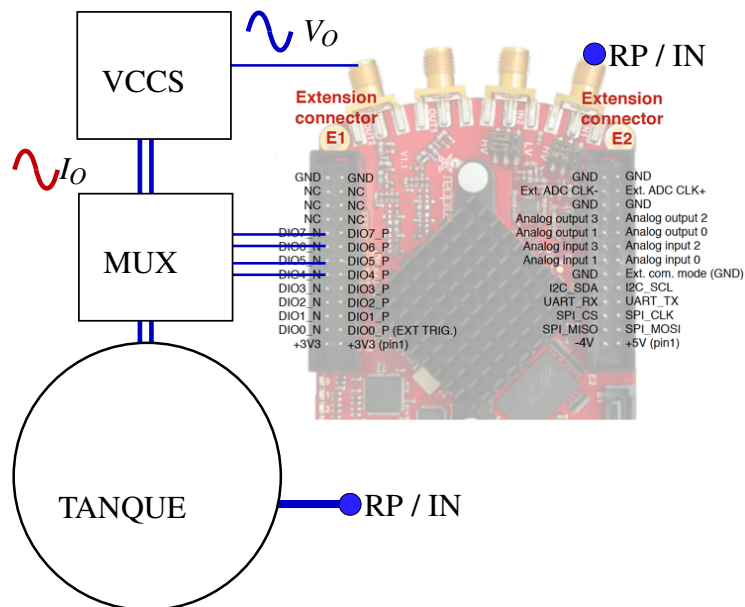


Figura 45: Arreglo experimental con Red Pitaya para probar la VCCS propuesta.

Iniciamos con el arreglo experimental mostrado en la figura 45 en el que se muestra el diagrama de prueba propuesto. Se utilizaron parámetros de amplitud y frecuencia de $0,25V$ y $10kHz$ respectivamente.

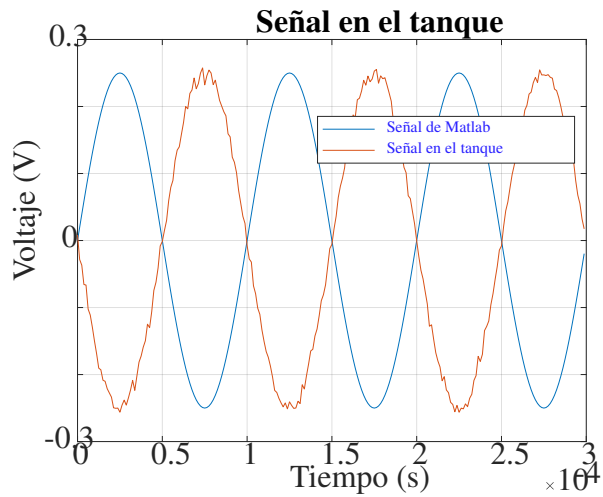


Figura 46: Respuesta a la prueba de inyección. La señal senoidal registrada por RP.

Para la prueba de inyección de corriente y adquisición de datos se han elegido dos pares de electrodos. De la figura 33 se eligen los pares de electrodos adyacentes [E01, E02] y [E09, E10], que fungirán como inyección y medición respectivamente.

La figura 46 muestra la señal generada con Matlab en azul y con naranja la señal obtenida de los electrodos de medición en tanque. La figura 46 muestra la respuesta al estímulo propuesto. La señal enviada estaba programada para generar tres periodos los cuales eran medidos en tiempo real y fue adquirida a una frecuencia de 125M sps .

4.1. Métodos

La descripción general del sistema se condensa en el siguiente diagrama simplificado.

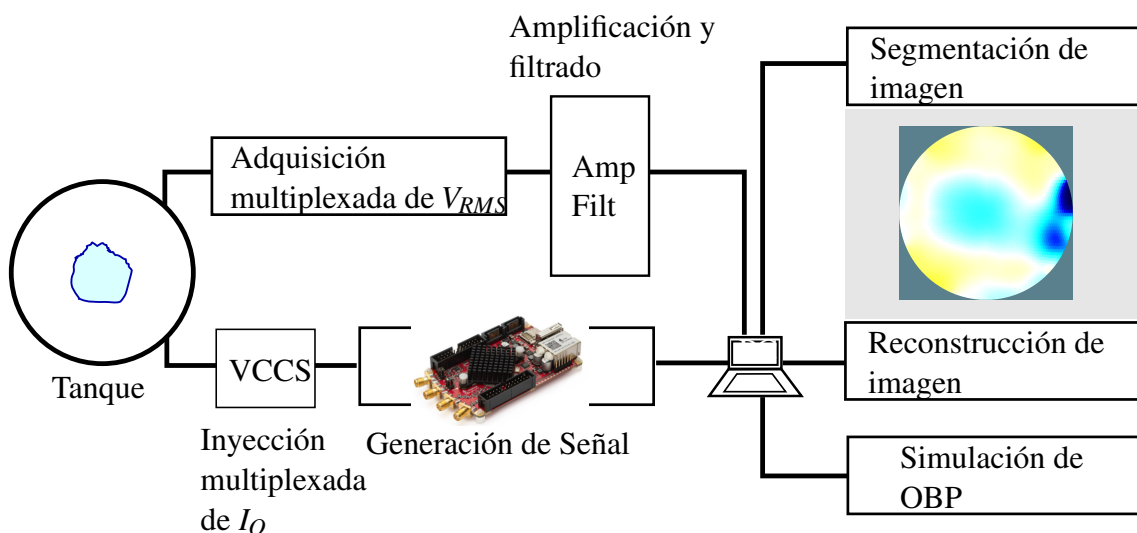


Figura 47: .

El diagrama mostrado en la figura 47 es producto de la descripción realizada en la sección

anterior y permitirá explicar cada etapa del sistema así como los métodos de contraste.

Se eligen dos métodos de contraste para cuantificar los resultados obtenidos.

El primero de ellos es el coeficiente de correlación, a veces denotado como coeficiente de correlación de Pearson o r de Pearson es una medida que entrega la calidad del ajuste de mínimos cuadrados a los datos originales y es uno de los métodos más usados en cuanto a contraste directo se refiere [3].

$$r = \frac{\sum_m \sum_n (A_{mn} - \bar{A}) (B_{mn} - \bar{B})}{\left[\left(\sum_m \sum_n (A_{mn} - \bar{A})^2 \right) \left(\sum_m \sum_n (B_{mn} - \bar{B})^2 \right) \right]^{\frac{1}{2}}} \quad (40)$$

En Matlab, el coeficiente de correlación de Pearson en dos dimensiones calcula la correlación cruzada entre dos matrices dadas. Tomando la notación de Matlab [2] \bar{A} y \bar{B} corresponden a los promedios de las matrices de la imagen simulada y la imagen reconstruida respectivamente. m y n corresponden a las dimensiones de las matrices, en nuestro caso dos dimensiones.

