

Reducción de la Radiación Dispersa por Análisis Espectral de Energía mediante Simulación por Monte-Carlo.

Aplicación a las Imágenes de las Cabezas Femorales en SPECT.

por

Marcelo D. Ruffolo

Tesis de Licenciatura en Física Médica

**Escuela de Ciencia y Tecnología
Universidad Nacional de General San Martín
(UNSAM)**

[Febrero, 2016]

Reducción de la radiación dispersa por análisis espectral de energía mediante simulación por Monte-Carlo. Aplicación a las imágenes de las cabezas femorales en SPECT.

Tema: Reducción de la radiación dispersa por análisis espectral de energía mediante simulación por Monte-Carlo. Aplicación a las imágenes de las cabezas femorales en SPECT.

Alumno: Ruffolo, Marcelo Daniel

LU n°: 77/95

Lugar de trabajo: Laboratorio de Imágenes de la Escuela de Ciencia y Tecnología de la UNSAM

Director del trabajo: Lic. Amalia Pérez

Co-director: Lic. Roberto Galli

Fecha de iniciación: septiembre de 2011

Fecha de finalización: febrero de 2016

Fecha de examen:

Jurado:

Trabajo final de tesis aprobado por:

Autor

Director

Director de la Comisión de Tesis de la Licenciatura

RESUMEN

Imágenes óseas de pelvis adquiridas en modalidad SPECT permiten diagnosticar necrosis de cabeza femoral en forma temprana y apropiada frente a cualquier otra técnica diagnóstica. Sin embargo estas imágenes resultan degradadas por la aparición de artefactos que disminuyen su contraste y dificultan su cuantificación. Entre otros motivos estos artefactos son debidos principalmente a: la presencia de radiación dispersa muy próxima a las cabezas femorales que genera la orina radiactiva por concentración del radio-trazador ($\text{MDP-}^{99\text{m}}\text{Tc}$) durante la adquisición, acumulándose progresivamente en vejiga; y además al efecto de atenuación de la radiación que resulta muy disímil entre proyecciones debido a la gran in-homogeneidad de tejidos del entorno. Adicionalmente ambos fenómenos se intensifican al reconstruir las imágenes tomográficamente por retro-proyección-filtrada debido a artefactos que genera este algoritmo. Con el objetivo de mejorar la calidad de estas imágenes este trabajo propone reducir la radiación dispersa de los datos adquiridos a través de un método sencillo basado en los más difundidos pero de desarrollo propio, el cual adquiere proyecciones en dos ventanas de energía seleccionadas específicamente a partir de un análisis espectral, y además se emplea un método simple para corregir el efecto de la atenuación aunque en forma aproximada.

Este trabajo es de tipo teórico basado en la simulación de cálculo numérico por método Monte-Carlo, el cual simula imágenes bajo las condiciones de adquisición de un equipo SPECT estándar de uso clínico sobre un maniquí computacional de tipo antropomórfico. Esta técnica genera además imágenes de control sin presencia de los mencionados artefactos, imposible de reproducir en un equipo clínico, y permite realizar un análisis espectral de los datos adquiridos. Por lo tanto, la simulación Monte-Carlo permite ensayar y evaluar los métodos de corrección propuestos.

En este sentido, como resultado principal podemos señalar que el método desarrollado para corregir radiación dispersa reduce este tipo de radiación en más del 56% sobre las imágenes axiales de las cabezas femorales reconstruidas por retro-proyección-filtrada, y la corrección adicional por efecto de atenuación permite alcanzar una diferencia de intensidad medida sobre la imagen corregida menor al 4% respecto de la de control (imagen ideal, es decir, sin efectos de radiación dispersa ni atenuación).

En resumen, en este trabajo se ha logrado en primer término reproducir con éxito, mediante simulación Monte-Carlo, imágenes de SPECT "reales" de la región pélvica degradadas por los artefactos antes mencionados, y por otro lado se desarrollan y aplican métodos para corregir los artefactos producidos por efectos físicos de la radiación, permitiendo mejorar satisfactoriamente estas imágenes, principalmente las de las cabezas femorales y en general la de toda la región pélvica.

ÍNDICE DE CAPÍTULOS, SECCIONES Y SUB-SECCIONES

1. INTRODUCCIÓN	6
1.1. Contexto	6
1.2. La naturaleza del problema.....	7
1.3. Soluciones	11
1.3.1. Estrategias para eliminar “efecto por llenado de vejiga”	11
1.3.2. Métodos para reducir efectos de la interacción de fotones con el medio en imágenes SPECT de pelvis.....	12
1.3.3. Herramienta para el estudio	13
2. OBJETIVOS DEL TRABAJO	15
3. CONCEPTOS PRELIMINARES.....	16
3.1. Interacción de fotones- γ con la materia	16
3.2. Principio de formación de imágenes planas de transmisión y emisión	20
3.3. Particularidades de la adquisición de imágenes en un equipo SPECT	22
3.4. Algoritmos de reconstrucción tomográfica	26
3.5. Métodos para reducir la RD	28
3.6. Corrección del efecto de AT	32
3.6.1. Determinación de un mapa de atenuación	33
3.6.2. Métodos para la corrección de la AT	34
3.7. Simulación por cálculo numérico – Método Monte-Carlo	35
4. MATERIALES Y MÉTODOS.....	37
4.1. Simulación de la adquisición de imágenes en un equipo SPECT por método Monte-Carlo. Código SIMIND	38
4.2. Fantoma antropomórfico utilizado como objeto de estudio.....	39
4.3. Simulación de proyecciones de emisión	40
4.3.1. Análisis del número de cuentas simuladas en una proyección de emisión	43
4.3.2. Simulación de estudios clínicos	45

4.3.2.1. Proceso bio-cinético del radio-trazador y su acumulación en el sistema urinario durante un estudio óseo en SPECT. Adaptación de este proceso a la simulación	47
4.3.3. Método para reducir la RD de la VP en proyecciones de emisión	53
4.3.3.1. Observaciones sobre los espectros energéticos simulados	54
4.3.3.2. Corrección de RD propuesta para este trabajo	58
4.4. Corrección del efecto de AT sobre las proyecciones de emisión	65
4.5. Evaluación de los métodos de corrección sobre un fantoma cilíndrico	72
4.6. Simulaciones de control	76
4.7. Reconstrucción tomográfica axial de las proyecciones	77
4.8. Resumen gráfico de los métodos de corrección propuestos	77
Ver figura en página siguiente.	77
5. RESULTADOS	79
5.1. Simulación de las proyecciones	79
5.1.1. Simulación de proyecciones “reales”	81
5.1.2. Simulaciones de proyecciones irreales	84
5.2. Corrección sobre las proyecciones	86
5.2.1. Aplicación de los métodos sobre las proyecciones	86
5.3. Reconstrucción tomográfica y evaluación de los métodos correctivos	89
6. CONCLUSIONES Y DISCUSIONES	98
7. ANEXOS	101
7.1 Medicina Nuclear	101
7.2. Física de los rayos- γ	102
7.3. Radio-trazador	104
7.4. Cámara- γ	105
7.5. SPECT	106
7.6. SPECT/CT	107
7.7. SIMIND	108
8. BIBLIOGRAFÍA	112

1. INTRODUCCIÓN

1.1. Contexto

En Medicina Nuclear (MN) el estudio óseo es una de las prácticas diagnósticas por imágenes más comúnmente empleada luego de los estudios cardiológicos.¹ Su utilidad se basa en la detección de alteraciones metabólicas de dicho tejido lo que permite la determinación y seguimiento de tumores óseos primarios, “secundarismo” óseo, enfermedades metabólicas y localización de lesiones infecciosas, inflamatorias o traumáticas del sistema esquelético (Anexo 7.1). En particular, en la región pélvica es importante el diagnóstico de distintas patologías de cadera como lo es la necrosis avascular de la cabeza femoral, en forma séptica o aseptica, debida básicamente a la falta de irrigación sanguínea de dicha estructura ósea. Esta patología, entre otros casos, es muy frecuente en pacientes post-trasplantes renales que han recibido tratamiento con inmunosupresores (esteroides), y en menor medida el caso de síndrome de Legg-Calvé-Perthes que se manifiesta en niños.^{2,3} Como cualquier proceso patológico su diagnóstico temprano presenta variadas y efectivas posibilidades de tratamientos que mejoran su pronóstico.

La necrosis avascular de la cabeza femoral se manifiesta clínicamente por dolor de cadera, el cual suele ser uno de los primeros síntomas con un leve deterioro de la rotación del fémur sobre su acetábulo. Por otro lado, los exámenes de laboratorio no tienen suficiente poder de diagnóstico por sí solos sino que requieren de estudios de imágenes complementarios. El problema es que en esta etapa temprana la patología no presenta manifestaciones morfológicas a nivel de imágenes radiológicas hasta después de transcurrido 2 a 6 meses posteriores desde el comienzo del dolor. Esta aparente incongruencia entre dolor, relativa buena movilidad y falta de manifestación morfológica es debida a que se mantienen conservadas las superficies articulares involucradas ya que la necrosis en etapas tempranas no modifica la arquitectura ósea ni afecta su densidad.

Entonces, en estadios tempranos es muy importante la exploración ósea a través de las técnicas de MN, ya que esta patología se manifiesta como hipo-captación del radio-trazador en las cabezas femorales que confirma la sospecha de diagnóstico clínico. En esta

fase es fundamental mejorar la calidad de las imágenes de exploración ósea con la idea de determinar con precisión la mencionada condición de hipo-captación. El problema, el cual motiva el desarrollo de este trabajo, es que estas lesiones de tipo “fría” son fácilmente perturbadas por la presencia de artefactos propios de la región pélvica.

La MN ha venido contribuyendo con el protocolo clínico de diagnóstico temprano para esta patología ósea, inicialmente con las imágenes planas a través de la Cámara-gamma y luego con la aparición de la Tomografía Computada por Emisión de Fotón Simple, conocido como SPECT (de su acrónimo en inglés, Single Photon Emission Computed Tomography, Anexo 7.5). Esta última con su imagen tomográfica ha demostrado tener mayor sensibilidad respecto de su antecesora la imagen plana, esto es, 85% a 55%, respectivamente, y sin pérdida de especificidad.^{4,5} Fuera de la MN, la modalidad de imagen por Resonancia Magnética también es utilizada para el diagnóstico, que según algunas publicaciones parece tener mayor especificidad que la imagen plana de MN pero no supera en sensibilidad al SPECT.⁶

1.2. La naturaleza del problema

En términos generales las imágenes de la MN se encuentran degradadas por distintos factores. En orden de importancia debemos mencionar en primer término los factores físicos relativos a la interacción con la materia de los fotones-gamma (γ) emitidos por el radio-trazador utilizado, estos son, los fenómenos de Radiación Dispersa (RD) y Atenuación (AT). En segundo término existen factores relacionados en el proceso de registro de dichos fotones- γ para la formación de la imagen, como son las resoluciones espacial y energética del equipo utilizado, entre otros. En tercer lugar los movimientos del paciente, voluntario e involuntario, durante la adquisición de las imágenes son un factor de degradación de las mismas. En el caso de los estudios SPECT podemos considerar factores de reconstrucción de imágenes, ya que en muchos casos la distorsión de las mismas depende del método de reconstrucción utilizado o de su uso inapropiado.

Particularmente, en imágenes de estudios óseos por SPECT de la región pélvica los efectos físicos de interacción de fotones con el medio como son RD y AT cobran relevancia en especial cuando los objetos de estudio son las cabezas femorales, aun así SPECT es la modalidad de imagen más apropiada para el diagnóstico de la necrosis avascular. El

motivo central de la fuerte presencia de los efectos físicos en esta región está fundamentado en su característica en lo que respecta a la fisiología de la vejiga y anatómicamente a la abundante presencia de tejido óseo. La Fig. 1ⁱ, correspondiente a un corte axial anatómico de pelvis (Tomografía Axial Computada por rayos-X), nos permite tomar conciencia en forma gráfica del contexto de la región bajo estudio y, como se verá a continuación, su problema asociado.

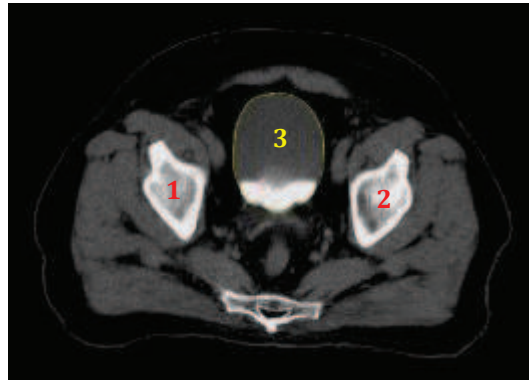


Figura 1. Corte axial anatómico de la región pélvica. Corresponde a una Tomografía Axial Computada por rayos-X, paciente en posición supina, vista caudal-craneal. Cabe destacar la proximidad de las cabezas femorales (#1 y 2) a la vejiga (#3, contorno remarcado con línea delgada amarilla) y la presencia de tejido óseo en la región. La zona inferior de la vejiga muestra la presencia de orina en su interior manifestada como una mancha blanca debido a la sustancia utilizada como contraste para adquirir dicha imagen.

La presencia de RD sobre una imagen de MN se manifiesta distribuida espacialmente con fuerte dependencia de la propia distribución de la fuente radiactiva descrita por dicha imagen, de forma tal que su presencia es más abundante en las regiones próximas a las regiones con alta concentración de actividad. Esta situación afecta particularmente a las imágenes de MN cuando la estructura de estudio se encuentra en las cercanías de una fuente intensa como suele ser el órgano de acumulación y/o eliminación de un radio-trazador.

Esto se evidencia de manera particular y sistemática en los estudios óseos de la zona pélvica, siendo las regiones de la cadera y las cabezas femorales las estructuras más

ⁱ Imagen cedida por el Lic. C. Luján del Laboratorio de Imágenes de la Escuela de Ciencia y Tecnología de la UNSAM.

afectadas por su cercanía con la vejiga. En tal sentido, el trazador Metilen Di-Fosfonato asociado al radio-isótopo tecnecio-99 meta-estable ($\text{MDP-}^{99\text{m}}\text{Tc}^{\text{ii}}$), el cual resulta ser uno de los radio-trazadores más utilizado en MN para exploración ósea, es eliminado por orina y en consecuencia se acumula en la vejiga durante la adquisición de las proyecciones, por lo tanto la vejiga es un compartimiento de acumulación de dicho radio-trazador en su vía de eliminación, lo que la transforma en una fuente intensa y extensa de radiación, lo que se conoce habitualmente como “efecto por llenado de vejiga”. Esta radiación interactúa con el entorno más cercano generando una significativa cantidad de RD en la proximidad de las cabezas femorales lo que finalmente afecta su calidad de imagen. Adicionalmente, durante un estudio las sucesivas proyecciones adquiridas manifiestan este efecto de acumulación del $\text{MDP-}^{99\text{m}}\text{Tc}$ en la orina, esto es, se intensifican progresivamente las imágenes de riñones, uréteres y vejiga (Fig. 2ⁱⁱⁱ). En consecuencia el incremento de su concentración en el sistema urinario produce disminución en igual magnitud en el resto de los órganos y/o tejidos lo que conduce a la adquisición de un conjunto inconsistente de proyecciones que no se corresponden, en términos de forma y actividad, con el “mismo objeto” durante toda la adquisición del estudio, y que en el proceso de reconstrucción tomográfica por Retro-Proyección-Filtrada (RPF) generan artefactos en la imagen como se verá más adelante.

Simultáneamente ocurre que en cada proyección la radiación registrada padece un importante proceso de AT en forma desigual causado por la gran in-homogeneidad de espesores y densidades de los tejidos del entorno; principalmente debido a la presencia de huesos de pelvis-cadera que contribuyen aún más con la adquisición de este conjunto de proyecciones “inconsistentes”.⁷

ⁱⁱ *MDP, de su acrónimo en inglés, Methylene Di-Phosphonate (Anexo 7.3).*

ⁱⁱⁱ *Imagen cedida por el Lic. R. Galli del Laboratorio de Imágenes de la Escuela de Ciencia y Tecnología de la UNSAM.*

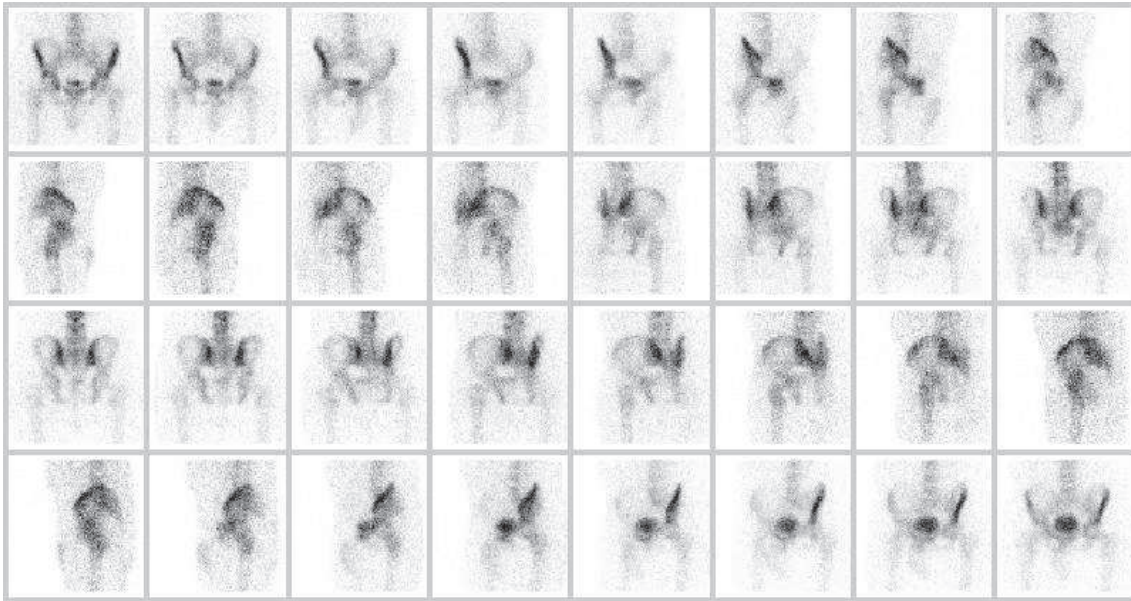


Figura 2. Serie de proyecciones óseas de la región pélvica adquirida en un equipo SPECT clínico en 360° (el orden secuencial es de izquierda a derecha y de arriba hacia abajo). Se aprecia el incremento progresivo de intensidad en vejiga debido al incremento de concentración de orina marcada con radio-trazador durante las sucesivas adquisiciones.

Finalmente, los artefactos de imágenes se manifiestan sobre cortes axiales reconstruidos tomográficamente. En particular, debido al efecto por llenado de vejiga los cortes reconstruidos por RPF generan como dos manchas de aparente actividad, borrosas y diametralmente opuestas con centro en la vejiga y que divergen hacia los bordes de la imagen, que pueden ser confundidas con lesiones (falsos positivos), o como sombras oscuras que pueden ocultar lesiones reales (falsos negativos) y limitan la legibilidad de las regiones con necrosis avascular deficiente de fotones (Fig. 3^{iv}). Otro artefacto típico en estas imágenes axiales se produce por la alta actividad en la vejiga que al reconstruir las proyecciones por RPF producen un anillo oscuro con valores negativos entorno a la imagen de dicho órgano, esto es, artefactos propios de fuentes muy intensas por efecto del filtro rampa íntimamente asociado a la RPF. En la práctica la influencia de la alta actividad de radiación en vejiga y su acumulación en forma progresiva puede producir que hasta un 20% de los estudios SPECT de pelvis resulten no utilizables.⁸

^{iv} *Íbid.* iii.

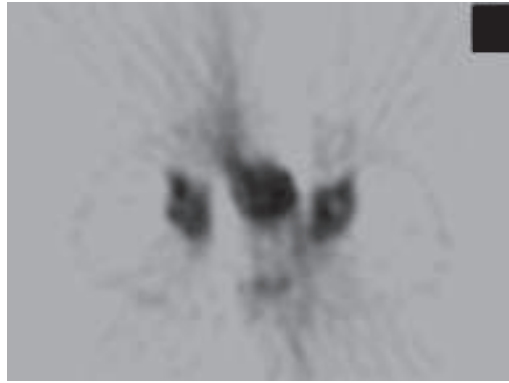


Figura 3. Corte axial de la región pélvica correspondiente a un estudio funcional óseo obtenido con un equipo SPECT clínico. Posición del paciente y vista del corte son las mismas que en la Fig. 1. La reconstrucción del mismo fue realizada por RPF. La imagen oscura y central corresponde a la presencia de orina en vejiga, y hacia sus laterales se observan las cabezas femorales. Cabe destacar el artefacto manifestado como dos manchas borrosas radiales que “emergen” de la vejiga en forma diametralmente opuestas; este es propio del incremento progresivo de actividad en vejiga y a la reconstrucción por RPF.

1.3. Soluciones

En bibliografía se muestra que la corrección del efecto de AT mejora la calidad de las imágenes óseas por SPECT en distintas partes del cuerpo, tales como columna vertebral a nivel cervical y en tórax.⁹ En el caso de la región pélvica esto no es suficiente debido al “efecto por llenado de vejiga” y sus consecuencias en lo que respecta a la inconsistencia de las proyecciones adquiridas, y a la intensa acumulación de orina radiactiva que contribuye fuertemente con el fenómeno de la RD.

1.3.1. Estrategias para eliminar “efecto por llenado de vejiga”

Existen diversas estrategias particulares propuestas en la bibliografía para eliminar o reducir los efectos que produce el llenado de la vejiga con orina radiactiva durante la adquisición de imágenes SPECT, éstas se describen a continuación.¹⁰

Cateterización de la vía urinaria. Esta técnica evita la acumulación en vejiga del radio-trazador presente en orina durante el transcurso de las adquisiciones. Por supuesto, esta es una técnica invasiva y como tal no sólo genera incomodidad para el paciente sino que además incrementa el riesgo de infecciones, por lo tanto no se ha adoptado como una práctica rutinaria en la clínica.

Filtrado digital de las imágenes reconstruidas. Los resultados de este método son deficientes debido a que proponen corregir artefactos después de la generación de la imagen y no contemplan la variación de intensidad de la fuente de RD que se acumula en la vejiga.¹¹

Múltiples adquisiciones SPECT con rotación rápida. Este método realiza varias rotaciones completas de adquisición cada una de ellas en un lapso de tiempo reducido de forma tal que el llenado de la vejiga resulte despreciable y consecuentemente se pueda considerar de actividad constante. Por lo tanto cada una de las proyecciones es adquirida en intervalos de tiempo cortos con baja estadística de conteo para lo cual se requiere realizar múltiples adquisiciones con el objeto de aumentar dicha estadística (10 adquisiciones SPECT completas en un lapso de 30 min). Los resultados de este método muestran una reducción de los artefactos en un 50%, pero la técnica requiere de equipos especializados, de rotación continua con tecnología "slip ring", la cual no está disponible en la mayoría de los departamentos de MN.

Algoritmo iterativo dinámico de reconstrucción de imagen. Permite la reconstrucción de un estudio realizado en un equipo SPECT estándar con adquisición simple y de rotación lenta. Este algoritmo de tipo estadístico incorpora corrección por AT y pondera la dinámica del llenado de vejiga durante la adquisición de las proyecciones. Este método es el más eficiente entre todos los expuestos, pero la mayoría de los servicios de MN de nuestro país no cuentan con estos algoritmos.¹²

1.3.2. Métodos para reducir efectos de la interacción de fotones con el medio en imágenes SPECT de pelvis

Las estrategias para evitar los efectos por llenado de vejiga que se describen en la subsección anterior no están muy difundidas en la práctica clínica por los motivos antedichos. Por lo tanto, además del artefacto ya mencionado que genera este efecto al reconstruir los cortes de imágenes axiales, debemos considerar que la presencia de orina radiactiva en la

región de estudio genera los efectos físicos de RD y AT los cuales son considerados como los más influyentes en la degradación de estas imágenes, dado por la interacción principalmente de los fotones- γ con el paciente, por lo tanto su corrección es prioritaria.

Existe mucha literatura sobre la corrección del efecto de la RD acudiendo a diversos enfoques, aunque el original y más difundido es la utilización de múltiples ventanas energéticas para seleccionar los datos adquiridos.¹³ Sin embargo, a pesar de haberse comenzado a experimentar a principios de la década del 80, estas técnicas no han sido incorporadas a la práctica clínica hasta nuestros días. Uno de los motivos centrales es la ausencia de facilidades para la corrección del efecto de la AT, dado que ambos fenómenos están fuertemente relacionados entre sí, por lo que un resultado de máximo alcance sólo es posible si la corrección de ambos se realiza en forma conjunta.¹⁴ Por ese motivo, en una época en la que comienzan a difundirse los equipos híbridos SPECT/CT (Anexo 7.6) que permiten una corrección exacta de la atenuación a través de estudios de transmisión, es deseable comenzar a acumular experiencia y formar criterio sobre la calidad y practicidad de aplicación de distintos métodos de corrección de RD.

1.3.3. Herramienta para el estudio

Un estudio experimental para abordar el problema planteado tiene como dificultad obtener imágenes de control en la clínica, esto es, adquisiciones bajo el mismo protocolo óseo de pelvis sin la influencia de los factores físicos degradadores de la calidad de imagen debido a la interacción de los fotones con el medio.

En la actualidad este tipo de problemas puede afrontarse con estudios teóricos mediante el uso de técnicas de simulación numérica que reproducen la adquisición de proyecciones de un estudio SPECT en las condiciones reales de la clínica, como así también las ideales sin la influencia de los mencionados factores físicos, es decir imágenes de control. Estas técnicas de cálculo numérico son cada vez más utilizadas en las áreas de investigación debido a la aparición de computadoras personales cada vez más potentes que permiten realizar este tipo de cálculos en tiempos razonables. Como estas técnicas permiten además manipular distintas condiciones de adquisición, son utilizadas para ensayar los métodos

de corrección de imágenes presentados en la sub-sección anterior con el objetivo de alcanzar el más óptimo.

Por lo tanto, en este trabajo se estableció como herramienta para el estudio una técnica de simulación numérica a través del método Monte-Carlo que reproduce la adquisición de proyecciones SPECT, tanto de emisión como transmisión, sobre un maniquí o “fantoma” computacional de tipo antropomórfico.

2. OBJETIVOS DEL TRABAJO

Se propone un método para reducir la RD de las imágenes óseas en la región pélvica, que resulte efectivo y de aplicación sencilla sobre las proyecciones de emisión adquiridas en equipos SPECT reales. Para ello se desarrolla un método propio basado en un estudio teórico de simulación por técnica Monte-Carlo. El método propuesto es de tipo espectral utilizando dos ventanas de energía.

Por otro lado, la corrección de estas imágenes por efecto de la AT no fue un objetivo central en la etapa inicial de este trabajo, pero dada la estrecha vinculación entre este efecto y el de la RD se propone adicionalmente un método básico para corregir dicho efecto de AT.

Si bien el presente es un estudio teórico obviamente intenta aproximarse a las condiciones de adquisición reales de las imágenes en la clínica. En este sentido uno de los grandes desafíos de este estudio, que resulta como un objetivo subyacente, es reproducir la acumulación de orina radiactiva que se sucede en la vejiga en forma progresiva durante la adquisición de las imágenes, ya que su efecto es trascendente sobre la degradación de la calidad de dichas imágenes, y que no puede ser obviado para alcanzar los objetivos primarios de este trabajo.

3. CONCEPTOS PRELIMINARES

En este capítulo se presenta una revisión de los aspectos teóricos y técnicos más relevantes vinculados al desarrollo de este trabajo. Descripciones más profundas de algunos de ellos se muestran en el Capítulo 7 de Anexos.

3.1. Interacción de fotones- γ con la materia

La interacción de fotones- γ con la materia es bien conocida (Anexo 7.2). Distintos procesos de interacción producen absorción parcial o total de energía del fotón incidente y/o emisión de fotones dispersos respecto de la dirección de incidencia original. Entre la variedad de estos procesos sólo unos pocos son de importancia dentro del rango de energía de interés en un estudio SPECT, estos son, efecto Foto-eléctrico, dispersiones Compton y Rayleigh, siendo esta última la de menor grado de trascendencia.¹⁵

Básicamente, al atravesar un absorbente un fotón- γ puede:

- a) ser absorbido totalmente (Foto-eléctrico);
- b) ser absorbido parcialmente emitiendo un nuevo fotón de menor energía respecto del fotón original y dispersado respecto de la trayectoria de éste (Compton);
- c) ser levemente dispersado sin pérdida de energía (Rayleigh), o;
- d) atravesar el absorbente sin sufrir interacción alguna (Fig. 4).

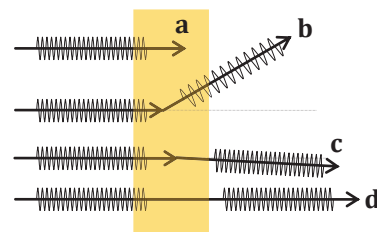


Figura 4. Representación gráfica de mecanismos de interacción de los fotones- γ al atravesar un material absorbente: a) efecto Foto-eléctrico; b y c) dispersiones Compton y Rayleigh, respectivamente; d) sin interacción.

Cabe destacar dos cuestiones importantes respecto a la interacción Compton. En primer término existe una relación entre el ángulo del fotón dispersado y su energía, de forma tal que a mayor ángulo de dispersión menor energía y viceversa. De esta manera, los ángulos de dispersión están comprendidos entre 0 y 180° respecto de la dirección de incidencia

del fotón original, y además sus valores no son todos igualmente probables.^v La mayor dispersión y menor energía del fotón emergente es para 180°, y para ángulos cercanos a 0° se emiten fotones con energías muy próximas a la del fotón original. Por otro lado, un fotón emitido por esta dispersión puede sufrir una nueva interacción en el medio, por ejemplo otra vez dispersión Compton, y en este caso un nuevo fotón de menor energía es emitido en otra dirección y así sucesivamente, produciéndose un proceso de dispersión múltiple hasta ser registrado por un sistema de detección.

Entonces, cuando un haz de rayos- γ colimado atraviesa un determinado absorbente de espesor ε sólo una fracción del mismo conservará la energía y dirección de sus fotones, siendo la probabilidad de sobrevivida de cada uno de estos fotones el producto de las probabilidades de sobrevivida de las distintas interacciones que ellos puedan sufrir. Si consideramos I_0 la intensidad de un haz colimado de incidencia, entonces al atravesar este absorbente su intensidad residual será I :

$$I = I_0 \cdot e^{-\sigma \cdot \varepsilon} \cdot e^{-\tau \cdot \varepsilon} \cdot e^{-\kappa \cdot \varepsilon} \quad (1).$$

Donde cada factor exponencial es la probabilidad de no interacción de los respectivos procesos de interacción, siendo σ , τ y κ los coeficientes de atenuación lineal correspondientes a los efectos Foto-eléctrico, Compton y Rayleigh, respectivamente. Cada uno de estos coeficientes es propio para cada material absorbente, y representan la medida del número de fotones primarios que han interactuado por unidad de camino, y la suma de todos ellos es lo que se denomina el coeficiente de atenuación lineal total μ :

$$\mu = \sigma + \tau + \kappa \quad (2).$$

La probabilidad de interacción de cada una de estos mecanismos dependerá de la energía del fotón- γ incidente y del número atómico (Z) de cada elemento presente en los absorbentes. Al respecto podemos señalar que el efecto Foto-eléctrico resulta significativo para bajas energías del fotón y elementos con alto número atómico (elementos “pesados”), por ejemplo, es dominante para energías inferiores a los 500 keV para el caso del plomo y 70 keV para el caso del agua; la dispersión Compton es el mecanismo de absorción más

^v Según ecuación Klein-Nishina.

importante para energías mayores a 100 keV dentro del rango de energías utilizadas en estudios SPECT; mientras que dispersión Rayleigh es predominante sólo para elementos pesados y bajas energías, por ejemplo es preponderante frente a Compton para energías menores a 150 keV.

Haciendo uso de la ec. 2 y re-escribiendo la ec. 1 tenemos que la intensidad de fotones que atraviesan el absorbente sin interacción, es decir, fotones directos es:

$$I = I_0 \cdot e^{-\mu \cdot \varepsilon} \quad (3)$$

$$\frac{I}{I_0} = e^{-\mu \cdot \varepsilon} \quad (4).$$

La ec. 4 representa la fracción no atenuada del haz de rayos- γ que alcanza a atravesar un absorbente de espesor ε .^{vi}

Las ec. 3 y 4 son válidas cuando se trata de un haz colimado donde el sistema de detección a la salida del absorbente sólo registra fotones directos sin interactuar dentro de él (condición conocida como "haz estrecho"). En la práctica los haces difícilmente sean colimados en forma perfecta, por lo tanto el sistema también detecta aquellos fotones que fueron dispersados dentro del absorbente y que emergen de él en direcciones distintas a la del haz original (condición conocida como "haz ancho") (Fig. 5). Finalmente estas ecuaciones no son representativas del fenómeno de RD. Una forma de expresar dicho fenómeno es a través de lo que se denomina el factor "suma", o comúnmente conocido como Build-up (B), del inglés, que contempla aquellos fotones dispersos que se adicionan al haz de los directos, y se expresa como:

$$B \equiv \frac{\text{fotones medidos}}{\text{fotones directos}} \quad (5)$$

$$B = 1 + \frac{\text{fotones dispersos}}{\text{fotones directos}} \quad (6).$$

^{vi} La atenuación obedece la ley de Beer, esto es, muestra un comportamiento de atenuación de tipo exponencial debido a que los fotones sufren un único evento de interacción, de forma tal que aquellos fotones colimados que atraviesan la materia no han interactuado, mientras que aquellos absorbidos han sido eliminados del haz en un único evento.

Siendo los fotones medidos por el sistema de detección la suma de directos y dispersos. Luego, en forma genérica la ec. 3 puede escribirse como:¹⁶

$$I' = I_0 \cdot e^{-\mu \cdot \varepsilon} \cdot B \quad (7).$$

Este factor suele tener expresiones matemáticas muy complejas dependientes de variables como la distribución de la fuente emisora de fotones, la energía de dichos fotones, tamaño, forma y distribución de densidades del medio dispersor, por lo tanto resultan expresiones imposibles de resolver analíticamente para un objeto no-homogéneo como el caso del cuerpo humano.

