

# Ruido en la tomografía reestructiva

## Por Ismael Espinosa E.

División de Estudios Superiores,  
Facultad de Ingeniería, UNAM.  
México 20, D.F. (Actualmente en  
Moore School of Electrical Engineering,  
University of Pennsylvania,  
Philadelphia, Pa., U.S.A.)

### RESUMEN

El objetivo de este trabajo es analizar aquellos aspectos que determinan la habilidad de la Tomografía Reestructiva o Tomografía Asistida por Computadora para distinguir, cuantitativamente, pequeñas diferencias en los coeficientes de atenuación de los rayos X al pasar a través de tejidos vivos. Se busca caracterizar las diferentes fuentes de ruido y las incertidumbres involucradas en la determinación de estos coeficientes, así como los medios para disminuir o eliminar este ruido. Se hace un análisis detallado de la literatura disponible, y se proporcionan expresiones que permiten evaluar la varianza en la determinación del coeficiente de atenuación lineal. Finalmente, se dan los lineamientos generales para poder disminuir el valor de esta varianza.

### ABSTRACT

The purpose of this paper is to analyze those aspects which determine the ability of Reconstructive or Computer-assisted Tomography to distinguish quantitatively minute differences in X-ray attenuation coefficients, when passing through living tissues. We aim to characterize the different sources of noise and the uncertainties in the determination of these coefficients, as well as the means of diminishing or eliminating this noise. A detailed analysis of the available literature is made. We present the expressions which allow for the evaluation of the linear attenuation coefficient variance, and furnish the guidelines in order to get a smaller value of this variance.

### 1. Introducción

La meta de la radiología diagnóstica es visualizar estructuras que se encuentran localizadas muy al interior del cuerpo humano, así como distinguir entre el tejido sano y el tejido patológico. Esto se logra de manera óptima si el procedimiento empleado para obtener la información deseada hace uso de observaciones externas.

Las radiografías convencionales han alcanzado la meta anterior de manera parcial. Sin embargo, su utilidad es nula cuando la diferencia entre el tejido anormal y el sano es muy pequeña o cuando el tejido de interés es "invisible" debido a

la interferencia de otras estructuras. Este último problema ha sido resuelto recientemente mediante la introducción de una nueva técnica, conocida como Tomografía Reestructiva (TR) o Tomografía Asistida por Computadora (TAC o CAT de las iniciales en inglés).<sup>11</sup>

La Tomografía Reestructiva es una técnica radiológica de diagnóstico que proporciona imágenes de secciones transversales del cuerpo; al igual que en otras técnicas radiográficas, la TR refleja variaciones en la atenuación de los rayos X producidas por los tejidos observados. Sin embargo, en este caso se utiliza como detector primario un contador de centelleo, en lugar de la película de rayos X. La combinación del sistema de detección con el procesamiento hecho por una computadora digital permite obtener un perfil completo de las variaciones de atenuación de los rayos X a lo largo de múltiples trayectorias en el cráneo o cuerpo. Se observa que, en general, el tejido anormal produce una atenuación diferente a la que produce el tejido sano. El éxito de la TR se basa en su habilidad para discriminar pequeñas diferencias en las propiedades de atenuación a los rayos X, en las estructuras del cuerpo humano.

### 2. Principios fundamentales

El objetivo fundamental de la TR es la reconstrucción de objetos tridimensionales a partir de un conjunto de imágenes bidimensionales de secciones transversales del cuerpo: con una fuente de radiación se obtiene una proyección bidimensional de transmisión de un objeto tridimensional. El problema de reconstrucción se puede plantear de la siguiente manera: dado un número finito de los perfiles de transmisión obtenidos a partir de

un haz angosto y con orientaciones diferentes alrededor de un sujeto, se busca estimar su distribución de atenuación a los rayos X.

El uso actual de la TR en radiología diagnóstica fue desarrollado por Godfrey Hounsfield en los primeros años de la década de los setenta; sin embargo, sus principios fundamentales habían sido descritos y probados previamente en campos tan disímiles como la astronomía y la cristalografía de rayos X.<sup>9</sup>

El propósito de este artículo es analizar los aspectos que han mejorado y continúan mejorando la capacidad de la TR para distinguir, cuantitativamente, pequeñas diferencias en la atenuación de los rayos X. Esto significa, fundamentalmente, poder caracterizar el ruido y las incertidumbres involucradas en la determinación de los coeficientes de atenuación, así como entender los medios a través de los cuales este ruido puede ser eliminado de las operaciones implícitas en el procesamiento radiológico, inherente a la TR (Figura 1).

### 3. Fuentes de ruido en la TR

Conforme al equipo utilizado en la TR va siendo perfeccionado, surge la pregunta relativa a su límite de precisión. Es por lo tanto importante analizar las limitaciones impuestas por el ruido y sus efectos sobre el tomograma reconstruido.

