

# SISTEMA ELECTRONICO PARA LA EVALUACION DE SENSORES ULTRASONICOS DE ARREGLO LINEAL

Antonio Jiménez Cañas, Carlos López Trujillo, ICIMAF, ACC

## RESUMEN

Se expone un Sistema Electrónico que permite la evaluación acústica de sensores ultrasónicos de arreglo lineal, empleados en la Tomografía Ultrasónica Bidimensional. Dicho Sistema produce pulsos eléctricos con un tiempo de subida muy pequeño, con ancho de pulso y fases iniciales variables respectivamente, los cuales son suministrados a un arreglo de cerámicas piezoeléctricas. De esta manera y empleando el principio de Pulso-eco, las señales recibidas, obtenidas de este arreglo pueden retardarse convenientemente, sumarse y adecuarlas en amplitud de forma tal que puedan ser vistas en un osciloscopio o bien, puedan ser procesadas en una microcomputadora (PC), empleando una tarjeta de interfases para el acoplamiento mutuo.

## ABSTRACT

An electronic system for the acoustic evaluation of linear array ultrasonic probes, employed in bidimensional Ultrasonic Tomography is exposed. Such system produces electrical pulses with a very little rise time and variable width and phase respectively which are supplied to a piezoelectric ceramic array. Employing the Pulse-Echo principle, the received signals are obtained from the array being delayed conveniently, added and amplitude-adjusted in such a way that it can be displayed in an oscilloscope or processed in a microcomputer (PC), by using an interface card for mutual coupling.

## INTRODUCCION

La Tomografía Ultrasónica ocupa hoy día un lugar importantísimo en aplicaciones, tanto industriales como médicas [1], [2] permitiendo obtener mediciones con un alto grado de calidad y precisión. Por ende, los Tomógrafos Ultrasónicos han alcanzado un alto grado de desarrollo y perfeccionamiento, brindando alta calidad en la imagen y versatilidad en el manejo. Puede decirse además que en general, estos equipos están fundamentalmente constituidos por varias secciones o bloques funcionales, entre los cuales se destacan los sensores acústicos ("probe" en Inglés) y los diferentes circuitos electrónicos asociados. Por ende, nuestro interés en este trabajo estará dedicado a exponer un Sistema Electrónico, que forma parte integrante de otro sistema, empleado en la evaluación acústica de sensores ultrasónicos denominado: "COMPACT-4D", desarrollado en nuestro centro [3], [4]. Este Sistema Electrónico está acoplado a una microcomputadora personal (PC) a través de una tarjeta de interfaz denominada CIB-02, desarrollada también en nuestro centro, todo lo cual permite que los resultados obtenidos en las mediciones puedan ser procesados convenientemente, almacenados y reproducidos [5], [6].

Este Sistema Electrónico produce pulsos eléctricos con un tiempo de subida de 10 nano-seg. y gran magnitud, de amplitud y ancho variables, aptos para ser aplicados a las cerámicas piezoeléctricas que componen un arreglo lineal. Entonces, empleando el principio conocido como Pulso-eco, se amplifican los pulsos de voltaje recibidos por cada una de estas cerámicas, se suman convenientemente y el resultado de esta suma se adecua en magnitud para poder ser visto en la pantalla de un osciloscopio o bien, entregársele a la tarjeta CIB-02.

Sistema, que se compone de cuatro tarjetas básicas:

1. Tarjeta de Pulsadores.
2. Tarjeta Activadora de la Transmisión con Retardos.
3. Tarjeta de Recepción con Retardos.
4. Tarjeta de la Fuente de Alimentación.

### Tarjeta de Pulsadores

En esta tarjeta se generan pulsos de voltaje estrechos y de gran magnitud, capaces de actuar en las cerámicas piezoeléctricas del arreglo y producir los pulsos acústicos de transmisión correspondientes, los cuales, una vez que son

reflejados en un medio y recibidos por estas cerámicas, son pre-amplificados en este bloque, obteniéndose como consecuencia las señales correspondientes a cada canal. De esta forma se atienden hasta doce cerámicas simultáneamente, con la posibilidad adicional de atender a una sola por separado. El pulso excitador puede poseer una amplitud pico a pico que oscila entre 50 y 350 Volt con pasos discretos de 50 Volt y un ancho discretamente variable comprendido entre 50 y 1000 nanosegundos, con pasos hasta de 10 nanosegundos. Los pre-amplificadores permiten un cambio discreto de la ganancia de voltaje de hasta 20 dB por canal. La atenuación de voltaje introducido por el canal inhabilitado puede ser menor o igual que 40 dB.

A esta tarjeta se le incluye una tarjeta auxiliar la cual se emplea para acoplar las líneas de los pulsadores con las cerámicas, introduciendo las inductancias compensatorias para cada cerámica del arreglo en cuestión.

#### **TARJETA ACTIVADORA DE LA TRANSMISIÓN CON RETARDÓ**

Aquí es donde se generan las señales de control de la transmisión, para ser suministradas al Bloque de Pulsadores para cada pulsador. Se fija un valor del retardo en la transmisión para cada uno de los doce canales, pudiéndose seleccionar hasta once valores de retardos diferentes dentro de cada grupo de incrementos. Por otro lado, se tienen tres valores para los incrementos o decrementos mínimos de retardos, siendo de 10, 20 y 25 nanosegundos, dando como resultado tres grupos de once valores de retardo por cada uno; solo se puede seleccionar uno de estos tres grupos de incrementos por vez (ver el acápite Aspectos Finales).

#### **TARJETA DE RECEPCIÓN CON RETARDOS**

Recibe la información de salida de la Tarjeta de Pulsadores correspondiente a los doce canales y al igual que ocurre en la tarjeta anteriormente descrita, pero de forma independiente, se selecciona uno de los once valores de retardos para cada uno de los canales y a continuación, se selecciona el grupo de tres que se desee (10, 20 y 25 nanoseg.). Como detalle curioso puede destacarse que cuando coinciden los mismos valores de retardo seleccionados, la suma de las señales se efectúa antes de alcanzar las líneas de retardo. Sin embargo, cuando los retardos seleccionados son diferentes, la suma de las señales se efectúa dentro de la línea de retardo.

Posteriormente la señal suma resultante es amplificada con valores discretos del factor de amplificación en ocho pisos y un estimado de ganancia de voltaje total de 20 dB. Esta señal puede aplicarse a la entrada de un osciloscopio o bien, a la tarjeta de interfase CIB-02.

#### **BLOQUE DE LA FUENTE DE ALIMENTACIÓN**

Es el encargado de suministrarle al Sistema todos los voltajes de alimentación, con la posibilidad de ajustar discretamente la magnitud del voltaje suministrado a los transmisores en siete pasos de 50 Volt cada uno (50, 100, 150, 200, 250, 300 y 350 Volt). Puede suministrar una potencia de 150 Watt.

