

## Corrección de la radiación dispersa en spect cerebral utilizando dos ventanas de energía

R. Rodríguez Rojas, C. Sánchez, A. Aguila y R. Palmero.  
Centro Internacional de Restauración Neurológica  
MSc. Rafael Rodríguez Rojas Master en Física Nuclear  
e-mail: [rafael@neubas.sld.cu](mailto:rafael@neubas.sld.cu)

### RESUMEN

La dispersión de los rayos gamma dentro del tejido humano afecta la cuantificación en SPECT cerebral y degrada la calidad de la imagen. En esta investigación implementamos cuatro métodos de corrección de la dispersión, basados en un análisis espectral de energías. Se utilizaron adquisiciones tomográficas en fantasmas que simulan lesiones frías y calientes en un medio dispersor, para calcular el contraste tomográfico y comprobar la linealidad de las correcciones con Tc-99m. En las mismas se realizó la cuantificación relativa de actividad, utilizando adquisiciones en aire como referencia. Las correcciones de la dispersión muestran una alta linealidad con la actividad. Con el método DEW se obtiene la mejor exactitud cuantitativa y recuperación de contraste. Este método muestra el mejor compromiso entre exactitud cuantitativa, recuperación de contraste y facilidad de implementación. Estos resultados demuestran que los métodos de corrección de la radiación dispersa utilizando dos ventanas de energía pueden mejorar significativamente la cuantificación en SPECT cerebral.

Palabras clave: SPECT, radiación dispersa, cuantificación.

Scatter correction in brain spect using two energy windows

### ABSTRACT

The scatter of the gamma rays inside the human tissue affects the quantification in brain SPECT and degrades the quality of the image. In this investigation we implement four methods of correction of the scatter, based on spectral energy analysis. Tomographic acquisitions were used in phantoms that simulate cold and heat lesions in scatter media, to calculate contrast and check the linearity of the corrections using Tc-99m. In the same ones was carried out the relative quantification of activity, using air as reference. The corrections of the dispersion show a high linearity with the activity. With DEW method it is obtained the best quantitative accuracy and contrast recovery. This method shows the best commitment among quantitative accuracy, contrast recovery and implementation easiness. These results demonstrate that the use of the scatter correction methods using two energy windows can improve the quantification significantly in brain SPECT.

Key words: SPECT, scatter correction, quantification.

## Corrección de la radiación dispersa en spect cerebral utilizando dos ventanas de energía

### INTRODUCCIÓN

Las técnicas de imágenes a partir de radioisótopos o tomografías de emisión, de positrones (PET) o de fotones (SPECT) permiten obtener imágenes que representan la distribución tridimensional de un radiofármaco, previamente administrado al paciente y que se distribuye en un órgano o tejido de acuerdo a algún proceso bioquímico o fisiológico [1]. La presencia de la radiación dispersa, junto a otros fenómenos físicos limita la exactitud de la cuantificación de la concentración del radiofármaco en las imágenes obtenidas mediante la cámara gamma [2,3]. Por esta razón la SPECT ha sido considerada generalmente como una técnica cualitativa, particularmente cuando se comparaba con la PET [4]. Los costes prohibitivos de la PET y la aparición de nuevos radiofármacos, en los que estimar su concentración en términos absolutos tiene una repercusión clínica de primera importancia, han dado lugar al desarrollo de un grupo de métodos de corrección de los diferentes problemas que afectan la cuantificación en la SPECT, los cuales han disminuido en parte la distancia que separa ambas técnicas.

En la actualidad la dispersión de la radiación gamma se reconoce como un importante problema en la cuantificación. El efecto Compton provoca información espacial errónea de las coordenadas de emisión, lo cual degrada tanto el análisis visual de la imagen así como su exactitud cuantitativa, particularmente el contraste. En los estudios de SPECT entre el 20 y el 50% de las cuentas detectadas en una ventana energética del 20% se debe a radiación dispersa [5].

Varios autores han reportado una significativa mejoría en la cuantificación utilizando métodos de corrección de la radiación dispersa mediante ajuste espectral, convolución, o empleando algoritmos de reconstrucción iterativos [6]. Estos métodos tienen limitaciones de orden práctico, ya que para estimar la contribución de los fotones dispersados utilizan múltiples

ventanas de energía o requieren tiempos de cómputo excesivos. Esto los hace prohibitivos en condiciones clínicas.

