

003628



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTONOMA
DE MEXICO

POSGRADO EN CIENCIAS FISICAS

METODOS DE CORRECCION POR ATENUACION
Y DISPERSION EN LA CUANTIFICACION
DE GAMMAGRAFIAS RENALES

T E S I S

QUE PARA OBTENER EL GRADO DE:

MAESTRO EN CIENCIAS FISICA MEDICA

P R E S E N T A:

JOSE MANUEL LARRAGA GUTIERREZ

pcf

DIRECTOR DE TESIS: DR. ARNULFO MARTINEZ DAVALOS

posgrado en ciencias físicas

u n a m

MEXICO, D. F.

NOVIEMBRE 2002

TESIS CON
FALLA DE ORIGEN



Universidad Nacional
Autónoma de México



UNAM – Dirección General de Bibliotecas
Tesis Digitales
Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS ©
PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

Todo el material contenido en esta tesis esta protegido por la Ley Federal del Derecho de Autor (LFDA) de los Estados Unidos Mexicanos (México).

El uso de imágenes, fragmentos de videos, y demás material que sea objeto de protección de los derechos de autor, será exclusivamente para fines educativos e informativos y deberá citar la fuente donde la obtuvo mencionando el autor o autores. Cualquier uso distinto como el lucro, reproducción, edición o modificación, será perseguido y sancionado por el respectivo titular de los Derechos de Autor.

Agradecimientos

A mi mamá por su fuerza y fe

A Arnulfo por su paciencia (otra vez) ☺

A Mercedes por su apoyo y confianza

A Ruthcita por su paciencia en apoyarme con los experimentos ☺

Al Departamento de Medicina Nuclear Molecular del Hospital Infantil de México “Dr. Federico Gómez” por apoyarme con el equipo y materiales sin los cuales esta tesis no se hubiera hecho

Y finalmente a la Universidad Nacional Autónoma de México

Contenido

Introducción	3
1 Nefrología y Medicina Nuclear	5
§1.1 Anatomía y fisiología del riñón	5
§1.1.1 La función renal	5
§1.2 Medicina Nuclear	8
§1.2.1 Gammagrafías renales	9
§1.2.2 Renogramas	9
§1.2.3 Modelo compartamental	11
2 Métodos de corrección por atenuación y dispersión	15
§2.1 Método de imágenes conjugadas	16
§2.2 Método de triple ventana	19
§2.3 Método de doble ventana	22
§2.4 Estudios de transmisión para determinar el valor de k	22
§2.5 Corrección por atenuación y dispersión	23
3 Estudios experimentales de transmisión y emisión	25
§3.1 Características de la gammacámara	25
§3.1.1 Resolución en energía	26
§3.1.2 Sensibilidad	29
§3.2 Maniquí renal	30

§3.3 Estudio de transmisión	31
§3.3.1 Resultados del estudio de transmisión	34
§3.4 Estudio de emisión	36
§3.4.1 Substracción de Fondo	37
§3.4.2 Resultados del estudio de emisión	38
4 Simulación Monte Carlo	40
§4.1 Simulación MC de una gammacámara SPECT	41
§4.1.1 Respuesta del colimador	41
§4.1.2 Respuesta del cristal	42
§4.2 Validación de la simulación MC	43
§4.2.1 Resultados de la simulación MC	44
§4.3 Efecto del tamaño del medio	47
§4.4 Efecto de la profundidad renal	48
5 Conclusiones	53

Introducción

En medicina nuclear existe la necesidad de realizar estudios que proporcionen de manera precisa la concentración del radiofármaco en el órgano de interés con el fin de mejorar la calidad del diagnóstico. En particular en los estudios gammagráficos renales la tasa de filtración del radiofármaco se usa para evaluar la función del riñón. Sin embargo, una cuantificación precisa de este parámetro no es posible debido a la dispersión y atenuación de la radiación en el paciente. Se han propuesto métodos como los que usan mapas de atenuación para corregir por atenuación, y modelos de dispersión obtenidos con simulaciones Monte Carlo para corregir por dispersión de la radiación, aunque en la práctica no se ha establecido ninguno para su uso cotidiano.

En el caso de los riñones los equipos comerciales de medicina nuclear utilizan la ley de atenuación exponencial para corregir por la atenuación de la radiación y confían en el desempeño del colimador para corregir por dispersión. Este método necesita conocer la profundidad del riñón, para lo cual se emplea una fórmula semiempírica o datos de un estudio de ultrasonido o MRI. Sin embargo, en el Hospital Infantil de México “Dr. Federico Gómez” la fórmula semiempírica es poco precisa en los niños, ya que éstos se encuentran en rápido crecimiento y someterlos a un estudio extra para medir la profundidad del riñón no se contempla en la práctica.

El objetivo de este trabajo de tesis es emplear el método propuesto por Kojima et al. [2000], el cual usa el método de imágenes conjugadas (IC) para corregir por atenuación y el método TEW (triple ventana en energía) para corregir por dispersión de la

radiación, con el fin de evitar el empleo de la profundidad del riñón para cuantificar los estudios gammagráficos renales. Además contribuimos con el desarrollo de una simulación Monte Carlo (MC) que se usa para determinar el coeficiente de atenuación lineal efectivo de un maniquí antropomórfico matemático, así como de proporcionarnos la precisión del método IC en las condiciones del Departamento de Medicina Nuclear del Hospital Infantil.

