

**INSTITUTO TECNOLÓGICO DE COSTA RICA  
VICERRECTORÍA DE INVESTIGACIÓN Y EXTENSIÓN  
DIRECCIÓN DE PROYECTOS**

**ACTIVIDAD DE FORTALECIMIENTO DE INVESTIGACIÓN  
Hacia la construcción de un Tomógrafo de Impedancia Eléctrica  
(EIT) para la zona del antebrazo humano**

**INFORME FINAL**

**(DOCUMENTO 1)**

Marta Eugenia Vílchez Monge, Escuela de Física (Coordinadora)  
Renato Rímolo Donadio, Ingeniería Electrónica

**Cartago, Marzo 2017**

# 1. Tabla de Contenido

1.	Tabla de Contenido .....	2
2.	Código y Título del Proyecto .....	3
3.	Autores y Direcciones .....	3
4.	Resumen.....	3
5.	Palabras Clave .....	3
6.	Introducción .....	4
7.	Marco Teórico .....	5
8.	Metodología .....	6
9.	Resultados .....	7
10.	Discusión y Conclusiones .....	12
11.	Recomendaciones.....	13
12.	Agradecimientos.....	13
Apéndices:.....		17
1.	Mediciones con dispositivo en plataforma Arduino.....	17
2.	Costos de implementación del sistema de ensayo (componentes) .....	18
3.	Publicación en proceso de revisión (siguiente página) .....	19

## 2. Código y Título del Proyecto

Código 180181 Hacia la construcción de un Tomógrafo de Impedancia Eléctrica (EIT) para la zona del antebrazo humano
--

## 3. Autores y Direcciones

Marta Eugenia Vilchez Monge, Escuela de Física, [mvilchez@tec.ac.cr](mailto:mvilchez@tec.ac.cr)

Renato Rímolo Donadio, Ingeniería Electrónica, [rimolo@tec.ac.cr](mailto:rimolo@tec.ac.cr)

## 4. Resumen

La tomografía por impedancia eléctrica (EIT) es una técnica que permite crear imágenes de tejidos humanos a partir de mediciones de impedancia con arreglos de electrodos colocados sobre la superficie de la piel. Al ser un método no invasivo de costo relativamente bajo, importantes esfuerzos de investigación se han realizado con el fin de desarrollar esta técnica en diversas aplicaciones de diagnóstico médico. Tradicionalmente este sistema se aplica a tejidos cuya estructura de conductividades cambia en el tiempo, aplicaciones de esta tecnología son mediciones del volumen de sangre eyectado del corazón, monitorización del volumen de aire que entra y sale de los pulmones y la evolución de accidentes cerebro vasculares. En el caso específico donde la diferencia de conductividad eléctrica permite un alto contraste de los tejidos se ha aplicado como un método de seguimiento de evolución del paciente, pero no de forma exclusiva, este es el caso del cáncer mamario.

Este estudio plantea estudiar la factibilidad de desarrollar un tomógrafo de impedancia eléctrica para la zona del antebrazo humano en el Instituto Tecnológico de Costa Rica (ITCR), en cooperación con la Universidad Técnica de Hamburgo (TUHH), y con el fin de complementar a futuro actividades de investigación paralelas en el campo de la estimulación eléctrica neuromuscular.

El trabajo realizado muestra la posibilidad de construir un tomógrafo de impedancia eléctrica (EIT) en el Tecnológico, con aplicaciones en sistemas invariantes en el tiempo, como lo es el antebrazo humano; sin embargo, se requiere un refinamiento de las técnicas de reconstrucción de imágenes para lograr la resolución suficiente para localizar tejidos nerviosos, debido principalmente al bajo contraste que presenta este tejido con el medio que lo rodea

## 5. Palabras Clave

Electromedicina, imágenes médicas, procesamiento de imágenes, tomografía por impedancia eléctrica (EIT)

## 6. Introducción

La técnica de tomografía de impedancia eléctrica consiste en colocar un arreglo de electrodos alrededor del área de la cual se desea obtener la imagen y aplicar una corriente eléctrica entre dos de los electrodos de manera que fluya a través del área por observar. Los tejidos del cuerpo presentan una caída de tensión eléctrica (voltaje) como respuesta a la corriente. Este voltaje se mide con los electrodos restantes; las mediciones permiten calcular la impedancia (resistencia al paso de la corriente eléctrica) del cuerpo entre los electrodos. La magnitud de la impedancia según su ubicación en el cuerpo se grafica dando como resultado un mapa del área estudiada.

Como parte de la cooperación académica de la Escuela de Electrónica del ITCR con la TUHH desde el 2013, tres estudiantes de la Maestría en Electrónica han desarrollado sus tesis bajo la supervisión conjunta de la TUHH y el ITCR con aplicación en la ingeniería biomédica. Una de estas tesis es “Simulación con el método de elementos finitos para el estudio de la Tomografía de Impedancia Eléctrica en el antebrazo humano” de la Prof. Marta Vílchez de la Escuela de Física. Con base en los buenos resultados obtenidos en esta tesis, en esta actividad de fortalecimiento se plantea estudiar la posible implementación de un Tomógrafo de Impedancia Eléctrica como un método rápido y de bajo costo para la obtención de imágenes médicas. En el caso del antebrazo, esto permitiría ubicar rápidamente la posición exacta y la profundidad de los nervios, constituyéndose en una herramienta de apoyo para los experimentos y terapias de estimulación eléctrica que se llevan a cabo en la TUHH para ayudar a pacientes con daño neurológico a recuperar la movilidad del brazo. El tomógrafo permitiría optimizar la colocación de los electrodos de estimulación muscular y facilitaría la determinación de la corriente mínima necesaria para lograr movimiento en el paciente.

Esta actividad de fortalecimiento de la investigación permitió obtener un panorama más claro de las tecnologías a aplicar en cada uno de los dos componentes principales del tomógrafo, el sistema de adquisición de datos y los algoritmos de reconstrucción de imágenes, así como otras potenciales áreas de aplicación de la técnica. Además, esta actividad permitió la integración de dos estudiantes de maestría en Ingeniería Electrónica, que desarrollaron sus tesis de grado dentro del proyecto, y ha generado a la fecha una publicación en proceso de revisión.

