

# TOMOGRAFÍA POR IMPEDANCIA ELÉCTRICA BASADA EN DISPOSITIVO DE SEÑAL MIXTA



Trabajo de Grado de Maestría en Automática

Por:

Fausto Andrés Escobar Revelo

Director:

Ph.D. Víctor Hugo Mosquera Leyton

Codirector:

Ph.D. Carlos Felipe Rengifo Rodas

Universidad del Cauca

Facultad de Ingeniería Electrónica y Telecomunicaciones

Departamento de Electrónica, Instrumentación y Control

Popayán, Febrero de 2021

TOMOGRAFÍA POR IMPEDANCIA  
ELÉCTRICA BASADA EN DISPOSITIVO  
DE SEÑAL MIXTA

FAUSTO ANDRÉS ESCOBAR REVELO

Trabajo de grado presentada a la Facultad de Ingeniería Electrónica y  
Telecomunicaciones de la Universidad del Cauca para la obtención del Título de:

Magíster en Automática

Director:

Ph.D. Víctor Hugo Mosquera Leyton

Codirector:

Ph.D. Carlos Felipe Rengifo Rodas

Popayán, Febrero de 2021

---

# Índice general

<b>Lista de figuras</b>	<b>5</b>
<b>Lista de tablas</b>	<b>8</b>
<b>1. Introducción</b>	<b>1</b>
1.1. Planteamiento del problema . . . . .	2
1.2. Objetivos . . . . .	4
1.2.1. Objetivo general . . . . .	4
1.2.2. Objetivos específicos . . . . .	4
1.3. Publicaciones . . . . .	4
<b>2. Revisión bibliográfica</b>	<b>5</b>
2.1. Sistemas de TIE . . . . .	6
2.1.1. Características de sistemas de TIE para aplicaciones médicas .	10
2.2. Aplicaciones médicas de la TIE . . . . .	11
2.2.1. Sistema respiratorio . . . . .	11
2.2.2. Sistema circulatorio . . . . .	13
2.2.3. Monitorización intracerebral . . . . .	14
2.2.4. Sistema urológico . . . . .	15
2.2.5. Sistema oseo . . . . .	16
2.3. Resumen . . . . .	16
<b>3. Materiales y métodos</b>	<b>17</b>
3.1. Introducción . . . . .	17
3.2. Principios matemáticos TIE . . . . .	18

3.2.1.	Problema directo . . . . .	19
3.2.2.	Problema inverso . . . . .	22
3.2.3.	Métodos de reconstrucción . . . . .	23
3.2.4.	Método de regularización . . . . .	24
3.2.5.	Calculo de volumen urinario, mediante el método GI . . . . .	24
3.3.	Sistema de TIE de señal mixta. . . . .	26
3.3.1.	Fuente de corriente controlada por voltaje (VCCS) . . . . .	29
3.3.2.	Medidor de voltaje diferencial . . . . .	33
3.3.3.	Demodulador en amplitud . . . . .	34
3.3.4.	Conmutación . . . . .	37
3.3.5.	Patrones de inyección y medición. . . . .	39
3.4.	Ambientes de prueba . . . . .	41
3.4.1.	Cargas resistivas . . . . .	42
3.4.2.	Phantom resistivo . . . . .	43
3.4.3.	Phantom salino . . . . .	44
3.4.4.	Phantom de agar . . . . .	47
3.4.5.	Desempeño de reconstrucción mediante figuras de merito . . . . .	49
<b>4.</b>	<b>Experimentación y resultados</b>	<b>52</b>
4.1.	Desempeño y caracterización del tomógrafo implementado . . . . .	52
4.1.1.	Análisis de tensión sobre resistencia shunt . . . . .	52
4.1.2.	Caracterización del tomógrafo . . . . .	55
4.2.	Pruebas en tanque de solución salina . . . . .	57
4.3.	Pruebas con tanque de Agar . . . . .	61
4.3.1.	Reconstrucción con enfoque GREIT . . . . .	62
4.3.2.	Estimación de volumen con método GI . . . . .	66
<b>5.</b>	<b>Discusión y conclusiones</b>	<b>70</b>
5.1.	Introducción . . . . .	70
5.2.	Desempeño de sistema de TIE . . . . .	70
5.3.	Desempeño en la determinación de condiciones geométricas . . . . .	71
5.4.	Análisis del sistema TIE propuesto, en estudios de estimación de volumen de vejiga. . . . .	72



---

<b>A. Configuración de fuente de inyección</b>	<b>74</b>
<b>B. Configuración sistemas de conmutación, demodulación y comunicación</b>	<b>92</b>
<b>C. Script de captura y procesamiento</b>	<b>98</b>
<b>D. Algoritmos de reconstrucción</b>	<b>101</b>
<b>E. Algoritmo de reconstrucción GREIT y GI</b>	<b>105</b>
<b>Bibliografía</b>	<b>108</b>

---

# Índice de figuras

3.1. Calculo de distribución eléctrica, en región abdominal . . . . .	18
3.2. Diagrama básico de TIE diferencial ( $dTIE$ ). . . . .	19
3.3. Diagrama de bloques de sistema TIE propuesto. . . . .	27
3.4. Diagrama de Conexión Fuente (VCCS). . . . .	28
3.5. Diagrama de Conexión Sistema de inyección y medida de potencial eléctrico. . . . .	29
3.6. Generación de corriente bipolar sobre una carga, a partir de una fuente unipolar [123] . . . . .	31
3.7. Circuito de lazo de control de la fuente de corriente VCCS. . . . .	31
3.8. Diagrama de fuente (VCCS) [123] . . . . .	32
3.9. Medidor de voltaje diferencial. . . . .	34
3.10. Demodulador en amplitud. . . . .	35
3.11. Proceso detección mediante el muestro y retención del pico de la onda de entrada. . . . .	35
3.12. Detección correcta por el comparador. . . . .	36
3.13. Salida del detector de pico máximo. . . . .	36
3.14. Esquema Mixer. Tomada de hoja de datos PSoC-5LP. . . . .	37
3.15. Esquema de Conmutación. . . . .	38
3.16. Secuencia de medición utilizada para adquirir los datos TIE con 8 electrodos 40 medidas. . . . .	41
3.17. Esquema de medición para pruebas con cargas resistivas. . . . .	42
3.18. Esquema de phantom resistivo [39]. . . . .	43
3.19. Modelo de electrodo Webster [39]. . . . .	43
3.20. Conexión de tanque de solución salina con sistema TIE. . . . .	44

3.21. Modelo FEM del tanque de pruebas con solución salina . . . . .	45
3.22. Diagrama de reconstrucción en TIE . . . . .	46
3.23. Configuración de electrodos y conexión del experimento . . . . .	48
3.24. Radios de cavidades en solución de Agar . . . . .	48
3.25. Índices de figuras de merito [132]. . . . .	49
4.1. Diagrama de conexión con cargas resistivas . . . . .	53
4.2. Potencial sobre impedancia de carga medido por el demodulador im- plementado sobre PSoC, frente a cambios de voltaje generado por DDS.	54
4.3. Diagrama de conexión con cargas resistivas de calibración . . . . .	54
4.4. Comparación de voltaje RMS, medido sobre cargas resistivas de $10\Omega$ , $100\Omega$ y $1000\Omega$ . . . . .	55
4.5. Posiciones de los objetos heterogéneos durante el experimento . . . . .	57
4.6. Regresión lineal voltaje vs conductividad . . . . .	58
4.7. Test de detección de objetos conductor, y no conductor con conduc- tividad $0.553\text{ S/m}$ . . . . .	59
4.8. Test de detección de objeto conductor, con conductividad $0.986\text{ S/m}$ .	59
4.9. Test de detección de objeto no conductor, con conductividad $1.84\text{ S/m}$ .	60
4.10. Test de detección de objeto no conductor, con conductividad $2.120\text{ S/m}$ .	60
4.11. Imágenes reconstruidas de las cavidades emuladas en agar por el al- goritmo GREIT. . . . .	62
4.12. Figura de merito para radio $2.7\text{ cm}$ , y conductividades $1.227$ , $1.890$ y $2.070\text{ S/m}$ . . . . .	64
4.13. Figura de merito para radio $2.2\text{ cm}$ , y conductividades $1.227$ , $1.890$ y $2.070\text{ S/m}$ . . . . .	65
4.14. Figura de merito para radio $1.3\text{ cm}$ , y conductividades $1.227$ , $1.890$ y $2.070\text{ S/m}$ . . . . .	66
4.15. Variación de volumen con método de $ GI ^{-1}$ con conductividad $1.227$ $\text{ S/m}$ . . . . .	68
4.16. Variación de volumen con método de $ GI ^{-1}$ con conductividad $1.890$ $\text{ S/m}$ . . . . .	68
4.17. Variación de volumen con método de $ GI ^{-1}$ con conductividad $2.070$ $\text{ S/m}$ . . . . .	69

---

# Índice de tablas

2.1. Características hardware de sistemas TIE. . . . .	9
2.2. Características de TIE en aplicaciones para el pulmón . . . . .	12
2.3. Características de TIE en aplicaciones cerebrales. . . . .	15
3.1. Secuencia de inyección y medición. . . . .	39
3.2. Sensibilidad registrada durante pruebas en tanque de solución salina. . . . .	46
4.1. Comparación de mediciones de potencial sobre la resistencia de carga. . . . .	53
4.2. Medianas de potenciales RMS medidos sobre cargas resistivas, con amplitud VCCS de 0.98 mV y resistencia shunt 100 $\Omega$ . . . . .	55
4.3. Prueba de precisión y SNR a 1ms de conmutación . . . . .	56
4.4. Prueba de precisión y SNR a 10ms de conmutación . . . . .	56
4.5. Prueba de precisión y SNR a 100ms de conmutación . . . . .	56
4.6. Propiedades eléctricas de tejidos biológicos humanos, a una frecuencia de 50 kHz[71]. . . . .	61
4.7. Medianas de figura de merito, frente a cambios de conductividad $\sigma_1 = 1,227S/m$ , $\sigma_2 = 1,890S/m$ , $\sigma_3 = 2,070S/m$ y radio de cavidades . . . . .	63
4.8. Medianas $\pm$ intercuartil para los valores adimensionales dados por el método GI. Los valores p se calcularon utilizando pruebas de Kruskal-Wallis. . . . .	67

---

# Agradecimientos

Este trabajo no habría sido posible sin el apoyo y el estímulo de mis padres, Clara Eliza y Remigio Escobar, que en cada momento supieron acompañarme, y brindarme las ganas de continuar en este proceso formativo.

También quiero agradecer, a mis tutores Víctor Mosquera y Carlos Rengifo, por su dedicación, paciencia, y voluntad de compartirme su conocimiento,

Finalmente, pero no menos importante, le agradezco a mis compañeros de maestría por su amistad y alegrías vividas durante este proceso educativo.

*Dedicado a  
mi familia*

---

# Capítulo 1

## Introducción

La tomografía por impedancia eléctrica (TIE) es una técnica no invasiva, de bajo coste y libre de radiación, que apoya el diagnóstico mediante imágenes médicas, con la extracción de información de la condición fisiológica y patológica de los tejidos y órganos de un paciente [42]. La TIE estima la distribución de conductividad en una región, a través de la inyección de corriente alterna por medio de un arreglo de electrodos y medición de potenciales, sobre los mismos, logrando reconstruir imágenes de planos transversales de la distribución de conductividad, que permiten, en el campo médico, el análisis de patologías [50].

Actualmente la TIE, se usa ampliamente para la monitorización y análisis de procesos biológicos, puesto que las propiedades eléctricas de diferentes tejidos pueden diferenciarse al aplicar una señal de corriente de baja intensidad con una frecuencia definida, por medio de electrodos. En el campo médico, la distribución de impedancia en tejidos y fluidos ha permitido que la TIE se convierta en una herramienta prometedora para el diagnóstico de diversas patologías del sistema respiratorio [18, 91], circulatorio [97], urinario [76], óseo [40] y en la detección de tumores o hemorragias intracraneales [35].

El procesamiento de imágenes médicas de TIE se enfrenta a varios desafíos como el ruido, la velocidad de procesamiento de señales, resolución espacial y temporal; problemas que han sido afrontados en diferentes trabajos, mediante el desarrollo de

prototipos de sistemas TIE basados en FPGA's (Field Programmable Gate Array), DSP's (Digital Signal Processing) y Microcontroladores [64, 83, 114]. Los diferentes sistemas de TIE propuestos, presentan características que restringen el campo de aplicación, donde las potencialidades de los sistemas diseñados dependen del dispositivo de procesamiento empleado, por ejemplo, los prototipos basados en FPGA's y DSP's presentan una mayor velocidad de procesamiento de señales, del orden de 50 fps (Frames per Second), que permiten el seguimiento de procesos biológicos con alta variabilidad temporal, como la medición de la presión sanguínea [96]; de otra parte, están los sistemas basados en microcontroladores, que presentan una baja frecuencia de frames, que permite la incursión en procesos biológicos de baja variabilidad temporal como el seguimiento de vaciamiento de vejiga y la detección hemorragias craneales [10, 80].

## 1.1. Planteamiento del problema

Según la Organización Mundial de la Salud (OMS) las desigualdades en materia de salud afectan en mayor porcentaje a las regiones de medio y bajo poder adquisitivo; es así como el 20% de la población más pobre tiene una probabilidad 10 veces mayor de morir antes de los 14 años. Esta misma organización revela que para el año 2020 la mortalidad por enfermedades no transmisibles (ENT) será del 73% de la tasa mortalidad global [87]. Es así como la OMS, ha reconocido la importancia de las tecnologías sanitarias para prevenir, diagnosticar, tratar enfermedades y propone como política la transferencia sostenible de tecnología para la producción de equipos de diagnósticos [32]. Considerando que las imágenes médicas se han convertido en una de las alternativas más eficaces en los procesos de diagnóstico y seguimiento de enfermedades, como el cáncer de mama [74, 75, 86, 87], monitorización pulmonar [100], detección y monitorización de la isquemia, la hemorragia cerebral, localización de focos epilépticos [62] y estudio urodinámico [76, 78, 80, 109]; la TIE es una prometedora alternativa para apoyar la monitorización de diversas patologías.

Las ENT debido a enfermedades urológicas, producidas por daño neurológico o

atrofia muscular, que genera disfunción miccional e infecciones urinarias del tracto y reflujo urinario que pueden conducir insuficiencia renal [17]. Particularmente en Colombia las enfermedades del sistema urinario causan el 11,04% de las muertes, considerándose la segunda causa de muerte en el país durante el 2016 [89]. Por esta razón este proyecto busca proponer un sistema de TIE de bajo costo para apoyar la monitorización de la vejiga.

Para el análisis urodinámico, el método más empleado es el de cateterismo, donde se inserta un catéter en la vejiga vía uretral para drenar la orina, siendo un método invasivo y que puede causar infección del tracto urinario [101]. Otra alternativa es el uso de ultrasonido tridimensional para medir el volumen vesical, el cual fue desarrollado por Holmes [7, 59]; debido a su alto costo es de difícil acceso [95]. Por otra parte, la incursión de la TIE en la estimación del volumen urinario en animales y humanos de forma invasiva y no invasiva, presentan resultados prometedores [76, 78]. Estas investigaciones revelan que existe aún incertidumbres en la estimación del volumen de la vejiga debido al posicionamiento de los electrodos, condiciones físicas y conductividad urinaria.

Los estudios en la urodinámica basados en TIE emplean el equipo Goe MF II desarrollado por la Universidad de Gotinga [38, 68, 78, 96, 108], que se limita a patrones de inyección y medición adyacentes; existe otro trabajo que emplean el Kit EEKK-2 de Draeger Medical [76], que igualmente sus resultados se basan en patrones adyacentes; mostrando buenos resultados en este tópico.

La tecnología PSoC (Programmable System on Chip) o de señales mixtas, puede ser una alternativa para el desarrollo de dispositivos de TIE que faciliten la reconstrucción de patrones de inyección y medición sin comprometer las características de frecuencia de frames y la relación señal a ruido, posibilitando un estudio de los efectos de esta característica en la reconstrucción de imágenes en la TIE; es así como este proyecto pretende desarrollar un sistema de tomografía basado en esta tecnología orientado a aplicaciones de análisis urodinámico, lo cual plantea el siguiente interrogante:



¿La disposición geométrica de los electrodos y la capacidad de reconfiguración de patrones de inyección y medición para un sistema de TIE en aplicaciones de análisis urodinámico, se podrán satisfacer con la utilización de tecnología de señales mixtas?

## 1.2. Objetivos

### 1.2.1. Objetivo general

Evaluar el desempeño de frecuencia de frames y de patrones de inyección y medición de un sistema de TIE basado en tecnología de señales mixtas orientado al estudio urodinámico.

### 1.2.2. Objetivos específicos

- Implementar los módulos de generación de señal (DDS), configuración de patrones de inyección y medición y de demodulación sobre dispositivos de señales mixtas, para análisis urodinámico.
- Analizar el rango de frecuencia de operación y de frames, del sistema de TIE implementado.
- Evaluar el desempeño de sistema de TIE implementado en la reconstrucción de imágenes en un phantom que simule el cambio de volumen de la vejiga.

## 1.3. Publicaciones

- **Electrical Impedance Tomography: Hardware Fundamentals And Medical Applications**, Ingeniería Solidaria (ISSN on line 1900-3102), vol. 16, no. 3, Sep 2020. <https://revistas.ucc.edu.co/index.php/in/issue/view/258>

---

## Capítulo 2

# Revisión bibliográfica

En la actualidad gracias a los avances en el área de los análisis por imágenes médicas como la tomografía computarizada (TAC), las exploraciones por ultrasonido 3D o la imagen magnética funcional (FMRI) [119], permiten al médico tratante realizar un diagnóstico más eficaz, aunque presentan unos inconvenientes como la reacción alérgica al medio de contraste que genera un daño a la función renal del paciente, la exposición a la radiación ionizante, el largo tiempo en la toma de las imágenes, el elevado costo de los equipos y el difícil acceso a esta tecnología, además que las imágenes obtenidas por TAC o FMRI son estáticas [13]. Estos inconvenientes buscan ser subsanados por la Tomografía por Impedancia Eléctrica (TIE), la cual es una técnica que permite generar imágenes médicas dinámicas de conductividad y permitividad [135].

Actualmente la TIE es ampliamente usada en aplicaciones de monitorización y análisis de procesos biológicos, debido a que las propiedades eléctricas de los diferentes tejidos pueden ser diferenciadas [24, 91, 138]. El desempeño de los sistemas de TIE es el factor que define los procesos biológicos que es posible monitorizar.

## 2.1. Sistemas de TIE

Existen varias investigaciones alrededor del desarrollo de sistema de TIE, entre los cuales se encuentra el sistema comercial PULMOVISTA 500 de la compañía Dräger, que usa una topología de 16 electrodos para inyección y medición de señales mediante el método denominado adyacente y tiene la capacidad de generar hasta 50 fps; es empleado en el monitoreo del ciclo de ventilación completo en tiempo real [34, 72]. El sistema Maltron Sheffield Mark diseñado por (Brown y Seagar, 1987), es un sistema TIE que lleva 20 años en desarrollo, compuesto por 16 electrodos, que al igual que el PULMOVISTA 500 emplea un patrón de inyección y medición adyacente, sus versiones posteriores, el sistema Mark I y Mark 2.5 incluye un sistema de auto-calibración de la fuente de inyección de voltaje, y demás módulos que le permiten un gran desempeño pero que hacen de este un sistema complejo [93], [129].

Otros sistemas como el OXBACT-5 [136] y el Darmouth [48] constan de 64 electrodos y método adyacente para la excitación y medición. Estos sistemas, se restringen a un solo método de inyección de corriente y medición de potenciales, limitando el proceso de reconstrucción de las imágenes, ya que existen evidencias de la influencia de los patrones de inyección y medición en el proceso de reconstrucción de imágenes [67].

De igual manera, investigadores han desarrollado diferentes arquitecturas para sistemas TIE (Tabla 2.1), en su gran mayoría, los sistemas propuestos presentan arquitecturas basadas en FPGA, debido a que esta tecnología provee las características necesarias para la aplicación en procesos biológicos de alta variabilidad temporal. Esto se debe a que la FPGA permite la implementación de varios de los módulos del sistema de TIE, como el sintetizador digital directo (DDS), disminuyendo el hardware y las interfaces entre módulos, facilitando su implementación y presentando un desempeño similar a los equipos comerciales en cuanto a la frecuencia de frames.

Los sistemas discriminados en la Tabla 2.1, han sido evaluados considerando las características del procesos biológico a monitorizar, aunque pocos presentan pruebas *in-vivo*, por ejemplo en [106] el sistema propuesto genera 131 fps mediante 16 elec-

trodos de superficie y logra medir el ritmo cardiaco en pacientes sanos, además de lograr reconstruir las imágenes de distribución de conductividad de la caja torácica, diferenciado claramente la sección transversal de los pulmones y el corazón; el método de inyección y medición empleado en las pruebas es el adyacente. Otro estudio es el presentado por Shi y colegas [111], en el cual un sistema TIE con 16 electrodos que genera 1 fps, permite determinar las alteraciones en el cerebro causadas por la oclusión temporal en la arteria carótida unilateral.

Los DSP's (Digital Signal Processor) son otra alternativa para el desarrollo de sistema de TIE, con arquitectura de 128 y 8 electrodos, obteniendo hasta 100 fps [129, 131]; ambas propuestas son evaluadas sobre phantom y emplean en método adyacente en los patrones de inyección y medición. Un elemento diferenciador en el sistema desarrollado por Wi y colegas [129] es la capacidad de reconfigurar el método de inyección y medición entre el adyacente y de oposición, dando más versatilidad al sistema. La implementación de sistemas de TIE con DSP implican la utilización de una mayor cantidad de componentes electrónicos, comparado con los implementados con FPGA's, lo que dificulta el acoplamiento y su implementación.

El método de inyección y medición adyacente es el establecido por la mayoría de los sistemas estudiados sin una opción para cambiar el patrón y analizar su efecto en el proceso de reconstrucción de imágenes TIE. Este vacío es afrontado por Fouchard y sus colegas [36], los cuales diseñaron un sistema que permite la reconfiguración de los patrones de inyección y medición mediante una matriz de conmutación conformada por relevos electrónicos gestionada por una Raspberry PI; el sistema posee la limitante de generar un frame cada 45 segundos, muy por debajo de la frecuencia de frames requerida para la monitorización de procesos biológicos, que es del orden de 1 fps, además de trabajar fuera de línea, siendo otra de sus limitantes. En [58] se puede observar otro sistema de TIE basado en un microprocesador, el cual consta de 16 canales que a diferencia del prototipo presentado en [36], logra reconstruir el corte transversal de la caja torácica de seres vivos permitiendo diferenciar la distribución de conductividad de los pulmones, sin un sistema de reconfiguración de patrones de inyección y medición de señales. Otra propuesta de sistemas TIE es la presentada

en [62], cuyo propósito es la detección de cáncer. El cual fue evaluado en un phantom de solución salina con un arreglo de 16 electrodos con un patrón de inyección adyacente; usando como módulo principal Arduino Uno. Estos prototipos basados en microcontrolador, requieren de diversos dispositivos para la implementación de módulos como DDS, fuente de corriente controlada por voltaje, sistema de conmutación, demodulador, etc., que hacen que estas arquitecturas sean limitadas debido a las características de respuesta en frecuencia de los elementos que las componen; como se evidencian en los trabajos analizados, los cuales presentan una frecuencia baja de frames.

En la Universidad del Cauca se adelantan trabajos en el campo de la bioimpedancia, específicamente en el estudio de técnicas de control en tiempo discreto aplicadas a una fuente de corriente tipo Howland, la cual es ampliamente utilizada en este campo, los prometedores resultados de este enfoque se presentan en [85], por otra parte Trujillo [9], propone una fuente de corriente para estudios de bioimpedancia basada en técnicas de control realimentado de tiempo discreto, con una arquitectura completamente embebida en la plataforma PSoC 5LP, la cual regula el nivel pico de la corriente entregada por la fuente mediante un controlador proporcional, los resultados que presenta sobre cargas resistivas muestra la potencialidad de este enfoque en aplicaciones de TIE.

Dentro de las revisión bibliográfica aunque se evidenció la utilización de la tecnología PSoC en el desarrollo de equipos para medición de bioimpedancia y captura de señales ECG y EMG [23, 44], las características de reconfiguración de bloques de señal mixta, hacen de esta tecnología una potencial alternativa para el desarrollo de sistemas de TIE.

Tabla 2.1: Características hardware de sistemas TIE.

Referencia	Módulo principal	Método de generación de señal	Tarjeta de lectura de señales	Componentes discretos	Rango de Frecuencias
Santos S. [106]	Virtex-6 FPGA	Direct Digital Synthesizer (DDS) Compiler v5.0	Virtex-6 FPGA DSP Kit con AD/DA	—	60-960 kHz
Shi X. [111]	FPGA	—	Voltage measurement (INA163) PTGA (THS7001)	VCCS(AD844)	1-190 kHz
Khan S. [64]	FPGA NI Flex Rio 7952R, Virtex-5 LX50	(NI 5406), Sincronizador NI 6674t	ADC Module (NI 5751), acondicionador (THS 7002TI)	Relay Control NI X-Series 6341 ADG732 (multiplexor)	1 kHz - 100 kHz
Artem. [11]	FPGA Cyclone II Family	NCO(numerically controlled oscillator) M4K Block SIN/COS M4K BLOCK	DAC-DRIVER/ADC-DRIVER	—	—
Khan S. [63]	FPGA (NI FlexRIO 7952R)	NI 5406- 14bits, Sincronizador (NI6674t)	ADC modules (NI5751)	(NI X-Series Card 6341)	10 - 100kHz
Zhang Z. [139]	FPGA Cyclone II	AD 9852	AMP(AD8250), ADC (AD7367)	PCI 9054, PCI9052	—
Zeng Y. [137]	FPGA Cyclone II	DDS (TMS320F2812)	EP3C10F256C8N FPGA	ADC 12 bits, DAC 14 bits	—
Wi H. [129]	DSP(TMS320F2812)	EP3C10F256C8N FPGA	ADC(AD9235), ROM(EPCS4), DAC(AD9783)	Port(DSI267E-010), switches(MAX4545CAP1009), source(ECM100U507, ECM 100U509)	10 Hz-250 kHz
Xu G. [131]	DSP TMS320 F2812 TI	AD9852	AD624(Preamplificador) MAX 275 (Butterworth)	MAX306 CPLD (EPM1270)	1 Hz - 50 kHz
Fouchard A. [36]	Raspberry Pi	DDS(AD9837)	ADC(ADS7947), buffer(LMV651, to output DDS), Current sensor (OPA380), measure voltage (SR560)	Redd Relays	0.1 Hz - 1MHz
Chitturi V. [29]	Arduino Mega	Generador IC ICL8038 microprocesador	Amp(TL071 OPA)	Mux (CD4067B)	1 - 60 kHz
Huang J. [58]	Microprocesador (MSP 430)	—	—	Demodulador AD630	10 Hz - 200 kHz
Khalighi M. [62]	Microcontrolador Atmega 128	XR-2206 (EXAR Inc)	LF412 IC, AD844, LM393, AD844, ADC (AD1674), AD625.	LF412, 74HC4053, AD625JNZ, TC4084BP, ADG506AKN.	10 Hz - 1 MHz
Kukhareenko[70]	PSoC (CY8C58LP)	Módulos de comparación y Amp integrados en PSoC.	Módulo ADC de 12 bits en PSoC	—	100 Hz - 1 MHz

### 2.1.1. Características de sistemas de TIE para aplicaciones médicas

**Número de electrodos:** Un arreglo de 16 electrodos en anillo simple, es la opción más empleada en la TIE para aplicaciones médicas; aunque en investigaciones en el campo de la ventilación pulmonar emplean arreglos en anillo doble, obteniendo buena resolución espacial, aunque con menor cantidad de fps [25]. En estudios urodinámicos se han empleado diferentes configuraciones como anillo simple, doble anillo, planar y vertical mostrando que los arreglos en anillo tienen una sensibilidad reducida frente a los arreglos de matriz y vertical [78]. En estudios de la cavidad craneana se ha trabajado con arreglos semicirculares permitiendo la detección de hemorragias intracraneales [14]. Los anteriores estudios revelan la importancia del análisis de la configuración de electrodos de TIE en la monitorización y detección de diversas patologías, aspecto importante a evaluar en el sistema que se implementara en este proyecto, específicamente en estudio urodinámico.

**Frecuencia de frames:** El número de frames para la reconstrucción de la imagen de distribución de impedancia eléctrica depende de la variabilidad temporal de la patología a estudiar. En el caso del sistema respiratorio y circulatorio se requiere una frecuencia de frames alta por parte de los sistemas TIE, superiores a 13 como se indica en la Tabla 2.1. Para monitorización de proceso de baja variabilidad temporal como vaciamiento de vejiga, la detección de hemorragias intracraneales y análisis de densidad ósea, la frecuencia de frames es baja. Esta característica define los requerimientos de ancho de banda y velocidad de procesamiento de los dispositivos que componen el sistema de TIE.