El Capítulo I da una breve descripción de la anatomía y fisiología del riñón dentro del contexto de medicina nuclear. El Capítulo II discute de manera detallada el método de imágenes conjugadas y el método de triple ventana. El Capítulo III describe el experimento que se desarrollo para validar el método propuesto por Kojima et al. [2000] y finalmente en el Capítulo IV y V se muestran los resultados de la simulación MC y las conclusiones del presente trabajo.

CAPÍTULO 1

Nefrología y Medicina Nuclear

§1.1 Anatomía y fisiología del riñón

Los riñones son un par de órganos en forma de fríjol que se encuentran localizados en la parte posterior del abdomen, a los lados de la columna vertebral y entre la 12a vértebra torácica y la 3a vértebra lumbar. Por lo general, el riñón izquierdo se encuentra más arriba que el riñón derecho. En adultos éstos tienen un tamaño aproximado de 10 a 12 cm de longitud y un espesor de 5 cm. En la Fig. 1.1 se muestra la anatomía del riñón, así como su ubicación en el cuerpo humano.

Los riñones filtran y eliminan de la sangre desechos del metabolismo, toxinas, exceso de agua y de sales minerales. Además, son responsables de regular la acidez de la sangre excretando sales cuando es necesario. En el presente capítulo describiremos brevemente cómo el riñón realiza su función y el papel de la medicina nuclear como una herramienta para evaluar la función renal.

§1.1.1 La función renal

La función renal se lleva a cabo por aproximadamente 1 millón de unidades fundamentales que constituyen al riñón; el nombre que recibe esta unidad es el de *nefrona*. La Fig. 1.2 muestra la anatomía de la nefrona y las partes que la constituyen. Para

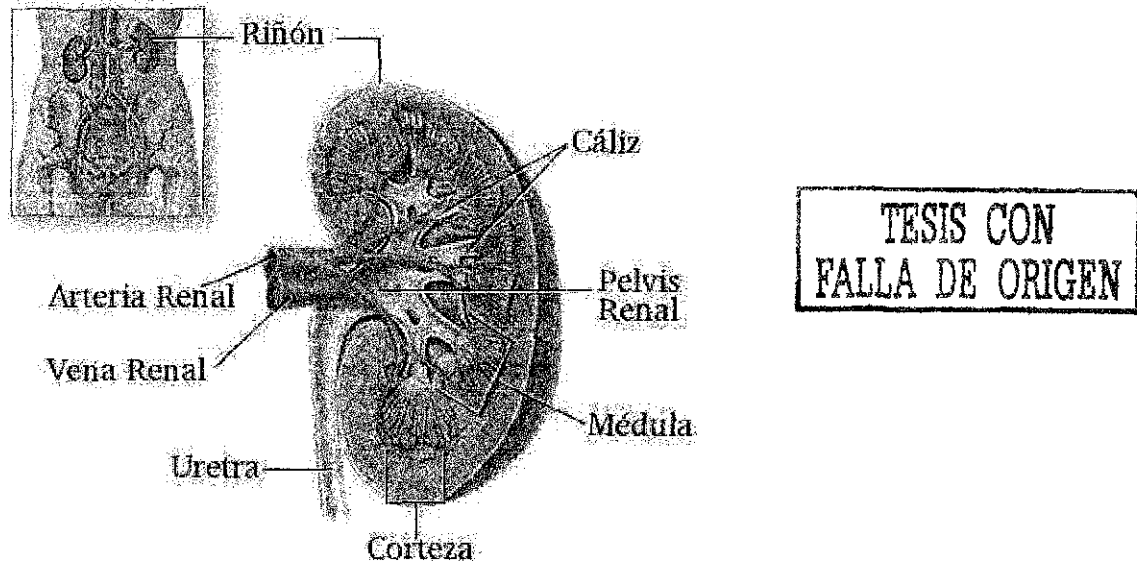


Figura 1.1: Anatomía del riñón y su ubicación en el cuerpo humano

eliminar los desechos y las toxinas de la circulación sanguínea, la sangre ingresa al riñón a través de la arteria renal; ésta se ramifica en arteriolas y en vénulas para regresar a la circulación general. La arteriola transporta la sangre a la nefrona, y ahí los desperdicios son eliminados de la sangre por difusión en la membrana del glomérulo. La Fig. 1.3 muestra la estructura interna de la cápsula de Bowman. Tanto moléculas de sales minerales, toxinas, así como moléculas de agua quedan atrapados en la cápsula de Bowman. Esta solución forma la orina, la cual es recolectada por el tubo colector, transportada a la pelvis renal para ser eliminada del cuerpo.

