

# Proyecto de tomografía por el método de impedancia eléctrica. Avances actuales

Angel R. Zapata F. \*†,  
 Andrés Gaona J \*  
 Mario Castro \*  
 Miguel A. Aguillón \*  
 David Vázquez \*\*

## Summary

This is a study on the advances in the development of the tomography system using electrical impedance. A model simulating an epileptic foci is being developed for investigating research in this field of the neurosciences. The improvement of this technique in almost all developed countries is very promising, as the equipment is inexpensive, safe, portable and useful in the clinical diagnosis in neuroscience.

**Key words:** Electric impedance, tomography, epilepsy.

## Resumen

En este trabajo se presentan los avances más recientes en el desarrollo de este sistema de tomografía por el método de impedancia eléctrica, es decir, de un modelo que simula un "foco epiléptico", con el fin de adentrarnos en este tipo de investigación, cuyos resultados son prometedores a nivel mundial. Este sistema es de gran importancia en la psiquiatría por requerir solamente de un equipo portátil de bajo costo y de posible utilidad para resolver los problemas de diagnóstico en las neurociencias.

**Palabras clave:** Impedancia eléctrica, tomografía, epilepsia.

## Introducción

La tomografía por el método de impedancia eléctrica tiene la ventaja de ser rápida y de sólo requerir de un equipo portátil. Sus principales desventajas son su baja resolución espacial y la variabilidad de su línea de base.

Actualmente hay interés en usar el equipo diseñado y construido en nuestro laboratorio para analizar los cambios en la impedancia del cerebro durante la actividad funcional de este órgano, como en el caso de la epilepsia, la migraña, etc. [1]. Si esto se logra este tipo de tomografía podrá usarse como un sistema de neuroimagen no invasivo, barato y portátil, con aplica-

ciones en los problemas patológicos cerebrales; sería un método no invasivo, económico y útil para la investigación de la clínica neurológica y psiquiátrica.

En este trabajo daremos a conocer las bases del funcionamiento de este sistema y algunos de sus logros, así como el modelo de un foco epiléptico que se visualiza mediante nuestro sistema de tomografía, desde el punto de vista de los valores de resistividad (sus cambios) en la zona del "foco epiléptico", así como también en el resto del tejido cerebral, que se considera homogéneo en este modelo. Finalmente, explicaremos un proyecto que consiste en registrar los cambios de la impedancia o resistencia eléctrica al recobrase el metabolismo del tejido cerebral después de una intensa actividad, incluyendo el incremento del volumen sanguíneo, y de ser posible los cambios en el flujo sanguíneo y en la temperatura, lo cual hace que se reduzca la impedancia en un pequeño porcentaje durante la alteración celular (por ejemplo al inflamarse las células), cuando las células funcionan sin recibir energía del exterior, lo cual puede originar un incremento en la impedancia hasta del 100%. Así, estos cambios que aparentemente ocurren en décimas de segundo, y otras variaciones similares forman la imagenología del TRM (tomografía por resonancia magnética) y del TEP (tomografía por emisión de positrones).

## I. El sistema de tomografía por impedancia eléctrica

El diseño original de este sistema de tomografía por medio del método de impedancia eléctrica, estuvo apoyado por el grupo de Barcelona, quienes de manera desinteresada nos dieron ideas para diseñar nuestro circuito [2].

Al diseño inicial se le hicieron algunos cambios para que funcionara mejor el circuito electrónico y la adquisición de datos, y se mejoró el programa original español para obtener los valores de voltaje que aparecen a través de los electrodos de registro, los cuales se colocan alrededor de la zona que se quiere medir, es decir, alrededor del *fantom* o maqueta preparada exprofeso, o bien, se le colocan estos electrodos a un voluntario alrededor del tórax para observar el llenado y vaciado de

\* Laboratorio de Bioingeniería, División de Investigación en Neurociencias, Instituto Mexicano de Psiquiatría, Calzada México-Xochimilco 101, San Lorenzo Huipulco, 14370, México, D.F.

\*\* Laboratorio de Visualización, Centro de Cómputo Académico, UNAM.

Recibido: 25 de octubre de 1999.

Aceptado: 4 de enero de 2000

los pulmones, o en la cintura para observar los cambios en el estómago.

## II. Los avances logrados hasta ahora

Al diseñar el primer prototipo entramos a este importante campo de la investigación científica, y logramos adquirir imágenes corporales mediante un método no invasivo. También nos permitió desarrollar una tesis de licenciatura y diseñar todo un sistema, incluyendo la tarjeta del convertidor A/D [3].

### II.1 El diseño

Este sistema se basa, fundamentalmente, en la aplicación de la corriente de 100 KHz alrededor de la zona que deseamos visualizar, y en medir los voltajes secuencialmente en los electrodos colocados de forma circular sobre el cuerpo del sujeto, para obtener una imagen con estos datos.

### II.2 El número de electrodos

Este sistema utiliza 16 electrodos. Con más electrodos se obtendría una mejor resolución, pero se ha encontrado que en la clínica es conveniente trabajar con 16, particularmente cuando se quieren obtener imágenes de la cabeza de un niño o de algunas partes del cuerpo.

Para nuestros propósitos, este sistema de tomografía aplicado en el campo de la clínica médica, neurológica

