

Técnica espectral para la corrección de la radiación dispersa aplicada a estudios de perfusión miocárdica de SPECT mediante simulación numérica de Monte Carlo.

por

Carlos Luján

Tesis de Licenciatura en Física Médica



Escuela de Ciencia y Tecnología
Universidad Nacional de General San Martín



Tema: Técnica espectral para la corrección de la radiación dispersa aplicada a estudios de perfusión miocárdica de SPECT mediante simulación numérica de Monte Carlo.

Alumno: Carlos Luján

Lugar de Trabajo: Laboratorio de imágenes de la Escuela de Ciencia y Tecnología de la UNSAM

Directora de Tesis: Lic. Amalia Pérez

Co-Director de Tesis: Lic. Roberto Galli

Fecha de Iniciación: Octubre de 2010

Fecha de finalización: Diciembre de 2014

Fecha de Examen: 22 de Diciembre de 2014

Jurado:

Trabajo final de Tesis aprobado por:

Autor

Director

Director de la Comisión de Tesis de Licenciatura

ÍNDICE

I RESUMEN	6
II INTRODUCCIÓN	7
Planteo del problema	7
Antecedentes	11
Principios físicos	11
Interacción de la Radiación Electromagnética con la materia	11
Efecto Compton	13
Efecto Fotoeléctrico	13
Fenómeno de la atenuación	15
Principio funcional de la Medicina Nuclear	15
Principio de Detección y obtención de la imagen tomográfica: SPECT	15
Cabezal del SPECT	16
Colimador	16
Cristal Detector	17
Fototubos	17
Analizador de altura de pulsos	18
Espectros de Energía	19
Métodos de Reconstrucción de la Imagen Tomográfica	20
Retroproyección Filtrada. Transformada de Radón	20
Métodos de Corrección de la Radiación Dispersa	23
Métodos de Sustracción de ventanas energéticas	25
Método de Dos Ventanas	25
Métodos de Corrección de la Atenuación	27
Métodos de Corrección de la Atenuación Mediante la Compensación Corte a	
Corte de Imágenes de Emisión-Transmisión	29
Reconstrucción por RPF de las Proyecciones Simuladas y Obtención de los	
Ejes Cardíacos	30

DESARROLLO DE LA IDEA:

Propuesta Metodológica para la Corrección de la Radiación Dispersa:

El Método Espectral de Sustracción Diferenciada Estructurado en 132 keV 31

III MATERIALES Y METODOS	33
Simulaciones	34
Introducción a la importancia de la simulación	34
Método de Simulación Numérica Monte Carlo	34
Simulación por el SIMIND	35
Fantoma VOXMAN (TheZubalVoxelManPhantom)	36
Programa CHANGE	37
Parámetros del sistema de imagen a simular	37
Fantomas y parámetros del SPECT	38
Parámetros del Colimador	40
Corrección de la Atenuación	41
Parámetros de las Proyecciones	41
Simulación de un Estudio SPECT	42
Proyecciones y Eséctros de un Estudio SPECT	43
Técnica de Corrección de la Radiación Dispersa por El Método Espectral de Sustracción Diferenciada Estructurado en 132 keV Mediante Simulación Numérica	44
Análisis de la Fracción de Radiación Dispersa	45
Análisis de la Intersección entre la Curva del Espectro de Fotones Primarios y Fotones Dispersos hasta Orden 3	46
Corrección de la Atenuación: Mapas de Atenuación	47
Mapa de Atenuación para el FantomaVox_Man no Uniforme	50
Corrección Final: Por Radiación Dispersa y por Atenuación	51
Criterio de Análisis de las Imágenes	52
Blanco Físico	53

Blanco Fisiológico	53
Blanco Total	54
Estimación del Error	54
IV RESULTADOS	58
Presentación	58
Evaluación de la Fracción de Radiación Dispersa	58
Fracción de Radiación Dispersa Estimada	60
Proyecciones y espectros de un Estudio SPECT	61
Análisis de la Intersección entre la Curva del Espectro de Fotones Primarios y Fotones Dispersos hasta Orden 3	63
Evaluación de distintas Ventanas Energéticas Secundarias	65
Proyecciones Corregidas por Radiación Dispersa	66
Imágenes Control: Proyecciones	67
Resultados de la Estimación del Error	69
Reconstrucción por RPF de las proyecciones de las Simulaciones SPECT Corregidas por RD	69
Perfiles Circunferenciales en las Imágenes Corregidas por RD	70
Estudio de Transmisión. Proyecciones y Mapa de Atenuación	74
Corrección de la Atenuación	75
Corrección Total: Por Radiación Dispersa y por Atenuación	77
V DISCUSIÓN	79
VI CONCLUSIONES	82
VII BIBLIOGRAFÍA	83

1) RESUMEN

La calidad de las imágenes en Medicina Nuclear (MN) se encuentra degradada por la presencia de Radiación Dispersa (RD), distribuida espacialmente según las características de la fuente radiactiva que esa imagen describe.

Las imágenes de los estudios de perfusión miocárdica por SPECT (Single Photon Emission Computed Tomography) se encuentran particularmente afectadas por esta situación. El motivo es que el ventrículo izquierdo del corazón se encuentra en las cercanías o está en contacto con el hígado que se comporta como una fuente intensa y extensa de radiación porque es el órgano de acumulación y eliminación del radiofármaco utilizado para efectuar el estudio.

Dado este problema, se propone un método de corrección de la RD, basado en el análisis espectral de energía, con un enfoque de sustracción de dos ventanas energéticas. El método propuesto posee las características de los métodos más sencillos encontrados en la bibliografía analizada, con un factor de corrección calculado sobre una geometría diferente a los presentados en la literatura.

El trabajo se efectuó con técnicas de simulación numérica con el método de Monte Carlo implementada en el programa SIMIND.

La simulación de las adquisiciones SPECT se realizó con el fantoma antropomórfico Zubal Vox_Man en zona torácica, sobre una configuración de un equipo siemens (Ecam Plus con colimador de alta resolución y parámetros de adquisición estándares de la clínica. La simulación de la distribución de actividades se asumió de datos bibliográficos.

Para considerar el problema de la RD desde una perspectiva integral en relación al fenómeno de interacción de la radiación electromagnética con la materia, se corrigió el fenómeno de la atenuación por el método de transmisión.

Además de la facilidad de implementación, los resultados demuestran, a través de la cuantificación de datos, las mejoras introducidas por la corrección efectuada.

II) INTRODUCCIÓN

La simulación numérica es una herramienta de análisis del comportamiento de un sistema no determinista que permite reproducir situaciones reales modelando un proceso en una computadora digital. Se dispone para ello de relaciones matemáticas (de carácter determinístico o estadístico) o lógicas de carácter estadístico que describen un determinado proceso.

En el caso de la MN, la simulación numérica ofrece múltiples beneficios: no aumenta la radiación ambiental en contraste con los experimentos con sustancias radioactivas y no produce dosis innecesarias sobre el público, los operadores y/o los pacientes. Además, es la única forma de obtener imágenes de referencia consideradas “blanco”. En particular es posible evaluar la calidad de diferentes técnicas de corrección de fenómenos físicos que menoscaban la calidad del método, como es el caso de la RD. Con dicha herramienta se ha estudiado la calidad de un método de corrección de RD basado en “técnicas de sustracción según ventanas energéticas”. En particular se ha encarado el estudio de su calidad en estudios de SPECT de perfusión miocárdica obtenidos a partir de un fármaco marcado con ^{99m}Tc (^{99m}Tc -MIBI).

De los múltiples programas de simulación numérica que existen actualmente para el estudio de la formación de imágenes en MN, se ha decidido utilizar el software SIMIND [26], un código de simulación Monte Carlo que describe una cámara SPECT clínica estándar. El programa está preparado para la simulación de las imágenes (proyecciones) necesarias para la obtención de cortes tomográficos, etapa que se resolvió, programando rutinas en el programa Matlab.

Planteo del problema

La MN es una técnica que basada en el principio de trazas, administra fármacos marcados con isótopos radioactivos que se concentran en regiones (porciones de tejidos, tejidos y/u órganos) de un organismo vivo.

Los radioisótopos utilizados para la obtención de imágenes en MN son emisores de fotones o emisores de positrones. Por otro lado, desde el punto de vista del tipo de imágenes, algunos de ellos, como la Cámara Gamma generan imágenes 2D mientras que otros, generan imágenes 3D mediante técnicas de tomografía computada o directamente adquisiciones 3D. En particular, este trabajo se refiere a la obtención de imágenes tomográficas de emisión utilizando isótopos emisores de radiación gamma. Este equipo se denomina SPECT.

Las distintas técnicas de imágenes de MN requieren de una serie de intervenciones a fin de mejorar su calidad, deteriorada por diferentes tipos de factores. Algunos de ellos, los más difíciles de disminuir, son los que se originan en el núcleo del método. Esto es, los problemas referidos a la degradación de la calidad del haz de radiación con que se genera la imagen, a partir justamente de las características de la relación entre el haz de energía y el medio que atraviesa (cuerpo del paciente en el caso clínico).

Estos factores de degradación son producto de un mismo fenómeno, la radiación electromagnética interactúa con los medios materiales que atraviesa. Dicha interacción produce una disminución de la intensidad del haz, fenómeno conocido como atenuación de la radiación. Uno de los mecanismos de interacción que dan origen al fenómeno de la atenuación es la generación de RD, que alimenta los sistemas detectores con información errada sobre la posición del radioisótopo dentro del organismo vivo.

La RD presente en una imagen es variable según los casos, tiene una distribución espacial dependiente de la distribución de la actividad en el objeto emisor y en general está más presente en las regiones aledañas a acúmulos importantes de sustancias radioactivas. Esto se pone de manifiesto en determinados estudios clínicos de MN debido a que el radiofármaco se acumula y luego se elimina en uno o más órganos cercanos al órgano de interés en el estudio.

Tal es el caso del estudio de perfusión miocárdica en SPECT que se efectúa con ^{99m}Tc -MIBI (6 metoxi-isobutil-isonitrilo) y que administrado por vía intravenosa penetra en forma pasiva en las células y se une a proteínas citosólicas y mitocondriales del

músculo cardíaco. La eliminación del trazador se produce fundamentalmente por vía hepatobiliar (60%) y en menor medida por orina (30%). El 10% restante se acumula transitoriamente en glándula tiroideas, glándulas salivales y músculo esquelético. [11]. Debido a la cercanía, e incluso en muchos casos, al contacto directo entre el ventrículo izquierdo y el hígado, la imagen de MN expresa una distribución del radiofármaco en el músculo cardíaco que no es la correcta producto de la presencia de dicha fuente extensa e intensa de acúmulo y eliminación. El origen de la distorsión de la imagen no es debido necesariamente a una superposición de ambos órganos, sino a la formación de la imagen con RD (generada por la interacción de los fotones que provienen del hígado e interactúan con tejidos de la cercanía del ventrículo izquierdo o directamente con los tejidos del mismo). Es interesante aclarar que también se produce una confusión en cuanto a considerar como proveniente del hígado, radiación que en realidad se originó en el ventrículo izquierdo, pero la diferencia de órdenes de magnitud entre las dos situaciones hace que únicamente la primera tenga importancia sobre las imágenes.

Si bien este trabajo se centrará en un método de corrección de RD, dada la íntima relación de los fenómenos de atenuación de la radiación por la materia y aparición de RD, las imágenes serán también corregidas por el fenómeno de la atenuación.

El desafío radica en identificar la radiación originada fuera del músculo cardíaco, aunque no lo parezca, para eliminarla en una imagen a la que se corregirá por el fenómeno de la atenuación para obtener la imagen final. El único dato para efectuar esta discriminación (fotones dispersos – fotones no dispersos) es la energía del haz, de ahí la importancia de contar con un método que permita incluir esta variable base para la formación de las imágenes. La corrección de atenuación se encarará por el método similar al utilizado en las técnicas conocidas como de transmisión con fuente externa.

La utilización de simulaciones numéricas, programa SIMIND en este caso, es una herramienta adecuada a esta necesidad porque permite simular la gestación de imágenes con radiaciones de diferentes intervalos energéticos, en un modelo según los métodos básicos de la formación de imágenes en MN. Las simulaciones incluyen, en su proceso de obtención de las imágenes, características técnicas del equipo, así como la consideración sobre la actividad administrada al paciente y su distribución dentro del cuerpo humano según factores conocidos de referencias bibliográficas.

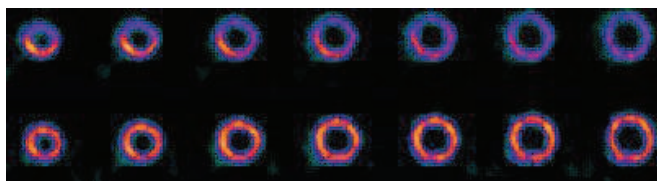


Figura 1: Secuencia de cortes tomográficos SPECT del eje corto del VI cardíaco de un estudio normal, donde se pone de manifiesto la importancia de las correcciones por RD y por atenuación.

La Figura 1 muestra los sucesivos cortes tomográficos de la imagen del eje corto de un VI obtenido por la técnica de SPECT. En la fila superior con el estudio sin corregir ni por radiación dispersa ni por atenuación. En la fila inferior corregido por ambos fenómenos. En la escala de colores elegida, el rojo expresa mayor cantidad de actividad que el azul. En la fila de arriba podría interpretarse menor captación en la parte superior de cada imagen (cara anterior del VI). Sin embargo, dado que el estudio es normal, la intensidad de la imagen debe ser la misma en toda la región del VI, como en realidad lo expresan los cortes tomográficos de la fila inferior de la figura donde los cortes están corregidos por RD y atenuación.

La radiación ideal para formar una imagen de calidad es aquella que se ha originado en el mismo punto donde se encontraba el núcleo del isótopo que le dio origen. La RD se origina a una distancia variable del punto donde se encontraba el mencionado núcleo. Dado que en esencia tanto la radiación emitida por el isótopo radioactivo, en este caso el ^{99m}Tc , como la producida en una interacción Compton (origen de la RD) son similares, la única forma de diferenciación posible es identificar su energía con el objetivo de desprestigiar aquella radiación cuya energía no se corresponda con la energía de emisión del isótopo radioactivo. Esta es la base de las diferentes técnicas de sustracción de la radiación de origen Compton por medio del análisis de la presencia de RD en los espectros de energía que registra el SPECT previamente a conformar las imágenes.

Antecedentes.

La corrección del fenómeno de la RD ha sido encarada por distintos métodos. El más conocido de ellos es el método de “sustracción por ventanas energéticas” que consiste en limitar la aceptación de fotones según la energía que depositen en el cristal detector [1],[2],[3],[4],[5],[6],[7],[8],[9]. Cada una de estas propuestas tiene en común la perspectiva general pero difieren en el tipo de aproximación al problema y en los parámetros de los modelos geométricos de los que se valen para implementarlos. Además, estas correcciones no pueden efectuarse de manera sistemática. Los parámetros que dan forma al modelo son dependientes de muchas variables. Por otro lado suelen ser modelos demasiado simplificados por lo que sus resultados difieren de lo deseado o demasiado complicados para ser implementados en estudios clínicos fundamentalmente porque los equipos no poseen la electrónica necesaria para implementarlos. La actual propuesta se basa en un modelo de mediana complejidad, lo que lo hace aplicable a una amplia mayoría de equipos de SPECT, incluso aquellos que no son de última generación.

La corrección del fenómeno de atenuación ha encontrado una solución altamente efectiva al considerar los factores de atenuación en cada punto de la imagen a partir de una imagen análoga obtenida por la transmisión de un haz de radiación electromagnética, como puede ser un haz de rayos X o con una fuente radioactiva externa, emisora de radiación gamma.

En la actualidad si bien la corrección de atenuación está siendo implementada en los equipos SPECT de última generación, no se observa igual actualización en lo que hace a la RD. De todas formas es intención de este trabajo el poder implementar en una computadora personal los algoritmos de corrección con el fin de poder incluir dicho beneficio en equipamiento de relativa antigüedad.

PRINCIPIOS FÍSICOS

Interacción de la Radiación Electromagnética con la Materia.

Dado que este trabajo se refiere a las imágenes obtenidas mediante la emisión del ^{99m}Tc (140 KeV), se abordarán los principales efectos por los cuales haces de esta energía interactúan con la materia. Ellos son el efecto Compton (Dispersión incoherente) y efecto fotoeléctrico.

Para el caso particular de un haz de radiación monoenergético avanzando en un medio de densidad homogénea, el paso de la radiación electromagnética se caracteriza por una ley exponencial que describe el proceso de absorción de la misma:

$$I(x) = I_0 e^{-\mu x} \quad \text{Ec.1}$$

Donde $I(x)$ es la intensidad del haz de fotones luego de atravesar el material de espesor x y μ es el coeficiente de atenuación lineal, e I_0 es la intensidad del haz incidente.

Cada uno de los procesos de interacción de la radiación con la materia pueden caracterizarse por un coeficiente de absorción o por una sección eficaz. A partir de las secciones eficaces se puede escribir el coeficiente másico de atenuación total para fotones en un medio material como:

$$\mu/\rho = \sigma/\rho + \tau/\rho + \kappa/\rho \quad \text{Ec. 2}$$

El coeficiente de absorción total es la suma de los coeficientes correspondientes a los tres procesos.

Cada uno de los tres mecanismos de interacción predomina, para un dado material, en determinado rango de energía de la radiación incidente.

Efecto Compton.

En el dominio de las energías de rayos gamma nucleares, el cambio en la longitud de onda Compton se puede visualizar más fácilmente cuando los fotones incidente y dispersado se describen por sus energías:

$$\frac{1}{h\nu'} - \frac{1}{h\nu} = \frac{1}{m_0c} (1 - \cos \varphi) \quad \text{Ec 3}$$

Donde:

$h\nu$: Energía del fotón incidente.

$h\nu'$: Energía del fotón dispersado

m_0 : Masa en reposo del electrón.

φ : Ángulo del fotón dispersado.

Si se particulariza la Ec. 3 para radiación gama de 140 KeV, se tiene:

$$h\nu' = \frac{511}{1 - \cos \varphi + 511/140} \quad \text{Ec. 4}$$

Según la Ec.4, la dispersión Compton presenta, mínimos cambios de energía del fotón secundario respecto del primario para ángulos pequeños, particularidad que se hace muy importante a la hora de discriminar en energía y posición por un sistema detector de radiación que proviene del cuerpo humano en estudios de MN.

Efecto Fotoeléctrico.

El efecto fotoeléctrico consiste en la absorción completa de un fotón por un electrón extraído del átomo, normalmente denominado fotoelectrón. El proceso tiene lugar si la energía del fotón supera la energía de ligadura del electrón dentro del átomo y será emitido con una energía cinética igual a $h\nu - E_b$, siendo E_b la energía de ligadura del electrón y quedará una vacante en el átomo. Debe resaltarse que aunque el átomo no juega ningún rol relevante en el balance de energía, su momento lineal es significativo para la conservación del momento en la absorción.

Se debe agregar que se forma un ión positivo cuya estructura de niveles electrónicos tiene una vacante que se puede llenar mediante la emisión de rayos X característicos o bien por una cascada de electrones Auger.

Es importante resaltar entonces, que en el efecto fotoeléctrico toda la energía del fotón incidente es capturada por el electrón que sale disparado del átomo.

La Figura 2 muestra regiones donde predomina una determinada forma de interacción en función de la energía de los rayos gamma y del número atómico del material absorbente.

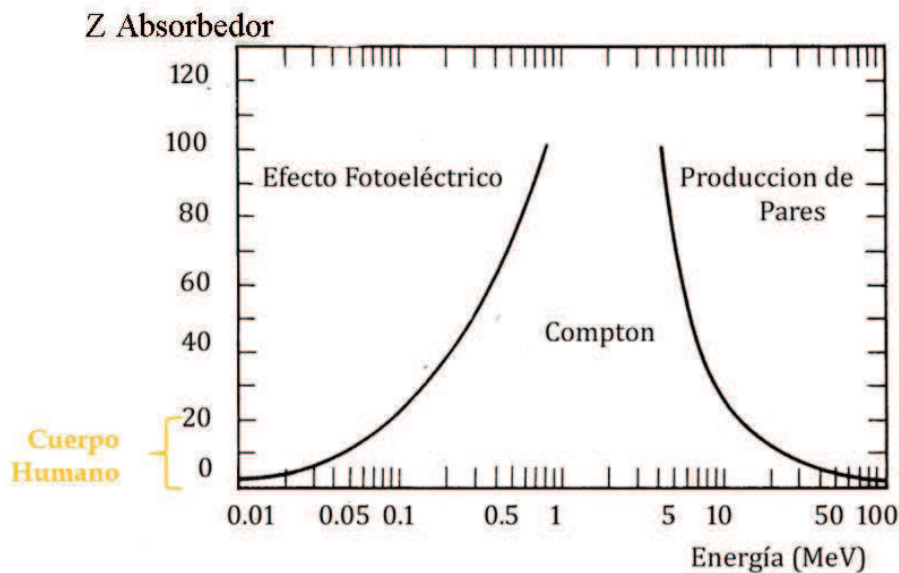


Figura 2: Zonas predominantes de interacción de los efectos Compton, Fotoeléctrico y Creación de pares en función del número atómico del material absorbente y la energía de los fotones incidentes.

El Fenómeno de la Atenuación.

El fenómeno de la atenuación tiene estricta relación con los fenómenos de interacción de la radiación con la materia. Los fotones atraviesan los tejidos que se presentan como materiales atenuadores de la radiación electromagnética. El fotón, en su camino hacia el detector del equipo SPECT, sufre fundamentalmente absorción fotoeléctrica o dispersión Compton debido a los coeficientes de atenuación de los tejidos en el cuerpo humano y a la energía de 140 keV del ^{99m}Tc . Por lo tanto, la corrección por radiación dispersa debe abordarse conjuntamente con la corrección de atenuación.

De esta manera, la atenuación se presenta en un estudio SPECT como una pérdida de eventos verdaderos debido a la dispersión Compton y a la absorción fotoeléctrica.

Principio Funcional de la Medicina Nuclear.

La MN que utiliza imágenes para sus diagnósticos, emplea fuentes de radiación electromagnética (radiación gamma) en tejidos biológicos que es detectada por una cámara gama.

La radiación electromagnética es emitida desde regiones de interés del estudio en cuestión donde se acumula una porción importante del radioisótopo inyectado al paciente, determinando la formación de una imagen.

