



Benemérita Universidad Autónoma de Puebla

Facultad de Ciencias Físico Matemáticas

Prototipo de Tomografía de Impedancia Eléctrica para el
monitoreo de pulmones

Tesis presentada al

Colegio de Física

como requisito parcial para la obtención del grado de

LICENCIADO EN FÍSICA APLICADA

por

Cecilia Julieta García Villavicencio

Asesorada por

Dr. Guillermo Tejeda Muñoz

Dr. Arturo Fernández Téllez

Puebla Pue.
20 de junio de 2022



Benemérita Universidad Autónoma de Puebla

Facultad de Ciencias Físico Matemáticas

Prototipo de Tomografía de Impedancia Eléctrica para el
monitoreo de pulmones

Tesis presentada al

Colegio de Física

como requisito parcial para la obtención del grado de

LICENCIADO EN FÍSICA APLICADA

por

Cecilia Julieta García Villavicencio

Asesorada por

Dr. Guillermo Tejeda Muñoz

Dr. Arturo Fernández Téllez

Puebla Pue.
20 de junio de 2022

Título: Prototipo de Tomografía de Impedancia Eléctrica para el monitoreo de pulmones

Estudiante: CECILIA JULIETA GARCÍA VILLAVICENCIO

COMITÉ

Dr. Mario Iván Martínez Hernández
Presidente

Dr. Enrique Varela Carlos
Secretario

M.C. Emigdio Jiménez Domínguez
Vocal

Dra. Iraís Bautista Guzmán
Vocal

Dr. Guillermo Tejeda Muñoz
Dr. Arturo Fernández Téllez
Asesor

Índice general

Agradecimientos	VII
Abreviaturas	IX
1. Introducción	1
1.1. Antecedentes y Motivación	1
1.2. Objetivos	2
1.2.1. Objetivos generales	2
1.2.2. Objetivos específicos	2
2. Fundamentos Generales	3
2.1. Tomografía de Impedancia Eléctrica (TIE)	3
2.2. Configuración de los electrodos	4
2.3. Instrumentación electrónica del sistema	5
2.3.1. Inyector de Corriente	5
2.3.2. Sistema de adquisición de datos	5
2.3.3. Acondicionador de señal	5
2.3.4. Módulo de control	5
2.4. Patrones de adquisición de voltaje y control de corriente	6
2.4.1. Método de unidad adyacente	6
2.4.2. Método Opuesto	7
2.4.3. Método Cruzado	7
2.4.4. Método Trigonométrico	8
2.4.5. Resumen de los métodos de adquisición de voltaje y corriente	9
2.5. Conductividad	9
2.6. Comportamiento eléctrico de los tejidos biológicos.	10
2.6.1. Electroodos y tejido biológico	11
2.7. Bioimpedancia	11
2.7.1. Propiedades Bioeléctricas en el tejido pulmonar	12
2.8. Reconstrucción de imágenes	13
2.8.1. Problema Directo y Problema Inverso	14
2.8.2. Modelo Matemático	14
2.9. Aplicaciones de la TIE	15
3. Prototipos previos de TIE	17
3.1. Evaluaciones cualitativas en sistemas de TIE	17
3.2. Evaluación de la Instrumentación electrónica	18

4. Definición del Prototipo	21
4.1. Requisitos del prototipo	21
4.1.1. Requisitos Funcionales	21
4.1.2. Requisitos no funcionales	21
4.2. Arquitectura y diseño del prototipo	22
4.2.1. Tarjeta Arduino UNO	22
4.2.2. Tarjeta ARD-LTC2499	22
4.2.3. Fuente de corriente	23
4.3. Arreglo de electrodos y cableado	25
4.4. Configuración del fantoma	26
5. Procedimiento Experimental y Resultados	29
5.1. Datos obtenidos	29
5.2. Reconstrucción en EIDORS	30
5.2.1. Simulación	32
5.2.2. Comparación de la reconstrucción simulada y experimental	33
6. Conclusiones	35
A. Esquemáticos de tarjetas eletrónicas	37
Bibliografía	39

Agradecimientos

Agradezco a mi familia por todo su apoyo, especialmente a mi mamá Eneida, quien dedicó mucho de su tiempo para darme sustento económico y me brindó su apoyo incondicional, agradezco a mi tía Martha, por llevar a cabo las labores del hogar y poder permitirme estudiar en un espacio limpio, tranquilo y seguro, a mi hermana Fernanda, a quien admiro muchísimo, por darme el apoyo emocional y sus consejos durante este trayecto.

Agradezco a mis asesores por guiarme en este trabajo, por sus cartas de recomendación que me permitieron continuar con mis estudios fuera de México. Agradezco especialmente al Dr. Guillermo Tejeda Muñoz por su paciencia al resolver mis dudas, explicarme nuevos conceptos, y compartir su conocimiento, además por darme la oportunidad de realizar este trabajo en las instalaciones del Ecocampus de la BUAP y al MC. Emigdio Jiménez Domínguez por su asesoramiento en dichas instalaciones.

Finalmente agradezco a mis amigos Ricardo y Aurora quienes estudiaron conmigo la licenciatura y me dieron las mejores experiencias en la facultad.

Abreviaturas

En esta sección se incluyen las abreviaturas utilizadas en esta tesis, algunas se definen por sus siglas en inglés:

- ALI (Acute Lung Injury): Lesión pulmonar aguda.
- TIE: Tomografía de Impedancia Eléctrica.
- EIDORS (Electrical Impedance Tomography and Diffuse Optical Tomography Reconstruction Software): Software de reconstrucción de tomografía de impedancia eléctrica y tomografía óptica difusa.
- AT (Applied Tomography): Tomografía aplicada.
- ADC (Analog to Digital Converter): Convertidor analógico a digital.
- DC (Direct Current): Corriente continua.
- AC (Alternating current): Corriente alterna.
- MATLAB (Matrix Laboratory): Entorno de programación para análisis numéricos y procesamiento de datos.
- Distmesh: Generador de mallas de Matlab.
- CCI (Constant Current Injector): Inyector de corriente constante.
- CEM (Complete Electrode Model): Modelo completo de electrodos.

Capítulo 1

Introducción

1.1. Antecedentes y Motivación

En la práctica clínica, existen diversas complicaciones en pacientes de cuidados intensivos, tal es el caso de la lesión pulmonar aguda (ALI por sus siglas en inglés), esta complicación se debe al ajuste incorrecto de la ventilación mecánica, misma que debe ser empleada con base a las necesidades individuales de cada paciente[4]. Con el fin de guiar y monitorear la colocación del ventilador mecánico, se introduce la Tomografía de Impedancia Eléctrica (TIE) al ámbito de procedimientos clínicos.

Durante la década de 1980 David C. Barber y Brian H. Brown construyeron el Sheffield Mark I, el primer dispositivo de TIE para estudios del cuerpo humano. Este dispositivo introdujo una nueva técnica de monitorización pulmonar, además esta herramienta presentó diversas ventajas: una técnica libre de radiación, no invasiva y con posibilidad de visualización continua de la función pulmonar en la cabecera [4]. Por estas características, la TIE se ha convertido en una herramienta en el monitoreo clínico, no solamente en el área pulmonar, existen diversas aplicaciones como el vaciado gástrico, el cribado de cáncer de mama, funciones neurológicas y cardíacas.

El objetivo principal de la TIE es obtener imágenes de un área del cuerpo en particular, mediante algoritmos de reconstrucción. Estos algoritmos han mejorado notablemente, con la introducción de técnicas capaces de obtener imágenes en 3D con modelos realistas y el desarrollo de potentes enfoques no lineales. La instrumentación ha mejorado gradualmente, con sistemas capaces de generar imágenes en múltiples frecuencias y aplicar patrones de corriente a través de múltiples electrodos[1].

Con la llegada del COVID-19 se incrementó el uso de la ventilación mecánica pues los daños principales de este virus son a las funciones pulmonares [2] por lo tanto, es necesario el monitoreo de esta zona. Así, la motivación de este trabajo es la construcción de un prototipo de TIE para dar pauta a un sistema que pueda emplearse en el Hospital Universitario de la BUAP.

La primera parte de esta tesis incluye los conocimientos teóricos necesarios para la construcción del prototipo, así como la revisión de prototipos previos para un análisis de la electrónica empleada. La siguiente parte está relacionada a la construcción del prototipo, la descripción de los elementos utilizados y su funcionamiento.

Finalmente se presentan los resultados, la reconstrucción de imágenes obtenida con los datos de voltaje previamente adquiridos del sistema, y recomendaciones para prototipos posteriores.

1.2. Objetivos

1.2.1. Objetivos generales

Construcción y diseño de un prototipo de TIE para el área pulmonar.

1.2.2. Objetivos específicos

1. Desarrollo de una simulación en EIDORS para la reconstrucción de imágenes.
2. Diseño del sistema de adquisición de datos.
3. Obtención de datos de voltaje para procesarse en EIDORS.

Capítulo 2

Fundamentos Generales

En este capítulo se incluyen los aspectos de Tomografía de Impedancia Eléctrica necesarios para fundamentar esta tesis, además de los conceptos para llevar a cabo la adquisición de datos y la reconstrucción de imágenes. Dado que este sistema está aplicado a la monitorización pulmonar, se incluye esta zona.

2.1. Tomografía de Impedancia Eléctrica (TIE)

La tomografía de Impedancia Eléctrica es una técnica de obtención de imágenes médicas, que se caracteriza por ser no invasiva, sin radiación y en la que la conductividad eléctrica, la permitividad y la impedancia de una parte del cuerpo se infieren a partir de mediciones de electrodos de superficie y se utiliza para formar una imagen tomográfica de esa parte [3].

El primer sistema de TIE, en ese entonces llamado Tomografía Aplicada (AT), fue desarrollado por Brian Brown y David Barber en el departamento de Física Médica de Sheffield[1]. Este prototipo fue llamado Sheffield Mark I, y que hasta la fecha es utilizado en la práctica clínica, mide la impedancia de forma múltiple mediante un cinturón de 16 electrodos de manera que pueda colocarse en la superficie del objeto.

Las primeras imágenes obtenidas de TIE fueron publicadas entre 1982 y 1983 específicamente de un brazo, en ellas se mostraban las áreas de mayor resistencia y correspondían aproximadamente a los huesos y la grasa. Posteriormente se perfeccionaron los dispositivos de TIE, existe una amplia gama de aplicaciones y se ha asentado en las principales áreas de imágenes de ventilación pulmonar, función cardíaca, vaciado gástrico, función y patología cerebral, y detección de cáncer de mama[1]. La TIE ofrece muchas ventajas, además de ser una técnica no invasiva y sin radiación, también es de bajo costo, portátil, adecuada para medidas junto a la cama, apto para monitorización ambulatoria, no se requiere preparación del paciente, es adecuado para niños, mujeres embarazadas y pacientes críticos.

De acuerdo a [5] la configuración de un dispositivo moderno de TIE es la siguiente:

1. Instrumentación Electrónica.
2. Sistema Computacional.
3. Sensores TIE y conjuntos de electrodos.
4. Un fantoma u objeto de prueba.

Como se muestra en la Figura 2.1, la primera parte corresponde a la adquisición de datos, estos son obtenidos mediante los dispositivos electrónicos. La última parte corresponde a la reconstrucción de imágenes.

En las secciones posteriores, se describe de forma detallada cada uno de estos componentes.

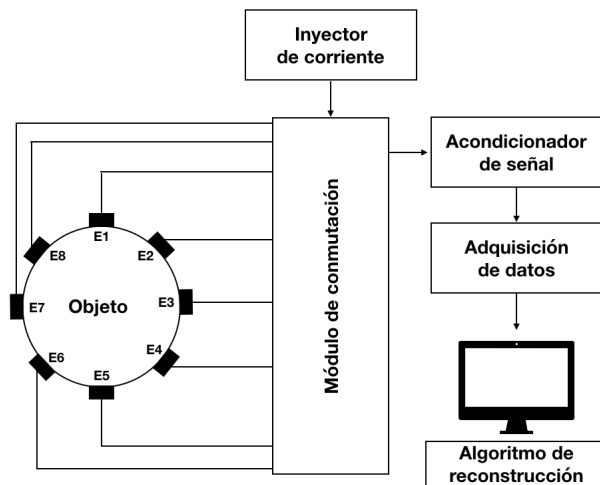


Figura 2.1: Componentes principales de los sistemas TIE

2.2. Configuración de los electrodos

Un cinturón con 16 electrodos es la configuración más común para los sistemas de TIE en aplicaciones médicas, aunque otras investigaciones como en el campo de la ventilación pulmonar, presentaron buenos resultados empleando arreglos de doble cinturón o anillo para un mejor análisis de la TIE. En estudios urodinámicos, se han utilizado diferentes configuraciones como anillo simple, doble anillo, plano y anillo vertical, lo que demuestra que los arreglos de anillo tienen una reducción de sensibilidad en comparación con arreglos matriciales y verticales. Para la parte craneal se han utilizado arreglos semicirculares, lo que permite la detección de hemorragia intracraneal. Los estudios anteriores revelan la importancia del análisis de los configuración de electrodos TIE en el seguimiento y detección de diversas patologías, un aspecto importante a evaluar para el diseño de sistemas TIE[6].

