

Desarrollo de un Sistema Semi-paralelo de 16 Electrodo para la Detección de Tejidos Cancerosos en Modelos Eléctricos Empleando Métodos de Impedancimetría

Mario Castro ^{*}1, Miguel Ángel Aguillón ¹, Adrián Martínez ².

¹Laboratorio de Bioingeniería, ²Laboratorio de Neurofisiología, Dirección de Investigaciones en Neurociencias del Instituto Nacional de Psiquiatría "Ramón de la Fuente Muñiz", Calzada México-Xochimilco No. 101, Col. San Lorenzo Huipulco, Tlalpan, México, D.F., C.P. 14370. E-mail: castrog@imp.edu.mx

Palabras clave: impedancia, semi-paralelo, fantom, inyección polar.

RESUMEN

Se ha desarrollado un sistema semi-paralelo de 16 electrodos para la detección de tejidos cancerosos en modelos eléctricos (fantom) empleando métodos de impedancimetría, con el objetivo de tener un método de diagnóstico no invasivo, sencillo de utilizar y de bajo costo. Este sistema consta de un generador de onda sinusoidal a 100 kHz. y una fuente de corriente constante de 1.5 mA., que es conmutada a 16 electrodos de inyección, en varios modelos que fueron construidos, basados en las propiedades eléctricas de tejidos biológicos, uno simula un tejido completamente sano (homogéneo) y en otro fueron introducidos cambios en su impedancia simulando áreas cancerosas (heterogéneo). La reconstrucción se realizó por medio del método de retroproyección y visualizadas con el sistema de procesamiento de datos Khoros a través de Cantata, un lenguaje visual de flujo de datos expresado gráficamente, el cual provee un ambiente de programación visual dentro del sistema Khoros. Nuestros resultados muestran que la mejor estrategia es la de inyección polar y tomando 2000 muestras de cada punto de adquisición para su amplificación, rectificación y conversión A/D, formándose así una matriz de 16x16 para la reconstrucción de la imagen. Se visualizaron cada uno de los modelos en distintos mapas de colores para una comparación con sus respectivos modelos físicos.

Key words: impedance, semi-parallel, fantom, polar injection.

ABSTRACT

A semi-parallel system of 16 electrodes for the cancerous tissues detection in electrical models (fantom) has been developed using impedancimetry methods, like method of alternative diagnosis non-invasive, simple to use and of low cost. This system consists of a generator of sine wave to 100 kHz. With a source of constant current of 1.5 mA., that is exchanged to 16 electrodes of injection, in several models that were constructed, based on the electrical biological weave properties, one simulates a

healthy weave completely (homogenous) and in another one cancerous areas were introduced changes in their impedance simulating (heterogenous). The reconstruction was processed by the method of backprojection and visualized with the system of data processing Khoros through Cantata, a visual language of data flow expressed graphically, which provides an atmosphere with visual programming within the Khoros system. Our results show that the best strategy is of polar injection and taking 2000 samples from each point of acquisition, for its later amplification, rectification and conversion A/D, forming therefore a matrix of 16x16 for the reconstruction of the image. Each one of the models in different color maps for a later comparison with their respective physical models were visualized.

INTRODUCCIÓN

La impedancimetría o la Tomografía por Impedancia Eléctrica (TIE) es una técnica para formar imágenes del interior de un objeto o del cuerpo, basado en mediciones hechas por electrodos colocados en la superficie del mismo. Pequeñas corrientes eléctricas son aplicadas al objeto en estudio a través de un arreglo de electrodos, estos son utilizados en la medición de voltaje. Algoritmos computacionales son usados para la reconstrucción de imágenes sobre la distribución de las impedancias eléctricas del interior del mismo. Debido a que los diversos órganos de nuestro cuerpo están conformados por distintas propiedades eléctricas, las imágenes resultantes a partir de las impedancias internas del mismo pueden permitirnos hacer un análisis anatómico, además de que algunos tejidos varían su impedancia de acuerdo con su funcionalidad. Estos tipos de cambios en las propiedades eléctricas pueden dar información sobre la función de un órgano, tal como lo puede ser el bombeo de sangre del corazón.