En ciertas patologías, los cambios metabólicos e incluso los fisiológicos demoran en traducirse en lesiones anatómicas. Esto determina que la celeridad con que distintas modalidades de diagnóstico por imágenes detecten la presencia de dichas patologías, depende de la etapa del proceso de la enfermedad que identifiquen.

Principio de Detección y Obtención de la Imagen Tomográfica: SPECT

Si bien en la actualidad el SPECT es un equipo altamente complejo, conformado por los adelantos de última generación en materia de electrónica y computación, en esencia

consta de una cámara gamma en un soporte que permite su rotación respecto de la camilla del paciente, y una consola de adquisición y procesamiento electrónico de los datos que tiene incorporado al menos un algoritmo de reconstrucción tomográfica. Está formado por dos unidades principales: el sistema detector (ubicado en el cabezal del equipo) y el de procesamiento (en la computadora de comando).

Cabezal del SPECT

Consta de varios elementos: el colimador que limita la incidencia angular de la radiación que llega al cristal del detector, el cristal del detector, los fototubos, preamplificador y amplificador, analizador de altura de pulsos, circuitos de posicionamiento y energía y el conversor analógico digital desde donde se comandará la cámara gamma a través de una computadora. Figura 3.

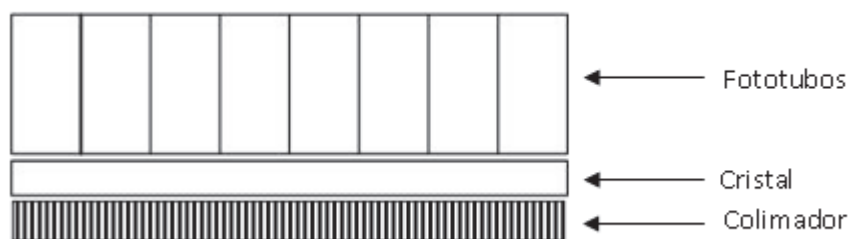


Figura 3: Esquema del cabezal de un equipo SPECT.

Colimador.

Consiste en una plancha metálica de plomo u otro material atenuante (alto Z) que se acopla al detector y posee orificios separados por septas a través de los cuales pueden pasar los fotones provenientes del paciente que está ubicado en frente del mismo. Solamente los rayos gamma que viajan dentro del angosto ángulo sólido de aceptación

de los orificios del colimador pueden alcanzar el detector, los restantes serán atenuados en una proporción estadísticamente importante (mayoritariamente absorbidos o dispersados) por los septas del colimador. Los fotones que alcancen el cristal directamente formarán la proyección 2D de la distribución del radioisótopo alojado en el cuerpo del paciente. Sin embargo, algunos fotones dispersados (tanto en el cuerpo del paciente como en los septas del colimador) pueden todavía alcanzar el cristal cuando son desviados en ángulos pequeños; esos fotones dispersados pueden contribuir a degradar la calidad de la imagen.

Cristal Detector.

El cristal detector utilizado en SPECT es el de NaI(Tl), cristal de Ioduro de Sodio dopado con una pequeña proporción de talio para aumentar la producción de luz a temperatura ambiente. El número atómico efectivo de este material es elevado ($Z=53$) lo cual maximiza la probabilidad de absorción en el cristal por efecto fotoeléctrico. La energía del rayo gamma es convertida en luz en el rango de azul a violeta del espectro. El número de fotones de luz producido es directamente proporcional a la energía del rayo gamma, generándose típicamente unos 30 fotones de luz por keV de radiación gamma absorbida. El cristal de 9,5 mm utilizado en la mayoría de las cámaras SPECT tiene una alta eficiencia (alrededor de 90%) para la detección de los fotones de baja energía (140 keV) del ^{99m}Tc , su tamaño es del orden de 45 cm x 70 cm según el diseño.

Fototubos.

El propósito de los fototubos (FT) es detectar la luz generada en el cristal y convertirla en una señal eléctrica amplificada. Cada cabezal tiene aproximadamente 75 FT (según el modelo) adheridos a la cara posterior del cristal, los que en conjunto y según las distintas señales eléctricas que produzcan por cada fotón que incide sobre el cristal, se reconstruirá la coordenada del punto de interacción y la energía depositada por los fotones (Principio Anger).

Analizador de Altura de Pulsos.

Instrumento que ordena en el tiempo la llegada de los fotones discriminados según su energía. La ventana energética (*W*, del inglés *Window*) determina el intervalo de energía dentro del cual los fotones serán aceptados para formar las imágenes. Un flujo de fotones incidente producirá un conjunto de pulsos de diferente altura. La Figura 4 (A) muestra una distribución temporal de las detecciones de los pulsos y sus amplitudes. La mayor amplitud de pulsos, en la Zona 1, corresponde a las interacciones por efecto fotoeléctrico. La Zona 2 está determinada por los eventos ocurridos por dispersión Compton y la Zona 3 por múltiples interacciones Compton. La Figura 4 (B) muestra la distribución en energías de los fotones aceptados y no aceptados. En ella puede observarse la descripción de los fenómenos físicos que dieron origen a los mismos.

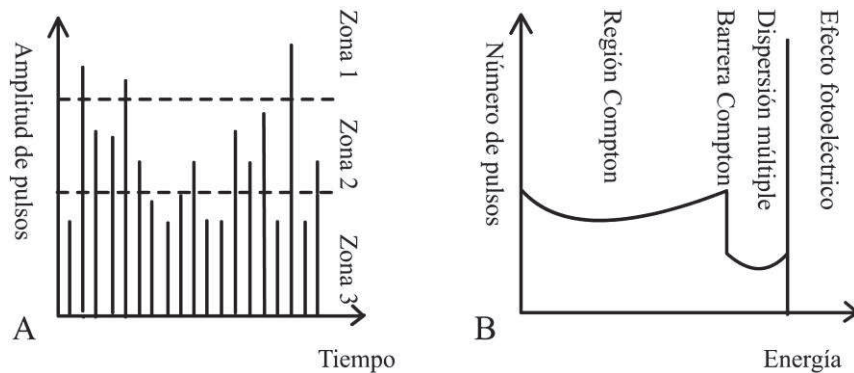


Figura 4. A: información organizada temporalmente según la cantidad de eventos en cada zona discriminados por energía. B: El mismo fenómeno organizado según un histograma de energías.

El diseño de los colimadores con agujeros paralelos entre sí y perpendiculares a la superficie del cristal, tiene como objetivo lograr que la distribución de los puntos de

interacción sobre un plano virtual dentro del cristal sea la misma que sobre otro plano virtual desde la región de emisión de los fotones. Esta suposición se cumple para los fotones no dispersados que viajan en línea recta sin interactuar con los tejidos. Sin embargo, una vez que ocurre una interacción Compton en los tejidos del paciente, en la camilla o en algún otra zona, el origen del rayo gamma no puede ser determinado porque el ángulo de dispersión en el punto de origen no es conocido. La única forma de distinguir los fotones primarios de los dispersados es por su energía, ya que éstos sufren una pérdida de energía al interactuar con los tejidos. En un estudio SPECT con ^{99m}Tc , se consideran los fotones comprendidos en el intervalo $[0.9 E \text{ a } 1.1 E]$, siendo E la energía de emisión del fotón gamma correspondiente. [14]

Espectro de Energía

El espectro de energías es un histograma de la energía depositada por los fotones en el cristal sin discriminar el proceso de interacción sufrido ni guardar memoria de todas las interacciones sucesivas de cada fotón original.

Las consideraciones que se planteen sobre las características de los mismos en este apartado surgen de haber simulado los espectros mediante el programa SIMIND que, por una cuestión de organización del trabajo, será abordada extensamente en el primer inciso del punto: Materiales y Métodos. En esta etapa sólo se trabajará con los espectros sin dar razón del cómo fueron obtenidos mediante el programa mencionado.

El método permite obtener los espectros de energía en distintas condiciones vinculadas al fenómeno físico que sufren los fotones. Esto significa la posibilidad de discriminar fotones directos y dispersos.

La Figura 5 muestra el espectro obtenido de una simulación SPECT en el Programa SIMIND, en un fantoma antropomórfico conteniendo ^{99m}Tc , ilustrando la relevancia del medio dispersor en la forma del espectro de energía.

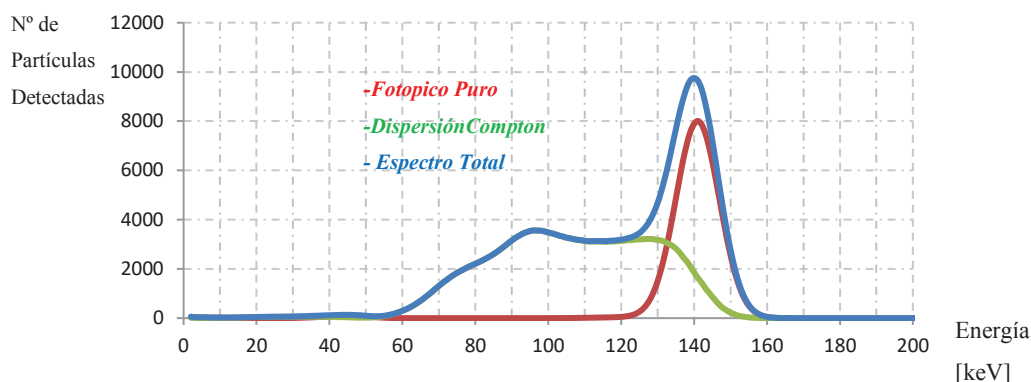


Figura 5: Se observan por separado los espectros de energía de los fotones que han incidido sin interactuar con los tejidos (región del fotopico), los que interactuaron por efecto Compton tanto en los tejidos como en las septas del colimador y la suma de ambos. (Espectro Total que es el único observable en los SPECT comerciales).

Métodos de Reconstrucción de la Imagen Tomográfica

Existen dos clases de algoritmos de reconstrucción tomográfica de imágenes a partir de la medición de las proyecciones tomadas en un estudio de tomografía por emisión: métodos analíticos directos y métodos iterativos.

El método analítico directo utilizado en la reconstrucción de imágenes en SPECT se denomina Retroproyección Filtrada (RPF). En el presente trabajo se utilizó RPF para la reconstrucción de las imágenes (proyecciones), a partir de los datos obtenidos de las proyecciones simuladas con SIMIND.

Retroproyección Filtrada. Transformada de Radón.

Se puede denominar $f(x, y)$ a la distribución espacial de la densidad de actividad de un objeto. Figura 6. Una medida de la concentración total del radiofármaco en el punto $P(t, \theta)$ es el número de cuentas registrado a lo largo de la línea definida por t y θ (ángulo respecto del eje x).

Esta función $P(t, \theta)$ representa para cada punto (t, θ) el valor de la integral de línea definida por esos dos parámetros de la función $f(x,y)$. Haciendo un cambio a coordenadas polares se tiene:

$$P(t,\theta)=\int_{(t,\theta)} f(x,y) ds = \int_s f(t \cos \theta - s \sin \theta, t \sin \theta + s \cos \theta) ds \quad \text{Ec. 5}$$

La función $P(t,\theta)$ representa la Transformada de Radon de la función $f(x,y)$.

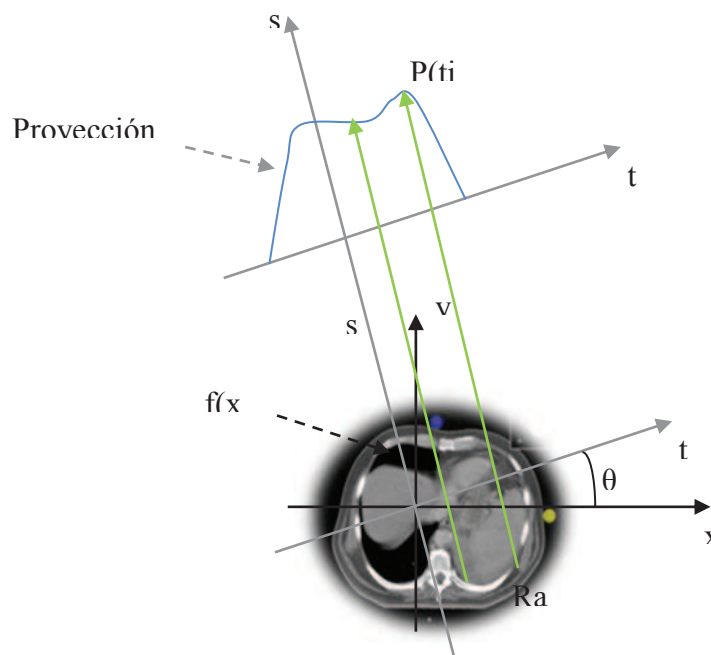


Figura 6: Un objeto $f(x,y)$ y su proyección $P(t,\theta)$ para un ángulo θ . Cada rayo se define por su distancia al origen de coordenadas en el eje t y su ángulo θ .

La retroproyección filtrada se basa en el Teorema del Corte de Fourier (Figura 7). La transformada unidimensional de Fourier de la proyección de una imagen $f(x,y)$, obtenida a partir de rayos paralelos entre sí y formando un ángulo θ con el eje x , es el corte de la transformada bidimensional de Fourier de la imagen $F(u,v)$ a lo largo de la línea que forma un ángulo θ con el eje u . Si se tomara un número infinito de proyecciones se determinaría $F(u,v)$ en cualquier punto del plano.

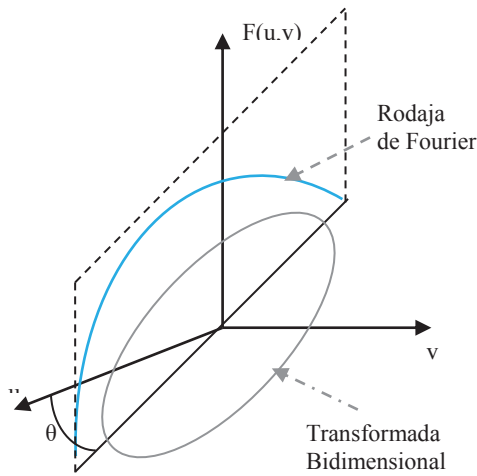


Figura 7: El Teorema de la Rodaja de Fourier da una relación entre la transformada unidimensional de Fourier de una proyección y la transformada bidimensional de Fourier del objeto.

La función imagen $f(x,y)$ se obtiene a partir de $F(u,v)$ usando la transformada inversa:

$$f(x,y) = \int_{-\infty}^{+\infty} \int_{-\infty}^{+\infty} F(u,v) \cdot e^{i2\pi(ux+vy)} du dv \quad \text{Ec. 6}$$

Haciendo un cambio a coordenadas polares:

$$u = \rho \cdot \cos \theta$$

$$v = \rho \cdot \sin \theta$$

$$du dv = \rho d\rho d\theta$$

La Ec. 6 es:

$$f(x,y) = \int_0^{2\pi} \int_0^{+\infty} F(\rho, \theta) \cdot e^{i2\pi\rho(x \cos \theta + y \sin \theta)} \rho d\rho d\theta \quad \text{Ec. 7}$$

Utilizando que:

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

La Ec. 7 queda:

$$f(x,y)=\int_0^\pi \int_{-\infty}^{+\infty} F(\rho,\theta) \cdot \rho / e^{i2\pi\rho t} d\rho d\theta \quad \text{Ec. 8}$$

Si se sustituye la transformada bidimensional $F(\rho,\theta)$ por la transformada unidimensional de la proyección $S_\theta(\rho)$, se obtiene:

$$f(x,y)=\int_0^\pi [P_\theta(t) * h(t)] d\theta \quad \text{Ec. 9}$$

La ecuación 9 representa una operación de filtrado donde la respuesta en frecuencia del filtro es $H(\rho)=|\rho|$. El resultado en el dominio temporal de esta convolución se conoce como Proyección Filtrada. La suma de las diferentes proyecciones filtradas (una para cada θ) permite estimar la imagen $f(x,y)$. Debe observarse que la utilización del filtro $H(\rho)=|\rho|$ aumenta el ruido de altas frecuencias existente en las proyecciones.

Métodos de Corrección de la Radiación Dispersa.

“Scatter is the enemy”. E.J. Hoffman

En la mayoría de los sistemas SPECT disponibles comercialmente se usan los cristales centelladores de NaI(Tl) descritos anteriormente, con una resolución de energía relativamente baja (10 a 13% para el ^{99m}Tc) y una componente de RD incluida dentro de la ventana energética del fotopico.

En general, en la práctica clínica, se selecciona una ventana que determinará la energía de los fotones que contribuirán a formar la imagen. La elección de esta ventana responde a maximizar el número de fotones primarios no dispersados aunque con ello lamentablemente se aumenta el número de fotones dispersados aceptados. Esta técnica no elimina la RD pero puede reducir la fracción de RD con el costo de también eliminar una fracción de los fotones primarios.

Una corrección de la RD debe tener en cuenta la fracción de RD (número de fotones dispersados Compton/Número de fotones totales en la ventana principal) o la distribución de la RD. Las correcciones que se implementan tienden a centrarse en alguno de estos dos aspectos.

Se puede abordar el análisis de los efectos en el detector vinculados a la detección de RD teniendo en cuenta que el principal mecanismo de interacción en el detector es el efecto fotoeléctrico. Sin embargo, la dispersión de fotones en el detector es posible como consecuencia de la atenuación incompleta de fotones en su interior, pero para cristales de NaI(Tl) y radionucleído ^{99m}Tc esta contribución es pequeña. De esta manera las correcciones de la RD tienden a focalizarse en lo que ocurre fuera del detector. [8]. Ver Figura 8.

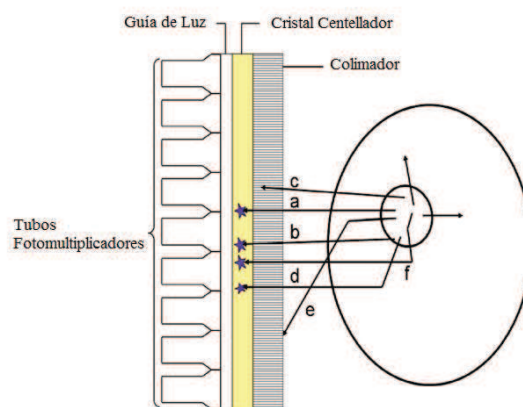


Figura 8: Sección transversal a través de un paciente y de la cámara mostrando rayos gamma emitidos con diferente trayectoria. a) Rayo que viaja directamente a través del colimador de agujeros paralelos, b) rayo que penetra los septos del colimador siendo detectado, c) rayo absorbido en el colimador dado que el ángulo se desvía demasiado de la dirección del orificio y por tanto no es detectado, d) rayo que resulta en un centelleo luego de un único evento de dispersión en el paciente, e) rayo dispersado en el paciente resultando en una pérdida del fotón (atenuado) no detectado y f) fotón sufriendo dispersión múltiple antes de generar un centelleo en el cristal de la cámara.

Varios procedimientos de corrección de la RD se han propuesto, con el fin de mejorar la calidad de la imagen y para poder proporcionar resultados cuantitativos en SPECT.

Métodos de Sustracción de Ventanas Energéticas.

Se denominan genéricamente Métodos de Sustracción a una serie de técnicas orientadas a la eliminación o disminución de la RD a partir de su energía, basadas en modelos que estiman su aporte en la región cercana a la energía del fotopico.

Se han desarrollado aproximaciones basadas en mediciones en una, dos o más ventanas energéticas.

Métodos de dos Ventanas.

El método se basa en la ubicación de una ventana principal centrada en el fotopico y una secundaria de bajas energías. Se localiza la ventana secundaria en el rango aproximado de 95-126 keV para el ^{99m}Tc y la ventana principal del fotopico centrada en 140 KeV, con un ancho del 20% (Figura 9). [15]}

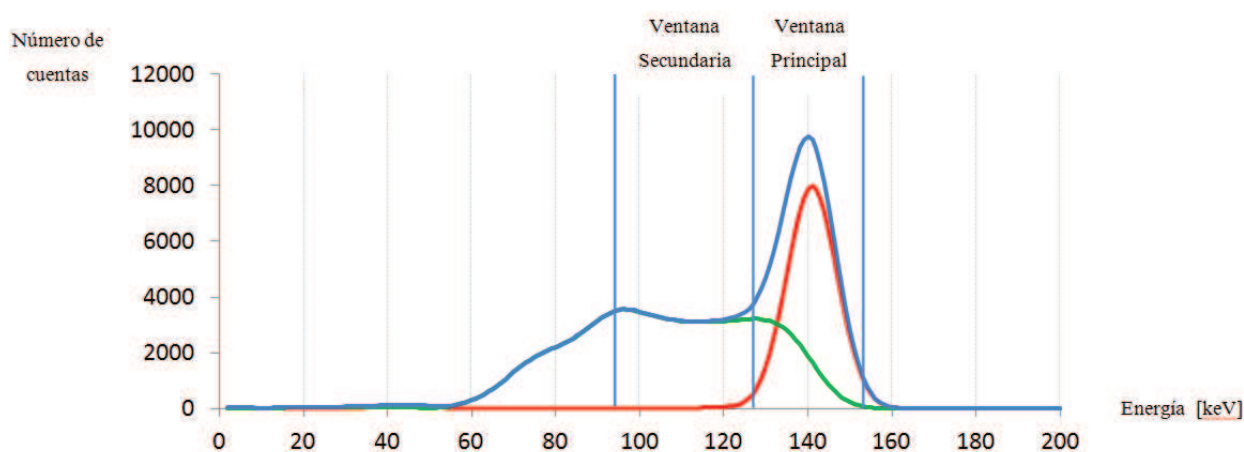


Figura 9. Simulación de un espectro de emisión del ^{99m}Tc en un equipo SPECT donde pueden observarse separadamente los aportes de los fotones de diferente origen. Fotones secundarios (verde). Fotones primarios (rojo). Suma de ambos (azul).

El modelo intenta eliminar los fotones secundarios cuya energía está comprendida en la ventana principal cuando no se tiene evidencia en el espectro de la dimensión de dicho aporte.

La simulación de las proyecciones (en el caso clínico, la adquisición de las proyecciones) se realiza en dos ventanas energéticas que acumulan cuentas de manera independiente. O sea, que para cada ángulo de adquisición se obtienen dos proyecciones, una en cada ventana de energía.

Finalmente se aplica una corrección estimando las cuentas en la ventana energética principal en función del número de cuentas en la ventana de bajas energías.