Otro método más sencillo para expresar este fenómeno, pero aproximado, usa un coeficiente de atenuación efectivo μ_{ef} , de menor valor que μ , de esta forma estima el factor B reduciendo la magnitud de μ y aproxima las variaciones de densidades de los distintos tejidos que componen un cuerpo por un valor constante para todos ellos, como muestra la ec. 8.

$$I' = I_0 \cdot e^{-\mu_{ef} \cdot \varepsilon} \quad (8).$$

El problema de este método es hallar un valor de μ_{ef} adecuado, el cual en regiones inhomogéneas del cuerpo como en el caso del tórax o pelvis el método resulta impreciso.

Actualmente una forma de abordar este problema es usando técnicas de cálculo numérico, como el método de simulación Monte-Carlo, el cual permite reproducir el problema físico con cálculos estadísticos a través de una computadora como se describe más adelante.

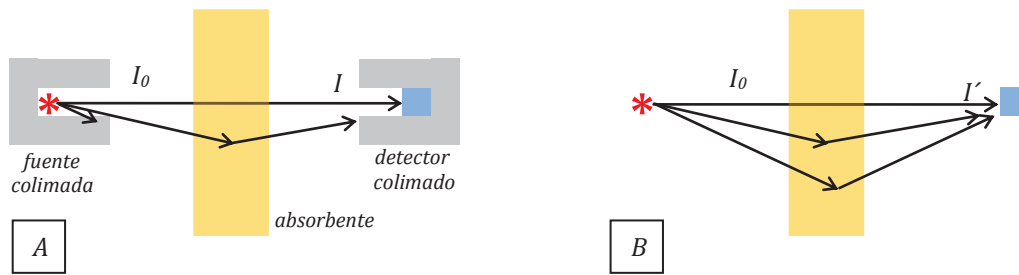


Figura 5. Representación gráfica de la detección de fotones- γ luego de atravesar un material absorbente. En el caso A (haz estrecho) sólo se consideran los fotones directos que no interactúan con el medio representados por I ; mientras que en el caso B (haz ancho) se contemplan además los fotones dispersos, esto es, I' .

3.2. Principio de formación de imágenes planas de transmisión y emisión

Sólo los fotones que emergen del absorbente sin interactuar se consideran “válidos” para la formación de una imagen ideal adquirida por transmisión, como lo es el ejemplo básico de obtención de placas radiográficas. En este estudio en particular son de interés las imágenes de transmisión obtenidas con el propio cabezal detector de SPECT y utilizando fuentes externas al paciente (Fig. 6). En estos casos el proceso de atenuación es el principio sobre el cual se basa la formación de estas imágenes las cuales brindan información anatómica debido a la atenuación diferencial que sufre el haz de fotones de rayos-X (I_0), por las distintas estructuras que atraviesa dentro del absorbente:

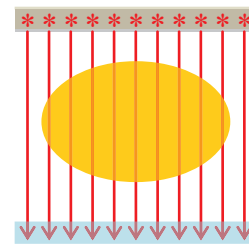


Figura 6. Esquema representativo de un estudio de transmisión. Los asteriscos rojos representan fuentes externas al paciente (figura elíptica) y la franja celeste el sistema de detección.

$$I = I_0 \cdot e^{-\sum_i \mu_i \cdot \epsilon_i} \quad (9).$$

Siendo i cada uno de los diferentes tejidos atravesados por el haz.

Sin embargo esto ocurre en menor proporción, ya que generalmente sucede que los fotones dispersos son registrados por el sistema de detección generando sobre la imagen un fondo indeseable de intensidad, que se suma a la intensidad de fotones que atraviesan el absorbente sin interactuar (fotones “válidos” para formar imagen), por lo tanto los dispersos generan una fuerte distorsión, disminuyendo la calidad de imagen ya que reducen su contraste (Fig. 8A).

En los casos de imágenes generadas por emisión la fuente está ubicada dentro del objeto absorbente, como lo es en la MN, siendo el objetivo la cuantificación de actividad de dicha fuente por unidad de volumen, en este caso el radio-trazador dentro del sistema vivo (Fig. 7). Por lo tanto la imagen de emisión estaría formada por los fotones que sin interactuar con el sistema vivo son registrados externamente por un cabezal detector, permitiendo asociar dicho registro con la concentración de moléculas trazadoras en los distintos órganos y/o tejidos que el mismo sistema vivo distribuyó a través de su propio proceso fisiológico, obteniendo así imágenes funcionales del organismo.

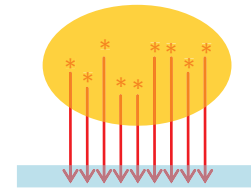


Figura 7. Esquema representativo de un estudio de emisión. Los asteriscos rojos representan fuentes internalizadas en el paciente.

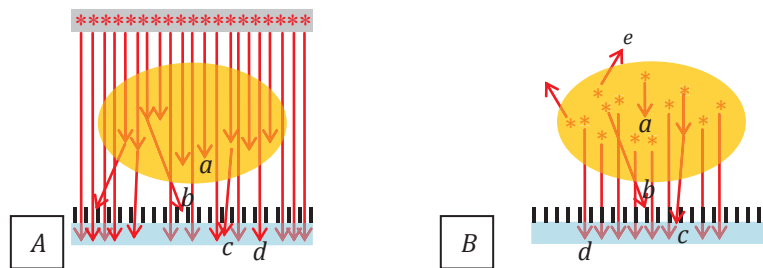


Figura 8. Representación gráfica de estudios reales de transmisión (A) y emisión (B). Notar en ambos casos las distintas interacciones sufridas por los fotones: a) interacción Foto-eléctrica, b y c) dispersiones Compton y Rayleigh, respectivamente, d) sin interacción. Notar en el caso de emisión (A) aquellos fotones (e) que son emitidos en la dirección fuera del ángulo sólido que define el cabezal detector. La presencia del colimador (pequeñas barras negras verticales sobre el detector) en ambos casos y la discriminación electrónica son “filtros” para evitar los fotones no útiles para la formación de imágenes, como se verá en la sección siguiente.

En la práctica esta imagen de emisión también es afectada por fotones dispersos que alcanzan al detector y son registrados por el sistema, aun cuando sus energías son menores a la del fotón original y su dirección es diferente a la de éste, de esta forma se interpretan erróneamente sus coordenadas de origen las cuales no coinciden con la localización física del radio-trazador asignando un incremento de intensidad en la imagen funcional equivocadamente (Fig. 8B). Sucede también, en forma simultánea, que cuando los fotones atraviesan un medio atenuante muchos de ellos sufren múltiples interacciones degradando la intensidad del haz de fotones directos que llega al detector, de forma tal que éste disminuye exponencialmente con la profundidad del punto de emisión, es decir, el fenómeno de AT (ec. 9). Finalmente, el conjunto de imágenes planas de emisión degradadas por estos efectos influirá negativamente cuando se reconstruya la imagen interna del paciente a través de un algoritmo computacional, ya que la misma no será absolutamente fiel a la verdadera distribución del radio-trazador en el sistema vivo como tampoco expresará correctamente la cantidad de radio-trazador concentrado en cada punto.

En resumen, en la imagen de emisión los fotones dispersos aportan cuentas “no deseadas” y la atenuación sub-valúa la actividad original dentro del organismo.

Cabe señalar, que la imagen de emisión ideal sólo podría ser obtenida bajo la condición que se conoce como “adquisición en aire”, es decir, la fuente sólo rodeada de aire lo que podría suponerse “sin absorbentes” en su entorno, por lo tanto representa una condición de atenuación “nula” de sus fotones emitidos. Por supuesto esta es una condición irreal, imposible de alcanzar en un estudio clínico pero factible de lograr con técnicas de simulación numérica.

3.3. Particularidades de la adquisición de imágenes en un equipo SPECT

Los equipos SPECT adquieren imágenes planas (proyecciones) utilizando, en general, un cabezal tipo cámara- γ como dispositivo para la detección de fotones, cuya principal característica es su cualidad de espectrómetro y brindar información posicional de la

ocurrencia del evento registrado, con cierta resolución energética y espacial, generando así dichas imágenes planas por cada posición angular de adquisición alrededor del paciente. Posteriormente un proceso de reconstrucción tomográfica permite generar una imagen funcional del sistema vivo en corte axial (como se verá en la sección siguiente).

El presente estudio está basado en el uso de un cabezal constituido por un colimador de plomo (Pb) de agujeros paralelos, y un cristal centellador de ioduro de sodio dopado con talio (INa:Tl) como elemento sensible de detección (Anexo 7.4).¹⁷

Durante la adquisición de imágenes SPECT el radio-trazador distribuido en el sistema vivo emite fotones- γ en forma isotrópica, en principio son de interés los que se emiten dentro del ángulo sólido subtendido por la superficie del cabezal detector. Gran cantidad de ellos interactúan con los distintos objetos del entorno a través de los tres mecanismos mencionados anteriormente. Los principales objetos de interacción son el cuerpo del paciente que puede considerarse aproximadamente de densidad equivalente al agua, y con el equipo de adquisición, principalmente el colimador de Pb por el lado frontal y el cristal centellador de INa:Tl por detrás.

Según lo antedicho en la Sección 3.1 y para el rango de valores energéticos de fotones- γ vinculados a estudios SPECT la dispersión Compton es el efecto primario que ocurre en los tejidos, por lo tanto, el propio paciente es la principal fuente de RD durante el estudio. El efecto Foto-eléctrico es el mecanismo principal de interacción en el cristal centellador, aunque la dispersión de fotones en el detector es posible. En el colimador también predomina la interacción Foto-eléctrica, luego las dispersiones Compton y Rayleigh tienen una influencia menor. Cabe señalar que dicho colimador es el único objeto donde la dispersión Rayleigh tiene cierta relevancia aunque frente al efecto de dispersión Compton proveniente principalmente del cuerpo del paciente, su influencia resulta poco significativa.

En consecuencia, la interacción de fotones con el medio genera una amplia gama de energías de fotones que alcanzan el cristal centellador, los cuales pueden ser absorbidos total o parcialmente por él y registrados de acuerdo a sus resoluciones y eficiencia. Entre estos fotones debemos mencionar en primer lugar los directos que no interactúan con el medio y por lo tanto son registrados con su energía original de emisión; luego los

dispersos con menor o igual energía respecto de los primeros, según provengan de las dispersiones Compton o Rayleigh, respectivamente. La presencia del colimador de agujeros paralelos antepuesto a la cara frontal del cristal tiene por misión rechazar estos fotones dispersos que inciden con dirección no perpendicular al cristal detector, pero lamentablemente aquellos que inciden con un ángulo reducido respecto de la dirección normal logran alcanzarlo y son registrados por él. Entre estos últimos existen fotones que han sufrido una o reiteradas interacciones con el medio y por lo tanto generan una distribución continua de energías con límite superior en la energía del fotón original y de acuerdo a la resolución energética del sistema de detección.

Existen otros factores distintos a la dispersión que dan lugar a cuentas observadas en las zonas de bajas energías del espectro. Entre ellos tenemos, como ya fue mencionado en el párrafo anterior, la atenuación incompleta de fotones incidentes en el cristal detector cuando éste no es lo suficientemente grueso para una absorción total de energía. Para el caso de ^{99m}Tc un cristal de INa:Tl con espesor típico de 9.5 mm esta contribución es pequeña.¹⁸ Otra fuente de energías que debe ser nombrada es la que se debe a la interacción de fotones con el colimador ya que para materiales de alto número atómico como plomo o tungsteno se producen rayos-X característicos de estos materiales, por ejemplo los que surgen de la capa K en el caso del plomo con energía entorno a los 70 keV. De todas formas, cabe señalar que estos no han sido tenidos en cuenta en las simulaciones de este trabajo.¹⁹

Luego, dada su capacidad de espectrómetro de este detector, el mismo permite clasificar en forma electrónica las energías de los mencionados fotones que lo alcanzan, registrando y generando un espectro de energías. En la clínica los equipos SPECT suelen ofrecer la visualización del espectro en forma continua durante la adquisición de las proyecciones. La Fig. 9 representa un espectro simulado por método Monte-Carlo correspondiente a 120 proyecciones de un estudio óseo de SPECT de la región pélvica utilizando ^{99m}Tc cuyo fotón- γ de emisión es de 140 keV (los detalles se verán más adelante en este trabajo). De todas las curvas representadas en esta figura sólo la curva "Totales" (verde) es el equivalente a la que se adquiere en un equipo estándar en condiciones clínicas usando ^{99m}Tc . El resto de las curvas discriminadas en este gráfico sólo son posibles de obtener por técnicas de simulación. En particular la curva "Directos" (azul) centrada en 140 keV corresponde a los fotones directos o primarios que alcanzan el cristal sin interacción

previa con el medio. Cabe mencionar, aunque su influencia es poco significativa, que los fotones dispersos sin pérdida de energía (efecto Rayleigh) no fueron discriminados en esta simulación por lo que son contabilizados bajo la curva "Directos". Superpuesta parcialmente a esta curva se halla la curva "Dispersos totales" (roja) que se extiende hacia las bajas energías, la cual corresponde a los fotones dispersos y que han perdido energía por efecto Compton. En el presente caso la curva "Dispersos totales" corresponde a la suma de los tres primeros órdenes de dispersión. Sobre el "pico" de la curva "Totales" centrado en 140 keV se centra la adquisición de las proyecciones SPECT en este caso de estudio como se verá seguidamente, por lo que es importante señalar que el ancho de este pico a mitad de su altura máxima representa el parámetro de resolución energética del detector.

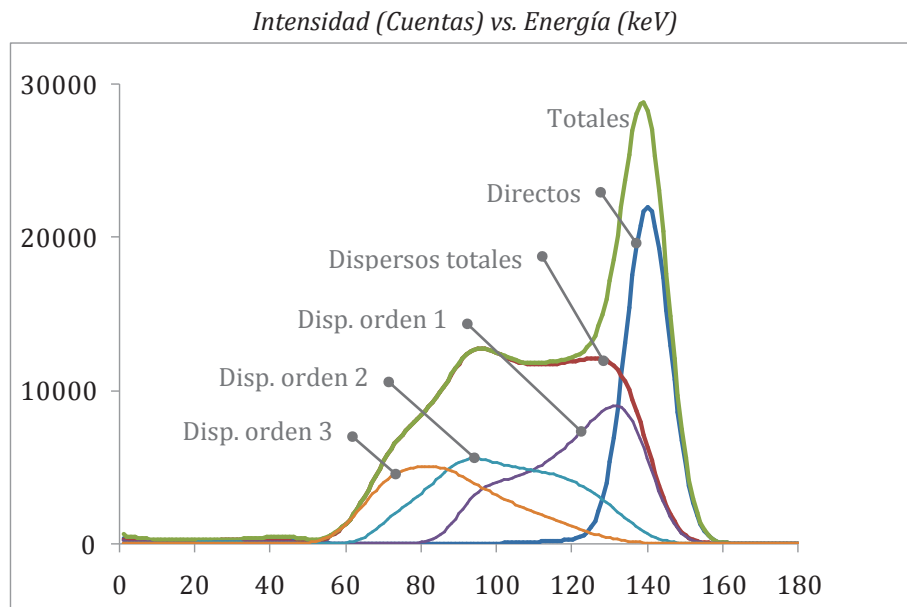


Figura 9. Espectro simulado por técnica Monte-Carlo, correspondiente a un estudio óseo de SPECT de la región pélvica.

La forma básica de adquirir las proyecciones reduciendo los efectos de RD es a través de la capacidad del sistema de filtrar electrónicamente los fotones registrados. Dado que la información útil para la formación de imagen está dada por los fotones primarios o directos emitidos por el radio-isótopo con energía conocida, es posible determinar en el espectro un intervalo energético de aceptación, que denominamos ventana principal (VP) centrada en dicha energía. Para el presente caso de estudio la VP se centra en 140 keV, es decir, sobre el "pico" de la curva "Totales" del espectro de la Fig. 9. A esta región del pico

de la curva Totales se la conoce como Foto-pico debido a que en ella se centran los fotones primarios que sin interactuar con el medio depositan su energía (140 keV) en el cristal detector por interacción Foto-eléctrica. El ancho de VP en general suele tomarse entre un 10 y 20% del valor central de energía. El criterio para establecer el ancho de la VP es rechazar aquellos fotones cuyas energías no estén comprendidas en ese rango y que seguramente son fotones secundarios con menor energía que los primarios y generados en una o múltiples interacciones Compton en el tejido dispersor y/o el colimador del equipo. Sin embargo, dado que existe una dependencia entre el ángulo de dispersión de los fotones secundarios y su energía, de forma tal que a menor ángulo su energía será más próxima a la del original y viceversa, se produce una contaminación con fotones secundarios de energías similares a la de los primarios dentro de la región de la VP del espectro. Esta perturbación será menor cuanto mejor sea la resolución energética del sistema, y cuanto mejor sean sus parámetros de calidad a fin de poder utilizar ventanas energéticas de poca amplitud pero nunca pueden ser eliminadas completamente por este único medio de filtración electrónica.

Sin embargo, los equipos SPECT en general permiten fijar sobre el espectro de energías más de una ventana de adquisición, por lo que, como se verá más adelante, esto permite generar métodos que utilizan múltiples ventanas energéticas para seleccionar los datos adquiridos y reducir la RD de la VP a partir de un análisis geométrico del mencionado espectro.

En el caso de estudios clínicos, la contextura de los pacientes juega un rol fundamental en la forma del espectro e introduce fuertes variaciones en el mismo lo que dificulta la estandarización de los métodos de corrección. En general los pacientes corpulentos o con mucho tejido adiposo producirán espectros con mucho aporte de RD.

3.4. Algoritmos de reconstrucción tomográfica

La exploración interna, morfológica o funcional, de un sistema vivo usando radiación electromagnética es posible de alcanzar a través del registro de esta radiación en múltiples proyecciones adquiridas axialmente en torno a dicho objeto y su posterior proceso de reconstrucción tomográfica. Actualmente existe gran variedad de algoritmos de

reconstrucción con sus ventajas y desventajas, y esencialmente podemos agruparlos en dos categorías: analítico y estadísticos.

El método original de reconstrucción es de tipo analítico y permite relacionar a través de la Transformada de Radon (1917) una imagen bi-dimensional con n-ésimas proyecciones axiales adquiridas sobre ella, luego la reconstrucción de dicha imagen se realiza en forma indirecta pasando sus proyecciones al dominio de la frecuencia espacial usando el Teorema del Corte de Fourier y posterior transformada inversa que devuelve la imagen al dominio espacial.²⁰ Cabe señalar que este algoritmo de reconstrucción tiene asociado intrínsecamente un proceso de filtrado de frecuencias espaciales denominado Filtro Rampa, el cual básicamente intensifica las altas frecuencias y atenúa las bajas. Este método analítico se conoce como Retro-Proyección-Filtrada (RPF). Su algoritmo tiene la ventaja de ser sencillo y por lo tanto rápido computacionalmente, mientras que como desventaja reconstruye imágenes con baja calidad sobre todo cuando trabaja con pocas cuentas registradas como en el caso de la MN, comparado con la Tomografía Computada por rayos-X. Por lo tanto, es habitual el uso de filtros pasa-bajos con el objetivo de suavizar las imágenes reconstruidas. Por otro lado, dado que los resultados del método son independientes del proceso de reconstrucción para una misma operación de filtrado pasa-bajos sobre la imagen reconstruida, el mismo se utiliza como referente para calibrar equipos o comparar resultados inter-equipos.

La segunda categoría de métodos, conocidos como estadísticos, están fundados sobre la naturaleza estocástica de los datos adquiridos y usan algoritmos de optimación en forma iterativa para hallar la imagen más consistente con los datos medidos. Si bien estos métodos se conocen desde hace varias décadas no todos los equipos SPECT cuentan con ellos, sólo en los últimos 10 años fueron incorporándose en equipos comerciales a partir de los importantes avances tecnológicos de las computadoras ya que estos métodos son complejos e insumen un alto costo computacional, es decir, requieren el procesamiento de grandes “volúmenes” de datos y utilizan gran cantidad de memoria para su almacenamiento, pero sus resultados son más precisos que el método analítico.^{21,22}

Elementalmente estos procedimientos estadísticos están constituidos por un modelo de datos, una función objetivo y un algoritmo de optimación. El modelo de datos está basado en el análisis de una hipótesis propuesta sobre el procedimiento de adquisición de las

proyecciones; los modelos más sencillos consideran sólo aspectos geométricos de la adquisición, mientras que otros más complejos contemplan factores físicos como el efecto de la AT de la radiación o RD, entre otros factores. La función objetivo compara el conjunto de proyecciones estimado a partir de una imagen propuesta por el algoritmo contra el conjunto de proyecciones adquirido con el equipo SPECT. El algoritmo de optimización parte de una imagen inicial e intenta a través de sucesivas iteraciones modelar el procedimiento de adquisición de las proyecciones registradas, hasta hallar la imagen más consistente con dichas proyecciones. En la actualidad existen diversos de estos métodos siendo uno de los más difundidos el MLEM (de sus siglas en inglés Maximum Likelihood-Expectation Maximization). Otros algoritmos de este tipo son: ART (Algebraic Reconstruction Technique); OSEM (Ordered Subsets-Expectation Maximization) como una versión más optimada del MLEM; RAMLA (Row Action Maximum Likelihood Algorithm) como combinación de ART y MLEM, entre otros.

De todos estos métodos de reconstrucción de imagen en el presente estudio se ha optado por el analítico de RPF, ya que el mismo se encuentra ampliamente utilizado en los equipos clínicos, inclusive en los de última generación.

3.5. Métodos para reducir la RD

Cabe señalar que la mayoría de los enfoques para la corrección de RD se basan en la consideración de la dispersión Compton solamente, ya que el efecto Rayleigh es considerado despreciable.²³

Existen en bibliografía diversos enfoques sobre la reducción de la RD en la VP de adquisición en SPECT, siendo el objetivo principal de cualquiera de ellos estimar la radiación directa presente en los datos adquiridos, es decir, eliminar la RD que “contamina” la calidad de las imágenes. Un parámetro útil para evaluar la influencia de la RD sobre la VP de adquisición es la denominada Fracción de RD (FRD), la cual puede definirse sobre el espectro simulado de la Fig. 9 como la relación entre los fotones dispersos y los totales dentro de dicha ventana. La FRD estimada en SPECT en general alcanza del orden del 30-40%, lo que genera proyecciones borrosas las cuales reducen el contraste en las imágenes reconstruidas e introducen incertidumbre en la cuantificación

de la distribución de actividad. La diferencia entre los distintos métodos es la precisión de esta estimación y la complejidad del proceso. Respecto a la precisión, si el método es laxo una cantidad significativa de RD es registrada en la formación de la imagen, y si el método es muy severo probablemente mucha radiación directa, útil para la formación de imagen, es desperdiciada.²⁴ Por lo tanto, es de importancia optimar un método de corrección sobre un determinado estudio clínico.

En términos generales estos enfoques podemos clasificarlos en tres grupos: los métodos más difundidos, aquellos que usan múltiples ventanas energéticas para seleccionar los datos adquiridos y reducir la RD a partir de un análisis geométrico del espectro; técnicas de convolución-deconvolución las cuales aproximan la distribución de RD con una función estimada; y métodos estadísticos de reconstrucción tomográfica cuyos algoritmos incorporan la modelación de los efectos físicos de la RD (tipo MLEM, OSEM, etc).^{25,26}

Los métodos que utilizan múltiples ventanas de adquisición intentan estimar la fracción de la componente dispersa dentro de la VP que se corresponde con los fotones directos detectados (Fig. 10). Entre estos métodos los más utilizados son el de doble y el de triple ventana energética. El método original aplicado a SPECT adquiere datos en dos ventanas, la principal VP y otra de Baja Energía (VBE), utilizando esta última para estimar la fracción del componente de RD dentro de la VP, cabe señalar que este método fue aplicado sobre las imágenes ya reconstruidas.²⁷ Posteriormente apareció el método de tres ventanas aplicado directamente sobre las proyecciones, es decir antes de reconstruirlas tomográficamente.²⁸

En los últimos 30 años ha habido muchos trabajos publicados sobre técnicas de corrección, desde las más simples y aproximadas hasta aquellas de corrección teóricamente ideal pero compleja que hasta hace poco computacionalmente eran imposibles de aplicar.²⁹ En las últimas décadas, el auge de equipos que permitieron la adquisición en varias ventanas energéticas dio lugar al surgimiento de nuevos métodos derivados de los originales pero que no encontraron condiciones amplias para su implementación en los equipos comerciales por varios motivos, siendo algunos de ellos la obtención de baja precisión de los resultados, imágenes con baja relación señal-ruido, o aplicación compleja con alto costo computacional, que finalmente no contribuyeron con una corrección significativamente superior. Otro motivo central fue la ausencia de

facilidad para la corrección por AT, dado que ambos fenómenos están fuertemente relacionados entre sí, y que actualmente con el advenimiento de los equipos híbridos SPECT/CT (CT, de su acrónimo en inglés, Computed Tomography, Anexo 7.6), los cuales producen mapas de atenuación de alta calidad utilizados para esta corrección este obstáculo fue superado.^{30,31}

A pesar de haberse comenzado a experimentar con estas técnicas desde la década de los 80 recién en los últimos años comienza a incorporarse en la clínica. Pero en la práctica sólo métodos básicos son utilizados, principalmente los de 2 ó 3 ventanas de adquisición y algoritmos sencillos ofrecen una corrección suficiente. En el presente caso de estudio, como ya fue mencionado, las imágenes pélvicas de SPECT padecen de manera significativa la influencia negativa de los fenómenos de RD y AT, por lo que resulta de prioridad aplicarle métodos correctivos sobre ellos en forma conjunta.

Otros de los motivos del gran surgimiento de métodos de corrección está asociado al auge de técnicas de cálculo numérico por método Monte-Carlo que permiten simular la adquisición de imágenes SPECT sobre fantasmas antropomórficos, los cuales consideran los efectos físicos de degradación de RD y AT con las ventajas asociadas, lo que contribuye al surgimiento de nuevos métodos de corrección. Sin embargo, ha sido limitada la aceptación de estos métodos a través de las instituciones, y sólo unos pocos métodos han sido objeto de validación en múltiples centros de imágenes debido a las variadas razones expuestas más arriba.³²

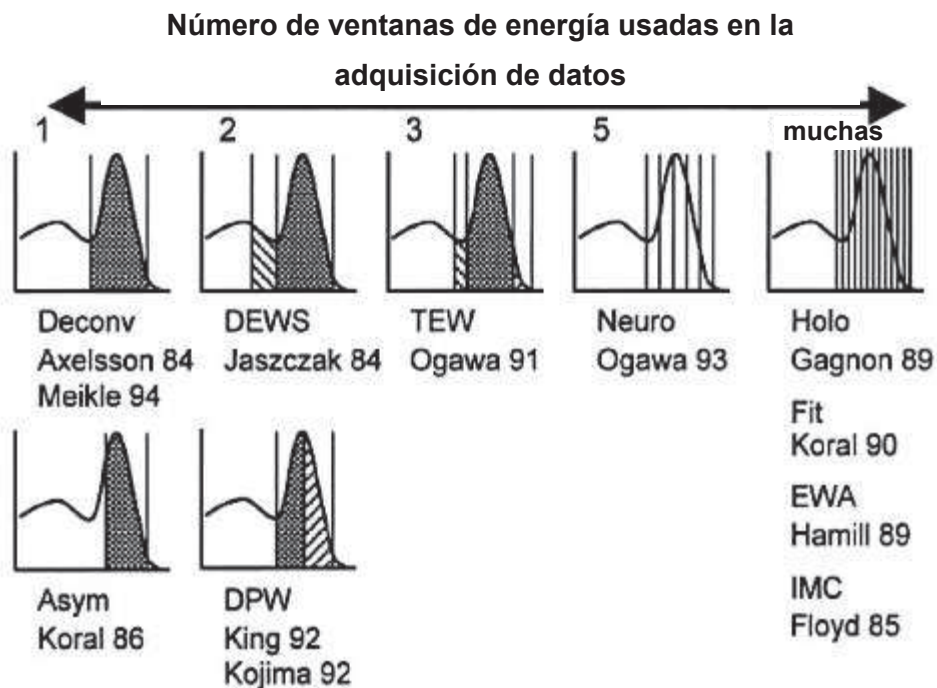


Figura 10. Resumen gráfico de los distintos métodos de corrección de RD en función de la cantidad de ventanas energéticas de adquisición utilizadas. El método de-convolución adquiere en una única ventana centrada en la VP y los fotones dispersos son removidos de los medidos a través de un proceso en el cual las proyecciones adquiridas son convolucionadas con una función estimada en general del tipo mono-exponencial que modela la distribución de radiación dispersa. El resto de los métodos presentados en esa gráfica corresponden a correcciones construidas a partir de 2, 3, 5 y multi-ventana. Cabe destacar la presencia de un método con única ventana asimétrica en FP y otro de 2 ventanas en FP.³³

En este trabajo desarrollamos un método propio de dos ventanas energéticas de adquisición basado en el análisis espectral de energía con un enfoque aproximadamente análogo a los métodos pre-existentes, la diferencia radica en que busca la característica de los métodos más sencillos con la estabilidad de los más complejos en las distintas situaciones clínicas. El método define una corrección del espectro donde la adquisición de los parámetros para la aplicación del modelo surge de manera similar al método de dos ventanas, aunque el factor de corrección se calcula sobre una geometría diferente. Cabe señalar, que el surgimiento del presente método es producto del estudio de simulación por método Monte-Carlo, lo que permitió el hallazgo de una particularidad en los espectros simulados y que resulta clave en el desarrollo de este método de reducción de la RD como se describe en el Capítulo 4 de Materiales y Métodos.

3.6. Corrección del efecto de AT

La RD no puede ser tratada sin hacer referencia al fenómeno de AT, como ya fue mencionado en párrafos anteriores debido a la estrecha vinculación entre ellos ya que ambos son producto de la misma naturaleza física, es decir, la interacción de fotones con la materia.

El efecto de la AT significa la pérdida de fotones directos en comparación con los que se detectarían en aire, y una fracción de dichos fotones directos “perdidos” dan lugar a la RD (básicamente por efecto Compton como ya se mencionó anteriormente en este capítulo), por lo que un resultado de máximo alcance en un estudio de SPECT es posible sólo si se aplica la corrección conjunta de ambos fenómenos.

Para comprender el efecto de AT imaginemos una adquisición de proyecciones libre de RD, luego la consecuencia del efecto de AT es la generación de distorsiones en las imágenes reconstruidas las cuales aparentan tener menor actividad que la realmente existente en las estructuras más profundas del cuerpo.

Existen varios métodos para corregir este fenómeno de AT, en cualquier caso el objetivo central de ellos es estimar la distribución real de la actividad de la fuente dentro del paciente en un estudio SPECT.

Entonces, el fenómeno AT de la radiación a través de un cuerpo absorbente está regido por su extensión y la distribución de los μ de cada tejido que lo compone (según ec. 9). Por lo tanto, algunos métodos de corrección necesitan determinar una distribución o mapa de atenuación del corte axial del cuerpo bajo estudio, esto es, una matriz de píxeles bi-dimensional donde cada uno de ellos tenga asignado el valor de μ correspondiente el cual puede ser obtenido por métodos de estimación o por la realización de un estudio de transmisión.

3.6.1. Determinación de un mapa de atenuación

Cuando se trata de regiones cuasi-homogéneas donde abundan tejidos blandos como es el caso de cerebro y abdomen, un mapa de atenuación puede ser estimado en forma relativamente sencilla. Podemos considerar constante el μ asignando simplemente un único valor correspondiente al de tejido blando. Esta estimación requiere determinar el contorno del cuerpo, en forma manual o automática por algoritmos de detección de bordes, y luego asignando al área delimitada el μ correspondiente.

En los casos de regiones del cuerpo in-homogéneas como tórax o pelvis la asignación de un mapa de atenuación con valor μ constante no es apropiado, por lo tanto su determinación es más compleja ya que requiere realizar estudios por transmisión. Estos pueden realizarse de varias formas: una de ellas sería utilizando fuente- γ externa al paciente y emplear el propio cabezal del SPECT como medio de detección; otra forma sería realizando un estudio tomográfico por rayos-X utilizando los actuales equipos de tipo híbrido SPECT/CT los cuales permiten adquirir ambas imágenes, por emisión y transmisión. A continuación se describen algunos detalles de cada uno de estos tipos de estudios.

El caso de estudio por transmisión con fuente- γ externa tiene como ventaja utilizar energías de fotones- γ cercanas a las empleadas en el estudio de emisión con lo cual el μ hallado es compatible con dicho estudio. Como desventajas podemos señalar que el tiempo de adquisición es largo, del orden del utilizado en la emisión; por otro lado las imágenes resultan de baja relación señal-ruido, por lo tanto requieren de un proceso de segmentación, manual o automático, para determinar regiones uniformes del mapa de atenuación como por ejemplo tejido blando, óseo y pulmón; y luego asignarle a cada uno de ellos el μ correspondiente. Existen distintas geometrías de adquisición como por ejemplo fuente extensa o inundada con colimador de agujeros paralelos, fuentes lineales en movimiento y mismo colimador que el anterior, o fuentes lineales y colimador de abanico, entre otros.³⁴

Actualmente los equipos modernos de tipo híbrido SPECT/CT permiten generar tomografías por rayos-X. Como ventaja podemos señalar su gran rapidez de adquisición,

del orden de segundos; generar mapa de atenuación de muy buena relación señal-ruido, y por supuesto imagen anatómica de alta calidad que puede ser co-registrada con la imagen de emisión lo que mejora sensiblemente la localización de lesiones. Como desventaja suele existir una mayor diferencia entre las energías de los rayos-X y la del estudio de emisión, por lo cual a veces el μ obtenido con este estudio requiere de un ajuste respectivo; por otro lado los pacientes están sometidos a una mayor dosis de radiación frente a la tomografía por fuente radiactiva externa.

3.6.2. Métodos para la corrección de la AT

La forma de corregir AT en estudios SPECT puede realizarse a través del empleo de un algoritmo de reconstrucción de imagen de tipo estadístico. Éste es aplicado a las proyecciones adquiridas por emisión y transmisión, y su modelo de datos analiza dicho proceso de adquisición en forma iterativa de manera de contemplar el efecto de AT. Cabe señalar que algunos algoritmos del mismo tipo sólo emplean las proyecciones de emisión pero en este caso su modelo de datos incorpora en el análisis la hipótesis del efecto de AT. Como ya fue mencionado, estos métodos no se encuentran disponibles en todos los equipos, y resultan complejos y de alto costo computacional.