#### **ASPECTOS FINALES**

En la operación del Sistema es de vital importancia el papel jugado por la Tarjeta de Interfase CIB-02 acoplada a la PC, ya que mediante esta y el manejo del Programa de Control en la PC, el operador del Sistema puede seleccionar quien dispara, con qué voltaje, qué ganancia fue seleccionada o bien, cual fue el valor de los retardos seleccionados. Por ende, el Sistema constituye una herramienta importante, tanto para la evaluación de nuevos sensores desarrollados, durante la producción de estos o bien, en la verificación de sensores que han estado prestando servicio durante un tiempo prolongado.

Las características generales del Sistema Electrónico se pueden resumir de la siguiente manera:

1. Maneja un arreglo de hasta doce cerámicas en régimen pulsante.
2. Amplio margen del voltaje suministrado por los transmisores (50-350 Volt). Ancho variable del pulso excitador de la transmisión ( 50-1000 nano-seg).
3. Once valores de retardo posibles para el arreglo de doce cerámicas. Selección de tres intervalos mínimos de retardos (intervalos de 10 nanoseg./paso):  
10, 20, 30, 40, 50, 60, 70, 80, 90 y 100 nseg.  
(intervalos de 20 nanoseg./paso):  
20, 40, 60, 80, 100, 120, 140, 160, 180 y 200 nseg.  
(intervalos de 25 nanoseg./paso):  
25, 50, 75, 100, 125, 150, 175, 200, 225 y 250 nseg.

4. La selección de los valores de retardo en la transmisión es independiente respecto a la recepción para cada cerámica seleccionada.

5. Ganancia variable de los pre-amplificadores y del amplificador final (20 dB de margen en ambos casos). Posibilidad de introducir atenuación adicional en el caso de los pre-amplificadores.

6. Valoración del resultado a través de un osciloscopio y/o empleando una PC.

## RECONOCIMIENTOS

Queremos expresar nuestro agradecimiento al Lic. Roberto Otero por facilitar la información técnica necesaria durante la confección de este trabajo.

## REFERENCIAS

[1] GORDON, S. KINO (1979): "Acoustic Imaging for Nondestructive Evaluation", Proceedings of the IEEE., 67(4), pp. 510-525.

[2] HAVLICE, J.S.; J.C. TAENZER (1979): "Medical Ultrasonic Imaging: an Overview of Principles and Instrumentation". Proceedings of the IEEE., 67(4), PP. 620-641.

[3] OTERO PUJOL, R. et al. : "Metodología para la Caracterización de Transductores Ultrasónico", Revista de Ciencias Técnicas Físicas y Matemáticas, A.C.C., (en prensa).

[4] RUIZ TOLEDO, A. (abr.-1991): "Caracterización de Sensores Utilizados para el Diagnóstico Médico y Fisioterapia Ultrasónica", Trabajo de Diploma ICIMAF-UH, 89 páginas.

[5] PRESTON, R.C. (1988): "The NPL Ultrasound Beam Calibrator", IEEE Transactions on Ultras. Ferroel. and Freq. Control, 35(2), pp. 122-139.

[6] SCHAFFER, M.E., P.A. LEWIN (1988): "A Computerized system for Measuring the Acoustic Output from Diagnostic Ultrasound Equipment", IEEE Transactions on Ultras. Ferroel. and Freq. Control 35(2), pp. 102-109.

# RECONSTRUCCION TOMOGRAFICA. SU APLICACIÓN PARA EXPLORAR EL CEREBRO MEDIANTE RADIOISOTOPOS Y CAMARA GAMMA.

Carlos Alfredo Sánchez Catasús, Centro Internacional de Restauración Neurológica  
Miguel Rodríguez Castillo Departamento de Medicina Nuclear, Instituto Nacional de Oncología  
y Radiobiología, La Habana.

## RESUMEN

Se presenta un bosquejo teórico de la reconstrucción tomográfica, así como la aplicación de esta teoría en la tomografía de emisión con radioisótopos emisores gamma (SPECT) y su empleo para explorar el cerebro humano. Se discuten las ventajas y las desventajas de algunos de los métodos de reconstrucción más difundidos en la actualidad, junto a varios de los problemas físicos asociados a la técnica de SPECT. Además, se presentan algunos de los resultados de su implementación en el Centro Internacional de Restauración Neurológica.

## ABSTRACT

A theoretical background about reconstruction tomography and its application to the Single Photon Emission Tomography (SPECT), in order to explore the human brain, are presented. Advantages and disadvantages of some of the most known methods are discussed, together with various of the physical problems associated with SPECT technique. Also, some results of the application of brain SPECT at the international Center for Neurological Restoration are presented.

## INTRODUCCION

La reconstrucción tomográfica consiste en obtener una imagen de la estructura interna de un objeto tridimensional a partir del conjunto de sus proyecciones bidimensionales. Su origen se remonta a 1917 con el trabajo publicado por el matemático austriaco J. Radon<sup>(1)</sup>. Sin embargo, no es hasta la segunda mitad de este siglo que varios investigadores emplean con éxito, en diversas aplicaciones, el método desarrollado por Radon: Bracewell en la radioastronomía<sup>(2)</sup>, DeRosier y Klug en la microscopía electrónica<sup>(3)</sup>, Cormack en la radiología<sup>(4)</sup>, y Kulh y Edwards en la medicina nuclear<sup>(5)</sup>.

De manera general, la tomografía permite estimar los valores de una función  $f(x,y,z)$  definida en el espacio real  $IR^3$  a partir del conjunto de sus proyecciones bidimensionales definidas en  $IR^2$ . La función  $f$  representa en cada caso particular la distribución espacial de alguna propiedad física del objeto bajo estudio. En la neurología nuclear,  $f$  representa la distribución de un radiofármaco (radioisótopo + fármaco) previamente administrado a

un paciente y que se distribuye en el cerebro de acuerdo a algún proceso bioquímico o fisiológico. Del tipo de emisión del radioisótopo empleado se derivan, como lo indican sus nombres, las dos técnicas tomográficas de emisión más utilizadas: la *Positron Emission Tomography* (PET) y la *Single Photon Emission Tomography* (SPECT).

Los métodos de reconstrucción tomográfica se pueden reunir en tres grandes grupos, los métodos a partir de transformadas, los métodos a partir de series de expansión o algebraicos y los métodos híbridos que utilizan ideas de los dos primeros. Cada grupo de métodos parte de un modelo del problema tomográfico y varios principios básicos del análisis matemático y de la geometría analítica.

En este artículo se presentan algunos de los métodos de reconstrucción más difundidos en la actualidad, su aplicación en la SPECT cerebral, las ventajas y desventajas de cada uno de ellos, así como varios de los problemas físicos asociados a esta técnica. Además, se presentan algunos resultados de su implementación en el Centro Internacional de Restauración Neurológica (CIREN).

## METODOS A PARTIR DE TRANSFORMADAS

### Definiciones y modelo del problema tomográfico

Para mayor simplicidad, se considera la función  $f$  definida en  $\mathbb{R}^2$ . Los resultados son extrapolables al caso tridimensional, considerando que una distribución volumétrica es un conjunto de infinitas distribuciones planares.