La adquisición, que se realiza en ventanas separadas, supone que los eventos detectados en la ventana de dispersión están correlacionados con la componente de dispersión de los eventos detectados en la ventana del fotopico por un factor constante "k":

La medición del factor k se puede realizar desde las proyecciones asumiendo que las cuentas de radiación dispersa dentro de la ventana del fotopico están correlacionadas con las cuentas de RD dentro de la ventana de RD por la misma constante k para todos los pixeles en todas las proyecciones. [4]

Esto es,

$$Plrd = Pf - kPrd \quad \text{Ec. 10}$$

Donde Pf es la proyección obtenida de la ventana del fotopico, Prd es la obtenida de la ventana de RD y Plrd es la proyección obtenida libre de RD.

El valor del parámetro constante k se obtiene por consideraciones geométricas. El número de cuentas de la figura triangular es una proporción del número de cuentas de la figura rectangular. Ver figura 10.

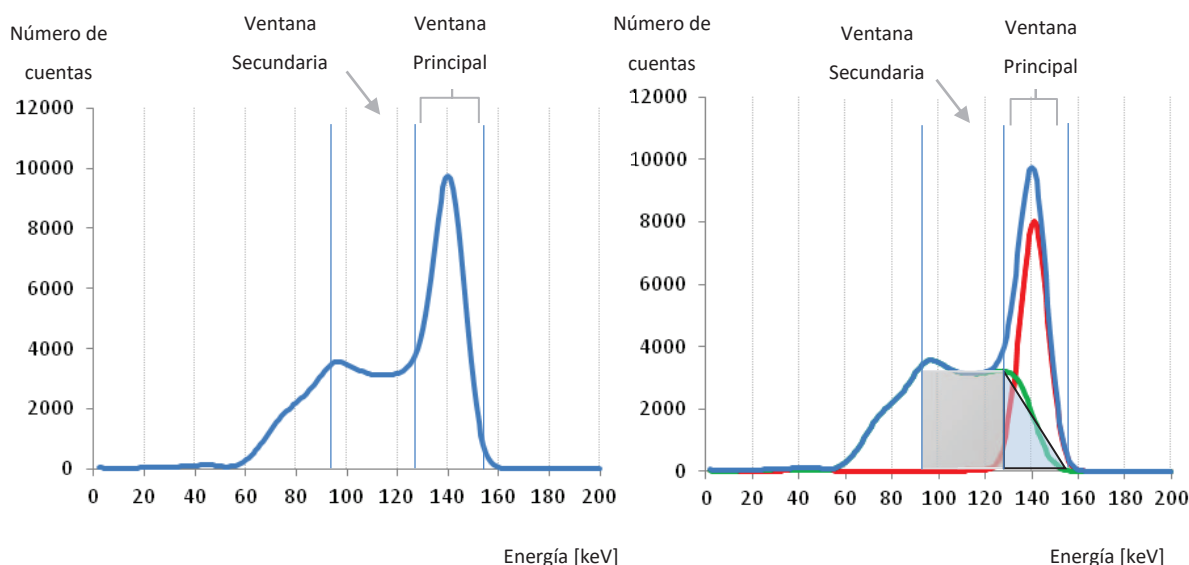


Figura 10. Izquierda: Simulación de un espectro de emisión sin discriminar origen de fotones. Derecha: Modelo de Sustracción, donde: curva roja corresponde a fotones primarios o directos. Curva verde corresponde a fotones dispersos hasta orden 3. Curva azul corresponde al espectro total. Se resaltan las figuras geométricas involucradas.

Debe considerarse también que existen métodos extendidos de sustracción basados en múltiple ventanas energéticas (5 o más). Pero teniendo en cuenta que el rendimiento de todos estos enfoques es bastante similar, sin ninguna ventaja clara en el uso de los más sofisticados, sólo los enfoques más simples de energía dual y triple han resistido la prueba del tiempo. [8]

Métodos de Corrección de la Atenuación.

El fenómeno de la atenuación es una expresión global del fenómeno de la interacción de la radiación con la materia considerado en sus aspectos esenciales de interacciones entre el fotón y partículas libres o átomos en su conjunto. En todo caso su corrección se torna muy necesaria por la importancia en cuanto a la modificación de la información que llega al sistema detector. El fenómeno de la atenuación es especialmente complejo en el caso de los estudios de SPECT debido a que las proyecciones tomadas a diferentes

ángulos son producto de distintas configuraciones espaciales de los tejidos absorbentes por lo que la incidencia del fenómeno no solo cambia punto a punto si no que también es función del ángulo a que fueron tomadas las imágenes. (Figura 11).

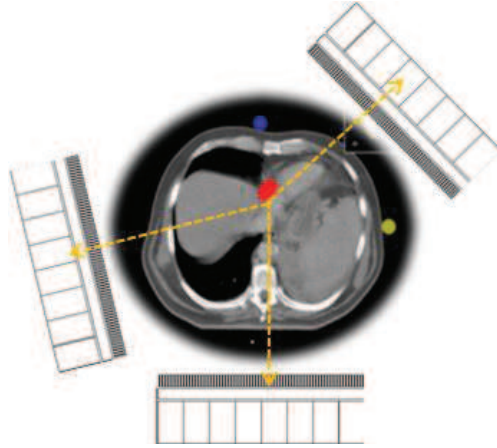


Figura 11: Saliendo desde un mismo punto de concentración del radiofármaco, las distintas proyecciones interpretarán la intensidad de esa fuente de manera distinta debido a los diferentes distancias y coeficientes de atenuación con que se encontrará el haz en su camino al detector.

Como consecuencia de dicha situación los cortes transversales de las imágenes de SPECT presentan siempre una subvaloración de las estructuras internas. Esto puede verse sin lugar a dudas en la Figura 12a. En ella se observa un corte transversal de un fantoma cilíndrico (adquirido en un equipo SPECT), lleno con una dilución uniforme de actividad. En la Figura 12b se evidencia el fenómeno a partir de la gráfica de un perfil dibujado en el centro de la imagen. De no existir el fenómeno de la atenuación dicho perfil debería ser una función escalón con las oscilaciones propias de la distribución de Poisson y las degradaciones en sus bordes de la resolución del método. Sin embargo, en la práctica se ve una depresión de la gráfica que alcanza en su centro hasta aproximadamente un 40% de pérdida de cuentas.

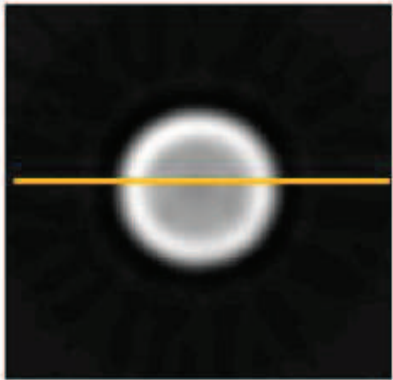


Figura 12a: Corte transversal del cilindro con actividad uniforme. Notar la aparente mayor actividad en el borde.

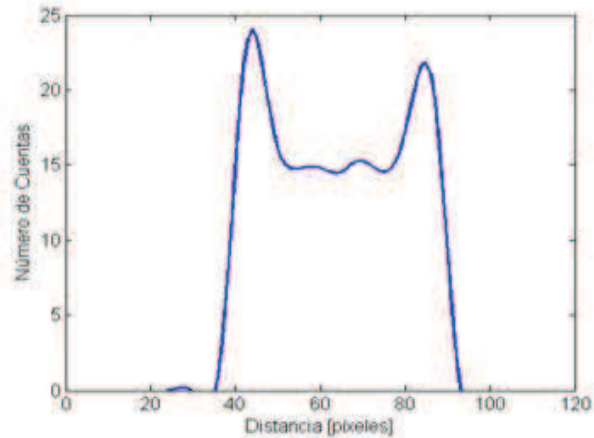


Figura 12b: El perfil del corte transversal indica que el número de cuentas es mayor en la periferia.

“La precisión en el diagnóstico en estudios SPECT de perfusión miocárdica está profundamente influenciada por la presencia de atenuación en los tejidos”. [21]

Métodos de Corrección de la Atenuación Mediante la Compensación Corte a Corte de Imágenes de Emisión-Transmisión.

Si bien existen algunos pocos métodos de corrección de la atenuación mediante modelos matemáticos [Chang, Sorenson,], [19],[20], la única corrección efectiva y de calidad suficiente para garantizar la veracidad de los datos es la que se efectúa mediante la compensación, corte a corte, de un estudio de transmisión.

Los últimos equipos disponibles en el mercado permiten realizar estudios de transmisión generando una imagen CT con un tubo de rayos x. Los sistemas de modalidad dual permiten adquirir imágenes sin remover al paciente del equipo. En ambos casos el tratamiento de la información es básicamente similar aunque en rigor los equipos SPECT/CT adquieren las imágenes sucesivamente cuidando de no mover al

paciente. En realidad es la camilla la que se traslada pasando primero por un tomógrafo continuando luego hacia el SPECT.

La corrección de los datos se efectúa de la siguiente forma:

El estudio de transmisión permite determinar un número de cuentas por píxel en cada proyección. Otro número de cuentas detectado sin objeto (paciente) registra el conteo de fotones de referencia o “adquisición en blanco” (del inglés, Blank Scan).

Debido a que:

$$C = C_0 \cdot e^{-\sum_i \mu_i \cdot x_i} \quad \text{Ec. 12}$$

Donde C_0 es el número de cuentas sin objeto (sin atenuación) y C es el número de cuentas en un píxel de la matriz de adquisición con presencia del material atenuador.

Se puede escribir,

$$\ln(C/C_0) = -\sum_i \mu_i \cdot x_i \quad \text{Ec. 13}$$

De esta manera, cada píxel de la matriz de adquisición por proyección posee información del coeficiente de atenuación y las longitudes de camino que atraviesan los fotones en su trayectoria desde la fuente emisora.

Así, el índice i representa todos los diferentes tipos de tejido por regiones a lo largo de dicha trayectoria, μ_i son los diferentes coeficientes de atenuación para cada región y x_i representa los distintos espesores de los tejidos tal que la suma es la atenuación total a través de todas las regiones. [18].

En el presente trabajo se propone una estrategia de corrección de la atenuación por medio de la generación de *mapas de atenuación* a partir de estudios de *transmisión de radiación X*. Las proyecciones obtenidas se reconstruyen para obtener imágenes representadas por matrices de corrección.

La corrección del fenómeno de la atenuación en los estudios de simulación se efectúa de manera similar.

Reconstrucción por RPF de las Proyecciones Simuladas y Obtención de los Planos Cardíacos.

Las imágenes de los estudios SPECT de perfusión miocárdica se presentan en sus ejes característicos: eje Corto, eje Largo Vertical y eje Largo Horizontal.

Con este fin, las proyecciones obtenidas de la simulación numérica y las proyecciones corregidas por radiación dispersa fueron reconstruidas en código MATLAB por RPF con un filtro Butterworth de orden 5, frecuencia de corte $0.8 N_y$.

Los planos axiales, coronales y sagitales fueron reorientados convenientemente según los ángulos cardíacos característicos con el fin de obtener imágenes que corresponden a los ejes Corto, Largo Vertical y Largo Horizontal.

DESARROLLO DE LA IDEA:

Propuesta Metodológica para la Corrección de la Radiación Dispersa: *El Método Espectral de Sustracción Diferenciada Estructurado en 132 keV (MESDE)*.

La evidencia surgida del proceso de investigación con simulaciones numéricas Monte Carlo a través del programa SIMIND, mostró que el análisis espectral conduce a conjeturar que una ventana energética principal ubicada en el fotopico, una ventana de bajas energías localizada en una región particular del espectro y un modelo geométrico sencillo de estimación de la RD en la ventana principal, es factible, con la consideración de un punto distinguido en el espectro de energía, en 132 keV, donde se intersecan las curvas de fotones primarios y fotones dispersos hasta orden 3, con una generalidad importante para todas las proyecciones. Calculado el ángulo de dispersión correspondiente para una única dispersión Compton de un fotón de 140 keV, se obtuvo 38° . El parámetro utilizado con valor de energía 132 keV no ha podido ser justificado desde el punto de vista teórico ni se puede afirmar sobre su generalidad. Si se cumplió

en diferentes estudios asociados a distintas regiones del fantoma Vox_Man realizados con los mismos parámetros de simulación.

Estudios preliminares realizados durante el desarrollo del presente sugieren una dependencia importante del valor 132 keV con la resolución energética de la cámara. En la sección “Discusión” se amplía al respecto.

Las simulaciones numéricas y el análisis del cociente entre el número de fotones dispersos hasta orden 3 y el número total de cuentas en la ventana principal, sugieren que la presencia de material atenuador a lo largo del camino de los fotones evidencia que dicho cociente no es constante, como se explicará en el apartado pertinente “Análisis de la Fracción de Radiación Dispersa”.

La figura 13 muestra el espectro de energía de fotones primarios, espectro total y radiación dispersa hasta orden 3 para una simulación numérica de SPECT con SIMIND y ^{99m}Tc . Se puede observar que la zona en la ventana principal de energía [126,154] keV, que contiene fotones dispersados es posible de aproximar con un área rectangular y un área triangular.

El área rectangular en la ventana principal se puede calcular a partir de conocer el número de cuentas totales en la ventana de baja energía si ésta es definida en la zona [110,120] keV, ya que el área rectangular en la ventana principal se puede aproximar por una fracción del área determinada por la ventana de bajas energías. El límite superior para la aproximación triangular se tomó en 154 keV.

De esta manera, el intervalo de energías para la aproximación rectangular es [126,132] keV y para la aproximación triangular [133,154] keV.

Número de Cuentas

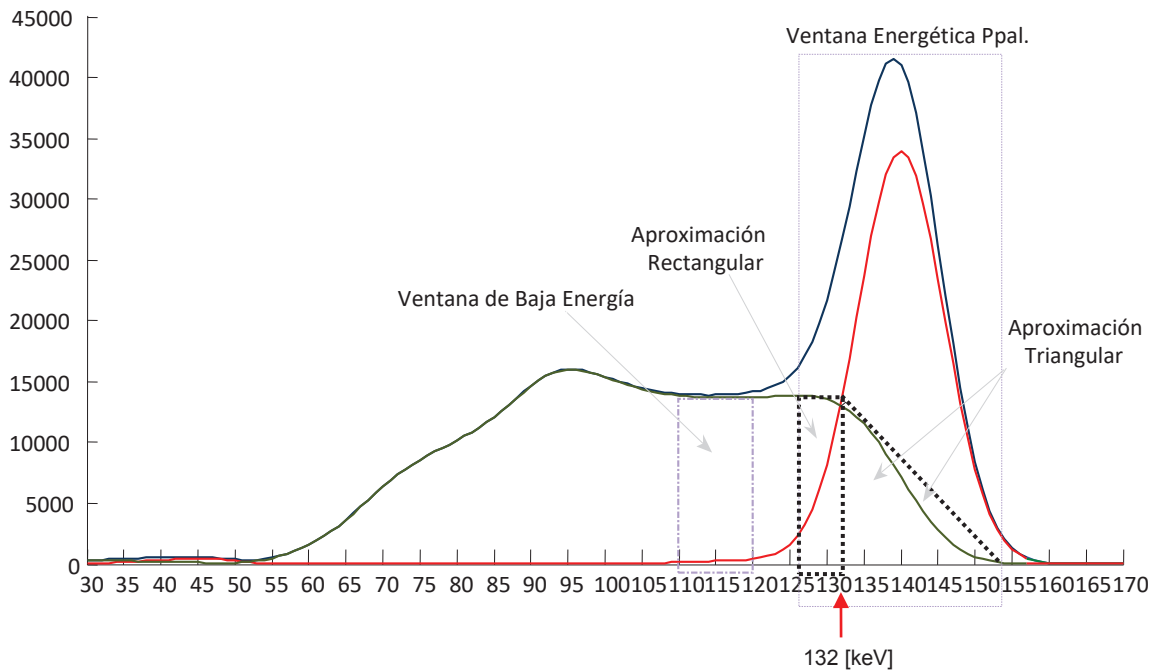


Figura 13: Espectro de energía total, fotones primarios y radiación dispersa total para una simulación numérica SPECT con SIMIND. Se muestra la ventana energética principal y secundaria y la aproximación geométrica para la estimación de la radiación dispersa en la ventana energética principal. Para el valor 132 keV, se observa un punto de interés en la intersección de los espectros de radiación dispersa y de fotones primarios. Observar que la elección particular de la ventana secundaria no produce solapamiento con la ventana principal.

El número de cuentas estimado de fotones dispersados en la ventana principal es:

$$RdE = \text{Área rectangular} + \text{Área triangular}$$

$$RdE = (NCD/11) \cdot 7 + 22/2 \cdot (NCD/11)$$

$$RdE = \frac{18}{11} \cdot NCD \tag{Ec. 11}$$

Donde:

NCD: Número de cuentas totales en la ventana de bajas energías.

RdE: Estimación de la contribución de la RD en la ventana principal.

III) MATERIALES Y MÉTODOS

Simulaciones

Introducción a la Importancia de la Simulación

La generación de un conjunto de proyecciones de SPECT con el objetivo de obtener cortes tomográficos por métodos de simulación numérica, requiere haber definido en primer término un modelo teórico de formación de la imagen a partir de la interacción de la radiación electromagnética con la materia, haber asumido una distribución del radiofármaco elegido dentro del organismo para constituir un modelo de fuente tridimensional y finalmente, la inclusión de parámetros técnicos del equipo emulado para dicha adquisición.

La utilización del SIMIND permite operar bajo dichos modelos de manera simplificada para el operador dado que están definidas las ecuaciones que describen el modelo físico planteado.

Es a través de la simulación numérica que es posible obtener espectros individuales que están asociados a los fenómenos de interacción de la radiación con la materia, como el espectro de energía vinculado al efecto fotoeléctrico o el espectro Compton, incluso para diferentes órdenes de dispersión.

Métodos de Simulación Numérica Monte Carlo

El método Monte Carlo es un método numérico que permite resolver problemas físicos y matemáticos mediante la simulación de variables aleatorias.

La simulación Monte Carlo se aplica a problemas cuyo comportamiento global se pueda modelar mediante una función de distribución de probabilidad. La emisión radiactiva, los fenómenos de transportes y los procesos de detección son de naturaleza aleatoria.

Las técnicas de imágenes de medicina nuclear tales como SPECT son ideales para el modelado mediante simulación numérica.

Los procesos de medición de diagnóstico clínico en SPECT precisan de la existencia de un radiofármaco inyectado a un paciente en dosis adecuadas y limitadas por cuestiones vinculadas a la radioprotección del individuo. Estos procesos extrapolados a métodos experimentales tienen como limitantes obvios la imposibilidad de obtener adquisiciones repetidas.

Las simulaciones numéricas presentan la posibilidad ilimitada de desarrollar pruebas con fines de investigación en fantomas digitalizados con dosis a elección del usuario. Desde este esquema se puede llegar a equiparar los parámetros de simulación con valores apropiados de dosis, tiempos de adquisición y parámetros físicos de la gamma cámara en SPECT.

Simulación por el SIMIND

El programa SIMIND, basado en métodos numéricos de Monte Carlo, describe una cámara SPECT clínica estándar y posibilita la simulación de una fuente de emisión según datos experimentales de la distribución de un determinado radiofármaco en el cuerpo de un ser humano. Está estructurado según dos programas principales, llamados CHANGE y SIMIND. El programa CHANGE provee una manera de definir parámetros técnicos del SPECT (características físicas del colimador, tipo y dimensiones del cristal), parámetros de adquisición (número de pasos, cantidad de cuentas/paso, ventana energética, ancho de ventana, matriz de adquisición, etc.) y la escritura de datos en archivos de salida.

La Figura 14 expresa la sucesión de etapas que se han seguido para la obtención de las proyecciones correspondientes a un estudio SPECT.

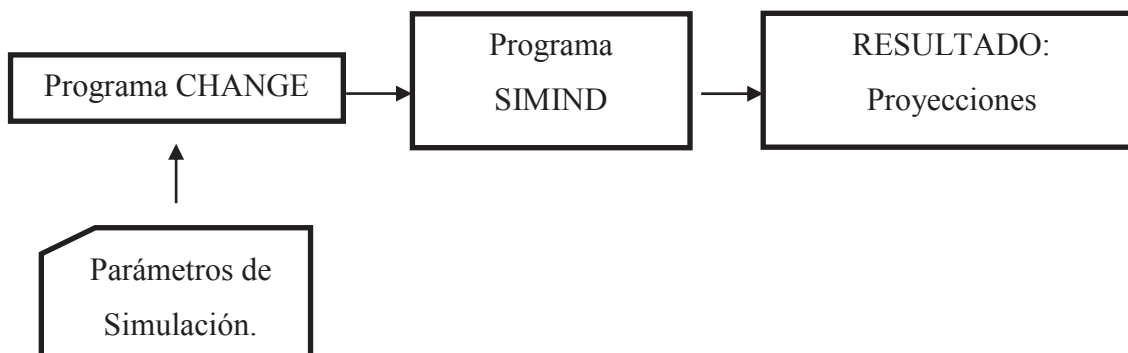


Figura 14: Etapas de la obtención de proyecciones de un estudio SPECT mediante el programa SIMIND.

Fantoma VOXMAN (The Zubal Voxel Man Phantom).

El archivo VOXMAN es un fantoma antropomórfico, desarrollado inicialmente por I.G. Zubal, modificado posteriormente por Sandborg incluyendo una versión femenina y otra masculina. El cuerpo está segmentado en 57 densidades diferentes representando distintos tejidos. Se realizaron 78 cortes tomográficos de 1 cm de espesor. El proceso de segmentación resultó en un archivo con una matriz de 128x128x243 voxeles cúbicos con 3,6 mm de arista. Cada voxel puede contener un único indicador de densidad.

En el directorio específico de SIMIND (smc_dir) se encuentra el archivo del VOXMAN identificado con el nombre (vox_man.dat).

El archivo CHANGE contiene una serie de menús que permiten al usuario ingresar parámetros específicos para la descripción del sistema. Estos parámetros son luego trasladados a los archivos de datos usados por SIMIND.

La página principal contiene 15 ítems a través de los cuales se accede a los menús organizados de parámetros específicos del sistema SPECT. La Figura 15 muestra una imagen de la página principal del programa CHANGE.

