

43  
2ej



UNIVERSIDAD NACIONAL  
AUTONOMA DE MEXICO

ESCUELA NACIONAL DE ESTUDIOS PROFESIONALES  
"ARAGON"

# TOMOGRAFIA POR IMPEDANCIMETRIA

T E S I S  
QUE PARA OBTENER EL TITULO DE  
INGENIERO EN COMPUTACION  
P R E S E N T A  
ARTURO OCAMPO ALVAREZ

Asesor de Tesis:  
M. en C. ANGEL R. ZAPATA FERRER

FALLA DE ORIGEN



MEXICO, D. F.

NOVIEMBRE 1995



Universidad Nacional  
Autónoma de México



## **UNAM – Dirección General de Bibliotecas Tesis Digitales Restricciones de uso**

### **DERECHOS RESERVADOS © PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL**

Todo el material contenido en esta tesis está protegido por la Ley Federal del Derecho de Autor (LFDA) de los Estados Unidos Mexicanos (México).

El uso de imágenes, fragmentos de videos, y demás material que sea objeto de protección de los derechos de autor, será exclusivamente para fines educativos e informativos y deberá citar la fuente donde la obtuvo mencionando el autor o autores. Cualquier uso distinto como el lucro, reproducción, edición o modificación, será perseguido y sancionado por el respectivo titular de los Derechos de Autor.

#### **A mi madre.**

Quién iba a decir que ese niño al cual le diste la vida y que tuvo por cuna una caja de cartón, que cuidaste con mucho cariño, y que a falta de padre duplicaste tu fortaleza, logrando darle una educación, ahora te escriba estas líneas para agradecerte todo el esfuerzo que hiciste para dejarle la más preciada herencia, la formación de un hombre que a través de la educación pueda servir a sus semejantes.

Yo sé muy bien que esto es el esfuerzo de varias generaciones, partiendo de mis abuelos que no tenían más herramienta que sus manos para trabajar la tierra y dar de comer a sus hijos, que luego se enfrentaron a la vida estresante de la gran ciudad y que en nuestro caso, tu vida llena de sacrificios fue el aliciente que me motivó a salir adelante.

Es por eso que te dedico este trabajo de investigación para obtener el título de Ingeniero en computación.

#### **A mi esposa.**

Veró, llegaste en el momento preciso de mi vida y has sabido darme el amor y la fortaleza necesaria para continuar con nuestros sueños.

Gracias a ti he logrado terminar este trabajo de tesis, por que en los momentos más difíciles tu estuviste a mi lado apoyándome y dándome ánimos.

El último aliciente que te quedaba para continuar con la carrera me lo diste a mí, y yo en cambio te di la responsabilidad de ser madre. Es por eso que no puedo defraudarte ni a ti ni a mis hijos, quiero que consideres este triunfo como tuyo.

#### **A mis hermanas.**

La educación se considera como un camino que no tiene fin, ustedes ya están en el y solo les puedo aconsejar que no se detengan solo hasta que se sientan satisfechas de haber lo que les guste.

#### **A mis hijos.**

No sé que es lo que el destino les tenga deparado ni a que se dediquen en el futuro, sólo les quiero decir, que traten de ser los mejores, y que sus conocimientos los utilicen en bienestar de de sus semejantes, por que ustedes forman una nueva generación y tienen la gran responsabilidad de ser mejor.

## PROLOGO.

Este trabajo de tesis analiza las bases de una nueva técnica de reconstrucción de imágenes para el diagnóstico médico denominada Tomografía por Impedancimetría. La información recopilada ha sido una tarea de varios años y asistencias a congresos mundiales de Ingeniería Biomédica, por parte del M. en C. Angel R. Zapata Ferrer, quien deposito su confianza en mí para desarrollar este trabajo de investigación.

Este proyecto fue desarrollado y patrocinado por el Instituto Mexicano de Psiquiatría, en el Departamento de Bioingeniería de la División de Investigaciones en Neurociencias. Gracias a todas las autoridades que apoyaron el proyecto y me ayudaron económicamente durante mi estancia en el instituto.

Quiero agradecer el apoyo técnico y científico de todas las personas que me ayudaron a elaborar este proyecto. Durante los dos años de trabajo de investigación conocí a mucha gente que me brindó sus amistad y me alentó para continuar.

Agradezco la colaboración de :

El grupo de trabajo del laboratorio de Bioingeniería Ing. Andrés Gaona G., Ing. Miguel A. Aguillón P., Ing. Alejandro Meza C., que me ayudaron y enseñaron en forma constante durante mi estancia en el laboratorio.

El Dr. Javier Rosell y el Dr. Ramón Pallás Areny, de la Universidad Politécnica de Cataluña España, por sus valiosos consejos e información que me sirvieron para avanzar más rápidamente en la elaboración de los programas de reconstrucción de la imagen.

El M. en I. Esau Vicente Vivas y del Ing. Martín López, del Instituto de Ingeniería de la U.N.A.M. por la orientación recibida en el uso del microcontrolador MC68HC11, con el que se efectuaron las primeras pruebas de direccionamiento y conversión A/D.

El Ing. Ernesto Bibriesca y de la M. en C. María Garza, del IMAS-UNAM, así como también del Dr. Jorge Lira, del Instituto de Geofísica-UNAM, por su asesoría bibliográfica y consejos para el procesamiento de la imagen.

El Ing. Felipe Cruz, de DGSCA-UNAM, por la capacitación y facilidades en los recursos de super-computo.

El Lic. Israel Juárez Ortega del Centro de Computo de la SEP, por las facilidades brindadas en los equipos hp9000, SUN, Prime7000 y PC Y de manera muy particular quiero agradecer su orientación académica y laboral, porque además de ser profesor y jefe es un buen amigo.

Gracias a todos mis maestros de la Universidad que contribuyeron a mi formación como ingeniero y a mis asesores:

Ing. Juan Gastaldi Pérez.  
Fis. Miguel Comaduran Chavarria.  
Ing. Donaciano Jiménez Vázquez  
Ing. Silvia Vega Muytoy.

Y en forma muy especial quiero agradecer al jefe del laboratorio de bioingeniería del Instituto Mexicano de Psiquiatría, el M. en C. Angel R. Zapata F., que me oriento y asesoro en este interesante tema, brindándome su asesoría técnica científica, así como también su apoyo moral y económico.

Arturo Ocampo Alvarez.  
México D.F. Agosto de 1995.

## ÍNDICE GENERAL

INTRODUCCIÓN	1
ANTECEDENTES HISTÓRICOS	2
OBJETIVOS Y DELIMITACIONES DEL TEMA	3
<b>CAPITULO I.</b>	
<b>TEORÍA FUNDAMENTAL EN IMAGENOLÓGIA POR EL MÉTODO DE IMPEDANCIMETRÍA</b>	<b>4</b>
1. Teoría fundamental en imagenología por el método de impedancimetría	5
1.1 Imagenología médica	5
1.1.1 Métodos para generar imágenes médicas	5
1.1.2 Tomografía computarizada de rayos X	6
1.1.3 Tomografía computarizada por emisión	7
1.1.4 Tomografía computarizada por ultrasonido	8
1.1.5 Otras aplicaciones	10
1.2 Tomografía de impedancia eléctrica	10
1.2.1 Impedancia eléctrica	13
1.2.2 Métodos para medir la impedancia	14
1.2.2.1 Medidas a dos hilos	15
1.2.2.2 Medidas a cuatro hilos	16
1.3 Propiedades eléctricas de los tejidos en los seres vivos	16
1.3.1 Impedancia de los tejidos	18
1.3.1.1 Comportamiento con la frecuencia	18
1.3.1.2 Valores de impedancia para diversos tejidos	19
1.3.1.2.1 Sangre	19
1.3.1.2.2 Músculos	19
1.3.1.2.3 Huesos	20
1.3.1.2.4 Otros: Grasas, pulmones, cerebro, hígado etc.	20
1.4 Variaciones de las propiedades eléctricas	21
1.4.1 Variación de la impedancia con la temperatura	21
1.4.2 Variaciones dependientes del volumen o de la concentración	22
1.4.3 Variaciones relacionadas con la velocidad de la sangre	22
1.5 Efecto de las corrientes eléctricas en los seres vivos	22

**CAPITULO 2.**  
**DISEÑO E INTERPRETACIÓN DEL SISTEMA PROTOTIPO** **24**

2. Diseño e interpretación del sistema prototipo	25
2.1 Métodos generales de medida y estrategias	25
2.1.1 Métodos que establecen condiciones de contorno en un punto	25
2.1.2 Números de electrodos y estrategias de medida	27
2.2 Análisis de los errores en las medidas	28
2.2.1 Ruido térmico	28
2.2.2 Interferencias	28
2.2.2.1 Interferencias internas	28
2.2.2.2 Interferencias externas	29
2.2.3 Otros errores en la medida	29
2.2.4 Relación señal/ruido	31
2.3 Revisión de sistemas de adquisición	31
2.3.1 Sistema serie	31
2.3.2 Sistema semiparalelo	33
2.3.3 Sistema paralelo	34
2.3.4 Sistemas adaptativos	34
2.4 Diseño del sistema prototipo	35
2.4.1 Especificaciones iniciales	35
2.4.2 Oscilador a puente de Wien y fuente de corriente controlada por voltaje	35
2.4.3 Phantom de 16 electrodos	36
2.4.4 Amplificadores Buffers	38
2.4.5 Amplificador de instrumentación	38
2.4.6 Medidor de voltaje y demodulación de la señal	39
2.4.7 Control del sistema y adquisición de datos por medio de una PC	40
2.4.7.1 Mapa de I/O de la PC	41
2.4.7.2 Tarjeta de control y adquisición	42
2.5 Funcionamiento general del sistema TIE	48

**CAPITULO 3.**  
**PROBLEMA DIRECTO EN TOMOGRAFÍA POR IMPEDANCIMETRÍA** **50**

3. Problema directo en tomografía por impedancimetría	51
3.1 Revisión de los métodos de resolución	51

3.1.1 Métodos algebraicos	51
3.1.2 Métodos numéricos	51
3.2 Formulación del problema directo	52
3.3 Estructuras utilizadas para la solución del problema directo	53
3.4 Teoría del problema directo según Barber Scagar	56
3.4.1 La distribución de potencial dentro de un medio resistivo	56
3.4.2 La aproximación lineal	57
3.4.3 Análisis de la distribución de corriente	58
3.4.4 Solución para el voltaje en el linde	59
3.5 Consideraciones aplicables a la reconstrucción	60
3.5.1 Teorema de reciprocidad	60
3.5.2 Teorema de sensibilidad	61
3.5.3 Matriz de sensibilidad	62

#### **CAPITULO 4.**

##### ***PROBLEMA INVERSO: RECONSTRUCCIÓN DE IMÁGENES*** **63**

4. Problema inverso: reconstrucción de imágenes	64
4.1 Métodos de reconstrucción	64
4.1.1 Métodos de sensibilidad y de perturbación	64
4.1.2 Método adaptativo	64
4.2 Método de retroproyección	65
4.2.1 Recolección de datos (método de los vecinos)	65
4.2.2 Distribución de la conductividad	66
4.2.3 Normalización de los datos	69
4.2.4 Líneas equipotenciales	70
4.3 Reconstrucción ponderada	73
4.4 Algoritmo de retroproyección	75

#### **CAPITULO 5.**

##### ***EXPOSICIÓN DE RESULTADOS*** **77**

5. Exposición de resultados	78
5.1 Verificación del sistema prototipo	78
5.2 Calidad en la adquisición	78
5.3 Pruebas en phantom	79



5.3.1 Reconstrucción de imágenes dinámicas (phantom con la matriz de resistencias)	79
5.3.2 Reconstrucción de imágenes dinámicas (phantom con una solución salina)	84
<b>CAPITULO 6.</b>	
<b>APLICACIONES EN LA BIOINGENIERÍA</b>	<b>90</b>
6. Aplicaciones en la bioingeniería	91
6.1 Aplicaciones	91
6.2 Ejemplos clínicos	91
6.2.1 Vaciado gástrico	92
6.2.2 Función pulmonar	92
6.2.3 Función cardiaca y perfusión pulmonar	93
6.3 Medidas en humanos	94
<b>CONCLUSIONES</b>	<b>95</b>
<b>BIBLIOGRAFÍA</b>	<b>b-1</b>
<b>ANEXOS</b>	
A. Método de proyecciones para reconstruir imágenes	A-1
B. Programas de adquisición y procesamiento de imágenes	B-1

## INTRODUCCION

La Tomografía de Impedancia Eléctrica (TIE) es un método particular de obtención de imágenes de algunas regiones internas del cuerpo, por medio de corrientes eléctricas de frecuencias menores de 1Mhz. El método consiste en reconstruir, a partir de las tensiones (o corrientes) detectadas en la superficie de un objeto, la distribución de la impedancia en su interior.

La tomografía es un procedimiento que permite reconstruir imágenes correspondientes a secciones muy finas del cuerpo. Una de las primeras dificultades de la Tomografía de Impedancia Eléctrica, frente a los métodos de tomografía de rayos X, es la dependencia de la señal inyectada (por ejemplo, corriente) con la distribución de impedancia que se pretende medir (figura 1). Este hecho, hace que el sistema sea no lineal, por lo que no pueden emplearse las mismas técnicas de reconstrucción de imágenes que en tomografía computarizada de rayos X.

Parámetros tales como la conductividad y permitividad eléctrica relativa del medio, no pueden ser obtenidos con otras modalidades de la imagenología y por tanto, TIE presenta información que puede proporcionar nuevas alternativas de diagnóstico.

El método de TIE ofrece la posibilidad de hacer en forma precisa y segura la medición de la impedancia "en vivo" con una instrumentación relativamente simple y de bajo costo, capaz de monitoriar los cambios de la conductividad en el organismo durante largos intervalos de tiempo.

En este trabajo se analiza la aplicación y algoritmos de esta técnica para obtención de imágenes producidas por las variaciones de la impedancia (o resistencia) interna de las distintas zonas de una región o área corporal, proponiendo y diseñando un sistema electrónico de TIE, controlando la adquisición y procesamiento de los datos por medio de una computadora.

## ANTECEDENTES HISTORICOS

Dentro de los antecedentes históricos hay que considerar dos campos de trabajo muy dispares pero que han conformado las bases de la tomografía de impedancias. Por un lado la tomografía de rayos X y por otro la pletismografía de impedancias

La tomografía computarizada de rayos X apareció a principios de los años 70, basándose en una larga experiencia proveniente de la radiología y los nuevos recursos informáticos. En muy poco tiempo se ha convertido en una técnica de amplia utilización de radiaciones ionizantes. Este punto es el que ha motivado la investigación de otras fuentes de energía para obtener información útil dentro del cuerpo sin la utilización de estas radiaciones ionizantes que pueden afectar el organismo humano, por ejemplo mediante microondas, radiación infrarroja, ultrasonidos o corrientes eléctricas de baja frecuencia.

Las medidas de impedancia eléctrica en el cuerpo humano se vienen realizando desde principios de siglo. El primer trabajo que aplicó las ideas provenientes de la radiología a los métodos de medida de impedancias para obtener imágenes en humanos, es el de Henderson y Webster en 1978, con un método similar al de las radiografías de rayos X, es decir, no como una tomografía sino como una proyección. Fue Price en 1979 (Price, 1979a) quién consideró la posibilidad de hacer una tomografía con corrientes de baja frecuencia. Las primeras imágenes en vivo fueron obtenidas por el grupo de Sheffield en 1983 (Barber D. C., Brown B. H. y Freeston I. L., 1983a), utilizando radio frecuencia a unos 50 KHz.

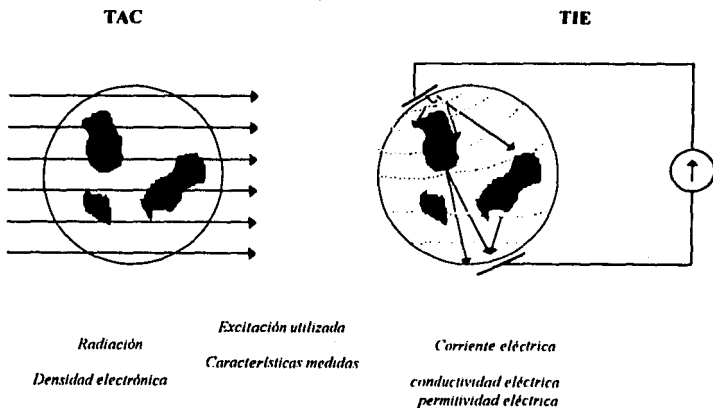


Figura 1. Señales de excitación en tomografía de rayos X y en tomografía de impedancia eléctrica (Roell, 1989).

## **OBJETIVOS Y DELIMITACION DEL TEMA.**

Considerando que el tema de TIE es reciente en el campo de la bioingeniería y que hay muchos puntos de interés, este trabajo de investigación se enfoca a los siguientes objetivos:

### **Objetivo general.**

- Diseñar y construir un prototipo para estudios de tomografía por impedancia eléctrica.

### **Objetivos secundarios.**

- Comparar los métodos actuales de reconstrucción de imágenes médicas.
- Analizar las características eléctricas de la impedancia en los tejidos vivos.
- Diseñar un sistema de adquisición de datos.
- Diseñar una tarjeta de control que interface al usuario con el sistema de adquisición.
- Hacer un procedimiento para transferir los datos de la PC a una Workstation SUN.
- Analizar el problema directo en TIE.
- Analizar los métodos de reconstrucción para TIE.
- Utilizar el método de retro-proyección.
- Analizar los resultados del sistema propuesto.
- Dar a conocer las aplicaciones que tiene TIE en la bioingeniería.

Tomando en cuenta los objetivos expuestos, el contenido de los capítulos ha quedado como sigue:

En el capítulo 1 se describen las características principales de algunos métodos para generar imágenes médicas y se explican los fundamentos eléctricos y fisiológicos de la tomografía por impedancimetría.

El capítulo 2 trata del diseño e interpretación del sistema prototipo, inicialmente se hace una descripción teórica de las estrategias de inyección de corriente eléctrica y se mencionan los errores más comunes en la medición de los datos. Se hace una revisión de los sistemas de adquisición existentes y se describe el diseño del sistema propuesto.

El capítulo 3 es un análisis del problema directo y sus fundamentos matemáticos. La solución al problema, es bajo el método de retroproyección (capítulo 4) que es la forma en que se reconstruye la imagen.

En el capítulo 5 se exponen los resultados obtenidos en un maniquí (phantom). Y por último en el capítulo 6 se hace una recopilación de aplicaciones de este método en la bioingeniería.

## **CAPITULO I.**

### ***TEORIA FUNDAMENTAL EN IMAGENOLÓGIA POR EL MÉTODO DE IMPEDANCIMETRÍA.***

## **1. Teoría fundamental en imagenología por el método de impedancimetría.**

### **1.1 Imagenología médica.**

Desde el descubrimiento de los rayos X y la introducción de las radiografías, se han desarrollado muchos avances técnicos y existe un gran interés en aportar nuevos y mejores métodos de imagenología médica. El objetivo de la imagenología médica es el de obtener información sobre las condiciones internas del paciente, rápida y exacta, con el mínimo daño al cuerpo, en los casos de diagnóstico o terapia.

La técnica de impedancia con dos o cuatro electrodos ha sido utilizada desde hace tiempo (apartado 1.2.2) para detectar varios eventos fisiológicos. Estas aplicaciones incluyen: impedancia cardiográfica en el monitoreo de funciones cardiovasculares (volumen del sístole, salida cardiaca y contractibilidad cardiaca) en la detección del flujo sanguíneo en tramos de segmentos de miembros y de las extremidades; así como también en la respiración. Estos tipos de técnicas de impedancia no reconstruyen imágenes de secciones transversales; en su lugar, miden la resistencia total del bulto o cuerpo del tórax, miembros y extremidades. De esta manera estos no proporcionan ninguna información especial que muestre las distribuciones de la impedancia.

La técnica de imagenología por el método de impedancimetría, trabaja sobre principios similares a aquellos utilizados en técnicas de impedancia tradicionales. Por lo tanto, el método de impedancia eléctrica puede usar mucho más electrodos y puede ser habilitado para reconstruir una distribución de la información, por el método de impedancimetría. Midiendo la respuesta del cuerpo a un campo eléctrico aplicado, la técnica proporciona unas distribuciones de impedancia en secciones transversales del cuerpo, en lugar de que las densidades estructurales como la absorción y dispersión (scattering), índice de refracción o distribuciones de variaciones metabólicas.

De este modo el método de impedancia eléctrica, puede ser una ayuda suplementaria a las modalidades de imagenología médica, tales como radiografías por rayos X, CT (Tomografía Computarizada), PET (Tomografía por Emisión de Positrones), RMN (Resonancia Magnética Nuclear), ultrasonido y medicina nuclear, en la preparación de diagnósticos para algunas condiciones patológicas (Kim et al., 1987a). A continuación se mencionan algunos métodos para reconstruir imágenes médicas, con el objetivo de compararse con el método propuesto en este trabajo de tesis.

#### **1.1.1 Métodos para generar imágenes médicas.**

El problema de la reconstrucción digital de una imagen desde sus proyecciones ha tomado gran importancia en los últimos años. Hay muchas áreas donde las aplicaciones prácticas emplean el método de proyección para reconstruir imágenes médicas. La aplicación en donde se ha revolucionado más el diagnóstico radiológico es en la tomografía computarizada, donde los rayos X se usan para generar los datos proyectados de una

sección muy fina del cuerpo humano, con los datos proyectado se reconstruye una sección transversal de la imagen retratando con muy alta resolución los detalles morfológicos del cuerpo.

Otras aplicaciones médicas donde se utiliza la reconstrucción digital son, en las áreas de medicina nuclear y las imágenes generadas con ultrasonido. En la medicina nuclear está técnica se usa para mapear la distribución de la concentración de un rayo gamma que emite isótopos en una determinada sección transversal del cuerpo; en el ultrasonido el fin es similar a los rayos X, construyendo una imagen de sección transversal retratando en detalle la morfología; el problema aquí es sin embargo, la dificultad de hacer la refracción de ultrasonido al propagarse sobre el tejido.

Las áreas no médicas de aplicación donde las imágenes pueden reconstruirse con proyecciones incluyen la radioastronomía, interferometría óptica, microscopía electrónica y exploraciones geofísicas.

Se presenta en el anexo 1, un análisis básico del método de proyecciones que se utiliza en la tomografía computarizada.

### 1.1.2 Tomografía computarizada de rayos X.

Considerando un haz paralelo de rayos X como se muestra en la figura 1.1 solo los fotones que se propagan en la dirección señalada por la cabeza de la flecha son considerados para ser una parte del haz. Como el haz de rayos X se propaga, los fotones se pierden continuamente, se desvían o se absorben. En cada punto estas pérdidas son consideradas por una constante conocida como el coeficiente lineal de atenuación, que es denotado comúnmente por  $\mu$ . Donde  $N_m$  es el número de incidencia de fotones en el intervalo de tiempo de una medida (milisegundos). Dentro de este instante de tiempo  $N_d$  es el número de fotones que salen por el lado B (figura 1.1). Asumiendo que toda la incidencia de fotones tiene energía, la relación entre  $N_d$  y  $N_m$  es dada por

$$N_d = N_m \exp\left(-\int_m \mu(x,y) ds\right) \quad (1)$$

donde  $\mu(x,y)$  es el coeficiente lineal de atenuación en el punto  $(x,y)$  y  $ds$  es un elemento de longitud a lo largo del rayo. De la ecuación anterior

$$\int_m \mu(x,y) ds = \ln \frac{N_m}{N_d} \quad (2)$$

El lado izquierdo de la figura 1.1 es simplemente la integral de un rayo para una proyección de la función  $\mu(x,y)$ .

Una suposición básica dice que todos los fotones de los rayos X tienen energía. La necesidad de esta suposición proviene directamente de la dependencia del coeficiente lineal de atenuación sobre la energía.

En la práctica, los fotones son producidos por un tubo de rayos X nunca monoenergizado, (ecuación 1) fallando por ser estrictamente valorado como una relación

entre la incidencia y la intensidad transmitida. Esto ocasionaba la aparición de artefactos policromáticos en imágenes reconstruidas (Rosenfeld and Kak, 1982).

$$P_d(k\tau) = \int_{\text{trayectoria del rayo AB}} \mu(x, y) ds = \ln \frac{N_{in}}{N_d}$$

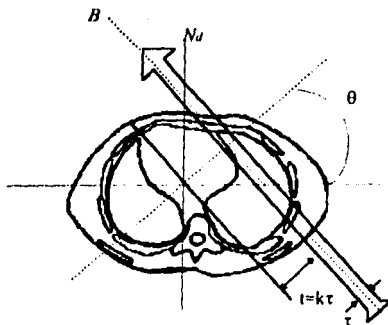


Figura 1.1. Un haz paralelo de rayos X que se propaga en una sección transversal del cuerpo humano (Rosenfeld and Kak, 1982).

Se ha demostrado que la emisión de fotones a través de rayos X es invasivo y tomando a la tomografía de impedancia eléctrica como una nueva alternativa de proporcionar imágenes sin sufrir alteraciones en el cuerpo, se espera que mejore las técnicas de imagenología actuales, en lo que respecta a su inocuidad.

### 1.1.3 Tomografía computarizada por emisión.

Aquí el fin es hacer una imagen de sección transversal distribuyendo isótopos radioactivos en el cuerpo humano. (Un isótopo puede administrarse al paciente en forma radiofarmacéutica, por inyecciones o por inhalación). Los isótopos radioactivos son caracterizados por la emisión de fotones de rayos gamma, un producto de deterioro nuclear. Hay que hacer notar que los fotones de rayos gamma son indistinguibles de los fotones de rayos X; los términos diferentes se usan simplemente para indicar su origen. La concentración de un isótopo en cualquier sección transversal cambia con el tiempo de deterioro radioactivo vencido, fluyendo en la "kinetics" bioquímica dentro del cuerpo. Esto implica que todos los datos de una imagen de sección transversal deban ser recolectados en poco tiempo comparando el tiempo de asociación constante con la concentración



cambiante. Pero entonces este aspecto también da a la Tomografía Computarizada (CT) por emisión su mas grande potencial y su utilidad en los diagnósticos médicos, porque ahora para analizar las imágenes se toman en diferentes tiempos para la sección transversal y uno puede determinar el estado funcional de varios órganos en el cuerpo de un paciente. La figura 1.2 muestra una sección transversal de un cuerpo con una fuente distribuida de rayos gamma. Para algo muy pequeño, no obstante lo microscópico, el elemento de esta fuente puede considerarse como una fuente isotrópica de rayos gamma. El número de fotones de rayos gamma emitidos por segundo por tal elemento es proporcional a la concentración de la fuente en ese punto. Se asume que la collimator en la frente del detector tiene collimator infinita, y aceptan solo estos fotones que viajan hacia el fajo de rayos  $R_1R_2$ . (collimation infinita, en la práctica, implicaría un tiempo infinitamente largo para hacer una observación estadística significativa). Entonces claramente el número total de fotones registrados por el detector en una "estadística significativa" en un intervalo de tiempo es proporcional a la concentración total de la emisión en el rayo  $R_1R_2$ . En otras palabras, es la integral del rayo. Moviendo colinealmente el detector se ensambla a una posición adyacente lateralmente, uno puede determinar esta integral para otro rayo paralelo a  $R_1R_2$ . Después de un barrido completo, generando una proyección, uno puede rotar el paciente o el detector-collimator ensamblado y generar otras proyecciones (Rosenfeld and Kak, 1982).

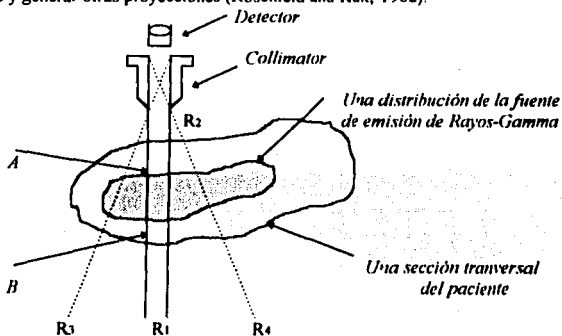


Figura 1.2. Una sección transversal de un cuerpo obtenida con una fuente distribuida de rayos gama (Rosenfeld and Kak, 1982).

#### 1.1.4 Tomografía computarizada por ultrasonido.

Con ultrasonido uno puede elegir para hacer "time-of-flight" o atenuación tomográfica. En la tomografía en "time-of-flight" la imagen reconstruida representa el parámetro de índice de refracción. El índice de refracción de un material en un punto se define como:

\* La acepción de esta frase usada en el idioma inglés no tiene traducción en español.

$$n(x, y) = \frac{V_w}{V(x, y)} \quad (3)$$

donde  $V_w$  y  $V(x, y)$  son, respectivamente, la velocidad de propagación de ultrasonido en el agua en el punto  $(x, y)$  del material.

Considerando un pulso ultrasónico que se propaga de A a B como en la figura 1.3. Puede mostrarse que:

$$\int_A^B [1 - n(x, y)] ds = -V_w \cdot T_d \quad (4)$$

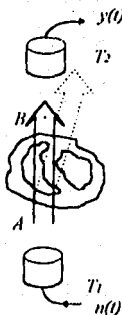


Figura 1.3. El rayo AB representa la trayectoria de propagación de un pulso ultrasónico bajo condiciones ideales. El rayo lanzado es la representación pictórica, en la práctica siempre hay alguna refracción (Rosenfeld and Kak, 1982).

donde  $T_d$  es la diferencia entre el tiempo transitado dentro del material y el tiempo transitado cuando el material es reemplazado por agua.  $T_d$  es positivo si el tiempo anterior de tránsito es más largo que el posterior. Note que la integral del rayo para  $1 - n(x, y)$  se expresa mejor que  $n(x, y)$ . Para asegurarse que en la imagen reconstruida los valores background sean cero, se emplea comúnmente  $1 - n(x, y)$ . (Para un punto fuera del agua se emplea  $n(x, y) = 1$ , para que  $1 - n(x, y) = 0$ .)

La integral del rayo se muestra en la figura 1.3, la trayectoria del ultrasonido a lo largo del rayo que va desde A a B. Las imágenes médicas representadas se asumen como aproximaciones satisfactorias solo para estructuras de tejido-mullido. Las partes del cuerpo que contienen hueso la refracción severa del rayo en el tejido-hueso hace una interface imposibilitando la integral del rayo con cualquier exactitud razonable.

Uno puede hacer también tomografías para el coeficiente ultrasónico de atenuación. A fin de determinar las integrales del rayo del coeficiente de atenuación hay que examinar la composición espectral de la incidencia y la waveforms transmitida (Rosenfeld and Kak, 1982).

### 1.1.5 Otras aplicaciones

Otras aplicaciones de reconstrucción de imágenes utilizando proyecciones están en radio astronomía, microscopía electrónica, interferometría óptica y en la determinación de las funciones para esparcir puntos de degradación de imágenes. En la radio astronomía el fin está en reconstruir el "resplandor" de la distribución de una fuente celestial de las ondas de radio. En la microscopía electrónica es una forma de reconstruir la estructura molecular de biomoléculas complejas de una serie de "micrograms" transmitidos y tomados en varios ángulos. En la interferometría óptica el fin es determinar (o reconstruir) el índice del campo refractorio de un medio ópticamente transparente por cambios medidos en longitudes de trayectorias ópticas de rayos de poca intensidad de penetración debido a su paso a través del medio.

### 1.2 Tomografía de impedancia eléctrica.

La primera alusión a la obtención de imágenes mediante la medida de las impedancias en un cuerpo fue planteada por Swanson en 1976. Henderson y Wedster (1978) diseñaron un sistema basado en esta idea, con un método similar al de las radiografías de rayos X, es decir no como una tomografía sino como una proyección. El sistema consistía en un electrodo grande aplicado sobre el pecho, a una tensión alterna de 100 KHz, y 100 electrodos situados en la espalda por los que se medía la corriente que circulaba. El método de medida era, por lo tanto a dos hilos. Posteriormente el mismo grupo publicó los problemas existentes debido a este hecho (Yorkey, 1985).

Fueron Lytle y Dines (1978) y Price (1979a,b) quienes consideraron la posibilidad de hacer una tomografía con corrientes de baja frecuencia. En este último trabajo, la medida propuesta se basaba en la inyección de una corriente eléctrica que circulara en línea recta entre dos puntos opuestos del cuerpo a visualizar. Al igual que en tomografía computarizada, rotando la fuente y el detector, se puede hacer un barrido de toda una sección y reconstruir la imagen. Se puede utilizar, por ejemplo, un algoritmo de reconstrucción algebraico (ART) o una retro-proyección. Las ventajas del método de impedancia eléctrica apuntadas por Price son las siguientes: no produce efectos nocivos, los detectores son de bajo costo (bioelectrodos), posibilidad de extensión a 3 dimensiones, velocidad de adquisición alta y por último, la información obtenida es distinta a la de otros métodos y está relacionada con el estado fisiológico de los tejidos.

Para determinar el voltaje que se genera en el interior del cuerpo, cuando se le aplica corriente (el campo eléctrico sometido a sus accidentes internos), tendremos que resolver una ecuación diferencial parcial, en condiciones límites conocidas y la distribución de la impedancia, usando la ecuación de Laplace. Este proceso es conocido como el "problema directo". Para las condiciones dadas la solución de este problema es único y las técnicas usadas, para obtener la solución están bien establecidas.

Por lo tanto, en la técnica de tomografía por impedancimetría, nuestro principal interés radica en obtener la distribución de la impedancia interna, la cual es desconocida al principio del procedimiento. Esto puede efectuarse mediante la reconstrucción de la

impedancia, basada en las mediciones de la superficie del voltaje. El "proceso inverso", es mucho más difícil que el problema directo (en lo que respecta a su solución), puesto que la ecuación de Laplace inversa es complicada y para resolverla directamente es casi imposible.

Hay dos soluciones para resolver el problema inverso en imagenología por medio de impedancimetría. Una de ellas es el método de "aproximación iterativa". Este método resuelve repetidamente el problema directo. Por tanto al final de cada iteración la distribución de la impedancia previamente determinada es actualizada mediante el algoritmo de "proyección previa", de acuerdo a las diferencias entre los valores predichos, por la valoración del problema directo y los valores medidos sobre la superficie del cuerpo. Este proceso de iteración continua hasta que las diferencias absolutas o relativas dentro de un rango de error pequeño sean aceptables y preespecificado (Kim, 1983). La ventaja de este método son los requerimientos de cómputo, ya que el problema directo tiene que ser resuelto muchas veces.

La otra aproximación es el "método de numeración". En este método, la solución al problema inverso es aproximado sin resolver directamente el problema directo. Para cada conjunto de mediciones superficiales, la distribución de impedancia de una sección transversal es estimada. Con muchos conjuntos de mediciones independientes, la distribución de impedancia es añadida para formar una imagen final (Kim et al., 1987a).

Las primeras imágenes en vivo, basadas en la medida de impedancia eléctrica y utilizando el método de numérico, fueron obtenidas por el grupo de Sheffield en 1983 (Barber et al., 1983b). Las innovaciones introducidas por este grupo radican en la utilización de un tipo de inyección de corriente muy sencilla, con detección de tensión a 4 hilos, y un algoritmo de reconstrucción rápido (retro-proyección filtrada) e inmune a los errores de posicionado de electrodos. Los electrodos utilizados en las medidas son 16. La corriente se inyecta sucesivamente por pares de electrodos adyacentes y se detecta tensión en todas las otras parejas.

A partir de 1983 se inició un gran esfuerzo para mejorar la calidad y la resolución de las imágenes (Barber y Brown, 1986; Santosa y Vogelius, 1988), en algunos casos con métodos de adquisición distintos (Kim et al., 1983), basados en medida de corrientes, o en inyección de distribuciones de corrientes especiales (Isaacson, 1986).

Existen tres métodos principales de adquisición y procesado de datos en TIE que dan lugar a tres tipos de imágenes distintas:

- Estáticas
- Dinámicas
- Diferenciales

Las imágenes estáticas se obtienen a partir de un conjunto de medidas independientes de impedancia a una frecuencia dada. Los valores obtenidos tienen que representar el valor absoluto de la distribución de impedancia en el interior del cuerpo.

