



**UNIVERSIDAD DE CONCEPCIÓN
FACULTAD DE INGENIERÍA
DEPARTAMENTO DE INGENIERÍA ELÉCTRICA**



RECONSTRUCCIÓN DE IMÁGENES PULMONARES A PARTIR DE MEDICIONES DE TOMOGRAFÍA POR IMPEDANCIA ELÉCTRICA TORÁCICA

Bruno Alonso Fernández Arroyo

Memoria de Título presentada a la Facultad de Ingeniería de la Universidad de Concepción para optar al título profesional de Ingeniero Civil Biomédico

Profesor guía
Dr. Esteban Pino Quiroga

Comisión
1. Sebastián Godoy
2. Eduardo Wiechmann

Agosto, 2024
Concepción
(Chile)

© 2024 Bruno Alonso Fernández Arroyo

© 2024 Bruno Alonso Fernández Arroyo

Se autoriza la reproducción total o parcial, con fines académicos, por cualquier medio o procedimiento, incluyendo la cita bibliográfica del documento.

Agradecimientos

Agradezco a mi familia, a mi papá y mamá por siempre tenerme paciencia, darme todo lo que estaba en sus manos y siempre querer lo mejor para mí. Gracias por su amor incondicional, y por hacer este camino más ameno y acogedor. También a mi hermana, madrina y mejor amiga, que tiene las palabras precisas para hacerme sentir mejor y poder sacar lo mi mejor versión. Sin ellos nada hubiese sido igual, los amo mucho.

Gracias también a mi Mariangelita que estuvo en todos los momentos para apoyarme, darme un abrazo y sacarme una sonrisa. Gracias por estar, comprenderme y quererme, te amo!

También agradecer a todas las personas que estuvieron en mi camino, que me han acompañado a lo largo de estos años de estudio. A mis amigos de la vida y amigos que hice en la universidad, les doy las gracias por todas las risas, estudios nocturnos y momentos inolvidables que viví en este proceso.

Por la confianza y buenas vibras que siempre estuvieron a toda la gente del lab, son unos genios y genias, gracias por apañarme a sacar la vuelta cuando no quería hacer nada.

A Fabián y al profesor Esteban, que confiaron en mi trabajo. Gracias por su paciencia y por haberme escuchado siempre que tuve una duda o necesité un consejo.

Gracias a todos quienes contribuyeron con una risa, un mensaje, un consejo, estudio, palabras de aliento. Si se pudo!

Resumen

Las enfermedades respiratorias suponen una carga importante para los sistemas de salud mundiales y afectan a más de mil millones de personas con enfermedades crónicas como el asma y la EPOC (Enfermedades pulmonares obstructivas crónicas). Esto subraya la urgencia de la lucha contra las enfermedades pulmonares.

La tomografía por impedancia eléctrica es una técnica médica establecida que utiliza principios físicos para obtener imágenes de la impedancia de los tejidos. Consiste en colocar electrodos en zonas específicas del cuerpo y utilizar pequeñas corrientes eléctricas para crear imágenes de la zona de interés. Esta tecnología se caracteriza por su asequibilidad y facilidad de implementación, y puede utilizarse para una variedad de aplicaciones médicas y clínicas. Su objetivo principal es monitorizar la función pulmonar en tiempo real y proporcionar información continua.

El presente informe describe el desarrollo y resultados obtenidos de procesos de validación, reconstrucción y análisis de imágenes pulmonares a partir de mediciones de tomografía por Impedancia Eléctrica torácica, parte de un proyecto más amplio de fabricación de un dispositivo para apoyo diagnóstico. Se detalla el desarrollo del sistema, destacando la validación de imágenes a partir de un fantoma de resistencias, conversión y manejo de datos. Con estos datos se reconstruyen imágenes a partir del software EIDORS, el cual a través de manejo de parámetros como solver, hyperparameter y algoritmos de optimización, reconstruye imágenes en un modelo pulmonar utilizando FEM (Método de Elementos Finitos). Por otra parte se muestra la implementación y diseño de una aplicación para la reconstrucción y análisis de imágenes pulmonares realizada en MATLAB App Designer, con bajos tiempos de procesamiento.

Los resultados indican que las imágenes son las esperadas, correspondientes a las mediciones de impedancia. Es posible observar cómo las imágenes varían a lo largo del tiempo, representando la respiración de 20 voluntarios. El análisis de la variación de un píxel en el tiempo muestra cambios de impedancia, correlacionados con el flujo de aire correspondiente a la respiración pulmonar en un 87.31 % para uno de los voluntarios. Este proceso de reconstrucción del total de datos fue realizado en 90.9 segundos en promedio, siendo 3 veces menor que el tiempo de adquisición de los datos en los voluntarios.

En conclusión, los resultados de esta memoria muestran la efectividad del sistema EIT implementado, la posibilidad de contar con una aplicación para la visualización y análisis, y una velocidad de reconstrucción adecuada, que permitiría su uso en un dispositivo Point of Care.

Abstract

Respiratory diseases place a significant burden on global health systems and affect more than one billion people with chronic diseases such as asthma and COPD (Chronic Obstructive Pulmonary Disease). This underscores the urgency of the fight against lung diseases.

Electrical impedance tomography is an established medical technique that uses physical principles to image tissue impedance. It involves placing electrodes on specific areas of the body and using small electrical currents to create images of the area of interest. This technology is characterized by its affordability and ease of implementation, and can be used for a variety of medical and clinical applications. Its main objective is to monitor lung function in real time and provide continuous information.

This report describes the development and results obtained from the validation, reconstruction and analysis of lung images from thoracic Electrical Impedance Tomography measurements, part of a larger project to manufacture a device for diagnostic support. The development of the system is detailed, highlighting the validation of images from a resistor phantom, data conversion and management. With these data, images are reconstructed from the EIDORS software, which through the management of parameters such as solver, hyperparameter and optimization algorithms, reconstructs images in a lung model using FEM (Finite Element Method). On the other hand, the implementation and design of an application for the reconstruction and analysis of lung images made in MATLAB App Designer, with low processing times, is shown.

The results indicate that the images are as expected, corresponding to the impedance measurements. It is possible to observe how the images vary over time, representing the breathing of 20 volunteers. The analysis of the variation of a pixel over time shows changes in impedance, correlated with the airflow corresponding to pulmonary respiration by 87.31 % for one of the volunteers. This process of reconstruction of the total data was performed in 90.9 seconds on average, being 3 times shorter than the data acquisition time in the volunteers.

In conclusion, the results of this report show the effectiveness of the implemented EIT system, the possibility of having an application for visualization and analysis, and an adequate reconstruction speed, which would allow its use in a Point of Care device.

Tabla de contenidos

GLOSARIO.....	1
CAPÍTULO 1. INTRODUCCIÓN.....	2
1.1 INTRODUCCIÓN GENERAL	2
1.2 OBJETIVOS	3
1.2.1 <i>Objetivo General</i>	3
1.2.2 <i>Objetivos Específicos</i>	3
1.3 ALCANCES Y LIMITACIONES	3
1.4 METODOLOGÍA.....	4
1.5 ESTADO DEL ARTE	8
1.5.1 <i>Bioimpedancia</i>	8
1.5.2 <i>Tomografía por Impedancia Eléctrica</i>	10
1.5.2.1 Instrumentación	10
1.5.2.2 Patrones de Estimulación	12
1.5.2.3 Tipo de Imágenes	13
1.5.2.4 Algoritmos de Reconstrucción	14
1.5.3 <i>Análisis de datos</i>	16
1.5.3.1 Regiones de Interés	16
1.5.3.2 Imágenes Funcionales	17
1.5.4 <i>Uso en la actualidad</i>	18
1.6 TEMARIO	19
CAPÍTULO 2. MARCO TEÓRICO	20
2.1 INTRODUCCIÓN	20
2.2 EIDORS.....	20
2.2.1 <i>FEM</i>	21
2.2.2 <i>Modelo Inverso</i>	22
2.2.3 <i>Imagen</i>	24
2.2.4 <i>Matriz de Voltaje, Patrón de estimulación y Patrón de corriente</i>	25
2.3 MATLAB APP DESIGNER	26

2.4 DISCUSIÓN	27
CAPÍTULO 3. DESARROLLO.....	29
3.1 INTRODUCCIÓN	29
3.2 VALIDACIÓN DE IMÁGENES RECONSTRUIDAS	30
3.3 RECONSTRUCCIÓN DE IMÁGENES PULMONARES	33
3.3.1 <i>Transformación de los datos</i>	33
3.3.2 <i>Base de datos</i>	36
3.3.3 <i>Aplicación y reconstrucción de imágenes</i>	37
3.3.3.1 Lectura base de datos	37
3.3.3.2 Procesamiento de los datos	37
3.3.4 <i>Reconstrucción de las imágenes</i>	39
3.3.4.1 Aplicación MATLAB	42
3.4 DISCUSIÓN	44
CAPÍTULO 4. RESULTADOS	46
4.1 INTRODUCCIÓN	46
4.2 IMÁGENES DE VALIDACIÓN CON FANTOMA DE RESISTENCIAS	46
4.3 IMÁGENES OBTENIDAS EN VOLUNTARIOS.....	48
4.4 APLICACIÓN DE RECONSTRUCCIÓN DE IMÁGENES EN MATLAB	48
4.5 DISCUSIÓN	52
CAPÍTULO 5. CONCLUSIONES.....	54
5.1 TRABAJOS FUTUROS	55
CAPÍTULO 6. REFERENCIAS	56
ANEXO.....	63

Índice de Figuras

1.1	Tomógrafo por Impedancia Eléctrica	5
1.2	Transductor de Flujo de aire	5
1.3	Referencia de Adquisición de Datos	6
1.4	Patrones de Estimulación y Adquisición de Datos.	6
1.5	Ubicación de los electrodos	7
1.6	Neumografía por Impedancia Eléctrica	9
1.7	Primer EIT propuesto	10
1.8	Posicionamiento de electrodos	10
1.9	Funcionamiento general de la instrumentación de un EIT	11
1.10	Patrón de inyección de corriente y medición de voltaje	12
1.11	Inyección de corriente opuesta y medición de voltaje adyacente	13
1.12	Método de Elementos Finitos, FEM	14
1.13	Costo computacional versus definición de la reconstrucción	15
1.14	Distintas ROIs	17
1.15	Imágenes Funcionales	17
1.16	EITs comerciales	18
2.17	Modelos de Métodos de Elementos Finitos	22
2.18	Prioridades de Regularización	23
2.19	Hiperparámetros diferentes para una misma imagen	23
2.20	Densidad de modelos FEM	25
3.21	Tomógrafo con arreglo de resistencias	30
3.22	Arreglo de resistencias	31
3.23	Setups de arreglo de resistencias	31
3.24	Patrones de Estimulación y Adquisición de Datos en arreglo de resistencias.	32
3.25	Datos basura comienzo	34
3.26	Datos basura final	34
3.27	Grabado de datos en bytes	35

3.28	Visualización base de datos	36
3.29	Medición de un par de electrodos	38
3.30	Parámetros de Filtro	39
3.31	Modelo de FEM a utilizar	40
3.32	Patrón de estimulación y medición utilizados	41
3.33	Diseño de aplicación MATLAB	43
4.34	Setups de validación y su imagen reconstruida	47
4.35	Reconstrucción de imagen en Script de prueba	48
4.36	Píxel a revisar en el tiempo	49
4.37	Imagen reconstruida y variación de píxel en el tiempo del Sujeto 1.	49
4.38	Señal de flujo de aire, integral de la señal de BIOPAC y variación de píxel en el tiempo	50
4.39	Reconstrucción imagen pulmonar de todos los Sujetos	51

Glosario

EIDORS Electrical impedance and diffuse optical tomography reconstruction software (Software de Impedancia eléctrica y Reconstrucción de Tomografía óptica difusa).

EPOC Electrical Impedance Tomography (Tomografía por Impedancia Eléctrica).

EIP Electrical Impedance Tomography (Neumografía por Impedancia Eléctrica).

BIA Bioimpedancia eléctrica.

EIT Electrical Impedance Tomography (Tomografía por Impedancia Eléctrica).

FEM Finite Elements Method (Método de Elementos Finitos).

IMDL Inverse Model (Modelo Inverso).

GUI Graphical User Interface (Interfaz gráfica de usuario).

IDE Integrated Development Environment (Entorno de Desarrollo Integrado).

Capítulo 1. Introducción

1.1 Introducción General

Las enfermedades respiratorias suponen una enorme carga para los sistemas de salud mundiales: más de mil millones de personas padecen enfermedades respiratorias crónicas como el asma bronquial y EPOC (Enfermedad pulmonar obstructiva crónica), y más de 4 millones de personas mueren prematuramente cada año a causa de estas enfermedades. Más de 2 mil millones de personas están expuestas a los efectos nocivos de la biomasa, y mil millones también están expuestas a la contaminación del aire exterior y al humo del tabaco [1]. Es por esto que es de suma urgencia tener en consideración las enfermedades pulmonares.

La tomografía de impedancia eléctrica se considera una tecnología médica establecida la cual usa los principios físicos para inferir una imagen de impedancia de superficies tisulares. La esencia de esta tecnología radica en el posicionamiento de electrodos dentro del área de interés del cuerpo de un individuo. Mediante la inyección de una pequeña cantidad de corriente eléctrica controlada, esta técnica puede inferir y producir una imagen del área en cuestión. Esta capacidad de visualizar el interior del cuerpo humano ha generado un gran interés en la comunidad científica. Uno de los puntos fuertes de EIT es su asequibilidad y facilidad de implementación, lo que lo hace accesible a una amplia gama de aplicaciones médicas y clínicas. Actualmente, su uso más común es monitorear la función pulmonar de un paciente en tiempo real, proporcionando información continua sobre la función pulmonar. Además, esta tecnología también se utiliza en otros campos como la evaluación cerebral y la medición de la densidad ósea.

La capacidad de ver y analizar imágenes pulmonares en tiempo real es una herramienta poderosa en el tratamiento de enfermedades respiratorias, y es necesario generar avances en esta área no tan explorada. El poder diseñar o implementar un dispositivo de monitoreo de respiración que sea portable y accesible para quien lo necesite es fundamental para avanzar en esta área.

A lo largo de los años se ha trabajado esta área investigativa en la Universidad de Concepción, primeramente, el 2018, con el trabajo "Dispositivo Portátil para análisis de biomimpedancia eléctrica de tórax"[2][3], en el que trabaja la creación de un dispositivo para medición de impedancia con 4 electrodos, logrando ver correlación entre la resistencia de estos con una banda resistiva que medía la respiración. Luego, se trabajó en la misma idea con el trabajo "Diseño de dispositivo para neumografía por Impedancia Eléctrica"[4][5], en el que se crea un dispositivo portable para la medición de neumografía

torácica. Actualmente, el presente informe forma parte de un trabajo de un equipo de investigación dedicado al desarrollo de un dispositivo Point of Care destinado a la monitorización pulmonar a través de imágenes pulmonares. El presente informe presenta una parte del trabajo investigativo, que consiste en la validación, diseño e implementación de una aplicación de reconstrucción de imágenes pulmonares a partir de mediciones de tomografía por impedancia eléctrica torácica para la visualización y análisis de las mismas.

1.2 Objetivos

1.2.1 Objetivo General

Desplegar imágenes pulmonares a partir de mediciones de bioimpedancia torácica y software EIDORS para el monitoreo de la función respiratoria.

1.2.2 Objetivos Específicos

- Transformar los datos brutos para que sean admisibles para el software de reconstrucción de imágenes.
- Reconstruir imágenes a partir de mediciones de tomografía por impedancia eléctrica torácica mediante el software EIDORS.
- Implementar aplicación para la visualización y análisis en el tiempo de las imágenes pulmonares.

1.3 Alcances y Limitaciones

- Alcances: En este proyecto se trabajará con los datos recibidos por el proyecto de valorización de la investigación en la Universidad VIU23P0069 dirigido por el Ingeniero Civil Biomédico Fabián Alvarado, bajo el comité de ética CEBB 1304-2022.
 - Fuente de datos de 20 muestras realizadas a 20 sujetos entre 18 y 60 años, con duración de 5 minutos.
 - Las mediciones de tomografía por impedancia eléctrica se realizaron con un equipo de 16 canales diseñado e implementado por el director del proyecto. Los datos de medición fueron entre-

gados en formato '.bin'. Además se entregan datos de flujo de aire medidos a la vez que los datos anteriores, con un transductor de flujo de aire BIOPAC SS11LA, en formato '.mat'.

- El protocolo de prueba con el que se adquirieron los datos consiste en los primeros 3 minutos con el transductor de aire en la boca y el tomógrafo midiendo, mantener una respiración normal. El segundo se produce una inspiración forzada, pidiendo al sujeto que inhale todo lo que pueda. Y finalmente se pide una espiración forzada, pidiendo inhalar todo lo que pueda y exhalar lo mas rápido, fuerte y prolongado que pueda el/la sujeto.

- Limitaciones: Los resultados están sujetos a las mediciones tomadas con un tomógrafo que se encuentra en etapa de prototipado, por lo que existe la posibilidad de que presente algún tipo de falla menor.
- Computador personal, con acceso a programa MATLAB R2023a, gracias a licencia provista por Universidad de Concepción.

1.4 Metodología

El corregistro de los datos fueron tomados con el tomógrafo de la Figura 1.1 y el transductor de flujo de aire de la Figura 1.2. La toma de datos fue similar a la de la Figura 1.3, considerando que el neumotacómetro sería nuestro transductor de aire. El tomógrafo con el que se tomaron las muestras es de 16 electrodos y conduce pequeñas cantidades de corriente por los electrodos además de censar voltaje. El protocolo de adquisición de los datos funciona de la siguiente forma: En el primer patrón de estimulación (1-2), la corriente fluye en el 1° electrodo y sale por el 2° electrodo, y los voltajes se miden en el siguiente orden: entre el 3° y el 4°, luego entre el 5° y el 4°, hasta el 15° y el 16°, positivas y negativas respectivamente. Mientras que en el segundo patrón de estimulación (3-2), la corriente sigue fluyendo hacia fuera desde el 2° electrodo, pero fluye hacia dentro a través del 3° electrodo, y los voltajes se miden entre la 5ª y la 4ª, luego la 5ª y la 6ª, hasta la 1ª y la 16ª. Un frame termina cuando se miden todos los voltajes diferenciales de 16 patrones, por lo que la última medición de voltaje es entre el par 15 y 14 para el patrón 1-16. Para ver de una forma más clara, ver Figura 1.4. Esta medición se hace en aproximadamente en la sexta intercostal, Figura 1.5 de referencia, y en este caso los datos fueron tomados con las y los sujetos sentados. Y la adquisición de imágenes es de 2 muestras por segundo.

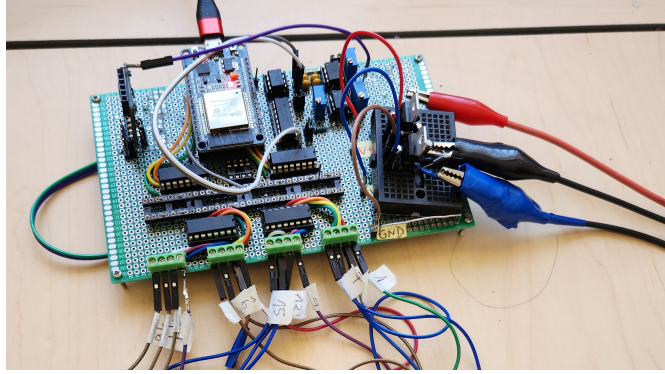


Fig. 1.1: Tomógrafo por Impedancia Eléctrica con el cual se adquirieron los datos de este proyecto.



Fig. 1.2: Transductor de Flujo de Aire utilizado para la adquisición de los datos [6].

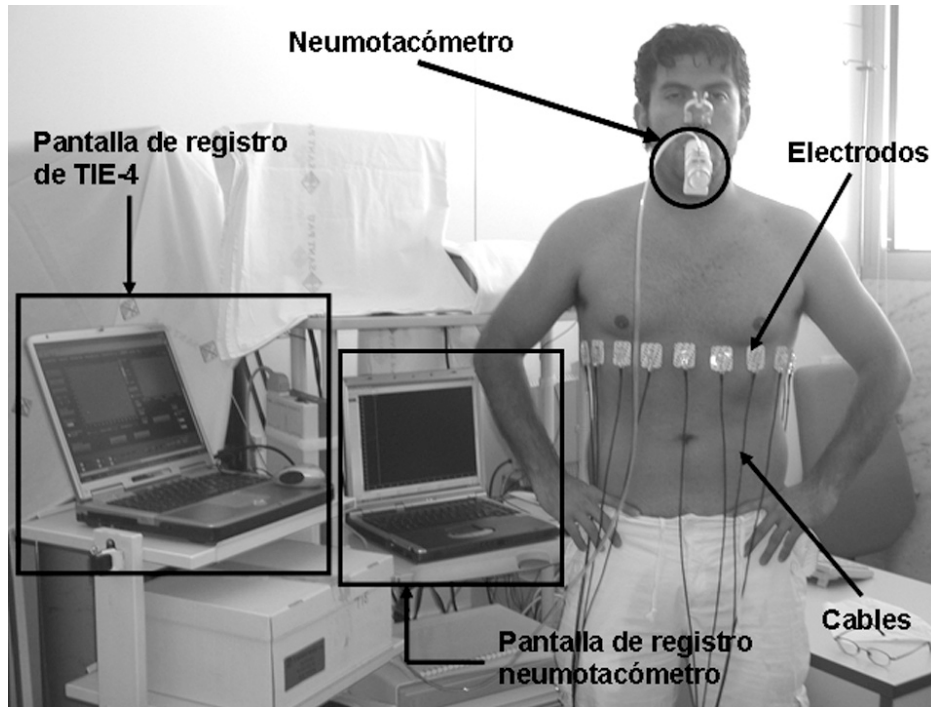


Fig. 1.3: Imagen de Referencia. Sujeto tomando examen de Tomografía por Impedancia Eléctrica y Flujo de Aire [7].

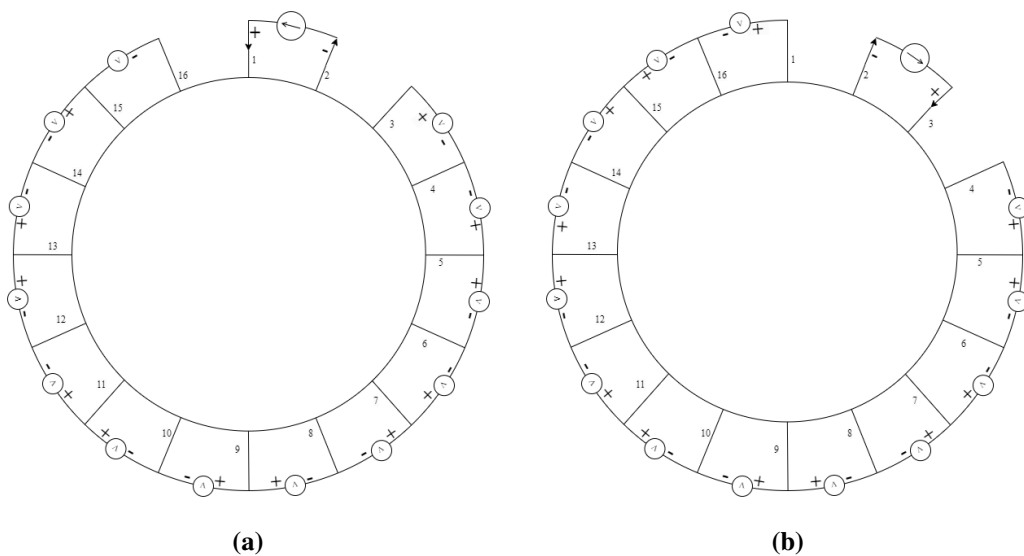


Fig. 1.4: a) Primer patrón de estimulación y adquisición, se inyecta corriente por el primer electrodo y sale por el segundo, y se mide voltaje 3-4 luego 5-4, positivas y negativas respectivamente, y así consecutivamente. b) Segundo patrón de estimulación y adquisición, se inyecta corriente desde el tercer electrodo y sale por el segundo, y se mide voltaje 5-4 luego 5-6, positivas y negativas respectivamente, y así consecutivamente.

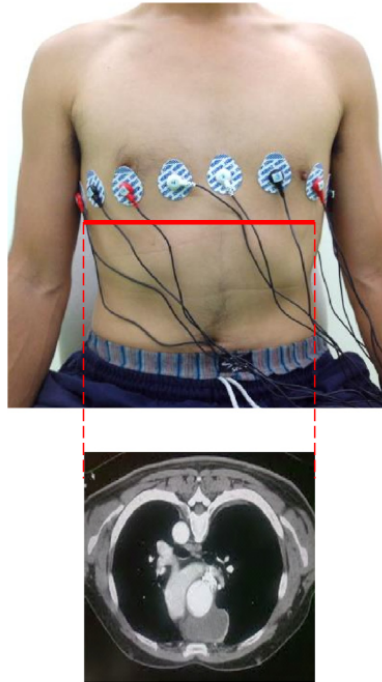


Fig. 1.5: Imagen referencial. Ubicación donde se ponen los electrodos, sexta intercostal aproximadamente [8]. Además se muestra un corte anatómico de la zona.

Una vez recibidos los datos, lo primero que se debe realizar es preprocesar los esots, entregados en formato '.bin', debido a que estos contienen datos "basura" en un comienzo debido a su adquisición en serial. Luego se deben transformar de byte a un valor numérico. Sin embargo esto se debe realizar sabiendo que los datos entregados se encuentran divididos en byte Alto y byte Bajo, por lo que se deben unir de una manera que se explicará mas adelante. Este procesamiento se realizará en Python utilizando las librería *Numpy*. Posterior a adecuar estos datos para la correcta lectura del software de reconstrucción, se subirán estos a una base de datos local en formato '.db' gracias a la ayuda de la librería *SQLite3* y *os*. Se acomodarán todos los datos de un frame en una columna distinta en orden.