Los investigadores desean destacar que esta actividad es la primera etapa en el desarrollo de tecnologías de impedancia aplicada a imágenes médicas en el ITCR, lo que abre la posibilidad de generar una nueva línea de investigación en aplicaciones de la ingeniería a problemas de instrumentación médica.

## 7. Marco Teórico

En la estimulación eléctrica, los nervios y músculos son activados por medio de señales eléctricas, pulsos de corriente o de tensión. Esta corriente circula a través de los electrodos activos causando la despolarización. En este caso se trabajan con tejidos no homogéneos y no lineales, y su uso requiere de un profundo y detallado conocimiento de la respuesta de los tejidos a los estímulos externos. [1] La Universidad Técnica de Hamburgo (TUHH) trabaja actualmente en este campo para mejorar las posibilidades de rehabilitación de personas con daños en el sistema motor, a lo largo del antebrazo.

La tomografía por impedancia eléctrica o EIT (por sus siglas en inglés) es una tecnología desarrollada para crear una imagen de la distribución de la conductividad eléctrica de un medio conductor. Cuando el medio está compuesto de tejidos humanos, la conductividad de cuerpo humano o de una de sus partes puede ser reconstruida determinando las tensiones medidas en la superficie, es decir, la piel humana [2]

La EIT se basa en que los diferentes tejidos del cuerpo transmiten de manera diferente las pequeñas señales de corriente, esto debido a que sus características de conductividad y permitividad relativa están bien definidas lo que permite diferenciarlas de manera precisa. Las corrientes fluyen hacia áreas de alta conductividad, donde se incrementa la densidad de corriente, si la región es de conductividad uniforme la densidad de corriente se vuelve uniforme en toda la región, lo que permite caracterizar los diferentes tipos de tejidos, además de la condición propia de cada tejido, pudiendo establecerse la presencia de tumores, isquemia o cicatrices [3]-[6]

Los algoritmos de reconstrucción de la imagen se basan en procesos recursivos, donde el error del modelo teórico se compara con los datos experimentales hasta obtener un valor de precisión aceptable. El proceso inicia con un modelo teórico basado en la simulación de la conductividad del cuerpo mediante elementos finitos, generalmente este apartado se trabaja con COMSOL, ANSYS, o cualquier otro método de simulación. La geometría a reconstruir requiere ser detallada en sus principales componentes, así como la distribución de los diferentes tejidos dentro de esta geometría. Las constantes características de los tejidos deben estar adecuadas al rango de frecuencias de medición que se utilizará. Un modelo teórico detallado permite reducir el tiempo de procesamiento en etapas posteriores. Este modelo teórico fue desarrollado por la M.Sc. Marta Vílchez en su tesis de maestría, realizada en colaboración con la TUHH de Hamburgo, Alemania.

Los datos aportados por esta simulación se comparan con los producidos por el ensayo, y algoritmos de reconstrucción de imagen se aplican para reducir la diferencia entre la imagen teórica y la reconstruida. Este proceso se realiza de manera recursiva hasta lograr hacer concordar la imagen teórica con los datos del ensayo adecuadamente.

Una parte muy importante de este tipo de mediciones es la relación entre ruido y señal, ya que la magnitud de los voltajes medidos es del orden de milivoltios y la elección de los componentes electrónicos se debe realizar de manera cuidadosa. Básicamente no hay medición sin ruido y éste afecta de manera directa la forma que toma la imagen reconstruida.

Muchas investigaciones en el tema se relacionan con la manera de desarrollar el algoritmo de reconstrucción, se pueden consultar trabajos como los presentados en [8]- [12], en los cuales se presentan métodos de cálculo que buscan mejorar la precisión y la confiabilidad. Las herramientas más usadas para el desarrollo de estos algoritmos es MATLAB, así como otros softwares especializados como *Electrical Impedance Tomography and Diffuse Tomography Reconstruction Software* (EIDORS) que es una plataforma con licencia GNU (*General Public License*) para modelar problemas de reconstrucción de imágenes.

Otra área de investigación activa del EIT, son los dispositivos médicos, donde el énfasis se da en mejorar la forma de medición de las corrientes superficiales para mejorar la herramienta de diagnóstico médico y permitir la monitorización de pacientes en tiempo real [13]-[15]

De manera comercial se encuentran dispositivos EIT para la detección del cáncer de mama, como el detallado en [6] y producido por la compañía Siemens. Para monitorización de la ventilación pulmonar se cuenta con el modelo PulmoVista 500 de la empresa Dräger Medical y otros por el estilo. Sin embargo, para muchas otras potenciales aplicaciones como los estudios para la región del antebrazo humano, que es la zona de interés de este proyecto, no hay equipos disponibles ni comerciales ni prototipos de investigación hasta donde tenemos conocimiento.

## 8. Metodología

Con el fin de analizar la factibilidad del desarrollo de un tomógrafo, se procedió a dividir el problema en dos partes, la inyección y adquisición de las señales provenientes del objeto bajo prueba, y el procesamiento de la información para generar el mapa de conductividad.

La primera parte se evaluó mediante pruebas de medición sobre una estructura y prototipos electrónicos del sistema de adquisición. El trabajo al respecto se va a continuar desarrollando luego de la conclusión de esta actividad bajo una tesis de maestría en Ingeniería Electrónica. Adicionalmente, se trabajó con estudiantes de la carrera de Diseño Industrial, para el desarrollo de un sistema de posicionamiento del arreglo de electrodos, el cual están en proceso de ser valorado para protección intelectual por la Oficina de Vinculación.

Para la segunda parte, se investigó a partir de datos de simulación el proceso de reconstrucción de imágenes y solución del problema directo e inverso. Se procedió a analizar los diferentes tipos de algoritmos de reconstrucción de imágenes, parámetros de configuración, y se compararon los resultados obtenidos con la plataforma *open source* de reconstrucción "*Electrical Impedance Tomography and Diffuse Tomography Reconstruction Software (EIDORS)*". Este trabajo se realizó con la finalidad de establecer la máxima resolución espacial con los modelos disponibles en dicho paquete de software y los requerimientos de ruido que permitan obtener imágenes coherentes con el modelo teórico. En esta parte también se desarrolló un trabajo de maestría en Electrónica del cual se derivó una publicación científica que está en proceso de revisión.