El número de electrodos está relacionado con la resolución de la imagen. En promedio, en los sistemas de 16 electrodos, la resolución es del 12% del diámetro torácico para las regiones en la periferia del pulmón y del 20% para las regiones centrales. En los sistemas de 32 electrodos, esta resolución se puede mejorar hasta el 6-10% del diámetro torácico. Todos los dispositivos TIE actuales tienen electrodos dispuestos en un cinturón flexible, por lo que los electrodos se fijan al pecho en poco tiempo[7].

Cuanto más electrodos, mayor será el número de mediciones de voltaje; los niveles de voltaje más bajos contribuyen directamente a una resolución espacial más alta. Sin embargo, la TIE puede verse extremadamente afectada por errores de incertidumbre como la colocación de electrodos y los cambios de contorno que afectan las interfaces de contacto de los electrodos y los límites, tener más electrodos aumenta estas fuentes de incertidumbre. Además, debido a que la conductividad de los electrodos adyacentes es inversamente proporcional a la separación de los electrodos, cuando se usa un patrón de excitación de corriente adyacente, los voltajes medidos son más bajos y esto introduce otra fuente de incertidumbre. Así, se requiere que un dispositivo de TIE tengan una resolución espacial buena y que se tengan las menores incertidumbres. En este trabajo se usará una configuración de 8 electrodos.

2.3. Instrumentación electrónica del sistema

Para la obtención de datos y el procesamiento, el sistema de TIE requiere de componentes electrónicos, los principales son: el inyector de corriente, el sistema de adquisición de datos, el acondicionador de señales y el módulo de conmutación.

2.3.1. Inyector de Corriente

La estimulación por corriente es mejor que la estimulación por voltaje, porque se toma en cuenta la impedancia de contacto del electrodo y, por lo tanto, contribuye a minimizar la sensibilidad de los cambios de impedancia de contacto entre el electrodo y el medio a medir.

Los sistemas TIE se pueden clasificar según el número de fuentes de corriente, ya sea como un sistema de fuente única o un sistema de fuente múltiple. La cantidad de fuentes de corriente también está determinada por el patrón de conducción actual que se utiliza. Los patrones de conducción de corriente adyacentes u opuestos utilizan una sola fuente de corriente, mientras que en el método de patrón adaptativo requiere un sistema de múltiples fuentes.

La fuente de corriente en un sistema TIE debe poder suministrar corriente con la precisión deseada en un rango de frecuencia específico para cargar impedancias dentro de un rango de valores esperado. Estos requisitos se traducen en especificaciones para la respuesta de frecuencia, la impedancia de salida y el cumplimiento de voltaje de la fuente de corriente[1].

2.3.2. Sistema de adquisición de datos

La primera parte para obtener datos consiste en el sistema de medición con electrodos, posteriormente, son convertidos en señales digitales para ser procesados en el ordenador mediante el algoritmo de reconstrucción.

El módulo de adquisición de datos se puede implementar empleando tarjetas de adquisición de datos fabricadas, pines ADC disponibles en un microcontrolador o circuitos integrados ADC administrados por un microcontrolador. Los criterios para seleccionar el ADC adecuado se pueden reducir a características principales como resolución, precisión, velocidad de conversión y rango de voltaje de operación entre otras características secundarias como multiplexación, referencia interna o externa e interfaz digital[1].

2.3.3. Acondicionador de señal

El acondicionamiento de señales es un circuito electrónico que manipula una señal de manera que la prepara para la siguiente etapa de procesamiento. Muchas aplicaciones de adquisición de datos implican mediciones ambientales o mecánicas con sensores, como la temperatura y la vibración. Estos sensores requieren acondicionamiento de la señal antes de que un dispositivo de adquisición de datos pueda medir la señal de manera efectiva y precisa[3].

2.3.4. Módulo de control

Se requiere una etapa de conmutación cuando el sistema usa una sola fuente para el inyector de corriente. La etapa de conmutación se construye comúnmente utilizando matrices de multiplexores analógicos. Los multiplexores analógicos presentan algunas propiedades no ideales como una resistencia de “encendido” distinta de cero, un aislamiento de “apagado” limitado, la inyección de carga durante la conmutación y las capacidades de entrada y salida relativamente grandes que introducen algunas incertidumbres en el rendimiento de los sistemas TIE. El problema más crítico son las capacitancias de entrada y salida. Para evitar estos efectos, sería necesario descartar el uso de multiplexores tanto como ADCs y fuentes de corriente como electrodos que se encuentran en el sistema[25].

La etapa de control ejecuta la conmutación y sincronización de adquisición de datos y matrices de multiplexores analógicos de accionamiento actual. También almacena los valores de lectura y facilita la interfaz para la computadora que ejecuta el algoritmo de reconstrucción. Esta etapa de controlador, se puede implementar utilizando un microcontrolador como los integrados en las plataformas Arduino.

2.4. Patrones de adquisición de voltaje y control de corriente

La tomografía de impedancia eléctrica reconstruye la conductividad y permitividad dentro de un objeto basado en la condiciones de voltaje y corriente en la superficie del objeto. Para conocer las condiciones de corriente y voltaje en la superficie, podemos inyectar la corriente a través de un conjunto de electrodos en contacto con la superficie y medir los voltajes.[8]. En esta sección se describen los métodos de inyección de corriente y adquisición de voltajes.

2.4.1. Método de unidad adyacente

El método de accionamiento adyacente, también llamado como el método vecino, es el más común impulsado por corriente. En este método, la corriente se aplica a través de electrodos adyacentes y el voltaje se mide secuencialmente de todos los demás pares de electrodos adyacentes sin los pares que contiene uno o ambos electrodos de corriente. La Figura 2.2 muestra el método de unidad adyacente para un sistema de TIE compuesto por 8 electrodos, las mediciones se realizan en un objeto circular, la corriente es inyectada en los electrodos 1 y 2, y se realizan las mediciones de los voltajes en los demás pares. Podemos ver que en los pares de electrodos 2, 3 y 1, 8, no se realiza la medición del voltaje, por lo tanto tenemos 5 datos de voltaje para la primer proyección. De forma similar podemos obtener las demás proyecciones, ahora intercambiando la inyección de corriente en el siguiente par de electrodos. Por cada proyección obtendremos 5 valores de voltaje, y se obtienen un total de $8 \times 5 = 40$ valores de voltaje.

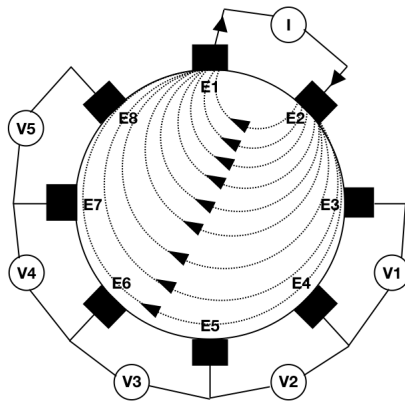


Figura 2.2: Secuencia de mediciones para el Método Adyacente

Este método proporciona N^2 medidas, donde N es el número de electrodos, para evitar el problema de impedancia de contacto desconocida, el voltaje no se mide en un electrodo de inyección de corriente por lo que el número de mediciones se reduce a $N(N-3)$. Así, un sistema de 8 electrodos producirá 40 mediciones de los cuales 20 son independientes pero los 40 valores se utilizan en

el algoritmo de reconstrucción[8]. La densidad de corriente es máxima entre los electrodos de inyección, y disminuye rápidamente como un función de la distancia. Como resultado, el método es muy sensible a los contrastes de conductividad cerca del límite e insensible a los contrastes centrales. También es sensible a las perturbaciones en el forma límite del objeto, en el posicionamiento de los electrodos y es bastante sensible al error de medición y al ruido[9].

2.4.2. Método Opuesto

El patrón de conducción opuesto o polar, que es comúnmente utilizado en el cerebro, aplica corriente a través de electrodos que están a 180° uno respecto del otro mientras que las diferencias de voltaje se miden en los electrodos restantes.

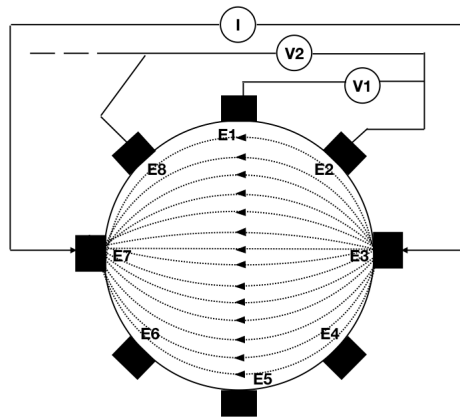


Figura 2.3: Secuencia de mediciones para el Método Opuesto

En la Figura 2.3 podemos ver que la inyección de corriente es a través de los electrodos 7 y 3, y de forma similar al método anterior, el voltaje en cada par de electrodos es medido de forma secuencial. Por lo tanto, la segunda proyección actual da 5 datos de voltaje. Este proceso se repite hasta que se haya inyectado corriente entre los 8 pares de electrodos. Así, con 8 electrodos, el método opuesto produce $4 \times 5 = 20$ mediciones, de las cuales la mitad son independientes. Este método tiene la desventaja de que para el mismo número de electrodos, se tiene el número de inyecciones de corriente disponibles que se pueden aplicar es menor que para el método adyacente. Sin embargo, ofrece una mejor distribución de la sensibilidad, ya que la corriente viaja con mayor uniformidad a través del cuerpo. Y en comparación con el método adyacente, la estrategia opuesta es menos sensible a los cambios de conductividad en el límite[9].

2.4.3. Método Cruzado

En el método cruzado, los electrodos adyacentes se seleccionan como referencias de corriente y voltaje. En este método, la primera corriente se inyecta entre los electrodos 1 y 4, mientras que se toman 5 mediciones de voltaje usando el electrodo 6 como referencia contra los otros 5 electrodos. La corriente se inyecta a través de los electrodos 1 y 4, los voltajes ($V_1, V_2, V_3, \dots, V_5$) se miden secuencialmente con 5 pares de electrodos 5-3, 5-4 ... y 5-7. El procedimiento completo produce $3 \times 5 = 15$ mediciones. Todo el procedimiento se repite una vez más, con los electrodos de referencia cambiados a los demás electrodos. Este procedimiento proporciona otras 15 mediciones de voltaje. De estas $15 + 15 = 30$ medidas, solo 20 datos son independientes. El método cruzado no tiene

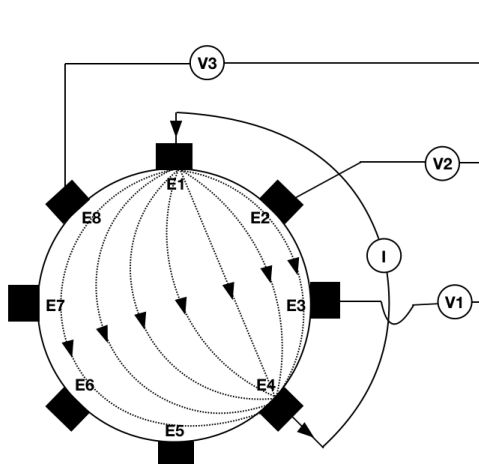


Figura 2.4: Secuencia de mediciones para el Método Cruzado.

una sensibilidad tan buena en la periferia como la tiene el método adyacente, pero tiene mejor sensibilidad en toda la región[8].

2.4.4. Método Trigonométrico

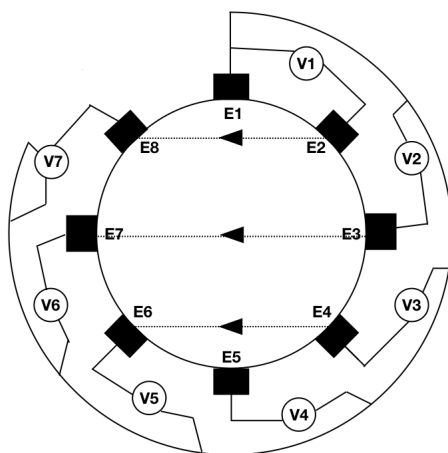


Figura 2.5: Secuencia de mediciones para el Método Trigonométrico.

En los métodos anteriores, se ha inyectado corriente en un par de electrodos y se han medido los voltajes entre diferentes pares de electrodos sin los electrodos de corriente.

Gisser, Isaacson, y Newell (1987) propusieron un método de inyección de corriente llamado método adaptativo o método trigonométrico.

