

# Principios técnicos de la tomografía computarizada

**RICARDO MARTINEZ ROZO**  
Ingeniero  
Profesor Universidad Nacional

Alrededor del año 1972 fue dado a conocer uno de los más interesantes aparatos que revolucionaría los estudios paraclínicos a nivel mundial: la tomografía computarizada. Utilizando equipos secuenciales de Rayos X y de procesamiento automático de información, en un fenomenal acopio de ingenio. Esto le reportó a su inventor, G. Housfield, el primer Premio Nobel de medicina otorgado a un profano de la medicina.

El equipo básico, integrado por un equipo de Rayos X cuyo tubo emisor puede girar  $180^\circ$  a lado y lado del paciente y un computador que integra la información obtenida por el rastreo de los Rayos X, que atraviesan al paciente se esquematiza en la Figura 1 y su funcionamiento será analizado a continuación.

Para iniciar el análisis es necesario recordar que la imagen obtenida en película de un estudio con Rayos X muestra la superposición de las imágenes de todos los cuerpos que son atravesados por el rayo, en tal forma que cada uno tiene mayor o menor visibilidad de acuerdo con la relativa dificultad que oponga al paso del rayo, denominándose las que oponen mayor resistencia: radio densas, tal como las estructuras óseas, y las que oponen baja resistencia: radio-lúcidas, tal como sucede con la piel. Entre estas dos densidades radiológicas extremas se encuentran múltiples densidades intermedias en el cuerpo humano normal y en el patológico. El haz disparado se ordena en forma de cono de tal manera que su vértice está en la fuente y su base sobre la placa que se va a impresionar. El rayo incide sobre las diversas estructuras, en estudio, simultáneamente. (Ver figura 2).

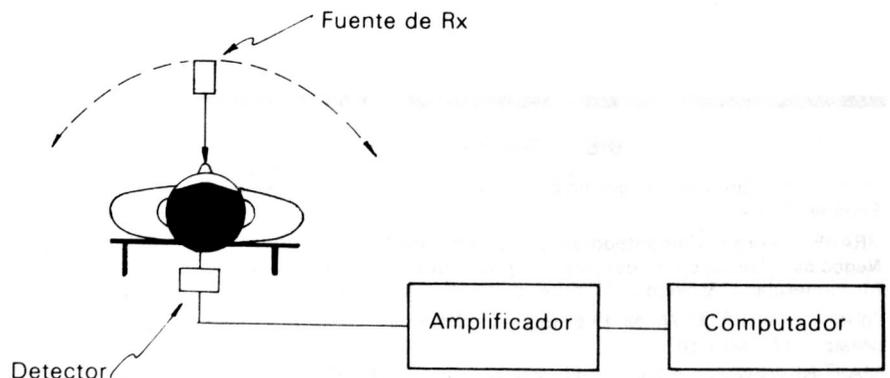


Figura 1.

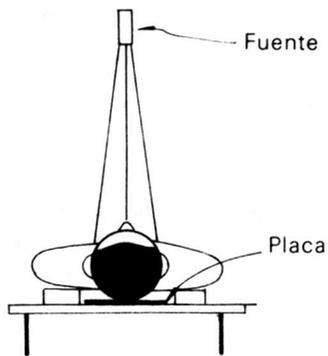


FIGURA 2.

En la escanografía se utiliza un rayo que por sus características se puede considerar lineal (ha sido colimado de tal forma que su amplitud es prácticamente la misma desde el emisor hasta el receptor. (Ver figura 3). Nuevamente el rayo, como se mencionó anteriormente, pasa a través de diversas estructuras y cada una de ellas opone su resistencia característica al paso de la radiación.

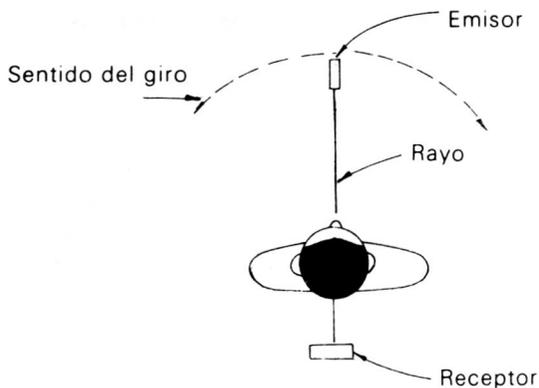


FIGURA 3.

Pero, adicionalmente la fuente puede girar alrededor del paciente, así cualquier elemento interno puede ser atravesado por lo menos por dos rayos (el rayo directo y el opuesto) en el peor de los casos, o por más de dos, de acuerdo con la frecuencia con que sea disparado el rayo al girar alrededor.

El receptor, normalmente un contador de radiación recibe un rayo atenuado, de acuerdo con la suma de los coeficientes de absorción propios de los diversos elementos atravesados por éste. Al girar el rayo 180° a lado y lado suministra información de los diversos elementos que integran el interior del cuerpo en estudio, para lograr información completa en un determinado nivel del cuerpo, obteniendo un corte transversal radiológico de éste, adicionando la dimensión faltante dentro de los estudios radiológicos convencionales.

Cada rayo suministra un dato que permite generar una ecuación donde las variables son los diversos coeficientes de absorción de rayos X de los elementos internos. En la figura 4 se puede observar un cuerpo que tiene solo cuatro (4) densidades radiológicas diferentes y la forma como las lecturas en el contador permiten generar ecuaciones para cuatro (4) rayos que las atraviesan.