Los procesos de producción de ruido que serán considerados en este trabajo son los siguientes, en orden de importancia:

- a) Radiación dispersada por el paciente,
- b) Efectos mecánicos,

- c) Endurecimiento del haz de rayos X,
- d) Artefactos en el algoritmo de reconstrucción,
- e) Detección de los fotones.

### 4. Análisis y supresión del ruido de la TR

#### a) Radiación dispersada por el paciente

Si los fotones dispersados por el paciente son detectados, producirán ruido adicional en la reconstrucción y también conforme se hacen más rastreos, aumentará la dosis recibida por el paciente. Este efecto se puede eliminar, en general, por medio de blindaje y colimación apropiados.

#### b) Efectos mecánicos

El sistema mecánico utilizado en la TR se asemeja al desarrollado por primera vez por D.E. Kuhl, en Filadelfia, para ser usado en medicina nuclear. En el momento actual, los errores ocasionados por este sistema pueden ser eliminados casi en su totalidad. Los más importantes son los siguientes: i) Desalineación del detector: ésta ha sido corregida con un balanceo adecuado del detector, con técnicas de sincronización y compuerta, así como a través del uso de fuentes y detectores múltiples de rayos X, para eliminar así el movimiento de traslación; ii) Movimiento del sujeto examinado: este problema ha sido corregido basándose en el hecho de que el movimiento en cuestión produce patrones específicos en la imagen obtenida y puede, entonces, ser reconocido por medio de un programa de computadora y posteriormente eliminado de la imagen.

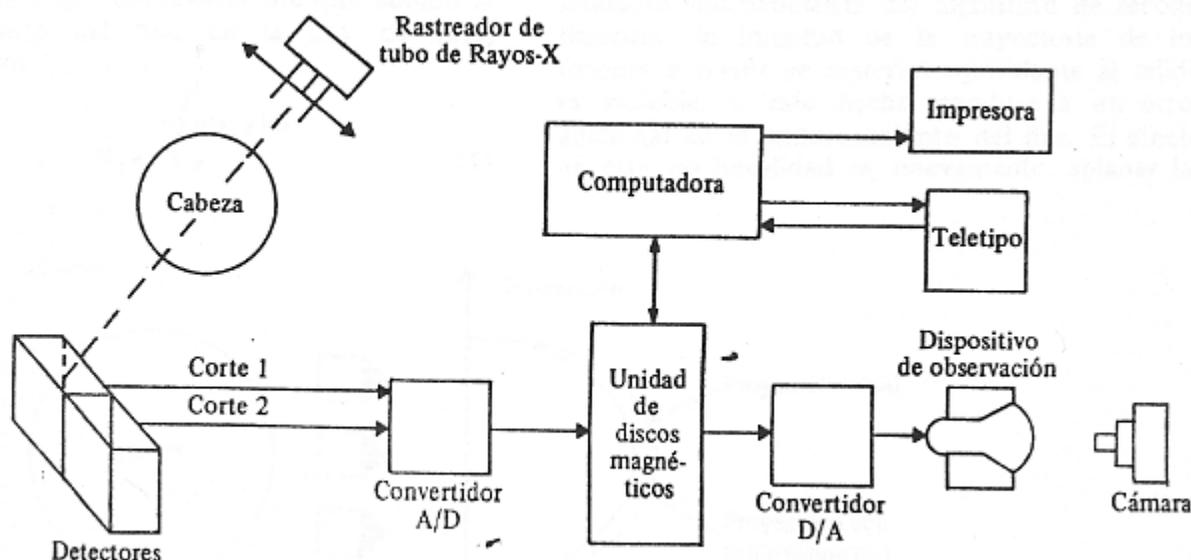


Figura 1. Diagrama a bloques de un sistema de Tomografía Reconstructiva (TR).

c) *Endurecimiento del haz de rayos X*

Conforme un haz policromo de rayos X pasa a través de la materia, los fotones de baja energía se atenúan en mayor medida que los de energía elevada debido, fundamentalmente, a la absorción fotoeléctrica. De esta manera, el haz se enriquece en fotones de alta energía y se vuelve más "duro" o penetrante. Este efecto conduce a varios artefactos en la TR.

Los equipos para TR que aquí consideramos hacen uso de una bolsa de agua colocada alrededor de la cabeza, de manera tal que todos los rayos X atraviesan la misma distancia de tejidos o agua.

Gado y Phelps<sup>7</sup> hacían notar que la banda de atenuación aumentada, observada en imágenes de TR, *in vivo* del cráneo de adultos e identificada entonces con la corteza cerebral, no era más que un artefacto en la imagen reconstruida. Para verificar esta afirmación, McDavid y cols.<sup>12</sup> y Brooks y Dichiro<sup>2</sup> hicieron uso de una simulación en computadora que permitía concentrarse en el endurecimiento del haz, excluyendo otros factores de distorsión. Brooks y Dichiro consideraron el endurecimiento del haz en los huesos, suponiendo un equipo que hiciera uso de la bolsa de agua, y que el tejido blando tuviera el mismo coeficiente de atenuación que el agua. Los efectos del endurecimiento del haz fueron examinados en hueso, ya que la absorción fotoeléctrica en el tejido óseo es elevada y permite un mejor estudio del endurecimiento.