Las imágenes creadas por TIE son de baja definición y reproducen pequeños detalles anatómicos. Esto es porque el problema de

resolución en TIE es considerablemente más complejo y difícil, que la reconstrucción de imágenes por resonancia magnética, por rayos X, etc. La razón de esta complejidad es el flujo de corrientes que atraviesan el cuerpo por muchas rutas, además de que la densidad de corriente fluye por la ruta de menor impedancia. Por lo tanto los algoritmos de reconstrucción deben de considerar estas rutas de corrientes como desconocidas. A pesar de estas dificultades se reconocen las imágenes formadas, y estudios clínicos han ido determinando lo conveniente de la técnica. Comparándolo con otras técnicas de obtención de imágenes médicas, TIE ofrece varias ventajas: los instrumentos son ligeros, portátiles y pueden ser usados a un lado de la cama, es relativamente barato y no requiere habilidades especiales por parte del operador. La impedancia eléctrica es una modalidad que ofrece información que no está disponible por las otras técnicas, como lo es el conocimiento de la impedancia de tejidos específicos.

El objetivo general de este trabajo es la obtención de un prototipo para la Tomografía por Impedancia Eléctrica (TIE) de uso en la detección de tejidos dañados (cancerosos) y que se disponga de un documento de referencia para plantear otras alternativas.

Análisis de estructuras eléctricas sencillas

El primer objeto que analizamos es el disco conductor por adaptarse a la geometría que se pretende medir al hacer una tomografía de impedancias. De hecho, un cilindro se adapta mucho mejor a la situación real de medidas en seres humanos, pero la complejidad es un poco mayor (Barber & Brown, 1986, Barber & Seagar, 1987, Gisser *et al.*, 1987, Seagar *et al.*, 1987). Pero se realiza una aplicación algebraica para el caso homogéneo, comparándolo posteriormente con un caso sencillo no homogéneo.

La solución algebraica obtenida por el método de separación de variables para un disco conductor de radio R_0 y conductividad σ_0 , cuando la inyección de corriente a lo largo de toda la periferia $I(\theta)$ es antisimétrica respecto al eje X es (Fig. 1):

$$\Phi(r, \theta) = \sum_{n=1}^{\infty} C_n r^n \text{sen} n\theta \quad (1)$$

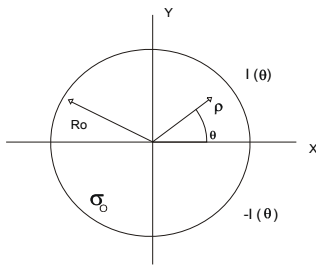


Fig. 1. Disco conductor

Los coeficientes C_n están determinados por las condiciones de contorno a través de:

$$-\sigma_0 \frac{\delta\phi(r, \theta)}{\delta n} = I(\theta) \quad (2)$$

Para $r=R_0$ siendo n la normal a la superficie.

Si desarrollamos $I(\theta)$ en serie de Fourier, y como se ha impuesto la condición de simetría respecto a $\theta=0$, se obtiene:

$$-\sigma_0 \sum_{n=1}^{\infty} C_n n R^{n-1} \text{sen} n\theta = \sum_{n=1}^{\infty} I_n \text{sen} n\theta \quad (3)$$

Donde:

$$I_n = \frac{2}{\pi} \int_0^{\pi} I(\theta) \text{sen}(n\theta) d\theta \quad (4)$$

Por lo cual

$$C_n = \frac{I_n}{\sigma_0 n R^{n-1}} \quad (5)$$

Siendo la solución para el potencial:

$$\Phi(r, \theta) = \sum_{n=1}^{\infty} \frac{I_n r^n}{\sigma_0 n R^{n-1}} \text{sen} n\theta \quad (6)$$

Los voltajes en la periferia vendrán dados por:

$$V(\theta) = \phi(R_o, \theta) = \sum_{n=1}^{\infty} \frac{I_n R_o}{\sigma_o n} \text{sen } n\theta \quad (7)$$