Otra forma es aplicar la corrección directamente sobre la imagen ya reconstruida sin haber tenido en cuenta la AT. En este sentido la estrategia de corrección más popularmente conocida es el método Chang (1978), el cual fue suministrado desde hace mucho tiempo en la mayoría de los sistemas comerciales. Es una corrección relativamente sencilla de aplicar sobre regiones de tejidos uniformes como en cerebro y abdomen donde μ puede ser considerado constante y sólo es suficiente trazar el contorno del paciente. Éste sólo es un método aproximado (ver Fig. 11) que simplemente calcula la atenuación media (o *Factor de corrección* AT_j , ec. 10) para los fotones- γ que atraviesan al paciente desde cada punto emisor j en los diferentes ángulos de detección i , definiendo un espesor ε_{ij} . El método es de tipo multiplicativo y consiste en calcular (ec. 11) el producto entre el factor de corrección para cada punto emisor y su

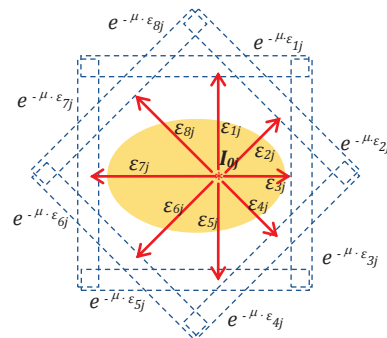


Figura 11. Método Chang para corrección por AT.

actividad (I_j) que resulta de la reconstrucción tomográfica del estudio de emisión, de forma tal de compensar el fenómeno de la AT de dichas imágenes de emisión y obtener su actividad "real" (I_{0j}).

$$\text{Factor Corrección } AT_j = \sum_{i=1}^n e^{-\mu_{ij} \cdot \varepsilon_{ij} / n} \quad (10)$$

$$I_{0j} = I_j \cdot \text{Factor Corrección } AT_j \quad (11).$$

El uso de un μ constante es inapropiado si la atenuación no es uniforme, como lo es en regiones de tórax y pelvis. Para estos casos es necesario un mapa de atenuación adquirido por transmisión y el factor de corrección se construye realizando la integral de línea $\mu_{ijk} \cdot \varepsilon_{ijk}$ en cada ángulo de detección i , para cada punto emisor j y siendo k el elemento de área (píxel) en el cual se produce la AT diferencial.

Un método alternativo de corrección por AT es utilizar Proyecciones-Conjugadas de las imágenes obtenidas por transmisión. La adquisición de estas proyecciones debe realizarse bajo ciertos requerimientos particulares que permiten calcular factores de atenuación que son aplicados sobre las proyecciones de emisión previamente al proceso de reconstrucción tomográfica. Es un método sencillo de aplicar aunque aproximado pero aceptable.³⁵

3.7. Simulación por cálculo numérico – Método Monte-Carlo

El método Monte-Carlo es un cálculo numérico que permite aproximar un algoritmo matemático complejo mediante la simulación estadística de variables aleatorias.

En el presente caso consiste básicamente en programar y calcular en forma aleatoria trayectorias de fotones- γ emitidos por fuentes distribuidas espacialmente en el interior de un fantoma virtual, regular o antropomórfico, como así también de fuentes externas a dichos fantomas. Luego estos fotones atraviesan el fantoma hasta alcanzar el cabezal de detección. El cálculo utiliza las probabilidades de los diferentes tipos de interacciones que cada fotón, según su energía, puede experimentar dentro de cada elemento de volumen

llamado “vóxel”, los cuales definen el medio material. Este proceso sigue punto a punto la trayectoria de los fotones a través de los vóxeles y calcula finalmente la cantidad de dichos fotones y su energía final con la que alcanzan el elemento detector; lo que da lugar a imágenes planas de emisión o transmisión, según corresponda, y su espectro de energía.³⁶

La utilidad del programa de Monte-Carlo es la capacidad para simular la adquisición de imágenes por ejemplo de equipos SPECT reproduciendo modelos en los que se pueden variar los factores físicos que se están estudiando (en este caso RD y AT) al tiempo que se pueden obtener imágenes desprovistas de los mismos, las que se denominan imágenes control, situación ideal imposible de lograr con un estudio adquirido en un equipo SPECT.

4. MATERIALES Y MÉTODOS

El desarrollo de este trabajo puede dividirse básicamente en tres etapas. La primera relacionada al proceso de simular la adquisición de imágenes planas de un estudio óseo de pelvis con un equipo SPECT de tipo estándar bajo las condiciones clínicas, tanto en lo que respecta a imágenes por emisión como por transmisión. En particular, el desafío principal de esta etapa fue reproducir la evolución temporal de la bio-distribución del radio-trazador dentro de un sistema vivo, lo cual obviamente transcurre durante la adquisición de las imágenes por emisión, y que en el presente caso este proceso es relevante ya que como fue mencionado en el Capítulo 1 produce artefactos sobre los cortes tomográficos reconstruidos, conocido como “efecto por llenado de vejiga”. La segunda etapa comienza con un análisis espectral de las imágenes simuladas y posteriormente el procesamiento de éstas en lo que respecta al objetivo central del presente trabajo, esto es, proponer y aplicar un método de corrección por RD; adicionalmente se propone un método sencillo de corrección por AT el cual se basa en las imágenes simuladas por transmisión. La tercera etapa corresponde al proceso de reconstrucción tomográfica de las imágenes obtenidas.

La aplicación de estos métodos se desarrolló básicamente sobre dos programas computacionales, por un lado la simulación se realizó con el código SIMIND,³⁷ mientras que para el procesamiento de datos, análisis y presentación de imágenes fue realizado en Matlab.^{vii} Aunque cabe mencionar que las simulaciones de emisión del fantoma antropomórfico fueron realizadas por un proceso “híbrido” en el cual una rutina desarrollada en Matlab comandó la ejecución de SIMIND. En lo que respecta a fantasmas virtuales se utilizó el antropomórfico Zubal torso-cabeza como objeto de estudio, y adicionalmente un fantoma regular de forma cilíndrica para evaluar el método de corrección de la AT.

^{vii} Matlab (The Language of Technical Computing); Version 7.0.1.24704 (R14) Service Pack 1, September 13, 2004; Copyright 1984-2004; The MathWorks, Inc.

4.1. Simulación de la adquisición de imágenes en un equipo SPECT por método Monte-Carlo. Código SIMIND

SIMIND es un programa computacional que reproduce por cálculo numérico, más específicamente por método Monte-Carlo, la adquisición de imágenes con un cabezal SPECT estándar de uso clínico. SIMIND está validado y es objeto de varias publicaciones científicas y utilizado por varios grupos de investigación principalmente para el diseño de colimadores y para evaluar técnicas de corrección por AT y RD; es de acceso libre y está desarrollado en lenguaje Fortran 90.^{38,39} Para este trabajo SIMIND fue elegido como herramienta de simulación y particularmente se utilizó la versión V4.9d para sistema operativo Windows. SIMIND admite configurar las variadas especificaciones técnicas de los equipos y los procesos de adquisición a simular (Anexo 7.7).

Específicamente SIMIND permite simular el proceso de adquisición de las sucesivas proyecciones en torno a un fantoma virtual a través del cabezal detector SPECT. Es decir, genera un conjunto de imágenes planas creadas por fotones- γ emitidos por radioisótopos distribuidos en el interior de este fantoma virtual (antropomórfico o regular) como así también imágenes generadas por radiación electromagnética transmitida a través de dicho fantoma y emitida por una fuente externa a él; en resumen, genera lo que denominamos imágenes planas por **emisión** y **transmisión**, respectivamente.

Las simulaciones fueron realizadas en una computadora personal con procesador Intel Celeron 2.67 GHz, 480 MB de memoria RAM.

Posteriormente, para obtener imágenes en el plano axial del fantoma, a partir de las mencionadas proyecciones (de emisión o transmisión) las mismas debieron ser reconstruidas con un programa externo a SIMIND.

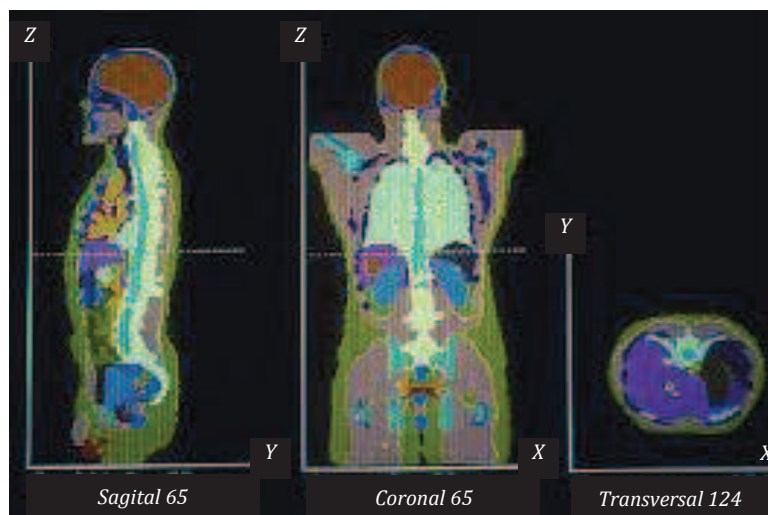
4.2. Fantoma antropomórfico utilizado como objeto de estudio

El fantoma antropomórfico virtual elegido para este estudio fue el Zubal torso-cabeza. Éste corresponde a un modelo volumétrico de la anatomía humana basado en un arreglo tridimensional de vóxeles. Dicho fantoma fue generado por un proceso de segmentación manual de órganos y estructuras internas a partir de imágenes axiales tomográficas por rayos-X de una persona masculina viva (Fig. 12).^{viii}

Las imágenes tomográficas originales fueron 129, reconstruidas en una matriz de 512x512 píxeles con resolución de 1 mm en el plano axial, y en el eje longitudinal de 0.5 mm en la región de la cabeza hasta el cuello, y de 1 cm desde este último hasta la mitad del muslo.

Cada voxel del fantoma tiene asignado un índice que se corresponde con determinado órgano o estructura. El fantoma torso-cabeza fue obtenido por un proceso de interpolación generando un volumen de 128x128x243 vóxeles, cada uno de ellos con dimensión isotrópica de 4 mm.

Figura 12. Imagen correspondiente a vistas en corte del fantoma Zubal torso-cabeza, estas son, de izquierda a derecha sagital (Y: 65), coronal (X: 65) y transversal (Z: 124).



^{viii} Esta imagen corresponde al trabajo "Two dedicated software, voxel-based, anthropomorphic (torso and head) phantoms", I. George Zubal, Ph. D., Charles R. Harrell, Eileen O. Smith, B.S., Amy L. Smith.

4.3. Simulación de proyecciones de emisión

Las simulaciones en este estudio fueron realizadas con el fantoma antropomórfico Zubal en posición supina. Sobre el corte coronal del fantoma en la Fig. 13A se señala la región de interés para este estudio centrado en la zona pélvica, más precisamente 100 cortes axiales comprendidos entre los “planos” 140 y 239 enumerados en sentido caudal de dicho fantoma, es decir, que la numeración creciente de los cortes axiales según SIMIND fueron en orden inverso al eje Z indicado en la Fig. 12. La Fig. 13B corresponde a una representación de un corte axial en vista caudal-craneal del fantoma, y en ella se define la configuración de simulación a través de SIMIND para la adquisición de proyecciones por emisión utilizadas en este trabajo. El cabezal rota alrededor de dicho fantoma con un radio R y en sentido “horario” según esta vista, de esta forma adquiere n -ésimas proyecciones en diferentes posiciones separadas entre sí por ángulos iguales y cada una de ellas durante un mismo intervalo de tiempo de adquisición.

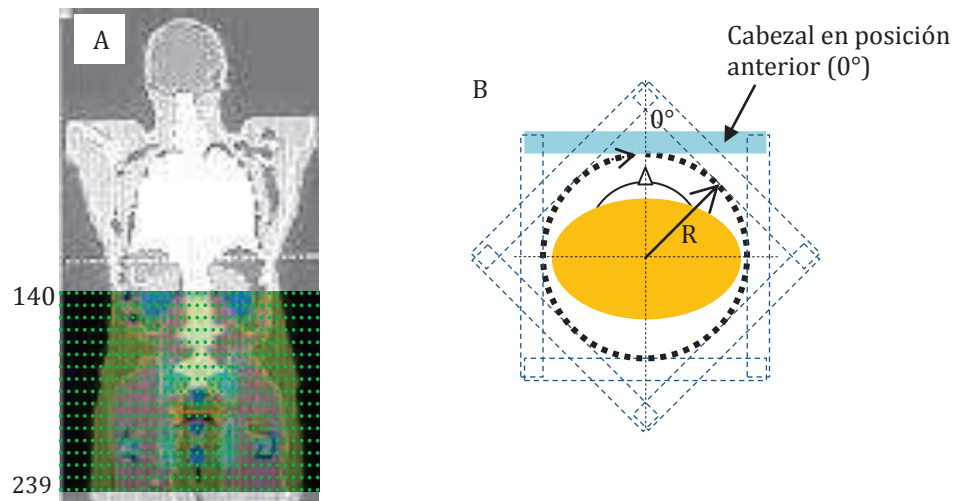


Figura 13. A) corte coronal del fantoma Zubal tronco-cabeza. Sobre él se indica la zona pélvica de interés entre los planos axiales 140 y 239. B) Configuración de simulación de adquisición de imágenes planas por emisión a través de un cabezal SPECT. La vista en corte axial representa al fantoma Zubal en posición supina vista en dirección caudal-craneal. El rectángulo celeste representa la posición inicial del cabezal detector adquiriendo en posición anterior respecto al lado frontal del fantoma (0°). Los rectángulos de contorno en línea celeste de trazos representan algunas posiciones del cabezal durante la simulación (estas son: 45° , 90° , 135° , 180° , 225° , 270° y 315° , respectivamente).

La primera proyección corresponde a la posición “anterior” respecto al lado frontal del fantoma en ángulo 0° definida a partir del eje sagital que pasa por el centro de rotación de dicho cabezal.

Para un ángulo determinado de adquisición SIMIND genera una imagen plana según las ventanas energéticas establecidas para la adquisición y de acuerdo a los tipos de fotones (dentro de dichas ventanas) que fueron seleccionados para conformar la imagen, estos son, dispersos de distintos órdenes o totales; adicionalmente también genera su espectro de energía total asociado a la adquisición, es decir, la totalidad de los fotones registrados por el cabezal detector y discriminados según el tipo de interacción que han sufrido en el medio. En tal sentido la Fig. 14 muestra adquisiciones típicas posibles de alcanzar con SIMIND, en este caso correspondiente a simular un estudio SPECT óseo de la región pélvica adquirido sobre el fantoma Zubal. Cabe mencionar que estas imágenes como las que se presentan más adelante en este trabajo, salvo cuando se dice lo contrario, están representadas en una escala de grises de 256 niveles, asignando al “negro” como el máximo valor de la escala y la máxima concentración de actividad del radio-nucleído, y viceversa. Luego, en esta figura cada conjunto espectro-imagen corresponde a tres tipos de adquisiciones sobre la misma VP del espectro centrada en 140 keV, y en este caso de ancho 20% respecto de su valor central, pero discriminada según los distintos tipos de fotones formadores de imagen. El conjunto izquierdo (14A) fue obtenido sólo con los fotones directos sin interactuar con el medio y que alcanzaron el cabezal detector, este corresponde al caso ideal de una adquisición formada por los fotones considerados “útiles” desde el punto de vista de información para generar una imagen lo cual se ve manifestado por formas definidas de los distintos tejidos. El conjunto central (14B) corresponde sólo a los fotones dispersos, lo que consideramos como fotones “indeseables” que no contribuyen con información útil, sin embargo como se señaló en el Capítulo 1, la RD se manifiesta distribuida espacialmente dependiendo de la propia distribución de la fuente de forma tal que su presencia es más abundante en las regiones próximas a las regiones con alta concentración de actividad, generando en este caso una imagen borrosa de los huesos y principalmente de la orina en vejiga. El conjunto derecho (14C) es la suma de los dos anteriores y equivale a las típicas proyecciones adquiridas en la clínica en un estudio óseo de la región pélvica. Cabe señalar que esta discriminación de fotones y consecuentemente las imágenes que ellos forman son imposible de obtener en un estudio

real, sólo el método de simulación por cálculo numérico permite estos resultados que resultan una herramienta valiosa para el estudio que se abordó en este trabajo.

Cabe señalar que en este trabajo se contemplaron fotones dispersos de hasta orden 3 de interacción. En la VP para orden de interacción mayor a 3 sólo contribuye con 0.18%. Por otro lado, las simulaciones configuradas con orden 10 insumen un tiempo de cálculo mayor por un factor 2 respecto de las de orden 3.

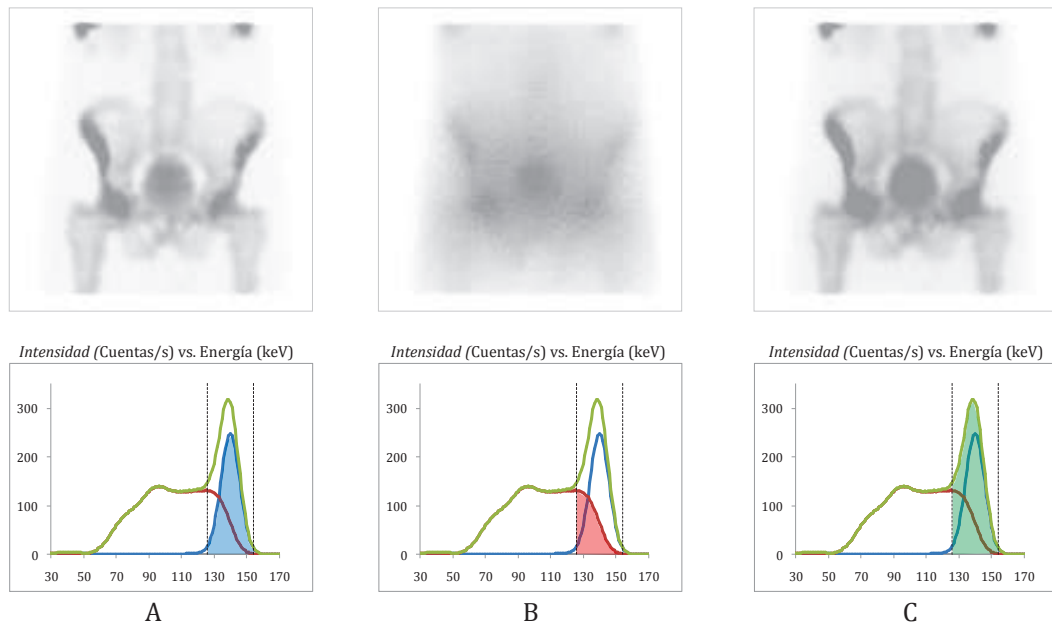


Figura 14. Ejemplo de adquisiciones alcanzadas con SIMIND correspondientes a simulaciones de proyecciones de un estudio óseo de la región pélvica sobre el fantoma Zubal torso-cabeza. Las tres adquisiciones son en VP energética del espectro, es decir, centrada en foto-pico (140 keV) y ancho 20% (definida por el par de líneas verticales de puntos), en posición 357° del cabezal de equipo SPECT. A) imagen formada por los fotones directos bajo el área azul de su espectro asociado, B) formada con los fotones dispersos bajo área roja, y C) fotones totales bajo área verde. Notar en estas imágenes óseas funcionales las distintas calidades de las mismas según el tipo de adquisición, y además la presencia de orina debido a su marcación con radio-trazador en zona de vejiga (mancha oscura redonda centrada en las imágenes, y hacia el lado superior en forma parcial y más tenue se delinean los ureteres y riñones, estos últimos visualizados en forma parcial).

4.3.1. Análisis del número de cuentas simuladas en una proyección de emisión

Las proyecciones simuladas por SIMIND en este trabajo consisten en una matriz de 128x128 (=16384) píxeles. Cada uno de estos elementos de área tiene asignado un valor numérico, el cual tiene correspondencia con la cantidad de fotones que alcanzan el cabezal detector y son registrados por él por unidad de tiempo de adquisición, es decir, normalizados a 1 s. Luego esta cantidad es representada gráficamente por un valor de cierta escala de grises o de colores lo que da lugar a una imagen de emisión. Por otro lado, SIMIND no sólo representa la información posicional de los eventos sobre una matriz que forman una imagen, sino además almacena información de los fotones registrados, tanto en lo que respecta a su energía (como cualquier detector espectrómetro real) como también en lo referente a su historia, es decir, la simulación permite conocer si el fotón registrado no ha interactuado con el medio, o es un fotón que interactuó y cuantas veces lo ha hecho antes de ser registrado (orden de interacción). De esta forma SIMIND permite generar para cada proyección no sólo un espectro de energías sino además discriminar dicho espectro según la calidad de los fotones registrados como muestra la Fig. 14 o más precisamente como la Fig. 9 en el capítulo anterior (en esta última se discrimina además el orden de interacción de los fotones dispersos). Cabe señalar, la integración del número de cuentas de una proyección coincide con la integral bajo la curva espectral de los respectivos fotones utilizados para su formación, cuyo valor representa el número de cuentas registradas por esa proyección por unidad de tiempo.

Por otro lado, el proceso de simulación utiliza una cantidad de historias de fotones que serán “seguidos” o tenidos en cuenta para cada adquisición. En este sentido, a mayor cantidad de historias de fotones se alcanzará menor fluctuación estadística de las cuentas registradas, pero mayor será el costo computacional y tiempo de simulación, y viceversa. Por lo tanto, debe tomarse una solución de compromiso que resulte representativa de las adquisiciones clínicas y adquiridas en un tiempo razonable de simulación.

La Fig. 15 corresponde a las simulaciones de una misma proyección en las mismas condiciones (en particular, actividad del radio-nucleído y tiempo de adquisición) pero

diferente cantidad de historias de fotones registrados para cada simulación. La imagen 15B fue adquirida con un número de historia de fotones mayor en un factor 20 respecto de la adquisición de la imagen 15A la cual representa la adquisición por defecto que entrega SIMIND. En este sentido 15A presenta las estructuras menos definidas frente a 15B, incluso los perfiles homólogos trazados sobre ellas a la altura de las cabezas femorales muestran que la primera presenta una gran fluctuación de sus valores frente a la segunda. La fluctuación relativa promedio de la curva trazada sobre A respecto de B (ver en 15C “1” y “20”, respectivamente) es de 15.5%, alcanzando un máximo de 86%. Las simulaciones para este trabajo fueron realizadas con la misma configuración de historias de fotones con la cual fue generada la Fig. 15B, para la cual se consideró una relación aceptable entre la fluctuación de los datos adquiridos y el tiempo de simulación.

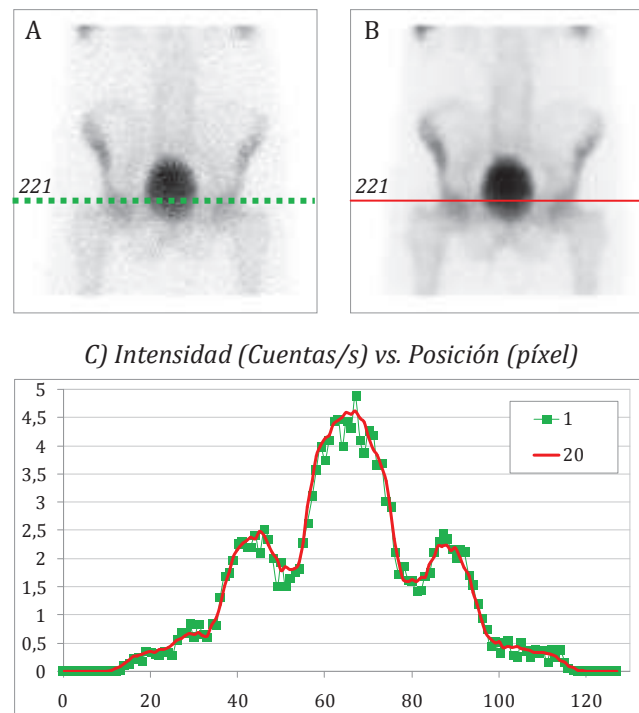


Figura 15. Imágenes de la proyección 1 (0°) correspondientes a dos adquisiciones que difieren en la historia de fotones registrados para la simulación. La imagen B fue adquirida con mayor cantidad de “historia” de fotones por un factor 20 respecto de la figura A. Sobre cada una de ellas se ha trazado un perfil horizontal homólogo en la línea 221 respecto del fantoma (línea verde puntos y roja continua, respectivamente). La imagen A presenta menor calidad frente a B, de forma tal que las figuras de las estructuras se observan menos definidas, representado en las curvas sobre los perfiles trazados donde la los puntos verdes presenta mayor fluctuación frente a la curva roja continua (C).

4.3.2. Simulación de estudios clínicos

La Tabla 1 resume los principales parámetros que se adoptaron para reproducir adquisiciones clínicas con un equipo SPECT según protocolo para la adquisición de estudios óseos.⁴⁰ Estos datos fueron diferenciados en 5 clases: configuración de adquisición de imágenes, cabezal de equipo SPECT,^{ix} fantoma antropomórfico, radio-trazador e imagen plana adquirida.

Tabla 1. Resumen de datos principales de simulación por emisión.

Clase de datos	Parámetro	Valor
Configuración adquisición	Radio giro (cm)	30
	Número proyecciones	120
	Giro (°)	360
	Paso angular (°)	3
	Tiempo adq proyección (s)	1 [†]
	Tiempo total estudio estimado (min)	40
	Ventanas energéticas adquisición	Principal: centro 140 keV, ancho 20% Secundarias: bajas energías variables ^{2†}
Cabezal SPECT	Cristal centellador	INa:Tl
	Dimensiones del cristal: espesor, ancho, largo (cm)	0.952, 59.1, 44.5
	Resolución energética a 140 keV (%)	9.8
	Resolución espacial intrínseca (cm)	0.39
	Colimador	SE-LEHR
Fantoma antropomórfico (Zubal torso-cabeza)	Posición	Supina
	Plano axial inicial sentido craneal-caudal	140
	Cantidad de planos axiales	100 (140 a 239)
Radio-trazador (MDP-^{99m}Tc)	Aplicación	2 h previas a la adq, micción pre-adq
	Actividad radio-isótopo (MBq)	1110 ^{3†}
	Energía fotón- γ (keV); Vida media (h); Fracción emisión fotones por decaimiento	140 keV; 6.02; 0.895
Imagen plana adquirida	Dimensión (píxeles)	128x128
	Tamaño píxel (cm)	0.39
	Profundidad de píxel	32 bit reales

[†] En el caso clínico es del orden de 20 s pero en este estudio se utilizó 1 s de adquisición, por lo tanto las adquisiciones simuladas deberían ser afectados por un factor del orden de 20 en caso de necesidad de comparación con adquisiciones reales;

^{2†} Se adquirieron imágenes con distintas ventanas energéticas de baja energía ver más adelante en Sub-sección 4.3.3.2.1;

^{ix} En este caso se tomó como referencia el equipo Siemens modelo "e.cam".

^{3†} Este valor fue considerado nominal para el caso de una persona adulta; cabe señalar que para las simulaciones fue tomado un valor inicial menor debido a la fracción del fantoma simulado dentro de la matriz de adquisición, y también se tuvo en cuenta el decaimiento radiactivo desde la incorporación del radio-trazador hasta el fin de la adquisición, además de otros factores detallados en la sub-sección siguiente.

Uno de los radio-trazadores más utilizados para estudios óseos en MN es el MDP-^{99m}Tc. La actividad del trazador a inyectar a un paciente se estima en función de su peso. Para el caso de estudios SPECT varía para un individuo adulto entre 925 y 1110 MBq (25 y 30 mCi, respectivamente), según la contextura corporal del paciente, eligiendo para este estudio el valor de 1110 MBq.

El procedimiento para realizar un estudio óseo SPECT, según protocolo, consiste en inyectar vía endovenosa la cantidad de radio-fármaco correspondiente a la actividad establecida según el peso del paciente 2 h previas al inicio de la adquisición de imágenes para alcanzar una distribución óptima dentro del sistema vivo. Transcurridas las 2 h se solicita al paciente realizar micción pre-adquisición con el objetivo de eliminar de vejiga la orina radiactiva acumulada desde el momento de la inyección. Si consideramos 120 proyecciones con un tiempo de adquisición de 20 s por cada una de ellas se estima un tiempo total de adquisición de unos 40 min, durante el cual la vejiga vuelve a llenarse con orina radiactiva.

El código SIMIND permite reproducir en un único proceso de simulación un estudio completo de SPECT con la configuración general de la tabla anterior, es decir, adquirir las 120 imágenes de emisión alrededor del fantoma Zubal. Esto es posible de alcanzar cuando la actividad del radio-trazador y su distribución relativa dentro de dicho fantoma se mantienen invariables durante toda la adquisición. En el presente caso de estudio, como se ha mencionado, es de interés particular reproducir la evolución de la bio-distribución dentro del sistema vivo, para lo cual como se describe en la sub-sección siguiente, la ejecución de SIMIND en forma estándar no es suficiente. Esto es, durante el progreso de la adquisición es necesario modificar, según una regla previamente establecida, la evolución de la bio-distribución de dicho radio-trazador en el fantoma Zubal en función del tiempo.

Otra importante observación que también se trata a continuación es relativa al valor de actividad que se consideró para la simulación, ya que como es sabido la misma abarca una

fracción del fantoma Zubal definida en la zona pélvica por lo que fue necesario estimar qué fracción de estos 1110 MBq de actividad de radio-trazador fueron incorporados en el proceso de simulación.

4.3.2.1. Proceso bio-cinético del radio-trazador y su acumulación en el sistema urinario durante un estudio óseo en SPECT. Adaptación de este proceso a la simulación

En esta sub-sección se describen los detalles particulares relativos a la bio-distribución del radio-trazador en el fantoma Zubal durante la simulación. En primer lugar, la acumulación de orina marcada con radio-trazador en el sistema urinario durante la simulación fue aproximada por incrementos discretos de la actividad en dicha orina entre las sucesivas proyecciones adquiridas y no en forma continua durante el transcurso de cada adquisición. Por otro lado, fue reproducida la correspondiente re-distribución de la actividad del radio-trazador en órganos y/o tejidos del fantoma a medida que éste se concentraba en la orina. Cabe aclarar, en este estudio se considera que el volumen y forma de la vejiga permanecen constantes durante toda la adquisición.

Para abordar el complejo problema de la bio-distribución de radio-trazador entre los distintos órganos y/o tejidos se han consultado modelos citados en la bibliografía los cuales presentan la partición en tres tipos de compartimentos de distribución, a saber: orina, y tejidos óseo y blando.^{41,42} De esta forma se desacopla el problema en simulaciones independientes para cada compartimento, aunque cabe señalar que existe obviamente, una relación que administra la variación de concentración del radio-trazador entre dichos compartimentos durante la simulación, proyección a proyección. A partir de valores presentados en publicaciones bibliográficas para MDP-^{99m}Tc se propuso en este trabajo un modelo bio-cinético para cada compartimento que se presenta en la Fig. 16.⁴³ Este gráfico muestra valores porcentuales de actividad del radio-trazador en cuerpo entero en función del tiempo a partir del momento de la inyección al paciente, esto es, 2 horas previas al inicio de la adquisición, momento establecido en el protocolo como la distribución óptima del mismo, y hasta el final de la adquisición, es decir, 2 h 40 min. En dicho gráfico se presentan 4 conjuntos de datos correspondientes a orina, tejidos blando y óseo, y la suma

de todos ellos denominado total (líneas de trazos verde, lila, roja y azul, respectivamente). El comportamiento de estos conjuntos de datos comienza a $t = 0$ cuando se produce la administración endovenosa del radio-trazador en el paciente, alcanzando casi instantáneamente la incorporación total (100%) del radio-trazador dentro del sistema, considerando que en este caso se concentra inicialmente en el compartimento tejido blando. A medida que transcurre el tiempo la distribución de concentración de radio-trazador varía progresivamente disminuyendo en tejido blando y aumentado en el óseo, alcanzando en este último a $t = 1$ h un 50% de su valor inicial inyectado y permaneciendo casi constante hasta final del estudio. La fracción circulante del radio-trazador se elimina principalmente por vía urinaria, de forma tal que la orina va concentrando el radio-trazador hasta alcanzar 40% casi a $t = 2$ h, momento en el cual se solicita al paciente realizar la micción pre-adquisición del estudio.^x Durante el transcurso de dicha adquisición la acumulación de orina marcada vuelve a incrementarse en vejiga y riñones, y para este caso se consideró que la actividad alcanzada al final del estudio es de un valor aproximado de 5%. Cabe mencionar que los distintos puntos señalados en el gráfico están unidos por tramos de líneas rectas (líneas de trazos con sus respectivos colores) pero de ninguna manera intentan representar el real comportamiento dinámico de concentración de actividad de cada compartimento, sino que es sólo una aproximación. Asimismo en estas distribuciones no se contempla el decaimiento radiactivo del ^{99m}Tc durante el transcurso del tiempo. Cabe destacar la caída abrupta de la actividad total (línea azul) próximo a $t = 2$ h debido a la eliminación de orina por micción pre-adquisición de imágenes (línea verde).

^xEl sudor puede considerarse como una vía secundaria de eliminación.

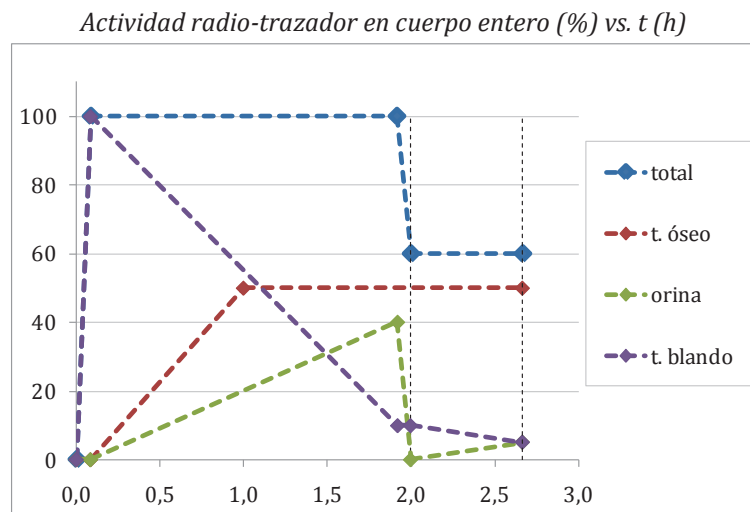


Figura 16. Distribución de actividad porcentual del radio-trazador en cuerpo entero de un paciente desde el momento de la inyección hasta el fin de la adquisición de imágenes. Se presentan 4 conjuntos de datos cada uno de ellos correspondientes a la concentración de $MDP-^{99m}Tc$ en orina (puntos rojos), tejidos blando y óseo (puntos violeta y rojo, respectivamente), y total (puntos azules) dentro del sistema vivo. Cabe señalar que las rectas en líneas de trazos simplemente unen los distintos puntos de concentración establecidos en la referencia y de ninguna manera se corresponden con la evolución real. Las líneas de trazos negras verticales representan el inicio y el fin de la adquisición (2 h y 2 h 40 min, respectivamente).