**Patrones de inyección y medición:** Los patrones de medición e inyección permiten el registro de los potenciales eléctricos sobre un cuerpo, relacionado con un valor de conductividad, es por ello que se han realizado estudios sobre este tema; Silva y sus colegas [113] estudiaron la influencia de los patrones de inyección y medición en la TIE, concluyendo que no es posible generalizar cual es el mejor patrón para la reconstrucción de imágenes TIE, lo que implica un estudio de esta característica.

Uno de los patrones más usados es el adyacente, aunque en estudios recientes indican que su bajo desempeño debido al ruido entre mediciones, pero aun cuenta con ventajas como su rápida implementación y bajo coste computacional, en comparación con los patrones opuesto y cruzado, que tienen una mejor sensibilidad en el entorno, pero baja en la detección cerca de la frontera de la sección bajo estudio y pocas sensibilidad al alejarse de esta [2, 45, 129].

En la actualidad, dada la capacidad computacional de los dispositivos, el modelado en tres dimensiones permite la dispersión de la corriente en planos sin necesidad de varios anillos de electrodos [43, 131].

## 2.2. Aplicaciones médicas de la TIE

En la actualidad las aplicaciones de las imágenes médicas con TIE, como el análisis de gas intrapulmonar [105, 120], la monitorización de presión arterial [82], detección de hemorragias intracraneales [35, 133], estimación de volumen de orina en vejiga [49, 81], determinación de la densidad ósea [8], minimización cardiaca después de un paro cardiaco [51], han apoyado el diagnóstico médico de estas patologías, mediante la extracción de información de la condición fisiológica y patológica de los tejidos y órganos de un paciente. A continuación, se analizan las patologías que abarca la TIE por región intracorporal.

### 2.2.1. Sistema respiratorio

Uno de los órganos más estudiados por la TIE es el pulmón; en la Tabla 2.2 se puede observar diferentes trabajos relacionados con este órgano y las características empleadas por el sistema de TIE en el desarrollo del respectivo estudio. Se evidencia que muchos de los trabajos no presentan información precisa sobre las características empleadas para el estudio, especialmente los que realizan pruebas en humanos; la razón se debe a la utilización de sistema comercial PulmoVista 500, o sus antecesores Sheffield Mark I o GOE MF II desarrollados en 1980 y 1990 respectivamente;



y se infiere que emplearon las máximas prestaciones que ofrecen estos equipos; por ejemplo, el sistema PulmoVista, tiene la capacidad de generar hasta 50 frames por segundo, empleando un anillo de 16 electrodos, con una inyección de corriente de 1 mA.

Las investigaciones de la TIE en el campo del sistema respiratorio, se orienta al uso de principalmente sistemas TIE desarrollados previamente por otros investigadores o sistemas comerciales, y se centran en la aplicaciones in-vivo; en [4, 6, 33, 46, 104, 122, 126], por ejemplo, se estudia la ventilación pulmonar bajo anestesia, la ventilación mecánica, detección de embolia y edemas pulmonares en animales, para evaluar y monitorizar la patología bajo análisis médico, y posteriormente llevarlo a aplicaciones en humanos; los resultados obtenidos en estos trabajos presenta una alta exactitud en la reconstrucción de las imágenes que apoyan el diagnóstico médico; por otra parte se encuentran trabajos como, [15, 16, 19, 22, 27, 54, 57, 66, 94, 103, 106, 121, 140], en los cuales se lleva esta tecnología al ejercicio sobre una población de pacientes con las patologías enunciadas anteriormente, confirmando la viabilidad de hacer de la TIE una técnica válida en procesos de detección y seguimiento de patologías pulmonares.

Pathology	Electrodes	Frequency (kHz)	SNR (dB)	Current (mA)	Frames (Fps)
Analysis of intrapulmonary gas distribution [4]	16	—	—	—	—
Evaluation of the effects of non-invasive ventilation during spontaneous breathing [19]	16	—	—	—	—
Lung impedance distribution measurement [58]	16	10-200	—	—	—
Measurement of pulmonary impedance distribution [106]	16	60-960	106,9	—	<131
Inhomogeneity detection of ventilation [4]	16	—	—	—	—
Mechanical ventilation distribution monitoring [46]	16	50	—	50	13
Pulmonary recruitment and endotracheal suction in ventilated premature infants [57]	16	—	—	—	44
Evaluation of pulmonary ventilation in neonates [27]	8	4-812.75	—	—	25
Air distribution evaluation in preterm infants [103]	16	50	—	—	—
Lung ventilation monitoring [5]	32	—	—	—	20
Tidal Volume Monitoring [15]	16	48	—	1	17
Evaluation of the level of instability of bronchopulmonary dysplasia [22]	16	2-1600	—	1,5	25
Real-time lung ventilation monitoring [56]	32	10-200	—	0.1 a 1	20
Lung impedance distribution monitoring [66]	32	10-200	56,3	0.1 a 1	20
Lung function monitoring [74]	32	10-200	—	0.1-8	30
Pulmonary embolism detection [33]	32	100	—	5	10
Pulmonary congestion classification [121]	5	—	—	—	—
Baseline selection for pulmonary impedance distribution [104]	16	110	—	9	50
Evaluation of pulmonary ventilation in patients with COPD [121]	16	50	—	5	33
Pulmonary ventilation study in different patient positions [126]	32	144	—	3	30
Pulmonary Function Evaluation [140]	16	—	—	—	—
3D lung function monitoring [54]	16	90	—	5	40
Quantification of pulmonary edema [122]	32	—	—	—	50

Tabla 2.2: Características de TIE en aplicaciones para el pulmón

Por otra parte, en [27, 56, 58, 73, 74, 99], se evalúan sistemas desarrollados por los investigadores orientados a aplicaciones pulmonares; estos trabajos detallan el desarrollo y las características hardware; así como el software de reconstrucción de imágenes usado para medir el cambio en la distribución de impedancia, que en su mayoría se soporta en la plataforma EIDORS (Electrical Impedance and Diffuse Optical Tomography Reconstruction Software). Igualmente se analizan los resultados experimentales basados en phantoms y en ocasiones con voluntarios, buscando validar el sistema desarrollado, y cumplir con los requerimientos necesarios para el diagnóstico y monitorización de patologías, proyectando la tecnología TIE como una futura alternativa comercial en aplicaciones médicas.

Otras patologías, como tumores y cáncer de pulmón, han sido tema de estudio. Yang y sus colegas [134], por ejemplo, lograron mediante la reconstrucción de imágenes de distribución de impedancia, monitorizar tumores en el pulmón, y en [41], se presenta un estudio de tejido de pulmón sano y con cáncer; se concluye que es posible detectar y diferenciar los dos tipos de tejidos, mediante la impedancia eléctrica, lo que abre un campo exploratorio de la aplicación de sistemas de tomografía eléctrica para el diagnóstico de cáncer.

La información obtenida de la revisión bibliográfica, referente al estudio del sistema pulmonar, indica que es el campo que exigen mayores prestaciones de los sistemas TIE, específicamente por la alta frecuencia de frames, lo cual impacta en el costo y altas características en cuanto a velocidad en el procesamiento de señales.

### 2.2.2. Sistema circulatorio

La monitorización del sistema hemodinámico es una necesidad en el seguimiento de la evolución de un paciente, la TIE ha incursionado en este tópico, permitiendo la medición continua de parámetros hemodinámicos de forma no obstructiva y no invasiva [115, 116]; uno de los primeros experimentos en cerdos, muestra que esta técnica es una buena candidata para el desarrollo de una nueva familia de monitores continuos no invasivos de la presión arterial [117]; una característica a resaltar del sistema empleado en este trabajo, es la generación de 50 fps, lo cual hace que el sistema requiera una exigencia hardware alta, como la requerida en el sistema

pulmonar. [77] presenta pruebas de TIE en humanos, en la medición del volumen sistólico y la detección de la arterioesclerosis, con resultados satisfactorios, pese al uso de 16 electrodos a diferencia de los 32 que emplea Solá y sus colegas en [117]. Con el objetivo de monitorear la presión de la arteria pulmonar mediante el uso de un anillo de 16 electrodos, Proença y sus colegas [96, 98] lograron, con 25 fps, estimar la presión arterial midiendo el tiempo de tránsito de pulso. Estos trabajos visibilizan la potencialidad de la TIE en este campo. Los avances in-vivo mostrados en [98] abren una oportunidad de desarrollar sistema de TIE, con características menos exigentes y buenos resultados, sin embargo, los métodos basados en la observación de la serie temporal de determinados píxeles o regiones, derivadas del comportamiento de la impedancia con el movimiento de los fluidos (perfusión, respiración), precisan intrínsecamente de alta velocidad y alta resolución simultáneamente.

### 2.2.3. Monitorización intracerebral

Diversas investigaciones se han realizado, para determinar la impedancia de los tejidos de la cabeza y el diagnóstico y monitorización de edemas, hemorragia intracranial en modelos de animales y humanos, así mismo como modelos in-vitro prontos a ser validados. En la tabla 2.3 se pueden observar los diferentes trabajos en este campo; en estos se resalta el número de electrodos, aspecto en el cual no se evidencia un consenso para una misma patología y el número de frames por segundo, donde los investigadores coinciden en su amplia mayoría, en utilizar un frame por segundo en sus estudios, lo cual disminuye las características de procesamiento en el diseño de los sistemas de TIE. Sobre la frecuencia de la señal de corriente y su amplitud se ajustan a la normatividad para equipos médicos, 50kHz y 1mAp-p. Los avances in-vivo presentados en [10, 21, 31, 37, 111, 118], muestran la viabilidad del uso del TIE en monitorización de actividad cerebral, y detección y seguimiento de hemorragias craneales, aunque los resultados permiten detectar el cambio de impedancia de los fluidos cerebrales, aún hay aspectos por explorar en este campo, como número óptimo y disposición de los electrodos y algoritmos de reconstrucción de imágenes.

Phatology	Electrodes	Frequency (kHz)	SNR (dB)	Current (mA)	Frames (Fps)
Location of intracranial hematoma [14]	8	50	—	1	—
Cerebral Edema Monitoring [31, 37]	16	50	80	1	1
Determination of the impedance of intracranial tissues [12]	6	25	—	0,14	—
Focal monitoring of cerebral infarction [134]	16	50	—	1	1
Brain activity monitoring [10]	30	1,7	—	1	—
Brain activity monitoring [111]	16	50	83	1	1
Intracranial hemorrhage detection [21]	32	10	—	—	20

Tabla 2.3: Características de TIE en aplicaciones cerebrales.

#### 2.2.4. Sistema urológico

El denominado reflujo vesicoureteral, es una patología que se presenta por el escape de orina de la vejiga hacia los riñones, esta patología puede generar insuficiencia renal crónica, infecciones de las vías urinarias, infección renal, síndrome nefrótico, cicatrización de los riñones, etc. Por tal razón la TIE busca monitorizar el volumen de la vejiga y apoyar al diagnóstico de esta patología. Es el caso de Li y sus colegas [52], los cuales diseñaron un sistema de EIT basado en 16 electrodos, con un rango de frecuencia de 0 a 12.5MHz, lograron reconstruir la distribución de la impedancia en la vejiga, y se logra establecer una estrecha relación entre el volumen de la vejiga y la conductividad estimada en pacientes sanos. Por otra parte, Schlebusch y sus colaboradores [53, 108], con el objetivo de apoyar a los pacientes parapléjicos, los cuales presentan disminución de la sensación de volumen de la vejiga, debido al daño de sus estructuras neuronales, emplearon la TIE para estimar el volumen de la vejiga y su vaciamiento; los experimentos in-vitro realizados en este trabajo, emplearon un arreglo planar de 64 (8 x 8) electrodos, a diferencia de los clásicos arreglos en anillo; una característica a resaltar en esta aplicación, es la necesidad de un frame por segundo, para determinar el vaciamiento de vejiga. En la revisión bibliográfica no se encontraron más trabajos relacionados con el diagnóstico de vejiga, haciendo de este campo una oportunidad para realizar un aporte.

### 2.2.5. Sistema oseo

La osteoporosis es otra enfermedad en la que la TIE ha incursionado, mediante la determinación de la densidad mineral ósea (DMO). [102] aplicó la TIE para la estimación del grado de osteopenia; este estudio se centró en pruebas in-vitro, obteniendo muy buenos resultados, pero debido a las características fisiológicas de futuros pacientes, esta técnica presentaría imprecisiones en la estimación. Por otra parte, en [67] se logró identificar el cambio en la densidad de la pelvis, aplicando al paciente una corriente con una frecuencia de 100 kHz; los experimentos desarrollados en este trabajo, permitieron demostrar que la medición de densidad mineral ósea mediante TIE es repetible y permite definir la gravedad de osteopenia de un paciente, bajo la consideración de las características fisiológicas de pacientes masculinos, dejando un campo de exploración en mujeres, que debido a sus características fisiológicas requieren de un modelo diferente para la estimación de la DMO.

La impedancia del hueso también puede convertirse en un apoyo para la ciencia forense, ya que podrá ayudar a determinar el tiempo de muerte de un individuo, como se concluye en [92], que, mediante la medición de la bioimpedancia eléctrica del fémur o la tibia y la altura del sujeto, es posible establecer el tiempo de muerte con mayor exactitud. Es importante resaltar que el número de electrodos empleados en estos casos de estudio son reducidos, entre 5 y 2 electrodos.

Como se mencionó anteriormente, las características de los sistemas TIE determinan que procesos biológicos se pueden monitorizar; estas características igualmente definen los atributos de los dispositivos electrónicos que componen un sistema TIE.

## 2.3. Resumen

Debido al impacto en la tasa de mortalidad, la monitorización de vejiga es un campo en el cual este proyecto puede aportar con un sistema fiable; además las bajas características de frecuencia de frames son un buen punto de partida para evaluar el desempeño de un sistema de TIE basado en dispositivos de señal mixta.

---

# Capítulo 3

## Materiales y métodos

### 3.1. Introducción

Actualmente la TIE, es una técnica que permite generar imágenes médicas dinámicas de conductividad y permitividad de un cuerpo de forma no invasiva. La imagen se obtiene al estimular una superficie del cuerpo al aplicarle una señal de corriente de baja intensidad con una frecuencia definida entre 1 Hz hasta 1MHz, por medio de electrodos y midiendo la diferencia de potencial en los mismos, se puede calcular la conductividad interna [23, 69, 91], obteniendo imágenes en 2 y 3 dimensiones de los tejidos del interior de la caja torácica, usadas en aplicaciones de monitorización y análisis de procesos biológicos [135].

En este capítulo se presenta los elementos que se deben tener presentes para contextualizar los aspectos mas relevantes de la TIE en el análisis urodinámico, como los principios matemáticos de la TIE en la solución de los modelos directo e inverso, métodos de regularización, relación del método de impedancia global (GI), con la medida del cambio de volumen de vejiga, arquitectura e implementación de un sistema TIE basado en PSoC, ambientes de prueba usados para calibrar y caracterizar sistema para establecer un alto desempeño, y las herramientas matemáticas usadas para validar los resultados.

### 3.2. Principios matemáticos TIE

El problema a resolver en la TIE, es calcular la distribución de la conductividad eléctrica ( $\sigma$ ) en función de una variable espacial ( $x$ ), dada una región del cuerpo ( $\Omega$ ). La reconstrucción de imágenes se subdivide en dos problemas, el directo y el inverso [60, 84]. El problema directo estima el potencial sobre los electrodos de superficie para una distribución de impedancia particular, donde se conocen tanto la distribución de la impedancia del objeto dado como el valor de la corriente aplicada (Figura 3.1). Mientras el problema inverso busca reducir el error relativo entre el potencial de borde de un objeto y la distribución de la resistividad dentro de un volumen, usados para reconstruir la imagen. Lo que significa, que para encontrar la imagen de conductividad se debe resolver un sistema de ecuaciones que relacionan cada píxel de la imagen con las mediciones obtenidas de un sistema de TIE.

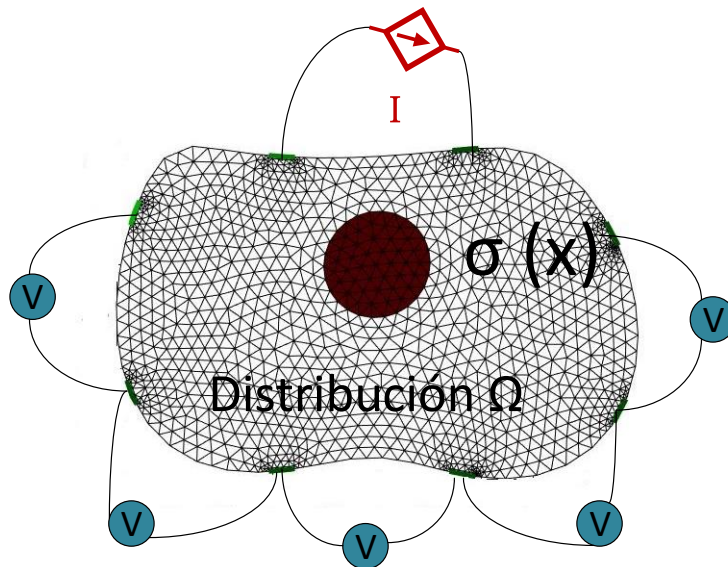


Figura 3.1: Calculo de distribución eléctrica, en región abdominal

El problema de estimar una conductividad desconocida a partir medidas de contorno, es un problema no lineal y mal condicionado [88]; lo que implica, que para cualquier imprecisión en medición, genera cambios arbitrarios grandes en la distribución de la conductividad. Una solución es introducir información a priori, restrin-

giendo la solución de modo que se descarten las variables con cambios bruscos que causan la inestabilidad.

De otra parte, en la TIE diferencial ( $dEIT$ ), permite detectar el cambio de distribución de conductividad entre un frame de referencia (medida homogénea) y los posteriores (medidas heterogéneas) [77], (Figura 3.2).

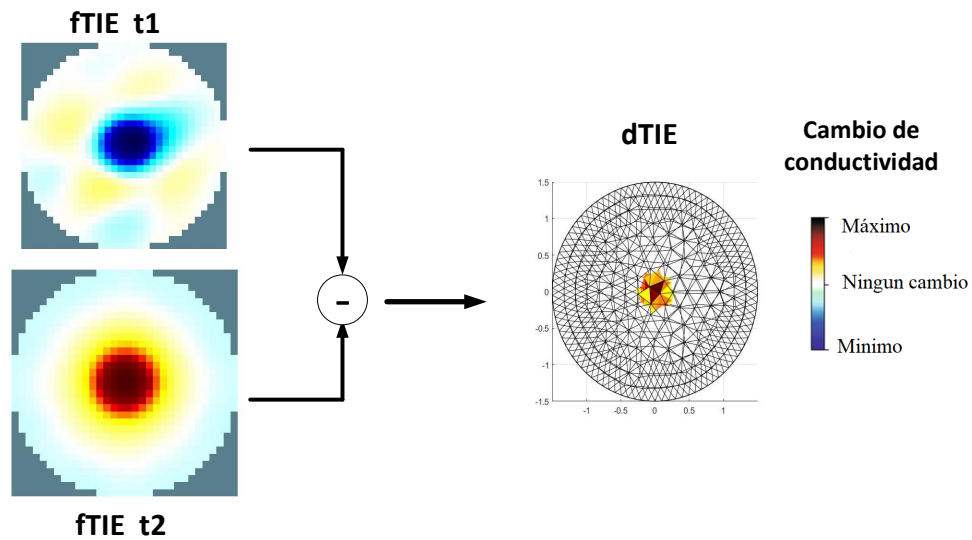


Figura 3.2: Diagrama básico de TIE diferencial ( $dTIE$ ).

### 3.2.1. Problema directo

El problema directo en la TIE permite predecir las mediciones de voltaje según los estímulos realizados por los electrodos de superficie, asumiendo que la distribución de conductividad del cuerpo es lineal e isotrópica, y suponiendo que hay una corriente de frecuencia suficientemente baja como para que se pueda despreciar el campo magnético [55].

El problema directo se modela con las ecuaciones de Maxwell y las condiciones de contorno; el método más común para obtener una solución numérica del problema directo es de elementos Finitos (FEM), donde la región se divide en un modelo bidimensional de elementos, denominado malla. Cada elemento que conforma la malla



tiene conductividad uniforme [132]; del modelo FEM se conocen tanto la distribución de la impedancia del objeto dado como el valor de la corriente aplicada, permitiendo estimar el voltaje sobre los electrodos de frontera.

Las magnitudes de campo en las ecuaciones de Maxwell son: el campo eléctrico  $E$ , y la intensidad de campo magnético  $H$ , modeladas como funciones vectoriales del espacio y tiempo.  $J$  representa la densidad de corriente eléctrica,  $D$  la densidad de flujo eléctrico y  $p$  la carga eléctrica, asumiendo que cuando se aplican a un material producen flujos de desplazamiento eléctrico  $D$  y flujo magnético  $B$ . Las variaciones espaciales y temporales de los campos y flujos están vinculadas por la Ley de inducción de Faraday (Ecuación 3.1), y la ley de Coulomb (Ecuación 3.2).

$$\Delta \times E = -\frac{\partial B}{\partial t} \quad (3.1)$$

$$\Delta \times H = J + \frac{\partial D}{\partial t} \quad (3.2)$$

La densidad de carga se define mediante la Ecuación 3.3, el campo magnético modelado sin la existencia de monopolos magnéticos se representa por la Ecuación 3.4. Por tanto las propiedades del material aparecen como relaciones entre campos y flujos del mismo.

$$\Delta \cdot E = p \quad (3.3)$$

$$\Delta \cdot B = 0 \quad (3.4)$$

Asumiendo que en el interior del dominio es un medio isotrópico lineal, no dispersivos, la permeabilidad magnética es entonces una función escalar  $u > 0$  del espacio y la respuesta del material esta dada por la Ecuación 3.7 y la permitividad  $\varepsilon > 0$ , siendo el flujo eléctrico igual al producto de la permitividad y el campo eléctrico se calcula mediante la Ecuación 3.6.

$$J = \sigma E \quad (3.5)$$

$$D = \varepsilon E \quad (3.6)$$

$$B = \mu H \quad (3.7)$$

Por tanto, al remplazar la densidad de flujo magnético (Ecuación 3.7) en la Ecuación 3.1 se obtiene:

$$\Delta \times E = -\frac{\partial(\mu H)}{\partial t} \quad (3.8)$$

Al considerar que el material del medio no es ferromagnético y  $\mu \approx 0$ , se deduce de la Ecuación 3.7:

$$\Delta \times E = 0 \quad (3.9)$$

Debido a que el rotacional del gradiente de cualquier campo  $C^2$  es 0; se define se tiene:

$$E = -\Delta v \quad (3.10)$$

Si la Ecuación 3.9 se cumple, y reemplazando la Ecuación 3.7 en la Ecuación 3.1, y la Ecuación 3.5 en la Ecuación 3.3 se obtiene:

$$\Delta \cdot (\mu H) = 0 \quad (3.11)$$

$$\Delta \cdot (vE) = \sigma \quad (3.12)$$

Reemplazando las ecuaciones constitutivas 3.5 y 3.6 y midiendo el cambio en la densidad de flujo se deduce:

$$\Delta \cdot (\Delta \times H) = \Delta \cdot \left( \sigma E + \frac{\partial(\varepsilon H)}{\partial t} \right) = 0 \quad (3.13)$$

Puesto que la divergencia del rotacional de cualquier campo  $C^2$  es 0. Se supone que la distribución de permitividad eléctrica  $\varepsilon$  no varía en el tiempo y que la variación temporal del campo eléctrico es armónico con frecuencia angular  $w$ .

$$\Delta \cdot (\sigma E + jw\varepsilon) = 0 \quad (3.14)$$

La anterior expresión, representada en términos del potencial eléctrico resulta:

$$\Delta \cdot (\gamma \Delta v) = 0 \quad (3.15)$$

Donde  $\gamma = \sigma + jw\varepsilon$  es la conductividad compleja. Esta ecuación describe cuantitativamente el potencial eléctrico en el interior del dominio; si el dominio es estimulado con frecuencias bajas  $\gamma \approx 0$  resulta una buena aproximación, trabajar con la ecuación para el caso en que  $v$  real. La ecuación que gobierna el potencial eléctrico  $u$  dentro del cuerpo se describe como:

$$\Delta \cdot (\sigma \Delta v) = 0 \quad (3.16)$$

### 3.2.2. Problema inverso

La solución del problema inverso, se realiza minimizando la función objetivo (Ecuación 3.17), para obtener la distribución de conductividad, mediante el vector de potenciales eléctricos medidos, y corriente aplicada en los electrodos. Para realizar las predicciones de voltajes, se soluciona el modelo directo, mediante el modelo FEM; conocidos los potenciales sobre los electrodos y la corriente inyectada se estima la distribución de conductividad en cada elemento del modelo FEM [28, 112] (Ecuación 3.17).

$$\Delta V = J \Delta \sigma \quad (3.17)$$

Donde  $\Delta V$  son las medidas de voltaje, y  $J$  es la matriz jacobiana que relaciona los voltajes medidos con la imagen reconstruida. Los cambios en la conductividad  $\sigma$ , se relacionan con los cambios de  $V$  y  $J$ , como se muestra en la siguientes expresiones.

$$J^T \Delta V = J^T J \Delta \sigma \quad (3.18)$$

$$\Delta \sigma = (J J^T)^{-1} J^T \Delta V \quad (3.19)$$

### 3.2.3. Métodos de reconstrucción

Existe una amplia variedad de algoritmos para solucionar el problema inverso o reconstrucción de imágenes TIE, los cuales se subdividen en iterativos con matriz jacobiana constante y no constante, y no iterativos. Los algoritmos iterativos con matriz jacobiana constante permiten calcular de forma adaptativa entre cada paso de iteración para converger en una imagen absoluta de la impedancia del objeto de interés, para realizar los cálculos necesita de información previa de tamaño y forma del objeto. En el caso de los iterativos con matriz no constante permiten estimar un modelo a partir de datos poco definidos, por tanto puede reconstruir el contorno de geometrías irregulares.

Los algoritmos no lineales más utilizados en la TIE para aplicaciones médicas son los iterativos con actualización de matriz jacobiana, como: Gauss Newton, Total Variation, Gradiente Conjugado y Kalman [65, 76, 79, 90, 107]. Por otra parte el algoritmo de reconstrucción de consenso Gratz para TIE (GREIT), presenta muy buen desempeño para aplicaciones clínicas [1], El cual mide su desempeño mediante índices cuantitativos como respuesta de amplitud (AR), error de posición (PE), resolución (RES), Deformación (SD), y formación de anillos (RNG).

El algoritmo GREIT usa las siguientes especificaciones, para realizar la reconstrucción de una imagen:

- Reconstrucción lineal de una imagen de cambio de conductividad 2D, basada en un modelo directo 3D.
- Reconstrucciones de diferencia cuantitativa para las cuales se pueden asignar unidades a imágenes TIE.
- Reconstrucción en una matriz de  $32 \times 32$  píxeles para un solo anillo de 16, 12 y 8 electrodos.

El proceso de reconstrucción es llevado a cabo por la herramienta de código abierto EIDORS, que permite reconstruir la conductividad de un objeto en 2D y 3D mediante modelos FEM y algoritmos de reconstrucción lineales y no lineales.

### 3.2.4. Método de regularización

La regularización permite obtener una solución única y estable de la solución de problema inverso, las técnicas de regularización disponible en EIDORS son: [60].

**Tikhonov (RTV):** Algoritmo iterativo que permite la optimización a través de dos funciones de costo, los datos de medición y un termino regularización *hyperparámetro*, para encontrar la solución con menor energía, penalizando la alta magnitud de la permitividad, para suavizar las discontinuidades de la imagen [125].

**Laplace (RLP):** Otra alternativa de regularización son los operadores diferenciales. De hecho, la aproximación discreta del operador diferencial de primer o segundo orden (como el operador Laplaciano) se aplica para incorporar restricciones pequeñas, de cambio lento o de suavidad en la solución. Como resultado, los bordes de los objetos de alta permitividad se vuelven bastante borrosos y los perfiles de las imágenes reconstruidas se distorsionan gravemente [47].

**Variación total (RVT):** Es un método de regularización que permite reducir el ruido en las imágenes mientras se conservan los bordes, sin introducir *Ringing* ni artefactos en los bordes. Mostrando que el algoritmo de reconstrucción con regularización de TV tiene la capacidad de suavizar el ruido y mantener los bordes alineados sin introducir ondas alrededor de los bordes [127].

