

Tomografía de impedancia eléctrica para el seguimiento del edema de pulmón: estado del arte y propuesta del proyecto IMPETOM

Eduardo Santos¹, Walter Olivera¹, Javier Hurtado² y Franco Simini¹

1. **nib** - Núcleo de Ingeniería Biomédica de las Facultades de Medicina e Ingeniería, UNIVERSIDAD DE LA REPUBLICA, Hospital de Clínicas, Av. Italia S/N, 11600 Montevideo - URUGUAY

2. Departamento de Fisiopatología, Facultad de Medicina, UNIVERSIDAD DE LA REPUBLICA, Montevideo, URUGUAY

esantos@fing.edu.uy

Resumen. El seguimiento del edema de pulmón se vería muy facilitado por la disponibilidad de una representación gráfica de su extensión y de su densidad para guiar las acciones terapéuticas. Actualmente el clínico cuenta con medios indirectos de estimación del edema ya que la obtención de imágenes de radiografía o de tomografía computada no puede repetirse. Para evitar traslados de pacientes críticos y para tener información continua, se propone la tomografía por impedancia eléctrica. Se reseñan las propuestas de diseño de circuitos de EIT (Electrical Impedance Tomography), que comprenden un generador de onda, una fuente de corriente, un amplificador diferencial, un voltímetro síncrono, multiplexores y un módulo de control. Estudiadas ocho propuestas, se presentan las características de cinco de ellas (Inglaterra 2005, Uruguay 2002, Irán 2006, China 2007 y Brasil 2009) que sugieren decisiones óptimas: digital direct synthesizer (DDS) para la generación de señal, configuración de Howland para la fuente de corriente, demodulación síncrona y un conversor análogo digital de 16 bits y digital Signal Processor (DSP) para procesar las medidas y obtener datos para el algoritmo de reconstrucción.

1. Introducción

El tratamiento del edema de pulmón se basa entre otros parámetros en la estimación de la entidad del volumen alveolar ocupado por líquido. La inyección de corrientes de alta frecuencia (50 KHz) en amplitudes no percibidas por el organismo humano –del orden de 2 mA- y posterior medida de voltajes cutáneos, permite estimar matrices de impedancias eléctricas al recorrer puntos fijos del tórax del paciente. Las matrices de valores superficiales son procesadas para obtener imágenes de cortes tomográficos. El método, conocido como Tomografía de Impedancia Eléctrica (EIT por sus siglas en inglés), permite plantear el desarrollo de un equipo de bajo costo, no invasivo y de aplicación prolongada que muestre a lo largo de los días la “mancha” de líquido en los pulmones y su evolución.

Iniciando con los trabajos pioneros de Barber y Brown en 1994 [1] las dos últimas décadas han visto un crecimiento de las aplicaciones de la EIT en centros de investigación, con pocas ofertas

comerciales. Desde 1995 el Núcleo de Ingeniería Biomédica (**nib**) ha desarrollado sucesivamente circuitos [2], programas de reconstrucción [3] y prototipos completos de EIT [4, 5] bajo el nombre de IMPETOM (**IMPE**dancia **TOM**ografía) con resultados de pruebas en voluntarios sanos y fantasmas.

Este trabajo presenta la evolución de las soluciones adoptadas por los autores que las han publicado.

2. Estructura de un equipo de EIT

Los bloques que conforman un equipo de EIT son los siguientes:

- Generador de onda
- Fuente de corriente
- Amplificador diferencial
- Voltímetro síncrono
- Multiplexores
- Módulo de control

La Figura 1 muestra los bloques de un tomógrafo EIT típico.

Las imágenes que se obtienen de un EIT son cortes axiales cuya densidad de imagen permite distinguir zonas de impedancia diferente, como son el aire y el líquido, cuyas permisividades a la corriente distan en más de un orden de magnitud. La resolución de las imágenes de EIT es baja, debido al reducido número de puntos de medida que coinciden con los electrodos aplicados sobre la piel. La Figura 2 muestra una foto de un fantoma y la imagen reconstruida por un EIT experimental [2, 3].

2.1. Generador de onda

El generador de onda genera la señal de referencia para la fuente de corriente, generalmente sinusoidal, además de generar la señal de sincronismo que utilizará el demodulador. Existen soluciones analógicas y digitales, siendo las últimas las más utilizadas en desarrollos recientes como por ejemplo el circuito descrito por Saulnier [6]. Estas soluciones consisten en alimentar un conversor digital-analógico con muestras almacenadas en una memoria. El rendimiento de este bloque es medido en términos de la pureza espectral y de su relación señal a ruido.