Por otro lado, debido a que la simulación está centrada en la región pélvica fue necesario establecer qué fracción del valor 1110 MBq de actividad a inyectar de radio-trazador le corresponde a cada compartimento simulado dentro de dicha región. En este sentido se realizó una estimación aproximada basada en la fracción del peso de la región pélvica respecto del total de un cuerpo. Cabe señalar que esta estimación fue realizada bajo la suposición de que el radio-trazador se distribuye homogéneamente en todas las partes del sistema vivo. La región pélvica del fantoma Zubal simulada (entre los cortes 140 y 239) se estima que un 56% corresponde al tronco y 18% a las extremidades inferiores, luego según la Fig. 17 y las fracciones de peso de las partes del cuerpo que presenta la tabla adjunta se estimó que el peso de esta región de pelvis es de un 34% del peso total. Teniendo en cuenta estas últimas consideraciones y la del párrafo anterior se estima que la actividad máxima simulada en la región pélvica distribuida entre los tejidos blando y óseo es de 184.2 MBq. Respecto al caso del compartimento de orina sucede algo particular y es que la misma se ubica casi en su totalidad (95%) dentro de la región simulada y la misma recibe la actividad de todo el resto del cuerpo fuera de dicha región.

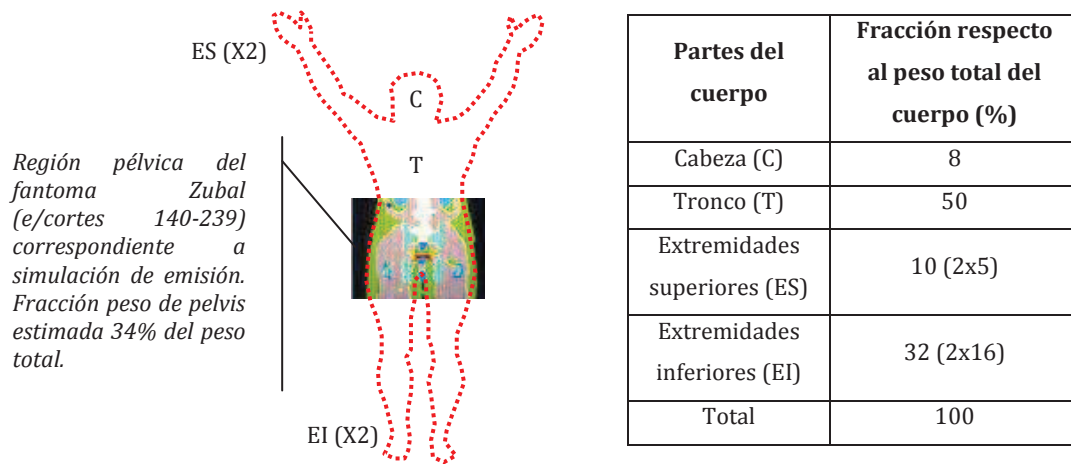


Figura 17. Partes de un cuerpo humano para calcular la fracción en peso de la región pélvica respecto del cuerpo total y de esto estimar la actividad de radio-trazador dentro de dicha región involucrada en el presente estudio. La región pélvica abarca parte del tronco y de las extremidades inferiores cuyo peso estimado corresponde a un 34% del peso total del cuerpo, entre los cortes 140 y 239 del fantoma Zubal. Los valores porcentuales de peso de las partes del cuerpo son aproximados.⁴⁴

A partir de estas observaciones se determinaron para cada uno de los compartimentos las relaciones que describen las estimaciones de actividad aproximadas durante el transcurso de las adquisiciones simuladas en ese estudio (entre 2 h y 2 h 40 min).

Las actividades en función del tiempo de adquisición para cada compartimento, orina (Act_o), tejidos óseo ($Act_ó$) y blando (Act_b), son descritas por las siguientes ec. 12, 13 y 14, respectivamente:

$$Act_o(t) = Act_i \cdot F \cdot fof \cdot (1 - e^{-k \cdot (t-2h)}) \quad (12)$$

$$Act_ó(t) = Act_i \cdot F \cdot fp \cdot f\ddot{o} \cdot e^{-\ln(2)(t-1h)/medio} \quad (13)$$

$$Act_b(t) = Act_i \cdot F \cdot (1 - f\ddot{o} - f\acute{o}) \cdot fp \cdot e^{-\ln(2)(t2h)/medio} - Act_o(t) \cdot fp \quad (14).$$

Siendo:

Act_i : 1000 MBq, actividad inicial a $t = 0$ h;

F : 0.895, fracción de emisión de fotones por cada decaimiento;

f_{of} : 0.05, corresponde a la fracción de actividad en orina respecto de Act_i acumulada en vejiga, riñones y uréteres que se asume al final del estudio adquirido;

k : 0.0123, factor arbitrario en la exponencial de la ec. 12, para este valor se alcanza un incremento desde 0 hasta $Act_o/2$ a los 9 min de adquisición;

t_{2h} : 2 h;

f_p : 0.34, fracción del peso de región pélvica estimada respecto del peso de cuerpo entero;

f_o : 0.5, corresponde a la fracción de actividad alcanzada en tejido óseo a t_{2h} respecto de Act_i ;

t_{1h} : 1 h;

t_{medio} : 6.02 h, correspondiente a tiempo medio de decaimiento del ^{99m}Tc ;

f_o : 0.4, corresponde a la fracción de actividad alcanzada en orina a t_{2h} respecto de Act_i , la cual es eliminada del sistema por micción pre-adquisición de estudio.

Estas tres expresiones de actividad del radio-trazador para cada compartimento de un sistema vivo en función del tiempo se grafican en el Fig. 18 y a continuación se describen individualmente.

En primer lugar la actividad en orina en función del tiempo al inicio ($t = 2h$) de la adquisición de imágenes (pos-micción) tiene valor 0 hasta alcanzar el final del estudio ($t = 2 h 40 min$) con un valor propuesto para este caso del 5% (f_o) de la actividad inicial inyectada (Act_i), es decir 55.5 MBq. La expresión lineal podría ser utilizada para representar este incremento, sin embargo se consideró que no sería muy representativa de la realidad por lo cual se propuso una expresión (ec. 12) que se ajusta a una ley del tipo carga de un "capacitor" la cual tiende a una asíntota de valor 55.5 MBq con un factor de crecimiento exponencial k , cuyo valor establecido arbitrariamente para este caso corresponde a un alcance de 55.5 MBq/2 en 9 min del inicio de adquisición.

La expresión (ec. 13) para tejido óseo en función del tiempo ($Act_o(t)$) considera un valor inicial de actividad de 50% (f_o) de la inyectada dentro de la región pélvica ($Act_i \cdot f_p$) 1h posterior de dicha inyección, luego a partir de este momento se consideró que la actividad decrece por decaimiento radiactivo del radio-nucleído (factor exponencial).

Para el caso de actividad en tejido blando (ec. 14) en función del tiempo ($Act_b(t)$) la expresión matemática está relacionada con las dos actividades anteriores. En este sentido,

el primer término considera la actividad total presente en el sistema vivo al inicio de la adquisición (Act_i a t_2h) menos la actividad incorporada al tejido óseo en ese tiempo ($Act_ó(t_2h)$) y la eliminada por orina en la micción pre-adquisición; a este valor resultante se le calcula la estimación de actividad presente en región pélvica (fp) y a partir de ese momento el decaimiento radiactivo. Finalmente se estima la reducción de actividad en tejido blando relativa a la región pélvica que se elimina por orina ($Act_o(t) \cdot fp$) durante la adquisición.

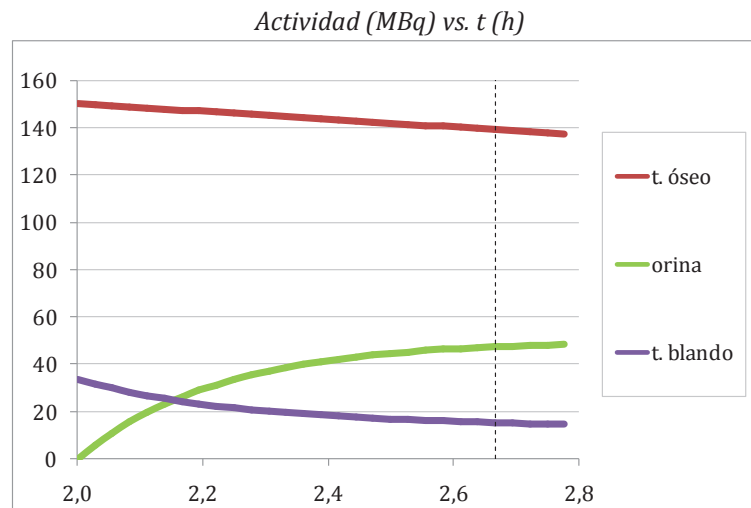


Figura 18. Distribución de actividad del radio-trazador en región pélvica durante la simulación, inicializada a las 2h de la incorporación del mismo y finalizada a las 2 h 40 min. Se grafican 3 distribuciones correspondientes a cada uno de los compartimentos del fantoma diferenciados, estos son, orina (verde), tejidos óseo (curva roja) y blando (lila).

Como ya fue mencionado en la sub-sección anterior la forma de simular un estudio SPECT modificando la actividad del radio-trazador y su bio-distribución entre las sucesivas proyecciones adquiridas requiere simular en forma individual cada una de estas proyecciones previamente ajustando dichos valores. Por lo tanto la aplicabilidad sistemática de este proceso de simulación demandó el desarrollo de una rutina en Matlab en forma integral la cual permitió “dosificar” para cada proyección la actividad del radio-trazador en el respectivo compartimento a simular, comandar la ejecución de SIMIND proyección a proyección, y el almacenaje y administración de las matrices de dichas proyecciones y sus respectivos espectros resultantes. En decir, la rutina permitió simular un estudio SPECT para cada compartimento en forma individual, y adquirido en diferentes ventanas energéticas simultáneamente, y para cada una de las proyecciones se utilizó el

valor de actividad del radio-trazador correspondiente a su concentración según su evolución temporal representada por las ec. 12, 13 y 14, respectivamente.

A modo ilustrativo la Fig. 19 presenta el procedimiento para simular una proyección clínica típica adquirida en VP con la totalidad de los fotones sin discriminación energética. Esta figura muestra tres proyecciones simuladas en una misma posición angular correspondientes a los tres compartimentos simulados en tres procesos de simulación independientes. Finalmente la suma píxel a píxel homólogos de las tres proyecciones reproduce la imagen clínica.

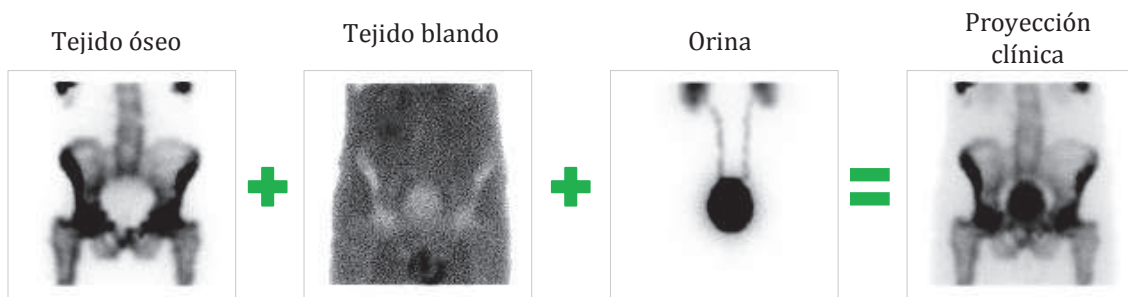


Figura 19. Proyecciones de emisión simuladas en la posición del cabezal 357° y adquiridas en VP con fotones totales correspondientes a los tres compartimentos en los que fue particionado el estudio: orina, tejidos óseo y blando. La suma de estas tres proyecciones entre píxeles homólogos reproduce la proyección de tipo clínica.

El tiempo real de simulación de cada proyección y para cada compartimento fue del orden 3 min utilizando la computadora personal con las características indicadas anteriormente.

4.3.3. Método para reducir la RD de la VP en proyecciones de emisión

Se propuso un método propio de tipo espectral basado en doble ventana energética para reducir la componente de RD en VP de adquisición, por lo tanto aplicable sobre las proyecciones de emisión antes de ser reconstruidas. Este método surgió de la observación y análisis de los espectros resultantes de las simulaciones desarrolladas en SIMIND. La premisa para este desarrollo fue adquirir las imágenes sin reducir apreciablemente la

cantidad de fotones directos de la VP para lo cual se estableció una ventana considerable de adquisición de ancho 20% centrada en ella, a fin de no disminuir mucho la relación señal-ruido de las imágenes (en lugar de 10-15% como opción alternativa habitualmente usada en la clínica), en segundo lugar se buscó establecer un algoritmo efectivo, sencillo y rápido computacionalmente que resultara extrapolable y práctico en la aplicación diaria en la clínica, evitando múltiples ventanas y consecuentemente algoritmos complejos. Para esto fue preciso realizar un análisis espectral de cada proyección obtenida con espíritu de hallar un comportamiento sistemático en todo el estudio.

4.3.3.1. Observaciones sobre los espectros energéticos simulados

En particular para cada una de las proyecciones simuladas se calculó el parámetro FRD en VP de adquisición de imágenes. La Fig. 20 muestra la distribución de FRD en función de la posición angular de adquisición.

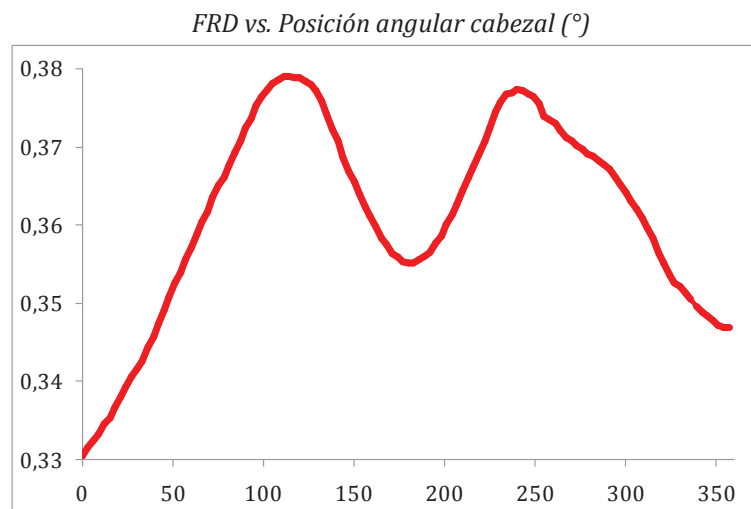


Figura 20. Distribución de la FRD calculada a partir de los espectros simulados (curva RD/curva Totales) para cada proyección.

En este gráfico se observa que la FRD presenta una forma particular y su comportamiento no es constante durante la adquisición (valor medio: 0.363, desviación estándar: 0.013). Inicialmente tiene un tramo ascendente desde la posición 0° (lado anterior del fantoma) hasta 129° la cual se atribuye en parte al incremento progresivo de espesor de tejido atravesado por la radiación el cual aporta una mayor componente de RD; promediando la

adquisición (lado posterior del fantoma) se observa un importante “valle” con mínimo relativo en 180° , el cual se corresponde con disminución general de espesores de tejidos aunque mayor presencia de tejido óseo (columna vertebral) interpuesto entre vejiga y cabezal detector, por lo tanto una interpretación posible es que el menor espesor genera menos RD y además atenuada por el tejido óseo debido a su mayor Z frente al de los tejidos blandos, por lo tanto la RD tiene diferencialmente mayor probabilidad de interactuar por efecto Foto-eléctrico que por dispersión Compton, consecuentemente se reduce la FRD. Finalmente el último tramo es descendente, esto es, tiene un comportamiento opuesto al inicial debido a la disminución de tejido interpuesto. En particular es de hacer notar una importante observación que surge al comparar los valores de FRD de la primera y última proyecciones adquiridas, en las posiciones angulares 0° y 357° , respectivamente, esto es, el valor de FRD de la última proyección es mayor que el de la primera en posiciones de adquisición cuasi-equivalentes. La interpretación de esta curiosidad resulta lógica si se atribuye al aumento de la RD que naturalmente se incrementa en la VP debido al “efecto por llenado de vejiga” con orina radiactiva.

En resumen, la complejidad de la región pélvica genera ciertas fluctuaciones de RD en la VP de adquisición de imágenes, que se manifiestan en la FRD dentro de los valores antedichos. En principio estos valores podrían ser considerados despreciables pero no dejan de ser un motivo de análisis cuando el objetivo es hallar un método efectivo, aunque sencillo, para reducir la RD de la VP.

Un segundo análisis fue realizado sobre cada uno de los espectros en lo que refiere a registrar proyección a proyección el canal de energía en el cual se cruzan las curvas de RD total y directos (ver espectro en Fig. 14). La Fig. 21 muestra curvas espectrales de RD y directos correspondientes a algunas proyecciones en forma representativa para facilitar su interpretación. En particular 21B muestra la región del espectro de mayor interés comprendida entre los canales de energía 131 y 135 keV; en ella se aprecia visualmente que las curvas de RD y directos de las respectivas proyecciones se cruzan dentro del área sombreada en color celeste, en torno al canal 133 keV.

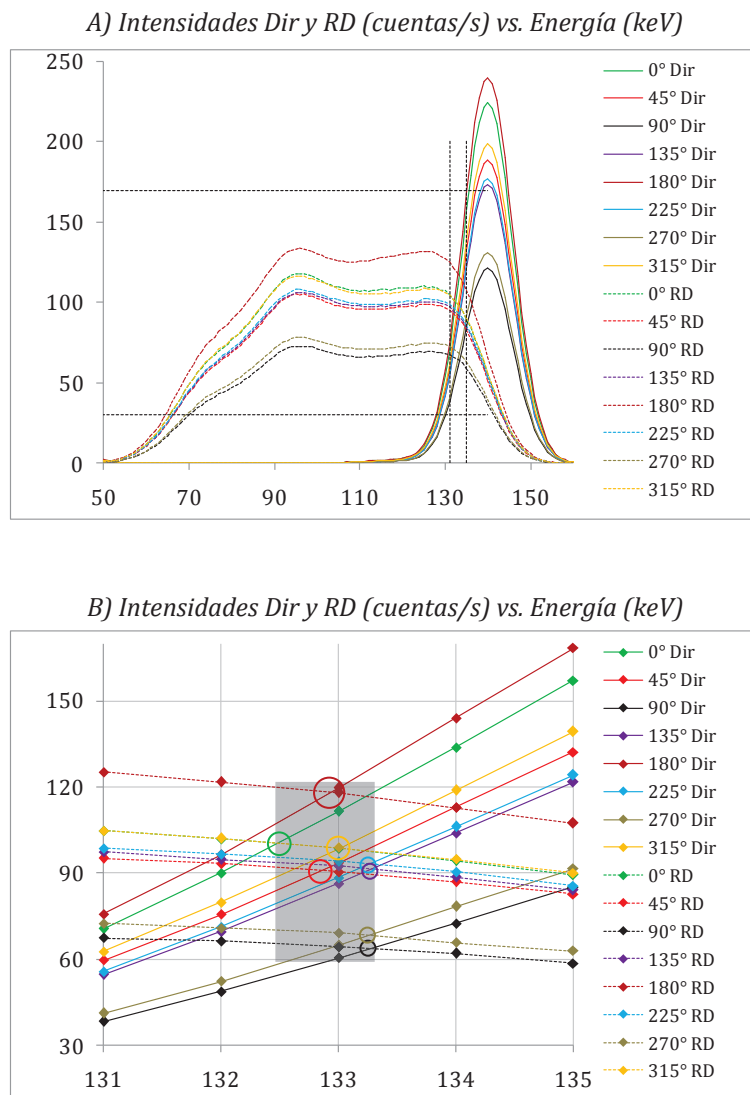


Figura 21. Curvas espectrales de RD y Dir (directos) correspondientes a algunas proyecciones representativas. El gráfico A muestra el espectro en forma general, mientras que B representa la región del espectro de mayor interés comprendida entre los canales de energía 131 y 135 keV. Notar que el cruce de las curvas RD y Dir de las respectivas proyecciones se cruzan dentro del área sombreada gris en torno al canal 133 keV, más precisamente cada cruce fue señalado con un círculo del color respectivo a cada posición de proyección.

La Fig. 22 presenta para todas las proyecciones adquiridas la relación entre las cuentas de fotones de RD y los directos sobre un mismo canal de energía, en este caso se evaluó dentro de la región de interés (canales 131 a 135 keV). La observación del gráfico muestra que la curva correspondiente al canal 133 keV (verde) se encuentra muy cercana a la

unidad, es decir, donde las curvas RD y directos son más parecidas. Por otro lado, se demuestra analíticamente que las mayores desviaciones son -11.5% en la proyección con posición 0° y 9.6% en 117°. Debemos notar que esta observación se corresponde gráficamente con el gráfico de Fig. 21B.

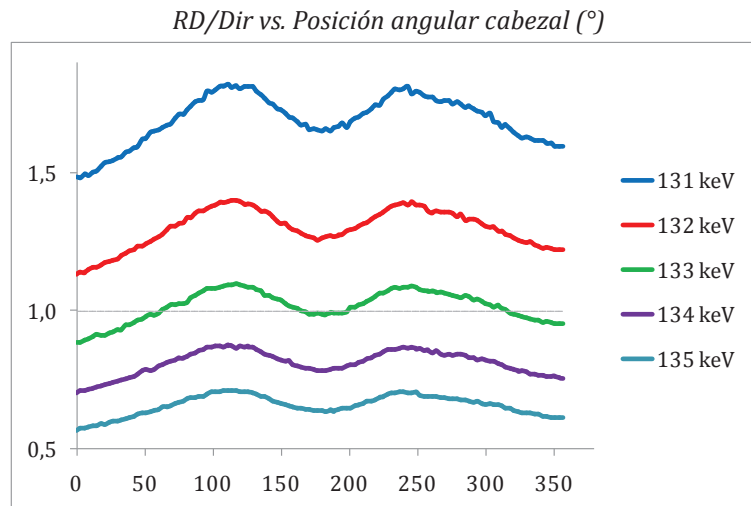


Figura 22. Relación entre las cuentas de fotones de RD y directos (Dir) evaluados sobre un mismo canal de energía vs. la posición angular de cada adquisición. Se presentan 5 curvas correspondientes a los canales de energía comprendidos entre 131 a 135 keV. Para el caso del canal 133 (curva verde) la variación del cociente es la más próxima a la unidad; su mayor desviación es menor al 11.5%.

Este análisis arrojó un resultado no esperable ya que los espectros de todas las proyecciones muestran que la intersección de dichas curvas se produce en torno a un único canal de energía independientemente de la variación de la FRD, esto es, el canal 133 keV, lo que consideramos como un **hallazgo empírico**.

La interpretación de esta última interesante observación escapa al objetivo de este estudio pero podría ser motivo de un trabajo de investigación, ya que este hecho despierta cierto interés y es disparador del interrogante de qué parámetros depende este hecho. En este sentido aquí nos hemos limitado a realizar unas pocas pruebas y a comparar un resultado de un trabajo similar al presente en el cual se realizaron simulaciones bajo las mismas condiciones de adquisición, con el mismo cabezal detector y sobre el mismo fantoma pero en la región del tórax, la cual es significativamente diferente a la de la pelvis en lo que respecta a densidad de tejidos, particularmente por la gran cantidad de aire presente en el

tórax; sin embargo el cruce de las mencionadas curvas ocurre en canales de energía similares al del presente trabajo. Por otro lado, respecto a las pruebas realizadas se efectuaron simulaciones modificando algunos parámetros como son: 2 tipos de colimadores de agujeros paralelos, 5 espesores del cristal y 4 resoluciones energéticas del cabezal. Los resultados de estas comparaciones se resumen en la Tabla 2, y una conclusión primaria de lo evaluado muestra que la intersección tiene fuerte dependencia con la resolución de energía y muy poca respecto a los demás factores.

Tabla 2. Resumen de resultados de la intersección entre curvas de RD y directos (Dir) en función de distintas configuraciones de simulación

Caso	Resolución de energía (%)	Espesor del cristal (cm)	Colimador [§]	Región fantoma Zubal torso-cabeza	Cruce de curvas en canal de energía (keV)
1	5	0.952	se-lehr	pelvis	136
2	9.8	0.6			133
3		0.952			133
4 ^{2§}			tórax	132	
5		ge-legp	133		
6		1.3	se-lehr	pelvis	133
7	1.56	133			
8	15	0.952			131
9	20	0.952			131

[§] Ambos corresponden a colimadores de agujeros paralelos de uso general, se (Siemens) y ge (General Electric).

^{2§} Corresponde al trabajo de Tesis de licenciatura en Física médica del Lic. C. Luján.

4.3.3.2. Corrección de RD propuesta para este trabajo

Las importantes observaciones descriptas en la sub-sección anterior, producto de las simulaciones por método Monte-Carlo, permitieron la construcción de un método de corrección de la RD empleado en este trabajo. En este sentido la concepción del método se centró en el hallazgo empírico de que las curvas de RD y directos se cruzan invariablemente en un único canal de energía (133 keV) para todas las proyecciones lo que se consideró como un hecho fundamental sobre el cual basar la construcción de un método estable.

El método permite estimar la componente de RD dentro de VP ajustándose a la variación de la FRD proyección a proyección. para ello se utilizó una Ventana de adquisición en la región del espectro de las Bajas Energías (VBE) que a través de un algoritmo sencillo aplicado sobre la adquisición de fotones totales en VP permite inferir en ella la componente de fotones directos de la manera más apropiada. En este sentido la construcción del método implica un compromiso entre sobreestimar y subestimar la RD en VP, lo cual reduciría las cuentas de fotones directos o no reduciría adecuadamente la RD de la VP, respectivamente.

La observación que surge de apreciar la VP de ancho 20% es que este canal de 133 keV divide a la "cola" de la curva de RD en dos regiones las cuales pueden aproximarse al área de dos figuras geométricas regulares, estas son, un rectángulo (R) del lado de las bajas energías y un triángulo (T) del lado de las altas; por lo tanto estas figuras comparten un lado en común con igual altura (h) sobre el canal 133 keV (Fig. 23). El desafío siguiente fue cómo calcular, en forma sencilla, las áreas de estas figuras a partir de la adquisición de datos sobre un espectro típico adquirido con un equipo estándar real, obviamente sin discriminar la procedencia de los fotones.

El método consistió en la selección de una ventana en las zonas de las bajas energías sin solapamiento con la VP y cuya altura se aproxime a h . La observación de todos los espectros permitió analizar y establecer como VBE más adecuada la definida por los canales 105-115 keV. Este análisis se muestra más adelante pero podemos adelantar que en él se consideró que la VBE elegida respeta tres aspectos del comportamiento que presenta la curva de fotones dispersos del espectro de energía en el intervalo seleccionado, a saber: su altura aproximada a la de las figuras rectangular y triangular en la VP; un ancho de ventana considerable de manera de reducir el error estadístico sobre las cuentas registradas en ella; y la particular forma de "meseta" que presenta la región de las bajas energías lo que permite una aproximación rectangular de VBE.

Así, el número de cuentas estimado de fotones de dispersos en la VP se obtiene de la siguiente manera:

Cuentas RD en VP = Cuentas en Rectángulo (R) + Cuentas en Triángulo (T)

$$Cuentas RD en VP = Base R \cdot Altura R + \frac{Base T \cdot Altura T}{2}$$

$$h = Altura R = Altura T$$

$$Cuentas RD en VP = h \left(Base R + \frac{Base T}{2} \right) \quad (15)$$

$$h = \frac{Cuentas en VBE}{Base VBE} \quad (16).$$

Siendo:

$$Base R = 7 \text{ (entre canales 126 y 132 keV)}$$

$$Base T = 22 \text{ (entre canales 133 y 154 keV)}$$

$$Base VBE = 11 \text{ (entre canales 105 y 115 keV)}$$

Y reemplazando estos valores en ec. 13 y 14 se obtiene:

$$Cuentas RD en VP = \frac{Cuentas en VBE}{11} \cdot \left(7 + \frac{22}{2} \right)$$

$$Cuentas RD en VP = Cuentas en VBE \cdot \left(\frac{18}{11} \right) \quad (17).$$

Luego, las cuentas en VP corregidas por RD se estiman de la siguiente forma utilizando la ec. 15:

$$Cuentas en VP corregidas = Cuentas en VP totales - Cuentas RD en VP$$

$$Cuentas en VP corregidas = Cuentas en VP totales - Cuentas en VBE \cdot (18/11) \quad (18).$$

El valor 18/11 es la constante que surge de aplicar la VBE de 105-115 keV al método de estimación de RD en la VP.

La ec. 18 puede escribirse en forma de matrices de imágenes como se describe a continuación:

$$E_i(x, y) = E_i^{VP}(x, y) - VBE_i(x, y) \cdot (18/11), \forall i = 1 : N \quad (19).$$

Donde:

N : número de proyecciones;

$E_i(x, y)$: matriz de emisión corregida por RD correspondiente a la proyección i -ésima, $i = 1:N$;

$E_i^{VP}(x, y)$: matriz de emisión adquirida en VP correspondiente a la proyección i -ésima, $i = 1:N$;

$VBE_i(x, y)$: matriz de emisión adquirida en VBE correspondientes a la proyección i -ésima, $i = 1:N$.

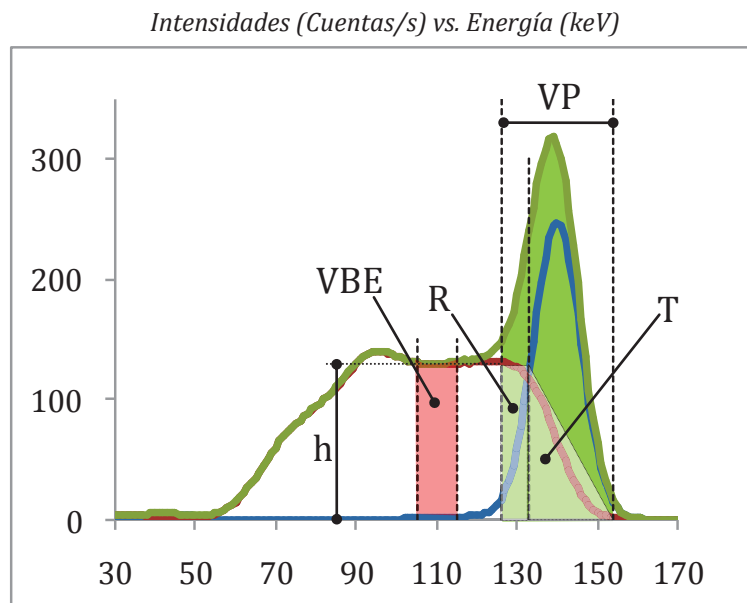


Figura 23. Espectro genérico de una proyección discriminado según fotones de RD (curva roja), Directos (azules) y Totales (verde). Sobre éste se han trazado dentro de la VP el rectángulo R y triángulo T, como así también la VBE entre los canales 105-115 keV. La altura h de VBE es aproximada a las de las figuras R y T.

4.3.3.2.1. Selección de la VBE para la corrección de RD propuesta

La VBE elegida para aplicar el método de corrección de RD fue seleccionada de un conjunto de ventanas de distintos anchos y posiciones en el espectro. En este sentido se ensayaron ventanas de cierto tamaño para garantizar una fluctuación estadística de sus cuentas menor al 5%, por lo que resultaron apropiados anchos de 11 y 21 canales.

La Fig. 24 muestra las distribuciones de valores absolutos de cuentas de RD estimadas en VP según 11 VBE elegidas, y junto a cada una de ellas la distribución de RD simulada en VP. La comparación abarca 5 métodos con ventanas de *Base VBE* de 21 canales (entre los valores de energía 90-110, 95-115, 100-120, 105-125, 110-130) y 6 de 11 canales (entre los valores de energía 90-100, 95-105, 100-110, 105-115, 110-120, 115-125). Cabe señalar que cada ventana evaluada requirió su propia constante de ajuste definida por su correspondiente *Base VBE* (ec. 16), es decir 18/21 y 18/11 para base 21 y 11, respectivamente. Como puede observarse todas las ventanas propuestas sobrestiman la componente de RD dentro de la VP pero siguiendo su mismo patrón de distribución. Esta sobrestimación de cuentas se debe principalmente al triángulo T, cuya área excede a la de la "cola" de curva RD como muestra la Fig. 23, lo que finalmente descuenta de la VP mayor cantidad de fotones directos formadores de la imagen útil. Particularmente se observa que los mayores incrementos de cuentas de RD se producen en las posiciones de proyecciones anterior y posterior del cabezal detector (próximo a 0°, 180° y 357°, respectivamente) lo cual se corresponde con menor espesor del medio y por lo tanto menor atenuación de fotones que alcanzan el detector, en este sentido cabe señalar un mayor valor de cuentas en la posición 357° respecto de su cuasi-homóloga 0°, debido al incremento de orina radiactiva en la vejiga. Cabe señalar que este patrón de RD en función de la posición de las adquisiciones se contrapone con el comportamiento de la FRD (Fig. 18), es decir, donde la RD disminuye la FRD aumenta, por lo tanto la única manera de que esto ocurra es porque los fotones directos también disminuyen y en mayor medida frente a la RD, y viceversa.

Reducción de la radiación dispersa por análisis espectral de energía mediante simulación por Monte-Carlo. Aplicación a las imágenes de las cabezas femorales en SPECT.