El diagnóstico de cualquier desorden del riñón está relacionado directamente con la evaluación de la función renal. Al respecto, es necesario entender el concepto de tasa de filtración. Cualquier sustancia puede encontrarse en la sangre con una concentración P_A (mg/ml) en el plasma de la arteria renal y encontrarse en la orina con una concentración U (mg/ml). Si la orina se produce a una tasa \dot{V} (ml/min), podemos concluir que la sustancia es excretada a una tasa de $U\dot{V}$ (mg/min), por lo que, en cada minuto, el volumen de sangre que es limpiado de la sustancia es

$$V_L \left(\frac{\text{mg}}{\text{min}} \right) = \frac{U\dot{V}}{P_A} \quad (1.1)$$

Si la sustancia se filtra en el glomérulo tan eficientemente como el agua, y no re-

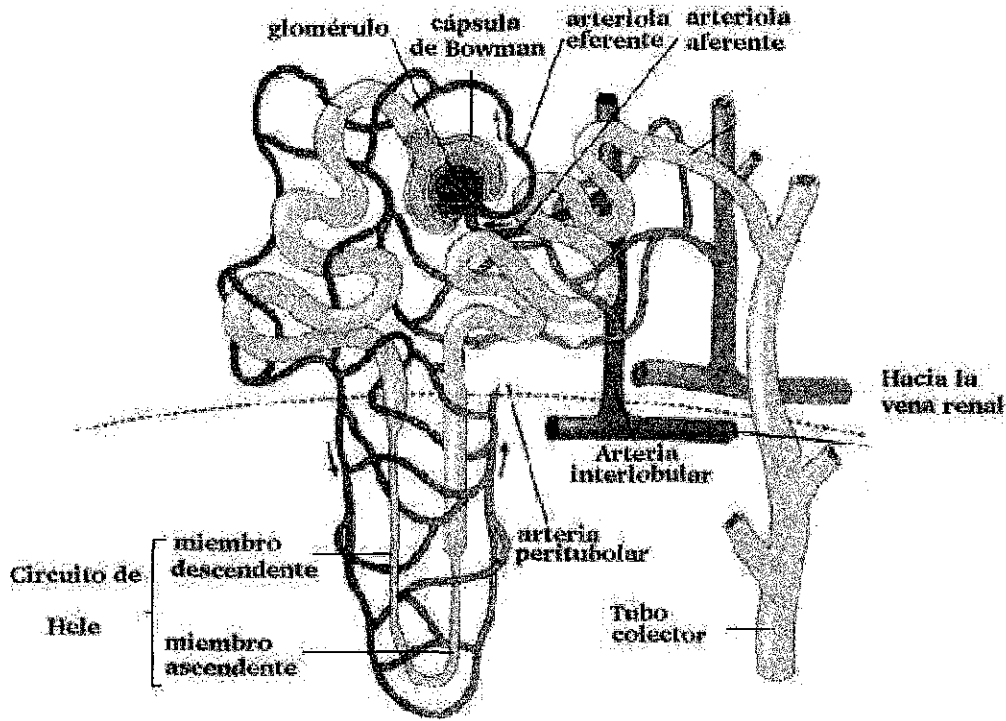


Figura 1.2: Anatomía de la nefrona

TESIS CON FALLA DE ORIGEN

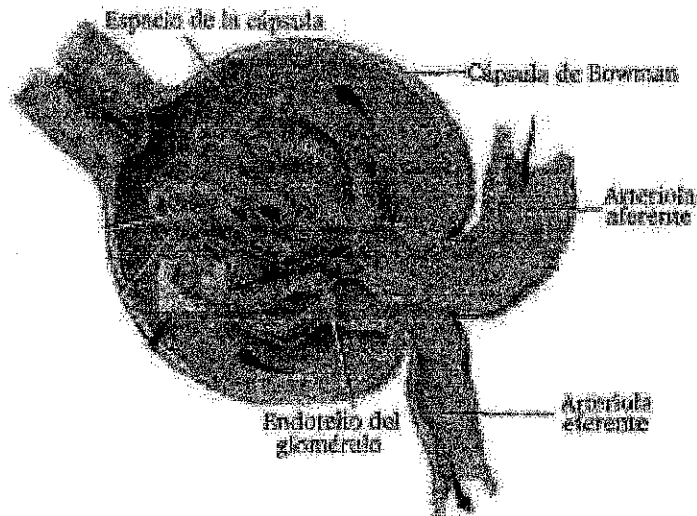


Figura 1.3: La sangre se filtra de los desperdicios y toxinas en el glomérulo

ingresa a la circulación general, entonces podemos decir que la tasa de filtración de la sustancia es una medida de la *velocidad de filtración glomerular* (VFG). Estas condiciones implican que la sustancia no es reabsorbida, ni metabolizada por las células del riñón. Los valores normales de la VFG que se han medido en adultos son de $124 \pm 26 \frac{ml}{min}$ en hombres y $109 \pm 13 \frac{ml}{min}$ en mujeres [O'Reilly, 1979]. Como en la realidad ninguna sustancia se elimina del cuerpo con esa eficiencia, definimos el *flujo plasmático renal efectivo* (FPRE), es decir, el volumen real de plasma que se filtra, como

$$FPRE = \frac{U\dot{V}}{P_A - P_V} \quad (1.2)$$

donde U es la concentración de la sustancia en la orina, \dot{V} es la tasa de producción de orina, y P_V y P_A es la concentración de la sustancia en el plasma de la vena y la arteria, respectivamente. Toda técnica de diagnóstico que pretenda evaluar la función renal necesita medir el VFG y el FPRE. En la actualidad la medicina nuclear es la herramienta fundamental para llevar a cabo tal tarea.