Luego de tener los datos en la base de datos, desde una aplicación de MATLAB implementada y diseñada para este fin con MATLAB App Designer, se leerá columna por columna simulando como sería una adquisición en tiempo real, y se tomarán estos datos para la reconstrucción de las imágenes de tomografía por impedancia eléctrica.

1.5 Estado del Arte

1.5.1 Bioimpedancia

En bioimpedancia, la impedancia es el ratio entre el voltaje aplicado y la corriente resultante. La comprensión de las propiedades pasivo-eléctricas de los tejidos biológicos es la base de este concepto fundamental. Como resultado, la bioimpedancia se enfoca en el estudio de cómo estos tejidos reaccionan e impiden el flujo de corriente eléctrica gracias a su resistencia natural [9].

La base de los estudios de bioimpedancia eléctrica (BIA) está en la estrecha relación entre las propiedades eléctricas del cuerpo humano y su composición corporal, que incluye la variedad de tejidos presentes en él. Esta relación aumenta cuando se considera el contenido total de agua del cuerpo, lo que hace que el BIA sea crucial para evaluar la hidratación y la salud metabólica [10].

En la segunda mitad del siglo XX, el interés por las propiedades eléctricas de los tejidos y su relación con la fisiología del cuerpo humano se intensificó. El estudio de la bioimpedancia abrió nuevas perspectivas de investigación: en el caso de la impedancia torácica, se observó que las variaciones de impedancia debido a la distancia entre los electrodos y al aumento del volumen de gas en los pulmones permitieron monitorear la dinámica de la respiración [11].

La neumografía por impedancia eléctrica (Electrical Impedance Pneumography, EIP), se le denomina a la tecnología creada en principios de 1900 para medir la señal de respiración. Esto gracias a dos electrodos posicionados que miden la impedancia del tejido humano, Figura 1.6. La neumografía por impedancia de pecho trabaja desde el principio de que si se incrementa el volumen de gas dentro del pecho en relación al volumen de fluido extracelular, la conductividad desciende y asciende si se expande el tórax. Se estimaba que con esta técnica se estimaba podían conocer el ritmo respiratorio, cambios en volumen pulmonar, cambios de líquidos pulmonares, ritmo cardiaco [12]. Además se hicieron estudios clínicos de monitoreo utilizando esta técnica de visualización de tejidos mientras sujetos estaban con anestesia, obteniendo correlaciones entre este y el cálculo de volumen corriente [13].

IMPEDANCE PNEUMOGRAPHY

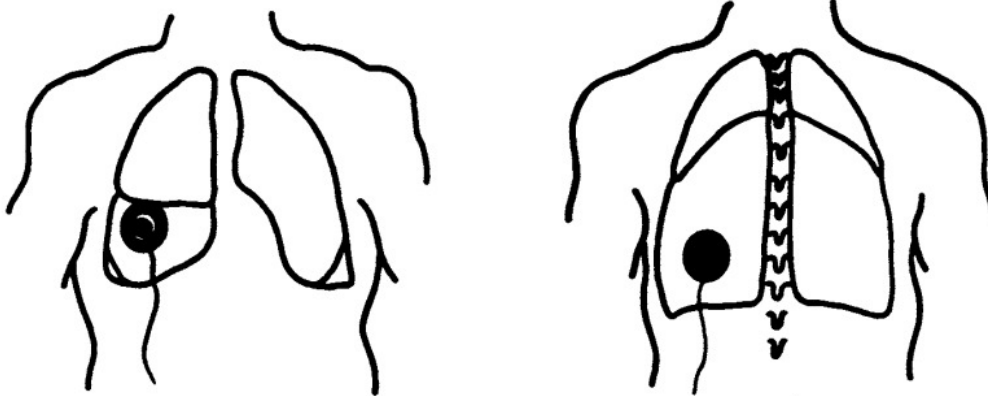


Fig. 1.6: Representación esquemática de la posición de los electrodos para aplicación de neumografía por impedancia. Vista anterior y posterior [12].

Luego, siguiendo con este mismo principio en el que se sabe que la impedancia varía a través de la respiración, se creó el primer sistema de Tomografía por Impedancia Eléctrica (EIT en inglés, Electrical Impedance Tomography), Figura 1.7. Este propone el diseño y construcción de una cámara de impedancia para generar imágenes de impedancia eléctrica del tórax obteniendo mediciones de impedancia espacialmente específicas. Con estas mediciones se podría proporcionar medidas cuantitativas de volumen pulmonar y agua pulmonar, así como parámetros diagnósticos útiles [14]. Sin embargo, los desafíos que enfrentaba la tecnología eran mayores, tales como la calibración y sensibilidad de los electrodos, distorsión de las líneas de campo, el procesamiento de los datos o más importante aún la competencia de imageneología médica: radiografía, ultrasonido, tomografía computarizada, etc. Para solucionar alguna de estos desafíos, en el estudio [15], se propone un nuevo posicionamiento de electrodos, esta vez en un estilo de anillo de 16 electrodos que da encerrando la región de interés, Figura 1.8. Con esto se intentó mejorar la sensibilidad baja de las mediciones de potencial de superficie, y también la precisión en estas mismas mediciones para así captar cambios sutiles.

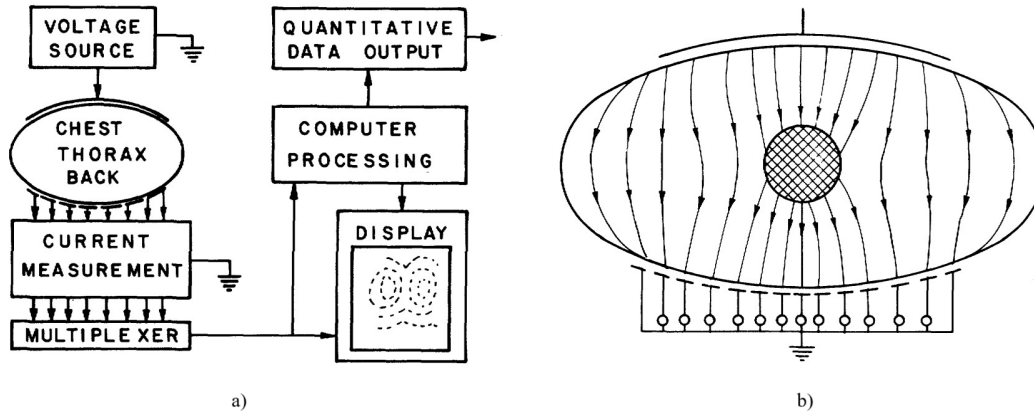


Fig. 1.7: a) Diagrama de bloque de cámara de impedancia propuesta. b) Curvatura de las líneas de campo provoca la distorsión del volumen de medición. [14].

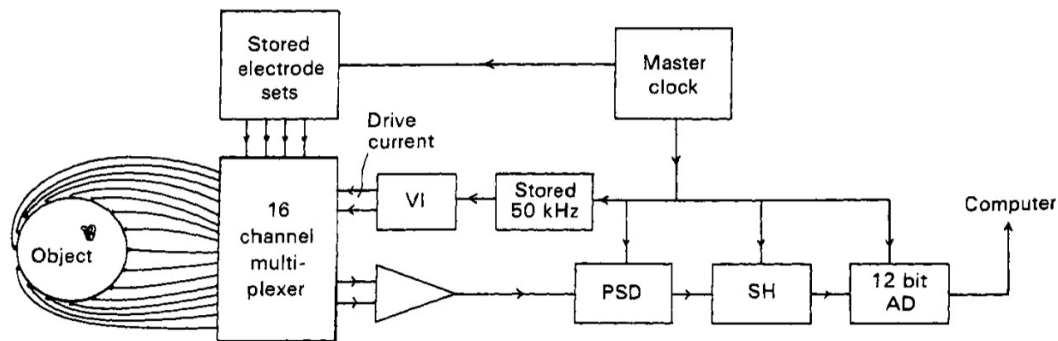


Fig. 1.8: Diagrama de bloque del sistema de adquisición de datos Sheffield, y el nuevo posicionamiento de electrodos propuesto [15].

Uno de sus usos mayores usos actuales es el monitoreo de la ventilación pulmonar, se puede ver su uso en UCI (Unidad de Cuidados Intensivos) en [16]. Sin embargo, esta tecnología ha sido usada en distintas áreas: detección de cáncer de mama [17], función cardiaca [18], función cerebral [19], monitoreo de función gástrica [20], monitoreo de hidratación [21].

1.5.2 Tomografía por Impedancia Eléctrica

1.5.2.1 Instrumentación

La tomografía por impedancia eléctrica usa estimulación y medición de electricidad a través de un cuerpo para luego obtener imágenes de este. A lo largo de la historia de la EIT, la instrumentación no ha

cambiado radicalmente. Este consiste en aplicar corrientes sinusoidales al cuerpo y medir la diferencia de voltaje entre electrodos. La configuración más común es la de aplicar corriente en un par, mientras se mide voltaje en los otros electrodos [22]. Para esto, el diseño se puede generalizar como se ve en la Figura 1.9

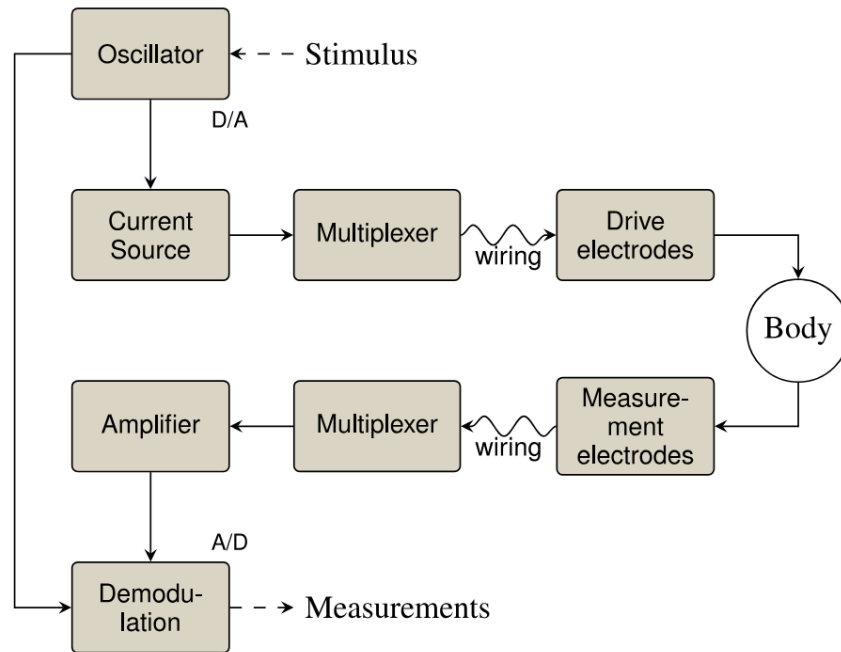


Fig. 1.9: Diagrama de bloque de la inyección de un par de electrodos en un sistema EIT. Se crea una señal sinusoidal desde el osciloscopio, la cual lleva corriente con alta impedancia. Esta corriente es multiplexada en el par electro. En el cuerpo se miden voltajes desde los electrodos en el cuerpo, para luego multiplexar los valores y amplificarlos. Finalmente se transforma a señal digital y se demodula[23].

La corriente puede ser aplicada por una o más fuentes, y generalmente se trabaja con señales sinusoidales con una amplitud conocida, no superando los límites de [24], para así cerciorar la seguridad de la persona.

El voltaje es medido como voltaje diferencial para reducir el rango dinámico en comparación a las mediciones respecto a un punto común o tierra. Este voltaje puede medirse con un voltímetro, multiplexando por cada uno de los electrodos en los cuales no se está inyectando corriente [23].

1.5.2.2 Patrones de Estimulación

Los patrones de estimulación son la secuencia donde se aplica la corriente por los electrodos y por donde se miden los voltajes. En la mayoría de toma de muestras con EIT se utiliza el modo adyacente, que en resumen corresponde a la inyección de corriente en dos electrodos adyacentes, y luego se miden la diferencia de voltaje entre los demás pares de electrodos. Se puede visualizar de una mejor manera en la Figura 1.10.

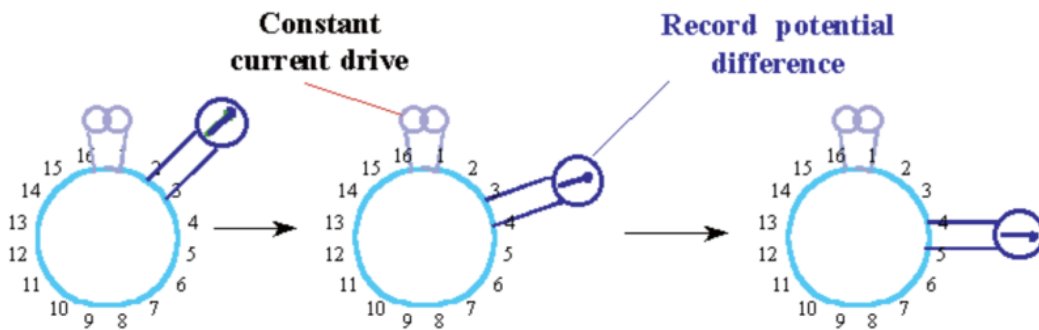


Fig. 1.10: Adquisición de datos con el sistema Sheffield. Se inyecta una corriente constante en la región comprendida entre dos electrodos adyacentes y se miden las diferencias de potencial entre todos los demás pares de electrodos adyacentes. A continuación, se desplaza el conductor de corriente al siguiente par de electrodos adyacentes y se repiten las mediciones, y así sucesivamente para todos los pares de conductores de corriente posibles [22].

Si bien este es el más usado y conocido, este patrón posee una baja sensibilidad a cambios de impedancia internos debido al que campo eléctrico que genera la inyección de corriente es más intenso en los electrodos cercanos al lugar de aplicación de corriente. Otros patrones corrigen este problema, como puede ser la inyección de patrón opuesta. Esto último se puede ver en [25], donde además se discuten 5 patrones distintos de corriente, desde adyacente que ya conocemos, hasta un patrón donde se inyecta los electrodos opuestos y se miden voltaje de manera adyacente, Figura 1.11. En este trabajo, a través de distintas métricas de evaluación de estos patrones, se encontró que el con mejor rendimiento es el de inyección opuesta con medición de voltaje adyacente.

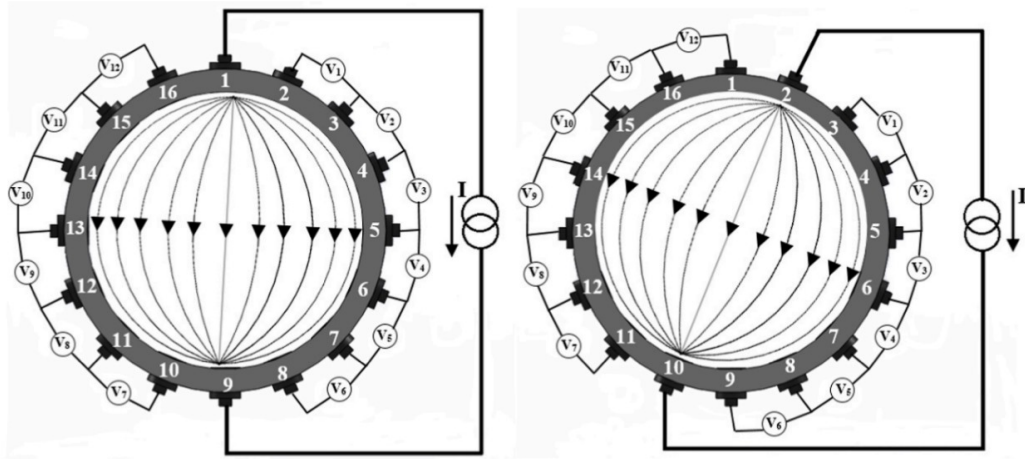


Fig. 1.11: Patrón de inyección de corriente opuesta y medición de voltaje adyacente [25].

El problema de esto es que los algoritmos de reconstrucción se encuentran diseñados para sistemas con una estimulación de modo adyacente, esto debido a que es la más común dentro de los patrones. Por lo tanto, la utilización de otros patrones que no sean el adyacente es poco viable.

1.5.2.3 Tipo de Imágenes

Dentro del campo de la reconstrucción de imágenes, existen 3 tipos de clasificaciones de reconstrucción: El primero es el de imágenes absolutas, el cual muestra la impedancia real del tejido. Esta necesita solo un frame de medición para poder obtenerse. Sin embargo, posee altos requerimientos computacionales y técnicos, esto debido a que las variaciones producidas por la ventilación pulmonar es pequeña comparada con la impedancia de la piel por ejemplo. Esto conlleva a que este tipo de imágenes sean sensibles a artefactos y requerir algoritmos avanzados para su reconstrucción [26][27]. La segunda clasificación de la reconstrucción de imágenes es la basada en la diferencia de frecuencia, donde se miden dos o más frecuencias de excitación para calcular la imagen a través de la diferencia en las propiedades eléctricas entre las frecuencias. Esta técnica ha sido poco desarrollada debido a la naturaleza de heterogénea de los tejidos dificulta el modelado de sus propiedades eléctricas [28][29][30]. Y por último, la reconstrucción por diferencia de tiempo, la que se crea con dos frames, uno de referencia y otro con una diferencia de tiempo. Se utiliza para ver la variación de la ventilación pulmonar en el tiempo. Este último método es el más utilizado, más desarrollado y con mayor cantidad de estudios relacionados [31].

1.5.2.4 Algoritmos de Reconstrucción

Para adentrarnos en la reconstrucción de las imágenes tomadas con EIT, es necesario conocer que este es un problema matemático, un problema inverso no lineal, ya que se busca encontrar la distribución de impedancia en un espacio dado, como puede ser el cuerpo, a partir de mediciones de voltaje de su contorno. Para resolver este problema se utilizan datos la geometría, el espacio del cuerpo, condiciones de voltaje y restricciones de su perímetro [32].

Para la reconstrucción de las imágenes el método más utilizado es el de los elementos finitos (Finite Element Method, FEM) para poder mostrar la solución del problema matemático. Este posee un número determinado de elementos que dividen y discretizan el dominio. Los puntos que interceptan los elementos se llaman nodos y todo en su conjunto forma una malla. Se puede ver de mejor manera en la Figura 1.12 .

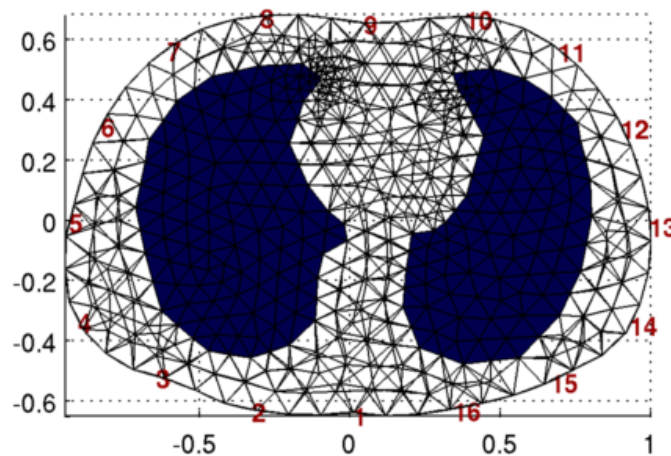


Fig. 1.12: Imagen de mallado generado con el Método de Elementos Finitos [33].

Es importante destacar la importancia de encontrar un balance entre la cantidad de elementos y el costo computacional que se necesita para la reconstrucción de las imágenes, ya que una malla con muchos elementos significa un gran costo computacional pero posee una mejor solución. Por otro lado si se tienen pocos elementos se va a tener una solución con baja exactitud pero va a ser menos costoso computacionalmente. Para encontrar un balance entre estos se han propuesto distintos métodos, como el de crear mallas iterativas, que se aprecia en la Figura 1.13

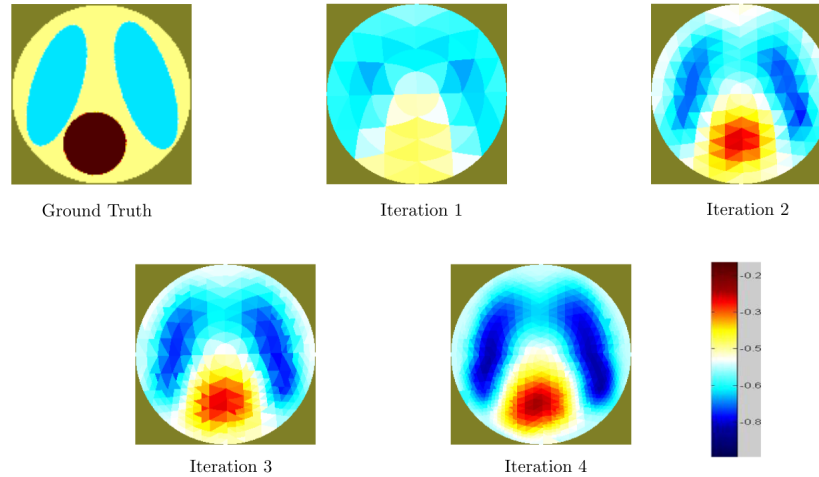


Fig. 1.13: Imágenes de diferencia reconstruidas para el caso de dos objetivos. Iteración para encontrar el balance entre costo computacional y definición de la imagen [34].

A pesar de que los algoritmos de reconstrucción de imágenes son robustos, los problemas de artefactos no están ausentes. Se han estudiado técnicas para la regularización para mitigar esta dificultad que ocurre debido a mala colocación de electrodos o movimiento de las personas cuando están siendo monitoreadas por largo tiempo. Para solucionar este obstáculo se ha propuesto usar transformada Wavelet discreta para detectar y eliminar estos artefactos [35]. También se ha propuesto crear matrices de compensación [36].

EIDORS (Electrical Impedance Tomography and Diffuse Optical Reconstruction Software) es una librería disponible en MATLAB y Octave de libre acceso creada con la intención de reconstruir imágenes de EIT. Esta librería usa el algoritmo GREIT (Graz consensus Reconstruction algorithm for EIT), el cual, como su nombre lo dice es un algoritmo que realiza la reconstrucción completa de las imágenes resolviendo el problema matemático. Esta librería es basada en FEM y es compatible con muchos equipos comerciales, así como sistemas particulares. Gracias a que es de código abierto, facilita la colaboración e investigación en el área [32]. Si bien esta librería es antigua, se ha ido actualizando en distintos años por lo que se sigue utilizando en el mundo científico para la reconstrucción de imágenes [23][37][38]. De igual manera existe la versión open-source para la resolución de este problema en Python, llamada pyEIT, que ha sido modificada para incluir el modelo de electrodo completo [39].

1.5.3 Análisis de datos

Una vez obtenidas las imágenes brutas a través de la diferencia de impedancia pulmonar, es el momento de procesar estos datos para obtener valores o datos relevantes para un futuro. Para esto se puede proponer dos tipos de clasificación por la cual se puede obtener información pulmonar útil.

1.5.3.1 Regiones de Interés

Las regiones de interés, ROI (Region of Interest), corresponden a un subconjunto de píxeles de una imagen completa, pudiendo ser la ROI más pequeña un solo píxel. Se realiza esta división para poder encontrar información importante pulmonar de manera más específica en distintos lugares a la vez. En cada uno de los ROIs que se seleccionen la forma de onda será diferente la forma de onda a lo largo del tiempo debido a los cambios de la impedancia. Por ejemplo, se podría ver el flujo respiratorio de una persona a través de un ROI.

Dentro de las ROIs, pueden dividirse en 2 secciones, las por división geométrica y la pulmonar.

- ROI geométrica: Es la forma más simple de generar una ROI, y está definida por divisiones geométricas horizontales y/o verticales de una imagen. Por ejemplo, en caso donde se tiene un interés fisiológico en el sector anteroposterior del sujeto, se realizan ROIs con división horizontal. Las divisiones comunes son izquierda/derecha para comparar cada pulmón [40][41], o dividirla en 4 cuadrantes [42].
- ROI pulmonar: Como su nombre lo dice, las ROIs pulmonares son aquellas en las que los pulmones son la región de interés. Para algunos análisis es necesario esta segmentación. Para hacer esta división, se realiza una umbralización para detectar solo los pulmones. El valor de umbralización es discutido en [43][44].

En la siguiente imágenes se pueden ver como pueden ser distintas ROIs pulmonares y geométricas, Figura 1.14.

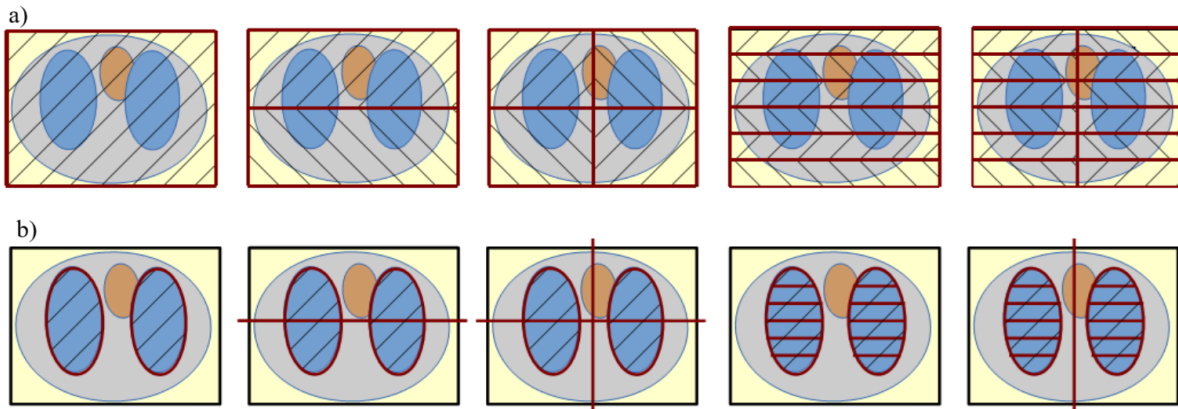


Fig. 1.14: Diferentes tipos de ROIs usada para caracterizar la distribución de ventilación. En la a) se encuentran las ROIs geométricas con distintos cortes de cuadrantes. En b) ROIs pulmonares y combinaciones de este tipo de ROI con geométricas [31].