En este método, la corriente se inyecta en todos los electrodos y los voltajes se miden en todos los electrodos. Debido a que la corriente fluye a través de todos los electrodos al mismo tiempo, se necesitan varios inyectores de corriente independientes. En el caso del sistema TIE de 8 electrodos se necesitan 8 inyectores de corriente. Los electrodos pueden alimentarse con una corriente de

-I a +I, lo que permite diferentes distribuciones de corriente. En el método trigonométrico, los potenciales de frontera se miden con respecto a un solo electrodo conectado a tierra[9]. Para un sistema TIE de 8 electrodos, este método produce 7 mediciones de voltaje. A continuación, la proyección actual se gira en un incremento de un electrodo y se obtienen otras proyecciones. Como resultado, el método de inyección produce ocho proyecciones de corriente diferentes que producen $4 \times 7 = 28$ datos de voltaje independientes. La desventaja notable de este método es que se necesitan controladores de corriente para cada electrodo y la impedancia de contacto desconocida tendrá un efecto en la reconstrucción[8].

2.4.5. Resumen de los métodos de adquisición de voltaje y corriente

En la siguiente tabla, se comparan cada uno de los métodos de adquisición de datos y se resumen sus principales características.

Métodos de conducción de corriente	Configuración de los electrodos	Ciclos de inyección de corriente	Medidas de voltaje por ciclo	Tamaño de recopilación de datos de medidas de voltaje	Observaciones
Método Adyacente	Dos electrodos	8	5	$N(N-3)$ $= (8)(5)$ $= 40$	Mejor sensibilidad alrededor. Resolución alta.
Método Opuesto	Dos electrodos	4	5	$(N/2)(N-3)$ $= (4)(5)$ $= 20$	Mejor distribución de la sensibilidad. Menos sensible a los cambios de conductividad en el límite. Resolución baja.
Método Cruzado	Dos electrodos	6	5	$(N-2)(N-3)$ $= (6)(5)$ $= 30$	Mejor sensibilidad sobre la región completa.
Método Trigonométrico	Cuatro electrodos	4	7	$(N/2)(N-1)$ $= (4)(7)$ $= 28$	Alta sensibilidad a la conductividad debido a una impedancia de contacto desconocida.

Tabla 2.1: Resumen de los métodos de conducción de corriente.

Los sistemas que usan dos electrodos son preferibles debido a que sólo se usa un inyector de corriente y esto simplifica la implementación del hardware, para este trabajo se utilizará el método de unidad adyacente.

2.5. Conductividad

La corriente eléctrica puede inducirse en el cuerpo mediante electrodos o la aplicación de una campo magnético variante. Las características de la activación dependen de: 1) las fuentes de corriente, 2) el tejido biológico conductor entre y alrededor de los electrodos y las células objetivo, 3) la forma en la que las señales son grabadas[10].

El tejido excitable puede servir como tejido objetivo para la estimulación eléctrica o como fuente de corriente para fines de registro. En ambos casos el tejido es parte de un medio conductor. Ya sea que se estudien corrientes evocadas fisiológicamente o corrientes impresas artificialmente, todas obedecen a las mismas leyes de la física, que se pueden derivar de las ecuaciones de Maxwell. Debido a que la mayor parte de la energía de los tejidos biológicos está siempre en una banda de frecuencia por debajo de 10 Hz, en general es seguro asumir que el tejido es puramente resistivo. Sin embargo, las membranas celulares en particular tienen conductividades muy bajas y, por lo tanto, a escalas microscópicas, el término variable en el tiempo de la corriente no puede despreciarse[10]. Pero a escalas macroscópicas, este término puede despreciarse.

La ecuación relevante para este caso, es la Ley de Ampere, que relaciona la intensidad del campo magnético con la densidad total de corriente J en cada punto del espacio. Cuando tomamos la

divergencia en la Ley de Ampere, se reduce a:

$$\nabla \cdot \vec{J} = 0 \quad (2.1)$$

que es la formulación matemática de la propiedad de los materiales resistivos, la corriente generada en un cierto volumen (corriente de fuente) es igual a la corriente que sale del volumen a través de la superficie que encierra ese volumen (corriente de conducción), en otras palabras esto es la ley de Kirchoff para inductores de volumen. Tenemos entonces que:

$$\vec{J} = \vec{J}_c + \vec{J}_s \quad (2.2)$$

la suma de la corriente de conducción J_c y la corriente de la fuente J_s . Aquí, la fuente de corriente, es aquella que proviene de las membranas celulares mediante la estimulación por electrodos.

De acuerdo a la Ley de Ohm, la corriente de conducción o corriente ohmica, se puede escribir como:

$$\vec{J}_c = \sigma \vec{E} \quad (2.3)$$

es la intensidad del campo eléctrico, dado en V/m (Volts sobre metros), y σ es la conductividad del medio, dada en S/m (Siemens sobre metros). Podemos trabajar con el potencial eléctrico, que se define como:

$$\vec{E} = -\nabla \varphi \quad (2.4)$$

tomando el gradiente del potencial eléctrico y combinado con las ecuaciones 2.1 a 2.3, obtenemos:

$$\nabla \cdot \sigma \nabla \varphi = \nabla \cdot \vec{J}_s \quad (2.5)$$

que es una forma de la ecuación de Poisson. Esta ecuación relaciona directamente el potencial eléctrico con la densidad de corriente de la fuente y con la conductividad del tejido[10].

2.6. Comportamiento eléctrico de los tejidos biológicos.

La célula es una estructura compleja, que está constituida por una membrana cerrada que posee un comportamiento “inteligente” que es semipermeable y selectivo, está formada por una doble capa de lípidos y proteínas.

Cuando se agrupan células con una función específica se forman los tejidos, quedando entre ellas espacios llenos del líquido extracelular. Cada una de esas estructuras y regiones poseen propiedades eléctricas muy particulares que dependiendo de su constitución y estado, determinarán la conducta de las propiedades eléctricas en función de la frecuencia.

Cuando el tejido se encuentra bajo la acción de un campo eléctrico, en él se inducen fuerzas actuantes que llevan a la polarización de estructuras no polares o a la orientación de los dipolos ya existentes. La respuesta de una muestra biológica a la acción del campo eléctrico dependerá de las características de sus estructuras y dipolos, así como su capacidad de formación y orientación.

En las diferentes regiones del tejido biológico se han identificado tres factores de relajación o dispersión relacionados con la respuesta del tejido a la corriente y la frecuencia.

Para bajas frecuencias (inferior a cientos de kHz) la conductividad de los tejidos es dominada por conducción de electrolitos en el espacio extracelular. Los tejidos presentan la dispersión α debido a procesos físicos que incluye la polarización a lo largo de la estructura de frontera de la membrana.

A frecuencias inferiores a la dispersión alfa, la permitividad relativa del tejido alcanza valores muy altos (decenas de millón) haciéndose más notable en la conductividad que en la permitividad[11].

A radiofrecuencias (entre 0.1 MHz y 10 MHz) los tejidos presentan la dispersión β , en esta, la membrana celular tiene impedancia despreciable y la corriente pasa a través del medio intracelular y extracelular. A frecuencias de microondas (sobre 1 GHz) los tejidos presentan la dispersión γ debido a la relación rotacional del tejido en el agua. Esta dispersión es centrada a 20 GHz y es la misma que se encuentra en el líquido de agua[12].

2.6.1. Electrodo y tejido biológico

La interfaz entre el contacto metálico de los electrodos y las diferentes disoluciones da lugar a un potencial eléctrico denominado potencial de electrodo. Para alcanzar el equilibrio se forma una doble capa en la interfaz, donde la capa próxima a la disolución presenta polaridad opuesta a la capa próxima al metal. En las mediciones bioeléctricas el potencial del electrodo se produce entre la interfaz del metal y un electrolito[10]. La Figura 2.7 muestra la representación de

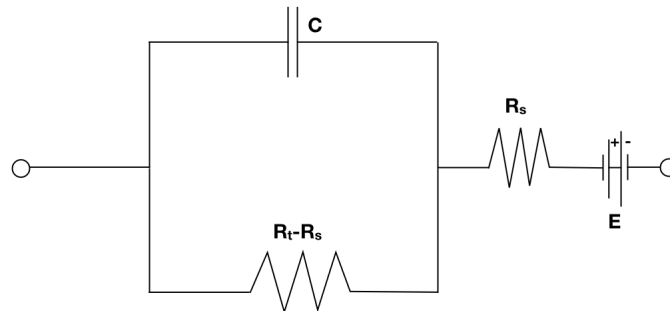


Figura 2.6: Circuito equivalente de electrodo para biopotencial [13]

la impedancia de los electrodos (una de sus características más importantes) como un circuito resistencia-condensador de valores fijos de resistencia y capacitancia. Sin embargo, en la realidad estos varían con la frecuencia debido al efecto de polarización, donde R_t es la resistencia del tejido, R_s corresponde a la resistencia de la piel y C a la capacitancia del tejido.

La impedancia bioeléctrica se puede determinar en una amplia gama de bajas frecuencias desde DC hasta 1 MHz. La señal de AC aplicada pasará a través de estructuras biológicas dependiendo de la frecuencia.

A frecuencias por debajo de 5 kHz, el tejido muestra principalmente características resistivas, la señal AC no penetra en las células, por lo tanto, fluye solo a través del líquido extracelular. En cambio, a frecuencias superiores a 100 kHz el comportamiento capacitivo de los tejidos disminuye permitiendo que la corriente eléctrica atravesase directamente las membranas celulares. Para frecuencias de 5 kHz y hasta 50 kHz, el comportamiento capacitivo aumenta proporcionalmente a la frecuencia, lo que permite que las corrientes eléctricas se desvíen ligeramente en las membranas celulares[10].

2.7. Bioimpedancia

Bioimpedancia es un término que se utiliza para describir la respuesta de un organismo vivo a una corriente eléctrica alterna que es aplicada desde el exterior. Se trata de una forma de medir la oposición del tejido biológico al flujo de esa corriente alterna eléctrica[4].

En la sección anterior vimos que la impedancia de un tejido puede verse como un circuito, compuesto de una conexión paralela con un condensador y un resistor. La capacitancia, depende de las características de las biomembranas de un tejido en específico, como son los canales de iones, ácidos adiposos, uniones en hendidura, etc., la resistencia depende de principalmente del fluido extracelular.

De esta forma, es la composición específica (electrolitos de fluido extracelular, agua, lípidos) del tejido biológico la que propicia características de impedancia distintivas. Un mayor contenido de estas composiciones reducen impedancia. En cambio, la acumulación de grasa, material óseo y aire actúan como resistencia eléctrica, por lo tanto, aumentan la impedancia regional. Esta puede determinarse a partir de la resistividad del tejido. En la Tabla 2.2 se muestra la Bioimpedancia de distintos tejidos.

Tejido	Impedancia/Resistividad
Sangre	150 Ω * cm
Pulmón	700 Ω * cm (Espiración)
	2400 Ω * cm (Inspiración)
Grasa	2000 - 2700 Ω * cm
Huesos	16600 Ω * cm
Músculo	125 Ω * cm (Longitudinal)
	1800 Ω * cm (Transversal)
Músculo del corazón	160 - 575 Ω * cm (Longitudinal)
	420 - 5200 Ω * cm (Transversal)

Tabla 2.2: Bioimpedancia en distintos tejidos.

La explicación del aumento de la bioimpedancia con un mayor contenido de aire pulmonar fue ofrecida por Nopp [14][15]. Al aumentar el contenido del aire, las estructuras celulares del perénquima pulmonar se estiran, esto propicia un aumento del largo de las vías del pulmón al mismo tiempo que disminuye el diámetro de la estructura celular.

Teniendo en cuenta la fórmula $Z = L/S$ donde L es el largo y S la sección de un conductor, la impedancia aumenta durante la inflación a medida que se estiran las estructuras celulares conductoras. La corriente eléctrica sólo pasa por las estructuras intracelulares o extracelulares según la frecuencia aplicada[14].

Con unas frecuencias inferiores a los 5 kHz, la corriente eléctrica no traspasa al interior de las células y sólo viaja por el fluido extracelular. Por tanto, el tejido muestra principalmente las características resistivas[4].

El comportamiento capacitivo aumenta conforme se incrementan las frecuencias y alcanza su punto máximo a unos 50 kHz. Las corrientes eléctricas se desvían ligeramente en las membranas de las células. Con unas frecuencias más altas (>100 kHz), la corriente eléctrica pasa directamente a las membranas de las células, lo que se traduce en una disminución del comportamiento capacitivo[4].