Cuando el disco incluye una zona central de conductividad distinta (Fig. 2), es fácil deducir, por el método de separación de variables e imponiendo las condiciones de contorno en la frontera entre los dos medios de distinta conductividad, por lo tanto, la expresión del potencial en el contorno es:

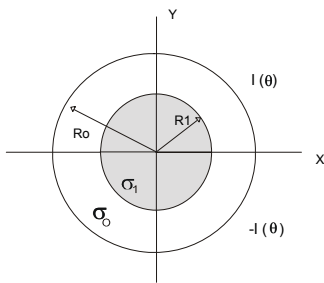


Fig. 2. Disco conductor con una zona central de distinta conductividad.

$$V(\theta) = \phi(R_o, \theta) = \sum_{n=1}^{\infty} \frac{I_n R_o}{\sigma_o n} \frac{1 + \mu R^{2n}}{1 - \mu R^{2n}} \text{sen } n\theta \quad (8)$$

Donde:

$$R = \frac{R_1}{R_o} \quad \mu = \frac{c-1}{c+1} \quad c = \frac{\sigma_1}{\sigma_o} \quad (9)$$

A partir de estas dos ecuaciones del potencial en el contorno (8, 9) se puede observar que la información estructural es la contenida en la expresión:

$$\frac{1 + \mu R^{2n}}{1 - \mu R^{2n}} \quad (10)$$

La ecuación (8) la podemos interpretar como el producto de la transformada de

Fourier angular de la corriente por la información "estructural". Al considerar la periodicidad angular de las corrientes en la periferia, la transformada es una serie discreta.

En la ecuación (10), al ser $R < 1$ la alteración más importante del potencial de contorno se dará $n=1$, que puede interpretarse como la frecuencia angular fundamental de la inyección de corriente establecida por las condiciones de contorno.

Obsérvese que para un caso tan sencillo como éste, para conocer cuál es el radio y la conductividad de la zona central es necesario poder medir, como mínimo, el efecto para dos de las componentes de la frecuencia angular ($n=1, n=2$).

Cuando la inyección de corriente se realiza a través de dos electrodos puntuales, se puede resolver el problema directo utilizando una transformación conforme (Barber & Seagar, 1987). Para un disco tangencial al eje X e inyección de corriente por los puntos de la abscisa $x=a$ y $x=-a$, la transformación apropiada, para pasar del plano $x-y$ al $u-v$, es:

$$u + jv = \frac{\ln(x + jy + a) + \ln(x + jy - a)}{2a} \quad (11)$$

Cuando a tiende a cero, electrodos infinitamente juntos, la transformación es: $u + jv = 1/(x + jy)$. Esta transformación es utilizada frecuentemente, por su sencillez, para obtener la solución del problema directo (Rosell J, 1989).

MATERIALES Y MÉTODOS

Desarrollo electrónico

La parte básica del sistema esta integrado por el circuito ICL8038 de INTERSIL, el cual genera una señal sinusoidal de 100 kHz., capaz de proporcionar una corriente máxima efectiva de 1.5 mA. En nuestro caso sólo aplicamos 800 μ A. que es controlada por una fuente de corriente constante, la cual es demultiplexada a través de dos circuitos de 1:16 canales analógicos (CD4067B-Texas Instruments), posteriormente adquirir los voltajes desarrollados. El software que tenemos nos provee de un control total de los puntos de inyección, permitiéndonos inyectar esta corriente de diferentes maneras: método polar, método de los vecinos, entre otras.

Fantom: modelos de simulación

En este trabajo se incluye el desarrollo de dos modelos que simulan las propiedades eléctricas de tejidos sanos y cancerosos, utilizando circuitos RC de montaje de superficie (Kejariwal & Kaster, 1993). Cada una de las ramas que componen el modelo de tejido, esta formado por un elemento resistivo y un elemento capacitivo conectados en forma paralela (RC), tal como se muestra en la Fig. 3.