A partir de estos dos estudios, se procedió en la parte final de esta iniciativa a valorar la pertinencia de continuar con el desarrollo del sistema, considerando el costo del desarrollo, la factibilidad técnica y económica del proyecto, así como los posibles campos de aplicación, más allá del escenario considerado inicialmente.

## 9. Resultados

En esta sección se discute los resultados obtenidos para las dos etapas evaluadas de un sistema EIT evaluadas por aparte: el sistema de adquisición y el proceso de reconstrucción de las imágenes (mapas de conductividad).

### *Sistema de Adquisición*

Diferentes plataformas de adquisición de datos han sido consideradas para cumplir con los requerimientos impuestos por la reconstrucción para alcanzar las razones de señal a ruido necesario para generar imágenes útiles del antebrazo humano.

Se procede a valorar los diferentes tipos de sistemas de adquisición de datos respecto a los aspectos técnicos más relevantes; número de electrodos, corriente inyectada, patrones de medición de las tensiones (voltajes) respuesta a la corriente, razón señal/ruido, sensibilidad a las incertidumbres de posición de los electrodos y tipo de reconstrucción de la imagen llevada a cabo. Los principales hallazgos se muestran en la tabla 1

Tabla 1. Valoración cualitativa de los principales componentes de los sistemas de EIT

Artículo / tesis	Arreglo Electrodo*	Inyección de corriente	# mediciones voltaje	Razón señal/ruido	Incertidumbres	Tipo de reconstrucción
[16]	16  0,8 mm de lado	Adyacente  5 mA DC	208	NA	Perturbaciones de la superficie del objeto  Posición de los electrodos	NA
[17]	16/32  5mm de lado	Adyacente  2,5 mA DC	208/928	Mínima recomendada 30 dB	NA	EIDORS
[18]	32	Opuestos  1 mA	104	Se añade al modelo ruido del 1% distribución estadística uniforme	No se consideró	Difusa
[19]	16 a 64 aplicados en un anillo	5 mA a 50 kHz	NA	NA	Movimiento, posición de los electrodos y variaciones de impedancia	Difusa
[20]	16 en una faja	Adyacente	208	NA	Movimiento	Difusa

	40 mm de lado	80-130 kHz				Algoritmo de Newton-Raphson
[21]	2 planos de 16 electrodos	Adyacente 0,5 mA senoidal a 10 kHz	928	Aproximada 80 dB	Posición electrodos Cambios en las fronteras	Difusa Algoritmo GREIT
[22]	16 de metal	Adyacente 1 mA, 50 kHz	208	Alta razón de señal/ruido	NA	EIDORS
[23]	16 de oro con electroplateado	Adyacente 20 mA a 5 kHz	208	NA	NA	EIDORS más algoritmo de Newton Rapson
[24]	16	Adyacente 1,5 mA a 1 kHz	208	NA	NA	Difusa con algoritmo de Newton Rapson
[25]	8	Adyacente	208	SNR promedio del canal 43,1 dB	NA	Difusa
[26]	16	Adyacentes	208	NA	NA	Difusa
[27]	16 2,5 x 0,5 cm	Adyacente 1 mA a 5kHz	208	NA	NA	EIDORS
[28]	16 35 x 10 mm	Adyacente 1mA a 60 kHz	208	NA	Movimientos corporales	EIDORS
[29]	16	Adyacente	208	SNR promedio de 44,2; 44,5 y 45,9 dB	Interferencia electromagnética-movimiento de objetos	NA
[30]	8 de cobre	Trigonométrica A 40 kHz	28	NA	Movimientos corporales Interferencias ambientales	Difusa Método de proyección retrograda lineal
[μμ]	16 de acero inoxidable medido en tanque de pruebas	Adyacente 5 mA en el rango de 48,8 a 391,0 kHz	208	SFDR del orden de 67 dB	Errores de desplazamiento del reloj (interno del circuito) Errores de colocación de los electrodos	EIDORS con algoritmo GREIT
[32]	16	Adyacente 2,5 mA a 60 kHz	208	40 dB	Incertidumbre del modelo teórico Posición de los electrodos Errores sistemáticos	Software propietario IMPETOM, desarrollado en Matlab y C++ Proyección retrograda con Newton Rapson

\* igualmente espaciados



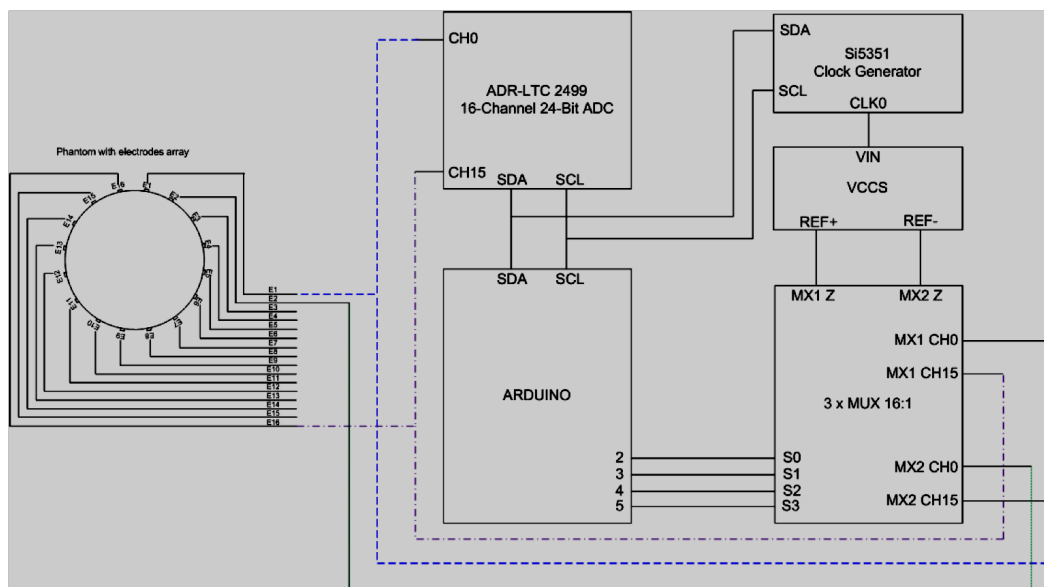
A partir de esta revisión, se determinan los requisitos funcionales del sistema, a saber:

1. Un anillo de 16 electrodos igualmente espaciados
2. Patrón de inyección adyacente
3. Un mínimo de señal a ruido de 30 dB
4. Inyección de corriente menor a 5 mA
5. Un rango de frecuencias para la señal de estímulo de 20-100 kHz
6. Un sistema ADC con resolución menor a 10  $\mu$ V

Además, se establecen los requisitos no funcionales siguientes:

1. Minimizar los costos de implementación
2. Simplicidad y modularidad
3. Software reconfigurable
4. Portabilidad del Firmware
5. El dispositivo debe ser portable e incluir en lo posible su propia fuente.

Para cumplir con la solicitud de ampliación de plazos solicitados a la Dirección de proyectos, se diseña un sistema de adquisición de datos, como primera aproximación, este diseño se basa en la plataforma Arduino y el diagrama del mismo se muestra a continuación, en la figura 1:

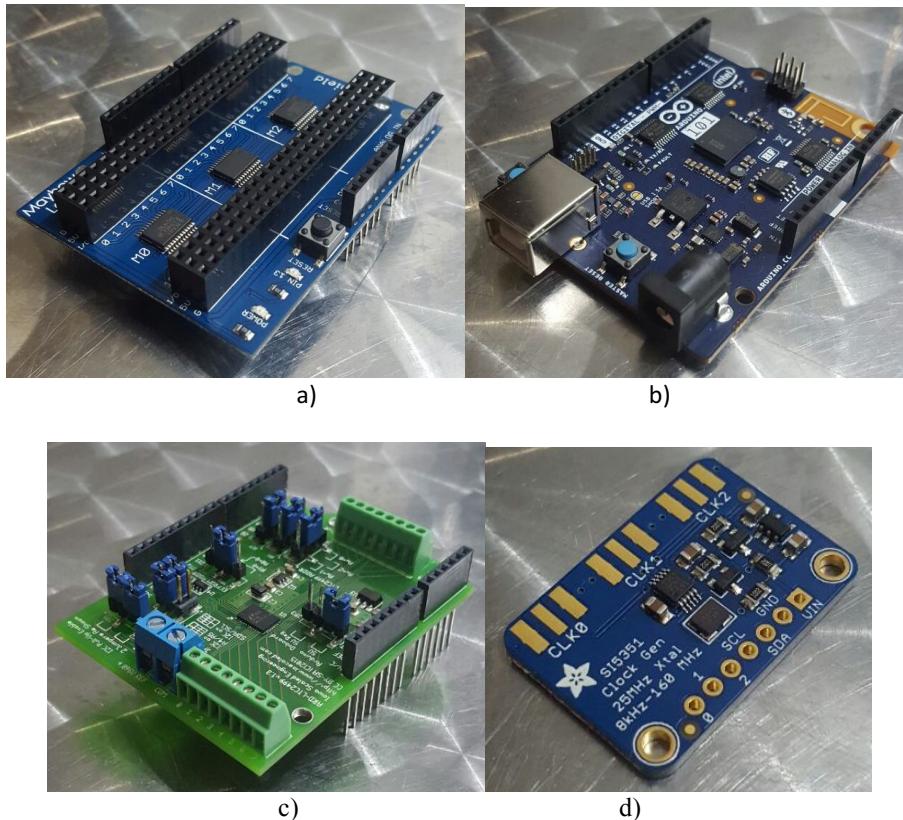


**Figura 1:** Diagrama de Bloques basado en la plataforma de control Arduino y una tarjeta de adquisición de datos externa

Este diseño posee seis (6) entradas analógicas con 10 bits de resolución, catorce (14) TTL DIO programables y comunicación con la computadora mediante USB. La tarjeta de adquisición de datos permite la conexión de cada electrodo por entrada analógica, usando un multiplexor analógico 16:1 desde una tarjeta *Mux Shield*. Así se puede acceder a cualquier par de electrodos para realizar la inyección de corriente en el sistema a estudiar.

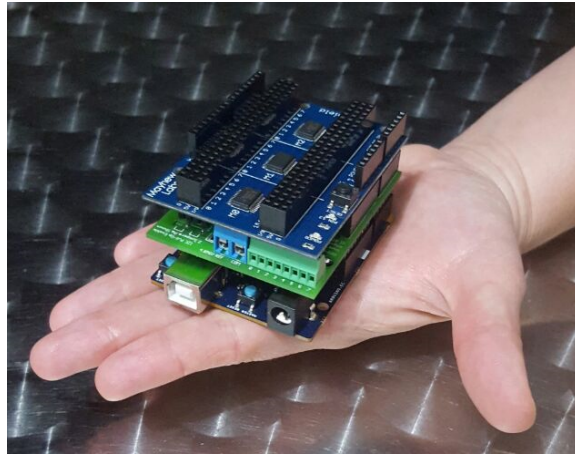
Los componentes utilizados son: inyector de corriente constante *VCO Adafruit*, como inyector de corriente constante, un generador de reloj *Howland* modificado, módulo de conmutación formado por dos (2) multiplexores analógicos, un acondicionador de señal representado por una etapa de filtrado y amplificación de señal, una etapa de adquisición compuesta de 16 ADC's de 24 bits, un ADR-LTC2499, y finalmente, un controlador Arduino.

La figura 2 es una composición donde se muestran las diferentes etapas y sus componentes principales.