El resultado que obtuvieron fue que debido al endurecimiento del haz, en la Ley de Beer, expresada por

$$N = N_0 e^{-\int_{r,\theta} \mu(x,y) ds} \quad (1)$$

donde N es el número promedio de fotones detectados, N<sub>0</sub> el número de fotones incidentes y μ(x, y) la función que describe el coeficiente de atenuación lineal en un punto con coordenadas (x, y); la atenuación del haz cesaba de ser una función lineal del espesor del material absorbente. Esta no-linealidad producía, al hacer un tomograma de hueso, los efectos que muestra la Figura 2.

El efecto primario es reducir el coeficiente de atenuación del hueso. Además, tiene lugar una ligera invasión (*spill-over*) de la región de tejido blando que se manifiesta, en mayor medida, cerca del borde interno del cráneo, en donde los valores del coeficiente de atenuación se incrementan en aproximadamente 3-5 unidades Hounsfield. Este efecto puede ser compensado parcialmente si no se corrige el fenómeno de Gibbs (véase la siguiente sección). Estos efectos produjeron el artefacto llamado "pseudo-corteza" identificado por Gado y Phelps.<sup>7</sup>

Cuando la reconstrucción se realiza con base en las proyecciones ideales, estos artefactos desaparecen. En estas condiciones, en que el hueso tiene un coeficiente de atenuación cercano a 500 unidades Hounsfield mientras que el del tejido blando es de 0, se confirma que la distorsión en cuestión se debe al endurecimiento del haz y no a defectos en el algoritmo de reconstrucción. El error en cuestión puede compensarse si antes de la reconstrucción se procesa la salida del detector para corregir la no linealidad.

En aquellos rastreadores (*scanners*) que no hacen uso de la bolsa de agua tiene lugar otro artefacto independiente del algoritmo de reconstrucción: la longitud de la trayectoria de los fotones a través de material equivalente al tejido es variable, y este hecho conduce a un error adicional en el endurecimiento del haz. El efecto de esta no linealidad es, nuevamente, aplanar las

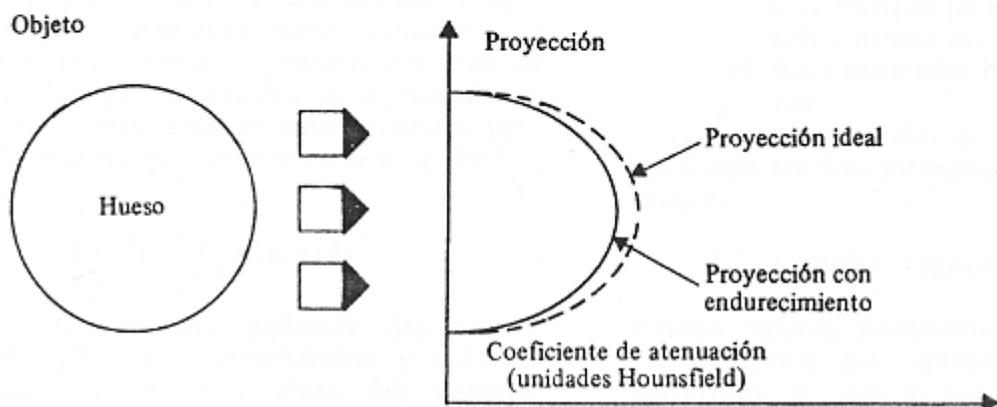


Figura 2. Efecto causado por el endurecimiento del haz de rayos X sobre las proyecciones obtenidas.

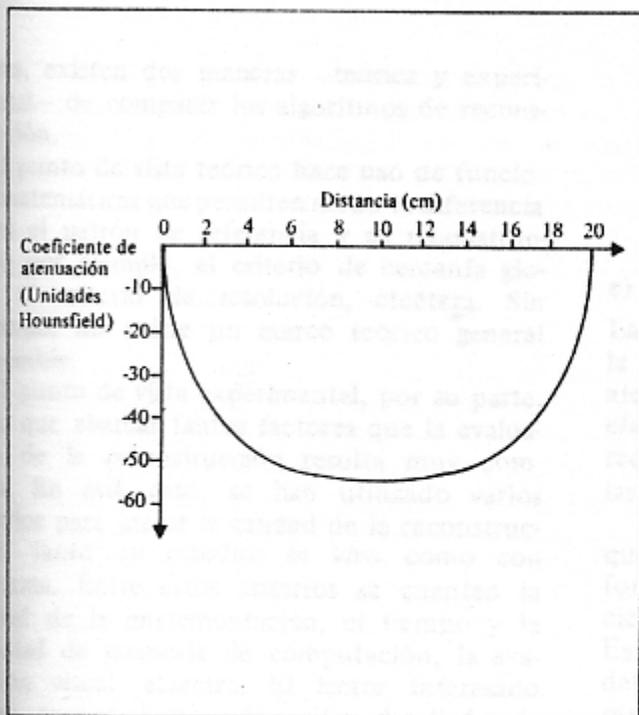


Figura 3. Distorsión por "abombamiento" para una sección circular de tejido blando.