1.5.3.2 Imágenes Funcionales

Las imágenes funcionales tomadas con un EIT son generadas a partir de una operación matemática de una secuencia de imágenes brutas y las formas de ondas resultantes de la misma medición. Se utilizan para cuantificar y caracterizar ventilación o perfusión pulmonar en regiones específicas. Dependiendo de las operaciones matemáticas que se realicen se pueden calcular distintos tipo de imágenes funcionales [45]. Existen imágenes funcionales para ver la distribución de la ventilación, análisis de cambio de la frecuencia de impedancia, cambios de aeración, tiempos de respiración [46].

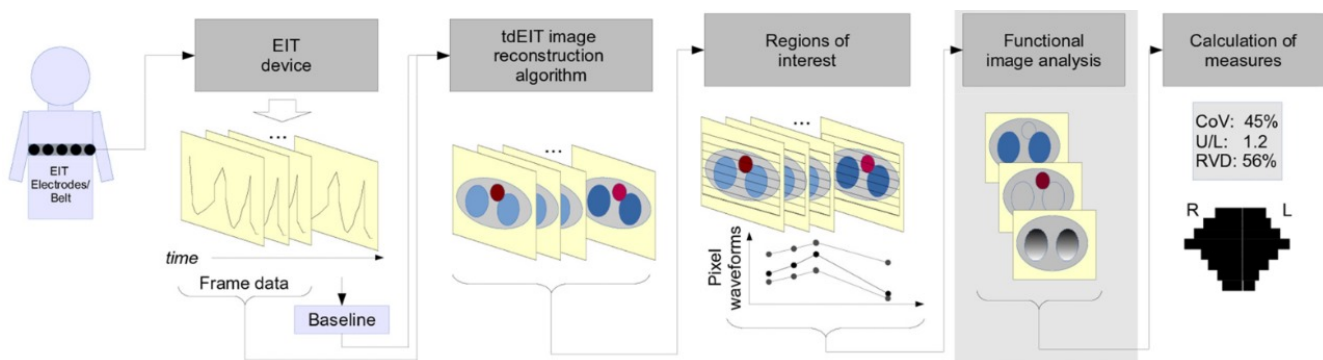


Fig. 1.15: Secuencia que se debe seguir para lograr la adquisición de datos a partir de mediciones de impedancia eléctrica [31].

1.5.4 Uso en la actualidad

El uso de EIT se ha hecho mayor a medida del paso de los años. En la actualidad existen distintos equipos clínicos utilizados en hospitales para el monitoreo pulmonar, además de múltiples estudios que siguen avalando esta tecnología.

El primer EIT comercial fue detallado en [15]. En la actualidad, diversos fabricantes han desarrollado múltiples equipos EIT destinados al comercio y a la investigación. En [18] se detalla los distintos EIT comerciales que se encuentran presentes en la actualidad y sus detalles. Se puede ver de manera general los distintos tomógrafos para uso comercial en la tabla 1.1 y Figura 1.16 .

Marca	Sistema EIT	Número de electrodos	Algoritmo de Reconstrucción
Swisstom AG	BB2	32	GREIT
Timpel SA	Enlight	32	Newton-Raphson
CareFusion	Goe-MF II	16	Sheffield
Drager Medical	PulmoVista 500	16	Newton-Raphson
Maltron Inc	Mark 1	16	Sheffield

Tabla 1.1: EIT comerciales junto al sistema que utilizan, la cantidad de electrodos y que algoritmo de reconstrucción de imágenes usan.

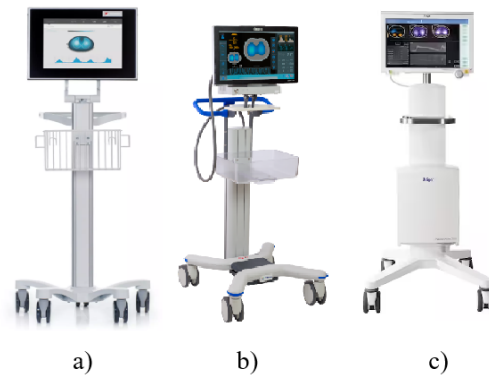


Fig. 1.16: EITs comerciales. a) Swisstom AG, b) Timpel SA, c) Drager Medical.

1.6 Temario

- **Capítulo 1:** Se realiza una introducción general del texto, junto a objetivos, estado del arte, metodología y alcance y limitaciones.
- **Capítulo 2:** Se expone el Marco Teórico dividido en partes. Este será utilizado para la investigación y desarrollo del trabajo y definir conceptos claves.
- **Capítulo 3:** Se detalla con cautela el proceso llevado a cabo para lograr validar imágenes reconstruidas a partir de mediciones con EIT, el proceso de preprocesado de los datos, y también el proceso de diseño e implementación de la aplicación de reconstrucción de imágenes pulmonares en MATLAB.
- **Capítulo 4:** Se muestran las imágenes, tanto de la validación como de la aplicación. Además se discute y analiza sobre las imágenes reconstruidas obtenidas y la variación de un píxel a lo largo del tiempo.
- **Capítulo 5:** En este capítulo se discute y concluye sobre el proyecto presentado, además de presentar los posibles trabajos futuros del mismo.

Capítulo 2. Marco Teórico

2.1 Introducción

La tomografía de impedancia eléctrica (EIT) es una técnica de imágenes médicas que utiliza mediciones de impedancia eléctrica para reconstruir imágenes de la conductividad interna de un objeto o cuerpo humano. Esta tecnología muestra un gran potencial para aplicaciones clínicas como la monitorización de la función pulmonar y la localización de tumores. Sin embargo, la eficacia de la EIT depende en gran medida de los algoritmos utilizados para procesar las mediciones y reconstruir las imágenes. En este contexto, el software EIDORS (Electrical Impedance Tomography and Diffuse Optical Tomography Reconstruction Software) se ha consolidado como una herramienta esencial para la comunidad investigadora.

EIDORS ha estado en desarrollo desde 1999 y ha evolucionado significativamente para incluir versiones avanzadas como EIDORS3D y EIDORS v3. El software es gratuito, fácil de distribuir y modificar y se integra fácilmente con plataformas como MATLAB y Octave, que se utilizan ampliamente en la investigación y el desarrollo algorítmicos. EIDORS tiene una arquitectura modular que permite ampliar y modificar fácilmente los componentes para satisfacer necesidades de investigación específicas. Además, incluye una variedad de algoritmos y modelos que permiten a los investigadores comparar y probar diferentes enfoques para la reconstrucción de imágenes.

El marco teórico que se presenta a continuación cubre aspectos fundamentales del software EIDORS, incluido el método de elementos finitos (FEM), el modelo inverso utilizado para la reconstrucción de imágenes y las diversas herramientas y parámetros que permiten la adquisición de imágenes de alta calidad. También explorará el uso de MATLAB App Designer para desarrollar aplicaciones interactivas que mejoren la funcionalidad y usabilidad de su software en entornos clínicos y de investigación.

2.2 EIDORS

La existencia de un software es esencial en la Tomografía por impedancia eléctrica (EIT, por sus siglas en inglés) para procesar las mediciones de impedancia y reconstruir las imágenes. El desarrollo de algoritmos precisos y eficientes es fundamental para mejorar la calidad de imágenes y su utilidad clínica.

EIDORS es un software hecho para la reconstrucción de EIT y tomografía por difusión óptica, el cual su objetivo es proveer gratis un software distribuible y modificable. EIDORS creada en 1999, ha evolucionado desde su primer lanzamiento, haciendo versiones más avanzadas como EIDORS3D y EIDORS v3. Estas han mejorado su funcionalidad, rendimiento y facilidad de uso, ampliando su aplicación al desarrollo de EIT e investigación. Su interfaz es compatible con MATLAB y Octave, plataformas conocidas por ser utilizadas en investigación y desarrollo de algoritmos. Hacer esto agiliza la integración con diversos sistemas de hardware y software para EIT.

La arquitectura de EIDORS es modular, lo que permite fácil extensión y modificación. En su estructura principalmente incluye dato, imágenes, modelos. Cada uno de estos adaptables a las necesidades específicas de la investigación. Además, presenta múltiples algoritmos y modelos, ofreciendo a los investigadores la posibilidad de comparar y probar distintos enfoques.

Este software puede ser utilizado para reconstruir imágenes tanto 2D , como 3D de las distribuciones de conductividad en el cuerpo humano. Algunos ejemplos pueden ser el monitoreo de la función pulmonar en tiempo real y la localización de tumores. También dentro de la documentación presenta demostraciones y pruebas con scripts que permiten ayudar a los usuarios a entender y validar sus implementaciones [47].

Para comprender más a fondo la librería es importante definir conceptos que esta utiliza:

2.2.1 FEM

FEM, por sus siglas en inglés, Finite Elements Method, es una técnica numérica usada para encontrar soluciones aproximadas a problemas complejos tanto de ingeniería como de física. Por lo general, estos problemas implican ecuaciones diferenciales parciales que describen algún fenómeno como podría ser la deformación de estructuras, transferencia de calor, flujo de fluidos o electromagnetismo [48].

La división del dominio es uno de sus principales características. Esta dividen el problema en elementos más pequeños y simples, conocidos como elementos finitos. Estos pueden ser triangulo o cuadriláteros en 2D, y tetraedros o hexaedros en 3D.

En el contexto de este software y la EIT, el FEM se utiliza para modelar la distribución de conductividad dentro del objeto a estudiar. Dividiendo el dominio en elementos finitos, EIDORS puede resolver ecuaciones que identifican la propagación de corrientes eléctricas y voltaje, permitiendo reconstrucciones de imágenes basadas en mediciones de impedancia eléctrica.

Algunos ejemplos de FEMs existentes dentro del software son los que se aprecian en la Figura 2.17.

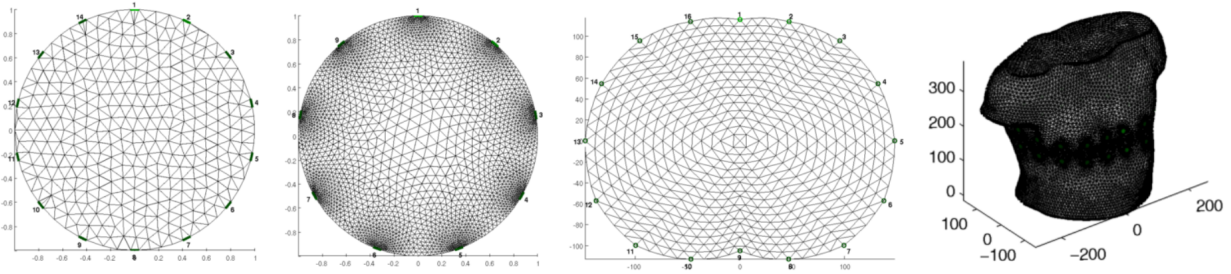


Fig. 2.17: Modelos FEM variados. De izquierda a derecha, modelo circular, modelo circular con mas elementos, modelo torácico. Modelo tórax completo [33].

Para definir este en EIDORS, se llama a la función *fdw_model* la cual define el modelo FEM, la posición de los electrodos y sus propiedades, y el patrón de estimulación, todo dentro de la variable tipo objeto que crea esta función.

2.2.2 Modelo Inverso

El modelo inverso o *inv_model* como se llama a la función dentro del software, es un concepto fundamental para la EIT y otras técnicas de reconstrucción de imágenes. Este, se refiere al herramientas y matemáticos y computacionales utilizados para la reconstrucción interna de la imagen de un objeto a partir de las mediciones de impedancia.

Dentro del modelo inverso, también conocido como *IMDL* (por Inverse Model), se tienen variables que al ser cambiadas cambian sustancialmente la imagen final. Estos son:

- **Matriz de Sensibilidad:** También conocida como el Jacobiano, describe cómo las mediciones de voltaje cambian con respecto a cambios en la conductividad interna.
- **Regularización:** Debido a que generalmente los problemas inversos son inestables, se introducen técnicas de regularización. Esta añade información adicional o restricciones para estabilizar la solución y obtener una mejor imagen. En el software, se puede notar por la función *RtR_prior*, y son el Total Variation, Laplace, Noser y el Tikhonov. Existen múltiples estudios comparando cada una de estas regularizaciones [49][50]. Se puede ver una comparativa en la Figura 2.18

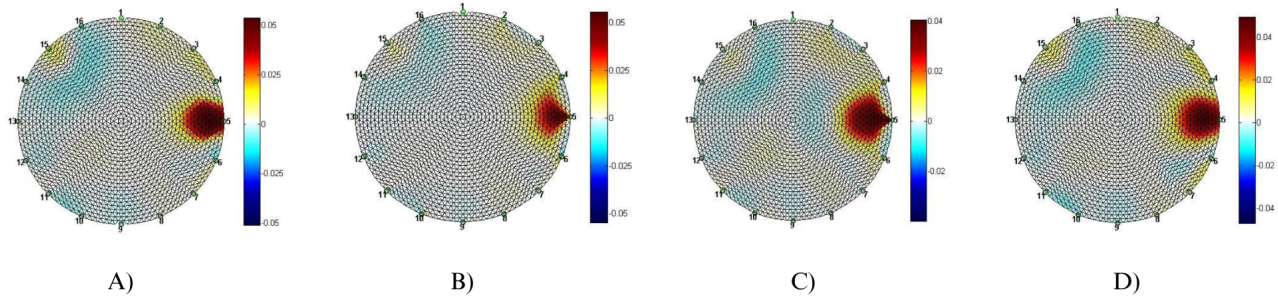


Fig. 2.18: Propiedades de regularización. A) Total Variation. B) Tikhonov. C) Noser. D) Laplace [51].

- Algoritmos de Optimización:** Los algoritmos iterativos existen para ajustar la distribución de la conductividad interna de manera que se minimice la diferencia entre las mediciones realizadas y las predicciones del modelo. Dentro de estos algoritmos podemos encontrar métodos matemáticos como mínimos cuadrados, métodos de gradiente o algoritmos bayesianos.
- Hiperparámetro (λ):** Este es el valor que refiere al parámetro de regularización que se utiliza en los algoritmos de optimización para resolver el problema inverso. Este valor es crucial para encontrar un equilibrio entre la estabilidad de la imagen y los datos medidos. Un valor bajo del hiperparámetro lleva a un ajuste más cerca a los datos medidos pero esto puede llevar a una solución inestable y ruidosa. Mientras que uno más alto puede ser mas suave, sin embargo llevar a una pérdida de detalles importante con respecto a la imagen original. El cómo seleccionar este valor ha sido una cuestión de estudios, ya que este valor es de suma importancia. El estudio [52] habla de distintos métodos para la selección de este. En la Figura 2.19 se puede notar la diferencia que existe en cambiar pequeños valores de los hiperparámetros.

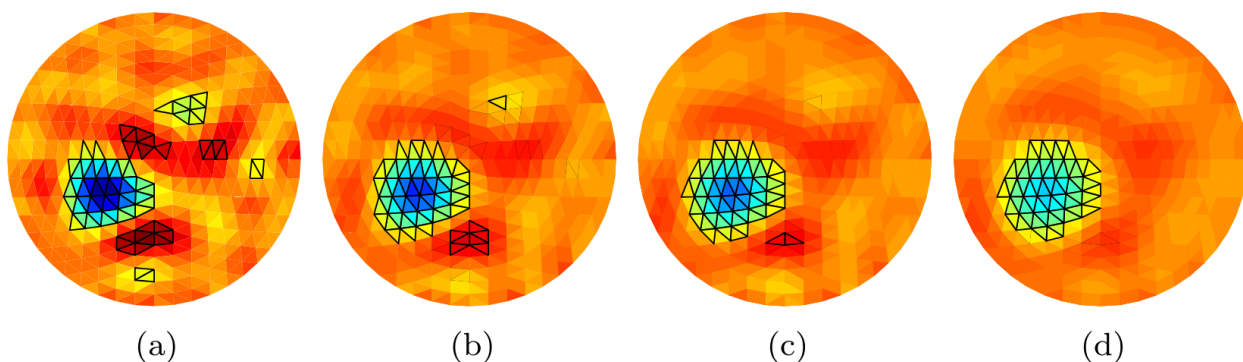


Fig. 2.19: Reconstrucción de fantoma usando distintos estrategias de selección de hiperparámetros. (a) $\lambda = 0.0008$, (b) $\lambda = 0.0302$, (c) $\lambda = 0.0616$, (d) $\lambda = 6.3822$ [52].

- Otros:** Dentro de la documentación existen miles de parámetros modificables para variar las reconstrucciones de las imágenes de distintas maneras. Un ejemplo de estas pueden ser la función *calc_reciproc*, la que se refiere a la reciprocidad de las mediciones de biomimpedancia. Esto nos refiere, en el contexto de las mediciones, qué tan simétrica son estas, es decir, cuando se aplica corriente por dos electrodos y se mide voltaje entre dos electrodos, esta corriente y voltaje es la misma que si se invierten estos electrodos. Esto podría usarse para validar los datos medidos y aumentar la calidad de la imagen reconstruida. Otro ejemplo de función que es relevante es *meas_icov*, la que refiere a la matriz de covarianza inversa de las mediciones. Esta matriz describe las relaciones de covarianza entre distintas mediciones de voltaje, siendo crucial para la regularización y estimación de una solución óptima de los problemas inversos.

Además, este contiene dentro el modelo FEM. Esta estructura es modificable, ya que se puede cambiar la densidad del modelo. Para todos los modelos se utiliza la función *mk_common_model* para su creación. Por ejemplo, para los modelos circulares, dentro de los argumentos de la función son: una variable de tipo string, como puede ser *'c2d0c'* que se explica en la Tabla 2.2 y la cantidad de electrodos con la que se quiere el modelo. Como se explica en la Tabla 2.2, la primera letra corresponde a la densidad de los vértices, esa puede variar desde la letra *a* hasta la *j*. La letra *a* nos muestra un menor números de vértices pero su coste computacional es menor, mientras que la letra *j* tiene mayor cantidad de vértices por lo que es más precisa pero posee un mayor coste computacional. En la Figura 2.20 se ven algunos ejemplos de como sería distinto el modelo con distintas configuraciones del string.

<i>c</i>	Densidad de vértices (a=bajo, j=alto)
<i>2</i>	Dos dimensiones
<i>d</i>	Uso de el generador "distmesh"
<i>0</i>	Nivel de refinamiento del electrodo (0 no hay refinamiento)
<i>c</i>	Modelo circular

Tabla 2.2: Significado de cada uno de los caracteres del string necesario para la creación de un modelo.

2.2.3 Imagen

Finalmente la variable *Image* de tipo objeto es la que expresa la imagen reconstruida o simulada de los valores de conductividad. Esta posee los valores de cada elementos que debe tener el FEM.

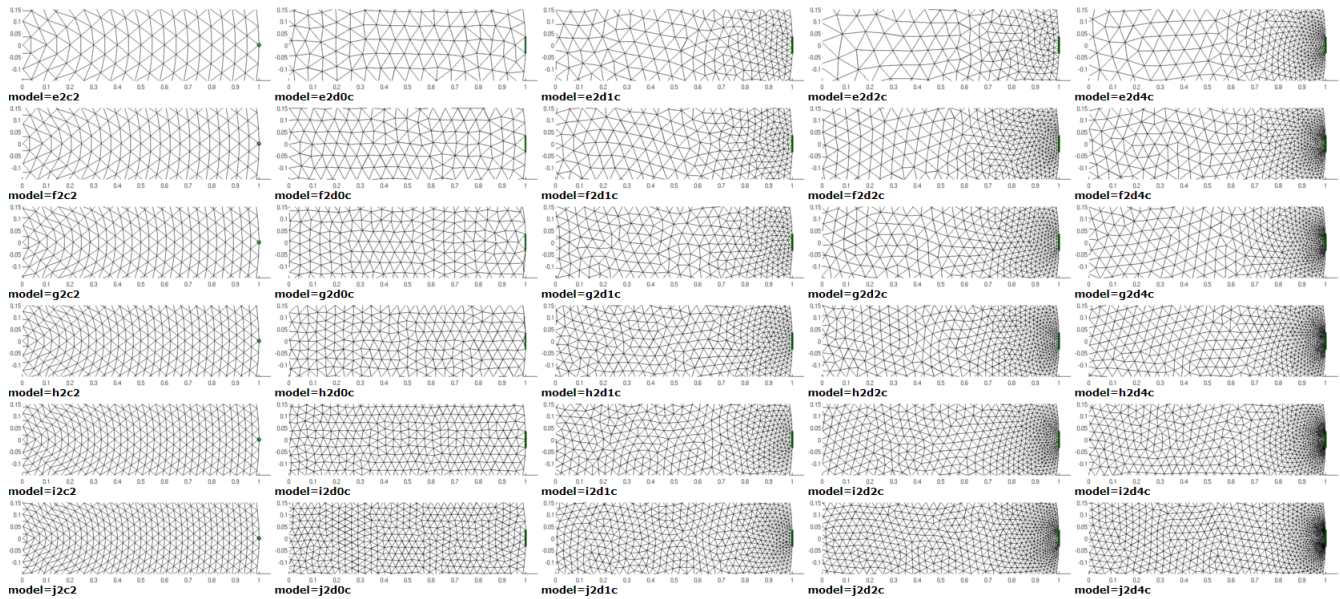


Fig. 2.20: Ejemplo de variación de distintas composiciones de modelos [33].

2.2.4 Matriz de Voltaje, Patrón de estimulación y Patrón de corriente

Los datos necesarios para generar una imagen con el softwares son: la matriz de voltaje, la matriz de patrón de estimulación y la matriz de patrón de medición o adquisición que se explicará a continuación.

- Patrón de medición: Este patrón hace referencia a en cuáles electrodos se mide el voltaje. Este patrón tiene una matriz por cada una de las posiciones posibles de los electrodos, haciendo referencia en cada una de ellas a cómo se está midiendo el voltaje. Por ejemplo si es que se está midiendo el voltaje entre electrodo 3 y 4 o 4 y 3. Estas matrices tienen valores 1 o -1, correspondiendo si es positivo o negativo por donde se está midiendo el voltaje.
- Patrón de estimulación: Refiere a la matriz con la que se estimula o se inyecta corriente en cada uno de los electrodos. Esta, al igual que la matriz de medición, tiene una matriz por cada acción posible de los electrodos y nos muestra si la inyección está ingresando al electrodo o está saliendo. 1 indica que se está inyectando corriente y -1 que está saliendo. Otro parámetro modificable en esta matriz es que se puede modificar la cantidad de amperes con las que se inyecta o sale la corriente.
- Matriz de voltaje: esta matriz debe contener los valores de cada una de las mediciones que se hacen de cada electrodo en cada patrón de estimulación. Si en un tomógrafo de 16 electrodos se inyecta y sale corriente por dos electrodos, esto significa que se puede medir el voltaje de los 13 restantes. Si inyectamos en el 1-2 y medimos en 3-4, 4-5 hasta 15-16 tenemos un total de 13 mediciones. La

inyección y medición debe hacerse en todos los electrodos en orden, es decir, después de inyectar corriente a los electrodos 1-2 y medir los voltajes correspondientes, luego se pasa la inyección de corriente en los electrodos 2-3, así hasta llegar a la inyección 16-1. Si completamos todos los casos posibles nos encontramos con 13×16 casos posibles de medición de voltaje. Finalmente, esta es la matriz que el software nos pide para la reconstrucción de las imágenes, pero de manera "estirada", es decir, 1×208 . A esto, tanto a la matriz, como a la imagen generada a partir de una matriz le llamaremos frame.

2.3 MATLAB App Designer

MATLAB App Designer es una herramienta existente dentro de MATLAB desarrollada por MathWorks pensada para el desarrollo de aplicaciones interactivas. Esta, siendo muy popular en diversas disciplinas de ingeniería, debido a su capacidad de integrar algoritmos complejos, visualizaciones y controles interactivos de interfaz gráfica de usuario (GUI) de manera correcta.

App Designer proporciona un entorno de desarrollo integrado (IDE), que permite a quien la está usando a codificar, diseñar y ejecutar aplicaciones en un solo entorno. Combinando un editor de diseño visual con un editor de código, facilitando así la creación de GUIs que se puedan vincular directamente con funcionales y algoritmos propios de MATLAB o softwares externos.

Los componentes principales que contiene esta herramienta son:

- Editor de Diseño Visual, el que permite la colocación de botones, cuadros de texto, gráficos, deslizadores y otros elementos interactivos mediante un sistema simple de arrastrar y soltar. Además, cada componente puede ser configurado a través del inspector de propiedades que es donde se ajustan las características como el tamaño, color, texto, etcétera.
- Editor de Código, lugar donde se puede editar el código asociado a cada componente de la interfaz y donde los eventos pueden desencadenar funciones específicas. Igualmente, se puede utilizar cualquier función o algoritmo disponible en MATLAB, permitiendo así una integración con todas las capacidades de procesamiento de datos y análisis de MATLAB.
- Sistema de Callbacks, son funciones que se ejecutan en respuesta a eventos específicos en la interfaz de usuario, logrando una ejecución de código personalizado cuando el usuario utiliza la aplicación.

Las ventajas que ofrece esta herramienta son significativas. La capacidad de crear GUIs intuitivas y fáciles de usar mejora notablemente la interactividad y el uso de las aplicaciones, permitiendo una mejor visualización y análisis de datos, señales o imágenes. El desarrollo eficiente, dada la combinación de diseño visual y codificación permiten la rápida implementación y diseño de prototipos para variedad de proyectos.

2.4 Discusión

La tomografía de impedancia eléctrica (EIT) se considera una tecnología prometedora en el campo de las imágenes médicas porque puede reconstruir imágenes de la conductividad interna del cuerpo humano. Esta tecnología, que utiliza mediciones de impedancia eléctrica, tiene importantes aplicaciones clínicas, como la monitorización de la función pulmonar y la localización de tumores. Sin embargo, la precisión y la utilidad clínica de las imágenes generadas por EIT dependen en gran medida de los algoritmos y el software utilizados para el procesamiento de datos y la reconstrucción de imágenes. En este contexto, el software EIDORS se ha consolidado como una herramienta esencial y valiosa para la comunidad investigadora del EIT.