Las imágenes dinámicas se obtienen a partir de dos medidas separadas temporalmente y solo presentan las variaciones de impedancia entre la primera medida (denominada "referencia") y la segunda (denominada "imagen").

Las imágenes diferenciales se obtienen midiendo las impedancias a una frecuencia y posteriormente a otra frecuencia distinta. Con ello se consigue visualizar el distinto comportamiento de los tejidos con respecto a la frecuencia.

De todos estos métodos, el único que hasta ahora ha permitido obtener imágenes en vivo ha sido el dinámico. La principal ventaja consiste en lograr la independencia del método frente a los errores sistemáticos. Las únicas imágenes absolutas obtenidas hasta la fecha han sido en maquetas (maniquies), donde es fácil controlar el posicionado de los electrodos, uno de los errores sistemáticos más difíciles de cancelar en las aplicaciones en vivo.

Todos los métodos comentados anteriormente se pueden englobar actualmente como casos particulares de los que se puede llamar Ingeniería de Impedancia Eléctrica. Está incluiría los sistemas de tomografía, los sistemas basados en arrays lineales de electrodos, los sistemas en tres dimensiones y en general todo sistema multielectrodo que permita obtener una estimación de la conductividad en forma selectiva en una zona del espacio (Rosell, 1989).

Dos publicaciones básicas que muestran el estado actual del tema son las recopilaciones de las comunicaciones a los congresos de Sheffield y Lyon (Clinical Physics and Physiological Measurement, vol.8, 1987, Supplement A y Clinical Physics and Physiological Measurement, vol.9, 1988, Supplement A).

Los esfuerzos se orientan actualmente hacia el mejoramiento de las técnicas de adquisición, por ejemplo en tiempo real (Brown y Barber, 1988), multifrecuencia y 32 electrodos (Jossinet y Mbock, 1988) ó electrónica integrada en los electrodos (Anah et al., 1988). Otro campo con una gran vitalidad es todo el relacionado con los problemas de reconstrucción (Kim et al., 1987b, Murai y Kagawa, 1985, Newell et al., 1988, Goble y Gallagher, 1988, Woo et al., 1988).

Los puntos que reciben más atención son los relacionados con los métodos de reconstrucción. En concreto, los cálculos por elementos finitos y los métodos iterativos de reconstrucción.

En cuanto al hardware, los métodos de medida basados en aplicar tensión y medir corriente a dos hilos se están abandonando y existe una clara polémica entre los sistemas de inyección de corrientes múltiples (Fuks, Isaacson et al., 1988) y los sistemas de medida de una sola inyección (como el de Sheffield).

Las aplicaciones médicas que se consideran más viables son: monitorización del sistema cardíaco, de mecánica y perfusión pulmonar y vaciado del estómago (Brown et al 1985). Otras posibilidades son en hipertermia, detección de cáncer, hemorragias cerebrales, etc. (Dawids, 1987). Pero para ello se hace necesario disponer de sistemas de adquisición fiables y orientados a la experimentación en estos campos.

Otro campo de aplicación de esta técnica, fuera de la medicina clínica, es en la medicina aeroespacial, para la caracterización de tejidos blandos de forma no invasiva (Kanai et al., 1983). La única alternativa a los métodos de impedancia, disponible actualmente, es el uso de radioisótopos (Rosell, 1989).

### 1.2.1 Impedancia eléctrica

El término impedancia eléctrica se utiliza para designar la relación que existe entre la tensión y la corriente en un punto dado de un circuito respecto a una referencia. Para aplicaciones eléctricas es común utilizar las siguientes ecuaciones para definir a la impedancia y admitancia respectivamente:

$$Z(s) = \frac{V'(s)}{I(s)} \quad (5)$$

$$Y(s) = \frac{I(s)}{V'(s)} \quad (6)$$

Donde  $V'(s)$  es la transformada de Laplace de la tensión  $v(t)$  e  $I(s)$  es la transformada de Laplace de la corriente  $i(t)$ , y donde consideramos que la corriente es un dato del problema y la tensión es la incógnita.

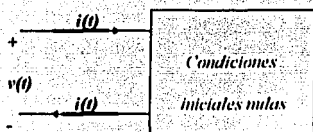


Figura 1.4. Ilustración del concepto de impedancia o admitancia de entrada.

La figura 1.4 muestra un circuito eléctrico de dos terminales que forman un puerto. La corriente que entra por una de las terminales sale por la otra. Cuando las variables que intervienen en el cociente que define la impedancia (ecuación 5) o la admitancia (ecuación 6) se miden en el mismo puerto decimos que se trata de impedancia o admitancia de entrada, respectivamente. En caso de relacionar la respuesta con la excitación se le denomina función de transferencia<sup>1</sup>. En la figura 1.5 se muestra la impedancia de los parámetros R, L, y C.

<sup>1</sup> Gerez Greiser. Teoría de sistemas y circuitos. pp. 423-426.

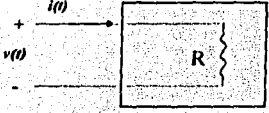
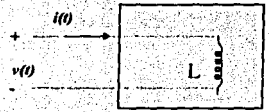
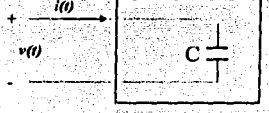
	$v(t) = Ri(t)$ $V(s) = RI(s)$ $\therefore Z_R(s) = R$
	$v(t) = L \frac{di(t)}{dt}$ $V(s) = sL I(s) - Li(0^-)$ $i(0^-) = 0$ $Z_L(s) = sL$
	$v(t) = \frac{1}{C} \int_0^t i(t') dt' + v(0^-)$ $v(0^-) = 0$ $V(s) = \frac{1}{sC} I(s)$ $\therefore Z_C(s) = \frac{1}{sC}$

Figura 1.5. Impedancia de los parámetros R, L y C

### 1.2.2 Métodos para medir la impedancia

Para obtener información sobre impedancia de un objeto es necesario introducir una corriente que circula como el potencial que ésta provoca. El principio es indistinto si se aplica la excitación con una fuente de tensión o con una fuente de corriente. La decisión se toma de acuerdo a los criterios de realización práctica. El aspecto más importante en el método de medida es la utilización o no de medidas a dos, tres o cuatro hilos (o electrodos).

En este punto se analizan los dos sistemas extremos: las medidas a dos y a cuatro hilos. Las medidas a tres hilos se incluyen también en el primer punto como un caso particular. La importancia de este análisis se debe al uso de electrodos para realizar las medidas en un objeto, principalmente cuando se tratan de materiales biológicos. En este caso el electrodo se comportará como un transductor entre la corriente iónica en el interior del objeto y el flujo de electrones a través del circuito eléctrico, gracias a una reacción reversible de oxidación-reducción. El electrodo presenta por este hecho una impedancia distinta de cero que afectará en la medida (Rosell et al., 1988b)

### 1.2.2.1 Medidas a dos hilos.

En una medida a 2 hilos la corriente se inyecta por los mismos electrodos por los que se mide la tensión. Del modelo de la figura 1.6 se desprende que la impedancia medida será la suma de todas las impedancias que aparecen en serie con el generador.

Si se desconocen las impedancias de los electrodos, que es el caso que nos ocupa, el error cometido será función de la relación entre  $Z_e$  y  $Z_I$ . Algunos autores utilizan el hecho de que la impedancia de los electrodos normalmente disminuye con la frecuencia para minimizar el error.

Debido a las capacidades parásitas entre los puntos de medida, a limitaciones en el diseño electrónico y a la suposición de régimen cuasiestático, nos encontramos con que el margen de frecuencia óptimo de utilización estará entre unos 10 y 100 KHz. Al no poder utilizar una frecuencia tan elevada como precisaríamos, el sistema a dos electrodos no será viable pues el error que se introduce al tomar una impedancia de electrodo aproximada será muy superior al que se espera de toda la cadena de medida. La impedancia típica de un electrodo para aplicaciones médicas a unos 20 KHz puede llegar a  $1k \Omega$  con unas variaciones de hasta el 50%. Si tenemos en cuenta que la impedancia del cuerpo que esperamos medir es del mismo orden de magnitud o inferior, se deduce que el error que se cometería con una medida a dos hilos podría ser superior al 100% del valor real.

La medida a tres hilos es equivalente a una medida a dos hilos con la impedancia de uno de los electrodos igual a cero.

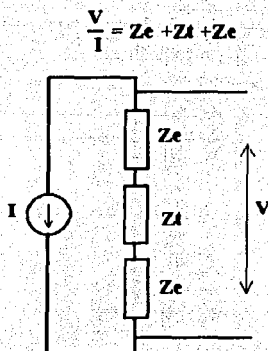


Figura 1.6. Medida a dos hilos (o dos electrodos). La impedancia medida es la suma de los dos electrodos ( $Z_e$ ) más la interna ( $Z_I$ ). Rosell, 1989.



### 1.2.2 Medidas a cuatro hilos.

La medida a cuatro hilos es una solución para la situación anterior. Se basa, tal como puede verse en la figura 1.7, en utilizar electrodos distintos para la inyección de corriente y la detección de tensión. En el método a cuatro hilos podremos minimizar el error si conseguimos tener una elevada impedancia de entrada en el circuito detector de tensión. El error en este caso será proporcional a la relación entre  $Z_e$  Y  $Z_{in}$  (Rosell, 1989).

$$I I = Z_I \frac{1}{1 + \frac{2Z_e + Z_I}{Z_{in}}} \approx Z_I \left(1 - \frac{2Z_e}{Z_{in}}\right) \quad (7)$$

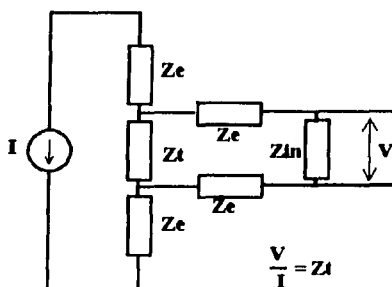


Figura 1.7 Medida a cuatro hilos (o cuatro electrodos). La impedancia medida es directamente la interna ( $Z_I$ ). Los errores serán proporcionales a la relación entre la impedancia de los electrodos ( $Z_e$ ) y la impedancia de entrada del sistema de adquisición ( $Z_{in}$ ). Rosell, 1989.

### 1.3 Propiedades eléctricas de los tejidos en los seres vivos

El elemento básico de los tejidos vivos es la célula. Un tejido está compuesto por un conjunto de células, de distintas formas y tamaños, rodeadas de fluidos con propiedades eléctricas. Así pues, un tejido queda definido por el tipo de células que lo componen y el contenido intercelular.

Se puede considerar cada una de las células que componen un tejido como un conjunto de electrolitos, que forman el medio intracelular está constituido por otro tipo de fluidos. La membrana de la célula tiene un espesor muy pequeño ( $< 10\text{nm}$ ) y una gran rigidez dieléctrica, por la cual presenta una capacidad equivalente muy grande, pudiendo variar entre  $0.1$  y  $3 \mu\text{F}/\text{cm}^2$ , con  $1\mu\text{F}/\text{cm}^2$  como valor pico. Y su resistencia en estado de reposo es muy elevada.

La impedancia de una membrana calculada a partir de las características de sus constituyentes, lípidos y proteínas, para un grosor de 6 nm y una  $\epsilon=2.5$  es la dada en la tabla 1.1. En la misma tabla se dan los valores típicos medidos en diversas membranas

	Estimada	Medida
Capacidad ( $\mu\text{F}/\text{cm}^2$ )	0,37	0,5-1,3
Resistencia ( $\Omega\text{cm}^2$ )	$6 \cdot 10^5$	$10^2 - 10^3$

Tabla 1.1 Impedancia equivalente de membranas biológicas.

La resistividad del medio intercelular e intracelular (citoplasma) varía entre los 10 y los 30000  $\Omega\text{cm}$ . Para mamíferos el valor típico oscila entre los 300 y 400  $\Omega\text{cm}$ .

A partir de estos datos se puede plantear un modelo para el comportamiento eléctrico (pasivo) de la célula descrito por el circuito de la figura 1.8, donde  $C_m$  es

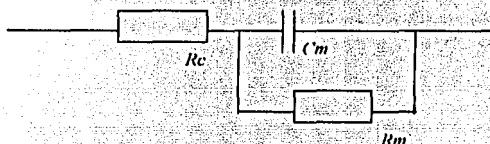


Figura 1.8. Modelo eléctrico para una célula (Rosell, 1989).

la capacidad de la membrana,  $R_m$  su resistencia y  $R_c$  la resistencia del citoplasma. Con este modelo tan simple, teniendo en cuenta la estructura de los tejidos, se puede dar el modelo de la figura 1.9 para una zona de tejido.  $R_e$  es la resistencia equivalente de los fluidos externos.

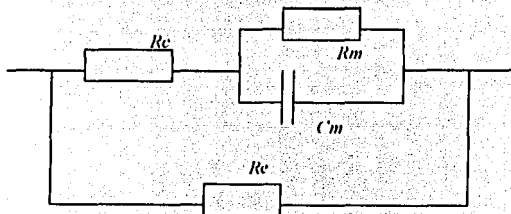


Figura 1.9. Modelo eléctrico para un tejido biológico (Rosell, 1989).

La impedancia total de los tejidos variara con la frecuencia, presentando tanto componentes resistivas como reactivas. Por otro lado, la impedancia a bajas frecuencias vendrá dada por la proporción de líquidos intercelulares en el tejido.

Una clasificación de los tejidos en los seres vivos atendiendo a razones fisiológicas distingue los tipos epitelial, conectivo, muscular, nervioso y líquido

El tejido epitelial esta constituido por los recubrimientos de las superficies tanto internas (membranas) como externas (piel). Los tejidos conectivos son: los huesos, cartilagos, tejido adiposo y el fibroso. Los tejidos líquidos son: la sangre y la linfa.

Atendiendo a las características eléctricas se pueden clasificar los tejidos en los siguientes grupos:

- suspensiones de células y de moléculas proteínicas de consistencia líquida (sangre, linfa,...)
- lo mismo pero en estado condensado (músculo, piel, hígado,...)
- tejidos con bajo contenido de agua (grasa, huesos)

Se puede observar en esta clasificación que el factor diferenciador entre los grupos es la cantidad de líquido intercelular, pasando de tejido con alto contenido en agua a los de contenido mas bajo. La impedancia eléctrica de los tejidos esta directamente relacionada con su contenido de agua (Rosell, 1989).

### 1.3.1 Impedancia de los tejidos.

Los tejidos cuya estructura dependa de la dirección, lógicamente no tiene porque presentar la misma resistencia a la corriente eléctrica para distintas orientaciones. En el cuerpo humano, los tejidos con una anisotropía mayor son los músculos y los huesos. La problemática que produce la anisotropía es la que hace fácil separar la impedancia en sus componentes direccionales a partir de medidas in vitro, y mas aun in vivo. En TIE su efecto dependerá de si existe o no anisotropía en las diferentes direcciones sobre el plano de medida. Por ejemplo, el tejido muscular se puede considerar isotropo si se disponen las fibras en sentido longitudinal, pero no en caso contrario.

En principio, los tejidos se consideran lineales. Llegan a observarse efectos no lineales cuando la densidades de corrientes es demasiado elevada. Sin embargo estas densidades limites son muy elevadas. Según B. Brown (1983), para densidades de corrientes hasta  $100 \text{ A/m}^2$ , la distorsión armónica es menor de 50 dB en la banda desde 100 Hz a 100 kHz. Las corrientes empleadas en TIE se mantienen muy por debajo de estos limites (Rosell, 1989).

#### 1.3.1.1 Comportamiento con la frecuencia.

Los modelos con 3 o 4 elementos circuitales dados en el apartado anterior, no se ajustan exactamente al comportamiento real de los tejidos biológicos en todo el ancho de banda. Un modelo mucho mas completo para la célula es el propuesto por Drago, Marchesi y Ridella (1984). En el se tienen en cuenta tanto la membrana exterior de la célula como las distintas concentraciones iónicas en distintas capas celulares y los efectos de dobles capas en

las interfaces. Uno de los resultados de este modelo es la obtención de la permitividad compleja de los tejidos en función de la frecuencia.

En la banda intermedia, de 1 kHz a 10 Mhz, la impedancia esta fuertemente relacionada con las membranas celulares y el contenido de líquidos en su entorno, por lo cual parecen posibles, en esta banda frecuencial, tanto la determinación del estado de membranas como la de la cantidad de líquido intercelular.

En la banda baja, menos de 1 kHz, en principio es mas difícil tanto la medida como relacionar su impedancia con la estructura o el estado de los tejidos biológicos. Ello es debido en parte a la complejidad de los fenómenos de doble capa e intersticiales.

La medida se hace más difícil a baja frecuencia debido al aumento de la impedancia de los bioelectrodos, al aumento del ruido para frecuencias bajas y a la existencia de otras señales eléctricas que se introducen como interferencia, como por ejemplo el electromiograma en los seres vivos. El aumento del ruido para bajas frecuencias, denominado ruido  $1/f$ , se da tanto en los circuitos eléctricos como en los tejidos biológicos (Rosell, 1989).

### **1.3.1.2 Valores de impedancias para diversos tejidos.**

Existe una gran cantidad de datos sobre impedancias de tejidos pero la información es muchas veces incompleta. La recopilación mas completa disponible es muy antigua y las condiciones de medida no siempre son claras, faltando ademas toda referencia a la fase y a veces a la frecuencia. Otras recopilaciones mas modernas están muy orientadas a hipertermia y solo consideran frecuencias a partir de los megahertzios

#### **1.3.1.2.1 Sangre.**

El interés por el conocimiento de la impedancia de la sangre radica en el hecho de que en las medidas de pletismografía de oclusión venosa y, en la aplicación propuesta por Kubicek, de medida de gasto cardiaco, se mide la variación de la cantidad de sangre en un segmento del cuerpo a través de la variación de impedancia eléctrica.

La conductividad de la sangre depende, entre otras cosas, del hematócrito. Para sangre humana a la temperatura corporal. La conductividad de la sangre no varia apreciablemente de valor dentro del margen de frecuencias de TIE. Así mismo, la parte reactiva no es apreciable (Rosell, 1989).

#### **1.3.1.2.2 Músculos.**

Los datos mas significativos de la impedancia del tejido muscular son los obtenidos por F. Gielen, proponiendo edemas un modelo basado en la estructura del tejido.

La anisotropía del tejido muscular es uno de los principales parámetros de estudio. La relación entre las conductividades en las dos direcciones de medida (longitudinal y transversal a las fibras) depende de la frecuencia y puede llegar a ser de 16 para frecuencias

bajas. Al aumentar la frecuencia se reduce la diferencia relativa por ser cada vez mas bajas las impedancias de las membranas.

Una conclusión importante a partir de estos datos es que si se quiere distinguir músculo de sangre es mejor hacer las medidas en sentido transversal. En la practica esto no se aplica en pletismografía, puede que por el hecho de trabajar a frecuencias de 100 kHz o superiores, pero a baja frecuencia el incremento de sensibilidad para la dirección transversal sería importante (Rosell, 1989).

### 1.3.1.2.3 Huesos.

Los huesos son otro tejido de estructura muy anisótropa, lo que hace difícil su caracterización. Las medidas son siempre en vitro con el tejido inmerso en algún tipo de solución. El interés de la medida de impedancias está en la mejor comprensión de los métodos eléctricos de estimulación del crecimiento de huesos. Otra aplicación es en la medida de desmineralización ósea (Rosell, 1989).

### 1.3.1.2.4 Otros: Grasas, pulmones, Cerebro, Hígado, etc.

A modo de resumen, y para incluir tipos de tejido no vistos anteriormente, en la tabla 1.2 se dan la resistividades típicas extraídas de varias referencias. No se da la parte reactiva de la impedancias ya que en la mayoría de las referencias solo se hace mención a la resistividad.

Tejido	Resistividad ( $\Omega m$ )	Frecuencia (kHz)
CSF	0,6	1-30
Cerebral	2,8-6,8	-
Grasa	20	1-100
Pulmonar	8-17	100
Hígado	1	1
Hueso	18-55	1-10
Sangre	1,5-1,7	1-30
Músculo	1,2-3,4 Long. 6,7-18 Trans.	0,1-1
Riñón	0,8-1	1 MHz
Hígado (perro)	7-8,5	10
Hígado (Humano)	0,9-1,7	1 MHz

Tabla 1.2 Resistividades típicas para diversos tejidos (Rosell, 1989).

Es de destacar, a partir de los datos de la tabla 1.2 la gran diferencia de conductividad entre unos y otros tejidos. En principio, esto es una ventaja ya que es más fácil la identificación de cada tejido, pero en algunos métodos de reconstrucción de imágenes pueden provocar errores debido a la presunción de homogeneidad que se hace (Rosell, 1989).

#### 1.4 Variaciones de las propiedades eléctricas.

##### 1.4.1 Variación de la impedancia con la temperatura.

La impedancia de los tejidos biológicos decrece al aumentar la temperatura. Esta variación depende de la frecuencia y es distinta para la conductividad y la permitividad.

Valores típicos para  $\Delta\sigma/\sigma/^\circ\text{C}$  están entre 1,4 y 2,3. Para  $\epsilon$  el margen de variación es más amplio y depende de la frecuencia utilizada que en este caso es de 50 Mhz. Los valores para algunos tejidos son los de la tabla 1.3.

Tejido	$\Delta\epsilon/\epsilon$
Sangre	0.3
Cerebro	1.1
Riñón	0.5
Hígado	0.3
Músculo	0.3
Páncreas	1.1

Tabla 1.3. Coeficientes de temperatura de la permitividad relativa a 50 MHz.

Por debajo de los 100 Mhz los efectos de la temperatura son debidos a las energías de activación de las relajaciones  $\alpha$  y  $\beta$ .

Este hecho ha sugerido la posibilidad de monitorizar tratamientos de hipertermia. Uno de los problemas que tiene esta técnica es la variación del riego sanguíneo que se produce en el tejido. Esta variación también modifica la impedancia y enmascara el efecto de la temperatura (Rosell, 1989).

#### 1.4.2 Variaciones dependientes del volumen o de la concentración.

Las variaciones dependientes del volumen o de la concentración son las que se tiene en cuenta normalmente para los métodos de impedancia. La variación del riego sanguíneo y la ventilación pulmonar son claros ejemplos. También hay que considerar las fluctuaciones del fluido intercelular e incluso se podría pensar en cambios de concentraciones de iones en membranas celulares.

También hay que incluir la deposición de lípidos o la fibrosis en el hígado o en músculos, los tratamientos de la piel y la detección o seguimiento de crecimiento de tumores (Rosell, 1989).

#### 1.4.3 Variaciones relacionadas con la velocidad de la sangre.

Además de las variaciones de impedancia debidas al cambio de volúmenes producidos por la circulación sanguínea, aparece otro fenómeno que esta relacionado con la velocidad de la sangre y que también afecta a la impedancia

Tanto la parte resistiva como la reactiva de la impedancia de la sangre dependen de la velocidad de esta por el interior de un conducto. Los mecanismos que dan lugar a este fenómeno no son muy claros. La distribución y la deformación de los glóbulos rojos es una de las explicaciones posibles. La variación de impedancia también depende de la orientación de medida respecto al flujo, siendo mayor para la dirección longitudinal que para la transversal.

En el trabajo de Sakamoto y Kanai se estudia la impedancia a baja frecuencia y para velocidades de la sangre senoidales. La conclusión mas importante de este trabajo es que una parte importante de la señal detectada al medir gasto cardiaco por el método de Kubicek es debido al efecto de la velocidad de la sangre y no al cambio de volumen. Este efecto también tiene que darse en TIE, aunque no existe ninguna referencia al respecto (Rosell, 1989).

#### 1.5 Efecto de las corrientes eléctricas en los seres vivos

Los efectos de los campos eléctricos sobre el cuerpo humano, aparte de los denominados "no térmicos" y de origen desconocido, pueden ser de tres tipos térmicos, químicos y de estimulación

En baja frecuencia, el umbral de estimulación es el que limita la máxima corriente que puede circular por el tejido. Al aumentar la frecuencia este umbral también aumenta y la limitación la dan los efectos térmicos. El umbral de estimulación mas bajo se da para frecuencias de decenas de hertzios, siendo, aproximadamente de 0,2 mA<sub>r-p</sub>. Para frecuencias mas bajas y en continua, las corrientes pueden provocar electrólisis y migraciones iónicas

A partir de los 10 kHz el umbral de sensación es mayor de 100 mA. Haciéndose ya mas importantes los efectos térmicos. En nuestro caso la limitación de corriente (figura 1.10) se ha tomado teniendo en cuenta la normativa internacional que regula las corrientes auxiliares de paciente máximas para aplicaciones de pletismografía (Rosell, 1989).

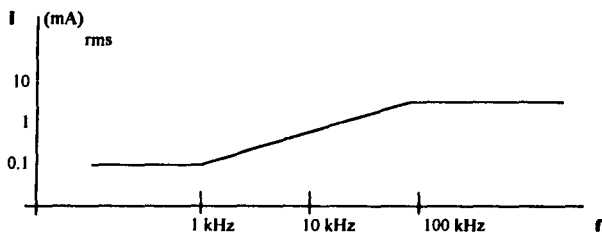


Figura 1.10. Límite de la corriente permitida en pacientes para pletismografía según la norma IEC 601-1 (Rosell, 1989).



## **CAPITULO 2.**

### ***DISEÑO E INTERPRETACIÓN DEL SISTEMA PROTOTIPO.***

## 2. Diseño e interpretación del sistema prototipo.

### 2.1 Métodos generales de medida y estrategias.

Si consideramos el objeto bajo estudio como un multipuerto, se puede caracterizar este por la matriz de impedancia o por la admitancia, dando lugar cada una de ellas a distintas alternativas de medida. En el método que llamaremos de impedancimetría, se establecen las condiciones de contorno de forma que sea conocida la corriente, siendo las variables a determinar, en este caso "a medir", las tensiones en el contorno. Por lo contrario, en el método de admitancia se aplicaran las tensiones en el contorno y se medirá la corriente.

Teniendo en cuenta las posibles alternativas para la reconstrucción de la distribución de impedancia, cada una de las técnicas anteriores, se pueden separar en dos grupos, cada uno de los cuales lleva a un sistema de medida totalmente diferente. Por un lado están los sistemas que fijan la corriente o la tensión distinta de cero, en un punto que tiene que irse desplazando sobre la superficie, y por otro los que simultáneamente fijan las condiciones de contorno en todos los puntos accesibles y a la misma frecuencia. Esta última observación es importante ya que, como se verá posteriormente, un sistema totalmente paralelo fija simultáneamente todas las condiciones de contorno pero a diferentes frecuencias.

Desde un punto de vista teórico, excitar solo por un punto es un caso particular para definir todas las condiciones de contorno. Pero es de uso común en teoría de circuitos considerar sola una entrada distinta de cero y posteriormente, en el caso de que el sistema sea lineal, aplicar superposición. Teniendo en cuenta que siempre se considera que el medio es lineal, no tendría sentido utilizar métodos de inyección por varios puertos simultáneamente ya que sería una combinación lineal de las medidas efectuadas. El motivo por el que se realizan este tipo de medidas es para maximizar la relación señal-ruido en las tensiones detectadas ( Isaacson, 1986).

Otra clasificación posible es dependiendo de si las medidas se realizan todas secuencialmente (sistemas serie) o hay algún tipo de procesado en paralelo utilizando varios canales de medida ( sistemas paralelos).

#### 2.1.1 Métodos que establecen condiciones de contorno en un punto.

Estos métodos son los que facilitan los datos para los algoritmos de reconstrucción basados en retroproyección, sensibilidad y perturbación. La consecuencia sobre el sistema de adquisición es la necesidad, o posibilidad, de ir conmutando la excitación sobre los diferentes electrodos, con lo cual basta disponer de una sola fuente de corriente o de tensión y un sistema de multiplexaje.

Así un sistema de medida de impedancia responde al esquema de la figura 2.1 y un sistema de medida de admitancia al de la figura 2.2.

Para la medida de impedancia, al fijar una condición de contorno, que es la derivada de potencial en un punto (condiciones de Neumann), es necesario además definir el potencial de otro punto (condiciones de Dirichlet), para tener definida la referencia de tensión (apartado 3.2).

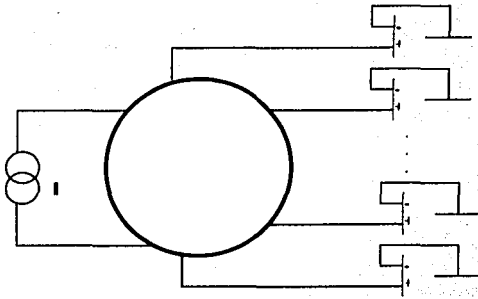


Figura 2.1. Sistema de medida de impedancia unipolar (Russell, 1989).

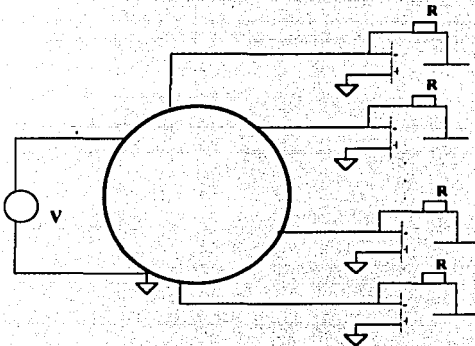


Figura 2.2. Sistema de medida de admitancia unipolar (Russell, 1989).

### 2.1.2 Número de electrodos y estrategias de medida.

Si solo se dispone de  $M$  medidas y no existe ningún conocimiento previo del objeto, solo se podrán 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  $N*(N-1)$  solo son independientes la mitad, según se desprende del teorema de la reciprocidad (apartado 3.3).

En nuestro caso tenemos 16 electrodos, por tanto el número de medidas independientes posibles es de 120. Además para el caso de inyección adyacente, hay dos medidas que son a dos hilos y se desprecian. Por lo cual, las medidas independientes serán 104.

Las estrategias de inyección de corriente que han dado mejor resultado son adyacente y polar, los trabajos de investigación van relacionados con el margen dinámico de las medidas (Seagar and Brown, 1987a). La inyección adyacente que es la que utilizamos en este trabajo consiste en aplicar corriente alterna de la forma  $I \sin \theta$ , en un par de electrodos como se indica en la figura 2.3a,b. La inyección polar (figura 2.3c,d), aplica la corriente en electrodos opuestos.

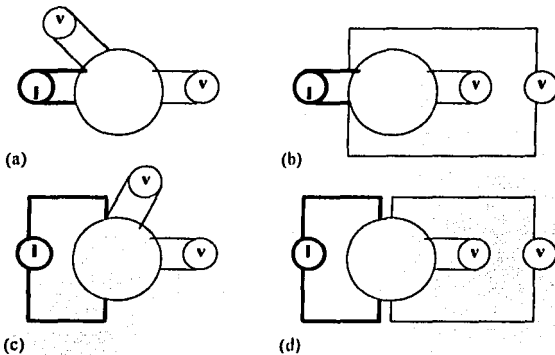


Figura 2.3. Estrategias de inyección y medida (Seagar y Brown, 1987a).

Hay que tener en cuenta que el margen dinámico total que se requerirá en el sistema es la suma en decibelios del margen dinámico para la señal de menor magnitud (resolución) y el margen dinámico de las propias medidas, se considera que el método con margen dinámico menor es el de inyección polar. Por este motivo es más adecuado cuando no se dispone de un sistema de medida de gran precisión. Su inconveniente es una baja resolución espacial comparado con el de inyección adyacente (Rosell, 1989).

## 2.2 Análisis de los errores en las medidas.

### 2.2.1 Ruido térmico.

Si las primeras etapas del sistema tienen la suficiente ganancia, las fallas solo vendrán determinadas por estas y por el posible ruido existente en el objeto que se mide o en los electrodos. En principio existe una cierta unanimidad en suponer que el ruido aleatorio de procedencia térmica no es una de las fuentes de error más importantes en TIE (Seagar y Brown, 1987a, Rosell et al., 1988a, Murphy y Rolfe 1988). Esta afirmación se basa en el hecho de que el error aleatorio se puede reducir a base de promediados. Sin embargo la necesidad de promediados o de un filtrado muy selectivo limitará en último extremo la velocidad de adquisición. Teniendo esto en cuenta, se demuestra que, para una velocidad dada por un ruido prefijado, un sistema paralelo tiene una relación  $S/N \propto M$  veces mayor que uno serie, siendo  $M$  el número de canales de medida (Seagar y Brown, 1987a). El sistema más eficaz de ruido térmico, en el caso de demodulación coherente, es el de filtrado paso bajo después de la demodulación (Rosell et al., 1988a).

### 2.2.2 Interferencias

Para el análisis de las interferencias introduciremos una clasificación en dos grupos: las internas y las externas. Las internas son las que provienen de circuitos pertenecientes al mismo sistema de medida y las externas todas las generadas fuera del sistema. Dentro de las internas también se incluyen problemas tales como la diafonía entre varios canales o entre distintos puntos del circuito.

#### 2.2.2.1 Interferencias internas.

Existen dos fuentes principales de interferencias internas: la señal generada para realizar la medida y las líneas de control del sistema.

En una medida de impedancia se requiere que el sistema sea activo, por lo cual es imprescindible generar e inyectar una señal en el objeto a medir. Por otro lado, las tensiones o corrientes a medir pueden tener niveles muy bajos e inevitablemente existirá un cierto acoplamiento entre los circuitos de ataque y los de medida que nos introducirán un cierto error. Los puntos más críticos serán aquellos en que los dos sistemas estén físicamente más próximos. Así, los cables de conexión de los electrodos y su conector es uno de los puntos más críticos (Brown y Seagar, 1987, Rosell et al., 1988a).

Otro punto es cuando se usa un multiplexor para inyectar la corriente por los distintos electrodos. Para los sistemas de adquisición serie, el multiplexor de entrada que realiza las medidas también introduce diafonía entre los canales (Murphy, 1987).

### 2.2.2.2 Interferencias externas.

La mayor interferencia externa en aplicaciones medicas es la proveniente de las líneas de distribución eléctrica. Sin embargo, no es muy importante para las aplicaciones usuales ya que su frecuencia queda muy alejada de la banda utilizada en TIE. Pueden ser fuentes de error mas importantes los sistemas digitales en el entorno de medida y también los posibles parásitos de la red. También hay que tener en cuenta la posible generación de cargas estáticas en el paciente, lo que lleva a la necesidad de incorporar desacoplamientos de continua en los circuitos de medida (Rosell, 1989).

### 2.2.3 Otros errores en la medida.

Uno de los aspectos que ha merecido mas atención, por parte de los pocos grupos que han investigado los errores en sistemas de TIE, es el rechazo de modo común (CMRR).

Los primeros autores que comentaron los errores que puede introducir la propia señal inyectada debido a un CMRR limitado fueron Seagar y Brown (1987a). En este mismo artículo ya se discute la posibilidad de utilizar realimentación activa para aumentar el CMRR efectivo a la frecuencia de trabajo en sistemas de medida serie.

El método propuesto por Seagar utiliza un electrodo extra para inyectar la realimentación activa sobre el paciente. El grupo de Barcelona ha utilizado el circuito de la figura 2.4, y retroalimentan a través de la fuente de corriente. Una ventaja es el ahorro de un electrodo. También se ha demostrado (Rosell et al., 1988a) que, al inyectar por otro electrodo, el error de la medida aumenta.

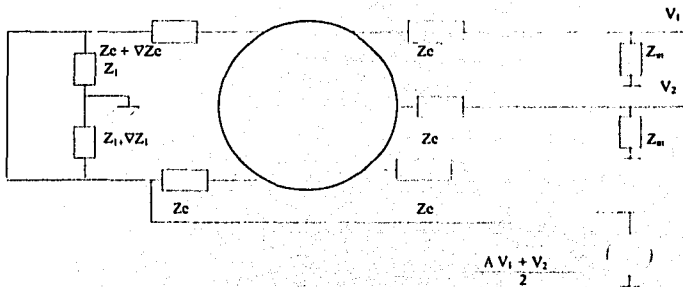


Figura 2.4. Circuito para la verificación de los errores introducidos por los desequilibrios de impedancias y la realimentación activa (Rosell, 1989).

