



núcleo de ingeniería biomédica
facultades de medicina e ingeniería



universidad de la república

Análisis del sistema IMPETOM y uso de EIT en la detección del foco de ataques de epilepsia

Luis Eduardo Santos¹

Monografía vinculada a la conferencia de Javier Hurtado sobre Control de parámetros respiratorios y de ventilación mecánica en Medicina Intensiva: desafíos tecnológicos pendientes del 21 de abril de 2009

¹Núcleo de Ingeniería Biomédica - Facultades de Medicina e Ingeniería - Universidad de la República, Uruguay

Email: drdsnts[en]yahoo[.]com;

Resumen

Fundamento - Se analiza la implementación del tomógrafo por impedancias eléctricas realizado en el Núcleo de Ingeniería Biomédica por diferentes proyectos de fin de carrera, y se realiza una comparación entre dos equipos de EIT a través de la exploración del uso de estos equipos para la detección del foco de los ataques de epilepsia.

1. Introducción

La tomografía por impedancias eléctricas (EIT por sus iniciales en inglés) brinda la distribución de la conductividad de un corte del objetivo. Para realizar esto se inyecta corriente al objetivo por medio de electrodos colocados en la superficie, y otros electrodos se encargan de medir la diferencia de potencial en otras partes de la superficie. Para reconstruir la distribución de conductividad se debe resolver este problema en donde se conocen las condiciones de borde para un número finito de puntos.

2. IMPETOM

Tres proyectos de grado han estudiado e implementado las diferentes partes del tomógrafo, en una primera instancia dos proyectos trabajaron simultáneamente para desarrollar, por un lado, el hardware capaz de inyectar la corriente y medir los voltajes en los electrodos (Proyecto IMPETOM C) y por otro lado, desarrollar el software que recibiera las medidas y reconstruyera las imágenes (IMPETOM I). El tercer proyecto (IMPETOM) une las dos partes anteriores.

2.1. Impetom C. [1]

Describiremos el diseño, implementación y resultados de este proyecto.

2.1.1. Diseño

Método de medida. Se utiliza una configuración tetrapolar, esta consiste en la inyección de corriente en la región (par de corriente) mediante un par de electrodos, mientras un segundo par de electrodos mide el voltaje en la frontera (par de voltaje).

Tipo de imagen a reconstruir. El método de imagen absoluta involucra la generación de una imagen (estática) de la distribución absoluta de la resistividad o impedancia en ohmios. En la práctica el problema estático es difícil de resolver ya que las imágenes son muy sensibles a los errores en la recolección de datos o a defectos del modelo matemático del cuerpo. Los problemas aparecen principalmente por un mal conocimiento a priori de la forma del cuerpo y de la posición de los electrodos.

Sin embargo, si se limita la atención a la reconstrucción de imágenes a partir de cambios en la resistividad, derivados de un cambio en los voltajes en los electrodos, el problema se torna mejor condicionado. Esto es debido a que algunos de los errores, llamados sistemáticos (tales como contorno no circular, distinta separación relativa de los electrodos, diferencias entre las ganancias de los distintos canales de medida de voltaje) se cancelan parcialmente a partir de la diferencia de dos conjuntos de voltajes.

Esta técnica se conoce como de imagen diferencial (o dinámica) y no necesariamente limita el alcance del sistema EIT ya que se podría obtener información anatómica mediante la imagen a partir del cambio de resistividad con la frecuencia.

Ya que los métodos diferenciales son los que eliminan mejor los errores sistemáticos, son los que mejor se adaptan para la recolección de imágenes in vivo. Para este proyecto se eligió una configuración que permite ambos tipos de imágenes, dejando al proyecto IMPETOM I la decisión en cuanto a este tema.

Método de inyección de corrientes. Se usa un sistema de corrientes constantes. Estos sistemas utilizan una única fuente por la cual se inyecta corriente en un par de electrodos a la vez. En los restantes electrodos se procede a medir el voltaje generado.

Sistemas multifrecuencia, bi-frecuencia y monofrecuencia. Los sistemas multifrecuencia permiten la obtención de imágenes anatómicas que posibilitan la caracterización del tejido, sin la necesidad de la alta precisión que requieren otros sistemas tanto en la circuitería como en el modelo. Otra bondad de este tipo de sistemas es que permite la obtención de imágenes estáticas diferenciales, lo cual posibilita eliminar errores sistemáticos en la medida. Como contrapartida aumenta la complejidad de la circuitería y hay que tener en cuenta el comportamiento de las distintas partes del circuito respecto a la frecuencia. En sistemas que cuentan con un multiplexor para la inyección de la corriente es altamente inconveniente usar varias frecuencias ya que la capacidad parásita introducida por éste generaría errores inaceptables a las frecuencias más altas. A frecuencias muy altas la interferencia entre canales (cross-talk) es muy significativa, y a determinadas frecuencias se reduce la relación señal a ruido comparada con los sistemas monofrecuencia. Como consecuencia de ello las imágenes serán más ruidosas y con una resolución espacial reducida. La

alternativa es usar una sola frecuencia, cuyo sistema presenta un diseño mucho más sencillo. Este tipo de sistema presenta mayor inmunidad frente a las capacidades parásitas de los multiplexores, ya que se logra evitar el tener que trabajar a frecuencias altas. Otra ventaja radica en que es más fácil lidiar con el modo común que en los sistemas multifrecuencia. Una desventaja de los sistemas monofrecuencia, es que en el caso de querer obtener imágenes anatómicas, no es posible con el método de inyección de corrientes constantes. (Solo es posible si se utiliza un sistema de corrientes óptimas.) Para IMPETOM se optó por utilizar una única frecuencia.