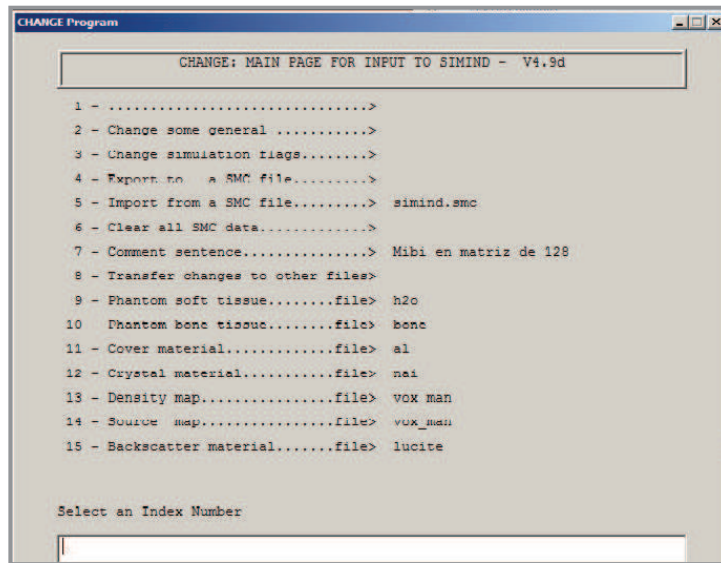


Figura 15: La página principal del programa CHANGE permite el ingreso de parámetros de simulación, organizados por menús, al programa SIMIND.

Debe destacarse la importancia de los ítems 13 y 14. Los mismos fijan el mapa de densidades y el mapa fuente. El primero hace referencia al archivo que SIMIND utiliza para asignar densidades a cada punto del fantoma elegido. El ítem 14 asigna actividades a los distintos órganos o sectores del fantoma.

Cuando se simula un fantoma, la primer imagen está localizada hacia el semieje +x (sentido positivo hacia el Gantry) y las últimas están localizadas hacia el semieje -x. En una simulación SPECT la cámara rota en el plano ZY (perpendicular a la camilla), a favor o en contra de las agujas del reloj.

Programa CHANGE

Parámetros del sistema de imagen a simular.

SETUP 1 y SETUP 2: Parámetros generales de la cámara centelladora.

La Figura 16 muestra los valores utilizados para una adquisición con ^{99m}Tc y según datos de una cámara SPECT Siemens doble cabezal.

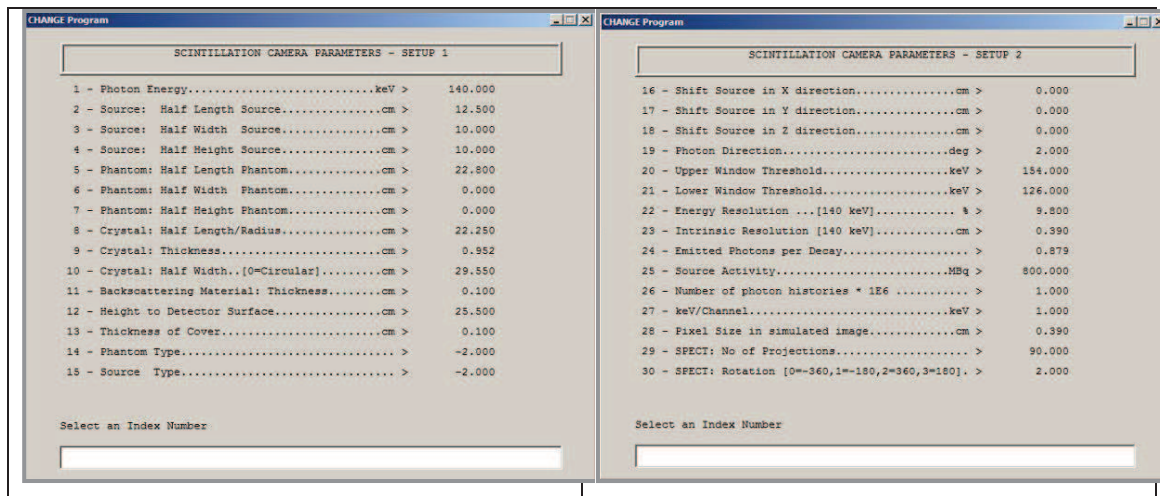


Figura 16: Parámetros generales de la cámara Centelladora. Se muestran los valores de dichos parámetros para la cámara que se utilizó para las simulaciones.

Fantomas y parámetros del SPECT

Una vez elegido el fantoma a utilizar, en este caso VOXMAN, archivo “.dat”, residente en el directorio especial smc_dir de SIMIND, las definiciones de los órganos, su código y correspondientes densidades y concentraciones de actividad relativa están dadas en el archivo “.zub” ubicado en el directorio especial “smc_dir”. La Figura 17 muestra la página del programa CHANGE para estos parámetros.

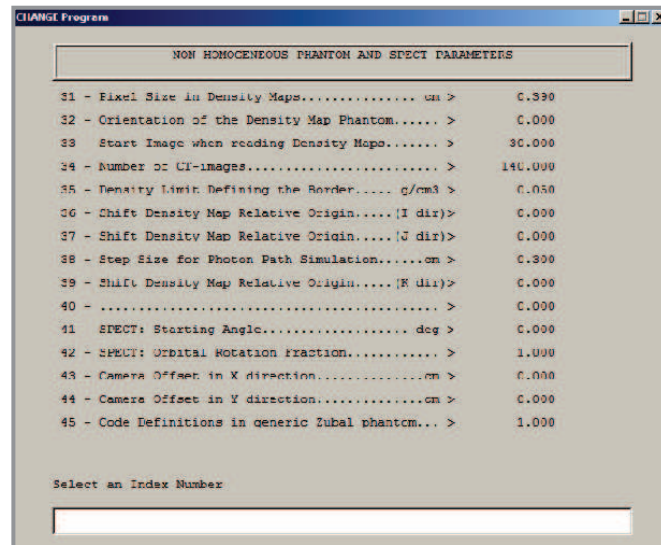


Figura 17: Página de elección de los parámetros SPECT y del fantoma no homogéneo.

La estadística vinculada al número de cuentas detectadas en las simulaciones presenta la dificultad de expresarse de manera particular en SIMIND. Las simulaciones mantienen constante el número de fotones por proyección de manera que corresponden a una actividad de 1Mbq para una proyección tomada en 1 segundo.

La estimación del número de cuentas adecuado se resolvió con el análisis de todos los parámetros en el archivo de cabecera de las simulaciones de SIMIND. El índice NN corresponde a un factor multiplicador que permite llevar el esquema de simulación a valores de la clínica habitual, alrededor de 40 minutos por estudio en un total de 180 proyecciones SPECT. El parámetro Actividad se fija en CHANGE con el mismo objetivo.

La Tabla 1 muestra el archivo de texto “.zub” Primera Sección, cuya principal ventaja operativa es que se puede editar para modificar densidades y actividades relativas en los distintos órganos.



V4.3 Code Section 1 Vox_Man				V4.3 Code Section 1 Vox_Man			
ÓRGANO	Código	Densidad	Coef. Actividad Relativa	ÓRGANO	Código	Densidad	Coef. Actividad Relativa
adrenals	21	1025	15	lungs	10	260	8
bladder	40	1040	25	lymph nodes	27	1030	1
blood pool	23	1060	5	medulla oblongata	85	1420	1
bone marrow	26	1030	2	optic nerve	106	1070	1
brain	2	1040	1	outside phantom	0	0	0
cartilage	30	1100	2	pancreas	20	1040	5
cerebellum	77	1040	1	pelvis	7	1290	2
cerebral aqueduct	122	1040	1	pharynx	15	1000	1
cerebral falx	113	1040	1	pons	91	1000	1
colon	19	1030	20	prostate	35	1045	1
dens of axis	70	1180	1	rectum	37	1030	1
diaphragm	39	1030	15	rib cage & sternum	6	1410	2
esophagus	16	1030	3	sinuses	104	1000	1
eye	119	1070	1	skeletal muscle	9	1050	6
fat	22	950	3	skin	1	1090	5
feces	33	1010	1	skull	4	1610	2
fluid (bowel)	25	1007	10	small bowel	18	1030	3
gall bladder	13	1026	65	spinal canal	75	1038	1
gas (bowel)	24	260	1	spinal cord	3	1038	1
hard palate	76	1680	2	spine	5	1330	2
heart	11	1060	90	spleen	31	1060	50
jaw bone	71	1680	2	stomach	17	1030	5
kidney	14	1050	30	teeth	125	1920	1
lacrimal glands	74	1045	1	testes	34	1040	1
lens	121	1070	1	thyroid	28	1050	1
lesion	63	1060	1	tongue	78	1000	1
liver	12	1060	50	trachea	29	1000	1
long bones	8	1330	2	uncus(ear bones)	99	1180	1
				urne	32	1030	3

Tabla 1: Detalle del contenido del archivo “zub”. La primera columna asigna un código de identificación del órgano. La segunda columna contiene los valores de densidad (por un factor de 1000) y la tercera columna es un coeficiente de actividad relativa para cada órgano.

Parámetros del Colimador

En el presente trabajo se utilizó un colimador SE-LEHR con características de cámaras SPECT comerciales. La figura 18 muestra la página de parámetros del colimador.

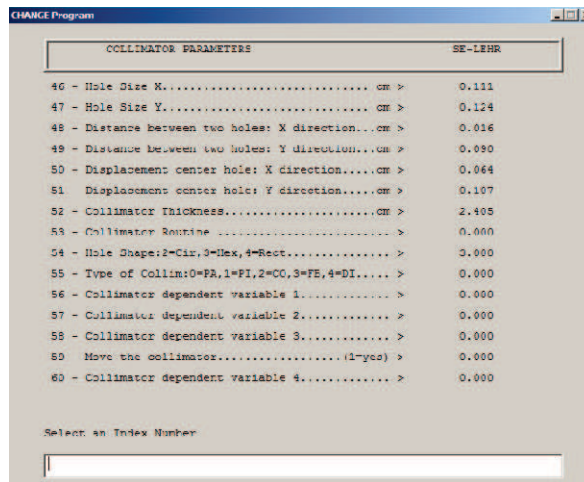


Figura 18: Página de elección de los parámetros del Colimador.

Corrección de Atenuación

La corrección necesaria del fenómeno de atenuación en los tejidos se implementó con una estrategia basada en un estudio de transmisión para la generación de un mapa de atenuación.

Las simulaciones pertinentes en SIMIND se especificaron en el programa CHANGE a través de la elección de los valores que se deben fijar en la página de Parámetros de Simulación de Transmisión. La energía de los fotones en el estudio de transmisión se fijó en 140 keV. Esto es equivalente a haber utilizado un equipo SPECT con fuentes de transmisión de ^{99m}Tc . Esta es una elección ideal ya que en la práctica sólo se pueden encontrar fuentes de transmisión como las de Gadolinio, con energía gamma de 100 keV.

El programa SIMIND entrega los datos del estudio de transmisión según cuatro modelos diferentes basados en la Ec. 13:

$$\ln(C/Co) = \sum_i -\mu_i \cdot x_i$$

En el presente trabajo se utilizó la Ec. 14 (el índice 70 en 2):

$$\frac{I_0}{I} = e^{\sum_i \mu_i \cdot x_i} \quad \text{Ec. 14}$$

Parámetros de las Proyecciones

Los parámetros de la imagen se seleccionan en la última página del ítem 2 del menú principal. En ella se determinan los valores para el tamaño de la matriz de imagen, de la matriz del mapa de densidades y el mapa fuente. El número de canales para el espectro de energía se fijó en 512. La página de CHANGE correspondiente a estos parámetros se muestra en la Figura 19.

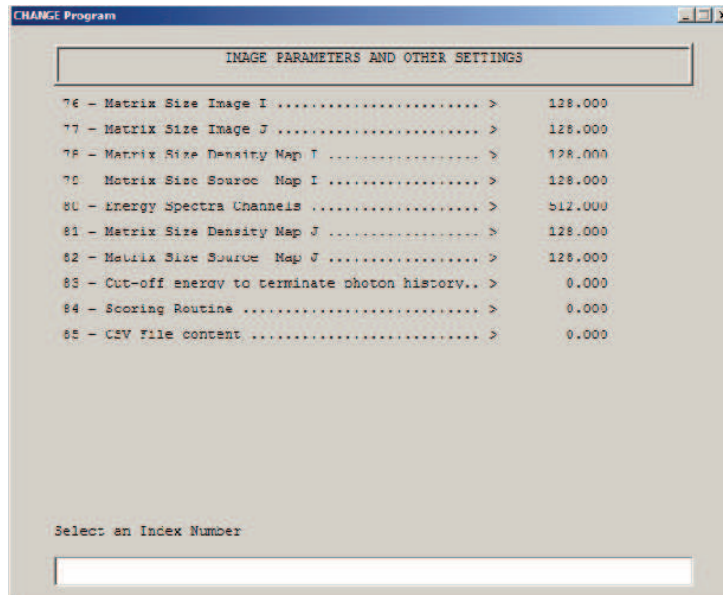


Figura 19: Página para la selección de los parámetros de la imagen.

Simulación de un Estudio SPECT.

La simulación de un estudio SPECT realizada con SIMIND precisa de la determinación de los parámetros elegidos para el sistema a utilizar. En el presente trabajo todas las simulaciones numéricas realizadas incluyen parámetros representados en el programa CHANGE que son propios de un sistema comercial marca Siemens, modelo E.CAM+ de dos cabezales. Se consideró el caso de un colimador de Alta Resolución del mismo equipo. El fantoma utilizado fue el VOX_MAN en zona torácica, la energía de los fotones fue 140 keV con ventana energética principal en el intervalo [126, 154] keV. La actividad de la fuente fue 800 MBq. Se simularon 180 proyecciones en un ángulo de rotación de 180°.

La Figura 20 muestra tres proyecciones resultantes de la simulación y los espectros respectivos. Se puede observar el rango adecuado de la matriz de adquisición para incluir en el campo de visión al Corazón, Hígado, Pulmones y región subdiafragmática.

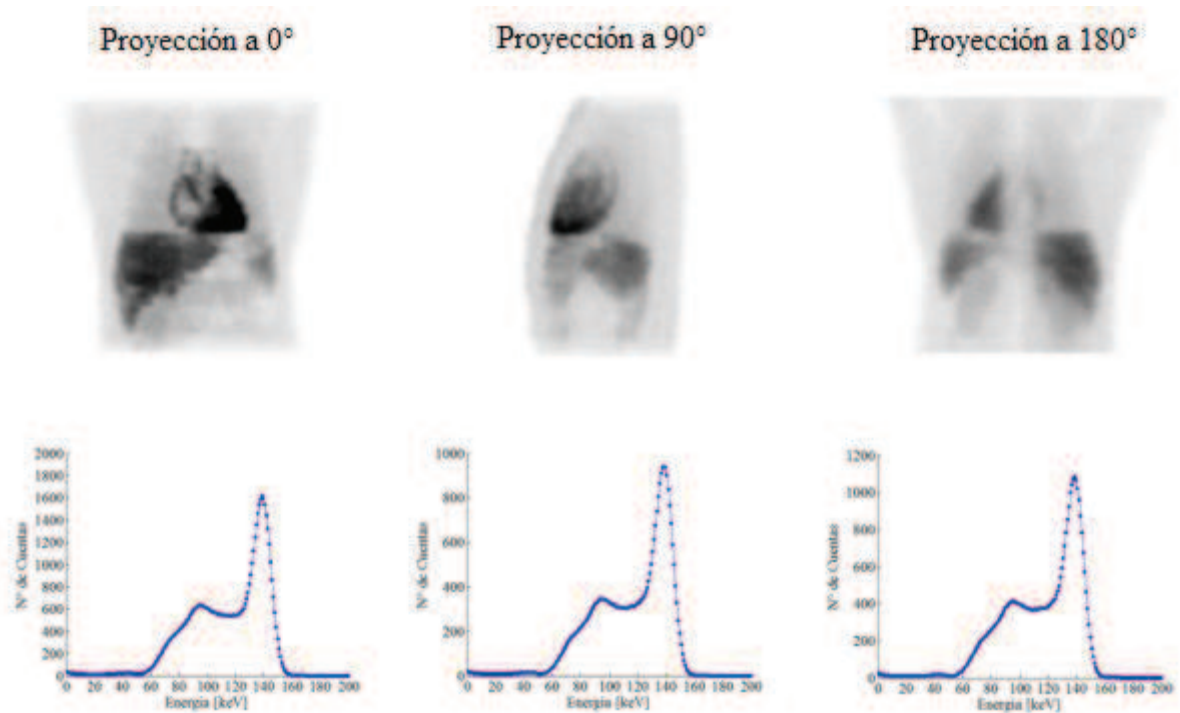


Figura 20: Fila superior: proyecciones Anterior, Lateral Izquierdo y Posterior de la simulación SPECT del fantoma Vox_Man. Fila Inferior: Espectros totales para cada proyección. Observar que el número de cuentas del espectro en la ventana principal que participa en la formación de la imagen, varía con la proyección.

Proyecciones y Espectros de un Estudio SPECT.

La simulación de un estudio SPECT con SIMIND permite incorporar ventanas energéticas múltiples con el objetivo de obtener las matrices asociadas a las imágenes y los espectros de fotones directos y dispersos hasta orden 3.

Se simuló un estudio SPECT con SIMIND de 180 proyecciones. Primer Proyección OAD, -45° , (Oblicua Anterior Derecha), última proyección OPI, 135° , (Oblicua Posterior Izquierda). Actividad 800 Mbq. Fantoma antropomórfico Vox_Man sección 1(Torácica). Ventana energética principal en el intervalo [126,154] keV. Se incorporó la Ventana energética secundaria en el intervalo [110, 120] keV.

Se utilizó el archivo Vox_Man.dat que se encuentra en el directorio principal de SIMIND y el archivo Vox_Man.zub de la Tabla 1.

Técnica de Corrección de la Radiación Dispersa por *El Método Espectral de Sustracción Diferenciada Estructurado en 132 keV* mediante Simulación Numérica.

Las simulaciones de un estudio SPECT a través de SIMIND permiten obtener las matrices de datos asociadas a las imágenes de las proyecciones y los espectros de energía de cada una de ellas, tanto para los fotones dispersos o fotones totales detectados.

El análisis espectral muestra que el número de cuentas de RD en la ventana principal como así también en la ventana secundaria varían con las proyecciones.

Debido a que las simulaciones permiten obtener el número de cuentas en distintas ventanas energéticas, las adquisiciones en la ventana de baja energía participan de la técnica espectral de sustracción de manera individual y específica para cada proyección.

El método espectral de sustracción diferenciada estructurado en 132 keV (MESDE) aquí propuesto, se basa en la sustracción proyección a proyección de una fracción del número de cuentas de la ventana de bajas energías a la ventana principal.

La particularidad que presenta el método en el valor de 132 keV invariable para todas las proyecciones, es que el punto en el espectro de abscisas 132 keV se utiliza para estimar las alturas de las figuras geométricas en la ventana principal, con un valor del número de cuentas para esa energía que coincide con buena aproximación con el número de cuentas promedio de la ventana secundaria para cada proyección.

La simulación SPECT a través de SIMIND permitió obtener un conjunto de 180 proyecciones para el estudio de perfusión miocárdica. Cada una de esas 180 proyecciones es corregida por radiación dispersa según la ecuación 15, donde cada elemento de la matriz que representa la adquisición SPECT sufre una resta algebraica

dada por la aproximación propuesta. Vale decir entonces que la corrección por RD se realiza proyección a proyección.

$$P_{n,vp}^c(i,j) = P_{n,vp}(i,j) - \frac{18}{11} \cdot P_{n,vs}(i,j) \quad \text{Ec. 15}$$

Donde:

$P_{n,vp}^c(i,j)$ es el elemento (i,j) de la matriz de adquisición correspondiente a la n -ésima proyección en ventana principal corregida por RD.

$P_{n,vp}(i,j)$ es el elemento (i,j) de la matriz de adquisición correspondiente a la n -ésima proyección en ventana principal no corregida por RD.

$P_{n,vs}(i,j)$ es el elemento (i,j) de la matriz de adquisición correspondiente a la n -ésima proyección en ventana secundaria.

Análisis de la Fracción de Radiación Dispersa (FRD):

Se ha visto que el aporte de la RD en la formación de las imágenes degrada su calidad de manera importante. Para proceder a su remoción es necesario previamente analizar su característica y su variación a lo largo de las proyecciones como función del ángulo de rotación. Para ello se determinó la Fracción de Radiación Dispersa de las proyecciones que expresa la fracción de fotones que han sido contados como eventos verdaderos por tener una energía en el rango de la ventana energética del fotopico pero que provienen del resultado de una o varias dispersiones Compton en el fantoma.

La FRD se define como el cociente entre el número de fotones dispersos en la ventana principal respecto del número de cuentas totales en la misma ventana.

$$FRD = \frac{\text{Número de Cuentas de fotones dispersos en la ventana Ppal.}}{\text{Número de cuentas Totales en la ventana Ppal.}}$$

Para su análisis, se simuló un estudio SPECT con SIMIND, de 180 proyecciones. Primer Proyección OAD, -45° , (Oblicuo Anterior Derecha), última proyección OPI, 135° , (Oblicua Posterior Izquierda). Actividad 800 Mbq. Fantoma antropomórfico Vox_Man sección 1(Torácica). Ventana energética principal en el intervalo [126,154] keV.

Se utilizó el archivo Vox_Man.dat que se encuentra en el directorio principal de SIMIND y el archivo Vox_Man.zub de la Tabla 1.

Fracción de Radiación Dispersa Estimada.

La aproximación geométrica propuesta para el número de cuentas de fotones dispersos en la ventana energética principal se vincula convenientemente a la variación que experimenta la FRD simulada con el ángulo de proyección.

Para analizar la precisión de la aproximación de la estimación del número de cuentas de fotones dispersos en la ventana principal por el método propuesto se comparó el número de cuentas de fotones dispersos en la ventana energética principal dado por la simulación numérica con SIMIND de 180 proyecciones con el número de cuentas de fotones dispersos estimado por el método propuesto en dicha simulación y en la misma ventana energética.

Análisis de la Intersección entre la Curva del Espectro de Fotones Primarios y Fotones Dispersos hasta Orden 3.

Un punto de interés queda representado en la intersección de las curvas de los espectros para fotones primarios y fotones dispersos hasta orden 3 en las simulaciones de un estudio SPECT para el fantoma Vox_Man.

En los gráficos de número de cuentas en función de la energía, dicho punto representa la altura del rectángulo y del triángulo que se utilizan para la estimación geométrica de la RD en la ventana principal (Ver Figura 11).

Se simuló un estudio de emisión SPECT con SIMIND, fantoma antropomórfico Zubal Vox-Man. El número de proyecciones fue 180. Primer Proyección OAD, -45° , (Oblícuca Anterior Derecha), última proyección OPI, 135° , (Oblícuca Posterior Izquierda). Ventana energética principal en el intervalo [126,154] keV.