Sea  $f(x,y)$  una función definida en el plano cartesiano  $x-y$ , que representa la distribución bidimensional de un radiofármaco (figura 1). Aunque  $f$  es desconocida a priori, se sabe que está espacialmente acotada.

Se definió un **rayo** como cualquier línea recta que pase sobre la función  $f$ . Se define un **rayo integral** a la integral de  $f$  a lo largo de un rayo. Un conjunto de rayos integrales forman una **proyección** de  $f$ . En la figura 1, se considera el caso particular en que los rayos integrales son paralelos, lo cual se define como **proyección paralela** de  $f$ . Además, se muestra un sistema cartesiano de referencia auxiliar  $r-s$ , rotado un ángulo  $\phi$  con respecto al sistema  $x-y$ . El sistema  $r-s$  determina la orientación de cada proyección paralela.

La **transformada de Radon**  $P_\phi(r)$  <sup>(6)</sup>, de la función  $f(x,y)$  se define como:

$$P_\phi(r) = \int_{-\infty}^{\infty} f(x,y) ds \quad [1]$$

$P_\phi(r)$  es una función de  $r$  que representa matemáticamente la proyección paralela de  $f$  para un ángulo  $\phi$ .

En el caso de la SPECT cerebral,  $f$  representa la imagen de un corte de la distribución volumétrica del radiofármaco en el cerebro y constituye la imagen a reconstruir o imagen incógnita. Una proyección paralela o transformada de Radon de  $f$  está representada por un perfil de actividad, tomado de la imagen bidimensional de la distribución del radiofármaco obtenida mediante la cámara gamma <sup>(7)</sup> (Figura 2).

### Teorema de la proyección-corte

Sea  $F(u,v)$  la transformada de Fourier de  $f(x,y)$ , esto es:

$$F(u,v) = \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} f(x,y) e^{-i2\pi(ux+vy)} dx dy \quad [2]$$

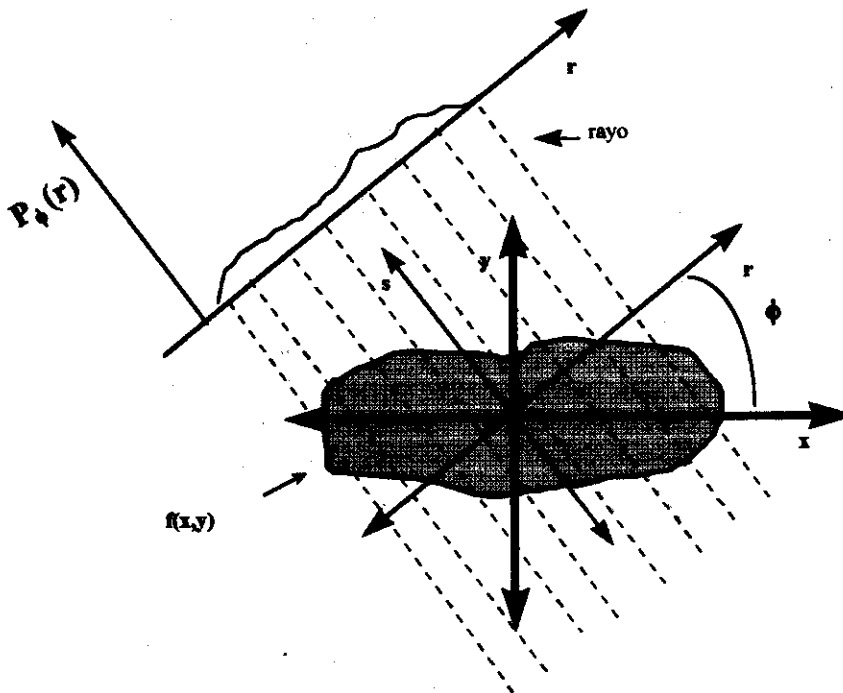


Figura 1. Modelo del problema tomográfico para los métodos a partir de transformadas. La transformada de Radon  $P_\phi(r)$  de la función  $f(x,y)$  representa matemáticamente la proyección paralela de  $f$  para un ángulo  $\phi$ .

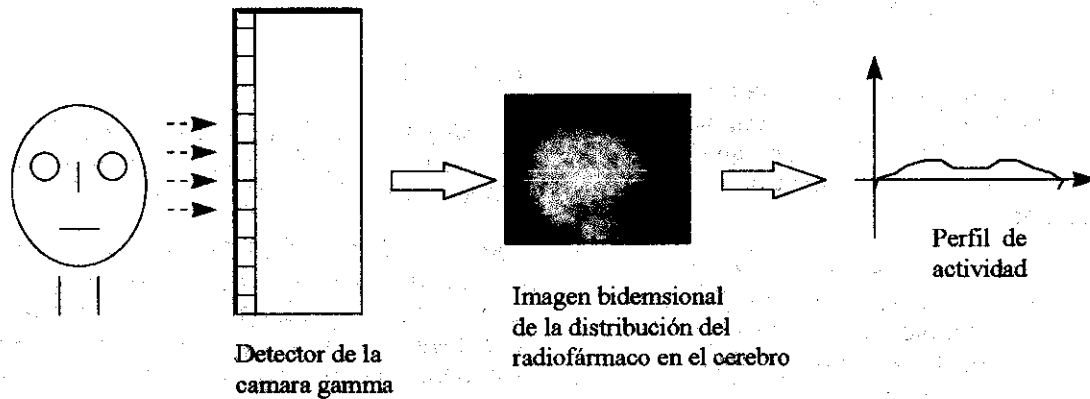


Figura 2. Proyección paralela o transformada de Radon de  $f$  representada por un perfil de actividad tomado de la imagen bidimensional de la distribución de un radiofármaco, obtenida mediante la cámara gamma.

Sea  $Q_\phi(v)$  la transformada de Fourier de  $P_\phi(r)$ , esto es:

$$Q_\phi(v) = \int_{-\infty}^{\infty} P_\phi(r) e^{-i2\pi vr} dr \quad [3]$$

Si para  $F(u,v)$ , se consideran sólo los valores sobre la recta  $v=0$  en el plano de Fourier  $u-v$ . Entonces, reordenando [2] se tiene:

$$F(u,0) = \int_{-\infty}^{\infty} \left[ \int_{-\infty}^{\infty} f(x,y) dy \right] e^{-i2\pi ux} dx \quad [4]$$

De acuerdo a [1], la expresión entre corchetes que aparece en [4] es la transformada de Radon de  $f(x,y)$  para  $\phi=0$ . Además, en este caso  $y=s$ ,  $x=r$  y  $u=v$ , de manera que [4] se puede transformar en:

$$F(u,0) = \int_{-\infty}^{\infty} P_0(r) e^{-i2\pi ur} dr \quad [5]$$

El término a la derecha de [5] es igual a  $Q_0(v)$  de acuerdo a [3], de aquí que:

$$F(u,0) = Q_0(v) \quad [6]$$

De [6] se ve que los valores de  $F$  sobre la recta  $v=0$  son iguales a la transformada de Fourier de la proyección vertical de  $f$ .