Arquitectura de los electrodos. La arquitectura elegida es la de electrodos adyacentes, es decir, la corriente se inyecta entre dos electrodos contiguos.

El arreglo adyacente ofrece el número máximo de medidas independientes para un número dado de electrodos, lo que se traduce en una buena resolución de la imagen reconstruida. Por otro lado, presenta la peor SNR y un mayor rango dinámico de las señales (por ejemplo, para un sistema de 16 electrodos y con una corriente de 2 mA, el rango de las señales medidas es de 100 uV a 20 mV).

Número de electrodos. Cuanto mayor sea el número de electrodos, mayor será la cantidad de medidas independientes, lo que lleva a un incremento de la resolución de la imagen reconstruida. Sin embargo el uso de una gran cantidad de electrodos genera problemas considerables. Si la tasa en la recolección de los datos se quiere mantener, el tiempo de adquisición para cada medida se reducirá, ya que el período de medida para un par de electrodos inyectores de corriente dado disminuye, y por lo tanto la performance señal/ruido se degradará. También provocará un incremento en el rango dinámico de los valores de voltaje medidos debido a que las señales mayores se incrementarán y las más pequeñas decrecerán.

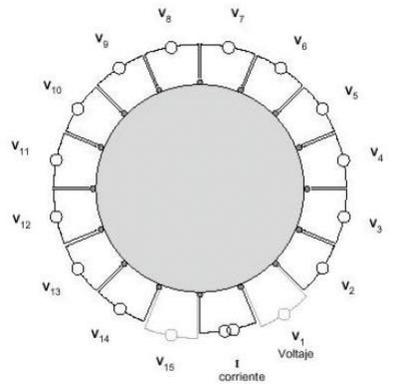


Figura 1: Configuración de electrodos para adquisición de datos del IMPETOM

2.1.2. Implementación

Para la implementación de esta parte se debieron construir los siguientes tres bloques:

Generación de señales Todos los métodos en EIT están basados en una medida precisa de la bioimpedancia, requiriendo para esto de una fuente de señal estable y de baja distorsión. Estas señales son usadas como referencia para la fuente de corriente, y para el sincronismo con el sistema de medida de voltajes. Estas señales deben tener baja distorsión armónica, tienen que ser muy estables, y generar una frecuencia de salida de 50 kHz (la frecuencia elegida para el sistema) mu precisa. Este sistema se implementó mediante

el generador de funciones MAX038. En estos sistemas se obtiene una onda sinusoidal al conformar adecuadamente una onda triangular a través de circuitos conformadores de onda no lineales. Este tipo de sistemas utilizan elementos de circuitos multivibradores en la generación de las ondas triangulares. La frecuencia de la onda está determinada en primera instancia por un condensador y una resistencia externa, mientras que con otra resistencia se realiza un ajuste fino.

Sistemas de inyección de corrientes.

Fuente de corriente. Para el sistema de inyección de corrientes se eligió una fuente dual balanceada single ended, como el que se muestra en la figura. La fuente está formada por un amplificador operacional

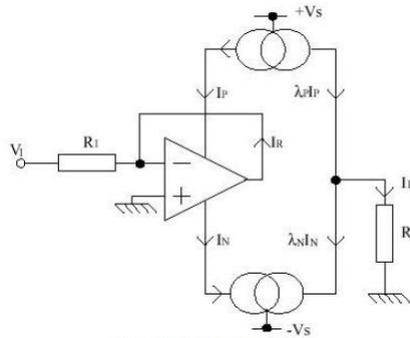


Figura 2: Fuente de corriente.

el cual es conectado como un buffer de ganancia unitaria, y con las conexiones de suministro de voltaje de alimentación conectado a la entrada de dos espejos de corriente brindando la corriente de control a los mismos. Los espejos de corriente son usados para copiar las corrientes de alimentación desde el amplificador conducir las hacia la carga. Éstos, trabajan alternadamente en cada semiciclo de la señal (en antifase). Este tipo de implementación se denomina fuente dual balanceada.

Las entradas inversora y no inversora, tienen una alta impedancia (típicamente mayor a $1M\Omega$), y por lo tanto la corriente de salida del amplificador operacional debe alcanzar precisamente la diferencia entre las corrientes de suministro positiva y negativa, si no existe otra conexión.

Cada espejo de corriente tendrá una ganancia cercana a la unidad y por lo tanto si las salidas de los espejos se suman conectándolos al mismo nodo, entonces la corriente neta de salida igualará la diferencia entre las corrientes de control de ambos espejos. Esta diferencia es igual a la corriente de entrada del circuito y por lo tanto la corriente de salida se aproximará a la corriente de entrada ($I_L = V_i / R$).

Multiplexor. Se optó por el uso de un multiplexor analógico para lograr acceder a los 16 electrodos a partir de una única fuente de corriente.

Para esto, IMPETOM cuenta con 2 multiplexores 16:1, uno para inyectar la corriente desde la fuente de corriente hacia el electrodo 'a' y otro multiplexor para proveer el camino de la corriente hacia el punto de referencia del sistema desde el electrodo 'b' adyacente al 'a'.

Sistema de medida de voltaje.