**Noser (RNOSER):** El algoritmo de matriz de sensibilidad, también conocido como Newton One-Step Restruction (NOSER), es un algoritmo lineal que permite calcular el cambio de la distribución de conductividad relativamente pequeño del voltaje límite de un objeto, mediante mínimos cuadrados[130].

### 3.2.5. Calculo de volumen urinario, mediante el método GI

La impedancia global (GI), se ha aplicado en la estimación de volumen de vejiga con buenos resultados, presentando una correlación lineal negativa. Puesto que, mediante la reconstrucción de imágenes dTIE, se compara una imagen de una vejiga

parcialmente llena con una imagen de vejiga vacía; donde la diferencia de voltajes representa el cambio en la conductividad relacionada con la conductividad de referencia. Para que el índice GI sea comparable entre cada medida, se normaliza a la suma de los valores de impedancia dentro del área de la vejiga [76, 109, 110].

Las variaciones en el potencial para cualquier frame  $F$  se calculan utilizando la siguiente expresión:

$$\Delta v^f(k) = \frac{v_{nh}^f(k) - v_h(k)}{v_h(k)}, k = 1, \dots, N \quad (3.20)$$

Donde  $\Delta v^f(k)$ ,  $v_{nh}^f(k)$  y  $v_h(k)$ , son los elementos  $k$ -ésimo de los vectores  $\Delta v^f$ ,  $v_{nh}^f$  y  $v_h$ , donde (vh) es el frame de referencia (homogéneo) y ( $v_{nh}^f$ ) son las mediciones de vectores no homogéneos; cada frame tiene un tamaño de 1 a  $N$ , donde  $N$  corresponde al número de medidas independientes por frame, y a su vez es el número de elementos de  $v_h$  y  $v_{nh}^f$ .

Para calcular el vector de conductividad de píxeles  $I^f$  (Ecuación 3.21), se usa la matriz de reconstrucción  $R^f$ , que se obtiene mediante una reconstrucción  $dTIE$ , de tamaño  $M \times N$  y que corresponden al número de píxeles de la imagen de conductividad.

$$I_f = R^f \Delta v^f \quad (3.21)$$

La sumatoria de elementos de  $I^f$  para cada frame se define como la GI (Ecuación 3.22):

$$GI = \sum_{f=1}^{N_f} \sum_{k=1}^N I^f(k) \quad (3.22)$$

La monitorización de la vejiga mediante el índice GI ha demostrado una correlación con el cambio de volumen de la vejiga [26, 76, 79, 80, 109, 110]. Igualmente el indicador GI, se usa en la detección de afecciones pulmonares que están asociados con un volumen de corriente no homogéneo en la distribución de ventilación pulmonar como neumotórax aguda, síndrome de dificultad respiratoria (SDRA) y asmático bronquitis [141]. Por otra parte, en [79] se demuestra la correlación positiva entre

$|GI|^{-1}$  y el volumen de la vejiga, además que presenta baja sensibilidad al ruido de medición; por lo cual, se empleará esta alternativa para los experimento de estimación de volumen orientados al monitorio de vejiga.

### 3.3. Sistema de TIE de señal mixta.

El sistema TIE propuesto, integra una fuente de corriente controlada por voltaje digital (VCCS), la cual genera una señal de corriente bipolar tipo sinusoidal con amplitud constante de 98mV entre 2 Hz y 100 kHz, que alimenta una resistencia **shunt** de 100  $\Omega$  en serie. La corriente generada es direccionada hacia un bloque de conmutación, el cual se encarga de realizar la inyección de corriente al objeto de estudio mediante 8 electrodos. Una etapa de amplificación diferencial se encarga de medir la diferencia de potencial entre los electrodos, para luego ser sometido a una rectificación y obtener el valor RMS de la señal por medio de un **mixer**. Finalmente los potenciales medidos se envían al software de reconstrucción por medio de comunicación Bluetooth (Figura 3.3). En Matlab, se ejecuta un **script** que captura los datos enviados por el módulo de control, que contienen un identificador entre cada dato para conocer la posición inicial y final de cada frame. Los archivos que contiene los frames son cargados en una aplicación de EIDORS, que realiza la reconstrucción de la distribución de impedancia de forma *off-line*. El procesamiento de señales del sistema de TIE están sincronizados por el módulo de control, mediante el uso de interrupciones por **timer**, y banderas.

Internamente el sistema TIE propuesto, se compone de 2 tarjetas PSoC 5LP versiones 035 y 096. La primera contiene la fuente de corriente (VCCS), junto con un lazo de control que mide el voltaje sobre la resistencia **shunt** mediante un **ADC** en modo diferencial, y ajusta automáticamente la amplitud de voltaje en la fuente, permitiendo así mantener una corriente constante de 0.98 mA sobre la carga (Figura 3.4). Mientras que en la tarjeta 096 (Figura 3.5), se encuentran el módulo de control principal, que cumple con la función de sincronizar la ejecución de las tareas de inyección y medición, demodulación de los potenciales medidos, filtro recursivo, or-

ganización de la trama que compone cada frame, y la comunicación entre el sistema TIE y el Computador.

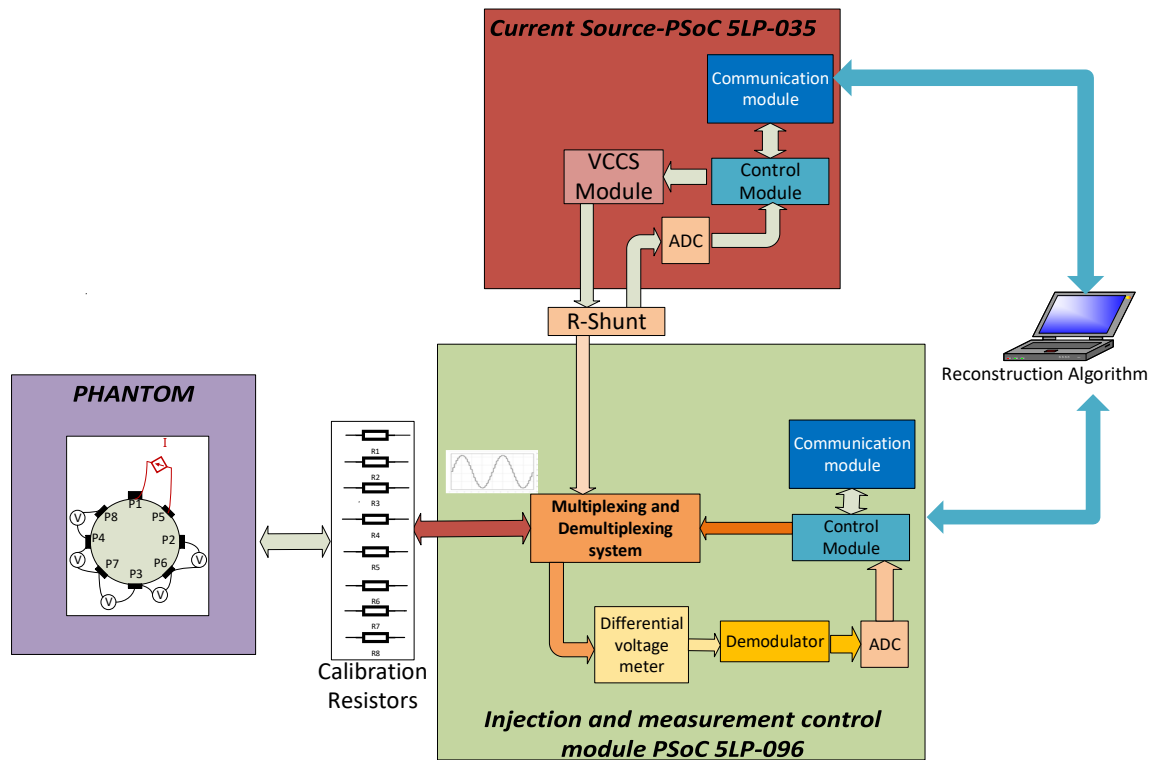


Figura 3.3: Diagrama de bloques de sistema TIE propuesto.

El módulo de control (Figura 3.5), activa los canales para la inyección de corriente mediante una interrupción síncrona que se ejecuta cada 1ms, permitiendo el paso de corriente de la fuente (VCCS) por los conmutadores  $AMUX_0$  y  $AMUX_1$ , hacia los electrodos. A continuación, se ejecuta una interrupción cada  $200 \mu s$  por medio de un segundo **timer**, habilitando los  $AMUX_2$  y  $AMUX_3$  para la medición de los voltajes sobre los electrodos mediante un amplificador diferencial. El voltaje obtenido es enviado al módulo de demodulación para obtener el valor **RMS** del voltaje. El ADC usa una sincronización por interrupción externa **eoc**, generando un vector con los voltajes medidos sobre los electrodos seleccionados, y organizarlos como una trama de tamaño (1x80), compuesta por un identificador de cada medida, y el



potencial medido por los electrodos. La trama es transmitida vía Bluetooth hacia un PC, donde una aplicación en Matlab, organiza la trama, obteniendo una matriz (8x5) con los potenciales independientes medidos, denominado frame, que permitirá estimar el cambio de conductividad interna del cuerpo en estudio. Los frames son almacenados en un archivo de texto plano. Este proceso se repite hasta capturar los frames que defina el usuario, mediante una bandera iniciando y deteniendo el proceso de medición de voltajes hasta una nueva ejecución.

Se utilizan algunos elementos externos a las tarjetas PSoC, una resistencia shunt usada para determinar la corriente eléctrica que fluye a través de la carga, 4 resistencias para implementar el amplificador diferencial; otras 8 resistencias se usan como sistema calibración de contacto entre los canales conectados a la tarjeta PSoC 5LP-096, y los electrodos conectados con el phantom.

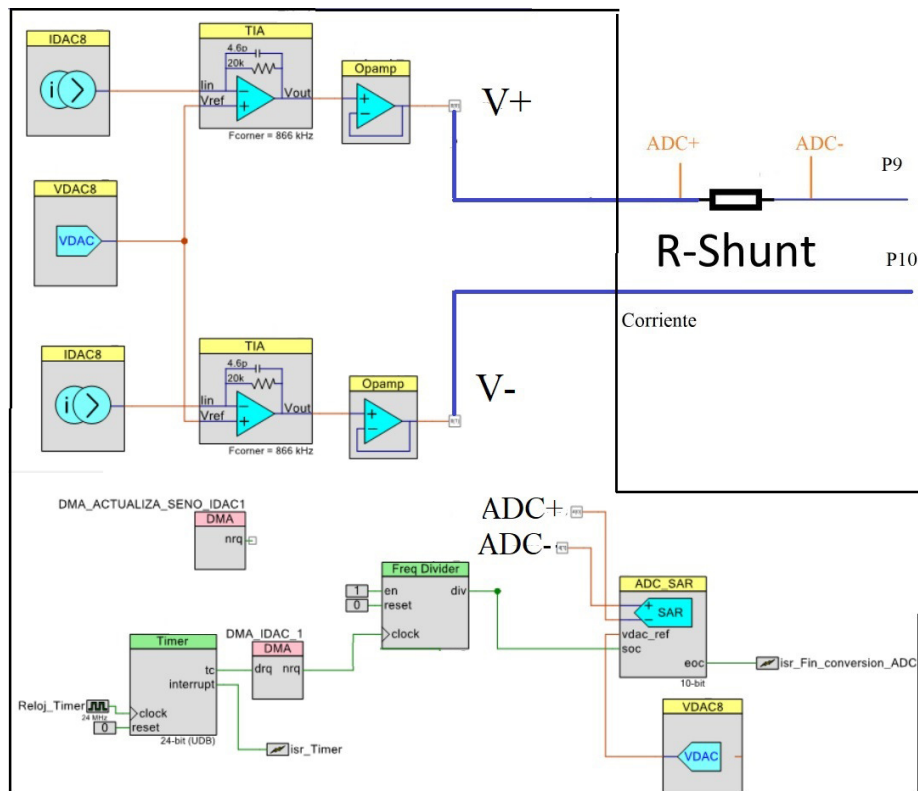


Figura 3.4: Diagrama de Conexión Fuente (VCCS).

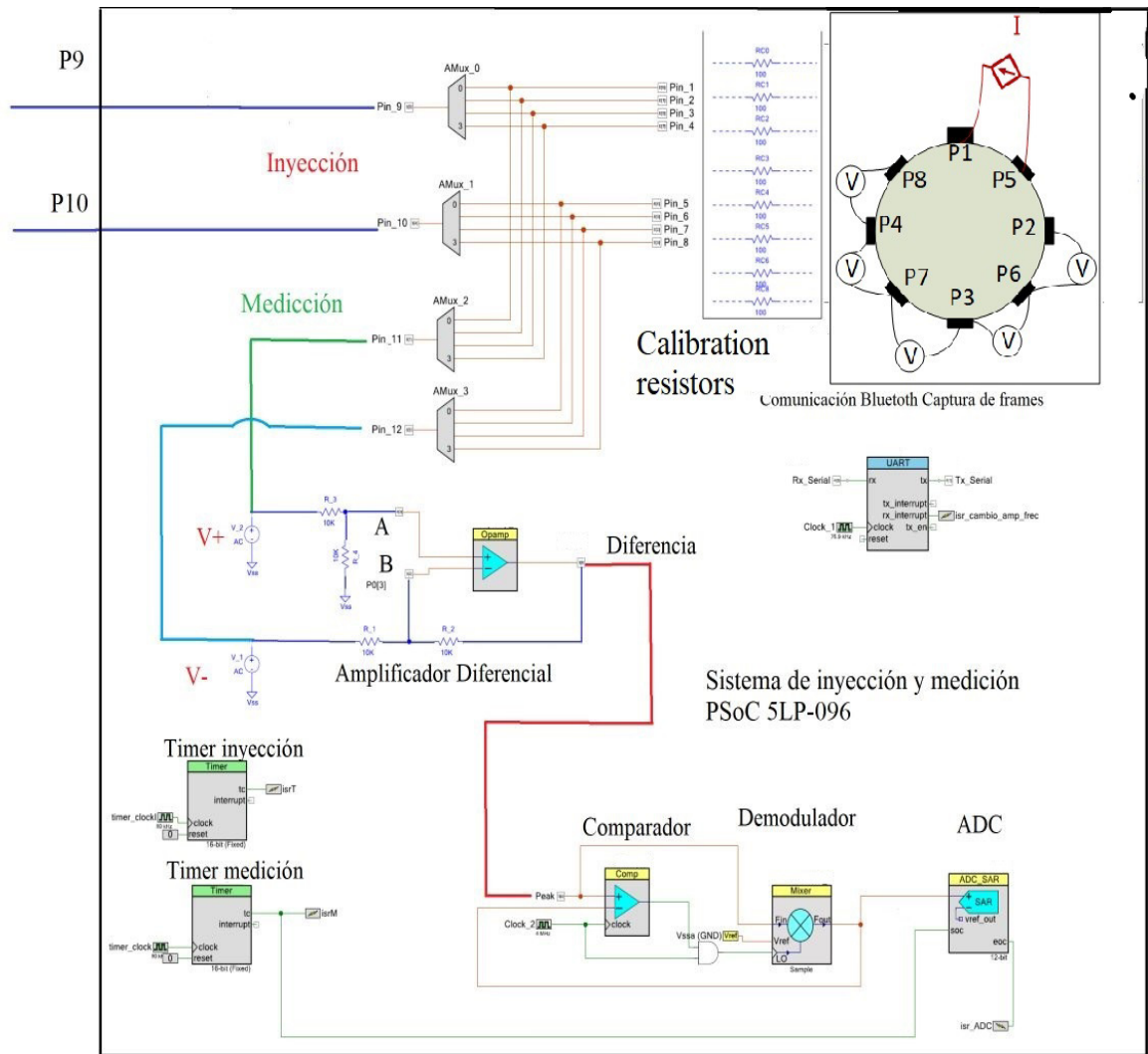


Figura 3.5: Diagrama de Conexión Sistema de inyección y medida de potencial eléctrico.

A continuación se detalla el funcionamiento de los módulos de la arquitectura hardware propuesta.

### 3.3.1. Fuente de corriente controlada por voltaje (VCCS)

La TIE, maximiza la sensibilidad de los cambios en la conductividad y permitividad en un tejido biológico mediante la aplicación de corriente y medición simultánea de voltaje con electrodos, ubicados en la superficie del tejido [20]. La detección de

cambios de la conductividad y permitividad depende de la intensidad y frecuencia de la corriente aplicada al tejido [67].

En este sentido se ha propuesto el desarrollo de una fuente de corriente bipolar flotante controlada por voltaje, embebida en una plataforma PSoC 5LP-035 la cual permite variar la frecuencia y corriente aplicada [123]. La VCCS utiliza dos IDAC en modo fuente, junto con amplificadores de transimpedancia (TIA). Los TIA convierten la corriente en voltaje y también tiene la función de amplificación para generar un voltaje alterno permitiendo controlar la magnitud de la señal de salida, similar a la función de los sintetizadores digitales discretos (DDS) de los sistemas de TIE basados en DSP o FPGA. La transformación de corriente en voltaje depende del voltaje de referencia entre 0 y 4.08 V, la señal del IDAC y la resistencia interna ( $R_{fb}$ ) (Ecuación 3.23). Los  $IDAC+$  genera los ciclos positivos de la señal sinusoidal, mientras que  $IDAC-$  los ciclos negativos, mediante un registro de 8 bits ( $D$ ) y una resistencia interna; el registro está almacenado como vector de muestras tomando valores entre 60 y 255 que corresponden a una señal coseno construida con 55 muestras, la actualización de los valores se realiza mediante DMA (*Direct Memory Access*) que varían la amplitud de la señal unipolar (Ecuación 3.24), El módulo DMA al terminar la transferencia de los datos, activa la lectura del conversor analógico a digital del sistema de medición de corriente, mediante un pulso con un ancho de dos ciclos de reloj; esto con el fin realizar el control de amplitud pico de la corriente en cada periodo de la señal. Finalmente, como resultado de conectar los extremos de la fuente a la impedancia de carga, se obtiene una señal unipolar, cuyo efecto total es una señal de voltaje bipolar con amplitud definida por la (Ecuación 3.26), con amplitud máxima de  $I_{max} \times R_{fb}$ , siendo  $I_{max}$  la corriente máxima que entrega el IDAC y  $R_{fb}$  la resistencia de realimentación de los TIA (Figura 3.6).

$$VTIA = V_{ref} - I_{IDAC} * R_{fb} \quad (3.23)$$

$$I_{IDAC} = Res_{IDAC} * D \quad (3.24)$$

$$D = \left[ D_{max} \cos \frac{2\pi k}{N} \right] \quad k = 0, 1, \dots, N - 1 \quad (3.25)$$

$$V_{Bipolar} = I_{IDAC} * R_{fb} \quad (3.26)$$

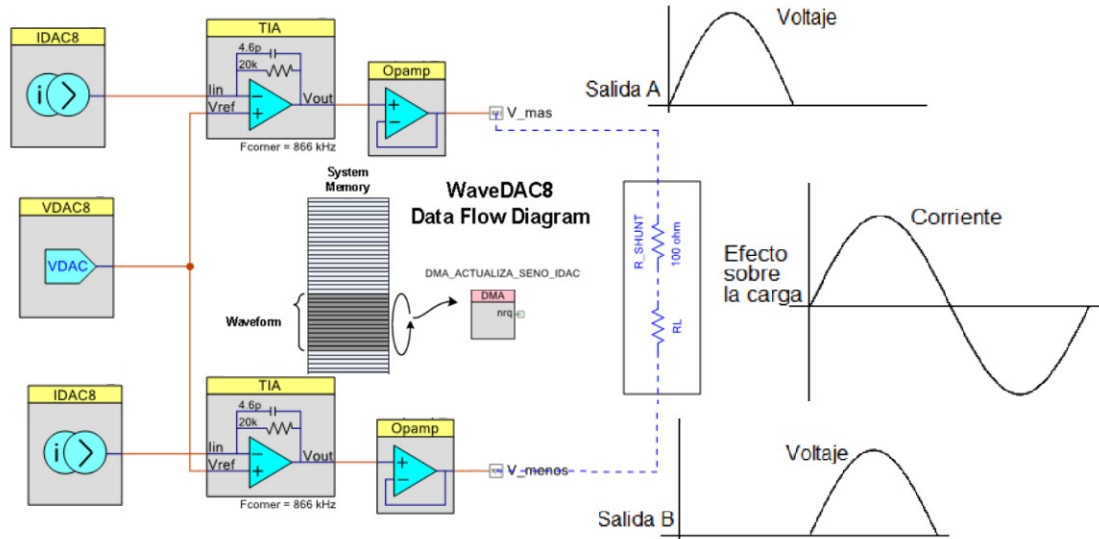


Figura 3.6: Generación de corriente bipolar sobre una carga, a partir de una fuente unipolar [123]

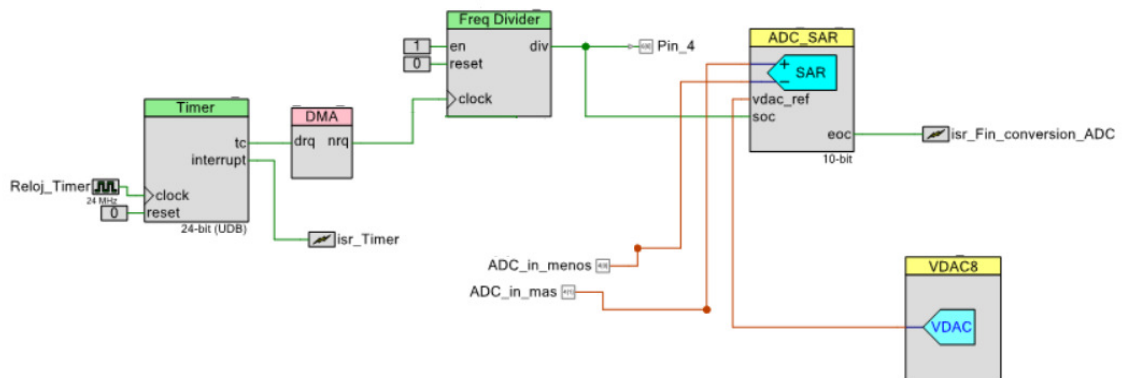


Figura 3.7: Circuito de lazo de control de la fuente de corriente VCCS.

Para controlar la corriente aplicada, se usa un lazo cerrado (Ecuaciones 3.27), el

cual calcula el error entre una referencia y el voltaje medido en la resistencia shunt ( $V_{shunt}$ ). Donde  $\mathbf{e}(\mathbf{k})$  es el error en el instante de muestreo  $\mathbf{k}$ , dado en micro voltios,  $\mathbf{R}$  es voltaje pico de referencia deseado,  $V_{cad}$  es el voltaje pico medido por un conversor analógico a digital conectado entre los terminales de la resistencia shunt,  $\mathbf{A}$  es el valor pico deseado, en el instante de muestreo  $\mathbf{k}$ .  $\mathbf{C}$  es la constante proporcional del controlador,  $\mathbf{Rf}$  es la resistencia de realimentación de los amplificadores de transimpedancia.  $\mathbf{D}$  es un valor entero de 8 bits, que almacena como un vector de muestras tomando valores entre 60 y 255 que corresponden a una señal seno construida con 55 muestras, la actualización de los valores se realiza mediante (DMA) que varían la amplitud de la señal unipolar generada por el IDAC, permitiendo alcanzar el  $\mathbf{A}(\mathbf{k})$  deseado (Figura 3.7). Como resultado de conectar los extremos de la fuente a la impedancia de carga, se obtiene una señal unipolar, cuyo efecto total es una señal de voltaje bipolar con amplitud definida por  $\mathbf{V}$ , con amplitud máxima de corriente que entrega el IDAC y la resistencia de realimentación de los (TIA) RFB (Figura 3.8).

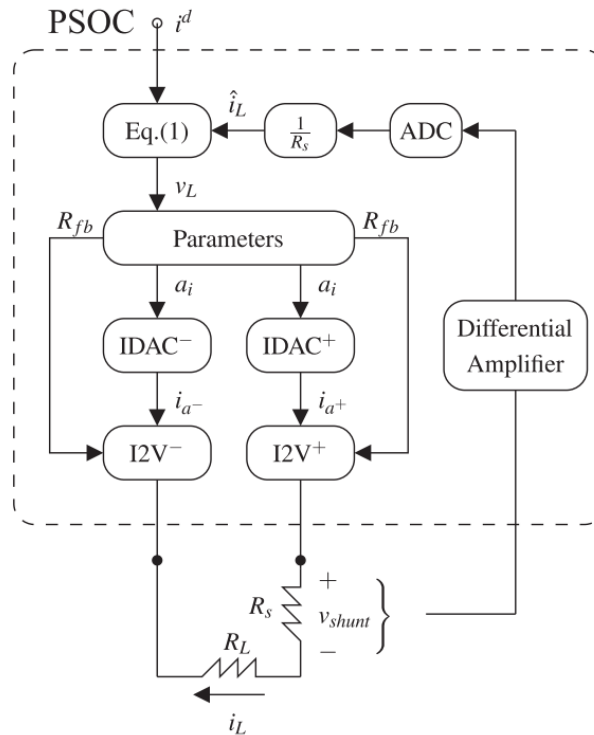


Figura 3.8: Diagrama de fuente (VCCS) [123]

El algoritmo de control es descrito por las ecuaciones:

$$\begin{aligned}
 e(k) &= R - V_{DAC}(k) \\
 A(k) &= v(k-1) + C_e(k) \\
 Rf(k) &= F(A(k)) \\
 u(k) &= \text{ParteEntera}[A(k) * Rf(k)] \\
 v(k) &= U(k)Rf(k)/8
 \end{aligned} \tag{3.27}$$

La variable  $i_L$  es una estimación de la amplitud de corriente que fluye hacia la carga, calculada a partir del voltaje  $v_{shunt}$  medido en la resistencia de derivación  $R_s$ , el bloque **Parameters** calcula la amplitud  $a_i$  de las corrientes sinusoidales  $i_a^+, i_a^-$  generadas por el IDAC y la ganancia  $R_{fb}$  del voltaje de los convertidores de corriente  $12_V^+, 12_V^-$ . A continuación se observa la implementación del lazo de control en la tarjeta PSoC 5LP-035 (Figura 3.7).

### 3.3.2. Medidor de voltaje diferencial

La medición del voltaje sobre los electrodos se presenta en la Figura 3.9. La medición de voltaje se realiza conectando la carga de prueba en los nodos  $V_1$  y  $V_2$ , los voltajes obtenidos en la malla resistiva ingresan al amplificador diferencial en lazo cerrado con un factor CMRR mínimo de 80 dB [30]. Para mantener la relación de voltaje entrada/salida con ganancia unitaria, se usan resistencias de precisión con tolerancia de  $0,1\pm$ , y valor  $R_1 = R_2 = R_3 = R_4$  de  $10\text{ k}\Omega$ .

El voltaje de salida se obtiene a partir de las expresiones:

$$V_1 = -\frac{R_2}{R_1} * V_1 \tag{3.28}$$

$$V_2 = \left(1 + \frac{R_2}{R_1}\right) * \left(\frac{R_4}{R_3 + R_4}\right) * V_2 \tag{3.29}$$

$$V_o = V_1 - V_2 \tag{3.30}$$

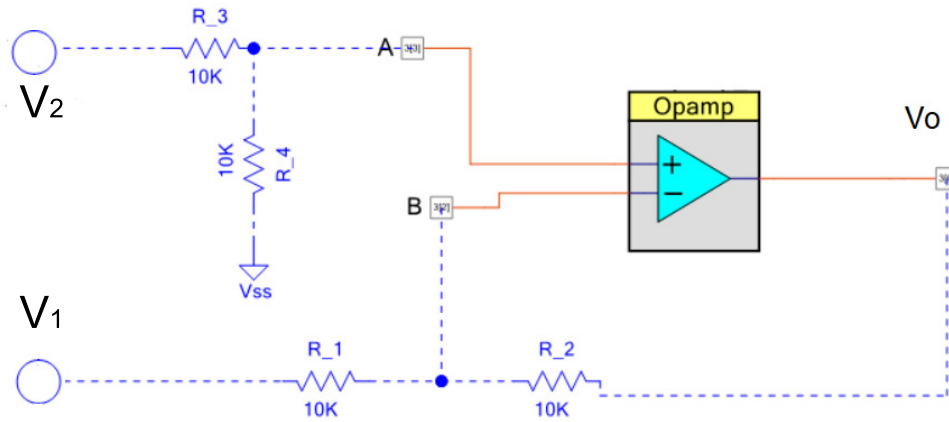


Figura 3.9: Medidor de voltaje diferencial.