El objetivo de esta investigación es implementar, comparar y validar cuatro métodos de corrección del efecto Compton, los cuales utilizan dos ventanas energéticas para eliminar los fotones dispersados de las imágenes de SPECT. La implementación de estos métodos solo requiere una interfase de adquisición que permita adquirir simultáneamente en dos ventanas de energía.

### MATERIALES Y MÉTODOS

Métodos de corrección.

La suposición básica es que los g's detectados están constituidos por g's primarios y g's dispersados, lo cual se puede describir utilizando el siguiente modelo:

$$I(i) = U(i) + S(i) \quad (1)$$

donde  $I(i)$  es el número de cuentas detectadas en el pixel  $i$  para una ventana energética dada,  $U(i)$  y  $S(i)$  corresponden al número de cuentas no dispersadas y dispersadas, respectivamente, para la misma ventana energética.

M1. Método que estima la fracción de fotones dispersados en el fotopico.

Este método presupone que la mayor contribución de los fotones dispersados ocurre en una ventana inferior del fotopico (10% de su valor) (figura 1). Se puede encontrar una relación de regresión entre el cociente del número de cuentas dentro de cada subventana ( $R(i) = I1(i)/I2(i)$ ) y la fracción dispersada dentro de la ventana del fotopico ( $SF(i) = S(i)/U(i)$ ), para el pixel  $i$ . El modelo queda definido como:

$$SF(i) = AR(i)B + C \quad (2)$$

## Corrección de la radiación dispersa en spect cerebral utilizando dos ventanas de energía.

donde A, B y C son constantes que se estiman empleando análisis de regresión no lineal [7]. La imagen libre de fotones dispersados se puede estimar como:

$$U(i) = I(i) - I(i) \times SF(i) / [1 + SF(i)] \quad (3)$$

M2. Método de las proporciones en dos ventanas de energía en el fotopico.

Este método asume que tanto el cociente del número de fotones no dispersados en dos subventanas simétricas (figura 1) ( $k_1$ ), así como el cociente del número de fotones dispersados ( $k_2$ ), es constante [6], es decir:

$$k_1 = U_1(i) / U_2(i) \quad \text{y} \quad k_2 = S_1(i) / S_2(i) \quad (4)$$

Las imágenes adquiridas en las subventanas de energía menor ( $I_1$ ) y mayor ( $I_2$ ) respectivamente son:

$$I_1(i) = U_1(i) + S_1(i) \quad (5)$$

$$I_2(i) = U_2(i) + S_2(i) \quad (6)$$

De esta forma se obtiene un sistema de cuatro ecuaciones con cuatro incógnitas ( $U_1(i)$ ,  $S_1(i)$ ,  $U_2(i)$ ,  $S_2(i)$ ), mientras que  $k_1$  y  $k_2$  son calibrados a través de datos experimentales, cuya solución da como resultado:

$$U(i) = [(1+k_1) / (1+k_2)] \times [k_2 \times I_2(i) - I_1(i)] \quad (7)$$

M3. Método de las dos ventanas de energías (DEW).

Esta técnica consiste en sustraer una fracción  $k$  de la imagen, correspondiente a los eventos detectados en una ventana secundaria  $I_2$  (en el rango energético de Compton), de la imagen en el fotopico (figura 2) [8], es decir:

$$U(i) = I(i) - k \times I_2(i) \quad (8)$$

M4. Método de las dos ventanas de energía en el fotopico.

Este método parte del hecho experimental de que entre el 75 y el 80% de los fotones dispersados que se detectan en una ventana

energética simétrica, centrada en 140 keV, estarán localizados en su mitad inferior [9]. La ventana (20%) del fotopico se divide en dos subventanas adyacentes  $I_1$  e  $I_2$  (figura 1). La estimación de la imagen libre de fotones dispersados se estima de la forma:

$$U(i) = [I_1(i) + I_2(i)] - [I_1(i) - I_2(i)] \quad (9)$$

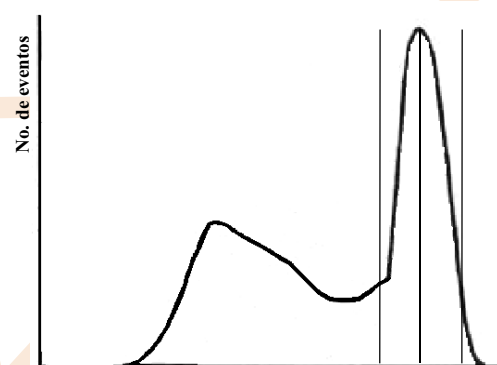


Figura 1. División del espectro en dos subventanas para la estimación de la contribución de la radiación dispersa en los métodos M1, M2 y M4.