Características de las señales a medir: La diferencia de voltaje a medir es muy pequeña y la 'mejor' información se obtiene de su parte real. La diferencia de potencial depende de la posición de los electrodos de voltaje, de la posición de los electrodos de inyección de corriente y de la distribución interna

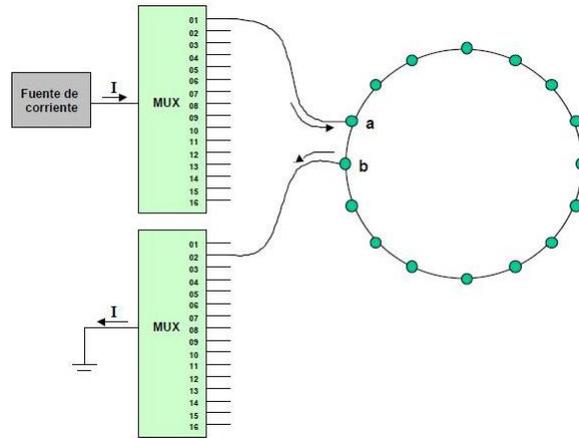


Figura 3: Sistema de inyección de corriente con multiplexores.

de conductividad. La variación en la amplitud del voltaje es considerada como una 'modulación AM' de la corriente ('señal portadora'), por lo que para obtener la información del voltaje deseada se debe 'demodular' las señales obtenidas. Un parámetro importante a considerar en el proceso de medida es la SNR.

Características de la etapa de medida. En esta etapa se debe obtener el valor real del voltaje diferencial de cada par de electrodos receptor. Primero, la impedancia de entrada de la etapa de medida debe ser alta, de forma que la corriente recorra el cuerpo, pero no se escape hacia los canales de medida ocasionando pérdida de voltaje debido al contacto electrodo receptor - piel. La señal recibida por cada electrodo receptor debe ser acoplada en alterna (en AC) de modo de rechazar el voltaje de contacto de los electrodos y las pérdidas, el ruido a baja frecuencia y la interferencia de las líneas de potencia. Además es necesario bloquear cualquier corriente de continua desde los electrodos, ya que de otro modo provocaría al paciente quemaduras de origen electrolítico.

Entonces, se puede concluir, que el bloque debe tener una etapa de acoplamiento AC, una de demodulación, una de amplificación diferencial y otra de filtrado, las cuales deberán proveer un buen rechazo al modo común.

En la Figura se muestra el esquema general de uno de los 16 canales de medida.

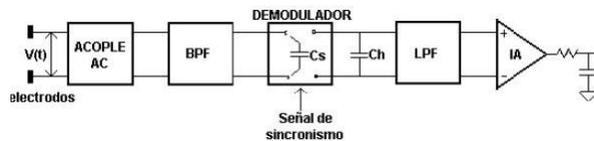


Figura 4: Esquema general de un canal de medida.

Acoplamiento AC y alta impedancia de entrada. Estas funciones se lograron mediante la implementación de guardas activas. Las guardas preceden al resto de la etapa de medida, por tanto, además de cumplir la función de 'guarda' para el cable coaxil, sirve también como buffer de entrada a la etapa de medida.

La guarda conductora puede implementarse con dos amplificadores operacionales estables a ganancia unitaria

para poder utilizarlos en configuración seguidora. Para la implementación de las guardas se usó amplificadores en bloques duales. Los componentes elegidos fueron: MAX412 y OPA2227.

Etapa de demodulación. En esta etapa se utiliza un demodulador sincrónico con simple and hold implementado mediante la técnica del capacitor flotante.

La técnica del capacitor flotante es adecuada cuando se desea un CMRR alto. Esta no es otra que la demodulación síncrona con un SandH, con la particularidad que en vez de usar dos capacitores, el voltaje diferencial a ser amplificado carga un único capacitor y luego el voltaje almacenado es transferido al amplificador. Para la implementación del capacitor flotante se usó el integrado LTC1043 de Linear Technology.

Amplificador de instrumentación. Se usa un amplificador operacional INA114 de Burr Brown. Se utilizan 16 canales en paralelo de recepción.

2.1.3. Resultados

Los valores aquí desplegados fueron realizados con una arquitectura adyacente de electrodos, a corriente constante de 2.5 mA a 50 kHz, y los valores de voltaje obtenidos corresponden a la parte real del mismo, o sea la componente en fase con la corriente inyectada.

Generación de corriente

Distorsión armónica Los valores obtenidos por IMPETOM-C para la distorsión armónica en la señal de corriente inyectada considerando el segundo y tercer armónico, fue de -59 dB con una impedancia de carga de

Desfasaje entre la señal inyectada y la de sincronismo El desfasaje medido entre la señal sinusoidal inyectada y el tren de pulsos de sincronismo usado en la etapa de demodulación, fue de 5 grados.

Sistema de medida de voltajes. Se puede comprobar que en el peor de los casos se obtiene una SNR de 40dB. Aunque la SNR mínimo está por debajo de los 60dB (equivalente a un 0,1÷ de ruido rms en el nivel de la señal), valor obtenido por otros grupos de trabajo en EIT, 40dB de SNR permitirían detectar cambios del 1÷ en la impedancia, lo que equivale a cambios de 10 ml en volúmenes de edema pulmonar con imágenes dinámicas.

2.2. IMPETOM I [2]

2.2.1. Características del sistema:

Se optó por generar imágenes estáticas o anatómicas. La razón por las que llegaron a esa determinación es que imagen no depende de algún conjunto previo de medidas tomadas como referencia. Para lograr este objetivo se calcula el perfil de conductividades dentro de la región de interés, no se tiene en cuenta la parte imaginaria de la impedancia por lo que se independiza de la frecuencia a utilizar por IMPETOM-C. Se implementaron tres métodos de reconstrucción:

- Retroproyección
- Matriz de sensibilidad
- Newton-Raphson

Los dos primeros son técnicas de un solo paso, es decir, reconstrucción basada en la linealización del problema inverso obteniendo una solución que corresponde a la variación de conductividades respecto a una distribución de referencia, con menos cálculos. Los métodos de un solo paso generan una imagen utilizando una única operación matemática. Son rápidos y robustos y en general trabajan con imágenes dinámicas. En principio, dado que estas técnicas están determinadas por operadores lineales invariables, se pueden representar como una multiplicación de un vector de medidas de voltaje por una matriz que representa el operador de la reconstrucción. A pesar de la simplicidad de la formulación, la búsqueda de los coeficientes de dicha matriz no es fácil.