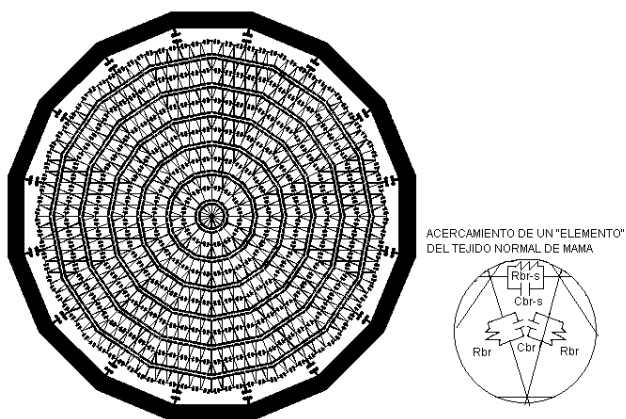


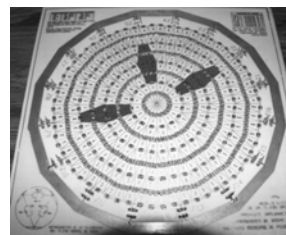
Fig. 3. Modelo de prueba.

Se construyó un modelo totalmente homogéneo, como el que se muestra en la figura 4a. Este modelo consta de 256 elementos triangulares, los cuales tienen los mismos valores RC en toda el área del modelo. Cada uno de estos elementos triangulares forman el 0.39% del área total del modelo.

Así mismo se construyó otro modelo en el cual se introdujeron cambios en los valores RC en tres áreas distintas, como se puede apreciar en la Fig. 4b. El área que representa una de estas tres partes es del 2.34 % del área total del modelo.



a)



b)

Fig. 4. En (a) se muestra el modelo homogéneo y en (b) el modelo heterogéneo

Rectificación y condicionamiento de señales

La rectificación y condicionamientos de las señales fueron hechas en paralelo por medio de 16 amplificadores (LF347 National Instrument) y de 16 rectificadores de media onda que detectan, amplifican y rectifican los voltajes en todos los puntos de medición.

Conversión A/D

Para realizar la conversión A/D, se utilizó una tarjeta comercial (PCL-812PG) con 12 bits de resolución y un tiempo de conversión de 35 μ s. El promedio de muestras fue de 2000 por cada punto de lectura a una velocidad de muestreo de 16 kHz. El sistema eléctrico completo se muestra en la Fig. 5.

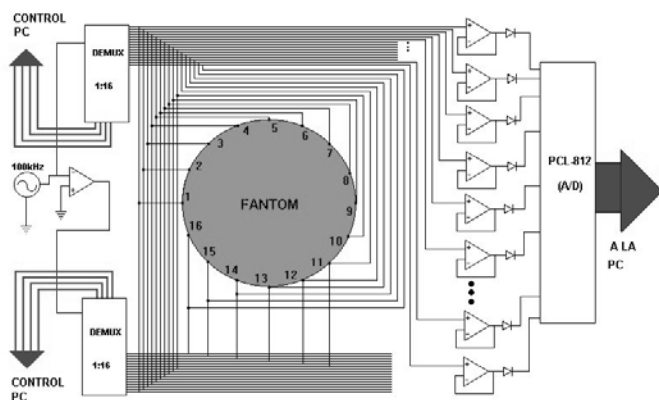


Fig. 5. Sistema eléctrico semi-paralelo

Adquisición, procesado y presentación de datos

De acuerdo a las siguientes especificaciones:

Señal de entrada:

- Señales de corriente continua (C.D.)
- Rango de voltaje de 0-10 Voltios.
- Nivel de ruido: 12mV p-p.

No. de canales: 16

Método de inyección de corriente: Polar

Método de lectura de voltaje: Referencial (sentido anti-horario)

Se programó un algoritmo que controla la selección del par de electrodos que inyectan la señal de corriente constante en los 16 pares posibles, para proceder a la adquisición secuencial de los voltajes en los puntos de colocación de los electrodos.

Usando los 16 canales analógicos de entrada y configurando la tarjeta (PCL812) se logró una adquisición A/D a 16 KHz. de muestreo por canal para la medición de los potenciales en los electrodos de adquisición. Además de utilizar y programar 4 salidas digitales para seleccionar el canal de drenado de corriente y 4 salidas digitales más para seleccionar el canal de inyección de corriente.