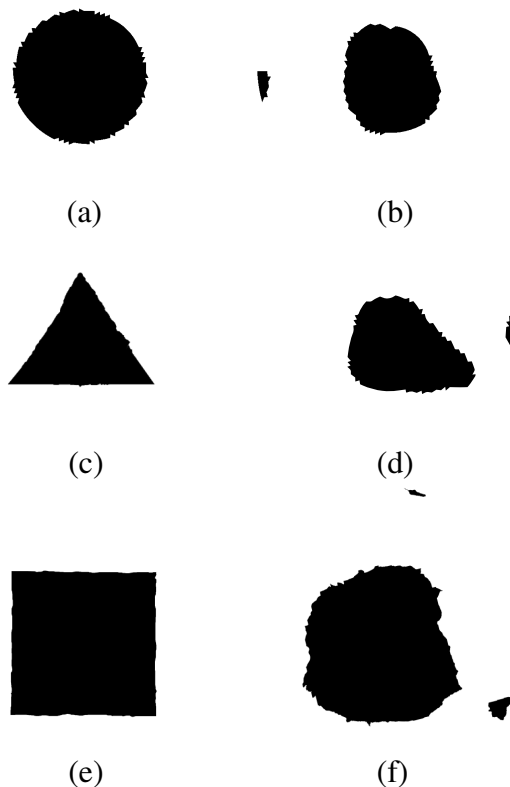


Figura 48: (a), (c) y (d) muestran el mapa de conductividades simulado a partir de un MEF. (b), (d) y (f) muestran el mapa de conductividades obtenido con el objeto bajo prueba. Los parámetros elegidos $0,25V$, $i = 25\mu A$ $f = 10kHz$ hiperparámetro:= $k = 0,1$

A fin de simplificar la comparación del análisis realizado se eligen parámetros clave, la ubicación del centroide del objeto con respecto a la geometría del tanque, la diferencia de las áreas de los objetos en simulación y los objetos físicos además de considerar la relación de aspecto. Con esto se evalúa la precisión del instrumento para recrear la sección transversal del objeto bajo prueba.

Como segundo método se contempla la obtención de la relación señal a ruido S/N del sistema TIE. Formalmente el ruido se cuantifica estimando cuánto afecta a una señal de interés. La relación señal a ruido S/N puede definirse midiendo voltajes o corrientes de la señal y del ruido

$$S/N = 20 \log \frac{V_s}{V_n} \quad (41)$$

Se ha determinado utilizar cuatro pares de electrodos espaciados uniformemente que servirán como electrodos de inyección de corriente mientras que los electrodos restantes sirven para realizar las mediciones de voltaje. Para efectos de establecer una relación significativa entre los voltajes medidos a partir de la inyección de corriente, la ecuación anterior queda

$$S/N = 20 \log \frac{\bar{V}}{\sigma_n} \quad (42)$$

Con \bar{V} y σ_n como la media del valor rms y la desviación estándar de las mediciones realizadas. En total, se realizaron 150 mediciones por canal para obtener la relación señal a ruido del sistema.

4.2. Métricas

Señalo que el proceso de obtención de imágenes tomográficas descrito aquí se realizó para tres geometrías distintas de objetos bajo prueba, cada una de ellas analizada con amplitudes y frecuencias que se detallan en la siguiente tabla

V_{IN}	$i[\mu A]$	$f[kHz]$
0.1	10	10
0.25	25	100
0.3	30	500
0.3	30	1000

Cuadro 2: Parámetros del sistema de adquisición de datos.

El proceso comienza con la generación de la señal por parte de RP que es inyectada en el tanque a partir de la selección de canales por el multiplexor.

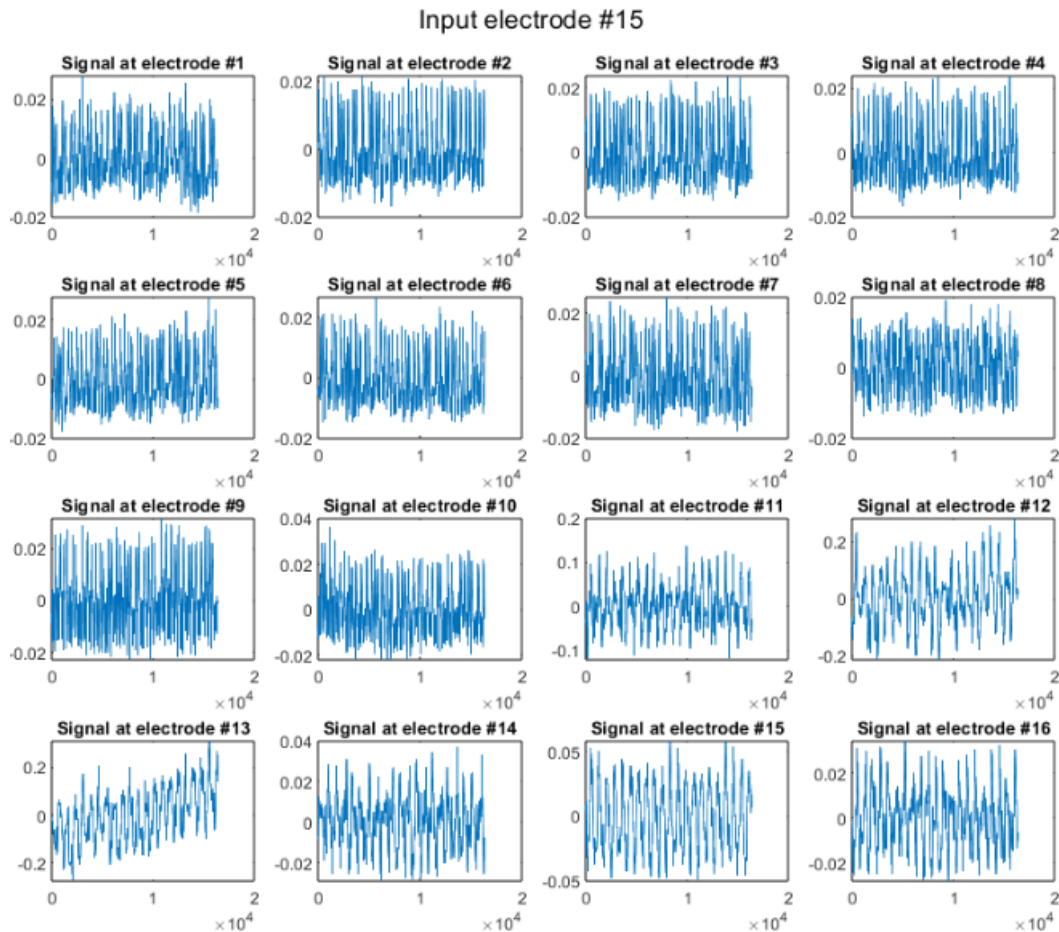


Figura 49: Valores de voltaje medidos en cada electrodo a partir de la inyección de corriente.

La figura 49 corresponde a las mediciones de voltaje V_{RMS} obtenidos en cada par adyacente de electrodos. Es decir, se utiliza el método de los cuatro electrodos y por lo tanto

cuatro multiplexores serán necesarios para llevar a cabo la recolección completa de las mediciones. Se inicia tomando como referencia los electrodos $E01$ y $E02$ que servirán como puntos de inyección al tanque, otro par de electrodos (seleccionados con el par restante de multiplexores) fungen como puntos de medición, una vez completada la medición en los 16 electrodos se cambian los puntos de inyección a los electrodos $E02$ y $E03$ y se realizan las 16 mediciones de voltaje. El proceso de inyección-medición concluye con un vector renglón de 1×256 mediciones de voltaje rms V_{RMS} que gráficamente se ven como la figura 49.

Cabe destacar que hemos elegido a la imagen diferencial como semilla para la reconstrucción de imágenes, por lo tanto será necesario tomar primero las mediciones de voltaje en un medio homogéneo, es decir sin objeto bajo prueba lo que se conoce como "phantom" será la referencia para la diferenciación de imagen con voltajes medidos en la frontera.

Un paso paralelo, consiste en simular a partir de un MEF las condiciones bajo las que se realiza el experimento fijo. Dicho modelo nos ayuda a resolver el problema directo que sirve como la solución a los valores en la frontera necesarios para resolver el problema inverso y eventualmente reconstruir la imagen.

Se busca construir un modelo en dos dimensiones a partir de un MEF que simule las condiciones de homogeneidad del phantom para incrustar el mapa de conductividades simulado con la geometría del objeto bajo prueba elegido.