Substituyendo las Ecuaciones 3.28 y 3.29 en 3.30, se obtiene que el voltaje de salida es:

$$V_0 = \left( \frac{R_4}{R_3} \right) * (V_1 - V_2) \quad (3.31)$$

Por tanto el amplificador diferencia tiene ganancia unitaria, por lo que el voltaje de salida es la resta entre  $V_1$  y  $V_2$  (Ecuación 3.31).

### 3.3.3. Demodulador en amplitud

El demodulador (Figura 3.10), cumple la función de medir la parte real de un potencial eléctrico. El detector de picos utiliza un comparador y un **Mixer** en configuración down, que permite muestrear y mantener la señal de interés, detectando los cambios en la pendiente en la señal analógica de entrada. El muestreo y la retención crean un retardo de tiempo en la señal de entrada, que se envía a un comparador y se compara con la señal de entrada original. La salida del **Mixer** se mantiene durante el ciclo descendente del reloj de muestreo (**LO**). El comparador se sincroniza en el flanco ascendente del reloj de muestra para garantizar que la señal muestreada sea estable. La salida del **Mixer** contiene la señal de interés, manteniendo constante el valor de la tensión de entrada durante el tiempo que dura la conversión por el conversor analógico digital y así obtener el potencial medido sobre los electrodos (Figura 3.10).

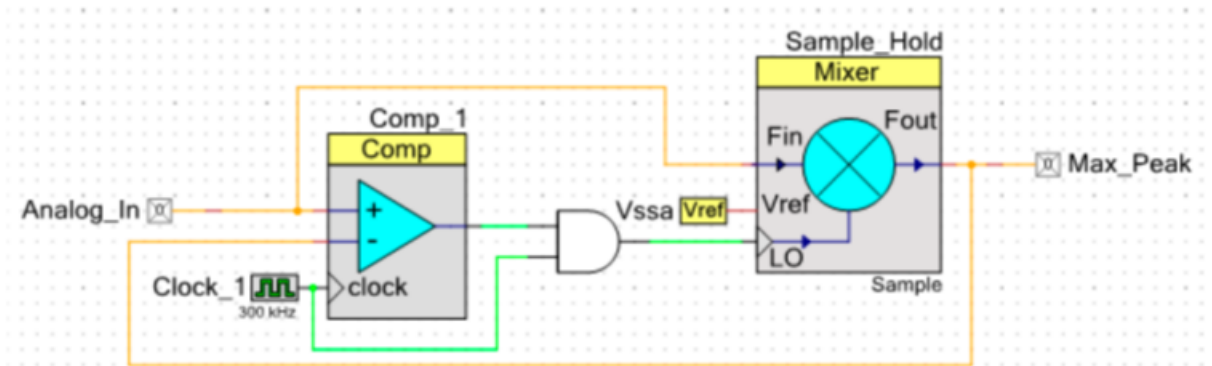


Figura 3.10: Demodulador en amplitud.

La (Figura 3.11), muestra el proceso de detección mediante el muestreo y retención de una onda sinusoidal; cuando la pendiente de la forma de onda de entrada es positiva, la salida del **Mixer** es menor que la forma de onda de entrada en cada flanco ascendente del reloj del comparador, por lo que la salida del comparador es alta. Cuando la pendiente de la forma de onda de entrada es negativa, la salida de muestreo y retención es mayor que la forma de onda de entrada, en cada flanco ascendente del reloj del comparador, por lo que la salida del comparador es baja.

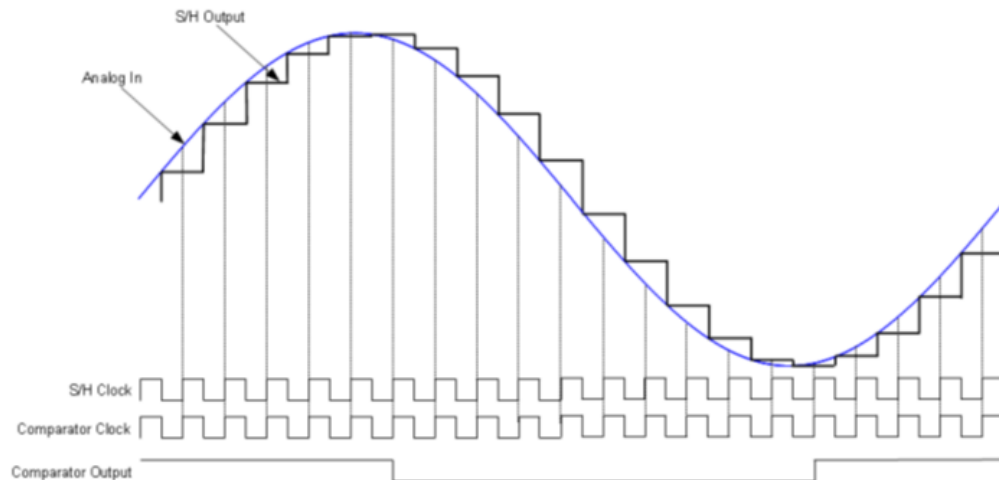


Figura 3.11: Proceso detección mediante el muestro y retención del pico de la onda de entrada.



Para detectar con precisión cada pico (Figura 3.12), la frecuencia del reloj de muestra debe ser al menos 50 veces mayor a la frecuencia de la señal de entrada. Por tanto, para una frecuencia de 50 kHz se usa un reloj de 2,5 MHz o mayor, como resultado se obtiene el pico máximo de la señal analógica medida por los electrodos en un tiempo de muestreo (Figura 3.13).

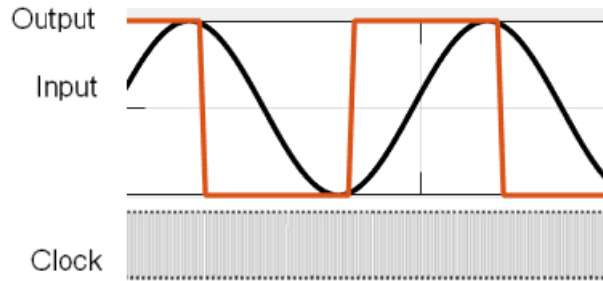


Figura 3.12: Detección correcta por el comparador.

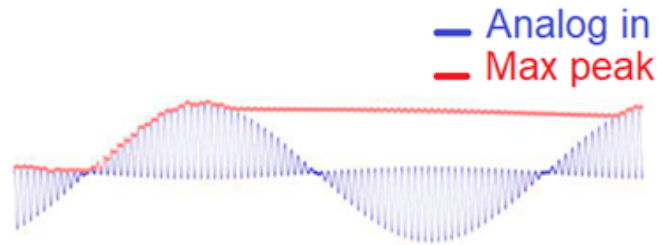


Figura 3.13: Salida del detector de pico máximo.

El componente mixer se implementa utilizando el bloque PSoC SC/CT con el modo de condensador conmutado, en configuración **Sample Down** de tiempo discreto. El muestreo y retención se logra al usar los condensadores  $C_1$  y  $C_4$  como un integrador de tensión activado con un flanco ascendente por marcador de referencia, el cual realiza una integración en la tensión eléctrica, midiendo así un flujo eléctrico total a través del amplificador, la (Ecuación 3.32), permite calcular la señal de salida.

$$F_{OUT} = abs(N \times F_{CLK} - F_{IN}) \quad (3.32)$$

Donde  $N = (\text{Frecuencia de entrada} - n \times F_{CLK})$ ,  $n$  es el número entero más grande de los armónicos de la frecuencia fundamental,  $F_{CLK}$  es la frecuencia del

marcador y  $F_{IN}$  la frecuencia de la señal a demodular.

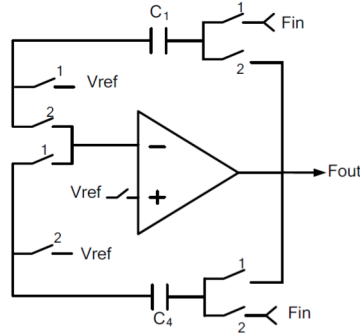


Figura 3.14: Esquema Mixer. Tomada de hoja de datos PSoC-5LP.

### 3.3.4. Conmutación

El componente de conmutación analógico (AMux), se configura en modo único. La tarjeta PSOC 5LP, usa conexiones internas para el enrutamiento de componentes como ADC, VDAC, y amplificadores, limitando el diseño a 8 canales analógicos, para realizar la inyección y medida de potenciales.

Los conmutadores tienen un tiempo de repuesta de  $1.9 \mu s$  entre conmutaciones; las funciones **Connect** y **Disconnect**, permiten conectar un canal sin desconectar otro, permitiendo implementar un patrón para la toma de medidas. La arquitectura propuesta, permite inyectar y leer por 8 canales. Donde la fuente (VCCS), es multiplexada por  $AMux_0$  y  $AMux_1$ , y la medición del potencial se realiza empleando el  $AMux_2$  y  $AMux_3$  (Figura 3.15).

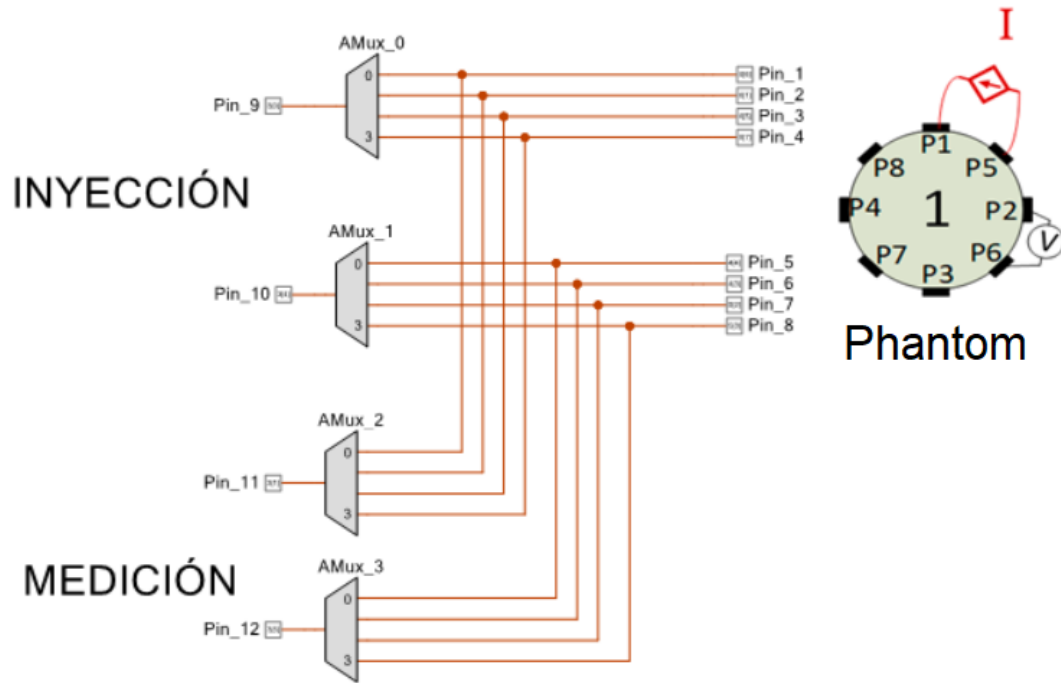


Figura 3.15: Esquema de Conmutación.

La temporización de las secuencias de inyección y medición, son llevadas a cabo por dos interrupciones mediante Timers. El **timerI** se encarga de activar dos canales, durante un instante de tiempo  $t_i$ , manteniendo la inyección de corriente; mientras que el **timerM** se encarga de controlar los AMUX de medición, activando dos canales, durante un tiempo  $t_i/N_m$ , donde  $N_m$  es el número de mediciones de voltaje. En la Tabla 3.1 se observa la estructura de un frame, donde cada fila del frame representa las mediciones sobre los 8 electrodos cuando se inyecta la corriente por un par de ellos; por ejemplo, la fila 1 del frame presenta los voltajes sobre los electrodos cuando se inyecta la corriente por los electrodos 0 y 1 (P1-P5), la fila 2 son los potenciales generados cuando se inyecta la corriente por los electrodos 1 y 2 (P2-P6), y así sucesivamente. La nomenclatura  $P_i$ , representa los pines de conexión de la tarjeta con el phantom.

Ahora, para la reconstrucción de imágenes TIE se emplea la configuración tetrapolar para medición, lo que implica que las mediciones de potenciales que involucran

los electrodos de inyección no deben considerarse [6, 61, 124]. Por lo cual al emplear un sistema con 8 electrodos, las mediciones efectivas o independientes para TIE son  $8 \times (8-3) = 40$ .

Tabla 3.1: Secuencia de inyección y medición.

<i>Inyección</i> <i>AMux0, AMux1</i>	<i>Medición</i> <i>AMux2, AMux 3</i>				
(P1, P5)	(P2,P6)	(P6,P3)	(P3,P7)	(P7,P4)	(P4,P8)
(P5,P2)	(P6,P3)	(P3,P7)	(P7,P4)	(P4,P8)	(P8,P1)
(P2,P6)	(P3,P7)	(P7,P4)	(P4,P8)	(P8,P1)	(P1,P5)
(P6,P3)	(P7,P4)	(P4,P8)	(P8,P1)	(P1,P5)	(P5,P2)
(P3,P7)	(P4,P8)	(P8,P1)	(P1,P5)	(P5,P2)	(P2,P6)
(P7,P4)	(P8,P1)	(P1,P5)	(P5,P2)	(P2,P6)	(P6,P3)
(P4,P8)	(P1,P5)	(P5,P2)	(P2,P6)	(P6,P3)	(P3,P7)
(P8,P1)	(P5,P2)	(P2,P6)	(P6,P3)	(P3,P7)	(P7,P4)

### 3.3.5. Patrones de inyección y medición.

El patrón seleccionado para realizar el proceso de inyección y medición, es el adyacente, debido a sus promisorios resultados en la monitorización de la vejiga [79, 80, 109, 110]. El patrón (Figura 3.16), se implementa mediante una librería ”**patrones.h**”, que contiene las tareas de conmutación y rotación ejecutadas de forma síncrona, mediante la interacción de una bandera, que cambia el estado de inyectar a medir. Los estados son controlados por los **TimerM** y **TimerI**, configurados a un tiempo de conmutación  $t$ , que en el caso de la medición debe de ser 5 veces mas rápido que el de inyección, permitiendo así la rotación entre los 8 canales, y al final del ciclo se obtienen una matriz de  $8 \times 5$  que corresponde a un frame. Las combinaciones de canales para inyectar corriente medir los potenciales, se implementan de forma vectorial y matricial respectivamente (Ecuaciones 3.33 y 3.34). Los vectores  $Dat0$ ,  $Dat1$  (Ecuación 3.16) se emplean para definir la pareja de puertos para realiza la inyección de corriente. 8 parejas de electrodos ( $Dat0(i)$ ,  $Data1(i)$ ) son seleccionados para la generar el patrón de inyección para obtener un frame, por ejemplo la pareja ( $Dat0(1)$ ,  $Data1(1)$ ), indica la señal de corriente se inyecta por los puertos P1 y P5 (Figura 3,14), dando inicio al patrón de inyección, el cual finaliza con la pareja ( $Dat0(8)$ ,  $Data1(8)$ ), correspondiente a los puertos P8 y P1. Una vez definidos los

puertos de inyección, los voltajes son medidos sobre los pares de puertos restantes generando 5 mediciones de voltaje, de la siguiente manera. Al inyectar la corriente por los puertos P1 y P5, los potenciales se miden por los pares presentados en la primera fila de la Tabla 3.1, o primera fila del frame, este proceso se repite hasta realizar la inyección por los puertos P8 y P1 generando la última fila del frame (Tabla 3.1); Para la selección de los puertos de medición, se generaron las matrices Dat2 y Dat3 (Ecuación 3.37) para que la PSoC genera los pares de puertos (Data2(i,j), Data3(i,j)) para generar los frames para la reconstrucción de imágenes de TIE.

$$\begin{aligned} \text{static int Dat0}[8] &= \{P1, P5, P2, P6, P3, P7, P4, P8\} \\ \text{static int Dat1}[8] &= \{P5, P2, P6, P3, P7, P4, P8, P1\} \end{aligned} \quad (3.33)$$

$$\text{static int Dat2}[40] = \left\{ \begin{array}{ccccc} P2 & P6 & P3 & P7 & P4 \\ P6 & P3 & P7 & P4 & P8 \\ P3 & P7 & P4 & P8 & P1 \\ P7 & P4 & P8 & P1 & P5 \\ P4 & P8 & P1 & P5 & P2 \\ P8 & P1 & P5 & P2 & P6 \\ P1 & P5 & P2 & P6 & P3 \\ P5 & P2 & P6 & P3 & P7 \end{array} \right\} \text{static int Dat3}[40] = \left\{ \begin{array}{ccccc} P6 & P3 & P7 & P4 & P8 \\ P3 & P7 & P4 & P8 & P1 \\ P7 & P4 & P8 & P1 & P5 \\ P4 & P8 & P1 & P5 & P2 \\ P8 & P1 & P5 & P2 & P6 \\ P1 & P5 & P2 & P6 & P3 \\ P5 & P2 & P6 & P3 & P7 \\ P2 & P6 & P3 & P7 & P4 \end{array} \right\} \quad (3.34)$$

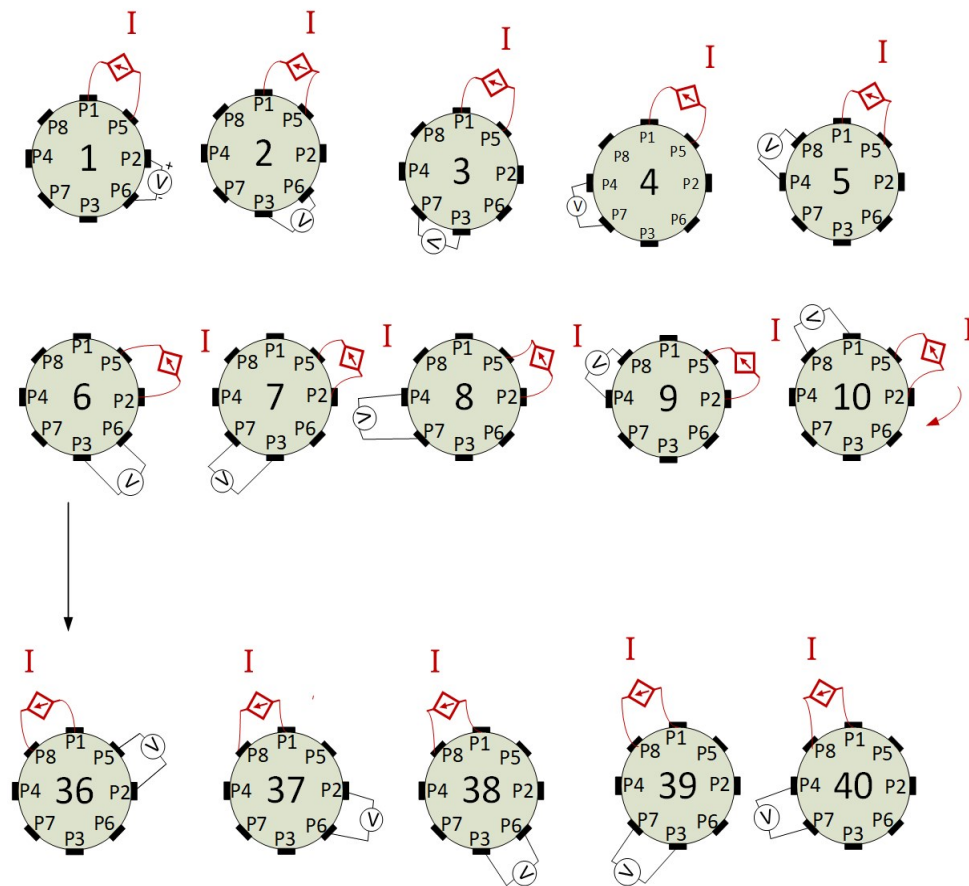


Figura 3.16: Secuencia de medición utilizada para adquirir los datos TIE con 8 electrodos 40 medidas.

### 3.4. Ambientes de prueba

Los ambientes de pruebas están diseñados para calibrar, y definir las características de operación del sistema tales como: señal generada por el DDS, corriente de inyección, relación SNR y tiempos de conmutación, exactitud a la medida de potencial, linealización de la relación de voltaje/conductividad, y frecuencias de inyección; con base en la experimentación con cargas resistivas, phantom resistivo, tanque de solución salina y phantom de agar, que emula las características dieléctricas del bajo pelvis humano.

### 3.4.1. Cargas resistivas

La configuración utilizada para la medición se muestra en la (Figura 3.17). El primer experimento se realiza al conectar la fuente VCCS a una carga resistiva  $R_L$  de  $1000\Omega$  en serie con la resistencia shunt de  $100\Omega$ . El voltaje generado por el DDS se varía entre de  $24.5\text{mV}$ ,  $49\text{mV}$ ,  $98\text{mV}$  y  $196\text{mV}$ , con frecuencia de  $50\text{kHz}$ . Mientras que en el segundo experimento se conecta la fuente VCCS configurada con una amplitud de  $98\text{mV}$  a frecuencias de  $1\text{kHz}$ ,  $10\text{kHz}$ , y  $50\text{kHz}$ , y empleando cargas resistivas de  $10\Omega$ ,  $100\Omega$  y  $1000\Omega$ , en serie con la resistencia shunt.

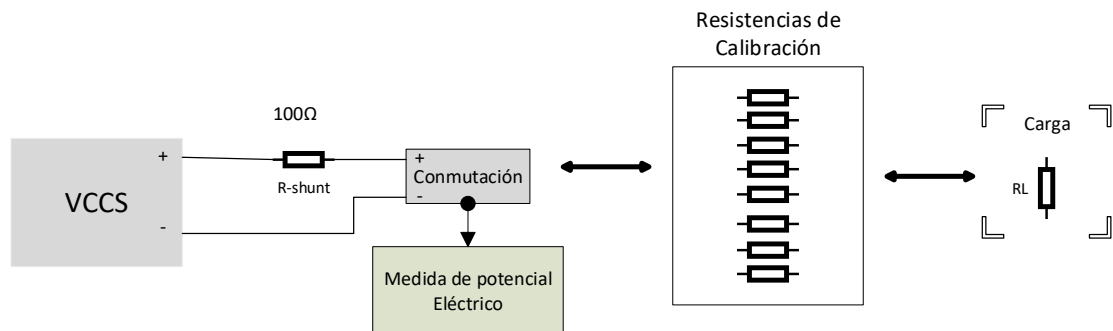


Figura 3.17: Esquema de medición para pruebas con cargas resistivas.

Las señales medidas en este experimento son:

- Salida del amplificador diferencial, etiquetado OPAM en la (Figura 3.17), usando un osciloscopio BK PRECISION 2540B.
- La salida del conversor ADC, que entrega los potenciales recolectados para luego ser enviada hacia el PC, y a continuación procesadas en Matlab.

Los datos registrados por el osciloscopio, y el demodulador, son analizados estadísticamente para calcular el error relativo y absoluto entre las medidas, la dispersión de los datos; caracterizando el comportamiento de la fuente frente cambios de voltaje del DDS y la linealidad de la misma.

### 3.4.2. Phantom resistivo

Para caracterizar el sistema TIE propuesto, se utiliza un phantom resistivo 2D (Cardiff EIT phantom) (Figura 3.18). El cual integra 340 resistencias de precisión, y modelo de electrodo Ag/AgCl (**Webster**) (Figura 3.19). El modelo emplea una resistencia  $R_d=100\ \Omega$  y condensador  $C_d=22\text{nF}$  que representan la impedancia electrodo-electrólito y  $R_s=49.9\ \Omega$  la resistencia del electrolito y del metal [39, 128].

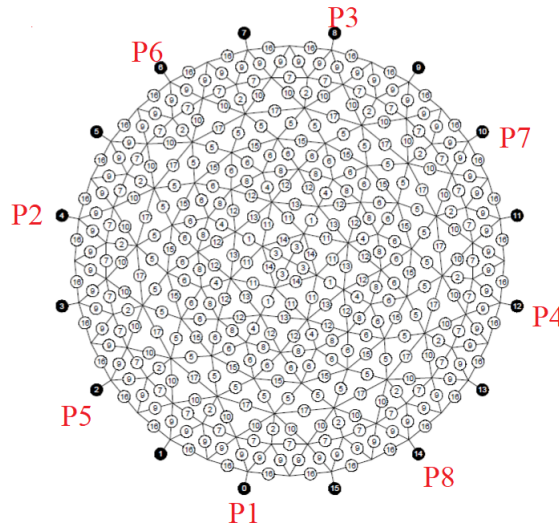


Figura 3.18: Esquema de phantom resistivo [39].

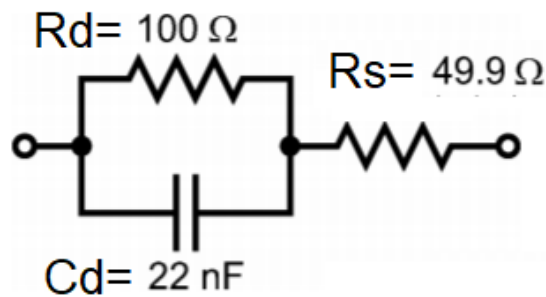


Figura 3.19: Modelo de electrodo Webster [39].

El procedimiento inicia al conectar los 8 electrodos con configuración adyacente (Figura 3.16). Posteriormente se fija la magnitud de la señal de corriente en 0.98



mA; la SNR se calcula para diferentes frecuencias (1, 10 y 50 kHz) y tiempos de conmutación de los AMUX de medición (1, 10 y 100 ms). 48 frames son almacenados para cada frecuencia y tiempo de conmutación. Los frames obtenidos permite establecer la SNR y precisión mediante las (Ecuaciones 3.35 y 3.36) respectivamente [39].

$$SNR_i = 20 \log \frac{|mean [m_{(i,j)}]|}{\sqrt{Var [m_{(i,j)}]}} \quad (3.35)$$

$$A_i = \left[ 1 - \left| \frac{mean [m_{(i,j)}] - m_{(i,j)}^T}{m_{(i,j)}^T} \right| \right] \times 100 \% \quad (3.36)$$

Donde  $m_{(i,j)}$  representa la  $i$ -ésima medida,  $mean[m_{(i,j)}]$  es el promedio de  $m_{(i,j)}$ , y  $Var[m_{(i,j)}]$  es la varianza de  $Var[m_{(i,j)}]$ .

### 3.4.3. Phantom salino

Las pruebas se llevan a cabo en un tanque con solución salina de radio 7 cm y 30 cm de altura, la conductividad de la solución salina utilizada en los experimentos es (0.278 S/m, 0.553 S/m, 0.986 S/m, 1.804 S/m y 2.1120 S/m). Durante el proceso de reconstrucción de imágenes, se introduce un cilindro no conductor de radio 2.1 cm, y uno conductor de radio 2.15 cm, capturando 50 frames para cada caso (Figura 3.20), con el fin de detectar los cambios en la conductividad, y establecer el rango de conductividad que es capaz el sistema de detectar.

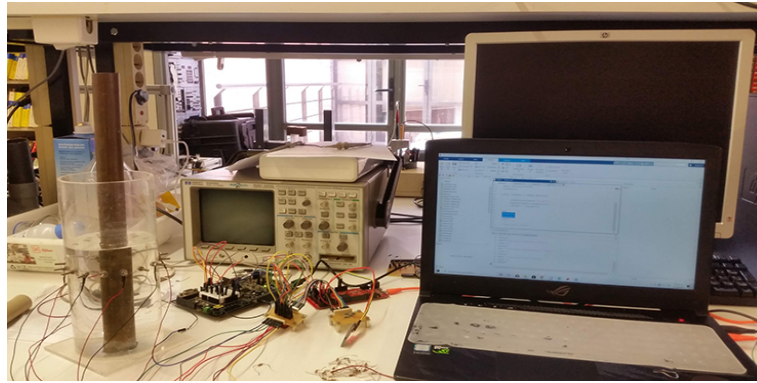


Figura 3.20: Conexión de tanque de solución salina con sistema TIE.

En primer lugar, la reconstrucción de las imágenes ( $dTIE$ ) se realiza mediante el software EIDORS, empleado para determinar el cambio de distribución de conductividad en el tanque con solución salina (mediciones homogéneas) y el tanque con los objetos conductor y no conductor (mediciones no homogéneas). La herramienta de código abierto EIDORS, permite reconstruir la conductividad de un objeto en 2D y 3D mediante la solución del problema directo por medio de un modelo FEM, y así determinar la distribución de potenciales en una superficie y resolver el problema inverso a través de algoritmos de reconstrucción. Como métodos de reconstrucción de imágenes se ha seleccionada los algoritmos no-lineales Gauss Newton, Total Variation, Gradiente Conjugado y Kalman, puesto que son empleados en aplicaciones médicas de TIE [65, 76, 79, 90, 107].