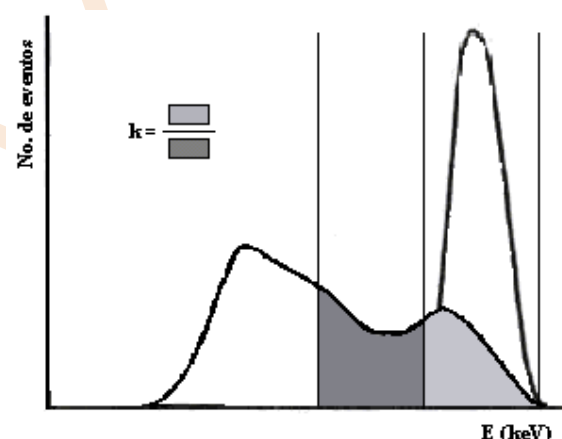


Figura 2. División de la ventana energética en dos subventanas para la estimación de la contribución de la radiación dispersa en el método de las dos ventanas de energía (M3).

## Corrección de la radiación dispersa en spect cerebral utilizando dos ventanas de energía.

### Análisis comparativo

Todas las mediciones fueron realizadas utilizando una cámara gamma de dos cabezas detectoras, modelo SMV DST XLi, equipada con un colimador de baja energía y ultra alta resolución (FWHM=6,2 mm). La matriz de adquisición fue de 128x128 pixeles, sin zoom. El procesamiento de las imágenes se realizó en una estación de trabajo IBM RS 6000, provisto del sistema de procesamiento Vision 5.0 sobre plataforma UNIX. Las dosis de Tc-99m se obtuvieron de un generador de 99Mo 99mTc. En la validación clínica se utilizó 99mTc-HMPAO. El análisis comparativo entre los métodos de corrección implementados y el de referencia (procedimiento de adquisición estándar en SPECT, el cual utiliza una ventana única del 20 % centrada en el fotopico), se basó esencialmente en estudiar los cambios que produce cada método sobre la resolución espacial, el contraste y la relación señal/ruido. Para ello se utilizaron los porcentos de cambio (PC) de los siguientes parámetros: FWHM y FWTM, contraste tomográfico de lesiones frías de diferentes diámetros, relación señal/ruido (S/R) y exactitud cuantitativa en el cálculo de la actividad de 4 fuentes cilíndricas con diferentes concentraciones de actividad. Adicionalmente se calculó la Función de Transferencia de la Modulación (MTF) para cada método de corrección. Las adquisiciones se desarrollaron en maniqués diseñados o modificados por nuestro grupo. Para la validación clínica de los métodos se calculó la relación entre sustancia gris (SG) y sustancia blanca (SB) en 10 sujetos voluntarios sanos, a los que se le realizaron estudios de SPECT cerebral con 99mTc-HMPAO.

### RESULTADOS

#### Calibración.

M1. El análisis de regresión no lineal de la ecuación 2 dio como resultado:

$$SF(i) = 0,723 * R(i) + 1,996 \quad 0,485$$

M2. La figura 3 muestra la distribución de k1 y k2 en función de la ubicación de la fuente en el medio dispersor. Los valores medios  $\pm$  la desviación estándar de estos parámetros fueron:

$$k1 = 0,981 \pm 0,008 \quad y \quad k2 = 2,088 \pm 0,331$$

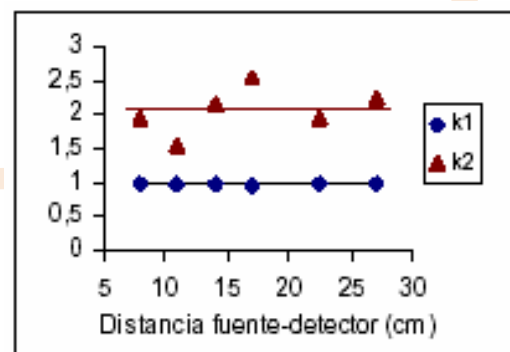


Figura 3. Distribución de los parámetros k1 y k2 para el método M2. Las líneas rectas indican los valores medios, utilizados para la corrección.

### Estudio comparativo:

En la tabla I aparecen los valores para PCFWHM y PCFWTM. También aparecen las diferencias absolutas en mm entre los métodos de corrección y el de referencia.