EIDORS permite controlar la posición y sentido de los electrodos para que encajen con el arreglo experimental. Para obtener las condiciones que recrean al experimento se establecen parámetros como la geometría del tanque, el cálculo de las dimensiones y el centroide del objeto simulado. (El código podrá ser analizado en el repositorio especificado en el apéndice).

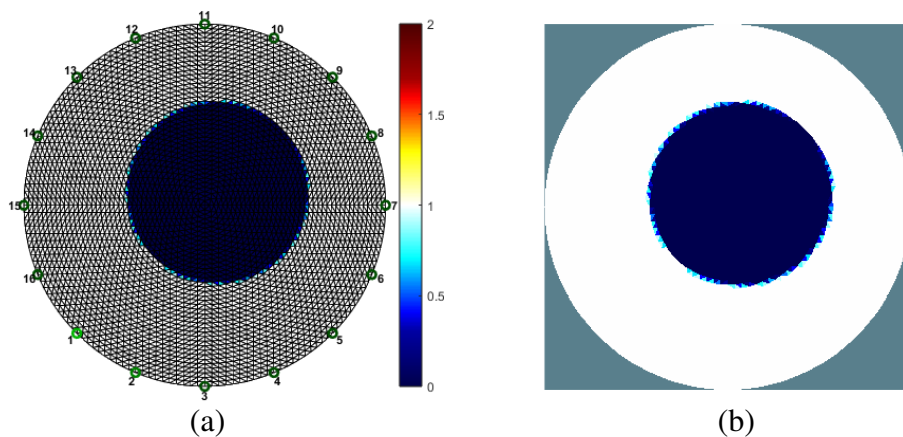


Figura 50: (a) Muestra el mapa de conductividades simulado a partir de un MEF con los parámetros que recrean al OBP, (b) mapa de color del objeto simulado .

La figura 50 muestra el resultado de la simulación de nuestro objeto bajo prueba a partir de un MEF que recrea las condiciones del experimento y que servirá como método de contraste para cuantificar la reconstrucción de imagen.

Con las mediciones de voltaje registradas (49) y la simulación de las condiciones del experimento (50) es posible iniciar con la reconstrucción de imagen.

El proceso de reconstrucción comienza con la comparación de las mediciones de voltaje del phantom y del tanque con objeto.

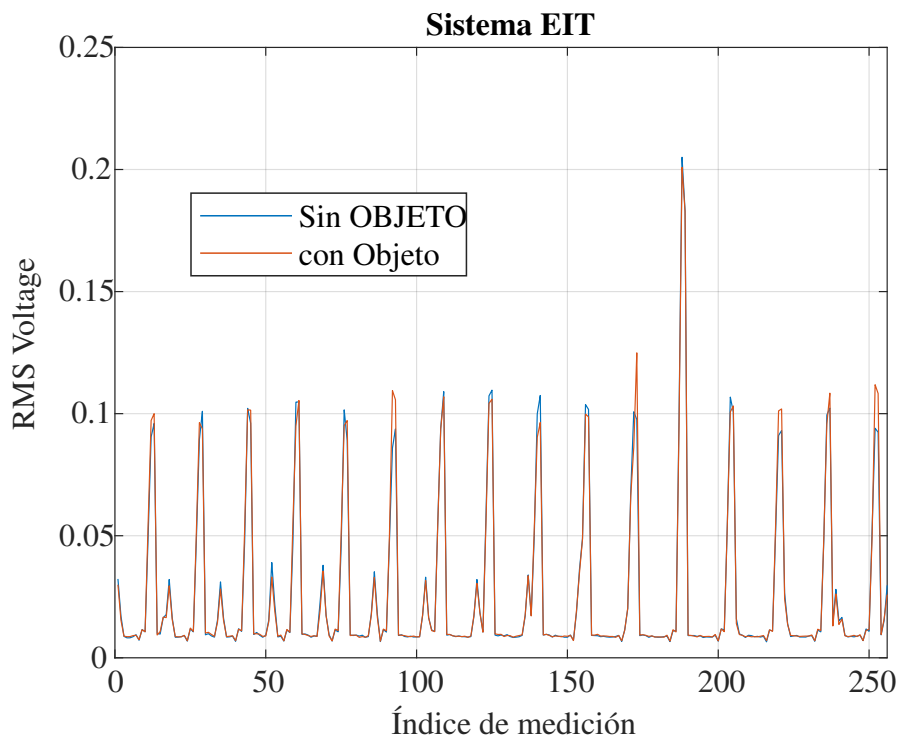


Figura 51: Comparación de los voltajes medidos en condición de homogeneidad y heterogeneidad.

Se comparan las 256 mediciones obtenidas en el tanque con y sin objeto. La figura 51 muestra la relación del índice de medición y la amplitud registrada. Esta comparación sirve como entrada para la generación del MEF. EIDORS permite generar una malla en dos dimensiones con 2304 elementos como se muestra en la figura 52.

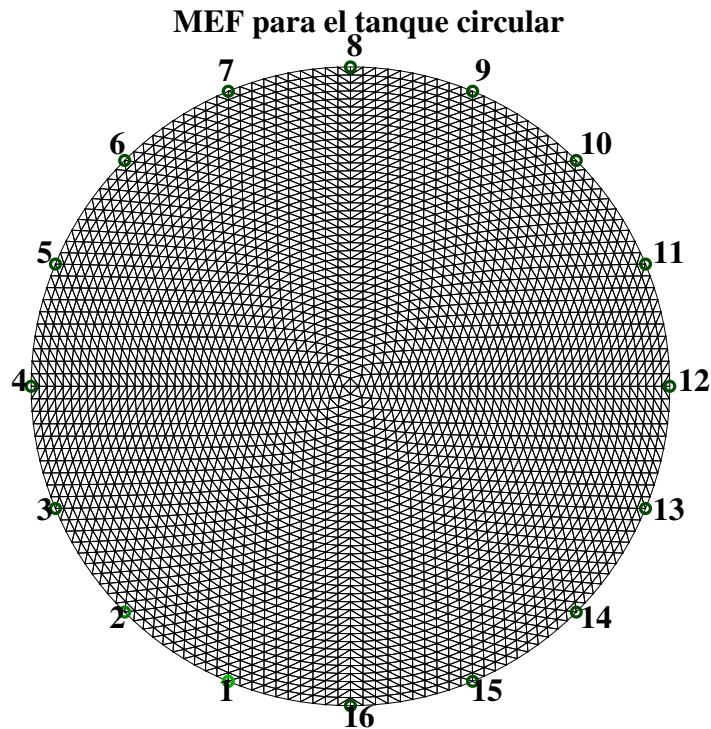


Figura 52: Modelo de elementos finitos de 2304 elementos creada con EIDORS, se hace notar que la posición y sentido horario de los electrodos debe ser consistente con el arreglo experimental.

Una vez obtenida la malla del MEF adecuada para nuestro arreglo experimental, es momento de iniciar con la reconstrucción local de tipo diferencial. EIDORS emplea el algoritmo de Newton-Raphson modificado para la reconstrucción de imágenes a partir de los datos de voltaje obtenidos en el tanque con y sin objeto, para tal caso es necesario la utilización de un parámetro denominado "hiperparámetro" que está relacionado con la resolución de la imagen creada. La figura siguiente muestra la elección de tres hiperparámetros.