proyecciones. Si se hace una sección transversal de la imagen reconstruida resultante, se puede observar que los valores de la atenuación son menores que su valor nominal de cero. Este efecto es mayor en el centro y disminuye hacia los extremos, produciendo un efecto de "abombamiento" (Figura 3). Este abombamiento puede reducirse si se linealiza la salida del detector o si el haz se somete a un prefiltrado adicional (por ejemplo utilizando 3.5 cm de aluminio), para eliminar así los fotones de baja energía y lograr que el mecanismo de atenuación dominante sea la dispersión de Compton.<sup>1,2</sup>

#### d) Artefactos del algoritmo de reconstrucción

Todos los algoritmos de reconstrucción toman como entrada los datos de las proyecciones (Figura 1), y todos producen como resultado una estimación de la estructura original, con base en los datos disponibles. Basados en la fórmula de Radon<sup>6</sup> se pueden obtener varios métodos para evaluar la integral que aparece en la ecuación (1); es decir:

$$p(r, \theta) = \int_{r, \theta} \mu(x, y) ds \quad (2)$$

Entre estos métodos podemos citar los de Bracewell y Riddle,<sup>1</sup> Remachandran y Lakshminarayanan,<sup>14</sup> Gilbert,<sup>8</sup> y otros. Sin embargo,

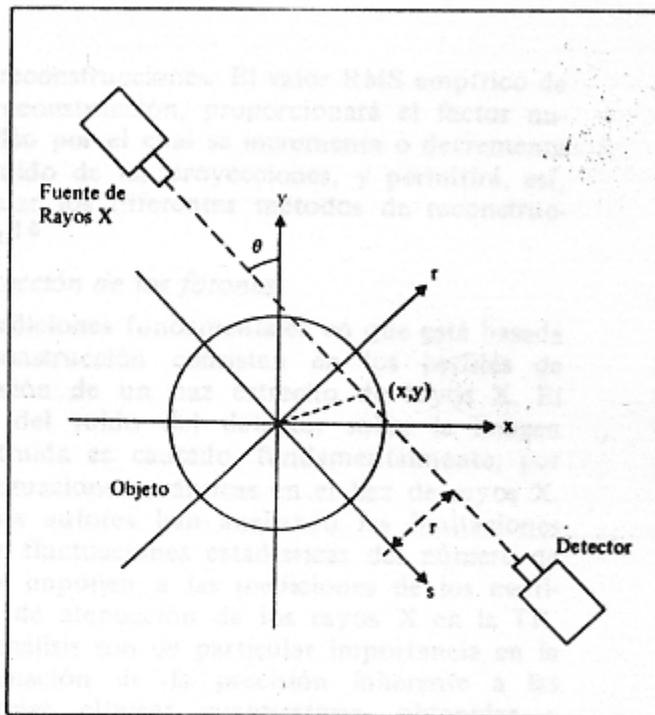


Figura 4. Ilustración de la geometría de la Tomografía Reconstructiva.

estos métodos no son equivalentes entre sí, pues al usar aproximaciones diferentes en la evaluación de la ecuación (2) se obtendrán diferentes estimaciones de la estructura en reconstrucción.

#### d.1) Los métodos de la Tomografía Reconstructiva

Los siguientes métodos han sido utilizados en la Tomografía Reconstructiva.<sup>3, 9</sup>

- 1) Proyección-retrograda
- 2) Reconstrucción iterativa
- 3) Reconstrucción analítica
  - a) Proyección-retrograda filtrada
    - a.1) Filtrado de Fourier
    - a.2) Filtrado de Radon
    - a.3) Filtrado por convolución
  - b) Reconstrucción bidimensional de Fourier.

Todos estos métodos de reconstrucción proporcionan tan sólo estimaciones de la estructura original.

#### d.2) Estudios comparativos

Existen algunos lineamientos para determinar los algoritmos más apropiados circunstancias específicas. A pesar de que el conocimiento es

pobre, existen dos maneras —teórica y experimental— de comparar los algoritmos de reconstrucción.

El punto de vista teórico hace uso de funciones matemáticas que permiten medir la diferencia entre el patrón de referencia y su reconstrucción; por ejemplo, el criterio de cercanía global, el criterio de resolución, etcétera. Sin embargo, no existe un marco teórico general disponible.