§1.2 Medicina Nuclear

La medicina nuclear es una técnica de diagnóstico que emplea radioisótopos que emiten rayos- γ con el fin de visualizar los procesos metabólicos del cuerpo humano. Con ella se pueden diagnosticar enfermedades que son invisibles para otras modalidades de diagnóstico, como la resonancia magnética, tomografía computada, etc. La base de este método radica en la detección de los rayos- γ , para lo cual se emplea el dispositivo que desarrolló Hal Anger [Sorenson, 1987] en la década de 1950. La cámara Anger o gammacámara es un detector de centelleo, comúnmente un cristal de Yoduro de Sodio activado con talio (NaI(Tl)), acoplado a un arreglo de fotomultiplicadores cuya función es construir la imagen tridimensional de la distribución del radioisótopo en el paciente.

Para poder observar la función de un órgano de interés, el radioisótopo se combina con una sustancia que reconoce el órgano blanco; esta combinación recibe el nombre de *trazador* o *radiofármaco*. El trazador ingresa al paciente por ingestión o a través de la sangre, posteriormente éste se concentra en el órgano de interés. Por medio de la gammacámara se obtienen imágenes de la distribución del radiofármaco en el cuerpo humano. El médico nuclear analiza estas imágenes y decide si existe algún padecimiento o enfermedad que esté relacionada con el órgano blanco.

§1.2.1 Gammagrafías renales

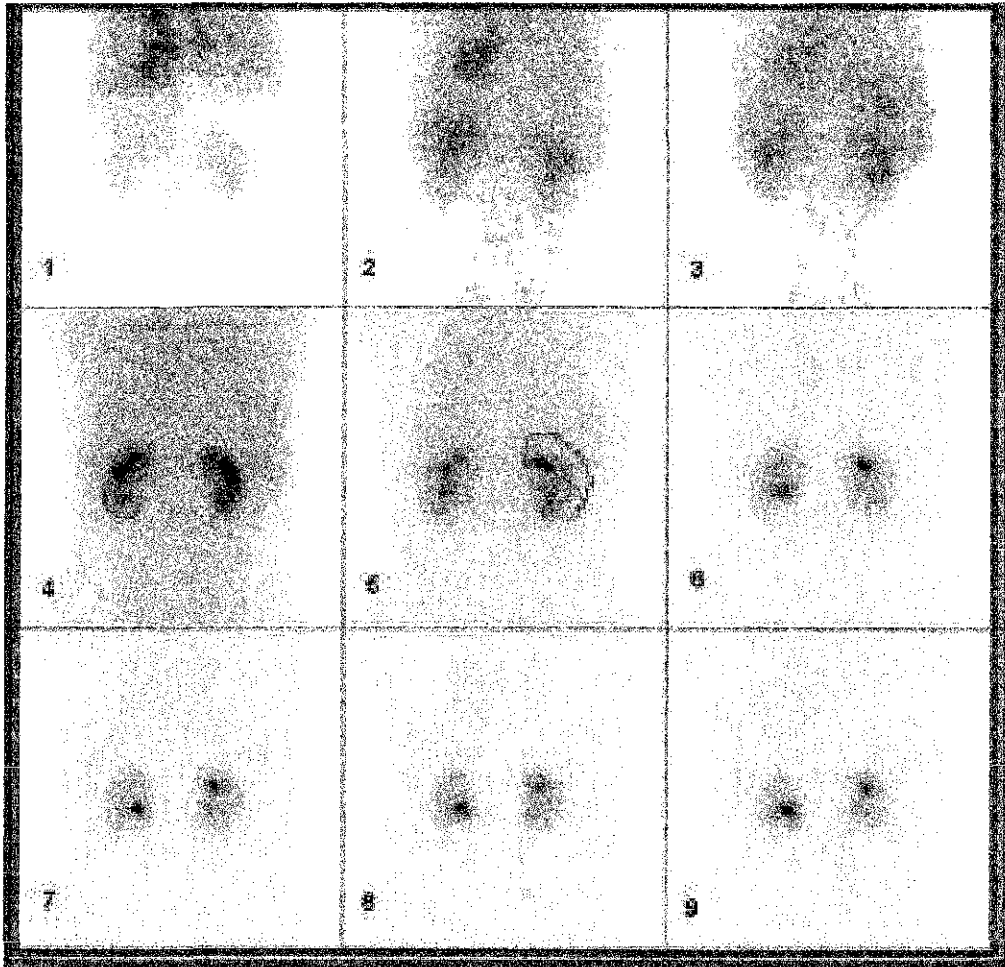
Los estudios renales en medicina nuclear tienen como objetivo evaluar la función de los riñones. Las gammagrafías renales son un conjunto de imágenes que se adquieren a intervalos determinados de tiempo, ya que los procesos de difusión (filtración) que se llevan a cabo en el riñón son dinámicos. Por lo general, el estudio se divide en dos etapas; en la primera etapa, que se conoce como vascular (duración de 1 a 2 s), se evalúa la tasa de perfusión de la arteria renal, y en la segunda, que se conoce como estudio de la parénquima (duración alrededor de 30 min) se mide la tasa de filtración. El número de imágenes que se obtienen puede variar dependiendo del protocolo que se emplee en el departamento de medicina nuclear, pero un estudio típico tiene aproximadamente 60 imágenes. Estas imágenes son analizadas para obtener lo que comúnmente se conoce como curvas renográficas o renogramas. En la Fig. 1.4 se muestra un estudio renal, cada imagen representa un intervalo de tiempo. Se puede observar cómo la concentración del trazador aumenta conforme avanza el tiempo para finalmente volver a disminuir.