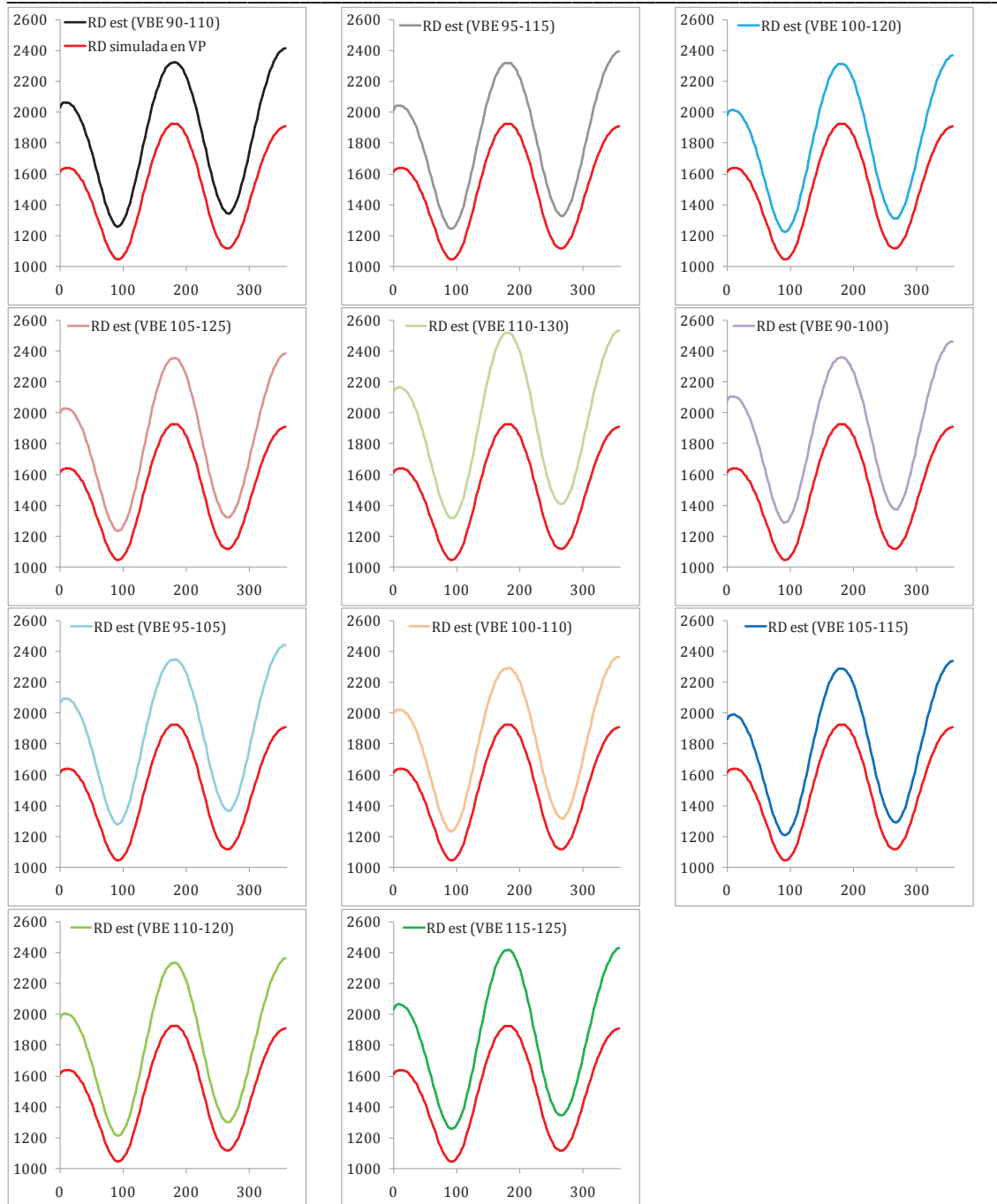


Figura 24. Distribuciones de RD en VP (Cuentas/s) vs. Posición angular del cabezal ($^{\circ}$), simulada y estimadas según 11 VBE elegidas. Todas las distribuciones de RD estimadas sobrestiman la simulada (curva roja), aunque siguiendo un mismo patrón. En este sentido se observa que en todos los casos la RD se incrementa en las posiciones de adquisición anterior y posterior respecto del fantoma (0° - 357° y 180° , respectivamente). Adicionalmente se aprecia mayor cantidad de RD en posición 357° respecto de 0° debido al efecto "llenado de vejiga".

La forma de comparar cada una de estas 11 distribuciones de RD estimadas respecto de la simulada fue calculando $(RD \text{ estimada}/RD \text{ simulada})-1$, como muestra la Fig. 25. Como es de esperar (según lo visto en la Fig. 24) todas las distribuciones de RD estimadas sobrestiman a la simulada (mayor a la unidad), siendo la de menor sobrestimación la correspondiente a la calculada con VBE de 105-115 (curva azul), por lo cual fue elegida de esta comparación (entre las 11 ventanas) como la más ajustada a la RD simulada. Dicha relación supera a la unidad oscilando entre 15.3% y 22,6%, esto es, la menor diferencia ocurre en zonas laterales del fantoma y la mayor en región anterior y posterior.

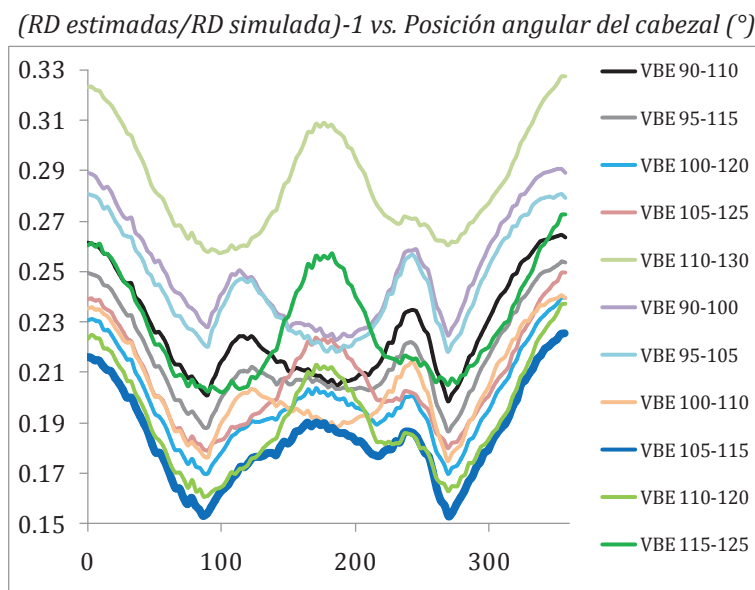


Figura 25. $(RD \text{ estimadas}/RD \text{ simulada})-1$ vs. Posición angular del cabezal ($^{\circ}$), calculado en VP de adquisición. La menor sobrestimación de RD ocurre para el método con VBE de 105-115 (curva azul). La sobre estimación de esta curva es entre 22.6 y 15.3%. La mayor diferencia ocurre en la posición anterior y la menor en las laterales del fantoma.

Cabe señalar un comentario adicional sobre este análisis, como fue mencionado anteriormente las simulaciones realizadas en este estudio fueron considerando interacciones de la RD de hasta orden 3 para la VBE elegida (105-115 keV) las cuales corresponden al 95.4% del total de la RD respecto de si se hubiera considerado un orden 10.

4.4. Corrección del efecto de AT sobre las proyecciones de emisión

Según fue mencionado en el Capítulo 3 para este trabajo se propuso un método de corrección del efecto de AT aproximado pero de aplicación sencilla. El mismo está basado en una técnica de contaje conjugado aplicable directamente sobre proyecciones de emisión diametrales-opuestas previamente corregidas por RD, y cuyo efecto de AT se corrige aplicando sobre ellas un algoritmo sencillo que utiliza imágenes por transmisión del propio objeto bajo estudio.^{xi}

Básicamente la técnica de contaje conjugado consiste en adquirir, utilizando un colimador de agujeros paralelos, pares de proyecciones de emisión posicionadas en forma diametral-opuesta y combinarlas en una simple (Fig. 26A); esto es posible dada las líneas de adquisición perpendiculares a la superficie del cristal generadas por el uso de este tipo de colimador. Luego, si consideramos una fuente puntual con cierta actividad (E_0) internalizada en el objeto material bajo estudio y localizada relativamente cerca de una de las proyecciones de adquisición (E) consecuentemente estaría lejos de su opuesta (EO). Por lo tanto, el efecto de AT será menor sobre la línea de adquisición parcial definida por la primera proyección (t_1) y mayor para la segunda (t_2), luego una nueva proyección que resulte de combinar por media geométrica o aritmética este par opuesto de proyecciones de alguna forma contemplará los efectos de AT parcialmente compensados y sobretodo **dependiente del espesor total sobre la línea de adquisición (t) e independiente de la posición en profundidad de la fuente**. Entonces, la forma de determinar el efecto de AT se obtiene con un estudio de transmisión evaluado **sobre la propia línea de adquisición** (Fig. 26B). En este caso el estudio de transmisión también fue adquirido en pares de proyecciones diametrales-opuestas las cuales si bien aportan información redundante por otro lado contribuyen a reducir el error estadístico sobre los datos de transmisión adquiridos. Las adquisiciones de las proyecciones de ambos casos, emisión y transmisión, fueron en posiciones homólogas de manera de poder combinar cada par por la media

^{xi} Adicionalmente permite reducir el efecto de divergencia que se produce en la "línea" de adquisición definida por cada agujero del colimador (colimador de agujeros paralelos de uso general).

geométrica de acuerdo a las ventajas presentadas en bibliografía;⁴⁵ en este sentido aquí nos limitamos a señalar que la media aritmética produce una mejora uniforme de la resolución espacial pero no de la amplitud de la señal con la profundidad de la fuente, mientras que la geométrica produce una mejora de ambas cosas.

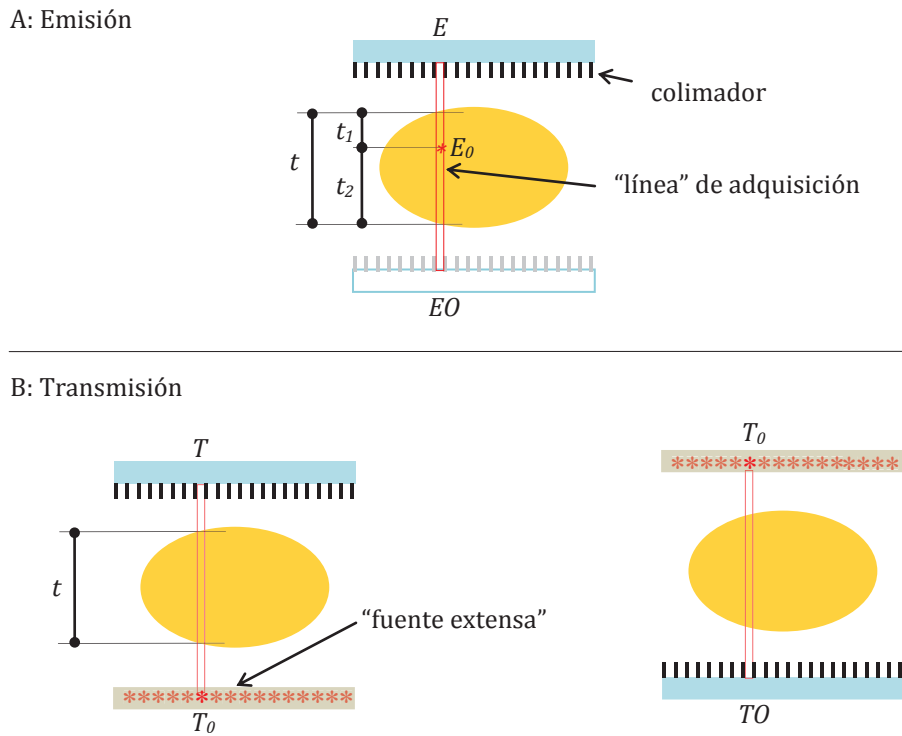


Figura 26. Esquema representativo de adquisiciones de emisión (A) y transmisión (B) homólogas y diametralmente opuestas. En el caso de emisión las adquisiciones opuestas han sido graficadas en un mismo dibujo mientras que la de transmisión en dos dibujos separados para una mejor interpretación.

El fundamento descrito en el párrafo anterior puede expresarse en ecuaciones como se muestra a continuación para el caso de una fuente simple. Cuando se presentan fuentes múltiples en una misma línea de adquisición la situación es más complicada y el método es dependiente de la profundidad de la fuente y no sólo del espesor total en dicha línea. Por lo tanto como se muestra a continuación el método es de aplicación sencilla aunque aproximado para los casos reales.

Dedución de la media geométrica de las proyecciones de emisión diametrales (EMG) sobre una “línea de adquisición”

$$t' = \sum_{i=1}^k t_i$$

$$t_1' = \sum_{i=1}^n t_i$$

$$t_2' = \sum_{i=n+1}^k t_i$$

$$t' = t_1 + t_2$$

$$E = E_0 \cdot e^{-\sum_{i=1}^n t_i \cdot \mu_i}$$

$$EO = E_0 \cdot e^{-\sum_{i=n+1}^k t_i \cdot \mu_i}$$

$$EMG = \sqrt{E \cdot EO}$$

$$EMG = \sqrt{E_0 \cdot E_0 \cdot e^{-\sum_{i=1}^n t_i \cdot \mu_i} \cdot e^{-\sum_{i=n+1}^k t_i \cdot \mu_i}}$$

$$EMG = \sqrt{E_0^2 \cdot e^{-\sum_{i=1}^k t_i \cdot \mu_i}}$$

$$EMG = E_0 \cdot e^{-\sum_{i=1}^k t_i \cdot \mu_i / 2} \quad (20).$$

Siendo:

t : espesor total de tejidos sobre la línea de adquisición;

t_i : espesor diferencial de tejido por vóxel del fantoma;

t_1 y t_2 : espesores de tejidos atravesados por la emisión que emite una fuente puntual internalizada en el objeto, del lado de proyección anterior y su opuesta diametral, respectivamente;

μ_i : coeficiente de atenuación por vóxel elemental del fantoma;

E_0 : emisión real de una fuente puntual internalizada en el objeto;

E y EO : adquisiciones de emisión corregidas por RD correspondientes a las proyecciones anterior y su opuesta diametral, respectivamente;

n : número de vóxeles sobre la línea de adquisición correspondientes al espesor de fantoma atravesado del lado de proyección anterior;

k : número total de vóxeles sobre la línea de adquisición;

EMG : Emisión estimada por Media Geométrica.

La emisión real de la fuente (E_0) puede despejarse de la ec. 20 pero necesitamos poder conocer su exponente. Cabe mencionar que en este proceso de conjugar las proyecciones opuestas diametrales no se ha contemplado el efecto de decaimiento radiactivo entre la proyección E y la EO , ya que se supone despreciable.

Deducción de la media geométrica de las proyecciones de transmisión (TMG) sobre la misma "línea de adquisición"

$$T = T_0 \cdot e^{-\sum_{i=1}^k t_i \cdot \mu_i}$$

$$TO = T_0 \cdot e^{-\sum_{i=1}^k t_i \cdot \mu_i}$$

$$TMG = \sqrt{T \cdot TO}$$

$$TMG = \sqrt{T_0^2 \cdot e^{-\sum_{i=1}^k t_i \cdot \mu_i} \cdot e^{-\sum_{i=1}^k t_i \cdot \mu_i}}$$

$$TMG = T_0 \cdot e^{-\sum_{i=1}^k t_i \cdot \mu_i} \quad (21).$$

Siendo:

T_0 : tasa de actividad emitida por fuente externa para estudio por transmisión;

T y T_0 : tasa de actividad transmitida a través del fantoma y sobre la línea de adquisición, correspondientes a la adquisición anterior y su opuesta diametral, respectivamente;

Despejando de la ec. 21 el exponente:

$$-\sum_{i=1}^k t_i \cdot \mu_i = \ln\left(\frac{TMG}{T_0}\right) \quad (22).$$

Luego reemplazando la ec. 22 en ec. 20 obtenemos:

$$EMG = E_0 \cdot e^{\frac{\ln\left(\frac{TMG}{T_0}\right)}{2}}$$

$$EMG = E_0 \cdot \sqrt{\left(\frac{TMG}{T_0}\right)}$$

$$E_0 = \frac{EMG}{\sqrt{\left(\frac{TMG}{T_0}\right)}} \quad (23).$$

Entonces, la emisión real de la fuente (E_0) expresada por la ec. 23 depende de las medias geométricas de las proyecciones de emisión (EMG) y transmisión (TGM), ambas medibles a través de las adquisiciones de las respectivas proyecciones, y de la tasa de actividad de la fuente externa para realizar el estudio de transmisión (T_0).

La versión matricial (de imagen) de la ec. 23 sería:

$$E_{0i}(x, y) = \frac{EMG_i(x, y)}{\sqrt{\left(\frac{TMG_i(x, y)}{T_0}\right)}}, \forall i = 1: \left(\frac{N}{2}\right) \quad (24).$$

Donde:

$(N/2)$: número de proyecciones, la mitad de las proyecciones adquiridas (N);

$E_{0i}(x, y)$: matriz de emisión corregida por RD y AT correspondiente a la proyección i -ésima, $i = 1:(N/2)$;

$EMG_i(x,y)$: matriz de la media geométrica de emisiones adquiridas en posiciones diametrales correspondiente a la proyección i -ésima, $i = 1:(N/2)$;

$TMG_i(x,y)$: matriz de la media geométrica de transmisiones adquiridas en posiciones diametrales correspondientes a la proyección i -ésima, $i = 1:(N/2)$.

La Fig. 27 muestra en forma gráfica e integrada el método propuesto. El mismo requiere adquirir proyecciones de emisión y transmisión sobre un giro completo de 360° en posiciones homólogas y dispuestas en forma diametral-opuesta. Las imágenes adquiridas en cada proyección, tanto de emisión como transmisión, están formadas por la información registrada sobre las ya mencionadas líneas de adquisición que resultan “perpendiculares” a dichas proyecciones, asumiendo el uso de colimadores de agujeros paralelos. En resumen, la aplicación del método implica reducir las “N” proyecciones de emisión adquiridas en 360° en “N/2” nuevas proyecciones en 180° , esto resulta de combinar cada proyección diametral-opuesta y redefinir una única proyección calculada como la media geométrica. Cada una de estas nuevas proyecciones homólogas emisión y transmisión se relacionan según la ec. 20 para realizar la corrección de efectos de AT. Finalmente estas nuevas proyecciones obtenidas, corregidas por ambos efectos, RD y AT, son las que se reconstruyen tomográficamente.

Cabe señalar una importante observación, el estudio de transmisión propuesto fue simulado con fuente extensa, lo que generalmente se conoce como “fuente inundada”, en este caso con energía de 140 keV, es decir, con la misma energía que la del radio-isótopo utilizado para la emisión. Por lo tanto, dado que los valores de los coeficientes de atenuación dependen, entre otros factores, de la energía de la radiación utilizada, dichos coeficientes de atenuación empleados en las ec. 20, 21 y 22 son los mismos. En el caso de un estudio real de transmisión empleando una fuente externa con otro valor de energía requerirá extrapolar los respectivos coeficientes de atenuación a la energía del fotón de emisión del ^{99m}Tc .

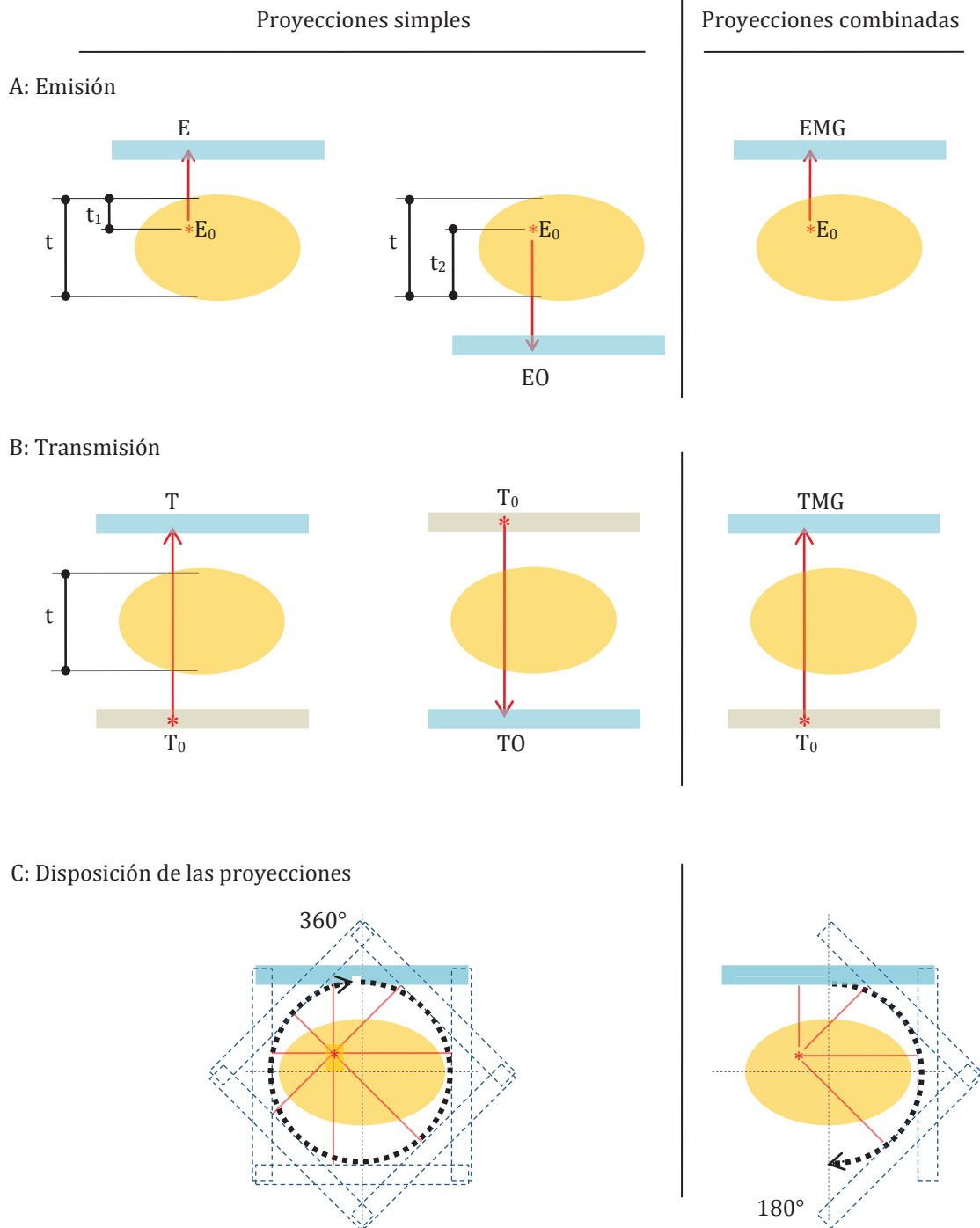


Figura 27. Resumen gráfico del proceso de corrección por AT. En ambas adquisiciones, (A) emisión y (B) transmisión, se obtienen dos conjuntos de pares de proyecciones diametrales-opuestas sobre un giro completo (C). Luego, para cada caso este par de proyecciones se combina por media geométrica y se genera una proyección simple, por lo que ambos conjuntos de proyecciones queda reducido a la mitad como si fuera una adquisición de medio giro (C).

4.5. Evaluación de los métodos de corrección sobre un fantoma cilíndrico

La simetría de revolución propia de la forma de un cilindro es motivo del desarrollo de fantasmas cilíndricos huecos pero llenados con soluciones acuosas radiactivas lo que garantiza una distribución uniforme de actividad y densidad. Esta es una particularidad importante para evaluar métodos de corrección por AT por las razones expuestas en la sección anterior y en el Capítulo 3. Luego la reconstrucción tomográfica de un estudio por emisión de este fantoma manifiesta de un modo evidente el efecto de AT, esto es, se observa una mayor concentración de radio-trazador sobre su periferia respecto de su centro, en lugar de una concentración homogénea. Es decir, si consideramos un mismo haz de fotones emitidos en regiones profunda y periférica del cilindro, respectivamente, los primeros deberán atravesar mayor espesor de absorbente antes de ser detectados en cualquiera de sus proyecciones, por lo tanto tienen mayor probabilidad de interacción, y consecuentemente serán más absorbidos, generando así una imagen reconstruida afectada por el fenómeno de AT (sub-valoración de la actividad en la zona profunda del cilindro).

Si bien la particularidad de este fantoma es su gran utilidad para evaluar la corrección por AT según se describe en el párrafo anterior, adicionalmente fue utilizado para evaluar también la aplicación de un proceso de corrección por RD.

En este trabajo se generó un fantoma virtual de forma cilíndrica sobre la base del fantoma Zubal. Para ello se desarrolló una rutina en Matlab que permitió el acceso a los archivos base de datos del Zubal y modificar la información de cada vóxel de manera tal que se alcanzó a generar un cilindro, de diámetro 19.5 cm y densidad $1 \text{ g}\cdot\text{cm}^{-3}$.^{xii} Sobre él se realizaron simulaciones de emisión y transmisión, ambas adquiridas sobre un giro completo cada pasos regulares de 1° ; en el caso de emisión se consideró una actividad en cilindro de 370 MBq, podemos señalar además que se consideraron interacciones de RD

^{xii} Cabe señalar que existen otras dos maneras de generar fantasmas virtuales de forma regular a través de SIMIND, una con la aplicación Change y la otra con Dmap.

de hasta orden 3 y tiempo de adquisición de 1 s por proyección, el resto de los parámetros y configuraciones de adquisición fueron los mismos que los utilizados sobre el fantoma Zubal en la región pélvica (Tabla 1, Sub-sección 4.3.2).

La Fig. 28 es una muestra preliminar de resultados obtenidos en este trabajo. En este sentido se muestra por primera vez cortes axiales de imágenes resultantes del proceso de simulación y reconstruidas tomográficamente por RPF, las mismas corresponden al fantoma cilíndrico. Básicamente se muestran 5 imágenes axiales del mismo corte tomográfico pero cada una de ellas representa una condición diferente. La señalada como Clínico representa el caso real capaz de ser obtenido en la clínica adquiriendo sobre VP “cruda”, es decir, contemplando la totalidad de los fotones registrados (RD y directos); los casos Directo y Aire son casos irreales y se utilizan como imágenes de Control para evaluar las distintas correcciones que se aplicaron al caso Clínico, en particular Directos sólo contempla los fotones directos dentro de la VP y Aire considera una imagen formada por la totalidad de fotones sino hubieran interactuado con el medio dispersor. La imagen de control Directos resulta de utilidad para evaluar la corrección por RD, y Aire para ambas correcciones, por RD y AT. Debajo de estos dos últimos cortes se muestran las respectivas correcciones por RD (alcanzados por la aplicación de la ec. 19) y por RD y AT (aplicación de la ec. 24). Sobre ellos se han trazado perfiles homólogos que se grafican en el gráfico adjunto.

Reducción de la radiación dispersa por análisis espectral de energía mediante simulación por Monte-Carlo. Aplicación a las imágenes de las cabezas femorales en SPECT.

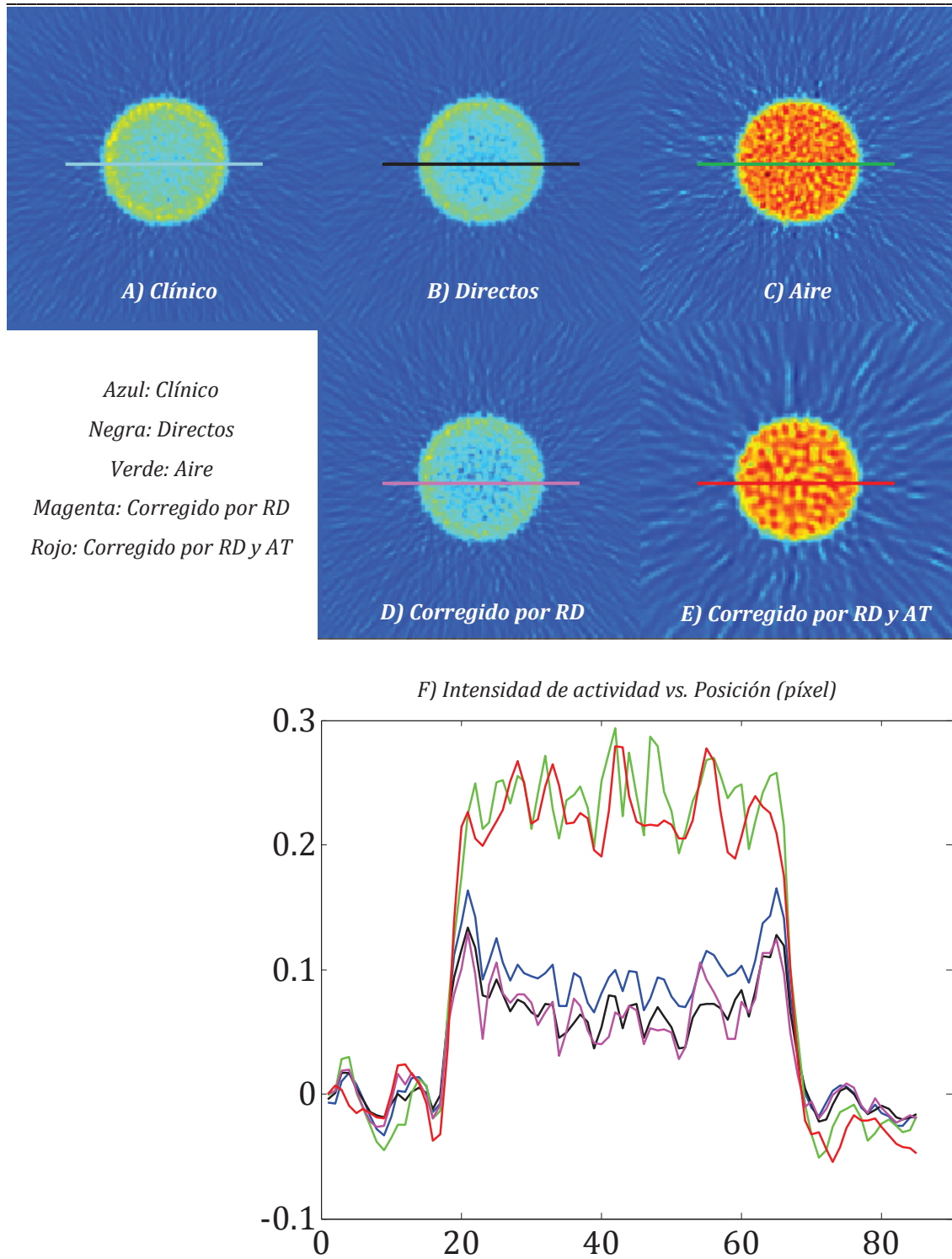


Figura 28. Evaluación de los métodos de corrección (RD y AT) sobre cortes axiales del fantoma cilíndrico. A) caso Clínico, B) control Directos, C) control Aire, D) corrección por RD, E) corrección por RD y AT, F) distribución del nivel de intensidad sobre los perfiles homólogos trazados sobre los cortes.

En primer lugar cabe destacar que estas imágenes se observan con baja relación señal-ruido. A pesar de ello sus perfiles trazados en forma homóloga muestran cualitativamente que la corrección por RD (curva magenta) se ajusta satisfactoriamente al control Directo (curva negra), y ambas se diferencian del caso Clínico (curva azul) con una menor cantidad de cuentas debido al propio proceso de resta del método de corrección (ver ec. 19). Asimismo, el caso de corrección completa por RD y AT (curva roja) se ajusta al control Aire (curva verde). Cabe mencionar la forma particular de los perfiles sobre los casos Clínico, Directos y corregido sólo por RD, los cuales se muestran con forma de “palangana”, es decir, lo que representa una menor cantidad de cuentas en el centro del cilindro respecto de su periferia debido al importante efecto de la AT. Por otro lado, los casos Aire y corrección total por RD y AT no solo se muestran diferenciados de los anteriores por la mayor cantidad de cuentas sino también por su perfil en forma de cuasi-meseta.

La evaluación cualitativa sobre este fantoma es una muestra satisfactoria preliminar de los métodos de corrección desarrollados. En el capítulo siguiente estos resultados son mostrados y evaluados en forma cuantitativa sobre el fantoma Zubal en la región de interés. En esta sección sólo destacamos que en el centro del cilindro el efecto de AT sobre la radiación es de un factor 5 (Aire/Directos).

Por completitud se muestra en la Fig. 29 la reconstrucción tomográfica del mapa de atenuación correspondiente al fantoma cilíndrico, pero cabe señalar que en la corrección por AT propuesta en este trabajo este mapa no fue utilizado como tal, sino por el contrario se utilizaron las propias proyecciones de transmisión adquiridas.

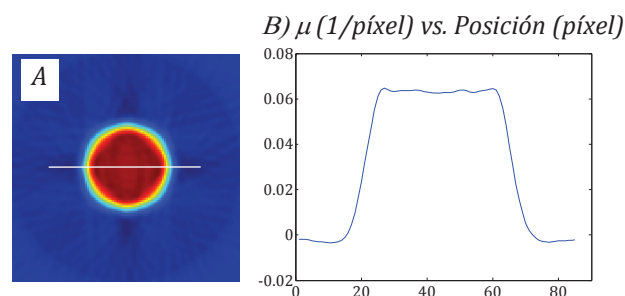


Figura 29. A) Mapa de atenuación del fantoma cilíndrico. B) Distribución de μ por unidad de píxel (1/píxel) a lo largo del perfil trazado sobre su imagen (línea blanca).

El valor de μ está expresado por unidad de píxel y equivale a un μ másico para agua de $0,15 \text{ cm}^2 \cdot \text{g}^{-1}$ correspondiente a densidad del agua de $1 \text{ g} \cdot \text{cm}^{-3}$, para energías de fotones de 140 keV y tamaño de píxel $0.39 \text{ cm} \cdot \text{píxel}^{-1}$.

4.6. Simulaciones de control

Como fue descripto anteriormente el método por simulación Monte-Carlo permite no sólo reproducir la adquisición de imágenes clínicas sino además, y como principal ventaja frente a cualquier método experimental, simular imágenes “ideales” sin efectos degradadores de calidad, tanto físicos como fisiológicos, que permitirán generar posteriormente imágenes de tipo “control” para evaluar los métodos de corrección propuestos más arriba y que son el objetivo final de este trabajo. Obviamente estas son imágenes irreales imposibles de alcanzar con un equipo clínico.