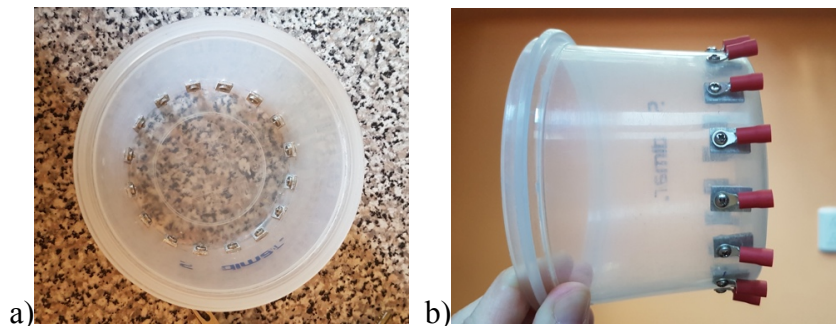
**Figura 2:** Componentes principales del sistema de adquisición de datos basado en la plataforma Arduino, a) controlador Arduino, b) Mux Shield (expansor IO) para Arduino, c) ADC de 16 canales y 24 bits para adquirir datos y d) generador de reloj Si5351

Para realizar las mediciones se integran los diferentes módulos en un sistema con dimensiones de 4 x 7 x 8 cm, mostrado en la figura 3, que permitió disminuir los cables de interconexión. De esta forma es posible mitigar una de las fuentes de ruido más importantes de los circuitos de este tipo.



**Figura 3:** Sistema integrado de módulos con dimensiones reducidas, para las mediciones preliminares de voltajes en sistemas de EIT

Con este sistema de medición se procede a realizar un ensayo con un sistema sustituto (dummy), el cual consiste de un recipiente de plástico con los electrodos de aluminio adheridos a él mediante tornillos, ver la figura 4. Como medio de ensayo se utilizó suero fisiológico marca Baxter, solución de cloruro de sodio al 0,9%, y como medio de conductividad menor se usó una probeta de borosilicato con aire. Los resultados de medir con este sistema se adjuntan en el apéndice 1, y los costos de implementación material de este ensayo ronda alrededor de los USD \$1000, como se detalla en el apéndice 2.



**Figura 4:** Sistema sustituto para pruebas de medición de impedancia en condiciones similares al antebrazo humano, a) vista superior y b) vista lateral

Una inspección detallada de los datos muestra una tendencia variable, en algunas regiones del perímetro, los datos se ajustan a los valores de voltajes esperados, sin embargo, en otras regiones hay una fuerte dispersión de los mismos. La revisión de los datos muestra valores de ruido en la señal más grande de lo permitido en estos lugares, que en los que se ajustan con mejor concordancia. Este comportamiento se puede explicar por el tipo de componentes utilizados en el dispositivo de medición, ya que la plataforma Arduino y los componentes utilizados son de bajo costo y no cumple con las especificaciones requeridas para este tipo de aplicación. Para los propósitos de este ensayo y como prueba de concepto, los resultados se consideran satisfactorios a pesar del nivel de ruido de los mismos. Se debe agregar que estas variaciones son esperadas y que se espera corregirlas mediante la sustitución de los

componentes básicos por otros de mejor desempeño y calidad. Se estima que una implementación adecuada con componentes de mejor calidad rondaría los \$10000 USD de inversión, necesarios para la compra de los componentes adecuados.

#### *Reconstrucción del mapa de conductividad*

Luego de la valoración de hacer un desarrollo desde cero para los algoritmos de reconstrucción o utilizar la plataforma abierta EIDORS, principalmente debido al tiempo y recurso de desarrollo, se decidió utilizar esta última alternativa. No se logró identificar ninguna otra herramienta (abierta o comercial) que estuviera disponible al público general para la aplicación de EIT. Como recurso de referencia se utilizó COMSOL, el cual es un simulador numérico de propósito general basado en el método de elementos finitos y fue utilizado en el trabajo preliminar a esta actividad [16]. Dada la dependencia del sistema de adquisición de datos de la sensibilidad al ruido del algoritmo de reconstrucción, se estudió esta variable dentro de las diferentes opciones de reconstrucción de imágenes para asegurar que el sistema de adquisición permitirá una adecuada reconstrucción.

Los resultados de la valoración de los algoritmos con EIDORS se pueden encontrar en [17] y [33]. Como producto de esta actividad se preparó la publicación en [33] para la Conferencia Internacional IWOB 2017, la cual ha sido aceptada. El artículo es titulado “*Image Reconstruction of the Human Forearm by Electrical Impedance Tomography*” (aún en espera de la aceptación), el cual se encuentra en el Apéndice 3 de este documento. En este artículo se resumen los hallazgos más relevantes en el tema de reconstrucción de imágenes.

En resumen, se logró utilizar los algoritmos en EIDORS para lograr reconstrucciones difusas de la sección transversal del antebrazo a partir de datos de simulación. No obstante, no se logró obtener una resolución suficiente con los algoritmos utilizados para poder llegar a identificar nervios. Esto se atribuye principalmente al bajo contraste de conductividad de los materiales circundantes y a la naturaleza difusa de la reconstrucción. A pesar de estos resultados, se considera factible la mejora de los algoritmos para lograr mejores resoluciones. Además, se considera que la resolución obtenida es suficiente para otro tipo de aplicaciones donde la identificación del detalle fino no es necesaria.

Cabe rescatar que, dentro de los estudios disponibles de reconstrucción de imágenes, la geometría que se ensayó es la más compleja dentro de los casos de estudios que se pudieron encontrar en la literatura relacionada, lo que representa un aporte científico relevante para el tema de EIT.

## **10. Discusión y Conclusiones**

El desarrollo de un tomógrafo por impedancia eléctrica ha demostrado ser, luego del trabajo desarrollado en esa actividad, una tarea factible y que podría ser útil en diversas aplicaciones en el área de biomedicina en un futuro cercano. En vista del alto potencial de la técnica debido al bajo riesgo de utilización, al ser una técnica no invasiva, y a su bajo costo relativo en comparación a otras técnicas de imágenes para aplicaciones médicas, es que se recomienda darles continuidad a los trabajos de investigación iniciados en esta actividad de fortalecimiento.