Mientras, el método de Newton-Raphson es iterativo, Utilizan operaciones repetitivas que en cada paso mejoran la imagen. Intenta una reconstrucción de la distribución de conductividades absoluta teniendo en cuenta la ausencia de linealidad del problema.

2.2.2. Resultados

Simulación de medidas. Para evaluar los métodos de reconstrucción se utilizaron medidas simuladas y también medidas reales; con estas últimas se realizaron evaluaciones cualitativas. Para simular medidas se construyeron rutinas en Matlab que permitieron seleccionar una distribución de conductividad, para luego calcular las diferencias de potencial medidas entre pares de electrodos de la misma forma que se haría en un sistema real.

Reconstrucción de objetos únicos. Para los tres métodos la resolución fue menor hacia el centro. Esto se debe a que se utilizó la configuración adyacente de electrodos para las medidas, esto brinda una menor resolución en el centro de la imagen. En el método de retroproyección se mantiene un aumento continuo de la resolución desde el centro hacia la periferia; En Matriz de Sensibilidad y Newton Raphson se mantiene constante la resolución. En la periferia es donde se observa una mejor resolución para los tres métodos estudiados. En particular el método de retroproyección es el que muestra mejor resolución en la periferia. En el apéndice A se muestran las reconstrucciones así como las distribuciones de conductividad respectivas.

Reconstrucción de dos objetos. Se encontró que los métodos de Retroproyección y Matriz de Sensibilidad no lograron reconstruir satisfactoriamente dos objetos con un diámetro del $20\div$ del diámetro total ubicados en el centro de la región y espaciados una distancia igual al $20\div$ del diámetro total mientras que el método de Newton Raphson si lo logró.

2.2.3. Software DEMO-IMPETOM I v. 1.0

IMPETOM I permite leer las medidas guardadas en archivos con extensión *.txt. Elimina las medidas adyacentes a los electrodos de corriente y las prepara para su procesamiento.

Luego de cargar las medidas IMPETOM I permite elegir cualquiera de los tres métodos mencionados para la reconstrucción de la imagen la cual muestra en distintas figuras en una grilla estándar de 492 elementos. También es posible mejorar la resolución de la imagen para los métodos de Matriz de Sensibilidad y Retroproyección al incorporar una grilla de 1968 elementos para la reconstrucción.

La aplicación consiste en rutinas, desarrolladas en Matlab y compiladas en C++.

2.3. IMPETOM [3]

El tercer proyecto dedicado al EIT trataba de reunir los dos proyectos anteriores, generando la interface entre ellos, Sus características son:

- Atender la solicitud del usuario.
- Controlar la tarjeta IMPETOM C para que genere corrientes y mida voltajes.



Figura 5: Pantalla inicial de IMPETOM I.

- Leer los voltajes presentados por IMPETOM C.
- Comunicar esos valores en un formato admisible por IMPETOM I

Este sistema fue implementado mediante una tarjeta de adquisición de datos comercial PC-LPM-16PnP de National Instruments.

2.3.1. Resultados del sistemas con fantomas

Reconstrucciones de botellas: Al reconstruir imágenes de cortes tomográficos en fantoma con una única botella se encontró que la calidad de las mismas depende de la posición que ocupa la botella dentro del mismo. Las imágenes obtenidas con la botella contra los bordes del fantoma son correctas, mientras que se pierde la forma y posición a medida que nos desplazamos hacia el centro.

Utilizando más de un objeto, se vio que cuando son cercanos, la zona entre ambos se ve confusa y no se distingue la interfase entre ellos, las fronteras internas prácticamente se diluyen y la imagen representa una mancha en la que apenas se adivina que formas lo componen.

2.3.2. Resultados del sistema completo en pruebas in vivo

En los estudios realizados para la adquisición de imágenes en seres vivos con este prototipo de IMPETOM no es posible distinguir las estructuras anatómicas ni los cambios fisiológicos que en ellas se producen. Algunas de las razones por las que se ve este mal resultado son las siguientes:

- Los algoritmos de reconstrucción fueron optimizados para reconstrucción en fantoma.
- La geometría del cuerpo no es circular como asumen los algoritmos de reconstrucción.
- No se tienen en cuenta las corrientes que fugan fuera del plano del corte.
- El software de reconstrucción no compensa las impedancias de contacto de los electrodos.

- Se está utilizando una tarjeta de adquisición de 12 bits sin control automático de ganancia cuando el ideal debiera ser 16 bits o más con ganancia programable.
- No hubo una investigación adecuada del tipo de electrodo que se debía utilizar.

3. Comparación entre dos equipos de EIT para imágenes de cambios de impedancia durante epilepsia. [4]

3.1. Introducción

La tomografía por impedancia eléctrica tiene el potencial de medir cambios en el voltaje asociados con ataques de epilepsia y reconstruirlos mediante imágenes de la conductividad interna. Esto provee una gran ventaja para pacientes con epilepsia severa que son resistentes a tratamientos con drogas y requieren cirugía. En estos pacientes es necesario investigar donde se origina el ataque. Mediante EIT esta información puede ser obtenida durante un ataque, ahorrando mucho tiempo.