Entre tanto, para el proceso de reconstrucción de una imagen  $dTIE$ , se establece un modelo  $FEM$  con las características del modelo a emular como: disposición de los 8 electrodos en un anillo con una impedancia de contacto de  $0.001 \Omega$  de radio  $0.0313$  cm, conductividad de referencia, intensidad de corriente aplicada  $0.98$  mA, y patrón de inyección y medición adyacente, el problema directo se soluciona empleando un modelo FEM de 576 elementos (Figura 3.21).

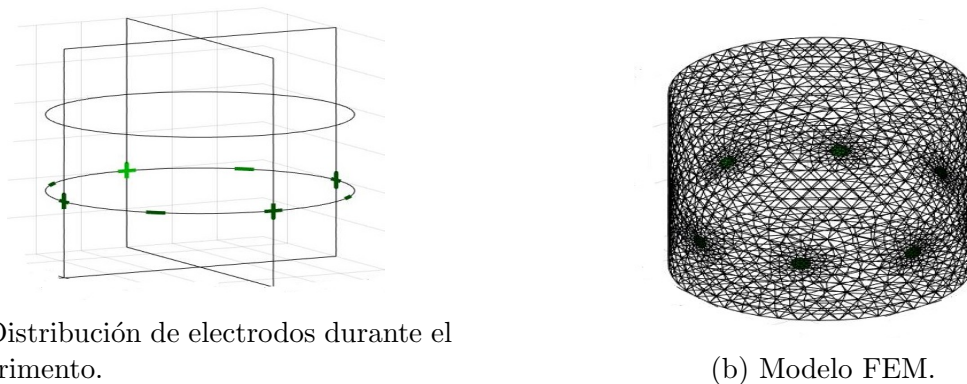


Figura 3.21: Modelo FEM del tanque de pruebas con solución salina

Por otra parte se crea una matriz  $M$  (Ecuación 3.37), la cual contiene los 50 frames capturados, la primera columna corresponde al frame homogéneo  $u_{ref}$ , y las siguientes son las mediciones correspondientes al objeto de interés  $u_n$ . Los algoritmos de reconstrucción usan un frame de referencia, junto con la solución del modelo

directo para resolver el modelo inverso. Creando un objeto *eidors\_object*, el cual contiene, el método de solución del problema inverso, la técnica de regularización, el hyperparámetro y la matriz jacobiana del problema directo (Figura 3.22). El proceso se repite ajustando la conductividad del tanque según la Tabla 3.2, y a su vez modificando el parámetro correspondiente al modelo FEM.

$$M = \begin{pmatrix} u_{ref,1} & u_1 & u_{41} & \dots u_{1960} \\ u_{ref,2} & u_2 & u_{42} & \dots u_{1961} \\ \cdot & \cdot & \cdot & \cdot \\ u_{ref,40} & u_{40} & u_{80} & u_{2000} \end{pmatrix} \quad (3.37)$$

Tabla 3.2: Sensibilidad registrada durante pruebas en tanque de solución salina.

Concentración salina (gr/lit)	$\sigma$ (S/m)	Voltaje(mV)
0.5	0.217	906
1.5	0.553	812
3.7	0.986	636
4.6	1.804	417
5.9	2.1120	312

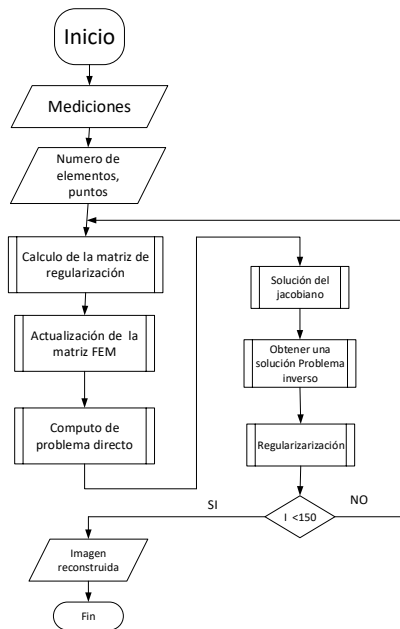


Figura 3.22: Diagrama de reconstrucción en TIE

Finalmente, mediante una regresión lineal de voltajes y conductividad medida (Ecuación 3.38) permitirá establecer la relación de dependencia entre ellas, donde  $Y$  es el potencial y  $X$  es la conductividad,  $P_1$  es el intercepto del origen y  $P_2$  es la pendiente de la línea recta.

$$Y = P_1X + P_2 \quad (3.38)$$

El coeficiente de correlación, permitirá medir el grado de asociación lineal entre el voltaje y la conductividad, definido como la covarianza entre  $X$  y  $Y$ , sobre la multiplicación de la desviación estándar de las mismas (Ecuación 3.39).

$$\rho = \frac{SXY}{sx * sy} \quad (3.39)$$

El coeficiente de correlación puede tener valores entre -1 indicando (asociación lineal perfecta negativa), 0 (no existe relación) y 1 (asociación lineal perfecta positiva).

#### 3.4.4. Phantom de agar

Para emular las características eléctricas de la pelvis inferior en humanos, se construyó un tanque de acrílico cilíndrico con radio de 7cm y altura de 30 cm, el cual contiene una solución de 70 gr de LB agar biológico (LENNOX), diluido en 2Lts de agua con conductividad de 0.234 S/m, verificada usando un analizador de conductividad GLP-32 de CRISON, logrando una conductividad de 0.217 S/m, el cual corresponde a las características dieléctricas de la baja pelvis humana [71, 79]. 3 phantoms fueron implementados, cada uno tiene una capa de agar de 10 cm de altura; con el objetivo de analizar la sensibilidad del sistema ante variaciones de tamaño de objetos y conductividad de fluidos en el bajo pelvis se generó una cavidad cilíndrica de diferente radio (2.7, 2.5 y 1.3 cm) como se muestra en la Figura 3.24. Los 8 electrodos del sistema TIE se ubican en configuración de anillo simple (Figura 3.23). Las cavidades se llenan con solución salina que emularan la variación de la conductividad de la orina (1.227, 1.890 y 2.07 S/m) [71, 80].

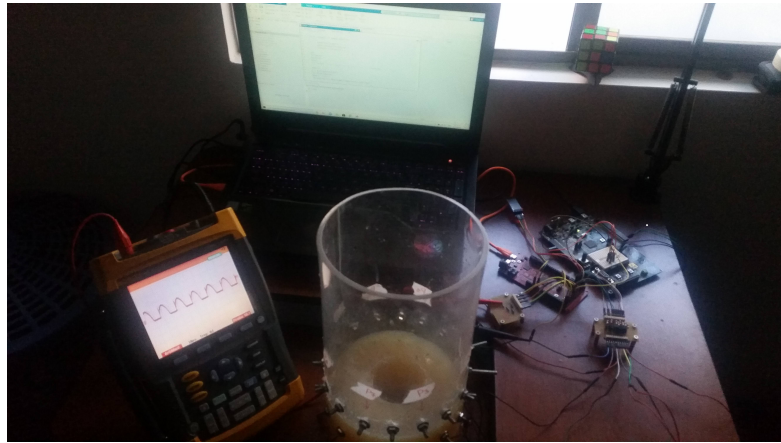


Figura 3.23: Configuración de electrodos y conexión del experimento

Durante la estimación del volumen en el phantom de agar se usa el método de impedancia global mediante el algoritmo de reconstrucción lineal GREIT para TIE, con 8 electrodos en configuración adyacente, tomando  $N = 40$  medidas independientes correspondientes a 8 inyecciones y 5 mediciones de voltajes para cada frame, la matriz de reconstrucción se calcula a partir de una imagen 2D-TIE de  $32 \times 32$  píxeles, donde  $R^f$  tiene 1024 filas y 40 columnas y se resuelve utilizando el método de elementos finitos, obteniendo una malla cilíndrica de 25511 elementos.

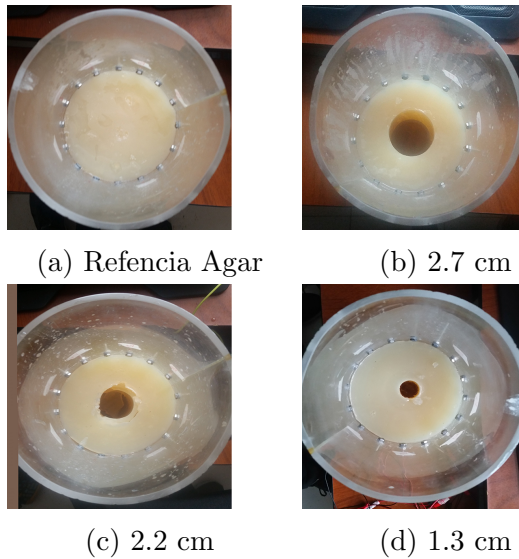


Figura 3.24: Radios de cavidades en solución de Agar

Por ultimo, para analizar la relación del cambio de volumen en las cavidades emuladas, sujetas a los rangos de la conductividad de orina humana; se empleó el índice GI descrito en la Subsección 3.2.5; el cual usa la matriz de reconstrucción  $R$  de la solución del problema inverso, calculada con el enfoque GREIT. Finalmente se evalúa el rendimiento del dispositivo TIE basado en PSoC, mediante las figuras de merito que mostrarán los cambios en respuesta de amplitud (AR), error de posición (PE), resolución (RES), deformación (SD), y formación de anillos (RNG), durante cada experimento [1].

### 3.4.5. Desempeño de reconstrucción mediante figuras de merito

El enfoque GREIT, usa las figura de merito para evaluar desempeño del algoritmo durante el proceso de reconstrucción de imágenes propuesto por Addler [132]. Los índices se calculan a partir de una imagen reconstruida ( $\hat{x}$ ), luego se binariza con un cuarto de su tamaño, obteniendo una matriz R. Que contiene los píxeles de la imagen ( $\hat{x}_q$ ), que superan un cuarto de la amplitud máxima (Figura 3.25).

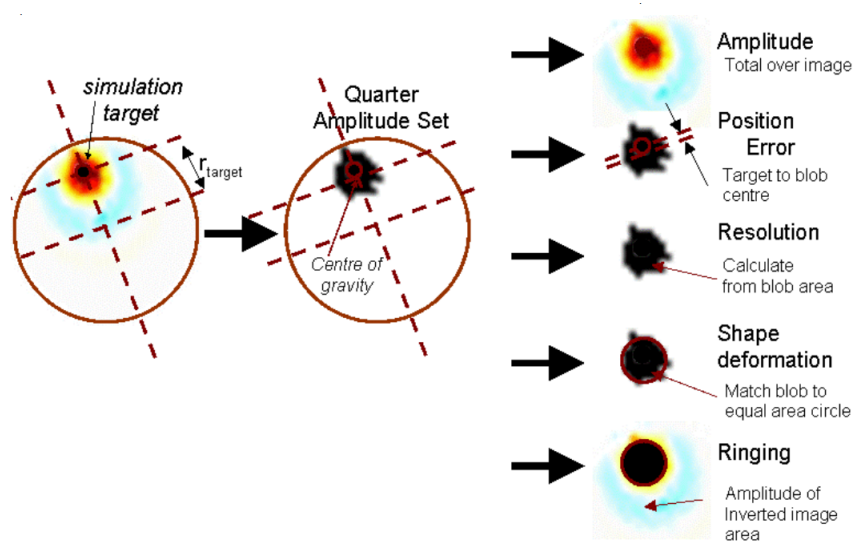


Figura 3.25: Índices de figuras de merito [132].

El parámetro **AR** mide la proporción de amplitudes de píxeles en la imagen objetivo de volumen  $V_t$  reconstruida, en el plano del electrodo con conductividad  $\sigma_t$

con respecto a una conductividad de referencia homogénea  $\sigma_r$ .  $\Delta\sigma$ , es una diferencia entre la conductividad no homogénea y la de referencia, y  $K$  representa el número total de píxeles. La  $AR$  entrega una medida escalada a la geometría de medición o la geometría del FEM, es decir que la matriz de reconstrucción  $R$  se escala de manera que  $AR = 1$ , para un objetivo esférico  $\frac{\sigma}{\sigma_r} \approx 1$  en el centro del FEM, representada en unidades de cambio de conductividad  $\Omega^{-1}$ .

$$AR = \frac{\sum_k [\hat{x}]_k}{V_t \frac{\Delta\sigma}{\sigma_r}}, \quad (3.40)$$

El **(PE)** mide el grado en que las imágenes reconstruidas representan fielmente la posición del objetivo en la imagen. Según la posición de destino  $r_t$ , y el centro de gravedad (**CoG**) de  $\hat{x}_q$  y  $r_q$ , donde los valores positivos de **PE** indican imágenes reconstruidas en el centro del FEM.

$$PE = r_t - r_q \quad (3.41)$$

La **(RES)** Mide el tamaño de los objetivos reconstruidos como una fracción del medio; esto es equivalente a una medida del tamaño de la función de dispersión de puntos (PSF):

$$RES = \sqrt{\frac{A_q}{A_0}} \quad (3.42)$$

donde  $A_q = \sum_k [\hat{x}_q]_k$  es el número de píxeles en  $\hat{x}_q$ ,  $A_0$  es el área en píxeles de la malla reconstruida.

La **(SD)** mide la fracción de píxeles reconstruidos  $\hat{x}_q$ , que no encajan dentro de un círculo de igual zona.

$$SD = \sum_{k \notin C} [\hat{x}_q]_k / \sum_k [\hat{x}_q]_k \quad (3.43)$$

donde **C** es un círculo centrado en el **CoG** de  $\hat{x}_q$  con un área equivalente a  $A_q$ .

EL **(RNG)** mide si las imágenes reconstruidas muestran áreas de signo opuesto que rodean el área objetivo reconstruida principal. es decir la relación entre la am-

plitud de la imagen del signo opuesto fuera del círculo  $\mathbf{C}$  y la amplitud de la imagen dentro de  $\mathbf{C}$ :

$$RNG = \frac{\left(\sum_{k \notin C \& \lfloor \hat{x}_q \rfloor_k < 0} \lfloor \hat{x}_q \rfloor_k\right)}{\left(\sum_{k \in C} \lfloor \hat{x}_q \rfloor_k\right)} \quad (3.44)$$



---

# Capítulo 4

## Experimentación y resultados

Este capítulo presenta los resultados obtenidos al realizar las pruebas mediante cargas resistivas, phantom resistivo 2D, tanque de solución salina, y phantom de agar descritas en la sección 3.4, que permitirán caracterizar el tomógrafo implementado y evaluar su potencialidad en estudios urodinámicos.

### 4.1. Desempeño y caracterización del tomógrafo implementado

#### 4.1.1. Análisis de tensión sobre resistencia shunt

En el primer experimento con cargas resistivas, se emplea una resistencia de  $1\text{ k}\Omega$  como carga, conectada en serie con la resistencia shunt, sin emplear las resistencias de calibración (Figura 4.1). Los resultados experimentales permiten evaluar el funcionamiento del demodulador, al variar la amplitud de la fuente entre 24.5, 49.98, 98 y 196 mV<sub>p-p</sub> a una frecuencia de 50 kHz. Se emplearon 200 medidas de potencial eléctrico sobre la carga; el cual es medido por el demodulador implementado. Posteriormente se compara las mediciones realizadas por el demodulador con la medida tomada por el osciloscopio BK PRECISION 2540B. La (Figura 4.2) presenta los resultados de este experimento. Los errores relativo y absoluto, menores a 2.75% y 0.12% respectivamente (Tabla 4.1), muestran que el demodulador presenta el mejor desempeño cuando la VCCS genera un voltaje de 98 mV; lo que indica la coherencia

y consistencia entre medidas.

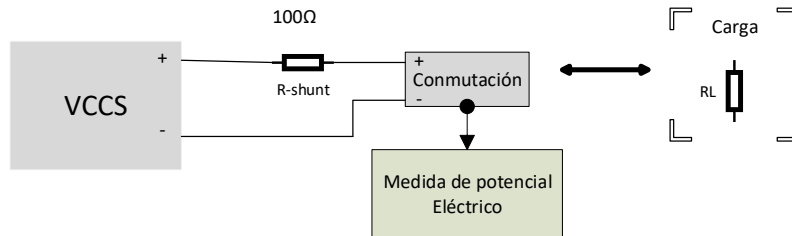


Figura 4.1: Diagrama de conexión con cargas resistivas

En la Figura 4.2 y la Tabla 4.1, se evidencia que con un voltaje inferior a 98mV, la precisión de la demodulación es menor al 94.95 %, mientras que para una señal generada por el DDS entre 98 y 196 mV, se obtiene una precisión superior al 98.72 %, indicando un alto desempeño en la medición del voltaje sobre las resistencias de carga; además los rangos intercuartílicos entre 0.1 y 0.18 mV indican que las medidas son repetibles y de baja sensibilidad al ruido de medición. No obstante, al generar un potencial eléctrico de 24.5 y 49 mV por la DDS, se presenta una dispersión en la medida potenciales, debido a perturbaciones producidas durante la conversión del ADC, el ruido eléctrico del sistema, y el desacople de impedancias de entrada en el amplificador operacional y canales de conmutación, por lo que, se conectó a cada canal una resistencia de 100 Ω en serie (Figura 4.3) para minimizar estos efectos en la medición de voltaje.

Tabla 4.1: Comparación de mediciones de potencial sobre la resistencia de carga.

Voltaje de DDS (mV)	Medición con Osciloscopio (V)	Medición con Demodulador (V)	Demodulador $RQ=(Q3-Q1)$	ER(%)	EA(mV)	Precisión (%)
24.5	1.35	1.24	0.18	8.14	0.11	90.72
49	2.54	2.39	0.18	5.90	0.15	94.95
98	4.60	4.58	0.13	0.43	0.02	99.58
196	6.99	6.95	0.10	0.57	0.04	98.72

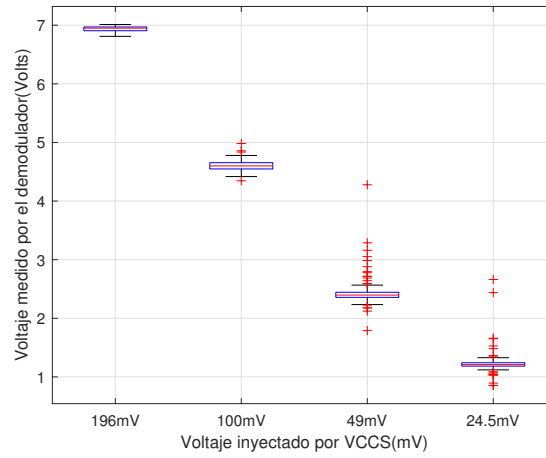


Figura 4.2: Potencial sobre impedancia de carga medido por el demodulador implementado sobre PSoC, frente a cambios de voltaje generado por DDS.

La (Figura 4.4) presenta el comportamiento del voltaje RMS generado por el demodulador, para resistencias de carga de  $10\Omega$ ,  $100\Omega$  y  $1000\Omega$  durante el segundo experimento con cargas resistivas, y resistencias de calibración que permiten reducir el efecto de interferencias internas y externas del circuito, como el problema de diafonía, producido por la interferencia entra la señal generada para realizar la medida y las líneas de control del sistema de conmutación (Figura 4.3); por otra parte en la Tabla 4.2, se muestra el buen desempeño del sistema TIE implementado, donde el voltaje sobre la carga presentan una muy baja sensibilidad al ruido, mostrando un comportamiento constante frente a cambios de magnitud resistiva y frecuencia de la señal de inyección. Además, este experimento evidencia que el sistema tiene la capacidad de inyectar una señal de corriente de  $(0,98mA_{pp})$ , independiente de la carga.

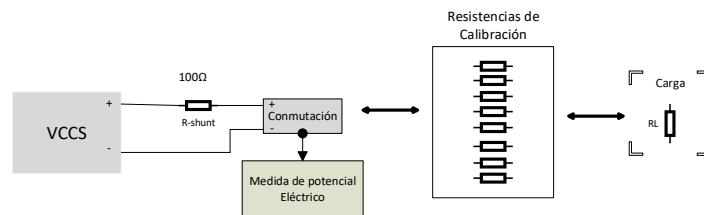


Figura 4.3: Diagrama de conexión con cargas resistivas de calibración

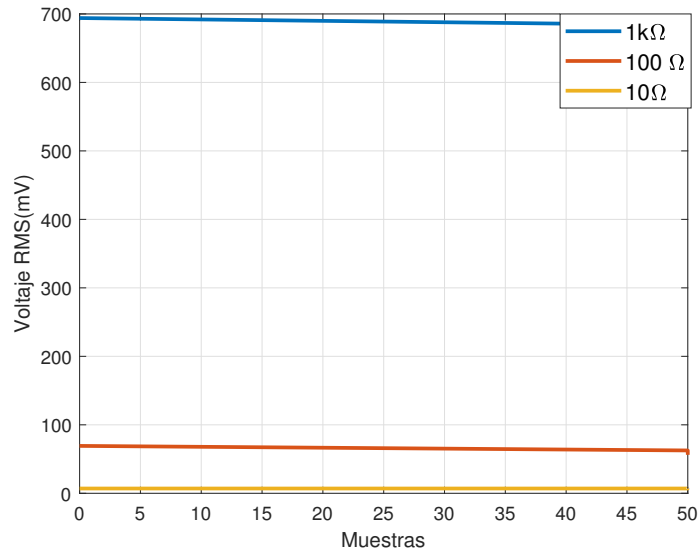


Figura 4.4: Comparación de voltaje RMS, medido sobre cargas resistivas de 10Ω, 100Ω y 1000 Ω.

Tabla 4.2: Medianas de potenciales RMS medidos sobre cargas resistivas, con amplitud VCCS de 0.98 mV y resistencia shunt 100 Ω.

		<i>Medición RMS con demodulador (mV)</i>		
Frecuencia (kHz)	Voltaje de VCCS(mV)	R=10 Ω	R=100 Ω	R=1 kΩ
1	98	6.95	68.56	694.22
10	98	6.97	69.20	692.13
50	98	6.98	69.17	694.70
<i>Corriente (mA)</i>		0,98 ± 0,01	0,97 ± 0,01	0,98 ± 0,01

### 4.1.2. Caracterización del tomógrafo

Los resultados de SNR y precisión obtenidos a partir del procedimiento descrito en la sección 3.4.2, donde se varia el tiempo de conmutación de los Amux analógicos y la frecuencia de la señal generada por la fuente VCCS, se presentan en las Tablas 4.3 a 4.5. Se realizaron 9 experimentos con el phantom resistivo, capturando 48 frames por experimento, que contienen los potenciales medidos en configuración adyacente. Los resultados, que indican que el tiempo de conmutación de 1 ms para mediciones de

voltajes, muestra las mejores características (SNR máximo de 65.83 db, y 95.39 % de precisión), empleando una corriente de inyección de 0.98 mA a una frecuencia de 50 kHz. Por otra parte, se observa que al aumentar el tiempo de conmutación a 10 y 100 ms, aparecen transitorios que inciden directamente en el proceso de cuantificación; presentando detrimento de SNR y precisión durante la medición de los potenciales eléctricos. Por tanto, el tiempo de medición de 1 ms a una frecuencia de 50 kHz, permite obtener una alta resolución temporal.

Tabla 4.3: Prueba de precisión y SNR a 1ms de conmutación

<i>Frecuencia (kHz)</i>	<i>Precisión (%)</i>			<i>SNR(dB)</i>		
	<i>Máximo</i>	<i>Promedio</i>	<i>Mínimo</i>	<i>Máximo</i>	<i>Promedio</i>	<i>Mínimo</i>
<b>1</b>	99.97	98.46	96.21	63.80	51.04	46.05
<b>10</b>	99.89	98.89	95.96	61.23	60.50	48.89
<b>50</b>	98.58	95.39	92.89	65.83	63.59	48.51

Tabla 4.4: Prueba de precisión y SNR a 10ms de conmutación

<i>Frecuencia (kHz)</i>	<i>Precisión (%)</i>			<i>SNR(dB)</i>		
	<i>Máximo</i>	<i>Promedio</i>	<i>Mínimo</i>	<i>Máximo</i>	<i>Promedio</i>	<i>Mínimo</i>
<b>1</b>	99.14	95.50	92.46	60.03	50.65	46.75
<b>10</b>	78.32	76.39	74.52	83.08	54.68	55.46
<b>50</b>	88.82	85.39	82.59	54.33	53.59	46.19

Tabla 4.5: Prueba de precisión y SNR a 100ms de conmutación

<i>Frecuencia (kHz)</i>	<i>Precisión (%)</i>			<i>SNR(dB)</i>		
	<i>Máximo</i>	<i>Promedio</i>	<i>Mínimo</i>	<i>Máximo</i>	<i>Promedio</i>	<i>Mínimo</i>
<b>1</b>	79.95	76.94	71.53	12.33	9.80	8.05
<b>10</b>	79.82	76.53	66.45	12.52	10.02	6.91
<b>50</b>	79.86	73.09	64.98	14.27	11.46	8.48

Los anteriores experimentos permiten definir la mejor configuración del sistema de TIE implementado, como señal de potencial generada de 98 mV y tiempo de medición de frames de 1 ms, la cual es empleada en los posteriores experimentos de este trabajo.

## 4.2. Pruebas en tanque de solución salina

Para determinar el cambio de distribución de impedancia dentro de un phantom con solución salina, como se explicó en la sección 3.4.3, se emplea un frame de referencia (mediciones homogéneas), el cual consiste en las mediciones obtenidas de la solución salina, y las mediciones no homogéneas; generadas por el cambio de impedancia debido a los objetos conductor y no conductor introducidos en el phantom. La Figura 4.5 muestra el modelo FEM con los elementos empleados para realizar la reconstrucción de imágenes de TIE del phantom. La variación de la conductividad de la solución salina dentro del phantom permite establecer la sensibilidad del sistema de TIE.

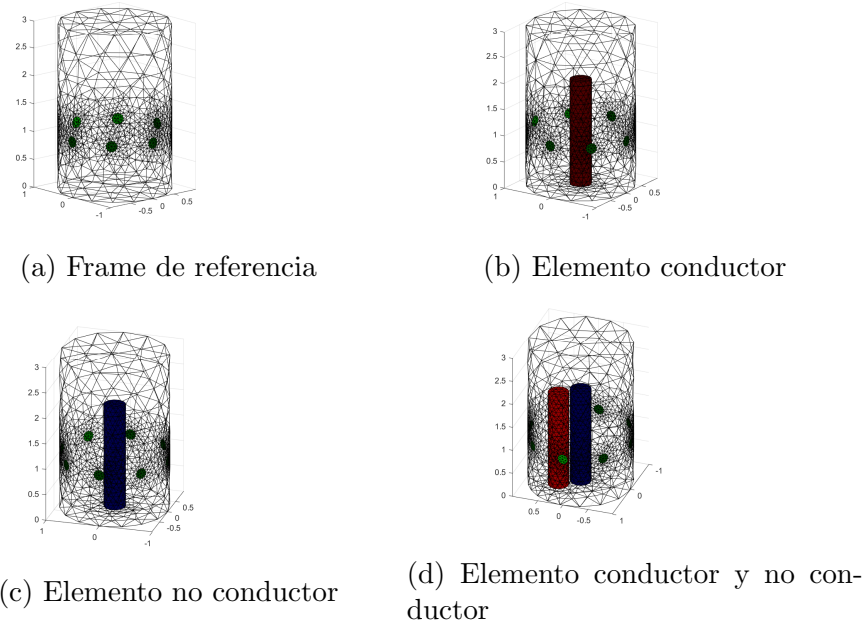


Figura 4.5: Posiciones de los objetos heterogéneos durante el experimento

La Figura 4.6 presenta la regresión lineal entre el cambio conductividad de la solución salina en el phantom y los potenciales sobre los electrodos, donde  $X$  es la conductividad,  $Y$  es el voltaje medido sobre los electrodos; las conductividades de la solución salina empleadas en este experimento se presentan en la Tabla 3.2; El sistema de TIE diseñado permite detectar variaciones de impedancia entre 0.217 y 2.120 S/m. Por fuera de este rango el amplificador diferencial del tomógrafo presenta saturación, evitando una medición correcta de la conductividad.