El radioisótopo que se usa en la actualidad con mayor frecuencia en los estudios renales es el Tecnecio-99 metaestable (^{99m}Tc). El ^{99m}Tc es un radioisótopo que emite rayos- γ con una energía promedio de 140 keV y tiene una vida media de 6 hr. Tiene la ventaja de ser relativamente económico, fácil de producir y combinar con otras sustancias.

El radiofármaco que se use en un estudio renal depende del aspecto que se quiere observar de la función renal [O'Reilly, 1979]. Por ejemplo, el ^{99m}Tc -DTPA (ácido dietilenotriaminopentaacético) se usa para medir el VFG, pues se filtra de la circulación por el glomerulo sin ser reabsorbido significativamente en el riñón. Las imágenes que se obtienen con estos agentes son procesadas para obtener lo que se conoce como curvas renográficas o renogramas.

§1.2.2 Renogramas

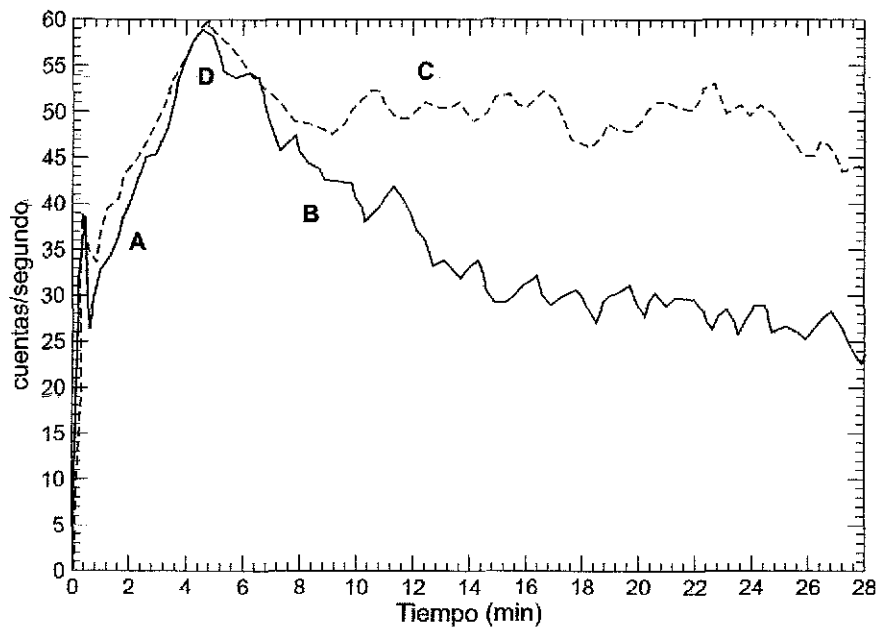
Los renogramas son curvas que muestran la actividad del radiofármaco en el riñón como función del tiempo. Si las curvas se corrigen por el decaimiento del radioisótopo, entonces el renograma muestra la concentración del trazador en el riñón durante el estudio. El renograma es el resultado más valioso de los estudios gammagráficos renales, pues muestra de manera gráfica la función renal.



TESIS CON
FALLA DE ORIGEN

Figura 1.4: Estudio de medicina nuclear que muestra la forma en que se evalúa la función renal. Cada imagen representa un intervalo de tiempo en la secuencia 1 a 9. Se puede observar como la concentración del trazador tiene un máximo (cuadro 4) y disminuye conforme transcurre el tiempo.

El método que se usa para obtener un renograma es el siguiente: después de concluido el estudio renográfico, se marca una región de interés (ROI) en la imagen, puede ser el riñón completo, la región cortical, etc.; esa misma región se marca en todas las imágenes del estudio. Se determina el número de cuentas que se encuentran dentro de la región para cada imagen y se obtiene un curva de la actividad dentro de la ROI como función del tiempo. En la Fig. 1.5 se muestra un renograma típico. La primera fase de la curva (A) tiene un crecimiento rápido que corresponde a la entrada del trazador en el riñón, en esta etapa las imágenes muestran los riñones, así como tejido y sangre



TESIS CON
FALLA DE ORIGEN

Figura 1.5: Un renograma típico obtenido con ^{99m}Tc -DTPA. Cortesía del Departamento de Medicina Nuclear del Hospital Infantil de México "Dr. Federico Gómez"

extrarenal. La segunda fase (B) corresponde al proceso de filtración del trazador en el riñón; esto se refleja en el renograma con una pendiente suave decreciente. La forma y duración de esta fase del renograma depende de muchos factores, como el VFG, el FPRE y el volumen de sangre que ingresa al riñón; cualquier desorden en la función renal, como baja VFG (C), se refleja en el renograma.