Tabla I. Porcentaje de cambio y diferencias en mm del FWHM y FWTM de los métodos de corrección, con respecto al método de referencia.

Método	PC <sub>FWHM</sub>	Dif(mm)	PC <sub>FWTM</sub>	Dif(mm)
M1	1	0,11	8	1,71
M2	-4	0,40	19	4,27
M3	12	1,25	21	4,43
M4	2	0,21	6	1,59

Los valores de PCcontraste para diferentes diámetros de lesión aparecen en la tabla II. En la figura 4 se muestra gráficamente la recuperación de contraste en función del diámetro de las lesiones frías.



## Corrección de la radiación dispersa en spect cerebral utilizando dos ventanas de energía.

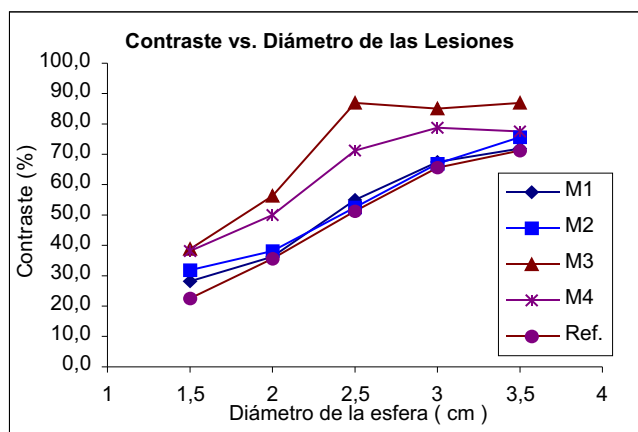


Figura 4. Valores de contraste (en %), en función del diámetro de las esferas.

Tabla II  
Recuperación de contraste (en %) para lesiones frías en los cortes de SPECT.

Método	Diámetro de las esferas (mm)				
	15	20	25	30	35
M1	25	2	7	3	1
M2	43	7	3	2	6
M3	75	57	70	30	22
M4	72	40	39	20	9

En la tabla III aparecen los resultados para el PCS/R. El método que empeora en menor medida la S/R es el M3, el cual disminuye el número de cuentas en los cortes tomográficos en un 19%. Los métodos M1, M2 y M4 disminuyen el número total de cuentas en 34, 31 y 32 % respectivamente de los cortes de SPECT originales.

Tabla III  
Porcentaje de cambio de la S/R. El signo negativo indica disminución.

Método	PC <sub>S/R</sub>
M1	-17,1
M2	-18,8
M3	-9,9
M4	-17,2

Los valores de contraste estimados para 4 fuentes radiactivas con diferentes concentraciones de actividad, normalizados con respecto al valor máximo de actividad medida en aire (estándar de oro), aparecen en la tabla IV.

Aparecen también los valores para el método de referencia (sin corrección). En la tabla IV aparecen los resultados de la relación entre Sustancia Gris y Sustancia Blanca (SG/SB), promediados en 10 sujetos sanos, y los PCSG/SB con respecto al método de referencia.

Tabla IV  
Contraste SG/SB y PCSG/SB en 10 sujetos voluntarios sanos.

Método	Contraste SG/SB	PC <sub>SG/SB</sub> (%)
Ref.	1,99	-
M1	2,14	8
M2	2,27	14
M3	2,34	18
M4	2,04	3

En la figura 5 aparece el co-registro de las diferencias entre las imágenes con y sin corrección con la referencia espacial en un sujeto normal. En la figura 6 se grafican las MTF de cada método, comparadas con las obtenidas en aire (estándar de oro) y con el método de referencia (Ref.).

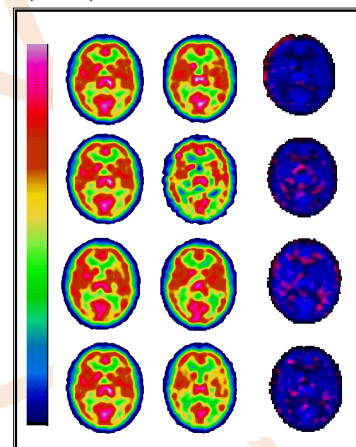


Figura 5. Co-registro de las diferencias entre los cortes axiales corregidos por dispersión y las imágenes de referencia, con los cortes corregidos, en un sujeto voluntario sano.