Durante el desarrollo del trabajo se evaluaron por separado implementaciones iniciales para la etapa de adquisición y reconstrucción de imágenes, con buenos resultados preliminares. Además de la aplicación sugerida de ubicación de nervios, se han detectado durante el desarrollo de la investigación muchas otras posibles áreas de interés en las que la técnica podría desempeñarse bien, tales como estudios ergonómicos, evaluaciones ortopédicas o de función de órganos internos. El trabajo también tiene alto potencial en términos de contribuciones científicas, tanto en el mejoramiento de las técnicas como en el campo de su aplicación.

En relación con el sistema de adquisición, considerando inyecciones en DC o baja frecuencia y los experimentos realizados a la fecha, se proyecta que el desarrollo de estas etapas es factible y que implican la utilización de recursos técnicos y componentes disponibles. Se detectó que el manejo y mitigación del ruido de forma adecuada es vital para lograr una buena reconstrucción, por lo que el diseño de las etapas de adquisición debe dirigirse a controlar esta variable de forma efectiva.

Si bien es cierto que los ensayos con las técnicas de reconstrucción disponibles en EIDORS mostraron limitada resolución, al menos en lo que a la detección de nervios se refiere, se considera factible el mejoramiento de estas técnicas en miras a lograr mejores resoluciones en las imágenes. Esto sería un aspecto a estudiar en investigaciones posteriores.

## **11. Recomendaciones**

Se recomienda como actividades a futuro, darle seguimiento al trabajo sobre el desarrollo del sistema de medición y adquisición de datos, con el objetivo poder concretar un prototipo funcional que pueda servir para evaluar la técnica en diversas aplicaciones. Asimismo, se recomienda profundizar el estudio de los algoritmos de reconstrucción, en miras a mejorar la resolución de los mapas de impedancia para aplicaciones donde discernir entre regiones con poco contraste de impedancia sea requerido.

## **12. Agradecimientos**

Los investigadores desean dejar constancia de su agradecimiento a la empresa CANAN por el suministro del cableado y componentes de manera desinteresada. Así como también a la empresa National Instruments (NI) por ceder el módulo MyDaq requerido para uno de los diseños de adquisición de datos.

Se agradece además la colaboración del Instituto de Nanoelectrónica y Electromedicina de la Universidad Técnica de Hamburgo y la colaboración de la Dra. Paola Vega en las fases iniciales del proyecto.

## Referencias

- [1] R. Bayford, "Bioimpedance tomography (electrical impedance tomography).," *Annu. Rev. Biomed. Eng.*, vol. 8, no. 1, pp. 63–91, 2006.
- [2] A. Kuhn, "Modeling Transcutaneous Electrical Stimulation," ETH Zurich, 2008.
- [3] C. Gabriel, A. Peyman, and E. H. Grant, "Electrical conductivity of tissue at frequencies below 1 MHz.," *Phys. Med. Biol.*, vol. 54, no. 16, pp. 4863–78, Aug. 2009.
- [4] D. Miklavcic, N. Pavshelj, and F. X. Hart, "Encyclopedia of Biomedical Engineering." John Wiley & Sons, Inc., pp. 1–12, 2006.
- [5] T. A. Hope and S. E. Iles, "Technology review: The use of electrical impedance scanning in the detection of breast cancer," *Breast Cancer Res.*, vol. 6, no. 2, pp. 69–74, 2004.
- [6] B. Scholz and R. Anderson, "On Electrical Impedance Scanning –," *electromedicaonco*, no. 68, pp. 35–44, 2000.
- [7] P. O. Gaggero, "Miniaturization and Distinguishability Limits of Electrical Impedance Tomography for Biomedical Application," Université de Neuchatel, 2011.
- [8] N. Bahrani and A. Adler, "2 . 5D Finite Element Method for Electrical Impedance Tomography considering the Complete Electrode Model," CCECE, 2012.
- [9] W. R. B. Lionheart, "EIT Reconstruction Algorithms: Pitfalls, Challenges and Recent Developments," *arXiv:physics/0310151v2*, vol. 2
- [10] F. Braun, "Systolic Time Intervals Measured by Electrical Impedance Tomography (EIT )," Eidgenoessiche Technische Hochschule, 2013.
- [11] B. M. Graham, "Enhancements in Electrical Impedance Tomography (EIT) Image Reconstruction for 3D Lung Imaging," Univerity of Ottawa, 2007.
- [12] L. Horesh, "Some Novel Approaches in Modelling and Image Reconstruction for Multi-Frequency Electrical Impedance Tomography of the Human Brain," Univerity College London, 2006.
- [13] H. Wang, L. Hu, J. Wang, and L. Li, "An image reconstruction algorithm of EIT based on pulmonary prior information," *Front. Electr. Electron. Eng. China*, vol. 4, no. 2, pp. 121–126, Jan. 2009.
- [14] A. S. Tucker, E. Ross, J. Paugh-Miller, and R. J. Sadleir, "In-vivo detection of bleeding simulated in a Peritoneal dialysis model using a hemiarrray EIT configuration," in *Journal of Physics: Conference Series*, 2010, vol. 224, p. 012063.
- [15] H. Ross, "Technical Developments to Enable Electrical Impedance Tomography (EIT) Measurement of Blood Flow to Monitor Cardiac Output: Key Engineering Contributions by Technical Developments to Enable Electrical Impedance Tomography (EIT) Measurement of Blood F.," Carleton University, 2010.
-