2.2. Fuente de corriente

La fuente de corriente toma la señal sinusoidal del generador de onda y la convierte en señal de corriente que será inyectada en el cuerpo mediante electrodos. Se pueden utilizar fuentes referenciadas o fuentes flotantes. Las primeras son ideales para equipos con múltiples fuentes, mientras que las segundas son más utilizadas en equipos con una sola fuente [6]. Las soluciones propuestas para la fuente de corriente son variadas, mayoritariamente utilizando amplificadores operacionales o transistores discretos, pero todas enfrentan finalmente el mismo problema: la impedancia de salida que es difícil mantener baja [6]. Esta impedancia está compuesta por una resistencia de salida y las capacidades parásitas y afecta el valor inyectado, aunque no siempre de la misma manera, ya que depende de la carga vista por la fuente, en este caso el cuerpo humano (y la interface electrodo-piel), que varía constantemente. Es por esto que el diseño de la fuente debe tener en cuenta este error, y sobre todo, poder mantenerlo en un rango aceptable. Además existen métodos para medir la corriente [6] que se está inyectando y para poder reflejar esto en el algoritmo de reconstrucción.

2.3. Amplificador diferencial

Si bien aquí existe la posibilidad de utilizar o medidas diferenciales o medidas referenciadas a tierra, la gran mayoría de los equipos [6] adoptan configuraciones diferenciales. Esto es debido a que es más natural medir diferencias entre electrodos, dado la naturaleza del problema. Nuevamente aquí hay un problema importante a resolver: la ganancia en modo común. Para solventar esto hay que elegir los componentes y el punto de trabajo muy cuidadosamente, además de que existe la posibilidad de utilizar técnicas específicas como por ejemplo el uso de un electrodo adicional colocado lejos de la zona donde se toma la medida [6].

2.4. Voltímetro síncrono

Para luego reconstruir una imagen tomográfica es necesario tener medidas de voltaje sensibles a la fase, ya sea para medir la resistividad junto a la permitividad, o tan solo la resistividad. Para esto es necesario contar con una señal coherente proveniente del generador de onda. Es posible realizar esta demodulación en forma analógica o digital, siendo esto último lo más utilizado recientemente [6]. Una forma de realizar la demodulación digital es a través de un ADC (convertor digital analógico), el cual convierte la señal de entrada en digital, y las muestras son multiplicadas por funciones seno o coseno de la misma frecuencia que la señal inyectada. Luego las muestras son integradas durante un número de ciclos de la onda original como describe Saulnier [6].

2.5. Multiplexores

Los multiplexores son necesarios en sistemas con una sola fuente de corriente o con menos voltímetros que electrodos. Son utilizados para seleccionar los canales por donde se inyecta corriente y en donde se mide la diferencia de potencial. Los multiplexores tienen características no ideales que generan problemas importantes en los equipos, como la resistencia de encendido, y sobre todo, las capacidades de entrada y salida.

2.6. Control

El control es necesario para sincronizar todos los bloques, almacenar los datos medidos y pasarlos a una computadora que se encargará de realizar la reconstrucción de la imagen. Dependiendo de la complejidad que se le quiera atribuir a este bloque, las opciones son muy variadas, desde microcontroladores básicos [9] hasta DSPs (procesadores digitales de señales) de alto rendimiento [7, 8, 11, 13] si se quiere realizar un pre procesamiento de los datos más complejo.

3. Método de la revisión bibliográfica

Buscamos la bibliografía sobre sistemas de EIT, excluyendo las publicaciones referidas a los algoritmos de reconstrucción. Por lo tanto el conjunto de publicaciones estudiadas se refiere a los circuitos propuestos por sus respectivos autores. Esta búsqueda se realizó a través del portal Timbó [14], utilizando el metabuscador de EBSCOHost, que permite buscar en varias bases simultáneamente, entre ellas IEEEExplorer, SpringerLink y MedLine. Las publicaciones seleccionadas debían contener una descripción del hardware utilizado, y ser posteriores al año 2004, debido a que en este año es que se concluyó el estudio previo de este método en el NIB, y por lo tanto las publicaciones anteriores a esta fecha son analizadas en las documentaciones correspondientes a esos proyectos [2, 3, 4, 5]. Estas documentaciones también son incluidas en el análisis, para comparar las características de los equipos.

La búsqueda arrojó seis publicaciones de cinco grupos que, junto con las soluciones de IMPETOM, permiten comparar las tendencias de diseño y comparar rendimientos. Estos tomógrafos EIT, a los que se añaden las soluciones previas a 2004 reseñadas en IMPETOM, y el equipo comercial desarrollado por Dixtal, son presentados en el párrafo siguiente en orden de fecha de publicación.