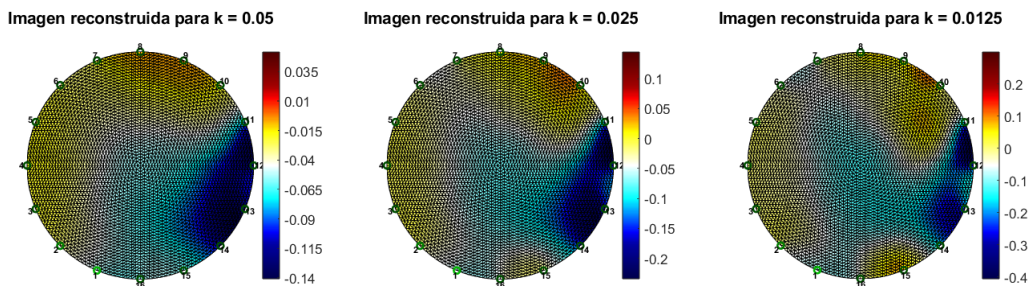


Figura 53: Reconstrucción de imagen a partir del MEF creado. Se muestra tres hiperparámetros k .

El hiperparámetro k se relaciona con la resolución de la imagen reconstruida, la elección de la k óptima se hace variando manualmente el parámetro. Finalmente, y una vez obtenida una k óptima, el sistema despliega la imagen reconstruida (figura 54).

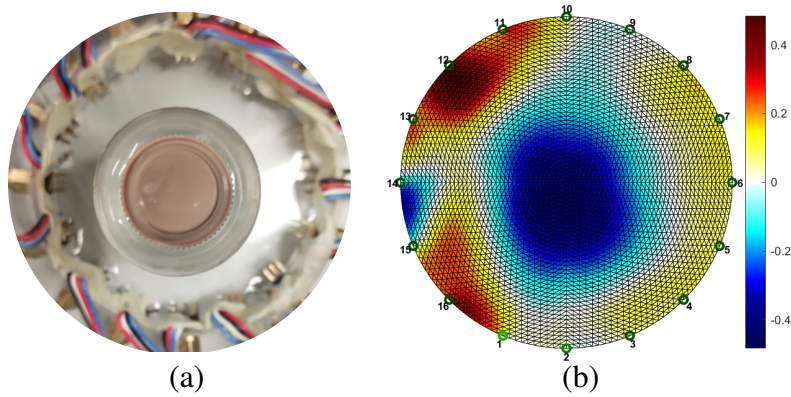


Figura 54: (a) Objeto bajo prueba. (b) Imagen reconstruida en EDIROS a partir del OBP.

La figura 54b representa el mapa de conductividades recreado con EIDORS a partir de los datos obtenidos, contrastados y presentados en 51 con el objeto bajo prueba de la figura 54a. De la imagen reconstruida, las gradaciones en tonos azul corresponden a las regiones con menor conductividad y representa la imagen transversal del objeto bajo prueba.

La correlación de Pearson para dos imágenes en dos dimensiones es el primer método para cuantificar los resultados y para tal propósito comenzamos convirtiendo la imagen reconstruida (55a) a modo RGB para extraer los perfiles de color diferentes al azul y quedarme con el perfil más intenso de color azul que representa el área con menor conductividad registrada y que corresponde al objeto reconstruido.

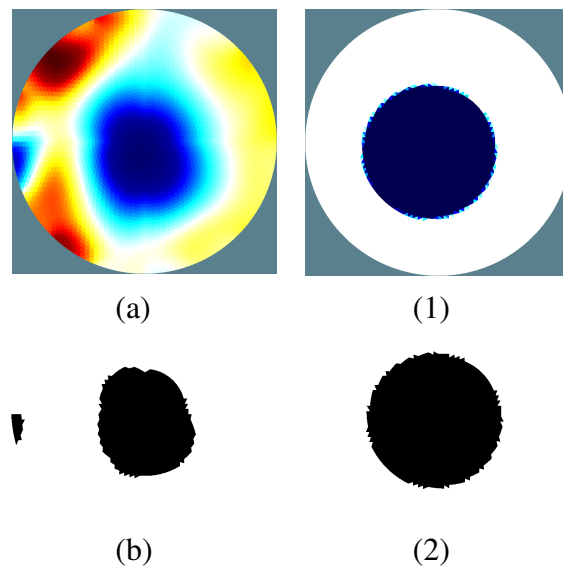


Figura 55: Las imágenes (a) y (b) Corresponde al mapa de conductividades reconstruido a partir de los datos voltajes adquiridos en el tanque. (1) y (2) son el objeto simulado a partir del que se comparan los resultados.

El mismo tratamiento se realiza a la imagen simulada 55b. Las figuras 55b y 552 son

las imágenes sobre las que será posible extraer información que permita cuantificar la reconstrucción de imagen.

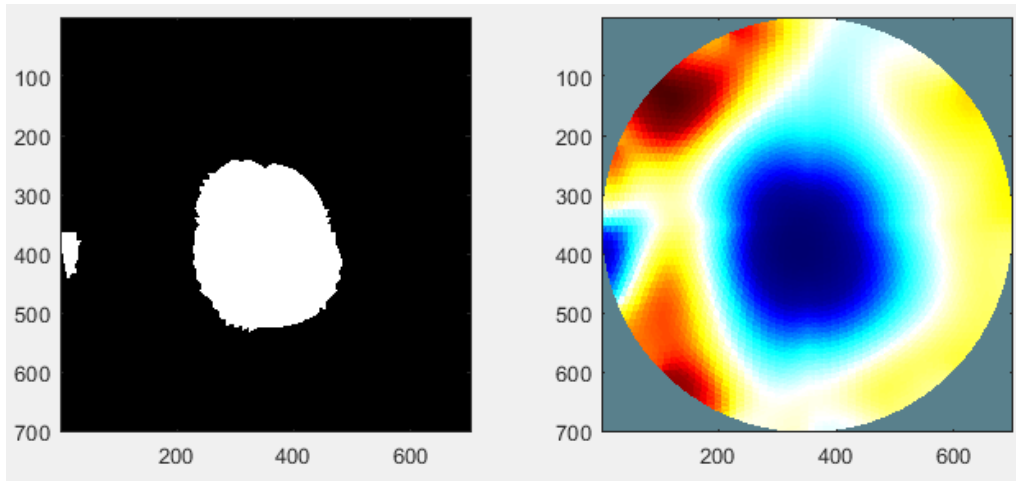


Figura 56: Objeto reconstruido con EIDORS.

La figura 56 muestra la extracción de información. Primero, la imagen se invierte en escala de grises para determinar el área (color blanco) que ocupa el objeto en la imagen reconstruida.

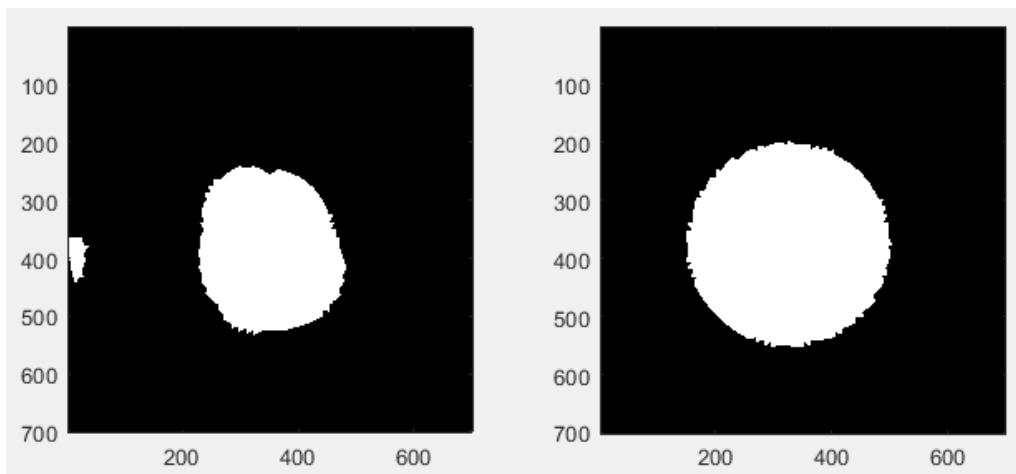


Figura 57: Imagen reconstruida (izquierda) objeto en simulación (derecha).