Otro factor que limita el CMRR efectivo es el desequilibrio existente en los canales antes de llegar al amplificador diferencial. Este problema esta analizando en Murphy y Rolfe (1988). Según Murphy, si se considera el circuito de la figura 2.5, la tensión diferencial que se obtiene a la salida debida al desequilibrio de impedancias es aproximadamente:

$$V_{dif} = 4\pi f \Delta R \Delta C^2 V_{cm} + j(4\pi f \Delta R \Delta C) V_{cm} \quad (8)$$

Esta formula, para valores usuales de impedancias de electrodo y capacidades de estrada de los detectores de tensión, hace concluir, al autor antes citado, que el principal error que se comete es en la parte imaginaria. Por lo cual, si se esta interesado solo en la parte real y se demodula coherentemente el error es muy bajo. Esto es cierto para un circuito tan sencillo como el propuesto, pero si se considera toda la cadena de medida y los CMRR de los operacionales, aparecen varias etapas de este tipo que introduce en el desfasaje. Como consecuencia, el error se produce también en la parte real.

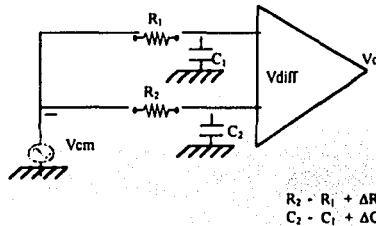


Figura 2.5. CMRR y desequilibrio de impedancias (Murphy 1987).

Otro de los errores, generalmente considerado, son las derivas e inestabilidades de amplitud de generador de corriente (Murphy, 1987). En el caso de que cada medida se haga secuencialmente, y las imágenes sean dinámicas, es fácil ver que el valor de retroproyección es directamente proporcional a los cambios de amplitud del generador de corriente entre los instantes en que se ha adquirido la referencia y la medida. Esto no es así para los sistemas de adquisición simultánea, por lo que esta es otra ventaja clara que ofrece frente a los sistemas serie.

#### 2.2.4 Relación señal/ruido.

En los métodos de reconstrucción para imágenes dinámicas, solo es importante la relación entre el nivel de la señal y la parte aleatoria del error. En el caso de imágenes estáticas los errores sistemáticos afectan a la medida, pero solo es uno más de los problemas que tienen este tipo de imágenes en aplicaciones medicas (espaciamiento de los electrodos, contorno, etc). Así, para imágenes dinámicas es posible aumentar la relación señal-ruido a base de promediados. Esto será posible siempre que el fenómeno de interés sea suficiente lento o sea repetitivo. En el primer caso, las medidas se repiten varias veces, tanto para la "referencia" como para la "imagen", y se promedian antes de retroproyectarlas. Para el segundo caso, es necesario disponer de una referencia para superponer las medidas correspondientes (Rosell, 1989).

### 2.3 Revisión de sistemas de adquisición.

En este apartado se analizan y comentan diferentes diseños de sistemas de adquisición para tomografía de impedancias publicados hasta la fecha. Se han agrupado siguiendo una clasificación utilizada habitualmente en las publicaciones especializadas en este tema. Los tres primeros sistemas de medida: serie, semiparalelo y paralelo, responden a lo que hemos clasificado previamente como sistemas de impedancias que fijan la corriente solo en dos puntos. La diferencia entre ellos esta en como se adquieren las tensiones. En el sistema serie la adquisición se realiza secuencialmente, utilizando un solo amplificador para medir todas las tensiones para cada una de las interconexiones independientes de corriente. En el sistema semiparalelo la detección se realiza simultáneamente para cada inyección de corriente utilizando tantos amplificadores como electrodos. Por ultimo, en el sistema paralelo se utiliza, además de múltiples detecciones, múltiples fuentes de corriente para evitar así las conmutaciones secuenciales.

En el ultimo apartado se comentan los sistemas de adquisición destinados a producir imágenes según los métodos adaptativos de inyecciones optimas.

#### 2.3.1 Sistemas serie.

Los sistemas serie publicados hasta la fecha son varios, pero solo en un caso, el de la universidad de Sheffield (Brown y Seagar, 1987) se han obtenido imágenes en humanos. Hay otros sistemas con los que se han obtenido imágenes en maquetas biológicas. Los mas importantes, o documentados, son el desarrollados en la universidad de Oxford (Murphy y Rolfe, 1988) y mas recientemente el de Boulay (Boulay et al., 1988).



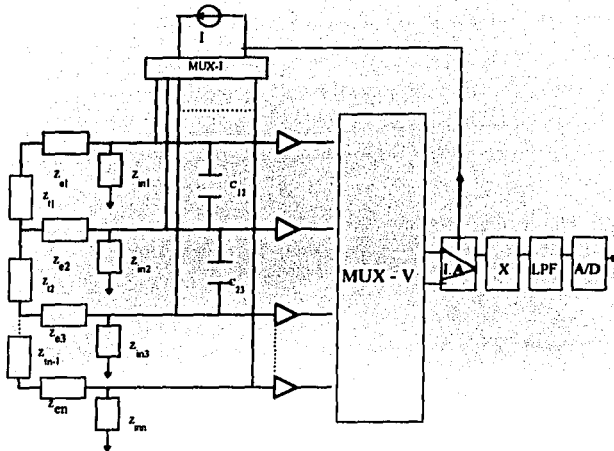


Figura 2.6. Sistema de medición serie. La selección de los electrodos de inyección y detección se realiza a través de dos multiplexores. Solo hay un canal de medida constituido por un amplificador de instrumentación, un multiplicador, un filtro paso bajas y un convertidor A/D.  $Z_I$  representa la impedancia de un objeto a medir,  $Z_e$  la de los electrodos y  $Z_m$  la de cada entrada al circuito (Rosell, 1988a).

El sistema de Sheffield está descrito en el artículo de Brown y Seagar (1987). Se trata de un equipo de TIE de 16 electrodos más uno de reglamentación. La estrategia de medida es de inyección y detección por los electrodos adyacentes. Las características más destacadas son: el uso de guardas activas en todos los electrodos, la normalización que se realiza de los márgenes dinámicos con un MDAC en la conversión A/D y el uso de un integrador a la salida del multiplicador empleado para la detección coherente. Este último hecho posibilita la gran velocidad de adquisición de este sistema, 20 imágenes por segundo sin redundancia, a pesar de ser un sistema serie. Otra característica del sistema es la utilización de una reglamentación activa utilizando un electrodo extra que se coloca por debajo del plano formado por los 16 restantes. También dispone de un sistema de sincronización con el ECG, usándose para ello 3 electrodos más.

El sistema de Oxford tiene la ventaja de poseer una tarjeta microprocesadora para el control directo de la parte analógica y las comunicaciones con el PC. Sin embargo es más

lento al carecer de integrador y tampoco posee guardas activas, lo que se hace problemático su uso en humanos.

### 2.3.2 Sistemas semiparalelo.

El "sistema de Barcelona" es de este tipo y se han obtenido tanto imágenes en maquetas como en humanos. Sus ventajas respecto a los sistemas serie son:

- Mayor velocidad de adquisición o, en su caso, aumento de la relación S/N.
- Eliminación de los desequilibrios de ganancia o fase para la señal de modo común, debidos al multiplexor de entrada.
- Cancelación de las derivas de la fuente de corriente

La cancelación de las inestabilidades en amplitud de la fuente de corriente se consigue gracias al método de reconstrucción de imágenes dinámicas. El efecto de un incremento de la corriente inyectada afecta por igual a todos los valores adquiridos para cada una de las inyecciones de corriente realizadas. Si al reconstruir la imagen, por el método de retroproyección, existe una diferencia constante (en valor relativo) en todas las tensiones de una inyección, esto se transforma en una retroproyección uniforme que solo altera el valor medio de la imagen reconstruida.

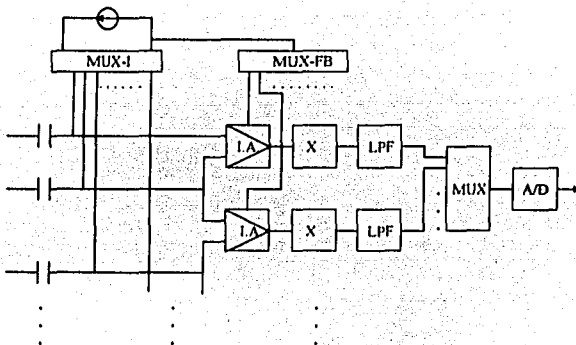


Figura 2.7. Sistema semiparalelo. Se incrementa la velocidad de medida utilizando varios canales. El convertidor A/D no es necesario duplicarlo ya que la velocidad viene limitada por los filtros paso baja (Rosell, 1988h).

### 2.3.3 Sistema paralelo.

Entendemos como sistema paralelo aquel que no necesita una secuencia temporal de excitaciones para construir la imagen. La única propuesta de solución dada hasta la fecha se debe a Murphy y Rolfe (1988) y se basa en la inyección simultánea de todas las excitaciones independientes multiplexadas en frecuencia.

Los problemas prácticos de realización de un sistema de estas características son enormes. En primer lugar, las frecuencias no pueden estar muy separadas ya que las características de los tejidos dependen de la frecuencia. Esto lleva a la necesidad de una selectividad en frecuencia muy alta en los circuitos de medida. Otro inconveniente es la aparición de señales de modo común muy grandes debido a que por todos los electrodos estará circulando corriente al mismo tiempo. La única mejora importante que tiene un sistema de este tipo, es su velocidad, que se puede obtener con otros métodos.

### 2.3.4 Sistemas adaptativos.

Aquí se comentan los sistemas con múltiples fuentes de corrientes, usen o no algoritmos adaptativos para la inyección óptima de corrientes.

Los grupos que trabajando en este tipo de sistemas son:

- RPI Troy, New York ( Isaacson, Gisser, Newell, ...)
- University of Washigton, Seattle (Kim, Woo,...)
- University of Winsconsin, Madison ( Webster, Tompkins, Hua,...)
- Oxfrod Polytechnic (Breckon, Pidcok,...)

El sistema de Washington (Kim y Woo, 1987b) puede tener de 32 a 196 electrodos. Es un sistema muy versátil, basado en el microprocesador 68000 y una PC para el control. La frecuencia de la señal es de 100kHz y se utiliza un MDAC para cada electrodo con un control de amplitud de la señal inyectada de 8 bits. La medida de tensión es unipolar, con un solo canal de medida. El paso a continuación se realiza con un medidor de valor medio. Con este sistema se han obtenido imágenes en una maqueta con 32 electrodos. Los autores señalan la existencia de ruido provocada por la parte digital ( Kim et al., 1987a) y la necesidad de aumentar la velocidad del sistema.

El sistema del Rensselaer Pol. Inst. (Gisser et al., 1988) tiene la misma concepción del anterior pero esta limitado a 32 electrodos. Su principal ventaja, desde nuestro punto de vista, en comparación con el de Washington, es el uso de un demodulador coherente (AD 630). El sistema esta basado en la PC y una placa de adquisición (DT 2801-A). La frecuencia de trabajo es de 15 kHz. La medida también se realiza unipolarmente en cada electrodo gracias a un multiplexor antes del circuito demodulador. Hay publicadas diferentes imágenes de maquetas obtenidas con este sistema (Goble y Gallagher, 1988, Newell et al., 1988). Debemos hacer notar que la frecuencia es bastante baja y la impedancia de los electrodos y la piel podría ser importante en las aplicaciones sobre humanos. Los electrodos que actualmente se usan en este sistema tienen una superficie útil de 12 cm<sup>2</sup> lo que les da

una impedancia muy baja al utilizarlos en disoluciones salinas. Los sistemas de Oxford y Madison siguen la misma línea que los anteriores (Rosell, 1989).

## **2.4 Diseño del sistema prototipo.**

Tomando en cuenta las consideraciones de los catipulos anteriores y el apoyo económico y científico del Instituto Mexicano de Psiquiatría, se diseñaron los circuitos electrónicos en el laboratorio de Bioingeniería a cargo del M en C. Angel R. Zapata Ferrer.

### **2.4.1 Especificaciones iniciales.**

Las especificaciones básicas del sistema son:

- 16 electrodos
- Medidas a cuatro electrodos
- Estrategia adyacente para la inyección de corriente
- Frecuencia entre los 20 y los 50 Khz
- Adquisición directa al IBM PC bus.

El diseño y construcción del prototipo se desarrollo en forma modular con el fin de corregir o aumentar en el futuro.

Las primeras pruebas se desarrollaron con el  $\mu$ controlador M68HC11, por medio de un programa almacenado en memoria EPROM, se enviaba a través de los puertos del  $\mu$ controlador una secuencia de 8 bits, que servia para direccionar los multiplexores analógicos que hacían rotar la fuente de corriente, simulando un sistema serie (apartado 2.3.1). De forma similar se direccionaban los multiplexores que sensaban los voltajes, y después se rectificaban obteniendo una señal de corriente directa que entraba al convertidor A/D que esta integrado dentro del  $\mu$ controlador, por ultimo los datos se transmitían a través del puerto serial del  $\mu$ controlador hacia la PC.

Consideramos que en el futuro se puede retomar esta técnica para hacer autónomo el sistema de adquisición y por tanto mas rápido.

### **2.4.2 Oscilador a puente de Wien y fuente de corriente controlada por voltaje.**

El circuito oscilador a (FET) utilizado en este diseño, consta de un amplificador LM318, con entrada a transistor por efecto de campo. Se utilizan dos polos en el camino de la retroalimentación positiva, balanceado por la ganancia del camino de la retroalimentación negativa para producir una oscilación estable.

La fuente esta diseñada (Zapata y cols) para lograr una onda senoidal de 20-50 KHz y tiene la ventaja de pasar solo corriente directa leve a través de los electrodos. Esto minimiza la polarización y la corrosión, la cual podría ocurrir si una corriente mínima y

limitada, pasa a través de los electrodos durante un periodo de tiempo extenso, tal como podría ocurrir en una situación de monitoreo constante.

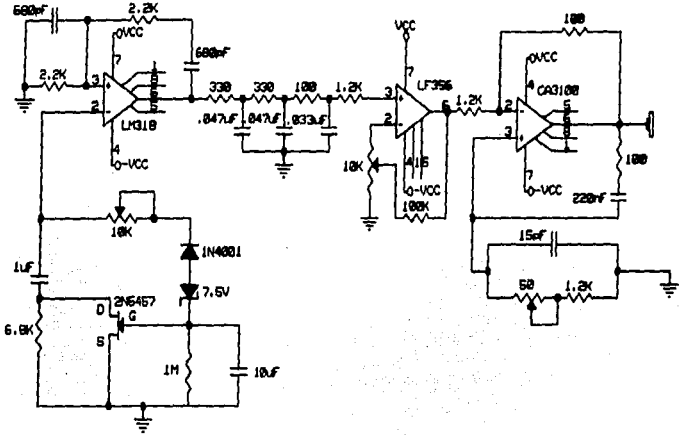


Figura 2.8. Oscilador a puente de Wien y fuente de corriente controlada por voltaje (Diseñada por Zapata y cols.).

### 2.4.3. Phantom de 16 electrodos.

Construido con un tubo de PVC de 16 cm de diámetro, en el cual se hacen pruebas de inyección de corriente en un rango de 20 a 50 KHz. Dentro del "phantom" se asume que inicialmente existe una resistividad constante y la corriente aplicada a dos pares de electrodos adyacentes es equivalente a un dipolo y produce líneas equipotenciales. El principio empírico de reconstrucción hace que una pequeña variación en la resistencia dentro de tal sector del "phantom" produzca un pequeño cambio proporcional en la diferencia de potencial entre los electrodos sobre el límite del sector que encierra el cambio en la resistencia.

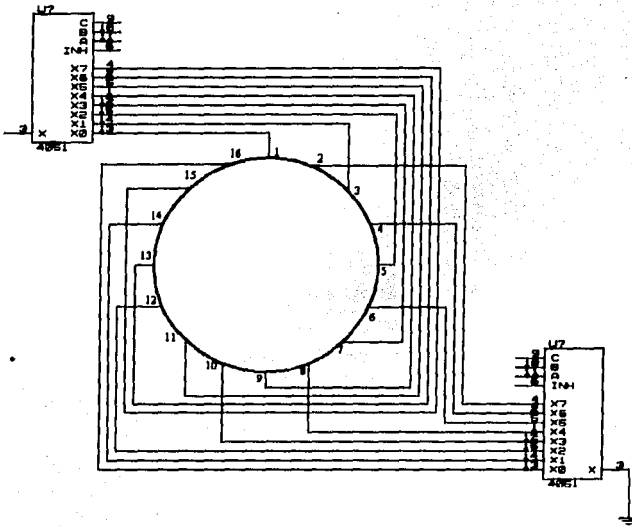


Figura 2.9. Configuración de los multiplexores. Por el demultiplexor non se inyecta la corriente y por el multiplexor par sale la corriente a tierra (Ocampo y cols., 1995).

Las mediciones de voltaje en los electrodos del phantom se hacen a través de dos multiplexores analógicos 4051. El primero lo utilizamos como demultiplexor conectando la fuente de corriente como entrada y demultiplexando la salidas a los electrodos nones. Al segundo le conectamos los electrodos pares y los multiplexamos a tierra. De tal manera que siempre entra la corriente por un electrodo non y sale por un electrodo par (Ocampo y cols., 1995).

#### 2.4.4. Amplificadores Buffers.

Para obtener impedancia alta a la entrada de los multiplexores que van al circuito medidor de voltaje y reducir al mínimo la detección de ruido y los efectos de las capacitancias parásitas, empleamos estos amplificadores. Las frecuencias usadas en TIE, 10 a 100 KHz, en la mayor parte de los amplificadores operacionales tendrán un desplazamiento a lazo abierto de  $90^\circ$ . En nuestro circuito empleamos un amplificador con moderado ancho de banda, el TL084, que presenta un defasamiento de  $63^\circ$  (a  $-90^\circ$ ). Debido a este defasamiento, la ganancia diferencial para una medición en fase provoca un error no medible.

En este diseño se elaboraron cuatro arreglos como los que se muestran en la figura 2.10, conectando cada amplificador buffer a un electrodo del phantom.

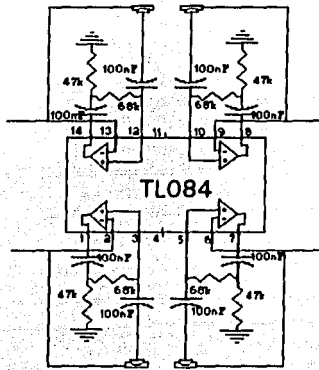


Figura 2.10. Arreglo de cuatro amplificadores buffers, utilizando el TL084.

#### 2.4.5. Amplificador de instrumentación.

Para disminuir el ruido utilizamos un amplificador diferencial y amplificamos la señal con una ganancia que puede ser ajustada, de acuerdo a la carga que contenga el phantom. Las entradas al amplificador diferencial vienen de dos multiplexores de 16:1 que están conectados al phantom y solo con direccionar los multiplexores adecuadamente obtenemos la diferencia de potencial en los electrodos adyacentes. Esta forma de medir la diferencia de potencial se conoce como el método de 4 electrodos (sección 1 2 2 2)

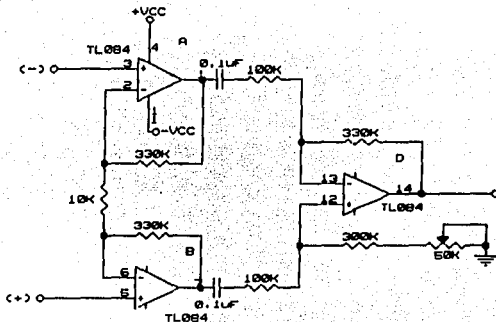


Figura 2.11. Amplificador diferencial de instrumentación (Zapata y cols.).

#### 2.4.6. Medidor de voltaje y demodulación de la señal.

En la tomografía por impedancimetría, se obtienen los datos midiendo el efecto de una señal de tipo portadora de radio frecuencia (RF) y debido a que no estamos interesados en dicha portadora, simplemente demodulamos la señal para obtener la información.

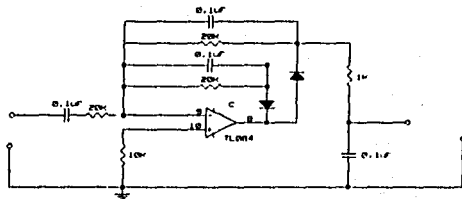


Figura 2.12. Rectificador de precisión (Zapata y cols.).

Los rectificadores son los demoduladores más simples; en este proyecto se implementó un rectificador de precisión, para bloquear la posición negativa de la señal. Una vez que la señal ha sido rectificadas, convirtiendo está a CD efectuamos simplemente un filtrado, con un filtro Butterworth paso bajas de 2° orden como el que se muestra en la figura 2.13.



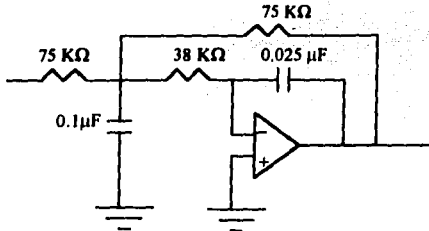


Figura 2.13. Filtro Butterworth, paso bajas de 2° orden.

#### 2.4.7 Control del sistema y adquisición de datos por medio de una PC.

El control del sistema de tomografía por impedancimetría se hace a través de una tarjeta que se interfasea con el IBM PC bus, tomando como referencia la arquitectura del microprocesador 8088. Esta tarjeta diseñada en el laboratorio de bioingeniería tiene como función direccionar a los multiplexores que inyectan corriente y miden el voltaje, además de digitalizar la señal de corriente directa que entrega el sistema. La interface a la PC se hace a través de 2 chips 8255 que tienen 3 puertos programables de I/O. Y la conversión de la señal analógica a digital se realiza a través del convertidor ADC1205CCJ. La tarjeta es controlada por medio de un programa en lenguaje C y se direcciona del puerto 30F Hex al 30F Hex (Ocampo y cols., 1995).

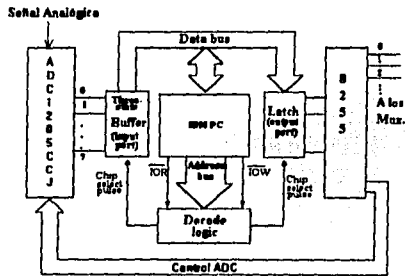


Figura 2.14. Diagrama a bloques de la operación de I/O, de la tarjeta controladora del sistema.

El propósito del diseño de esta tarjeta es el de interfazar el sistema de adquisición de TIE, con la PC, para hacer el procesamiento de los datos. Las características de la tarjeta son:

- Seis puertos para I/O de 8 bits (2 circuitos 8255).
- Una entrada analógica (1 convertidor A/D de 12 bits).

#### 2.4.7.1 Mapa de I/O de la PC.

El diseño de la PC provee de 10 bits para direccionar los puertos, desde A0 a A9, para un total de 1024 direcciones para puertos. El mapa de I/O es dividido en dos partes, las primeras 512 direcciones del 0000h a 01FFh son asignados a la tarjeta madre del sistema (mother board). El espacio de direcciones del 0200h al 03FFh, son 512 direcciones a puertos, que están disponibles para tarjetas que se pueden colocar en los slots de la PC. La tabla 2.1 muestra el mapa de I/O de la PC y el área en donde esta ubicada la tarjeta de control del sistema de TIE. La tarjeta está diseñada para habilitar 16 puertos de la dirección del 300h al 30Fh.

Rango en Hex.	Usa
000-00F	DMA chip 8237A-5
020-021	Interrupt 8259A
040-043	Timer 8253-5
060-063	PPI 8255A-5
080-083	DMA page registers
0Ax	NMI mask register
0Cx	Reserved
0Ex	Reserved
100-1FF	Not usable
200-20F	Game control
210-21F	Expansion unit
220-24F	Reserved
278-27F	Reserved
2F0-2F7	Reserved
2F8-2FF	Asynchronous communications (2)
300-31F	Prototype card
320-32F	Fixed disk
378-37F	Printer
380-38C	SDLC communications
380-389	Binary synchronous communications (2)
3A0-3A9	Binary synchronous communications (1)
3B0-3BF	IBM monochrome display/printer
3C0-3CF	Reserved
3D0-3DF	Color/graphics
3E0-3F7	Reserved
3F0-3F7	Diskette
3F8-3FF	Asynchronous communications (1)

Tabla 2.1. Mapa de I/O de la PC.

### 2.4.7.2 Tarjeta de control y adquisición.

La figura 2.15 ilustra el diseño de la tarjeta de control y adquisición. Las señales de control IOR e IOW (lectura y escritura respectivamente) son habilitadas a través del software, junto con la dirección que activa el decodificador lógico.

Dos buffers de tres estados (74LS244) son conectados al bus de direcciones, del A0 al A9, así como las señales de control: IOR, IOW, AEN, RESET DRV y CLOCK, el bus bidireccional (74LS245) se conecta al bus de datos, del D0 al D7, todas estas señales provienen del bus de la PC y las salidas se indican con una letra B (buffered).

La tabla 2.2 muestra el espacio de direcciones que maneja la tarjeta y la forma en que trabaja el comparador 74LS688 para interactuar con el decodificador 74LS154.

Hex	ENTRADAS						SALIDAS	
	Comp.			Deco.			Comp.	Deco.
	A <sub>7</sub> A <sub>6</sub> P <sub>4</sub> P <sub>3</sub>	A <sub>7</sub> A <sub>6</sub> A <sub>5</sub> P <sub>4</sub> P <sub>3</sub> P <sub>2</sub>	A <sub>7</sub> G <sub>2</sub>	A <sub>6</sub> A <sub>5</sub> A <sub>4</sub> A <sub>3</sub> D C B A	A=Q G <sub>1</sub>	Port.		
X	X X	X X X	X	X X X X	1			
300	1 1	0 0 0	0	0 0 0 0	0	E0		
301	1 1	0 0 0	0	0 0 0 1	0	E1		
302	1 1	0 0 0	0	0 0 1 0	0	E2		
303	1 1	0 0 0	0	0 0 1 1	0	E3		
304	1 1	0 0 0	0	0 1 0 0	0	E4		
305	1 1	0 0 0	0	0 1 0 1	0	E5		
306	1 1	0 0 0	0	0 1 1 0	0	E6		
307	1 1	0 0 0	0	0 1 1 1	0	E7		
308	1 1	0 0 0	0	1 0 0 0	0	E8		
309	1 1	0 0 0	0	1 0 0 1	0	E9		
30A	1 1	0 0 0	0	1 0 1 0	0	E10		
30B	1 1	0 0 0	0	1 0 1 1	0	E11		
30C	1 1	0 0 0	0	1 1 0 0	0	E12		
30D	1 1	0 0 0	0	1 1 0 1	0	E13		
30E	1 1	0 0 0	0	1 1 1 0	0	E14		
30F	1 1	0 0 0	0	1 1 1 1	0	E15		
X	X X	X X X	X	X X X X	1			

Tabla 2.2. Espacio de direcciones que maneja la tarjeta de control. Siempre y cuando P<sub>4</sub>, P<sub>3</sub> estén en alto y P<sub>2</sub>, P<sub>1</sub>, P<sub>0</sub> estén en bajo, se activara el decodificador dejando pasar las direcciones del puerto seleccionado.

El circuito comparador 74LS688 se configura de tal manera que solo cuando las direcciones A<sub>9</sub> y A<sub>8</sub> estén en alto y A<sub>7</sub>, A<sub>6</sub>, A<sub>5</sub> estén en bajo (conectadas a p<sub>4</sub>, p<sub>3</sub>, p<sub>2</sub>, p<sub>1</sub>, p<sub>0</sub>, respectivamente), si la comparación es correcta se active en bajo la salida P=Q, asegurándonos de que estamos en el espacio de direcciones adecuado. Cuando las direcciones son diferentes al rango establecido (300h a 30Fh) se consideran como variables de tipo no importa (X) y la salida P=Q del comparador se activa en alto. Para que el decodificador funcione las señales G<sub>1</sub> y G<sub>2</sub> deben estar en bajo, G<sub>1</sub> esta conectado a la salida P=Q del comparador de tal manera que siempre que el espacio de direcciones sea correcto se activara el decodificador dejando pasar las direcciones del puerto seleccionado.

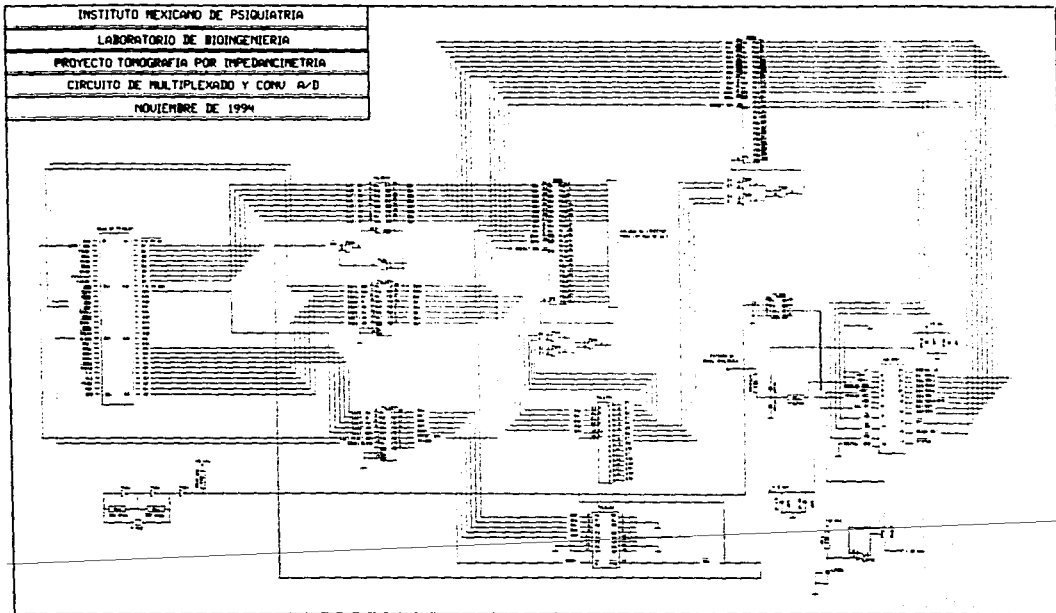
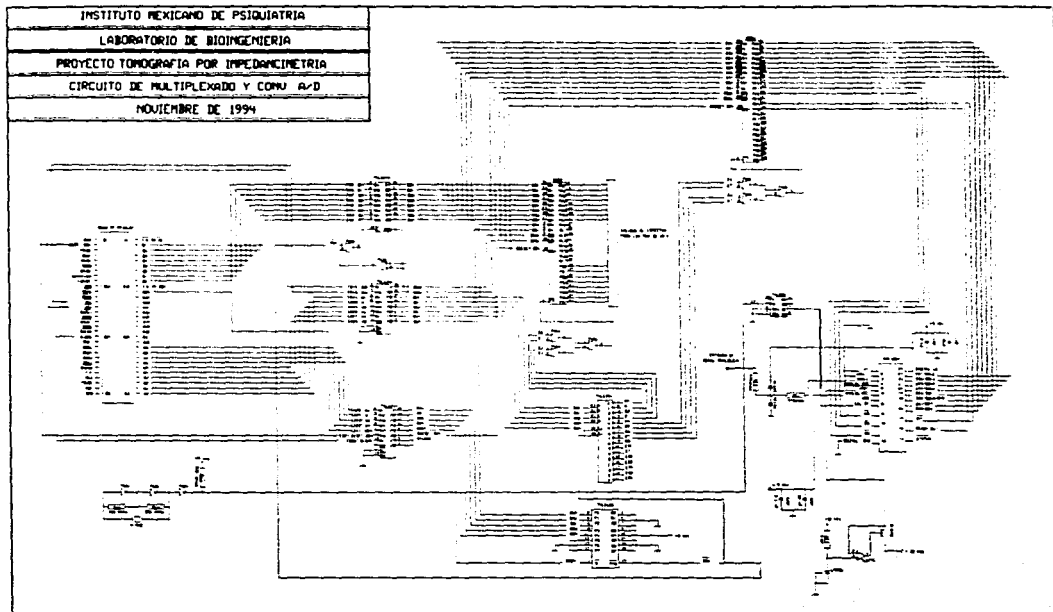


Figura 2.15. Diagrama esquemático de la tarjeta de control y adquisición para el sistema TIE.



FALLA DE ORIGEN

Figura 2.15. Diagrama esquemático de la tarjeta de control y adquisición para el sistema TIE.

El Intel 8255 es un chip que posee tres puertos programables de I/O. Contiene un registro de control y tres puertos de 8 bits, denominados A, B, C. El puerto C se puede separar en una parte alta (PC4-PC7) y una parte baja (PC0-PC3).

En la figura 2.15 se muestra la conexión completa de los 2 chips 8255. Se pueden configurar en tres modos básicos:

1. Modo 0: básico I/O.
2. Modo 1: strobed I/O.
3. Modo 2: bus bidireccional.

La primera instrucción que se manda a través del software es para definir el modo de operación del 8255, los datos almacenados en el registro de control indican la forma en que funcionarían los puertos, ya sea de entrada o salida (lectura o escritura respectivamente). La tabla 2.3 muestra las operaciones básicas del 8255.

El 8255 funciona cuando la señal de chip select (CS) es activada por el decodificador lógico. Mediante  $A_0$  y  $A_1$  se puede seleccionar el registro de control o uno de los tres puertos para la transferencia de los datos.

$A_1$	$A_0$	RD	WR	CS	
0	0	(Leer)	1	0	Del Port-A al bus de datos
0	1	0	1	0	Del Port-B al bus de datos
1	0	0	1	0	Del Port-C al bus de datos
0	0	1	0	0	Del bus de datos al Port-A
0	1	1	0	0	Del bus de datos al Port-B
1	0	1	0	0	Del bus de datos al Port-C
1	1	1	0	0	Del bus de datos al control
X	X	(Desabilitar)	X	1	Bus de datos a tres estados
1	1	0	1	0	Condición ilegal
X	X	1	1	0	Bus de datos a tres estados

Tabla 2.3. Operación básica del Intel 8255.

Para el diseño de la tarjeta, se programaron los dos 8255 en modo 0, configurando el primero con tres puertos de 8 bits como salidas (escritura) y el segundo con dos puertos de 8 bits (Port-A de lectura, Port-B de escritura) y dos puertos de 4 bits (Port-C-alto de lectura, Port-C-bajo de escritura). La figura 2.16 ilustra la definición del registro de control y la forma en que se programo.

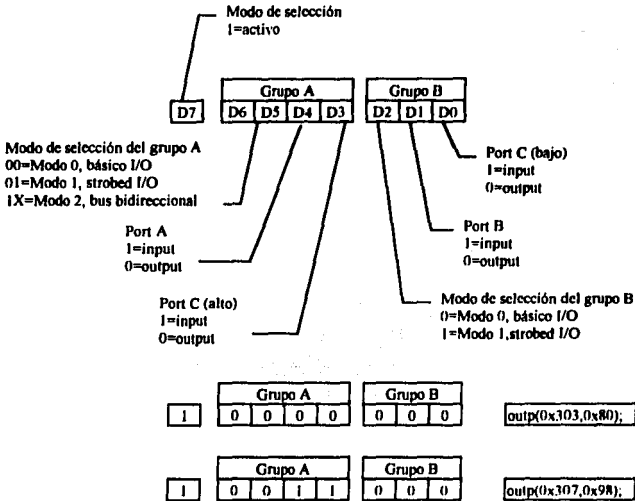


Figura 2.16. Definición del registro de control para el Intel 8255. Para el primer 8255 se definen todos los puertos como salidas (80 hex) y para el segundo se define el port-A y port-C (alto) como entradas y port-B y port-C (bajo) como salidas.