4. Proyectos de EIT

Ferreira, Rodríguez y Simini en 2002 proponen [2] una circuitería de equipo de tomografía por impedancia eléctrica con generación de la señal sinusoidal mediante el generador de funciones MAX038 (Maxim). La fuente de corriente incluye el operacional AD844 (Analog Devices), copiando la corriente con que se alimenta este operacional. Luego dos multiplexores MAX336 (Maxim) seleccionan los electrodos que conducirán la corriente. En la etapa de medida, 16 circuitos idénticos evitan el uso de un multiplexor. El INA114 (Burr Brown) funciona como amplificador de instrumentación y a la salida se encuentra un filtro pasabanda realizado con el chip MAX274 (Maxim). Luego un muestreador se implementa con el integrado LTC1043 (Linear Technologies).

En el proyecto que integra este diseño en un nuevo prototipo, **González, Liguori, y Simini** en 2005 [4,] desarrollan la etapa de control y de conversión analógica/digital mediante la placa de desarrollo PC-LPM-16PnP (National Instruments), que cuenta con 16 canales de entrada y conversores de 12bits de resolución. Los resultados medidos por [2] muestran un SNR (relación señal a ruido) de 40 dB, CMRR (relación de rechazo al modo común) en el orden de los 50 dB y una impedancia de salida en la fuente de corriente de 560 k Ω a 50 kHz.

Wang, Liu y Wang en 2005 utilizan un DSP [7, 8] para realizar el control y el preprocesamiento de los datos, además de utilizar la capacidad de procesamiento en paralelo para acelerar los tiempos de

reconstrucción. El DSP utilizado es el TMS320F206 (Texas Instruments). Un VCCS (fuente de corriente controlada por voltaje) genera la señal que se inyecta por los electrodos. Para la medida de voltajes utilizan un multiplicador realizado con el chip AD734 (Analog Devices). Luego hay un filtro pasa bajos realizado con el chip MAX275 (Maxim), y se usa finalmente el conversor AD1674 (Analog Devices). Los resultados están orientados a los tiempos de reconstrucción, llegando a una tasa de más de treinta imágenes por segundo.

Xu y otros en 2005 [9] construyen un equipo para mapeo de las características eléctricas del cerebro. El sistema cuenta con 16 electrodos para inyectar corriente y medir los voltajes. Un DDS (Síntesis digital directa) es utilizado para generar la señal sinusoidal (AD7008 (Analog Devices)) de 1 mA y de una sola frecuencia 50 kHz. Los autores no dan información sobre la fuente de corriente. El procesador utilizado es el C8051F021 (Silicon Laboratories). Utilizan multiplexores para seleccionar los electrodos en donde se inyecta corriente, y donde se miden las diferencias de potencial. Se hacen pruebas en tanque.

Soleimani en 2006 [10] muestra un equipo de bajo costo para la reconstrucción en 2 dimensiones. La señal es generada por medio digital, utilizando una EPROM (27C258) para guardar una señal sinusoidal de 23 kHz. Un contador lee los datos de la EPROM y alimenta un DAC (DAC-0808 National Semiconductor). La distorsión armónica fue medida en 1,3%. Esta señal alimenta un buffer que a su vez está conectado al VCCS realizado con el operacional AD644 (Analog Devices). Para la medida del voltaje se utiliza un demodulador sincrónico debido a su capacidad para eliminar el ruido. Se utiliza el amplificador de instrumentación AD625 (Analog Devices) como etapa de entrada, antes de la tarjeta de adquisición.

Xu y colaboradores mejoran en 2007 la propuesta anterior creando un equipo [11] que utiliza 128 electrodos para realizar imágenes en tres dimensiones del tórax humano. Inyectan corrientes en modo de multifrecuencia utilizando el circuito integrado AD9852 (Analog Devices). El rango de las frecuencias va de 1 kHz a 2 MHz. El módulo de control es implementado con el chip TMS320F2812 (Texas Instruments). Como multiplexores utilizan el chip MAX306 (Maxim). Para la adquisición de datos utilizan a la entrada el integrado AD624 (Analog Devices) como pre-amplificador, luego un filtro de cuarto orden tipo Butterworth con el integrado MAX275 (Maxim). La señal de sincronismo es tomada del AD9852, y un demodulador sincrónico es implementado dentro del DSP. Como conclusiones muestran imágenes reconstruidas, pero no dan datos de rendimiento del hardware, ni bajo forma de relación SNR ni de ninguna otra forma.