Entre las distintas configuraciones de adquisición de proyecciones posibles de alcanzar con SIMIND sólo dos de ellas resultan de interés para este trabajo y se denominan caso Directos y Aire, los cuales están estrechamente vinculados con la propia naturaleza de los procesos de corrección. En este sentido el control denominado Directos corresponde a proyecciones adquiridas sólo con los fotones que no interactúan con el medio, alcanzando el cabezal detector y registrados por él, es decir, es un control físico sin fotones dispersos; este control permite evaluar la medida de mejora por corrección de RD. El caso Aire corresponde a proyecciones generadas por los fotones emitidos por la fuente dentro del ángulo sólido subtendido por el área del detector y registrados por él y sin interacción con el medio, es como si atravesaran “aire”, por lo tanto es un control físico sin generar fotones dispersos y sin atenuados; este control permite evaluar la medida de mejora por corrección de RD y AT. ^{xiii}

Entre las distintas configuraciones que pueden alcanzarse a través del código SIMIND y que podrían considerarse de tipo control podemos mencionar el caso de adquirir imágenes sin actividad en orina como fuente de RD predominante en esta región de

^{xiii} Cabe mencionar que “aire” se refiere a la definición “air” propuesta por SIMIND teniendo en cuenta que cuando los fotones atraviesan aire la interacción es despreciable aunque no nula, por ejemplo para una fuente en el centro del eje de rotación del cabezal sus fotones emitidos de 140 keV atravesarían 15 cm de aire y el factor de atenuación resultante es del orden de 0,998.

estudio lo cual representa la situación clínica de un paciente “cateterizado” de manera que la actividad es eliminada de la región de estudio. Otro caso sería sin actividad en cabeza femoral para reproducir lesiones frías sobre dichas estructuras, o el caso de simular proyecciones con actividad constante durante la adquisición del estudio completo.

4.7. Reconstrucción tomográfica axial de las proyecciones

Los conjuntos de proyecciones adquiridos con SIMIND, tanto para estudios de emisión como de transmisión, fueron reconstruidos tomográficamente en la dirección axial de los fantasmas Zúbal y cilíndrico, respectivamente. Para ello se desarrolló una rutina de algoritmo en código Matlab que permitió manipular las matrices de imágenes y luego de aplicarles las respectivas operaciones de corrección fueron reconstruidas por Retro Proyección Filtrada (RPF). Dichas imágenes reconstruidas fueron suavizadas por un filtro pasa bajos Butterworth de orden 5, la frecuencia de corte fue de 0,8 de la frecuencia de Nyquist para las imágenes corregidas por RD y 0,4 para las corregidas por AT.

4.8. Resumen gráfico de los métodos de corrección propuestos

Ver figura en página siguiente.

Reducción de la radiación dispersa por análisis espectral de energía mediante simulación por Monte-Carlo. Aplicación a las imágenes de las cabezas femorales en SPECT.

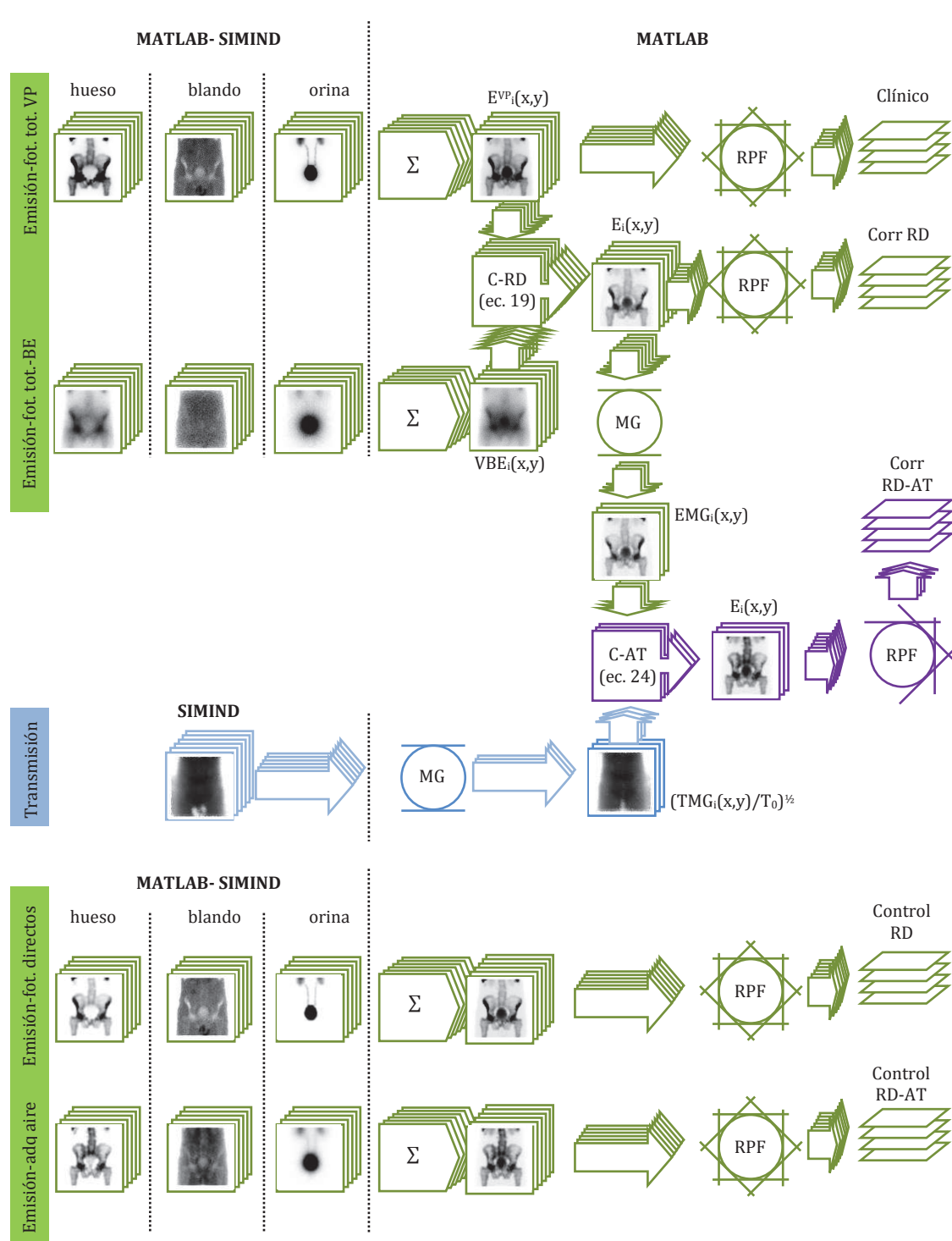


Figura 30. Σ : suma de píxeles homólogos entre proyecciones; C-RD: corrección por RD según ec. 19; C-AT: corrección por AT según ec. 24; RPF: Retro-Proyección-Filtrada; MG: proyecciones conjugadas por Media Geométrica. Las simulaciones de emisión fueron realizadas a través de una rutina híbrida MATLAB-SIMIND. Notar que luego de aplicar MG el número de proyecciones se reduce a la mitad y la RPF se realiza sobre 180°.

5. RESULTADOS

Este capítulo presenta los resultados separados según tres etapas centrales del desarrollo de este trabajo. Las dos primeras podrían considerarse resultados preliminares, en particular la inicial está vinculada a mostrar las proyecciones clínicas, es decir, simulación de un estudio real, como así también estudios irreales sin los efectos degradadores (RD y AT) que son utilizados como control. La segunda etapa se relaciona con la ejecución de los métodos correctivos para RD y AT sobre las proyecciones clínicas. Finalmente la tercera etapa muestra los resultados definitivos de este trabajo sobre cortes tomográficos reconstruidos por RPF, y sobre ellos se comparan y evalúan los métodos propuestos frente a las imágenes clínicas y las de control.

5.1. Simulación de las proyecciones

En esta etapa primera se muestran 5 conjuntos de simulaciones, siendo 4 de ellos estudios de emisión y 1 estudio de transmisión, ambos entorno a la zona pélvica del mencionado fantoma de acuerdo a los detalles del capítulo anterior. Básicamente cada conjunto simulado fue adquirido en un giro completo del cabezal detector, con 120 proyecciones en los casos de estudios de emisión y 360 en el caso de transmisión. A continuación se muestran, a modo representativo, 20 imágenes de cada conjunto en forma de matriz cuyas posiciones de adquisición se corresponden con las posiciones angulares del cabezal detalladas en las Tablas 3 y 4.

Tabla 3. Número y posición de proyecciones de Emisión asociadas a las matrices de las Fig. 31, 32 y 34 a 36.

Proyección Emisión (#proy/pos angular)		Columna				
		1	2	3	4	5
Fila	1	6/15°	12/33°	18/51°	24/69°	30/87°
	2	36/105°	42/123°	48/141°	54/159°	60/177°
	3	66/195°	72/213°	78/231°	84/249°	90/267°
	4	96/285°	102/303°	108/321°	114/339°	120/357°

Tabla 4. Número y posición de proyecciones de transmisión asociadas a la matriz de las Fig. 33.

Proy. Transmisión (#proy/pos angular)		Columna				
		1	2	3	4	5
Fila	1	16/15°	34/33°	52/51°	70/69°	88/87°
	2	106/105°	124/123°	142/141°	160/159°	178/177°
	3	196/195°	214/213°	232/231°	250/249°	268/267°
	4	286/285°	304/303°	322/321°	340/339°	358/357°

Debido a que se han adquirido cantidades distintas de proyecciones para emisión y transmisión, la numeración de las proyecciones homólogas entre ambas tablas no son las mismas pero sí sus posiciones angulares. En ambos casos la primera proyección mostrada corresponde a la posición 15° y las siguientes presentadas corresponden a las adquiridas cada 18° hasta alcanzar los 357°.

A continuación, los diferentes conjuntos de proyecciones de emisión, a excepción de la adquisición en aire, se muestran en forma conjunta con un espectro de energía de fotones de una proyección genérica sobre el cual se representa el área bajo la respectiva curva relativa a los fotones utilizados para la formación de la respectiva imagen en cada caso.

Las imágenes de esta sección están representadas en una escala de 256 niveles de grises. En el caso de las imágenes de estudios por emisión el blanco corresponde al valor cero de actividad y el negro al máximo. Mientras que en el caso de imágenes por transmisión el negro representa la máxima atenuación a la radiación y el blanco sin atenuación.

5.1.1. Simulación de proyecciones “reales”

En esta sub-sección se presentan imágenes simuladas por SIMIND que reproducen casos reales posibles de adquirir en la clínica diaria con un equipo SPECT estándar.

En este sentido la Fig. 31 corresponde a la adquisición en VP de energía que incluye ambos tipos de fotones (RD y directos), por lo tanto denominamos a éste como caso Clínico. Notar en estas imágenes el incremento de intensidad en la zona de vejiga debido a la acumulación de orina radiactiva durante la evolución de la adquisición.

Reducción de la radiación dispersa por análisis espectral de energía mediante simulación por Monte-Carlo. Aplicación a las imágenes de las cabezas femorales en SPECT.

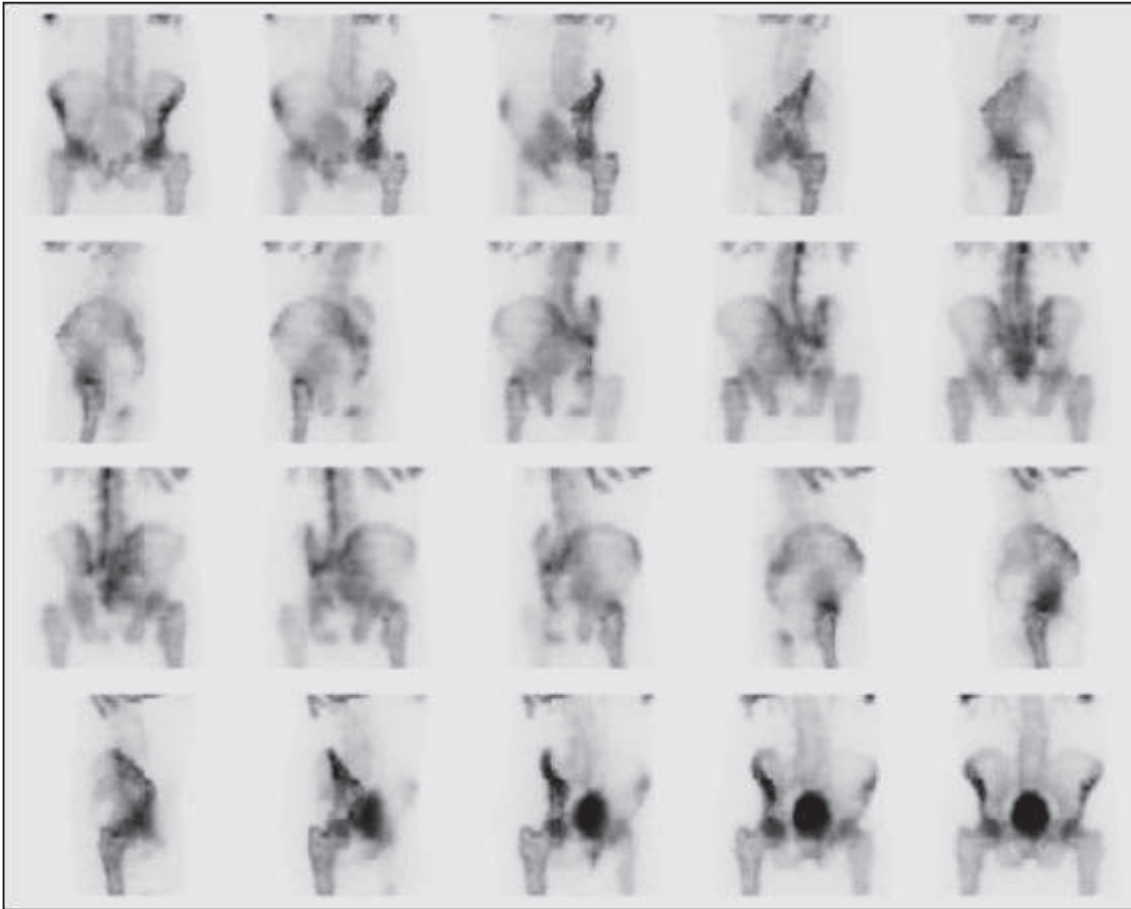
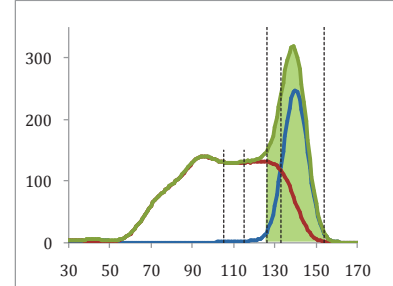


Figura 31. Simulación de proyecciones por emisión, caso Clínico adquirido en VP centrada en 140 keV y ancho 20%, correspondiente a Fotones Totales (bajo el área verde del espectro).

Intensidad (Cuentas/s) vs. Energía (keV)



La Fig. 32 representa la adquisición en VBE establecida entre los valores 105-115 keV según la discusión del capítulo anterior, cuya adquisición se utilizó para estimar la corrección por RD. Caber señalar, tal como se indicó en los Capítulos 1 y 4, en estas imágenes se manifiesta la RD distribuida espacialmente dependiendo de la propia distribución de la fuente (huesos y principalmente orina en vejiga).

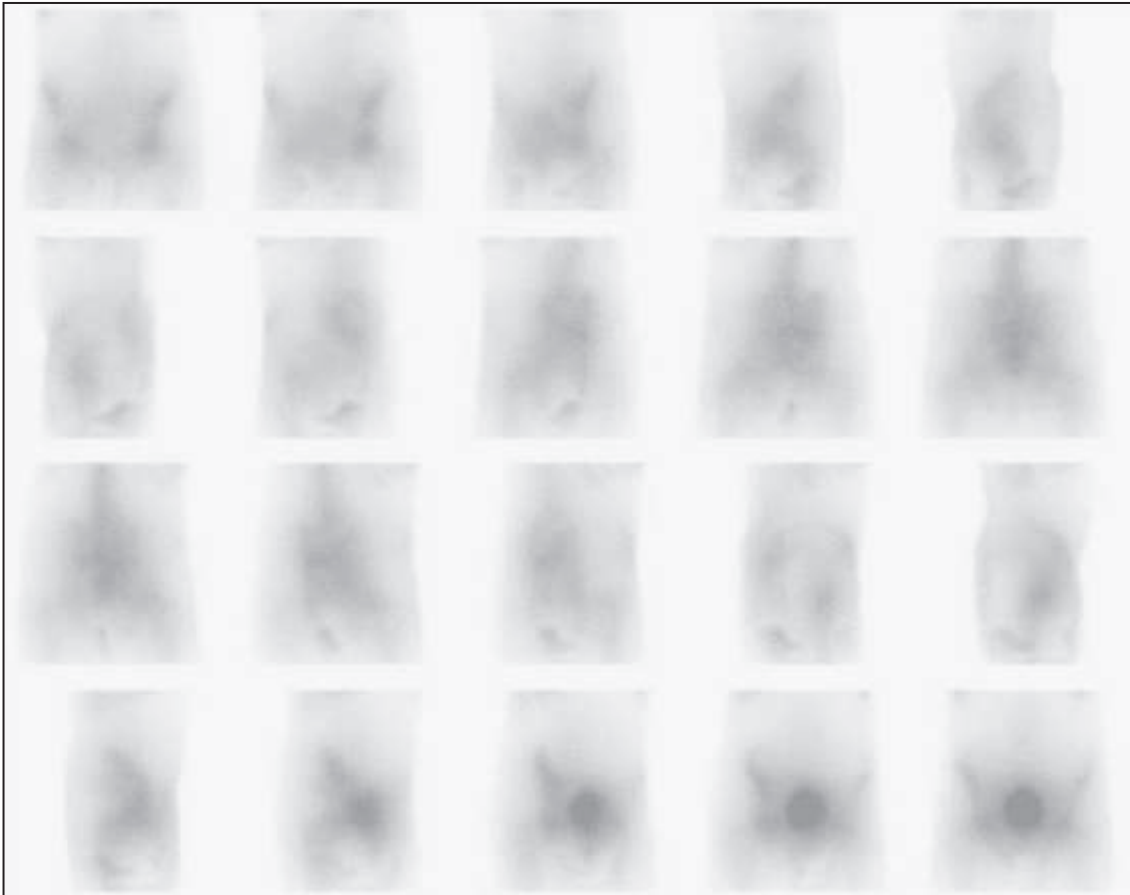
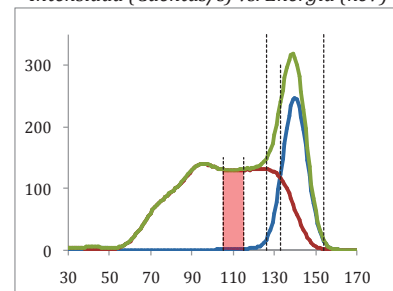


Figura 32. Simulación de proyecciones por emisión en VBE, adquisición de Fotonos Totales entre 105-115 keV (bajo el área fucsia del espectro).

Intensidad (Cuentas/s) vs. Energía (keV)



La Fig. 33 muestra proyecciones adquiridas por transmisión, utilizando una fuente extensa de fotones de 140 keV. Notar que la máxima atenuación (negro) ocurre cuando la dirección de la radiación incide sobre el fantoma lateralmente (mayor espesor atravesado) y la menor atenuación (matiz de grises) cuando la incidencia es en dirección antero-posterior o viceversa (menor espesor atravesado).

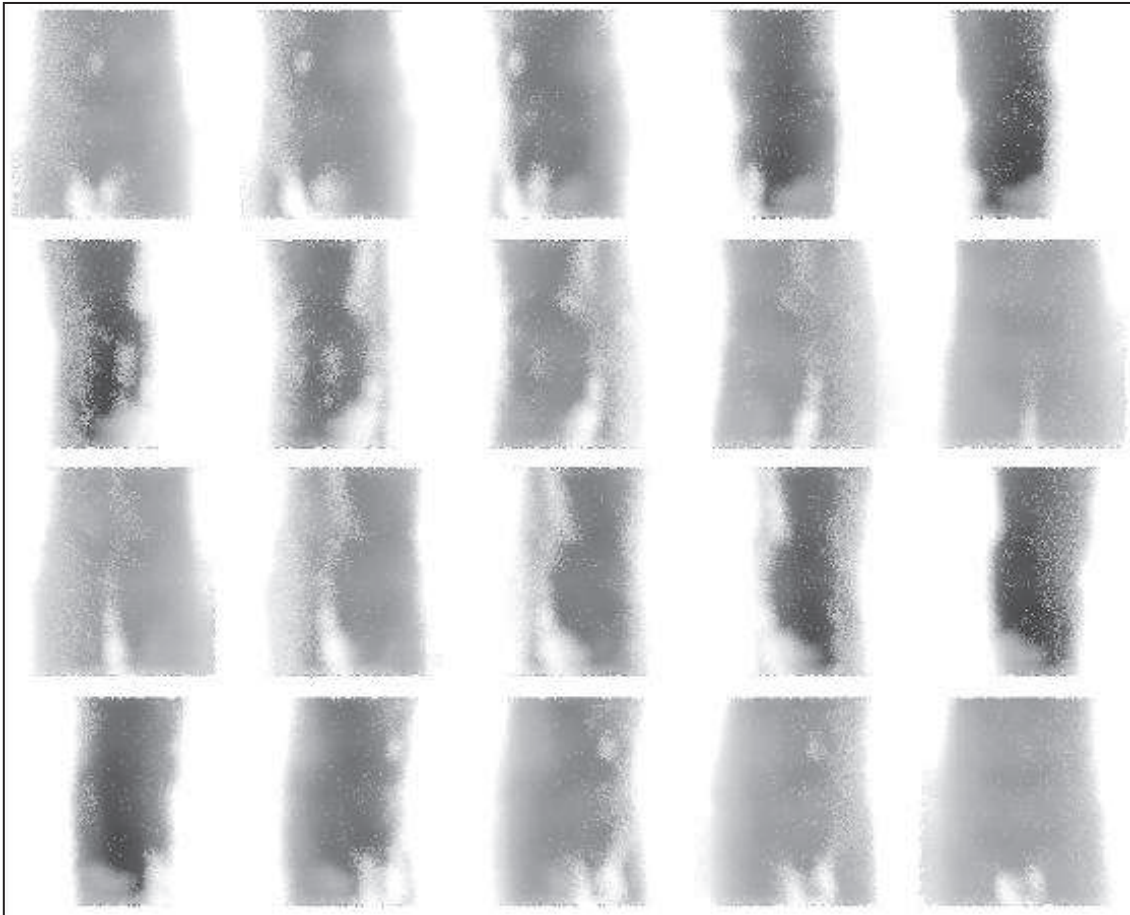


Figura 33. Simulación de proyecciones por Transmisión, con fuente externa y extensa de 140 keV.

5.1.2. Simulaciones de proyecciones irreales

En esta sub-sección los dos casos presentados corresponden a simulaciones imposible de adquirir con un equipo SPECT real, sólo posibles de generar por simulación numérica.

La Fig. 34 corresponde a la adquisición de únicamente fotones directos en VP, el cual constituye el caso control "Directos". La Fig. 35 pertenece a la adquisición de control denominada "Aire" la cual representa una adquisición sin interacción de fotones con el medio, en particular ésta es el caso absolutamente ideal ya que contempla que los fotones no fueron dispersados ni atenuados.

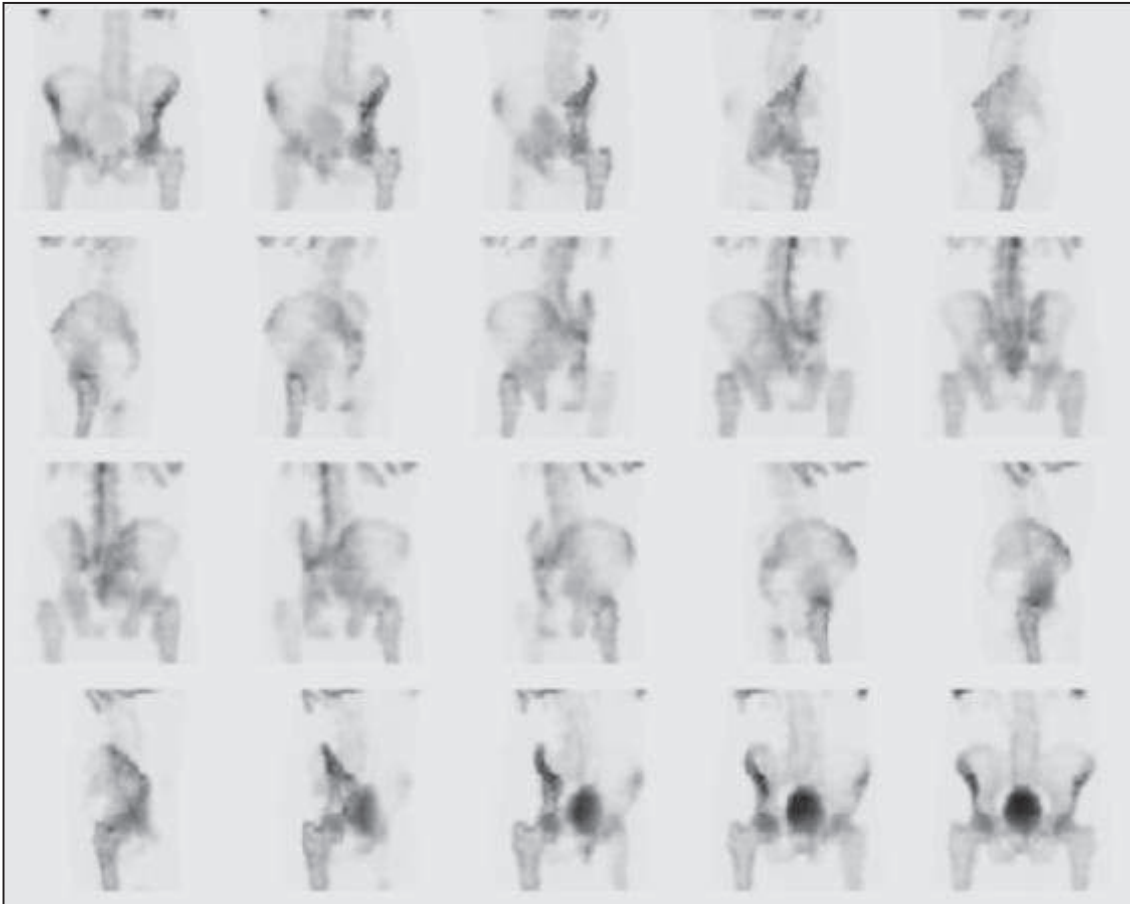
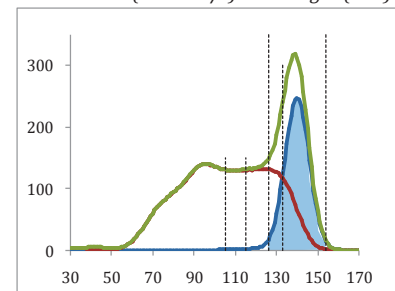


Figura 34. Simulación de proyecciones por emisión irreal, adquirida en VP centrada en 140 keV de ancho 20%, correspondientes a sólo fotones directos (bajo el área celeste del espectro). Caso control "Directos".

Intensidad (Cuentas/s) vs. Energía (keV)



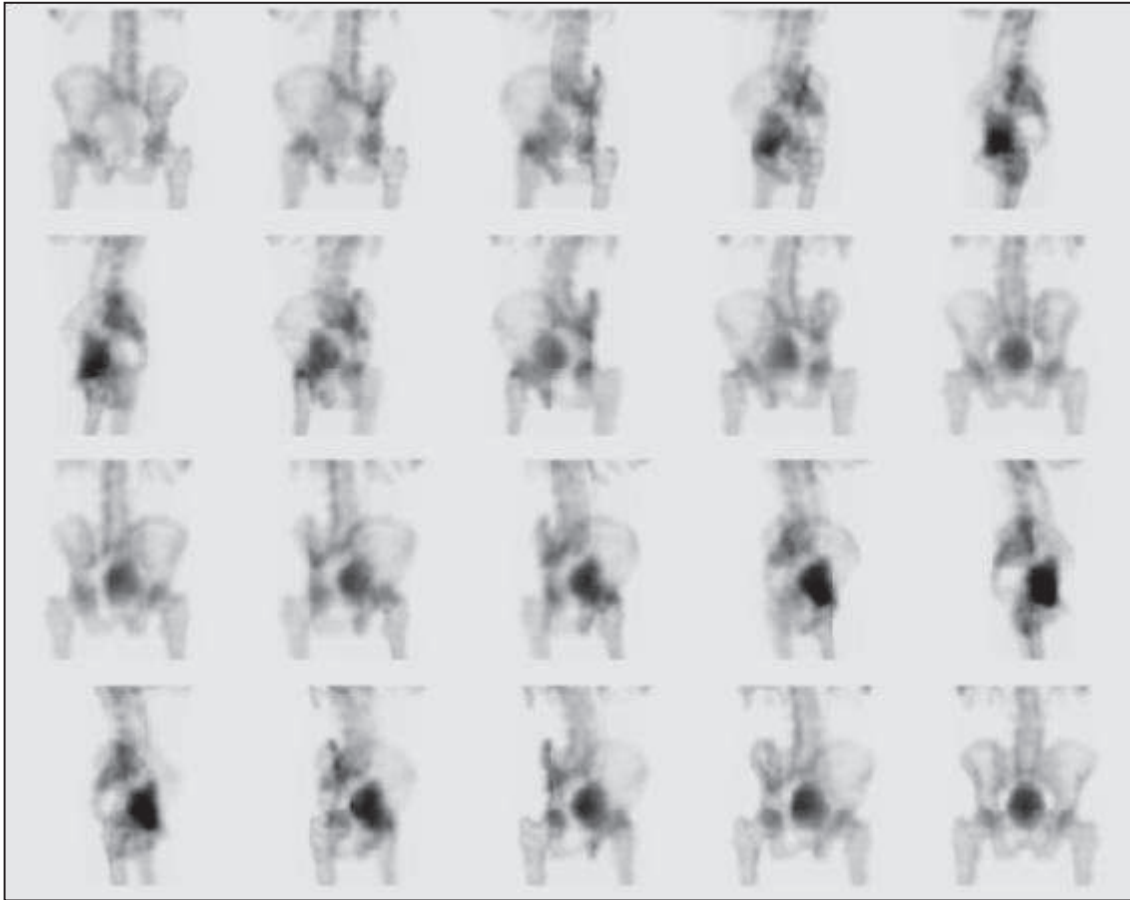


Figura 35. Simulación de proyecciones por emisión irreal, adquirida en aire sin efectos de RD y AT. Caso control "Aire".

5.2. Corrección sobre las proyecciones

5.2.1. Aplicación de los métodos sobre las proyecciones

Los conjuntos de proyecciones denominados VBE y Transmisión se aplican a los procesos correctivos de RD y AT, respectivamente y en ese orden, según el cuadro de la Fig. 30 del capítulo anterior donde se detallan las operaciones respectivas, proyección a proyección sobre el estudio Clínico.

La Fig. 36 muestra el conjunto de proyecciones Clínicas corregido sólo por RD para lo cual fue aplicada la ec. 19 del capítulo anterior.

Reducción de la radiación dispersa por análisis espectral de energía mediante simulación por Monte-Carlo. Aplicación a las imágenes de las cabezas femorales en SPECT.

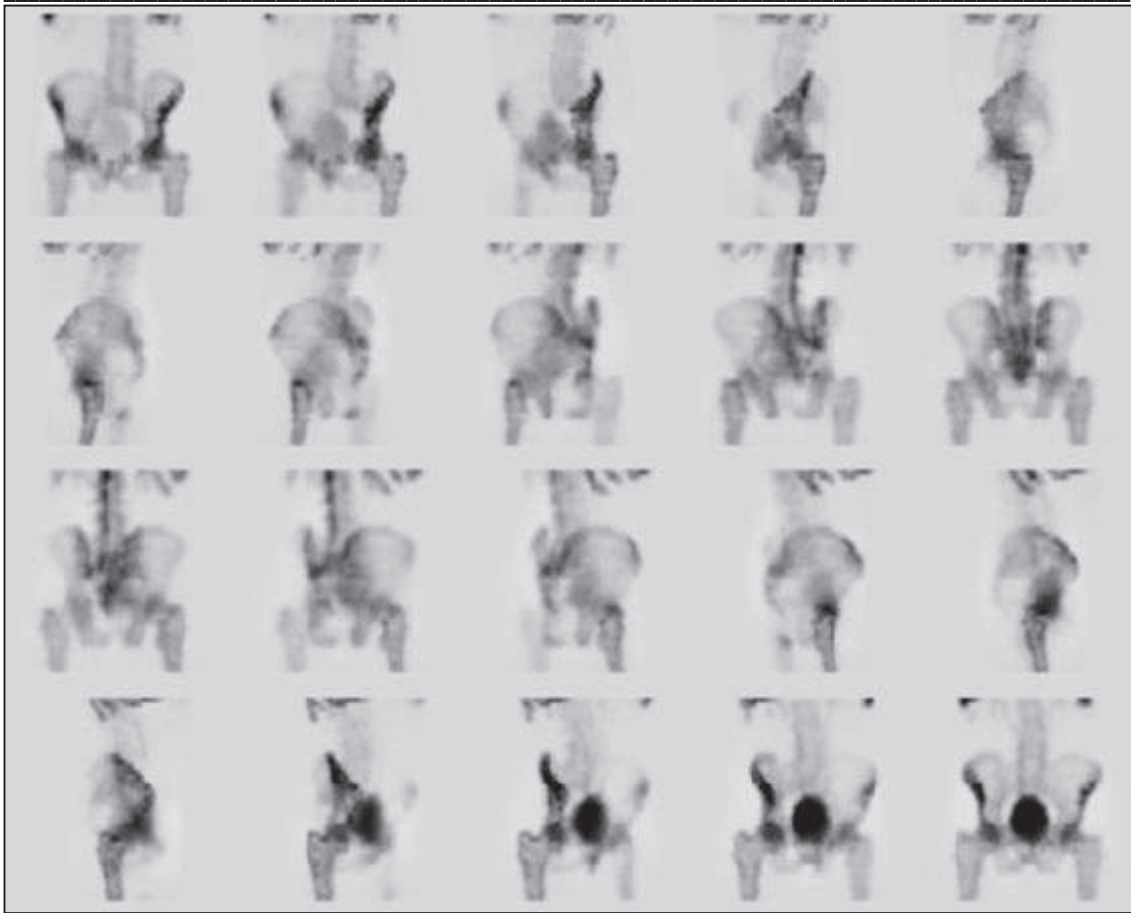
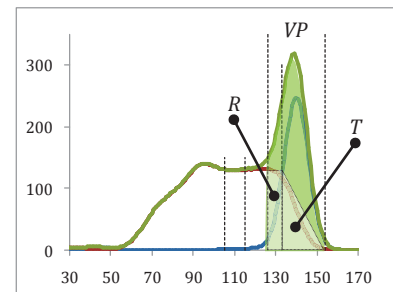


Figura 36. Proyecciones corregidas por RD. La adquisición en VBE (Fig. 33) permitió determinar el valor de la altura de las figuras geométricas simples, rectángulo R y triángulo T, y consecuentemente sus áreas las cuales se aproximan a la correspondiente bajo la curva roja de RD dentro de la VP. Luego, a la adquisición Clínica en VP (Fig. 32) representada por el área bajo la curva total del espectro (área verde), se le restan las áreas de las figuras R y T, lo que da como resultado los Fotones Directos estimados en VP.