El convertidor analógico-digital utilizado en el diseño de esta tarjeta de control es el ADC1205CCJ de National Semiconductor. Es de tipo CMOS con 12 bits de resolución y utiliza el método de aproximaciones sucesivas. Tiene 24 pines, 8 de los cuales los utiliza para entregar el resultado de los datos, manda primero 8 bits que corresponden a la parte alta del dato y tras una secuencia de las señales CS, WR y RD envía los cuatro bits faltantes que corresponden a la parte baja del dato de 12 bits. Utiliza un tiempo de 100  $\mu$ s en cada conversión y funciona bajo las siguientes especificaciones:  $DV_{cc} = 5V$ ,  $V_{RFF} = 2.33$  (debido a que los voltajes censados son menores de 2 volts),  $V_{CLK} = 1.0$  Mhz,  $V_- = GND$  (ya que se utiliza en forma unipolar), el diagrama de tiempos se muestra en la figura 2.17.

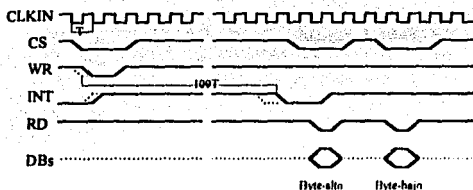


Figura 2.17. Diagrama de tiempos del convertidor ADC1205.

Las señales WR y CS deben estar en bajo para comenzar la conversión, la línea INT se activa en bajo cuando la conversión a terminado. Para leer los datos DB12-DB8 a la salida del convertidor es necesario que CS y RD estén en bajo, para leer la siguiente secuencia de datos BD7-BD0 todas las señales se ponen en alto y nuevamente CS y RD en bajo, como lo indica el diagrama de tiempos.

Las líneas WR, CS y RD se conectan al Port-C-bajo del segundo 8255 y tienen la función de controlar el inicio de conversión y lectura de los datos, estas señales se envían a través del software. La línea INT se conecta al Port-C-alto del segundo 8255, de tal manera que se esta checando por medio del software cuando termina la conversión.

La tabla 2.4 indica las salidas digitales que debe proporcionar la tarjeta, a través del Port-A del primer 8255, que se encargan de direccionar el multiplexor y demultiplexor analógicos que inyectan la corriente (sección 2.4.3) y a través del Port-B del mismo 8255 las salidas digitales que se encargan de direccionar el multiplexor que censa el voltaje en los electrodos.

DIR-J Hex	MUX-J Port-A			DIR-V Hex	MUX-V Port-B	
	NON CBA	PAR CBA	in software		V-1 DCBA	V-2 DCBA
00	0000	0000	1,2	01	0000	0001
10	0001	0000	3,2	21	0010	0001
11	0001	0001	3,4	23	0010	0011
21	0010	0001	5,4	43	0100	0011
22	0010	0010	5,6	45	0100	0101
32	0011	0010	7,6	65	0110	0101
33	0011	0011	7,8	67	0110	0111
43	0100	0011	9,8	87	1000	0111
44	0100	0100	9,10	89	1000	1001
54	0101	0100	11,10	A9	1010	1001
55	0101	0101	11,12	AB	1010	1011
65	0110	0101	13,12	CB	1100	1011
66	0110	0110	13,14	CD	1100	1101
76	0111	0110	15,14	ED	1110	1101
77	0111	0111	15,16	EF	1110	1111
07	0000	0111	1,16	0F	0000	1111

Tabla 2.4. Salidas digitales que debe proporcionar la tarjeta para direccionar los multiplexores del sistema TIE.



A continuación se muestra en la figura 2.18 un fragmento del programa TIE1.C elaborado en el Lab. de Bioingeniería, la función "ad12()" se encarga de enviar las instrucciones necesarias para controlar el direccionamiento de los multiplexores del sistema TIE, utilizando la estrategia de inyección de corriente en forma adyacente (sección 2.1.2).

```

ad120
{
  int i,j;

  outp(CTRL_1,0x80); /* el primer 8255 en modo 0, todos como salidas */
  outp(CTRL_2,0x98); /* Activa el 8255 en modo 0, con el puerto D como */
                    /* entrada de los datos del A/D y la parte baja del */
                    /* puerto C como salidas de control, y la parte alta */
                    /* como entradas de control. */

  outp(PORT_F,0x01); /* Activan el convertidor */
  outp(PORT_F,0x0f);
  outp(PORT_F,0x01);
  outp(PORT_F,0x0f);

  for(i=0; i<16; i++)
    for(j=0; j<16; j++) {
      outp(PORT_B,pos[i][j]); /* Inyeccion de corriente */
      outp(PORT_A,posV[i][j]); /* selecciona voltaje */
      delay(500); /* tiempo de estabilizacion de los mux */
      outp(PORT_F,0x0f);
      outp(PORT_F,0x0D);
      outp(PORT_F,0x04); /* inicia la conversion */
      outp(PORT_F,0x0f);
      while((inp(PORT_F) >> 4) & 0x1); /* chequea si termino la conv. */
      outp(PORT_F,0x01);
      input_h=inp(PORT_D) << 8; /* asigna la parte alta */
      outp(PORT_F,0x0f);
      outp(PORT_F,0x01);
      dato=input_h+inp(PORT_D); /* concatena la parte alta y baja a un dato de 12 bits */
      outp(PORT_F,0x0f);
      matriz[i][j]=(2.338/4096)*dato; /* (voltaje de referencia/212) *dato */
      matriz_p[i][j]+=matriz[i][j];
    }
  voltaje();
}

```

Figura 2.18. Función "ad12()" del programa TIE1.C, esta parte del programa se encarga de enviar las instrucciones necesarias para activar la tarjeta de control y recibir los datos del convertidor A/D.

## 2.5 Funcionamiento general del sistema TIE.

Las partes que forma el sistema de TIE se describieron por separado en las secciones anteriores, ahora se explicara el funcionamiento completo del sistema. Se decidió, a partir del análisis efectuado en las secciones precedentes, optar por un phantom de 16 electrodos, utilizando el método de inyecciones de corriente por electrodos adyacentes, ya que ofrece la máxima resolución espacial. Y de los métodos de adquisición posibles se ha seleccionado el sistema serie, ya que es el mas sencillo de implementar para esta primera fase del proyecto y por la extensa información recopilada, además de que las primeras imágenes en humanos se obtuvieron en base a este sistema.

En la figura 2.19 se muestra un diagrama a bloques del sistema completo de TIE, el primer elemento del sistema es la fuente de corriente que genera una señal senoidal, con frecuencias en el rango de 20-50 Khz. La señal generada entra al Mux1 que actúa como demultiplexor e inyecta la corriente en los electrodos pares, de tal forma que la corriente se va a tierra por un electrodo par, las direcciones de los mux son proporcionadas por la tarjeta de control programada bajo el método de los vecinos, propuesto por Brown y Seagar (sección 4.2.1), este método consiste básicamente en inyectar corriente en un par de electrodos y medir los voltajes resultantes, de tal forma que se inyecta corriente sobre todos los electrodos adyacentes y se miden los voltajes en cada conmutación para obtener un total de 208 mediciones de voltaje.

Cada electrodo del phantom tiene conectado un buffer ya que los voltajes generados son muy pequeños y además sirven para acoplar las impedancias de entrada a los mux de 16:1, se requieren dos multiplexores de este tipo ya que por medio de estos, se eligen los dos electrodos que se desean censar, las direcciones de estos mux vienen implícitas en el método de los vecinos.

Los voltajes seleccionados entran al amplificador diferencial, con el fin de aumentar la amplitud de la señal y posteriormente entra a un rectificador que deja la señal en forma de corriente directa (CD). Esto se debe a que seria casi imposible muestrear la señal, para digitalizarla con un convertidor convencional.

El filtro paso bajas tiene la finalidad de eliminar lo mas que se pueda del ruido, para que entre la señal al convertidor analógico digital. Hay que hacer notar que no es necesario establecer una frecuencia de muestreo ya que la adquisición de los datos en el sistema propuesto esta determinada por el tiempo de estabilización de los circuitos multiplexores y de la señal de fin de conversión. Esto quiere decir que cada vez que mandamos llamar a la rutina de adquisición y conversión (figura 2.18) se configuran los dos circuitos 8255, se activa el convertidor y se envían las direcciones contenidas en el arreglo "posl[i]" para los mux que inyectan corriente y las direcciones contenidas en el arreglo "posV[i]" para los mux que censan voltaje.

La rutina de adquisición se espera un tiempo de 500  $\mu$ s para que se estabilicen los multiplexores y posteriormente se hace la adquisición del dato, en cuanto llega el fin de conversión se lee la parte alta y se junta con la parte baja para formar el dato de 12 bits que se almacena en la variable "dato" de tipo float, cada uno de los datos se almacenan en memoria, formando una matriz de 16 x 16.

Inicialmente para este sistema de adquisición no se requiere gran velocidad ya que el objetivo principal es el de localizar los cambios de conductividad dentro del phantom y tomando en cuenta esta consideración el programa puede hacer varias adquisiciones sobre la misma región y entregar un promedio de los voltajes, almacenados en el arreglo "matriz\_p[i][j]". La función "voltaje()" graba los datos obtenidos en disco, generando dos archivos, ya que las imágenes que se desean obtener son dinámicas y por tanto se necesitan dos medidas, la primera denominada "referencia" y la segunda denominada "imagen".

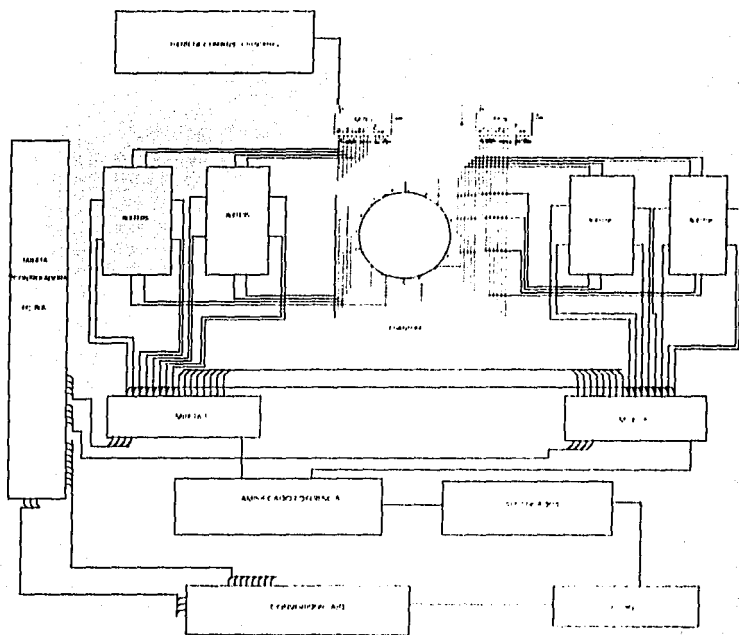


Figura 2.19. Diagrama a bloques del sistema prototipo TIE.

## **CAPITULO 3.**

### ***PROBLEMA DIRECTO EN TOMOGRAFÍA POR IMPEDANCIMETRÍA.***

### 3. Problema directo en tomografía por impedancimetría.

#### 3.1 Revisión de los métodos de resolución.

En general, la solución que se busca es el potencial eléctrico que cumpla la ecuación de Poisson si el medio es no homogéneo, o la de Laplace en caso contrario. En los dos casos siempre se supondrá que las condiciones de contorno son conocidas. Nosotros consideramos conocida la corriente en el contorno ya que los métodos de medida basados en la inyección de corrientes conocidas y medida de potenciales son más inmunes a los errores provocados por las impedancias de contacto.

##### 3.1.1 Métodos algebraicos.

Los métodos de resolución algebraicos solo serán aplicables en los casos en que los contornos o superficies en los que hay un cambio de las propiedades eléctricas o en los que se especifican las condiciones de contorno sean expresables de forma sencilla en el sistema de coordenadas seleccionado para la resolución del problema (Ramo et al., 1965). Una posibilidad que amplía el campo de aplicación es el uso de transformaciones bilineales para convertir el sistema de coordenadas y hacer que las superficies de discontinuidad sean fácilmente expresables en las nuevas coordenadas.

En principio, la ventaja de los métodos algebraicos sobre los numéricos es la exactitud obtenible. En la práctica queda limitada por la necesidad, en la mayoría de los casos, de utilizar desarrollos en serie de Fourier para las condiciones de contorno teniendo que truncar el desarrollo en un momento dado. Este hecho comporta una disminución importante de la velocidad de cálculo si se desea gran exactitud (Rosell, 1989).

##### 3.1.2 Métodos numéricos.

Los métodos numéricos se basan en la discretización del medio, transformándolo en un sistema de nodos con relaciones de atadura entre ellos. El resultado de la discretización, sea cual sea el método, lleva a un sistema de ecuaciones del tipo de matriz de impedancias o admitancias con las mismas propiedades que los obtenidos a partir de circuitos discretos.

Las diferencias entre los diversos métodos numéricos estriban en la forma de discretizar el medio continuo y posteriormente solucionar el sistema de ecuaciones lineales que se obtiene. En el método de diferencias finitas, por ejemplo, se seleccionan un número de nodos uniformemente espaciados unidos entre ellos por elementos circuitales que representan el valor de la conductividad en esa zona del espacio. La matriz se ensambla en este punto como si se tratara de un sistema discreto.

El método más utilizado actualmente para la resolución de este tipo de problemas es el de elementos finitos (FEM). En líneas generales, se basa en descomponer el objeto bajo estudio en subdivisiones de forma no fija, pero con propiedades uniformes.

Posteriormente se resuelve la ecuación de Laplace, de forma aproximada, para cada uno de esos subespacios (elementos). A continuación se aplican las condiciones de contorno entre los elementos y finalmente las condiciones de contorno globales. Las ventajas de este método residen en que es fácil adaptar las formas de los elementos a los contornos donde se producen cambios en las características eléctricas del medio. Algunos de los sistemas de reconstrucción de imágenes se basan en el FEM dando como resultado la conductividad para cada elemento definido (Woo et al., 1988).

### 3.2 Formulación del problema directo.

Para simplificar la formulación matemática del problema directo se hace la suposición de que la corriente directa se usa para que la impedancia pueda ser considerada puramente resistiva. De las ecuaciones de Maxwell podemos obtener la relación entre el potencial eléctrico  $\phi$  y la distribución de conductividad  $\sigma$  en una región  $D$ :

$$\nabla \cdot (\sigma \nabla \phi) = 0 \quad (9)$$

Si  $\sigma$  es positivo y mayor o igual a  $c$ , (donde,  $\sigma(x) \geq c > 0$  para  $x$  en el dominio  $D$ ), entonces la ecuación (9) es una ecuación diferencial parcial elíptica y homogénea. Si la conductividad se conoce, entonces el potencial puede calcularse conociendo los valores de  $v$  en el límite,  $\delta D$  de  $D$ , ó (con la adición de una constante desconocida) teniendo en cuenta el conocimiento de la corriente  $j = \sigma \nabla \phi \cdot n$  sobre  $\delta D$  ( $n$  denota la normal hacia afuera de  $\delta D$ ). La formulación del problema directo, se puede interpretar como el problema de valores en la frontera de Dirichlet y Neumann para la ecuación diferencial parcial (9).

Los datos que se pueden medir para generar una imagen por impedancimetría, son pares de voltajes en el linde o corrientes ( $v, j$ ). Para la formulación del problema directo es irrelevante considerar si se aplica la corriente y se mide voltaje o viceversa, aunque en la práctica si toma gran importancia. Realmente el objetivo principal es el de recobrar la conductividad de los datos medidos.

Definiremos al problema directo (ver figura 3.1) asociado con la ecuación (1), como la relación entre la corriente y el voltaje en el límite para una determinada conductividad. Este problema es fácil de resolver numéricamente, esto es porque, una vez que la conductividad es especificada, el problema de Dirichlet puede ser resuelto encontrando  $\phi$  y de ahí en adelante  $j$ . En forma similar, dada la corriente del linde se puede resolver el problema de Neumann encontrando  $\phi$  y de ahí en adelante  $v$ . (La constante arbitraria que aparece resolviendo el problema de Neumann puede ser ignorada en la práctica con medidas de voltajes diferenciales). Consiguientemente, se define  $\sigma$  como un solo mapeo de voltaje a corriente (el mapeo de Dirichlet a Neumann)  $P_n$  donde  $P_n(v) = j$  y  $P_n$  es invertible a excepción de alguna constante arbitraria. Se hace referencia a veces a  $P_n$  como 'el dato en el linde'.

El 'problema Directo'  $F$  puede ser resuelto (figura 3.1), ya que ' $P_n$  se deduce de  $\sigma$ ' y el 'problema inverso' en que estamos interesados consiste en encontrar  $\sigma$  con solo  $P_n$  (Breckon y Pidcock, 1987).

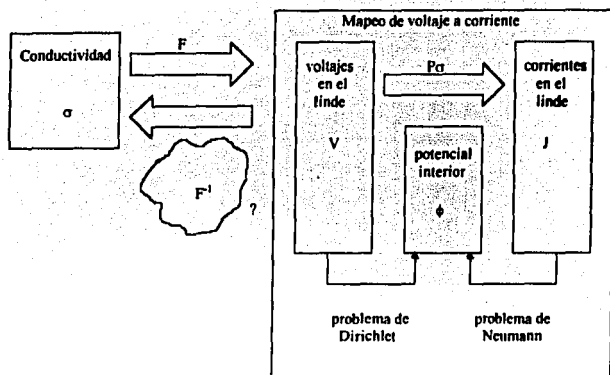


Figura 3.1. Definición del problema directo (Breckon y Pidcock, 1987).

### 3.3 Estructuras utilizadas para la solución del problema directo.

Muchos estudios teóricos utilizan soluciones algebraicas para un disco conductor (Issacson, 1986, Barber y Seagar, 1987, Barber y Brown, 1986, Gisser et al., 1987, Seagar et al., 1987b). El presente trabajo recibió asesoría del Dtor. Ramón Pallás Areny y el Dtor. Javier Rosell Ferrer del grupo de Barcelona, quienes nos proporcionaron la solución algebraica del disco y cilindro conductor, mediante un programa para el análisis del potencial tanto en el interior como en el contorno y la influencia de las inhomogeneidades según la distribución de corriente aplicada.

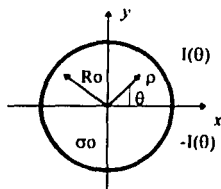


Figura 3.2 Disco conductor (Rosell, 1989).

La solución algebraica obtenida por el método de separación de variables para un disco conductor de radio  $R_0$  y conductividad  $\sigma_0$ , cuando la inyección de corriente a lo largo de toda la periferia,  $I(\theta)$ , es antisimétrica respecto al eje  $x$  (figura 3.2) es:

$$\phi(r, \theta) = \sum_{n=1}^{\infty} C_n r^n \operatorname{sen} n\theta \quad (10)$$

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

$$-\sigma_0 \frac{\partial \phi(r, \theta)}{\partial n} = I(\theta) \quad (11)$$

para  $r = R_0$ , siendo  $n$  la normal a la superficie.

Desarrollando  $I(\theta)$  en serie de Fourier, y con la condición de simetría respecto a  $\theta = 0$ , se obtiene:

$$-\sigma_0 \sum_{n=1}^{\infty} C_n n R_0^{n-1} \operatorname{sen} n\theta = \sum_{n=1}^{\infty} I_n \operatorname{sen} n\theta \quad (12)$$

donde

$$I_n = \frac{2}{\pi} \int_0^{\pi} I(\theta) \operatorname{sen}(n\theta) d\theta \quad (13)$$

por lo cual

$$C_n = \frac{I_n}{\sigma_0 n R_0^{n-1}} \quad (14)$$

siendo la solución para el potencial:

$$\phi(r, \theta) = \sum_{n=1}^{\infty} \frac{I_n r^n}{\sigma_0 n R_0^{n-1}} \operatorname{sen} n\theta \quad (15)$$

Los voltajes en la periferia vendrán dados por:

$$V(\theta) = \phi(R_0, \theta) = \sum_{n=1}^{\infty} \frac{I_n R_0}{\sigma_0 n} \operatorname{sen} n\theta \quad (16)$$

Cuando el disco incluye una zona central de conductividad distinta (figura 3.3), y dadas las condiciones de contorno en la frontera entre los dos medios con diferente conductividad, la expresión del potencial en el contorno es:



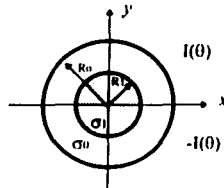


Figura 3.3. Disco conductor con una zona central de distinta conductividad (Rosell, 1989).

$$(\theta) = \phi(R_0, \theta) = \sum_{n=1}^{\infty} \frac{I_n R_0}{\sigma_0 n} \frac{1 + \mu R^{2n}}{1 - \mu R^{2n}} \operatorname{sen} n\theta \quad (17)$$

donde:

$$R = \frac{R_1}{R_0} \quad \mu = \frac{c-1}{c+1} \quad c = \frac{\sigma_1}{\sigma_0} \quad (18)$$

A partir de estas dos ecuaciones del potencial en el contorno (16,17) se puede observar que la información "estructural" es la contenida en la expresión:

$$\frac{1 + \mu R^{2n}}{1 - \mu R^{2n}} \quad (19)$$

Este trabajo parte de la obtención de las superficies entre líneas equipotenciales en el interior de un disco homogéneo (figura 3.4), estos datos son necesarios para la reconstrucción de la imagen, aplicando una ponderación de factores en la retroproyección (explicada en detalle en el capítulo siguiente).

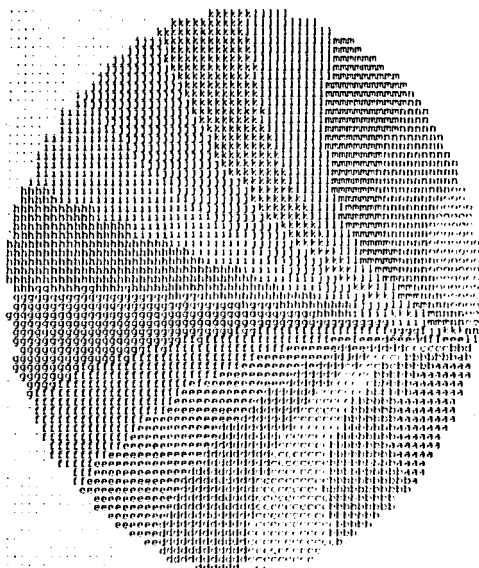


Figura 3.4. Líneas Equipotenciales en el interior de un disco homogéneo, datos proporcionados por el grupo de Barcelona.

### 3.4 Teoría del problema directo según Barber y Seagar.

#### 3.4.1 La distribución de potencial dentro de un medio resistivo.

El problema teórico trata del análisis de la distribución resistiva dentro de una región circular bidimensional rodeada por un medio de resistividad infinita. Pasando corriente a través de electrodos conectados al rededor de esta región causando un flujo de corriente dentro de la región circular. En la práctica se utiliza corriente alterna para minimizar la polarización efectuada en los electrodos, las frecuencias empleadas (20-50 Khz) son suficientemente bajas para permitir el uso de la ecuación de flujo estático que describe la distribución de voltaje y corriente. La distribución de voltaje  $V'$  dentro de la región está dada por una solución a la ecuación:

$$c \cdot \nabla^2 V + \nabla c \cdot \nabla V = 0 \quad (20)$$

considerando un valor conocido de voltaje o corriente en el linde (o limite), donde  $c=c(x,y)$  es la distribución de conductividad dentro de la región. La conductividad se asume que es isotrópica.

Es conveniente reemplazar  $c$  por  $R$  donde  $R = -\ln c$  en cuyo caso la ecuación (20) se reduce a :

$$\nabla^2 V = \nabla R \cdot \nabla V \quad (21)$$

$R$  es el *log* de la resistencia y esta ecuación sugiere que imágenes del *log* de la resistencia o mejor dicho, que se deben construir imágenes de la resistividad. Si la resistividad es uniforme dentro de la región entonces la ecuación (21) se reduce a la ecuación de Laplace:

$$\nabla^2 V = 0 \quad (22)$$

Para una distribución de corriente particular, aplicada en el linde de la región circular, se generan voltajes en el perímetro de la región debido a la distribución de resistividad que se halla dentro. Las mediciones del voltaje en el linde para una sola distribución de corriente no proveen información suficiente para reconstruir la distribución de resistividad. Sin embargo, obteniendo mediciones de voltajes en varios perfiles del linde, rotando la distribución de corriente y midiendo los voltaje generados, se puede formar un conjunto resultante de mediciones del lindes, permitiendo una aproximación para la reconstrucción de la distribución de resistividad requerida, siempre y cuando las distribuciones de corriente aplicada sean independientes.

### 3.4.2 La aproximación lineal.

Si la solución de la ecuación:

$$\nabla^2 V = \nabla R \cdot \nabla V \quad (23)$$

es  $V_r$ , y la solución de la ecuación:

$$\nabla^2 V = (\nabla R_r + \nabla R_p) \cdot \nabla V \quad (24)$$

si  $V = V_r + V_p$  entonces

$$\nabla^2 V_p + \nabla^2 V_r = \nabla R_r \cdot \nabla V_r + \nabla R_r \cdot \nabla V_p + \nabla R_p \cdot \nabla V_r + \nabla R_p \cdot \nabla V_p \quad (25)$$

y si los términos en  $\nabla V_p$  son eliminados por pequeños, comparados con los términos en  $\nabla V_r$  entonces

$$\nabla^2 V_p + \nabla^2 V_r = (\nabla R_p + \nabla R_r) \cdot \nabla V_r \quad (26)$$

utilizando la ecuación (23)

$$\nabla^2 V_r = \nabla R_r \cdot \nabla V_r \quad (27)$$

Dadas las perturbaciones de resistencia en  $R_r$  que son pequeñas, se observa que estas ecuaciones muestran que hay una relación lineal entre las perturbaciones y la distribución de voltaje perturbado, incluyendo la distribución de voltaje a lo largo del linde de la región. Una distribución de referencia particular de interés es la distribución uniforme. En este caso  $R_r=0$ .

### 3.4.3 Análisis de la distribución de corriente.

Una distribución de voltaje se desarrolla a lo largo del linde del objeto en respuesta al flujo de corriente a través del objeto. Esto es importante para apreciar que la opción de un conjunto apropiado de distribuciones de corriente es crucial para la extracción de una solución única para la distribución de resistividad dentro de la región. El fallo que pueda ocurrir, resultará en un conjunto incompleto de mediciones. Por ejemplo Bates et al (1980) y Shneider (1981) han mostrado que un conjunto de distribuciones de corriente que busca algo similar a la tomografía computarizada por rayos X, no son suficientemente independientes para permitir una reconstrucción única.

Sin embargo puede mostrarse que la reconstrucción es posible dado un conjunto independiente de mediciones (Seagar et al 1984, Kohn y Vogelius 1985) Para electrodos igualmente espaciados alrededor del linde de una región circular, un conjunto independiente de distribuciones de corriente es obtenido pasando a su vez corriente entre todos los pares adyacentes de electrodos. Entre cada par de electrodos que pasan corriente llamados un par de energía. Para  $N$  electrodos hay  $N-1$  pares de energía independientes, desde el  $N$  (ésimo) par, y puede ser reconstruido de la suma de todos los otros pares. Otros conjuntos independientes de distribuciones de corriente pueden ser producidos de este conjunto particular por el método de superposición. Tales conjuntos son equivalentes para aplicar corriente entre un par de electrodos que no son adyacentes o pueden hasta ser equivalentes para aplicar corriente entre muchos electrodos simultáneamente.

Sin embargo mediciones de voltaje en electrodos a través de los cuales la corriente esta fluyendo, no son confiables, y estos electrodos no son disponibles para su medición. Por lo tanto el siguiente número de electrodos de energía deben estar mantenidos a un mínimo por cualquier distribución de corriente aplicada y solamente configuraciones de este tipo utilizan dos electrodos que deben estar considerados.

Para cada distribución de corriente aplicada el voltaje en los otros electrodos es medido. Sergar y Bates (1985) utilizan una representación de Fourier de la relación entre la distribución de corriente aplicada y el voltaje en el linde de una región circular, de resistividad uniforme está dada por  $J(G)$  y está, expandida en serie de Fourier:

$$J(\theta) = \sum_n J_n \cos n\theta + J_n \sin n\theta \quad (17)$$

entonces la distribución de voltaje a lo largo del linde está dada por:

$$V(\theta) = \sum_n I_n \frac{\cos n\theta}{n} + J_n \frac{\sin n\theta}{n} \quad (18)$$

Para incrementar la frecuencia angular de distribución de corriente aplicada, el tamaño del componente de frecuencia asociado al voltaje, es reducida relativamente por el componente de baja frecuencia. Para lograr una relación señal-ruido uniforme para cada uno de los componentes de voltaje en frecuencia, es necesario aplicar una distribución de corriente cuyo componente en frecuencia aumente linealmente en amplitud con la frecuencia. Tal distribución puede ser obtenida por la aplicación de la corriente como un único dipolo de corriente y el desarrollo teórico supone que la corriente es aplicada en esta forma. En la práctica la más cercana aproximación a esta configuración es el uso de electrodos adyacentes (Barber y Seagar, 1987).

### 3.4.4 Solución para el voltaje en el linde.

Para identificar la relación entre el perfil de voltaje en el linde y la distribución de perturbación resistiva dentro de la región para el caso de una región circular bidimensional de distribución de referencia uniforme, es útil transformar el problema en un espacio más conveniente usando una transformación (Ramo et al 1965). La transformación apropiada para un par de electrodos de energía en el linde de la región circular está dada por

$$W = \frac{\ln(z+a) - \ln(z-a)}{2a} \quad (19)$$

donde  $w=(u+jv)$ ,  $z=(x+jy)$  y  $2a$  es la distancia entre los electrodos. El origen del espacio  $x,y$  está en el punto céntrico entre los dos electrodos. El eje tangencial es  $x$ , para facilidad en el análisis teórico, es conveniente considerar el caso donde la distancia  $2a$  entre los electrodos se hace muy pequeña. Entonces del par de electrodos de energía se hace un dipolo de corriente y la transformación apropiada es dada por la relación más simple.

$$w = 1/z \quad (20)$$

Las líneas de  $u$  constante representan equipotenciales y las líneas de  $v$  constante representan líneas de flujo de corriente. Utilizando el análisis en Barber y Brown (1968) puede mostrarse que el gradiente de voltaje fronterizo producido por un pequeño valor ( $\log$ ) de la perturbación resistiva, en posición  $(u_r, v_r)$  está dado por:

$$b(u) = E \cdot (q_r^2 - (u - u_r)^2) / \left\{ \left[ (u - u_r)^2 + q_r^2 \right]^{3/2} \right\} \quad (21)$$

donde  $q_r = v_r - v_p$  y  $v_p$  es el valor de  $v$  en el linde del objeto. El módulo de la transformada de este perfil es dado por

$$B(f_0) = 0.5 \cdot E \cdot |f_0| \cdot \pi \cdot \exp(-q|f_0|) \quad (22)$$

donde  $f_0$  es la frecuencia variable.

En la práctica, las mediciones en el linde son discretas y están hechas entre pares adyacentes de electrodos. Para un conjunto dado de configuraciones de energía las mediciones en el linde pueden concatenarse para producir un vector de medición  $\mathbf{b}$  y dentro de la aproximación lineal este es relacionado con el vector de perturbación resistiva  $\mathbf{r}$  por la transformación lineal.

$$\mathbf{b} = \mathbf{T}\mathbf{r} \quad (23)$$

donde los elementos de  $\mathbf{T}$  pueden derivarse de la ecuación (22), si  $\mathbf{T}$  tiene un rango adecuado entonces es correcta la ecuación señalada y puede invertirse para dar  $\mathbf{r}$  de  $\mathbf{b}$ . Sin embargo la inversión de esta matriz no es trivial. Se conoce que para imágenes de CT (Tomografía Computarizada) la naturaleza espacial de  $\mathbf{T}$  es la inversión efectiva de esta matriz y puede lograrse a través de la técnica del filtro de retroproyección y una aproximación similar se utiliza en este trabajo (Barber y Seagar, 1987).

### 3.5 Consideraciones aplicables a la reconstrucción.

El objetivo de una imagen dinámica en la Tomografía por Impedanciometría, es representar los cambios en la distribución seccional transversal de la conductividad. Un número de algoritmos de reconstrucción para imágenes dinámicas se han propuesto en los años recientes. Estos algoritmos son todos basados en la concepción de la matriz de sensibilidad cuyos elementos, llamados coeficientes de sensibilidad, describen la relación entre la variación de cada valor medible del linde y la variación de la conductividad de cada elemento de la imagen (pixel).

#### 3.5.1 Teorema de reciprocidad.

El teorema de reciprocidad se puede definir en la figura 3.5, se muestran dos puertos donde se aplica corriente y se mide el voltaje (o viceversa), la impedancia mutua es:

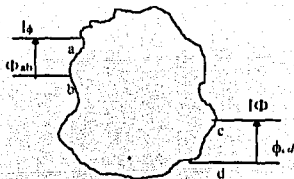


Figura 3.5. Teorema de la reciprocidad (Rosell, 1989).

$$Z = \frac{\Phi_{ab}}{I\Phi} = \frac{\phi_{cd}}{I\phi} \quad (24)$$

donde  $\Phi_{ab}$  es el potencial entre a y b cuando se aplica la corriente  $I\Phi$  entre c-d y de forma equivalente para  $\phi_{cd}$ .

La primera referencia a este problema, aplicado a pletismografía de impedancias, se debe a Geselowitz (1971). A partir del teorema de Green, para una zona sin fuentes de corriente, se llega a la demostración del principio de reciprocidad expresado de forma integral:

$$\int_V (\sigma\Phi - \sigma\phi) \text{ grad } \phi \text{ grad } \Phi \, dv = \int_S (\Phi J\phi - \phi J\Phi) \, ds \quad (25)$$

donde  $J\Phi$  y  $J\phi$  son las densidades de corriente y  $\sigma\Phi$ , y  $\sigma\phi$  son las distribuciones de conductividad para el momento en que están aplicadas las corrientes respectivas.

Si no se modifica  $\sigma$  entre una medida y la otra, la integral de la izquierda izquierda se cancela y a partir de la igualdad que queda se deduce el principio de reciprocidad (Rosell, 1989).

### 3.5.2 Teorema de sensibilidad.

El llamado teorema de sensibilidad se deduce cuando se consideran pequeñas variaciones de la conductividad entre una inyección y la otra. Si  $\sigma\Phi$  pasa a  $\sigma\Phi + \Delta\Phi$ , la corriente  $J\Phi$  se redistribuirá y también variará  $\Phi$  valiendo  $\Phi + \Delta\Phi$ . Con estas condiciones, de la ecuación (25) se deduce la siguiente relación (Geselowitz, 1971):

$$-I\phi \Delta\Phi_{ab} = \int_V \Delta\sigma \text{ grad } d(\Phi + \Delta\Phi) \text{ grad } d(\phi) \, dv \quad (26)$$

y el incremento en la impedancia mutua es:

$$\Delta Z = \frac{\Delta\Phi_{ab}}{I\Phi} = - \int_V \Delta\sigma \frac{\text{grad } d(\Phi + \Delta\Phi)}{I\Phi} \frac{\text{grad } d(\phi)}{I\phi} \, dv \quad (27)$$

$\Delta\sigma$  es en general una función arbitraria de x, y, z. Una de las utilidades de este teorema es la posibilidad de calcular la distribución de sensibilidad dentro de un volumen dado para una cierta inyección de corriente y una detección. Para ello se puede considerar  $\Delta\sigma$  como una delta de volumen y el resultado es directamente el producto escalar de las densidades de corriente normalizadas en ese punto (Rosell, 1989).

El grupo de Barcelona a obtenido conclusiones importantes a partir del calculo de corrientes y sensibilidades relativas para un disco conductor y dos tipos de inyección: polar y adyacente. Para la inyección polar obtubieron una sensibilidad 10 veces mayor que para la adyacente cerca de la superficie. Pero la relación entre la sensibilidad en la superficie y en el centro del objeto es parecida en los dos casos. Los mayores incrementos relativos de tensión en la superficie se dan para inyección adyacente. Por lo cual, si se puede amplificar suficientemente la señal, la mayor resolución se consigue para inyección adyacente (Rosell, 1989).