El punto de vista experimental, por su parte, tiene que abarcar tantos factores que la evaluación de la reconstrucción resulta muy compleja. En este caso, se han utilizado varios criterios para juzgar la calidad de la reconstrucción, tanto en estudios *in vivo* como con fantasma. Entre estos criterios se cuentan la calidad de la implementación, el tiempo y la cantidad de memoria de computación, la evaluación visual, etcétera. El lector interesado podrá encontrar una discusión detallada de estos aspectos en el artículo de Gordon y Herman.<sup>9</sup>

### d.3) Discusión

En los primeros rastreadores de TR, en el algoritmo tenía lugar un artefacto que producía un fenómeno de sobretiro u oscilación (el Fenómeno de Gibbs) en las regiones con cambios bruscos de atenuación. Este artefacto se debía al uso de un algoritmo de reconstrucción algebraico. Desde ese entonces, este efecto se ha reducido sustancialmente por medio del uso de un algoritmo de convolución en la reconstrucción de la imagen.<sup>5, 7, 16</sup>

La experiencia ha demostrado que los mejores algoritmos son los que hacen uso de proyecciones retrógradas filtradas. En este método, la elección apropiada de una función de ponderación permite lograr exactitud, simplicidad, tiempos de computación cortos y una baja sensibilidad al ruido. Además, la simplicidad del algoritmo permite calcular teóricamente la varianza del ruido en la reconstrucción, tal como se mostrará en la siguiente sección.

Por otra parte, conviene hacer notar que la minimización del ruido implica un compromiso con la resolución espacial y, por lo tanto, es necesario adoptar un criterio de dejar de lado lo demás. En los métodos lineales, es posible identificar el efecto del ruido aditivo sobre la proyección, haciendo que las proyecciones de entrada al sistema estén constituidas por variables aleatorias normales estandarizadas, del tipo pseudoaleatorio, y con base en ellas se calculan

las reconstrucciones. El valor RMS empírico de la reconstrucción, proporcionará el factor numérico por el cual se incrementa o decrementa el ruido de las proyecciones, y permitirá, así, evaluar los diferentes métodos de reconstrucción.<sup>16</sup>

### e) Detección de los fotones

Las mediciones fundamentales en que está basada la reconstrucción consisten en los perfiles de atenuación de un haz estrecho de rayos X. El efecto del ruido del detector sobre la imagen reconstruida es causado, fundamentalmente, por las fluctuaciones cuánticas en el haz de rayos X.

Varios autores han analizado las limitaciones que las fluctuaciones estadísticas del número de fotones imponen a las mediciones de los coeficientes de atenuación de los rayos X en la TR. Estos análisis son de particular importancia en la determinación de la precisión inherente a las mediciones clínicas cuantitativas, obtenidas a partir de imágenes tomográficas; son también útiles en la estimación del flujo en la emisión de fotones y, por ende, de la dosis necesaria para alcanzar una precisión determinada, cuando se están diseñando nuevos sistemas tomográficos. El énfasis en estos trabajos ha sido fundamentalmente el de establecer relaciones cuantitativas entre la incertidumbre estadística de los valores reconstruidos y otros parámetros de la reconstrucción: resolución espacial, el número de fotones detectados, la dosis cutánea y otros aspectos del ruido, tales como su caracterización espacial de frecuencia o su espectro de potencia.

El ruido proveniente de las fluctuaciones estadísticas en la detección de los fotones se introduce en el momento mismo de medir las proyecciones. Debido a las limitaciones en la dosis aplicada al paciente, este ruido siempre estará presente en la TR. Por lo tanto, es muy importante poder cuantificar las características estadísticas del ruido del detector. Esta evaluación involucra problemas variados, puesto que, según sea el tipo de análisis utilizado, se han obtenido diferentes fórmulas para su cuantificación. Para poder entender estas fórmulas de cuantificación es necesario recurrir a los fundamentos matemáticos de la TR. En lo que sigue, obtendremos las expresiones para una aproximación conocida con el nombre de método de convolución. Su fundamento matemático fue propuesto inicialmente por Bracewell y Riddle<sup>1</sup> y fue redescubierto posteriormente por Ramachandran y Lakshminarayanan,<sup>14</sup> quienes le dieron una forma más definitiva desde el punto de vista de su implementación práctica.

e.1) Obtención de la varianza del ruido  $\sigma^2(\mu)$

Sea  $\mu(x,y)$  el coeficiente de atenuación lineal en el punto de coordenadas  $(x,y)$ , correspondiente a una sección plana fija de un objeto (Figura 4). Supóngase que las integrales o proyecciones a lo largo de un rayo  $(r,\theta)$ , dadas por

$$p(r, \theta) = \int_{r, \theta} \mu(x, y) ds$$

se miden a través de la transmisión de rayos X a lo largo de S. El problema por resolver es el de la estimación o reconstrucción de la distribución de atenuación original,  $\mu(x,y)$ . Una vez que  $\mu(x,y)$  ha sido determinada, es posible calcular su varianza, la cual constituye una cuantificación de su incertidumbre, así como una indicación de la medida en que puede reducirse por medio de un método de varianza mínima.