La información que puede obtenerse de un renograma es de tipo cualitativo y cuantitativo. El médico entrenado en medicina nuclear puede observar en el renograma una obstrucción (ver Fig. 1.5 D) que impida la excreción del trazador. Sin embargo, se necesita un modelo de referencia de la formación del renograma para determinar la información cuantitativa, como la VFG y el FPRE. El tipo de modelo que se utiliza ampliamente para describir la formación del renograma es el modelo compartamental.

§1.2.3 Modelo compartamental

El concepto básico detrás de todo modelo compartamental es que todo trazador dentro del cuerpo se encuentra distribuido a través de compartimientos que representan un órgano en particular. Este modelo no representa necesariamente lo que pasa realmente en el cuerpo, pero es simple y nos describe de manera macroscópica la función renal

[O'Reilly, 1979].

El modelo más simple que puede usarse para modelar la función renal es el modelo de tres compartimentos. La Fig. 1.6 muestra un diagrama esquemático de este modelo. El primer compartimento, o compartimento central, representa la concentración del trazador que será filtrado de la circulación general, por lo que este compartimento se refiere al plasma intravascular. El segundo compartimento representa la concentración del trazador que ha sido removido de la sangre y está asociado con la orina en el riñón y en la vejiga. Por último, el tercer compartimento representa la concentración del trazador que se encuentra en tejido extrarrenal ó extravascular, esto es, células de otros órganos o ligado a las proteínas y grasas del cuerpo.

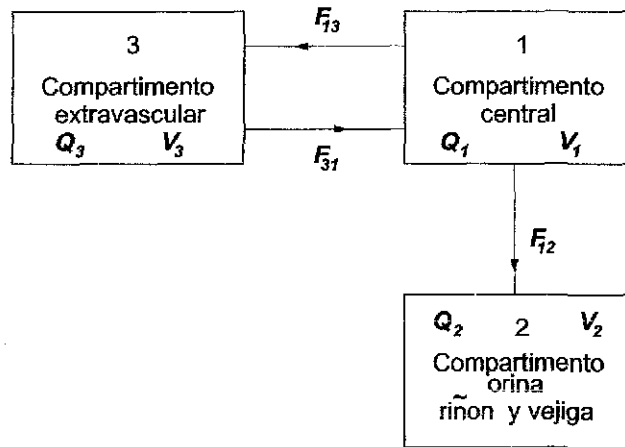


Figura 1.6: Modelo de tres compartimentos. Existe un intercambio del trazador entre los compartimentos 1 y 3. El compartimento 2 se puede subdividir para obtener la función renal, así como el llenado de la vejiga, el cual se puede representar con una función exponencial de la forma $1 - e^{-\lambda x}$

Las cantidades Q_i representan la concentración del trazador en cada uno de los compartimentos, V_i el volumen de plasma en el compartimento y F_{ij} son las velocidad de filtración e intercambio del trazador entre los compartimentos. Si planteamos las ecuaciones diferenciales para este sistema, encontramos que la función renal $R(t)$ es [O'Reilly, 1979],

$$R(t) = \begin{cases} 1 - A_3 e^{-\lambda_1 t} - A_4 e^{-\lambda_2 t} & t < t_0 \\ A_5 (e^{-\lambda_1 t_0} - 1) e^{-\lambda_1 t} + A_4 (e^{-\lambda_2 t_0} - 1) e^{-\lambda_2 t} & t \geq t_0 \end{cases} \quad (1.3)$$

donde A_i y λ_i ($i = 1..5$) son constantes de acoplamiento y t_0 representa el tiempo de

tránsito del trazador en la sangre antes de que se forme la orina. En la Fig. 1.7 se muestra una gráfica de la ec. 1.3; los valores para las constantes de acoplamiento fueron obtenidos experimentalmente para un adulto normal [O'Reilly, 1979].