En este estudio se busca establecer cuál de los dos sistemas probados es mejor para generar imágenes durante un ataque de epilepsia.

Los dos equipos comparados son el UCH Mk2.5 (del University College de Londres) y el KHU Mk1 (Kyung Hee University, Seoul), a continuación se exponen las principales características de ambos equipos.

Cuadro 1: Características de los equipos a comparar.

	UCH Mk2.5	KHU Mk1
Electrodos	32	16
Sistema de medidas	Sistema de medida de 4 electrodos	Una fuente de corriente, 16 voltímetros en paralelo (método de electrodos adyacentes)
Señal	Multifrecuencia (20 Hz a 1.6 MHz)	Monofrecuencia (39 Hz a 500 Khz)

3.2. Métodos de colocación de electrodos para imágenes durante ataques de epilepsia

Se utilizaron tres protocolos de electrodos para realizar las pruebas, estos son:

EEG31: Diseñado para equipos de 32 electrodos. 31 electrodos son colocados proveyendo una cobertura pareja del cuero cabelludo, la corriente se inyecta por electrodos en posiciones polares y casi polares y los voltajes son medidos por electrodos adyacentes a través de tres líneas que unen los electrodos de corriente, dos paralelas al ecuador, y una encima del cráneo.

Espiral: Diseñado para equipos de 16 electrodos, estos se colocan secuencialmente desde el inferior del cráneo subiendo hasta el vértice en forma de espiral, la corriente es inyectada en pares de electrodos separados 180, 120 o 60 grados.

Espiral sub occipital: Similar al anterior pero los dos electrodos sobre el hueso occipital son movidos hacia debajo de forma de mejorar la resolución vertical.

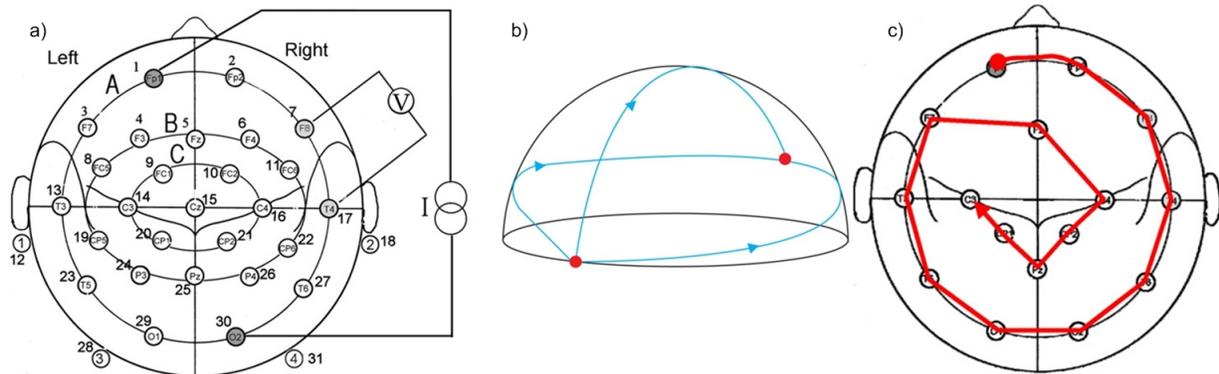


Figura 6: a) Posición de los electrodos para el protocolo EEG31. b) Líneas de medida de voltaje en el protocolo EEG31. c) Posición de los electrodos para el protocolo Espiral.

3.3. Características del estudio

Durante ataques de epilepsia la impedancia local del cerebro varía entre un $10\div$ y un $100\div$ debido a la hinchazón de las células, esto se traduce en variaciones del voltaje en el cuero cabelludo entre $0,1\div$ y $1\div$.

3.4. Diseño experimental

Las medidas son tomadas sobre un recipiente con forma de cabeza, relleno con solución salina, y donde una pequeña esponja simula los cambios de resistividad durante un ataque de epilepsia. Esto proporciona un cambio en la conductividad de un $30\div$. Para el equipo UCH Mk2.5, los datos son tomados para el protocolo EEG31 y el protocolo espiral, mientras que para el equipo KHU Mk1 se utilizan los protocolos de espiral y espiral sub occipital. Para el sistema UCH se inyecta corriente de 400 uA con frecuencias de 2, 4, 8, 16, 32, 64 y 128 KHz. Aunque solo se utiliza la componente de 4 KHz para la reconstrucción de la imagen. Con el sistema KHU se utilizan 930 uA a 10 KHz.

3.5. Resultados

En un medio homogéneo, la mejor imagen fue obtenido mediante el protocolo espiral sub occipital de 16 canales en el KHU Mk1. El error en la localización del foco fue del $8\div$ y la deformación de la esponja fue de un $11\div$ del diámetro del tanque. Con la presencia del cráneo, la mejor reconstrucción fue obtenida con el protocolo EEG31 y el UCH Mk2.5, el error en la localización fue del $13\div$ y la deformación del $17\div$ del diámetro del tanque. Con el cráneo en el tanque, el protocolo espira sub occipital tuvo similares errores en la localización y en la deformación que el EEG31, pero tuvo se observaron más cambios de la conductividad que no pertenecían a las perturbaciones propias de la reconstrucción.

4. Conclusiones

El error en la localización de la fuente del ataque con el UCH Mk2.5 fue comparable a los que se obtienen mediante EEG. Con este nivel de resolución, en un $90\div$ de los casos se estuvo dentro de los límites de la resección. De esta forma, el uso de EIT parece suficiente para la localización de la actividad epiléptica. De todas maneras, se espera que la relación señal a ruido será $50\div$ más baja en las pruebas con humanos, debido al contacto entre los electrodos y la piel, y ruido fisiológico.