EIDORS ha estado en desarrollo desde 1999 y ha experimentado un avance significativo al pasar de los años, incluidas versiones mejoradas como EIDORS3D y EIDORS v3. Este software gratuito, redistribuible y modificable se mejora continuamente en funcionalidad, rendimiento y facilidad de uso. La integración con MATLAB y Octave, plataformas ampliamente utilizadas para la investigación y el desarrollo algorítmico, facilita la implementación y la aplicación en una variedad de entornos de investigación. La arquitectura modular de EIDORS la convierte en una herramienta fácil de ampliar y modificar, y que puede adaptarse a las necesidades específicas de los investigadores.

Uno de los pilares del software EIDORS es el método de elementos finitos (FEM). Es un método numérico utilizado para encontrar soluciones aproximadas a problemas complejos en ingeniería y física. En el contexto de EIT, FEM se utiliza para modelar la distribución de conductividad dentro del objeto en estudio, permitiendo la solución de ecuaciones que describen la propagación de corrientes y voltajes. Esto es muy importante para una reconstrucción precisa de la imagen basada en mediciones de impedancia eléctrica.

El modelo inverso es otro componente importante dentro de EIDORS. Este modelo se refiere a las herramientas matemáticas y computacionales utilizadas para reconstruir imágenes internas de objetos a partir de mediciones de impedancia. Las variables clave en el modelo inverso, como la matriz de sensibi-

lidad, el método de regularización, el algoritmo de optimización y los hiperparámetros (λ), desempeñan papeles importantes en la calidad y estabilidad de las imágenes reconstruidas. Para obtener imágenes estables y de alta calidad, es fundamental elegir correctamente estos parámetros y aplicar técnicas de regularización como la variación total, Tikhonov, Noser y Laplace.

La documentación completa de EIDORS, incluidas demostraciones y pruebas de script, proporciona una valiosa ayuda a los usuarios para comprender y validar la implementación. La capacidad de ajustar diferentes parámetros permite a los investigadores probar diferentes enfoques y optimizar el modelo para lograr los mejores resultados posibles.

Además de EIDORS, MATLAB App Designer proporciona potentes herramientas para desarrollar aplicaciones interactivas. La plataforma permite la creación de interfaces gráficas de usuario (GUI) intuitivas y fáciles de usar, aumentando la interactividad y usabilidad de las aplicaciones en entornos clínicos y de investigación. La combinación de editor de diseño visual y editor de código permite un desarrollo eficiente y una implementación rápida de prototipos, y permite la integración directa con funciones y algoritmos de MATLAB.

En resumen, el software EIDORS y MATLAB App Designer juntos proporcionan un potente conjunto de herramientas para la investigación y el desarrollo de tomografía de impedancia eléctrica. El desarrollo continuo y la adaptabilidad de EIDORS a diversas necesidades de investigación, así como la capacidad de MATLAB App Designer para crear aplicaciones interactivas, posicionan estas herramientas como componentes importantes en la mejora de la EIT y la aplicación clínica. La discusión de estos aspectos fundamentales resalta la importancia del software avanzado y adaptable para avanzar en la investigación y aplicación de tecnologías de imágenes médicas como la EIT.

Capítulo 3. Desarrollo

3.1 Introducción

En el siguiente capítulo, se abordará la validación de sistema de tomografía y de la reconstrucción de las imágenes mediante un fantoma de resistencias. Es importante realizar este proceso para verificar tanto la precisión del tomógrafo como la fiabilidad de las imágenes. La validación de un fantoma de agua resulta problemático debido al desconocimiento de las resistencias internas de este, lo que llevó a optar por un arreglo de resistencias variables conocidas.

Para ello se describirán distintos setups utilizados para las pruebas, los cuales se implementaron en una placa perforada conectada al tomógrafo. El arreglo consisten en un hexadecágono con 32 resistencias en total, siendo algunas de estas variables para simular variaciones de impedancia. Este diseño fue simulado en un modelo de elementos finitos de 16 triángulos, facilitando la comparación entre las mediciones y su simulación.

Además se detallará el protocolo de adquisición de datos y los patrones de estimulación y medición utilizados en el arreglo. Las imágenes fueron generadas con EIDORS, utilizando un modelo circular de 16 electrodos.

Luego, se presentará la transformación de datos desde formato binario hasta su almacenamiento en una base de datos con *SQLite3*. Se explicarán los pasos previos y como es que se procesan los bytes para obtener su valor decimal de canal y de voltaje.

El capítulo terminará con la creación de la aplicación interactiva en MATLAB, diseñada para visualizar y analizar las imágenes reconstruidas en tiempo real. Se describirá la implementación de los componentes gráficos y su funcionalidad, destacando cómo funcionan cada uno.

En resumen, este capítulo nos ayuda a comprender el proceso de validación de las imágenes tomográficas, desde la implementación del fantoma de resistencias hasta la creación de una aplicación interactiva para la visualización y el análisis de los resultados.

3.2 Validación de Imágenes Reconstruidas

Para realizar una validación tanto del tomógrafo como de las imágenes, se desarrolló un trabajo en el cual se implementó un fantoma de resistencias. Uno de los grandes problemas de hacer la pruebas en un fantoma con agua, es que si bien se podrían lograr diferenciar objetos dentro de este, las resistencias dentro del fantoma son totalmente desconocidas. Por lo que se llegó a la conclusión que hacer pruebas con un arreglo de resistencias, con resistencias variables conocidas, era la mejor manera de conocer si el dispositivo y las imágenes correspondían.

Estas pruebas para saber si el equipo y las imágenes eran buenas, se tomaron con distintos setups con el prototipo del tomógrafo en una placa perforada conectado al arreglo de resistencias, como en la Figura 3.21. El arreglo de resistencias consiste en un hexadecágono, de 32 resistencias en total, con 16 nodos externos y un nodo central, como se muestra en la Figura 3.22. Algunas de esas resistencias son variables para producir cambios de impedancia [53].

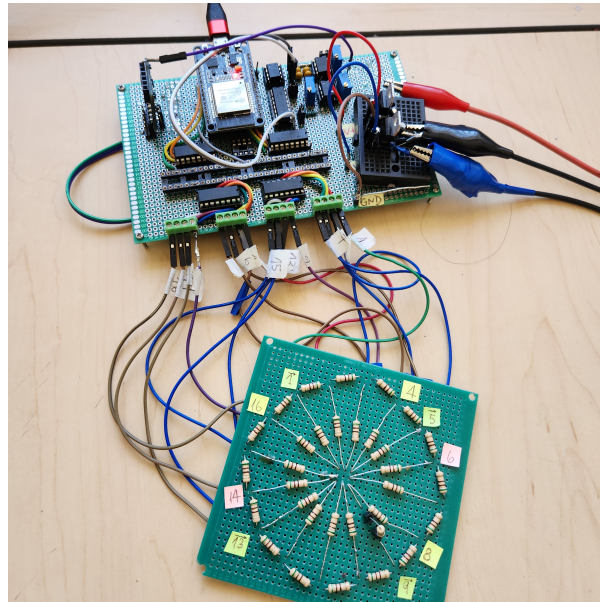


Fig. 3.21: Conexión entre dispositivo de tomografía con fantoma de resistencias.

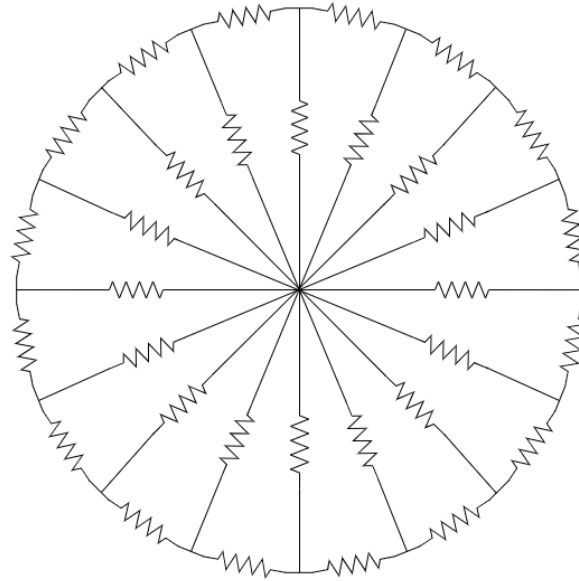


Fig. 3.22: Esquema de arreglo de resistencias.

Los 16 nodos externos se encuentran conectados al sistema de EIT. Se eligió este arreglo para ser simulado en un modelo FEM de 16 triángulos, una de los modelos mas simples de 16 electrodos.

Una vez implementado, se tomaron distintos cambios de resistencias para poder visualizar los cambios de impedancia dentro del circuito. Entre estas se encuentran una uniforme, donde todos las resistencias son de 500Ω , conductiva donde uno o mas resistencias tienen menos resistencias hasta el corto circuito, no conductoras donde una o más resistencias tienen mayor resistencia hasta el circuito abierto. Finalmente, se crearon 5 setups, combinando estas técnicas para producir variaciones de impedancia y ver como se reflejaban en las imágenes. Los setups se puede ven con mayor detalle en la Figura 3.23.

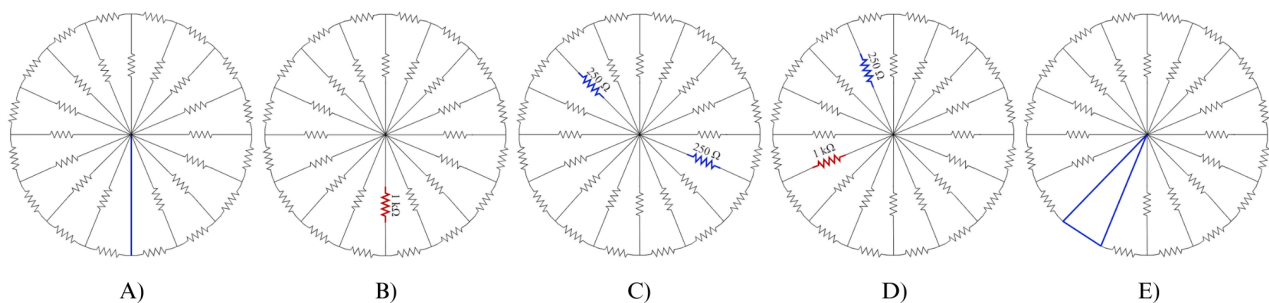


Fig. 3.23: Cinco distintos setups para ver variaciones de impedancias en imágenes reconstruidas. Las resistencias por defecto son de 500Ω . A) Corto circuito en el electrodo 9. B) Resistencia de $1k\Omega$ en electrodo 9. C) Resistencias de 250Ω en electrodo 6 y 15. D) Resistencia de $1k\Omega$ en electrodo 12 y de 250Ω en electrodo 16. E) Corto circuito en electrodo 10, 11 y el que lo une.

De cada uno de estos setups, se adquirieron 100 frames. Con estas mediciones se realizaron las reconstrucciones de las imágenes. Primero, en el setup uniforme, los frames fueron promediados para así obtener un solo frame que se utilizará como frame base para las demás mediciones, contemplando que se utilizará el modo de diferencia de tiempo para la reconstrucción [54], modo en el que se poseen dos frames y se restan entre sí para solo obtener un solo frame.

Para la adquisición de datos se utilizó el mismo protocolo mostrado en Metodología, esta vez aplicado al arreglo de resistencias. La Figura 3.24 muestra los dos primeros patrones de estimulación y medición que se utilizaron.

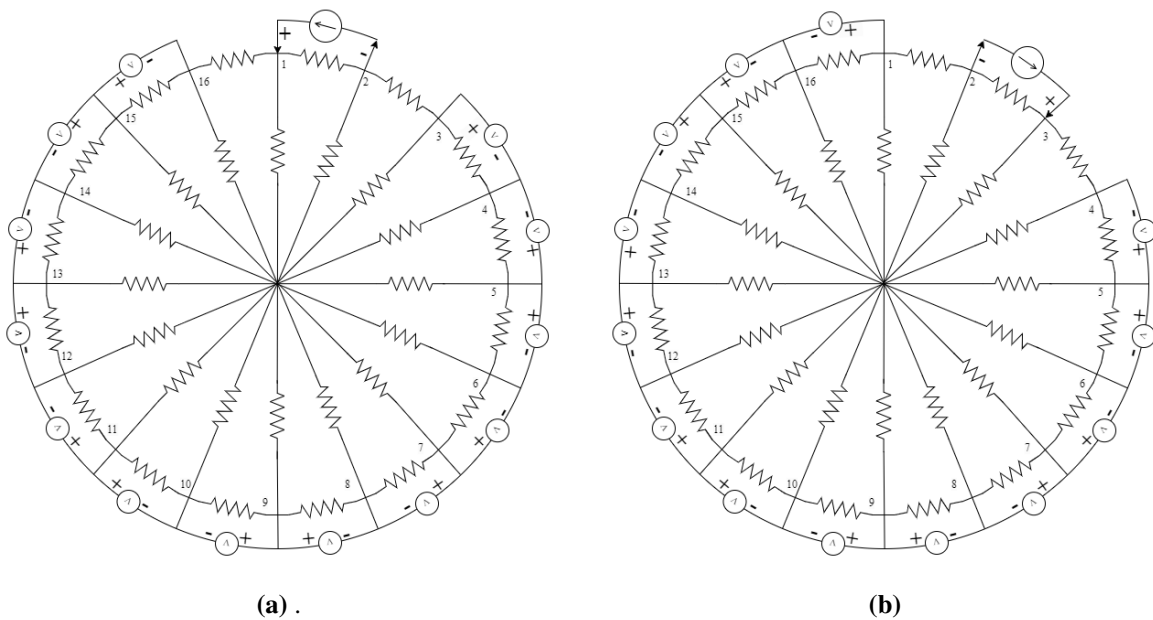


Fig. 3.24: Medición e inyección de corriente en arreglo de resistencias. a) Primer patrón de estimulación y adquisición, se inyecta corriente por el primer electrodo y sale por el segundo, y se mide voltaje 3-4 luego 5-4, positivas y negativas respectivamente, y así consecutivamente. b) Segundo patrón de estimulación y adquisición, se inyecta corriente desde el tercer electrodo y sale por el segundo, y se mide voltaje 5-4 luego 5-6, positivas y negativas respectivamente, y así consecutivamente.

Las imágenes fueron generadas con el software EIDORS, utilizando un modelo circular de 16 electrodos, simulando la forma del arreglo de resistencias. Para generar las imágenes fue necesario tener los datos de voltaje, patrones de estimulación y patrones de adquisición. Adicionalmente para esta imagen en particular fue necesario cambiar los parámetros del modelo inverso, utilizando *calc_colours* para cambiar la barra de color para que coincida con los de la imagen basal. Finalmente se aplicó un filtro de mediana para reducir el blur de la imagen.

3.3 Reconstrucción de imágenes pulmonares

3.3.1 Transformación de los datos

Los datos entregados en formato '.bin', al ser transmitidos por serial, hay una instancia donde hay un envío de datos, pero todavía el dispositivo no se encuentra adquiriendo datos, por lo que hay datos al principio y al final que no corresponden a datos reales adquiridos. Previo a esto, es importante conocer que al momento de adquirir los datos se pusieron dos identificadores, uno al principio y el otro al final. El del principio dice 'Cambio modo 1' y el del final 'FIN600', que refleja el final de los 600 frames adquiridos. Luego, para eliminar estos "datos basura" leemos el archivo entregado en un editor de archivos binario o hexadecimales llamado "HxD"[55].

En la Figura 3.25 podemos notar que antes de encontrar en el texto decodificado el string 'Cambio modo 1', vemos bytes que sus valores hexadecimales son 00 o 80, estos en decimal son igual a 0 y 128 respectivamente. Y en la Figura 3.26 vemos el final, donde al igual que un comienzo después del 'FIN600' hay datos basura. Por eso, lo primero que hacemos para procesar estos datos, luego de abrir el archivo en Python leyéndolo como un entero sin signo de 8 bits (uint8), es encontrar el primer dato distinto de 0 y 128 de adelante hacia atrás y el primero distinto de 0 y 128 de atrás hacia adelante, sabiendo que nos encontraremos con 'Cambio 1' y 'FIN600'. Esto lo hacemos con la librería *NumPy*, con la función *np.where*. Entonces, si nos saltamos los caracteres identificadores tendremos los datos con los que vamos a trabajar.

Con los datos basura ya eliminados, ahora se tiene que obtener el valor en decimal de los bytes, debido a que este valor viene en dos bytes. En la Figura 3.27 se puede entender que dentro de dos bytes viene información del canal donde se está adquiriendo el voltaje y el valor digital del voltaje. Los valores de canal están entre 0 y 16 debido a la cantidad de electrodos que se utiliza, mientras que los valores digitales de voltaje van de 0 a 4096 ya que se usa un conversor análogo digital con una resolución de 12 bits. Por otro lado los valores de 0 a 16 de los canales pueden ser escritos en 4 bits, por lo tanto toda la información se puede escribir en 16 bits. Para eso se dividen dos bytes: HighByte el con valores más importantes, que contiene los 4 bits de los canales y los 4 bits más significativos del valor de voltaje, y el LowByte que contiene los 8 bits restantes del valor de voltaje.

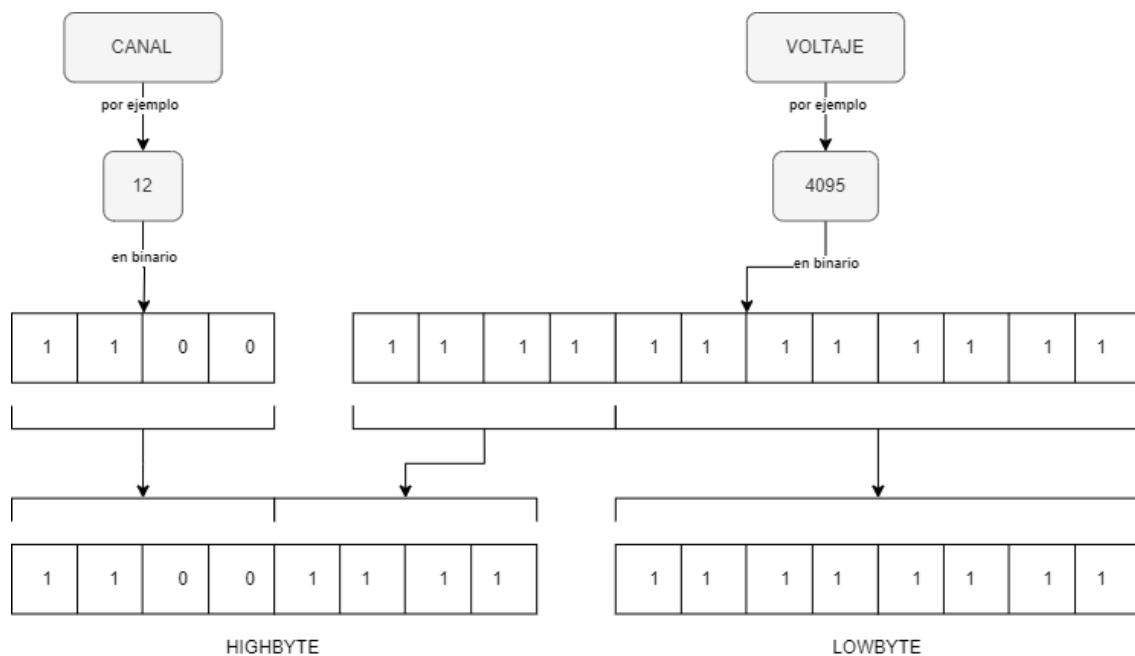


Fig. 3.27: Esquema explicativo de como se ocupan dos bytes para guardar información del canal y de la medición de voltaje. Los valores son ejemplos, pueden variar de 1 a 16 en los canales y de 0 a 4095 en voltajes.

Luego, para obtener los valores decimales de voltaje y su canal se juntan estos dos bytes. Esto se realizó con la librería *NumPy* y las funciones *np.bitwise_or* y *np.left_shift*. Una vez juntos en un byte de 16 bits, con la función *np.righ_shift* extraemos el valor del canal y con *np.bitwise_and* el valor de voltaje.

Una vez lo datos se encuentren en formato decimal es necesario ordenarlos en una matriz de tamaño [64,208,600]. 64x208 se debe a la cantidad de muestras que se adquieren para crear un frame y 600 la cantidad de frames existentes en esta toma de muestras. Para posteriormente ingresar estos datos a una base de datos local con ayuda de la librería *SQLite3*.

Para crear la base de datos, es necesario seguir los siguientes pasos: primero creamos la base de datos o se sobrescribe si ya existe con la función *connect* y además se conecta el inicia la función *cursor* que nos ayudará a ejecutar comandos SQL. Luego creamos la tabla con la cantidad de columnas equivalente a la cantidad de frames existentes, 600 en este caso. Una vez creada la base de datos y sus columnas podemos ingresar los datos que previamente se habían guardado en la matriz, tomando un frame de 64×208 y se ingresa en la columna según el número de frame que corresponda. El total de estos valores los guardamos en una columna por lo que nos queda de largo de columna la multiplicación de 64 y 208 que es un total de 13.312. Una vez guardadas todas las columnas con la función *cursor.execute* podemos guardar y cerrar la conexión de la base de datos con la función *commit* y *close* respectivamente.

3.3.2 Base de datos

Gracias a SQLite Viewer Web App [56], podemos ver la base de datos online, como se aprecia en la Figura 3.28. En ella vemos como se encuentran ordenados los datos. En cada columna se encuentra un frame distinto existiendo 600 columnas con 13.312 datos cada una.

id	columna_0	columna_1	columna_2	columna_3	columna_4
1	2590	2253	1649	2245	
2	2489	1754	1372	1753	
3	2658	1391	1476	1393	
4	2618	1401	1795	1487	
5	2491	1696	2450	1702	
6	1930	2302	2683	2306	
7	1535	2651	2711	2642	
8	1373	2724	2535	2714	
9	1540	2623	2008	2618	
10	1904	2199	1610	2186	
11	2519	1725	1365	1722	
12	2652	1379	1500	1382	
13	2609	1417	1829	1422	
14	2455	1719	2477	1727	
15	1801	2359	2689	2351	
16	1486	2672	2698	2650	

Fig. 3.28: Visualización de la base de datos con sus respectivas columnas. Las columnas van de *columnas_0* hasta *columnas_599*.

3.3.3 Aplicación y reconstrucción de imágenes

3.3.3.1 Lectura base de datos

Una vez los datos se encuentran en la base de datos, previo a hacer la aplicación se realizó un script para hacer pruebas sobre la lectura de la base de datos y la reconstrucción de las imágenes pulmonares.

Para poder hacer uso de funciones que nos ayuden a la lectura de la base de datos, se necesita descargar Database Toolbox en MATLAB. Una vez instalada, podemos utilizar la función `sqlite` para leer la base de datos. Para extraer los datos lo que se hizo fue crear un query o consulta, que nos pida todos los datos de la columna, una por una. De esa manera podemos trabajar frame por frame con los 13312 datos de cada columna.

3.3.3.2 Procesamiento de los datos

Actualmente, se tiene matrices de 64×208 , sin embargo en el marco teórico se habló de que para generar un frame de imagen es necesario una matriz de 1×208 . Esto se debe a que cuando se censa el voltaje de cada uno de los electrodos con sus correspondientes patrones, cada medición de electrodo nos entrega una señal de 64 datos. Es por ello que es necesario procesar estos datos. No se hizo en el script de Python debido a que MATLAB funciona de mejor manera haciendo operaciones matemáticas y el uso de filtro que también está presente.

De nuestra base de datos extraemos todos los valores de cada columna, estos datos son extraídos en formato *table* por lo que lo primero que debemos hacer es transformarlo a una matriz de tipo *double* de tamaño 64×208 . En la Figura 3.29 vemos como se vería los 64 datos adquiridos en un par de electrodos, para sacar un solo valor de los de estos 64 se buscará la amplitud máxima el cual corresponderá a el valor digital de voltaje, sin embargo previo a esto se debe hacer un procesamiento de esta señal.

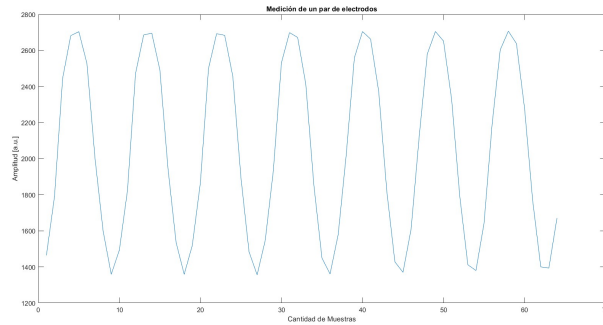


Fig. 3.29: Datos adquiridos en una medición de un par de electrodos.

Se aplica un filtro pasabanda creado con Filter Designer de MATLAB, que permite el paso de frecuencias alrededor de los 50kHz y atenúa en 60 dB las por debajo de 10kHz y mayores a 100kHz. En la Figura 3.30 vemos los parámetros con los que fue creado el filtro en la Toolbox. Una vez filtrada la señal, se buscan los 4 máximos locales y mínimos locales con ayuda de la función de MATLAB *maxk* y *minik* respectivamente. El siguiente paso es promediar los 4 máximos valores y los 4 menores, para finalmente promediar cada grupo y restarlos para obtener una aproximación de la amplitud máxima de los 64 datos adquiridos en un par de electrodos. Ese procesamiento se realiza para los 208 datos adquiridos, obteniendo finalmente la matriz de 1x208 con los voltajes digitales que se necesita para reconstruir un frame.