Si se generaliza [5] para cualquier valor de  $\phi$ , se tiene:

$$F(u,v) = \int_{-\infty}^{\infty} P_\phi(r) e^{-i2\pi vr} dr \quad [7]$$

$$\text{o } F(u,v) = Q_\phi(v) \quad [8]$$

La relación [8] se conoce como teorema de la proyección-corte y constituye el fundamento matemático de los métodos de reconstrucción a partir de transformadas<sup>(8)</sup>. Su demostración se logra fácilmente sustituyendo  $P_\phi(r)$  en [7] por la expresión de la derecha en [1] y cambiando las variables de integración de las coordenadas  $(r,s)$  a las coordenadas fijas  $(x,y)$ .

El significado de este teorema queda más claro si se expresa  $F(u,v)$  empleando las coordenadas polares  $(v,\phi)$ , donde  $v=v\cos\phi$  y  $v=v\sin\phi$ , entonces [8] queda:

$$F(v,\phi) = Q_\phi(v) \quad [9]$$

La relación [9] indica que a partir de las transformadas de Radon de  $f(x,y)$  para los ángulos  $\phi_1, \phi_2, \dots, \phi_n$  y tomando las transformadas de Fourier de estas proyecciones, se pueden determinar los valores de  $F(u,v)$  en las direcciones radiales del plano  $u-v$  como muestra la Figura 3.

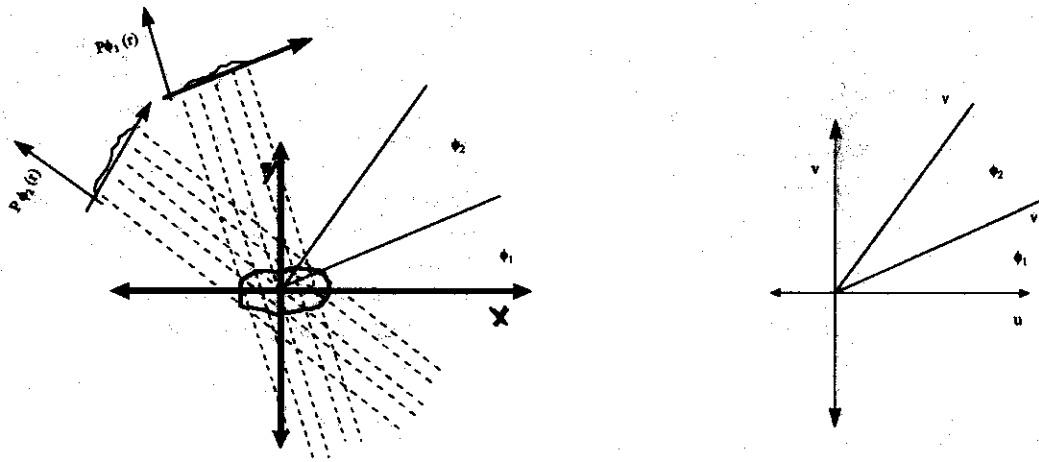


Figura 3. Interpretación geométrica del teorema de la proyección-corte. A partir de las transformadas de Radon de  $f(x,y)$  para los ángulos  $\phi_1, \phi_2, \dots, \phi_n$  y tomando las transformadas de Fourier de estas proyecciones, se pueden determinar los valores de  $F(u,v)$  en las direcciones radiales del plano  $u-v$ .

En la SPECT cerebral, la transformada de Radon de  $f(x,y)$  o perfil de actividad para cada ángulo se logra a través de la rotación secuencial del detector <sup>(9)</sup>.

#### Reconstrucción por inversión de Fourier

Si se tiene el conjunto infinito de todas las proyecciones de  $f$  se pueden calcular los valores de  $F$  en el plano de Fourier  $u-v$ . Entonces, tomando la transformada inversa se logra reconstruir totalmente a  $f(x,y)$ .

Puesto que  $f$  está acotada ( $-a < x < a$ ,  $-a < y < a$ ) y que la resolución espacial del detector limita el número de componentes de Fourier, la expresión computable de la transformada inversa de  $f$  queda:

$$f(x,y) \approx 1/[4a^2] \sum_{m=-\frac{N}{2}}^{\frac{N}{2}} \sum_{n=-\frac{N}{2}}^{\frac{N}{2}} F(m/[2a], n/[2a]) e^{i2\pi[(m/[2a])x + (n/[2a])y]} \quad [10]$$

donde se ha asumido que  $N$  es un entero y par.

En términos prácticos, con la cámara gamma sólo es posible obtener un número finito de proyecciones en una órbita de  $180^\circ$  ó  $360^\circ$ . De aquí que, a partir de [9]  $F$  solamente pueda ser conocida a lo largo de un número finito de

direcciones radiales. Esto da lugar al empleo de métodos de interpolación para poder utilizar. [10]

#### Reconstrucción por convolución y retroproyección.

Si se emplea nuevamente el sistema de coordenadas polares  $(v, \phi)$  para expresar  $F(u,v)$ , se tiene:

$$f(x,y) = \int_0^\pi \int_0^\infty F(v,\phi) e^{i2\pi v(x \cos \phi + y \sin \phi)} v d\phi dv + \int_\pi^{2\pi} \int_0^\infty F(v,\phi + \pi) e^{i2\pi v(x \cos \phi + y \sin \phi)} v d\phi dv \quad [11]$$

Si se utiliza la propiedad:

$$F(-v,\phi) = F(v,\phi + \pi) \quad [12]$$

y que  $x \cos \phi + y \sin \phi = r$

Entonces [11] se puede escribir como:

$$f(x,y) = \int_0^\pi \int_{-\infty}^\infty F(v,\phi) e^{i2\pi vr} |v| d\phi dv$$

De acuerdo al teorema de la proyección-corte  $F(v,\phi) = Q_\phi(v)$ , sustituyendo se tiene:

$$f(x,y) = \int_0^\pi \left[ \int_{-\infty}^\infty Q_\phi(v) e^{i2\pi vr} |v| dv \right] d\phi \quad [13]$$

Si excluimos el término  $|v|$  [13], la expresión entre corchetes quedaría igual a  $P_{\phi}(r)$ , esto es, la proyección de  $f(x,y)$  para un ángulo  $\phi$ . El factor  $|v|$  representa el filtro rampa en el espacio de las frecuencias. De manera que, la expresión entre corchetes es la convolución del filtro  $|v|$  y la proyección de  $f(x,y)$  para un ángulo  $\phi$  en el espacio de las frecuencias, es decir, es una proyección "filtrada" de  $f(x,y)$ ,  $P_{\phi}^{\wedge}(r)$ . Entonces [13] queda:

$$f(x,y) = \int_0^{\pi} \hat{P}_{\phi}^{\wedge}(x \cos \phi + y \sin \phi) d\phi \quad [14]$$

$$\text{donde: } \hat{P}_{\phi}^{\wedge}(r) = \int_{-\infty}^{\infty} Q_{\phi}(v) e^{i2\pi vr} |v| dv \quad [15]$$

La fórmula [14] constituye el método de reconstrucción **por convolución y retroproyección** y es uno de los más utilizados en la práctica médica <sup>(8)</sup>. Este método expresa que para reconstruir a  $f(x,y)$  se debe primero filtrar cada proyección de acuerdo a [15] y luego sumar estas proyecciones "filtradas" de 0 a  $\pi$ .