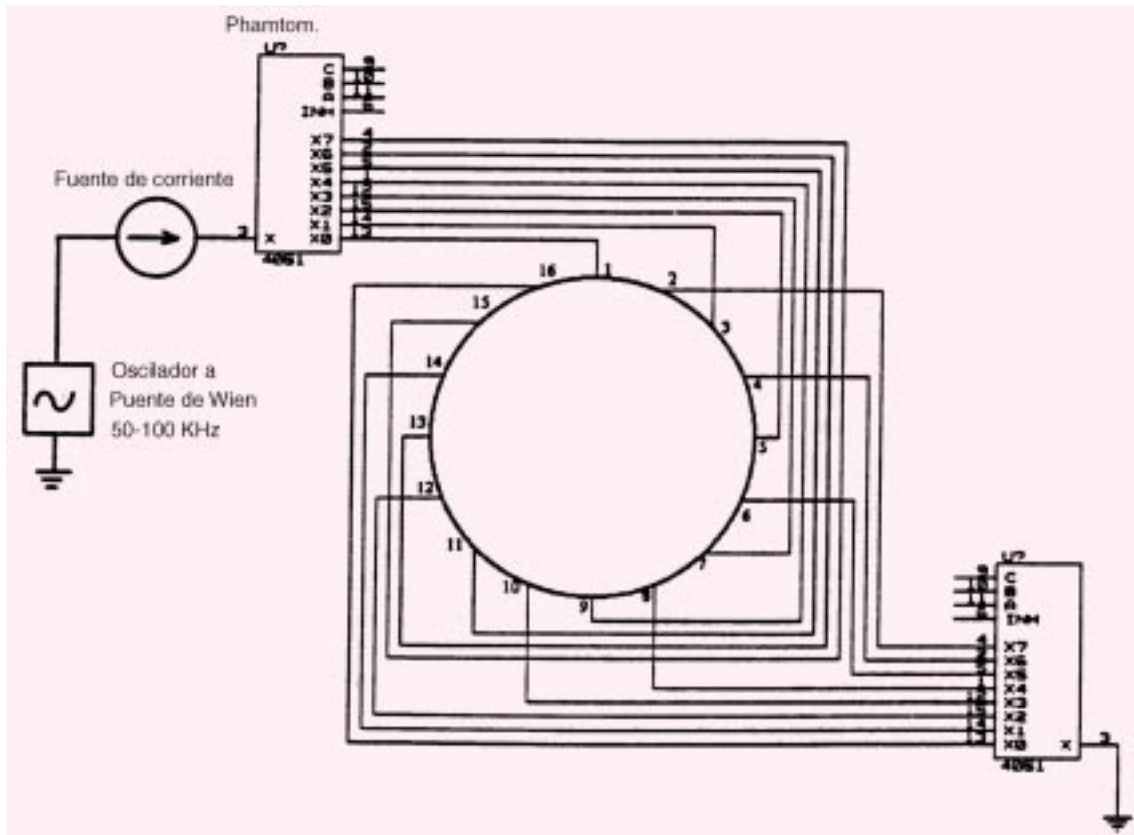
y psiquiátrica, es muy útil, y consideramos que por ahora esta cantidad de electrodos es adecuada,

Se pueden aplicar los electrodos con mayor exactitud y rapidez colocándolos sobre una cinta elástica [4]. Así se puede aplicar también un mayor número de electrodos en el cuerpo.

### II.3 El circuito inyector de la corriente

Para facilitar la visualización de este procedimiento, vamos a presentar a continuación el diagrama del circuito electrónico que se utiliza para inyectar la corriente secuenciada, de tal manera que durante su aplicación en dos electrodos adyacentes, se usa el método de los vecinos, y mediante un sistema de multiplexado y otro similar, se utilizan también dos multiplexores que van midiendo secuencialmente el voltaje que aparece durante el tiempo que dura la inyección de la corriente en los otros pares de electrodos para obtener los datos que permitan formar la imagen. Todo esto se lleva a cabo mediante un programa de cómputo.

En este sistema una corriente de 0.8mA (p - p) con una frecuencia de 100 khz se aplica en dos pares de electrodos adyacentes de manera secuenciada y para cada sitio de inyección de corriente: se mide el voltaje que se produce o que aparece entre los otros pares de electrodos adyacentes. Tal como vimos anteriormente, las mediciones se efectúan de modo secuenciado, con multiplexores que seleccionan a los electrodos que reciben la inyección de corriente y a los que miden las diferentes resistividades del medio en forma de voltaje.



**FIGURA 1.** Configuración de los multiplexores: La corriente se inyecta por el multiplexor non y sale a tierra por el multiplexor par.

## II.4 El canal receptor

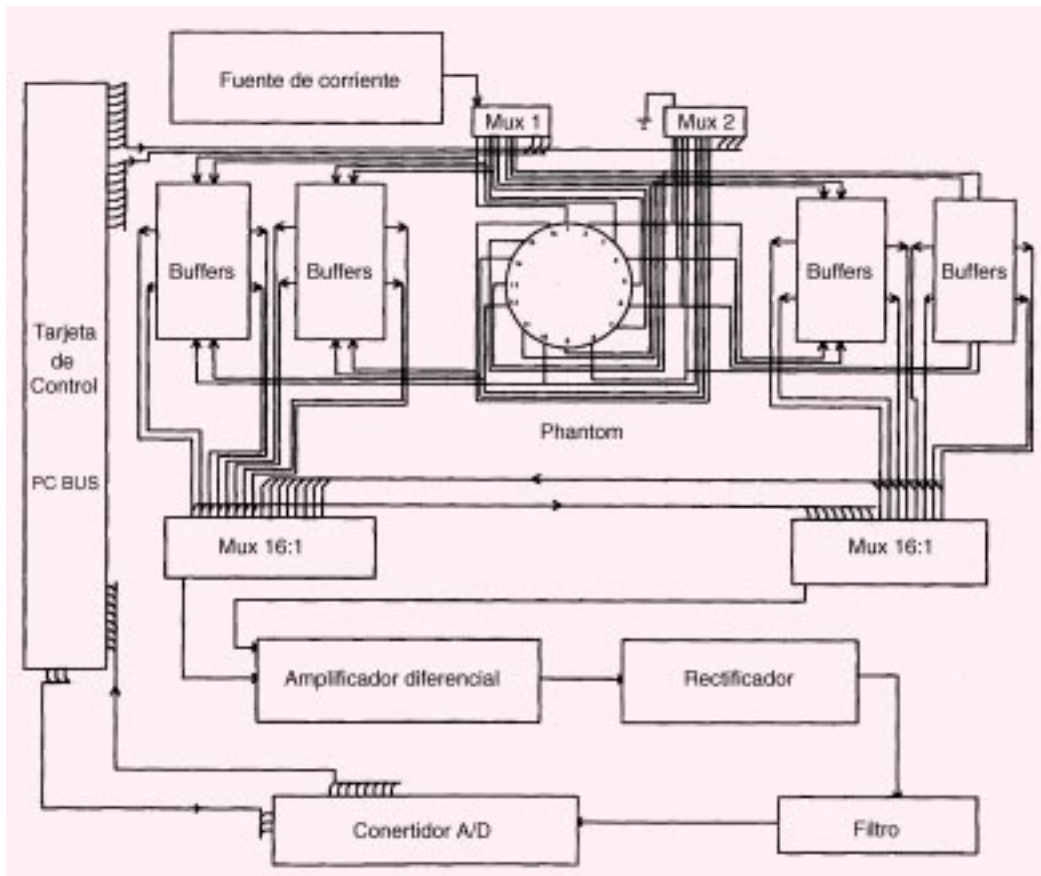
Cada canal receptor hace una medición diferencial entre los pares de electrodos adyacentes. El amplificador de instrumentación se conecta a los electrodos con un dispositivo que permite bloquear el componente de la corriente directa (mediante capacitores) usando cables coaxiales. Se utiliza un método de conexión de los blindajes de estos cables para minimizar el efecto de la capacidad del cable en la impedancia de entrada del sistema. Las corrientes de polarización de los amplificadores de instrumentación fluyen a través de la resistencia interconectada de los blindajes de los alambres alimentadores coaxiales blindados (el apantallamiento eléctrico de los blindajes, los cuales se conectan a un potencial constante) [5].