### 3.5.3 Matriz de sensibilidad.

En las imágenes generadas por impedancimetria, se han propuesto varios algoritmos de reconstrucción, que han empleado el concepto de matriz de sensibilidad, que puede usarse para relacionar la magnitud de un cambio de voltage en el linde de un objeto en dos dimensiones al cambiar la conductividad dentro del objeto. El objetivo de estos algoritmos, que no consumen tiempo, es obtener una inversión aproximada de la matriz de sensibilidad sin tener que invertir directamente esta. El mas exitoso de estos algoritmos es el filtro de retro-proyección, desarrollado en la universidad de Sheffield. Murai, Kotre, Tarassenko, Gadd y Gencer, tienen diferentes métodos propuestos de aproximar la matriz de sensibilidad.

El estudio de Morucci propone una aproximación directa de la matriz de sensibilidad, teniendo como objetivo buscar un algoritmo de un solo paso que sea simple, rapido y efectivo sin la necesidad de invertir la matriz. El desarrollo matematico (Morucci et al, 1994) se basa en el metodo de elementos en la frontera (BEM). El metodo directo de la matriz de sensibilidad (DSM) se compone de los coeficientes directos de sensibilidad (DSCs), definidos como el cambio de conductividad de un pixel dividido por el cambio resultante del voltage periférico (Morucci et al, 1994).



## **CAPITULO 4.**

### ***PROBLEMA INVERSO: RECONSTRUCCIÓN DE IMÁGENES.***

#### 4. Problema inverso: reconstrucción de imágenes.

##### 4.1 Métodos de reconstrucción.

El objetivo de los métodos de reconstrucción es obtener una distribución de impedancia, en la sección del cuerpo que se está estudiando, de tal manera que sea coherente con las medidas realizadas. Para obtener imágenes que representen la distribución de la impedancia eléctrica en el interior de un cuerpo, el primer paso y el mas importante es la adquisición de todas las medidas independientes posibles con un error mínimo. Utilizando el teorema de reciprocidad y superposición (sección 3.3.1) para  $N$  electrodos, se puede lograr  $N(N-3)/2$  mediciones independientes, ya que 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 solo de 104. Como todo problema inverso no lineal, las soluciones pasan por aproximaciones a sistemas lineales o por métodos iterativos.

El método de reconstrucción utilizado en este trabajo es el de "retroproyección" entre líneas equipotenciales, propuesto por (Barber y Brown) y se basa en una aproximación lineal de la ecuación de Poisson para pequeñas variaciones de resistividad respecto a una distribución conocida. Se dedica una sección mas amplia en los puntos siguientes para explicar el método utilizado y en este apartado solo se mencionaran otros métodos de reconstrucción pero desde un punto de vista general.

##### 4.1.1 Métodos de sensibilidad y de perturbación.

Hay toda una serie de métodos basados en la discretización del objeto y el cálculo de la imagen a partir de la resolución del sistema de ecuaciones no lineales, empleando diferentes métodos matemáticos. Los mas estudiados son los de sensibilidad (Murai y Kagawa, 1985), el de Newton-Raphson (Yorkey, 1986, Yorkey y Webster, 1987), el de perturbación (Kim et al., 1987a) y recientemente el método directo de la matriz de sensibilidad (Morucci et al, 1994). Todos estos sistemas son iterativos y se basan en algoritmos de resolución de sistemas de ecuaciones bastante grandes. Estos algoritmos pueden trabajar con cualquier conjunto independiente de medidas, por lo que no determinan el hardware a usar (Rosell, 1989).

##### 4.1.2 Método adaptativo.

Propuesto por Isaacson (1986), intenta optimizar el efecto de las inhomogeneidades sobre el potencial de contorno. El sistema de reconstrucción y adquisición se basa en el cálculo y la inyección de las corrientes que maximicen este efecto. Para una inhomogeneidad centrada en un disco, se demuestra que estas corrientes responden a la forma  $I \sin(n\theta)$ . Pero para una distribución arbitraria, el sistema de adquisición debe empezar a medir con una cierta distribución de corriente e irse adaptando para obtener la distribución óptima (Newell, Isaacson et al., 1988).

## 4.2 Método de retroproyección.

La tomografía por impedancimetría (TIE) es una técnica para producir imágenes tomográficas de la distribución de la resistividad dentro de los objetos que son conductores de la electricidad. El interés por obtener tales imágenes es de gran importancia en la bioingeniería ya que por medio de los valores que se indican en la tabla 1.2 la cual nos muestra la resistividad eléctrica de varios tejidos, se puede utilizar esta técnica como una herramienta de diagnóstico en la medicina. Un rango muy amplio de valores es hallado en los tejidos humanos, de tal manera que en las aplicaciones médicas la principal ventaja es la obtención de imágenes que localicen los cambios de resistividad en los diferentes órganos y sobre todo que es un método no invasivo.

La reconstrucción por retroproyección es muy rápida pues no requiere de gran potencia de cálculo y las primeras imágenes en humanos se realizaron con este método (Barber y Brown, 1986), es por eso que en este trabajo inicial se utiliza esta técnica.

### 4.2.1 Recolección de datos (método de los vecinos).

Cuando una corriente eléctrica se hace pasar a través de un objeto conductor la distribución de voltaje se puede determinar por la forma del objeto y la distribución interna de la resistividad. Se puede determinar por los voltajes al rededor del linde (Barber, 1990).

Cuando se aplica corriente al objeto se genera un patrón de corriente y midiendo el voltaje al rededor del linde del objeto no proporciona la información necesaria para la distribución de la resistividad. Se sugiere entonces, aplicar varios patrones de corrientes diferentes y esta forma de generar patrones de corrientes independientes depende del número de electrodos conectados al objeto.

Con el método de los vecinos propuesto por Brown y Seagar (figura 4.1) se aplica corriente en un par de electrodos adyacentes y en vez de medir el voltaje de cada uno de los electrodos, se mide la diferencia de voltaje de todos los pares adyacentes, excluyendo aquellos pares donde se aplica la corriente.

Nuestro phantom tiene 16 electrodos igualmente espaciados e inicia el procedimiento, aplicando corriente entre los electrodos 1-2, provocando que la corriente fluya a través de la sección transversal circular, disminuyendo rápidamente hacia el lado opuesto formando líneas equipotenciales, mismas que representan la zona de resistividad entre estos electrodos. Los voltajes son medidos en 3-4, 4-5, 5-6, ... , 15-16. Todas estas 13 mediciones de voltaje son independientes. Cambiamos el par de inyección de corriente a los electrodos 2-3 y medimos de modo similar los voltajes en los 13 pares de electrodos adyacentes, de esta manera rotamos el par de electrodos de corriente a través de 3-4, 4-5, ..., 16-1 y para cada par medimos el conjunto entero de voltajes entre los electrodos adyacentes. Por lo tanto para nuestro sistema de 16 electrodos, obtendremos  $16 \times 13 = 208$  mediciones de voltaje.

Datos	Fuente	Registro en:
1	16/1	2/3
2	"	3/4
3	"	4/5
.	.	.
12	"	13/14
13	.	.
14	1/2	3/4
15	"	4/5
16	"	5/6
.	.	.
25	"	14/15
26	"	15/16
27	2/3	4/5
.	.	.
207	15/16	12/13
208	"	13/14

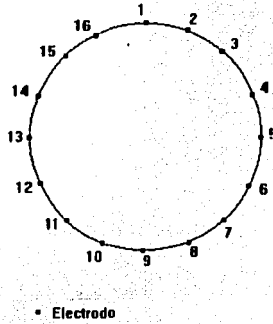


Figura 4.1. Procedimiento de recolección de datos (método de los vecinos).

Como se menciona al principio se pueden efectuar  $N(N-3)/2$  mediciones independientes, por lo tanto 16 electrodos pueden proporcionar 104 mediciones independientes. Duplicando el número de electrodos se puede mejorar la resolución de la imagen, sin embargo los patrones de corriente capaces de detectar los detalles finos tienen una tendencia a no penetrar tan profundamente en el objeto y la resolución hacia el centro es pobre, comparada con los extremos; por tanto la resolución no será tan buena como otras técnicas conocidas de imagenología (Barber, 1990).

#### 4.2.2 Distribución de la conductividad.

La tomografía por impedancimetría, se basa en la distribución de la resistividad (mejor dicho en la distribución de la conductividad) dentro de un objeto con respecto al voltaje que se desarrolla dentro o sobre la superficie de dicho objeto, cuando la corriente fluye dentro de él.

Si consideramos dos pares de electrodos A, B como los mostrados en la figura 4.2 cuando la corriente fluye entre el par de electrodos, señalados por A, una distribución de voltaje  $\phi_A$  se desarrolla dentro del objeto.

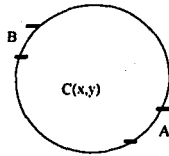


Figura 4.2. Una configuración de cuatro electrodos.

Si la corriente se hace pasar entre los electrodos mostrados en B, una distribución de voltaje  $\phi_B$ , podría ser generada dentro del objeto. Esto puede ser demostrado, considerando que si una corriente es pasada entre los electrodos en A, la diferencia de voltaje entre los electrodos en B, es dada por:

$$g_{AB} = \int C(x,y) \nabla \phi_A \nabla \phi_B da \quad (28)$$

Donde la integración se realiza sobre el área del objeto y  $C(x,y)$  es la distribución de la conductividad. Hay que tener en cuenta que la conductividad es el inverso de la resistividad. Aquí  $\nabla \phi_A$  y  $\nabla \phi_B$  son los gradientes de las distribuciones de voltaje en un punto  $x,y$ , considerando la simetría que existe de acuerdo al teorema de reciprocidad, el mismo voltaje podría ser generado en A si, la corriente unitaria se hace pasar a través de los electrodos en B.

Supongamos que se origina un pequeño cambio en la conductividad  $\Delta C(x,y)$ . Entonces puede demostrarse que el cambio en la diferencia de potencial  $\Delta g_{AB}$  es dado por:

$$\Delta g_{AB} = - \int \Delta C(x,y) \nabla \phi_A \nabla \phi_B da \quad (29)$$

Donde los campos  $\nabla \phi_A$  y  $\nabla \phi_B$  son aquellos que existían antes de que el cambio ocurriera. Vamos a suponer ahora que la distribución de la conductividad esta compuesta por pequeños puntos o pixeles uniformemente distribuidos. Entonces la ecuación (28) puede escribir como:

$$g_{AB} = \sum_i c_i \int \nabla \phi_A \nabla \phi_B da \quad (30)$$

i ó 21mo pixel

Donde  $c_i$  es la conductividad del  $i$ ésimo pixel y la integración se efectúa sobre el área del pixel. Para pequeños cambios podemos escribir,

$$\Delta g_{AB} = - \sum_i c_i \int \nabla \phi_A \nabla \phi_B da \quad (31)$$

i ó 21mo pixel

El índice señalado con AB no es realmente necesario puesto que cada combinación alimentadora (de corriente) y receptora es única y puede ser etiquetada con cualquier letra, de tal modo que podemos escribir:

$$g_j = \sum_i c_i \int_{\text{el simopixel}} \nabla \phi_i \nabla \phi_n d\alpha \quad (32)$$

La expresión anterior puede simplificarse así:

$$g_j = - \sum_i S_{ji} c_i \quad (33)$$

Donde:

$$S_{ji} = - \int_{\text{el simopixel}} \nabla \phi_i \nabla \phi_n d\alpha \quad (34)$$

Podemos escribir la relación total entre la conductividad y los valores de voltaje en el linde como:

$$\mathbf{g} = -\mathbf{S}\mathbf{c} \quad (35)$$

La forma discreta de la ecuación (31) es:

$$\Delta \mathbf{g} = \mathbf{S} \Delta \mathbf{c} \quad (36)$$

La ecuación (36) es lineal y se refiere a los cambios en las mediciones del linde, con respecto a los cambios en la conductividad. La forma de tratar el problema directo se limita a reproducir en una imagen los pequeños cambios en la conductividad.

En principio esta ecuación lineal puede ser resuelta invirtiendo la matriz S por lo que:

$$\Delta \mathbf{c} = \mathbf{S}^{-1} \Delta \mathbf{g} \quad (37)$$

De este modo la matriz S esta condicionada inadecuadamente y es difícil de invertir. Esto dependerá principalmente de la distribución de conductividad antes de que el cambio  $\Delta c$  ocurra.

Así hemos demostrado que las imágenes de los cambios en la conductividad pueden ser obtenidos mediante dos operaciones simples. La primera se refiere al cambio en la conductividad con respecto a los datos vectoriales construidos mediante los datos tomados antes y después que ocurra la variación o cambio en la conductividad. Lo segundo consiste en invertir la matriz apropiadamente utilizando la técnica de retroproyección.

### 4.2.3 Normalización de los datos.

Los cambios que ocurren en la imagen por efecto de las variaciones de la conductividad se efectúan midiendo primeramente un vector, de las mediciones posibles de  $g_{ref}$ , la cual se toma antes de que el cambio en la conductividad ocurra y luego un vector de las mediciones límites  $g_{dat}$  tomado después de que ocurra el cambio en la conductividad.

El cambio del vector  $g$  es la diferencia entre estos dos conjuntos de mediciones. El resultado de la diferencia es dividido por el vector referencia  $g_{ref}$  para dar lugar a la aparición del vector de cambio (normalizado)  $g_n$  :

$$g_n = \frac{g_{ref} - g_{dat}}{g_{ref}} \quad (38)$$

Podemos representar esta expresión en forma matricial construyendo una matriz diagonal  $G$  cuyos elementos sobre la diagonal principal son iguales a los elementos de  $g_{ref}$ . Entonces, multiplicando ambos lados de la ecuación (36) por el inverso de esta matriz obtenemos:

$$G^{-1} \Delta g = g_n = G^{-1} S \Delta c \quad (39)$$

Y reajustando  $\Delta c$  por una conductividad de referencia  $C_{ref}$  (uniformidad asumida) tal que:

$$c_n = \frac{\Delta c}{C_{ref}} \quad (40)$$

nos da:

$$c_n = B^{-1} g_n \quad (41)$$

Finalmente podemos reescribir estas ecuaciones en términos de los cambios en la resistividad, redefiniendo  $g_n$  como:

$$g_n = \frac{g_{dat} - g_{ref}}{g_{ref}} \quad (42)$$

y notando que:

$$\frac{\Delta c}{c} = -\frac{\Delta r}{r} = -r_n \quad (43)$$

Donde  $r(x,y)$  es la distribución de la resistividad, así tendremos:

$$g_n = B^{-1} r_n \quad (44)$$

La ecuación anterior nos muestra que existe una relación lineal entre la diferencia vectorial normalizada y una imagen de cambios normalizados en sus valores de resistividad. Como se indica en la ecuación (37) si la matriz  $B$  puede ser calculada e invertida, entonces  $r_n$

Como se indica en la ecuación (37) si la matriz  $\mathbf{B}$  puede ser calculada e invertida, entonces  $r_n$  puede ser calculada (computarizada). Tanto  $\mathbf{S}$  como  $\mathbf{B}$  esta bastante mal condicionada y por lo tanto es difícil de invertir de manera directa.

La matriz  $\mathbf{B}$  tiene dos características usuales, la primera se debe a que  $\mathbf{B}$  tiene datos normalizados referidos a la conductividad que hay dentro del objeto. La segunda característica usual se debe a que esto ha sido demostrado (Santosa y Vogelius, 1988), donde estos autores definen que la operación representada por la matriz  $\mathbf{B}$  es una aproximación a una transformación aleatoria generalizada, a lo largo de las líneas equipotenciales dentro del objeto. En este caso es apropiado el considerar la inversión de  $\mathbf{B}$  utilizando la técnica de retroproyección.

#### 4.2.4 Líneas equipotenciales.

En la práctica, por lo tanto, las imágenes son reconstruidas utilizando el método de retroproyección. La figura 4.3 nos muestra una región circular idealizada de dos dimensiones. Esta figura permite visualizar las líneas equipotenciales, las líneas de voltaje constante, que aparece dentro del objeto a representar en la pantalla de la computadora, cuando una corriente se hace pasar a través de dos electrodos situados en la parte superior de esta figura. En realidad los valores de equipotenciales aquí mostrados para la corriente aplicada entre un par de electrodos muy cercanos uno de otro (una corriente de dipolo) hacen que las diferencias entre estos potenciales y aquellos para la corriente que este pasando entre los electrodos reales no son significativos y exceptuando a los que están cerca de los puntos en los cuales entran estas corrientes y abandonan a dicho objeto, por lo que estas diferencias no afectan a la descripción que estamos dando aquí. Los valores equipotenciales de voltaje (líneas de voltaje constante) que se muestran en esta figura son para un objeto con resistividad uniforme.

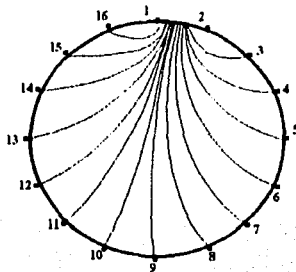


Figura 4.3. Los valores de los voltajes equipotenciales dentro de un objeto circular de características uniformes son generados, cuando se aplica una corriente a través de un dipolo (dos electrodos).



Si configuramos el voltaje desarrollado entre un par de electrodos (figura 4.4). Haciendo que el voltaje sea igual a  $g_{ref}$  y suponiendo que ocurre un cambio en la resistividad dentro del objeto, entonces este voltaje cambiara a  $g_{dal}$ . El modo mas simple de explicar este cambio consiste en afirmar que la resistividad en la región limitada por las terminaciones equipotenciales sobre los dos electrodos ha sido alterada por la relación  $g_{dal}/g_{ref}$ , o por una magnitud  $(g_{dal}-g_{ref})/g_{ref}$ .

Esto es equivalente a la idea de retroproyectar el cambio fraccional de las diferencias de voltaje en el línde, a lo largo de los valores equipotenciales (figura 4.4).

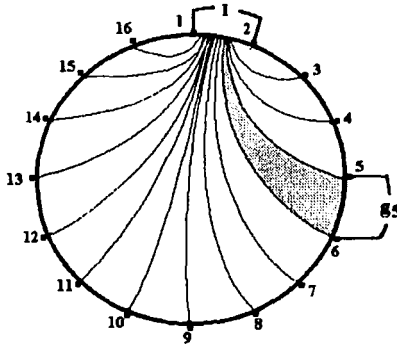


Figura 4.4. Límites de los valores equipotenciales (líneas) de una configuración de electrodos energizados con las señales del generador de corriente. El área sombreada representa la retroproyección del gradiente normalizado para el par de electrodos 5-6 ( $g_5$ ).

La figura 4.4, nos muestra una distribución de la resistencia en un par de electrodos de activación de corriente, es decir, los valores equipotenciales. Si  $g_{dal}(5)$  es diferente de  $g_{ref}(5)$  debido a las resistencias entre las terminaciones equipotenciales de los electrodos (5) y (6) de acuerdo con la relación  $g_{dal}(5)/g_{ref}(5)$  o de modo equivalente el logaritmo de la resistencia, también podría ser alterado tomando en cuenta su expresión:  $\ln(g_{dal}(5)) - \ln(g_{ref}(5))$ . Resumiendo este proceso, el perfil límite  $\ln(g_{dal}/g_{ref})$  es formado y retroproyectado a lo largo de los valores equipotenciales. Los valores equipotenciales mostrados son referidos a los casos de uniformidad y debido a que los cambios en la resistencia son pequeños y no cambian significativamente,  $g_{dal}$  puede ser escrito como:

$$g_{dal} = g_p + g_{ref} \quad (45)$$

En este caso:

$$\ln(g_{dat}/g_{ref}) = \ln(1+g_n/g_{ref}) \quad (46)$$

y si  $g_n \ll g_{ref}$  entonces:

$$\ln(1+g_n/g_{ref}) \approx g_n/g_{ref} \quad (47)$$

En otras palabras la perturbación normalizada del gradiente es retroproyectada para obtener una imagen de la resistividad (en base al logaritmo de los datos normalizados).

El proceso puede ser repetido para todas las corrientes generadoras de estos voltajes a lo largo de los electrodos. La figura 4.5 ilustra como estas imágenes son retroproyectadas para formar una imagen de la distribución de la resistividad.

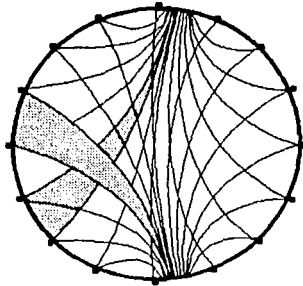


Figura 4.5. Las retroproyecciones son sumadas conjuntamente para producir una estimación de un cambio en la resistividad (Barber, 1990).

Estas imágenes son un poco borrosas y requieren una mejoría para recobrar su regulación. Aunque la retroproyección para la reconstrucción de una imagen no parece tener una base, como en el caso de la tomografía computarizada por rayos X, el análisis de Santosa y Vogelius sugiere que esto parece ser el método mas apropiado para la reconstrucción de imágenes que surjan por cambios en la resistividad, bajo ciertas suposiciones razonables.

El algoritmo de reconstrucción descrito anteriormente contiene varias restricciones aparentemente. Se asume que (a) es bidimensional y circular, (b) la distribución de resistividad es inicialmente uniforme (c), los cambios en la resistividad son pequeños y (d) los electrodos están igualmente separados alrededor del límite del cuerpo a reproducir. En la práctica parece posible utilizar y producir imágenes mediante esta técnica aun cuando estas suposiciones sean violadas. En particular, si consideramos que tenemos un objeto tridimensional el cual es casi un cilindro (por ejemplo el tórax humano) y los electrodos son colocados alrededor del objeto para definir un plano normal con respecto al eje del objeto, entonces podrán producir imágenes del cambio en la resistividad (Barber, 1990).

### 4.3 Reconstrucción ponderada.

La reconstrucción de la imagen como ya se explicó se basa en la formación de líneas equipotenciales generadas por la distribución de la corriente que fluye a lo largo de recorridos circulares dentro del medio uniforme, donde los valores equipotenciales son arcos de círculos. Para hacer la suma de los perfiles retroproyectados se requiere de una transformación al espacio  $u, v$  que facilita la reconstrucción a través de los valores transformados denominados "pesos".

Las líneas equipotenciales y el flujo de corriente son ortogonales uno con otro y este problema puede ser convertido a un sistema de coordenadas rectangulares, mas conveniente usando una transformación bipolar (Margenau y Murphy 1964). Para facilitar el análisis teórico es conveniente considerar el caso donde la distancia entre los electrodos es muy pequeña. En estas condiciones la excitación de corriente para un par de electrodos, se puede caracterizar como un dipolo de corriente y la transformación apropiada es dada por la siguiente relación:

$$\begin{aligned} x &= u / (u^2 + v^2) \\ y &= v / (u^2 + v^2) \\ u &= x / (x^2 + y^2) \\ v &= y / (x^2 + y^2) \end{aligned} \quad (48)$$

La línea de  $u$  constante representa líneas equipotenciales y las de  $v$  constante representan a las líneas de flujo de la corriente. La posición del límite en el espacio  $u, v$  es mostrado y es dado por el valor de  $V_b = 0.5$  para una región en el espacio  $x, y$  de radio unitario.

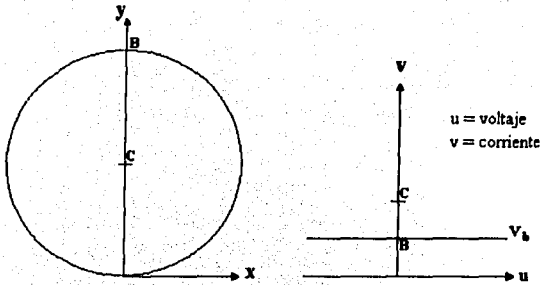


Figura 4.6. Espacio  $x, y$  y espacio  $u, v$ . Los puntos B y C están identificados en ambos espacios.  $V_b$  es el límite de la región circular transformada en el espacio  $u, v$ .

Hay  $N$  retroproyecciones a través de cualquier punto y es importante apreciar que la distribución angular necesariamente de estas retroproyecciones no es uniforme. Puesto que todos los equipotenciales terminan normalmente en el límite, para píxeles cercanos a este límite podrá haber una marcada preferencia para los equipotenciales que tienen una dirección cercana al valor normal de este límite. Esto se puede considerar como una falla que es necesaria para lograr una uniformidad angular de la retroproyección a través de cada punto de la imagen, produciendo artefactos indeseables en la reconstrucción de la imagen.

La uniformidad aproximada puede ser lograda efectuando la inversión del "peso" de cada punto sobre cada retroproyección de acuerdo a la densidad angular local de la retroproyección asociada con este punto.

El método para calcular los pesos se ilustra en la figura 4.7. Para un dipolo "alimentador" (0) a un ángulo  $\theta$ , con respuesta a la dirección de la retroproyección a través del punto P es dado por  $\phi$ . La densidad angular interna de la retroproyección a través de P es dado por  $d\phi/d\theta$ .

Una tediosa tarea matemática de trigonometría nos muestra que esta densidad es dada por el sistema de coordenadas de la figura 4.6 por lo cual

$$H(x, y) = 2 \cdot v - 1 \quad (49)$$

o la forma equivalente

$$H'(x, y) = (1 - r^2) / (x^2 + y^2) \quad (50)$$

donde  $r$  es la distancia desde el centro del campo de visión con respecto al punto (figura 4.7).

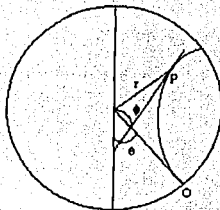


Figura 4.7. El método para calcular la densidad angular de las proyecciones (Barber y Brown, 1986).

#### 4.4 Algoritmo de retroproyección.

La reconstrucción de la imagen es de tipo dinámico y por tanto necesita una referencia y una medida, estos datos son proporcionados por el programa TIEI.C. Los datos son transferidos a una estación de trabajo (workstation) SUN a través de una red local. El programa "tic.c" en la estación de trabajo ejecuta el algoritmo de retroproyección, cargando inicialmente el contenido de los archivos: ma\_tx.mat, ma\_ty.mat que cargan en memoria las matrices de transformación de filtros, los archivos zonas0d1.mat y zonas1d1 que contienen los datos de la estrategia adyacente, los archivos ma\_v1.mat, ma\_su1.mat, ma\_6x.mat, ma\_6y.mat, que cargan una matriz con el peso de cada pixel y las posiciones x,y para utilizar la reconstrucción ponderada.

Como ya se señaló anteriormente, lo más importante es conocer las zonas equipotenciales para cada inyección diferente, esto significa que para 16 derivaciones son necesarios  $16 \times 64 \times 64$  elementos. Se consigue una reducción importante del número de datos al utilizar los cambios de coordenadas para pasar de unas inyecciones a otras, de esta forma se pueden reducir los datos solo a dos matrices de  $64 \times 64$ , basados en el conocimiento previo de las zonas equipotenciales (matriz zonas) y simetrías (en la matriz cond están los valores a retroproyectar) se optimiza el algoritmo de reconstrucción. De esta forma el algoritmo de reconstrucción queda muy simplificado, tal como se puede ver en la figura 4.8.

```

void back_p_all(void)
{
    register int j,i,co_j,co_i;
    register int *p = &p_cond[0][0];

    if ( (conf.bak_pond == 'Y') && (conf.strat[0] == '1') )
    {
        back_pond();
        return;
    }

    for (j = 0; j < D_MAX; j+=conf.mult_fac)
    {
        a_j = (j-32) * (j-32);
        co_j = D_MAX-j-1;

        for (i = 0; i < D_MAX; i+=conf.mult_fac)
        {
            co_i = D_MAX-1-i;
            if ( (i-32)*(i-32) <= sqrrad - a_j)
            {
                *p = cond[0][ zonas[j][i][0] ] /* sens[j][i][0] */ + /*p0*/
                    cond[1][ zonas[j][i][1] ] /* sens[j][i][1] */ + /*p1*/
                    cond[2][ zonas[j][i][1] ] /* sens[j][i][1] */ + /*p2*/
                    cond[3][ zonas[j][i][0] ] /* sens[j][i][0] */ + /*p3*/
                    cond[4][ zonas[co_j][i][0] ] /* sens[co_j][i][0] */ + /*p4*/
                    cond[5][ zonas[co_j][i][1] ] /* sens[co_j][i][1] */ + /*p5*/
                    cond[6][ zonas[j][co_i][1] ] /* sens[j][co_i][1] */ + /*p6*/
                    cond[7][ zonas[j][co_i][0] ] /* sens[j][co_i][0] */ + /*p7*/

                if (conf.strat[0] == '1') {
                    *p = *p + cond[8][ zonas[co_j][co_i][0] ] /* sens[co_j][co_i][0] */ + /*p8*/
                        cond[9][ zonas[co_j][co_i][1] ] /* sens[co_j][co_i][1] */ + /*p9*/
                        cond[10][ zonas[co_i][co_j][1] ] /* sens[co_i][co_j][1] */ + /*p10*/
                        cond[11][ zonas[co_i][co_j][0] ] /* sens[co_i][co_j][0] */ + /*p11*/
                        cond[12][ zonas[i][co_j][0] ] /* sens[i][co_j][0] */ + /*p12*/
                        cond[13][ zonas[i][co_j][1] ] /* sens[i][co_j][1] */ + /*p13*/
                        cond[14][ zonas[co_j][i][1] ] /* sens[co_j][i][1] */ + /*p14*/
                        cond[15][ zonas[co_j][i][0] ] /* sens[co_j][i][0] */ + /*p15*/
                    *p /= 16; } else *p /= 8;
            }
            p+=conf.mult_fac;
        }
        p+= (conf.mult_fac-1)*64;
    }
}

```

Figura 4.8. Algoritmo de retroproyección propuesto por el grupo de Barcelona (Rosell, 1989).

## **CAPITULO 5.**

### ***EXPOSICIÓN DE RESULTADOS.***

## 5. Exposición de resultados.

### 5.1 Verificación del sistema prototipo.

Los resultados que se expresan en este capítulo hacen referencia a la verificación del sistema en su conjunto. Para la verificación y evaluación del sistema se dispone de dos phantoms (maniquí o maquetas) que permiten simular distribuciones de impedancia. El primero fue construido con un tubo de PVC de 16 cm de diámetro, en el que se colocó una matriz de resistencias de  $100\Omega$ , los 16 electrodos son tornillos especiales de aluminio que están conectados al sistema a través de cable coaxial. Las alteraciones de impedancia se provocan introduciendo resistencias o capacitores en paralelo con las resistencias de la matriz. El segundo phantom tiene las mismas características que el anterior solo que en lugar de tener una matriz de resistencias, se llena de agua y se añade ClNa (sal). Las alteraciones de conductividad se crean introduciendo objetos con distinta resistividad en el interior del phantom.

La fuente de corriente alterna proporciona una señal senoidal de 20-50 KHz y 0.001A, las pruebas realizadas en el segundo phantom tiene una solución salina (300 ml de agua y 6 gr de ClNa), inyectando corriente (1 mA y 50 KHz) en los 8 pares de electrodos adyacentes obteniendo una variación en la corriente de  $\pm 8\%$ , esto se hizo en forma manual tomando las medidas con un multímetro y dividiendo la lectura mas baja entre la lectura mas alta.

La tarjeta de control conectada al PC bus de una computadora 8086 XT, funcionó adecuadamente, así como en una computadora 80486. Las 16 salidas digitales que proporcionan las direcciones a los multiplexores analógicos que inyectan corriente y sensan voltaje, así como también la digitalización de los datos de 12 bits con la tarjeta de adquisición diseñada en el Laboratorio de Bioingeniería, que contiene un convertidor A/D con  $100\mu s$  de tiempo de conversión y dos pasos de traslado de datos (parte alta 8 bits, parte baja 4 bits), mostraron resultados favorables.

El tiempo de adquisición hasta el momento es relativamente lento, tomando en cuenta que el programa ejecuta un retardo entre muestra y muestra para que se estabilicen los multiplexores analógicos, además hay que tomar en cuenta el número de adquisiciones que se desean hacer sobre el mismo objeto, para una mejor calidad en la adquisición.

### 5.2 Calidad en la adquisición.

Como ya se describió en la sección 2.2, el principal error en las medidas lo origina el ruido y las interferencias. Para lograr una mejor calidad en los datos, se propone hacer varias adquisiciones sobre el mismo objeto en estudio y hacer un promedio de todos los datos.

Hay que tener en cuenta que este método solo mejora la calidad de los datos en lo que respecta a los errores aleatorios originados por el ruido térmico y posibles interferencias exteriores.



### 5.3 Pruebas en phantom.

#### 5.3.1 Reconstrucción de imágenes dinámicas (phantom con la matriz de resistencias).

El objetivo de estas pruebas es verificar la detectabilidad que posee el sistema diseñado, para el tipo de estrategia adyacente. Las medidas se han realizado a 50 KHz y 1mA de corriente alterna. El algoritmo de reconstrucción utilizado es de retroproyección entre líneas equipotenciales (sección 4.2) que como ya se explicó, el valor que se retroproyecta es el logaritmo decimal de la relación entre la medida y la referencia.

La prueba consistió, en hacer 10 adquisiciones del phantom, que contiene una malla de resistencias, los datos proporcionados se promediaron automáticamente con el programa de adquisición (TIE1.C). Esta adquisición se considera como referencia y los datos son mostrados en la tabla 5.1.

Posteriormente se colocó en paralelo sobre la matriz de resistencias una carga de  $1K\Omega$ , sobre un extremo del phantom entre los electrodos 7 y 8 como se puede ver en la figura 5.1(a). Se hicieron 10 adquisiciones del phantom con la carga y los datos proporcionados (tabla 5.2) se consideran como la imagen.

El programa TIE1.C transfiere automáticamente al final de las adquisiciones el archivo en ascii que contiene los voltajes medidos en el linde del objeto, a la estación de trabajo SUN a través de la red local. El archivo es detectado en el sistema a través de un "shell" que verifica el contenido del directorio "paso", cuando este directorio tiene archivos con extensión ".ref." y ".car" significa que fueron transferidos adecuadamente los datos, posteriormente el "shell" mueve los archivos a un directorio de datos y queda de nuevo vacío el directorio "paso".

Cuando se ejecuta el programa de reconstrucción llamado "tic.e" en la estación de trabajo SUN, pregunta por dos archivos, el de referencia y el de la imagen, estos archivos se localizan en el directorio "datos" y se pueden distinguir por la extensión "xxx.ref" que contiene los datos de referencia y los archivos "xxx.car" que contiene la carga en phantom o imagen. El programa carga en memoria los datos mencionados en el capítulo anterior, lee los datos, aplica el algoritmo de retroproyección ponderada interpolando a partir de una medición de  $16 \times 16$  y al final genera un archivo con los valores de cada pixel ( $64 \times 64$ ) que representan la imagen de la conductividad en el interior del phantom.

La figura 5.1(b) fue la primera imagen obtenida en el Laboratorio de Bioingeniería, con el método de tomografía por impedancimetría, y representa el cambio de conductividad en un extremo de la matriz de resistencias, en el interior del phantom, con una carga de  $1K\Omega$  entre los electrodos 1 y 2.