- [16] M. Vilchez-Monge, "Finite Element Method Simulation Study of Electrical Impedance Tomography (EIT) for the Human Forearm," Master Thesis, Instituto Tecnológico de Costa Rica, January 2014.
- [17] D. Canales-Vásquez, "Electrical Impedance Tomography (EIT), Image reconstruction for the Human Forearm", Master Thesis, Instituto Tecnológico de Costa Rica, May 2016.
- [18] R.V Davalos, D.M.Otten, L.M. Mir and B. Rubinsky "Electrical Impedance Tomography for Imaging Tissue Electroporation." *IEEE Trans Biomed Eng.* 2004, May; 51 (5); 761-7
- [19] D. Holder, "Electrical Impedance Tomography of brain function." *Brain Topogr.* 1992 Winter;5(2):87-93.
- [20] E. Teschner and M. Imhoff, "Electrical Impedance Tomography: The Realization of Regional Ventilation Monitoring," *Dräger*. [Online]. Available: [http://www.draeger.com/sites/assets/PublishingImages/Generic/UK/Booklets/rsp\\_eit\\_booklet\\_9066788\\_en.pdf](http://www.draeger.com/sites/assets/PublishingImages/Generic/UK/Booklets/rsp_eit_booklet_9066788_en.pdf). [Accessed: 25-Apr-2015].
- [21] M. G. Crabb, J. L. Davidson, R. Little, and W. R. B. Lionheart, "Mutual information as a measure of image quality for 3D dynamic lung imaging with EIT MGCrabb1," *iopscience*, p. 18, 2014.
- [22] T. K. Bera and J. Nagaraju, *Electrical Impedance Tomography (EIT) System for Radiation-Free Medical Imaging Based on LabVIEW*. p. 6.[Online] <http://sine.ni.com/cs/app/doc/p/id/cs-14779>
- [23] V. Sarode, P. M. Chimurkar, and A. N. Cheeran, "Electrical Impedance Tomography using EIDORS in a Closed Phantom," *Int. J. Comput. Appl.*, vol. 48, no. 19, pp. 975–888, 2012.
- [24] Y. Ma, S. a Miedema, and W. J. Vlasblom, "Theoretical Simulation of the Measurement Process of Electrical Impedance Tomography," *Simulation*, no. November, pp. 261–265, 2002.
- [25] S. Bentolhoda Ayati, D. Bouazza-Maroufb, Kaddour Kerrc, and M. O'Tooled, "Performance evaluation if a digital electrical impedance tomography system." [Online]. Available: [https://dSPACE.lboro.ac.uk/dSPACE-jspui/bitstream/2134/9947/7/Conference Paper - DIGITAL ELECTRICAL IMPEDANCE TOMOGRAPHY SYSTEM.pdf](https://dSPACE.lboro.ac.uk/dSPACE-jspui/bitstream/2134/9947/7/Conference%20Paper%20-%20DIGITAL%20ELECTRICAL%20IMPEDANCE%20TOMOGRAPHY%20SYSTEM.pdf). [Accessed: 25-Apr-2015].
- [26] R. Pikkermaat; K. Tenbrock, S. Lehmann and S. Leonhartrdt "Electrical impedance tomography: New diagnostic possibilities using regional time constant maps." *Applied cardiopulmonary pathophysiology: ACP* 16(2):212-225 · January 2012
- [27] V. Sarode, H. Patil, and A. N. Cheeran, "LabVIEW based Automatic Data acquisition system for Electrical Impedance Tomography," *Int. J. Comput. Sci. Inf. Technol.*, vol. 5, no. 0975–9646, 2014.
- [28] V. Chitturi, N. Farrukh, V. Thiruchelvam, and T.K. Fei, "A Low Cost Electrical Impedance Tomography (EIT) for Pulmonary Disease Modelling and Diagnosis" TAECE, 2014, march, pp.83-9
- [29] M. Yasin, B. Stephan, P. Gaggero, and A. Adler, "Evaluation of EIT system performance," *IOP Publ.*, p. 15, 2011.
- [30] Y. Zhang and C. Harrison, "Tomo: Wearable, Low-Cost, Electrical Impedance Tomography for Hand Gesture Recognition." 28 th annual ACM Symp. Jan 2015

[31] R. Kusche, A. Malhotra, M. Ryschka, G. Ardelt, P. Klimach, and S. Kaufmann, "A FPGA-Based Broadband EIT System for Complex Bioimpedance Measurements—Design and Performance Estimation," *A FPGA-Based Broadband EIT Syst. Complex Bioimpedance Meas. Perform. Estim. (n.d.)*, vol. 4, p. 19, 2015.

[32] L. E. Santos, "Análisis del sistema IMPETOM y uso de EIT en la detección del foco de ataques de epilepsia." [Online]  
<http://www.nib.fmed.edu.uy/Seminario%202009/Monografias%20seminario%202009/Santos-IMPETOM-Epilepsia.pdf>

[33] M. Vílchez-Monge, D. Canales-Vásquez, and R. Rimolo-Donadio, "Image Reconstruction of the Human Forearm by Electrical Impedance Tomography" submitted for publication to IEEE 5th International Work Conference on Bioinspired Intelligence IWOB, 2017.

---



## Apéndices:

### 1. Mediciones con dispositivo en plataforma Arduino

Mediciones con medio uniforme.