## Corrección de la radiación dispersa en spect cerebral utilizando dos ventanas de energía.

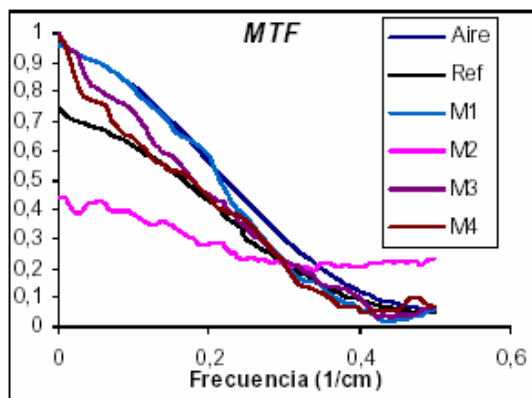


Fig 6. MTF de una fuente lineal corregida por los diferentes métodos, y comparadas con el método de referencia y el gold estándar.

### DISCUSIÓN

En la presente investigación hemos implementado cuatro métodos de corrección de la radiación dispersa en imágenes de SPECT cerebral.

Para el método M1, la estimación de los parámetros A, B y C constituye un punto crítico en la implementación, ya que la relación entre  $SF(i)$  y  $R(i)$  puede variar, de acuerdo a la localización de los tubos fotomultiplicadores. Sin embargo, la sensibilidad del método a estos parámetros aparece para valores extremos de  $R(i)$ , lo que ocurre solamente en una porción pequeña de píxeles en la imagen. En el caso de M2, el valor de  $k_1$  tiene una distribución alrededor de un valor muy cercano a 1, con una desviación estándar muy baja, lo cual era teóricamente esperado. Sin embargo la distribución de  $k_2$  tiene una variación mucho mayor. Esto se corresponde con el hecho de que la ventana del fotopico incluye fotones con dispersiones simples y múltiples. Para M3, investigaciones anteriores han mostrado que  $k=0,5$  es un valor aceptable en la práctica [6]. La simplicidad de implementación del método es un factor importante a su favor. La principal desventaja de M4, variante de M3, radica en que entre un 20 a un 25 % de los fotones dispersados no serán excluidos de la imagen.

El cambio en el FWHM producido por los métodos M1, M2 y M4 se encuentra dentro del error de la medición. Sin embargo la ganancia en resolución espacial (1,25 mm) obtenida con M3 es del orden de la pérdida en el FWHM producida por la radiación dispersa en la imagen. El PC en el FWTM es superior en todos los métodos. Esto se debe a que el efecto más importante de la radiación dispersa es un alargamiento en la base de la LSF medida en aire. M3 es el método que presenta la mayor recuperación del FWTM.

Con relación al contraste, M3 y M4 muestran una recuperación del contraste para todos los tamaños de lesión, más significativa para las lesiones más pequeñas. M3 es superior al resto de los métodos. M1 y M2 producen pocos cambios en el contraste con respecto al método de referencia. De acuerdo a los resultados del FWTM, la mejoría causada por M2 debía ser mayor. Esto se debe a que M2 reduce el número de cuentas de forma global, mientras M3 y M4 tienen mayor efecto en las zonas donde la fracción de fotones dispersados es mayor.

Por último, los métodos seleccionados para esta investigación eliminan los fotones dispersados, restándolos de la imagen, y utilizan ventanas energéticas más estrechas de lo habitual. Esto provoca una disminución de la relación señal/ruido en las imágenes. M3 mantiene la mejor relación S/R en los cortes tomográficos, los cuales presentan un 81% del número de cuentas en los cortes reconstruidos con el método de referencia, con un PCS/R inferior al 10%.

El uso de las adquisiciones en aire como gold standar para determinar la exactitud en la cuantificación, se justifica porque permite asumir que la fracción de fotones detectados está determinada solamente por la sensibilidad del sistema, y no por la interacción de la radiación con el medio. De la cuantificación de la actividad en lesiones calientes se observa que M1 y M4 subestiman los valores de actividad en todos los cilindros, mientras M2 los sobrestima. M3 produce resultados satisfactorios en la cuantificación relativa de

## Corrección de la radiación dispersa en spect cerebral utilizando dos ventanas de energía.

Lesiones con altas concentraciones de actividad.