Se escala la salida del amplificador diferencial para reducir el rango dinámico de la señal y luego se demodula sincrónicamente para obtener la parte real e imaginaria de los voltajes así medidos (fig. 2). El componente imaginario no se utiliza en este diseño, ya que sólo se requiere del componente real [6]. El demodulador permite que la portadora de unos 110 kHz se transforme en valores de voltaje o en señales que permitan obtener la información requerida para procesarla. Los rectificadores son los demoduladores más simples y en este proyecto se implementó un rectificador de precisión (fig. 2). Una vez que la señal ha sido rectificada y convertida en corriente directa (CD), se efectúa un filtrado en la señal de salida con un filtro para bajos.

Algunos de los parámetros que afectan la medición exacta de la señal de voltaje son, principalmente, la impedancia de entrada y el modo común de rechazo. La impedancia de entrada que tenemos en este sistema [(20 pF (máximo) 640kΩ (mínimo)] señala un error (<0.1%) cuando se utilizan electrodos con resistencias en serie de 250 Ω y capacitancias de 40 nF. Estos valores se pueden encontrar en los electrodos de plata clorurados (Ag/ Ag Cl), los cuales se colocan sobre la piel sin preparar (la interfase electrodo-piel es suficientemente baja, de tal modo que no es necesario preparar la piel cuando se hacen mediciones de impedancia a la frecuencia que utilizamos en nuestro sistema). El error más importante es el que ocurre debido al desequilibrio de la impedancia de los electrodos; en el peor de los casos, el desequilibrio de 1 kΩ entre dos electrodos, podría dar un error aceptable [7]. El rechazo de los amplificadores de instrumentación (MCR), así como los desequilibrios que hay entre las impedancias de los electrodos que ocurren al momento de medir los voltajes y la inyección de la corriente también podrían ser causa de errores.

### La seguridad eléctrica

En este sistema se preparó adecuadamente la seguridad eléctrica para proteger al paciente y al clínico [8].



**Figura 2.** Sistema de tomografía por el método de impedancia eléctrica. Cada bloque señala una parte del circuito que caracteriza al sistema.

### III. Método de reconstrucción de la imagen

Después de hacer las mediciones, la imagen se reconstruye por medio de una técnica denominada retroproyección. La contribución de cada medición a cada pixel en la imagen se calcula retroproyectando las mediciones a lo largo de las zonas equipotenciales, las cuales son las construcciones isopotenciales del medio cuando la región tiene una conductividad uniforme.

Este procedimiento sólo puede efectuarse una vez, y produce una serie de coeficientes al conjunto de mediciones que se relacionan de manera lineal con el conjunto de pixeles de la imagen. La reconstrucción de la imagen se lleva a cabo como un producto matricial. Los coeficientes se calculan haciendo varias suposiciones simplificadas de la región que está siendo procesada [9], y luego se calculan las locaciones de los valores equipotenciales dentro de la región. En la práctica, estas suposiciones son violadas, pero el algoritmo introduce un considerable grado de confiabilidad en contra de esta necesidad, empleando la técnica de imagenología diferencial. Esta última se utiliza fundamentalmente en los problemas dinámicos de la tomografía por impedancia eléctrica.