Para comprender el significado del término **retroproyección**, en la figura 4 se considera el caso simple de una fuente puntual de radioactividad, para la cual se han tomado tres perfiles de actividad en tres ángulos diferentes (fig. 4-a). Cada perfil registra la localización de la fuente en la dirección paralela a la que se tomó el perfil. De acuerdo a la información que brinda cada perfil por separado, la fuente podría estar en

cualquier punto a lo largo de la dirección perpendicular al perfil. De tal forma que, una primera aproximación de la posición de la fuente se puede obtener asignando el mismo valor a todos los puntos a lo largo de esta dirección, esto es **retroproyectando** el perfil, como si todos estos puntos contribuyeran con igual peso a formar el perfil en cuestión, y finalmente sumando las retroproyecciones obtenidas para los distintos ángulos (fig. 4-b). Es fácil notar que la aproximación será mejor a medida que aumenta el número de ángulos entre 0 y  $\pi$ .

La expresión discreta o computable para la fórmula [14] es:

$$f(x,y) \approx \pi/M \sum_{j=1}^M \hat{P}_{\phi_j}^{\wedge}(x \cos \phi_j + y \sin \phi_j)$$

Donde los  $M$  ángulos  $\phi_j$  son aquellos para los cuales son conocidas las proyecciones  $P_{\phi_j}(r)$ .

El filtro rampa  $|v|$  introduce en cada proyección un factor de multiplicación linealmente proporcional a la frecuencia, dando lugar a que la región de las altas frecuencias sean las más amplificadas. Esta región es propia del ruido producido por las fluctuaciones estadísticas de la desintegración radiactiva, el cual se puede reducir aumentando el número de conteos por proyección, ya sea incrementando la dosis del radiofármaco inyectado al paciente o aumentando el tiempo que dura el estudio. Debido a que ambas vías son prohibitivas en la práctica clínica, las imágenes isotópicas reconstruidas solo con el filtro rampa son muy ruidosas.

La solución a este problema se logra acotando el filtro rampa mediante la multiplicación por un segundo filtro o ventana, a costa de disminuir la resolución espacial. Las ventanas o filtros mas utilizados con este propósito son: Butterworth, Shepp-Logan y Hamming. Para más detalles sobre estos filtros ver referencia. (10)

#### Atenuación y dispersión de la radiación

En un estudio de SPECT cerebral, los rayos gamma que parten de las zonas más profundas del cerebro deben atravesar mayor masa de tejido atenuante que los originados en su periferia. De tal forma que en las proyecciones se registrará una menor densidad de información en los puntos correspondientes a las regiones más

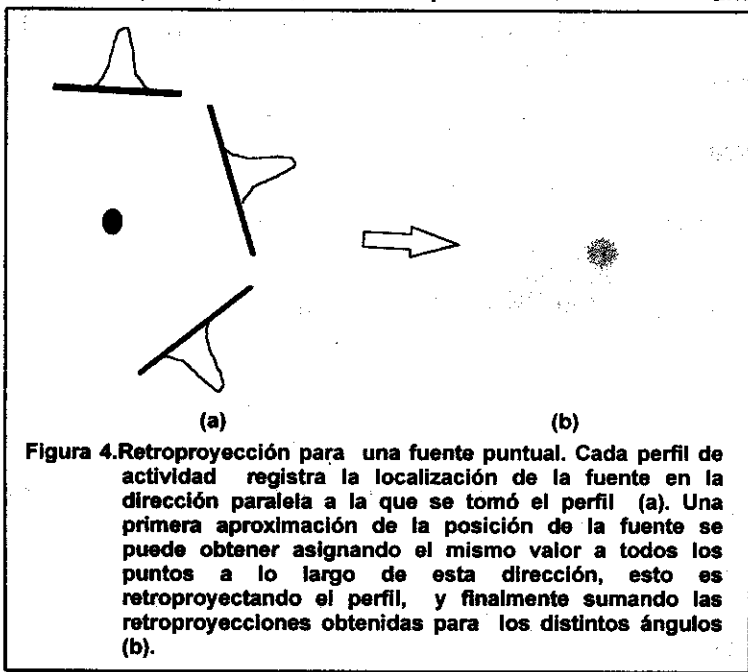


Figura 4. Retroproyección para una fuente puntual. Cada perfil de actividad registra la localización de la fuente en la dirección paralela a la que se tomó el perfil (a). Una primera aproximación de la posición de la fuente se puede obtener asignando el mismo valor a todos los puntos a lo largo de esta dirección, esto es retroproyectando el perfil, y finalmente sumando las retroproyecciones obtenidas para los distintos ángulos (b).



internas. En este caso el método de reconstrucción interpretará que estas zonas tienen una menor concentración de radioactividad, es decir las transformadas de Radon están atenuadas.

Existen varios métodos para corregir el fenómeno de la atenuación de la radiación. El más frecuentemente utilizado es el método de Chang <sup>(11)</sup>. La corrección se realiza después de reconstruir los cortes y se basa en una simplificación del modelo, pues supone que toda la actividad que emite la fuente está concentrada en un punto y que el coeficiente de atenuación del medio es conocido y constante. Estas simplificaciones hacen que la corrección por atenuación utilizando este método sea parcialmente satisfactoria.

Al evaluar los coeficientes de atenuación, surge un segundo problema relacionado con la radiación dispersada <sup>(9)</sup>. Este fenómeno se origina por la interacción Compton y su corrección es muy difícil debido a que el rayo gamma dispersado tiene una energía cercana al rayo primario para ángulos de dispersión pequeños.

Uno de los métodos más empleados para corregir dispersión se basa en utilizar una segunda ventana energética para estimar la contribución de la radiación dispersa en la región del fotopico <sup>(12)</sup>. Conociendo que por ciento de la radiación Compton cae dentro del fotopico y que por ciento corresponde a la zona Compton, es posible eliminar de las proyecciones la radiación dispersa restando de ellas los conteos originados por el efecto Compton.

Es importante señalar que el desarrollo de métodos para corregir atenuación y dispersión de la radiación constituye una de las áreas de investigación más activas en el campo de la tomografía de emisión, por la repercusión que estos problemas tienen en el problema mayor de la cuantificación en la SPECT <sup>(13)</sup>.

En la figura 5 se muestran dos cortes tomográficos obtenidos en el Laboratorio de NeuroSPECT del CIREN, al estudiar el flujo sanguíneo cerebral (FSC) en dos individuos: un joven sano de 29 años de edad (fig. 5-a) y un paciente de 69 años de edad con un infarto en el hemisferio cerebral izquierdo (fig. 5-b).