El mismo tratamiento se realiza a la imagen simulada. La figura 57 presenta el área delimitada del objeto reconstruido y del simulado y son las imágenes sobre las que se aplica la correlación de Pearson para imágenes en dos dimensiones. Matlab [2] calcula el coeficiente de correlación o R de Pearson r_P usando el algoritmo revisado en (40).

También se obtiene la distancia entre los centroides de la imagen reconstruida y la simulada. La diferencia en las áreas se obtiene así:

$$dA = \frac{a_r - a_s}{a_r} * 100, \quad (43)$$

donde a_r y a_s corresponden a las áreas de las imágenes real y la reconstruida, respectivamente.

Las imágenes mostradas en la siguiente figura corresponden a la reconstrucción de la sección transversal de 3 objetos bajo prueba con 3 geometrías diferentes. Como se ha establecido en la tabla 3 se muestra del lado derecho la imagen reconstruida para las tres geometrías mencionadas contrastando con el lado izquierdo que muestra la imagen en simulación para esas geometrías.

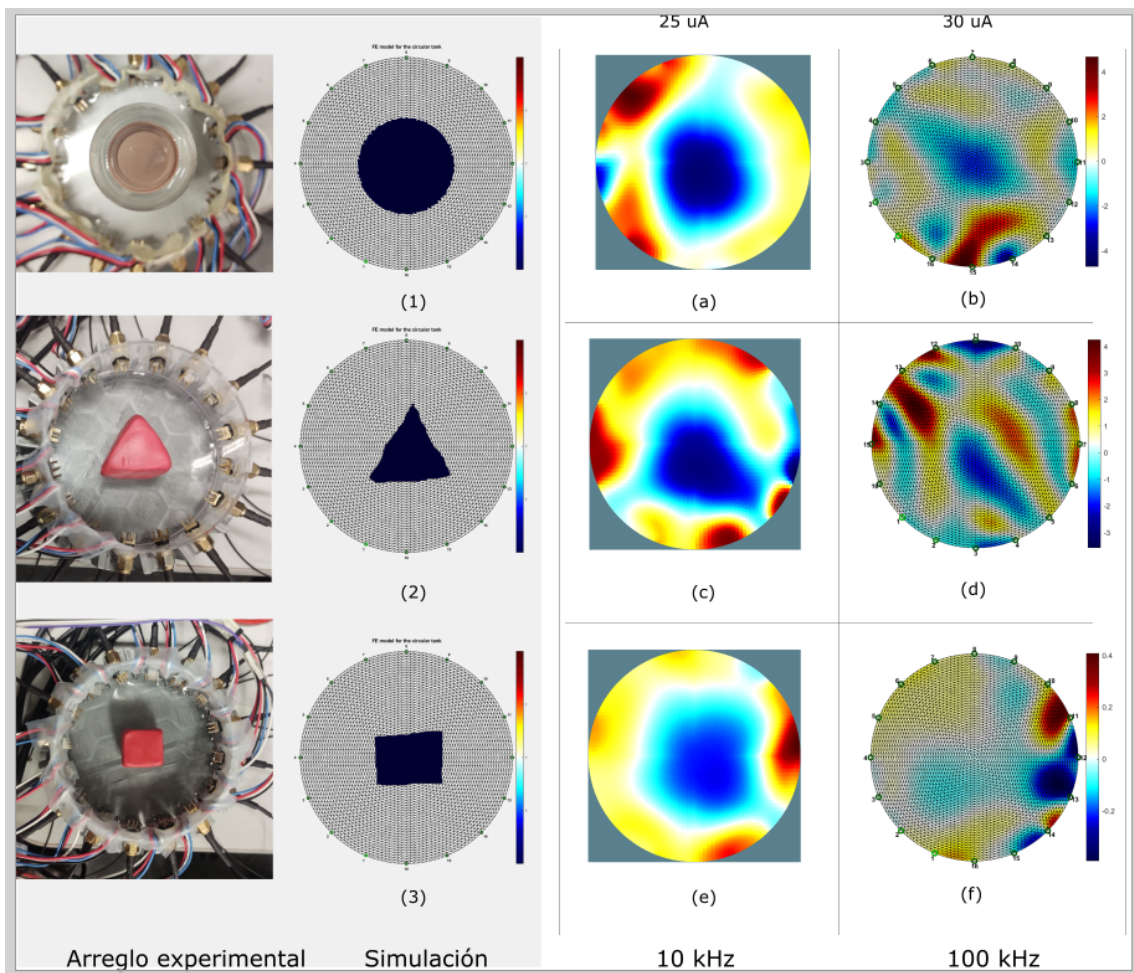


Figura 58: (1), (2) y (3) muestran el mapa de conductividades simulado a partir de un MEF. Las imágenes del lado derecho muestran el mapa de conductividades obtenido con los objetos bajo prueba. Los hiperparametros $:= k$ elegidos para $f = 10kHz$ y $f = 100kHz$ fueron 0,1 y 0,01 respectivamente

Se obtuvieron coeficientes de correlación r_p de 0.646 y 0.751 para frecuencias de 10KHz

y $100kHz$ respectivamente. La distancias entre el centroide C de los objetos bajo prueba y el tanque correspondieron a valores de 0.96 y 11.37 mm . El porcentaje de la diferencia de áreas $\%dA$ entre los objetos y las imágenes simuladas fue $15,2\%$ y $21,23\%$.

Los resultados para las tres amplitudes, frecuencias y geometrías se concentran en la tabla 3.

$f[MHz]$	OBP	r_p	$C[mm]$	$\%dA$
0.01	○	0.658	1.63	17.32
0.01	△	0.723	3.72	14.4
0.01	□	0.751	0.96	14.03
0.1	○	0.689	6.21	21.23
0.1	△	0.705	11.37	15.89
0.1	□	0.646	2.89	15.87
0.5	○	0.12	-	95.2
0.5	△	0.13	-	95.29
0.5	□	0.14	-	95.28
1	○	0.09	-	95.39
1	△	0.11	-	95.26
1	□	0.14	-	95.1

Cuadro 3: Muestra los resultados de la TIE para tres geometrías de objeto bajo prueba.

Se remarca en la siguiente figura que los parámetros de control que permiten comparar las imágenes de la reconstrucción y la simulación no fueron concluyentes para las frecuencias de $500kHz$ y $1MHz$, para tales casos se obtuvieron coeficientes de correlación entre 0.09 y 0.14 , el porcentaje de la diferencia de áreas entre imágenes reconstruida y simulada fue superior al 95% .

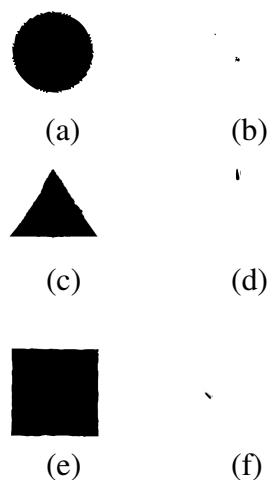


Figura 59: Los parámetros que cuantifican los resultados, fueron No concluyentes para $f = 0.5\text{ MHz}$ y 1 MHz y las tres gemoetrías propuestas.

Lo que no representa una imagen fiable en el proceso de reconstrucción.

Los métodos de reconstrucción también se realizaron para dos objetos en el tanque. De los que se obtienen coeficientes de correlación $r_p = 0,653$ y el porcentaje en la diferencia de áreas registrado fue $dA = 46\%$.