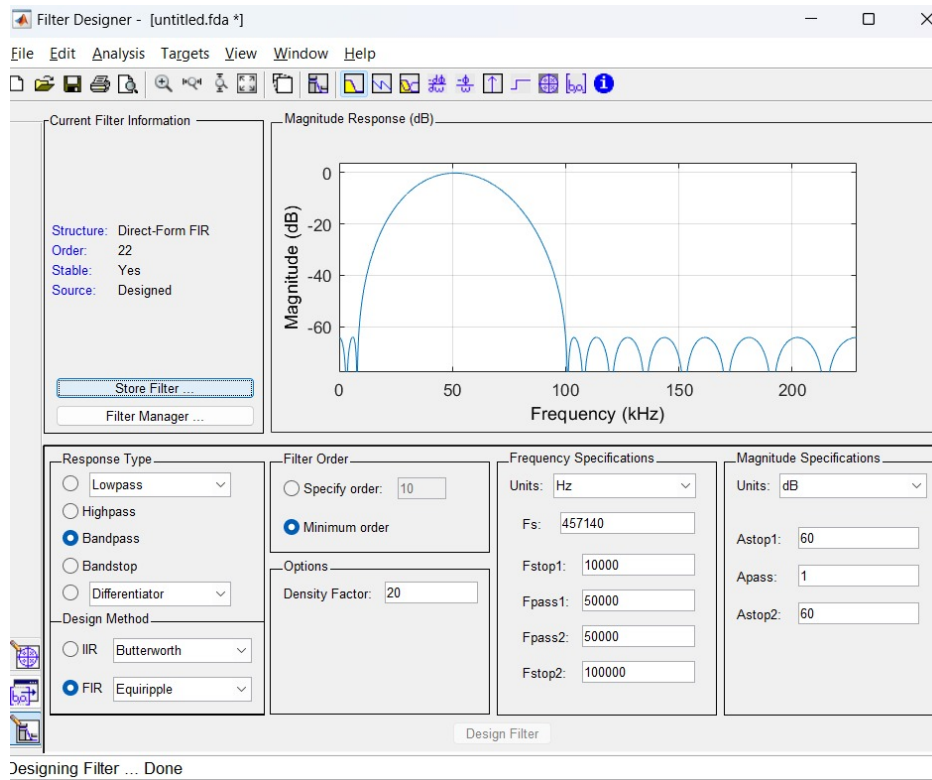


Fig. 3.30: Diseño de filtro pasabandas realizado con MATLAB Filter Designer.

3.3.4 Reconstrucción de las imágenes

Para la reconstrucción de imágenes se utiliza el *fwd_model* 'j2t1' debido a que tiene el nivel de densidad más alto (mayor calidad, pero mayor gasto computacional), de 2 dimensiones. En este caso la letra *t* refiere a que este es un modelo torácico, dentro de este existe t1, t2 y t3. Luego de comparar los 3 modelos se concluyó que el mejor en nuestro caso es el de la Figura 3.31, debido a que a pesar de tener un alto coste computacional, este logra reconstruir las 600 imágenes en el tiempo adecuado (más adelante se hablará mas de esto).

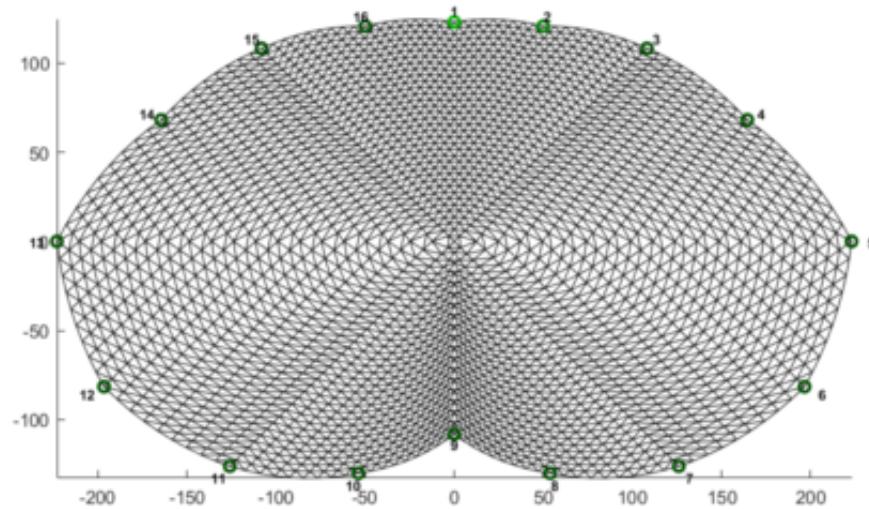


Fig. 3.31: Modelo de Método de Elementos Finitos que se usará para la reconstrucción de imágenes.

Se trabajará con el patrón de estimulación y medición de que se explicó en la Metodología. Para ello, es necesario cambiar los valores de la estructura *stimulation* que está dentro de la estructura *fwd_model*, que a su vez está dentro de *imdl*. Para cambiarlos, se debe saber en qué par nos encontramos, y si este corresponde a salida o entrada de corriente, o positivo o negativo de la medición de un par de voltaje. Teniendo las consideraciones de cómo se realizó el proceso de adquisición podemos ver un ejemplo de como quedaría uno de estos patrones en la Figura 3.32. Además podemos notar que se el valor presente en *stim_pattern* es de 0.001, lo que hace referencia a la cantidad de corriente con la que está trabajando el tomógrafo en amperes.

imdl.fwd_model.stimulation			
Fields	stimulation	stim_pattern	meas_pattern
1	'Amp'	16x1 sparse do...	13x16 sparse do...
2	'Amp'	16x1 sparse do...	13x16 sparse do...
3	'Amp'	16x1 sparse do...	13x16 sparse do...
4	'Amp'	16x1 sparse do...	13x16 sparse do...
5	'Amp'	16x1 sparse do...	13x16 sparse do...
6	'Amp'	16x1 sparse do...	13x16 sparse do...
7	'Amp'	16x1 sparse do...	13x16 sparse do...
8	'Amp'	16x1 sparse do...	13x16 sparse do...
9	'Amp'	16x1 sparse do...	13x16 sparse do...
10	'Amp'	16x1 sparse do...	13x16 sparse do...
11	'Amp'	16x1 sparse do...	13x16 sparse do...
12	'Amp'	16x1 sparse do...	13x16 sparse do...
13	'Amp'	16x1 sparse do...	13x16 sparse do...
14	'Amp'	16x1 sparse do...	13x16 sparse do...
15	'Amp'	16x1 sparse do...	13x16 sparse do...
16	'Amp'	16x1 sparse do...	13x16 sparse do...
17			
18			
19			
20			
21			
22			
23			
24			

(1, 3)	1
(1, 4)	-1
(2, 4)	-1
(2, 5)	1
(3, 5)	1
(3, 6)	-1
(4, 6)	-1
(4, 7)	1
(5, 7)	1
(5, 8)	-1
(6, 8)	-1
(6, 9)	1
(7, 9)	1
(7, 10)	-1
(8, 10)	-1
(8, 11)	1
(9, 11)	1
(9, 12)	-1
(10, 12)	-1
(10, 13)	1
(11, 13)	1
(11, 14)	-1
(12, 14)	-1
(12, 15)	1
(13, 15)	1
(13, 16)	-1


```

val =
    1.0e-03 *
    (1, 1)    1.0000
    (2, 1)   -1.0000
  
```

Fig. 3.32: Patrones de estimulación y medición para la inyección de los electrodos 1 y 2.

Con los tres componentes principales para generar la reconstrucción de una imagen, matriz de voltajes, de estimulación y de medición, lo que prosigue es encontrar los parámetros que hagan que nuestra reconstrucción sea más precisa y detallada. El primer parámetro que cambiamos es el de *calc_reciproc*, ya que como se vio anteriormente, la manera en como se miden y adquieren los datos no es la por defecto, por lo que al aplicar esta función se está diciendo que los valores de medición son simétricos entre este par de electrodos. Es decir que las corrientes y la medición de voltaje es la misma que si se invierten los electrodos. Los algoritmos funcionan de mejor manera cuando se le entrega su modo por defecto, por lo que trataremos con esta función de acercarnos a él.

Después de probar los cuatro algoritmos de optimización presente, se inclinó por el *Noser*, debido a que entre Total Variation, Tikhonov y Laplace fue el que mayor correspondencia a lo implementado resultaba. Por lo tanto nuestro *RtR_prior* será *@prior_noser*. A su vez, luego de iterar e ir probando los distintos hiperparámetros para encontrar un balance entre la medición real y una estabilidad en la imagen, se llegó a que el mejor valor de hiperparámetro (λ) es de 0.00099, acercándose más a la realidad de los datos medidos.

El algoritmo de regularización que se utilizará será el Newton-Gauss en un solo paso, ya que esta es una técnica iterativa que busca minimizar las diferencias entre las mediciones y las simuladas para obtener una imagen reconstruida con mayor precisión con respecto a las mediciones. Además, es de los algoritmos mayormente utilizados debido a la precisión y rapidez con la que realiza las reconstrucciones, ideal para procesamiento de las imágenes en tiempo real. Por lo que nuestro *imdl.solve* será *@inv_solve_diff_GN_one_step*.

El modo en el que se reconstruirán las imágenes será el time-difference, dado que para obtener una imagen de reconstrucción es necesario dos imágenes para restarlas entre sí y obtener solo una. Para esto, como imagen basal utilizaremos una matriz creada de ceros del tamaño necesario, 1x208. Obteniendo así, el valor real de nuestra imagen que nos interesa reconstruir.

Finalmente, para tener una imagen con menor blur, aplicamos un filtro de mediana con un k igual a 3, a la imagen ya reconstruida.

3.3.4.1 Aplicación MATLAB

Una vez se nota que las imágenes pulmonares reconstruidas del sujeto son de la calidad esperada, se empieza con la creación de la aplicación. Al ser App Designer una herramienta interactiva, el diseñador gráfico de los componentes de la aplicación permite agarrar y arrastrarse donde se estime conveniente. Al igual que el modificar el tamaño y propiedades que poseen.

En la aplicación tendremos dos componentes principales comunes que serán Axes1 y Axes2, los cuales corresponden a gráficos. Axes1 será el componente principal, ya que en este se visualizará la reconstrucción de las imágenes en tiempo real. Esta componente de gráfico se trabajará sin sus label, ya que no son necesarios para su función. Por otra parte, Axes2, será un gráfico iterativo en tiempo real, el cual tendrá por función graficar la variación del valor de un píxel de la imagen reconstruida a medida que pase el tiempo.

Otros dos componentes, serán dos Spinner, YSpinner y XSpinner. Estas componentes tendrán por función almacenar cada una un número. Este número, tanto en XSpinner como en YSpinner, podrá variar entre 1 y 64, ya que estos números se utilizarán para seleccionar el píxel de la imagen en el que se quiere ver su cambio a lo largo del tiempo en Axes2. Es por ello, que sus números van entre 1 y 64, ya que la imagen representada en Axes1 es de 64x64 píxeles.

Finalmente también se presenta un botón, el cual da comienzo tanto a la visualización de las imágenes

reconstruidas y al gráfico del píxel a lo largo del tiempo. Con estos componentes, ubicados de manera óptima podemos crear el diseño presente en la Figura 3.33.

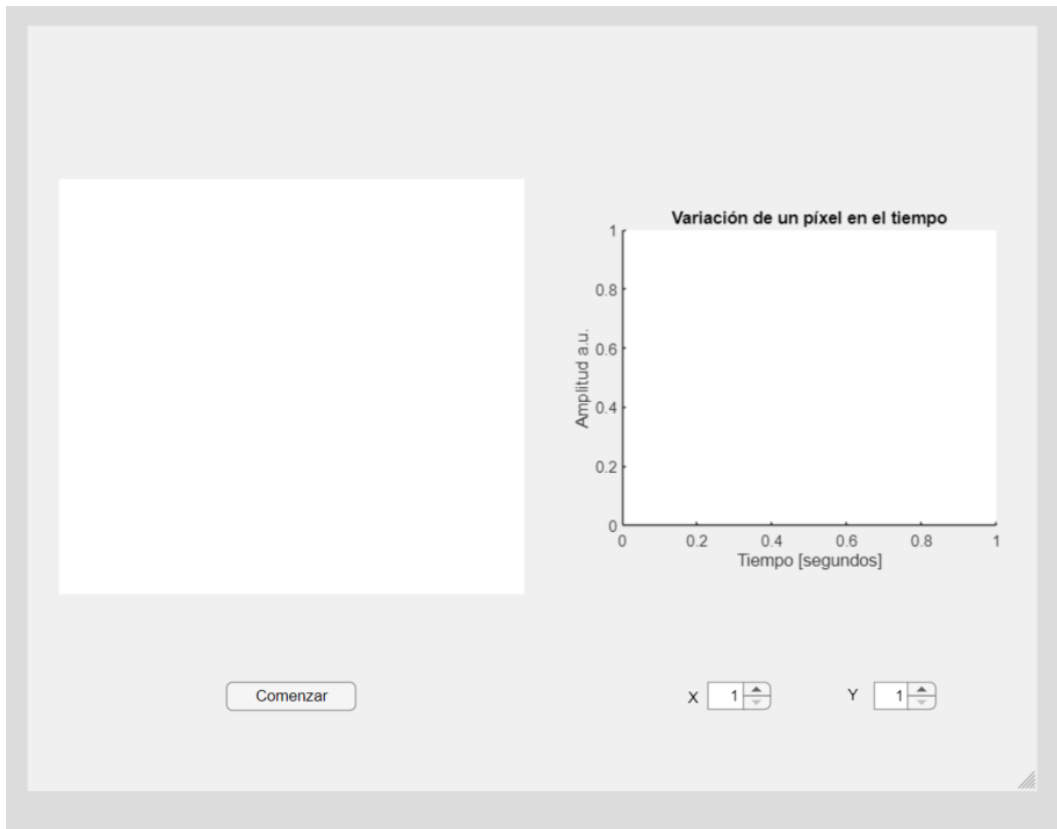


Fig. 3.33: Diseño de la aplicación. Superior izquierda, Axis1. Superior derecha Axis2. Inferior izquierda, botón de comienzo. Inferior derecha, XSpinner e YSpinner respectivamente.

Una vez implementados los componentes en la aplicación, utilizamos los Callbacks de los componentes. El de mayor relevancia es el Callback del botón de comienzo, debido a que con este inicia todo el proceso implementado anteriormente en el script de prueba, ahora dentro de la aplicación. Si bien estos códigos pueden parecerse, hay diferencias importantes.

Cuando se aprieta el botón se inicia la función de este. La función contiene el inicio del software, la carga de la información con los patrones de estimulación y medición. Luego empieza la lectura de la base de datos para extraer las columnas una por una en un ciclo while. Dentro de esta iteración, una vez extraída la columna se hace el mismo procesamiento con el filtrado y encontrar la amplitud para encontrar un valor de voltaje. Luego se inicializan las variables y parámetros de EIDORS descritos anteriormente. Para así, finalmente, obtener la imagen reconstruida y graficarla en Axis1.

A su vez, los Spinner guardan su valor en variables y cada vez que hay un cambio, la función Callback

del botón conoce este cambio. Entonces, dentro de la función del botón también se encuentra el gráfico de Axis2 en tiempo real, extrayendo el valor del píxel que los Spinner les indica y graficando al pasar de las imágenes.

Luego, para hacer una comparativa y ver la información que se puede obtener desde un solo píxel, se hará una comparativa entre la variación de este y la señal de BIOPAC tomada con el transductor de flujo de aire, para ver sus diferencias.

Además se agregará un timer que cuente desde el inicio del pulso del botón hasta el último frame para ver si es posible hacer una lectura en tiempo real frame por frame.

En conclusión, el código hecho para la aplicación es parecido al hecho en el script de prueba ya que se realiza con los mismos parámetros de reconstrucción de las imágenes, la lectura de la base de datos y el procesamiento de estos. Son pequeñas las diferencias, por ejemplo la paleta de colores es distinta pero tienen las mismas variaciones de impedancia. El gran cambio ocurre en el llamado de las funciones con los componentes o el hacer que estas imágenes se grafiquen en las Axis con respecto a valores que son variables.

3.4 Discusión

Se ha demostrado que el uso de un fantoma de resistencias es una solución útil para validar tanto el tomógrafo como las imágenes reconstruidas. Debido a la incertidumbre de las resistencias internas del medio, el uso de agua en los fantasmas tradicionales es un gran desafío. Hemos establecido una base sólida para evaluar la precisión y confiabilidad del dispositivo de tomografía por impedancia eléctrica (EIT) mediante el uso de un arreglo de resistencias con valores conocidos y variables.

La simulación efectiva de un modelo de elementos finitos (FEM) ha sido posible gracias al diseño de un arreglo de resistencias en forma de hexadecágono con 32 resistencias y 16 nodos externos. Este modelo ha sido fundamental para validar la capacidad del sistema EIT de detectar y reflejar cambios de impedancia.

El proceso de transformación y procesamiento de datos en la reconstrucción de imágenes pulmonares mediante tomografía por impedancia eléctrica (EIT) presenta varias etapas críticas. Inicialmente, la eliminación de datos no deseados y la conversión precisa de datos binarios a decimales son pasos fundamentales para asegurar que la información sea la correcta. El uso de herramientas como HxD y NumPy facilita la identificación y eliminación de datos basura, lo que permite trabajar con datos reales desde un

inicio.

El procesamiento de señales de voltaje es otro componente importante. La transformación de las señales en un formato adecuado para la reconstrucción de imágenes se logra mediante la aplicación de filtros y la extracción de valores de amplitudes de voltaje. Utilizando MATLAB y su herramienta Filter Designer, se implementa un filtro pasabanda que permite obtener una señal más precisa y adecuada para la reconstrucción. La selección de máximos y mínimos locales y su posterior cálculo de promedio aseguran que los valores de voltaje reflejen con precisión las mediciones realizadas en los electrodos.

La gestión de datos mediante una base de datos SQLite permite un manejo eficiente de grandes volúmenes de información. La organización estructurada en columnas facilita el acceso y procesamiento de los datos necesarios para la reconstrucción de imágenes. La visualización de la base de datos confirma que los datos están correctamente ordenados y listos para ser utilizados, lo que es esencial para la etapa siguiente de procesamiento en MATLAB.

En la reconstrucción de imágenes, la selección de un modelo de elementos finitos (FEM) adecuado es fundamental. El modelo j2t1, aunque computacionalmente costoso, proporciona imágenes de alta calidad y precisión. Ajustar los patrones de estimulación y medición según las necesidades específicas del estudio asegura que los datos de entrada sean adecuados para el modelo utilizado. La optimización de parámetros, como el uso del algoritmo Noser y el ajuste del hiperparámetro, es esencial para obtener imágenes estables y precisas. El algoritmo de regularización Newton-Gauss en un solo paso se muestra eficaz para la reconstrucción rápida y precisa de imágenes.

El uso del modo de reconstrucción por diferencia de tiempo y la aplicación de un filtro de mediana permiten mejorar la claridad de las imágenes, reduciendo el blur y destacando detalles importantes. La creación de una aplicación en MATLAB para visualizar y analizar imágenes reconstruidas mediante tomografía por impedancia eléctrica (EIT) es un gran avance en la interfaz y la funcionalidad de este sistema. Para facilitar un análisis dinámico y detallado, la implementación de componentes gráficos interactivos en App Designer, como Axes1 y Axes2, permite una representación en tiempo real de las imágenes y la variación de un píxel específico.

Capítulo 4. Resultados

4.1 Introducción

En el siguiente capítulo se presentarán los resultados obtenidos a partir de la validación y reconstrucción de imágenes utilizando un fantoma de resistencias, y también de un script de prueba. También, se mostrará la aplicación de reconstrucción de imágenes hecha en MATLAB, y como funciona la selección de un píxel para ver como este varía en el tiempo.

Finalmente, se realizará una comparación gráfica entre la variación de este píxel en el tiempo y la señal de flujo de aire medida con el transductor de BIOPAC.

Estos resultados demuestran la efectividad del sistema de EIT, a la vez que la aplicación permite visualizar estos valores y poder hacer análisis con la variación del píxel en el tiempo.

4.2 Imágenes de validación con Fantoma de resistencias

Configurando los setups de cinco maneras diferentes podemos obtener diferentes valores de impedancia a través de nuestro arreglo de resistencias. La Figura 4.34 muestra el esquema de todas las configuraciones junto con sus imágenes reconstruidas. Para a) en el lugar de la resistencia variable (nodo 9), se generó un cortocircuito conectando los nodos centrales a un lado con un cable. En b) en la misma posición, se utilizó una resistencia de $1\text{ k}\Omega$. En c) en el nodo 6 y 15 se cambió la resistencia a $250\ \Omega$. En d) la resistencia del nodo 12 se cambió a $1\text{ k}\Omega$, mientras que en el nodo 16 se cambió a $250\ \Omega$. Finalmente en e), se produjo un cortocircuito en todo un triángulo, conectando los nodos 10 y 11 con el nodo central, así como así como la resistencia entre los nodos 10 y 11. Es importante importante observar que si el valor de la resistencia no se indica en la Figura 4.34, significa que esta resistencia tiene un valor de $500\ \Omega$, que fue la resistencia de referencia.

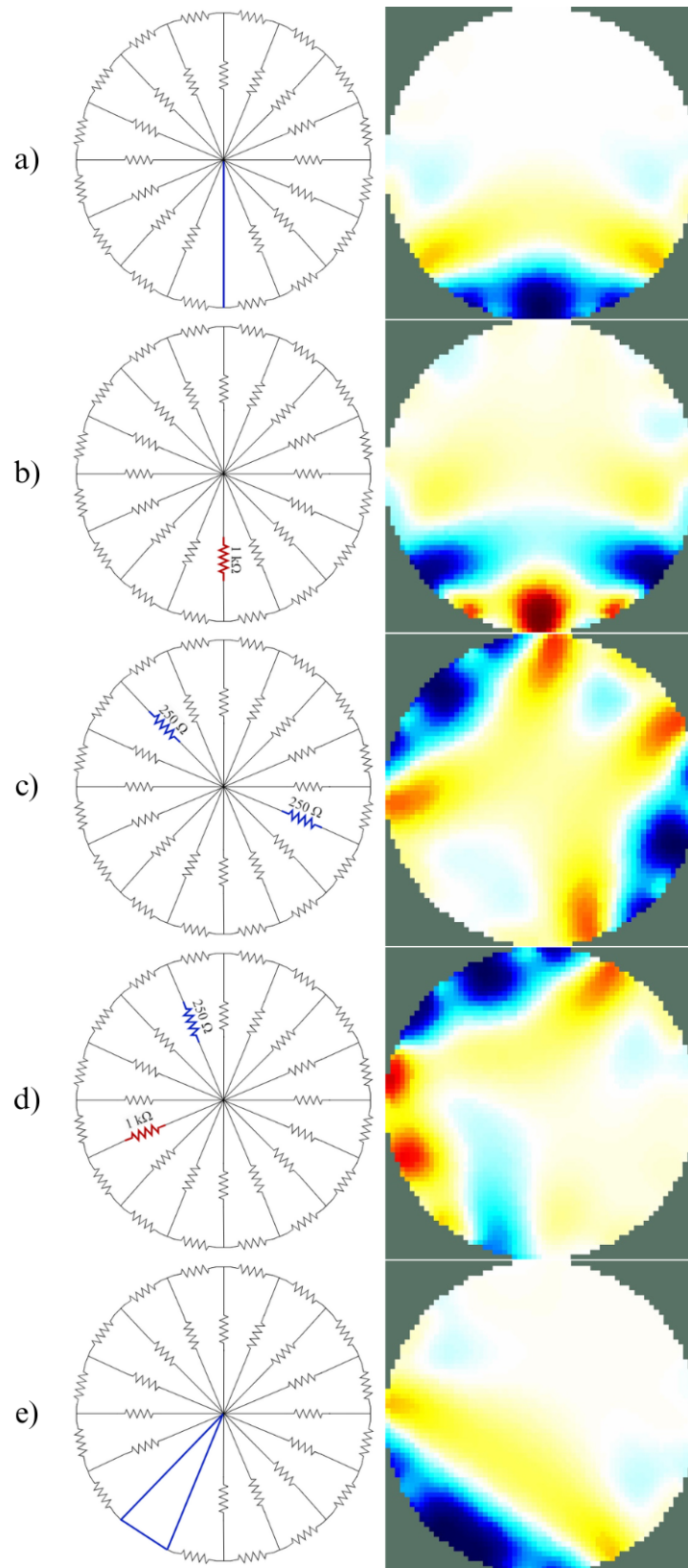


Fig. 4.34: Cinco setups diferentes con su correspondiente imagen reconstruida. La columna de la izquierda muestra el esquema y la de la derecha la reconstrucción de la imagen. El color rojo corresponde a una conductividad baja y el azul a una conductividad alta.

4.3 Imágenes obtenidas en voluntarios

La imagen de un frame del Sujeto 1, se puede ver en la Figura 4.35. El color azul indica una conductividad alta, mientras que el color rojo una conductividad baja. La parte inferior de la imagen corresponde a la parte posterior del tórax, mientras que la superior a la anterior. Se muestra solo una imagen ya que este script era para validar que las imágenes de reconstrucción pulmonar de los sujetos eran correspondientes, para luego se trabajar con la implementación de la aplicación.

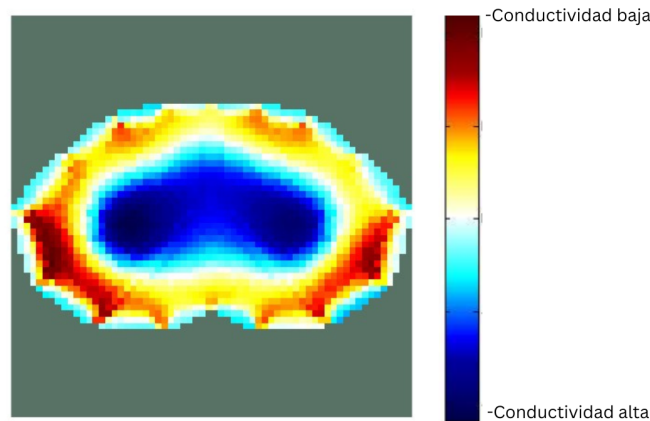


Fig. 4.35: Reconstrucción de imagen pulmonar de Sujeto 1 en script para probar parámetros y algoritmos.