De acuerdo con los resultados de Bracewell y Riddle,<sup>1</sup> modificados por Brooks y Dichiro,<sup>4</sup> la relación inversa de la ecuación (2) está dada por

$$\mu(x, y) = \int_0^\pi h(r, \theta) (x \cos \theta + y \sin \theta, \theta) d\theta \quad (3)$$

donde la función  $h(r,\theta)$  se obtiene a partir del rastreo lineal  $p(r,\theta)$ , por medio de la relación

$$h(r, \theta) = \lambda p(r, \theta) - \frac{1}{\pi^2} \int_{-\infty}^{\infty} p(\tau, \theta) \frac{\sin^2 [\pi \lambda (r - \tau)]}{(r - \tau)^2} d\tau \quad (4)$$

en esta última ecuación,  $\theta$  es el ángulo de proyección y  $\lambda$  es la frecuencia espacial más alta presente. Este método se conoce como el filtrado por convolución.

Los rastreos que constituyen los datos se suponen disponibles a intervalos infinitesimales de  $d\theta$ , pero en la práctica se cuenta únicamente con  $m$  rastreos espaciados a intervalos promedio de  $\pi/m$ , en el ángulo de posición. En estas condiciones, se puede escribir la siguiente aproximación de la ecuación (3):

$$\mu(x, y) \approx \sum_{i=1}^m a_i h(x \cos \theta_i + y \sin \theta_i, \theta_i) \quad (5)$$

donde  $\theta_i = \frac{i\pi}{m}$  y  $a_i = \frac{\pi}{m}$ .

Para la evaluación aproximada de  $h(r,\theta)$  en la ecuación (4) tomamos en consideración que  $p(r,\theta)$  está limitada en banda, y por lo tanto es suficiente utilizar valores discretos,  $p_i$ , espaciados a distancias  $W = 1/2\lambda$ . De esta manera y de acuerdo con Ramachandran y Lakshminarayanan,<sup>14</sup> la ecuación (4) se transforma en

$$h_i = \frac{p_i}{4W} - \frac{1}{\pi^2 W} \sum_{j=1, \text{non}} \frac{p_j}{(i-j)^2} \quad (6)$$

donde  $\sum_{j=1, \text{non}}$  indica la sumatoria sobre todas las  $j$ , tales que  $(i-j)$  sea non. Por otra parte, cada medición de  $p_i$  es mp-correlacionada con las demás  $p_j$  y posee una desviación estándar,  $\tau(p)$ ; por lo tanto, la varianza de  $h$  estará dada por

$$\sigma^2(h) = \frac{\sigma^2(p)}{W^2} \left[ \frac{1}{4^2} - \frac{1}{\pi^4} \sum_{j=1, \text{non}} \frac{1}{(i-j)^4} \right] \approx \frac{\sigma^2(p)}{12W^2} \quad (7)$$

Si, por otra parte,  $N$  representa el número promedio de fotones detectados y  $N_0$  el número de fotones incidentes, y suponiendo que la radiación es monoenergética para evitar la no-linealidad causada por el endurecimiento del haz, entonces la ley de Beer es aplicable y es posible escribir la siguiente expresión a partir de la ecuación (1):

$$p(r, \theta) = \int_{r, \theta} \mu(x, y) ds = \text{Ln} \left( \frac{N_0}{N} \right) \quad (8)$$

Las variaciones aleatorias en  $N$  al contar los fotones provocan fluctuaciones estadísticas en los valores de  $p$  medidos. Dado que  $N$  posee una distribución de Poisson,<sup>18</sup> la varianza de  $N$  estará dada por<sup>13</sup>  $\sigma^2(N) = N$ . En el caso que nos ocupa,  $N_0$  no introduce errores estadísticos, puesto que no se le mide de manera directa; por lo tanto la desviación estándar de  $p$  estará dada por:<sup>4</sup>

$$\sigma(p) = \frac{\sigma(N)}{N} = \frac{1}{\sqrt{N}} \quad (9)$$

Finalmente, la varianza de  $\mu$  se obtiene a partir de la ecuación (5) como:

$$\sigma^2(\mu) = a^2 \sigma^2(h) = \frac{\pi^2}{m^2} \sigma^2(h) \quad (10)$$

Sustituyendo la ecuación (9) en la (7) y el resultado así obtenido en la ecuación (10), obtenemos otra expresión para la varianza de  $\mu$ :

$$\sigma^2(\mu) = \frac{\pi^2 \sigma^2(p)}{m^2 12W^2} = \frac{\pi^2}{12m^2 W^2 N} \quad (11)$$

La expresión anterior fue obtenida por Brooks y Dichiro<sup>4</sup> y verificada posteriormente por Gore y Tofts,<sup>10</sup> quienes afirman que los valores obtenidos por otros investigadores son incorrectos. Es importante hacer notar, sin embargo, que no obstante que la ecuación (11) parece ser aceptada como correcta, los diferentes puntos de vista adoptados para su obtención son confusos e incompletos. Este hecho podría deberse a la falta de detalles explicativos en las publicaciones a este respecto, pero también parecería útil recalcularla con mayor cuidado.