Método de reconstrucción

El objetivo del método de reconstrucción es obtener una distribución de impedancia, en la sección del cuerpo que se está estudiando, que sea coherente con las medidas realizadas. En principio hay una limitación teórica: sólo se dispone de M medidas y no existe ningún conocimiento previo del objeto, por lo que se podrá estimar M variables independientes. Si N es el número de electrodos, las medidas independientes serán: $N*(N-1)/2$, ya que de todas las agrupaciones posibles de los N electrodos en pares ($N*(N-1)$) sólo son independientes la mitad, según se desprende del teorema de la reciprocidad (Lehr, 1972).

Por ejemplo, para 16 electrodos el número de medidas independientes posibles es de 120, por lo cual solo se podría conocer la conductividad de 120 subdivisiones del objeto (pixels). Además, para el caso de inyección por electrodos adyacentes, hay dos medidas que son a dos hilos y se desprecian. Por lo cual, las medidas independientes serán 104. Esta limitación generalmente se supera gracias a un conocimiento previo del objeto, como por

ejemplo el hecho de que no existan cambios bruscos de impedancia o se aleje lo menos posible de una distribución uniforme.

Métodos de retroproyección

El método de retroproyección entre líneas equipotenciales (Barber & Brown, 1987) se basa en la aproximación lineal de la ecuación de Poisson para pequeñas variaciones de la resistividad respecto a una distribución conocida. El sistema lineal es el siguiente:

$$\nabla^2 U_p = \nabla R \cdot \nabla U_u \quad (12)$$

Donde U_p es el potencial conocido para la conductividad inicial. U_u es la perturbación de este potencial y R es el logaritmo neperiano de la conductividad. El problema de este método es que sólo se conoce el gradiente del potencial (∇U_u) en la superficie. La cantidad que se retroproyecta entre cada par de electrodos siguiendo la zona equipotencial esta definida por (ver Fig. 6a):

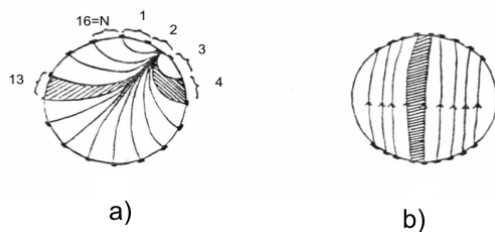


Fig. 6. Métodos de retroproyección: (a) líneas equipotenciales y (b) líneas de corriente (Barber *et al.*, 1987).

$$\Delta\sigma = \log(U_u / U_p) \quad (13)$$

La reconstrucción por retroproyección es muy rápida pues no requiere de gran potencia de cálculo. Existe una mejora de este método basado en una iteración a partir del error de reconstrucción, calculado mediante la matriz de sensibilidades (Santosa & Vogelius, 1988).

Algoritmo

Posterior a la configuración de la tarjeta, el procedimiento de control de selección, activación de los canales de inyección y adquisición de los potenciales a medir, se organizó una estructura iterativa en donde cada iteración realiza los siguientes procesos:

- Selección de los electrodos de inyección de corriente mediante el uso de las primeras 8 salidas digitales, que están a su vez conectadas a los multiplexores analógicos del prototipo.
- Pausa de tiempo de 450 milisegundos para esperar a que desaparezca el transitorio debido a la conexión de la fuente de corriente con el modelo eléctrico de prueba.
- Inicio el proceso de adquisición de los potenciales referenciales en los 16 electrodos (sentido anti-horario), a una tasa de muestreo de 16 kHz. por cada canal a la vez.
- Filtrado de ruido. Para minimizar el ruido que contiene la señal, se toma un total de 2000 muestras por punto de lectura (electrodo), para la obtención del promedio aritmético de las mismas y al final poder convertir a su correspondiente valor de voltaje.
- Por último los 256 datos de voltaje filtrado se registran en un archivo ASCII agrupados a manera de una matriz de

Artículos

tamaño 16x16 para pasar a su análisis y reconstrucción.

El algoritmo fue programado en C++ y está constituido de 3 funciones importantes: 1) función principal de control general, 2) función de configuración de la tarjeta y 3) función de control de inyección y adquisición las señales.