4.4 Aplicación de reconstrucción de imágenes en MATLAB

Se eligió arbitrariamente un píxel el cual revisar en el tiempo, en este caso el [30,30] debido a que se encuentra en la zona pulmonar del sujeto, Figura 4.36. Para mostrar el funcionamiento, tanto de la reconstrucción de imágenes como el gráfico de variación de píxel en tiempo real, se mostrará el frame final con la imagen pulmonar correspondiente y el gráfico de variación del píxel a lo largo del tiempo, en este caso el Sujeto 1. Recordemos que este examen consistía en: 3 primeros minutos (360 muestras) una respiración normal, luego una inspiración máxima y al final una espiración máxima. Y también que la adquisición de muestras es de 2 muestras por segundo.

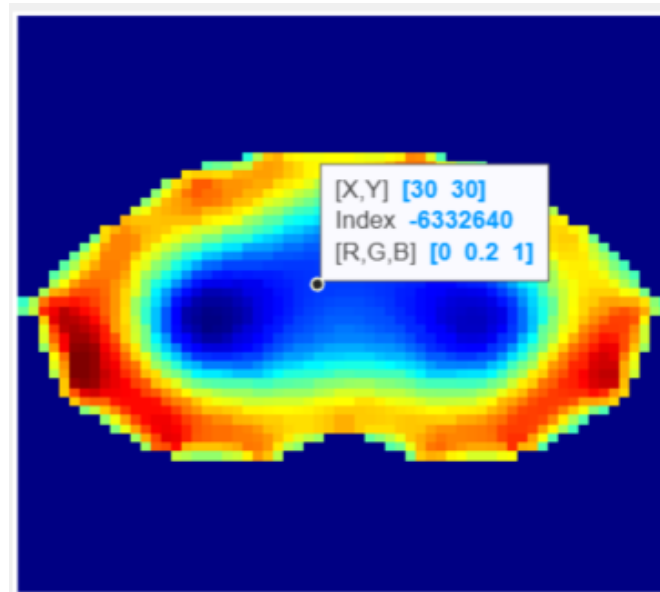


Fig. 4.36: Píxel elegido arbitrariamente para revisar en el tiempo.

Luego de reconstruir los 600 frames y fijarse en el píxel escogido, se puede visualizar la siguiente Figura 4.37. En esta se ve el frame final reconstruido, además de la variación de amplitud del píxel [30,30] en el tiempo. En la imagen además se ve en color verde el píxel del cual se tomó la variación de amplitud.

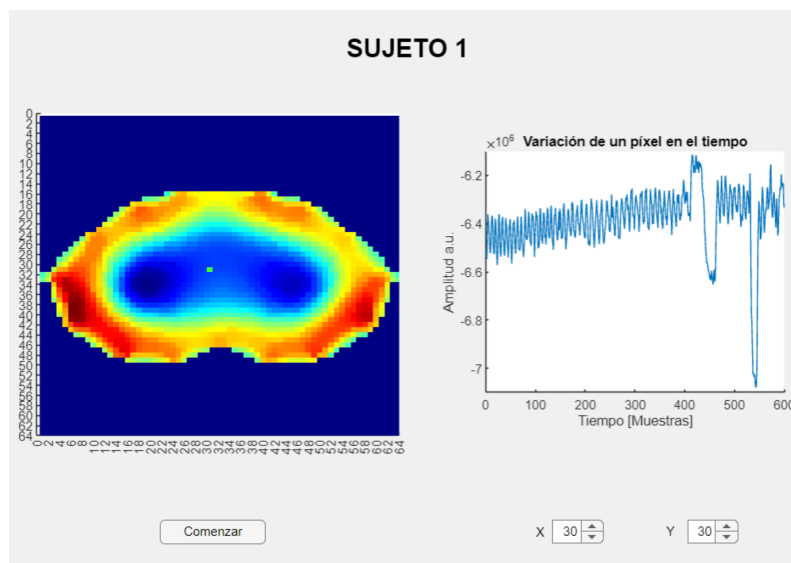


Fig. 4.37: Visualización de la aplicación con imagen pulmonar reconstruida y la variación del píxel en el tiempo del Sujeto 1.

Luego de terminado el proceso de la lectura, procesamiento, reconstrucción y visualización en la aplicación nuestro timer dice que el proceso de los 600 frames tomó un total de 90.9 segundos.

Para realizar una comparación real, podemos ver la Figura 4.38, en esta se muestran dos gráficos. Esta figura nos muestra la comparación entre la señal de flujo de aire tomada con el BIOPAC, la integral de la misma señal y la variación del píxel [30,30] en el tiempo. El coeficiente de correlación obtenido entre la señal de BIOPAC y la variación del píxel en los primeros 3 minutos de examen es de un 84.75 %.

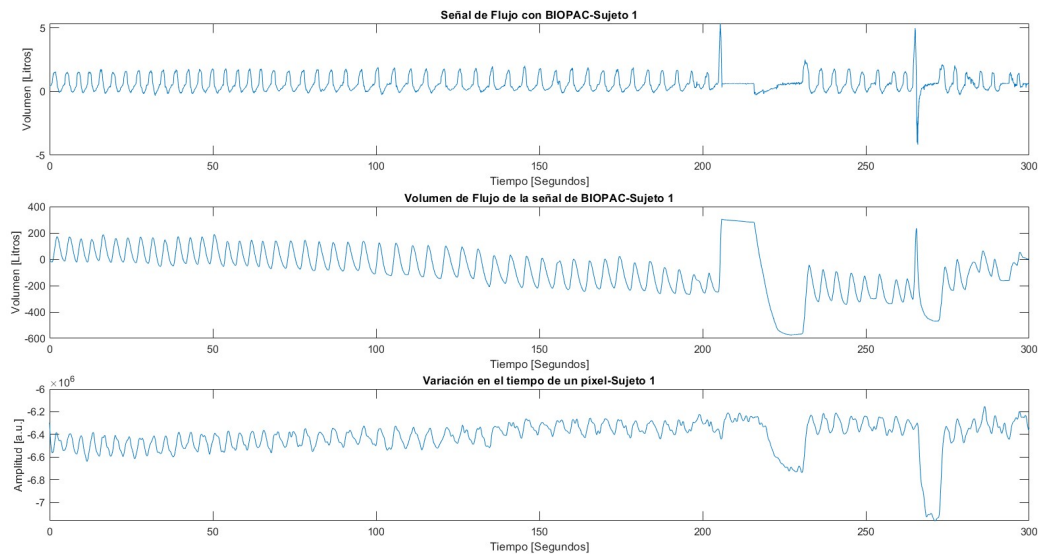


Fig. 4.38: De arriba hacia abajo para el Sujeto 1: Señal de Flujo de aire de BIOPAC, volumen del flujo de la señal de BIOPAC y variación a lo largo del tiempo del píxel [30,30].

La reconstrucción de las imágenes de los demás sujetos se encontrarán en la Figura 4.39. Y la visualización de la reconstrucción y el gráfico realizados con las aplicación de MATLAB se podrán ver completos en el Anexo.

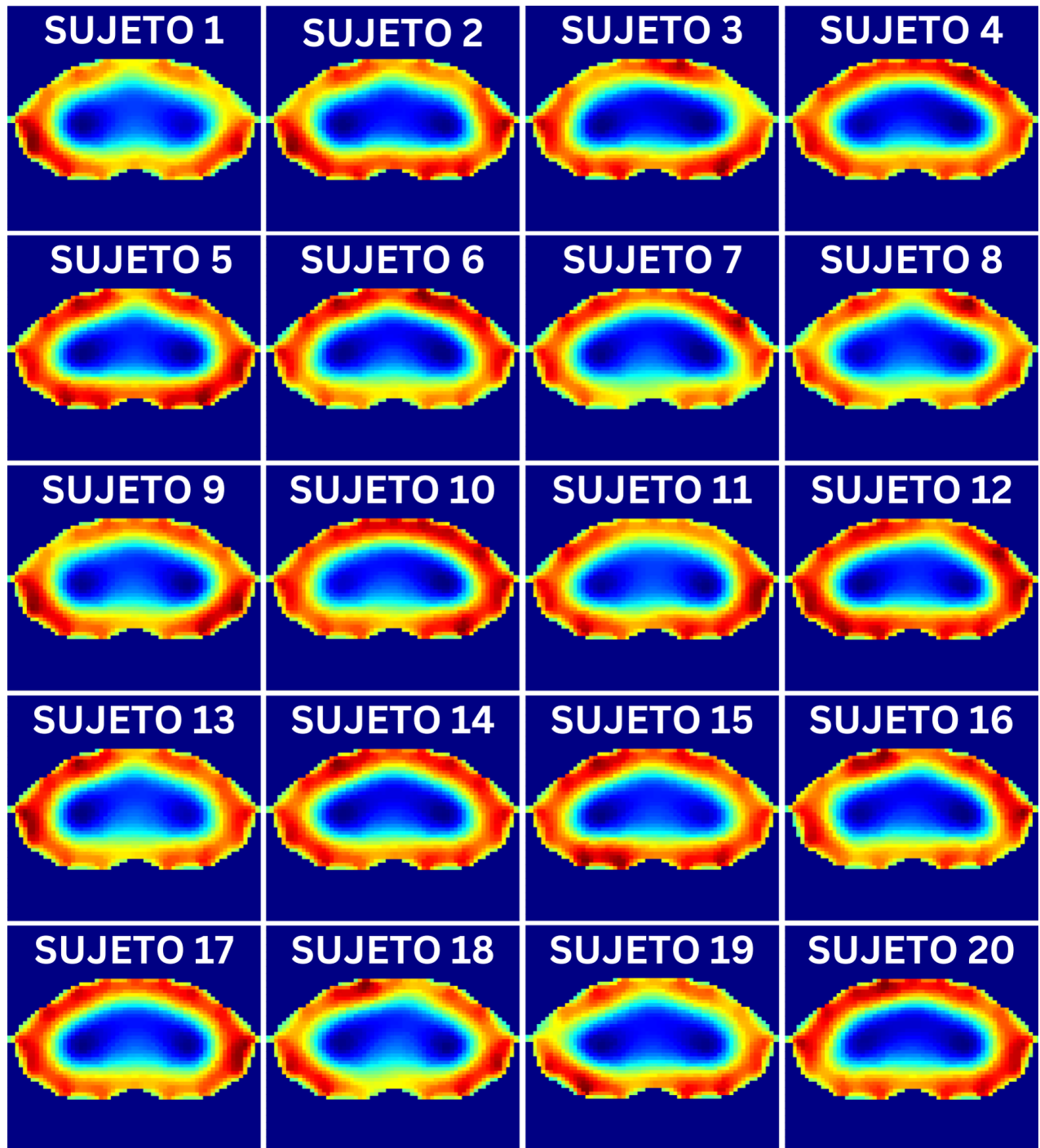


Fig. 4.39: Reconstrucción del último frame de cada uno de los sujetos.

Sobre los tiempos de ejecución, el promedio de la reconstrucción y preprocesamiento de los 20 sujetos es de 90.68 segundos, con una desviación estándar de 2.27. Estos valores se encuentran mas de tres veces por debajo de los 300 segundos totales de la toma de mediciones.

Por otra parte, se calculó los coeficientes de correlación entre la señal de flujo de aire tomada con BIOPAC y la señal de variación del píxel [30,30] en el tiempo, Tabla 4.3. Los valores varían, teniendo con menor correlación al sujeto 17 con 13.17 % y con mayor al sujeto 11 con 87.31 %.

Sujeto	Correlación %	Sujeto	Correlación %
1	84.57	11	87.31
2	57.87	12	49.64
3	64.66	13	29.88
4	81.37	14	82.32
5	77.76	15	14.09
6	34.70	16	64.28
7	24.94	17	13.17
8	67.30	18	29.36
9	54.40	19	59.87
10	31.86	20	50.02

Tabla 4.3: Coeficientes de correlación entre señal de flujo de aire BIOPAC y variación de píxel en el tiempo de los 20 sujetos.

4.5 Discusión

En cuanto a los resultados de las imágenes de validación del sistema con el fantoma de resistencias estas corresponden a lo implementado en el fantoma. Los 5 setups diseñados y medidos se ven claramente al reconstruir las imágenes. En casos como la letra d) de la Figura 4.34 es notorio que la reconstrucción es precisa ya que se puede notar en el modelo de elementos finitos circular que en los electrodos donde hay variaciones de resistencia, se presentan los colores azul para una mayor conductividad cuando se disminuye la resistencia y rojo cuando hay una mayor resistividad.

Las imágenes obtenidas a partir del script de prueba son precisas y correspondientes a las de un corte transversal del tórax. Se pueden apreciar los dos pulmones de color azul, mientras que el color rojo parece ser la zona de otros tejidos entre el pulmón y la piel. Si bien se pueden notar zonas claramente más roja que otra, estas se estima sean debido a la inyección de energía de los electrodos al tejido, o que los electrodos se hayan posicionado no de manera equidistante uno del otro.

En cuanto a la aplicación realizada esta muestra correctamente las imágenes a medida que lee, procesa

y reconstruye los valores de la base de datos. La imagen pulmonar, al igual que la del script de prueba, cumple con las expectativas y nos permite conocer el movimiento de nuestros pulmones.

Por otra parte, la visualización gráfica del píxel a lo largo del tiempo, nos muestra cambios de impedancia a lo largo del tiempo sobre el píxel que se solicite. En este caso, se puede notar claramente los cambios de valor que presenta justo en los momentos en que se espera este cambio, debido al examen realizado. El poder elegir libremente nos facilita la posibilidad de conocer a nuestra elección distintas parte de la zona torácica que necesitemos.

En imágenes como la Figura 4.37, en los primeros 3 minutos, se puede ver que el gráfico que se crea con la variación es cercano a lo que podría ser una señal de respiración real. Esto se valida gracias al gráfico de la Figura 4.38, notando que los peaks de los primeros 3 minutos de medición de flujo de aire coinciden con las variaciones del píxel a lo largo del tiempo. Como se mencionó, la correlación en los primeros 3 minutos de examen entre la señal del BIOPAC y la señal de variación del píxel es de 84.75 %, siendo esta una correlación fuerte. Con esto podemos indicar que la figura es lo suficientemente precisa para lograr extraer de forma correcta a lo largo del tiempo, las señal de respiración pulmonar de un sujeto.

Como se aprecia en la Tabla 4.3, los valores de correlación varían presentando correlaciones bajas y fuertes. Esto se estima sea debido a que la elección del píxel es la misma para todos los sujetos, no obstante la fisiología pulmonar no es igual para todos los participantes. Por lo tanto, es esperable que eligiendo el mismo píxel para todos los sujetos, no den valores de correlación fuerte para todos, ya que su píxel con mayor correlación debe estar ubicado en otro lugar que no es el [30,30]. El tener correlaciones fuertes nos indica la variación de los 600 frames reconstruidos tiene una relación directa con los valores de flujo de aire del examen, si se elige de manera adecuada el píxel.

Finalmente, analizando los tiempos promedio y desviación estándar de el preprocesamiento y reconstrucción de las mediciones en los 20 sujetos, podemos notar que estos se realizan en menos de 300 segundos, lo que nos indica que este proceso es menor que el tiempo en el que se toman los datos a los sujetos.

Capítulo 5. Conclusiones

En conclusión, los resultados de este proyecto demuestran la efectividad del sistema EIT implementado, así como la precisión de las imágenes reconstruidas en conjunto con la aplicación de MATLAB.

En conclusión, se logró visualizar tanto el despliegue de las imágenes pulmonares como el gráfico de análisis de un píxel en el tiempo. Esto gracias a la correcta transformación de los datos proporcionados, logrando que estos fueran admisibles para el software. Además, con estos datos se pudo reconstruir con precisión las imágenes pulmonares con el software EIDORS. Por otra parte, la aplicación implementada es eficaz y logra visualizar tanto la imagen pulmonar como el gráfico que permite realizar un análisis en el tiempo de un píxel.

Las imágenes reconstruidas para la validación con el fantoma de resistencias mostraron una correspondencia fuerte con los setups diseñados, evidenciando así la capacidad del sistema de detectar cambios de impedancia. La reconstrucción de las imágenes, a pesar de poder presentar pequeños errores, muestran una representación clara y precisa de las zonas de conductividad y resistividad. Además, este trabajo de validación fue expuesto y participó del concurso de papers en el "46th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society", Orlando 2024, con el paper titulado "Portable EIT System Validation with a FEM Model-based Resistance Phantom."

La aplicación desarrollada en MATLAB demostró ser una herramienta eficaz para la reconstrucción y visualización de las imágenes pulmonares, permitiendo la selección y análisis de píxeles específicos en el tiempo. Los resultados en los primeros 3 minutos de examen, en el Sujeto 1, mostraron una correlación fuerte de 84,75 % entre la variación del píxel seleccionado y la señal de flujo de aire medida con el BIOPAC, lo que muestra la precisión tanto del sistema EIT como de la reconstrucción de las imágenes pulmonares reconstruidas. Además en la Tabla 4.3 se puede concluir que eligiendo el píxel adecuado, las imágenes nos pueden mostrar, de una forma cercana a la realidad, la respiración del sujeto.

El tiempo total de preprocesamiento y reconstrucción de los 600 frames para cada sujeto fue significativamente menor que el tiempo de adquisición, lo que nos indica la eficiencia del sistema desarrollado y la posibilidad de poder realizar este proceso en tiempo real. También, se puede notar que al ser tiempos de procesamiento y reconstrucción bajo la cantidad en que se toma el examen en los voluntarios, es posible en un futuro orientar este trabajo a un dispositivo móvil o Point of Care Device para monitoreo en tiempo real.

En resumen, el trabajo anterior ha demostrado ser una herramienta eficaz para la reconstrucción y análisis de imágenes pulmonares, ofreciendo una valiosa contribución al campo de la monitorización pulmonar no invasiva.

5.1 Trabajos Futuros

En un futuro se planea trabajar en la reconstrucción de las imágenes a través de la aplicación a la vez que se adquieren los datos con el sistema EIT. Además, dado los resultados, en un futuro se trabajará con los datos para encontrar valores de índices de espirometría en tiempo real, y diseñar un Point of Care Device en base a la reconstrucción de las imágenes pulmonares.

Por otra parte, se espera que el dispositivo de tomografía junto a las imágenes se conviertan en un dispositivo para monitoreo en casa, pero para eso es necesario ajustar aspectos de este sistema. Como puede ser el considerar otro tipos de electrodos para la adquisición de datos, el uso de una banda con electrodos reutilizables, encontrar otra forma de validación de las imágenes pulmonares, explorar los aspectos de los índices de espirometría y si es posible hacer un cálculo en tiempo real. Al ser un sistema prototipo se pretende que un futuro se ajusten detalles para así en un futuro darle un uso con sujetos con enfermedades pulmonares reales.

Capítulo 6. Referencias

- [1] M. UC. Epidemiología de las enfermedades respiratorias. [Online]. Available: <https://medicina.uc.cl/wp-content/uploads/2021/09/I.-Epidemiologia-de-las-enfermedades-respiratorias.pdf>
- [2] E. D. Monsalve, “Dispositivo portátil para análisis de bioimpedancia eléctrica de tórax,” jun 2018, Memoria de Título, Ingeniero Civil Biomédico, Departamento de Ingeniería Eléctrica, Facultad de Ingeniería, Universidad de Concepción.
- [3] P. Aqueveque, B. Gómez, E. Monsalve, E. Germany, P. Ortega-Bastidas, S. Dubo, and E. J. Pino, “Simple wireless impedance pneumography system for unobtrusive sensing of respiration,” *Sensors*, vol. 20, no. 18, 2020. [Online]. Available: <https://www.mdpi.com/1424-8220/20/18/5228>
- [4] F. A. Arriagada, “Diseño de dispositivo para neumografía por impedancia eléctrica,” agt 2021, Memoria de Título, Ingeniero Civil Biomédico, Departamento de Ingeniería Eléctrica, Facultad de Ingeniería, Universidad de Concepción.
- [5] E. J. Pino and F. Alvarado, “Multi-frequency electrical impedance pneumography system as point-of-care device,” in *2022 44th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine Biology Society (EMBC)*, 2022, pp. 1414–1417.
- [6] “BIOPAC Systems, Inc.” <https://www.biopac.com/>, 2024, [Accessed: Apr. 15, 2024].
- [7] M. Balleza, J. Fornos, N. Calaf, T. Feixas, M. González, D. Antón, P. Riub, and P. Casan, “Seguimiento del patrón ventilatorio en reposo mediante tomografía por impedancia eléctrica,” *Archivos de Bronconeumología*, vol. 43, no. 6, p. 300–303, Jun. 2007. [Online]. Available: <http://dx.doi.org/10.1157/13106559>
- [8] J.-J. Huang, Y.-H. Hung, J.-J. Wang, and B.-S. Lin, “Design of wearable and wireless electrical impedance tomography system,” *Measurement*, vol. 78, pp. 9–17, 2016. [Online]. Available: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0263224115004984>
- [9] A. H. Orjan G. Martinsen, “Bioimpedance and bioelectricity basics,” <https://books.google.cl/books?id=f-2aEAAAQBAJ&lpg=PP1&ots=JucKApQxFJ&dq=bioimpedance&lr&hl=es&pg=PR11#v=onepage&q=bioimpedance&f=false>, 2023.

- [10] “Revista Andaluza de Medicina del Deporte,” <https://www.elsevier.es/es-revista-revista-andaluza-medicina-del-deporte-284>, 2024, Último acceso: 26 de Agosto 2024.
- [11] A. F. Pacela, “Impedance pneumography—a survey of instrumentation techniques,” *Medical and Biological Engineering*, vol. 4, no. 1, p. 1–15, Jan. 1966. [Online]. Available: <http://dx.doi.org/10.1007/BF02474783>
- [12] A. Grenvik, S. Ballou, E. McGinley, J. E. Millen, W. L. Cooley, and P. Safar, “Impedance pneumography,” *Chest*, vol. 62, no. 4, p. 439–443, Oct. 1972. [Online]. Available: <http://dx.doi.org/10.1378/chest.62.4.439>
- [13] J. J. Freundlich and J. C. Erickson, “Electrical impedance pneumography for simple nonrestrictive continuous monitoring of respiratory rate, rhythm and tidal volume for surgical patients,” *Chest*, vol. 65, no. 2, pp. 181–184, 1974. [Online]. Available: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S001236921533539X>
- [14] R. P. Henderson and J. G. Webster, “An impedance camera for spatially specific measurements of the thorax,” *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. BME-25, no. 3, p. 250–254, May 1978. [Online]. Available: <http://dx.doi.org/10.1109/TBME.1978.326329>
- [15] B. H. Brown and A. D. Seagar, “The sheffield data collection system,” *Clinical Physics and Physiological Measurement*, vol. 8, no. 4A, p. 91–97, Nov. 1987. [Online]. Available: <http://dx.doi.org/10.1088/0143-0815/8/4a/012>
- [16] S.-Y. Qu, M. Dai, S. Wu, Z.-R. Lv, X.-Y. Ti, and F. Fu, “System introduction and evaluation of the first chinese chest eit device for icu applications,” *Scientific Reports*, vol. 11, no. 1, Sep. 2021. [Online]. Available: <http://dx.doi.org/10.1038/s41598-021-98793-0>
- [17] S. Hong, K. Lee, U. Ha, H. Kim, Y. Lee, Y. Kim, and H.-J. Yoo, “A 4.9 m ω -sensitivity mobile electrical impedance tomography ic for early breast-cancer detection system,” *IEEE Journal of Solid-State Circuits*, vol. 50, no. 1, pp. 245–257, 2015.
- [18] C. Putensen, B. Hentze, S. Muenster, and T. Muders, “Electrical impedance tomography for cardio-pulmonary monitoring,” *Journal of Clinical Medicine*, vol. 8, no. 8, p. 1176, Aug. 2019. [Online]. Available: <http://dx.doi.org/10.3390/jcm8081176>
- [19] X.-Y. Ke, W. Hou, Q. Huang, X. Hou, X.-Y. Bao, W.-X. Kong, C.-X. Li, Y.-Q. Qiu, S.-Y. Hu, and L.-H. Dong, “Advances in electrical impedance tomography-based brain

- imaging,” *Military Medical Research*, vol. 9, no. 1, Feb. 2022. [Online]. Available: <http://dx.doi.org/10.1186/s40779-022-00370-7>
- [20] K. Sakai, P. N. Darma, P. A. Sejati, R. Wicaksono, H. Hayashi, and M. Takei, “Gastric functional monitoring by gastric electrical impedance tomography (geit) suit with dual-step fuzzy clustering,” *Scientific Reports*, vol. 13, no. 1, Jan. 2023. [Online]. Available: <http://dx.doi.org/10.1038/s41598-022-27060-7>
- [21] H. Li, L. Cao, C. Xu, B. Yang, M. Dai, X. Shi, X. Dong, and F. Fu, “Evaluating and reducing the influence of scalp dehydration in the monitoring of intracranial dehydration using electrical impedance tomography,” *IEEE Access*, vol. 8, pp. 105 047–105 054, 2020.
- [22] D. H. Andy Adler, “Electrical impedance tomography: Methods, history and applications,” <https://books.google.cl/books?id=5bBZEAAAQBAJlpg=PP1dq=EIT>
- [23] A. Adler and A. Boyle, “Electrical impedance tomography: Tissue properties to image measures,” *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 64, no. 11, pp. 2494–2504, 2017.
- [24] I. E. Commission, “IEC 60601-1-2:2014: Medical electrical equipment - Part 1-2: General requirements for basic safety and essential performance - Collateral Standard: Electromagnetic disturbances - Requirements and tests,” <https://webstore.iec.ch/en/publication/2603>, 2014.
- [25] N. Tarabi, H. Mousazadeh, A. Jafari, J. Taghizadeh-Tameh, and A. Kiapey, “Experimental evaluation of some current injection-voltage reading patterns in electrical impedance tomography (eit) and comparison to simulation results - case study: Large scales,” *Flow Measurement and Instrumentation*, vol. 83, p. 102087, 2022. [Online]. Available: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0955598621001874>
- [26] T. de Castro Martins, A. K. Sato, F. S. de Moura, E. D. L. B. de Camargo, O. L. Silva, T. B. R. Santos, Z. Zhao, K. Möeller, M. B. P. Amato, J. L. Mueller, R. G. Lima, and M. de Sales Guerra Tsuzuki, “A review of electrical impedance tomography in lung applications: Theory and algorithms for absolute images,” *Annual Reviews in Control*, vol. 48, pp. 442–471, 2019. [Online]. Available: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1367578819300173>
- [27] J. Zhang and R. Patterson, “Non-invasive determination of absolute lung resistivity in adults using electrical impedance tomography,” *Physiological Measurement*, vol. 31, no. 8, p. S45–S56, Jul. 2010. [Online]. Available: <http://dx.doi.org/10.1088/0967-3334/31/8/S04>
- [28] A. B. Andy Adler, *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 64, no. 11, p. 2494–2504, Nov. 2017. [Online]. Available: <http://dx.doi.org/10.1109/TBME.2017.2728323>

- [29] J. K. Seo, J. Lee, S. W. Kim, H. Zribi, and E. J. Woo, “Frequency-difference electrical impedance tomography (fdeit): algorithm development and feasibility study,” *Physiological Measurement*, vol. 29, no. 8, p. 929–944, Jul. 2008. [Online]. Available: <http://dx.doi.org/10.1088/0967-3334/29/8/006>
- [30] J. Jang and J. K. Seo, “Detection of admittivity anomaly on high-contrast heterogeneous backgrounds using frequency difference eit,” *Physiological Measurement*, vol. 36, no. 6, p. 1179–1192, May 2015. [Online]. Available: <http://dx.doi.org/10.1088/0967-3334/36/6/1179>
- [31] I. Frerichs, M. B. P. Amato, A. H. van Kaam, D. G. Tingay, Z. Zhao, B. Grychtol, M. Bodenstern, H. Gagnon, S. H. Böhm, E. Teschner, O. Stenqvist, T. Mauri, V. Torsani, L. Camporota, A. Schibler, G. K. Wolf, D. Gommers, S. Leonhardt, and A. Adler, “Chest electrical impedance tomography examination, data analysis, terminology, clinical use and recommendations: consensus statement of the translational eit development study group,” *Thorax*, vol. 72, no. 1, p. 83–93, Sep. 2016. [Online]. Available: <http://dx.doi.org/10.1136/thoraxjnl-2016-208357>
- [32] A. Adler, J. H. Arnold, R. Bayford, A. Borsic, B. Brown, P. Dixon, T. J. C. Faes, I. Frerichs, H. Gagnon, Y. Gärber, B. Grychtol, G. Hahn, W. R. B. Lionheart, A. Malik, R. P. Patterson, J. Stocks, A. Tizzard, N. Weiler, and G. K. Wolf, “Greit: a unified approach to 2d linear eit reconstruction of lung images,” *Physiological Measurement*, vol. 30, no. 6, p. S35–S55, Jun. 2009. [Online]. Available: <http://dx.doi.org/10.1088/0967-3334/30/6/S03>
- [33] “EIDORS: Electrical Impedance Tomography and Diffuse Optical Tomography Reconstruction Software,” <https://eidors3d.sourceforge.net/>, 2024.
- [34] T. Li, D. Isaacson, J. C. Newell, and G. J. Saulnier, “Adaptive techniques in electrical impedance tomography reconstruction,” *Physiological Measurement*, vol. 35, no. 6, p. 1111–1124, May 2014. [Online]. Available: <http://dx.doi.org/10.1088/0967-3334/35/6/1111>
- [35] L. Yang, S. Qu, Y. Zhang, G. Zhang, H. Wang, B. Yang, C. Xu, M. Dai, and X. Cao, “Removing clinical motion artifacts during ventilation monitoring with electrical impedance tomography: Introduction of methodology and validation with simulation and patient data,” *Frontiers in Medicine*, vol. 9, Jan. 2022. [Online]. Available: <http://dx.doi.org/10.3389/fmed.2022.817590>
- [36] K. Lee, E. J. Woo, and J. K. Seo, “A fidelity-embedded regularization method for robust electrical impedance tomography,” *IEEE Transactions on Medical Imaging*, vol. 37, no. 9, pp. 1970–1977, 2018.