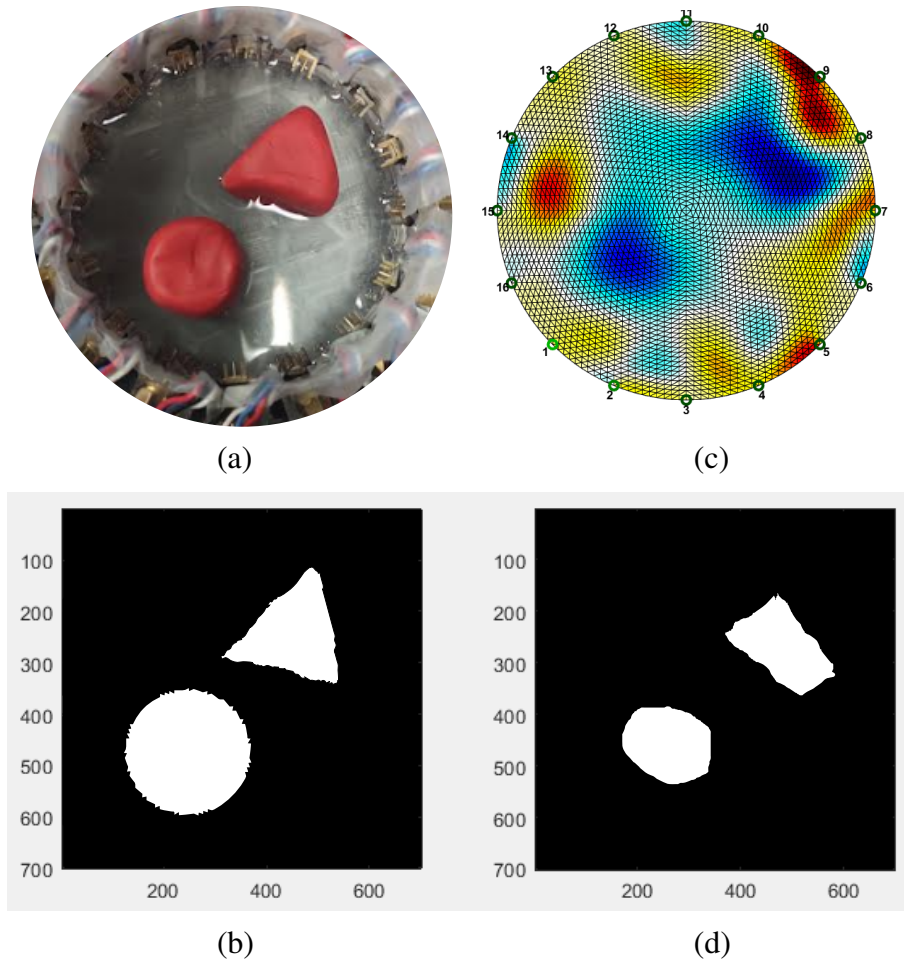


Figura 60: Los parámetros fueron $V_{IN} = 0,25V$, $f = 10kHz$, $k = 0,1$.

A partir de las imágenes reconstruidas en [58](#) en los que no se obtuvieron resultados concluyentes para frecuencias de $500kHz$ y $1MHz$ se opta por elegir los parámetros: $V_{IN} = 0,25V$, $f = 10kHz$, $k = 0,1$ para la captura de datos y eventual despliegue y contraste de las imágenes reales y simuladas.

5. Evaluación

A partir de los resultados obtenidos en el capítulo anterior, se presentan las ventajas y limitaciones del sistema con respecto a los parámetros de cuantificación obtenidos en otros trabajos; principalmente interesan la relación señal a ruido y el coeficiente de correlación.

5.1. Ventajas

El sistema TIE implementado ha mejorado la relación señal a ruido S/N en comparación con el trabajo de Andrew J. Schluchter. Tener una S/N de $36,39dB$ se traduce en una calidad de imagen mejorada como queda de manifiesto en el coeficiente de correlación r_p de 0.751 presentado en la tabla 2, además, ayuda a distinguir cambios de conductividad a pequeña escala y detalles pequeños dentro de la región de la imagen. Esto es especialmente beneficioso cuando se trata de detectar y localizar anomalías o estructuras específicas con precisión [31].

Una S/N más alta ayuda a mitigar el impacto del ruido y los artefactos en las imágenes reconstruidas. Minimiza la interferencia causada por factores externos, como interferencias eléctricas o imperfecciones del sistema, lo que da como resultado imágenes más limpias. Esto es particularmente importante para obtener mediciones confiables y sin artefactos en entornos clínicos y de investigación [34, 26].

Debido a la S/N , el sistema implementado ha demostrado potencial para explorar técnicas de imagen avanzadas, como imágenes multifrecuencia y multimodal [xx-xx]. Al utilizar múltiples frecuencias o incorporar otras modalidades de imagen (como ultrasonido o fotoacústica), es posible extraer información adicional, mejorar el contraste de la imagen y mejorar las capacidades generales de imagen del sistema[xx-xx] El rango de frecuencias del sistema en el que se obtuvo los mejores resultados fue de $10kHz$ a $100kHz$ que se encuentra muy cercano del rango de 80 a $800kHz$ mediciones de impedancia de series temporales, la espectroscopia de bioimpedancia y la tomografía por impedancia eléctrica presentada por openEIT para 8, 16 y hasta 32 electrodos[14].

La portabilidad, interfaz gráfica de usuario, los modelos en Fusion360 del circuito y de la base de soporte para 16 electrodos, convierten al sistema en un proyecto adecuado para la introducción a las técnicas de reconstrucción de imagen debido a la alta capacidad de adaptabilidad a las especificaciones de diseño del usuario.

5.2. Limitaciones

A pesar de la resolución espacial mejorada asociada con una SNR más alta, la EIT se enfrenta inherentemente a desafíos para lograr el mismo nivel de detalle espacial que otras modalidades de imagen como MRI o CT [25, 39].

TIE es un problema inverso en el que múltiples distribuciones de conductividad diferentes pueden producir las mismas mediciones. En consecuencia, las imágenes reconstruidas pueden no tener una solución única y la precisión de las imágenes obtenidas puede verse afectada por errores de modelado, técnicas de regularización y ruido. Esto puede introducir incertidumbres en la interpretación de las imágenes.

Las imágenes reconstruidas en EIT tienden a ser relativamente toscas y la capacidad de distinguir estructuras a pequeña escala o cambios sutiles de conductividad puede ser limitada.

El trabajo presentado se mantuvo con una corriente de inyección i de entre $25\mu A$ y $30\mu A$ lo que está por debajo de los $100\mu A$ límite en tejido humano. El sistema está contemplado para operar con $5V$, aumentar la alimentación al circuito permitiría que la corriente de inyección aumente lo que se traduciría en una S/N mayor lo que implica una mejoría en la resolución espacial del sistema.

El proceso de reconstrucción de imágenes en EIT implica resolver ecuaciones matemáticas complejas y problemas de optimización. A medida que aumenta la cantidad de electrodos y la complejidad del dominio de la imagen, las demandas computacionales de EIT pueden volverse significativas.

Esto puede limitar las capacidades de imágenes en tiempo real y plantear desafíos para las aplicaciones de imágenes dinámicas o a gran escala.

Es importante tener en cuenta estas limitaciones al utilizar TIE y evaluar su idoneidad para aplicaciones específicas en función de las compensaciones entre sus ventajas y limitaciones en comparación con otras técnicas de imagen.

6. Conclusiones

El interés por los sistemas TIE ha cobrado relevancia en el ámbito médico debido a ventajas como no ser invasivo, no utilización radiación ionizante además de ser seguro y fácil de usar.