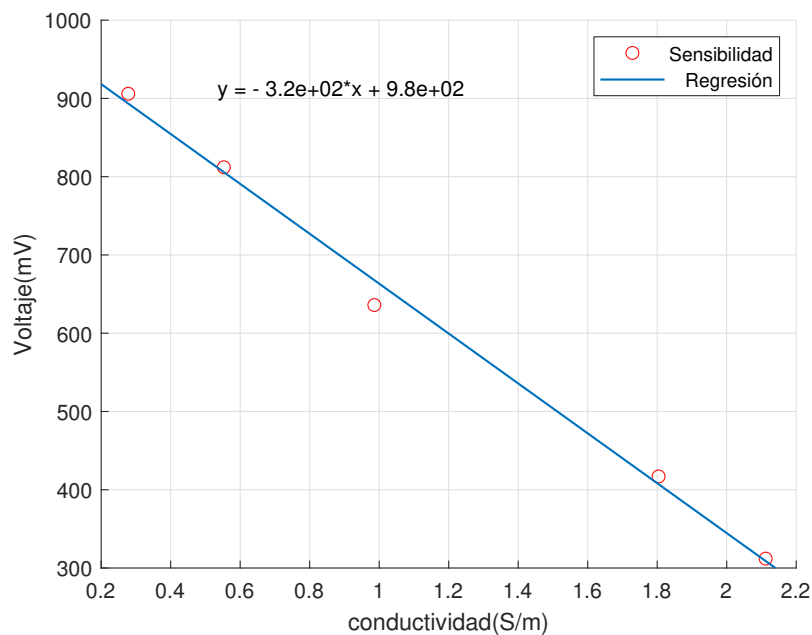


Figura 4.6: Regresión lineal voltaje vs conductividad

Por otra parte, la reconstrucción de imágenes de TIE del phantom con solución salina y 2 objetos, conductor y no conductor, permiten evidenciar que el sistema de TIE con 8 electrodos diseñado, presenta un buen desempeño, ya que permite identificar el cambio de distribución de conductividad generado por los objetos conductor y no conductor, de forma individual y simultánea. Para estos experimentos se usaron los algoritmos de reconstrucción Gauss-Newton, Total Variant, Conjugate Gradient y Kalman; las Figuras 4.7 a 4.10, muestran el resultado de los experimentos. En el primer experimento Figura 4.7, los 4 algoritmos identifican los dos objetos de forma simultánea, cabe resaltar que el algoritmo Gauss Newton con método de regulariza-

ción noser muestra una imagen con menores perturbaciones de conductividad.

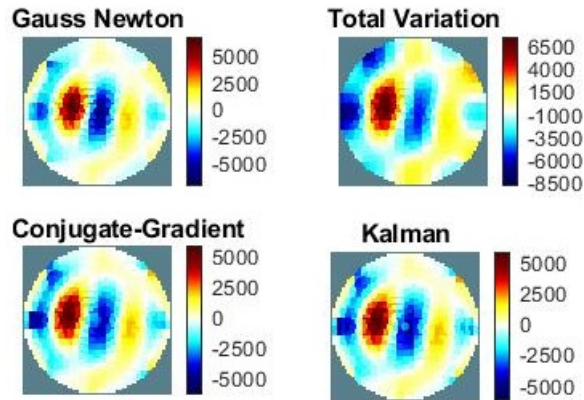


Figura 4.7: Test de detección de objetos conductor, y no conductor con conductividad 0.553 S/m.

De manera similar en la(Figura 4.8) muestra la imagen de distribución de conductividad del phantom con el objeto conductor. En este caso los 4 algoritmos representan de forma similar la imagen reconstruida aunque, el algoritmo Gauss-Newton presenta una mejor una imagen reconstruida, puesto que la generación de artefactos, es de menor intensidad comparado los algoritmos Total variant, kalman y Conjugate Gradient.

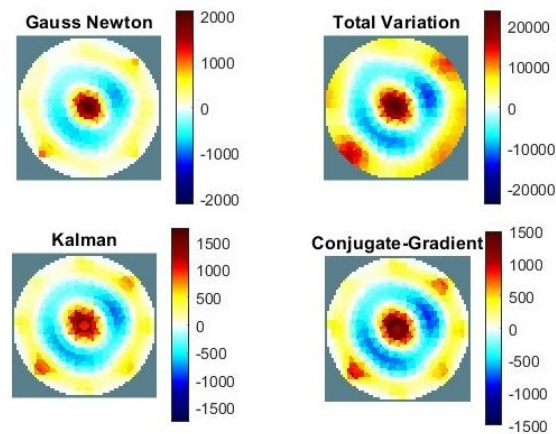


Figura 4.8: Test de detección de objeto conductor, con conductividad 0.986 S/m.

Posteriormente se varió la conductividad de la solución salina a 1.84 y 2.120 S/m



para validar si la sensibilidad del sistema de TIE diseñado, permitía determinar el cambio de distribución de conductividad en el phantom en presencia de los objetos conductor y no conductor. Las Figuras 4.9 y 4.10 muestra los resultados de estos experimentos, en los cuales se evidencia la capacidad que tiene el sistema de distinguir el cambio de distribución de conductividad. Cabe resaltar que los algoritmos GN y Kalman presentan mejor desempeño frente al cambio de conductividad, puesto que los anillos formados así como los artefactos en los bordes son de menor intensidad según la escala de conductividad.

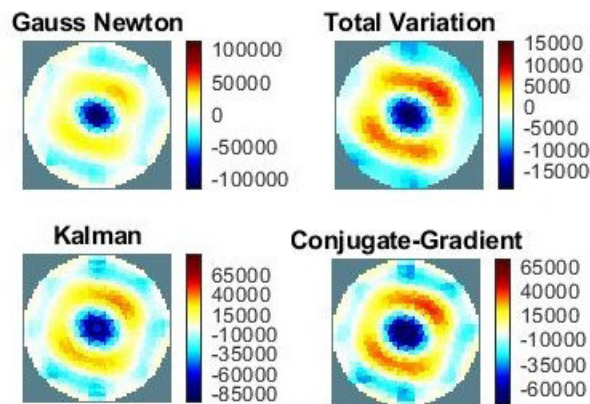


Figura 4.9: Test de detección de objeto no conductor, con conductividad 1.84s/m.

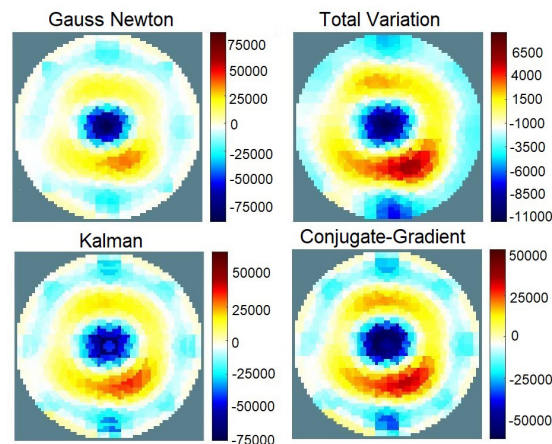


Figura 4.10: Test de detección de objeto no conductor, con conductividad 2.120 S/m.

Considerando la sensibilidad obtenida y las características de tejidos y fluidos

humanos (Tabla 4.6), es altamente viable la utilización de nuestro sistema en aplicaciones médicas, ya que se podría detectar una amplia variedad de tejidos y fluidos humanos. Para un estudio mas profundo de la capacidad del sistema de TIE implementado en aplicaciones médicas, se realiza un estudio orientado a la estimación del volumen de vejiga; proceso que permite evaluar el cambio de tamaño de tejidos y conductividad de fluidos mediante TIE, como se demuestra en el trabajo de Leonhardt y colaboradores [76], donde se realizaron experimentos en pacientes, usando un sistema de TIE y estima los cambios de volumen, mediante una imagen ventral, obteniendo una correlación lineal entre las mediciones de impedancia y el volumen de la vejiga.

Tabla 4.6: Propiedades eléctricas de tejidos biológicos humanos, a una frecuencia de 50 kHz[71].

<b>Tejido</b>	<b>Conductividad(S/m)</b>
<i>Hueso(cortical)</i>	<i>2.06E-2</i>
<i>Médula osea(roja)</i>	<i>1.03E-1</i>
<i>Cerebro(cerebelo)</i>	<i>1.48E-1</i>
<i>Cartilago</i>	<i>1.77E-1</i>
<i>Fluido cerebroespinal</i>	<i>2.00E+0</i>
<i>Esófago</i>	<i>5.34E-1</i>
<i>Músculo del corazón</i>	<i>1.95E-1</i>
<i>Riñón</i>	<i>1.59E-1</i>
<i>Intestino grueso</i>	<i>2.44E-1</i>
<i>Pene(muro de vasos sanguineos)</i>	<i>3.17E-1</i>
<i>Ovario</i>	<i>3.36E-1</i>
<i>Próstata(Testículos)</i>	<i>4.34E-1</i>
<i>Uretra(Muro de vasos sanuineos)</i>	<i>3.17E-1</i>
<i>Orina</i>	<i>1.75E+0</i>
<i>Conducto deferente</i>	<i>3.17E-1</i>
<i>Menisco(cartilago)</i>	<i>1.77E-1</i>

### 4.3. Pruebas con tanque de Agar

En este experimento, se utiliza el enfoque de  $|GI|^{-1}$  para evaluar el potencial del sistema TIE en estudios de estimación de volumen de vejiga. Para emular el tamaño de la vejiga y la conductividad de la orina se implementa un phantom de vejiga en agar. Se emplean soluciones salinas de conductividad 1.227, 1.890 y 2.070 S/m

y el cambio de volumen de la vejiga se emula con el radio de las cavidades de los phantoms de cavidad de 2.7, 2.2 y 1.3 cm; por lo cual se realizaron 9 configuraciones experimentales como se describe en la sección 3.4.4.

Durante la reconstrucción de imágenes de TIE se usa el método GREIT como solución al problema inverso, mientras el índice  $|GI|^{-1}$  relaciona la matriz de reconstrucción con el volumen de la cavidad del phantom. Para realizar cada experimento se usaron 50 frames. El frame homogéneo de referencia tiene una conductividad constante de  $0.217 S/m$ , que corresponde a las propiedades dieléctricas de la pared de vejiga a una frecuencia de 50 kHz [71].

### 4.3.1. Reconstrucción con enfoque GREIT

Se realiza un análisis de rendimiento del algoritmo de reconstrucción GREIT, mediante figuras de merito, que evalúan la respuesta de amplitud, error de posición, resolución, deformación y formación de anillos, como se describe en la sección 3.4.5. Los resultados de la reconstrucción de dTIE de las 3 cavidades se observan la Figura 4.11, mostrando la variación en el radio de las cavidades. Los índices de rendimiento representan la variación de los parámetros en los 50 frames, midiendo en cada figura demerito la variabilidad espacial del algoritmo GREIT (Figuras 4.12,4.13 y 4.14) y Tabla 4.7.

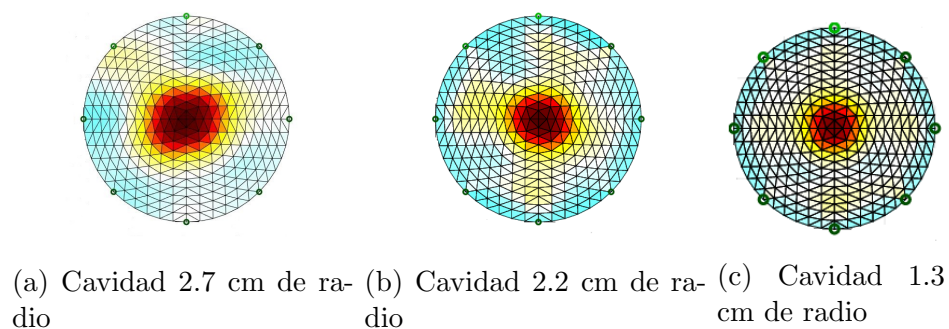


Figura 4.11: Imágenes reconstruidas de las cavidades emuladas en agar por el algoritmo GREIT.

Tabla 4.7: Medianas de figura de merito, frente a cambios de conductividad  $\sigma_1 = 1,227S/m$ ,  $\sigma_2 = 1,890S/m$ ,  $\sigma_3 = 2,070S/m$  y radio de cavidades

<i>Figuras de Merito</i>	<i>Radio de la cavidad</i>								
	<i>Grande</i>			<i>Mediano</i>			<i>Pequeño</i>		
	$\sigma_1$	$\sigma_2$	$\sigma_3$	$\sigma_1$	$\sigma_2$	$\sigma_3$	$\sigma_1$	$\sigma_2$	$\sigma_3$
<b>AR</b>	1.01	1.01	0.99	0.74	1.01	1.01	1.09	1.03	0.99
<b>PE</b>	0.02	0.02	0.02	0.01	0.01	0.01	-0.01	-0.01	0.01
<b>RES</b>	0.44	0.44	0.44	0.46	0.44	0.44	0.47	0.47	0.45
<b>SD</b>	0.05	0.05	0.05	0.07	0.05	0.05	0.08	0.07	0.07
<b>RNG</b>	0.01	0.01	0.01	0.01	0.01	0.01	0.01	0.01	0.01

En el experimento con una cavidad de 2.7 cm de radio (Figura 4.12), la *AR* tiene un promedio de 1,01 en cada frame, presentando un comportamiento deseado, con un  $AR = 1$  de acuerdo con [132], tendiendo a ser uniforme con pequeños cambios en algunos intervalos. En contraste, para las cavidades mediana y pequeña (Figuras 4.13, 4.14); para una conductividad de la solución salina de 1.227 S/m el *AR* presentan un comportamiento no deseado, el cual debe ser lo mas constante posible.

En el caso de la posición de error *PE*, considerada como la segunda figura de mérito más importante, ya que mide el grado en que las imágenes representan la posición del objeto con respecto al centro de gravedad, por lo que debe tener un comportamiento constante y pequeño, cercano a cero [3]. Es así como el comportamiento de la *PE* del algoritmo GREIT, durante la reconstrucción de imágenes, se encuentra dentro del comportamiento deseado, puesto que para las cavidades y las diferentes conductividades de la solución salina el *PE* se encuentra al rededor de -0.01 a 0.02.

Al mismo tiempo la *RES* y *SD* miden la uniformidad y formación de objetos cerca de la zona de interés, por tanto se espera que su comportamiento sea uniforme y pequeño, representando con mayor precisión la forma de la distribución de conductividad objetivo. En primer lugar la *RES* en los 9 experimentos, tiene un comportamiento constante con pequeños cambios respecto al origen, del orden de 0,44, 0,46 y 0,47, representando la distribución de la conductividad de forma correcta. Aunque en las cavidades mediana y pequeña (Figuras 4.13 y 4.14) de la conductividad 1.227 S/m, la *RES* no es uniforme en algunos frames. De igual forma la uniformidad en *SD*, presenta una deformación máxima de 0,08 para una conductividad de la solu-

ción salina de 1.227 S/m en la cavidad menor, mientras que en las cavidades grande y mediana es de 0,05 y 0,07. De forma similar el *RNG* presenta una uniformidad de 0,01, 0,01 y 0,01 en los 50 frames, cercano al comportamiento deseado. Las figuras de merito muestran que el sistema de TIE de 8 puertos presenta un buen desempeño en cuanto a la reconstrucción de las imágenes.

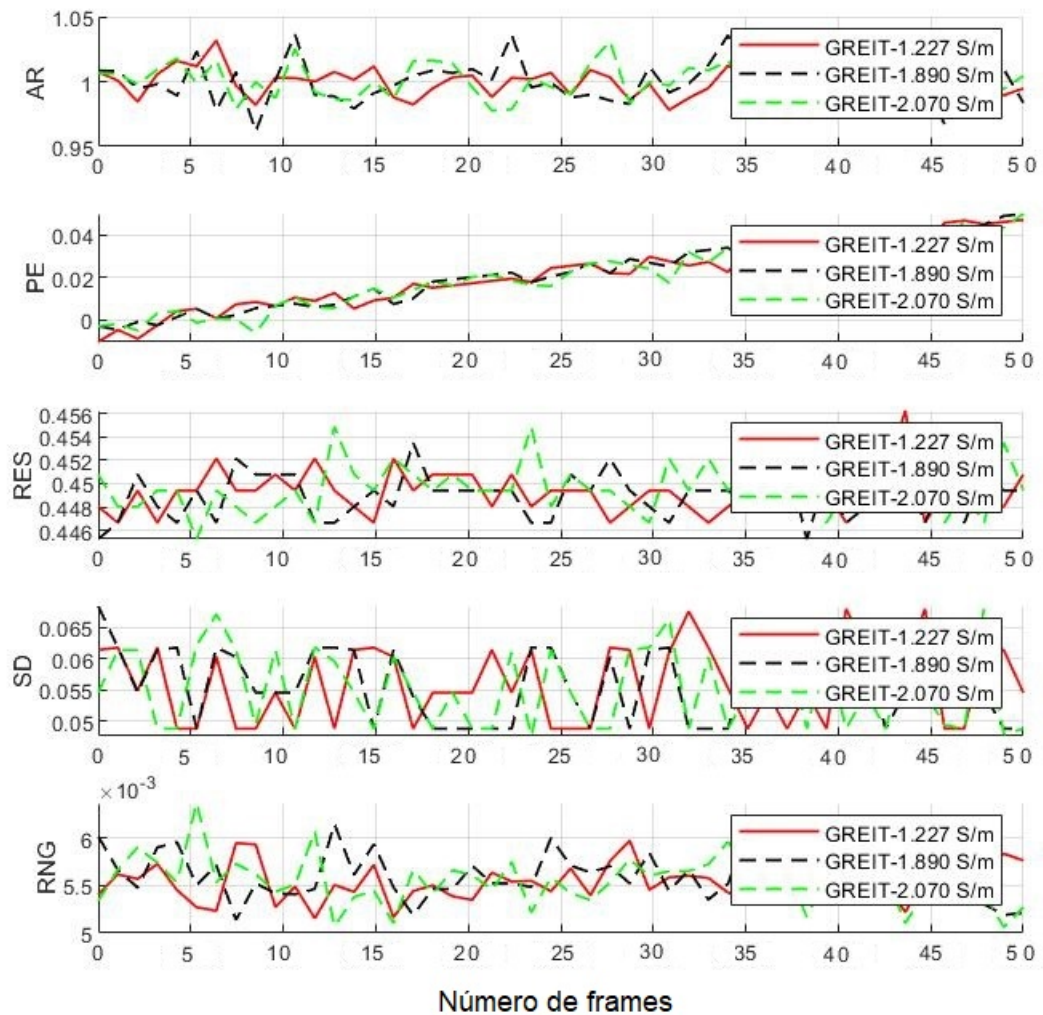


Figura 4.12: Figura de merito para radio 2.7 cm, y conductividades 1.227, 1.890 y 2.070 S/m





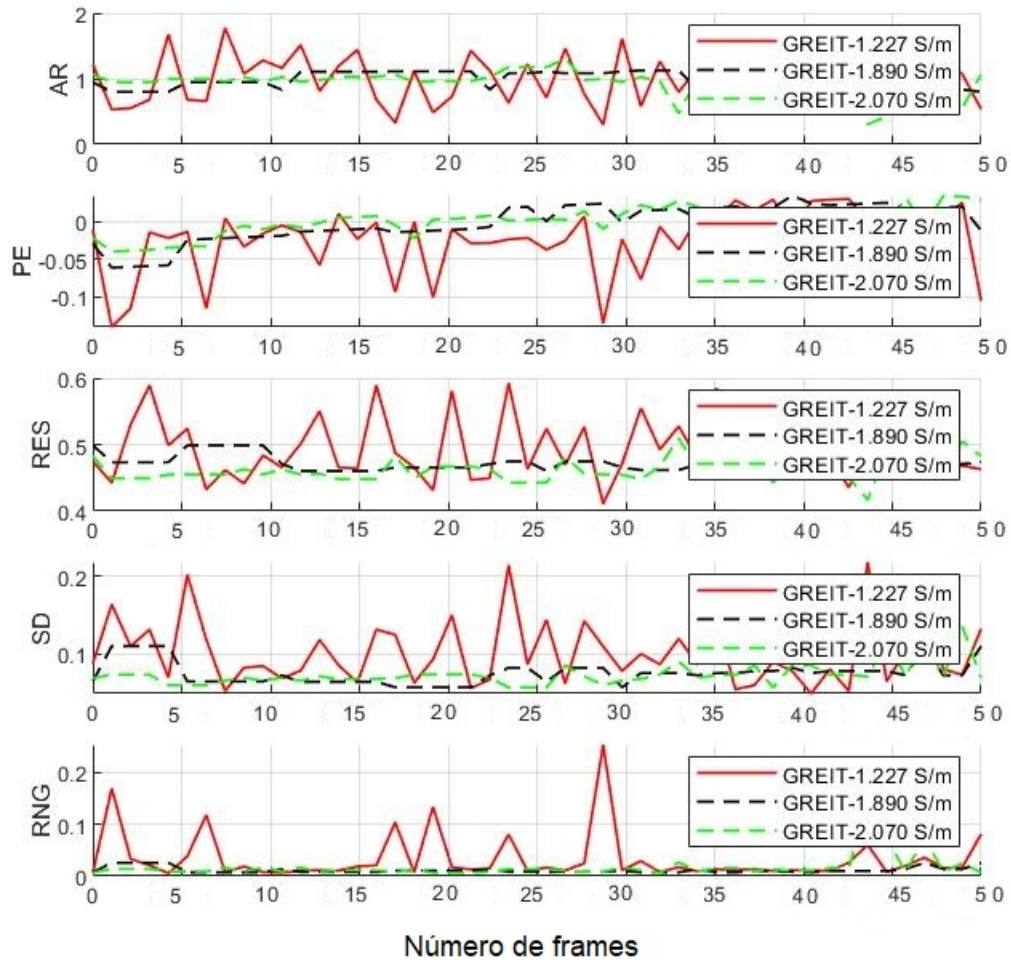


Figura 4.14: Figura de merito para radio 1.3 cm, y conductividades 1.227, 1.890 y 2.070 S/m

### 4.3.2. Estimación de volumen con método GI

Los resultados experimentales del método  $|GI|^{-1}$ , se analizan mediante el test Kruskal-Wallis (Tabla 4.8). El índice  $|GI|^{-1}$  representado en las Figuras 4.15 a 4.17, muestran el comportamiento del índice a la variación de radio de las cavidades de los phantoms y la conductividad de solución salina en la cavidad.

Tabla 4.8: Medianas  $\pm$  intercuartil para los valores adimensionales dados por el método GI. Los valores p se calcularon utilizando pruebas de Kruskal-Wallis.

<b>Conductividad (S/m)</b>	<b>Radio de la cavidad</b>			<b>P-value</b>
	<b>Grande</b>	<b>Mediano</b>	<b>Pequeño</b>	
1.227	266,54 $\pm$ 5,51	189,44 $\pm$ 18,57	65,26 $\pm$ 17,84	3,08E <sup>-27</sup>
1.890	270,57 $\pm$ 5,86	172,32 $\pm$ 4,65	74,76 $\pm$ 8,05	2,82E <sup>-27</sup>
2.070	271,96 $\pm$ 5,98	171,89 $\pm$ 5,30	72,95 $\pm$ 3,82	2,90E <sup>-27</sup>
<b>P-value</b>	6,70E <sup>-9</sup>	1,80E <sup>-6</sup>	0.03	

Los  $p$ -values de las pruebas de Kruskal-Wallis, menores a 0.05 indican diferencia significativa entre las medianas de los grupos de datos; los p-values de la última fila de la Tabla 4.8 indican la capacidad del índice  $|GI|^{-1}$  de detectar cambios de volumen de la cavidad de los phantom cuando la conductividad de la solución salina es constante; Por otra parte, los  $p$ -values de la última fila indican si este índice es o no sensible a los cambios de conductividad de la solución salina dentro de una cavidad de volumen constante. Por lo tanto como se presenta en la Tabla 4.8, existe una relación entre las medianas del índice  $|GI|^{-1}$ , y el volumen las cavidades, logrando diferenciar las mismas. Mientras que los  $p$ -values de la última fila muestran la alta sensibilidad de la  $|GI|^{-1}$  a cambios de la conductividad, lo cual hace de esta alternativa altamente dependiente de la conductividad y no del tamaño de la cavidad, lo cual coincide con los resultados presentados en [76, 80, 108].



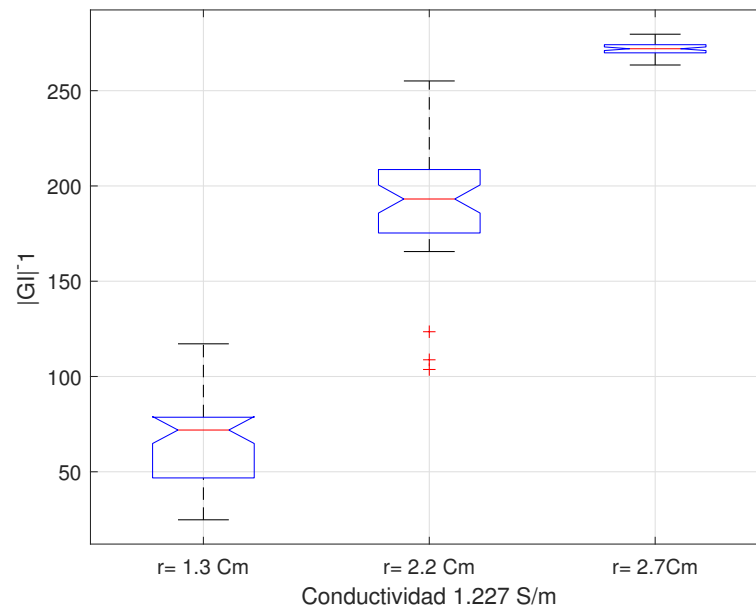


Figura 4.15: Variación de volumen con método de  $|GI|^{-1}$  con conductividad 1.227 S/m

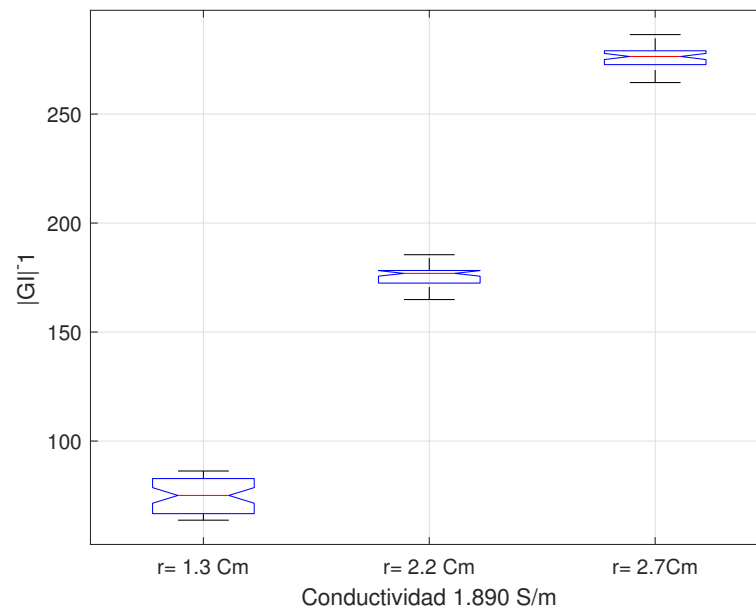


Figura 4.16: Variación de volumen con método de  $|GI|^{-1}$  con conductividad 1.890 S/m

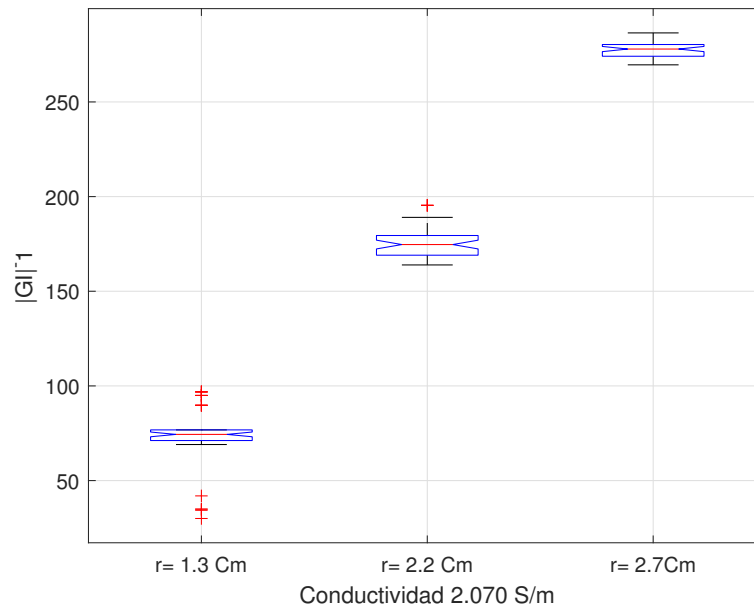


Figura 4.17: Variación de volumen con método de  $|GI|^{-1}$  con conductividad 2.070 S/m

---

# Capítulo 5

## Discusión y conclusiones

### 5.1. Introducción

En este capítulo, se discute i) el desempeño del sistema propuesto durante la reconstrucción de imágenes dTIE, ii) el rendimiento del algoritmo de reconstrucción GREIT para determinar las condiciones geométricas, de un objeto bajo condiciones similares de conductividad del bajo pelvis, iii) la viabilidad del enfoque GI para monitorizar el volumen de la vejiga.