Bera y Nagaraju en 2009 desarrollan [12] un equipo para estudiar la calibración. Para la inyección de corriente utilizan un VCO construido con el integrado MAX038 (Maxim), que alimenta un generador de corriente del tipo Howland modificado [6]. Este módulo es realizado con dos operacionales AD811 (Analog Devices) para inyectar una corriente de 1mA a 50kHz. Para la medida de voltaje se utiliza una etapa de amplificación diferencial y un filtro. Luego se mide con un multímetro y un osciloscopio digital la señal de voltaje resultante. Además se utiliza un electrodo central para reducir el modo común de la señal. Los resultados muestran que el modo común es reducido a un máximo de 67 mV.

Hamidi, Jafari, Moosavi Nia y Soleimani en 2010 implementan [13] un demodulador sincrónico en un DSP (MS320C6713 Texas Instruments) que está montado en la placa de desarrollo TI AIC23 (TLV320AIC23 Texas Instruments). Esta placa cuenta con dos conversores análogo digital de 16bits y una tasa de muestreo de 96 kbps. Con datos simulados, el sistema tuvo un error en la fase de 0,12 grados y una relación señal a ruido (SNR) de 130dB. Utilizando un fantoma, los resultados fueron algo peores, pero siguen siendo significativamente buenos.

DIXTAL Biomédica desarrolló un equipo comercial, denominado DX 1800, que provee imágenes en tiempo real del tórax del paciente. Cuenta con dos módulos: el equipo DX 1800 en sí mismo, y un

programa de monitoreo que se ejecuta en una computadora. El equipo DX 1800 es el que se encarga de la generación de corriente, medida de voltaje y procesamiento de los datos. El equipo tiene 32 electrodos a ser colocados en una única fila alrededor del tórax del paciente. El programa se encarga de la interfaz con el usuario y de desplegar las imágenes reconstruidas. La conexión entre los dos módulos es asegurada a través de una conexión Ethernet. Debido a que es un equipo comercial sin publicaciones, no fue posible obtener detalles de la implementación de los bloques del equipo.

La tabla 1 presenta las características resumidas de los equipos reseñados más representativos, tomando las cifras publicadas y extrapolando información allí donde es posible.

Tabla 1. Características comparadas de circuitos para Tomografía de Impedancia Eléctrica.				
	Sheffield system Inglaterra 2005 [5]	IMPETOM C Uruguay 2002 [2]	Open acces Irán 2006 [10]	Sistema 128 electrodos China 2007 [11]
Generación de señal	Look up table en ROM	Analógico con generadorfunciones	EPROM 27C258, VCCS(AD644)	DDS AD9852 (altera)
Fuente corriente	flotante con transformador	AD844	generador corr. 5mA, 23kHz	
Multiplexor	2 multiplexores 1-16 AD DG506	2 multiplexores de 1 a 16	Multiplexores IC-4067	Multiplexores 16 MAX306
Medida diferencial	Amplificador de instrumentación INA 110	Amplificador de instrumentación INA 114	Amplificador de instrumentación AD625	Pre ampl. AD624 c filtro pasabajos 4 orden MAX275
Demodulador	Voltímetro síncrono sensible a la fase	Muestreador LTC1043	Demodulación por pulso sincronizado	Demodulador sincrónico
Procesamiento	Computador externo	IMPETOM – I [3]	Tarjeta E/S: ADVANTECH PCL-812PG 16bits	High speed DSP TMS320 F2818

5. Conclusión

Los equipos realizados en los últimos años coinciden mayoritariamente en el uso de algunos métodos, como DDS para la generación de la señal sinusoidal, una configuración de Howland simple o modificada para la fuente de corriente. En la etapa de medida, a la amplificación de instrumentación le sigue una demodulación sincrónica y un conversor análogo digital de al menos 16bits de resolución; para el control y preprocesamiento de los datos. Los DSP son la opción más utilizada por su velocidad. Además, cuantos menos multiplexores se utilicen, mejor performance tendrá el equipo. Esta configuración parece dar la mejor relación entre el rendimiento y el costo.

La solución implementada en **IMPETOM**, debido al momento tecnológico en que fue desarrollado inicialmente, dista bastante de lo que se piensa implementar al día de hoy, ejemplificado en las realizaciones más recientes. La investigación prosigue sobre varios aspectos de este desarrollo para lograr un prototipo acorde a los objetivos planteados. El poder disponer de un instrumento de bajo costo, no invasivo, sin radiación ionizante, que de cuenta en todo momento de la evolución del contenido acuoso en el tejido pulmonar es una aspiración de los intensivistas de todo el mundo. Las aplicaciones no se limitan al seguimiento del edema de pulmón de origen cardíaco, si no que puede aportar elementos clínicos fundamentales en el seguimiento del ARDS (Adult Respiratory Distress Syndrome). La confirmación de la ubicación de la masa acuosa pulmonar mediante **IMPETOM** permite decidir la mejor posición del paciente con ARDS: supina o prona.