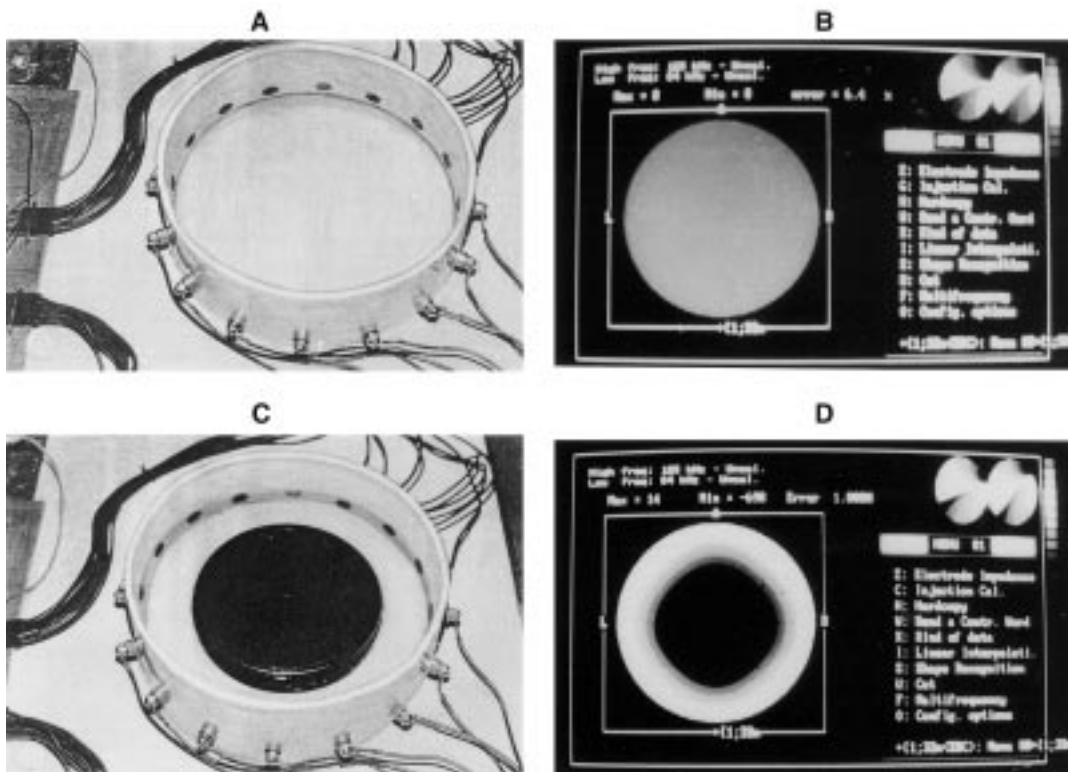
#### Ejemplo de su aplicación

Se hace una serie de mediciones denominada *grupo de referencia* y luego de algún cambio (por ejemplo, debido a la ventilación o perfusión de los pulmones) se procesa otro segundo *conjunto de datos*, y se com-

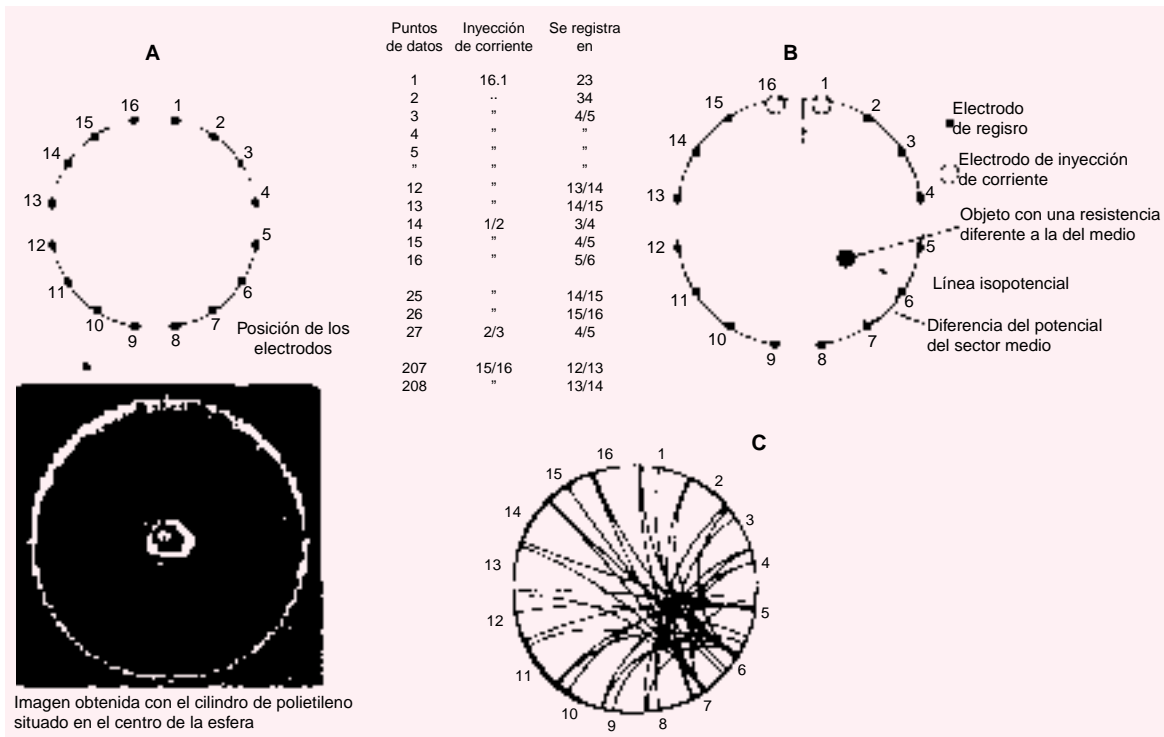
para con ellos; de este modo, los datos que pasaron al algoritmo de reconstrucción forman la diferencia normalizada entre el conjunto de datos y el grupo de mediciones de referencia. Al hacer ambas mediciones con el mismo grupo de electrodos situados en las mismas partes del cuerpo, el algoritmo puede producir imágenes claras de la región que está siendo analizada [10].

En las imágenes (A), (B), (C) y (D) de la Figura 3 se muestra el proceso que se sigue para obtener algunas imágenes mediante el algoritmo de retroproyección. En la Figura 4 se puede apreciar gráficamente el procedimiento para obtener los datos. En el caso de la Figura 3 (C) se asume que el objeto tiene una resistividad constante y diferente de la del medio homogéneo (Figura 3 A), que también tiene una resistividad constante.

En la Figura 4 (a) se pueden apreciar los puntos de los datos que se van a medir, los electrodos donde se inyecta la corriente de manera secuencial y los electrodos que registran los datos para cada inyección de corriente secuenciada. En la Figura 4 (b) tenemos un objeto con una resistencia diferente de la del medio, situada en una zona equipotencial, entre dos líneas isopotenciales. En este caso se mide la diferencia del potencial que aparece en el sector medido (entre dos electrodos). Estas líneas determinan los valores equipotenciales de una configuración de electrodos energizados con las señales del generador de corriente. El área que hay entre los electrodos 6 y 7 representa la retroproyección del gradiente normalizado para este par. Tal como vimos anteriormente, se hicieron distintas pruebas durante el de-



**Figura 3.** Experimento con el *fantom* (maqueta). En (A) aparece esta maqueta únicamente llena de agua salina, y en (B) la imagen obtenida por el método de retroproyección. En (C) se introduce un objeto en el *fantom* y en (D) la imagen de la distribución no homogénea del medio.