Se utilizó el archivo Vox_Man.dat que se encuentra en el directorio principal de SIMIND y el archivo Vox_Man.zub de la Tabla 1 (*SIMULACIÓN CLÍNICA*).

Se analizó este punto de intersección para la energía 132 keV considerando cada una de las 180 proyecciones y se evaluó las diferencias en el número de cuentas para 130 keV, 131 keV, 132 keV, 133 keV y 134 keV, tanto para el espectro de fotones primarios como para el espectro de fotones dispersos hasta orden 3.

Corrección de la Atenuación: Mapas de Atenuación.

El método de corrección de la atenuación utilizado en este trabajo está basado en la adquisición de mapas de atenuación a través de estudios de transmisión.

Con el objetivo de adquirir mapas de atenuación para realizar las correcciones por atenuación de los tejidos en fantomas, se procedió a simular inicialmente un estudio de transmisión en un cilindro de material uniforme.

Para realizar un estudio de transmisión en SIMIND es necesario incluir un mapa de densidades del fantoma en cuestión.

Un estudio de transmisión se realizó con SIMIND para fotones de 140 keV en el fantoma antropomórfico Vox_Man. En el programa CHANGE se fijó el número de proyecciones en 64. La matriz de adquisición fue de 128 x 128 píxeles.

La posibilidad de editar el archivo vox_man.dat y vox_man.zub permite evaluar el archivo de salida de SIMIND para el estudio de transmisión. Inicialmente se fijó en CHANGE el índice 70 (opciones de transmisión) en 0. Los archivos correspondientes .a00 ó .i00 no se correspondían con las descripciones del manual del programa SIMIND.

La búsqueda de las relaciones correctas en los elementos de la matriz del archivo de salida que presentaba el programa SIMIND en un estudio de transmisión, condujeron a la necesidad de trabajar inicialmente con un cilindro uniforme, debido a que las

imágenes de proyección y las imágenes reconstruidas (cortes transversales) son conocidas. El mapa de atenuación generado debe evaluarse según el índice 70, al momento de obtener la matriz de transmisión y como matriz de corrección de la atenuación.

El Programa Dmap, incluido en el directorio principal de SIMIND, genera un mapa de densidades por superposición de círculos de tamaños a elección del usuario. La extensión correspondiente del mapa generado es .dmi, y las densidades de las distintas regiones también las determina el usuario.

Se generó de esta manera un mapa de densidades para un cilindro uniforme de 18 cm de diámetro, lleno de agua.

A través de un estudio de transmisión con fotones de 140 keV se obtuvieron las proyecciones del cilindro.

Las Figuras 21 y 22 muestran un corte transversal del cilindro y una proyección del estudio de transmisión.

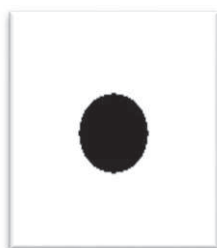


Figura 21: Corte transversal del cilindro uniforme de densidad $1\text{gr}/\text{cm}^3$ y 18 cm de diámetro. El diseño del cilindro tiene irregularidades en los bordes.



Figura 22: Proyección correspondiente al estudio de transmisión del cilindro uniforme generado por Dmap, con fuente inundada. Se observa el menor número de cuentas en los bordes respecto del centro.

Debido a las restricciones de diseño de fantasmas que el programa Dmap impone, se desarrolló un fantoma cilíndrico uniforme a partir del fantoma Zubal Vox_Man incluido en SIMIND.

Para ello se leyó y editó el archivo Vox_Man.dat a través de MATLAB de manera de asignar un único coeficiente de atenuación a todas las regiones del volumen interno del fantoma y se editaron los bordes de manera conveniente para generar un cilindro.

El archivo Vox_Man.zub quedó editado con densidad asignada al interior del cilindro uniforme de 1 gr/cm³.

La Figura 23 muestra una proyección del estudio de transmisión del cilindro uniforme y el perfil correspondiente.

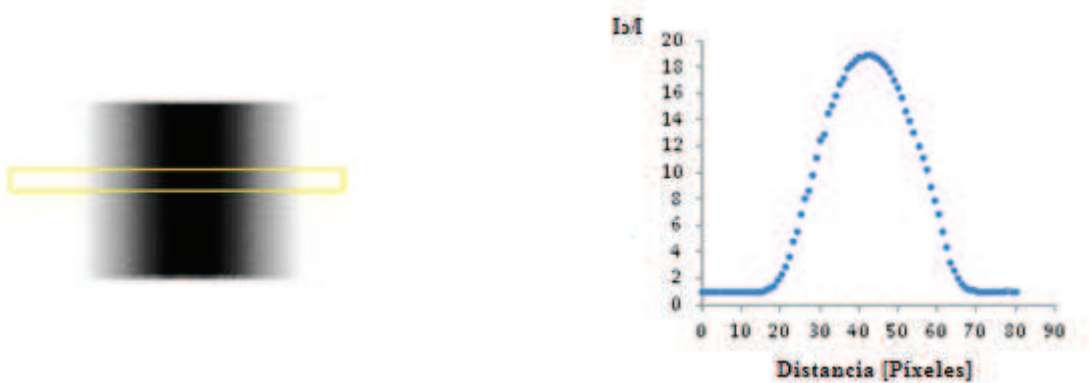


Figura 23: Izquierda: Proyección correspondiente al estudio de transmisión con fantoma cilíndrico uniforme de densidad 1gr/cm³ generado a partir del fantoma Vox_Man.

Derecha: Perfil correspondiente a la proyección mostrada. La forma del perfil demuestra que la atenuación es menor en los bordes del cilindro.

Los elementos de la matriz de transmisión del estudio realizado permiten inferir que la expresión que corresponde al índice 2 del ítem 70 de CHANGE tiene la forma de la ecuación 14:

$$\frac{I_0}{I} = e^{\sum_i \mu_i \cdot x_i}$$

De manera que, fuera del cilindro uniforme:

$$\frac{I_0}{I} = 1$$

Mapa de Atenuación para el Fantoma Vox_Man no Uniforme:

Se realizó un estudio de transmisión para el fantoma antropomórfico Vox_Man. El archivo .zub contiene la información de densidades de los distintos órganos vinculado al archivo voxman.dat.

El archivo voxman.zub es el mostrado en la Tabla 1. Se utilizó el archivo voxman.dat que reside en el directorio principal de SIMIND.

Se simularon 180 proyecciones, homólogas a las proyecciones de emisión. Índice 70 de CHANGE, opción de transmisión: 2.

Fuente inundada.

Código de definiciones en el fantoma Zubal genérico: Sección 1.

Comienzo de lectura del mapa de densidades: 60.

Energía del fotón de transmisión: 140 keV

Tamaño de la matriz del mapa de densidades: 128 x 128 píxeles.

La Figura 24 muestra una proyección adquirida del estudio de transmisión y un perfil de esa proyección.

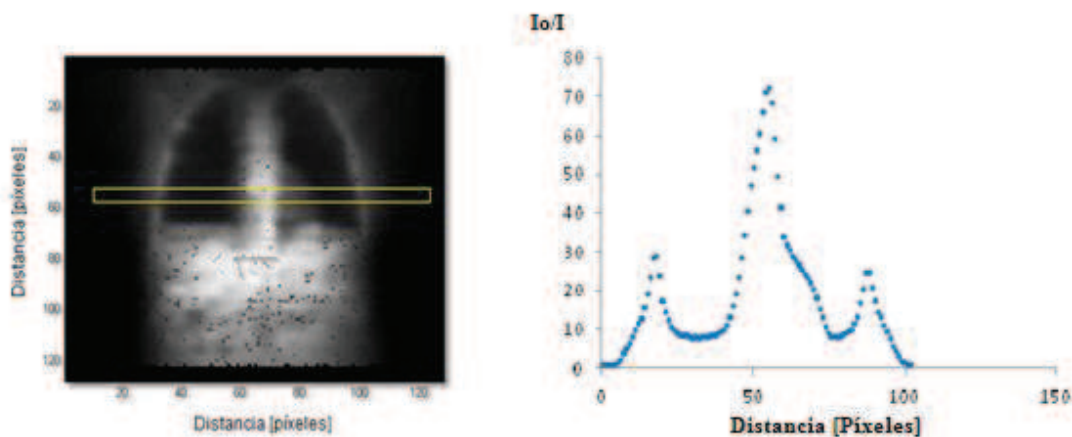


Figura 24: Izquierda: Proyección correspondiente al estudio de transmisión del fantoma antropomórfico Voxman. Se destacan órganos con diferencia de densidad: zonas óseas, pulmones y silueta cardíaca.

Derecha: Perfil correspondiente a la proyección en la zona cardíaca indicada. La forma del perfil evidencia las regiones de distinta atenuación. Fuera del fantoma $I_o/I=1$.

Corrección Final: Por Radiación Dispersa y por Atenuación

El proceso de reconstrucción de las imágenes a partir de las proyecciones obtenidas se realizó por retroproyección filtrada, utilizando herramientas de programación MATLAB para análisis de datos y desarrollo de algoritmos.

Las proyecciones obtenidas en el estudio de transmisión se reconstruyeron por Retroproyección Filtrada con un filtro Butterworth. La reconstrucción genera entonces un conjunto de matrices que representan los mapas de atenuación de los cortes transversales del fantoma Vox_Man.

Según la ecuación 14,

$$\frac{I_0}{I} = e^{\sum_i \mu_i \cdot x_i}$$

Cada uno de los elementos de matriz de los cortes reconstruidos posee información del cociente I_0/I .

Un estudio de emisión SPECT permite obtener el número de cuentas vinculado a la intensidad I por píxel de la matriz de adquisición y cada voxel del fantoma está relacionado con una fuente emisora de intensidad I_0 desconocida.

Por lo tanto, la intensidad I_0 desconocida de cada elemento de la matriz reconstruida de emisión, corregida por atenuación, se obtiene multiplicando los elementos de la matriz de los cortes reconstruidos de emisión y los elementos de la matriz de los cortes reconstruidos del mapa de atenuación.

Se puede representar en notación matricial la corrección por atenuación del estudio de emisión. Ecuación 16.

$$I_{0ij} = I_{ij} \cdot A_{ij} \quad \text{Ec. 16}$$

Donde:

I_{oij} : es el elemento i,j de la matriz del corte reconstruido de emisión corregido por atenuación.

I_{ij} : es el elemento i,j de la matriz del corte reconstruido de emisión sin corregir por atenuación.

A_{ij} : es el elemento i,j de la matriz del mapa de atenuación.

En el presente trabajo, la corrección por dispersión de fotones se realiza proyección a proyección debido al análisis geométrico y espectral realizado. Por lo tanto, las proyecciones del estudio de emisión se corrigieron por RD proyección a proyección y luego fueron reconstruidas por Retroproyección filtrada con un filtro Butterworth.

De esta manera, las dos correcciones, por radiación dispersa y por atenuación tienen un orden de ocurrencia, de forma tal que luego de reconstruir los cortes transversales del estudio de emisión del fantoma corregidos por RD se procedió a corregir por atenuación.

La ecuación 16 toma la forma de la expresión 17:

$$I'_{oij} = I'_{ij} \cdot A_{ij} \quad \text{Ec. 17}$$

Donde:

I'_{oij} : es el elemento i,j de la matriz del corte reconstruido de emisión corregido por RD y atenuación.

I'_{ij} : es el elemento i,j de la matriz del corte reconstruido de emisión corregido por radiación dispersa y sin corregir por atenuación.

A_{ij} : es el elemento i,j de la matriz del mapa de atenuación.

Criterio de Análisis de las Imágenes.

Las imágenes cardíacas obtenidas por SPECT se presentan en planos característicos para los estudios de perfusión miocárdica, principalmente el eje corto reorientado.

Las imágenes cardíacas corregidas, ya sea por RD, por atenuación o por ambos fenómenos, se comparan con las no corregidas, a través de perfiles circunferenciales en el eje corto cardíaco.

Blanco Físico.

Como consecuencia de la posibilidad de obtener proyecciones formadas por solo fotones directos, por medio de la sustracción de las adquisiciones de las proyecciones de fotones totales en ventana principal y fotones dispersos hasta orden 3 en la misma ventana, se determinó un Blanco Físico, formado por las proyecciones obtenidas con dichas cuentas de fotones directos en la ventana principal.

Para este Control, las proyecciones no contienen cuentas de RD, pero el fenómeno de la atenuación se encuentra presente.

Blanco Fisiológico.

Un Blanco Fisiológico se simuló a través de SIMIND, sin actividad en el hígado como fuente de RD de manera de obtener datos e imágenes sin la presencia de actividad en el órgano de acumulación de radioisótopo, fuente extensa generadora de fotones primarios que luego producirán fotones secundarios fundamentalmente sobre la cara inferior del Ventrículo Izquierdo. Esto implica una modificación importante en el archivo .zub de SIMIND, ya que la variación de la actividad en el hígado resulta en la modificación de las actividades relativas de los demás órganos.

Para mantener constante la actividad en los órganos con los mismos parámetros que en la simulación con actividad en hígado es necesario redistribuir las actividades. La estrategia que aquí se utilizó fue restar la actividad del hígado a la actividad total de la simulación con actividad en el hígado. Para ello fue necesario analizar el archivo .res. A partir de aquí se encontró que la ventana (no espectral) determina en qué órganos se distribuye la actividad del fantoma. Así, en el archivo .zub se asigna actividad cero al

hígado y en el archivo .smc se fijó 578 Mbq de actividad total en el fantoma. Como consecuencia las actividades no nulas de los órganos involucrados quedan constantes, Se utilizaron los valores del archivo .zub que se muestran en la tabla 2.

V4.3 Code Section 1 Vox_Man				V4.3 Code Section 1 Vox_Man			
ÓRGANO	Código	Densidad	Coef. Actividad Relativa	ÓRGANO	Código	Densidad	Coef. Actividad Relativa
adrenals	21	1025	15	lungs	10	260	8
bladder	40	1040	25	lymph nodes	27	1030	1
blood pool	23	1060	5	medulla oblongota	85	1420	1
bone marrow	26	1030	2	optic nerve	106	1070	1
brain	2	1040	51	outside phantom	0	0	0
cartilage	30	1100	2	pancreas	20	1040	5
cerebellum	77	1040	1	pelvis	7	1290	2
cerebral aqueduct	122	1040	1	pharynx	15	1000	1
cerebral falx	113	1040	1	pons	91	1000	1
colon	19	1030	30	prostate	35	1045	1
dens of axis	70	1180	1	rectum	37	1030	1
diaphragm	39	1030	15	rib cage & sternum	6	1410	2
esophagus	16	1030	3	sinuses	104	1000	1
eye	119	1070	1	skeletal muscle	9	1050	6
fat	22	950	3	skin	1	1090	5
feces	33	1010	1	skull	4	1610	2
fluid (bowel)	25	1007	10	small bowel	18	1030	3
gall bladder	13	1026	30	spinal canal	75	1038	1
gas (bowel)	24	260	1	spinal cord	3	1038	1
hard palate	76	1680	2	spine	5	1330	2
heart	11	1060	90	spleen	31	1060	25
jaw bone	71	1680	2	stomach	17	1030	5
kidney	14	1050	30	teeth	125	1920	1
lacrimal glands	74	1045	1	testes	34	1040	1
lens	121	1070	1	thyroid	28	1050	1
lesion	63	1060	1	tongue	78	1000	1
liver	12	1060	0	trachea	29	1000	1
long bones	8	1330	2	uncus(ear bones)	99	1180	1
				urine	32	1030	3

Tabla 2: Detalle del contenido del archivo “zub” para las simulaciones sin presencia del hígado como fuente de radiación.

Blanco Total

Un Control basado en la adquisición de proyecciones sin radiación dispersa y sin atenuación, fue simulado con SIMIND. Esto permite comparar imágenes corregidas por RD y por atenuación con aquéllas formadas por fotones que provienen del fantoma y no sufrieron dispersión ni atenuación.

Estimación del Error

Las simulaciones numéricas realizadas por el método de Monte Carlo a través de SIMIND acarrear un error que decrece como $1/\sqrt{N}$ en virtud del teorema del Límite Central.

Para estimar el error involucrado al cuantificar las imágenes del eje corto cardíaco sobre perfiles circunferenciales adecuados, se evaluó en primera instancia el error estándar

resultante del análisis de tres regiones de interés ubicadas en las proyecciones tomográficas obtenidas con SIMIND.

Se realizaron 100 simulaciones numéricas con SIMIND, en ventana energética principal [126,154] keV, con los mismos parámetros que se mantuvieron a lo largo de todos los estudios de emisión SPECT.

Se consideró la proyección a 0° en cada una de las 100 simulaciones y se fijaron 3 regiones de interés según se muestra en la figura 25, obedeciendo a zonas de interés de análisis, tanto por la presencia en ápice cardíaco como en región de contacto entre el ventrículo izquierdo y el lóbulo izquierdo hepático.

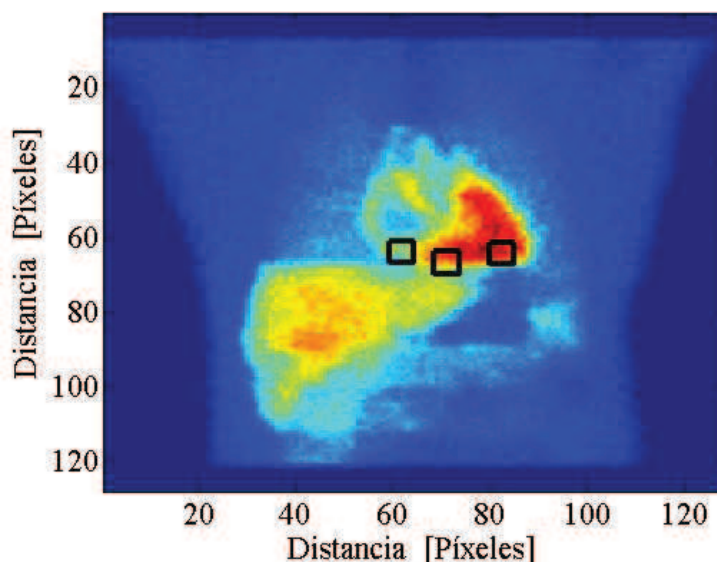


Figura 25: Proyección a 0° de una simulación SPECT en ventana principal. Las tres RI (Regiones de Interés) representadas en la figura por rectángulos blancos, contienen 9 píxeles cada una.

Un segundo grupo de 100 simulaciones se realizó con SIMIND con los mismos parámetros que las anteriores pero con una ventana energética secundaria ubicada en el intervalo [110, 120] keV. Sobre las proyecciones a 0° de este segundo grupo de simulaciones se ubicaron las mismas RI que en el caso anterior. Una proyección a 0° con las RI se muestra en la figura 26.

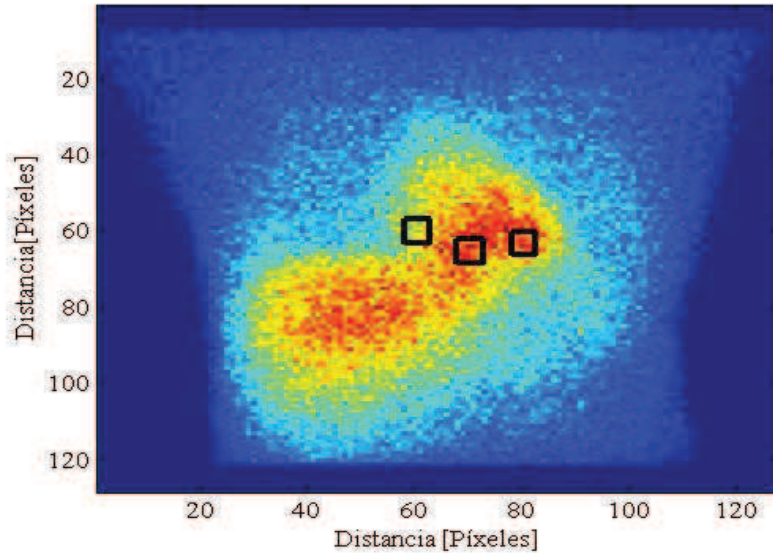


Figura 26: Proyección a 0° de una simulación SPECT en ventana secundaria (cuentas totales). Las tres RI (Regiones de Interés) representadas en la figura por rectángulos blancos, contienen 9 píxeles cada una.

Para cada uno de los dos grupos de simulaciones se realizó el promedio del valor de los nueve píxeles de cada RI. Se obtuvo el promedio para las 100 simulaciones y se calculó el error estándar, a partir de la varianza, según la ecuación 18

$$s^2 = \frac{1}{n} \cdot \sum_{i=1}^n (x_i - X)^2 \quad \text{Ec. 18}$$

Donde:

S = Desviación Estándar.

n=100 simulaciones.

x_i = valores promedio para cada RI.

X = valor promedio para todos los x_i , para las 100 simulaciones.

El error estándar se calculó a partir de la desviación estándar, según la ecuación 19 :

$$EE = \frac{s}{\sqrt{n}}$$

Ec. 19

La propagación de errores para la corrección de RD, proyección a proyección, se realizó teniendo en cuenta la operación matemática que expresa la ecuación analítica 15. Posteriormente, para evaluar el error que la técnica de RPF introduce luego de la reconstrucción de las imágenes corregidas por RD, se reconstruyeron las proyecciones corregidas por RD obtenidas de las 100 simulaciones de emisión en ventana principal y las 100 simulaciones en ventana secundaria.

Las RI fueron tomadas en zonas de donde se ubica los perfiles circunferenciales de interés de evaluación. La figura 27 muestra las RI ubicadas en la imagen del eje corto cardíaco.

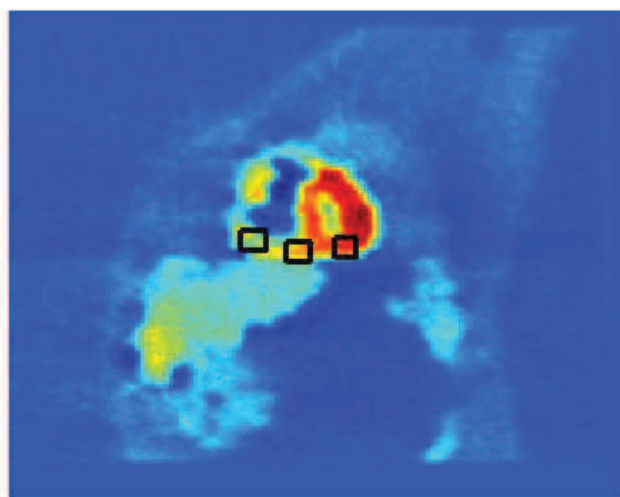


Figura 27: Ubicación de las tres RI en la imagen del eje corto cardíaco. La ubicación y evaluación de las tres RI se repite en el mismo corte transversal para las 100 reconstrucciones de las proyecciones corregidas por RD.