La dispersión de la radiación  $\gamma$  en el tejido cerebral es de hecho el fenómeno que queremos eliminar, por lo que el cerebro humano constituye un phantom natural por excelencia. Por ello se realizaron 10 estudios de SPECT en sujetos voluntarios sanos y se calcularon la relación SG/SB y su PC en los cortes tomográficos, con relación al método de referencia. De estos valores y del análisis visual de los cortes tomográficos se pueden observar las siguientes consecuencias al aplicar cada método:

1. M3 mejora significativamente la relación SG/SB con respecto a los valores de referencia, en particular en zonas de menor concentración del radiofármaco.
2. M1 y M4 producen una discreta mejoría en SG/SB. En ambos casos se observa una disminución en la concentración de actividad en las estructuras más internas del cerebro.
3. M2 mejora los valores de SG/SB, pero introduce artefactos de forma circular hacia el centro de la imagen, relacionados con la degradación de la uniformidad y el aumento del ruido.

Al estudiar la MTF, el método M1 muestra el mejor comportamiento para las bajas y medias frecuencias. Tanto este método como M4 degradan la respuesta del sistema en las frecuencias más altas. M3 mejora la respuesta del sistema, pero su comportamiento es inferior al M1 por debajo de 0,3 ciclos/seg, y superior M4 en todo el rango de frecuencias. M2 muestra resultados superiores al resto de los métodos por encima de los 0,3 ciclos/seg, relacionado con el ruido de alta frecuencia presente en las imágenes.

M3 es el que degrada en menor medida la uniformidad tomográfica. Esto se debe a que los métodos de corrección M1, M2 y M4 utilizan ventanas energéticas del 10% y asimétricas con respecto al fotopico, lo que los hace muy sensibles a defectos de uniformidad del sistema, mientras M3 utiliza una ventana del 20% centrada en el fotopico.

Estos resultados confirman que al utilizar métodos de corrección con múltiples ventanas, es necesario crear matrices de corrección de la uniformidad para cada ventana energética, pues la corrección intrínseca no es suficiente en estos casos.

### CONCLUSIONES

Estos resultados demuestran que el uso de los métodos de corrección de la radiación dispersa utilizando dos ventanas de energía pueden mejorar significativamente la cuantificación en SPECT. Entre los métodos comparados M3 muestra el mejor compromiso entre exactitud cuantitativa, recuperación de contraste y facilidad de implementación, a la vez que degrada significativamente menos la relación S/R y afecta en menor magnitud la uniformidad.

## Corrección de la radiación dispersa en spect cerebral utilizando dos ventanas de energía.

### BIBLIOGRAFÍA

1. Sánchez Catasús CA, Rodríguez Rojas R, Aguila Ruiz A. Tomografía por emisión de fotones en la neurología. Nucleus 1998; 24:50-9.
2. Rosenthal, MS; Cullom, J; Hawkins, W. Quantitative SPECT imaging: a review and recommendations by the focus committee of the society of nuclear medicine computer and instrumentation council J Nucl Med 1995; 36:1489-513.
3. Sánchez Catasús CA, Rodríguez Castillo M, Rodríguez Rojas R, Rodríguez Mesa N. A way to reduce the radius of rotation in brain SPECT with a single-head system. Nucl Med Commun 1999; 20:99-103.
4. Hashimoto, J.; Kubo, A., cols. Scatter and Attenuation Correction in Technetium-99m Brain SPECT. J Nucl Med 1997; 38.
5. Vandevivere, J; Ham, H; Dobbeleir, A; et. al. Brain SPECT Instrumentation: State-of-the-Art and Future Direction. In: SPECT in Neurology and Psychiatry. Ed. John and Libbey, Londres, 1997.
6. Buvat, I.; Benali, H.; Todd-Pokropek, A.; Di Paola, R. Scatter correction in scintigraphy: the state of the art. Eur J Nucl Med. Vol.21, No.7, 1994.
7. King, MA; Hademenos, GJ, Glick, SJ. A Dual-Photopeak Window Method for Scatter Correction. J Nucl Med, Vol. 33, No.4, 1992.
8. Koral, KF; Swailem, FM; Buchbinder, S. SPECT Dual-Energy-Window Compton Correction: Scatter Multiplier Required for Quantification. J Nucl Med, Vol. 31, No.1, 1990.
9. Kojima A, Tsuji A, Takaki Y, Tomiguchi S, Hara M, Matsumoto M, Takahashi M. Correction of scattered photons in Tc-99m imaging by means of a photopeak dual-energy window acquisition. Ann Nucl Med 1992; 6 (3):153-8.