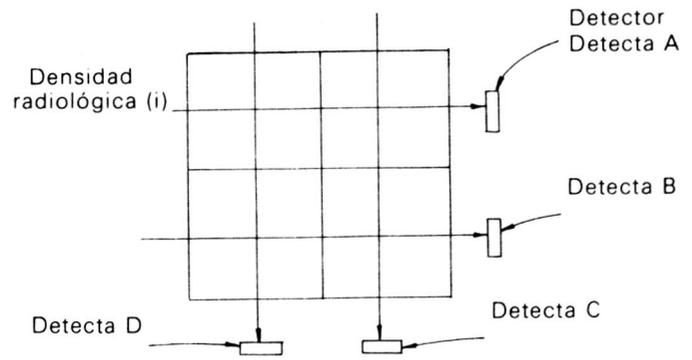


FIGURA 4.

Este ejemplo simple genera un sistema de cuatro (4) ecuaciones con cuatro (4) incógnitas. El cual podría ser resuelto manualmente para determinar los valores de  $\mu_1 \mu_2 \mu_4$ . Este mismo cuadrado representado en la figura 4 se hubiera podido dividir arbitrariamente, no en cuatro (4) partes sino en ocho (8), dieciséis (16), etc., de tal forma que también el número de variables y el número de ecuaciones iría en aumento en la misma proporción, con lo cual se podría lograr mayor discriminación de detalles radiológicos. Sin embargo, el incremento del número de variables y ecuaciones llega a un punto tal en el cual dada su cantidad es imposible una solución manual y entonces se hace imperioso el uso de un computador para resolver este sistema de ecuaciones. Sin embargo, este no es el único trabajo asignado al computador, como se describirá más adelante. En un Scanner convencional de primera generación se hacen lecturas lineales cada 2 mm. produciendo unas 160 lecturas para un cráneo. Luego se cambiará el ángulo 1 grado y se volverán a hacer las mismas 160 lecturas hasta completar los 180° o sea para generar 28 000 ecuaciones simultáneas, que procesadas por el computador generarán 6.400 valores de coeficientes de absorción. Estos 6.400 valores permiten estructurar una imagen constituida por un cuadrículado de 6.400 cuadrados. Mediante el rastreador ACTA se trabajó con una matriz de 160 x 160 cuadros mejorando fundamentalmente la nitidez de los bordes. Posteriormente el rastreador Delta (Ohio Nuclear Corp.) utilizó una matriz de 265 x 265 cuadros. (Todos los anteriores de segunda generación). Posteriormente se desarrollaron equipos de 320 x 320, 360 x 360 y 640 x 640 que marcan la tercera generación de equipos de 640 x 640 pero con un mayor poder de discriminación y un sistema mejorado de procesamiento de imagen (se describirá más adelante el sistema de procesamiento), los cuales encabezan una cuarta generación.

La imagen se estructura, bien sea mediante el uso de un monitor de televisión o una placa fotosensible de tal forma que para cada densidad radiológica de un determinado cuadrado hay una tonalidad específica en la imagen obtenida, logrando que los elementos radio-lúcidos sean negros y los radio-opacos sean blancos. Dentro de estas densidades

extremas aparecen diversas tonalidades de gris. (En equipos de fotografía y televisión en blanco y negro). Lo cual da la suficiente discriminación como para poder detectar claramente variaciones de densidad radiológica del 4% más o menos, lo cual es suficiente para diferenciar adecuadamente tejidos vivos.

Sin embargo, al reestructurar la imagen por cuadros aparecen sombras debido a la superposición de imágenes y a la discontinuidad del barrido. Por la misma razón se pierden los contornos de los elementos embebidos dentro del cuerpo cuando estos contornos estén en el interior de un cuadro. Por tal motivo es necesario el procesamiento posterior de la imagen, antes de ser estructurada en el monitor. Este procesamiento de imagen permite, por medio de una función de corrección de imágenes, intensificar las densidades radiológicas atenuadas debido a "artefactos" técnicos.

Al borrar estas sombras se logra que aparezcan solo las estructuras reales incluso cuando su diferencia de densidad es tan pequeña como la que existe entre LCR y sustancia cerebral.

Además de la enorme discriminación que proporciona esta nueva técnica es necesario mencionar como ventajas respecto a los estudios convencionales de Rayos X, que se trata de un procedimiento no invasivo y que los niveles de radiación a que se somete al paciente son unas 100 veces menores y aunque así no lo fuera la calidad de la imagen y por tanto sus posibilidades diagnósticas justifican niveles aún más altos de radiación (si la relación riesgo-beneficio mejora para el paciente). Sin embargo, su costo exageradamente alto, en Colombia, hace que este tipo de estudios esté restringido para el beneficio de un reducido número de pacientes que disponen de los recursos económicos necesarios.

---

#### BIBLIOGRAFIA

Ambrose, J. A. **Computerized transverse axial tomography**. British Journal of Radiology 46 (1973), 401.  
Hounsfield, G. et al. **Computerized transverse axial scanning**. British Journal of Radiology 46 (1973), 1016.  
Linke, G. et al. **Carga radiogénica del paciente durante la obtención de tomografías axiales con computador**. Electro Médica 1 (1976), 15.

Pfeiler, G. et al. **Conceptos modelo sobre la reproducción de las imágenes en la tomografía axial con computador**. Electro Médica 1 (1976), 19.

Taveras, Juan y Wood, Ernest. **Diagnóstico Neurorradiológico**. Traducción del inglés por Mario Arnaldo Marino. Editorial Médica Panamericana, Buenos Aires, Argentina, 1978, pp. 991-994.