Referencias

1. Adriana Ferreira, Alfredo Rodríguez, *IMPETOM C, Documentación de proyecto*, Núcleo de Ingeniería Biomédica, 2002.
2. Raúl Hartman, Jorge Lobo, Mateo Ruétalo, *IMPETOM I, Documentación de proyecto*, Núcleo de Ingeniería Biomédica, 2002.
3. Santiago Gonzalez, Andrés Liguori, *IMPETOM, Documentación de proyecto*, Núcleo de Ingeniería Biomédica, 2005.
4. L Fabrizi, A McEwan, T Oh, E J Woo, D S Holder, *A comparison of two EIT systems suitable for imaging impedance changes in epilepsy*, *Physiol. Meas.* 30 (2009) S103-S120.

Apéndice: Imágenes de medidas tomadas con los diferentes sistemas.

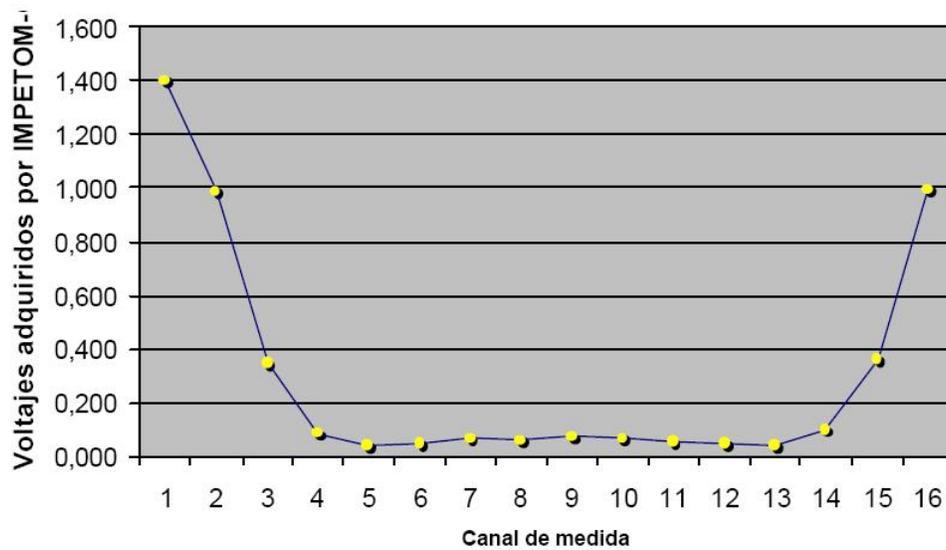


Figura 7: IMPETOM C: Medidas de voltaje en fantoma para una distribución de conductividad uniforme (par de corriente N°1)

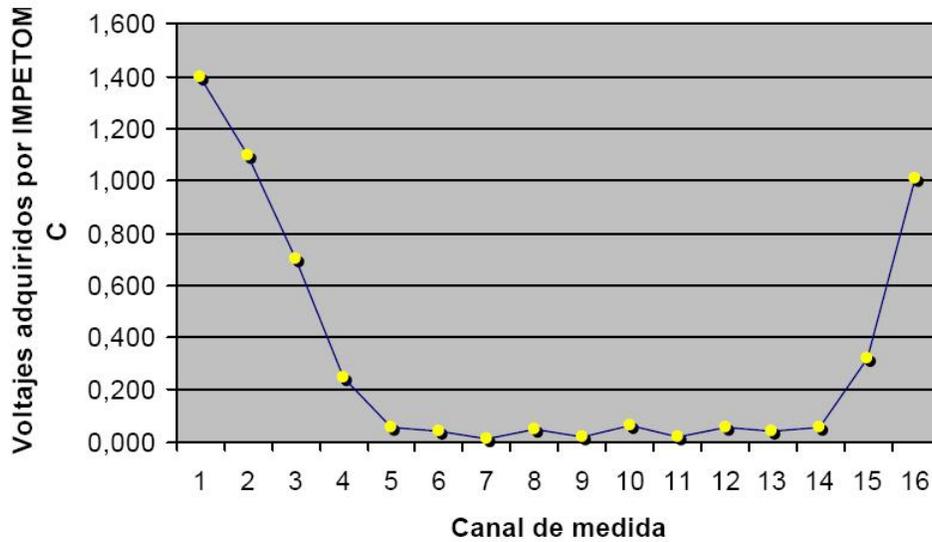


Figura 8: IMPETOM C:Medidas de voltaje en fantoma con objetivo entre los electrodos 2 y 3 (par de corriente N°1).

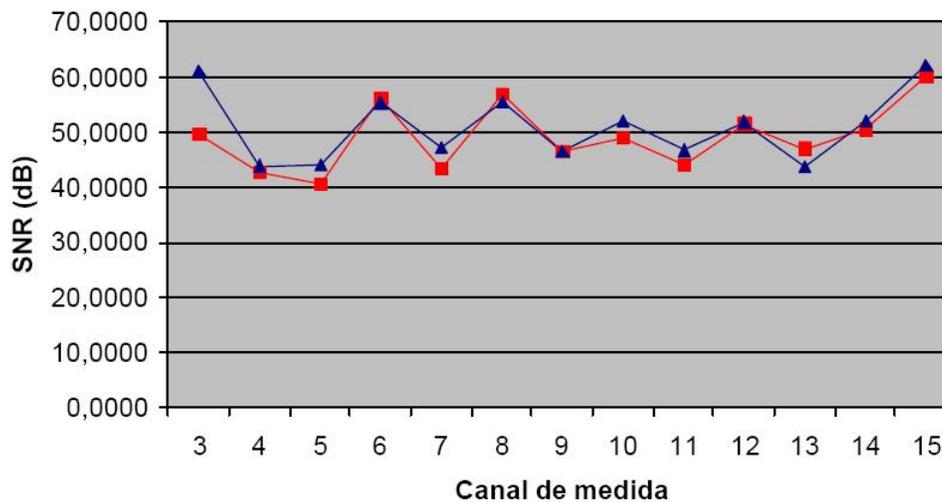


Figura 9: IMPETOM C:Gráfico con los valores de SNR estimados (par de inyección = N°1). Rojo: SNR hallado en la práctica. Azul: SNR esperado