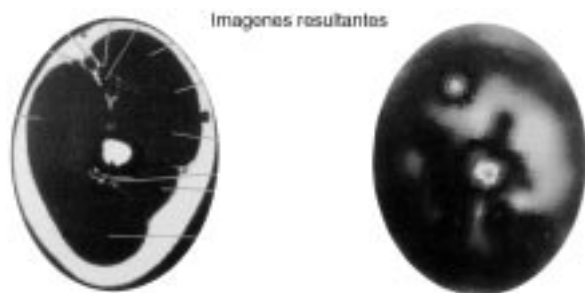
**Figura 4.** Algoritmo de reconstrucción: a) Procedimiento de recolección de datos. b) Se asume que el objeto tiene una resistividad constante y diferente de la del medio homogéneo, también de resistividad constante, en el cual se ha situado dicho objeto (cilindro de polietileno más pequeño que el de la figura 3). La corriente aplicada a un par de electrodos de modo secuencial es equivalente a un dipolo e ilustra las líneas isopotenciales (éstas son calculadas en avance y están incluidas en el algoritmo). El principio empírico de este algoritmo consiste en que un pequeño cambio en la resistencia dentro del sector produce un cambio en la diferencia de potencial entre los electrodos en el límite del sector que encierra el cambio. Los límites del sector se toman como el límite de las líneas equipotenciales, las cuales terminan en el punto físico donde están situados los electrodos. Esto se ilustra para cambiar una resistencia circular en el sector que termina entre los electrodos 6 y 7 cuando una corriente es aplicada entre los electrodos 1 y 16. c) La reconstrucción se efectúa por medio de la técnica de retroproyección, en la que se almacena interactivamente cada cambio en la resistencia de cada sector durante el barrido de la inyección de corriente a través de todos los electrodos combinados de la manera como aparece en la figura (a) cuyo valor de resistividad o de la resistencia se toma a lo largo de su sector correspondiente. Entonces se suman todos los cambios resultantes de la suma de cada grupo de resistividades que componen cada porción de la imagen que se va a procesar. Esto produce una imagen borrosa reconstruida, que se mejora mediante la función de filtrado.

sarrollo del equipo de tomografía por impedancia eléctrica; una de ellas se hizo sobre modelos eléctricos con maquetas o "fantoms", y otras sobre el brazo de una persona. En la imagen que se muestra a continuación se compara la imagen obtenida colocando 16 electro-

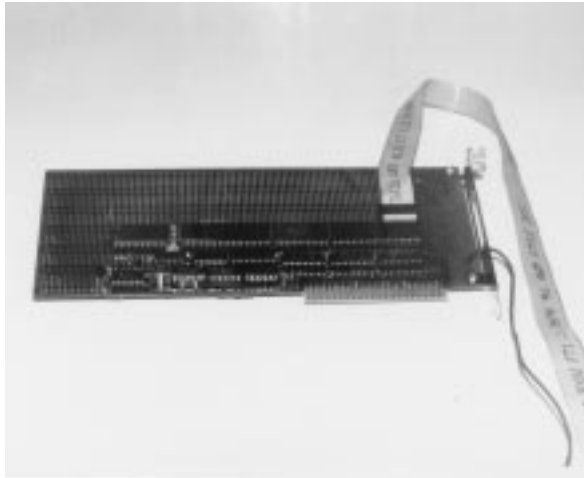
dos en un brazo, y la obtenida por tomografía por resonancia magnética (Figura 5).

### III.1 El control del sistema y el proceso de adquisición de datos mediante una computadora personal

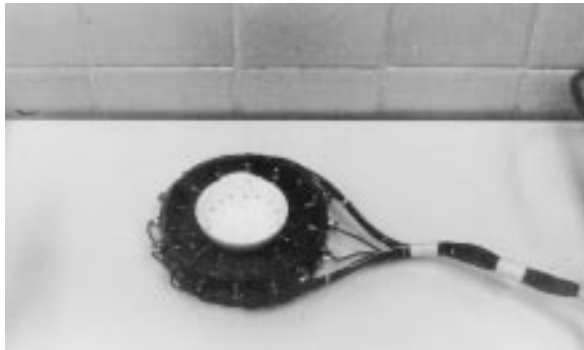
El control del sistema inicial de tomografía por impedancimetría se lleva a cabo por medio de una tarjeta que se coloca en una ranura de expansión de la computadora personal y se interfase en el bus de dicha computadora. Esta tarjeta se diseñó en el laboratorio de bioingeniería para el proyecto inicial, y su función es la de activar secuencialmente a los multiplexores que inyectan corriente y miden el voltaje, además de digitalizar la señal de información rectificadas que entrega el sistema al amplificador mediante el sistema de multiplexado (Figura 6). La interfase a la PC se hace a través del circuito integrado 8255, que es una interfase programable para periféricos con tres puertos programables de entrada y salida (I/O); la conversión analógica digital se hace a través del convertidor ADC 1205 CC5. La tarjeta se controla por medio de un programa en lenguaje C y se direcciona del puerto 300 Hex al 30 F Hex.



**Figura 5.** A la izquierda aparece la imagen del brazo de una persona (en corte seccional) utilizando la resonancia magnética, y a la derecha la que se obtuvo con el equipo de tomografía por impedancia eléctrica desarrollado en el laboratorio.



**Figura 6.** Tarjeta de adquisición diseñada en el laboratorio de bioingeniería. El convertidor A/D que se usó fue el ADC 1205 CCJ.



**Figura 7.** Para simular un foco epiléptico introdujimos un material colocado en el centro de la semiesfera, cuya conductividad es menor que el líquido que llena esta semiesfera; la idea es lograr una imagen que simule un “foco epiléptico”.

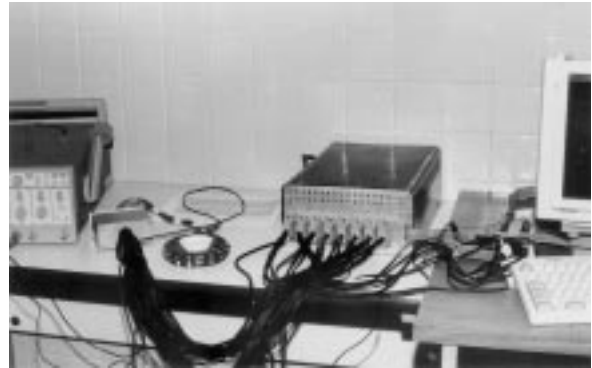
## IV. Modelo que simula un foco epiléptico

### IV. 1 Preparación del modelo

El problema principal para obtener imágenes cerebrales por el método de tomografía por impedancia eléctrica, se debe al hecho de que el hueso del cráneo tiene una alta resistencia eléctrica (baja conductancia)\*: alrededor de 15,000 ohmios/cm, mientras que el fluido cerebroespinal tiene unos 65 ohmios/cm.