IV) RESULTADOS

Presentación

El problema intrínseco a la degradación de las imágenes en los estudios de perfusión miocárdica por SPECT está basado en el fenómeno de la atenuación y el mismo se manifiesta a través de la presencia de RD en las proyecciones de los estudios tomográficos, como consecuencia de la existencia de fuentes intensas y extensas de distribución del radiofármaco empleado.

Como se ha mencionado, las imágenes se forman con las detecciones que se encuentran en la ventana principal de energía, que contienen cuentas originadas también por fotones dispersos. Por lo tanto es importante realizar el análisis de la componente de RD en la ventana principal respecto del número de cuentas totales en dicha ventana.

La simulación numérica a través de SIMIND permitió cuantificar la RD en la ventana principal en los estudios de carácter clínico y a partir de su análisis, estimarla a través del método propuesto. El valor de 132 keV, se encontró como punto de especial importancia para la determinación de la estructura geométrica del método de sustracción.

La posterior corrección por atenuación y la reconstrucción por RPF de los cortes axiales reorientados se analizaron a través de perfiles circunferenciales.

Evaluación de la Fracción de Radiación Dispersa (FRD):

La FRD muestra una variación importante debido a los cambios del material atenuador que presentan los tejidos en el camino de las partículas emitidas.

Dicha variación de la FRD permite concluir que toda estimación de la RD en la ventana principal debe tomar en cuenta que el número de cuentas de fotones dispersos en la ventana energética principal no es una fracción constante del número de cuentas totales en dicha ventana.

Por ello, el método que aquí se propone incorpora el número de cuentas totales en una ventana secundaria ubicada en el intervalo [110,120] keV y estima la RD en la ventana principal a partir de una geometría particular estructurada en el valor 132 keV.

En las figuras 28 y 29 se presentan los resultados para la simulación realizada.

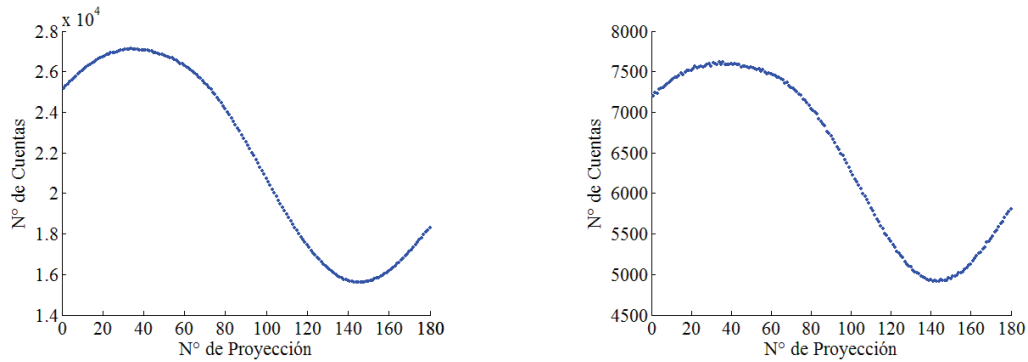


Figura 28: Izquierda: Número de cuentas totales en la ventana energética principal para las 180 proyecciones simuladas. Derecha: Número de cuentas totales de radiación dispersa hasta orden 3 en la misma ventana.

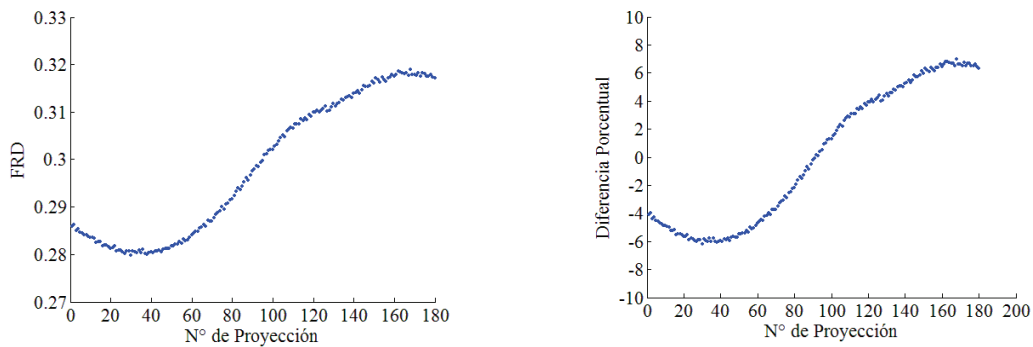


Figura 29: Izquierda: Fracción de Radiación Dispersa en función de las proyecciones para la simulación realizada. Derecha: Diferencia porcentual de FRD respecto de su valor medio para las 180 proyecciones.

La máxima diferencia porcentual obtenida fue 13%.

Fracción de Radiación Dispersa Estimada.

La FRD estimada se comparó y analizó respecto de la FRD simulada para la simulación realizada.

La figura 30 muestra los resultados obtenidos.

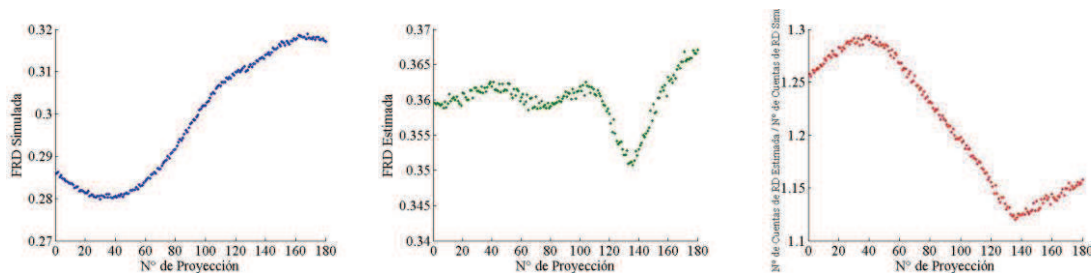


Figura 30; Izquierda: FRD en función de la proyección para la simulación de 180 proyecciones.

Centro: La FRD Estimada es el cociente entre el número de cuentas de fotones dispersos estimados por el método propuesto en la ventana principal respecto del número de cuentas totales simulado en la misma ventana.

Derecha: El cociente entre la FRD Estimada y la FRD Simulada muestra una diferencia porcentual máxima del 29 % y mínima de 12%.

La figura 30B muestra el comportamiento del número de cuentas de RD simulada y estimada por el método propuesto MESDE, en función de las proyecciones.

Las formas de las curvas muestran que la variación del número de cuentas de radiación dispersa estimada guarda correlación con la variación del número de cuentas de RD de la aproximación propuesta, con el ángulo de rotación del cabezal de la cámara.

Se observa en las figuras que el máximo de las curvas corresponde al ángulo de rotación en un entorno de -10° (Proyección N° 35). Se puede afirmar también que no hay simetría en la curva en un entorno de la proyección N° 35 ya que la presencia hepática contribuye con más radiación dispersa en ese entorno para ángulos menores a -10° que para ángulos mayores a -10° .

Lo mismo ocurre para la curva correspondiente al número de cuentas de RD estimada. El máximo ocurre en la proyección N° 37 y las variaciones de los valores de ordenadas de la curva en un entorno de este valor siguen el mismo comportamiento que la curva anterior.

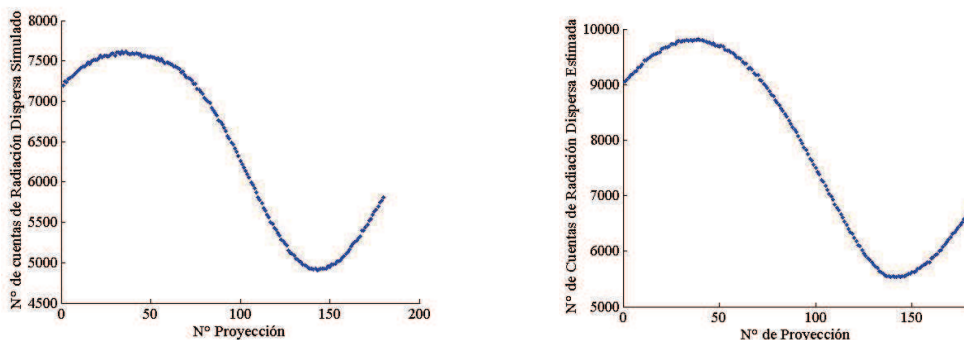


Figura 30B: Izquierda: Número de cuentas de radiación dispersa para las 180 proyecciones simuladas en ventana principal. Derecha: Número de cuentas de radiación dispersa estimada por la aproximación propuesta en función de las proyecciones.

Proyecciones y Espectros de un Estudio SPECT.

La posibilidad de obtener los espectros individuales es una facilidad que presentan las simulaciones numéricas, en contraste con las adquisiciones clínicas.

La figura 31 muestra los resultados espectrales obtenidos para la simulación tratada donde se evidencian los distintos órdenes para la RD, curva para fotones primarios y espectro total.

La figura 32 destaca las proyecciones y espectros correspondientes a la ventana energética principal.

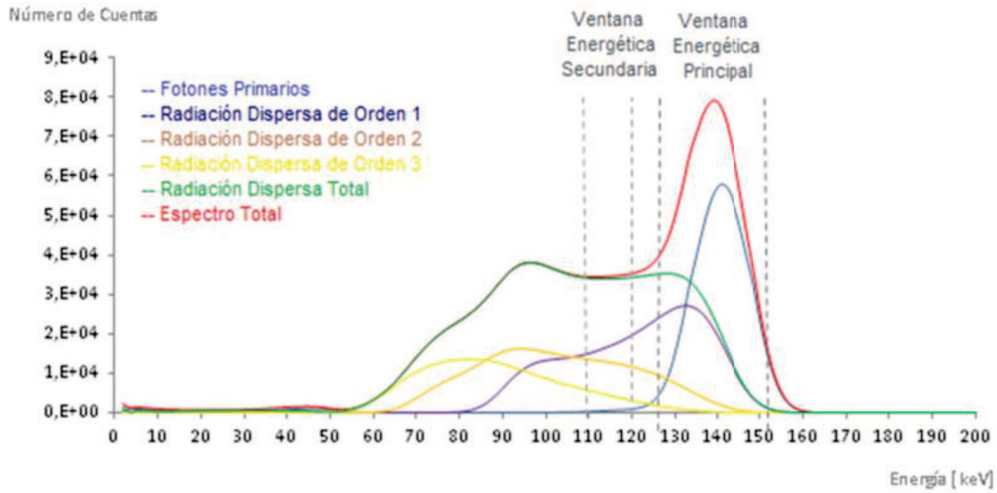


Figura 31: Espectros diferenciados para la simulación SPECT de 180 proyecciones. El número de cuentas totales en la ventana secundaria es una muy buena aproximación del número de cuentas de radiación dispersa hasta orden 3 en esa ventana. Observar la planicidad de la curva del espectro total en el intervalo [110, 120] keV.

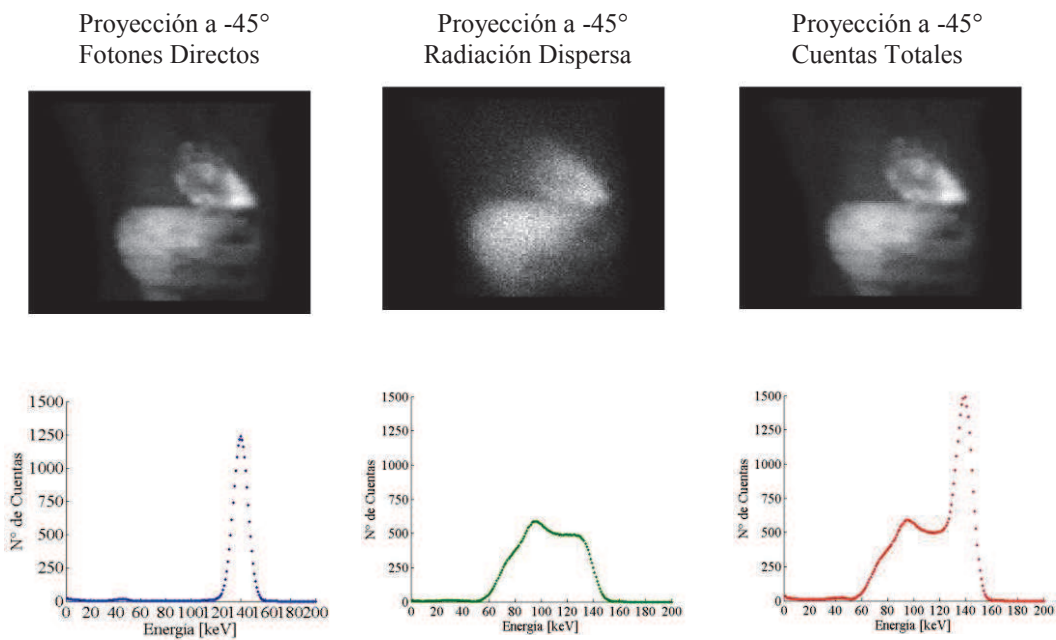


Figura 32: Fila Superior: Primeras proyecciones (OAD) de la simulación SPECT correspondientes a cuentas de fotones directos, fotones dispersos hasta orden 3 y cuentas totales adquiridas en la ventana principal.

Fila Inferior: Espectros correspondientes a la primera proyección para cada caso. Las imágenes se forman con las cuentas contenidas en la ventana principal.

Análisis de la Intersección entre la Curva del Espectro de Fotones Primarios y Fotones Dispersos hasta Orden 3.

El valor de energía 132 keV fijado en la geometría tratada para la estimación de la RD se analizó frente a variaciones de valores en su entorno, correspondientes a 130 keV, 131 keV, 133 keV y 134 keV. La Figura 33 muestra los resultados para cada condición estudiada.

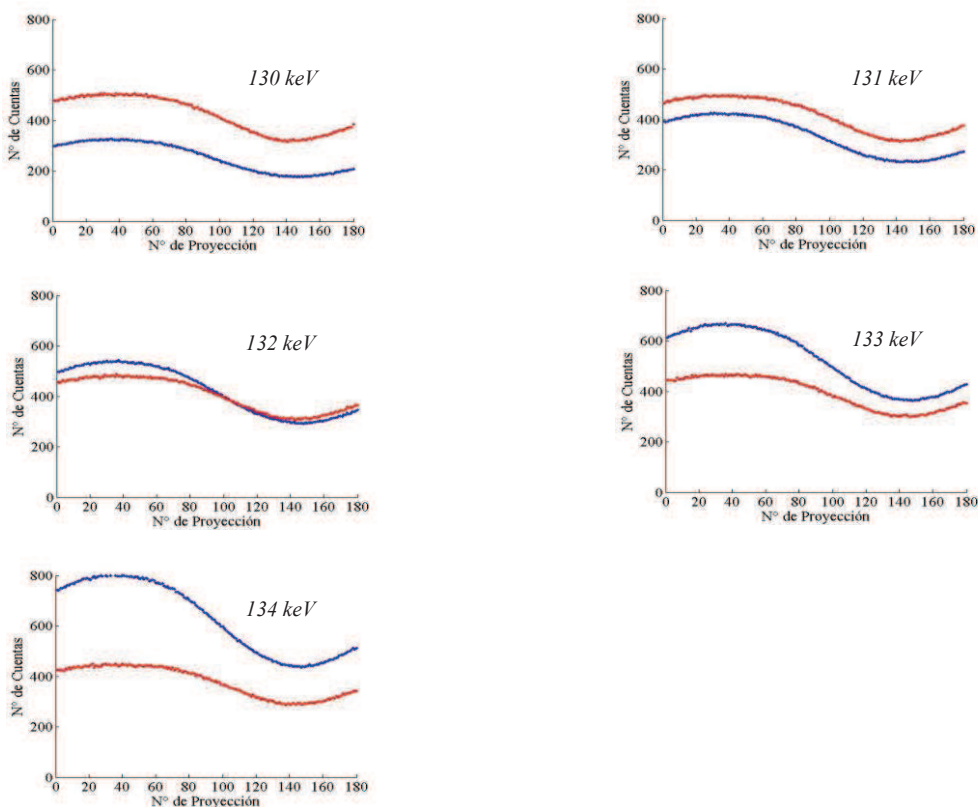


Figura 33: Número de cuentas en función de la proyección para distintas energías en el entorno de 132 keV para la simulación de 180 proyecciones. Las curvas muestran que la mejor aproximación para considerar la intersección es 132 keV. Curvas azules corresponden a fotones primarios. Curvas rojas corresponden a fotones dispersos hasta orden 3.

Para el valor de energía 132 keV se cuantificó porcentualmente las diferencias en el número de cuentas en las 180 proyecciones simuladas tanto para fotones primarios como para fotones dispersos hasta orden 3. Para ello se consideró el valor medio del número de cuentas para fotones primarios y el valor medio del número de cuentas para fotones dispersos hasta orden 3, todos ellos para la energía 132 keV. Figura 34.

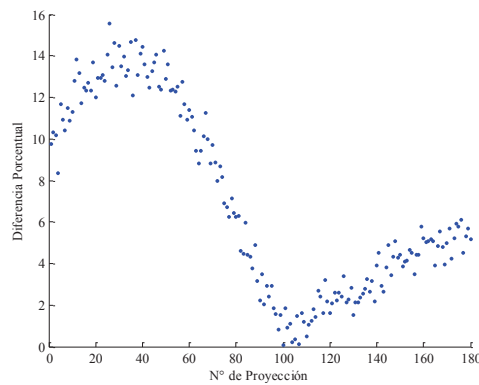


Figura 34: La diferencia porcentual media para las 180 proyecciones simuladas resultó 7% considerando el punto más preciso en la energía 132 keV.

El espectro de energías muestra que la ventana de bajas energías en el intervalo [110,120] keV presenta una planicidad que permite aproximar una altura media de un rectángulo en esa región del espectro que se aproxima al número de cuentas de fotones directos o dispersos para la energía 132 keV.

El número de cuentas para 132 keV es un valor de interés ya que representa un límite geométrico para la estimación del número de fotones dispersos presentes en la ventana energética principal. Debido a que ese valor de cuentas debe ser estimado a través del número de cuentas totales en la ventana energética secundaria, se comparó el valor obtenido de realizar el cociente entre el número de cuentas totales en la ventana secundaria y el ancho de dicha ventana con el número de cuentas correspondiente a fotones primarios en 132 keV.

La Figura 35 muestra que es criterioso asignar de esta manera la altura del rectángulo y triángulo para la estimación de las áreas asociadas a la medición de la RD pertinente.

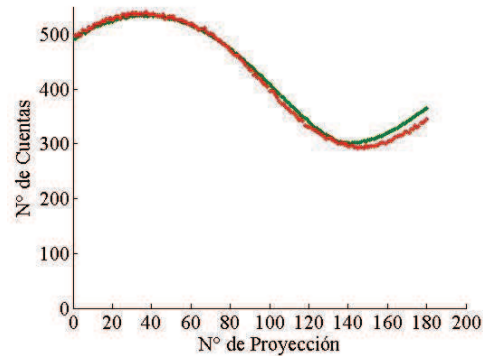


Figura 35: La ventana de bajas energías permite determinar con precisión la altura de las figuras geométricas para la estimación de la radiación dispersa en la ventana principal para la simulación de 180 proyecciones tratada. Curva verde: Cociente entre el número de cuentas totales en la ventana secundaria y el ancho de dicha ventana (11 keV) en función de la proyección. Curva rojo: Número de cuentas para 132 keV para el espectro de fotones primarios en función de la proyección.

Evaluación de Distintas Ventanas Energéticas Secundarias

Las configuraciones estudiadas para ventanas de baja energía en intervalos ligeramente distintos a [110, 120] keV muestran que las aproximaciones para el cálculo de las figuras geométricas tratadas tienen menor precisión.

Las Figuras 36 y 37 muestran las comparaciones para el caso de ventanas en [100, 120] keV y [115, 125] keV.

La ventana de baja energía en el intervalo [100, 120] keV incluye cuentas de fotones dispersos por exceso, debido a la forma del espectro particularmente en el intervalo [100,110] keV.

La ventana de baja energía en el intervalo [115, 125] keV muestra que su espectro asociado pierde planicidad especialmente para energías mayores a 120 keV.

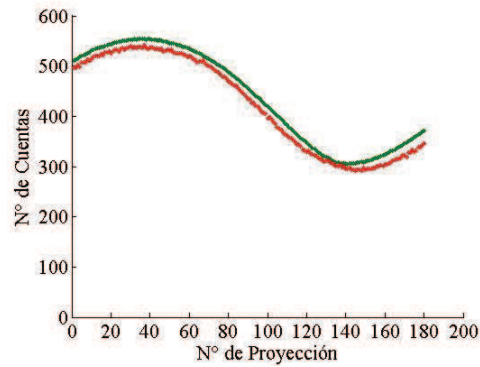


Figura 36: Curva verde: Cociente entre el número de cuentas totales en la ventana secundaria para el intervalo [100,120] keV y el ancho de dicha ventana (21 keV) en función de la proyección. Curva roja: Número de cuentas para 132 keV para el espectro de fotones primarios en función de la proyección.

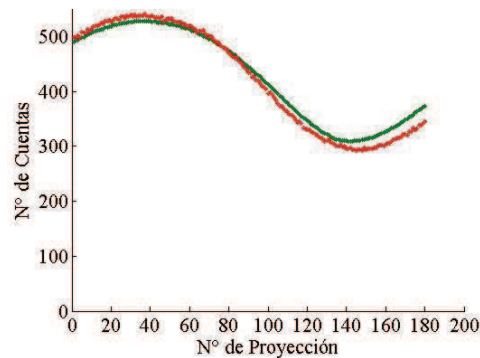


Figura 37: Curva verde: Cociente entre el número de cuentas totales en la ventana secundaria para el intervalo [115,125] keV y el ancho de dicha ventana (11 keV) en función de la proyección. Curva roja: Número de cuentas para 132 keV para el espectro de fotones primarios en función de la proyección.

Proyecciones Corregidas por Radiación Dispersa

La simulación SPECT a través de SIMIND permitió obtener un conjunto de 180 proyecciones para el estudio de perfusión miocárdica. Cada una de esas 180 proyecciones es corregida por RD según la ecuación 15.

La Figura 38 muestra las imágenes asociadas a las matrices de simulación y corrección para las proyecciones de la simulación SPECT y sus correspondientes perfiles en zona cardíaca.