Los estudios se realizaron a partir de la inyección en una vena antecubital de una dosis de

925 MBq de [Tc 99m] - HM-PAO (radiofármaco que se distribuye en el cerebro de acuerdo al FSC). En cada estudio se adquirieron 128 proyecciones, con formato de 64x64 celdas, en una órbita circular de 360° (50 Kiloconteos/proyección). La reconstrucción tomográfica se realizó utilizando el método de convolución y retroproyección y empleando una ventana del tipo Butterworth (frecuencia de corte = 0.25 Ny, orden = 6). Además, se realizó corrección de atenuación por el método de Chang con un coeficiente de atenuación de 0.13 cm<sup>-1</sup>. Los cortes tomográficos representan el FSC a nivel de los ganglios basales.

En la figura 5-a se observa una distribución bastante simétrica del radiofármaco, lo cual es típico en un individuo sano. Mientras que en la figura 5-b se observa una gran asimetría (ausencia de captación del radiofármaco en gran parte del hemisferio cerebral izquierdo), producido por el infarto que sufrió este paciente.

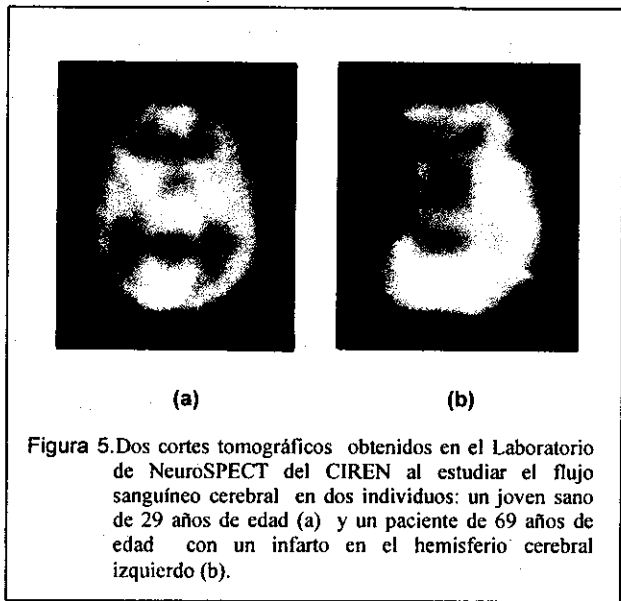


Figura 5. Dos cortes tomográficos obtenidos en el Laboratorio de NeuroSPECT del CIREN al estudiar el flujo sanguíneo cerebral en dos individuos: un joven sano de 29 años de edad (a) y un paciente de 69 años de edad con un infarto en el hemisferio cerebral izquierdo (b).

## MÉTODOS A PARTIR DE SERIES DE EXPANSION

### Definiciones y modelo del problema tomográfico

Los métodos a partir de series de expansión o algebraicos difieren fundamentalmente de los métodos a partir de transformadas, debido a que el modelo del problema tomográfico es discreto desde su planteamiento inicial, mientras que para los segundos el modelo es continuo y solo son discretas las fórmulas finales de solución del problema.

La figura 6 presenta una matriz o arreglo de celdas cuadradas, llamadas *pixels*, la cual abarca toda la imagen o función  $f$  que interesa reconstruir, es nuestro caso, la imagen de un corte de la distribución volumétrica del radiofármaco en el cerebro. Los pixels aparecen numerados convencionalmente de 1 (esquina superior izquierda) a  $n$  (esquina inferior derecha). El valor de la función  $f$  se asume constante en cada pixel,  $f_j$ , para  $j=1, 2, \dots, n$ .

representa la contribución o peso de  $f_j$  al rayo suma  $P_i$ .

La expresión [16] representa un sistema de  $m$  ecuaciones con  $n$  incógnitas, cuya solución es la función  $f$  o la imagen a reconstruir.

Si  $m$  y  $n$  son pequeños es posible emplear la teoría matricial convencional para resolver [16]. Sin embargo, en la práctica clínica  $n$  es como mínimo 4096 (imágenes de  $64 \times 64$ ) y  $m$  de una

magnitud similar. Para estos valores de  $m$  y  $n$ , el tamaño de la matriz formada por los valores ( $a_{ij}$ ) es  $4096 \times 4096$ . Para este tamaño de matriz, se hace impracticable, desde el punto de vista computacional, el empleo de métodos directos de inversión de matrices.

#### Método de reconstrucción algebraico o de las "proyecciones"

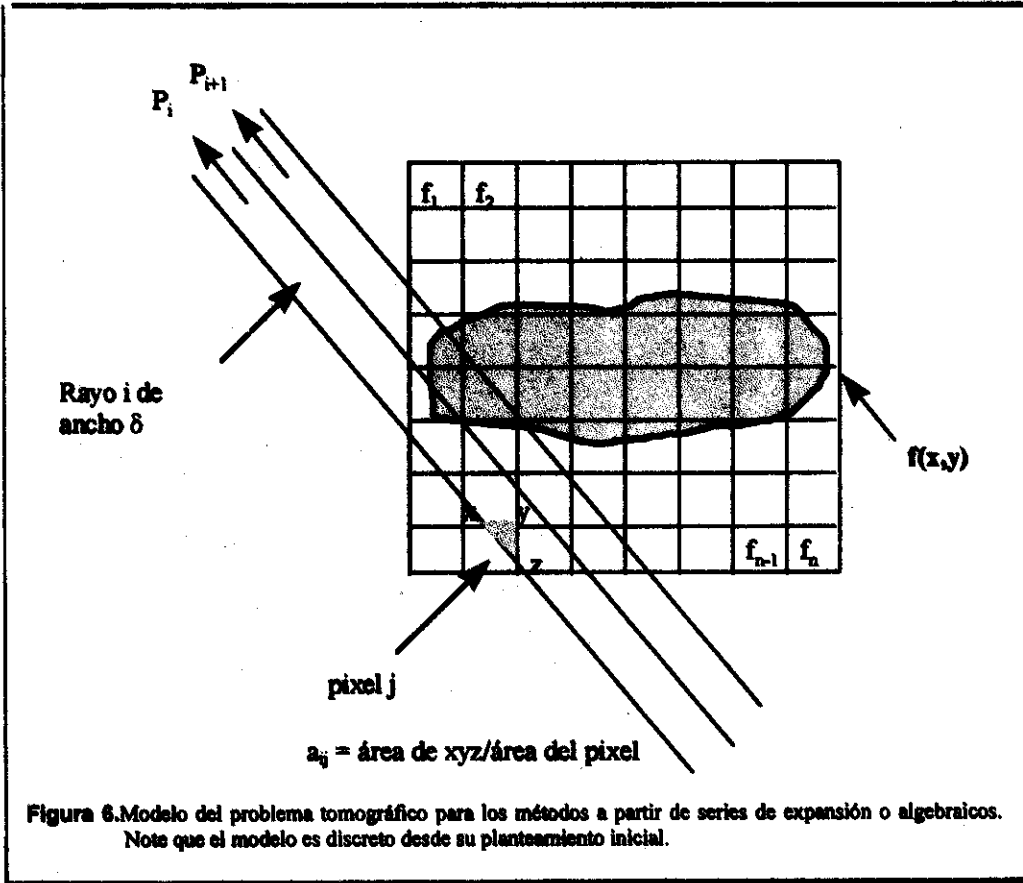
El método de reconstrucción algebraico (ART, del inglés, Algebraic Reconstruction techniques) o de las "proyecciones" fue publicado por primera vez en 1970 por Gordon y cols.<sup>(11, 15)</sup> y luego se reconoció que era idéntico al

método de Kaczmarz para resolver sistemas de ecuaciones lineales<sup>(16)</sup>.