2.7.1. Propiedades Bioeléctricas en el tejido pulmonar

La ventilación y los cambios de volumen pulmonar al final de la espiración que se producen en el plano de electrodos provocan cambios en los voltajes medidos en la superficie del cuerpo. En los seres humanos, una maniobra de inspiración del volumen residual a la capacidad pulmonar total amplifica la bioimpedancia regional aproximadamente un 300 % [17]. La actividad cardíaca y la perfusión provocan un cambio en la bioimpedancia torácica, de la diástole a la sístole, en un rango del 3 % [18]. El agua pulmonar extravascular, el movimiento corporal y la resistencia del electrodo en la piel también pueden tener varios efectos en la bioimpedancia torácica.

2.8. Reconstrucción de imágenes

Como sabemos la TIE es un método del que se obtienen imágenes en tiempo real, además es portátil y es un dispositivo de imagen libre de radiación. Estas características lo hacen adecuado para diagnósticos de cabecera e imágenes intraoperatorias. Sin embargo, es de menor calidad de imagen en comparación con otros métodos de tomografía esto impide que la TIE se aplique ampliamente en diagnóstico y orientación médica.

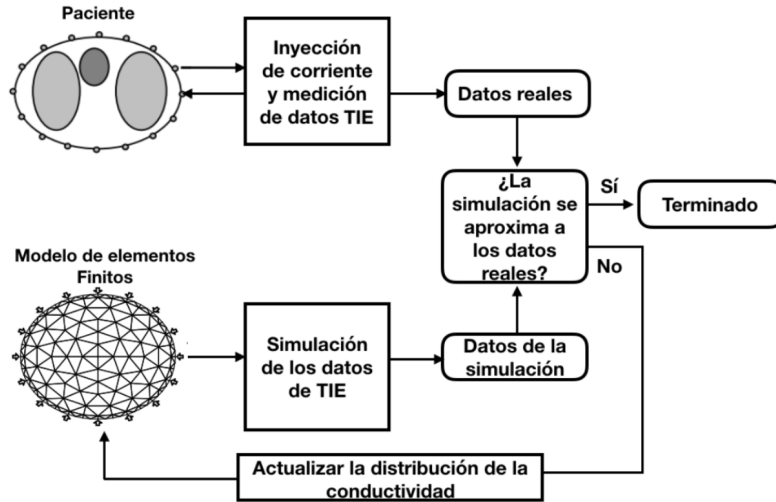


Figura 2.7: Reconstrucción de imágenes (adaptado de [21])

Las reconstrucciones de imágenes de TIE se utilizan para determinar la impedancia en el interior de un dominio, dadas las mediciones simultáneas de los potenciales de superficie desarrollados por una señal eléctrica directa o alterna inyectada en el límite del dominio. Las reconstrucciones de imágenes de TIE se llevan a cabo a partir de la recopilación de datos de potenciales de superficie mediante dos modalidades diferentes, ya sea en la imagen de diferencia (o dinámica) o en la imagen estática [5]. Si el proceso de reconstrucción de la imagen utiliza solo un conjunto de límites potenciales, entonces la reconstrucción es estática; de lo contrario, si la reconstrucción emplea más de un resultado de datos tomado en diferentes momentos, la reconstrucción es dinámica.

Los procedimientos de TIE se consideran como "problemas inversos mal planteados no lineales". No lineal debido a que su procedimiento de solución es inestable viéndose afectado por pequeños cambios; mal planteado porque no hay una solución única o no hay soluciones en absoluto; e inversa en la medida en que el objetivo debe determinarse un modelo desconocido a partir de una entrada de modelo dada y el comportamiento del modelo. Por otro lado, un problema se define como bien planteado si para todos los datos admisibles existe una solución única y depende continuamente de los datos[22]. Y se define como directo si el comportamiento de salida de un modelo se puede calcular a partir del modelo dado y su entrada conocida.

El proceso de reconstrucción de imágenes TIE consiste en un problema inverso y un problema directo, donde se requiere plantear el problema directo para resolver el inverso, este depende de la colección de potenciales de superficie medidos y los resultados de la matriz de sensibilidad o matriz jacobiana. La reconstrucción completa se muestra en la Figura 2.7, en esta representa el problema inverso y los pasos de la adquisición de datos para el modelado.

Para la reconstrucción de imágenes de este trabajo se utilizó el software EIDORS que posee herramientas para reconstruir imágenes a partir de datos de voltaje obtenidos de un sistema de TIE.

Este software puede implementarse en Octave o Matlab, incluye algoritmos de reconstrucción, modelos generados con Distmesh o NETGEN y ejemplos para familiarizarse con la TIE.

2.8.1. Problema Directo y Problema Inverso

Un problema se define como directo cuando el comportamiento o los datos de salida del sistema bajo el modelo de prueba se pueden predecir para una entrada determinada utilizando la teoría física que vincula los parámetros del modelo con los parámetros que se miden.

Con respecto a las aplicaciones de TIE, el problema directo, que se describe utilizando las ecuaciones de Maxwell, resuelve para una distribución de conductividad dada, los voltajes medidos bajo una corriente de inyección conocida. Estos voltajes resultantes se utilizan para determinar los valores en la matriz jacobiana. La matriz jacobiana se puede considerar como el cambio diferencial en cada miembro de una pequeña perturbación[25]. A diferencia del problema directo, un problema se define como inverso cuando los parámetros del sistema bajo el modelo de prueba se pueden inferir del comportamiento del modelo bajo una entrada.

2.8.2. Modelo Matemático

Como se mencionó en la sección “Conductividad” la TIE se rige principalmente por las ecuaciones de Maxwell, aunque el campo magnético no se considera en el modelo matemático ya que la bioimpedancia se considera puramente resistiva.

De acuerdo a [1], para un dominio Ω y un subset del espacio \mathbb{R}^3 con una frontera o límite $\partial\Omega$, este dominio posee una conductividad σ que es función de la variable espacial x . El potencial electrico es ϕ , tenemos entonces que:

$$\vec{E} = -\nabla\phi \tag{2.6}$$

$$\vec{J} = -\sigma\nabla\phi \tag{2.7}$$

Para la reconstrucción de imágenes TIE, el problema fundamental a resolver es que la corriente no puede ser forzada a fluir linealmente en un conductor de volumen no homogéneo [8]. Dado que cualquier corriente se produce en el interior, los campos potenciales se encuentran en las corrientes aplicadas. De esta forma, la ley de Kirchoff es:

$$\nabla \cdot \sigma\nabla\phi = 0 \tag{2.8}$$

Si se asume que $\sigma = 1$, la ecuación (2.8) se convierte en la ecuación de Laplace. Tomando el gradiente de (2.7), y la divergencia de (2.8):

$$\left(\sigma \frac{\partial\phi}{\partial x}, \sigma \frac{\partial\phi}{\partial y}, \sigma \frac{\partial\phi}{\partial z} \right) \tag{2.9}$$

$$\frac{\partial}{\partial x} \left(\sigma \frac{\partial\phi}{\partial x} \right) + \frac{\partial}{\partial y} \left(\sigma \frac{\partial\phi}{\partial y} \right) + \frac{\partial}{\partial z} \left(\sigma \frac{\partial\phi}{\partial z} \right) \tag{2.10}$$

Para resolver el potencial escalar ϕ dada una conductividad σ se requieren las condiciones de frontera de Dirichet y Neumann. La condición de frontera de Dirichlet determina el potencial de superficie y la condición de Neumann define la densidad de corriente superficial hacia el exterior:

$$\phi|_{\partial\Omega} = u \tag{2.11}$$

$$j = \sigma \frac{\partial\phi}{\partial n} \tag{2.12}$$

n es el vector unitario hacia afuera normal a $\partial\Omega$. En TIE, la densidad de corriente en el límite se limita a los electrodos; por lo tanto, (2.12) corresponde a la corriente que fluye hacia el interior a

través de los electrodos. Debido a esta aproximación, llamada modelo continuo (CM), la impedancia de contacto de los electrodos se asume igual a 0. El CM sobrestima la resistividad hasta en un 25 % y no es aplicable a las reconstrucciones de EIT.

Así se propone el modelo de electrodos completo (CEM). Este modelo considera la impedancia de contacto de los electrodos al convertir la densidad de corriente superficial en potenciales superficiales. De [1] tenemos el siguiente modelo matemático del CEM:

Consideramos un arreglo de l electrodos donde ($0 < l < L$) la superficie de contacto para cada electrodo se denota como E_l , la corriente como I_l y el voltaje V_l . Si consideramos a los electrodos como conductores perfectos se puede suponer que la caída de voltaje en cada electrodo es constante y que no fluye corriente entre el espacio de los electrodos. Entonces, las condiciones de frontera de Dirichlet y Neumann se representan como:

$$V_l = \phi|_{E_l} \tag{2.13}$$

$$\frac{\partial \phi}{\partial n} = 0 \tag{2.14}$$

De esta forma, las corrientes a través de los electrodos corresponden a:

$$I_l = \int_{E_l} \sigma \frac{\partial \phi}{\partial n} dS \tag{2.15}$$

Ahora, considerando (2.8) y las condiciones de frontera (2.13) y (2.14) podemos plantear:

$$I_l = \int_{E_l} \sigma \frac{\partial \phi}{\partial n} dS \tag{2.16}$$

para ($0 < l < L$)

$$\frac{\partial \phi}{\partial n} = 0 \tag{2.17}$$

en Γ'

$$\nabla \phi \times n = 0 \tag{2.18}$$

en Γ , donde $\Gamma = \cup_l E_l$ y $\Gamma' = \partial\Omega - \Gamma$. Las caídas de tensión debidas a las impedancias z_l de contacto de los electrodos se definen como:

$$V_l = \phi + z_l \sigma \frac{\partial \phi}{\partial n} \tag{2.19}$$

donde se supone el mismo valor de z_l para todos los electrodos. Así el CEM se describe por las ecuaciones (2.16), (2.17) y (2.19)[25].

2.9. Aplicaciones de la TIE

La tomografía de impedancia eléctrica se desarrolló por primera vez para ser utilizada en estudios geológicos hace aproximadamente 70 años. Hoy en día esta técnica se ha empleado en campos como la imagenología médica, las ciencias ambientales y tecnología de materiales[25]. Con respecto a las imágenes médicas, el primer dispositivo TIE llamado “Sheffield Mark I” se utilizó para reconstruir las primeras imágenes de la función pulmonar utilizando un algoritmo de retroproyección simple [4]. Posteriormente sugirieron varias posibles aplicaciones en medicina, que van desde el vaciamiento gástrico hasta la monitorización de la función cerebral y desde las imágenes mamarias hasta la evaluación de la función pulmonar [4], siendo la ventilación y los cambios del volumen pulmonar al final de la espiración la aplicación más investigada.

El desarrollo de nuevo hardware y software que permitan una mayor resolución espacial optimizaría los resultados de las mediciones, tanto en lo relacionado a la ventilación como a la perfusión. Asimismo, se puede desarrollar la técnica para poder obtener una distribución espacial de las impedancias absolutas con más precisión.

Capítulo 3

Prototipos previos de TIE

En este capítulo se incluye una evaluación en la instrumentación electrónica de los dispositivos de TIE. Con el propósito de definir un prototipo, se realizó un comparación de distintas variables en sistemas de TIE que cumplen los requisitos necesarios para usarse en el monitoreo.

3.1. Evaluaciones cualitativas en sistemas de TIE

A continuación se presenta una evaluación y comparación de los distintos componentes necesarios para la construcción y diseño del prototipo. Para un sistema de TIE tenemos distintas variables, en la siguiente tabla se muestran con sus posibles valores:

Variable	Posible valor
Número de electrodos	8, 16, 32
Patrones de inyección de corriente	Método Adyacente Método Opuesto Método Cruzado Método Trigonométrico
Posibles valores de voltaje	Método Adyacente: $N(N-3)$ Método Opuesto: $(N/2)(N-3)$ Método Cruzado: $(N-2)(N-3)$ Método Trigonométrico: $(N/2)(N-1)$
Sensibilidad a incertidumbres	a) Extremadamente sensible b) Bastante sensible c) Moderadamente sensible d) Ligeramente sensible e) Insignificante
Reconstrucción de imágenes	Definido Moderadamente definido Difuso

Tabla 3.1: Variables en sistemas de TIE.

Para el desarrollo del prototipo se revisaron distintos artículos, los cuales se muestran en la Tabla 3.2.

Las variables de la Tabla 3.1 permiten realizar un análisis comparativo entre cada uno de los artículos. Esta evaluación permite enfocarnos en los requisitos necesarios para la construcción prototipo de TIE.

	Título del artículo o tesis.
1	Development of Low-Cost, Non-Obtrusive Electrical Impedance Tomography Device for Liquid-Gas Flow Visualization. [24]
2	Design of initial prototype for Electrical Impedance Tomography (EIT) for the Human Forearm.[25]
3	EIT-kit: An Electrical Impedance Tomography Toolkit for Health and Motion Sensing.[26]
4	Design and Implementation of an Electrical Impedance Tomography System for Lung Imaging.[27]
5	Implementation of A Low-Cost Prototype for Electrical Impedance Tomography based on the Integrated Circuit for Body Composition Measurement AFE4300. [28]
6	Tomografía de Impedancia Eléctrica: La monitorización de la ventilación regional hecha realidad.[4]

Tabla 3.2: Documentos revisados para la realización del prototipo.