Estructura de datos

Las medidas adquiridas se almacenan en matrices de 16x16 enteros (Tabla 1). Las filas corresponden a cada una de las inyecciones efectuadas y las columnas a las salidas de los electrodos de detección de voltaje en los 16 electrodos. De estas matrices, se generan todos los datos: valores a retroproyectar para la reconstrucción de la imagen.

Tabla 1. Datos adquiridos de voltaje que forma una matriz de 16X16.

9.996	5.6744	3.4118	2.3158	1.9021	1.3648	1.1182	0.8705	0.2961	0.8193	1.1015	1.4043	1.6560	2.2721	3.3206	6.1369
7.0613	9.996	7.2219	4.4863	3.4075	2.4472	1.9979	1.7470	1.7501	0.3463	1.4181	1.8067	1.9931	2.4178	3.0076	4.2730
4.2845	7.3776	9.996	8.0519	4.5770	2.9766	2.2679	1.8711	1.9286	1.3649	0.7219	1.3368	1.5775	1.9147	2.3093	3.0294
2.9755	4.5035	7.9844	9.996	7.3824	4.1049	2.8455	2.1707	2.0881	1.5761	1.1951	0.8199	1.1615	1.5405	1.8332	2.2682
2.6015	3.5468	4.7612	7.6025	9.996	7.4536	4.5339	3.2399	2.8616	2.1864	1.8302	1.5295	0.3446	1.4967	1.8350	2.1569
1.9064	2.5403	3.1688	4.2908	7.5561	9.996	7.6895	4.3004	3.1609	2.3075	1.8491	1.6284	1.2008	0.7138	1.2613	1.6000
1.5759	2.0602	2.4197	2.9536	4.5880	7.7406	9.996	7.7594	4.2958	2.9454	2.2134	1.8761	1.4939	1.2247	0.8591	1.2576
1.3173	1.8363	2.0630	2.2889	3.2743	4.3342	7.7702	9.996	6.8975	4.2762	2.9857	2.3620	1.8520	1.5997	1.2942	0.8804
0.3153	1.8092	2.0569	2.1267	2.7740	3.0522	4.1174	6.5541	9.996	8.0455	4.8228	3.4794	2.6366	2.2275	1.8969	1.5470
1.2084	0.2928	1.3346	1.4523	1.9557	2.0742	2.6661	3.8505	7.6299	9.996	6.9183	4.0076	2.6939	2.1021	1.7292	1.4943
1.6021	1.4968	0.8091	1.2189	1.8016	1.8245	2.2162	2.9327	4.9756	7.5618	9.996	8.0459	4.4428	2.9979	2.2489	1.8603
1.8757	1.7726	1.4188	0.7512	1.5111	1.5502	1.8114	2.2303	3.4835	4.2737	7.8696	9.996	8.1402	4.4963	2.9745	2.2680
2.1153	1.8737	1.6113	1.1387	0.3507	1.1107	1.3803	1.6775	2.4961	2.7169	4.0665	7.5048	9.996	7.3906	4.0358	2.7526
2.9703	2.4207	2.0253	1.5650	1.4869	0.6358	1.1854	1.5165	2.2395	2.2469	2.9327	4.5204	8.0105	9.996	7.7751	4.3593
4.4114	3.1268	2.4544	1.8732	1.7992	1.2443	0.8305	1.2358	1.9673	1.884	2.2383	3.0767	4.4814	8.0820	9.996	7.8468
7.9732	4.4002	3.1293	2.2692	2.0441	1.5025	1.1757	0.7608	1.6475	1.5796	1.7856	2.2792	2.9234	4.4009	7.6989	9.996

La imagen reconstruida es una matriz de 64x64 píxeles distribuidos de forma uniforme según coordenadas cartesianas.

RESULTADOS

A continuación se presentan las imágenes resultantes de los dos modelos de prueba. Estos mapas cuentan con un rango de 256 tonalidades.

En la Fig. 7a y 7b se muestra la imagen del modelo físico homogéneo, así como la imagen reconstruida del mismo con el programa de Khoros. Puede notarse que su área es bastante homogénea.