La función  $f$  dentro del arreglo de  $n$  pixels, puede ser representada por el vector  $F(f_1, f_2, \dots, f_n)$  definido en un hiperspacio euclideo  $IR^n$ . En este hiperspacio cada una de las  $m$  ecuaciones en [16], representa un hiperplano. El punto en que se interceptan todos estos hiperplanos constituye la solución del problema tomográfico.

Para mayor simplicidad consideremos el caso  $m=2$  y  $n=2$ . En este caso  $f_1$  y  $f_2$  satisfacen las siguientes ecuaciones:

$$\begin{aligned} P_1 &= a_{11}f_1 + a_{12}f_2 \\ P_2 &= a_{21}f_1 + a_{22}f_2 \end{aligned} \quad [17]$$



Se define un *rayo* como cualquier banda que pase sobre la función  $f$ . Cada rayo tiene un ancho  $\delta$  que generalmente es igual al ancho de un pixel. Se define un *rayo suma* a la suma de la función  $f$  sobre un rayo.

Sea  $P_i$  el rayo suma sobre el rayo  $i$ . La relación entre los  $P_i$ 's y los  $f_j$ 's se puede expresar mediante la serie:

$$P_i = \sum_{j=1}^n a_{ij} f_j \quad \text{para } i=1, 2, \dots, m. \quad [16]$$

Donde el factor  $a_{ij}$  es la fracción de área del pixel  $j$  producto de la intercepción con el rayo  $i$ , y

El método ART parte de una solución inicial representada por el vector  $F_0$  (Figura 7). Esta solución inicial es proyectada sobre la recta representada por la primera de las ecuaciones en [17].

La implementación matemática de esta primera proyección se realiza mediante la fórmula:

$$F_1 = F_0 - [(A_1 \cdot F_0 - P_1) / (A_1 \cdot A_1)] A_1 \quad [18]$$

Donde  $A_1 = (a_{11}, a_{12})$ , es el vector formado por los coeficientes de la primera de las ecuaciones en [17].

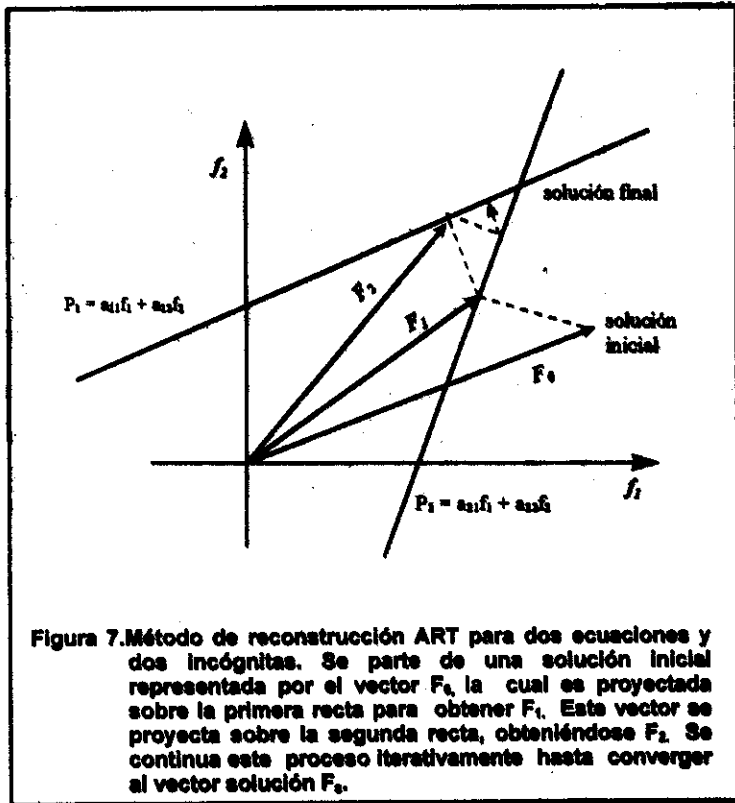


Figura 7. Método de reconstrucción ART para dos ecuaciones y dos incógnitas. Se parte de una solución inicial representada por el vector  $F_0$ , la cual es proyectada sobre la primera recta para obtener  $F_1$ . Este vector se proyecta sobre la segunda recta, obteniéndose  $F_2$ . Se continúa este proceso iterativamente hasta converger al vector solución  $F_5$ .

Después de obtener  $F_1$ , se proyecta este vector sobre la segunda recta, obteniéndose  $F_2$  como se observa en la figura 7. A continuación se proyecta  $F_2$  sobre la primera recta para obtener  $F_3$ . Proyectando  $F_3$  sobre la segunda recta se logra  $F_4$ . Este proceso iterativo continúa hasta converger al vector solución  $F_5$ . Ha sido demostrado por Tanabe<sup>(17)</sup> que si el sistema de ecuaciones representado por [17] tiene solución única, entonces:

$$\lim_{L \rightarrow \infty} F_{L2} = F_s \quad [19]$$

Generalizando [18] y [19] para cualquier  $m$  y  $n$ , tenemos que:

$$F_j = F_{j-1} - [(A_j \cdot F_{j-1} - P_j) / (A_j \cdot A_j)] A_j \quad [20]$$

$$\lim_{L \rightarrow \infty} F_{Lm} = F_s \quad [21]$$

Las fórmulas [20] y [21] constituyen el método de reconstrucción algebraico (ART) o de las "proyecciones" a partir del cual se han desarrollado otros métodos iterativos que en general buscan aumentar la velocidad de convergencia a la solución final<sup>(15)</sup>. [18]

### BREVE ANALISIS COMPARATIVO

Los métodos de reconstrucción tomográfica se caracterizan por la exactitud de sus resultados, la velocidad en la reconstrucción y por la flexibilidad para adaptarse a diferentes sensores de imágenes y geometrías de medición.