Para simular el hueso del cráneo se utilizó una semiesfera de plástico, la cual se llenó con un líquido de conductividad eléctrica (conductancia) que se asemeja al del medio o región que contiene la materia cerebral, cuyo valor es de  $\sigma = 0.006 \Omega^{-1} \text{ m}^{-1}$  ( $\text{Sm}^{-1}$ ). En el centro se colocó un pequeño cilindro de plástico de menor conductancia que el del medio de la masa cerebral, el cual simula el “foco epiléptico” (Figura 7). Nótese que se omitió el efecto del cuero cabelludo con el fin de

\* La conductancia se mide en Siemens/metro en el sistema MKS.



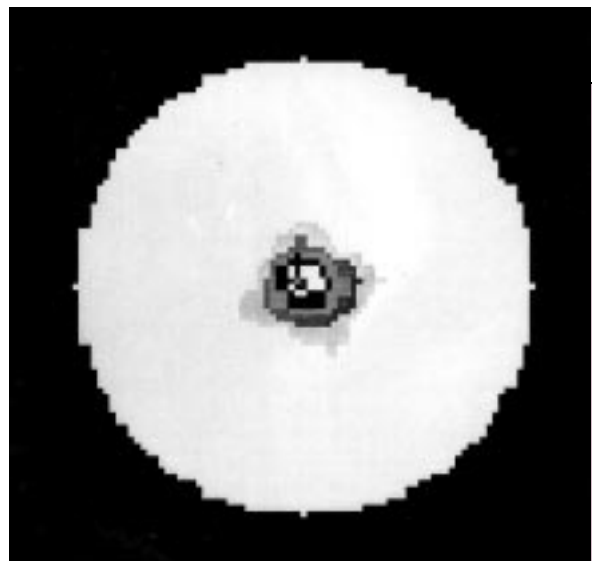
**Figura 8.** En este recipiente en forma de semicircunferencia, se llena la “cavidad craneana” con 150 mmol/litro de una solución de cloruro de sodio, con  $0.172 \text{ S m}^{-1} \blacktriangle 0.2 \Omega^{-1} \text{ m}^{-1}$ . Los electrodos situados alrededor del modelo se conectaron al sistema de tomografía.

concentrarnos en el problema de la alta resistencia del cráneo y de la materia cerebral.

### IV.2 Experimentos y resultados

Para llenar la cavidad semiesférica se utiliza una solución de cloruro de sodio a 150 milimol por litro (150 mmol/l). Los 16 electrodos se prepararon con alambre de plata clorada y se colocaron en la parte superior de la semiesfera, distribuidos uniformemente para lograr que la separación fuera homogénea (Figura 7). Después se conectaron a un sistema de tomografía que se mejoró últimamente\* [7], con el fin de procesar la imagen de este modelo que simula un foco epiléptico (Figura 8).

En la página siguiente (cuadro I) aparecen los resultados numéricos del procesamiento de la imagen realizado a este modelo.



**Figura 9.** Imagen obtenida con el cilindro de polietileno situado en el centro de la **semiesfera**.

\* El desarrollo actual ha producido otra tesis y ha mejorado el sistema.

CUADRO 1

(A) Resultados numéricos de los cambios en los valores de la resistencia en un medio homogéneo, utilizando una solución de cloruro de sodio de 150 mmol/l. (B) Efecto que produce el cambio en la resistencia, al introducir verticalmente un cilindro de plástico en el centro de la semiesfera; aquí disminuye la conductividad en la zona del “foco”.

09.99600	06.55482	04.38875	02.88703	02.47831	01.96493	01.74187	01.40153	00.33113	01.40549	01.72989	02.02589	02.28893	02.85703	03.85293	06.54960
06.51120	09.99600	06.61203	03.95776	03.02883	02.24849	01.94417	01.67296	01.43179	00.29754	01.44095	01.81161	01.94575	02.28850	02.78803	03.91577
03.88334	06.44457	09.99600	06.63452	04.18815	02.78841	02.24279	01.89349	01.72216	01.41273	00.30038	01.49198	01.70259	01.97545	02.28916	02.84380
02.79685	03.81113	06.62156	09.99600	06.91414	03.84489	02.74730	02.17495	01.93061	01.68780	01.42007	00.30749	01.37379	01.72601	03.95836	02.79677
02.25765	02.73576	04.01058	06.56455	09.99600	06.36879	03.75455	02.68876	02.20838	01.96631	01.70289	01.48934	00.22460	01.39381	03.71591	01.98046
01.97783	02.22548	02.95335	03.96674	06.52607	09.99600	04.32100	03.72113	02.72980	02.21438	01.94235	01.77397	01.36029	00.27186	01.41869	03.76198
01.77730	01.94823	02.43246	02.87632	04.18030	06.46747	09.99600	06.35473	03.81947	02.72725	02.27998	02.04650	01.71162	01.44771	00.33913	01.59953
01.46856	01.70977	02.11429	02.31547	03.01809	03.84854	06.40493	09.99600	06.43160	03.85403	02.82628	02.30590	01.99044	01.75596	01.47824	00.35648
00.33656	01.40151	01.87724	01.99486	02.44443	02.76599	03.81678	06.39355	09.99600	06.48076	03.92789	02.92561	02.27522	01.98988	01.77561	01.49999
01.45468	00.26844	01.56233	01.74876	02.30753	02.22353	02.74139	03.76873	06.37669	09.99600	06.54545	04.01880	02.81411	02.29925	01.99248	01.78954
01.73530	01.37976	06.38002	01.40789	01.83963	01.96128	02.20128	02.68870	03.79823	06.40827	09.99600	06.62839	03.88813	02.82116	02.28857	02.00181
01.96506	01.87020	01.52525	00.29629	01.90178	01.66188	01.89681	02.38017	02.73757	03.81401	06.43352	09.99600	06.49975	03.88946	02.79826	02.28990
02.23333	01.87655	01.81237	01.37122	00.28101	01.33159	01.65377	01.84873	02.20484	02.73759	03.84407	06.55443	09.99600	06.45713	03.83322	02.79873
02.78281	02.21092	02.88257	01.72818	01.52255	00.29008	01.39793	01.65932	01.94748	02.24873	02.81749	03.99976	06.52991	09.99600	06.40217	03.85531
03.80533	02.72896	02.38831	01.97944	01.85787	01.40385	00.30001	01.38104	01.73361	01.96295	02.30173	02.93581	03.94687	06.59717	09.99600	06.35681
06.49735	03.86740	02.96945	02.33612	02.13658	01.72280	01.43381	00.27176	01.44928	01.74621	02.80338	02.38635	02.82885	03.92964	06.34072	09.99600