El sistema implementado ha mostrado una mejoría con respecto al trabajo base que queda de manifiesto en la S/N . Se ha creado un ambiente de interfaz gráfica además de un circuito listo para producción y generación de PCB que permitiría la introducción de usuarios en los métodos y rudimentos de la reconstrucción de imágenes con TIE. La evaluación del sistema ha permitido sentar las bases para la exploración de aplicaciones de TIE en el área de la instrumentación biomédica.

7. Trabajo a futuro

En investigaciones futuras, se puede explorar la aplicación de técnicas de inteligencia artificial (IA) para mejorar la resolución espacial de las imágenes de TIE. Los algoritmos de IA, como el aprendizaje profundo y las redes neuronales, se pueden entrenar para mejorar de manera efectiva la localización y resolución de los cambios de conductividad dentro de las imágenes reconstruidas. Al aprovechar la gran cantidad de datos y el poder computacional que ofrece la IA, es posible lograr una resolución espacial más alta y una delimitación más precisa de las estructuras anatómicas y las regiones patológicas en la TIE.

En el área del cultivo de tejido orgánico, la integración de TIE con tecnología de impresión 3D abre nuevas posibilidades en el campo de la bioingeniería. El trabajo puede centrarse en el desarrollo de técnicas de impresión 3D avanzadas para crear andamios de tejido personalizados con electrodos TIE integrados. Esta integración permitiría el seguimiento simultáneo del crecimiento del tejido, los cambios de impedancia eléctrica y el mapeo de la conductividad. La combinación de TIE y la impresión 3D puede facilitar la evaluación en tiempo real de la viabilidad, la funcionalidad de los tejidos, proporcionando información valiosa para aplicaciones de medicina regenerativa, pruebas de fármacos e ingeniería de tejidos.

Explorar el uso de EIT para mapear la actividad cerebral es una promesa significativa para la neurociencia y la imagenología médica. Se deben concentrar esfuerzos en mejorar las matrices de electrodos de EIT y optimizar los algoritmos de imágenes específicamente diseñados para aplicaciones cerebrales. Al aprovechar la alta resolución temporal de TIE, es posible capturar cambios dinámicos en la conductividad eléctrica asociados con la actividad neuronal. Esto podría conducir a avances en las interfaces cerebro-computadora, terapias de neuroretroalimentación y el estudio de los trastornos cerebrales.

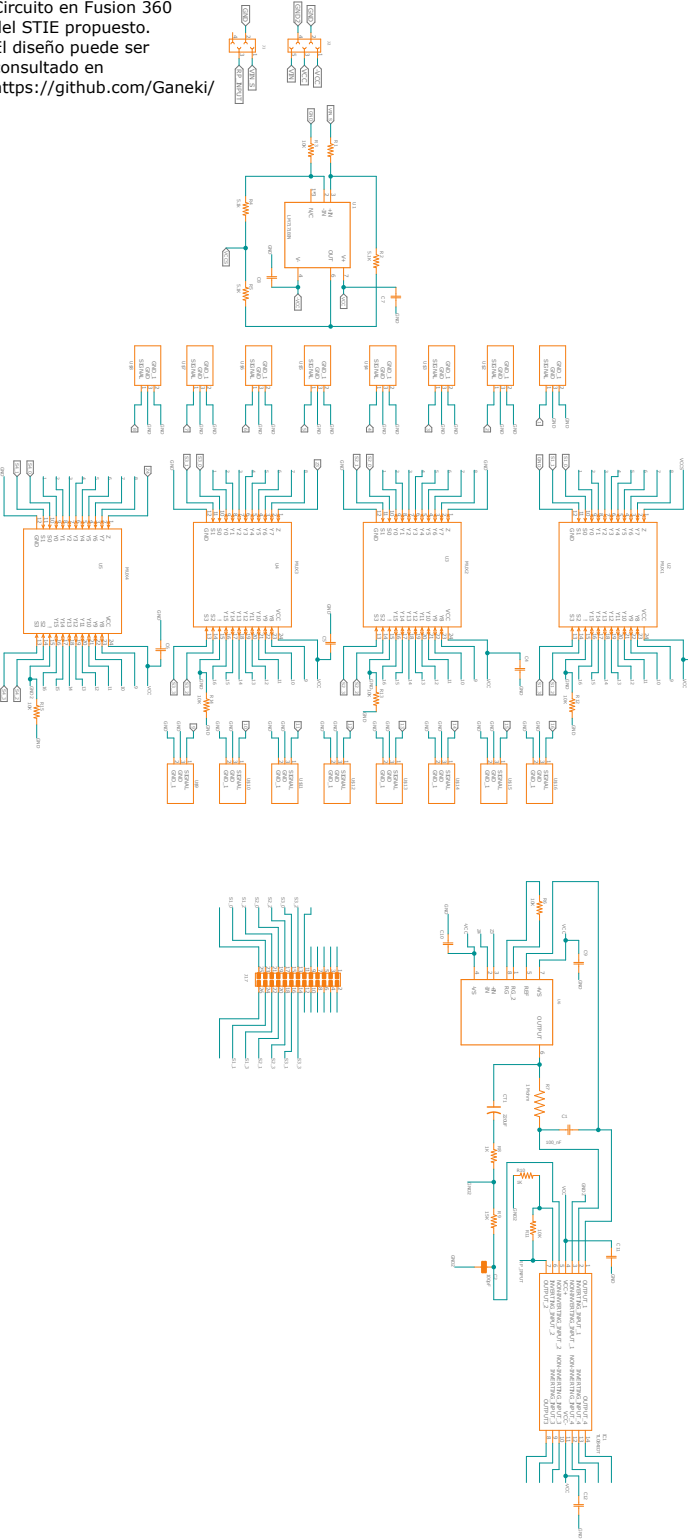
En el caso del monitoreo de la presión arterial con TIE: Al incorporar sensores adicionales o utilizar electrodos TIE existentes, se pueden detectar los cambios de impedancia asociados con el flujo sanguíneo y las variaciones de presión dentro de los vasos sanguíneos. El desarrollo de algoritmos robustos y técnicas de calibración para correlacionar con precisión estos cambios de impedancia con las mediciones de la presión arterial puede allanar el camino para dispositivos TIE portátiles capaces de monitorear la presión arterial de forma continua.

La investigación a futuro de los STIE, también puede derivar en el desarrollo de técnicas para la detección y el seguimiento tempranos del cáncer. Mediante la investigación de las diferencias de impedancia eléctrica entre los tejidos sanos y cancerosos, la EIT puede proporcionar imágenes no invasivas y en tiempo real para la detección, localización

y seguimiento del cáncer y la respuesta al tratamiento. Los avances en los algoritmos de imágenes, la incorporación de mediciones multifrecuencia y la integración con otras modalidades de imágenes pueden mejorar aún más la precisión y la especificidad de la TIE para aplicaciones relacionadas con el cáncer.