### 5.2. Desempeño de sistema de TIE

La implementación del sistema de TIE empleando tecnología de señales mixtas PSoC orientado a aplicaciones médicas muestran que, bajo condiciones de cargas resistivas, el sistema diseñado presenta un buen desempeño si la señal de voltaje generado por el DDS se fija en 98 mV; además de definir el tiempo de conmutación para medición de voltajes de 1ms; logrando una precisión de 98.58% y una SNR máxima de 65.83 dB (Tabla 4.3). Estos resultados presentan un desempeño similar al sistema de tomografía presentado en [39]; el cual muestra, bajo condiciones similares, una precisión de 98.84% con un SNR de 64.3 db. La frecuencia de 100 fps alcanzada por el sistema implementado está dada, por el tiempo de conmutación y conversión a palabra digital, al tomar 40 medidas de potenciales adyacentes sobre un phantom, en un tiempo de 10ms, lo cual permite al sistema monitorizar procesos

con una alta variabilidad temporal de su distribución de conductividad; lo que hace de este sistema una buena alternativa para aplicaciones de procesos biológicos como ventilación pulmonar y sistema hemodinámico, los cuales requieren la más alta frecuencia de frames por parte de los sistemas de TIE (Secciones 2.2.1 y 2.2.2) y que han presentado resultados muy prometedores.

La sensibilidad obtenida por el sistema de TIE (Figura 4.7) muestra la capacidad de diferenciar conductividades entre 0.217 y 2.120 S/m, teniendo capacidad de diferenciar la conductividad de diversos tejidos y fluidos humanos, con una señal de corriente de inyección de 0.98 mA a una frecuencia de 50kHz; lo cual se evidencia en la base de datos realizada por [71]. Por lo tanto, el sistema implementado en este proyecto permitirá el uso en el campo médico.

La estimación de volumen de vejiga, el cual fue el proceso para evaluar el desempeño del sistema de TIE implementado, muestra que este sistema puede ser una muy buena alternativa en este campo, ya que los resultados obtenidos se encuentran en consonancia a los presentados en [78–80, 109] donde la GI ha presentado una buena correlación con el volumen de la vejiga. Por otra parte, con respecto a la sensibilidad obtenida por el sistema basado en PSoC, supera al sistema EEK2 el cual fue empleado por [80] para adelantar estudios de volumen de vejiga en voluntarios humanos, el cual permite diferenciar conductividad en el rango de 0.5 a 2.0 S/m. Indicando que el sistema diseñado en este proyecto sería una muy buena alternativa para es estudio urodinámico.

### **5.3. Desempeño en la determinación de condiciones geométricas**

Los resultados obtenidos con el phantom de Agar (Sección 4.3) al usar el algoritmo GREIT, para la reconstrucción de imágenes de TIE, presentan un buen desempeño basado en las figuras de mérito propuestas en [1], como son radio, posición y deformación de un objeto bajo condiciones similares de conductividad del bajo pelvis. Los resultados de estos índices Tabla 4.7 muestran un comportamiento deseado para

AR, PE, RES, SD y RNG, durante la reconstrucción de imágenes con tan solo 8 electrodos. Los resultados mostraron que el AR presenta un mejor desempeño para las cavidades con radio grande y mediano; por otra parte para una conductividad de  $\sigma_1 = 1,227S/m$ , la cavidad de radio pequeño presenta el peor desempeño (1,09), lo que indica que cuando el radio de la cavidad del phantom es pequeño y la conductividad de la solución salina es cercana a la del Agar, la calidad de la reconstrucción de las imágenes de TIE decrece, lo cual se le atribuye a la baja resolución espacial de sistema implementado, el cual cuenta con solo 8 electrodos. Un comportamiento similar presentan los índices PE, RES, SD y RNG, los cuales para una conductividad baja, la reconstrucción de la imagen de TIE presenta menor desempeño debido a la alta variación de estos (Figuras 4.13, 1.14 y 4.15).

Con respecto a la ubicación de los objetos dentro del phantom de agar, los valores positivos de  $PE$ , indican la imagen de TIE reconstruida permite identificar correctamente la ubicación de las cavidades, para las cavidades de radio grande y mediano ( $PE \approx 0$ ), aunque los valores negativos  $\sigma_1 = -0,01$  y  $\sigma_2 = -0,01$  S/m que presenta la cavidad de radio pequeño, muestran un comportamiento no deseado en la posición. Al igual que con el índice AR, esta limitante se atribuye a la resolución espacial (Figuras 4.13, 1.14 y 4.15).

#### 5.4. Análisis del sistema TIE propuesto, en estudios de estimación de volumen de vejiga.

En la estimación de volumen de vejiga, mediante un método de bioimpedancia, es necesario analizar el comportamiento de  $|GI|^{-1}$  a incertidumbre de la orina en la estimación del volumen de la vejiga. En este sentido, los experimentos realizados muestran el comportamiento de  $|GI|^{-1}$  en la estimación de volumen de la cavidad a conductividad constante y variable. Los  $p$ -values presentados en la última columna de la Tabla 4.9, muestran diferencia significativa ( $p \leq 0,05$ ) entre las medianas de los grupos de datos para cada cavidad de los phantoms, cuando la conductividad de la solución salina permanece constante, mostrando la viabilidad de este índice en

la determinación del tamaño de la vejiga; estos resultados confirman los presentados en [77, 80, 109], donde las experimentaciones buscan mantener la conductividad constante de la orina mediante el control de ingesta de líquido previo a la toma de medidas. Los resultados mostrados en la Tabla 4.9 evidencian el comportamiento creciente de  $|GI|^{-1}$  con el volumen, además no se presenta traslape entre los grupos de datos como se muestra en las Figuras 4.17 a 4.18; por otra parte, los rangos intercuartílicos muestran una baja sensibilidad al ruido de medición, resultados que se corroboran con los presentados en [79]. Con respecto a la robustez del índice  $|GI|^{-1}$  a cambios de conductividad de la solución salina en las cavidades de los phantoms, los  $p$  - *values* en la última fila de la Tabla 4.8 muestra que el  $|GI|^{-1}$  es altamente sensible a la incertidumbre de la conductividad de la solución salina, ya que sus medianas presenta una diferencia significativa ( $p \leq 0,05$ ), haciendo que este índice presente errores en la estimación del tamaño de la cavidad; resultados que corroboran los estudios de [79, 80, 110? ], indicando que  $|GI|^{-1}$  es un método que se limita a establecer el volumen de la vejiga bajo condiciones controladas de la conductividad de la orina.

Los resultados presentados muestran la viabilidad del sistema de TIE implementado en la monitorización de procesos biológicos, puesto que presenta un desempeño similar a trabajos citados en este tópico [79, 80]; sin embargo, es necesario realizar estudios que permitan evaluar el sistema desarrollado en voluntarios, que permitan analizar los efectos de la limitación de resolución espacial obtenida al usar 8 electrodos, ya que en la mayoría de las aplicaciones médicas se emplean 16 electrodos.

Finalmente, el dispositivo desarrollado basado en tecnología de señal mixta demuestra su potencialidad en el campo del desarrollo de sistemas de TIE, el cual con las características de frecuencia de frames y sensibilidad alcanzadas, permitirían incursionar en diversos campos biomédicos.

---

# Apéndice A

## Configuración de fuente de inyección

La compilación de los scripts, se realiza en el entorno PSoC creator 4.2, a continuación se anexa el código correspondiente de las funciones y librerías usadas en la fuente de corriente (VCCS).

**main.c:**

```
#include <project.h>
#include <stdio.h>
#include <math.h>
#include <stdlib.h>
#include "generador.h"
#include "dma.h"
#define IDAC_DMA_COD
#define SI 1
#define NO 0

***** CONSTANTES PARA CONTROL DEL TIMER *****
#define FREC_TIMER
#define FREC_CPU
/***** CONSTANTES PARA EL CONTROLADOR *****/
#define ADCMAXVAL 1023.0
#define DACMAXVAL 255.0
/* Coefficients of the matrix M*/
#define M11 0.670330
```

---

## Apéndice B

# Configuración sistemas de conmutación, demodulación y comunicación

**main.c:**

```
#include "project.h"
#include <math.h>
#include <stdlib.h>
#include <stdio.h>
#include "Patrones.h"

#define True 1
#define False 0
volatile uint8 flag = True;
volatile uint8 flagM = True;
uint volatile contador=0;
uint volatile contadorM=0;
int Q=0,M=0;
char iny[12];

//-----Variables demodulador-----////
int32 Piko;
float32 error , RMS;
```



---

# Apéndice D

## Algoritmos de reconstrucción

Tank.m:

```
close all;

Nel      = 8; %Number of elecs
Nring    = 1; %Number rings
Zc       = 0.001; % Contact impedance
curr     = ; % applied current mA

th       = linspace(0,360,Nel+1)'; th(9) = [];
els      = [th]*[1,0];
elec_sz  = 1/32;
%fmdl    = ng_mk_cyl_models([0,1,0.1],els,[elec_sz,0,0.003]);

for i=1:Nel
fmdl.electrode(i).z_contact= Zc;
end

Inj      = '{ad}';
Meas     = '{ad}';
Opt1     = 'no_meas_current';
Opt2     = 'no_rotate_meas';

% Adjacent stim patterns

[stim,meas] = mk_stim_patterns (Nel,Nring,Inj,Meas,{Opt1
```

---

## Apéndice E

# Algoritmo de reconstrucción GREIT y GI

### GlobalImpedance.m:

```
close all;

Nel      = 8; %Number of elecs
Nring    = 1; %Num,ber rings
Zc       = 0.001; % Contact impedance
curr     = 1E-0; % applied current mA

Inj      = '{ad}';
Meas     = '{ad}';
Opt1     = 'no_meas_current';
Opt2     = 'no_rotate_meas';

%load tank data
ListFolders          = get_list_folders();
[Fid,NFiles, Frames] = get_data_folder(ListFolders{1});
[vh1,vi1]            = TomoAFE4300(Frames, NFiles);

%simple inverse model -> replace fields to match this model
bkgnd                = 0.234; S/m
elec_shape = [0.1,          %radius
0,                        %circular electrode
0.05]';                 %maxh (electrode refinement)
```

---

## Bibliografía

- [1] Andy Adler, John H Arnold, Richard Bayford, Andrea Borsic, Brian Brown, Paul Dixon, Theo JC Faes, Inéz Frerichs, Hervé Gagnon, Yvo Gärber, et al. Greit: a unified approach to 2d linear eit reconstruction of lung images. *Physiological measurement*, 30(6):S35, 2009.
- [2] Andy Adler, Pascal Olivier Gaggero, y Yasheng Maimaitijiang. Adjacent stimulation and measurement patterns considered harmful. *Physiological Measurement*, 32(7):731–744, 2011. ISSN 0967-3334. doi:10.1088/0967-3334/32/7/S01. URL <http://stacks.iop.org/0967-3334/32/i=7/a=S01?key=crossref.1b11feaba4d8a4423578c5f59fb6af21>.
- [3] Andy Adler, Robert Guardo, y Yves Berthiaume. Impedance imaging of lung ventilation: do we need to account for chest expansion? *IEEE transactions on Biomedical Engineering*, 43(4):414–420, 1996.
- [4] Aline M Ambrosio, Tatiana P.A. Carvalho-Kamakura, Keila K Ida, Barbara Varela, Felipe S.R.M. Andrade, Lara L Facó, y Denise T Fantoni. Ventilation distribution assessed with electrical impedance tomography and the influence of tidal volume, recruitment and positive end-expiratory pressure in isoflurane-anesthetized dogs. *Veterinary Anaesthesia and Analgesia*, 44(2):254–263, 2017. ISSN 14672987. doi:10.1016/j.vaa.2016.06.003. URL <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1467298717300521>.
- [5] Bruce Amm, Tzu-Jen Kao, Xin Wang, Gregory Boverman, David Shoudy, James Sabatini, Jeffrey Ashe, Jonathan Newell, Gary Saulnier, David Isaacson, y David Davenport. Real-time 3D electrical impedance imaging for ventilation monitoring of the lung: Pilot study. En *2014 36th Annual International*

- Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, págs. 6064–6067. IEEE, IEEE, 2014. ISBN 978-1-4244-7929-0. doi:10.1109/EMBC.2014.6945012. URL <http://ieeexplore.ieee.org/document/6945012/>.
- [6] L. Andiani, A. Rubiyanto, y Endarko. Sensitivity analysis of thorax imaging using two-dimensional Electrical Impedance Tomography (EIT). *Journal of Physics: Conference Series*, 1248(1), 2019. ISSN 17426596. doi:10.1088/1742-6596/1248/1/012009.
- [7] Hubert A Anton, Keith Chambers, Joanne Clifton, y Jennifer Tasaka. Clinical utility of a portable ultrasound device in intermittent catheterization. 1998.
- [8] Shimon Arad, Sharon ZLOCHIVER, y Muhammad MAHAJNA. Diagnostic and monitoring electrical impedance tomography (eit) system for osteoporosis. 2019.
- [9] Vladimir Trujillo Arias. *Control en Tiempo Discreto de Lazos de Realimentación de Corriente en el Contexto de la Bioimpedancia*. Tesis Doctoral, Universidad del Cauca, 2017.
- [10] Kirill Y Aristovich, Brett C Packham, Hwan Koo, Gustavo Sato, Andy Mcevoy, y David S Holder. NeuroImage Imaging fast electrical activity in the brain with electrical impedance tomography. *NeuroImage*, 124:204–213, 2016. ISSN 1053-8119. doi:10.1016/j.neuroimage.2015.08.071. URL <http://dx.doi.org/10.1016/j.neuroimage.2015.08.071>.
- [11] Perepelitsyn Artem y Shulga Dmitry. FPGA technologies in medical equipment: Electrical impedance tomography. 2013. doi:10.1109/EWDTS.2013.6673157.
- [12] Seyed Reza Atefi, Fernando Seoane, Shervin Kamalian, Eric S Rosenthal, Michael H Lev, y Giorgio Bonmassar. Intracranial hemorrhage alters scalp potential distribution in bioimpedance cerebral monitoring: Preliminary results from FEM simulation on a realistic head model and human subjects. *Medical Physics*, 43(2):675–686, 2016. ISSN 00942405. doi:10.1118/1.4939256. URL <http://doi.wiley.com/10.1118/1.4939256>.

- [13] Suzanna Ridzuan Aw, Ruzairi Abdul Rahim, Mohd Hafiz Fazalul Rahiman, Fazlul Rahman Mohd Yunus, y Chiew Loon Goh. Electrical resistance tomography: A review of the application of conducting vessel walls. *Powder Technology*, 254:256–264, 2014. ISSN 00325910. doi:10.1016/j.powtec.2014.01.050.
- [14] S Bentolhoda Ayati, Kaddour Bouazza-Marouf, y David Kerr. In vitro localisation of intracranial haematoma using electrical impedance tomography semi-array. *Medical Engineering & Physics*, 37(1):34–41, 2015. ISSN 13504533. doi:10.1016/j.medengphy.2014.10.001. URL <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1350453314002525>.
- [15] M Balleza-Ordaz, E Perez-Alday, M Vargas-Luna, y J.P. Riu. Tidal volume monitoring by electrical impedance tomography (EIT) using different regions of interest (ROI): Calibration equations. *Biomedical Signal Processing and Control*, 18:102–109, 2015. ISSN 17468094. doi:10.1016/j.bspc.2014.12.004. URL <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1746809414001992>.
- [16] Tobias Becher, Barbara Vogt, Matthias Kott, Dirk Schädler, Norbert Weiler, y Inéz Frerichs. Functional Regions of Interest in Electrical Impedance Tomography: A Secondary Analysis of Two Clinical Studies. *PLOS ONE*, 11(3):e0152267, 2016. ISSN 1932-6203. doi:10.1371/journal.pone.0152267. URL <http://dx.plos.org/10.1371/journal.pone.0152267>.
- [17] Lori A Birder y William C De Groat. Mechanisms of disease: involvement of the urothelium in bladder dysfunction. 2007.
- [18] Marc Bodenstern, Matthias David, y Klaus Markstaller. Principles of electrical impedance tomography and its clinical application. 2009. doi:10.1097/CCM.0b013e3181958d2f.
- [19] Julien Bordes, Philippe Goutorbe, Pierre Julien Cungi, Marie Caroline Boghossian, y Eric Kaiser. Noninvasive ventilation during spontaneous breathing anesthesia: an observational study using electrical impedance tomography. *Journal of Clinical Anesthesia*, 34:420–426, 2016. ISSN 09528180. doi:10.1016/j.jclinane.2016.04.016. URL <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0952818016301271>.

- [20] Gregory Boverman, David Isaacson, Jonathan C Newell, Gary J Saulnier, Tzu-jen Kao, Bruce C Amm, Xin Wang, David M Davenport, David H Chong, Rakesh Sahni, y Jeffrey M Ashe. Efficient Simultaneous Reconstruction of Time-Varying Images and Electrode Contact Impedances in Electrical Impedance Tomography. 2016. doi:10.1109/TBME.2016.2578646.
- [21] Gregory Boverman, Tzu-Jen Kao, Xin Wang, Jeffrey M Ashe, David M Davenport, y Bruce C Amm. Detection of small bleeds in the brain with electrical impedance tomography. *Physiological Measurement*, 37(6):727–750, 2016. ISSN 0967-3334. doi:10.1088/0967-3334/37/6/727. URL <http://stacks.iop.org/0967-3334/37/i=6/a=727?key=crossref.86d9f1901f3996252bd2c186565528fd>.
- [22] Kristyna Buzkova y Jan Suchomel. Use of electrical impedance tomography for quantitative evaluation of disability level of bronchopulmonary dysplasia. En *2013 E-Health and Bioengineering Conference (EHB)*, págs. 1–4. IEEE, IEEE, 2013. ISBN 978-1-4799-2373-1. doi:10.1109/EHB.2013.6707307. URL <http://ieeexplore.ieee.org/document/6707307/>.
- [23] John Jairo Cabrera-López, Jaime Velasco-Medina, Ernesto Rodríguez Denis, Juan Felipe Briceño Calderón, y Oscar Julián Gómez Guevara. Bioimpedance measurement using mixed-signal embedded system. En *Circuits & Systems (LASCAS), 2016 IEEE 7th Latin American Symposium on*, págs. 335–338. IEEE, 2016.
- [24] John Jairo Cabrera-lópez, Jaime Velasco-Medina, Universidad Valle, Ernesto Rodríguez Rodriguez Denis, Juan Felipe Briceño, John Jairo Cabrera-Lopez, Jaime Velasco-Medina, Ernesto Rodríguez Rodriguez Denis, Juan Felipe Briceño Calderon, y Oscar Julian Gomez Guevara. Bioimpedance Measurement Using Mixed-Signal Embedded System. 2016. doi:10.1109/LASCAS.2016.7451078. URL <http://ieeexplore.ieee.org/document/7451078/>.
- [25] Jorge Caeiros, Raul C Martins, y Bruno Gil. A new image reconstruction algorithm for real-time monitoring of conductivity and permeability changes

- in Magnetic Induction Tomography. 2012. doi:10.1109/EMBC.2012.6347420. URL <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/23367355>.
- [26] Carlos Castelar. Internal Electrode Bladder Volume EIT for routine urodynamic test application: An FEM study using EIDORS framework. 2016. URL <http://radio.feld.cvut.cz/conf/poster/poster2016/proceedings/Section{ }BI/BI{ }096{ }Castelar.pdf>.
- [27] I Chatziioannidis, T Samaras, G Mitsiakos, P Karagianni, y N Nikolaidis. Assessment of lung ventilation in infants with respiratory distress syndrome using electrical impedance tomography. 2013. URL <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3743613/{#}>.
- [28] Margaret Cheney, David Isaacson, Jonathan C Newell, S Simske, y J Goble. Noser: An algorithm for solving the inverse conductivity problem. *International Journal of Imaging systems and technology*, 2(2):66–75, 1990.
- [29] Venkatratnam Chitturi y Nagi Farrukh. A Low Cost Electrical Impedance Tomography ( EIT ) for Pulmonary Disease Modelling and Diagnosis . *Name: The Second International Conference on Technological Advances in Electrical, Electronics and Computer Engineering (TAECE2014)*, (March 2014):83–89, 2014.
- [30] Cypress Semiconductor Corporation. Operational Amplifier ( Opamp ) Input / Output Connections. págs. 1–15.
- [31] Meng Dai, Bing Li, Shijie Hu, Canhua Xu, Bin Yang, Jianbo Li, Feng Fu, Zhou Fei, y Xiuzhen Dong. In Vivo Imaging of Twist Drill Drainage for Subdural Hematoma: A Clinical Feasibility Study on Electrical Impedance Tomography for Measuring Intracranial Bleeding in Humans. *PLoS ONE*, 8(1):e55020, 2013. ISSN 1932-6203. doi:10.1371/journal.pone.0055020. URL <https://dx.plos.org/10.1371/journal.pone.0055020>.
- [32] Asamblea Mundial de la Salud. Proyecto de plan de acción para la prevención y el control de las enfermedades no transmisibles 2013-2020 Informe de la Secretar{\`i}a. 2013.

- [33] Doan Trang Nguyen, Aravinda Thiagalingam, Abhishek Bhaskaran, Michael A Barry, Jim Pouliopoulos, Craig Jin, y Alistair L McEwan. Electrical Impedance Tomography for assessing Ventilation/Perfusion mismatch for Pulmonary Embolism detection without interruptions in respiration. 2014. doi:10.1109/EMBC.2014.6945013. URL <http://ieeexplore.ieee.org/document/6945013/>.
- [34] Dräger. Dräger PulmoVista ® 500 ICU Ventilation and Respiratory Monitoring. 2017.
- [35] Alicia Everitt, Brandon K Root, David F Bauer, y Ryan J Halter. Electrical impedance mapping for localizing evolving traumatic brain injury. En Barjor Gimi y Andrzej Krol, eds., *Medical Imaging 2019: Biomedical Applications in Molecular, Structural, and Functional Imaging*, tomo 10953, pág. 30. International Society for Optics and Photonics, SPIE, 2019. ISBN 9781510625532. doi:10.1117/12.2512292.
- [36] Alexandre Fouchard, Alain Noca, Stéphane Bonnet, Pascale Pham, Valérie Sinniger, Didier Clarençon, y Olivier David. Modular architecture of a Multi-frequency Electrical Impedance Tomography system : design and implementation. 2014. doi:10.1109/EMBC.2014.6945015.
- [37] Feng Fu, Bing Li, Meng Dai, Shi-Jie Hu, Xia Li, Can-Hua Xu, Bing Wang, Bin Yang, Meng-Xing Tang, Xiu-Zhen Dong, Zhou Fei, y Xue-Tao Shi. Use of Electrical Impedance Tomography to Monitor Regional Cerebral Edema during Clinical Dehydration Treatment. *PLoS ONE*, 9(12):e113202, 2014. ISSN 1932-6203. doi:10.1371/journal.pone.0113202. URL <https://dx.plos.org/10.1371/journal.pone.0113202>.
- [38] Pascal Olivier Gaggero, Andy Adler, Josef Brunner, y Peter Seitz. Electrical impedance tomography system based on active electrodes. 2012. doi:10.1088/0967-3334/33/5/831.
- [39] Hervé Gagnon, Martin Cousineau, Andy Adler, y Alzbeta E Hartinger. A resistive mesh phantom for assessing the performance of eit systems. *IEEE transactions on biomedical engineering*, 57(9):2257–2266, 2010.



- [40] Suhas S Gajre, Sneha Anand, U Singh, y Rajendra K Saxena. Novel method of using dynamic electrical impedance signals for noninvasive diagnosis of knee osteoarthritis. En *2006 International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, págs. 2207–2210. IEEE, 2006.
- [41] Jianling Gao, Shihong Yue, Jun Chen, y Huaxiang Wang. Classification of normal and cancerous lung tissues by electrical impedance tomography. *Bio-medical materials and engineering*, 24(6):2229–2241, 2014. doi:10.3233/BME-141035. URL <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/25226922>.
- [42] L. A. Geddes y L. E. Baker. The specific resistance of biological material-A compendium of data for the biomedical engineer and physiologist. *Medical and biological engineering*, 5(3):271–293, 1967. ISSN 0025696X. doi:10.1007/BF02474537.
- [43] Mehran Goharian, Manuchehr Soleimani, Aravinthan Jegatheesan, Kenrick Chin, y Gerald R Moran. A DSP Based Multi-Frequency 3D Electrical Impedance Tomography System. *Annals of Biomedical Engineering*, 36(9):1594–1603, 2008. ISSN 0090-6964. doi:10.1007/s10439-008-9537-5. URL <http://link.springer.com/10.1007/s10439-008-9537-5>.
- [44] Filip Grilec, Ž Lučev Vasić, Wenshu Ni, Yuemin Gao, Min Du, Mario Cifrek, Z. Lucev Vasic, Wenshu Ni, Yuemin Gao, Min Du, y Mario Cifrek. Wireless intrabody communication sensor node realized using PSoC microcontroller. En *Information and Communication Technology, Electronics and Microelectronics (MIPRO), 2016 39th International Convention on*, págs. 426–429. IEEE, 2016. ISBN 9789532330885. doi:10.1109/MIPRO.2016.7522181.
- [45] Bartłomiej Grychtol y Andy Adler. FEM electrode refinement for electrical impedance tomography. *Conference proceedings : ... Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. Annual Conference*, 2013:6429–6432, 2013. ISSN 1557170X. doi:10.1109/EMBC.2013.6611026.
- [46] Bartłomiej Grychtol, Gunnar Elke, Patrick Meybohm, Norbert Weiler, Inéz Frerichs, y Andy Adler. Functional Validation and Comparison Frame-

- work for EIT Lung Imaging. *PLoS ONE*, 9(8):e103045, 2014. ISSN 1932-6203. doi:10.1371/journal.pone.0103045. URL <http://dx.plos.org/10.1371/journal.pone.0103045>.
- [47] Zhiheng Guo. A non-uniform regularization image reconstruction algorithm for electrical capacitance tomography. En *2011 International Conference on Mechatronic Science, Electric Engineering and Computer (MEC)*, págs. 1131–1134. IEEE, 2011.
- [48] R.J. Halter, Alex Hartov, y K.D. Paulsen. A Broadband High-Frequency Electrical Impedance Tomography System for Breast Imaging. 2008. doi:10.1109/TBME.2007.903516. URL <http://ieeexplore.ieee.org/document/4360068/>.
- [49] You-Jung Han, Anil Kumar Khambampati, y Kyung-Youn Kim. Performance analysis of EIT bladder monitoring system according to input current patterns. *Journal of IKEEE*, 23(1):164–172, 2019. doi:<https://doi.org/10.7471/ikeee.2019.23.1.164>. URL <http://koreascience.or.kr/article/JAK0201913747256867.page>.
- [50] Yuhui Han, Bing Han, L O L Shen, y Zhaoyu Li. Image Reconstruction Method for Electrical Machine Algorithm. págs. 1089–1092, 2011.
- [51] Gregory Hansen, Tanya Holt, y Jeffrey Dmytrowich. Thoracic electrical impedance tomography to minimize right heart strain following cardiac arrest. 2019. URL <http://www.annalspc.com/preprintarticle.asp?id=261495>.
- [52] W.S. Harrison, D.M. Tilbury, y C. Yuan. From hardware-in-the-loop to hybrid process simulation: An ontology for the implementation phase of a manufacturing system. 2012. doi:10.1109/TASE.2011.2162584.
- [53] C. He, X.-F. Song, y C.-H. Feng. Closed-loop supply chain coordination based on recyclers' competition model — Koordinacija zatvorenog opskrbnog lanca temeljena na modelu nadmetanja pružatelja usluge recikliranja. *International Journal for Engineering Modelling*, 27(1-2), 2014.

- [54] S Heizmann, M Baumgärtner, Sabine Krüger-Ziolek, Zhanqi Zhao, y Knut Möller. 3-D Lung Visualization Using Electrical Impedance Tomography Combined with Body Plethysmography. En *The 15th International Conference on Biomedical Engineering*, págs. 172–175. Springer, 2014. doi: 10.1007/978-3-319-02913-9\_44. URL [http://link.springer.com/10.1007/978-3-319-02913-9\\_44](http://link.springer.com/10.1007/978-3-319-02913-9_44).
- [55] DS Holder. Part 1 of electrical impedance tomography: Methods, history and applications. *Bristol: Institute of Phys. Publ*, págs. 54–64, 2004.
- [56] Sunjoo Hong, Jaehyuk Lee, Joonsung Bae, y Hoi-jun Yoo. A 10.4 mW electrical impedance tomography SoC for portable real-time lung ventilation monitoring system. En *2014 IEEE Asian Solid-State Circuits Conference (A-SSCC)*, tomo 50, págs. 193–196. IEEE, 2014. ISBN 978-1-4799-4089-9. doi:10.1109/ASSCC.2014.7008893. URL <http://ieeexplore.ieee.org/document/7008893/>.
- [57] Judith L Hough, Andrew D Shearman, Helen Liley, Caroline A Grant, y Andreas Schibler. Lung recruitment and endotracheal suction in ventilated preterm infants measured with electrical impedance tomography. *Journal of Paediatrics and Child Health*, 50(11):884–889, 2014. ISSN 10344810. doi: 10.1111/jpc.12661. URL <http://doi.wiley.com/10.1111/jpc.12661>.
- [58] Ji-er Huang, Yi-hsuan Hung, Jhi-joung Wang, y Bor-shyh Lin. Design of wearable and wireless electrical impedance tomography system. 2016. doi: 10.1016/j.measurement.2015.09.031. URL <http://dx.doi.org/10.1016/j.measurement.2015.09.031>.
- [59] Jae Youn Hwang, Seok-Soo Byun, Seung-June Oh, y Hee Chan Kim. Novel algorithm for improving accuracy of ultrasound measurement of residual urine volume according to bladder shape. 2004.
- [60] M R Islam y M A Kiber. Electrical Impedance Tomography imaging using Gauss-Newton algorithm. 2014. doi:10.1109/ICIEV.2014.6850719.