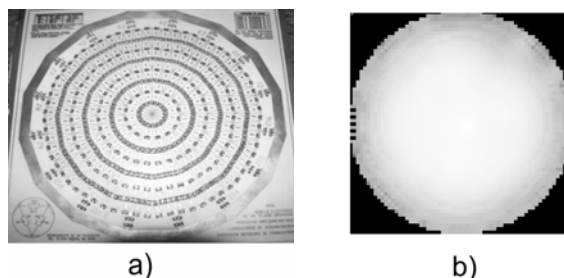


Fig. 7. Modelo físico (a) e imagen reconstruida del modelo homogéneo (b).

En la Fig. 8 se muestra la reconstrucción del modelo heterogéneo, en el cual se introdujeron tres áreas de igual tamaño, pero distinto valor de impedancia con respecto al área homogénea.

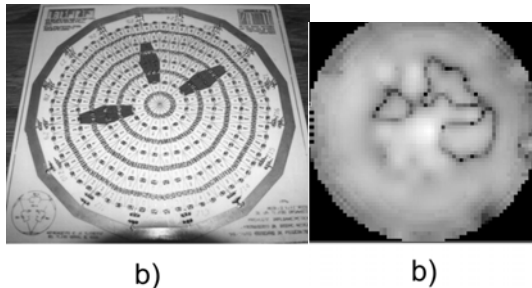


Fig. 8. Modelo físico (a) e imagen reconstruida del modelo heterogéneo (b).

Pruebas en humanos

Después de haber hechos pruebas con los modelos, se decidió hacer otras en un individuo, al cual se le colocó un arreglo de electrodos de plata y gel conductor en su brazo (Fig. 9). Para este caso el individuo no corre ningún peligro de descarga, ya que se utilizó una fuente de corriente constante de carga flotante ($800 \mu\text{A}$), una fuente de poder por medio de baterías y por supuesto con la aprobación del comité científico del Instituto, aunque estas pruebas se realizaron en los mismos que desarrollamos este sistema. Una vez obtenidos los datos del brazo de la persona, estos fueron procesados y visualizados con Khoros. Posteriormente se hizo una comparación con una imagen de un brazo, pero obtenida por medio de la Resonancia Magnética, en la cual se pudo notar gran similitud en sus estructuras principales, pero no en su resolución. Después de haber obtenido los datos del brazo de la persona, estos fueron procesados y visualizados con Khoros, tal y como se

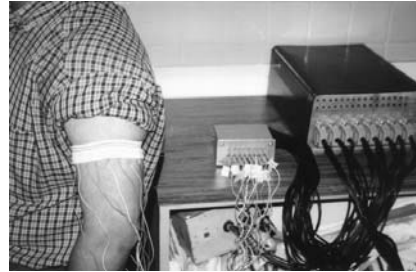


Fig. 9. Adquisición de datos del brazo de una persona.

muestra en la Fig. 10. Además de hacer una comparación con las imágenes que se pueden obtener de la Resonancia Magnética.

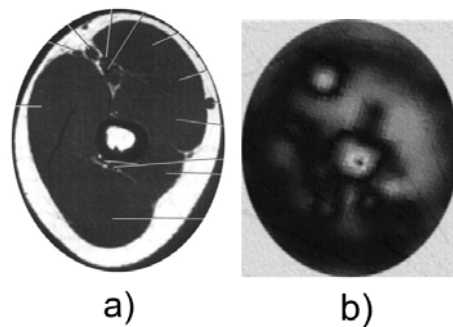


Fig. 10. Comparación de imágenes obtenidas por a) Resonancia Magnética y por b) Impedancia eléctrica.