Intensidad (Cuentas/s) vs. Energía (keV)



La Fig. 37 corresponde a la corrección por AT sobre las proyecciones ya corregidas por RD. En particular para este último método de corrección se muestran 10 proyecciones representativas en lugar de 20 como en las figuras de la sección anterior, ya que la aplicación de este método consiste en agrupar las proyecciones opuestas diametralmente, tanto las corregidas por RD como las de Transmisión, lo que reduce a la mitad el número de proyecciones resultante respecto de la adquisición original. Para llevar a cabo esta

corrección fue utilizada la ec. 24 del capítulo anterior sobre las imágenes de las Figs. 37A y 37B.

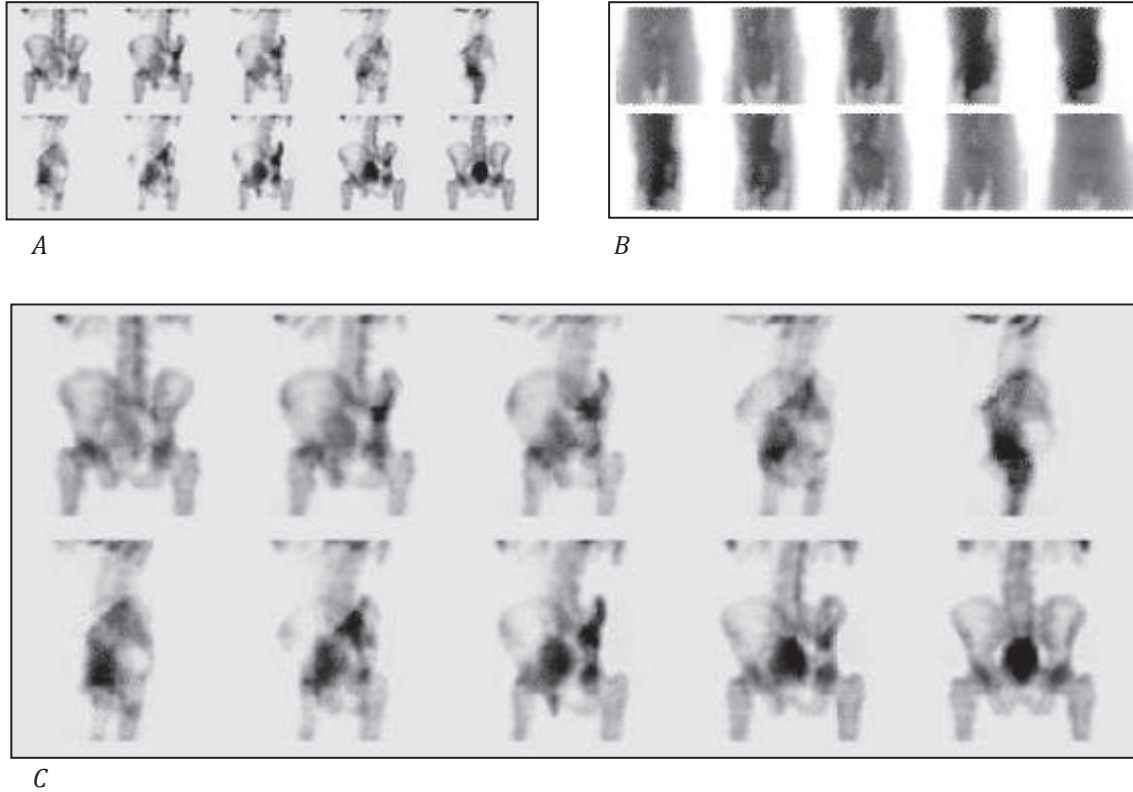


Figura 37. Proyecciones corregidas por RD y AT. A) Conjunto de proyecciones de emisión Clínicas corregidas por RD y conjugadas entre las opuestas diametralmente (proyecciones en posiciones según filas 1 y 2 de Tabla 3). B) Conjunto de proyecciones adquiridas por Transmisión y conjugadas entre las opuestas diametralmente (proyecciones en posiciones según filas 1 y 2 de Tabla 4). C) Conjunto de proyecciones de emisión corregidas por RD y AT a partir de las proyecciones de 37A y 37B (proyecciones en posiciones según filas 1 y 2 de Tabla 3).

La Fig. 38 corresponde al caso de corregir sólo por AT, por lo tanto el método fue aplicado sobre las proyecciones del caso Clínico sin corrección por RD. Este resulta un caso interesante para comparar sobre las dos correcciones anteriores (RD y RD+AT) como se muestra en la sección siguiente.

Reducción de la radiación dispersa por análisis espectral de energía mediante simulación por Monte-Carlo. Aplicación a las imágenes de las cabezas femorales en SPECT.

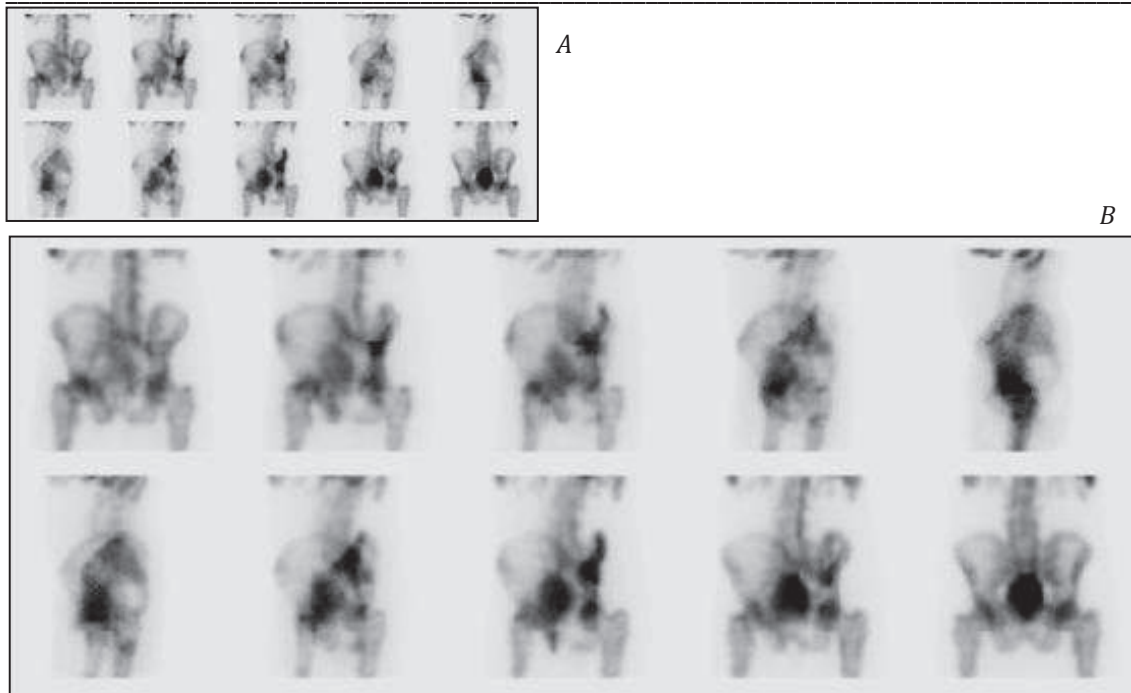


Figura 38. Proyecciones corregidas sólo por AT. A) Conjunto de proyecciones de emisión Clínicas sin corregir por RD y conjugadas por las opuestas diametralmente. B) Conjunto de proyecciones de emisión corregidas sólo por AT a partir de las proyecciones Clínicas (38A) y las de Transmisión (38B). Para ambos conjuntos de proyecciones sus posiciones se corresponden con las indicadas según filas 1 y 2 de Tabla 3.

5.3. Reconstrucción tomográfica y evaluación de los métodos correctivos

Las imágenes de esta sección están representadas en una escala de 256 colores, entre azul y rojo. El color azul corresponde al caso sin actividad y el rojo al máximo.

La Fig. 39 muestra 11 cortes axiales de la región de la pelvis del fantoma Zubal en posición supina, más precisamente entre los cortes 213 y 233 (respecto al fantoma y en orden caudal) reconstruidos por RPF a partir de las proyecciones adquiridas en VP con fotones totales, es decir, lo que denominamos caso Clínico.

Reducción de la radiación dispersa por análisis espectral de energía mediante simulación por Monte-Carlo. Aplicación a las imágenes de las cabezas femorales en SPECT.

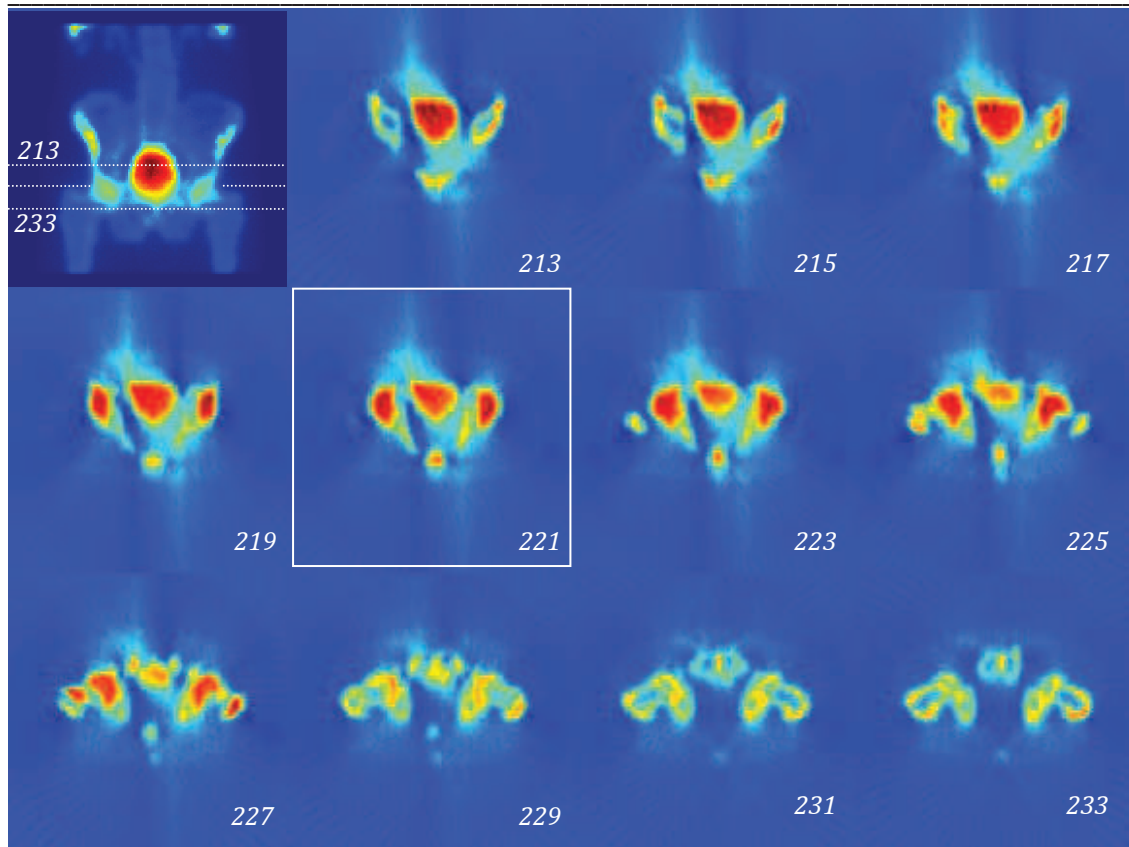


Figura 39. Cortes axiales de la región de la pelvis del fantoma Zubal. Estos fueron reconstruidos a partir de proyecciones adquiridas en VP con fotones Totales (caso Clínico). Sobre la proyección Clínica 120 (esquina superior izquierda de la figura) se indica la región del fantoma donde se ubican los cortes axiales entre las posiciones 213 y 233. Los resultados de las correcciones aplicados en este estudio son presentados a continuación sobre el corte 221, el cual se ubica, aproximadamente, centrado a las cabezas femorales.

Para presentación y análisis de resultados se ha optado por el corte 221 el cual contiene en forma cuasi-centrada las cabezas femorales. La Fig. 40 muestra dicho corte axial según 3 condiciones de adquisición diferentes las cuales resultan interesantes simplemente para manifestar algunos fenómenos que se describen a continuación. En primer lugar la Fig. 40A corresponde al mismo corte axial Clínico de la Fig. 39 pero ampliado para describir algunos detalles antes de presentar los métodos de corrección realizados y analizar sus resultados. En este sentido podemos decir que en él se observan estructuras con alta captación de radio-trazador: en posición lateral las cabezas femorales y en el centro la concentración de orina dentro de la vejiga, más abajo y centrada se aprecia la columna vertebral y lateralmente a ella y con menor intensidad huesos ilion de la pelvis. Cabe destacar además la presencia de dos artefactos que se predicen en el Capítulo 1. El

primero de ellos corresponde a las manchas de aparente actividad con centro en vejiga y que divergen de ella afectando la imagen de su entorno, y el segundo artefacto puede apreciarse en ciertas regiones alrededor de estructuras con muy alta actividad, como son la cabeza femoral y vejiga, donde se aprecian zonas muy oscuras las cuales como se verá más adelante son de valores negativos. El primero de ellos se debe al “efecto por llenado de vejiga” y el segundo al efecto del filtro rampa asociado al proceso de RPF. La Fig. 40B corresponde al mismo corte reconstruido a partir de las proyecciones generadas para un caso hipotético donde la actividad de orina es constante durante toda la adquisición de las proyecciones; el valor de actividad utilizado corresponde al de la proyección final de la adquisición, es decir, proyección 120. Esta imagen resulta interesante ya que muestra como se ha eliminado el “efecto por llenado de vejiga” de la imagen anterior, sin manchas divergentes desde la vejiga que perturban su entorno. La Fig. 40C representa el caso de adquisición considerando sólo con actividad en los tejidos óseos y blandos, sin tener en cuenta la presencia de orina (ver Figs. 19 y 30), la cual correspondería al caso de un paciente “cateterizado”. Cualitativamente esta imagen se muestra más “limpia” que las anteriores debido a la eliminación de la gran fuente de RD en la región pélvica, esta es, la vejiga con orina “radiactiva”.

La diferencia de calidad entre estas imágenes es notoria y se ve manifestada en los gráficos correspondientes a los perfiles homólogos trazados sobre ellas. En primer lugar, la zona de las cabezas femorales muestran un nivel de actividad similar, aunque es de hacer notar una leve reducción de actividad en los casos 40A y 40B respecto de 40C, lo que probablemente corresponda a que el proceso de RPF le asigne menor actividad a estas estructuras óseas y mayor a la orina. Luego, la mayor diferencia se observa en la región central y su entorno. En este sentido el caso C muestra que la curva es cuasi-horizontal y entorno a valores “cero” de actividad, mientras que en el caso 40B muestra una distribución “convexa” y cuasi-simétrica, y en el caso 40A la distribución se muestra totalmente asimétrica debido a la presencia de “manchas” que divergen de la vejiga, incluso entre las posiciones de píxeles 20-25 presenta valores negativos propios del efecto del filtro rampa de la RPF.

La Fig. 40A muestra un resultado importante en este estudio y es que se alcanzó satisfactoriamente reproducir, con simulación Monte-Carlo, los efectos propios de las imágenes obtenidas en la clínica (ver Fig. 3), la cual se ha contrastado con dos imágenes

hipotéticas, con orina constante (Fig. 40B) y sin orina (Fig. 40C), a modo de poner de manifiesto la naturaleza de algunos efectos agravantes en la calidad de los imágenes. Pero cabe mencionar que estas imágenes hipotéticas no son consideradas como control para evaluar los métodos de corrección, por el contrario el análisis está centrado en controles basados directamente en la naturaleza de los efectos corregidos, es decir sin RD y/o sin AT. Finalmente se señala que la imagen de la Fig. 40A obtenida se consideró apropiada para aplicar los métodos de corrección sobre RD y AT.

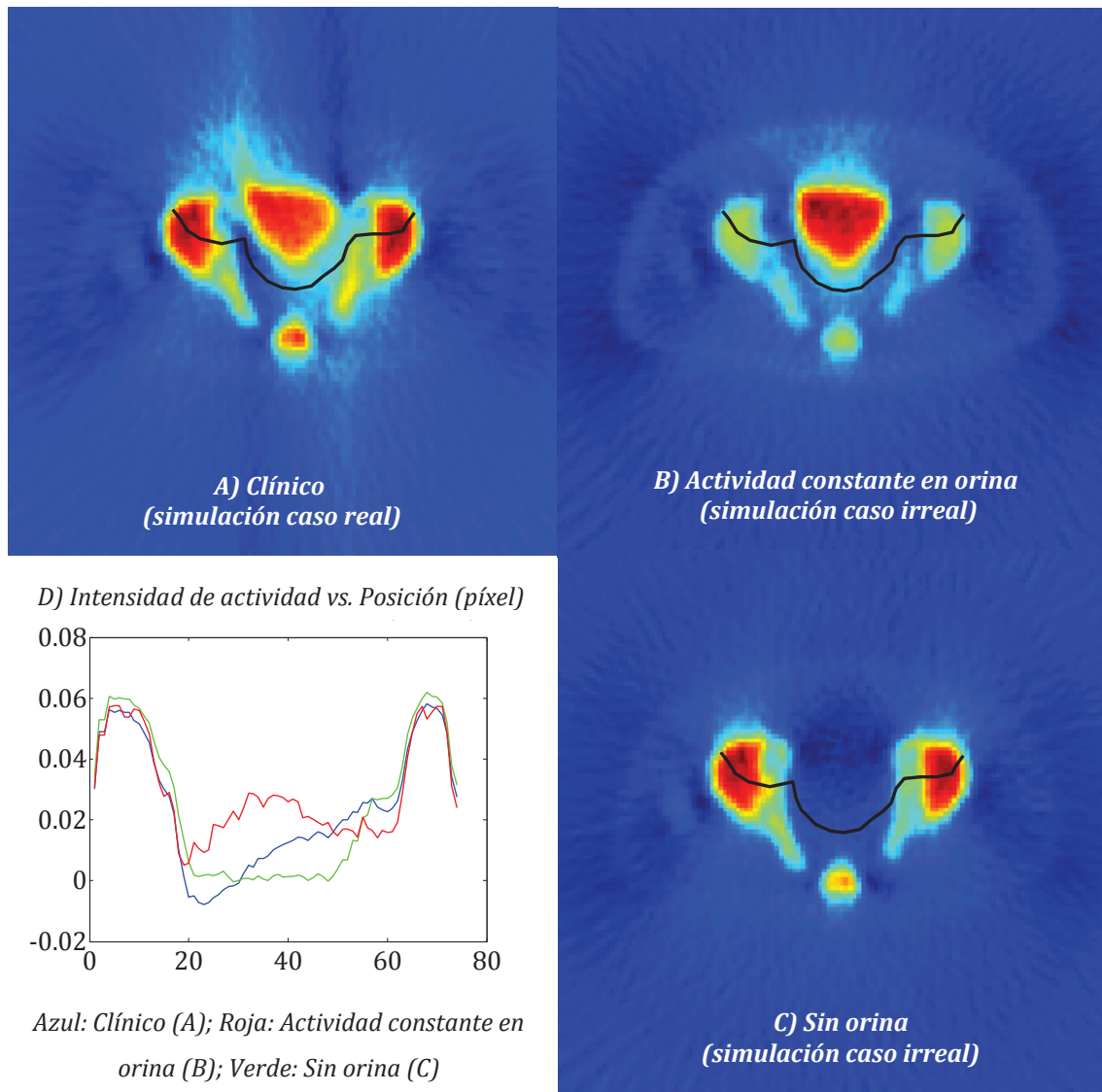
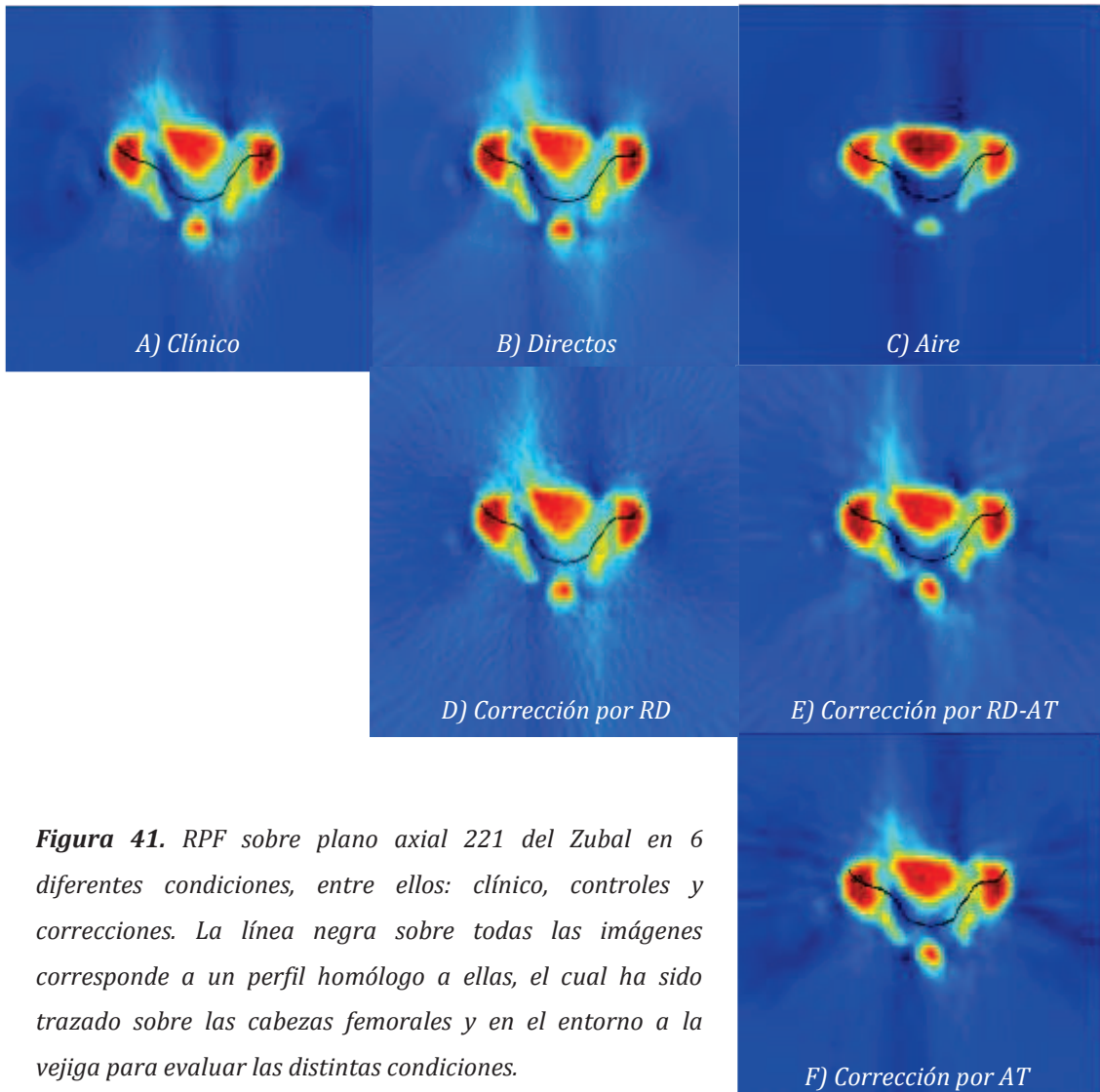


Figura 40. Cortes axial 221 obtenido a partir de tres condiciones diferentes. A) Clínico, representa un caso real. B) Actividad constante en orina, caso irreal. C) Sin orina, caso irreal. Sobre las tres imágenes se ha trazado un perfil homólogo (línea irregular negra) cuya distribución respectiva de intensidades se grafican en el gráfico D.

La Fig. 41 muestra el mismo corte axial 221 en 6 situaciones diferentes: Clínico, controles Directos y Aire, correcciones RD, RD-AT y AT. Sobre estas imágenes es posible hacer algunas observaciones. En todas ellas, aún luego de aplicar los métodos de corrección, se aprecian los dos artefactos tratados más arriba en esta sección, las manchas de aparente actividad y zonas oscuras entorno a las altas actividades, lo que demuestra que estos son independientes de los fenómenos de RD y AT. Por otro lado, se confirma cualitativamente que la corrección por AT genera imágenes con menor relación señal-ruido comparadas con el resto. Por otro lado, cabe destacar la calidad superior de la imagen control Aire frente a las demás.

En particular cabe mencionar que la Fig. 41-A, correspondiente al corte axial reconstruido del caso Clínico, muestra que la mancha de aparente actividad dispuesta “diametralmente” debido al “efecto por llenado de vejiga” afecta significativamente el entorno de la pelvis y parece tener, en este caso, un efecto más débil sobre las imágenes de las cabezas femorales. Pero es de hacer notar que la disposición de esta “mancha” sobre la imagen está relacionada con la posición angular de la primera proyección de adquisición respecto de la posición del paciente en el equipo.

Sobre estos 6 cortes se ha trazado un perfil homólogo sobre la región de interés de diagnóstico, principalmente las cabezas femorales y el entorno de la vejiga, la cual permite realizar una comparación cuantitativa. La Fig. 42A y 42B muestra la distribución de intensidad sobre los 6 cortes, por un lado 42A compara Clínico, Directo y corrección por RD, y 42B compara Clínico, Aire, Corrección RD-AT y corrección AT.



Reducción de la radiación dispersa por análisis espectral de energía mediante simulación por Monte-Carlo. Aplicación a las imágenes de las cabezas femorales en SPECT.

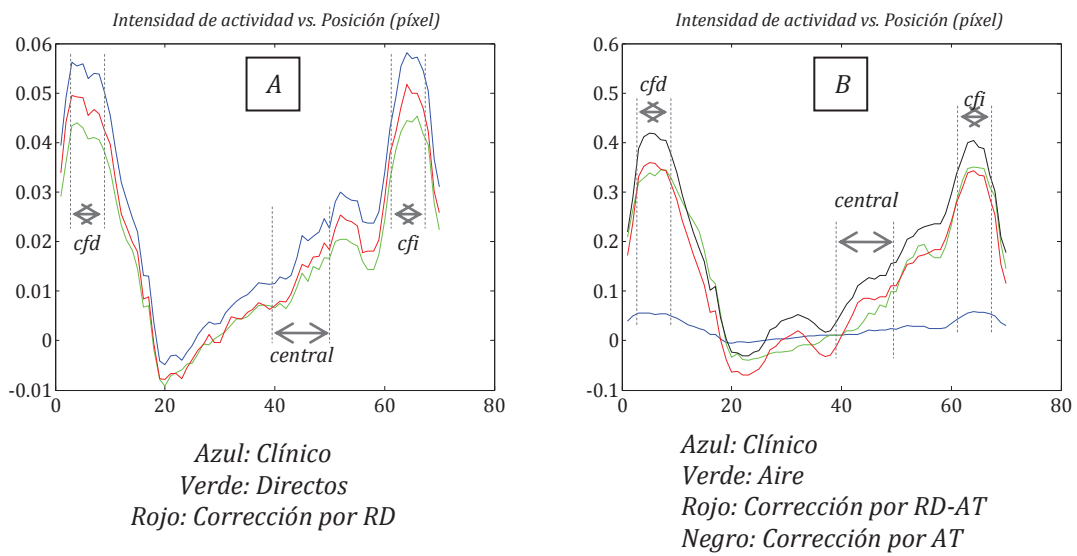


Figura 42. A y B corresponden a curvas de distribución de intensidades en función de la posición (en píxel) correspondientes a los respectivos perfiles homólogos trazados sobre los diferentes cortes axiales de la Fig.41. Las regiones de interés señalas corresponden a cabezas femorales derecha e izquierda (cfd y cfi, respectivamente) y una región “central” del trazado del perfil alrededor de la vejiga.

Un análisis comparativo de los perfiles fue realizado a través de la relación entre las distintas condiciones y el respectivo caso control. En este estudio se consideró como regiones de interés las cabezas femorales y un tramo “central” del trazado de los perfiles afectado por el artefacto de reconstrucción de imagen alrededor de la vejiga; las mediciones sobre ellas se resumen en la Tabla 5.

Tabla 5. Valores promedio de la relación entre los respectivos perfiles de las tres regiones de interés.

Región de interés	Clínico/Directos (±fluctuación %)	Corrección RD/Directos (±fluc %)	Clínico/Aire (±fluc %)	Corrección RD-AT/Aire (±fluc %)	Corrección AT/Aire (±fluc %)
Cabeza femoral derecha	1,30 (±5%)	1,13 (±3%)	0,16 (±14%)	1,03 (±11%)	1,21 (±9%)
Cabeza femoral izquierda	1,30 (±4%)	1,13 (±6%)	0,16 (±15%)	0,96 (±6%)	1,14 (±10%)
Central	1,57 (±34%)	1,15 (±16%)	Máx 1.01 Mín 0.19	Máx 3.11 Mín 0.89	Máx 4.94 Mín 1.27

Los perfiles trazados sobre las imágenes axiales permiten observar en primer lugar que la corrección por RD desarrollada en este trabajo reduce en forma general la presencia de este tipo de radiación en forma significativa. En este sentido, sobre las cabezas femorales las cuentas del caso Clínico supera al Directos en 30%, y luego de la corrección se reduce a 13%. Esta corrección por RD sobre las mencionadas estructuras representa una reducción de cuentas del orden del 56.5%. Mientras que en la región central la cantidad de cuentas del caso Clínico supera al Directos en 57% y se reduce a 15% luego de la corrección, esto es, una reducción del orden de 73.5%. Cabe mencionar que la reducción de cuentas en el espacio comprendido entre la región central y la cabeza femoral derecha muestra una reducción mejor o similar a esta última, mientras que entre la central y la cabeza femoral izquierda es similar a la reducción de las cabezas femorales. Se interpreta que esta diferencia está asociada a la asimetría de actividad aparente debido al efecto del llenado de vejiga que genera la reconstrucción tomográfica.

Por otro lado, antes de comentar resultados sobre el método de corrección por AT, es de hacer notar, tal como se había observado en el capítulo anterior en el caso del cilindro, el notable efecto de AT sobre la radiación en las imágenes reconstruidas de las cabezas femorales, en este caso la relación Aire-Directos alcanzada es de un factor 8 (no mostrado en la tabla superior).

La corrección conjunta por RD y AT para el caso de las cabezas femorales muestra sobre el perfil trazado una diferencia de cuentas registradas menor al 4% respecto del caso control, es decir, Aire (Corrección RD-AT/Aire ~ 1). La corrección sólo por AT en cabezas femorales muestra una sobreestimación entre 21% y 14% (derecha e izquierda, respectivamente), cuya interpretación se asocia a que la componente de RD necesita ser reducida sobre estas estructuras para un ajuste óptimo.

La relación entre perfiles Clínico-Aire en la región entorno a la vejiga es significativamente variable, en particular sobre la región de interés señalada como central dicha relación tiene una fluctuación máxima del 197%. En lo que respecta a valores de Corrección RD-AT/Aire y Corrección AT/Aire sobre esta región central sus valores tienen fluctuaciones máximas de 144% y 138%, respectivamente, las cuales se atribuyen al proceso de corrección por AT dado que el método utilizado es aproximado, por lo que un análisis cuantitativo de resultados no es factible.

6. CONCLUSIONES Y DISCUSIONES

Conclusiones:

Respecto a los objetivos principales propuestos para este trabajo se considera que los mismos fueron alcanzados de manera satisfactoria. En primer lugar se desarrolló en forma teórica un método propio de tipo espectral para la sustracción de la RD de la VP de adquisición, el cual es de aplicación sencilla y cuyo resultado reduce en forma sensible la cantidad de cuentas sobre las imágenes reconstruidas de las cabezas femorales. Inclusive este método produce una mejora global de la región para poder detectar eventuales lesiones de otro tipo, “frías”, “calientes”, y en otras estructuras del entorno. Por otro lado, dada la estrecha vinculación entre ambos efectos degradadores de imagen, RD y AT, se ha implementado adicionalmente un método también de aplicación sencilla aunque aproximado para la corrección por AT. El mismo está basado en la adquisición de proyecciones diametralmente conjugadas y un estudio por transmisión. Este método mostró una corrección significativa sobre las imágenes de las cabezas femorales en los cortes tomográficos reconstruidos en comparación con las imágenes clínicas simuladas.

En lo que respecta a las limitaciones del método de corrección por RD debemos mencionar que éste realiza una leve sobrestimación de la cantidad de cuentas de RD en VP que obviamente reduce la cantidad de fotones “útiles” (Directos) para la formación de imagen. Aún así cabe señalar que la reducción global de cuentas sobre la imagen reconstruida no es suficiente para alcanzar la imagen control formada sólo por fotones Directos. La interpretación de estos hechos está basada en la presencia de actividad aparente debido al efecto del llenado de vejiga que genera la reconstrucción tomográfica. A pesar de ello se considera que el método de reducción de RD produce una mejora significativa sobre los cortes tomográficos de la región pélvica.

En el caso de corrección por AT cabe destacar que se utilizó un método aproximado, sin embargo su efecto de corrección es notable.

Es de hacer notar que ninguna de las correcciones aplicadas individualmente (RD o AT) sobre las cabezas femorales es suficiente para alcanzar una corrección total respecto del caso ideal "Aire", pero un resultado satisfactorio es alcanzado aplicándolas en forma conjunta.