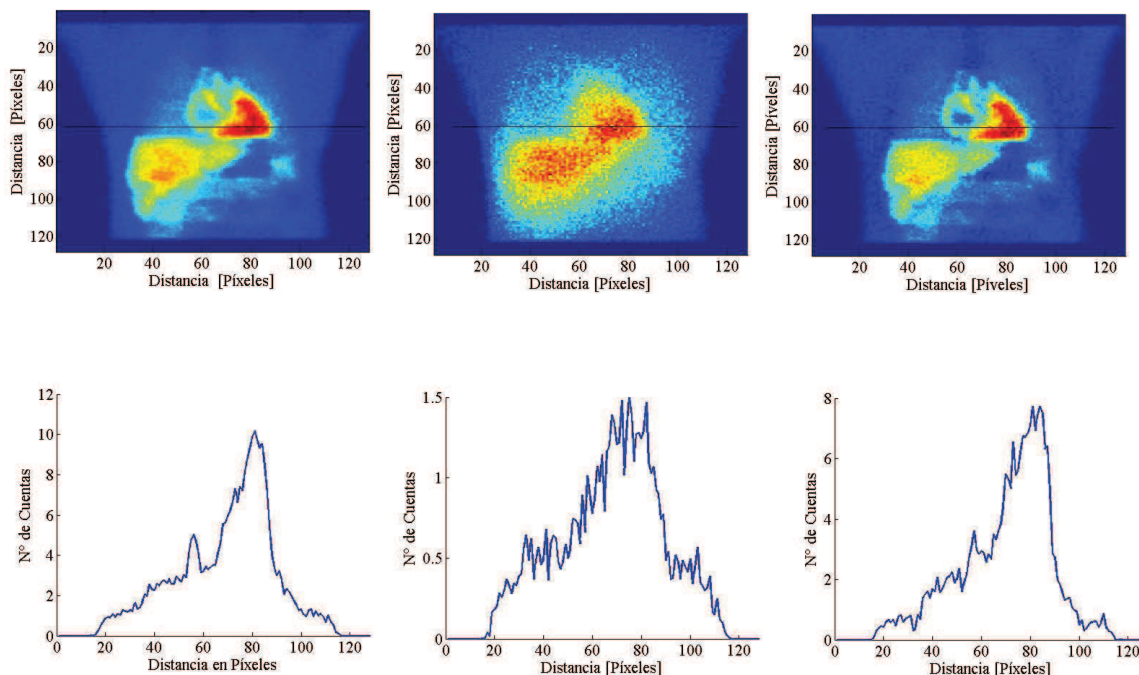


Figura 38: Primera fila (izquierda): Imagen de la proyección (Anterior) para el número de cuentas totales en la ventana principal. Centro: Imagen de la proyección correspondiente al número de cuentas totales en la ventana secundaria. Derecha: Proyección resultante de aplicar el modelo MESD de corrección por Radiación Dispersa. Se puede observar la disminución en el número de cuentas y se percibe visualmente el aumento de contraste de estructuras de interés.

Segunda Fila: Perfiles correspondientes a la posición $y=60$ píxeles para cada imagen.

Imágenes Control: Proyecciones.

Como se ha citado oportunamente, con el objetivo de realizar comparaciones con imágenes denominadas Control, se simuló un Blanco Físico que consiste de

proyecciones obtenidas por sustracción de cuentas de RD en la ventana principal a las cuentas totales en la misma ventana.

De esta manera se obtiene un conjunto de 180 proyecciones libres de radiación dispersa, que corresponden a fotones directos.

El segundo conjunto de imágenes Control, un Blanco Fisiológico, está dado por el resultado de simular 180 proyecciones en las mismas condiciones que el estudio SPECT pero sin la presencia de actividad en el hígado, con la modificación apropiada de actividad total en el fantoma.

Como se propuso, el Blanco Fisiológico permite obtener imágenes axiales libres de radiación dispersa proveniente del hígado.

La Figura 39 muestra las imágenes de las proyecciones para las simulaciones del Blanco Físico y Blanco Fisiológico.

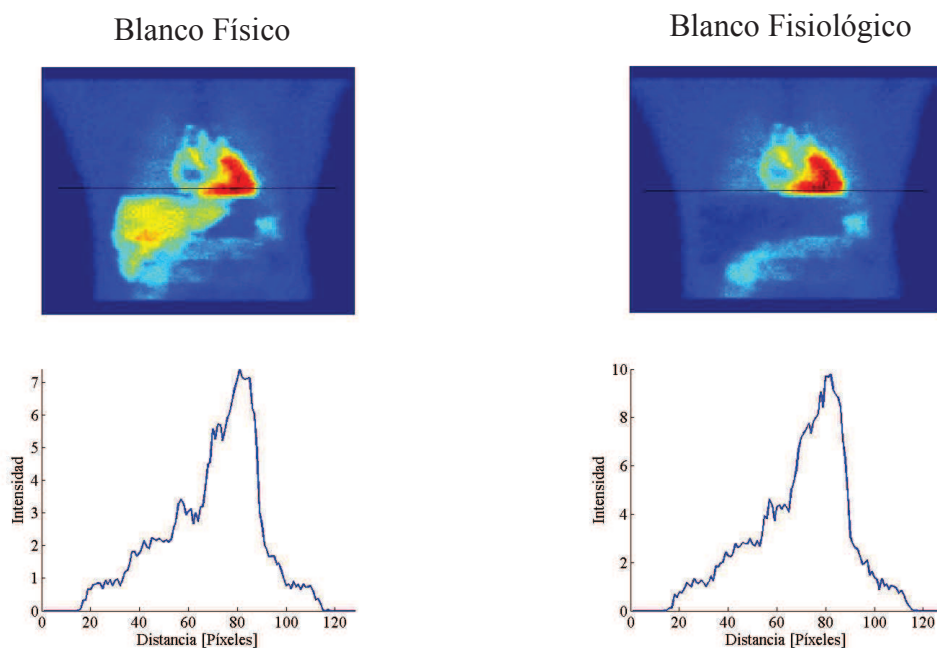


Figura 39: Primera fila (izquierda): Imagen de la proyección (Anterior) para el Blanco Físico.. Derecha: Proyección (Anterior) para el Blanco Fisiológico.
Segunda Fila: Perfiles correspondientes a la posición $y=60$ píxeles para cada imagen.

Resultados de la Estimación del Error

Los grupos de 100 simulaciones realizados discriminando ventana energética principal y secundaria arrojaron un error estándar en las proyecciones corregidas por RD de $EE=6.6\%$ en promedio para las tres regiones de interés seleccionadas.

Las regiones de interés seleccionadas en los cortes transversales reorientados que representan al eje corto cardíaco no superan un error estándar mayor al 0.5% en promedio para las tres RI.

Para incorporar en los perfiles circunferenciales, un intervalo que represente el error estimado, se decidió incluir el valor de $EE=6.6\%$ calculado sobre las adquisiciones simuladas. Queda propuesto aquí, entonces, profundizar el estudio del error posible a estimar con un estudio más detallado a nivel de las reconstrucciones por RPF.

Reconstrucción por RPF de las Proyecciones de las Simulaciones SPECT Corregidas por RD.

Las imágenes de los estudios SPECT de perfusión miocárdica se presentan en sus ejes característicos: eje corto, eje largo horizontal y eje largo vertical, siendo el eje corto una imagen patrón de cuantificación de resultados.

La figura 40 muestra los principales planos cardíacos para las simulaciones del estudio SPECT.

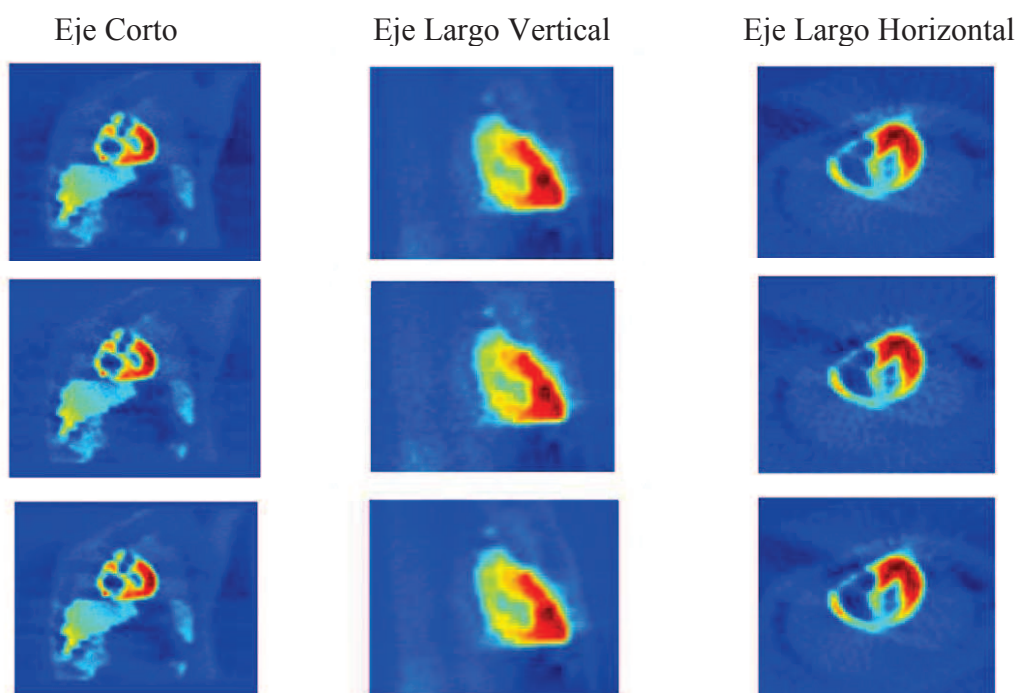


Figura 40: Primera fila: Planos cardíacos para la simulación SPECT sin corrección, ni de RD ni de Atenuación. Segunda fila: Imágenes corregidas por radiación dispersa solamente. Tercera fila: Imágenes correspondientes al Blanco Físico (solo fotones directos).

Perfiles Circunferenciales en las Imágenes Corregidas por RD.

Las comparaciones de las distintas imágenes de los ejes cardíacos para las simulaciones tratadas, se realizaron mediante perfiles circunferenciales en código MATLAB.

La Figura 41 muestra los resultados en perfiles circunferenciales para cortes homólogos de las imágenes correspondientes a la ventana principal, simulación aplicando el modelo propuesto de corrección por radiación dispersa y Blanco Físico (Control).

Los perfiles circunferenciales trazados en zonas de interés diagnóstico permiten obtener las intensidades sobre dichas curvas para cada caso. La segunda fila de la figura 40 muestra las intensidades en función de la distancia en el perfil circunferencial para la simulación en ventana principal (cuentas totales, curva azul), imagen Control (Blanco Físico), (fotones directos, curva roja) y corrección por RD por el modelo propuesto MESD (curva verde). Se observa que la corrección por RD se ajusta a la curva del

Control Físico, con particular precisión en las zonas del perfil circunferencial cercanas al hígado. Luego la curva (verde) se aleja levemente de la curva de Control, como efectivamente corresponde cuando ya no existe la fuerte influencia de la fuente extensa de RD.

La tercera fila de la figura que se trata, muestra el cociente de intensidades en función de la distancia sobre perfiles circunferenciales homólogos. La curva amarilla corresponde al cociente entre las intensidades sobre dichos perfiles para la imagen en ventana principal y el Control Físico y la curva celeste corresponde al cociente de intensidades para las imágenes corregida por RD y Control Físico.

Los valores correspondientes a la curva celeste se encuentran en torno de la unidad, mientras que los valores vinculados a la curva amarilla oscilan alrededor del valor 1.25. El valor máximo de mejora en la corrección por RD es de aproximadamente 45% para el perfil trazado.

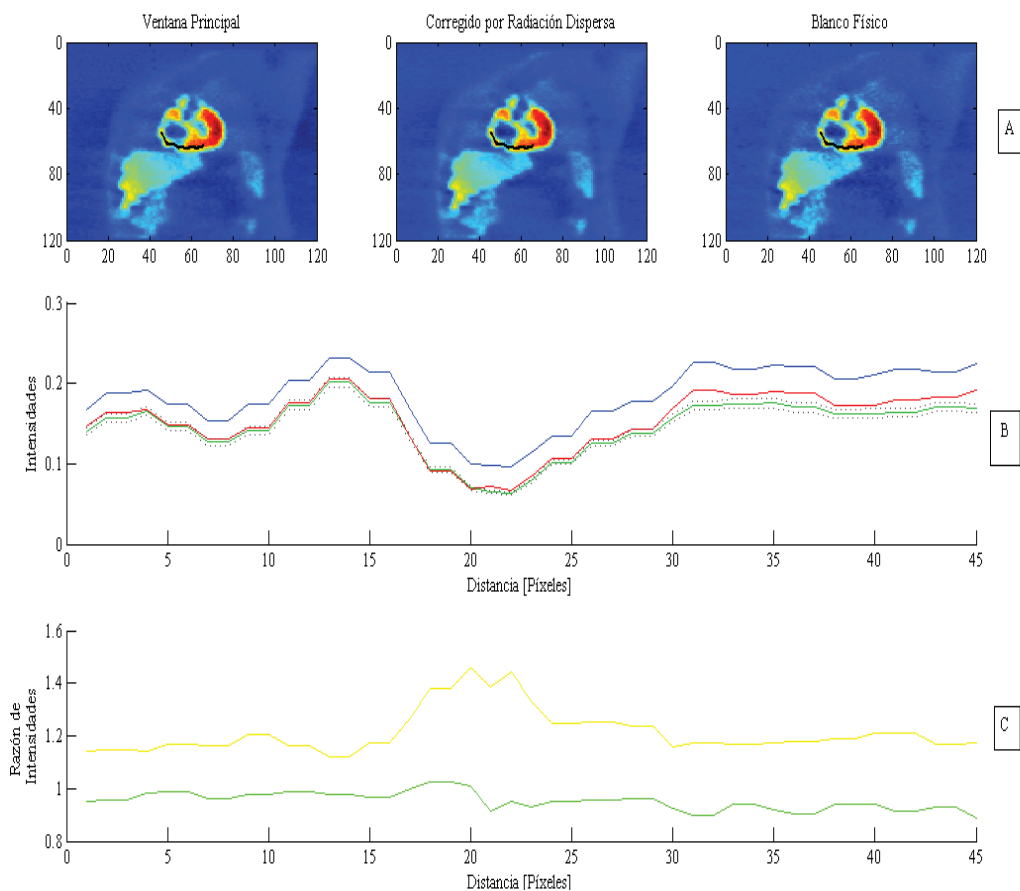


Figura 41: Primera fila: Perfiles circunferenciales homólogos en el eje corto cardíaco para la imagen en ventana principal (cuentas totales), imagen corregida por radiación dispersa con el modelo MESD y Blanco Físico (fotones directos).

Segunda fila: Intensidades de los píxeles sobre los perfiles circunferenciales trazados.

Tercera fila: Relación de intensidades de los píxeles de los perfiles circunferenciales en ventana principal e imagen corregida por RD respecto del Blanco Físico.

Las curvas punteadas se obtuvieron a partir de considerar un error estándar $EE = 6.6\%$ en los valores de los píxeles sobre el perfil circunferencial de la imagen corregida por radiación dispersa.

De los datos de la figura 41 C, se deduce que la máxima desviación respecto de la unidad de la imagen en ventana principal (sin corrección), en el perfil trazado, es 52% con un valor promedio 1.27, mientras que para el perfil homólogo trazado en la imagen corregida por RD la máxima desviación respecto de la unidad es 15% con un valor promedio 1.05.

La imagen Control Blanco Fisiológico no contiene actividad en hígado. Los perfiles circunferenciales homólogos trazados en la imagen en ventana principal para el eje corto y en la imagen Blanco Fisiológico se muestran junto a las intensidades y sus relaciones en la figura 42.

De los datos de la figura 42 B se obtiene que en la pared cardíaca del ventrículo izquierdo cercana al hígado, las intensidades de los píxeles en el perfil circunferencial de la imagen corregida por RD (curva verde) se ajustan a los valores de las intensidades de los píxeles homólogos en la imagen correspondiente al Blanco Fisiológico (curva roja). Para los segmentos del perfil circunferencial que se alejan de un entorno del hígado, la curva de intensidad de la imagen Control se ajusta a la curva de intensidad de la imagen en ventana principal (región indicada por segmentos punteados grises).

En esta zona de gran interés por la cercanía cardíaca con la fuente extensa de RD, los datos de la figura C indican que el promedio de las razones de intensidades de los píxeles del perfil circunferencial para la imagen corregida por RD y para la imagen Control Fisiológico es 0.96, mientras que el mismo cociente para las imágenes en ventana principal y Control Fisiológico es 1.15.

En las zonas más cercanas al ventrículo izquierdo (segmentos punteados celestes), los valores anteriores son 0.98 y 1.16 respectivamente.

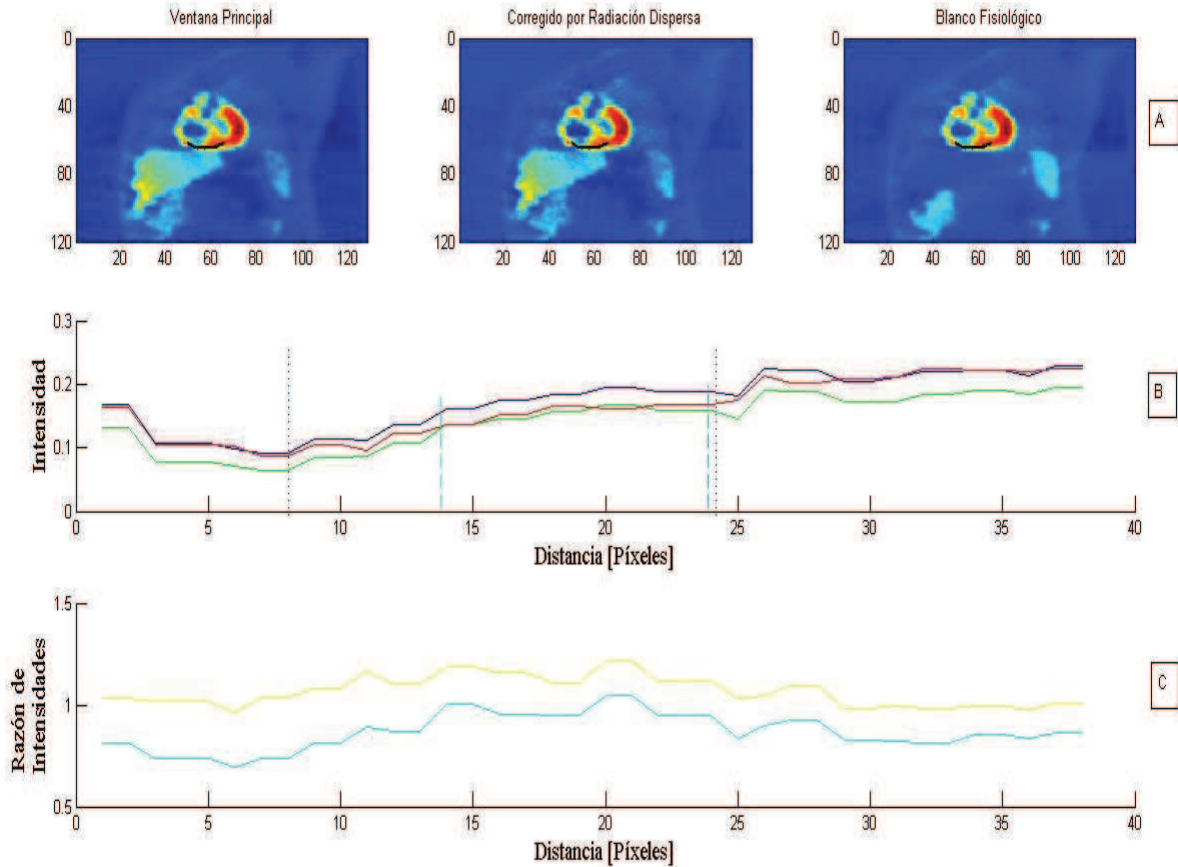


Figura 42: Primera fila: Perfiles circunferenciales homólogos en el eje corto cardíaco para la imagen en ventana principal (cuentas totales), imagen corregida por radiación dispersa con el modelo MESD y Blanco Fisiológico. Segunda fila: Intensidades de los píxeles sobre los perfiles circunferenciales trazados. Curva azul: ventana principal. Curva roja: Control Fisiológico. Curva verde: Imagen corregida por RD. Tercera fila: Relación de intensidades de los píxeles de los perfiles circunferenciales en ventana principal y Control Fisiológico (curva amarilla) y relación de intensidades entre imagen corregida por RD respecto del Control Fisiológico (curva celeste).

Debe observarse que los segmentos punteados en la imagen B indican un entorno de bondad del ajuste de la corrección por RD en la zona más cercana al hígado y por lo tanto de mayor similitud con la imagen sin actividad en el hígado.

Estudio de Transmisión. Proyecciones y Mapa de Atenuación.

La presencia de un medio atenuador para el haz de radiación implica una pérdida de fotones que podrían haber llegado al cristal detector de la cámara y como consecuencia esto se traduce en una disminución de cuentas en la imagen final.

La posibilidad de generar un mapa de atenuación del fantoma a través de un estudio de transmisión permite obtener un mapa de atenuación de los tejidos.

La figura 43 muestra una proyección resultante del estudio de transmisión y un perfil adecuado.

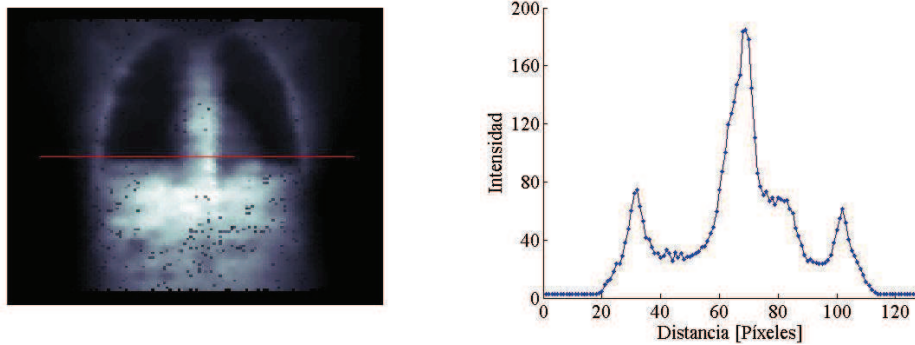


Figura 43: Primera proyección del estudio de transmisión con fuente extensa y perfil en la región cardíaca indicada.