Por otra parte, la importancia de la ecuación (11) radica en que puede ser expresada en términos de la energía de los fotones y la dosis administrada al paciente. Brooks y Dichiro<sup>4</sup> obtuvieron el siguiente resultado:

$$\sigma^2(\mu) = \frac{\pi^2 \beta \gamma(E) (N_0/N) \mu_{en} E}{1200W^3 tD} \quad (12)$$

donde  $\beta$  es el factor de corrección debido a la dispersión del haz;  $\gamma(E)$  el factor de profundidad-dosis promedio;  $\mu$  en el coeficiente de absorción de energía en  $\text{cm}^{-1}$ ;  $E$  la energía de los fotones en ergs;  $W$  es el ancho efectivo del haz en cm;  $t$  el espesor de la franja en cm, y  $D$

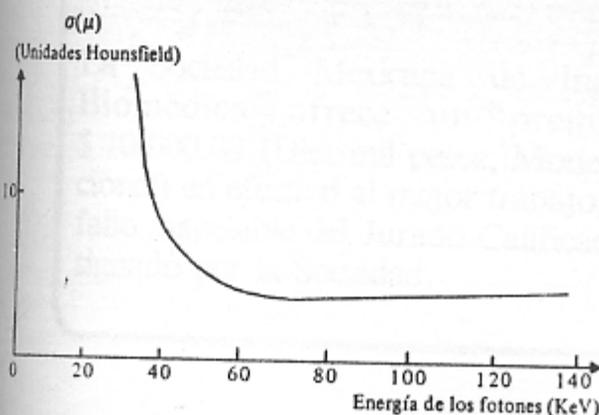


Figura 5. Desviación estándar (ruido) del coeficiente de atenuación lineal de la imagen reconstruida, en función de la energía de los fotones.

la dosis máxima de la piel en rads. La ecuación (12) fue graficada con base en los datos obtenidos del *Scanner EMI* y se muestra en la Figura 5.

La ecuación (12) permite diseñar una estrategia para obtener el mínimo de ruido. Se han propuesto algunas alternativas en la literatura citada: 1) se podría aumentar la dosis  $D$ , aunque esto no es de ninguna manera deseable; 2) la energía de los fotones  $E$  podría disminuirse, pero esto causaría una reducción en el número de fotones detectados  $N$ ; 3) se podría usar un haz muy filtrado, pero en estas condiciones el rango de contraste entre los diferentes materiales se vería estrechado (con esto en mente, y de acuerdo con la Figura 5, se podrían eliminar los fotones cuyas energías fueran menores de 50 KeV); 4) se podría incrementar el ancho del haz,  $W$ , con el consiguiente decremento en la resolución; 5) se podría utilizar un rastreo a lo largo de  $360^\circ$ , para así distribuir de manera más uniforme la dosis recibida por la piel, y 6) El factor  $\beta$ , debido a la dispersión del haz podría reducirse alejando la fuente de rayos X.

En general, la técnica para minimizar el ruido depende de cada necesidad y diseño particulares. Además, es necesario prestar atención al hecho de que la ecuación (12) fue calculada con base en la presencia de una bolsa de agua. Aparentemente en la literatura no se cita ningún cálculo de  $\sigma^2(\mu)$  cuando no hay bolsa de agua presente, y no se puede ignorar el hecho de que un gran número de *scanners* comerciales no hacen uso de esta bolsa.

## e.2) Otros estudios del ruido de detección de fotones

Se han hecho trabajos adicionales en lo referente al análisis del ruido del detector, con base en el estudio de su espectro de potencia.

Tanaka e Iinuma<sup>17</sup> obtuvieron funciones de corrección aplicables a los métodos de reconstrucción por convolución. Estas funciones fueron optimizadas para maximizar la relación señal-ruido con base en un cierto valor RMS del ancho de resolución. En este caso, la potencia de la señal es la función de dispersión lineal integrada y la potencia de ruido corresponde a la varianza de la densidad, en el centro de la imagen de una fuente uniforme localmente. Se calculó también la función de autocovarianza para ruido uniforme. El trabajo de Riederer y cols.<sup>15</sup> pretende explicar el comportamiento estadístico del ruido de detección con

base en el estudio de su espectro de potencia. La varianza  $\sigma^2(\mu)$  para cada punto reconstruido se calcula por medio de la integración del espectro de potencias en todo el dominio de la frecuencia.