**ESTA TESIS NO DEBE  
SALIR DE LA BIBLIOTECA**

**VOLTAJE EN LOS ELECTRODOS**

1/2	2/3	3/4	4/5	5/6	6/7	7/8	8/9	9/10	10/11	11/12	12/13	13/14	14/15	15/16	16/1
1.854075	1.291380	0.588153	0.589980	0.259714	0.329227	0.231403	0.258344	0.127974	0.145440	0.096694	0.139618	0.047947	0.179346	0.232544	1.526321
0.280720	1.793913	1.832271	1.835375	0.794783	1.057009	0.619433	0.680166	0.249668	0.421479	0.218388	0.272158	0.048176	0.240193	0.142929	1.354282
0.321817	1.810923	1.922001	1.808921	1.585228	1.647788	0.739187	0.776289	0.295104	0.360860	0.213023	0.266792	0.050687	0.096808	0.111192	0.112648
0.117585	1.065080	0.980293	1.337386	1.066470	1.147195	0.333005	0.340197	0.127403	0.174893	0.119069	0.111192	0.054683	0.036898	0.070323	0.054112
0.099119	0.303438	0.186424	1.644363	1.855217	1.279050	0.415315	0.494199	0.162336	0.222156	0.120211	0.134367	0.038015	0.044979	0.072263	0.068496
0.252979	0.263139	0.064044	1.415886	0.191675	1.825535	1.714914	1.068787	0.586897	0.593975	0.263824	0.341681	0.052742	0.042924	0.161651	0.129115
0.209646	0.128773	0.362687	0.182790	0.541605	1.843116	1.922000	1.808908	0.523696	1.487279	0.383350	0.483468	0.063701	0.038929	0.192360	0.140988
0.119922	0.077493	0.160738	0.147430	0.201722	0.989674	0.836880	1.382594	1.043835	1.150164	0.252636	0.272729	0.097150	0.043381	0.083337	0.162287
0.856261	1.869829	1.769443	1.816693	0.791130	1.727451	0.856807	1.117889	1.862409	1.894031	1.323230	1.551436	0.209598	0.363029	0.425703	1.026481
1.478374	1.065333	1.821996	1.860240	1.541847	1.797452	1.561140	1.693794	0.602651	0.294191	1.869373	1.867808	0.450248	0.229576	1.028126	0.521598
1.465131	0.827881	0.404584	1.868756	1.866519	1.925311	1.796653	1.849166	1.153132	0.939310	1.857386	1.862409	0.404127	0.132426	1.080982	0.948557
1.685680	0.125804	1.372548	1.865834	1.887752	1.920631	1.871998	1.871998	1.808982	1.850616	1.809553	1.803388	1.710804	1.791629	1.313983	1.207015
1.605777	1.444925	1.731750	0.820012	1.728499	1.913210	1.882387	1.908529	1.769597	1.888209	1.815375	1.789232	1.689342	1.793456	1.246172	1.140346
0.459609	1.643335	0.077629	1.621188	0.895244	1.866519	1.809553	1.832924	1.427801	1.654637	1.210326	1.488192	0.175921	0.452188	1.889465	1.902365
0.968877	1.597886	0.358215	0.677312	0.550252	1.626503	0.601966	1.639226	1.852934	1.863779	1.593105	1.703270	0.259943	0.393168	1.903164	1.925571
1.878049	1.925996	1.629522	1.732266	0.339398	1.812749	1.447665	0.914994	1.795054	1.840147	1.233386	1.541733	0.184369	0.556531	0.178432	0.533014

Tabla 1. Datos de referencia, phantom con una matriz de resistencias.

**VOLTAJE EN LOS ELECTRODOS**

1/2	2/3	3/4	4/5	5/6	6/7	7/8	8/9	9/10	10/11	11/12	12/13	13/14	14/15	15/16	16/1
1.857064	1.296974	0.572285	0.587449	0.258459	0.315881	0.219350	0.251951	0.103201	0.146924	0.127403	0.146582	0.051600	0.201949	0.249897	1.535682
0.316452	1.791515	1.833412	1.808942	0.791244	1.049132	0.614524	0.678910	0.270788	0.418397	0.221585	0.255148	0.047376	0.273870	0.159253	1.377456
0.308689	1.814690	1.937754	1.895744	1.586379	1.646532	0.719666	0.743068	0.294419	0.357778	0.223640	0.270331	0.070323	0.093954	0.121124	0.117585
0.113475	1.097422	1.001413	1.341039	1.069119	1.156899	0.352070	0.322274	0.129458	0.170213	0.106626	0.115073	0.055710	0.040641	0.085049	0.083679
0.099433	0.314169	0.197497	1.645504	1.861724	1.279393	0.449677	0.466002	0.172154	0.202520	0.125005	0.109137	0.038586	0.040983	0.081967	0.072606
0.250924	0.289510	0.059934	1.442642	0.220672	1.816516	1.704297	1.687607	0.579477	0.598428	0.247271	0.342937	0.060847	0.048290	0.155486	0.128316
0.263025	0.122494	0.359490	0.169528	0.532671	1.849280	1.919146	1.890492	1.521527	1.502690	0.372847	0.486665	0.055609	0.038586	0.169756	0.138248
0.272386	0.306292	0.352641	0.335631	0.382551	0.953470	0.941593	1.427002	1.132583	1.144912	0.258116	0.265879	0.056053	0.045436	0.097721	0.134481
0.912140	1.873939	1.773364	1.807384	0.914994	1.774049	1.080526	0.890221	0.833695	1.875766	1.290809	1.551779	0.155486	0.404013	0.398191	1.185553
1.444012	1.894145	1.839234	1.859897	1.558629	1.816859	1.816859	1.550523	1.703270	0.616351	0.302639	1.871428	1.884213	0.253892	1.020249	0.597286
1.458510	1.713615	0.339056	1.777017	1.866975	1.903963	1.796767	1.840376	1.184183	0.954379	1.849166	1.880260	0.393853	0.093041	1.065571	0.991938
1.667195	0.088017	1.317066	1.853162	1.923142	1.917091	1.866518	1.885926	1.743454	1.872797	1.830787	1.808754	1.644819	1.056671	1.264552	1.667717
1.679296	1.423006	1.708635	0.721606	1.721078	1.921772	1.888095	1.879761	1.775761	1.881930	1.825878	1.824393	1.691055	1.800420	1.213180	1.108038
0.455727	1.650528	0.062902	1.599155	0.832113	1.868231	1.827476	1.831129	1.422550	1.637970	1.148679	1.491046	0.165875	0.416342	1.889008	1.872569
0.977325	1.587968	0.348303	0.672175	0.527077	1.644591	0.673202	1.616394	1.825649	1.882729	1.566620	1.713658	0.190533	0.355152	1.892319	1.875766
1.877592	1.918804	1.618677	1.731810	0.357778	1.823024	1.470954	0.882116	1.794826	1.844714	1.197768	1.515248	0.172838	0.647631	0.165875	0.516175

Tabla 2. Datos de la imagen, phantom con una matriz de resistencias y una carga de 1KΩ entre los electodos 7 y 8.

FALLA DE ORIGEN



Figura 5.1(a). Phantom con una matriz de resistencias y una carga de  $1K\Omega$  entre los electrodos 7 y 8.



Figura 5.1(b). Reconstrucción de la imagen de la conductividad dentro del phantom, al colocar una carga de  $1K\Omega$  entre los electrodos 7 y 8.

## VOLTAJE EN LOS ELECTRODOS

1/2	2/3	3/4	4/5	5/6	6/7	7/8	8/9	9/10	10/11	11/12	12/13	13/14	14/15	15/16	16/1
1.854075	1.291180	0.588153	0.589780	0.259714	0.325927	0.231401	0.258344	0.127974	0.145440	0.096694	0.139618	0.047947	0.179346	0.232544	1.526321
0.280720	1.791911	1.832271	1.815175	0.794783	1.057809	0.619433	0.680166	0.249668	0.421479	0.218388	0.272158	0.048176	0.240193	0.142929	1.354282
0.321817	1.810923	1.922001	1.809921	1.585228	1.647788	0.739187	0.776289	0.295104	0.360860	0.213023	0.266792	0.050687	0.096808	0.111192	0.112676
0.117585	1.065090	0.980293	1.337386	1.066370	1.147195	0.333002	0.440197	0.127403	0.174893	0.119969	0.111392	0.054683	0.036988	0.070323	0.054112
0.099119	0.301438	0.186424	1.644461	1.855217	1.279050	0.415315	0.494199	0.162336	0.222156	0.120211	0.134367	0.030810	0.044970	0.072263	0.068426
0.252979	0.261139	0.064044	1.415186	0.191676	1.855515	1.714914	1.696877	0.586897	0.593975	0.253824	0.341681	0.052742	0.042924	0.161651	0.129115
0.260946	0.128777	0.362678	0.182770	0.541065	1.843116	1.925080	1.889808	1.523606	1.487279	0.383350	0.483468	0.063701	0.038929	0.192360	0.140988
0.110982	0.097491	0.160738	0.145440	0.201721	0.989654	0.836680	1.382594	1.104385	1.150164	0.225636	0.272729	0.097150	0.043381	0.083337	0.162287
0.856201	1.869829	1.765943	1.815603	0.791136	1.772451	0.856087	0.711789	1.862409	1.894011	1.323240	1.551436	0.209598	0.363029	0.425703	1.022418
1.478743	1.905313	1.821996	1.866240	1.541847	1.797452	1.561140	1.693794	0.602651	0.294191	1.869374	1.867888	0.450248	0.229576	1.028126	0.521598
1.465131	0.627801	0.404584	1.899876	1.806519	1.925311	1.796653	1.849166	1.153132	0.939310	1.857386	1.862409	0.494127	0.132426	1.080982	0.948557
1.686000	0.125854	1.372548	1.858534	1.887552	1.926631	1.871998	1.871998	1.809882	1.856016	1.899553	1.803383	1.710804	1.791629	1.313903	1.207015
1.605777	1.444925	1.733750	0.820912	1.728499	1.913210	1.882387	1.900829	1.769597	1.888209	1.815375	1.789231	1.689342	1.793456	1.246172	1.140346
0.456609	1.643315	0.077629	1.621188	0.895244	1.866519	1.809553	1.839524	1.427801	1.654637	1.210326	1.480192	0.157921	0.452188	1.889465	1.902365
0.968077	1.597786	0.358235	0.677312	0.550252	1.626503	0.601966	1.692226	1.852944	1.863779	1.593105	1.703272	0.259943	0.393168	1.903164	1.922571
1.878049	1.925996	1.629722	1.732666	0.339198	1.812749	1.447665	0.914994	1.795054	1.840147	1.233186	1.541733	0.184369	0.556531	0.178432	0.533014

Tabla 3. Datos de referencia, phantom con una matriz de resistencias.

## VOLTAJE EN LOS ELECTRODOS

1/2	2/3	3/4	4/5	5/6	6/7	7/8	8/9	9/10	10/11	11/12	12/13	13/14	14/15	15/16	16/1
1.853961	1.282818	0.588379	0.551165	0.244874	0.303209	0.217133	0.206972	0.124663	0.150577	0.111649	0.145326	0.045892	0.275697	0.282318	1.563195
0.422164	1.787976	1.805215	1.789689	0.762704	1.049061	0.617626	0.681762	0.262911	0.419767	0.205260	0.279320	0.048404	0.362573	0.226608	1.437048
0.291908	1.826220	1.924055	1.896961	1.565136	1.621873	0.673773	0.702656	0.287455	0.345791	0.189506	0.267934	0.064843	0.152061	0.094639	0.153431
0.109936	1.171626	1.071964	1.326655	1.021848	1.153360	0.311543	0.314511	0.126033	0.181058	0.120553	0.111078	0.037445	0.057080	0.085848	0.067240
0.102402	0.356636	0.228663	1.662286	1.856472	1.259229	0.429014	0.450362	0.165989	0.210511	0.111534	0.138020	0.050915	0.059021	0.082538	0.090757
0.240992	0.347161	0.075802	1.567142	0.326041	1.803845	1.673930	1.658062	0.558700	0.568518	0.226608	0.336087	0.077971	0.063701	0.122836	0.116329
0.251609	0.110050	0.325356	0.137449	0.500478	1.847682	1.916863	1.874966	1.492644	1.469698	0.342318	0.439631	0.053199	0.064158	0.149436	0.127289
0.117357	0.093840	0.160167	0.124092	0.290351	1.116829	0.956776	1.356793	1.032693	1.136807	0.256746	0.269532	0.047833	0.073519	0.089730	0.091556
0.623543	1.881017	1.769368	1.804986	0.794555	1.774734	1.057351	0.804601	1.893575	1.896200	1.209641	1.501891	1.146924	0.653795	0.236882	1.422778
1.278251	1.896657	1.843915	1.851792	1.539564	1.801904	1.593447	1.695164	0.684430	0.323187	1.835924	1.879533	0.307433	0.620917	0.766700	1.018994
1.397891	1.008833	0.132426	1.831155	1.894441	1.905105	1.789004	1.836951	1.145255	0.839191	1.845171	1.873254	0.260057	0.161337	0.941365	0.768869
1.655665	0.322845	1.016482	1.893919	1.887524	1.915836	1.863208	1.878049	1.693338	1.854874	1.790374	1.810352	1.707722	1.803502	1.139318	1.966822
1.610115	0.207929	1.685004	0.357778	1.681579	1.933987	1.874738	1.895972	1.760692	1.869030	1.862295	1.814804	1.698817	1.814119	1.065343	1.993301
0.473194	1.661259	0.088246	1.687401	0.646660	1.859897	1.806585	1.829096	1.383621	1.604178	1.006778	1.506800	1.146696	0.380958	1.877135	0.873742
0.956320	1.545272	0.406296	0.738502	0.514406	1.673359	0.920588	1.552464	1.824964	1.875765	1.419125	1.705667	0.148408	0.302639	1.894716	1.901566
1.876222	1.928507	1.621074	1.722563	0.405954	1.825878	1.551322	0.745009	1.8099324	1.828617	1.070936	1.496640	0.134252	0.911226	0.189049	0.311086

Tabla 4. Datos de la imagen, phantom con una matriz de resistencias y una carga de 1KΩ entre los electrodos 1 y 2.



Figura 5.2(a). Phantom con una matriz de resistencias y una carga de  $1K\Omega$  entre los electrodos 1 y 2.



Figura 5.2(b). Reconstrucción de la imagen de la conductividad dentro del phantom, al colocar una carga de  $1K\Omega$  entre los electrodos 1 y 2.

Los resultados obtenidos en las figuras anteriores demuestran que el sistema funciona adecuadamente, la reconstrucción de la imagen representa los cambios de conductividad dentro del phantom. En el lado izquierdo de la figura 5.1(b) se nota una distribución de colores mas oscuros, que representan la resistencia de carga que se colocó dentro del "phantom". La imagen se procesó tomando en cuenta la máxima resolución de colores, por lo cual aparece un ruido de fondo representado por colores mas claros, hay que hacer notar que esto se puede eliminar reduciendo la gama de colores y filtrando la imagen. Para el caso de la figura 5.2(b) la distribución de colores mas oscuros aparece del lado derecho de la imagen confirmando la posición de la resistencia de carga colocada dentro del phantom.

### **5.3.2 Reconstrucción de imágenes dinámicas (phantom con una solución salina).**

Las pruebas en phantom con solución salina son muy populares en los grupos de investigación de TIE, ya que se asemeja mas al cuerpo humano. Se usa también una solución gelatinosa llamada "Agar" que tiene buena conductividad y se caracteriza por solidificarse rápidamente, en cuanto sucede esto se hace una adquisición de referencia y posteriormente se hace un hueco, removiendo una porción de esta solución para hacer la adquisición de la imagen.

Otra de las prueba realizadas en el Laboratorio de Bioingeniería consistió en hacer 10 tomas de datos (adquisiciones) con el "phantom", que contiene una solución salina (300 ml de agua y 6gr de ClNa), los datos proporcionados se promediaron automáticamente con el programa de adquisición (TIEI.C). Esta adquisición se considera como referencia y los datos se muestran en la tabla 5.5.

Posteriormente se colocó un objeto de plástico, con un tamaño aproximado de 1/10 del diámetro de la maqueta en un extremo del "phantom" como se puede observar en la figura 5.3(a). Se hicieron 10 adquisiciones del "phantom" con el objeto de plástico, y el promedio de los datos proporcionados se muestran en la tabla 5.6. La razón por la cual se coloco el objeto en un extremo se debe a que la sensibilidad decrece hacia el centro como se explica en la sección 3.5.2.

La ultima prueba considerada para este trabajo consistió en colocar dos objetos de diferente material, colocados dentro del phantom en forma opuesta uno con otro, de tamaños muy similares, aproximadamente de 1/10 del diámetro del phantom, como se puede observar en la figura 5.4(a). De igual forma se hicieron 10 adquisiciones, sacando un promedio de los datos (tablas 5.7 y 5.8).

## VOLTAJE EN LOS ELECTRODOS

1/2	2/3	3/4	4/5	5/6	6/7	7/8	8/9	9/10	10/11	11/12	12/13	13/14	14/15	15/16	16/1
0.464518	0.272572	0.106626	0.105379	0.108680	0.118955	0.117471	0.105484	0.112219	0.105256	0.104913	0.095438	0.109251	0.143383	0.094667	0.273642
0.221128	0.105826	0.387231	0.407209	0.122300	0.150121	0.124320	0.114503	0.121695	0.118384	0.115987	0.118042	0.110735	0.127060	0.116672	0.283345
0.101945	0.237139	0.144410	0.424790	0.099662	0.106283	0.106626	0.104457	0.098064	0.100575	0.097949	0.095895	0.097607	0.087903	0.099548	0.079570
0.107082	0.209222	0.189193	0.131627	0.186800	0.195214	0.112448	0.101374	0.098863	0.094410	0.104000	0.098178	0.099776	0.099091	0.106626	0.117242
0.165598	0.107539	0.110059	0.243161	0.426160	0.221357	0.104913	0.106797	0.110621	0.102516	0.095210	0.100918	0.098634	0.098178	0.098520	0.109822
0.120896	0.116191	0.110859	0.190182	0.161537	0.174208	0.178318	0.180994	0.111306	0.124435	0.156285	0.125919	0.126307	0.129800	0.124777	0.146353
0.108600	0.106626	0.103201	0.109494	0.100224	0.361263	0.542489	0.247157	0.099091	0.104913	0.099091	0.106854	0.102288	0.102402	0.101260	0.106169
1.708569	1.766003	1.766286	1.764753	1.758065	1.481134	1.767313	1.495014	1.428283	1.743568	1.731179	1.735234	1.738088	1.728385	1.737403	1.770738
1.751957	1.749662	1.769807	1.762062	1.743682	1.779414	1.771880	1.744664	1.728841	1.728042	1.726444	1.713202	1.731810	1.735691	1.725987	1.741285
1.291957	1.171577	1.129211	1.128316	1.141444	0.153009	0.154062	0.125804	0.156514	0.142015	0.162801	0.445225	0.184597	0.225923	0.179603	0.432210
0.123635	0.281231	0.239194	0.106283	0.109347	0.113704	0.122151	0.136421	0.117128	0.118498	0.301725	0.375359	0.156171	0.146239	0.124777	0.168487
0.117927	0.280825	0.211174	0.102972	0.098292	0.123635	0.107311	0.105826	0.105027	0.174323	0.128088	0.115073	0.286428	0.343394	0.107311	0.121466
0.117357	0.119808	0.111649	0.289972	0.212887	0.112676	0.095210	0.138362	0.107539	0.143728	0.118156	0.116672	0.253550	0.359833	0.111763	0.127382
0.113764	0.129443	0.109137	0.292592	0.225352	0.107767	0.083679	0.126261	0.099776	0.116786	0.097949	0.096465	0.127974	0.113324	0.296931	0.347161
0.133225	0.142472	0.127859	0.142700	0.098634	0.468970	0.411319	0.105941	0.105370	0.112562	0.108224	0.121010	0.111763	0.117357	0.377984	0.414401
0.257774	0.313187	0.122380	0.150577	0.111420	0.451732	0.383464	0.090301	0.087333	0.105256	0.099662	0.100233	0.105598	0.104685	0.113932	0.108110

Tabla 5.5. Datos de referencia, phantom con una solución salina.

## VOLTAJE EN LOS ELECTRODOS

1/2	2/3	3/4	4/5	5/6	6/7	7/8	8/9	9/10	10/11	11/12	12/13	13/14	14/15	15/16	16/1
0.502305	0.309717	0.106169	0.108110	0.085848	0.127517	0.122037	0.105712	0.099662	0.086305	0.109023	0.105598	0.102858	0.108110	0.105256	0.286200
0.217475	0.113361	0.376186	0.398305	0.120553	0.132540	0.127859	0.112562	0.112790	0.118156	0.115758	0.110735	0.115873	0.102516	0.119868	0.298529
0.111078	0.237111	0.607675	0.419424	0.091671	0.105256	0.104000	0.092812	0.098520	0.098520	0.107996	0.096579	0.092356	0.079912	0.100575	0.106169
0.105598	0.199666	0.179117	0.130942	0.178661	0.202305	0.109708	0.102972	0.098178	0.101146	0.108452	0.100118	0.105598	0.101945	0.096579	0.122950
0.106511	0.110393	0.109365	0.234827	0.419424	0.225466	0.099662	0.106899	0.094867	0.104457	0.104114	0.100347	0.100803	0.104000	0.101146	0.124549
0.114731	0.118156	0.117242	0.194986	0.160395	0.179688	0.160395	0.172039	0.120096	0.126147	0.121809	0.117357	0.126375	0.118498	0.128658	0.144755
0.107082	0.105712	0.107881	0.110165	0.102516	0.380006	0.531073	0.243504	0.080369	0.112105	0.098634	0.100689	0.108795	0.082766	0.101603	0.105598
1.76218	1.769482	1.764345	1.765829	1.755783	1.759665	1.773022	1.749162	1.735006	1.741057	1.736033	1.752244	1.732152	1.739116	1.717768	1.765829
1.761834	1.763889	1.766971	1.781583	1.752130	1.779871	1.773935	1.736833	1.725303	1.728499	1.726672	1.730440	1.714571	1.729755	1.730326	1.723476
0.292250	0.119982	0.119412	0.115073	0.143043	0.148066	0.166674	0.118384	0.133796	0.151947	0.356066	0.438603	0.168487	0.223297	0.198068	0.474678
0.121238	0.282889	0.229804	0.113247	0.087789	0.123635	0.111763	0.099898	0.113932	0.124891	0.296588	0.348873	0.126946	0.136536	0.120096	0.195670
0.110850	0.290195	0.210283	0.109365	0.114503	0.108110	0.108909	0.112790	0.092013	0.141901	0.119754	0.081625	0.274555	0.337343	0.116329	0.168272
0.120896	0.118612	0.109936	0.283231	0.223069	0.099548	0.117357	0.118612	0.104571	0.147267	0.122151	0.119754	0.273984	0.337143	0.105920	0.154459
0.123978	0.143596	0.107653	0.276496	0.219987	0.119297	0.088360	0.123923	0.083223	0.124092	0.109936	0.124549	0.094182	0.124891	0.286085	0.363486
0.139504	0.165532	0.124777	0.136307	0.110735	0.456755	0.360860	0.093725	0.102516	0.115302	0.127859	0.096465	0.122722	0.123293	0.347732	0.434037
0.287227	0.378441	0.120896	0.156171	0.119526	0.440886	0.369993	0.099091	0.093041	0.112334	0.101032	0.105484	0.108224	0.128887	0.102516	0.102402

Tabla 5.6. Datos de la imagen, phantom con una solución salina y un objeto de plástico.

FALLA DE ORIGEN



Figura 5.3(a). Phantom con una solución salina y un objeto de plástico.



Figura 5.3(b). Reconstrucción de la imagen de la conductividad dentro del phantom, al colocar un objeto de plástico en un extremo del phantom.



## VOLTAJE EN LOS ELECTRODOS

1/2	2/3	3/4	4/5	5/6	6/7	7/8	8/9	9/10	10/11	11/12	12/13	13/14	14/15	15/16	16/1
0.700829	0.369058	0.113589	0.166988	0.110393	0.131512	0.131855	0.112904	0.111991	0.091671	0.110165	0.113818	0.103429	0.102858	0.097036	0.387117
0.127640	0.128544	0.476162	0.505615	0.123978	0.154345	0.137905	0.125120	0.136878	0.126147	0.130599	0.140645	0.104457	0.140417	0.397962	
0.107653	0.168509	0.848438	0.542375	0.101260	0.108909	0.117014	0.098292	0.098406	0.106511	0.109923	0.110850	0.103886	0.100803	0.134024	0.099319
0.106794	0.301725	0.268619	0.163477	0.266564	0.284487	0.120896	0.101945	0.102288	0.109822	0.106740	0.103543	0.097607	0.078314	0.098520	0.099091
0.115758	0.105712	0.110964	0.368623	0.662790	0.336087	0.105141	0.093665	0.101945	0.119412	0.105927	0.113361	0.078428	0.102630	0.098406	0.114388
0.110841	0.115188	0.119969	0.297159	0.240193	0.224553	0.211767	0.276838	0.131512	0.131627	0.134481	0.129572	0.145554	0.138134	0.138819	0.165418
0.115188	0.144046	0.108566	0.122937	0.111133	0.482783	0.752658	0.349119	0.112219	0.121352	0.102744	0.084593	0.104457	0.098634	0.097150	0.113247
0.121010	0.122950	0.113589	0.129125	0.138933	0.529132	0.484382	0.090604	0.352983	0.385633	0.188590	0.158687	0.175122	0.160852	0.146924	0.191332
0.427416	0.117585	0.115416	0.106283	0.151376	0.141673	0.159824	0.129866	0.458024	0.524338	0.198639	0.254129	0.219073	0.267591	0.279141	0.336772
0.424219	0.125576	0.118394	0.112294	0.152975	0.161908	0.178661	0.127461	0.152860	0.162564	0.473678	0.090368	0.224553	0.259903	0.222612	0.363143
0.141216	0.437690	0.351842	0.115907	0.116443	0.145897	0.128008	0.163934	0.122722	0.125804	0.394652	0.497738	0.118156	0.160167	0.193315	0.183570
0.132903	0.453787	0.341111	0.197539	0.191488	0.164733	0.117128	0.159253	0.095438	0.167473	0.130371	0.119640	0.362459	0.466116	0.113361	0.176834
0.106536	0.158797	0.131855	0.435521	0.346222	0.123407	0.103543	0.185110	0.121809	0.179574	0.135166	0.132083	0.336979	0.449677	0.120553	0.311086
0.122494	0.162450	0.121010	0.456619	0.334033	0.109822	0.110964	0.155829	0.104114	0.173295	0.091671	0.175578	0.156856	0.125348	0.404013	0.645904
0.152746	0.292520	0.137563	0.180144	0.163592	0.638612	0.553677	0.135851	0.113019	0.118612	0.121923	0.099662	0.100575	0.130371	0.479244	0.612127
0.357664	0.471938	0.136878	0.182999	0.132312	0.617150	0.498537	0.099548	0.094525	0.121238	0.107082	0.082195	0.099433	0.162792	0.118498	0.149550

Tabla 5.6. Datos de referencia, phantom con una solución salina.

## VOLTAJE EN LOS ELECTRODOS

1/2	2/3	3/4	4/5	5/6	6/7	7/8	8/9	9/10	10/11	11/12	12/13	13/14	14/15	15/16	16/1
0.680623	0.375929	0.109023	0.101717	0.106169	0.131512	0.134367	0.108224	0.111078	0.104571	0.111991	0.102287	0.107767	0.115758	0.105142	0.374103
0.316224	0.118612	0.469541	0.502076	0.125234	0.154116	0.140988	0.125348	0.122608	0.135280	0.126604	0.129115	0.131855	0.135851	0.137221	0.388944
0.105826	0.362801	0.831543	0.538493	0.095780	0.097379	0.111306	0.098749	0.101374	0.102630	0.101032	0.103201	0.099548	0.101945	0.096609	0.104342
0.109137	0.295446	0.263025	0.161422	0.254349	0.270217	0.122037	0.115987	0.102173	0.104799	0.110393	0.114731	0.100004	0.102744	0.103886	0.108566
0.109137	0.112904	0.114503	0.365313	0.654024	0.336658	0.109923	0.120325	0.101032	0.107425	0.107311	0.093954	0.112562	0.098178	0.102744	0.109768
0.118384	0.124092	0.116101	0.285743	0.223411	0.255605	0.207657	0.276838	0.119868	0.134252	0.138020	0.129458	0.145212	0.144184	0.142129	0.160952
0.114617	0.111192	0.109137	0.121695	0.113932	0.500364	0.755512	0.378783	0.104685	0.114731	0.102402	0.106397	0.101945	0.104114	0.096327	0.109623
0.122950	0.123864	0.116990	0.118270	0.138020	0.529913	0.484382	0.108110	0.335745	0.375130	0.141673	0.140417	0.157427	0.158911	0.151947	0.182770
0.421137	0.122380	0.107539	0.057242	0.141787	0.155714	0.156399	0.133796	0.465659	0.550823	0.199438	0.299440	0.194986	0.231745	0.203319	0.362344
0.418854	0.139390	0.118384	0.119297	0.148180	0.185967	0.185967	0.124206	0.154573	0.165761	0.495455	0.584500	0.204461	0.277067	0.215192	0.375815
0.132540	0.391455	0.363143	0.085096	0.114160	0.164505	0.118841	0.179460	0.113019	0.130371	0.408579	0.492601	0.139846	0.167587	0.128887	0.191675
0.132654	0.418625	0.335174	0.107425	0.104342	0.183798	0.121581	0.128202	0.113019	0.150806	0.126718	0.118612	0.354696	0.432781	0.142842	0.167815
0.130628	0.153317	0.129458	0.446937	0.347504	0.120553	0.137905	0.192816	0.105141	0.174208	0.131056	0.123293	0.370792	0.413260	0.116672	0.300470
0.127289	0.154459	0.116329	0.454015	0.343394	0.122266	0.113589	0.190977	0.118612	0.128202	0.100689	0.154116	0.103543	0.123179	0.376044	0.599113
0.146467	0.167245	0.133339	0.176492	0.165875	0.670577	0.544201	0.090187	0.109923	0.117927	0.131170	0.103429	0.149321	0.139390	0.462463	0.572171
0.355837	0.442599	0.125120	0.195100	0.104799	0.647288	0.464746	0.102972	0.093840	0.136650	0.098749	0.102972	0.108224	0.155600	0.108566	0.137563

Tabla 5.7. Datos de la imagen, phantom con una solución salina y dos objetos de diferente material.



Figura 5.4(a). Phantom con una solución salina y dos objetos de diferente material.



Figura 5.4(b). Reconstrucción de la imagen de la conductividad dentro del phantom, al colocar dos objetos de diferente material en forma opuesta uno con otro.

Los resultados obtenidos hasta el momento, demuestran que el sistema prototipo funciona correctamente, las figuras 5.3(b) y 5.4(b) muestran la reconstrucción de la imagen de materiales que provocan una diferencia de conductividad dentro del "phantom", representada por colores mas oscuros. El procesamiento de las imágenes obtenidas se logro por medio de un software de uso público llamado "Khoros", con el cual se pueden procesar señales e imágenes. Se eligió este software por que tiene una gran variedad de herramientas que pueden ayudar al mejoramiento de la imagen.

#### 5.4 Sugerencias

En cuanto al hardware, se sugiere utilizar dos fuentes de corriente, sustituyendo el camino a tierra (figura 2.9) por otra fuente de corriente, para obtener una señal de corriente mas estable, así como utilizar la retroalimentación activa (figura 2.4) para tener menos ruido. También se sugiere cambiar los multiplexores 4051 por otros mas rápidos, en cuanto al filtro paso-bajas hay que hacer un análisis mas detallado para limpiar la señal que entra al convertidor. Para utilizar esta la técnica de TIE en humanos se sugiere usar electrodos comerciales, como los utilizados en electrocardiografía y tomar en cuenta su impedancia.

La reconstrucción de las imágenes por medio del método de retroproyección parase ser una manera muy rápida y efectiva. Realmente se puede sugerir la utilización del método de elementos finitos para generar un modelo de las líneas equipotenciales como el de la figura 3.4.

Actualmente en el Laboratorio de Bioingeniería del Instituto Mexicano de Psiquiatría se esta mejorando el sistema prototipo, con la supervisión del M. en C. Angel R. Zapata Ferrer, para utilizarlo en humanos.

## **CAPITULO 6.**

### ***APLICACIONES EN LA BIOINGENIERÍA.***

## 6. Aplicaciones en la bioingeniería.

### 6.1 Aplicaciones.

Tanto la base teórica como las realizaciones prácticas de la Tomografía por Impedancimetría están avanzando de una forma espectacular en estos últimos años, siendo su futuro muy prometedor. Prueba de ello es el interés de la Comunidad Económica Europea en esta área, plasmada en la organización de varios congresos, y la propuesta de crear una "acción concertada" sobre este tema dentro del programa de Ingeniería Biomédica.

En cuanto a las aplicaciones, la Tomografía por Impedancimetría se vislumbra por un método de bajo costo, muy versátil para la obtención de imágenes en medicina. Pero también y quizás más importante, como un método alternativo de monitorización, dada su baja peligrosidad en periodos de tiempo largos, así como de diagnóstico de ciertas alteraciones en los tejidos, como por ejemplo el cáncer. Es de destacar que permite la visualización de estructuras que estén rodeadas de tejidos blandos y que son inaccesibles a los rayos X y ultrasonidos. A diferencia de otras técnicas de imágenes, no requiere de instalaciones especiales. Su resolución es muy inferior a la de otras técnicas, pero ello no le resta validez como técnica complementaria.

El método de obtención de imágenes por el método de Tomografía por Impedancimetría está teniendo su notable expansión dentro del área de monitorización y diagnóstico en medicina. Aplicaciones ya conocidas son por ejemplo la detección de cáncer de mama, detección de hemorragias cerebrales en recién nacidos, monitorización del vaciado gástrico, detección del edema pulmonar y del gasto cardiaco, y un amplio número de otras aplicaciones que en su mayor parte se desarrollan en el grupo de la universidad de Sheffield (Brown et al., 1985).

Otras aplicaciones posibles se relacionan con la prospección geoceléctrica, tanto en las medidas como en el análisis de muestras, complementando los sistemas existentes. También se ha demostrado su utilidad en arqueología, para la localización de estructuras enterradas. Otros sistemas que se pueden considerar dentro de estas misma área son los transductores capacitivos múltiples, empleados por ejemplo en la detección de desplazamientos muy pequeños y en la medida de la rugosidad de superficies.

### 6.2 Ejemplos clínicos.

Hemos descrito un método el cual es capaz de reconstruir imágenes de los cambios en la resistividad, con datos de objetos tridimensionales. En el caso de mediciones sobre el cuerpo de sujetos humanos, se necesitan situaciones en las cuales los cambios en la resistividad ocurren ya sea naturalmente o que puedan ser inducidos.

### 6.2.1 Vaciado gástrico.

La variación del vaciado gástrico puede ser valorada siguiendo la desaparición de un alimento (que sea eléctricamente un buen conductor) desde el estomago (Mangnall y cols. 1987). Un conjunto de datos de referencia son tomadas antes de que se le de la comida al sujeto.

Esta comida es tomada y los datos son colectados para el intervalo de tiempo adecuado. Como alimento típico para esta tarea de reconstrucción de la imagen del vaciado gástrico se puede utilizar extracto de carne (carne molida). A menudo es muy fácil producir un alimento de mayor conductividad que el del cuerpo (incluyendo sal en el alimento), lo cual produce un alimento con mayor resistencia eléctrica.

Se ingiere el alimento y se toman los datos para un intervalo de tiempo adecuado, por ejemplo, sobre periodos de tiempo de 30 segundos, una imagen es producida mostrando una área de resistividad decreciente sobre la región del estomago, esta área desaparece con el vaciado del estomago. Utilizando una región de interés en el análisis, la resistividad integrada en el estomago se observa en cada imagen, la secuencia es computarizada y trazada como función de tiempo, produciendo así una curva de vaciado.

El principal artefacto que influye durante la medición es originado al tragar este alimento pero puede minimizarse al coleccionar los datos para cada imagen en una secuencia con un largo y adecuado periodo de tiempo.

Los artefactos respiratorios podrían ser filtrados afuera de estos datos, permitiendo que sean más rápidas las secuencias de las imágenes procesadas. Un caso de error adicional es la secreción ácida que ocurre dentro del estomago. Esto incrementa la conductividad del estomago y afectará las mediciones de la resistividad a menos de que estas sean bloqueadas, utilizando un compuesto para supresión de la secreción ácida, tal como la cimetidina, la cual podría ayudar a evitar este problema, pero puede afectar al vaciado gástrico. Aunque no hay una evidencia clara acerca de esto, los tiempos de vaciado gástrico utilizandos para su medición en la técnica de imagenología por impedancimetría, ésta se correlaciona bien con las mediciones efectuadas con la cámara gamma (Avill y cols. 1987).