A)

09.99600	06.62982	03.39212	02.30071	01.88434	01.35206	01.11061	00.86378	00.28617	00.81484	01.09587	01.39966	01.64849	02.26384	03.30173	06.11367
07.04454	09.99600	07.20447	04.47981	03.29572	02.43799	01.99407	01.74943	01.74367	00.33290	01.41867	01.89508	01.99167	02.41449	03.00406	04.26622
04.29537	07.30071	09.99600	04.07158	04.58627	02.98259	02.27172	01.87847	01.59158	01.36827	00.27588	01.34257	01.58414	01.92341	02.31758	03.04626
02.98051	04.50909	06.06201	09.99600	07.39378	04.13317	02.85044	02.18297	02.08268	01.58177	01.20604	00.80774	01.16881	01.54558	01.84009	02.71754
02.65020	03.54728	04.76137	07.60628	09.99600	07.44739	04.53874	03.24844	02.88043	02.18796	01.84000	01.53304	00.33629	01.49078	01.87668	02.15991
01.91621	02.55011	03.17812	04.31195	07.56882	09.99600	07.71190	04.31807	03.16705	02.30925	01.85879	01.63216	01.19743	00.69525	01.29014	01.80634
01.58344	02.06527	02.42508	02.96856	04.58941	07.74748	09.99600	07.77538	04.29320	02.54438	02.21764	01.87466	01.49019	01.21924	00.84524	01.25985
01.32089	01.83882	02.08818	02.30281	03.27627	04.33749	07.78309	09.99600	06.50294	04.27887	02.98888	02.36183	01.84987	01.59842	01.29247	00.81749
00.31227	01.80596	02.09734	02.13190	02.75701	03.84568	04.11420	06.54632	09.99600	08.02774	04.81251	03.47139	02.62745	02.22175	01.89446	01.58672
01.20829	00.28776	01.33570	01.45514	01.95159	02.06995	02.86367	03.84102	07.61666	09.99600	06.90924	04.00162	02.68700	02.09649	01.72894	01.49667
01.60476	01.49668	00.80081	01.21925	01.80176	01.82563	02.21909	02.93771	04.97926	07.56898	09.99600	08.04859	04.49008	03.06033	02.29227	01.86723
01.87824	01.72778	01.42735	00.74695	01.51132	01.55138	01.81356	02.23850	03.48566	04.27802	07.81844	09.99600	08.14926	04.50053	02.97880	02.27378
02.11215	01.87263	01.68996	01.13934	00.34637	01.10088	01.38906	01.61796	02.49484	02.73554	04.06364	07.50242	09.99600	07.38851	04.03435	02.75430
02.97162	02.42226	04.02718	01.56631	01.48875	00.63154	01.18786	01.51959	02.28196	02.24958	02.93846	04.52797	08.01687	09.99600	01.78796	04.16472
04.41491	03.12880	02.45652	01.87297	01.80299	01.24709	00.82524	01.23381	01.30954	01.88586	02.23854	03.08007	04.48482	08.08734	09.99600	07.85673
01.98225	04.40525	03.13272	02.27437	02.04846	01.50767	01.18010	00.75749	01.65170	01.58712	01.79170	02.79479	02.97373	04.04667	07.10799	09.99600

B)

Conclusiones

En este experimento se utilizó una frecuencia de 100 k Hz, capaz de producir una corriente efectiva (r, m, s) de 1.5 mA. Para el procesamiento de la imagen se utilizó un programa en C, desarrollado en nuestro laboratorio. Los electrodos de plata clorada (de 0.5 mm de diámetro), se colocaron de modo que atravesaran una semiesfera de plástico de unos 7 cm de diámetro. Los electrodos entraban unos 3 mm para hacer el contacto con la solución salina, de tal modo que la información del voltaje que aparece entre ellos permita visualizarse en forma de imagen (Figura 9) por el efecto de la inyección de corriente y la resistividad de las zonas que van a medirse: [12]

Los datos del modelo se aplican a la entrada de la rutina, la cual los convierte en valores ASCII dentro del formato de Khoros. Aplicamos una rutina para desplegar la imagen. Debido a que esta imagen no está clara, usamos un filtro bidimensional y aplicamos la transformada rápida de Fourier a los datos originales. Ambas salidas se multiplican en frecuencia. El resultado se transfiere al dominio del tiempo. Los datos así obtenidos se visualizan mediante una rutina para la edición y la visualización de la imagen. Luego se utiliza un umbral con el objeto de obtener una imagen de dos colores, la cual define los contornos de la imagen así filtrada. La representación final es una buena aproximación del modelo.