Artículo	Núm. de electrodos	Patrones de inyección de corriente	Posibles valores de Voltaje	Sensibilidad a incertidumbres	Reconstrucción de imágenes
1	16	Adyacente	$N(N-3)$	Ligeramente sensible	Definido
2	16	Adyacente	$N(N-3)$	Ligeramente sensible	Moderadamente definido
3	32	Adyacente	$N(N-3)$	Ligeramente sensible	Definido
4	16	Adyacente	$N(N-3)$	Ligeramente sensible	Definido
5	8	Adyacente	$N(N-3)$	Moderadamente sensible	Difuso
6	16	Adyacente	$N(N-3)$	Ligeramente sensible	Definido

Tabla 3.3: Comparación de variables de cada artículo.

Con lo anteriormente evaluado y revisado podemos ver que el patrón de inyección de corriente adyacente es más común, así como el uso de 16 electrodos. De acuerdo a la literatura, también se observa que con un mayor número de electrodos aumenta la resolución en la reconstrucción de imágenes, sin embargo también se relaciona a la electrónica empleada [28].

3.2. Evaluación de la Instrumentación electrónica

Además del análisis de las variables en sistema de TIE, también se realizó una revisión de la instrumentación electrónica empleada en los prototipos. De acuerdo a [1], la instrumentación de un sistema de TIE es:

- Modulo de conmutación.
- Inyector de Corriente Constante (CCI por sus siglas en inglés).
- Acondicionador de señal.
- Sistema de Adquisición de datos.

Prototipos previos de TIE
3.2 Evaluación de la Instrumentación electrónica

En la Tabla 3.4 se muestra una comparación de la instrumentación requerida en los sistemas de TIE para 5 de los artículos mostrados previamente en la Tabla 3.2.

Artículo	Módulo de conmutación	Inyector de corriente	Acondicionador de señal	Sistema de adquisición de datos
1	Dos multiplexores CD4067BE.	Amplificadores operacionales TL071 y LMC6482. Generador de funciones ICL8083.	Considerado en la parte de inyección de corriente.	Microcontrolador Arduino UNO.
2	Mux Shield tarjeta con multiplexores CD74HC4067.	Inyector de corriente constante Howland.		Arduino 101 y ARD-LTC2499.
4	Arreglo de multiplexores analógicos CD4051.	Fuente de corriente mejorada de Howland.	Modificación de la amplitud de las senales. Adición de un offset estable para analógico/digital. Implementación de filtros antialiasing.	Procesador MC56F8037.
5	Texas-Instruments AFE4300.	Puertos de inyección de corriente del AFE4300.	Se usa un filtro de segundo orden de banda de paso bajo con una frecuencia de corte de 150 kHz.	Microcontrolador PIC16F886 conectado a un módulo Bluetooth HC06.

Tabla 3.4: Comparación de instrumentación electrónica de artículos seleccionados de la Tabla 3.2.

Con lo analizado anteriormente, podemos observar los distintos diseños para los prototipos realizados en el área de TIE. Con estas evaluaciones, el siguiente paso será la definición del prototipo, basado en los requisitos implementados en los artículos de la Tabla 3.4.

Capítulo 4

Definición del Prototipo

En el Capítulo 3 se realizó una evaluación de cualitativa de los sistemas de TIE, además de una comparación de los distintos componentes electrónicos empleados.

Con cada revisión en los artículos se observaron métodos para realizar un sistema de TIE de bajo costo, con la menor instrumentación posible y seguro para usarse en el monitoreo. Estas características son parte de las metas para este trabajo. En este capítulo se presentan los componentes elegidos para este sistema, el desarrollo de la instrumentación electrónica y las especificaciones realizadas para cumplir con lo establecido en la literatura.

4.1. Requisitos del prototipo

De acuerdo a [25] podemos dividir los requisitos de un sistema de TIE en funcionales y no funcionales. Los criterios funcionales son aquellos que componen la parte electrónica, es decir, el funcionamiento del prototipo, como pueden ser la resolución del ADC, especificaciones de la electrónica implementada, etc. La parte no funcional se refiere a los costos del prototipo, ensamblaje, simplicidad.

4.1.1. Requisitos Funcionales

Con la literatura revisada, la comparación de prototipos previos y los objetivos específicos de esta tesis, definimos los siguientes requisitos funcionales:

- Un anillo de 8 electrodos espaciados de forma equidistante.
- Patrón de corriente adyacente.
- Corriente empleada $<1.5\text{mA}$
- Voltaje DC.

4.1.2. Requisitos no funcionales

Una vez definidos los requisitos funcionales, se toman en cuenta los requisitos no funcionales:

- Minimizar costos.
- Simplicidad para el usuario.
- Portabilidad.

4.2. Arquitectura y diseño del prototipo

Usando la comparación de las partes electrónicas empleadas en prototipos previos de la Tabla 3.4, se definieron los siguientes componentes:

- Arduino UNO
- ARD-LTC2499
- Fuente de Corriente

Con esta instrumentación, el siguiente diagrama muestra las conexiones realizadas para el prototipo. Cada uno de los elementos del sistema será descrito en las siguientes secciones.

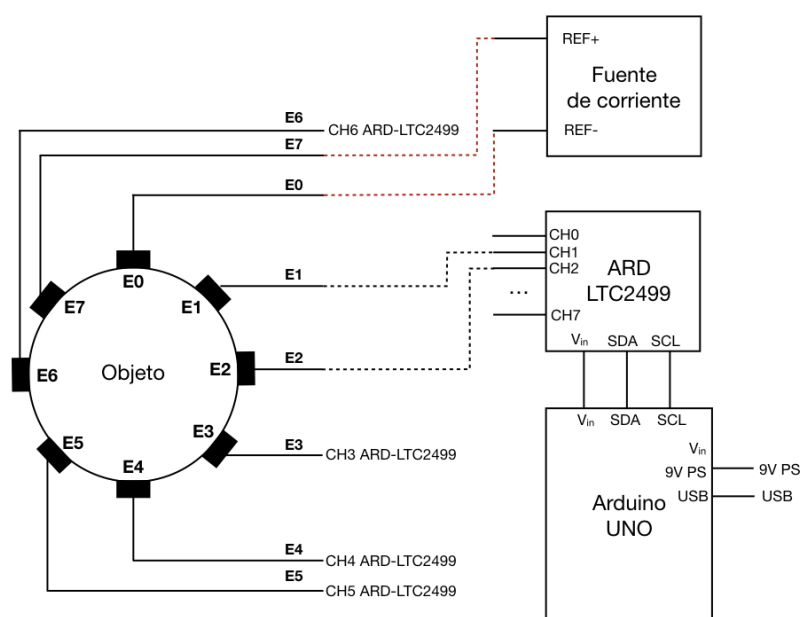


Figura 4.1: Esquema del prototipo.

4.2.1. Tarjeta Arduino UNO

En [25][24] se demostró que el uso de Arduino simplifica la instrumentación electrónica empleada, además de minimizar costos y la portabilidad del sistema. Otra de sus ventajas es la disponibilidad de placas de expansión que se acoplan a esta para ampliar sus capacidades. Las especificaciones técnicas de esta placa son: uso de microcontrolador ATmega328P, posee 14 pines de entrada/salida digital (de los cuales 6 pueden ser usando con PWM), 6 entradas analógicas, un cristal de 16Mhz, conexión USB, conector jack de alimentación, terminales para conexión ICSP y un botón de reseteo. Por lo tanto, posee toda la electrónica necesaria para que el microcontrolador opere, simplemente hay que conectarlo a la energía por el puerto USB o con un transformador AC-DC[29].

4.2.2. Tarjeta ARD-LTC2499

Al evaluar las características de la tarjeta Arduino UNO se encontró que posee 6 canales con 10 bits de resolución, para el sistema requerido estas características son menor a esperado. Por



Figura 4.2: Tarjeta Arduino

lo tanto, se optó por usar un ADC que tuviera las características adecuadas: con una resolución mayor a 16 bits. El LTC2499 está integrado en el escudo ARD-LTC2499 fabricado por Iowa Scaled

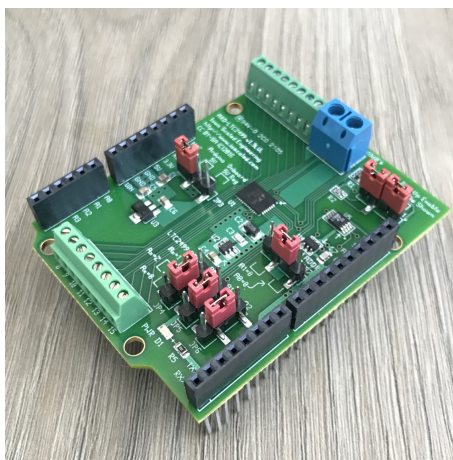


Figura 4.3: Tarjeta ARD-LTC2499

Engineering, es un Delta Sigma que maneja dieciséis canales de un solo extremo (8 diferenciales) con resolución de 24 bits y alta impedancia de entrada. También ofrece una interfaz I2C de 2 hilos que se emplea para procesos de multiplexación, control y monitoreo de canales. Esta tarjeta tiene su propia biblioteca Ard2499 para la plataforma Arduino con funciones de configuración de medición, selección de canales y lectura de ADC.

Como podemos observar, en el esquemático del Apéndice A, esta tarjeta no requiere circuitos o electrónica adicional y por lo tanto no induce capacitancias parásitas o fuentes de ruido en las señales que se reciben en cada entrada ADC conectado directamente a cada electrodo[31].

4.2.3. Fuente de corriente

Para este prototipo se inyectó la corriente de acuerdo al patrón adyacente, esta corriente de 1mA se inyecta de forma manual en cada par de electrodos.

Usando esta fuente, la corriente inyectada puede variar.



Figura 4.4: Fuente de corriente

Fuente de Corriente tipo Howland

Dado que operan a frecuencias relativamente bajas, generalmente por debajo de 1 MHz, los sistemas TIE pueden utilizar fuentes de corriente construidas con amplificadores operacionales o amplificadores de transconductancia. Las fuentes de corriente construidas con estos dispositivos generalmente proporcionan una mayor impedancia de salida que las fuentes más simples construidas con transistores discretos, y tienen la capacidad de generar y absorber corriente[1]. La fuente

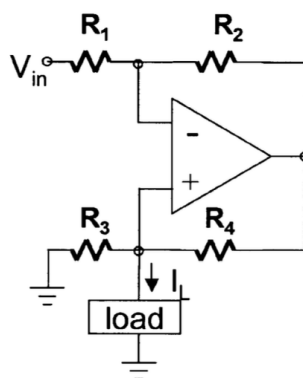


Figura 4.5: Fuente de corriente Howland [1].

de corriente Howland, mostrada en la Figura 4.4, ha sido utilizada en distintos prototipos [25][27] y se ha demostrado que tiene un buen rendimiento.

La topología de la fuente de corriente tiene un camino directo que consta de un amplificador inversor (el amplificador operacional junto con R_1 y R_2) y retroalimentación positiva. Una implementación alternativa de la fuente Howland utiliza un amplificador de instrumentación en lugar del amplificador inversor en el circuito[30].

Para un amplificador operacional ideal, la impedancia de salida de la fuente es infinita cuando las resistencias satisfacen la relación:

$$R_4/R_3 = R_2/R_1 \quad (4.1)$$

En esta condición de “equilibrio” y como la configuración de la fuente de corriente Howland utilizada para ese prototipo pone a tierra la entrada del inversor, tenemos que:

$$I_L = V_{in}/R_3 \quad (4.2)$$

Las principales ventajas de la fuente de Howland son su simplicidad y capacidad para producir una alta impedancia de salida con el recorte adecuado[1].

Se diseñó un PCB para dicha fuente, la cual se muestra en la Figura 4.5. Se requiere que V_{in} sea de 5VDC para inyectar una corriente de 1.067 mA a todos los electrodos conectados al fantoma. Por

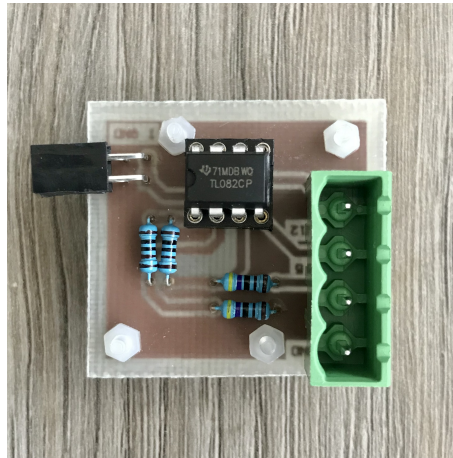


Figura 4.6: PCB Fuente de Corriente Howland.

lo tanto, para los sistemas de TIE, pueden utilizarse estas fuentes de corriente con las opciones de variación de corriente o de inyección constante.