### 6.2.2 Función pulmonar.

La tabla 1.2 nos muestra que la resistividad del tejido pulmonar, se incrementa en dos partes cuando va de expiración y aspiración (valores entre 8 y 17). Ejemplo de tales cambios dentro del pulmón han sido detallados por Harris y cols. (1987), incluyendo cambios debido a edemas y enfisemas pulmonares. Estos autores han también demostrado, que los cambios totales de la resistividad en la imagen del pulmón, utilizando técnicas de la denominada "región de interés", son referidas en una forma casi lineal, con respecto al volumen total del aire dentro de los pulmones, lo cual puede medirse, utilizando un espirómetro.

Debido a que el volumen del pulmón que es reproducido en la imagen por la técnica de impedancimetría es menor que el volumen total de dicho pulmón, es necesario calibrar al sistema en algún punto, pero algunos autores (Brown, Barber y Scagar, 1985) han demostrado que un monitoreo continuo del volumen del pulmón puede ser logrado utilizando esta técnica.

La proporcionalidad de estas mediciones puede ser arreglada si hay mayores deficiencias en la ventilación local, pero este problema podría ser mejorado, mediante mediciones simultáneas a varios niveles del tórax, lo cual puede constituir una mejora de la técnica actual.

### 6.2.3 Función cardíaca y perfusión pulmonar.

La resistividad de la sangre es un tercio de la resistividad promedio del pulmón, debido a que los datos pueden ser colectados a una velocidad no muy rápida, es imposible seguir el movimiento de la sangre hacia el interior del pulmón, los cambios principales que pueden ser observados por este método, consisten en seguir el movimiento de la sangre que entra y sale debido a la función pulmonar.

Debido a que la relación señal a ruido de los equipos existentes no es muy buena, el tratar de coleccionar lo concerniente al latido cardíaco, es difícil y un poco ruidoso como para producir buenas imágenes de los cambios de resistividad dentro del pulmón. Eyuboglu y cols. (1987) han descrito un sistema de adquisición de datos regulados, en la cual la onda R del ECG es utilizado para iniciar la adquisición de datos y un sistema mejorado es dado por McArdle y cols. (1988). Esto permite que muchos latidos cardíacos sean promediados, lo cual produce una considerable mejora de la calidad de la imagen reduciendo el nivel del ruido. El dato de referencia en este caso puede ser elegido ya sea como alguno de los conjuntos de datos obtenidos o como un promedio sobre el ciclo completo. Típicamente el conjunto de datos colectados antes de que ocurra la onda R, puede ser utilizado.

Los principales cambios observados consisten en un incremento en la resistividad sobre la región del corazón, tal como se produce un cambio de la contracción y eyección, contrayendo y bombeando hacia afuera sangre (de baja resistividad), decrementando aún más esta resistividad, tal como la sangre entra a los pulmones. El cambio de la resistividad en los pulmones, se incrementa debido al efecto de la contracción cardíaca, la sangre fluye hacia los pulmones más rápidamente que cuando se reduce a falta de esta, trayendo como resultado un incremento en el volumen sanguíneo del pulmón. Los cambios en la resistividad asociados con este efecto son pequeños (solo en pequeño porcentaje), pero son fácilmente transformados en una imagen.

### 6.3 Medidas en humanos.

La primera dificultad que se encuentra en la aplicación de la impedancimetría para efectuar mediciones en humanos es la colocación de los electrodos. Incluso con 16 electrodos su colocación en el tórax lleva un cierto tiempo y requiere una cierta práctica. Teóricamente está demostrado que para imágenes dinámicas el error de posicionado de los electrodos (que hace que la separación entre ellos no sea regular) e incluso la falta de simetría del cuerpo, no impide la obtención de imágenes útiles para el diagnóstico (Barber y Brown, 1988). Sin embargo la indebida colocación de electrodos lleva a la obtención de unos márgenes dinámicos muy grandes con lo que inevitablemente se pierde resolución y se está más cerca del ruido térmico (Rosell, 1989). En principio, debido a la forma no circular del cuerpo, es lógico esperar un aumento de la dispersión de las medidas. Este aumento se puede compensar con una colocación adecuada de electrodos. La forma más conveniente de colocación es equiespaciarnos angularmente y no por separación.

Un problema posterior es mantener un contacto constante y bueno en todos los electrodos para conseguir una impedancia de contacto baja.



## ***CONCLUSIONES***

## CONCLUSIONES.

La tomografía por Impedancimetría, denominada así por sus principios eléctricos y fisiológicos para obtener una representación gráfica de la impedancia interna de un tejido biológico se empezó a investigar a finales de los años 70's, basándose en la inyección de corriente de baja frecuencia sobre el cuerpo a visualizar y sensando los voltajes generados al rededor del linde del objeto.

Comparando los métodos actuales de reconstrucción de imágenes médicas con la técnica de tomografía por impedancimetría se puede concluir, que tanto la tomografía de rayos x como la tomografía computarizada por emisión, utilizan fuentes de energía que producen un daño secundario en el paciente, además de que sus principios físicos y matemáticos son demasiado complicados y los sistemas que hay actualmente son muy costosos, es por todo esto que la tomografía por impedancimetría eléctrica se toma como una nueva alternativa de reconstrucción de imágenes médicas sin causar ningún daño físico a los pacientes. Las principales ventajas de este método son:

- No produce efectos nocivos.
- Los detectores son de bajo costo (bioelectrodos).
- Existe la posibilidad de extensión a tres dimensiones.
- La velocidad de adquisición es adecuada.

La información obtenida es distinta a la de otros métodos y esta relacionada con el estado fisiológico de los tejidos.

Para llevar a cabo el método de tomografía por impedancimetría eléctrica, es necesario analizar las características eléctricas de la impedancia en los tejidos vivos, por una parte, la impedancia total de los tejidos varía con la frecuencia, presentando tanto componentes resistivos como reactivos. Por otro lado, la impedancia a bajas frecuencias estará dada por la proporción de líquidos intercelulares en el tejido. En principio los tejidos se consideran lineales. Llegan a observarse efectos no lineales cuando la densidad de corriente es demasiado elevada. Sin embargo estas densidades límites son muy elevadas. La distorsión armónica es menor de 50 dB en el rango de 100 Hz a 100 KHz. Las corrientes empleadas en TIE se mantienen muy por debajo de estos límites. Es interesante observar que en la banda intermedia, de 1KHz a 10MHz, la impedancia está fuertemente relacionada con la membrana celular y el contenido de líquido en su entorno.

Para diseñar el sistema de adquisición de datos se consideró que los datos utilizados para la reconstrucción de una imagen con la técnica de TIE, requiere un método de medición de voltaje adecuado, se eligió el método de los cuatro hilos (o electrodos) debido a que la impedancia que se requiere medir es la interna y no la impedancia generada por los mismos electrodos. Esto se logra utilizando dos electrodos para la inyección de corriente y otros dos electrodos distintos para la detección de voltaje, además de tener una alta impedancia de entrada en el circuito detector de voltaje.

La investigación documental realizada muestra tres métodos principales de adquisición y procesamiento de los datos en TIE que dan lugar a tres tipos de imágenes distintas: estáticas, dinámicas y diferenciales. De todos estos métodos, el único que hasta ahora ha permitido obtener imágenes en vivo ha sido el dinámico.

Los sistemas de adquisición: serie, semiparalelo y paralelo, se clasifican como sistemas de impedancias que fijan la corriente solo en dos puntos. La diferencia entre ellos es como se adquiere las tensiones. En el sistema serie la adquisición se realiza secuencialmente, utilizando un solo amplificador para medir todas las tensiones para cada una de las interconexiones independientes de corriente. En el sistema semiparalelo la detección se realiza simultáneamente para cada inyección de corriente utilizando tantos amplificadores como electrodos. Y en el sistema paralelo se utiliza, además de múltiples detecciones, mutuales fuentes de corriente para evitar así las conmutaciones secuenciales. Por último, los sistemas adaptativos utilizan múltiples fuentes de corriente y usan algoritmos adaptativos para la inyecciones óptimas de corrientes. Todos estos sistemas no pueden evitar interferencias, como el ruido térmico, la diafonía entre varios canales, el ruido digital, entre otros.

El sistema prototipo para TIE diseñado en el laboratorio de bioingeniería a cargo del M. en C. Angel R. Zapata F. consideró las siguientes especificaciones:

- Fuente de corriente controlada por voltaje con oscilador a puente de Wien (20 a 50 KHz).
- Phantom de 16 cm de diámetro con 16 electrodos.
- 16 amplificadores buffers.
- Estrategia adyacente para la inyección de corriente (electrodos nones para inyectar corriente y electrodos pares salida de corriente a tierra).
- Un amplificador diferencial de instrumentación.
- Un rectificador de precisión
- Adquisición de tipo serial y directa al IBM PC bus, a través de una tarjeta de control y conversión A/D

Podemos concluir que el prototipo propuesto y desarrollado, de adquisición de datos en serie, es económico y de electrónica accesible. La tarjeta conectada al PC bus de la computadora funcionó adecuadamente, las 16 salidas digitales proporcionaron las direcciones a los multiplexores analógicos que inyectan corriente y sensan voltaje, así como también la digitalización de los datos de 12 bits, mostraron resultados favorables.

El procedimiento de transferencia de datos de la PC a una estación de trabajo SUN se expone en el programa del anexo B, teniendo como objetivo el procesamiento de los datos en una máquina de mayor capacidad y adecuada para el procesamiento de imágenes, el tiempo de respuesta entre la PC que se dedicó a la adquisición de los datos y la estación de trabajo que se dedicó al procesamiento de la imagen fue satisfactorio.

El problema directo en TIE consiste en dar una solución al potencial eléctrico que cumpla con la ecuación de poisson, si el medio es homogéneo, o la de Laplace en caso

contrario. En los dos casos siempre se supondrá que las condiciones de contorno son conocidas, en nuestro caso consideramos conocida la corriente en un contorno circular y medimos los potenciales alrededor. Existen dos métodos el algebraico y el numérico para resolver estas ecuaciones, la ventaja de los métodos algebraico sobre los numéricos es la exactitud obtenible, pero en la práctica queda limitado por el tiempo de proceso.

El objetivo de los métodos de reconstrucción es obtener una distribución, de impedancia, en la sección del cuerpo que se está estudiando, de tal manera que sea coherente con las medidas realizadas. Hay toda una serie de métodos basados en la discretización del objeto y el cálculo de la imagen a partir de la resolución de ecuaciones no lineales, empleando diferentes métodos matemáticos. Los más estudiados son los de sensibilidad, el de Newton-Raphson, el de perturbación y recientemente el método directo de la matriz de sensibilidad.

El método de retroproyección entre líneas equipotenciales, propuesto por (Barber y Brown) empleado en este trabajo se basa en la aproximación lineal de la ecuación de Poisson para pequeñas variaciones de resistividad, respecto a una distribución conocida; concluyendo en que la reconstrucción de la imagen, utilizando este método es de tipo dinámico y por tanto necesita una referencia ( malla de resistencias y solución salina de los phantoms utilizados ) y una medida ( carga resistiva en paralelo con la malla de resistencias y objetos colocados en la solución salina de los phantoms utilizados ).

Los resultados obtenidos en el capítulo cinco demuestran que el sistema funciona adecuadamente, las imágenes obtenidas representan los cambios de conductividad de los objetos localizados dentro del "phantom".

Concluyo afirmando que la tomografía por impedancimetría se vislumbra como un método de bajo costo, muy versátil para la obtención de imágenes médicas y como un método alternativo de monitorización, dada su baja peligrosidad en periodos de tiempo largos, así como en diagnósticos de ciertas alteraciones en los tejidos. Las aplicaciones ya conocidas de esta técnica son: la detección de cáncer de mama detección de hemorragias cerebrales en recién nacidos, monitorización del vaciado gástrico, detección del edema pulmonar y del gasto cardíaco. Actualmente muchos grupos de investigación buscan aplicaciones de esta técnica para el avance de la ciencia.

## ***BIBLIOGRAFÍA***

## BIBLIOGRAFIA.

- Anah J., Rigaud B. and Morucci J.P. (1988)  
Multi-funcion interface unit for applied potential tomography IEEE Eng. in Med. and Biol. Soc. 10th Conf., pp 287-288
- Avil, Magnall, Bird, Brown, Barber, Seagar, Johnson and Read (1987)  
Applied potencial tomography. A new non-invasive technique for measuring gastric emptying  
Gastroenterology, 92 (4), pp. 1019-26
- Barber D.C. y Brown B. H. (1986)  
Recent developmens in applied potential tomography-APT  
In 'Information processing in Medical Imaging', Nijhoff M.Eds., S.L. Barcharach, Dordrecht, the Netherlands, pp. 106-121
- Barber D.C., Brown B.H. y Freeston I.L. (1983a)  
Imaging spatial distributions of resistivity using applied potencial tomography  
Electronics Letters, Vol 19, No 22, pp. 933-935
- Barber D.C. y Brown B. H. and Freeston I.L. (1983b)  
Experimental results of electrical impedance imaging.  
In 'Vith Int. Conf. Electrical Bioimpedance', Zagar, Yougoslavia, pp. 1-5
- Barber D.C. and Seagar A.D. (1987)  
Fast reconstruction of resistances images.  
Clin. phys. and Physiol. Meas., 8, suppl. A, pp. 47-54
- Barber D.C. and Brown B.H. (1988)  
Errors in reconstruction of resistivity images using a linear reconstruction technique  
Clin. Phys. Physiol. Meas. Vol.9, Suppl. A, pp.101-104
- Bates R.H.T., Mc Kinnon G.C and Seagar A.D. (1980)  
A limitation on systems for imaging electrical conductivity distributions.  
IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 27, 7, pp. 418-420
- Bounlay C., Guardo R. and Bertrand M. (1988)  
Instrumentation for electrical impedance measurements in biological media  
IEEE Eng. in Med. and Biol. Soc. 10th Conf., pp 1300-1301
- Breckon W.R and Pidcock MR. (1987)  
Matematical Aspects of impedance imaging  
Clin. Physiol. Meas Vol. 8 Suppl. A, pp. 77-84

- Brown B.H., Barber D.C y Seagar A.D (1985)  
Applied potencial tomography : possible clinical applications  
Clin. Phys. Physiol. Meas., Vol 6, No 2, pp. 109 -121
- Brown B.H. (1983)  
Tissue impedance measurement  
imaging with non-ionising radiations, pp.85-110
- Brown B.H.and Barber D.C. (1988)  
Possibilities and problems of real-time imaging of tissue resistivity  
Clin. Phys. and Physiol. Meas., 8, Suppl. A, pp. 91-97
- Brown B.H and Seagar A.D (1987)  
The Sheffield data collection system  
Clin. Phys. and Physiol. Meas., Suppl. A, pp. 91-97
- Dawids S.G. (1987)  
Evaluation of applied potential tomography: a clinicial's view.  
Clin. Phys. Physiol. Meas. Vol. 8 Suppl.A, pp. 175-180
- Drago G.P., Marchesi M. and Ridella S. (1984)  
The frecuency dependence of an analytical model of an electrically stimulated  
biological structure  
Bioelectromagnetics 5, pp. 47-62
- Eyuboglu B.M., Brown B.H., Seagar A.D and Barber D.C.(1987)  
Localisation of cardiac related impedance changes in the thorax,  
Clinical Physics and Physiological Measurement, 8, suppl. A, pp. 167-173
- Fuks L.F., Isaacson D., Gisser D.G. and Newell J.C. (1988)  
Reactive effects in impedance imaging  
IEEE Eng. in Med. and Biol. soc. 10th
- Geddes L.A y Baker L.E. (1975)  
"Applied Biom. Instrumentation". Eds., John Wiley & Sons, New York.
- Geselowitz D.B. (1971)  
An application of Electrocardiographic Lead Theory to impedance Plethysmography  
IEEE Trans. on Biomed. Eng., vol 18, No 1, pp. 38-41
- Gisser D.G., Isaacson D. and Newell J.C.(1987)  
Current topics in impedance inaging  
Clin. Phys. and Physiol. Meas., 8, suppl. A, pp. 39-46

- Gisser D.G., Isaacson D. and Newell J.C. (1988)  
Theory and performance of an adaptive current tomography system  
Clin. Phys. and Physiol. Meas., Vol. 9 suppl. A, pp. 35-41
- Goble J.C. and Gallagher T.D. (1988)  
A distributed Architecture for medical instrumentation: an electric current computed tomography  
IEEE Eng. in Med. and Biol. Soc. 10th Conf., pp. 285-286
- Harris N.D., Sugget A.J., Barber D.C and Brown B. (1987)  
Applications of applied potential tomography (APT) in respiratory medicine  
Clinical Physics and Physiological Measurement, 8, suppl. A, pp. 155-165
- Isaacson D. (1986)  
Distinguishability of conductivities by electric current computed tomography.  
To appear in IEEE Trans. on Med. Imaging.
- Jossinet J. and Mbock-Mbock E. (1988)  
Technical implementation and evaluation of a bioelectrical breast scanner  
IEEE Eng. in Med. and Biol. Soc. 10th Conf., pp. 289
- Kanai H., Sakamoto K. y Haeno M. (1983)  
Electrical Measurement of Fluid Distribution in Human Legs: Estimation of extra and Intra-cellular Fluid Volume  
Journal of Microwave Power, no 18, 1983, pp 233-243
- Kim Y. y Woo H., Brooks T.J. y Elliott S.O. (1987a)  
Electrical Impedance Techniques in Medical Imaging: A Feasibility Study  
Journal of Clinical Engineering, Vol 12, No. 3, May-June, pp. 221-231
- Kim Y. y Woo H.W. (1987b)  
A prototype system and reconstruction algorithms for electrical impedance technique in medical body imaging.  
Clin. Phys. and Physiol. Meas., 8, suppl. A, pp. 85-90
- Kim Y., Webster J. y Tompkins W. J. (1983)  
Electrical Impedance Imaging of the Thorax  
Journal of Microwave Power, Vol 18, No 3, pp. 245-257
- Magnall Y.F. et aler (1987)  
Applied potential tomography: a new non-invasive technique for assessing gastric function  
Clinical Physics and Physiological Measurement, 8, suppl. A, pp. 119-129



McArdle F. J, Suggat A.J, Brown B.H and Barber D.C (1988)  
 An assessment of dynamic images by applied potential tomography for monitoring pulmonary perfusion  
 Clin. Phys. PHYSIOL. Meas.9 Suppl A pp. 87-91

Murai T. y Kagawa Y. (1985)  
 Electrical impedance computed tomography based on a finite element model  
 IEEE Trans. on Biomed. Eng., Vol 32, No 3. March, pp. 177-184

Murphy D. (1987)  
 Developments of the Electrical Impedance Method With Application to Plestismography and Tomography.  
 Tesis Doctoral, University of Oxford, United Kingdom.

Murphy D. y Rolfe P. (1988)  
 Aspects of instrumentation desing for impedance imaging  
 Clin. Phys. and Physiol. Measur., vol 8, 1988, pp. 5-14

Newell J.C., Gisser D.G and Isacson D. (1988)  
 An Electric current tomograph  
 IEEE T-MBE, vol. 35 no. 10, pp. 828-833

Ocampo A. A., Gaona G. A., Aguillón P. M. A., Zapata F. A. R. (1995)  
 Diseño de los circuitos electrónicos y desarrollo de los algoritmos para un sistema de tomografía por impedancimetría.  
 Anales del Instituto mexicano de psiquiatría, Vol. 6, 1995, pp. 31-42

Pethig R. (1979)  
 'Dielectric Propiercties of Biological Materials'. Eds. Jhon Wiley & Sons, Chichester.

Price L. R. (1979a)  
 Imaging the electrical parameters inside a patient: a new computed tomographic (CT) technique  
 IEEE Trans. Nucl. Sci., Vol 26, No 2, pp. 2736-2739

Price L.R. (1979b)  
 Electrical impedance computed tomography (ICT): A new CT imaging technique  
 IEEE Trans. Nucl. Sci., vol 26, No 2, pp. 2736-2739

Rosell J. et al. (1988)  
 Skin impedance from 1 Hz to 1mhz  
 IEEE Trans. on Biomed. Eng. Vol. 35 No. 8, pp. 649-651

Rosell J., Murphy D., Pallas R., and Rolfe P. (1988a)  
 Analysis an assessment of errors in a parallel data acquisition system for electrical impedance tomography.

Clin. Phys. and Physiol. Measur., vol 9, suppl. A, pp. 93-100

Rosell J, et al. (1988b)

Tomografía de Impedancia Eléctrica (y II)

Mundo Electrónico, no. 187, pp.132-137

Rosell F. J. (1989)

Tomografía de Impedancia Eléctrica para Aplicaciones Médicas.

Tesis Doctoral, Universidad Politécnica de Cataluña, España.

Rosenfeld A. and Kak A.C. (1982)

Digital picture processing. Ch. 8.

New York: Academic Press

Sakamoto K. and Kanai H. (1979)

Electrical characteristics of flowing blood

IEEE Trans. on biomed. eng, vol. bme-26, no. 10, pp. 686-695

Santosa F. and Vogclius M. (1988)

A backprojection algorithm for electrical impedance imaging

University of Maryland Technical note BN-1081, pp. 1-33

Seagar A. D. and Bates R.H.T (1985)

Full-wave computed tomography. Part 4: Low-frequency electric current CT.

IEE proceedings, 132 Part A, 7, pp.455-466

Seagar A. D. and Brown B.H. (1987a)

Limitations in hardware design in impedance imaging.

Clin. Phys. and Physiol. Meas., 8, suppl. A, pp. 63-70

Seagar A. D., Barber D.C. and Brown B.H. (1987b)

Theoretical limits to sensitivity and resolution in impedance imaging.

Clin. Phys. and Physiol. Meas., 8, suppl. A, pp. 13-31

Seagar A.D., Yeo T.S. and Bates R:H:T. (1984)

Full-wave computed tomography Part 2: Resolution limits.

IEE Proceedings Part A, 131, 8, pp. 616-622

Woo E. J., Hua P., Tompkins W.J. and Webster J. G. (1988)

A finite element model with node renumbering for adaptive impedance imaging

IEEE Eng. in Med. and Biol. Soc. 10th Conf., pp. 277-278

Yorkey T.J. and Webster J.G. and Tompkins W.J. (1985)  
Errors caused by contact impedance in impedance imaging  
IEEE 7th. Annual Conf. of the Engin. in Med. and Biol. Soc., pp. 632-637

Yorkey T.J. (1986)  
Comparing reconstruction methods for electrical impedance tomography  
Tesis Doctoral, University of Wisconsin - Madison, USA.

Yorkey T.J. and Webster J.G. (1987)  
A comparison of impedance tomographic reconstruction algorithms  
Clin. Physc.and Physiol. Meas., 8, suppl A, pp. 55-62

***ANEXOS.***

### A. Método de proyecciones para reconstruir imágenes.

Matemáticamente el método de proyecciones puede ser explicado como se indica a continuación. Si  $f(x,y)$  representa una función en dos dimensiones. Entonces decimos que una línea que corre a través de  $f(x,y)$  es llamada un rayo (figura A1). La integral de  $f(x,y)$  a lo largo del rayo es llamada una integral de rayo y un conjunto de integrales de rayo forman una proyección. Una integral de rayo se puede definir matemáticamente como se indica a continuación. La ecuación de línea AB en la Figura A2 es dada por

$$x \cos \theta + y \sin \theta = t$$

donde  $t$  es la distancia perpendicular de la línea al origen. Claramente la integral de la función  $f(x,y)$  a lo largo de esta línea se puede expresar como

$$P_{\theta}(t) = \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} f(x,y) \delta(x \cos \theta + y \sin \theta - t) dx dy \quad (A1)$$

La función  $P_{\theta}(t)$  para un valor determinado de  $\theta$ . La función bidimensional  $P_{\theta}(t)$  también es llamada la transformada Radon de  $f(x,y)$ . Una proyección tomada a lo largo de un conjunto de rayos paralelos se llama proyección paralela, dos ejemplos se muestran en la figura A2. Uno también puede generar proyecciones integrando la función a lo largo de un conjunto de líneas que emanan desde un punto fuente como se muestra en la figura A3. Tales proyecciones se llaman fan-beam projections (proyecciones viga-ventilador). En la práctica la reconstrucción de una imagen  $f(x,y)$  tomando sus proyecciones se hace tomando varios ángulos.

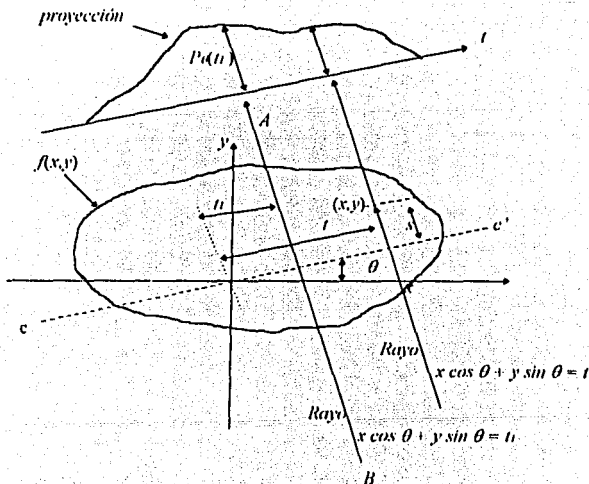


Figura A1. La función  $P_{\theta}(t)$  es la proyección de  $f(x,y)$  en el ángulo  $\theta$

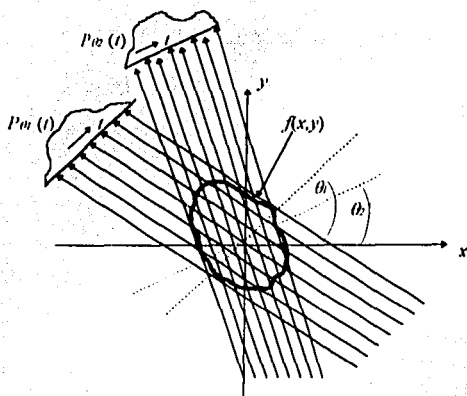


Figura A2. Esta figura ilustra las proyecciones paralelas.

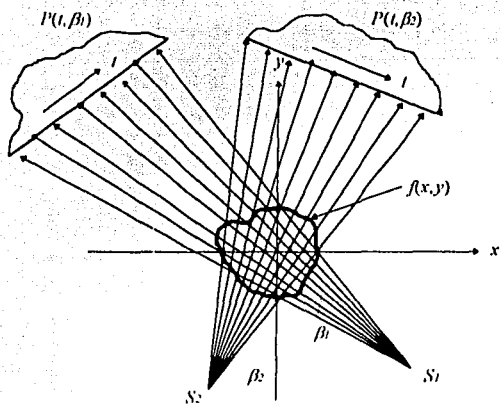
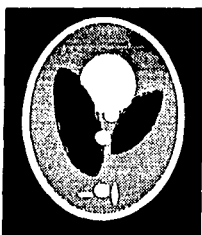
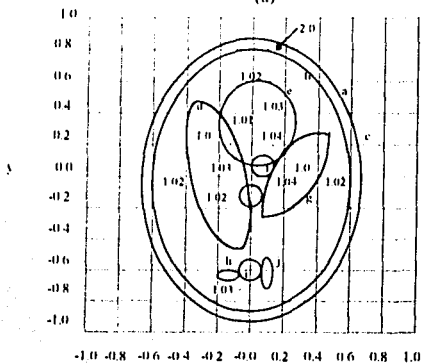


Figura A3. Esta figura ilustra las proyecciones fan-beam.

La mayoría de los resultados de simulaciones en computadora se asemejan a la figura A4a. Esta es conocida como "la cabeza de un maniquí" llamado así por su uso en pruebas de exactitud con algoritmos que reconstruyen secciones transversales de la cabeza humana con tomografía de rayos X. (La cabeza humana en los estudios tomográficos es la que demanda mayor exactitud numérica y una excelente depuración en la reconstrucción). La imagen en la figura A4a se compone de 10 elipses, como se muestra en la figura A4b. Los parámetros de estas elipses se dan en la tabla A1. La mayor ventaja del uso de la simulación computarizada de imágenes es que ahora uno puede escribir las expresiones analíticas para las proyecciones.



(a)



(b)

Figura A4. (a) Se muestra la simulación en computadora de "la cabeza del maniquí". (b) El maniquí es una superposición de 10 elipses, sobre una escala de 0 a 2, en diversos tonos de gris.

La proyección de una imagen compuesta de un número de elipses es simplemente la suma de las proyecciones para cada una de las elipses. Esto sigue la linealidad de la transformada Radon. Las expresiones para la proyección de una elipse como la que se muestra en la figura A5a, p.ej.,

$$f(x, y) = \rho \quad \text{para} \quad \frac{x^2}{A^2} + \frac{y^2}{B^2} \leq 1 \quad (\text{dentro de la elipse})$$

$$= 0 \quad \text{de otro modo} \quad (\text{afuera de la elipse})$$
(A2)

Las proyecciones de la función son dadas por

$$P_\theta(x, y) = \frac{2\rho AB}{a^2(\theta)} \sqrt{a^2(\theta) - t^2} \quad \text{para} \quad |t| \leq a(\theta)$$

$$= 0 \quad \text{para} \quad |t| > a(\theta)$$
(A3)

donde  $a^2(\theta) = A^2 \cos^2 \theta + B^2 \sin^2 \theta$ . En la figura A5a se muestra que  $a(\theta)$  es igual a la mitad del ancho de la proyección.

Si consideramos a la elipse descrita arriba, en el centro  $(x_1, y_1)$  y rotada por un ángulo  $\alpha$  como se muestra en la figura A5b. Donde  $P'(\theta, t)$  son las proyecciones resultantes. Ellas se relacionan con  $P_\theta(t)$  en (A3) por:

$$P'_\theta(t) = P_\theta(t - s \cos(\gamma - \theta))$$
(A4)

donde  $s = \sqrt{x_1^2 + y_1^2}$  y  $\gamma = \tan^{-1}(y_1 / x_1)$

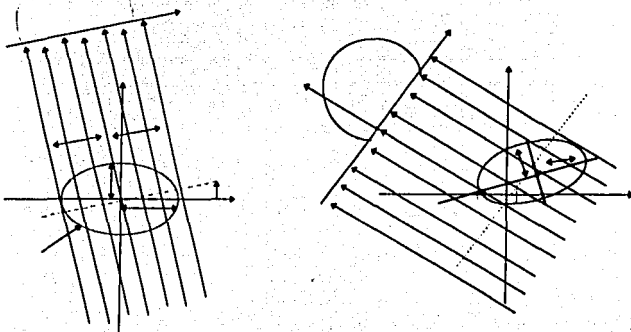


Figura A5. Se muestra que  $a(\theta)$  es igual a la mitad del ancho de la proyección.