La reconstrucción por RPF permitió generar un corte axial del mapa de atenuación del fantoma. La figura 44 muestra una imagen de dicho corte y un perfil.

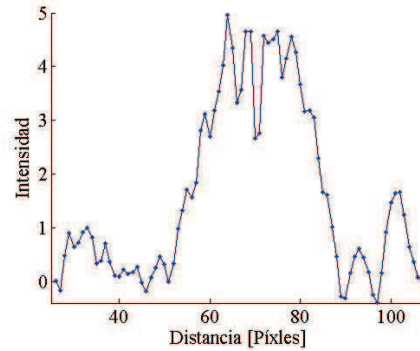
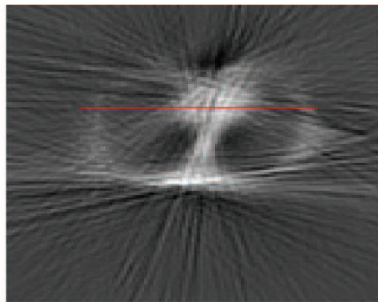


Figura 44: Mapa de atenuación para el fantoma Vox_Man Zubal y el perfil de intensidades en la región indicada. Se observan artefactos típicos de la reconstrucción por RPF para un estudio de transmisión.

Corrección de la Atenuación.

Un resultado previo a la corrección total, por radiación dispersa y por atenuación, es aplicar el mapa de atenuación a las imágenes simuladas del estudio SPECT para observar la magnitud de la corrección de atenuación sobre la imagen del estudio de emisión SPECT. La figura 45 muestra imágenes del eje corto cardíaco con y sin corrección por atenuación.

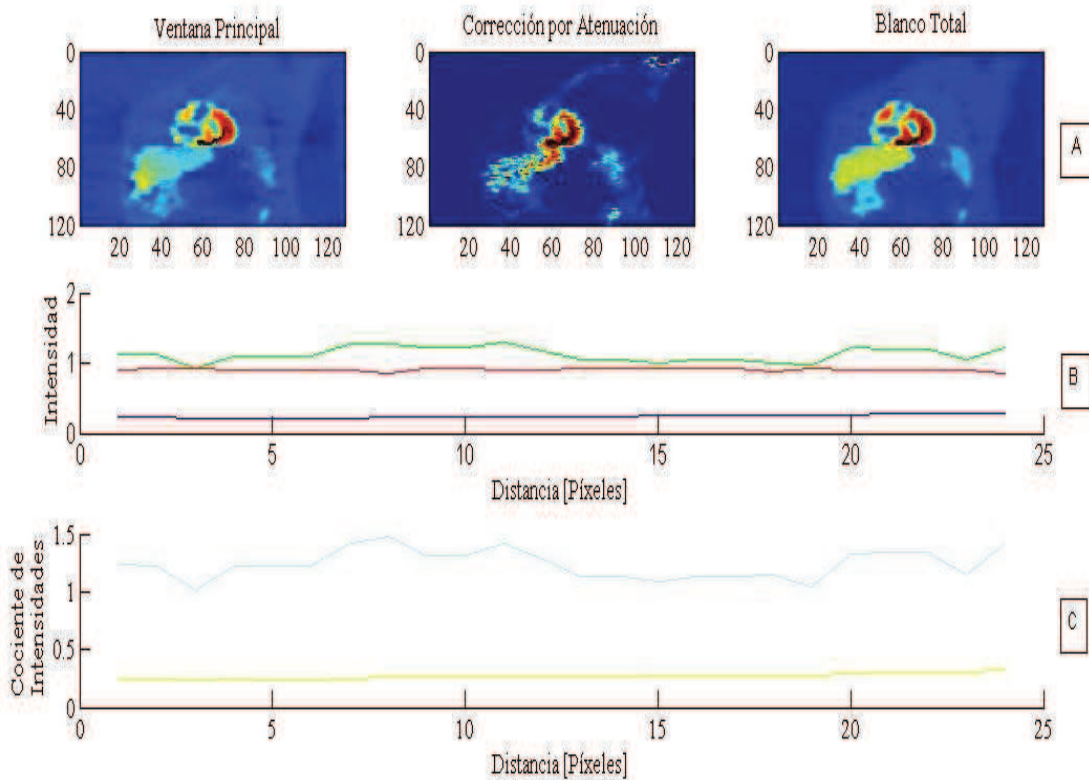


Figura 45: Primera fila (A): Perfiles circunferenciales homólogos en el eje corto cardíaco para la imagen en ventana principal (cuentas totales), imagen corregida solo por atenuación y Control Total. Segunda fila (B): Intensidades de los píxeles sobre los perfiles circunferenciales trazados. Curva azul: ventana principal. Curva roja: Control Total. Curva verde: Imagen corregida por atenuación. Tercera fila (C): Relación de intensidades de los píxeles de los perfiles circunferenciales en ventana principal y Control Total (curva amarilla) y relación de intensidades entre imagen corregida por atenuación y Control total (curva celeste).

De los datos que corresponden a la figura 45 B se deduce que la intensidad promedio de los píxeles del perfil circunferencial de la imagen en ventana principal se aleja del valor promedio del perfil homólogo en la imagen Control Total en un 72.5%.

El valor promedio de intensidades para los píxeles sobre el perfil circunferencial en la imagen corregida solo por el fenómeno de atenuación se aleja del valor promedio del perfil homólogo en la imagen Control Total en un 22%. Sobre esta observación hay que destacar que la imagen corregida solo por atenuación contiene cuentas de fotones

dispersos que alejan por exceso el valor de intensidades de los píxeles respecto del Control Total.

Debe observarse que en la región trazada del perfil circunferencial cercana al hígado, las intensidades de los píxeles es mayor que en otras zonas. Esto es debido a la presencia de RD proveniente de la fuente extensa y que no está incluida en la corrección por atenuación.

Corrección Total: Por Radiación Dispersa y por Atenuación.

La corrección final tiene en cuenta un orden de ocurrencia determinado por la corrección de RD en primer lugar seguido de la corrección de atenuación.

La figura 46 muestra los resultados correspondientes al eje corto cardíaco para la corrección total por RD y por atenuación.

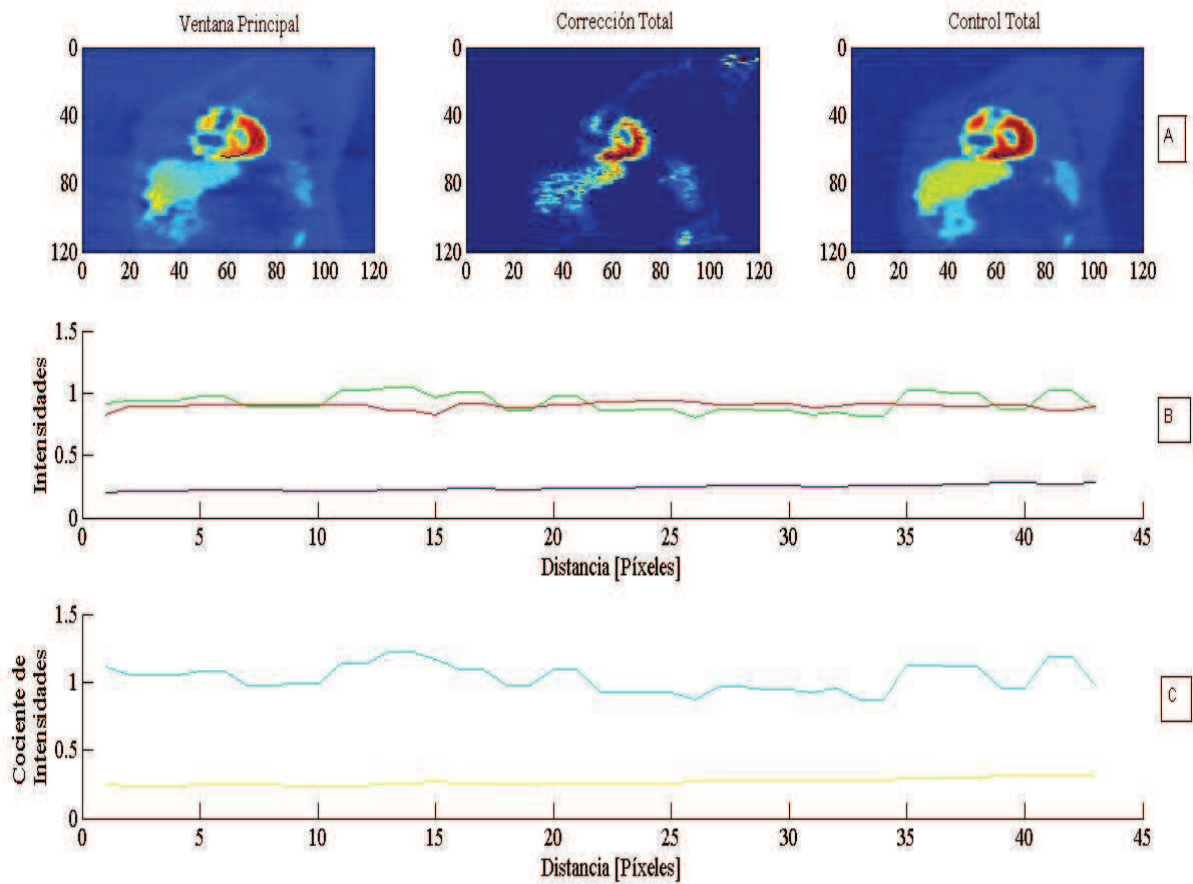


Figura 46: Primera fila (A): Perfiles circunferenciales homólogos en el eje corto cardíaco para la imagen en ventana principal (cuentas totales), imagen corregida por RD y por atenuación y Control Total. Segunda fila (B): Intensidades de los píxeles sobre los perfiles circunferenciales trazados. Curva azul: ventana principal. Curva roja: Control Total. Curva verde: Imagen corregida por RD y por atenuación. Tercera fila (C): Relación de intensidades de los píxeles de los perfiles circunferenciales en ventana principal y Control Total (curva amarilla) y relación de intensidades entre imagen corregida por RD y por atenuación y el Control total (curva celeste).

De los datos que corresponden a la figura 46 B se deduce que la intensidad promedio de los píxeles del perfil circunferencial de la imagen corregida por RD y por atenuación se aleja del valor promedio del perfil homólogo en la imagen Control Total en un 2%.

La corrección por RD restó cuentas respecto de la corrección solo por atenuación mostrada en la figura 45. De los datos correspondientes a la figura 46 C se obtiene que el valor promedio del cociente de intensidades de los píxeles sobre los perfiles homólogos de las imágenes Corrección Total y Control Total es 1.02.

VI) DISCUSIÓN

Se pueden realizar consideraciones respecto de las etapas abordadas para la concreción de resultados. El proceso de cálculo inherente al programa SIMIND para la simulación de un estudio de emisión SPECT involucra al microprocesador de la computadora con un rendimiento que se ve afectado por el índice NN de CHANGE. En este trabajo se utilizó un procesador Pentium IV Dual Core a 2,4 GHz con 3Gb de memoria RAM. El índice NN=10 se utilizó aquí por razones de tiempo de procesamiento, obteniéndose proyecciones adecuadas para el estudio en cuestión.

Las reconstrucciones por RPF muestran artefactos típicos de este algoritmo con valores negativos en muy pocos casos, vinculados a la función asociada al dominio espacial para el filtro rampa. La incorporación del filtro Butterworth vinculado a la función Transformada Inversa de Radón, mejoró notablemente las imágenes en la reconstrucción por RPF.

El análisis realizado para la FRD arrojó como resultado su variabilidad con el ángulo de proyección, mostrando que las estructuras torácicas en cuestión contribuyen de forma no contante con RD en la ventana principal.

El número de cuentas de RD estimada en la ventana principal excede el número de cuentas simulado en esa ventana, dado que la hipotenusa del triángulo utilizado en esa región tiene limitaciones para el ajuste del espectro.

Respecto de la geometría del método propuesto, se puede afirmar que la posibilidad de modificar la aproximación triangular es viable y fue ensayado durante la realización de este trabajo, con el objetivo de mejorar el ajuste del número de cuentas estimado de RD en la ventana principal al número de cuentas simulado en dicha ventana. La importancia radica en el acomodamiento que el método permite proyección a proyección basado en el número de cuentas en la ventana secundaria y en el punto de intersección de las

curvas espectrales de fotones directos y radiación dispersa en 132 keV. En este sentido, puede continuarse el estudio para concluir si la modificación geométrica que incrementa la precisión de la estimación de la FRD implica una mejora mayor a la presentada aquí sin pérdida de generalidad del método.

El método de corrección por RD propuesto en este trabajo indicó que la geometría utilizada basada en el estudio del espectro para fotones primarios y dispersos define no solo la sencillez de su aplicabilidad sino la acomodación selectiva proyección a proyección de la sustracción de cuentas diferenciada estructurada en 132 keV.

Se experimentó durante la realización de este trabajo, la influencia que algunos parámetros geométricos o físicos pueden tener en la selección del valor 132 keV. Para ello se encontró que la resolución energética de la cámara centelladora modifica el valor de 132 keV. Estudios preliminares realizados durante el desarrollo del presente trabajo indicaron que una variación de la resolución energética de la cámara centelladora entre 5% hasta 20% significó un cambio del 2.5% máximo para el valor 132 keV. (Resolución energética de la cámara utilizada en el proceso de simulación: 10%).

Por lo tanto se propone con la motivación de conservar la generalidad del método, que cada equipo SPECT puede ser simulado como se realizó en el presente y obtener el parámetro que más se ajusta para el cálculo de la geometría involucrada.

Se incorpora aquí las observaciones precedentes acerca de la influencia de la resolución energética de la cámara, porque se observó en dichos estudios preliminares que otros parámetros como la elección del colimador (espesor del colimador o formas de las septas), o el radio de giro de la cámara centelladora no fueron de mayor influencia, comparados con la resolución energética citada. Se propone entonces una ruta de trabajo para profundizar el análisis.

La selección particular de la ventana energética secundaria se definió a partir de un análisis espectral y se obtuvo que es la mejor aproximación para estimar el número de cuentas de RD en la ventana principal, con el beneficio práctico de ser una única ventana no solapada a la ventana energética principal.

La cuantificación de los posibles errores asociados al método numérico implementado permitió concluir que el número de cuentas adquirido en las proyecciones y para 100 simulaciones, genera una variación máxima del 6.6 % en las Regiones de Interés implementadas. Esto permite concluir que se trata de errores de magnitud similar a la diferencia porcentual observada en las cuantificaciones con los perfiles circunferenciales en las imágenes corregidas por RD.

Se propone profundizar el análisis en la estimación de los errores como consecuencia de la reconstrucción por RPF.

La cuantificación de datos del perfil circunferencial trazado sobre la imagen corregida por RD muestra que ha mejorado el contraste de las imágenes SPECT en zonas de interés diagnóstico (Región cardíaca afectada por la presencia hepática). Para ello, la imagen Control, Blanco Físico, resultó de simular en SIMIND sólo fotones directos, permitiendo cuantificar toda la imagen SPECT corregida por RD y el perfil circunferencial en particular. La imagen Control, Blanco Fisiológico, mostró cómo la presencia hepática es especialmente bien considerada en la corrección según la cuantificación que resulta de la bondad de su ajuste.

El estudio de transmisión con fuente extensa simulado con SIMIND permitió contar con proyecciones bien establecidas desde el punto de vista estadístico. La reconstrucción por RPF mostró artefactos típicos en los cortes axiales obtenidos. La corrección solo por atenuación de las imágenes de SPECT indicó el realce de las estructuras internas cardíacas. La cuantificación sobre el perfil circunferencial trazado mostró el ajuste correcto de las curvas de intensidades correspondientes.

La Corrección Total, por RD y por atenuación, resultó en una diferencia promedio de valores de intensidades sobre el perfil circunferencial trazado del 2% respecto de la imagen sin atenuación y sin RD simulada como Control Total.

V) CONCLUSIONES

La presencia de RD y de atenuación en las imágenes de estudios de SPECT de perfusión miocárdica ha sido analizada con herramientas de simulación numérica de Monte Carlo obteniéndose una significativa mejora en la calidad de las imágenes cuantificadas a través de perfiles circunferenciales en zonas de interés diagnóstico, con patrones de comparación acordes a los fenómenos a corregir.

En el presente trabajo se implementaron imágenes Control que permitieron realizar comparaciones con las imágenes corregidas. Se desea destacar que la posibilidad de simular las adquisiciones que dieron origen a aquellas imágenes Control, permite alcanzar una cuantificación para la bondad de las correcciones propuestas y no solamente una propuesta de aproximación geométrica sin contrastar con imágenes adecuadas (Control), situación imposible de realizar en el caso clínico.

Por lo expuesto en los resultados vinculados a las simulaciones con distintos parámetros físicos de la cámara gama, el valor de interés de 132 keV aquí propuesto puede sufrir pequeñas modificaciones según dichos resultados, pero es justamente la posibilidad de simular el equipo SPECT de interés lo que permite obtener los valores en que se estructura el método.

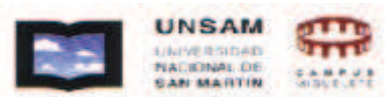
Para incrementar la precisión del análisis de las simulaciones, se propone incorporar algoritmos de reconstrucción iterativos (OSEM) y fantasmas del tipo NCAT.

La solidez del método propuesto se pone en evidencia en su practicidad de implementación en softwares comerciales y principalmente en la innovación de la elección de los parámetros energéticos para la estimación de la RD en la ventana principal.

VI) BIBLIOGRAFÍA

1. Jung -Kyun Bong, Hye-Kyung Son, Jong Doo Lee, and Hee-Joung Kim. Improver Scatter Correction for SPECT Images: A Monte Carlo Study.. IEEE Transactions on Nuclear Science, VOL. 52, NO. 5, OCTOBER 2005.
2. Koichi Ogawa , Akihiro Chugo , Takashi Ichihara, Atsushi Kubo, and Shozo Hashimoto. Quantitative Image Reconstruction using Position-Dependent Scatter Correction in Single Photon Emission CT.
3. Maria Carla Guardi, Valentino Bettinardi, Andrew Todd-Pokropek, Luciano Milanese, and Ferruccio Fazio. Assessment and Comparison of Three Scatter Correction Techniques in Single Photon Emission Computed Tomography. J. Nuc. Med 29:1971-1979, 1988.
4. A. Sadrmomtaz.M. Noori. Reliability of Scatter Correction Methods in SPECT by Setting Two Energy Windows. Asl.World Applied Programming, Vol (1), No (3), August 2011. 143-149.
5. Jim-qiao Luot, Kenneth F Koralt, Michael Ljungbergz, Carey E Floyd Jr. and Ronald J Jaszczak- A Monte Carlo investigation of dual-energy-window scatter correction for volume-of-interest quantification in 99T~m SPECT. Phys. Med. Biol. 40 (1995) 181-199. Printed in the UK.
6. Habib Zaidi, Kenneth F. Koral. Scatter modelling and compensation in emission tomography. Eur J Nucl Med Mol Imaging (2004) 31:761–782
7. A Dual-Photopeak Window Method for Scatter Correction. M.A. King, G.J. Hademenos, and S.J. Glick. J NuclMed 1992;33:605-612.
8. Review and current status of SPECT scatter correction. Brian F Hutton, Irene Buvatand Freek J Beekman. Phys. Med. Biol. 56 (2011) R85–R112.
9. Compton Scatter Compensation Using the Triple-Energy Window Method for Single- and Dual-Isotope SPECT. Takashi Ichihara, Koichi Ogawa, Nobutoku Motomura, Atushi Kubo and Shozo Hashimoto. J NuciMed1993;34:2216-2221.
10. Image distortion and correction in single photon emission CT.Koichi OGAWA. Annals of Nuclear Medicine Vol. 18, No. 3, 171–185, 2004.

11. Técnicas de exploración en medicina nuclear. Diaz García C., Haro del Moral F. Ed. Masson . 2005.
12. Imágenes en Medicina Nuclear. Pérez, A., Dto. de imágenes. UNSAM.
13. The Atomic Nucleus. Evans, R., Mc Graw Hill. 1955.
14. Jaszczak RJ, Greer KL, Floyd CE Jr, Harris CC and Coleman RE. Improved SPECT quantitation using compensation for scattered photons. J Nucl Med 25:893-900, 1984.
15. Jaszczak RJ, Greer KL, Floyd CE, et al. Improved SPECT quantification using compensation for scattered photons. J NucMed, 1984; 25:893-900.
16. Determination of the Attenuation Map in Emission Tomography. Zaidi Habib, Hasegawa Bruce. Journal Nuclear Medicine, 2003; 44:291-315.
17. Improved SPECT Using Simultaneous Emission and Transmission Tomography. Dale L. Bailey, Brian F. Hutton, and Paul J. Walker. The Journal of Nuclear Medicine. 1986.
18. SPECT/CT Physical Principles and Attenuation Correction. J Nucl Med Technol 2008; 36:1–10
19. SPECT in the Year 2000: Basic Principles. MarkW. Groch andWilliam D. Erwin. J Nucl Med Technol 2000; 28:233–244.
20. Hurton, Brian F. Correction for Attenuation and Scatter in SPECT. Alasbimn Journal 5(18): October 2002. Article N° AJ18-5.
21. The Value and Practice of Attenuation Correction for Myocardial Perfusion SPECT Imaging: A Joint Position Statement from the American Society of Nuclear Cardiology and the Society of Nuclear Medicine. J Nucl Med 2002; 43:273–280
22. A Quantitative Phantom Analysis of Artifacts Due to Hepatic Activity in Technetium-99m Myocardial Perfusion SPECT Studies. Guido Germano, Terrance Chua, Hosen Kiat, Joseph S. Areeda and Daniel S. Berman. J NuciMed1994;35:356-359.
23. Scatter Correction for Heart SPECT images Using TEW method. Journal of Applied Clinical Medical Physics, Vol. 9, No. 3, Summer 2008.
24. Scatter Correction for Heart SPECT images Using TEW method.



Vahid Changizi, Abbas Takavar, Azadeh Babakhani, Mahdi Sohrabi. Journal of Applied Clinical Medical Physics.

25. Interpretation of SPECT/CT Myocardial Perfusion Images: Common Artifacts and Quality Control Techniques. Ryan A. Dvorak, MD • Richard K. J. Brown, MD • James R. Corbett, MD. RadioGraphics 2011.

26. SIMIND, Lundus University, Sweden, www.radfys.lu.es/simind/; Septiembre de 2011.