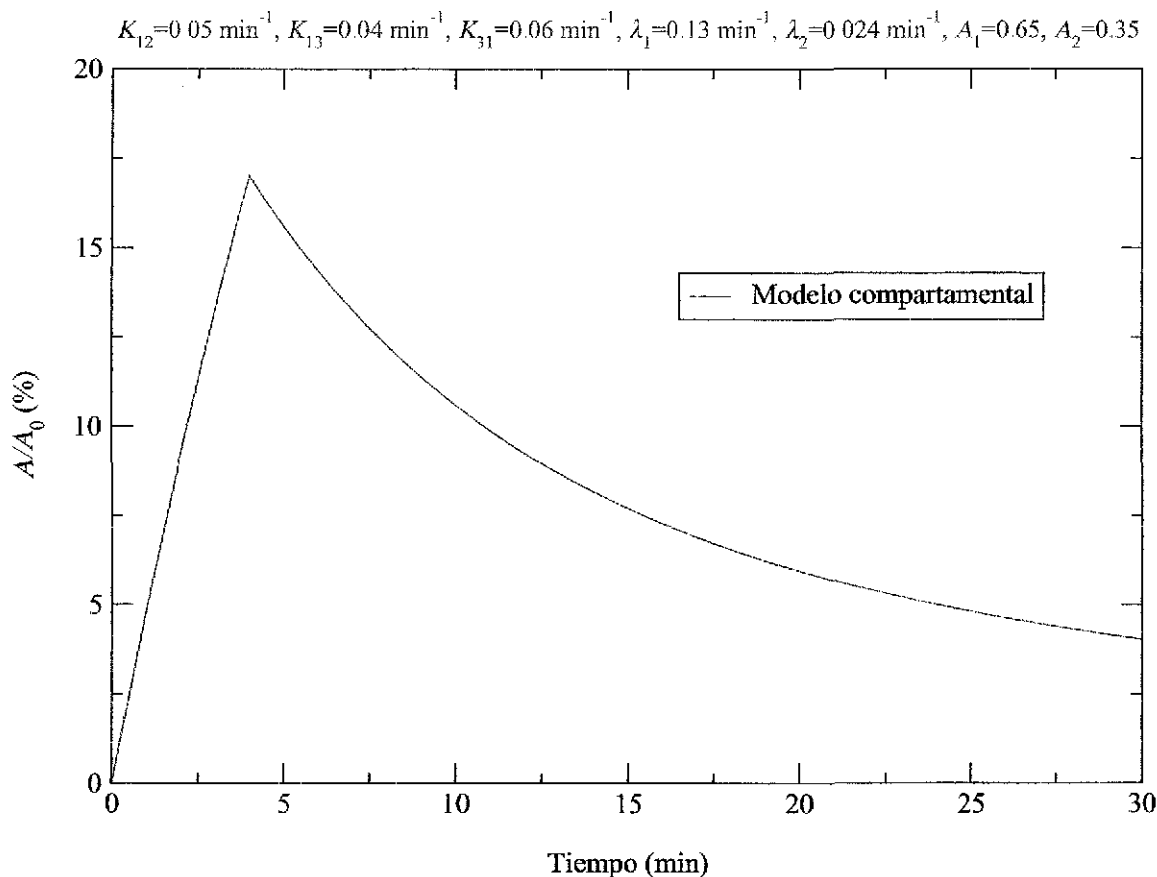


Figura 1.7: Resultado del modelo de tres compartimentos. A/A_0 representa la concentración de la sustancia en el riñón para un instante t . Se puede observar la semejanza con el renograma real que se muestra en la Fig. 1.5

Aunque el modelo compartamental es una buena aproximación para describir la formación de la función renal, en la práctica es insuficiente para determinar parámetros tales como el VFG y el FPRE. Esto se debe a que la gammacámara no sólo detecta la radiación que proviene del trazador en el riñón, sino también detecta la que proviene de órganos y tejidos que rodean al riñón, puesto que las imágenes que se obtienen son la proyección bidimensional de una distribución tridimensional. A esta radiación *extra* se le llama *radiación de fondo*. Actualmente las gammacámaras cuentan con un sistema

de procesamiento de imágenes que permite corregir el renograma de la radiación de fondo; más adelante describiremos cómo se corrigen las imágenes en la práctica.

CAPÍTULO 2

Métodos de corrección por atenuación y dispersión

La ventaja de la medicina nuclear sobre otras técnicas de radiodiagnóstico se basa en su habilidad para poder visualizar los procesos metabólicos del cuerpo, mediante la detección de la distribución del radiofármaco en el área de interés. Por ello sería de gran utilidad poder determinar de manera absoluta la concentración del trazador, con el fin de mejorar la calidad de la información cuantitativa y así poder evaluar con mayor precisión la función que se desea observar. Sin embargo, los procesos de atenuación y dispersión de la radiación degradan, tanto la imagen, como la información cuantitativa que se pueda obtener de ella.

En la actualidad se han propuesto varios métodos para cuantificar la actividad del trazador en los estudios de medicina nuclear. Estos métodos se pueden clasificar en tres categorías [Miller et al., 1996]. La primera involucra aquellos métodos que pretenden determinar la fracción de radiación dispersada en el fotopico a partir de los fotones dispersados que se encuentran en el hombro Compton del espectro [Kojima et al., 2000]. La segunda sugiere el uso de un coeficiente efectivo de atenuación lineal (Macey [1982], Flemming [1979], Kojima et al. [2000]), y de mapas de atenuación para estructuras no homogéneas (Miller et al. [1996]). La tercera categoría usa funciones *build up* para corregir por radiación dispersada en imágenes planas. Los principios en que se basan cada uno de estos métodos y sus limitaciones se discuten en la literatura [Buvat et al., 1994]. Sin embargo, ninguno de estos métodos se ha adoptado de manera generalizada

para su uso en la práctica clínica.