## B. Programas de adquisición y procesamiento de imágenes.

### Programa "TIEI.C" (PC).

```

/* TIEI.C Este programa controla la tarjeta de adquisicion. */
/* Activa dos circuitos 8255, que controlan las direcciones */
/* de los Mux. Y hace la rotacion de la fuente de corriente. */
/* convierte la señal analogica a digital (12 bits). */
/* Arturo Ocampo, Zapata Ferrer, Andres Gaona, Miguel A. Aguilon */

#include <stdio.h>
#include <conio.h>
#include <dos.h>
#include <graphics.h>

#define PORT_A 0x300 /* puerto A en el primer 8255 */
#define PORT_B 0x301 /* puerto B en el primer 8255 */
#define PORT_C 0x302 /* puerto C en el primer 8255 */
#define CTRL_1 0x303 /* registro de control del primer 8055 */
#define PORT_D 0x304 /* puerto D en el segundo 8255 */
#define PORT_E 0x305 /* puerto E en el segundo 8255 */
#define PORT_F 0x306 /* puerto F en el segundo 8255 */
#define CTRL_2 0x307 /* registro de control del segundo 8055 */

#define D_MAX 64 /* di metro imagen */
#define B_N 0xf

#include <stdlib.h>
#include <stdio.h>
char zonas [D_MAX][D_MAX][2];
/* en zonas hay punteros que señalan a los valores de */
/* retroproyección almacenados en cond[lny][vol] */
char far *mem_vid=(char far*)0xB8000000;

int input_h,dato,n;
static int pos[16]={0x00,0x10,0x11,0x21,0x22,0x32,0x33,0x43,0x44,0x54,0x55,0x65,0x66,0x76,0x77,0x07};
static int
posV[16]={0x01,0x21,0x23,0x43,0x45,0x65,0x67,0x87,0x89,0xA9,0xAB,0xCB,0xCD,0xED,0xEF,0x0F};
float matriz[16][16],matriz_p[16][16];
void escr_zona_c(void);

```

```

main()
{
    int driver=3,mode=1;
    char resp[3];
    int i;

    initgraph(&driver,&mode,"");
    portada();
    getc(stdin);
    closegraph();
    clrscr();
    ini();
/*  escr_zona_c(); */

    printf("\nNumero de adquisiciones: "); gets(resp);
    n=atoi(resp);
    for(i=0; i<n; i++)
        ad12();
/*  esc_mat("reference",&ref[0][0][0]);  guarda los datos en disco */

    envia();
}

portada()
{
    struct palette_t palette={
        16,
        {-1,8,1,9,25,43,15,47,39,60,36,4,49,50,-1,-1}
    };

    setallpalette(&palette);

    settextstyle(0,0,1);
    outtextxy(10,30,"Sistema de Tomografía por Impedancimetría.");

    get_pinta();

    outtextxy(240,80,"Trabajo de TESIS patrocinado por.");
    outtextxy(240,110,"INSTITUTO MEXICANO DE PSIQUIATRIA");
    outtextxy(200,200,"Tesisista: Arturo Ocampo Álvarez.");
    outtextxy(200,230,"Asesor: M. en C. Angel R. Zapata Ferrer.");
}

```

```

get_pinta()
{
    int pcolor;
    int i,j,k;
    char ch;
    FILE *reg11;

    reg11=fopen("zonas0d1.mat","r");
    rewind(reg11);
    for (j = 0; j < D_MAX; j++)
        {
            for (i = 0; i < D_MAX; i++)
                {
                    fscanf(reg11, "%c",&ch);
                    zonas[j][i][0] = ch - '0';
                }
            fscanf(reg11, "%c");
        }
    fclose(reg11);

    for (k=1;k<16;k++)
        for (j = 0; j < D_MAX; j++)
            {
                for (i = 0; i < D_MAX; i++)
                    {
                        pcolor = zonas[j][i][0];
                        if (pcolor==k)
                            {
                                if (pcolor>10) pcolor -=10; else pcolor = pcolor;
                                if (pcolor>5) pcolor -= 5; else pcolor = pcolor;
                                putpixel(i+130,137-j,pcolor);
                            }
                    }
            }
    }

ini()
{
    int ij;

    for(i=0; i<16; i++)
        for(j=0; j<16; j++) {
            matriz[i][j]=0;
            matriz_p[i][j]=0;
        }
}

```

```

ad12()
{
    int i,j;

    outp(CTRL_1,0x80); /* el primer 8255 en modo 0, todos como salidas */
    outp(CTRL_2,0x98); /* Activa el 8255 en modo 0, con el puerto D como */
                        /* entrada de los datos del A/D y la parte baja del */
                        /* puerto C como salidas de control, y la parte alta */
                        /* como entradas de control. */

    outp(PORT_F,0x01);
    outp(PORT_F,0x0f);
    outp(PORT_F,0x01);
    outp(PORT_F,0x0f);
    for(i=0; i<16; i++)
        for(j=0; j<16; j++)
            {
                outp(PORT_B,posl[i]); /* Inyeccion de corriente */
                outp(PORT_A,posV[j]); /* selecciona voltaje */
                delay(500); /* tiempo de estabilizacion de los mux */
                outp(PORT_F,0x0f);
                outp(PORT_F,0x0D);
                outp(PORT_F,0x04); /* inicia la conversion */
                outp(PORT_F,0x0f);
                while((inp(PORT_F) >> 4) & 0x1); /* chequea si termino la conv. */
                outp(PORT_F,0x01);
                input_h=inp(PORT_D) << 8; /* asigna la parte alta */
                outp(PORT_F,0x0f);
                outp(PORT_F,0x01);
                dato=input_h+inp(PORT_D); /* concatena la parte alta y baja a un dato de 12 bits */
                outp(PORT_F,0x0f);
                matriz[i][j]=(2.338/4096)*dato;
                matriz_p[i][j]+=matriz[i][j];
            }
    /* printf("%i[%X], V[%X], voltaje=%f\n",posl[i],posV[j],matriz[i][j]);
    getch(stdin); */
    }
}

/* voltaje(); */

}

voltaje()
{
    FILE *fp, *fopen();
    int i,j;
    float suma;

```

```

fp=fopen("datos2","w");
for(i=0; i<16; i++) {
    for(j=0; j<16; j++)
        fprintf(fp,"%f",matriz_p[i][j]/n);
    fprintf(fp,"\n");
}
fclose(fp);
}

```

```

esc_mat(car,mat)
char car[];
int *mat;
{
FILE *regmeas;
char namefile[8];
char nom_fl[15];

if(car[0] == 'r')
{
    printf("\nArchivo de referencia (5 char max.) [RF1.DAT] : ");
    scanf("%s",namefile);
    strcpy(nom_fl,namefile);
    strcat(nom_fl,"rf1.dat");
}
else
{
    printf("\nArchivo de imagen (5 char max.) [IF1.DAT] : ");
    scanf("%s",namefile);
    strcpy(nom_fl,namefile);
    strcat(nom_fl,"if1.dat");
}
regmeas = fopen(nom_fl,"wb");
fprintf(regmeas,"\n%s\n",car);
fwrite(mat,512,1,regmeas);
fprintf(regmeas,"\n");
fclose(regmeas);
}

```

```

dispvalors(matrix)
int *matrix;
{
    unsigned t,u;

```

```

        for(t=0;t<16;t++)
        {
            for (u=0;u<16;u++)
            {
                printf("%4d ",(int)(*matrix));
                matrix++;
            }
        }
    }

envia()
{
    char comando[100];
    char forma[100];

    strcpy(forma,"dos2unix datos2 datos");
    system(forma);
    strcpy(comando,"scp datos nena:/home/arthur/tomograf/zonas/paso/datos");
    system(comando);
}

void escr_zona_c()
{
    register int i,j;
    char          far *v, far *t;

    v=mcm_vid;

    /*atributos a seleccion*/
    for(i=0;i<25;i++){
        for(j=0;j<80;j++){
            t=v+i*160+j*2;
            *++t=B_N;
        }
    }
}

```

## Programa "fle.c" (estación de trabajo SUN).

```

#include <stdio.h>
#include "fractal.h"

#include <math.h>
#include <malloc.h>
#include "coloca.h"
#define D_MAX 64 /* diametro imagen */
#define RADIO 1
char nom_f1[50], nom_f2[50];
char macon[D_MAX];
char ma_tx[D_MAX][D_MAX/2], ma_ty[D_MAX][D_MAX/2];
char ma_ix[D_MAX][D_MAX/2], ma_iy[D_MAX][D_MAX/2];
char zonas [D_MAX][D_MAX][2];
/* en zonas hay punteros que señalan a los valores de */
/* retroproyección almacenados en cond[iny][vol] */
#define SEG_EL 1 /* segundo electrodo inyector */
unsigned char ma_sup[D_MAX][D_MAX];
unsigned char ma_v[D_MAX][D_MAX];
char ma_lx[D_MAX][D_MAX], ma_ly[D_MAX][D_MAX];
#define IN_MAX 16 /* inyecciones posibles */
#define VM_MAX 16 /* voltajes medidos */

int med [IN_MAX][VM_MAX];
int cond [IN_MAX][VM_MAX];

#define Nelectrodos 16 /* Numero de electrodos */
int p_cond [D_MAX][D_MAX]; /* backprojection */
#define ELC2 Nelectrodos * (Nelectrodos+1)
#define PIX 63
#define INYEC 1 /* 1 no se mide en los electrodos inyectores */
/* 0 si se mide en los electrodos inyectores */

int min=1000;
int max=1000;
int min_dsp, max_dsp;
int ColorMax=15, ColorMin=8;
int sqrrad=32*32 - 2*32*2 + 2*2; /* (32-2)^2 */
int AbsMax, torna=0;

main();
init_data();
void create_image();
void redisplay();
void resize();

```

```

/* ----- */
main(argc, argv)
int argc;
char *argv[];
{
    Widget toplevel, canvas;
    image_data data;

    crea_dades();
    recuperar();
    zero(mcd);
    lee_dat();
    colocar();
    printf("Valores Normalizados:\n");
    dispvalors(mcd);
    printf("Valores cond:\n");
    dispvalors(cond);
    back_pond();
    printf("Valores p_cond:\n");
    dispvalors2(p_cond);
    maxmin(p_cond);

    toplevel = OIInitialize(argv[0], "Fractal", NULL, 0,
        &argc, argv);
    XtGetApplicationResources(toplevel, &data, resources,
        XtNumber(resources), NULL, 0);
    /*
     * Create the widget to display the fractal and register
     * callbacks for resize and refresh.
     */

    canvas = XtCreateManagedWidget("canvas",
        drawAreaWidgetClass,
        toplevel, NULL, 0);

    XtAddCallback(canvas, XtNexposeCallback, redisplay, &data);
    XtAddCallback(canvas, XtNresizeCallback, resize, &data);
    init_data(canvas, &data);

    data.width=(Dimension)50;
    data.height=(Dimension)50;

```



```

XtRealizeWidget(toplevel);
resize(canvas, &data, NULL);
XtMainLoop();
}
/*-----*/
init_data(w, data)
Widget w;
image_data *data;
{
int y;
Arg wargs[2];
/*
 * Get the size of the drawing area.
 */
XtSetArg(wargs[0], XtNwidth, &data->width);
XtSetArg(wargs[1], XtNheight, &data->height);
XtGetValues(w, wargs, 2);
/*
 * Find out how many colors we have to work with, and
 * create a default, writable, graphics context.
 */
data->ncolors = OIVisualOfObject(w)->map_entries;
data->gc = XCreateGC(XtDisplay(w),
    DefaultRootWindow(XtDisplay(w)),
    NULL, NULL);
/*
 * Initialize the pixmap to NULL.
 */
data->pix = NULL;
}
/*-----*/
void redisplay (w, client_data, call_data)
Widget w;
XtPointer client_data;
XtPointer call_data;
{
OIDrawAreaCallbackStruct *cb = (OIDrawAreaCallbackStruct *)call_data;
image_data *data = (image_data *)client_data;
/*
 * Extract the exposed area from the event and copy
 * from the saved pixmap to the window.
 */
cb->width=640;
cb->height=480;
XCopyArea(XtDisplay(w), data->pix, XtWindow(w), data->gc,
    cb->x, cb->y, cb->width, cb->height, cb->x, cb->y);
}

```

```

/* -----*/
void resize (w, client_data, call_data)
Widget      w;
XtPointer   client_data;
XtPointer   call_data;
{
    Arg wargs[2];
    image_data *data = (image_data *)client_data;
    /*
     * Get the new window size.
     */
    XtSetArg(wargs[0], XtNwidth, &data->width);
    XtSetArg(wargs[1], XtNheight, &data->height);
    XtGetValues(w, wargs, 2);
    /* data->width=(Dimension)300;
     data->height=(Dimension)100;
     data->depth=40;
     data->range=5.0;
     data->max_distance=8.0;
    */
    /*
     * Clear the window.
     */
    if(!XtIsRealized(w))
        XClearArea(XtDisplay(w), XtWindow(w), 0, 0, 0, 0, TRUE);
    /*
     * Free the old pixmap and create a new pixmap
     * the size of the window.
     */
    if(data->pix)
        XFreePixmap(XtDisplay(w), data->pix);
    data->width=640;
    data->height=480;
    data->pix = XCreatePixmap(XtDisplay(w),
        DefaultRootWindow(XtDisplay(w)),
        data->width, data->height,
        OlDepthOfObject(w));
    XSetForeground(XtDisplay(w), data->gc, OlBlackPixel(w));
    XFillRectangle(XtDisplay(w), data->pix, data->gc, 0, 0,
        data->width, data->height);
    /*
     * Generate a new image.
     */
    create_image(w, data);
}
/* -----*/
void create_image (w, data)
Widget      w;
image_data  *data;

```



```

/* ----- */
/* crea el vector macon que guarda el primer pixel del circulo */

    for (i=0; i < D_MAX; i++)
    {
        px = -1 + incp/2.;
        j = 0;
        while ( (px * px) + ((py - 1) * (py - 1)) > RADIO )
        {
            j++;
            px += incp;
        }
        py -= incp;
        macon[i] = j;
        /* printf("macon[%d]=%d\n",i,macon[i]); */
    }
    /* fin de crear macon */

/* carga matrices de transformacion de filtros */

reg13 = fopen ("ma_tx.mat","r");
rewind(reg13);
reg14 = fopen ("ma_ty.mat","r");
rewind(reg14);
for (i =0; i < D_MAX; i++)
{
    for (j =0; j < D_MAX/2; j++)
    {
        fscanf(reg13, "%d", &k);
        ma_tx[i][j]=(char)k;
        fscanf(reg14, "%d", &k1);
        ma_ty[i][j]=(char)k1;
        /* printf("k=%d, ma_tx[%d][%d]=%d, k1=%d,
ma_ty[%d][%d]=%d\n",k,i,j,ma_tx[i][j],k1,i,j,ma_ty[i][j]); */
    }
}
fclose(reg13);
fclose(reg14);

printf(".");
reg13 = fopen ("ma_tx.mat","r");
rewind(reg13);
reg14 = fopen ("ma_ty.mat","r");
rewind(reg14);
for (i =0; i < D_MAX; i++)
{
    for (j =0; j < D_MAX/2; j++)

```

```

    {
        fscanf(reg13, "%d", &k);
        ma_ix[i][j]=(char)k;
        fscanf(reg14, "%d", &k1);
        ma_y[i][j]=(char)k1;
    }
}
fclose(reg13);
fclose(reg14);

```

```

/*-----*/

```

```

/* lee el fichero de la matriz zonas */

```

```

recuperar()

```

```

{
    register int i, j;
    char ch,r0,r1;
    char gnom[50];
    FILE *reg11, *reg12;

```

```

    printf("cargando estrategia adyacente\n");
    printf(".");

```

```

    rec_ponderada();

```

```

    printf(".");
    strcpy(gnom, "zonas0d1");
    strcat(gnom, ".mat");
    reg11 = fopen(gnom, "r");
    rewind(reg11);

```

```

    strcpy(gnom, "zonas1d1");
    strcat(gnom, ".mat");
    reg12 = fopen(gnom, "r");
    rewind(reg12);

```

```

    printf(".");

```

```

    for (j = 0; j < D_MAX; j++)
    {

```

```

        for (i = 0; i < D_MAX; i++)
        {

```

```

            fscanf(reg11, "%c", &ch);
            zonas[j][i][0] = ch - '\n';
            fscanf(reg12, "%c", &ch);
            zonas[j][i][1] = ch - '\n';
        }

```

```

        printf(".");
        fscanf(reg11, "%c", &r0);
        fscanf(reg12, "%c", &r1);
    }
}

```

```

    }
    fclose(reg1);
    fclose(reg2);
}

```

```

rec_ponderada()
{

```

```

    int i,j,k,k1;
    FILE *reg1;
    char gnom[10],b;

```

```

        /* carga una matriz con el peso de cada pixel */

```

```

    gnom[0] = '\0';
    strcat(gnom, "ma_v");
    b = SEG_EL + '0';
    strcat(gnom, &b,1);
    strcat(gnom, ".mat");
    reg1 = fopen (gnom, "r");
    rewind(reg1);
    for (i =0; i < D_MAX; i++)
    {
        for (j =0; j < D_MAX; j++) {
            fscanf (reg1, "%d", &k);
            ma_v[i][j]=(char)k;
            /* printf("ma_v[%d][%d]=%d\n",i,j,ma_v[i][j]); */
        }
    }
    fclose (reg1);

```

```

        /* carga una matriz con la columna de mpbue de cada pixel */

```

```

    gnom[0] = '\0';
    strcat(gnom, "ma_su");
    strcat(gnom, &b,1);
    strcat(gnom, ".mat");
    reg1 = fopen (gnom, "r");
    rewind(reg1);
    for (i =0; i < D_MAX; i++)
    {
        for (j =0; j < D_MAX; j++) {
            fscanf (reg1, "%d", &k1);
            ma_sup[i][j]=(char)k1;
            /* printf("ma_sup[%d][%d]=%d\n",i,j,ma_sup[i][j]); */
        }
    }
    fclose (reg1);

```

/\* carga una matriz con las x correspondientes al espacio  
del segundo electrodo (numero 1) \*/

```
regl = fopen("ma_6x.mat", "r");
rewind(regl);
for (i=0; i < D_MAX; i++)
{
    for (j=0; j < D_MAX; j++)
    {
        fscanf(regl, "%d", &k);
        ma_1x[i][j]=(char)k;
        /* printf("ma_1x[%d][%d]=%d\n",i,j,ma_1x[i][j]); */
    }
}
fclose (regl);
```

/\* carga una matriz con las y correspondientes al espacio  
del segundo electrodo (numero 1) \*/

```
regl = fopen("ma_6y.mat", "r");
rewind(regl);
for (i =0; i < D_MAX; i++)
{
    for (j=0; j < D_MAX; j++)
    {
        fscanf (regl, "%d", &k);
        ma_1y[i][j]=(char)k;
        /* printf("ma_1y[%d][%d]=%d\n",i,j,ma_1y[i][j]); */
    }
}
fclose (regl);
```

/\* ----- \*/

```
zero(matriu)
int *matriu;
{
    unsigned t;
    for (t=0;t<256;t++)
    {
        *matriu = 0;
        matriu++;
    }
}
```

lee\_dat()

```

{
    register int i, j;
    float m1, m2;
    FILE *reg1, *reg2;
    char nomr[50], nome[50];

    printf("\nArchivo de referencia: "); gets(nomr);

/*
    strcpy(nomr, "datosref");
    strcat(nomr, ".1");
*/

    reg1 = fopen (nomr, "r");
    rewind(reg1);

    printf("\nArchivo de carga: "); gets(nome);

/*
    strcpy(nome, "datoscar");
    strcat(nome, ".1");
*/

    reg2 = fopen (nome, "r");
    rewind(reg2);

    for (i = 0; i < IN_MAX; i++)
        for (j = 0; j < VM_MAX; j++) {
            fscanf(reg1, "%f", &m1);
            fscanf(reg2, "%f", &m2);
/*
            printf("ref[%d][%d]=%f car[%d][%d]=%f\n", i, j, m1, i, j, m2); */
            if (m2/m1 > 0) med[i][j] = (int)(10000 * log(m2/m1));
            else med[i][j] = 0;
/*
            printf("med[%d][%d]=%d\n", i, j, med[i][j]); */
        }
    fclose(reg1);
    fclose(reg2);
    return 0;
}

colocar()
{
    register int i, j;

    for ( i = 0; i < VM_MAX; i++)
        {
            med[i][i] = 0;
            med[i][(i+1) & 0x0F] = 0;
            med[i][(i-1) & 0x0F] = 0;
        }
    for (i = 0; i < IN_MAX; i++)

```



```

        for (j = 0; j < VM_MAX; j++)
            cond[i][j] = med[i][ colocal[i][j] ];
    }

dispalvors(matrix)
int *matrix;
{
    unsigned t,u;

    for(t=0;t<16;t++)
        {
            for (u=0;u<16;u++)
                {
                    printf("%4d ",(int)(*matrix));
                    matrix++;
                }
            printf("\n");
        }

dispalvors2(matrix)
int *matrix;
{
    unsigned t,u;

    for(t=0;t<64;t++)
        {
            for (u=0;u<64;u++)
                {
                    printf("%d ",(int)(*matrix));
                    matrix++;
                }
            printf("\n");
        }

/* PRINCIPIO DE LA FUNCION BACK_P_ALLI */

/* interpola a partir de una medicion de 16 x 16 */

back_pond()
{
int ma1, ma2, inter;
int mpbuc[Nelectrodos];

/* cuerpo principal */

```

```

for (ma1 =0 ; ma1 < Nelectrodos ; ma1++)
{
for (ma2 =0 ; ma2 < Nelectrodos ; ma2++)
{
infer = ma1 + ma2;
if (infer >= Nelectrodos)
inter -= Nelectrodos;
mpbuc[ma2] = med[ma1][inter];
}
for ( ma2 =0; ma2 < Nelectrodos; ma2++)
med[ma1][ma2] = mpbuc[ma2];
}

```

```

for (ma1 =0; ma1 < D_MAX; ma1++)
for (ma2 =0; ma2 < D_MAX; ma2++)
p_cond[ma1][ma2]=0;

```

```

back_pr(1,1);
interp(1,1);
pas_fil();
filtro3();
}

```

/\* PRINCIPIO DE LA FUNCION BACK\_PR \*/

```

back_pr(inic1, inic2)
int inic1, inic2;
{
int con1, con2, num;
float pixel_cond;
float conduct();

```

```

for (con1 = inic1; con1 < D_MAX; con1 += 4)
{
for (con2 =inic2; con2 < D_MAX - macon[con1]; con2+= 4)
{
num =0;
if ( con2 >= macon[con1]);
}
}

```

```

/*0*/
pixel_cond = conduct(ma_v[con1][con2], ma_sup[con1][con2], 0, &num);

```

```

/*1*/
pixel_cond += conduct(ma_v[ma_ly[con1][con2]][PIX - ma_lx[con1][con2]],
ELC2 - ma_sup[ma_ly[con1][con2]][PIX - ma_lx[con1][con2]], 1, &num);

```

```

/*2*/

```

```
pixel_cond += conduct(ma_v[ma_ly[con1][con2]][ma_lx[con1][con2]],
ma_sup[ma_ly[con1][con2]][ma_lx[con1][con2]], 2, &num);
```

```
/*3*/
```

```
pixel_cond += conduct(ma_v[con2][con1], ELC2 - ma_sup[con2][con1], 3, &num);
```

```
/*4*/
```

```
pixel_cond += conduct(ma_v[con2][PIX - con1], ma_sup[con2][PIX - con1], 4, &num);
```

```
/*5*/
```

```
pixel_cond += conduct(ma_v[ma_lx[con1][con2]][ma_ly[con1][con2]],
ELC2 - ma_sup[ma_lx[con1][con2]][ma_ly[con1][con2]], 5, &num);
```

```
/*6*/
```

```
pixel_cond += conduct(ma_v[ma_lx[con1][con2]][PIX - ma_ly[con1][con2]],
ma_sup[ma_lx[con1][con2]][PIX - ma_ly[con1][con2]], 6, &num);
```

```
/*7*/
```

```
pixel_cond += conduct(ma_v[PIX - con1][con2],
ELC2 - ma_sup[PIX - con1][con2], 7, &num);
```

```
/*8*/
```

```
pixel_cond += conduct(ma_v[PIX - con1][PIX - con2],
ma_sup[PIX - con1][PIX - con2], 8, &num);
```

```
/*9*/
```

```
pixel_cond += conduct(ma_v[PIX - ma_ly[con1][con2]][ma_lx[con1][con2]],
ELC2 - ma_sup[PIX - ma_ly[con1][con2]][ma_lx[con1][con2]], 9, &num);
```

```
/*10*/
```

```
pixel_cond += conduct(ma_v[PIX - ma_ly[con1][con2]][PIX - ma_lx[con1][con2]],
ma_sup[PIX - ma_ly[con1][con2]][PIX - ma_lx[con1][con2]], 10, &num);
```

```
/*11*/
```

```
pixel_cond += conduct(ma_v[PIX - con2][PIX - con1],
ELC2 - ma_sup[PIX - con2][PIX - con1], 11, &num);
```

```
/*12*/
```

```
pixel_cond += conduct(ma_v[PIX - con2][con1],
ma_sup[PIX - con2][con1], 12, &num);
```

```
/*13*/
```

```
pixel_cond += conduct(ma_v[PIX - ma_lx[con1][con2]][PIX - ma_ly[con1][con2]],
ELC2 - ma_sup[PIX - ma_lx[con1][con2]][PIX - ma_ly[con1][con2]], 13, &num);
```

```
/*14*/
```

```
pixel_cond += conduct(ma_v[PIX - ma_lx[con1][con2]][ma_ly[con1][con2]],
ma_sup[PIX - ma_lx[con1][con2]][ma_ly[con1][con2]], 14, &num);
```

```

/*15*/
    pixel_cond += conduct(ma_v[con1][PIX - con2],
ELC2 - ma_sup[con1][PIX - con2], 15, &num);

if (num == 0) pixel_cond =0;
else
    pixel_cond = pixel_cond / (num * 100);
/* if ((pixel_cond > 32767) || (pixel_cond < -32767))
    sat = 1;*/
    p_cond[con2][con1] = (int)(pixel_cond);
    }
    }
}

/* FINAL FUNCION BACK P ALL */

/* PRINCIPIO DE LA FUNCION CONDUCT */

/* esta funcion dado u, sup y el espacio nos da el valor de */
/* conductancia correspondiente */

float conduct (cv, csup, esp, noconta)

int cv ;
int csup;
int esp ;
int *noconta;

{
float cod;
int elec1, elec2;
char codif, inter;

inter = (int)(fmod(esp,2));
codif = 0;
elec1 = csup / Nelectrodos;
elec2 = csup - elec1 * Nelectrodos;
if ( elec2 ==0 && inter == 1 ) elec1--;

*noconta = *noconta + 1;
#if INYEC
if ( elec1 == 0 || elec1 >= (Nelectrodos - 1) || elec1 == SEG_EL
    || elec1 == SEG_EL -1)
    cod=0;
else
    {

```

```

cod = med[esp][elec1];
codif++;
}

if( !(elec2 == 0 || elec2 >= (Nelectrodos - 1) || elec2 == SEG_EL
    || elec2 == SEG_EL - 1) )
{
cod += med[esp][elec2];
if(codif) cod = cod / 2;
codif++;
}
if( !codif) *noconta = *noconta - 1;
cod = cv * cod;
#else
if (elec1 == Nelectrodos) elec1 = 0;
if (elec2 == Nelectrodos) elec2 = 0;
cod = 0.5 * (med[esp][elec1] + med[esp][elec2]) * (float)(cv);
#endif
return (cod);
}

/* FINAL DE LA FUNCION CONDUCT */

```

```

/* INICIO FUNCION INTERP */

```

```

interp(inicio1, inicio2)
int inicio1, inicio2;
{

int mi1, mi2, num;
int mult_fac=1;

inicio1 += 2;
if (inicio1 > 3) inicio1 = inicio1 - 4;
inicio2 += 2;
if (inicio2 > 3) inicio2 = inicio2 - 4;
for (mi1 = inicio1; mi1 < D_MAX; mi1 = mi1 + 4)
{
for ( mi2 = inicio2; mi2 < D_MAX - macon[mi1]; mi2 = mi2 + 4)
{
if ( mi2 >= macon[mi1])
{
num = 0;
if (mi2 - 2 >= macon[mi1 - 2] && mi2 - 2 < D_MAX - macon[mi1 - 2]
    && mi1 - 2 >= 0)
{
p_cond[mi1][mi2] += p_cond[mi1 - 2][mi2 - 2];
num++;
}
}
}
}

```

```

}
if(mi2 - 2 >= macon[mi1 + 2] && mi2 - 2 < D_MAX - macon[mi1 + 2]
    && mi1 + 2 < D_MAX)
{
    p_cond[mi1][mi2] += p_cond[mi1 + 2][mi2 - 2];
    num++;
}
if(mi2 + 2 < D_MAX - macon[mi1 + 2] && mi2 + 2 >= macon[mi1 + 2]
    && mi1 + 2 < D_MAX)
{
    p_cond[mi1][mi2] += p_cond[mi1 + 2][mi2 + 2];
    num++;
}
if(mi2 + 2 < D_MAX - macon[mi1 - 2] && mi2 + 2 >= macon[mi1 - 2]
    && mi1 - 2 >= 0)
{
    p_cond[mi1][mi2] += p_cond[mi1 - 2][mi2 + 2];
    num++;
}
p_cond[mi1][mi2] = p_cond[mi1][mi2] / num;
}
}

```

```
/* 32 x 16 */
```

```

inicio2 -= 2;
if(inicio2 < 0) inicio2 = inicio2 + 4;
for(mi1 = inicio1; mi1 < D_MAX; mi1 = mi1 + 4)
{
    for(mi2 = inicio2; mi2 < D_MAX - macon[mi1]; mi2 = mi2 + 4)
    {
        if(mi2 >= macon[mi1])
        {
            num = 0;
            if(mi2 - 2 >= macon[mi1] && mi2 - 2 < D_MAX - macon[mi1])
            {
                p_cond[mi1][mi2] += p_cond[mi1][mi2 - 2];
                num++;
            }
            if(mi2 >= macon[mi1 + 2] && mi2 < D_MAX - macon[mi1 + 2]
                && mi1 + 2 < D_MAX)
            {
                p_cond[mi1][mi2] += p_cond[mi1 + 2][mi2];
                num++;
            }
            if(mi2 + 2 < D_MAX - macon[mi1] && mi2 + 2 >= macon[mi1])
            {

```

```

    p_cond[mi1][mi2] += p_cond[mi1][mi2 + 2];
    num++;
}
if (mi2 < D_MAX - macon[mi1 - 2] && mi2 >= macon[mi1 - 2]
    && mi1 - 2 >= 0)
{
    p_cond[mi1][mi2] += p_cond[mi1 - 2][mi2];
    num++;
}
p_cond[mi1][mi2] = p_cond[mi1][mi2] / num;
}
}

/* 32 x 16 --> 32 x 32 */

inicio1 -= 2;
if (inicio1 < 0) inicio1 = inicio1 + 4;
inicio2 += 2;
if (inicio2 > 3) inicio2 = inicio2 - 4;
for (mi1 = inicio1; mi1 < D_MAX; mi1 = mi1 + 4)
{
    for (mi2 = inicio2; mi2 < D_MAX - macon[mi1]; mi2 = mi2 + 4)
    {
        if (mi2 >= macon[mi1])
        {
            num = 0;
            if (mi2 - 2 >= macon[mi1] && mi2 - 2 < D_MAX - macon[mi1])
            {
                p_cond[mi1][mi2] += p_cond[mi1][mi2 - 2];
                num++;
            }
            if (mi2 >= macon[mi1 + 2] && mi2 < D_MAX - macon[mi1 + 2]
                && mi1 + 2 < D_MAX)
            {
                p_cond[mi1][mi2] += p_cond[mi1 + 2][mi2];
                num++;
            }
            if (mi2 + 2 < D_MAX - macon[mi1] && mi2 + 2 >= macon[mi1])
            {
                p_cond[mi1][mi2] += p_cond[mi1][mi2 + 2];
                num++;
            }
            if (mi2 < D_MAX - macon[mi1 - 2] && mi2 >= macon[mi1 - 2]
                && mi1 - 2 >= 0)
            {
                p_cond[mi1][mi2] += p_cond[mi1 - 2][mi2];
                num++;
            }
        }
    }
}

```

```

}
p_cond[mi1][mi2] = p_cond[mi1][mi2] / num;
}
}

/* 32 x 32 */
inicio1 += 1;
if (inicio1 > 1) inicio1 = inicio1 - 2;
inicio2 = 1;
if (inicio2 < 0) inicio2 = inicio2 + 2;

for (mi1 = inicio1; mi1 < D_MAX; mi1 = mi1 + 2)
{
for (mi2 = inicio2; mi2 < D_MAX - macon[mi1]; mi2 = mi2 + 2)
{
if (mi2 >= macon[mi1])
{
num = 0;
if ((mi2 - 1 >= macon[mi1 - 1]) && (mi2 - 1 < D_MAX - macon[mi1 - 1])
&& (mi1 - 1 >= 0))
{
p_cond[mi1][mi2] += p_cond[mi1 - 1][mi2 - 1];
num++;
}
if ((mi2 - 1 >= macon[mi1 + 1]) && (mi2 - 1 < D_MAX - macon[mi1 + 1])
&& (mi1 + 1 < D_MAX))
{
p_cond[mi1][mi2] += p_cond[mi1 + 1][mi2 - 1];
num++;
}
if ((mi2 + 1 < D_MAX - macon[mi1 + 1]) && (mi2 + 1 >= macon[mi1 + 1])
&& (mi1 + 1 < D_MAX))
{
p_cond[mi1][mi2] += p_cond[mi1 + 1][mi2 + 1];
num++;
}
if ((mi2 + 1 < D_MAX - macon[mi1 - 1]) && (mi2 + 1 >= macon[mi1 - 1])
&& (mi1 - 1 >= 0))
{
p_cond[mi1][mi2] += p_cond[mi1 - 1][mi2 + 1];
num++;
}
p_cond[mi1][mi2] = p_cond[mi1][mi2] / num;
}
}
}

```



```

if (mult_fac == 1)
{
/* 64 x 32 */

inicio2 += 1;
if (inicio2 > 1) inicio2 = inicio2 - 2;
for (mi1 = inicio1; mi1 < D_MAX; mi1 = mi1 + 2)
{
for (mi2 = inicio2; mi2 < D_MAX - macon[mi1]; mi2 = mi2 + 2)
{
if (mi2 >= macon[mi1])
{
num = 0;
if ((mi2 - 1 >= macon[mi1]) && (mi2 - 1 < D_MAX - macon[mi1]))
{
p_cond[mi1][mi2] += p_cond[mi1][mi2 - 1];
num++;
}
if ((mi2 + 1 >= macon[mi1]) && (mi2 + 1 < D_MAX - macon[mi1]))
{
p_cond[mi1][mi2] += p_cond[mi1][mi2 + 1];
num++;
}
if (mi2 < D_MAX - macon[mi1 + 1] && mi2 >= macon[mi1 + 1]
&& mi1 + 1 < D_MAX)
{
p_cond[mi1][mi2] += p_cond[mi1 + 1][mi2];
num++;
}
if (mi2 < D_MAX - macon[mi1 - 1] && mi2 >= macon[mi1 - 1]
&& mi1 - 1 >= 0)
{
p_cond[mi1][mi2] += p_cond[mi1 - 1][mi2];
num++;
}
p_cond[mi1][mi2] = p_cond[mi1][mi2] / num;
}
}
}
/* 64 x 32 --> 64 x 64 */

```

```

inicio1 -= 1;
if (inicio1 < 0) inicio1 = inicio1 + 2;
inicio2 += 1;
if (inicio2 > 1) inicio2 = inicio2 - 2;
for (mi1 = inicio1; mi1 < D_MAX; mi1 = mi1 + 2)
{
for (mi2 = inicio2; mi2 < D_MAX - macon[mi1]; mi2 = mi2 + 2)

```

```

{
if( mi2 >= macon[mi1])
{
num = 0;
if((mi2 - 1 >= macon[mi1]) && (mi2 - 1 < D_MAX - macon[mi1]))
{
p_cond[mi1][mi2] += p_cond[mi1][mi2 - 1];
num++;
}
if((mi2 + 1 >= macon[mi1]) && (mi2 + 1 < D_MAX - macon[mi1]))
{
p_cond[mi1][mi2] += p_cond[mi1][mi2 + 1];
num++;
}
if((mi2 < D_MAX - macon[mi1 + 1]) && (mi2 >= macon[mi1 + 1])
&& (mi1 + 1 < D_MAX))
{
p_cond[mi1][mi2] += p_cond[mi1 + 1][mi2 + 1];
num++;
}
if(mi2 < D_MAX - macon[mi1 - 1] && mi2 >= macon[mi1 - 1]
&& mi1 - 1 >= 0)
{
p_cond[mi1][mi2] += p_cond[mi1 - 1][mi2 + 1];
num++;
}
p_cond[mi1][mi2] = p_cond[mi1][mi2] / num;
}
}
}
}

/* FIN FUNCION INTERP */

```

```

/* PRINCIPIO FUNCION PAS_FILTER */

```

```

pas_filt()
{
int *esp;
int p1, p2, tx, ty;

```

```

/* esp = fcalloc(D_MAX * D_MAX, 2); */
esp = calloc(D_MAX * D_MAX, 2);
for (p1 = 0; p1 < D_MAX; p1++)
{
for (p2 = macon[p1]; p2 < D_MAX - macon[p1]; p2++)
{

```

```

if (p2 < D_MAX/2)
{
tx = ma_tx[p1][p2];
ty = ma_ty[p1][p2];
}
else
{
tx = PIX - ma_tx[p1][PIX - p2];
ty = ma_ty[p1][PIX - p2];
}
*(esp + D_MAX * p1 + p2) = p_cond[ty][tx];
}
}
for (p1 =0; p1 < D_MAX; p1++)
{
for (p2 =macon[p1]; p2 < D_MAX - macon[p1]; p2++)
p_cond[p1][p2] = *(esp + D_MAX * p1 + p2);
}
/* farfree(esp); */
free(esp);
}
/* FIN FUNCION PAS_FILT */
/* FILTRAJE DE TRES POR TRES */

```

```

filtro3()
{
int *esp;
int i,j;
int tx,ty;
float sum;

/* esp = farcalloc(D_MAX * D_MAX, 2); */
esp = calloc(D_MAX * D_MAX, 2);

for (j = macon[0]; j < D_MAX - macon[0]; j++)
*(esp + j) = p_cond[0][j];
for (j = macon[1]; j < D_MAX - macon[1]; j++)
*(esp + D_MAX + j) = p_cond[1][j];
for (j = macon[PIX - 1]; j < D_MAX - macon[PIX - 1]; j++)
*(esp + (PIX - 1) * D_MAX + j) = p_cond[PIX - 1][j];
for (j = macon[PIX]; j < D_MAX - macon[PIX]; j++)
*(esp + D_MAX * PIX + j) = p_cond[PIX][j];

for (i =2; i < D_MAX - 2; i++)
{
for (j = macon[i]; j < macon[i] + 4; j++)
*(esp + D_MAX * i + j) = p_cond[i][j];
}

```

```

for ( j = D_MAX - macon[i] - 4; j < D_MAX; j++)
*(esp + D_MAX * i + j) = p_cond[i][j];
for ( j = macon[i] + 4; j < D_MAX - macon[i] - 4; j++)
{
sum = (float)(p_cond[i-1][j-1])
+ (float)(p_cond[i-1][j])
+ (float)(p_cond[i-1][j+1])
+ (float)(p_cond[i][j-1])
+ (float)(p_cond[i][j+1])
+ (float)(p_cond[i+1][j-1])
+ (float)(p_cond[i+1][j])
+ (float)(p_cond[i+1][j+1]);
sum = sum/8;
if ((sum > 32767) || (sum < -32767))
{
/* GotoXY(8,4);printf("filtering saturation ");*/
*(esp + D_MAX * i + j) = (int)(sum);
}
}
for ( i = 0; i < D_MAX; i++)
{
for( j = macon[i]; j < D_MAX - macon[i]; j++)
{
if (j < D_MAX/2)
{
tx = ma_ix[i][j];
ty = ma_iy[i][j];
}
else
{
tx = PIX - ma_ix[i][PIX - j];
ty = ma_iy[i][PIX - j];
}
p_cond[i][j] = *(esp + D_MAX * ty + tx);
}
}
/* GotoXY(8,4); printf(" "); */
/* farfree(esp); */
free(esp);
}

/* FIN FILTRAJE DE TRES POR TRES */

```

```

maxmin(p)
int *p;
{

```

```
register int i,j;
int a_j;
int mult_fac=1;

for(j=0; j<D_MAX; j+=mult_fac) {
  a_j=(j-32)*(j-32);
  for(i=0; i<D_MAX; i+=mult_fac) {
    if((i-32)*(i-32) <= sqrrad - a_j)
      if(*p > max)
        max=*p;
      else
        if(*p < min)
          min=*p;
    p+=mult_fac;
  }
  p+=(mult_fac-1)*64;
}
max_dsp=max;
min_dsp=min;
if( abs(max_dsp) > abs(min_dsp) )
  AbsMax=abs(max_dsp);
else
  AbsMax=abs(min_dsp);
}
```