8. Apéndice

Circuito en Fusión 360 del STIE propuesto. El diseño puede ser consultado en <https://github.com/Ganeki/>



Referencias

- [1] Cd74hc4067 —. <https://www.ti.com/lit/ds/symlink/cd74hc4067.pdf>. [Accessed 12-Jun-2023].
- [2] Coeficiente de correlación 2D - MATLAB corr2 - MathWorks América Latina — la.mathworks.com. <https://la.mathworks.com/help/images/ref/corr2.html>. [Accessed 12-Jun-2023].
- [3] Correlation Coefficient – from Wolfram MathWorld — mathworld.wolfram.com. <https://mathworld.wolfram.com/CorrelationCoefficient.html>. [Accessed 12-Jun-2023].
- [4] Dräger. compañía alemana. <https://www.draeger.com/>. [Accessed 12-Jun-2023].
- [5] Dräger pulmovista® 500 sw. https://www.draeger.com/es_csa/Products/PulmoVista-500. [Accessed 12-Jun-2023].
- [6] EIDORS — eidors3d.sourceforge.net. <https://eidors3d.sourceforge.net/>. [Accessed 12-Jun-2023].
- [7] Especificaciones técnicas dräger pulmovista® 500 sw. <https://www.draeger.com/Products/Content/pulmovista-500-pi-9066581-es-es.pdf>. [Accessed 12-Jun-2023].
- [8] Fusion 360 | Software CAD, CAM, CAE y de circuitos impresos 3D basado en la nube | Autodesk — autodesk.mx. <https://www.autodesk.mx/products/fusion-360/overview?term=1-YEAR&tab=subscription>. [Accessed 12-Jun-2023].
- [9] GREIT — eidors3d.sourceforge.net/greit/index.shtml. <https://eidors3d.sourceforge.net/GREIT/index.shtml>. [Accessed 12-Jun-2023].
- [10] Ia ad620 - analog devices. https://datasheet.lcsc.com/szlcsc/1809221232_Analog-Devices-AD620ARZ-REEL7_C9675.pdf. [Accessed 12-Jun-2023].
- [11] Linet, compañía médica. <https://www.linetsudamerica.com/es-LI/about-us/company-profile>. [Accessed 12-Jun-2023].
- [12] Lm7171. <https://www.ti.com/lit/ds/symlink/lm7171.pdf>. [Accessed 12-Jun-2023].
- [13] Multicare x. cama médica de linet. https://multicarex.linet.es/es/solutions/improving_pulmonary_outcomes. [Accessed 12-Jun-2023].

- [14] Open EIT x2013; Electrical Impedance Tomography x2013; Open Source Imaging — opensourceimaging.org. <https://www.opensourceimaging.org/project/open-eit-electrical-impedance-tomography/>. [Accessed 12-Jun-2023].
- [15] Open EIT x2013; Electrical Impedance Tomography x2013; Open Source Imaging — opensourceimaging.org. <https://www.opensourceimaging.org/project/open-eit-electrical-impedance-tomography/>. [Accessed 12-Jun-2023].
- [16] Zynq 7000 SoC — xilinx.com. <https://www.xilinx.com/products/silicon-devices/soc/zynq-7000.html>. [Accessed 12-Jun-2023].
- [17] Woodhead publishing series in biomaterials. In Igor Meglinski, editor, *Biophotonics for Medical Applications*, Woodhead Publishing Series in Biomaterials, pages xi–xv. Woodhead Publishing, 2015.
- [18] Andy Adler, John H Arnold, Richard Bayford, Andrea Borsic, Brian Brown, Paul Dixon, Theo J C Faes, Inéz Frerichs, Hervé Gagnon, Yvo Gärber, Bartłomiej Grychtol, Günter Hahn, William R B Lionheart, Anjum Malik, Robert P Patterson, Janet Stocks, Andrew Tizzard, Norbert Weiler, and Gerhard K Wolf. GREIT: a unified approach to 2d linear EIT reconstruction of lung images. *Physiological Measurement*, 30(6):S35–S55, June 2009.
- [19] K. Ain, R A Wibowo, and S Soelistiono. Modeling of electrical impedance tomography to detect breast cancer by finite volume methods. *Journal of Physics: Conference Series*, 853:012001, May 2017.
- [20] Charles K Alexander and Matthew N O Sadiku. *Fundamentos de circuitos eléctricos*. 2013.
- [21] S. Daniel Arcos. Medicion de variables fisiologicas por bioimpedancia electrica. <http://132.248.9.195/ptd2022/septiembre/0830554/Index.html>. [Accessed 12-Jun-2023].
- [22] R.H. Bayford. BIOIMPEDANCE TOMOGRAPHY (ELECTRICAL IMPEDANCE TOMOGRAPHY). *Annual Review of Biomedical Engineering*, 8(1):63–91, August 2006.
- [23] Tushar Kanti Bera and J. Nagaraju. Studies on thin film based flexible gold electrode arrays for resistivity imaging in electrical impedance tomography. *Measurement*, 47:264–286, January 2014.
- [24] Jerrold T Bushberg, J Anthony Seibert, John M Boone, and Edwin M Leidholdt. *The essential physics of medical imaging*. Lippincott Williams and Wilkins, Philadelphia, PA, 2 edition, November 2001.

- [25] Bronzino J. D. Computed tomography. In *Medical Devices and Systems*, pages 11–1–11–16. CRC Press, April 2006.
- [26] J. G. Webster (Editor). *Electrical Impedance Tomography, (Adam Hilger Series on Biomedical Engineering)*. CRC Press; 1st edition (January 1, 1990), London, England, January 1990.
- [27] R. C. Roberto Giovanni. Sistema de medición multifrecuencia de impedancia eléctrica en tejidos biológicos. 2019.
- [28] Sverre Grimnes and Ørjan G Martinsen. Instrumentation and measurements. In *Bioimpedance and Bioelectricity Basics*, pages 255–328. Elsevier, 2015.
- [29] Sverre Grimnes and Ørjan G Martinsen. Instrumentation and measurements. In *Bioimpedance and Bioelectricity Basics*, pages 255–328. Elsevier, 2015.
- [30] Ross P. Henderson and John G. Webster. An impedance camera for spatially specific measurements of the thorax. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, BME-25(3):250–254, May 1978.
- [31] Schluchter A. J. A 16-channel electrical impedance tomography system using the red pitaya. August 2020.
- [32] Pontus Linderholm, Laurent Marescot, Meng Heng Loke, and Philippe Renaud. Cell culture imaging using microimpedance tomography. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 55(1):138–146, January 2008.
- [33] Sofiene Mansouri, Yousef Alharbi, Fatma Haddad, Souhir Chabcoub, Anwar Alshrouf, and Amr A. Abd-Elghany. Electrical impedance tomography – recent applications and developments. *Journal of Electrical Bioimpedance*, 12(1):50–62, January 2021.
- [34] Molinari Marc. High fidelity imaging in electrical impedance tomography. Technical report, June 2003.
- [35] Abelardo L Ramirez, William D Daily, and Andrew M Binley. ELECTRICAL RESISTANCE TOMOGRAPHY. Technical report, June 2000.
- [36] Xuetao Shi, Weichen Li, Fusheng You, Xuyang Huo, Canhua Xu, Zhenyu Ji, Rui-gang Liu, Benyuan Liu, Yandong Li, Feng Fu, and Xiuzhen Dong. High-precision electrical impedance tomography data acquisition system for brain imaging. *IEEE Sensors Journal*, 18(14):5974–5984, July 2018.

- [37] Tao Sun, Soichiro Tsuda, Klaus-Peter Zauner, and Hywel Morgan. On-chip electrical impedance tomography for imaging biological cells. *Biosensors and Bioelectronics*, 25(5):1109–1115, January 2010.
- [38] Jun Xia, Junjie Yao, and Li Hong V. Wang. PHOTOACOUSTIC TOMOGRAPHY: PRINCIPLES AND ADVANCES (invited review). *Progress In Electromagnetics Research*, 147:1–22, 2014.
- [39] Yunjie Yang and Jiabin Jia. A multi-frequency electrical impedance tomography system for real-time 2d and 3d imaging. *Review of Scientific Instruments*, 88(8):085110, August 2017.
- [40] Norhayati Mohd Zain and Kanaga Kumari Chelliah. Breast imaging using electrical impedance tomography: Correlation of quantitative assessment with visual interpretation. *Asian Pacific Journal of Cancer Prevention*, 15(3):1327–1331, February 2014.