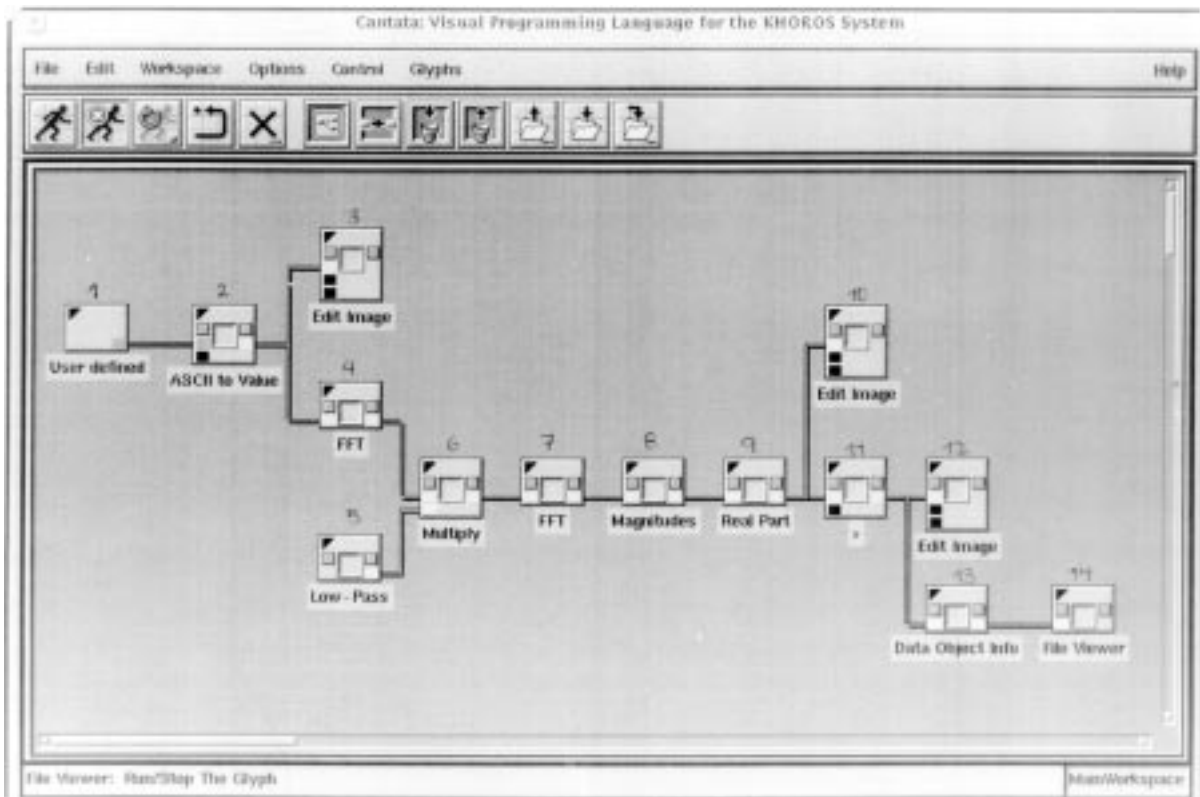
Procesamiento de la imagen usando Khoros 2.1

Con el objeto de procesar las mediciones obtenidas con este modelo de epilepsia se desarrolló un programa en lenguaje C que utiliza el procedimiento de retroproyección. La salida de este programa consiste en una matriz de datos de 64 x 64 que están en valores ASCII. También se desarrolló un programa en Khoros 2.1 para el procesamiento de la imagen, basado en la programación visual (Cantata) y contiene varias rutinas (Figura 10).

Apéndice 1

Cómo mejorar este proyecto de investigación

En el futuro en el proyecto de investigación se mejorará el sistema para trabajar en algunos aspectos clínicos del área cerebral, para lo cual se está diseñando un sistema con corrientes inducidas al interior del cerebro, por medio de bobinas que generan un campo magnético alrededor de este órgano.



**Figura 10.** Iconos que representan el procesamiento de la imagen en Khoros 2. 1, utilizando el lenguaje de programación visual: CANTATA.

## REFERENCIAS

1. BARBER C, BROWN BH: Applied potential tomography, *J Phys E Sci Instrum*, 17:723-733, 1984.
2. CASTRO M, AGUILLON M, GAONA A, ZAPATA FA: A 16 Electrodes Semiparalel System for Electric Impedance Tomography, an Application in a Model of Health and Cancerous Tissue. *Proceedings on Electrical Impedance*. Pere J, Russell J, Bragos R, Casas C (eds). 15:457-460, Editorial Instituto Politécnico de Barcelona, 1998.
3. HOLDER K, CUSICK G: Specification for an electrical impedance tomogram for imaging epilepsy in ambulatory human subjects. *Innov Tech Biol Med*, 15 (número especial), 1:24:32, 1994.
4. International Electrotechnical Commission: *Medical Electrical Equipment: Parte 1 General Requirements for Safety*, IEC 601 - 1:19-20, 1988.
5. ISAACSON D: Distinguishability of conductivity by electrical current computed tomography. *IEEE Trans Med, Imag*, MI-5:92-95, 1986.
6. KIM J, WEBSTER G, TOMKINS WJ: Electrical impedance imaging of the thorax. *J Microwave Power*, 18:245-257, 1983.
7. MC ADAMS ET, MC LAUGHLIN J, BROWN BH, MC ARDLE F: *The NIBEC EIT Electrode Harness*, in *Clinical and Physiological Application of Electrical Impedance Tomography*. D Holder, Editorial UCLA Press 85-92, Berkeley, 1993.
8. OCAMPO A, GAONA A, AGUILLON M, ZAPATA FA: Diseño de los circuitos electrónicos y desarrollo de los algoritmos para un sistema de tomografía por impedancia. *Anales*, Instituto Mexicano de Psiquiatría, 31-44, 1995.
9. PALLAS-ARENY R: *Transductores y Acondicionadores de Señal*. Marcombo, Boixareu Eds., 127-128, Barcelona-México, 1989.
10. RUSELL J, RIU-PERE J, LOZANO A, PALLAS-ARENY R: A broad band system for multifrequency static imaging in electrical impedance tomography. *Clin Phys Physiol Meas* (Supl. A), 13:61-65, 1992.
11. SMITH WM: *Design of a Real Time Impedance Imaging System for Medical Applications*. Ph D. Dissertation, Univ. of Sheffield, 45-49, 1990.
12. ZAPATA FA, CASTRO M, GAONA A, AGUILLON M, VAZQUEZ D: *Image Processing Developed in a Phantom with Khoros 2.1 that Simulate Changes in the Conductivity by Effect of Epileptic Seizure*. 1st EPSRC Engineering Network Meeting Biomedical Applications of EIT, University College, abril 14-16, Londres, 1999.