Mux Channel	Par de Inyección de corriente	Mediciones manuales de voltaje (V)															
		E1	E2	E3	E4	E5	E6	E7	E8	E9	E10	E11	E12	E13	E14	E15	E16
0	Inj1 (E1-E2)	1,063	0	0,65	0,93	0,947	0,93	0,95	0,95	0,99	0,95	0,94	0,95	0,8	0,99	0,95	0,93
1	Inj2 (E2-E3)	0,901	1,041	0	0,93	0,945	0,94	0,95	0,96	1,12	0,986	0,972	0,972	1,164	0,981	1,139	0,965
2	Inj3 (E3-E4)	0,875	0,9	1,054	0	0,825	0,92	0,928	0,95	1,096	0,935	0,955	0,951	1,146	0,951	1,1	0,995
3	Inj4 (E4-E5)	0,965	0,99	0,975	1,166	0	0,993	0,995	1,015	1,183	1,036	1,045	1,024	1,227	1,031	1,178	1,031
4	Inj5 (E5-E6)	0,8	0,84	0,845	0,831	0,906	0	0,795	0,822	0,986	0,835	0,832	0,844	1,036	0,828	0,982	0,823
5	Inj6 (E6-E7)	0,802	0,88	0,83	0,836	0,855	1,007	0	0,847	1,022	0,863	0,87	0,87	1,059	0,879	1,013	0,9
6	Inj7 (E7-E8)	0,885	0,99	0,92	0,92	0,921	0,93	1,067	0	1,067	0,942	0,95	0,953	1,135	0,957	1,087	0,96
7	Inj8 (E8-E9)	0,84	0,949	0,877	0,874	0,874	0,888	0,883	0,992	0	0,759	0,9	0,89	1,072	0,899	0,945	0,915
8	Inj9 (E9-E10)	0,838	0,925	0,815	0,85	0,86	0,86	0,87	0,874	1,457	0	0,865	0,864	1,045	0,874	0,986	0,873
9	Inj10 (E10-E11)	0,888	0,985	0,88	0,922	0,925	0,924	0,918	0,92	1,067	1,04	0	0,93	1,105	0,947	1,057	0,924
10	Inj11 (E11-E12)	0,925	0,96	0,9	0,903	0,89	0,906	0,914	0,915	1,042	0,92	1,064	0	1,047	0,93	1,046	0,92
11	Inj12 (E12-E13)	0,844	0,922	0,869	0,88	0,859	0,866	0,863	0,863	0,99	0,895	0,881	1,003	0	0,88	0,999	0,872
12	Inj13 (E13-E14)	0,85	0,9	0,842	0,868	0,872	0,868	0,882	0,874	0,99	0,885	0,879	0,895	1,044	0	0,998	0,88
13	Inj14 (E14-E15)	0,84	0,498	0,904	0,886	0,884	0,897	0,936	0,85	0,95	0,922	0,94	0,911	0,862	1,083	0	0,906
14	Inj15 (E15-E16)	0,97	0,825	0,966	0,968	0,979	0,987	1,015	1,016	1,045	1,028	1,008	1,009	0,912	1,013	1,15	0
15	Inj16 (E16-E1)	0	0,813	0,93	0,905	0,896	0,952	0,942	0,909	0,944	0,998	0,944	0,935	0,835	0,965	0,92	1,054

Mediciones con medio de contraste (proveta de borosilicato con aire)

Mux Channel	Par de Inyección de corriente	Mediciones manuales de voltaje (V)															
		E1	E2	E3	E4	E5	E6	E7	E8	E9	E10	E11	E12	E13	E14	E15	E16
0	Inj1 (E1-E2)	1,04	0	0,815	0,815	0,826	0,824	0,859	0,917	0,972	0,86	0,857	0,845	0,85	0,86	0,96	0,855
1	Inj2 (E2-E3)	0,832	1,112	0	0,863	0,905	0,893	0,923	0,976	1,013	0,965	0,93	0,91	0,89	0,915	1,057	0,91
2	Inj3 (E3-E4)	0,816	0,842	1,012	0	0,85	0,871	0,888	0,967	1,016	0,922	0,931	0,899	0,873	0,914	1,048	0,895
3	Inj4 (E4-E5)	0,85	0,888	0,85	1,112	0	0,88	0,8	0,985	1,04	0,94	0,942	0,924	0,875	0,935	1,057	0,931
4	Inj5 (E5-E6)	0,815	0,834	0,85	0,858	0,91	0	0,856	0,942	0,916	0,858	0,885	0,765	0,842	0,895	0,86	0,856
5	Inj6 (E6-E7)	0,82	0,855	0,853	0,886	0,85	1,086	0	0,962	1,012	0,88	0,915	0,9	0,946	0,916	1,021	0,908
6	Inj7 (E7-E8)	0,94	1,004	0,956	0,964	1,034	0,984	1,207	0	1,074	0,99	1,022	1,015	1,124	1,042	1,131	0,946
7	Inj8 (E8-E9)	0,835	0,903	0,895	0,882	0,911	0,863	0,888	1,116	0	0,835	0,909	0,902	0,917	0,91	0,936	0,922
8	Inj9 (E9-E10)	0,89	0,888	0,889	0,908	0,83	0,906	0,94	0,924	1,123	0	0,926	0,926	0,942	0,93	0,943	0,918
9	Inj10 (E10-E11)	0,955	1,029	0,985	0,988	1,075	0,989	1,025	0,983	0,988	1,134	0	1,005	1,022	1,008	1,008	0,998
10	Inj11 (E11-E12)	0,94	0,98	0,945	0,955	1,057	0,954	0,978	0,947	0,966	0,952	1,15	0	0,98	0,928	0,975	0,931
11	Inj12 (E12-E13)	0,908	0,86	0,843	0,857	0,933	0,855	0,857	0,86	0,858	0,85	0,945	0,921	0	0,845	0,916	0,831
12	Inj13 (E13-E14)	0,875	0,916	0,83	0,85	0,852	0,84	0,89	0,862	0,84	0,872	0,983	0,88	0,955	0	0,994	0,823
13	Inj14 (E14-E15)	0,82	0,85	0,87	0,87	0,944	0,891	0,902	0,85	0,905	0,94	0,998	0,906	0,919	1,14	0	0,952
14	Inj15 (E15-E16)	0,822	0,994	0,969	0,982	1,047	1,015	1,026	1,031	1,02	1,005	1,123	1,025	1,008	1,027	1,254	0
15	Inj16 (E16-E1)	0	0,972	0,893	0,918	0,961	0,929	0,935	0,951	0,931	1,004	1,038	0,918	0,945	0,947	0,943	1,04

## 2. Costos de implementación del sistema de ensayo (componentes)

<b>Cantidad</b>	<b>Descripción</b>	<b>Costo Unitario (USD)</b>	<b>Costo Extendido (USD)</b>
18	Cables coaxiales con conectores SMA hembra y lagartos*	16,41	295,38
18	Conectores SMA macho*	12,91	232,38
18	Electrodos de aluminio*	1,75	31,5
1	Placa de aluminio*	35	35
1	Microcontrolador Arduino	30	30
1	Tarjeta de muxes analógicos compatibles Arduino	25	25
1	Tarjeta de 16 ADC de 24-bit compatible con Arduino	72	72
1	Accesorios misceláneos	50	50
4	Suero fisiológico para pruebas	15	60
		<b>Total (USD)</b>	<b>831,26</b>
	* costo unitario para la empresa Canan, no es precio de compra		

### **3. Publicación aceptada (siguiente página)**