Discusiones:

La herramienta teórica para el desarrollo de este trabajo se basó en el método de simulación numérica por Monte-Carlo, la cual fue muy valiosa para reproducir los efectos degradadores de la calidad de imágenes de estudios óseos SPECT, como son RD y AT, que muy particularmente se suceden en estudios óseos reales de la región pélvica debido a la alta concentración de orina radiactiva en la vejiga y a la propia in-homogeneidad de tejidos del entorno, respectivamente. Otro resultado importante de la simulación fue la reproducción del efecto agravante, respecto de los anteriores, relacionado con la dinámica del llenado de vejiga con orina radiactiva durante la adquisición de imágenes, el cual se manifiesta en la reconstrucción tomográfica como artefactos propios del método de RPF.

Asimismo la simulación numérica permitió generar espectros discriminados según el tipo de fotón, es decir, directos y de RD, cuyo análisis espectral permitió el hallazgo empírico, un hecho no esperable: el cruce entre las curvas de fotones directos y RD se produce en un valor particular de energía para todas las posiciones angulares de adquisición, independientemente de la distribución de tejidos atravesados por los fotones y concentración de fuentes que lo emiten. Cabe mencionar que este hallazgo empírico fue influyente en el desarrollo de la técnica de corrección por RD, lo que se consideró como un hecho fundamental sobre el cual basar la construcción de un método estable.

En lo que respecta a aspectos generales de implementación alcanzados en este trabajo cabe mencionar que el método de simulación fue realizado a través del código SIMIND para lo cual se dedicó una importante tarea de aprendizaje. Particularmente la reproducción del importante efecto del llenado de vejiga requirió construir una rutina de programación en Matlab que permitió comandar la ejecución de SIMIND, de forma tal que modificó los parámetros dinámicos de configuración de la simulación entre proyecciones sucesivas.

Como propuesta de evaluación del método de corrección por RD el mismo podría ser implementado en un equipo SPECT real sobre adquisiciones de un fantoma, cuyo estudio podría ser simulado previamente con SIMIND con el objetivo de obtener y analizar sus espectros energéticos y determinar de manera apropiada las ventanas de adquisición.

Respecto a líneas futuras de trabajo se propone:

-Continuar con estudios más profundos del hallazgo espectral relativo al cruce invariable en energía entre curvas de RD y directos, particularmente en lo que refiere a su dependencia de parámetros, ya que comprender su comportamiento permitiría extrapolar métodos espectrales de corrección de RD de manera genérica a otros tipos de estudios clínicos, otras regiones del cuerpo, o distintos equipos. Por otro lado, un estudio de este tipo permitiría investigar la reducción de la sobreestimación de cuentas de RD sin perder el espíritu de búsqueda de métodos sencillos de aplicar en la clínica diaria.

-Implementar métodos de corrección por AT haciendo uso más eficaz del mapa de atenuación, para lo cual se propone que el mismo sea obtenido por CT de rayos-X.

-Es también aconsejable en el futuro utilizar métodos de reconstrucción de imágenes de tipo iterativos cada vez más difundidos en equipos clínicos (por ejemplo OSEM), los cuales permitirían generar mejor calidad de imágenes sin los artefactos propios de la RPF.

-Por otro lado, con el objetivo de poder simular estudios cada vez más reales, la rutina en Matlab capaz de comandar SIMIIND podría ser inspiradora en un futuro para la generación de nuevas ideas a implementar, como por ejemplo la simulación de inestabilidad del cabezal detector a través de un proceso aleatorio que permita modificar proyección a proyección la energía central del foto-pico y su resolución, cuyos parámetros son factibles de modificar en SIMIND a través de una rutina similar.

-Otras ideas a implementar en estudios futuros podrían abarcar: el uso de fantomas morfológicos que incluyan movimientos involuntarios del paciente del tipo NCAT; simular lesiones de tipo "fría" sobre las cabezas femorales; y estudio de error estadístico de estas simulaciones repitiendo en forma sistemática y en una cantidad considerable de veces los estudios simulados.

7. ANEXOS

7.1 Medicina Nuclear

La Medicina Nuclear (MN) agrupa un conjunto de técnicas de diagnóstico por imágenes basadas en el principio de trazas. Es decir, un radio-trazador constituido por un fármaco asociado químicamente a un radio-nucleído el cual emite fotones- γ ^{xiv} es administrado a un sistema vivo, luego el fármaco tiende a distribuirse y concentrarse en distintas regiones de dicho sistema y los fotones- γ , dado que son radiación electro-magnética capaz de atravesar órganos y tejidos, son detectados externamente por un sistema especializado, en general una cámara- γ , lo que da lugar al registro de imágenes planas.

La MN permite estudiar el funcionamiento de órganos y/o tejidos de estos sistemas vivos para detectar distintas patologías, oncológicas, cardiológicas, neurológicas, óseas, entre otras. Estas imágenes denominadas funcionales permiten revelar estas patologías en etapas tempranas y en general antes de que se manifiesten morfológicamente detectables por las técnicas de visualización anatómica.

Las imágenes de MN son una representación espacio-tiempo de la bio-distribución del radio-fármaco introducido en dichos sistemas vivos, y están asociadas a la bio-cinética del fármaco y consecuentemente brinda información a nivel molecular sobre la actividad metabólica del órgano/tejido analizado. La intensidad de radiación emitida por dicho isótopo es proporcional a su concentración y por lo tanto de la actividad fisiológica de

^{xiv} Excepto en la técnica Tomografía por Emisión de Positrones (esto es, PET, de sus siglas en inglés Positron Emission Tomography) en cuyo caso los radio-isótopos utilizados emiten una partícula cargada con masa igual a la de un electrón pero con carga de signo opuesto (positivo), llamada positrón, el cual interactúa dentro de un corto rango de camino del orden del milímetro con un electrón del medio a través de un mecanismo llamado aniquilación, lo cual da lugar finalmente a dos fotones- γ de 511 keV en direcciones cuasi-diametrales. Estos fotones son también capaces de atravesar los tejidos biológicos y ser detectados externamente y en "coincidencia" por dos detectores similares a los de equipos SPECT.

órganos/tejidos, su registro es lo que se conoce como imágenes funcionales y no anatómicas.

El radio-fármaco se incorpora a la vía o proceso metabólico que se desea explorar siguiendo distintos compartimentos, de distribución, de acumulación, y de excreción. La elección del trazador a utilizar dependerá del órgano/tejido objeto de estudio, de forma tal que sea preferencialmente metabolizado por él respecto del resto del sistema vivo.

Cabe mencionar una importante observación, dado que la radiación es un proceso estocástico es importante poder aumentar el número de cuentas para mejorar la relación señal-ruido pero ésta es una práctica de compromiso difícil de mejorar por las razones que se exponen a continuación. Incrementar la actividad a incorporar al paciente no es una práctica recomendable debido al aumento de dosis de radiación que recibe. Por otro lado, mantener la actividad protocolar aumentando el tiempo de adquisición implicaría menor cantidad de estudios por día en el servicio de MN y por otro lado incrementaría los efectos degradadores de calidad de imágenes que produce el movimiento del paciente. Por lo tanto, la presencia del ruido estadístico en las imágenes de MN es preponderante y resulta un factor difícil de eliminar de las mismas.

7.2. Física de los rayos- γ

Los rayos- γ son radiación electro-magnética derivada de transiciones nucleares. Una muestra de determinado radio-nucleído que emite esta radiación lo hace por procesos espontáneos de desintegración o radiactivos regidos por leyes estadísticas. Su tasa de desintegración se denomina actividad y su unidad es el Becquerel ($Bq=1\cdot s^{-1}$).^{xv} La actividad de la muestra decae exponencialmente con el tiempo siguiendo una constante de decaimiento propia de cada radio-nucleído. Por lo tanto, el decaimiento radiactivo es un proceso aleatorio y mediciones basadas en la observación de radiación emitida por decaimiento nuclear están sujetas a fluctuaciones estadísticas.

^{xv} Cabe señalar que la unidad tradicional fue el curie (Ci), aún muy usada y equivale a 3.7×10^{10} Bq y corresponde aproximadamente a la actividad de 1 g de radio-226.

El término nucleído corresponde a una especie caracterizada por sus números atómico y másico, y su estado energético, luego la definición radio-nucleído indica la condición de un núcleo inestable, esto es, un núcleo radiactivo. Cabe señalar, que la tasa de emisión de partículas no es necesariamente la de actividad ya que pueden emitirse más de una partícula por desintegración. Por otro lado, la tasa de emisión de partículas puede ser menor a la actividad si el tipo de mecanismo que la produce compite con otro en cada desintegración de la fuente; surge entonces la definición de probabilidad de emisión por desintegración, esto es, la fracción de la cantidad total de desintegraciones de un cierto radio-nucleído que da lugar a una determinada emisión. Los mecanismos de desintegración de cada radio-nucleído están bien caracterizados, entre otras cosas por la tasa de emisión, energías de las partículas y rayos- γ que emite.

Particularmente los rayos- γ son producidos por dos mecanismos: uno es por la transición entre niveles nucleares, esto es, cuando los nucleídos presentan configuraciones de protones y neutrones que resultan inestables energéticamente tienden a estabilizarse a través de mecanismos espontáneos por los cuales emiten partículas nucleares y frecuentemente seguidas por la de radiación- γ , es decir, transiciones del núcleo entre estados energéticos excitados y el fundamental (el de menor energía); el otro es por el proceso de aniquilación cuando se combina electrón-positrón generando la mutua aniquilación y la emisión en direcciones opuestas de dos fotones- γ , cada uno con energía equivalente a la masa del electrón en reposo, esto es, 511 keV. Al primer grupo pertenecen los radio-nucleídos utilizados en estudios SPECT, mientras que los del segundo se utilizan en PET.

Las partículas radiactivas con carga interactúan con los electrones del medio en forma coulombiana provocando un proceso de ionización que puede ser medido, es decir, son partículas directamente ionizantes. Contrariamente, las partículas sin cargas son indirectamente ionizantes, como neutrones, rayos-X y γ que interaccionan transfiriendo parte de su energía a una partícula cargada cuyo posterior efecto ionizante puede registrarse. La forma adecuada de interpretar la interacción de la radiación electromagnética con la materia es a través de su comportamiento corpuscular, es decir, como

una partícula denominada fotón (sin masa y sin carga).^{xvi} En este sentido, los efectos que los fotones producen en la materia son casi exclusivamente debido a los electrones secundarios. Luego estos electrones disipan su energía principalmente produciendo ionización y excitación de átomos y moléculas en el absorbente. Finalmente lo que entendemos como *absorción* es la energía del fotón convertida en cinética de los electrones secundarios. Esta energía es eventualmente disipada al medio como calor. Entonces cada *coeficiente de atenuación* de un mecanismo está compuesto por una componente de *absorción* y otra de *dispersión*.

7.3. Radio-trazador

Uno de los radio-trazadores más difundidos en la MN para la exploración ósea por su gran afinidad es el Medronato o Metilen Di-fosfonato (MDP, de sus siglas en inglés, Methylene Di-Phosphonate) asociado químicamente a tecnecio-99 metaestable (MDP-^{99m}Tc).

El Tc-99m es un radioisótopo que decae a Tc-99 por transición isomérica emitiendo fotón- γ de 140 KeV, vida media de 6.02 hs y fracción de emisión de fotones por desintegración de 0.895.

Las moléculas con grupos fosfatos tienen capacidad de unirse a Tc-99m, siendo los radio-trazadores más usados los derivados del pirofosfato y del ácido fosfórico. El MDP, entre otros, deriva de este último, y por su estructura de di-fosfonato es incorporado al metabolismo óseo depositándose sobre los cristales de hidroxiapatita por un fenómeno de intercambio iónico, concentrándose diferencialmente en focos osteoblásticos (osteogénesis alterada), lo que da lugar a la formación de imagen que libre de artefactos, expresa la concentración del radiofármaco en dicho tejido.

^{xvi} La radiación electro-magnética tiene un comportamiento dual onda-partícula, poniéndose de manifiesto como onda en procesos de desplazamiento (caracterizado por su longitud de onda λ y/o frecuencia $\nu=1/\lambda$), y como partícula en el intercambio de energía con el medio (fotón, cuanto de energía electro-magnética asociado al carácter ondulatorio de la radiación como $E=h\nu$, siendo h constante de Plank). Mayor detalle sobre este tema puede encontrarse en cualquier texto de Física Moderna, por ejemplo *Fundamentos de Física moderna* de R.M. Eisberg, Editorial Limusa S.A. de C.V. Grupo Noriega Editores.

7.4. Cámara- γ

El más trascendente de los avances de registro de imágenes en MN fue realizado en 1956 por H.O. Anger quien desarrolló la Cámara- γ .^{xvii} Es un sistema de detección de fotones- γ de tipo espectrómetro y posicional capaz de generar una imagen plana (proyección). Básicamente constituida, de afuera hacia adentro, por:

- Un colimador que selecciona los fotones incidentes. Entre la variedad de colimadores que se utilizan en MN sólo el de agujeros paralelos para uso general es de interés en este estudio. La función elemental de este colimador es seleccionar aquellos fotones que inciden perpendiculares al cristal centellador rechazando los que inciden fuera de esta dirección.
- Un cristal centellador como elemento sensible de detección. Este convierte la energía de los fotones- γ que interactúan en fotones de luz. La intensidad de luz es proporcional a la energía registrada del fotón- γ .
- Un arreglo de fototubos acoplado a la cara posterior del cristal. Este permite convertir la luz en una señal eléctrica proporcional a la energía del fotón- γ registrado. En particular el arreglo de foto-tubos permite posicionar la coordenada de detección del fotón en el cristal a través del arreglo electrónico Anger.

Este arreglo de foto-tubos se conecta electrónicamente a pre-amplificadores, amplificadores y circuitos que determinan las coordenadas de origen del fotón incidente sobre el cristal y determinan su energía. Se agregan Analizadores de Altura de Pulsos que determinan la banda energética de los fotones que han de ser admitidos para la formación de la imagen. Finalmente las señales generadas son digitalizadas e incorporadas a una computadora para la formación de la imagen y su posterior procesamiento. Esta imagen plana está definida por una matriz de píxeles, cuyo tamaño general es de 64x64 o

^{xvii} *Históricamente el uso de radio-trazadores para exploración biológica nace con la primera aplicación realizada por George Hevesy entre las décadas del '20 y '30 utilizando fósforo-32 como radioisótopo y un Geiger-Müller como medio de conteo de actividad. A partir de este acontecimiento se realizaron distintos desarrollos para alcanzar el registro de imágenes hasta alcanzar la cámara- γ .*

128x128. Cada uno de estos píxeles almacena información sobre la intensidad de fotones que fueron alcanzados en ese elemento de volumen.

7.5. SPECT

Los avances tecnológicos en áreas de la computación dieron lugar a fines de la década de '70 al desarrollo de la modalidad Tomografía Computada por Emisión de Fotón Simple, SPECT (del inglés *Single Photon Emission Computed Tomography*). Esta técnica ha adquirido desde entonces un importante protagonismo frente a su antecesora, la imagen plana, ya que permite obtener imágenes con mayor contraste y posibilita, por definición tomográfica, acceder a la diferenciación entre estructuras superpuestas.

Básicamente, SPECT permite conocer la bio-distribución tridimensional de un radio-trazador previamente administrado al paciente, el cual es detectado externamente y periféricamente a su alrededor en sucesivos registros de imágenes planas (proyecciones) a través de cabezales rotatorios (como la cámara- γ) o sistemas anulares multi-detectores. Luego, la reconstrucción tomográfica de dichas imágenes adquiridas por emisión permite conocer la distribución interna del radio-trazador representada a través de imágenes transversales del paciente.

La cantidad de imágenes adquiridas a lo largo de la rotación del cabezal, el tiempo de adquisición de cada una de ellas, y demás parámetros constituyen lo que se denomina Protocolo de Adquisición de la imagen. Los protocolos son específicos para cada tipo de estudio y dependen también en gran medida del equipo de adquisición. El ángulo de rotación mínimo son 180° , que, por razones de estadística de cantidad de información adquirida, normalmente se convierte en un ángulo de rotación de 360° .

A lo largo de dicha rotación, el cabezal adquiere imágenes planas a ángulos determinados previamente (pasos de la adquisición) en períodos de tiempos constantes. La serie de imágenes obtenidas son almacenadas en la computadora donde se aplicarán algoritmos matemáticos que permitirán obtener cortes transversales del objeto en estudio.

Una particularidad del SPECT es que puede adquirir en una rotación la información necesaria para obtener los cortes transversales de todo el campo de visión del sistema. Estos cortes serán los mismos en cantidad, que el número de filas de las matrices de las proyecciones que normalmente son de 128x128. Si se utilizan matrices de adquisición de 64x64, la extensión del cuerpo estudiado será la misma pero el espesor de los cortes tomográficos obtenidos será exactamente el doble.

Cada corte transversal se obtiene aplicando un algoritmo de reconstrucción con los datos obtenidos por una misma fila de todas las proyecciones del estudio. Los cortes coronales y sagitales se obtienen luego a partir del conjunto de los cortes transversales por un sencillo reagrupamiento de la información.

Si bien la incorporación del SPECT a la práctica cotidiana de la MN permitió avanzar en uno de sus objetivos centrales que es la cuantificación de sus imágenes, la técnica básica de generar un mapa de distribución del radio-trazador en el organismo vivo para tener información sobre determinadas configuraciones relacionadas con metabolismo o función, continuó siendo la misma desde los inicios de la MN.

7.6. SPECT/CT

El desarrollo de los últimos 20 años en materia de la MN incorpora la modalidad dual de imágenes de emisión fusionadas a las morfológicas, estas últimas obtenidas en el mismo equipo con un estudio de transmisión realizado en forma simultánea o no, con fuente externa y reconstruidas por CT (del inglés, Computer Tomography), lo que se conoce como modalidad SPECT/CT.^{xviii} Las fuentes energéticas externas para obtener los estudios de transmisión pueden ser isótopos emisores de rayos- γ o tubos de rayos-X. Por múltiples razones se han difundido fuertemente los del segundo tipo, conocidos hoy día como equipos SPECT/TC. Esta técnica mejora significativamente la determinación espacial del radio-trazador en los respectivos tejidos ya que permite una correlación directa de la información anatómica y funcional, pero adicionalmente permite generar un mapa de

^{xviii} En vista del éxito comercial de servicios integrados de PET/CT, hay un interés cada vez mayor en los sistemas SPECT/CT.

atenuación para aplicar en el proceso de corrección del efecto de atenuación. Estudios clínicos han indicado una mayor especificidad y una significativa reducción de los hallazgos indeterminados. La superioridad del SPECT/CT sobre imágenes planas o SPECT se ha demostrado en estudios óseos.⁴⁶

7.7. SIMIND

En un sentido general podemos señalar que SIMIND permite reproducir por método Monte-Carlo adquisiciones en equipos de modalidad SPECT, esto es, imágenes planas generadas tanto por la emisión de rayos- γ de radio-nucleídos distribuidos en el interior de un fantoma regular o antropomórfico, como así también imágenes obtenidas por radiación electro-magnética transmitida a través de dichos fantomas y emitida por una fuente externa a ellos. Es decir, SIMIND permite la adquisición del conjunto de proyecciones planas, de **emisión** y **transmisión**, respectivamente. Cabe señalar, las reconstrucciones tomográficas en el plano axial de adquisición deben ser realizadas en una rutina de programación externa a SIMIND.

El uso de SIMIND comienza por la configuración de la adquisición que se pretende reproducir a través de la aplicación denominada "Change" en la cual se establecen condiciones y parámetros de simulación. Entre los ítems principales podemos citar: establecer tipo de imagen a adquirir, por emisión o transmisión de fuentes internas o externas al fantoma, respectivamente; fantoma objeto de estudio, de forma regular y su tamaño, o tipo antropomórfico; características del detector, esto es, tipo y tamaño de cristal, tipo de colimador, resoluciones energéticas y espaciales; configuración propia de la adquisición como son el ángulo total de rotación, cantidad de pasos de adquisición, actividad de la fuente radiactiva, energía del radio-trazador, entre otras. Cada configuración de adquisición es almacenada en un archivo principal cuyo nombre tiene extensión tipo "smc". La ejecución de SIMIND se realiza desde el entorno del sistema operativo MS-DOS a través de una línea de comando que invoca al archivo principal con extensión "smc" que se pretenda simular.

Existe una gran variedad de archivos auxiliares, referenciados por el principal, cuyo contenido de datos específicos son utilizados durante la ejecución de la simulación. Si bien la descripción de estos archivos no es objeto del presente trabajo a continuación se describe brevemente sólo una selección de ellos considerados relevantes para comprender el desarrollo del mismo. Entre ellos, un archivo con extensión “win” permite establecer la adquisición de imágenes con distintas ventanas energéticas sobre la distribución espectral de fotones registrados por el detector; esto es, una misma simulación puede ser adquirida en distintos rangos del espectro de energías, incluso pueden fijarse ventanas “solapadas entre sí”, aunque este último caso no es posible de aplicar en la mayoría (o ninguno) de los equipos clínicos, por lo tanto en este trabajo no se desarrollan algoritmos de corrección por RD que impliquen la adquisición de ventanas solapadas. Asimismo, dentro de cada una de las ventanas, pueden discriminarse tres tipos de adquisiciones: “air”, que corresponde a fotones emitidos sin ningún tipo de interacción con el medio, ni dispersión y ni atenuación; “sca” sólo fotones dispersados hasta el orden establecido; y “tot” son fotones totales correspondientes a la suma de dispersos y directos. Ventanas centradas en el foto-pico generan imágenes correspondientes a fotones “tot” y “sca”, luego la resta entre píxeles homólogos de las matrices de dichas imágenes permite generar imágenes constituidas sólo por fotones directos.

Para llevar a cabo simulaciones sobre el fantoma antropomórfico Zubal existe un archivo general con extensión “zub”, el cual almacena información de sus tejidos/órganos segmentados, estos son, valores de densidad física y de actividad relativa de radiación contenida en dichas estructuras. Mientras que la información espacial volumétrica relativa a la segmentación por vóxeles de estos tejidos/órganos se almacena en el archivo auxiliar “Vox_Man.dat”.

Como resultado de la simulación se generan los archivos principales que contienen las proyecciones de imágenes y sus espectros, entre otros. En particular para cada ventana energética de adquisición establecida se pueden generar hasta tres conjuntos de proyecciones relativos a “air”, “sca” y “tot” cuya extensión es “a0j”, donde j es el número de orden de ventana energética establecido en “win” (ver Tabla 6); tener en cuenta que cada uno de estos conjuntos contienen tantas imágenes como ángulos de adquisición fueron establecidos en la configuración.

Las distribuciones espectrales de energía obtenidas de la simulación son almacenadas en archivos con extensión tipo "prn". Pueden obtenerse espectros de fotones totales y en forma diferenciada el de fotones dispersos por orden de interacción, esto es, el de orden 1, orden 2, y así siguiendo. Cabe señalar que cada uno de los tipos de espectros obtenidos en una simulación corresponde a la suma de los espectros individuales de las proyecciones adquiridas. Por otro lado, realizando una simple operación de resta de cuentas en canales de energía homólogos entre los espectros de fotones totales y la totalidad de los dispersos es posible obtener la distribución espectral de los fotones directos.

La Tabla 6 muestra un resumen de los archivos más relevantes de entrada y salida de una simulación con el código SIMIND.

Particularmente en este estudio cada una de las proyecciones se ha simulado en forma individual de forma tal que fue posible obtener de cada una de ellas su espectro total y los de RD discriminado por orden de interacción.

El manejo del código SIMIND fue el primer paso y el más importante en el desarrollo de este trabajo el cual requirió una importante etapa de aprendizaje.

Tabla 6. Tipos de archivos principales de SIMIND correspondientes a la entrada y salida de datos.

Tipo de archivo	Extensión		Descripción
Entrada	nombre.smc		Archivo principal el cual contiene los principales parámetros de configuración de simulación
	nombre.win		Por simulación permite establecer varias ventanas energéticas de adquisición y en cada una de ellas hasta 3 tipos de imágenes: "air", "sca", "tot"
	Vox_Man.dat		Información volumétrica del fantoma Zubal (fantoma segmentado en vóxeles)
	nombre.zub		Valores de densidad física y actividad relativa asociada a cada órgano/tejido segmentado del fantoma Zubal
Salida	a0 <i>i</i> (tipo entero de 32 bits)	nombre_air_w <i>i</i> .a0 <i>i</i>	Imagen tipo "air" adquirida en la ventana <i>i</i> establecida en el archivo con extensión "win"
		nombre_sca_w <i>i</i> .a0 <i>i</i>	Ídem a la anterior con imagen tipo "sca"
		nombre_tot_w <i>i</i> .a0 <i>i</i>	Ídem a las dos anteriores con imagen tipo "tot"
	prn (tipo texto)	espectro.prn	Espectro de fotones totales de una simulación correspondiente a la suma de los espectros de cada proyección.
		espectro <i>j</i> .prn	Espectro correspondiente a la suma de los espectros de sólo fotones dispersos de orden <i>j</i> de cada proyección. El máximo valor de <i>j</i> coincide con el orden máximo de orden de interacción de fotones considerados en la configuración de simulación.

8. BIBLIOGRAFÍA

- ¹ D. Delbeke, G.M. Segall; "Status of and Trends in Nuclear Medicine in the United States"; *The Journal of Nuclear Medicine*, Vol 52, No 12 (Suppl), p: 24S-28S, 2011.
- ² F. J. Paúl, I. García Escribano, L. M. Lou, A. Sanjuán, C. González, A. Blasco, E. Calvo, A. Gutiérrez, M. Roca y J. A. Gutiérrez Colón; "Osteonecrosis en el trasplantado renal"; *Nefrología*, XVIII, Suplemento 2, p: 72-76, 1998.
- ³ I.X. Vargas-Carvajal, Ó.F. Martínez-Ballesteros; "Enfermedad de Legg-Calvé-Perthes. Revisión actualizada"; Elsevier España, S.L. y Semergen, Vol 38 No 3, p: 167-174, 2012.
- ⁴ B.D. Collier, G.F. Carrera, R.P. Johnson, A.T. Isitman, R.S. Hellman, J. Knobel, W.A. Finger, J.E. Gonyo, P.J. Malloy; "Detection of femoral head avascular necrosis in adults by SPECT"; *The Journal of Nuclear Medicine*, Vol 26, No 9, p: 979-987, 1985.
- ⁵ R.G. Wells, T. Farncombe, E. Chang, R. L. Nicholson; "Reducing Bladder Artifacts in Clinical Pelvic SPECT Images "; *The Journal of Nuclear Medicine*, Vol 45, No 8, p:1309-1314, 2004.
- ⁶ J-S. Ryu, J.S. Kim, D.H. Moon, S.M. Kim, M.J. Shin, J.S. Chang, S.K. Park, D.J. Han, H.K. Lee; "Bone SPECT Is More Sensitive Than MRI in the Detection of Early Osteonecrosis of the Femoral Head After Renal Transplantation"; *The Journal of Nuclear Medicine*, Vol 43, No 8, 2002.
- ⁷ *Ibíd.* 5.
- ⁸ G. Gillen, J. McKillop, T. Hilditch, J. Davidson, A. Elliot; "Digital filtering of the bladder in SPECT bone studies of the pelvis"; *The Journal of Nuclear Medicine*, Vol 29, No 9, p: 1587-1595, 1988.
- ⁹ J.A. Case, R. Licho, M. King, J.P. Weaver; "Bone SPECT of the spine: A Comparison of Attenuation Correction Techniques"; *The Journal of Nuclear Medicine*, Vol 40, No 4, p: 604-613, 1999.
- ¹⁰ *Ibíd.* 5.
- ¹¹ M.K. O'Connor, B.J. Kelly; "Evaluation of Techniques for the Elimination of "Hot" Bladder Artifacts in SPECT of the Pelvis"; *The Journal of Nuclear Medicine*, Vol 31, No 11, p: 1872-1875, 1990.
- ¹² B. Penney, H. Al-Hallaq, R. Keast, J. Ryan; "Summing rapid SPECT acquisitions reduces bladder filling artifact"; *The Journal of Nuclear Medicine*, Vol 37(suppl), 212P, 1996.
- ¹³ I. Buvat, M. Rodriguez-Villafuerte, A. Todd-Pokropek, H. Benali, R. Di Paola; "Comparative Assessment of Nine Scatter Correction Methods Based on Spectral Analysis Using Monte Carlo Simulations"; *The Journal of Nuclear Medicine*, Vol 36, No 8, p: 1476-1488, 1995.
- ¹⁴ K. Ogawa; "Image distortion and correction in single photon emission CT"; *Annals of Nuclear Medicine*, Vol 18, No 3, p: 171-185, 2004.
- ¹⁵ Libro: "The Atomic Nucleus"; Robley D. Evans (McGraw-Hill, 1955).

¹⁶ Michael Ljungberg, Sven-Erik Strand; "Attenuation Correction in SPECT Based on Transmission Studies and Monte Carlo Simulations of Build-Up Functions"; *The Journal of Nuclear Medicine*, Vol 31, No. 4, p: 493-500, 1990.

¹⁷ Libro: "Physics and Radiobiology of Nuclear Medicine"; Gopal B. Saha (Springer-Verlag, 1993).

¹⁸ Brian F Hutton, Irène Buvat, Freek J Beekman; "Review and current status of SPECT scatter correction"; *Physics in Medicine and Biology, Topical Review*, Vol 56, p: R85-R112, 2011.

¹⁹ Libro: "Radiation Detection and Measurement"; Glenn F. Knoll (John Wiley & Sons, 1989).

²⁰ Libro: "Principles of Computerized Tomographic Imaging"; Avinash C. Kak, Malcolm Slaney, (IEEE Press, 1999).

²¹ Tesis doctoral: "Métodos Iterativos de Reconstrucción Tomográfica en SPECT"; Carles Maria Falcon Falcon, Departamento de Física Aplicada y Electrónica de la Universidad de Barcelona, 1999.

²² R. Puchal Añé; "Reconstrucción Tomográfica por Métodos Iterativos", *Revista Española de Medicina Nuclear*, Vol 27, No 6, p: 460-467, 2008.

²³ *Ibíd.* 14.

²⁴ *Ibíd.* 16.

²⁵ Maria Carla Gilardi, Valentino Bettinardi, Andrew Todd-Pokropek, Luciano Milanesi, Ferruccio Fazio; "Assessment and Comparison of Three Scatter Correction Techniques in Single Photon Emission Computed Tomography"; *The Journal of Nuclear Medicine*, Vol 29 No 12, p: 1971-1979, 1988.

²⁶ *Ibíd.* 5.

²⁷ Ronald J. Jaszcak, Kim L. Greer, Carey E. Floyd Jr., C. Craig Harris, R. Edward Coleman; "Improved SPECT Quantification Using Compensation for Scattered Photons"; *The Journal of Nuclear Medicine*, Vol 25, No 8, p: 893-900, 1984.

²⁸ Koichi Ogawa, Akihiro Chugo, Takashi Ichihara, Atsushi Kubo, Shozo Hashimoto; "Quantitative Image Reconstruction using Position-Dependent Scatter Correction in Single Photon Emission CT"; *IEEE*, p: 1011-1013, 1993.

²⁹ *Ibíd.* 14.

³⁰ *Ibíd.* 16.

³¹ Andreas K. Buck, Stephan Nekolla, Sibylle Ziegler, Ambros Beer, Bernd J. Krause, Ken Herrmann, Klemens Scheidhauer, Hans-Juergen Wester, Ernst J. Rummeny, Markus Schwaiger, Alexander Drzezga; "SPECT/CT", *The Journal of Nuclear Medicine*, Vol 49, No 8, p: 1305-1319, 2008.

³² *Ibíd.* 18.

³³ *Ibíd.* 14.

³⁴ Habib Zaidi, Bruce Hasegawa; "Determination of the Attenuation Map in Emission Tomography"; *The Journal of Nuclear Medicine*, Vol 44, No 2, p: 291-315, 2003.

³⁵ Libro: "Physics in Nuclear Medicine"; Simon R. Cherry, James A. Sorenson, Michael E. Phelps (Sounders, 2003).

Reducción de la radiación dispersa por análisis espectral de energía mediante simulación por Monte-Carlo. Aplicación a las imágenes de las cabezas femorales en SPECT.

³⁶ Libro: "Accelerated Monte Carlo Simulation for Scatter Correction in SPECT"; Hugo de Jong (Image Sciences Institute, University Medical Center Utrecht, The Netherlands, 2001).

³⁷ Código SIMIND, The SIMIND Monte-Carlo Program Version 4.9d (www.radfys.lu.es/simind/); Copyright ©1997-2009; Michael Ljungberg, Ph.D. Professor; Medical Radiation Physics, Department of Clinical Sciences, Lund; Lund University SE-221 85 Lund, Sweden; michael.ljungberg@med.lu.se.

³⁸ I. Buvat, I. Castiglioni; Monte Carlo simulations in SPET and PET; The Quarterly Journal of Nuclear Medicine, Vol 46, p: 48-61, 2002.

³⁹ Habib Zaidi; "Relevance of accurate Monte Carlo modeling in nuclear medical imaging"; Medical Physics, Vol 26, No 4, p: 574-608, 1999.

⁴⁰ Protocolos clínicos para estudios de SPECT, OIEA, Proyecto ARCAL XXXII – RLA/6/036: "Control de calidad y optimización de protocolos clínicos de SPECT", versión 2002, actualizada y revisada 2008.

⁴¹ Amelia E.B. Moore, Glen M. Blake, Ignac Fogelman; "Quantitative Measurements of Bone Remodeling Using 99mTc-Methylene Diphosphonate Bone Scans and Blood Sampling"; The Journal of Nuclear Medicine, Vol 49, No 3, 2008.

⁴² Glen M. Blake, Amelia E.B. Moore, Ignac Fogelman; "Quantitative Studies of Bone Using 99mTc-Methylene Diphosphonate Skeletal Plasma Clearance"; Seminar in Nuclear Medicine, Vol 39, p: 369-379, 2009.

⁴³ "Manual de radiofarmacia"; J. Mallol, (Díaz de Santos, 2008).

⁴⁴ Soto V.M., Gutiérrez M.; "Parámetros inerciales para el modelado biomecánico del cuerpo humano"; Revista Motricidad, Universidad de Granada, Vol 2, p: 169-189, 1996.

⁴⁵ *Ibíd.* 35.

⁴⁶ *Ibíd.* 31.