6. Bibliografía

- [1] Brown B, and Barber D 1994 Electrical Impedance Tomography *IEE Colloquium on Functional Imaging* (IEEE Press) p 1/1
- [2] Ferreira A, Rodríguez A, and Simini F 2002. IMPETOM-C Tomógrafo de Impedancia Eléctrica. Tesis de fin de carrera, Montevideo: Facultad de Ingeniería, Univ. de la República.
- [3] Hartman R, Lobo J, Ruétalo M, and Simini F 2002. IMPETOM-I Tomógrafo de Impedancia Eléctrica. Tesis de fin de carrera, Montevideo: Facultad de Ingeniería, U. de la República
- [4] González S, Liguori A, and Simini F 2005. IMPETOM. Tesis de fin de carrera, Montevideo: Facultad de Ingeniería, Universidad de la República.
- [5] Quinteros W and Simini F 2007. IMPETOM-48 Tomógrafo de Impedancia Eléctrica con tres hileras de electrodos. Tesis de fin de carrera, Montevideo: Fac. de Ingeniería, U. de la República
- [6] Saulnier G 2005 *EIT instrumentation*. en Holder, D *Electrical impedance tomography: methods, history and application*. (London: Institute of Physics Pub.) p 67
- [7] Wang C, Liu J, and Wang H 2005 Pipeline data acquisition method in the EIT system *Instrumentation and Measurement Technology Conf. (Canada)* vol 1 (IEEE Press) p 437
- [8] Wang M, Ma Y, Holliday N, Dai Y, Richards W, and Lucas G 2005 A high-performance EIT system *IEEE Sensors J.* **5** 289-99
- [9] Xu G, Zhang S, Wu H, Yang S, Geng D, Yan W, and Wang M 2005 The acquisition hardware system with direct digital synthesis and filtered back-projection imaging in electrical impedance tomography. *Eng. in Medicine and Biology 27th Annual Conf. (China)* (IEEE Press) p 7758
- [10] Soleimani M 2006 Electrical impedance tomography system: an open access circuit *BioMed. Eng. OnLine* 5 28
- [11] Xu G, Wang R, Zhang S, Yang S, Justin G, Sun M, and Yan W 2007 A 128-electrode three dimensional electrical impedance tomography system *Proc. of the 29th Annual Int. Conf. of the IEEE EMBS (France)* (IEEE Press) p 4386
- [12] Bera T, and Nagaraju J 2009 A simple instrumentation calibration technique for electrical impedance tomography (EIT) using a 16-electrode phantom *5th Annual IEEE Conf. on Automation Sci. and Eng. (India)* (IEEE Press) p 347
- [13] Hamidi S, Jafari R, Moosavi N and Soleimani M 2010 Design and Implementation of a DSP-based Digital Phase Sensitive Demodulation for an EIT System *J. Phys.: Conf. Ser.* **224** 012147
- [14] Timbó 2011 www.timbo.org.uy

Agradecimientos

Los autores agradecen el apoyo recibido por los colegas médicos que plantearon inicialmente la idea de buscar un instrumento de las características de **IMPETOM**, mucho antes de que existieran las múltiples propuestas publicadas y actualmente presentes en el mercado. En modo especial se hace mención a la Dra. Cristina Santos, responsable del Laboratorio de Exploración Funcional Respiratoria del Hospital de Clínicas que ha colaborado en este trabajo y opera un tomógrafo experimental brasileño, cuyas características no fueron publicadas. Los compañeros del **nib** que tomaron parte en el proyecto **IMPETOM** desde el año 2000 ven reflejado aquí el resultado de su esfuerzo, por lo que los autores les extienden su agradecimiento: Adriana Ferreira, Alfredo Rodríguez, Santiago González, Raúl Hartman, Mateo Ruétalo, Jorge Lobo, Andrés Liguori y Walter Quinteros. A los autores de una primera versión de instrumento de medida de la Impedancia Eléctrica de miembros inferiores -Cecilia Frugoni, Ramiro Escuder y Lauro Artia- el reconocimiento a los pioneros. Finalmente los autores agradecen a los colegas docentes que aportaron ideas y conocimiento como el Prof. Pablo Mazzara, el Prof. Linder Reyes, la Ing. Fiorella Haim, el Ing. Daniel Geido y el recordado Prof. Dr. Fernando Nieto fallecido hace 10 años, que guió la realización de los primeros impedanciómetros del país.