- [61] HCN Jongschaap, R Wytch, JMS Hutchison, y V Kulkarni. Electrical impedance tomography: a review of current literature. *European journal of radiology*, 18(3):165–174, 1994.
- [62] Mohammad Khalighi, Bijan Vosoughi Vahdat, Mohammad Mortazavi, Wei Hy, y Manuchehr Soleimani. Practical design of low-cost instrumentation for industrial electrical impedance tomography (EIT). 2012. doi:10.1109/I2MTC.2012.6229173.
- [63] S Khan, A Borsic, Preston Manwaring, Alexander Hartov, y Ryan Halter. FPGA Based High Speed Data Acquisition System for Electrical Impedance Tomography. *Journal of physics. Conference series*, 434(1):12081, 2013. ISSN 1742-6588. doi:10.1088/1742-6596/434/1/012081. URL <http://www.pubmedcentral.nih.gov/articlerender.fcgi?artid=3980583&tool=pmcentrez&rendertype=abstract><http://www.pubmedcentral.nih.gov/articlerender.fcgi?artid=3980583%7B%7D&tool=pmcentrez%7B%7D&rendertype=abstract>.
- [64] Shadab Khan, Preston Manwaring, Andrea Borsic, y Ryan Halter. FPGA-based voltage and current dual drive system for high frame rate electrical impedance tomography. 2015. doi:10.1109/TMI.2014.2367315.
- [65] Talha Ali Khan y Sai Ho Ling. Review on electrical impedance tomography: Artificial intelligence methods and its applications. *Algorithms*, 12(5), 2019. ISSN 19994893. doi:10.3390/a12050088.
- [66] Minseo Kim, Joonsung Bae, y Hoi-Jun Jun Yoo. Wearable 3D lung ventilation monitoring system with multi frequency electrical impedance tomography. En *2017 IEEE Biomedical Circuits and Systems Conference (BioCAS)*, tomo 2018-Janua, págs. 1–4. IEEE, IEEE, 2017. ISBN 978-1-5090-5803-7. doi:10.1109/BIOCAS.2017.8325163. URL <http://ieeexplore.ieee.org/document/8325163/>.
- [67] Shani Kimel-naor, Shimon Abboud, y Marina Arad. Parametric electrical impedance tomography for measuring bone mineral density in the pelvis using

- a computational model. 2016. doi:10.1016/j.medengphy.2016.04.013. URL <http://dx.doi.org/10.1016/j.medengphy.2016.04.013>.
- [68] Jane Kobylanskii, Alistair Murray, Debbie Brace, y Ewan Goligher. Electrical Impedance Tomography in Adult Patients Undergoing Mechanical Ventilation. 2016. doi:10.1016/j.jcrc.2016.04.028. URL <http://dx.doi.org/10.1016/j.jcrc.2016.04.028>.
- [69] B. Koo, X. Zhang, J. Dong, S.M. Salapaka, y P.M. Ferreira. A 2 degree-of-freedom SOI-MEMS translation stage with closed-loop positioning. *Journal of Microelectromechanical Systems*, 21(1), 2012. doi:10.1109/JMEMS.2011.2174425.
- [70] Illia Kukhareenko y Vitalii Kotovskyi. Low power bioimpedance tracking system for stress and activity monitoring. En *2017 IEEE 37th International Conference on Electronics and Nanotechnology (ELNANO)*, págs. 288–291. IEEE, IEEE, 2017. ISBN 978-1-5386-1701-4. doi:10.1109/ELNANO.2017.7939764. URL <http://ieeexplore.ieee.org/document/7939764/>.
- [71] Myles Capstick Kuster Niels. Dielectric Properties » ITÍS Foundation. 2020. URL <https://itis.swiss/virtual-population/tissue-properties/database/dielectric-properties/>.
- [72] Burkhard Lachmann, Open Lung Concept, y Diederik Gommers. Respiratory Cycle in 90 Images. 2010. URL [https://heinemann.ru/assets/files/download/564/pulmovista%20500\\_review\\_99.1\\_eit\\_article.pdf](https://heinemann.ru/assets/files/download/564/pulmovista%20500_review_99.1_eit_article.pdf).
- [73] J. Latikka y H. Eskola. The Resistivity of Human Brain Tumours In Vivo. *Annals of Biomedical Engineering*, 47(3):706–713, 2019. ISSN 15739686. doi:10.1007/s10439-018-02189-7.
- [74] Jaehyuk Lee, Unsoo Ha, y Hoi-jun Yoo. 30-fps SNR equalized electrical impedance tomography IC with fast-settle filter and adaptive current control for lung monitoring. En *2016 IEEE International Symposium on Circuits and Systems (ISCAS)*, tomo c, págs. 109–112. IEEE, 2016. ISBN 978-1-4799-5341-

7. doi:10.1109/ISCAS.2016.7527182. URL <http://ieeexplore.ieee.org/lpdocs/epic03/wrapper.htm?arnumber=7527182>.
- [75] Yongsu Lee, Unsoo Ha, Kiseok Song, y Hoi-jun Yoo. Electrical Impedance Tomography IC using I / Q Homodyne Architecture for Breast Cancer Diagnosis. 2014.
- [76] Steffen Leonhardt, Axel Cordes, Harry Plewa, Robert Pikkemaat, Irina Soljanik, Klaus Moehring, Hans J. Gerner, y Rüdiger Rupp. Electric impedance tomography for monitoring volume and size of the urinary bladder. *Biomedizinische Technik*, 56(6):301–307, 2011. ISSN 00135585. doi: 10.1515/BMT.2011.022. URL <https://www.degruyter.com/view/j/bmte.2011.56.issue-6/bmt.2011.022/bmt.2011.022.xml>.
- [77] Steffen Leonhardt y Burkhard Lachmann. Electrical impedance tomography: the holy grail of ventilation and perfusion monitoring? *Intensive care medicine*, 38(12):1917–1929, 2012.
- [78] Dorothea Leonhäuser, Carlos Castelar, Thomas Schlebusch, Martin Rohm, Rüdiger Rupp, Steffen Leonhardt, Marian Walter, y Joachim O. Grosse. Evaluation of electrical impedance tomography for determination of urinary bladder volume: Comparison with standard ultrasound methods in healthy volunteers. 2018. doi:10.1186/s12938-018-0526-0. URL <https://doi.org/10.1186/s12938-018-0526-0>.
- [79] Víctor Hugo Mosquera Leyton, Ramon Bragós Bardia, y Carlos Felipe Rengifo Rodas. Robustness of focused and global impedance estimates of bladder volumes against uncertainty of urine conductivity. *Biomedical Physics & Engineering Express*, 6(4):045008, 2020.
- [80] Rihui Li, Jinwu Gao, Yaning Li, Junpeng Wu, Zhanqi Zhao, y Yang Liu. Preliminary Study of Assessing Bladder Urinary Volume Using Electrical Impedance Tomography. *Journal of Medical and Biological Engineering*, 36(1):71–79, 2016. ISSN 2199-4757. doi:10.1007/s40846-016-0108-1. URL <http://link.springer.com/10.1007/s40846-016-0108-1>.

- [81] Yaning Li, Yinglin Peng, Xin Yang, Shipei Lu, Jinwu Gao, Chengguang Lin, y Rihui Li. Analysis of measurement electrode location in bladder urine monitoring using electrical impedance. *Biomedical engineering online*, 18(1):34, 2019. URL <https://biomedical-engineering-online.biomedcentral.com/articles/10.1186/s12938-019-0651-4>.
- [82] Júlia N G Lima, Melissa S Fontes, Tatiana Szmuszkowicz, Alexandre M Isola, y Alexandre T Maciel. Electrical impedance tomography monitoring during spontaneous breathing trial: Physiological description and potential clinical utility. *Acta Anaesthesiologica Scandinavica*, pág. aas.13383, 2019. ISSN 0001-5172. doi:10.1111/aas.13383. URL <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/abs/10.1111/aas.13383>.
- [83] Shuyi Liu, Xiang Deng, Zili Jiang, y Yu Tang. Hardware Design of Tuber Electrical Resistance Tomography System Based on the Soil Impedance Test and Analysis. 2016. doi:10.1051/mateconf/20166812008. URL <http://www.matec-conferences.org/10.1051/mateconf/20166812008>.
- [84] J Ma, J Huang, H Zhang, Q Feng, Z Liang, H Lu, y W Chen. Algorithm-based low-dose computed tomography image reconstruction. *Proceedings of 2012 IEEE-EMBS International Conference on Biomedical and Health Informatics*, 25(Bhi):856–857, 2012. doi:10.1109/BHI.2012.6211721. URL <http://ieeexplore.ieee.org/xpls/abs{ }all.jsp?arnumber=6211721>.
- [85] Chavez Tobar Maria y Jaramillo ortiz Fabian. Tesis de Pregrado, Fuente de corriente para estudios de bioimpedancia basada en técnicas de control realimentado de tiempo discreto. 2016.
- [86] Y U S O D E L O S Dispositivos Médicos. Evaluación de las necesidades de dispositivos médicos. 2015.
- [87] Y U S O D E L O S Dispositivos Médicos. Evaluación de tecnologías sanitarias aplicada a los dispositivos médicos. 2015.
- [88] Marketa Michalikova, Michal Prauzek, y Jiri Koziorek. Impact of the radial

- basis function spread factor onto image reconstruction in electrical impedance tomography. *IFAC-PapersOnLine*, 48(4):230–233, 2015.
- [89] MINSALUD-Ministerio de Salud y Protección Social. Análisis de Situación de Salud (ASIS) Colombia, 2016. *Ministerio de Salud y Protección Social*, págs. 1–163, 2016. URL <https://www.minsalud.gov.co/sites/rid/Lists/BibliotecaDigital/RIDE/VS/ED/PSP/asis-colombia-2016.pdf>.
- [90] Hugo Mosquera, Adrian Arregui, Ramon Brag, Carlos Felipe Rengifo, Víctor Hugo Mosquera, Carlos Felipe Rengifo, Adrian Arregui, y Ramon Bragós. Implementation of A Low Cost Prototype for Electrical Impedance Tomography based on the Integrated Circuit for Body Composition Measurement AFE4300. En *Proceedings of the 11th International Joint Conference on Biomedical Engineering Systems and Technologies - Volume 1: BIODEVICES*, tomo 1, págs. 121–127. INSTICC, SciTePress, 2018. ISBN 9789897582776. doi: 10.5220/0006554901210127.
- [91] D T Nguyen. A review on electrical impedance tomography for pulmonary perfusion imaging. 2012. doi:10.1088/0967-3334/33/5/695.
- [92] Atsushi Nishida, Wook-Cheol Kim, Takashi Yoshida, Yoshinobu Oka, Naotake Yamada, Masashi Nakase, Kazuya Ikoma, Hiroyoshi Fujiwara, Noboru Ishikawa, Hiroshi Ikegaya, y Toshikazu Kubo. A new method for the estimation of age at death by using electrical impedance: A preliminary study. *Legal Medicine*, 17(6):560–568, 2015. ISSN 13446223. doi:10.1016/j.legalmed.2015.07.003. URL <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1344622315300043>.
- [93] Tong In Oh, Hwan Koo, Kyung Heon Lee, y Sang Min Kim. Validation of a multi-frequency electrical impedance tomography ( mFEIT ) system KHU Mark1 : impedance spectroscopy and time-difference imaging. doi:10.1088/0967-3334/29/3/002.
- [94] Noam Omer, Shimon Abboud, y Marina Arad. Classifying lung congestion in congestive heart failure using electrical impedance - a 3D model. En *2015 Computing in Cardiology Conference (CinC)*, págs. 369–372. IEEE,



- IEEE, 2015. ISBN 978-1-5090-0685-4. doi:10.1109/CIC.2015.7408663. URL <http://ieeexplore.ieee.org/document/7408663/>.
- [95] Robert A Pretlow. Treatment of nocturnal enuresis with an ultrasound bladder volume controlled alarm device. 1999.
- [96] M Proença, F Braun, E Muntané, J Solà, A Adler, M Lemay, J Thiran, y S F Rimoldi. Non-invasive Monitoring of Pulmonary Artery Pressure at the Bedside. págs. 4236–4239, 2016.
- [97] Martin Proença. Non-invasive hemodynamic monitoring by electrical impedance tomography. Inf. téc., EPFL, 2017.
- [98] Martin Proença, Fabian Braun, Josep Solà, Jean-Philippe Thiran, y Mathieu Lemay. Noninvasive pulmonary artery pressure monitoring by EIT: a model-based feasibility study. *Medical & Biological Engineering & Computing*, 55(6):949–963, 2017. ISSN 0140-0118. doi:10.1007/s11517-016-1570-1. URL <http://link.springer.com/10.1007/s11517-016-1570-1>.
- [99] Shangjie Ren, Kai Sun, Dong Liu, y Feng Dong. A Statistical Shape Constrained Reconstruction Framework for Electrical Impedance Tomography. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, (1):1–1, 2019. ISSN 0278-0062. doi:10.1109/tmi.2019.2900031.
- [100] A Romero, B Alonso, I Latorre, y J García. Monitorización respiratoria con tomografía de impedancia eléctrica durante la ventilación de protección pulmonar y maniobra de reclutamiento alveolar en un paciente con trasplante unipulmonar y disfunción precoz del injerto. *Revista Española de Anestesiología y Reanimación*, págs. —. ISSN 0034-9356. URL <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0034935615002212>.
- [101] J Romero Maroto y L Prieto Chaparro. Técnica y actualidad de la urodinámica: Problemas y retos. 2003.
- [102] Avihai Ron, Shimon Abboud, y Marina Arad. Home monitoring of bone density in the wrist—a parametric EIT computer modeling study. *Biomedical*

- Physics & Engineering Express*, 2(3):035002, 2016. ISSN 2057-1976. doi: 10.1088/2057-1976/2/3/035002. URL <http://stacks.iop.org/2057-1976/2/i=3/a=035002?key=crossref.c953f6913add5cdbdbc1f1b16774f988>.
- [103] FS Rossi, AC Yagui, LB Haddad, AA Deutsch, y CM Rebello. Electrical impedance tomography to evaluate air distribution prior to extubation in very-low-birth-weight infants: a feasibility study. *Clinics*, 68(3):345–350, 2013. ISSN 18075932. doi:10.6061/clinics/2013(03)OA10. URL <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3611755/?report=classic>.
- [104] Karel Roubik, Vladimir Sobota, y Marianna Laviola. Selection of the Baseline Frame for Evaluation of Electrical Impedance Tomography of the Lungs. En *2015 Second International Conference on Mathematics and Computers in Sciences and in Industry (MCSI)*, págs. 293–297. IEEE, IEEE, 2015. ISBN 978-1-4799-8673-6. doi:10.1109/MCSI.2015.51. URL <http://ieeexplore.ieee.org/document/7423980/>.
- [105] Marco Salucci y Giacomo Oliveri. Robust real-time inversion of electrical impedance tomography data for human lung ventilation monitoring. *Microwave and Optical Technology Letters*, 61(1):5–8, 2019. ISSN 0895-2477. doi: 10.1002/mop.31501. URL <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/abs/10.1002/mop.31501>.
- [106] Susana Aguiar Santos, Anne Robens, Anna Boehm, Steffen Leonhardt, y Daniel Teichmann. Supplementary Materials : System Description and First Application of an FPGA-Based Simultaneous Multi-Frequency Electrical Impedance Tomography mfDummy Amplitude mfDummy Amplitude and Phase all same scale Selbstversuche M1. 2016. doi:10.3390/s16081158.
- [107] T. Schlebusch, S. Nienke, S. Leonhardt, y M. Walter. Bladder volume estimation from electrical impedance tomography. 2014. doi:10.1088/0967-3334/35/9/1813.
- [108] Thomas Schlebusch y Steffen Leonhardt. Effect of electrode arrangements on bladder volume estimation by electrical impedance tomography. En *Journal*

- of Physics: Conference Series*, tomo 434, pág. 12080. IOP Publishing, 2013. ISSN 17426596. doi:10.1088/1742-6596/434/1/012080.
- [109] Thomas Schlebusch, Steffen Nienke, Susana Aguiar Santos, y Steffen Leonhardt. Bladder volume estimation from electrical impedance tomography. En *2013 35th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC)*, tomo 2013, págs. 6441–4. IEEE, 2013. ISBN 978-1-4577-0216-7. ISSN 1557-170X. doi:10.1109/EMBC.2013.6611029. URL <http://ieeexplore.ieee.org/document/6611029/http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/24111216>.
- [110] Thomas Schlebusch, Jakob Orschulik, Jaakko Malmivuo, Steffen Leonhardt, Dorothea Leonhäuser, Joachim Grosse, Michael Kowollik, Ruth Kirschner-Hermanns, y Marian Walter. Impedance ratio method for urine conductivity-invariant estimation of bladder volume. *Journal of Electrical Bioimpedance*, 5(1):48–54, 2019.
- [111] Xuetao Shi, Fusheng You, Canhua Xu, Zhenyu Ji, Ruigang Liu, Xiuzhen Dong, Feng Fu, y Xuyang Huo. Design and implementation of a high-precision electrical impedance tomography data acquisition system for brain imaging. En *2016 IEEE Biomedical Circuits and Systems Conference (BioCAS)*, págs. 9–15. IEEE, 2016. ISBN 978-1-5090-2959-4. doi:10.1109/BioCAS.2016.7833712. URL <http://ieeexplore.ieee.org/document/7833712/>.
- [112] Samuli Siltanen, Jennifer Mueller, y David Isaacson. An implementation of the reconstruction algorithm of a nachman for the 2d inverse conductivity problem. *Inverse Problems*, 16(3):681, 2000.
- [113] Olavo Luppi Silva, Raul Gonzalez Lima, Thiago Castro Martins, Fernando Silva de Moura, Renato Seiji Tavares, y Marcos Sales Guerra Tsuzuki. Influence of current injection pattern and electric potential measurement strategies in electrical impedance tomography. *Control Engineering Practice*, 58:276–286, 2017.
- [114] Harsh Sohal, Hun Wi, Alistair Lee Mcewan, Eung Je Woo, y Tong In Oh.

- Electrical impedance imaging system using FPGAs for flexibility and interoperability. págs. 1–14, 2014.
- [115] J Sola, A Adler, A Santos, G Tusman, F. Suarez n, y S.H. Bohm. Unsupervised non-invasive measurement of aortic pulse transit time by means of electrical impedance tomography. *Artery Research*, 5(4):144, 2011. ISSN 18729312. doi:10.1016/j.artres.2011.10.225. URL <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1872931211002821>.
- [116] J Sola, M. Proenca, y O. Chetelat. Wearable PWV technologies to measure Blood Pressure: eliminating brachial cuffs. En *2013 35th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC)*, págs. 4098–4101. IEEE, IEEE, 2013. ISBN 978-1-4577-0216-7. doi:10.1109/EMBC.2013.6610446. URL <http://ieeexplore.ieee.org/document/6610446/>.
- [117] Josep Sola, Andy Adler, Arnaldo Santos, Gerardo Tusman, Fernando Sularez Sipmann, y Stephan H Bohm. Non-invasive monitoring of central blood pressure by electrical impedance tomography: first experimental evidence. *Medical & Biological Engineering & Computing*, 49(4):409–415, 2011. ISSN 0140-0118. doi:10.1007/s11517-011-0753-z. URL <http://link.springer.com/10.1007/s11517-011-0753-z>.
- [118] Sukritta Suksawang, Kamonwan Niamsri, y Tawechai Ouypornkochagorn. Scalp Voltage Response to Conductivity Changes in. *2018 15th International Conference on Electrical Engineering/Electronics, Computer, Telecommunications and Information Technology (ECTI-CON)*, (July):223–236, 2018.
- [119] F Tian, H Niu, B Khan, G Alexandrakis, K Behbehani, y H Liu. Enhanced Functional Brain Imaging by Using Adaptive Filtering and a Depth Compensation Algorithm in Diffuse Optical Tomography. 2011. doi:10.1109/TMI.2011.2111459.
- [120] Vinko Tomicic y Rodrigo Cornejo. Lung monitoring with electrical impedance tomography: technical considerations and clinical applications. *Journal of*

- Thoracic Disease*, 11(7):3122–3135, 2019. ISSN 20721439. doi:10.21037/jtd.2019.06.27. URL <http://jtd.amegroups.com/article/view/30075/21816>.
- [121] Felipe Trenk, Luis Mendes, Paulo Carvalho, Rui Pedro Paiva, Jorge Henriques, Nicos Maglaveras, Ioanna Chouvarda, Venetia Tsara, y César Alexandre Teixeira. Evaluation of lung ventilation distribution in chronic obstructive pulmonary disease patients using the global inhomogeneity index. En *2016 38th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC)*, págs. 5286–5289. IEEE, IEEE, 2016. ISBN 978-1-4577-0220-4. doi:10.1109/EMBC.2016.7591920. URL <http://ieeexplore.ieee.org/document/7591920/>.
- [122] Constantin J C Trepte, Charles R Phillips, Josep Solà, Andy Adler, Sebastian A Haas, Michael Rapin, Stephan H Böhm, y Daniel A Reuter. Electrical impedance tomography (EIT) for quantification of pulmonary edema in acute lung injury. *Critical Care*, 20(1):18, 2015. ISSN 1364-8535. doi:10.1186/s13054-015-1173-5. URL <http://ccforum.com/content/20/1/18>.
- [123] Vladimir Trujillo. Sinusoidal Current Source for Bioimpedance Applications Based on a Nonlinear Discrete Time Closed Loop Control Algorithm Una fuente de corriente sinusoidal para aplicaciones de bioimpedancia basado en un algoritmo de control no lineal en tiempo discreto. 10(2), 2019. doi:10.19053/01217488.v10.n2.2019.8849.
- [124] MS Tšoeu y Michael R Inggs. Electrical impedance tomography using code division multiplexing. En *AFRICON 2015*, págs. 1–5. IEEE, 2015.
- [125] Marko Vauhkonen, D Vadasz, Pasi A Karjalainen, Erkki Somersalo, y Jari P Kaipio. Tikhonov regularization and prior information in electrical impedance tomography. *IEEE transactions on medical imaging*, 17(2):285–293, 1998.
- [126] Andreas D Waldmann, Carlos Ferrando Ortola, Manuel Munoz Martinez, Anxela Vidal, Arnoldo Santos, Manuel Perez Marquez, Peter L. Roka, Stephan H Bohm, y Fernando Suarez-Sipmann. Position-dependent distribution of lung

- ventilation of lung ventilation; A feasibility study. En *2015 IEEE Sensors Applications Symposium (SAS)*, págs. 1–6. IEEE, IEEE, 2015. ISBN 978-1-4799-6117-7. doi:10.1109/SAS.2015.7133643. URL <http://ieeexplore.ieee.org/document/7133643/>.
- [127] Caifang Wang y Zhenyan Wang. Total variation regularization for the em-like image reconstruction algorithm of diffuse optical tomography. En *2011 4th International Conference on Biomedical Engineering and Informatics (BMEI)*, tomo 1, págs. 545–549. IEEE, 2011.
- [128] John G Webster. Medical instrumentation-application and design. *Journal of Clinical Engineering*, 3(3):306, 1978.
- [129] Hun Wi, Harsh Sohal, Alistair Lee McEwan, Eung Je Woo, y Tong In Oh. Multi-frequency electrical impedance tomography system with automatic self-calibration for long-term monitoring. *IEEE transactions on biomedical circuits and systems*, 8(1):119–128, 2013.
- [130] Kejian Wu, Jiqing Yang, Xiuzhen Dong, Feng Fu, Feng Tao, y Shuo Liu. Comparative study of reconstruction algorithms for electrical impedance tomography. En *2012 Spring Congress on Engineering and Technology*, págs. 1–4. IEEE, 2012.
- [131] Guizhi Xu, Renping Wang, Shuai Zhang, Shuo Yang, Gusphyl A Justin, Mingui Sun, y Weili Yan. A 128-Electrode Three Dimensional Electrical Impedance Tomography System. En *2007 29th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, págs. 4386–4389. IEEE, 2007. ISBN 978-1-4244-0787-3. ISSN 1557-170X. doi:10.1109/IEMBS.2007.4353310. URL <http://ieeexplore.ieee.org/document/4353310/>.
- [132] Guizhi Xu, Qing Wu, Qingxin Yang, Ying Li, y Weili Yan. A reconstruction algorithm based on wavelet network in electrical impedance tomography. En *The 26th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, tomo 1, págs. 1435–1438. IEEE, 2004.

- [133] Bin Yang, Bing Li, Canhua Xu, Shijie Hu, Meng Dai, Junying Xia, Peng Luo, Xuetao Shi, Zhanqi Zhao, Xiuzhen Dong, Zhou Fei, y Feng Fu. Comparison of electrical impedance tomography and intracranial pressure during dehydration treatment of cerebral edema. *NeuroImage: Clinical*, 23:101909, 2019. ISSN 22131582. doi:10.1016/j.nicl.2019.101909. URL <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S2213158219302591>.
- [134] Bin Yang, Xuetao Shi, Meng Dai, Canhua Xu, Fushen You, Feng Fu, Ruigang Liu, y Xiuzhen Dong. Real-time imaging of cerebral infarction in rabbits using electrical impedance tomography. *Journal of International Medical Research*, 42(1):173–183, 2014. ISSN 0300-0605. doi:10.1177/0300060513499100. URL <http://journals.sagepub.com/doi/10.1177/0300060513499100>.
- [135] Yunjie Yang y Jiabin Jia. A multi-frequency electrical impedance tomography system for real-time 2d and 3d imaging. *Review of Scientific Instruments*, 88(8):085110, 2017.
- [136] Xicai Yue y Chris McLeod. FPGA design and implementation for EIT data acquisition. *Physiological Measurement*, 29(10):1233–1246, 2008. ISSN 0967-3334. doi:10.1088/0967-3334/29/10/007. URL <http://stacks.iop.org/0967-3334/29/i=10/a=007?key=crossref.0736b09f00e7d0453c1d2b56d111907b>.
- [137] Yi Zeng, Lijun Xu, Zhang Cao, y Shuilong Ma. FPGA-based implementation of Prony demodulation in the multi-frequency EIT system. *Conference Record - IEEE Instrumentation and Measurement Technology Conference*, págs. 548–552, 2011. ISSN 10915281. doi:10.1109/IMTC.2011.5944251.
- [138] Shuai Zhang, Guizhi Xu, Xueying Zhang, Bo Zhang, Hongbin Wang, Yaoyuan Xu, Ning Yin, Ying Li, y Weili Yan. Computation of a 3-D Model for Lung Imaging With Electrical Impedance Tomography. 2012.
- [139] Zhiqiang Zhang, Feng Dong, y Cong Xu. Data acquisition system based on CompactPCI bus and FPGA for electrical resistance tomography. En *2011 Chinese Control and Decision Conference (CCDC)*, págs. 3538–3543. IEEE,

2011. ISBN 978-1-4244-8737-0. doi:10.1109/CCDC.2011.5968731. URL <http://ieeexplore.ieee.org/document/5968731/>.
- [140] Zhanqi Zhao, K. Moller, Barbara Vogt, Inéz Frerichs, y U. Muller-Lisse. Customized evaluation software for clinical trials: An example on pulmonary function test with electrical impedance tomography. En *2013 ICME International Conference on Complex Medical Engineering*, págs. 128–133. IEEE, IEEE, 2013. ISBN 978-1-4673-2971-2. doi:10.1109/ICCME.2013.6548225. URL <http://ieeexplore.ieee.org/document/6548225/>.
- [141] Zhanqi Zhao, Knut Möller, Daniel Steinmann, Inéz Frerichs, y Josef Guttmann. Evaluation of an electrical impedance tomography-based global inhomogeneity index for pulmonary ventilation distribution. *Intensive care medicine*, 35(11):1900, 2009.