4.3. Arreglo de electrodos y cableado

Para la configuración de electrodos se realizó un anillo de 8 electrodos de aluminio mostrados en la Figura 4.7, con dimensiones de 8mm X 12.5mm, en la solución únicamente se sumergen 8mm X 8mm.

En los sistemas de TIE, la electrónica está separada de los electrodos por ello se usan cables. En



Figura 4.7: Electrodo utilizados.

algunos casos se utilizan cables coaxiales o triaxiales para conectar los electrodos, a diferencia de los cables individuales, para minimizar el acoplamiento entre las señales hacia o desde cada electrodo y reducir la susceptibilidad al ruido. Debido a su impedancia de salida mucho más alta, las salidas de fuente de corriente son mucho más susceptibles a captar ruido que las salidas de fuente de voltaje y

necesitan protección. Los cables coaxiales pueden proporcionar el blindaje deseado, por lo general presentan una capacitancia distribuida significativa, del orden de 40 a 100 pF/m[1]. En las conexiones entre la fuente de corriente, el ADC y el objeto de prueba se usaron cables LEMO de 80cm de largo y que poseen el material de aislamiento requerido, estos se conectaron a una tarjeta perforada con un header para las comunicaciones con el ADC, Figura 4.8.

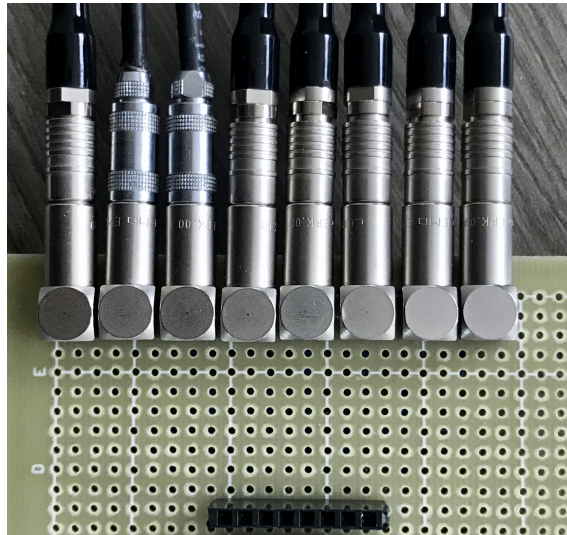


Figura 4.8: Tarjeta de comunicaciones e inyección de corriente.

4.4. Configuración del fantoma

Los electrodos descritos en la sección anterior, se colocaron espaciados de forma equidistante en un cilindro de plástico, de 13.3cm de diámetro 12cm de alto mostrado en la Figura 4.9, ajustándose con tornillos de 14mm de largo.

La configuración final de este objeto de prueba incluye una solución salina con 0.9% de cloruro de

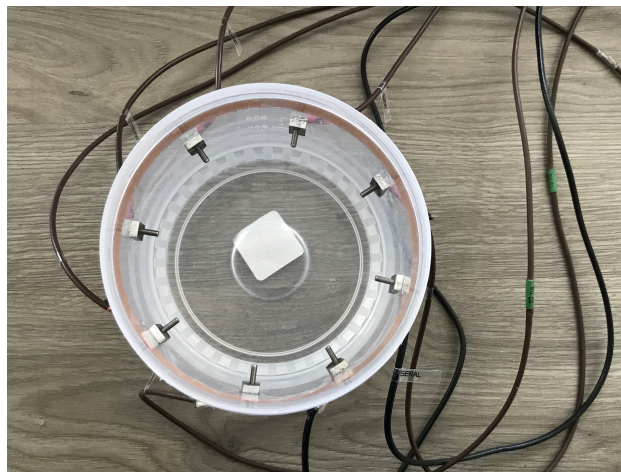


Figura 4.9: Configuración del fantoma con 8 electrodos.

sodio que posee una conductividad de 1.408 S/m[25], para esta tesis se utilizaron 800ml de solución

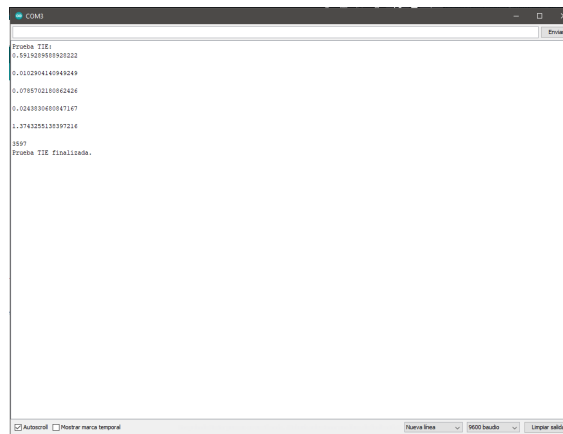
de la marca Aculife. Dentro de este fantoma se colocarán objetos para observar inhomogeneidades y se realizará la reconstrucción de las imágenes a partir de los datos obtenidos.

Capítulo 5

Procedimiento Experimental y Resultados

Uno de los objetivos de este trabajo es obtener datos que puedan usarse para la reconstrucción de imágenes. Para obtener dichos datos, dentro del fantoma presentado en el capítulo anterior se colocaron distintos objetos. Una vez colocadas las inhomogeneidades se inyectó la corriente de forma manual para cada par de electrodos, en cada una de las inyecciones de corriente se obtuvieron los datos en la consola de Arduino.

Para cada una de las mediciones se obtuvieron 5 datos, y con cada par de electrodos se obtuvieron



```
COM3
Fincha T2E1
0,951020510920222
0,0102904140949249
0,0709702101062426
0,0248305000671167
0,5742255110397216
500
Fincha T2E finalizado.
```

Figura 5.1: Datos obtenidos con Arduino

40 datos de voltaje.

Una vez obtenidos los datos se exportaron a un archivo de Excel y posteriormente al código de Matlab para la reconstrucción.

5.1. Datos obtenidos

En las siguientes tablas se muestran los datos de voltaje obtenidos de cada par de electrodos con la estimulación de corriente. En la Tabla 5.1 se muestran los datos de voltaje del arreglo experimental de un vaso colocado en el centro del fantoma. Este se fijó con objetos dentro para mantener su posición y se aseguró que los objetos no alcanzaran el nivel de los electrodos. La

Procedimiento Experimental y Resultados
5.2 Reconstrucción en EIDORS

Tabla 5.2 muestralos valores adquiridos de colocar el vaso pero añadiendo un objeto dentro que sí alcanza los electrodos. Finalmente en la Tabla 5.3 se encuentran los datos para un cilindro sólido de plástico, este fue colocado a 3.9 cm y 4.8 cm de la parte inferior del fantoma.

Pares de electrodos	E0	E1	E2	E3	E4	E5	E6	E7
E0-E1	X	X	0.69606399	1.43132638	1.42886900	0.00479274	0.00439751	X
E1-E2	X	X	X	0.58756055	1.41017866	1.33814537	1.17846451	1.25654053
E2-E3	0.77522988	X	X	X	0.01058813	0.09367942	1.42799592	0.55725150
E3-E4	0.09365966	0.00018495	X	X	X	0.00948134	0.00205433	0.56849808
E4-E5	1.33713591	0.00361633	0.01337647	X	X	X	0.01797655	0.60290594
E5-E6	1.31075477	1.39971077	0.00102123	0.01921242	X	X	X	0.173654055
E6-E7	1.40156436	0.17365405	1.40720725	1.40930175	0.007042348	X	X	X
E7-E0	X	0.00554177	0.48757947	0.00733762	0.004958003	0.00233471	X	X

Tabla 5.1: Datos obtenidos de un vaso colocado al centro del fantoma.

Pares de electrodos	E0	E1	E2	E3	E4	E5	E6	E7
E0-E1	X	X	0.68136968	0.00153321	0.0072226	0.01010835	1.4495692	X
E1-E2	X	X	X	0.71788883	1.32348680	0.09036120	1.40722503	1.32474434
E2-E3	0.67032804	X	X	X	1.40368976	0.17078721	1.42799592	1.41389360
E3-E4	0.66506047	0.01686596	X	X	X	0.01209801	0.01340427	1.40923795
E4-E5	0.81408891	1.33624112	0.02266981	X	X	X	0.05192348	0.01245879
E5-E6	0.48849353	0.03309568	0.01951330	1.24341964	X	X	X	1.16582548
E6-E7	0.40576453	0.00327563	0.00650715	0.00982177	1.406059169	X	X	X
E7-E0	X	0.59192895	0.01029041	0.07857021	0.024383088	1.37432551	X	X

Tabla 5.2: Datos obtenidos de un vaso con un objeto dentro.

Pares de electrodos	E0	E1	E2	E3	E4	E5	E6	E7
E0-E1	X	X	0.12635211	0.44809064	0.87127163	0.00485762	0.05750934	X
E1-E2	X	X	X	0.13488527	0.00073201	0.03489769	0.48321160	0.42034056
E2-E3	0.06919658	X	X	X	0.00239315	0.46171249	0.51676501	0.06880564
E3-E4	0.07399773	0.98412186	X	X	X	0.41131706	0.43606502	0.86427314
E4-E5	0.26438049	0.00828212	0.38104301	X	X	X	0.40352000	0.47479023
E5-E6	0.22575403	0.57997328	0.79785960	0.02102223	X	X	X	0.45724764
E6-E7	0.84692643	0.47008122	0.04959688	0.48377512	0.451007165	X	X	X
E7-E0	X	0.38866199	1.44448496	0.51680571	1.429576439	0.45425077	X	X

Tabla 5.3: Datos obtenidos de un cilindro de plástico.

5.2. Reconstrucción en EIDORS

Como se vió en [4] para la reconstrucción se utiliza el método de elementos finitos (FEM), este método divide el área en el plano de electrodos, y a cada elemento se le asignan distintas propiedades bioeléctricas homogéneas.

Una vez medidos los voltajes de superficie, se suministran al algoritmo de reconstrucción, este algoritmo asigna un cambio de impedancia a cada elemento.

Para reconstruir la imagen, EIDORS ofrece una variedad de modelos comunes con distintos parámetros, se propuso la siguiente geometría, se eligió un círculo simulando un corte transversal del recipiente en donde están colocados los electrodos. Una vez seleccionado el modelo geométrico se introducen los valores de voltaje obtenidos con Arduino. Las Figuras 5.3, 5.4 y 5.5 muestran las inhomogeneidades introducidas en el fantoma y su reconstrucción.