DISCUSIÓN

De los métodos existentes de construcción que conocemos (serial y paralelo), decidimos combinar la parte serial en la inyección de corriente y en la adquisición de datos la parte paralela, por las ventajas que presenta cada una de ellas clasificando el sistema TIE como semi-paralelo. Por otra parte elegimos la inyección polar o electrodos opuestos porque nos ofrece una mejor uniformidad en la distribución de la corriente, una buena resolución espacial y un mayor rango en la medición de los voltajes desarrollados en la periferia del fantom, así como la posibilidad de

experimentar con otras estrategias de inyección. Algunas ventajas de esta estrategia nos permitió la posibilidad de obtener resultados inmediatos, fácil monitoreo y evaluación con respecto a este hardware. El diseño del prototipo se ha desarrollado de forma modular para poder verificar los aspectos teóricos y prácticos que se han considerado de interés. La variaciones de frecuencia que se presentaron durante las pruebas en los modelos, fue de tan sólo del $\pm 5\%$ sobre la frecuencia de trabajo de 100 Khz, escogida esta última por presentar mayor estabilidad en la señal después de haber hecho distintas pruebas con otras frecuencias. Estas variaciones intrínsecas son debido a las especificaciones eléctricas del circuito integrado usado (ICL8038). Además existieron pequeñas variaciones durante la inyección de corriente sobre los modelos, que fueron alrededor del $\pm 2\%$ de la corriente inyectada debidos a las tolerancias de los componentes resistivos y capacitivos utilizados en su construcción ($\pm 1\%$) y con una distorsión armónica total de 0.12%. Para los casos de estos: modelo homogéneo y heterogéneo, la máxima corriente aplicada fue de 800 μA . En lo que respecta a componentes de reactancia inductiva en el fantom, estas las manejamos como despreciables ya que es muy bajo su valor.

El hecho de establecer que el sistema pueda ser modular, y permitir sucesivas ampliaciones o variaciones de cada una de sus partes tiene sus ventajas, ya que ha permitido ir desarrollando nuevas etapas con mejor tecnología y eficacia, lo cual ha llevado a mejorar el prototipo.

CONCLUSIONES

Durante este trabajo se pudo comprobar que existen diversos factores que intervienen directamente en una buena reconstrucción de las imágenes por impedancia eléctrica. Entre ellos podemos mencionar la corriente óptima que se puede aplicar, la frecuencia de ésta al inyectarse, la colocación de electrodos, etc., son factores que no han sido desarrollados y normalizado completamente ya que muchos de ellos siguen bajo investigación. Además los algoritmos de reconstrucción no son suficientemente generales con respecto a la forma del contorno, o a la colocación de los electrodos. Por lo que aun no tenemos una base firme de comparación entre algoritmos para su precisión y resolución.

AGRADECIMIENTOS

Al Dr. Javier Rosell de la Universidad Politécnica de Cataluña por su apoyo en la información y orientación para el diseño de este sistema.

REFERENCIAS

Barber DC & Brown BH (1986) Recent developments in applied potential tomography-APT *In: Information Processing in Medical Imaging*. Nijhoff M (ed). S. L. Barcharach, Dordrecht, The Netherlands. pp. 106-121.

Barber DC & Brown BH (1987) Electrical Impedance Imaging. *IEEE Trans. Biomed. Eng.* 134: 201- 210.

Barber DC & Seagar AD (1987) Fast reconstruction of resistances images. *Clin. Phys. Physiol. Meas.* 8: 47-54.

Artículos

Gisser DG, Isaacson D & Newell J C (1987) Current topics in impedance imaging. *Clin. Phys. Physiol. Meas.* 8: 39-46.

Lehr J (1972) A vector derivation useful in impedance plethysmographic field calculations. *IEEE Trans. Biomed. Eng.* 19: 136-137.

Kejariwal M, Kaster K, Jurist J & Pakanati J (1993) Breast cancer detection using electrical impedance tomography: spice simulation. *IEEE Trans. Biomed. Eng.* 15: 64-65.

Rosell J (1989) Tomografía de impedancia eléctrica. Tesis doctoral, Universidad Politécnica de Catalunya.

Santosa F & Vogelius M (1990) Backprojection algorithm for electrical impedance imaging. *SIAM J. Appl. Math.*, 50: 216 - 243.

Seagar A D, Barber D C & Brown B H (1987) Theoretical limits to sensitivity and resolution in impedance imaging. *Clin. Phys. Physiol. Meas.* 9: 35-41.