- [37] T. N. Tallman and D. J. Smyl, “Structural health and condition monitoring via electrical impedance tomography in self-sensing materials: a review,” *Smart Materials and Structures*, vol. 29, no. 12, p. 123001, Oct. 2020. [Online]. Available: <http://dx.doi.org/10.1088/1361-665X/abb352>
- [38] K. Park, H. Yuk, M. Yang, J. Cho, H. Lee, and J. Kim, “A biomimetic elastomeric robot skin using electrical impedance and acoustic tomography for tactile sensing,” *Science Robotics*, vol. 7, no. 67, Jun. 2022. [Online]. Available: <http://dx.doi.org/10.1126/scirobotics.abm7187>
- [39] B. Liu, B. Yang, C. Xu, J. Xia, M. Dai, Z. Ji, F. You, X. Dong, X. Shi, and F. Fu, “pyeit: A python based framework for electrical impedance tomography,” *SoftwareX*, vol. 7, p. 304–308, Jan. 2018. [Online]. Available: <http://dx.doi.org/10.1016/j.softx.2018.09.005>
- [40] J. Schramel, C. Nagel, U. Auer, F. Palm, C. Aurich, and Y. Moens, “Distribution of ventilation in pregnant shetland ponies measured by electrical impedance tomography,” *Respiratory Physiology and Neurobiology*, vol. 180, no. 2–3, p. 258–262, Mar. 2012. [Online]. Available: <http://dx.doi.org/10.1016/j.resp.2011.11.018>
- [41] I. Frerichs, G. Hahn, and G. Hellige, “Gravity-dependent phenomena in lung ventilation determined by functional eit,” *Physiological Measurement*, vol. 17, no. 4A, p. A149–A157, Nov. 1996. [Online]. Available: <http://dx.doi.org/10.1088/0967-3334/17/4a/019>
- [42] T. Muders, H. Luepschen, J. Zinserling, S. Greschus, R. Fimmers, U. Guenther, M. Buchwald, D. Grigutsch, S. Leonhardt, C. Putensen, and H. Wrigge, “Tidal recruitment assessed by electrical impedance tomography and computed tomography in a porcine model of lung injury*,” *Critical Care Medicine*, vol. 40, no. 3, p. 903–911, Mar. 2012. [Online]. Available: <http://dx.doi.org/10.1097/CCM.0b013e318236f452>
- [43] S. Pulletz, H. R. v. Genderingen, G. Schmitz, G. Zick, D. Schädler, J. Scholz, N. Weiler, and I. Frerichs, “Comparison of different methods to define regions of interest for evaluation of regional lung ventilation by eit,” *Physiological Measurement*, vol. 27, no. 5, p. S115–S127, Apr. 2006. [Online]. Available: <http://dx.doi.org/10.1088/0967-3334/27/5/S10>
- [44] T. Becher, B. Vogt, M. Kott, D. Schädler, N. Weiler, and I. Frerichs, “Functional regions of interest in electrical impedance tomography: A secondary analysis of two clinical studies,” *PLOS ONE*, vol. 11, no. 3, p. e0152267, Mar. 2016. [Online]. Available: <http://dx.doi.org/10.1371/journal.pone.0152267>

- [45] I. Frerichs, G. Hahn, T. Schröder, and G. Heilige, “Electrical impedance tomography in monitoring experimental lung injury,” *Intensive Care Medicine*, vol. 24, no. 8, p. 829–836, Aug. 1998. [Online]. Available: <http://dx.doi.org/10.1007/s001340050673>
- [46] T. Meier, H. Luepschen, J. Karsten, T. Leibecke, M. Großherr, H. Gehring, and S. Leonhardt, “Assessment of regional lung recruitment and derecruitment during a peep trial based on electrical impedance tomography,” *Intensive Care Medicine*, vol. 34, no. 3, p. 543–550, Jul. 2007. [Online]. Available: <http://dx.doi.org/10.1007/s00134-007-0786-9>
- [47] A. Adler and W. R. B. Lionheart, “Uses and abuses of eiders: an extensible software base for eit,” *Physiological Measurement*, vol. 27, no. 5, p. S25–S42, Apr. 2006. [Online]. Available: <http://dx.doi.org/10.1088/0967-3334/27/5/S03>
- [48] G. T. Gouri Dhatt, Emmanuel Lefrançois, *Finite Element Method (Numerical Methods (Wiley-Iste) Book 711)*, 1st ed. Wiley, 2024.
- [49] J. Dusek, A. Vejar, T. Rymarczyk, and J. Mikulka, “Convergence error exploration for electrical impedance tomography problems with open and closed domains,” in *2018 International Interdisciplinary PhD Workshop (IIPhDW)*, 2018, pp. 39–44.
- [50] H. R. Ferreira, H. I. A. Bustos, and W. B. Figuerola, “Simulation inverse problems of reconstruction of image data using patterned electrical impedance tomography female breast,” in *2014 IEEE 16th International Conference on e-Health Networking, Applications and Services (Healthcom)*, 2014, pp. 1–6.
- [51] V. Sarode, S. Patkar, and A. Cheeran, “Comparison of 2-d algorithms in elt based image reconstruction,” *International Journal of Computer Applications*, vol. 69, pp. 6–11, 05 2013.
- [52] B. M. Graham and A. Adler, “Objective selection of hyperparameter for eit,” *Physiological Measurement*, vol. 27, no. 5, p. S65–S79, Apr. 2006. [Online]. Available: <http://dx.doi.org/10.1088/0967-3334/27/5/S06>
- [53] Y. Wu, F. F. Hanzae, D. Jiang, R. H. Bayford, and A. Demosthenous, “Electrical impedance tomography for biomedical applications: Circuits and systems review,” *IEEE Open Journal of Circuits and Systems*, vol. 2, p. 380–397, 2021. [Online]. Available: <http://dx.doi.org/10.1109/OJCAS.2021.3075302>
- [54] L. Cao, H. Li, C. Xu, M. Dai, Z. Ji, X. Shi, X. Dong, F. Fu, and B. Yang, “A novel time-difference electrical impedance tomography algorithm using multi-frequency

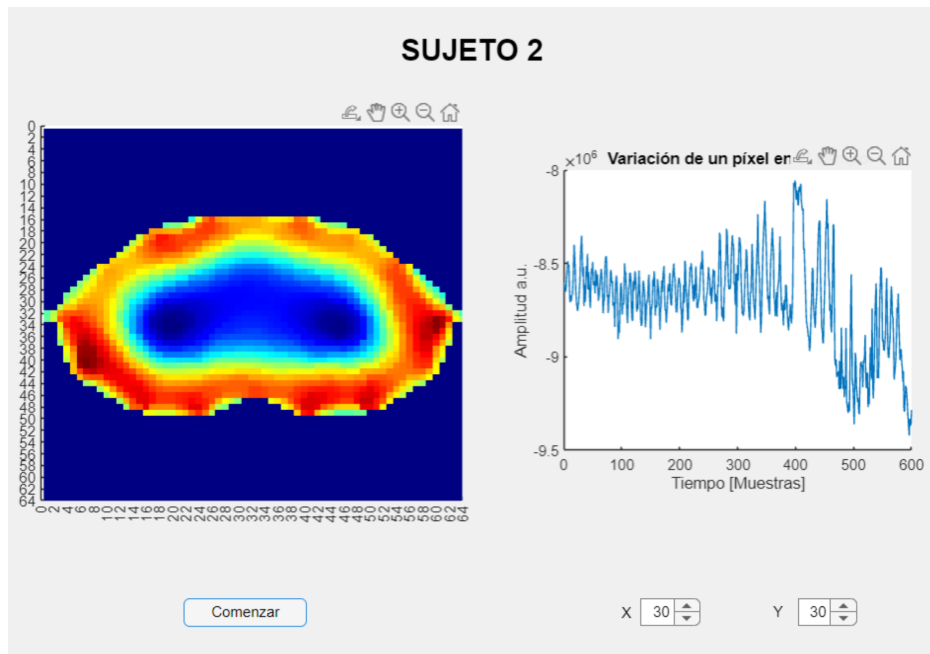
information,” *BioMedical Engineering OnLine*, vol. 18, no. 1, Jul. 2019. [Online]. Available: <http://dx.doi.org/10.1186/s12938-019-0703-9>

[55] M. Hörz, “Hxd - freeware hex editor and disk editor | mh-nexus.” [Online]. Available: <https://mh-nexus.de/en/hxd/>

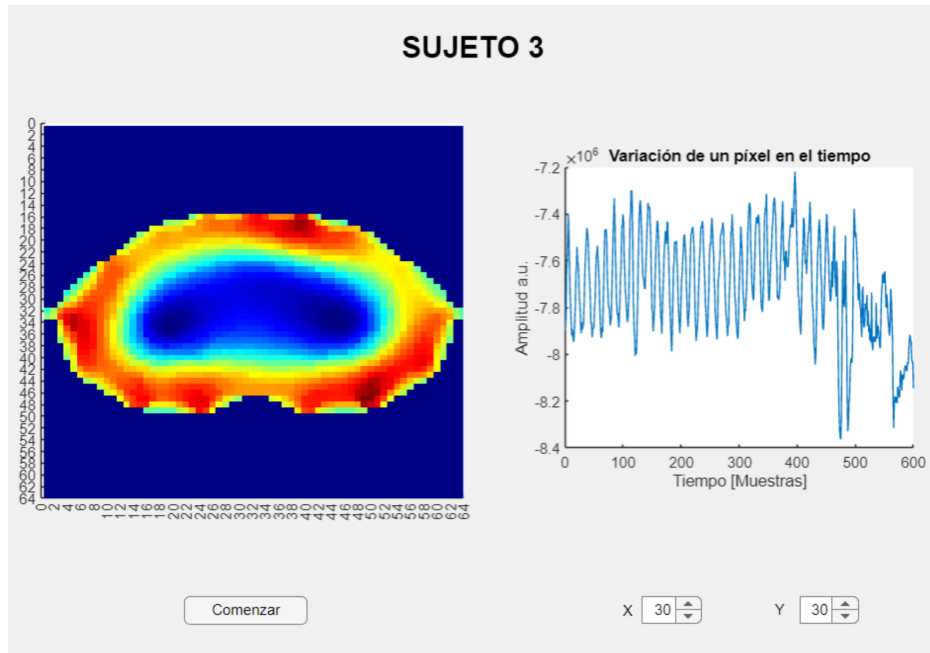
[56] F. Klampfer, “Sqlite viewer web app.” [Online]. Available: <https://sqliteviewer.app/>

Anexo

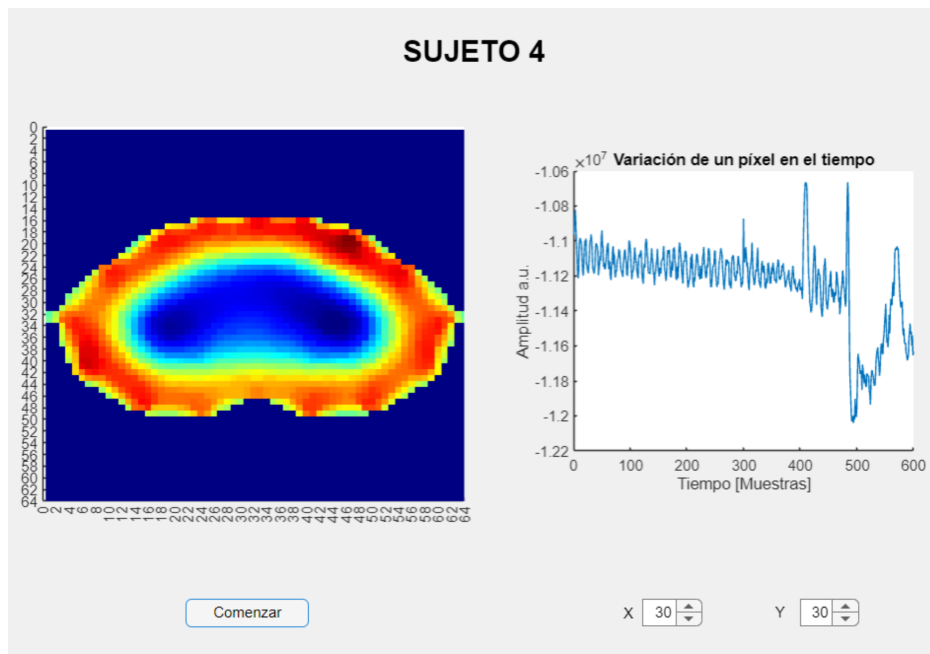
Imágenes de la reconstrucción hecha con la aplicación para cada uno de los sujetos



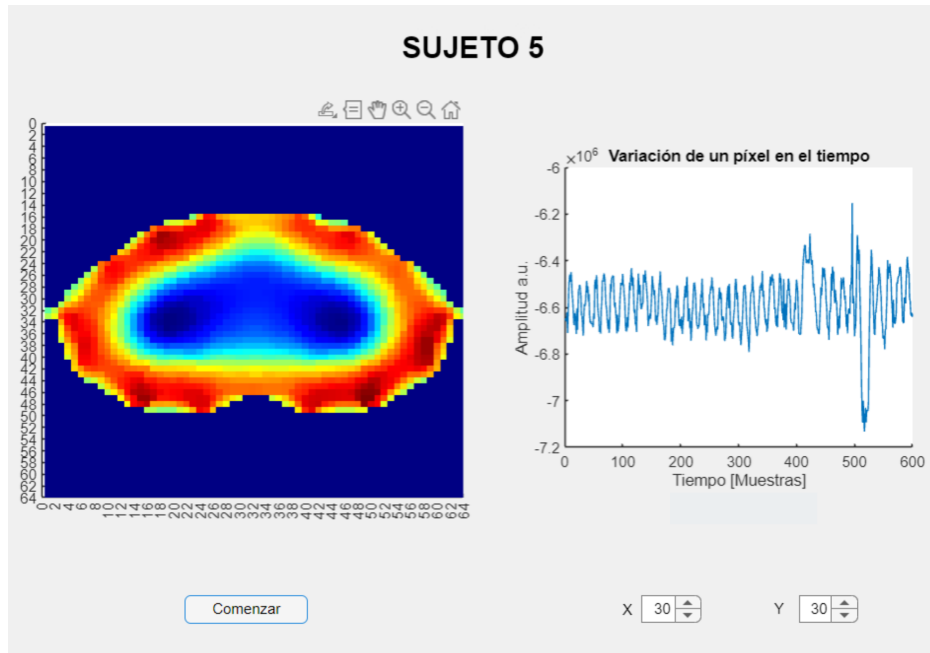
Visualización de la aplicación con imagen pulmonar reconstruida y píxel en el tiempo del Sujeto 2.



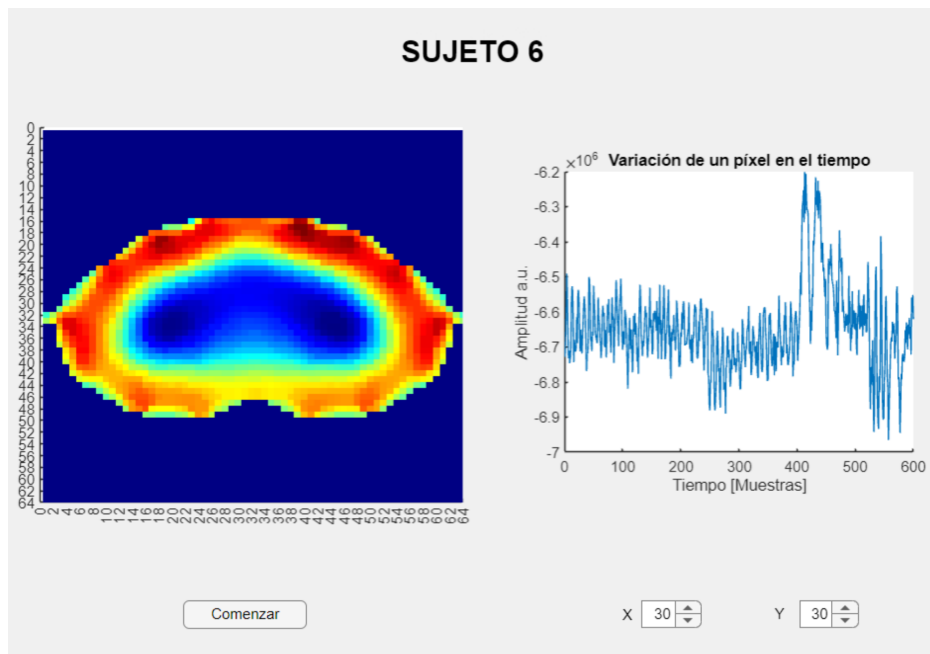
Visualización de la aplicación con imagen pulmonar reconstruida y píxel en el tiempo del Sujeto 3.



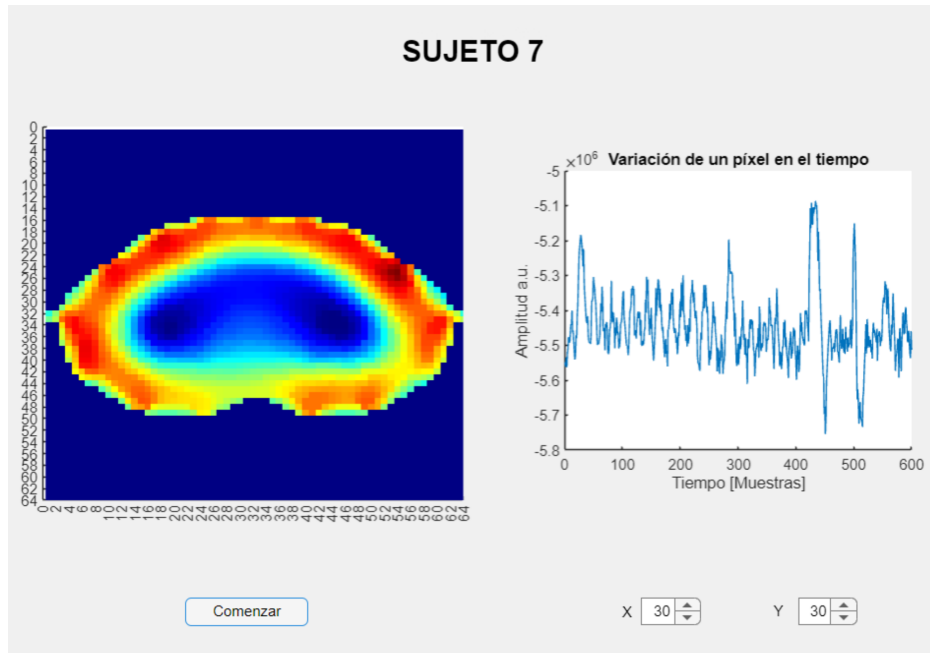
Visualización de la aplicación con imagen pulmonar reconstruida y píxel en el tiempo del Sujeto 4.



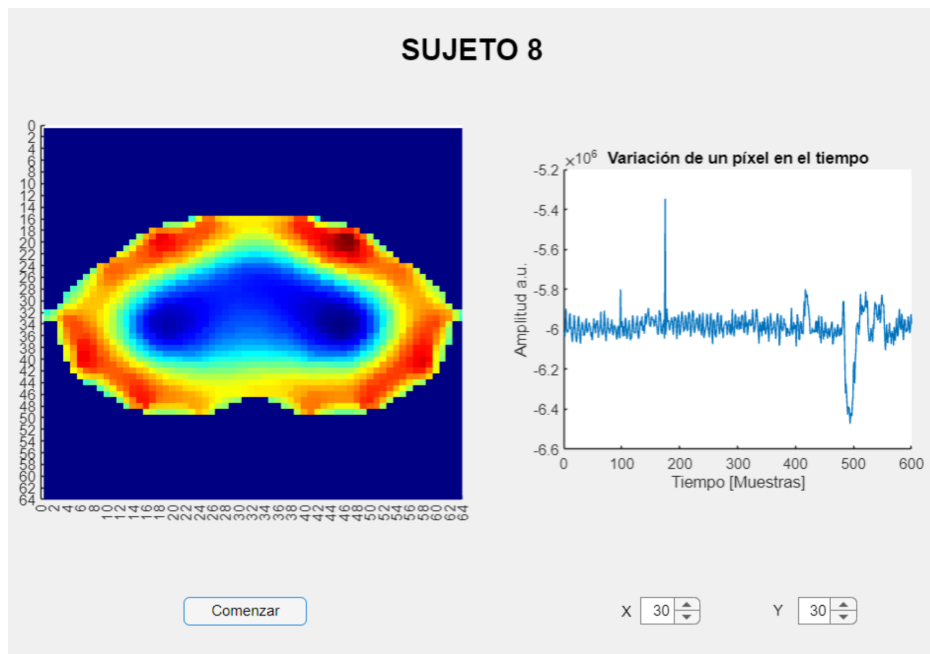
Visualización de la aplicación con imagen pulmonar reconstruida y píxel en el tiempo del Sujeto 5.



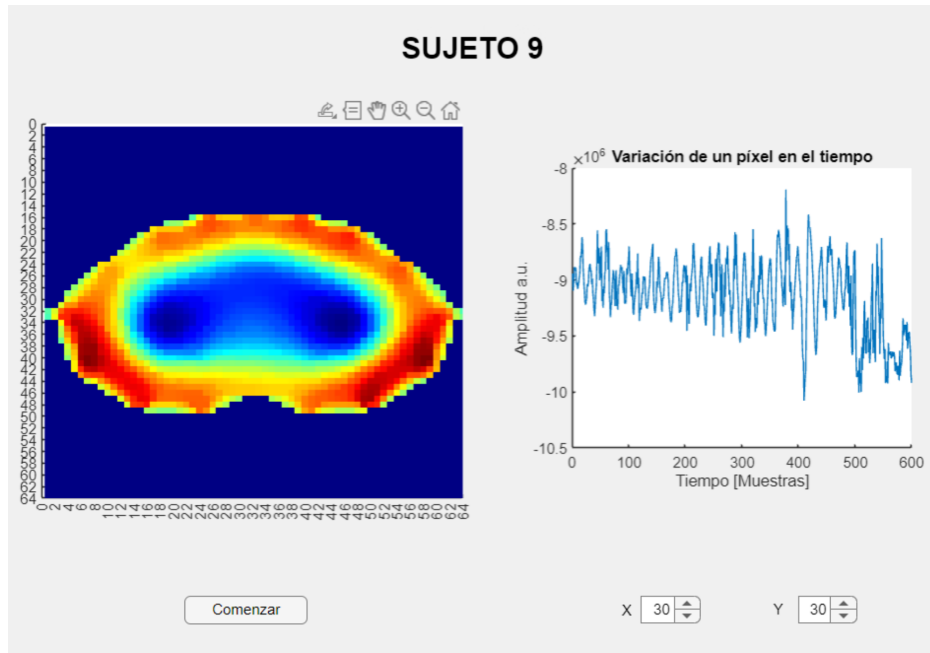
Visualización de la aplicación con imagen pulmonar reconstruida y píxel en el tiempo del Sujeto 6.