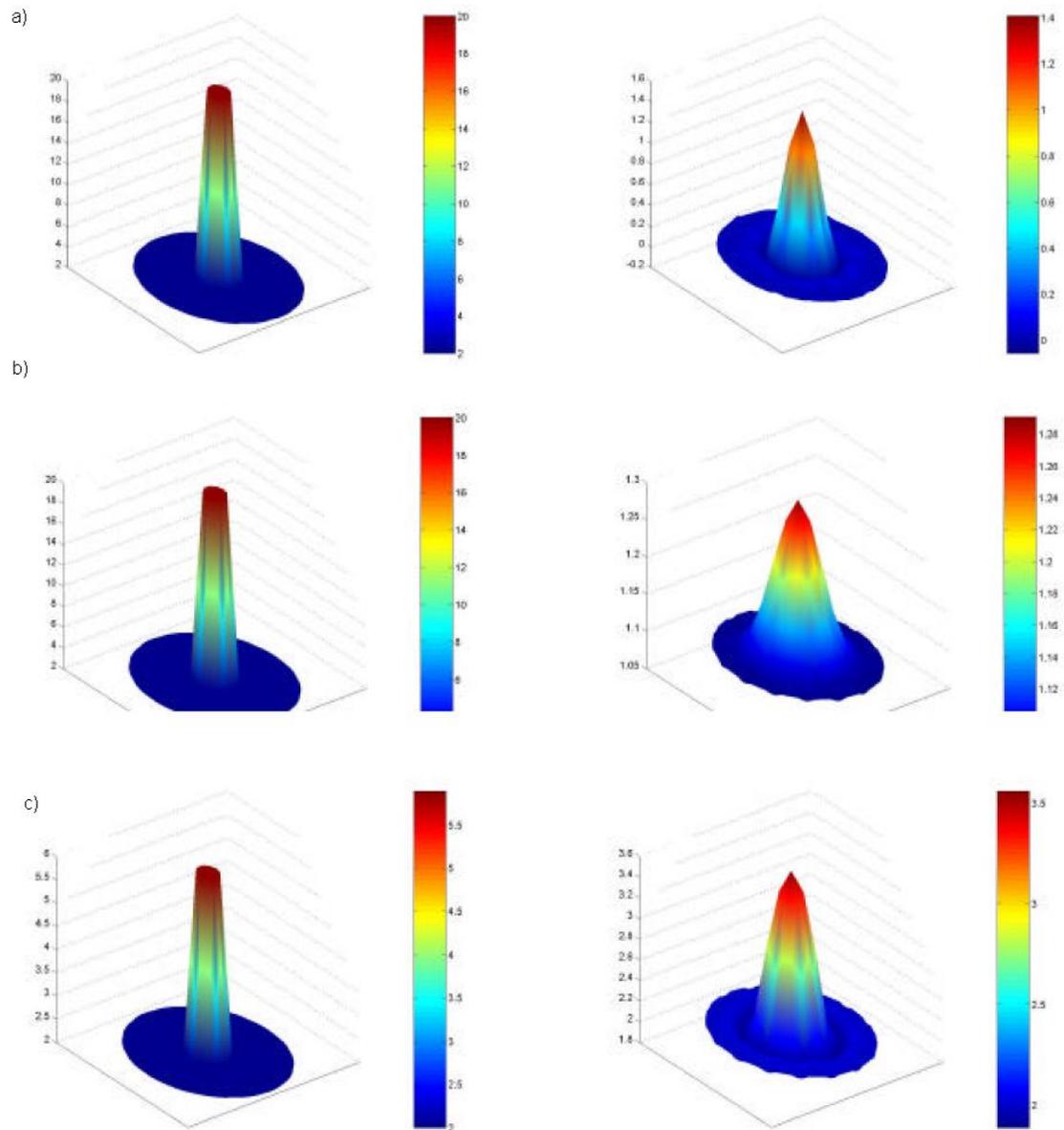


Figura 10: I

MPETOM I: Se muestran a la izquierda la distribución de conductividad original (simulada) y a la derecha el resultado de la reconstrucción según el método correspondiente. Con 'C' se representa la ubicación del centro de la perturbación y con 'D' el diámetro de la misma. El diámetro de la región circular es uno. a) Método Matriz de sensibilidad b) Método Retroproyección c) Método Newton-Raphson