Sin embargo, la sofisticación matemática de estos cálculos así como la carencia de una nomenclatura estándar hacen muy difícil la tarea de relacionar estos resultados con los expuestos anteriormente. Es necesario puntualizar que esta es la situación prevaleciente en toda la literatura que trata acerca de estudios estadísticos del ruido en la TR. Para concluir, podemos citar a Tanaka e Inuma:<sup>17</sup> "...el problema no ha sido aclarado lo suficiente... el efecto de estas correcciones sobre el ruido de imágenes es un problema para el futuro".

#### REFERENCIAS

1. Bracewell, R.N. y Riddle, C.A. "Inversion of fan-beam scans in Radio Astronomy". *Astrophys J.* 150: 427-434, 1967.
2. Brooks, R.A. y DiChiro, G. "Beam Hardening in X-ray Reconstructive Tomography". *Phys. Med. Biol.* 21: 390-398, 1976a.
- 3) Brooks, R.A. y DiChiro, G. "Principles of Computer Assisted Tomography (CAT) in Radiographic and Radioisotopic Imaging". *Phys. Med. Biol.* 21: 689-732, 1976b.
4. Brooks, R.A. y DiChiro, G. "Statistical limitations in X-ray reconstructive tomography". *Med. Phys.* 3: 237-240, 1976c.
- 5) Chesler, D.A. y Riederer, S.J. "Ripple suppression during

- reconstruction in transverse tomography". *Phys. Med. Biol.* 20: 632-636, 1975.
6. Cormack, A.M. y Doyle, B.J. "Algorithms for two-dimensional reconstruction". *Phys. Med. Biol.* 22: 994-997, 1977.
7. Gado, M. y Phelps, M. "The peripheral zone of increased density in Cranial Computed Tomography". *Radiology* 117: 71-74, 1975.
8. Gilbert, P. "Iterative methods for the reconstruction of three dimensional objects from projections". *J. Theor. Biol.* 36: 105-117, 1972.
9. Gordon, R. y Herman, G.T. "Three-dimensional reconstruction from projections: A review of algorithms". *Int. Rev. Cytology* 38: 111-151, 1974.
10. Gore, J.C. y Tofts, P.S. "Statistical Limitations in computed Tomography". *Phys. Med. Biol.* 23: 1176-1182, 1978.
11. Hounsfield, G.N. "Computerized transverse axial scanning (Tomography): Part I, Description of system". *British J. of Radiology.* 46: 1016-1022, 1973.
12. Mc David, W.D.; Waggener, R.G.; Payne, W.H. y Dennis, M.J. "Spectral effects on three-dimensional reconstruction from X-rays". *Med. Phys.* 6: 321-324, 1975.
13. Papoulis, A. *Probability, Random Variables and Stochastic Processes.* McGraw Hill, 1965, p. 145.
14. Ramachandran, G.N. y Lakshminarayanan, A.V. "Three-dimensional Reconstruction from Radiographs and Electron Micrographs: Application of Convolutions Instead of Fourier Transforms" *Proc. Nat. Acad. Sci. USA* 68: 2236-2240, 1971.
15. Riederer, S.J. Pelc, N.J. y Chesler, D.A. "The noise power spectrum in computed X-ray tomography". *Phys. Med. Biol.* 23: 446-454, 1978.
16. Shepp, L.A. y Logan, B.F. "The Fourier Reconstruction of a Head Section". *IEEE Trans. Nuclear Sci.* 21, 1974.
17. Tanaka, E. y Inuma, T.A. "Correction functions for optimizing the reconstructed image in transverse section scan". *Phys. Med. Biol.* 20: 789-798, 1975.
18. Ter-Pogossian, M. *The Physical Aspects of Diagnostic Radiology.* Hoeber Medical Division, Harper & Row Publ., Nueva York, 1969, pp. 185-190.

## PREMIO AL MEJOR TRABAJO PRESENTADO

III Congreso Nacional de Ingeniería Biomédica  
México, D.F., del 25 al 29 de noviembre de 1980.

#### Bases:

La Sociedad Mexicana de Ingeniería Biomédica ofrece un premio de \$ 10 000.00 (Diez mil pesos, Moneda Nacional) en efectivo al mejor trabajo, según fallo inapelable del Jurado Calificador designado por la Sociedad.

Serán elegibles para el premio aquellos trabajos inéditos, originales y aceptados para su presentación en el Congreso, cuya verificación completa sea entregada antes del 14 de noviembre de 1980 y cuyo autor haya residido en el país durante el año comprendido entre el 4 de septiembre de 1979 y al 4 de septiembre de 1980, y haya cubierto su cuota de inscripción al Congreso.