En el contexto de los métodos a partir de transformadas, se señalaba, hasta hace sólo algunos años, que el método de convolución y retroproyección aventajaba en exactitud al método por inversión de Fourier<sup>(8)</sup>, debido a los artefactos introducidos por los métodos de interpolación. No obstante, trabajos posteriores han logrado mejorar parcialmente estos resultados a partir del uso de procedimientos de interpolación mucho más refinados<sup>(8)</sup>. Por otra parte, el método de Fourier aventaja en velocidad al de la convolución ya que se necesita un volumen menor de cálculos para obtener la solución del problema tomográfico. Esto último es de primera importancia para aquellos sensores tomográficos que pueden emplear imágenes de mayor resolución digital (Resonancia Magnética, Tomografía por rayos X, etc.), pero en el caso de la SPECT cerebral los beneficios son pobres teniendo en cuenta que es prohibitivo el empleo de imágenes mayores de 128x128, so pena de degradar considerablemente la relación señal/ruido<sup>(9)</sup>.

Considerando los elementos apuntados, el método de reconstrucción de preferencia hasta la fecha, en la mayoría de los servicios de medicina nuclear, es el de convolución y retroproyección.

En el contexto más amplio de la teoría tomográfica, los métodos a partir de transformadas son, como regla general, mucho más rápidos que los métodos a partir de series de expansión o algebraicos, debido a la lentitud

relativa de la convergencia del proceso iterativo. Sin embargo, el creciente aumento de la velocidad de procesamiento de las computadoras actuales desvirtúan, en términos prácticos, esta desventaja de los métodos algebraicos. Este hecho ha inducido a mirar sin recelo las indiscutibles ventajas de estos métodos. Primero, mayor exactitud por la naturaleza iterativa del procedimiento. Segundo, mayor flexibilidad para implementarlos en nuevos sensores de imágenes (por ejemplo, ultrasonido) y en nuevas geometrías de medición (colimadores convergentes, etc.). Tercero, y quizás la cuestión de mayor relevancia para la SPECT cerebral, estos métodos permiten modelar más fácilmente los problemas de la atenuación y de la dispersión de la radiación<sup>(13)</sup>.

Finalmente, los métodos híbridos de reconstrucción, de más reciente desarrollo, se basan en combinar ambos enfoques<sup>(13)</sup>. Por ejemplo, comenzar tomando con primera aproximación de la función  $f$  una simple retroproyección y seguidamente, continuar con un proceso iterativo aplicando ART.

#### APLICACIONES CLINICAS DE LA SPECT CEREBRAL

Las aplicaciones clínicas más importantes de la SPECT cerebral han estado orientadas a la evaluación del FSC en la enfermedad cerebrovascular en diferentes estadios, en el diagnóstico diferencial de la demencia, en el estudio de la epilepsia, en los traumas craneoencefálicos, en las enfermedades neuropediátricas, en la enfermedad de Parkinson y más recientemente en las enfermedades psiquiátricas<sup>(18)</sup>.

De más reciente aparición son los estudios con neuroactivación, los cuales consisten en estudiar el FSC en reposo y durante algún tipo de activación (farmacológica, mental, motora, sensorial y crisis epiléptica inducida). Estos estudios brindan mucha más información que los simples estudios basales o en reposo, pues se puede estudiar como responden funcionalmente determinadas áreas cerebrales ante un estímulo dado<sup>(19)</sup>. Estos estudios parten de la base de que existe un acople entre el FSC y el metabolismo cerebral.

Otras de las aplicaciones clínicas de gran interés son las relacionadas con los estudios con radiofármacos con afinidad por neuroreceptores, por su mayor especificidad desde el punto de vista

metabólico y por sus implicaciones farmacológicas<sup>(19)</sup>. Este es también un campo en franco período de investigación/desarrollo y requiere de tener disponible métodos de cuantificación en la SPECT.

En nuestro centro se han realizado un grupo de trabajos, principalmente orientados a mejorar la calidad de las imágenes, particularmente la resolución espacial, y a la aplicación de la SPECT con Tc 99m -HMPAO en la enfermedad de Parkinson<sup>(20-26)</sup>.

#### REFERENCIAS

- (1) RADON, J. (1917): *Berichte Saechsische Akademie der Wissenschaften*, 69.
- (2) BRACEWELL, R.N. (1956): *Aust. J. Phys.*, 9.
- (3) DeROSIER, D.J. and A. KLUG (1968): *Nature*, 217.
- (4) CORMACK, A.M. (1963): *Appl. Phys.*, 34.
- (5) KUHL, D.E and R.Q. EDWARDS (1963): *Radilogy*, 80.
- (6) HELGASON, S. (1980): *The Radon Transform*. Boston M.A., Birkhäuser.
- (7) SÁNCHEZ CATASÚS, C. (1986): *Rev. Cub. Fis.*, 4, 1.
- (8) LEWITT, R. M. (1983): *Proceedings of the IEEE*, 71,3.
- (9) SORENSON, J.A. and M.E. PHELPS, (1988): *Physics in Nuclear Medicine*, New York, Grune & Stratton, Inc. Harcourt Brace Jovanovich.
- (10) MASDEN, M.T. and C.H. PARK (1986): *J. Nucl. Med.*, 13.
- (11) CHANG, L.T., et al. (1978): *IEEE Trans Nucl Sci NS-25*.
- (12) GIRALDI, M.C.; V. BETTINARDI, y A. TODD-POKROPEK (1988): *J. Nucl Med*, 29.
- (13) ROSENTHAL, M.S., et al, (1995): *J. Nucl. Med.*, 36.

- (14) GORDON, R.; R. BENDER, and G.T. HERMAN (1970): J.Theor. Biol., 29.
- (15) CENSOR, Y. (1983): Proceedings of the IEEE, 71,3.
- (16) KACZMARZ, S. (1937): Bull. Acad. Polon. Sci. Lett, A. 35.
- (17) TANABE, K. (1971): Numerische Matematik, 17.
- (18) HOLMAN, B.L. and M.D. DEVOUS (1992): J. Nucl. Med. 33.
- (19) COSTA D.C.; G.F. MORGAN and N.A. LASSEN (1993): New trends in Nuclear Neurology and Psychiatry, London, John Libbey & Company Ltd,
- (20) SÁNCHEZ CATASÚS, C.; L. ALVAREZ, et al. (1995): Rev. Esp. Med. Nucl. 15, 5.
- (21) SÁNCHEZ CATASÚS, C.; N. RODRÍGUEZ MESA, et al. (1994): Phys. Med. & Biol., 39a.
- (22) SANCHEZ CATASUS, C. et al. (1996). Eur. J. Nucl. Med., 23, 9.
- (23) SÁNCHEZ CATASÚS, C.; N. RODRÍGUEZ MESA et al. (1992): Rev. Esp. Med. Nucl., Supl. I.
- (24) \_\_\_\_\_ et al. (1995): Rev. Esp. Med. Nucl, 16, 1.
- (25) \_\_\_\_\_ et al. (1995): Tomograph in Nuclear Medicine, Present Status and Future Prospects. Vienna: IAEA Press.
- (26) Sánchez Catasús, C.; L. Alvarez, et al (1996): Rev. Neurol Arg. 21: 142-49.