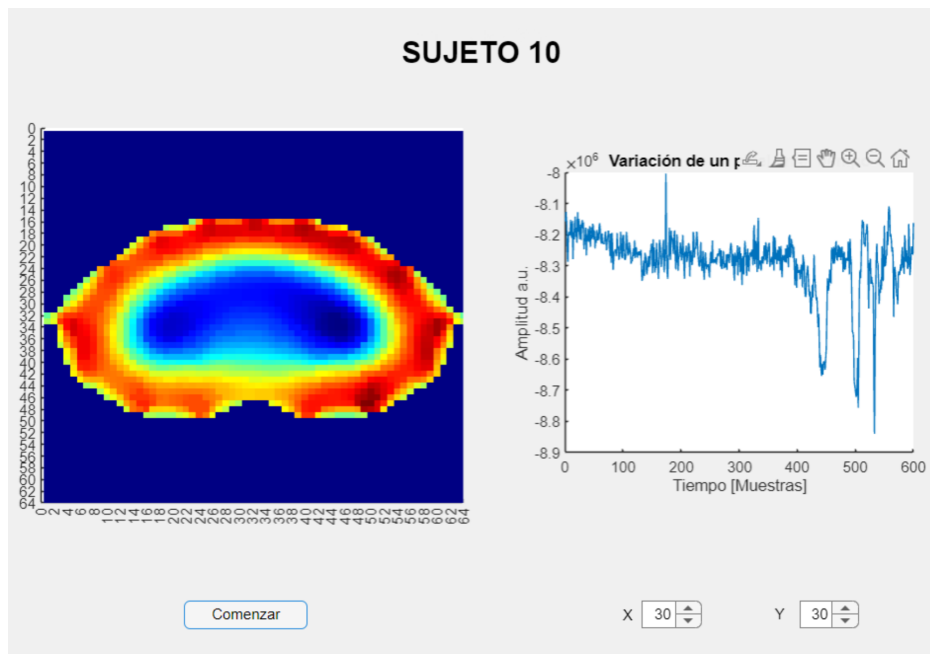
Visualización de la aplicación con imagen pulmonar reconstruida y píxel en el tiempo del Sujeto 7.



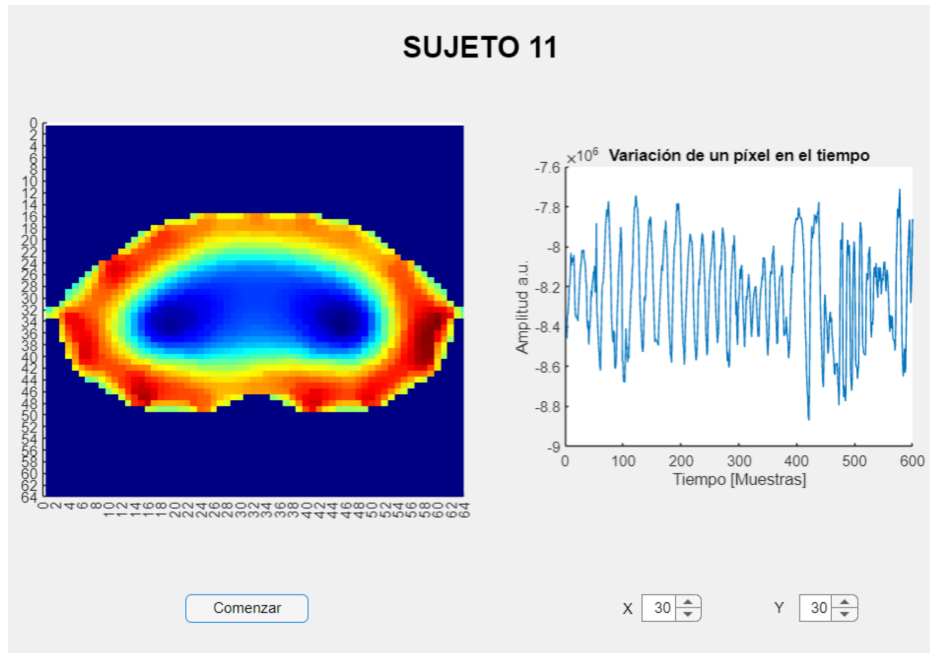
Visualización de la aplicación con imagen pulmonar reconstruida y píxel en el tiempo del Sujeto 8.



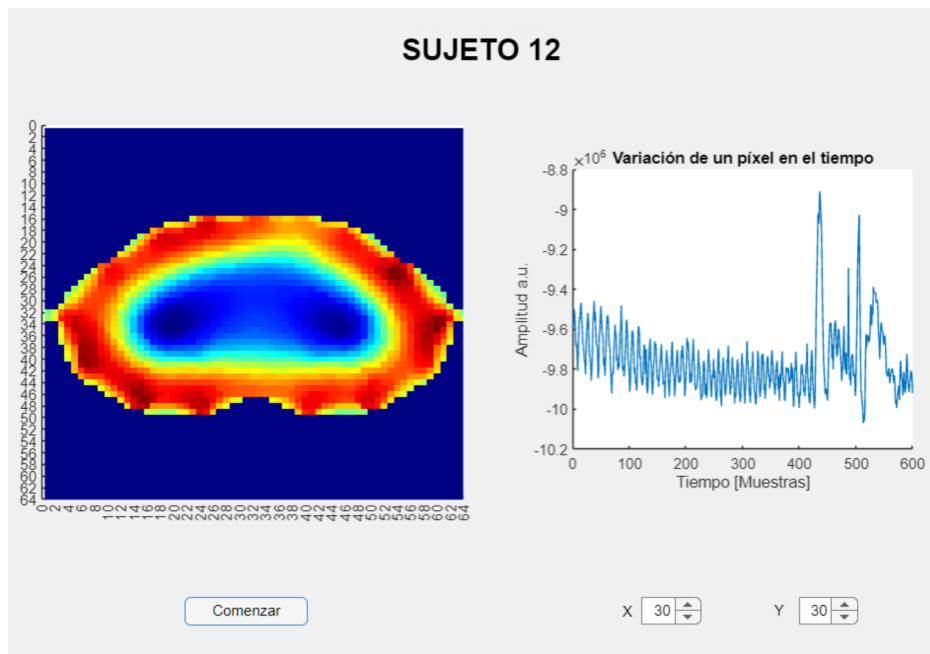
Visualización de la aplicación con imagen pulmonar reconstruida y píxel en el tiempo del Sujeto 9.



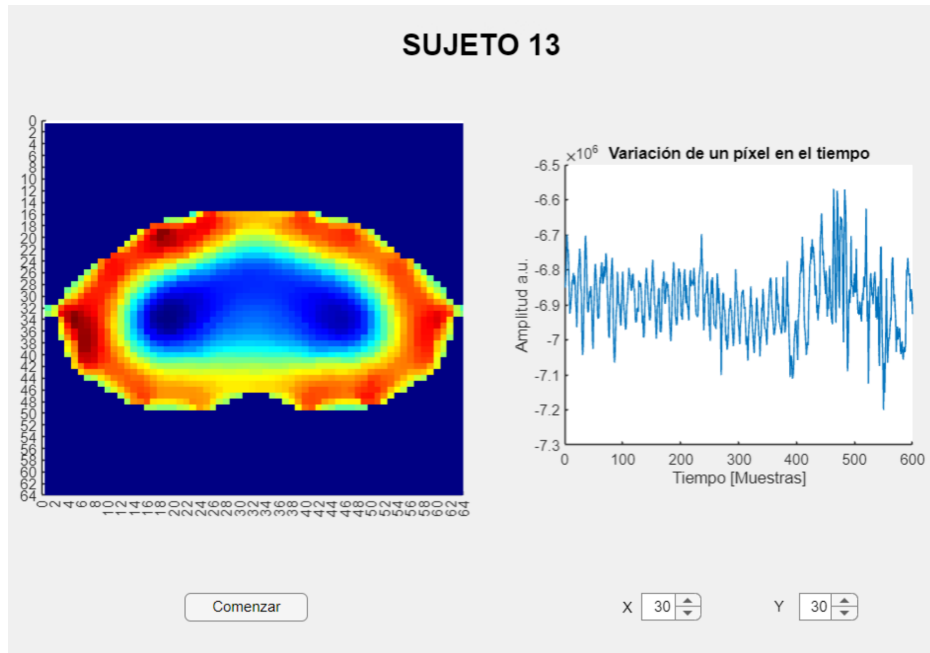
Visualización de la aplicación con imagen pulmonar reconstruida y píxel en el tiempo del Sujeto 10.



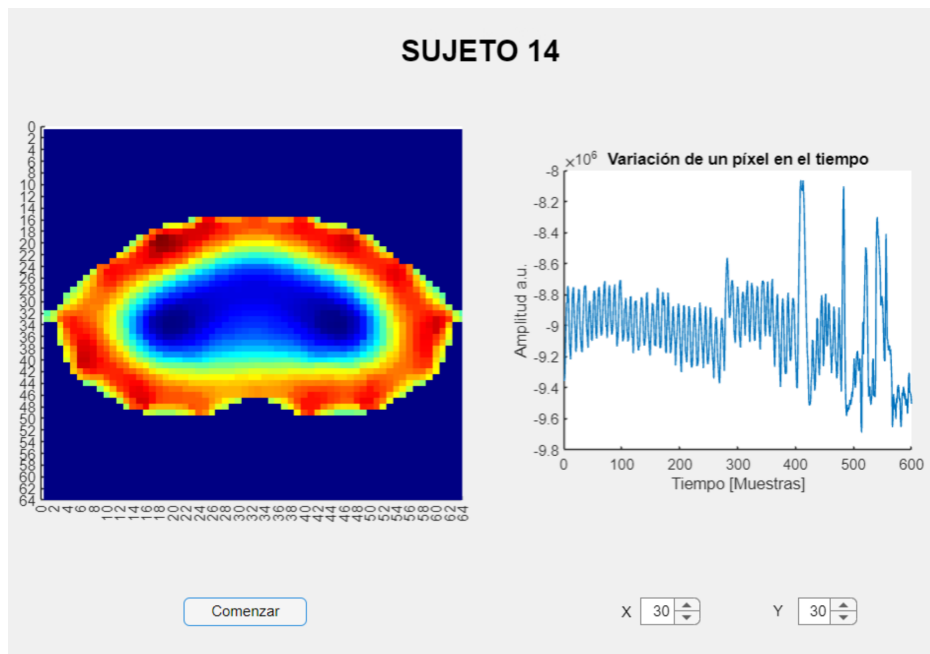
Visualización de la aplicación con imagen pulmonar reconstruida y píxel en el tiempo del Sujeto 11.



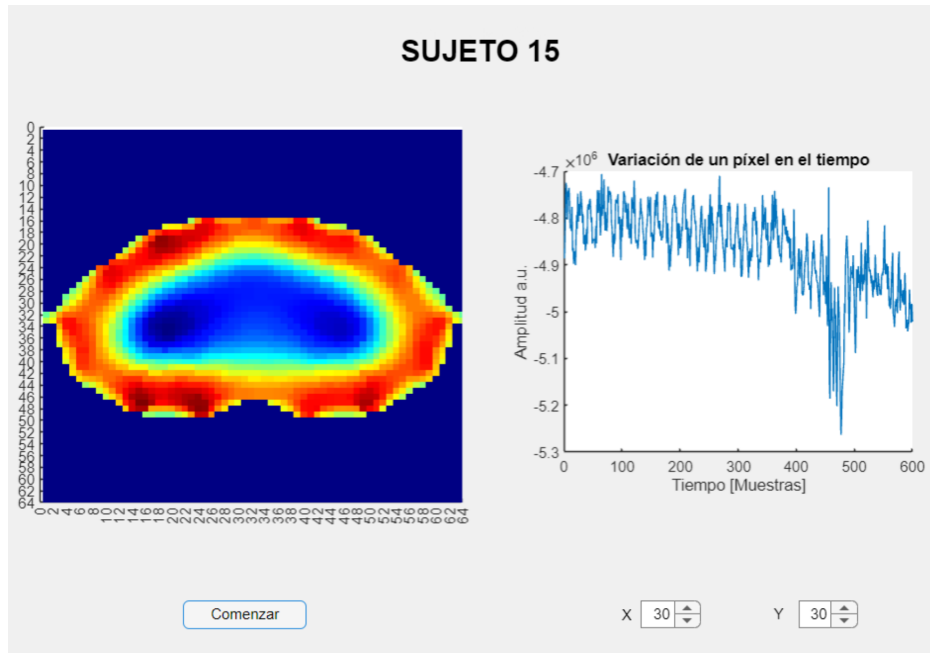
Visualización de la aplicación con imagen pulmonar reconstruida y píxel en el tiempo del Sujeto 12.



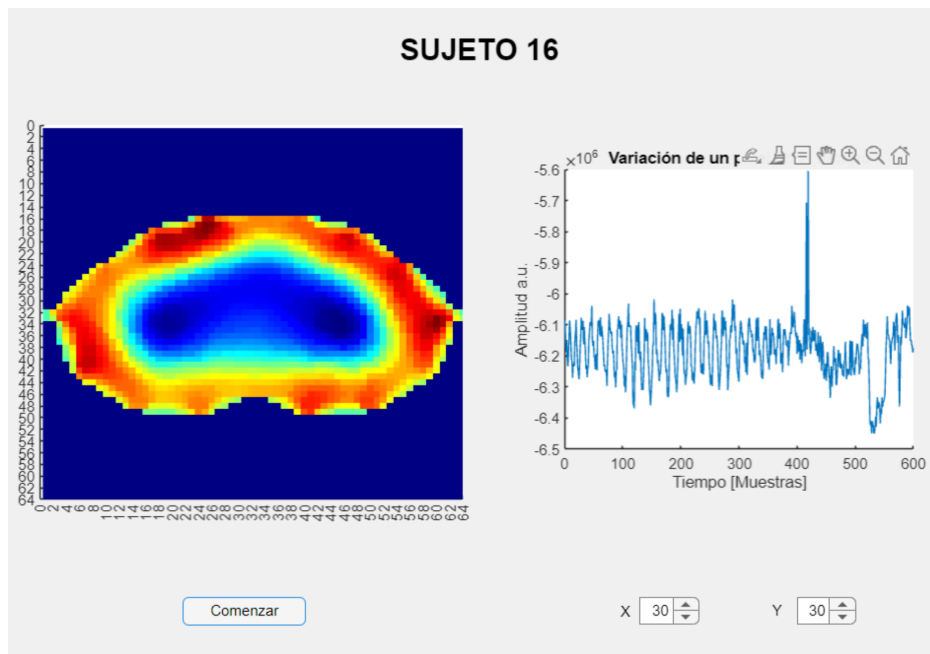
Visualización de la aplicación con imagen pulmonar reconstruida y píxel en el tiempo del Sujeto 13.



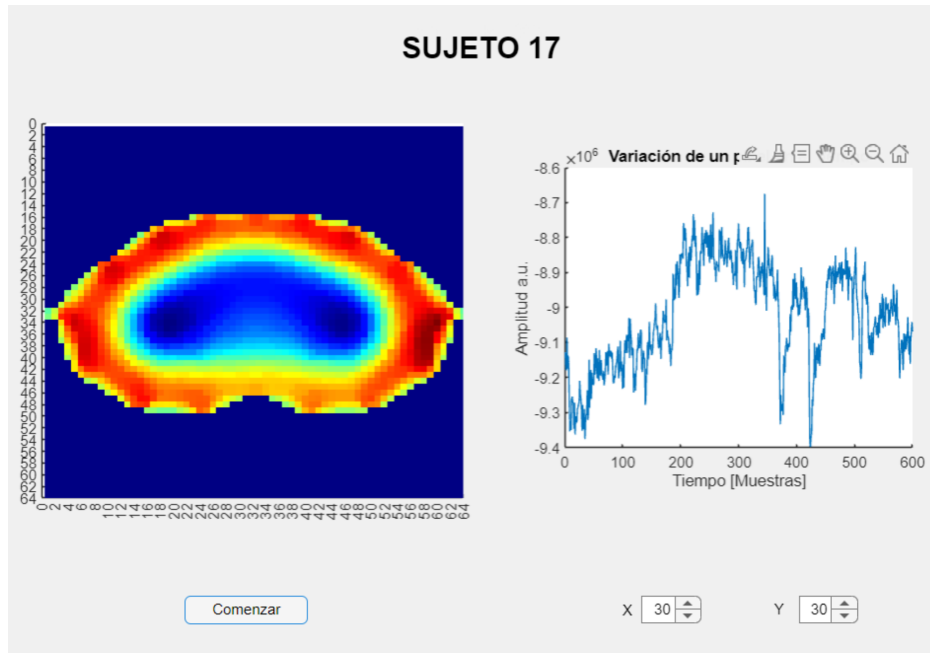
Visualización de la aplicación con imagen pulmonar reconstruida y píxel en el tiempo del Sujeto 14.



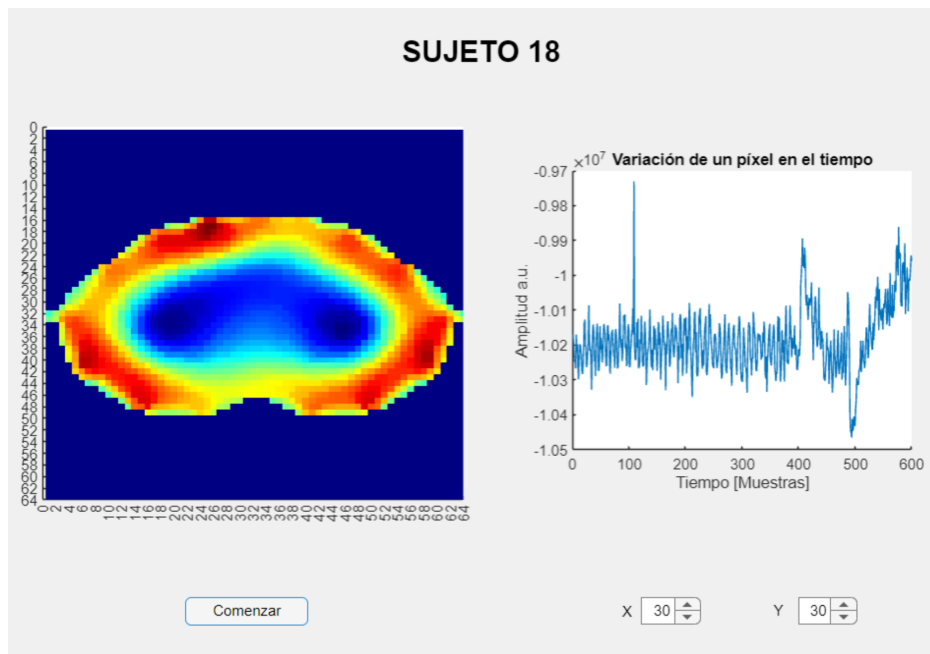
Visualización de la aplicación con imagen pulmonar reconstruida y píxel en el tiempo del Sujeto 15.



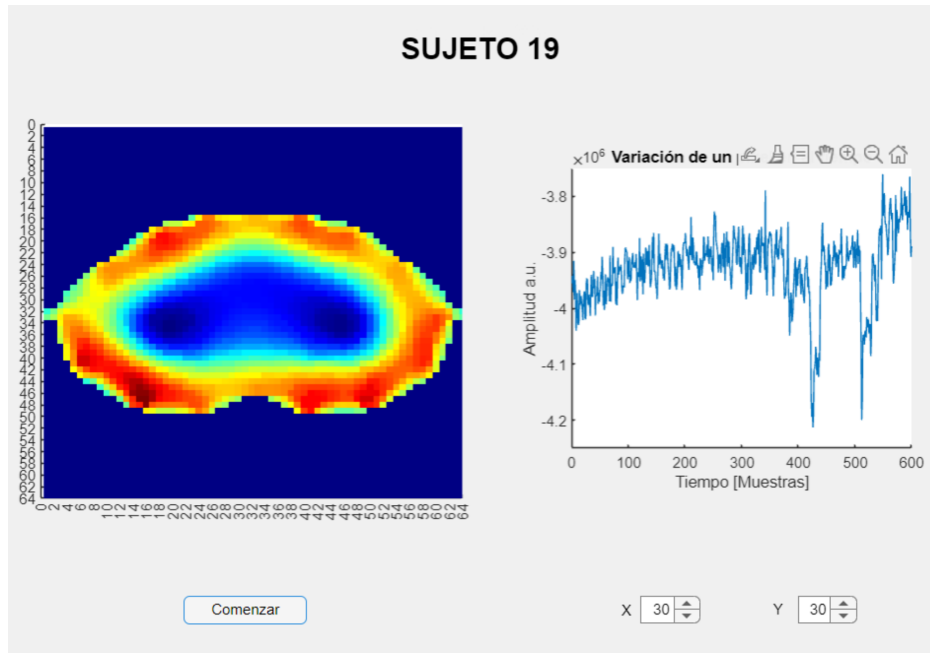
Visualización de la aplicación con imagen pulmonar reconstruida y píxel en el tiempo del Sujeto 16.



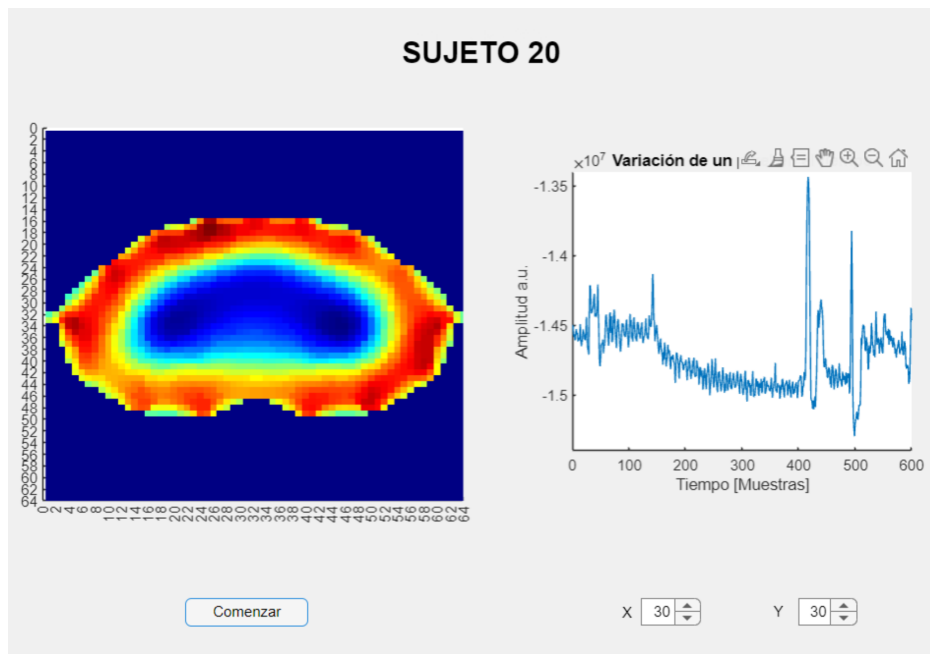
Visualización de la aplicación con imagen pulmonar reconstruida y píxel en el tiempo del Sujeto 17.



Visualización de la aplicación con imagen pulmonar reconstruida y píxel en el tiempo del Sujeto 18.



Visualización de la aplicación con imagen pulmonar reconstruida y píxel en el tiempo del Sujeto 19.



Visualización de la aplicación con imagen pulmonar reconstruida y píxel en el tiempo del Sujeto 20.

UNIVERSIDAD DE CONCEPCION – FACULTAD DE INGENIERIA
RESUMEN DE MEMORIA DE TITULO

Departamento	: Departamento de Ingeniería Eléctrica
Carrera	: Ingeniería Civil Biomédica
Nombre del memorista	: Bruno Alonso Fernández Arroyo
Título de la memoria	: Reconstrucción de imágenes pulmonares a partir de mediciones de tomografía por impedancia eléctrica torácica
Fecha de la presentación oral	: 30 de Agosto 2024
Profesor(es) Guía	: Esteban Pino Quiroga
Profesor(es) Revisor(es)	: Sebastián Godoy, Eduardo Wiechmann
Concepto	:
Calificación	:

Resumen

Este proyecto se enfoca en el desarrollo y validación de un sistema de tomografía por impedancia eléctrica (EIT) para el monitoreo de la función pulmonar. La EIT es una técnica accesible y fácil de implementar que utiliza pequeños impulsos eléctricos para crear imágenes en tiempo real del funcionamiento pulmonar. El informe detalla la construcción y validación del sistema, utilizando un fantoma de resistencias para asegurar la precisión de las imágenes generadas. Estas imágenes son reconstruidas utilizando el software EIDORS, que emplea el Método de Elementos Finitos (FEM) y algoritmos de optimización para obtener representaciones precisas de la actividad pulmonar.

Además, se desarrolló una aplicación en MATLAB App Designer para la reconstrucción y análisis de imágenes pulmonares, destacando su rapidez de procesamiento. Los resultados indican que las imágenes reflejan con precisión la variación de impedancia durante la respiración de 20 voluntarios, con una correlación del 87.31 % entre el cambio de impedancia y el flujo de aire en un voluntario. El proceso completo de reconstrucción de datos se realizó en un promedio de 90.9 segundos, lo que es significativamente más rápido que el tiempo de adquisición de los datos. Este avance sugiere que el sistema EIT podría ser viable para su uso en dispositivos de atención inmediata (Point of Care).