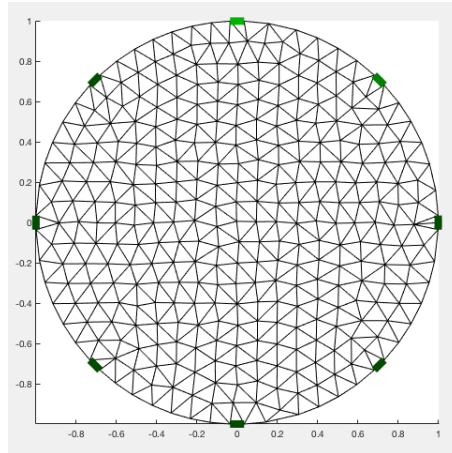


Figura 5.2: Geometría propuesta

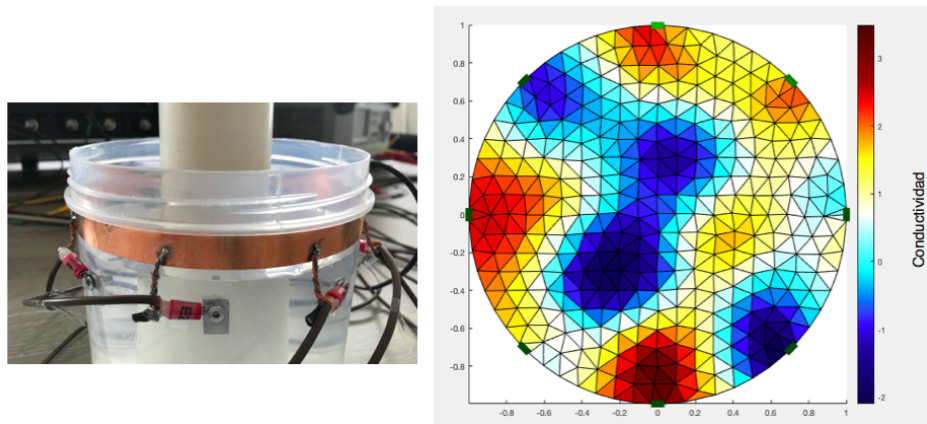


Figura 5.3: Cilindro de plástico

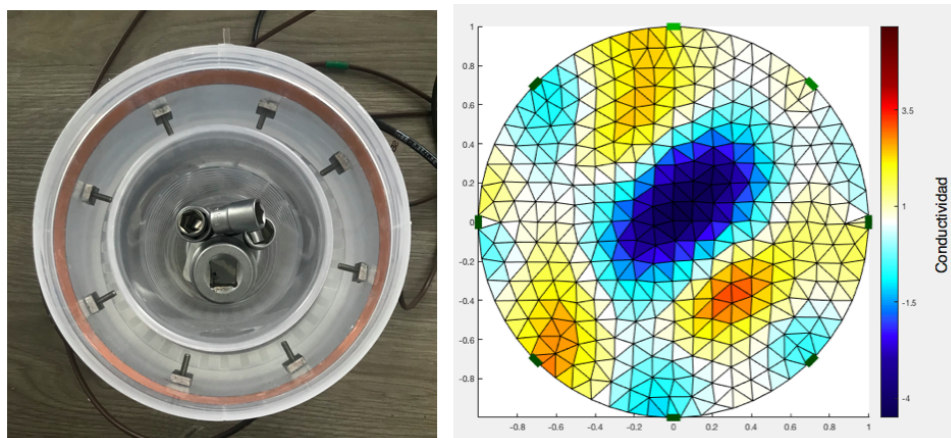


Figura 5.4: Vaso con aire

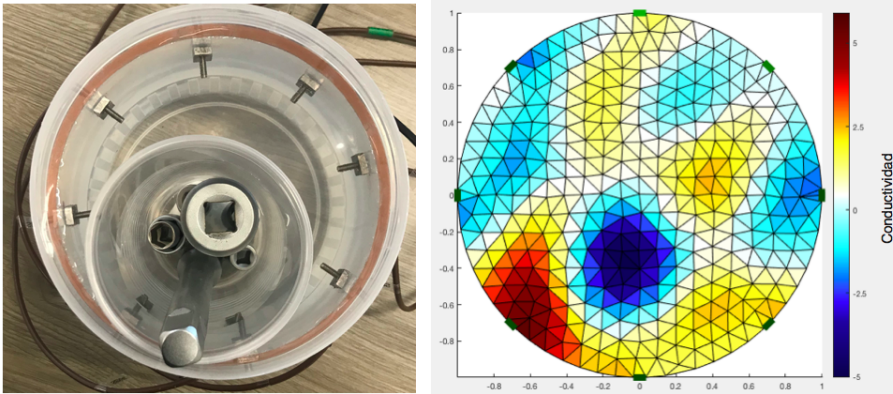


Figura 5.5: Vaso con objeto

5.2.1. Simulación

Además de la reconstrucción de imágenes, se realizó una simulación para comparar los datos obtenidos. Con Distmesh se colocaron objetos circulares para simular los objetos del arreglo experimental, la geometría propuesta simula el fantoma como en la reconstrucción experimental.

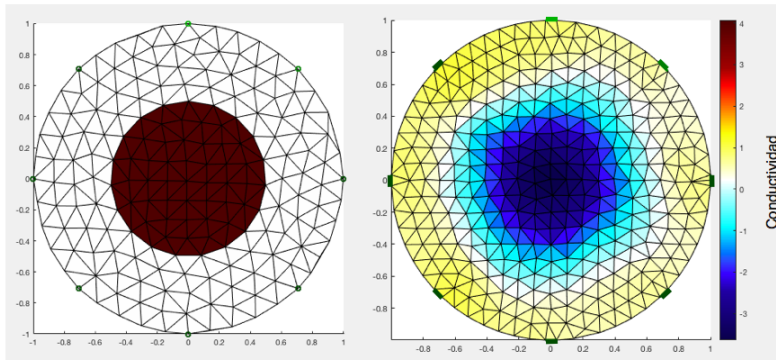


Figura 5.6: Simulación del vaso con aire

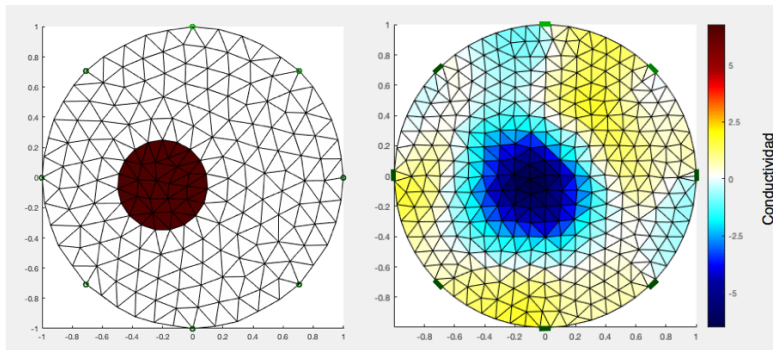


Figura 5.7: Simulación del cilindro de plástico

5.2.2. Comparación de la reconstrucción simulada y experimental

Realizando una comparación entre los datos experimentales y los simulados, tenemos: Para la

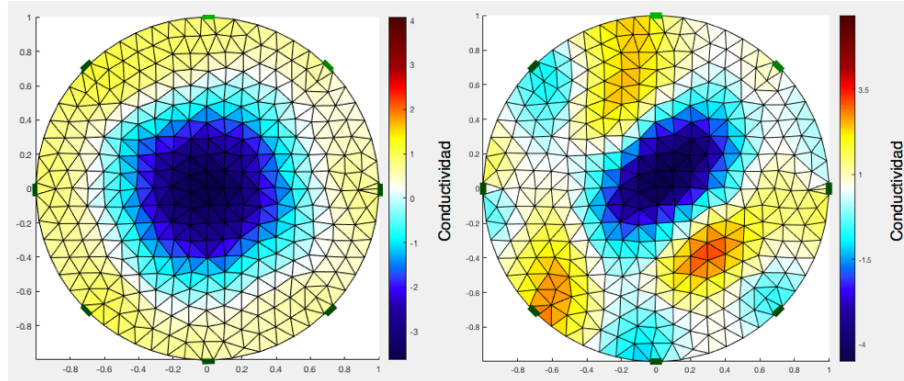


Figura 5.8: Vaso con aire. Izquierda:Resultados Simulados. Derecha:Resultados Experimentales.

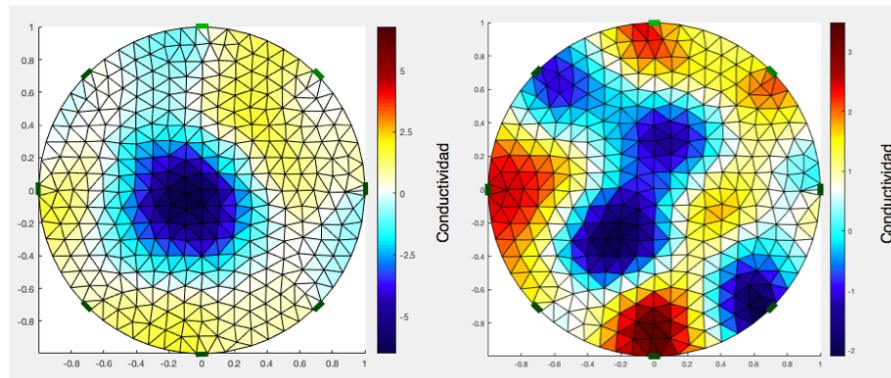


Figura 5.9: Cilindro de plástico. Izquierda:Resultados Simulados. Derecha: Resultados Experimentales.

simulación se utilizó la misma geometría creada con la función `mk_stim_patterns` y se eligió el modelo `c2d0c` en donde `c` es la densidad de vértices, `2` representa las dimensiones del modelo en este caso 2D, `d` para usar el generador de `Distmesh`, `0` es el refinamiento de la malla (en este caso se pueden elegir de `0` a `4` en donde `4` representa el mallado con más elementos), y finalmente `c` que selecciona un modelo circular. Los voltajes homogéneos se emplean para que la solución inversa adivine los valores iniciales para la definición de información previa. Este conjunto de voltajes debe ser determinado por el solucionador o usando la misma conductividad para todos los objetos internos. En este caso, el valor corresponde a los $1,495 \text{ S/m}$ de la solución salina al $0,9\%$.

Cuando se tienen listas las mediciones de voltajes homogéneos y con inhomogeneidades y antes de ejecutar la función de resolución inversa, se requiere crear una estructura de datos para configurar los parámetros del modelo para la función de resolución inversa. Los principales parámetros configurados son el algoritmo de reconstrucción, el hiperparámetro y el método de regularización previa.

Capítulo 6

Conclusiones

De acuerdo a los resultados obtenidos, podemos observar que las imágenes obtenidas experimentales no muestran los objetos de forma definida como en el caso de los objetos simulados, esto se puede deber a diversos factores, principalmente el ruido que el sistema haya captado, debido a que se manejan corrientes muy pequeñas y cualquier movimiento puede alterar los datos. El uso de electrodos de aluminio también es una ligera desventaja, ya que al estar en contacto con la solución salina se observó que se oxidan y producen otra fuente de incertidumbre, para evitar este problema los electrodos se limpiaron antes de cada prueba. Otro de los factores a considerar es la inyección de corriente, en este caso la corriente fue inyectada de forma manual, como se especificó en el capítulo 4, la fuente de corriente iba directamente a cada par de electrodos, y estos se cambiaban por cada inyección hasta dar una vuelta completa, aunque la toma de datos se realizó tres veces para cada electrodo y se promedió, no se obtuvo una imagen definida.

Se puede notar también que en el caso del vaso con un objeto dentro Figura 5.5, puede apreciarse la presencia de dos objetos dentro del fantoma, esto puede deberse a que EIDORS capta y reconstruye objetos con diferentes densidades. Aunque también podría deberse a la colocación del objeto entre los electrodos.

Con lo anteriormente mencionado, concluimos que el objetivo de esta tesis se logró ya que se puede apreciar la posición de los objetos debido a su impedancia, además de optimizarse costos por la instrumentación empleada.

En cuanto a la reconstrucción de imágenes el uso de EIDORS simplificó la implementación de algoritmos de reconstrucción ya que al estar incluidos en el software pueden usarse de manera sencilla.

Podemos hacer una comparación en costos con el dispositivo Pulmo Vista 500 de Drager, estos dispositivos rondan los \$891,621.96 (pesos mexicanos) y el costo de el prototipo fue de \$8000(pesos mexicanos) este precio se reduciría debido a que ya se contaban con algunos elementos como los cables LEMO pero se añadió un aproximado de \$700 por cable.

Debido a que este prototipo es el primer paso a la elaboración y diseño de un tomógrafo para usarse en el ámbito clínico, se hacen las siguientes recomendaciones: la arquitectura del sistema debe ofrecer la menor cantidad de incertidumbres posibles, en los resultados de este trabajo se pueden apreciar estas variaciones en la reconstrucción de imágenes, igualmente debe considerarse la comodidad del paciente, el sistema debe ser fácil de manejar y colocar. La electrónica empleada puede mejorarse usando multiplexores para la inyección de corriente y se puede optar por usar una fuente de corriente constante o variable.