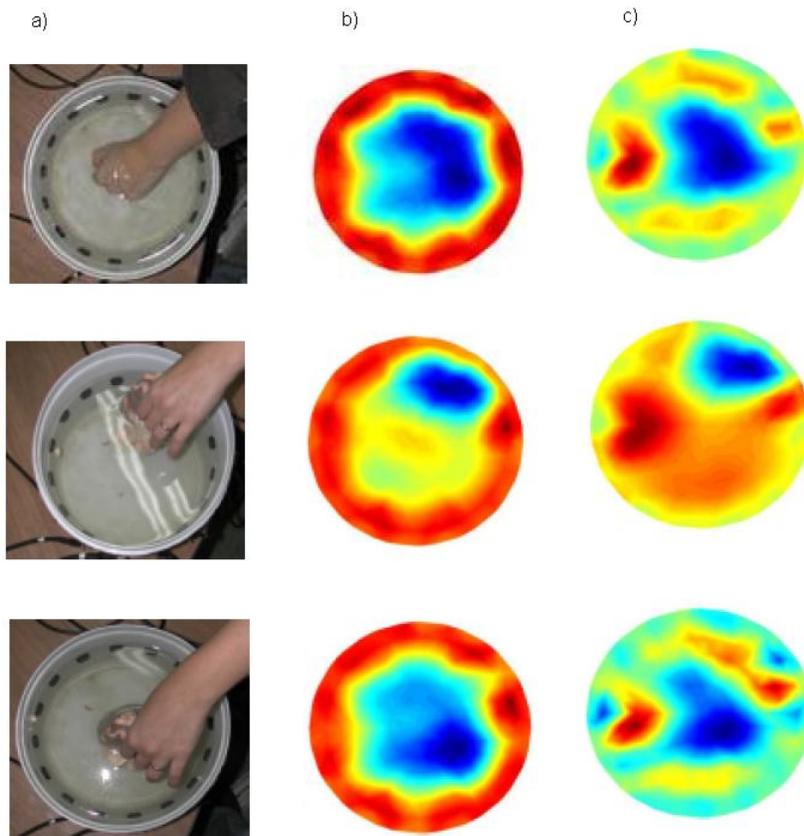


Figura 11: IMPETOM: Algunas de las pruebas realizadas con tejidos animales. a) Objeto b) Referencia teórica c) Referencia real

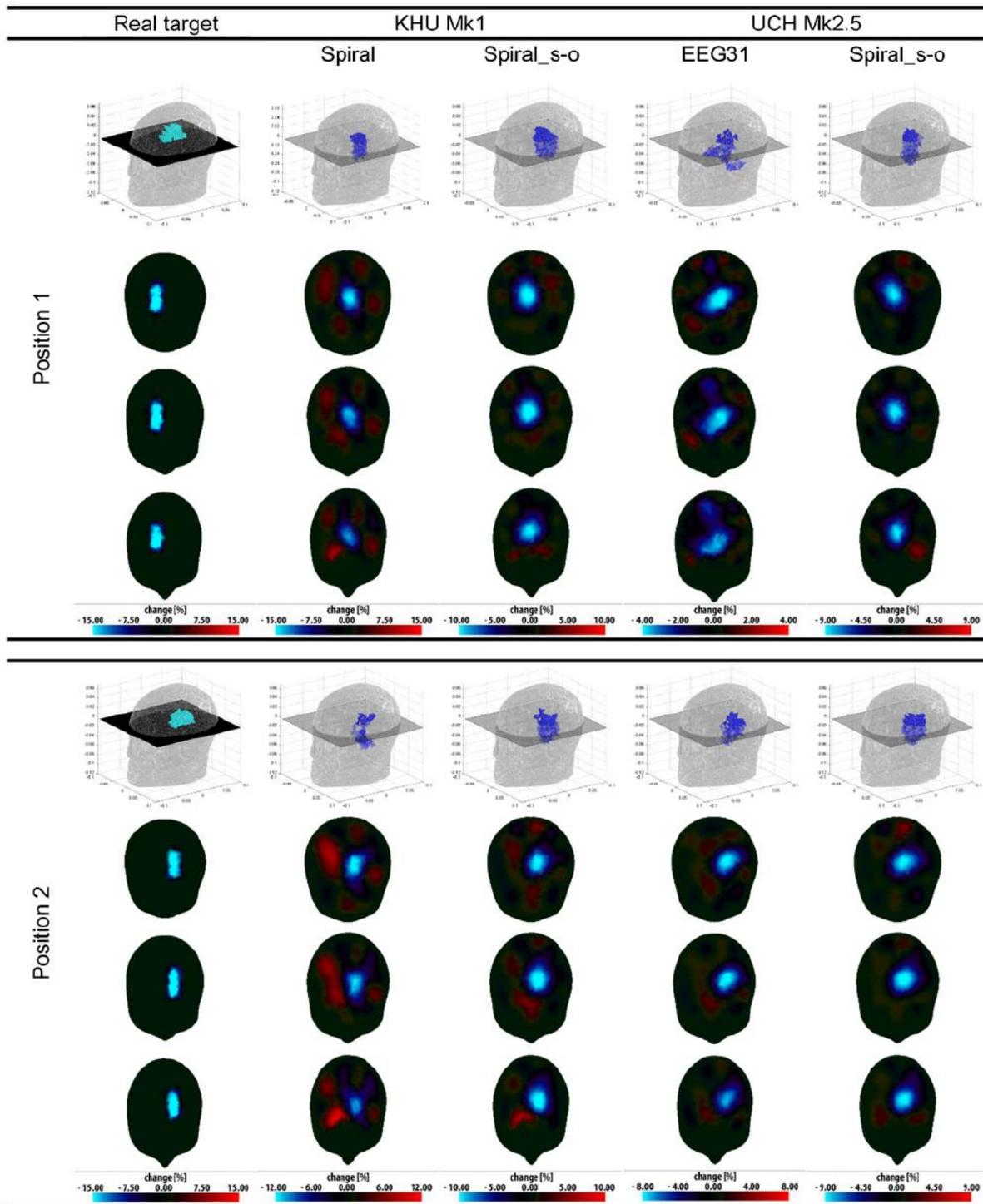


Figura 12: Sistemas para detección de focos de epilepsia: Simulación del cráneo. Imágenes reconstruidas