Apéndice A

Esquemáticos de tarjetas eletrónicas

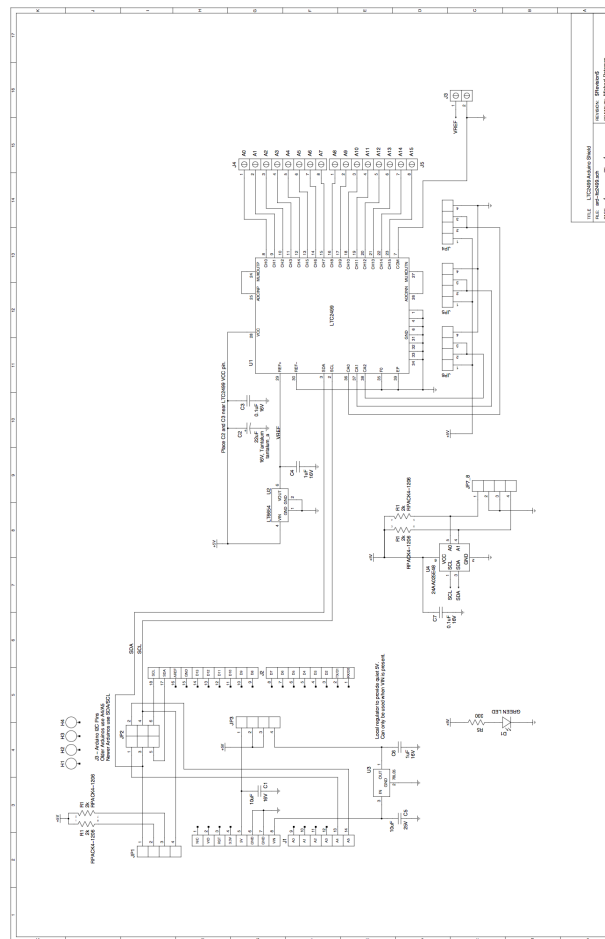
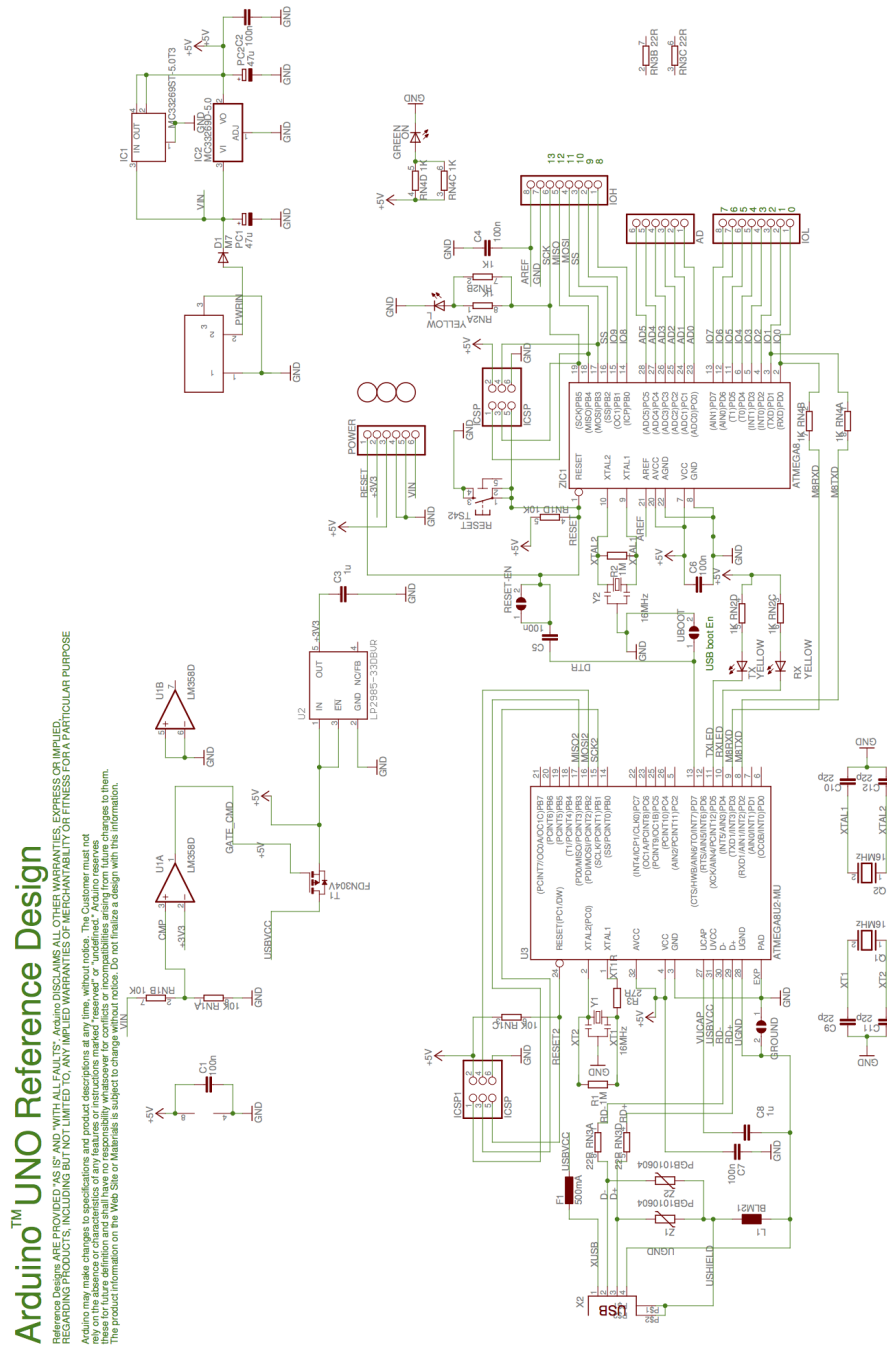


Figura A.1: Esquemático de ARD-LTC2499



Arduino™ UNO Reference Design

Reference Designs ARE PROVIDED "AS IS" AND "WITH ALL FAULTS". Arduino DISCLAIMS ALL OTHER WARRANTIES, EXPRESS OR IMPLIED, REGARDING PRODUCTS, INCLUDING BUT NOT LIMITED TO, ANY IMPLIED WARRANTIES OF MERCHANTABILITY OR FITNESS FOR A PARTICULAR PURPOSE.

Arduino may make changes to specifications and product descriptions at any time, without notice. The Customer must not use the Reference Design for any product that is sold or distributed by the Customer, or that is used in any product, without the express written consent of Arduino. The Customer shall have no responsibility whatsoever for conflicts or incompatibilities arising from future changes to them. The product information on the Web Site of Arduino is subject to change without notice. Do not finalize a design with this information.

Figura A.2: Esquemático de Arduino UNO

Bibliografía

- [1] D. S. Holder, Ed., “Electrical Impedance Tomography: Methods, History and Applications”, Ser. Series in Medical Physics and Biomedical Engineering. Londres, Inglaterra: Institute of Physics Publishing Bristol and Philadelphia, 2005.
- [2] C. Barahona y C. Avendaño, “Ventilación mecánica invasiva en COVID-19.” Buenos Aires, Argentina. 2020.
- [3] BH Brown; “Electrical impedance tomography (EIT): a review.” J Med Eng Technol 27:97–108, 2003.
- [4] E. Teschner y M. Imhoff, “Tomografía de Impedancia Eléctrica: la monitorización de la ventilación regional hecha realidad,” Draeger.[Online] Disponible : https://www.draeger.com/es_mx/Home (Revisado:14/01/2022)
- [5] T. Kanti Bera, “LV contours in Ultrasound.”[online]Disponible : <http://web.yonsei.ac.kr/seoj/eit.tn>. (Revisado:15/01/2022).
- [6] F. A. Escobar Revelo, V. H. Mosquera Leyton, C. F. Rengifo Rodas, “Electrical Impedance Tomography: Hardware Fundamentals And Medical Applications,” Revista Ingenieria Solidaria, vol. 16, no. 3, 2020 [online]Disponible : <https://doi.org/10.16925/2357-6014.2020.03.02>
- [7] V. Tomicic, R. Cornejo, J. Thorac, “Lung monitoring with electrical impedance tomography: technical considerations and clinical applications”Dis. 2019 Jul; 11(7): 3122–3135. [online]Disponible: <https://jtd.amegroups.com/article/view/30075/html>
- [8] R.Harikumar, R.Prabu, S.Raghavan “Electrical Impedance Tomography (EIT) and Its Medical Applications A Review” International Journal of Soft Computing and Engineering (IJS-CE) ISSN: 2231-2307, Volume-3, Issue-4, September 2013
- [9] Webster J. G., “Electrical impedance tomography”. Adam Hilger Series of Biomedical Engineering, Adam Hilger, New York, USA 1990
- [10] K. W. Horch and G. S. Dhillon, “Neuroprosthetics : theory and practice”. World Scientific, 2004.
- [11] María E. Moncada, María del P. Saldarriaga, Andrés F. Bravo Carlos R. Pinedo, “Medición de Impedancia Eléctrica en Tejido Biológico – Revisión”Revista Tecno Lógicas No. 25, Diciembre de 2010.
- [12] Gabriel, S., Lau, R.W, Gabriel, C., (1996a); “The dielectric properties of biological tissues: II. Measurements in the frequency range 10 Hz to 20 GHz.” Phys. Med. Biol. 41, 2251–69.
- [13] Ragheb, T., Geddes, L.A., (1990); “Electrical properties of metallic electrodes”, Med Biol Eng Comput 28, pp. 182–186.

- [14] Nopp P, Rapp E, Pfützner H, Nakesch H, Ruhsam. "Dielectric properties of lung tissue as a function of air content", *Phys. Medicine. Biol.* 38 1993; P. 699-716
- [15] Nopp P, Harris ND, Zhao TX, Brown BH. "Model of the dielectric properties of human lung tissue versus frequency and air content". *Medicine. and Motor Biol. Informatics* 1997; P. 695-702
- [16] Faes TJ, van der Meij HA, Munck JC de, Heethaar RM. "The electrical resistivity of human tissues (100 Hz–10 MHz): a meta-analysis of review studies". *PhysiolMeas* 1999; 20: R1-10
- [17] Barber DC. A review of image reconstruction techniques for electrical impedance tomography. *MedPhys* 1989; 16 (2): 162-169
- [18] Visser KR. Electric properties of flowing blood and impedance cardiography. *Ann Biomed Eng* 1989; 17: 463-473
- [19] L. Borcea, "Electrical impedance tomography." [online] Disponible: <http://citeseeerx.ist.psu.edu/viewdoc/download?doi=10.1.1.348.4950&rep=rep1&type=pdf>. (Revisado: 5/03/2022).
- [20] Somersalo E, Cheney M and Isaacson D 1992 "Existence and uniqueness for electrode models for electric current computed tomography" *SIAM J. Appl. Math.* 52 1023–40
- [21] "Electrical Impedance Tomography: advances in Image Reconstruction." [Online]. Disponible: <http://www.sce.carleton.ca/faculty/adler/talks/2006/adler-eit-workshop-3nov2006.pdf>. (Revisado: 6/03/2022).
- [22] M. G. Crabb, J. L. Davidson, R. Little, and W. R. B. Lionheart, "Mutual information as a measure of image quality for 3D dynamic lung imaging with EIT MGCrabb1," *iopscience*, p. 18, 2014.
- [23] J. Rieraa, P.J. Riub, P. Casanc y J.R. Masclans "Tomografía de impedancia eléctrica en la lesión pulmonar aguda"[Online] Disponible: <https://scielo.isciii.es/pdf/medinte/v35n8/revision.pdf>. (Revisado: 6/03/2022)
- [24] Mat-Shayuti, M.S., Zulkifli, H., Yahya, E., Othman, Nur, Hassan, Zulkafli "Development of Low-Cost, Non-Obtrusive Electrical Impedance Tomography Device for Liquid-Gas Flow Visualization", *International Journal of Electrical and Electronic Engineering and Telecommunications*, JOUR 2019/03/01 [Online] Disponible: <http://www.ijeetc.com/index.php?m=content&c=index&a=show&catid=193&id=1226> (Revisado: 10/04/22)
- [25] Alvarenga López, Mariana. (2017). "Design of initial prototype for Electrical Impedance Tomography (EIT) for the Human Forearm." Cartago: Electronics Engineering School ITCR, 2017. 140 p.
- [26] Junyi Zhu, Jackson C. Snowden, Joshua Verdejo, Emily Chen, Paul Zhang, Hamid Ghaednia, Joseph H. Schwab, Stefanie Mueller. "EIT-kit: An Electrical Impedance Tomography Toolkit for Health and Motion Sensing" In *Proceedings of UIST '21*. [Online] Disponible: <https://dl.acm.org/doi/pdf/10.1145/3472749.3474758> (Revisado: 10/04/22)
- [27] Tolabin, David, Buxo, M., Rossi, Roberto, Molina, Germán, "Diseño e implementación de un sistema de tomografía de impedancia eléctrica pulmonar"[Online] Disponible : https://www.researchgate.net/publication/309344424_Diseno_e_implementacion_de_un_sistema_de_tomografia_de_impedancia_electrica_pulmonar BOOK (Revisado: 10/04/22).

- [28] Mosquera, V., Arregui, A., Bragos, R. and Rengifo, C. "Implementation of a Low Cost Prototype for Electrical Impedance Tomography based on the Integrated Circuit for Body Composition Measurement" AFE4300. DOI: 10.5220/0006554901210127.[Online] Disponible: <https://upcommons.upc.edu/handle/2117/123197> (Revisado 10/04/22), In Proceedings of the 11th International Joint Conference on Biomedical Engineering Systems and Technologies (BIOSTEC 2018) - Volume 1: BIODEVICES, pages 121-127 ISBN: 978-989-758-277-6. (Revisado: 10/04/22).
- [29] Arduino, "Arduino UNO" [Online]Disponible: <https://arduino.cc/arduino-uno/>
- [30] Cook R D, Saulnier G J, Gisser D G, Goble J C, Newell J C and Isaacson D 1994 "ACT3: A high-speed, high-precision electrical impedance tomograph" IEEE Trans. Biomedical Engineering 41(8) 713–722[Online] Disponible: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4793976/>
- [31] Iowa Scaled Engineering, "ARD-LTC2499: 16-Channel 24-Bit ADC Data Acquisition Arduino Shield." [Online] Disponible: <http://www.iascaled.com/store/ARD-LTC2499>.