En su mayoría, los equipos comerciales de medicina nuclear pretenden corregir la falta de información cuantitativa en las gammagrafías renales usando la ley de atenuación exponencial,

$$I = I_0 e^{-\mu d} \quad (2.1)$$

donde μ es el coeficiente de atenuación lineal de la zona abdominal, y d es la profundidad a la que se encuentran los riñones. Este método requiere el conocimiento de la profundidad de los riñones, la cual se obtiene mediante medidas directas (ultrasonido, CT) o utilizando una fórmula semiempírica. Sin embargo, en el caso del Hospital Infantil de México “Dr. Federico Gómez”, en el que la mayoría de los pacientes son niños de 1-12 años de edad, el uso de la fórmula semiempírica no es precisa debido a que ésta se obtuvo a partir de estudios de CT practicados a adultos del Reino Unido, y exponerlos a un estudio extra para medir la profundidad renal no se contempla en la práctica, ya que esto involucra costos y/o exposición a radiaciones adicionales al paciente pediátrico.

En el caso particular de los estudios renales en medicina nuclear, los métodos de ventana y los que usan un coeficiente efectivo de atenuación lineal han demostrado cuantificar de manera precisa la actividad del trazador en el riñón [Flemming, 1979; Kojima et al., 2000]. Esto se debe a que los riñones se encuentran localizados en una zona relativamente homogénea del cuerpo, pues la zona abdominal se compone mayoritariamente de músculo liso y agua. A continuación describiremos los principios en que se basa el método de imágenes conjugadas para corregir por atenuación (sec. 2.1) y los métodos de ventana para corregir por dispersión (sec. 2.2 y 2.3).

§2.1 Método de imágenes conjugadas

Este método propone corregir por la atenuación de la radiación usando la información de las imágenes anterior y posterior de la zona de interés. Consideremos las cuentas que se observan en una gammacámara [Sorenson, 1987] dual con colimadores de hoyos paralelos debido a la actividad de una distribución de radiación uniforme de grosor t en un medio con coeficiente de atenuación lineal μ_1 dentro de un cuerpo con grosor T y coeficiente de atenuación lineal μ_2 , como se muestra en la Fig. 2.1.

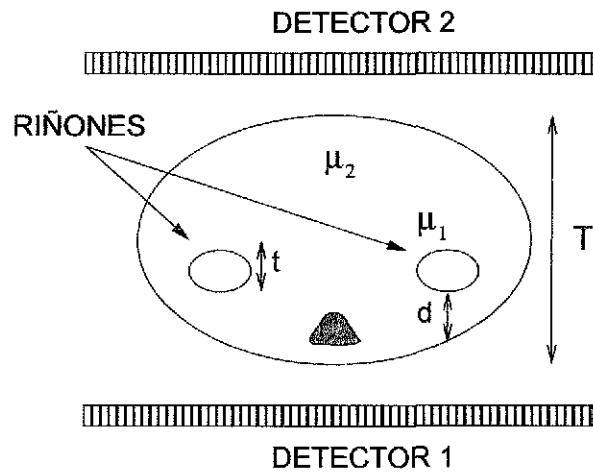


Figura 2.1: Figura esquemática que muestra de forma simplificada al riñón de grosor t en el cuerpo de grosor T

Las cuentas observadas por unidad de longitud en el detector 1, de acuerdo con este modelo son,

$$C_1 = \eta_1 C_0 e^{-\mu_2 d} \int_0^t e^{-\mu_1 x} dx = \frac{\eta_1 C_0 e^{-\mu_2 d}}{\mu_1} [1 - e^{-\mu_1 t}] \quad (2.2)$$

donde η_1 es la sensibilidad de la gammacámara, C_0 es el número de fotones por unidad de longitud que emite la fuente y d es la profundidad del riñón con respecto al detector 1. De forma similar para el detector 2 tenemos

$$C_2 = \frac{\eta_2 C_0 e^{-\mu_2(T-d-t)}}{\mu_1} [1 - e^{-\mu_1 t}] \quad (2.3)$$

si multiplicamos las ecs. 2.2 y 2.3, y obtenemos el promedio geométrico del producto, entonces

$$(C_1 C_2)^{1/2} = \frac{(\eta_1 \eta_2)^{1/2} C_0 e^{-\mu_2(T-t)/2}}{\mu_1} [1 - e^{-\mu_1 t}] \quad (2.4)$$

despejando C_0 , tenemos que las cuentas reales que emite la fuente como una función de T y t son

$$C_0 = \frac{(C_1 C_2)^{1/2}}{(\eta_1 \eta_2)^{1/2} e^{-\mu_2 T/2}} \left[\frac{\mu_1 e^{-\mu_2 t/2}}{1 - e^{-\mu_1 t}} \right] \quad (2.5)$$

Se puede observar que la ecuación anterior no depende de la profundidad de la fuente; sin embargo, sí depende de su grosor. Para analizar el comportamiento de la

ec. 2.5 como una función del grosor de la fuente, reescribiremos esta ecuación de la siguiente manera,

$$C_0 = C_g f(t) \tag{2.6}$$

donde,

$$C_g = \frac{(C_1 C_2)^{1/2}}{(\eta_1 \eta_2)^{1/2} e^{-\mu_2 T/2}}$$

y

$$f(t) = \frac{\mu_1 e^{-\mu_2 t/2}}{1 - e^{-\mu_1 t}}$$

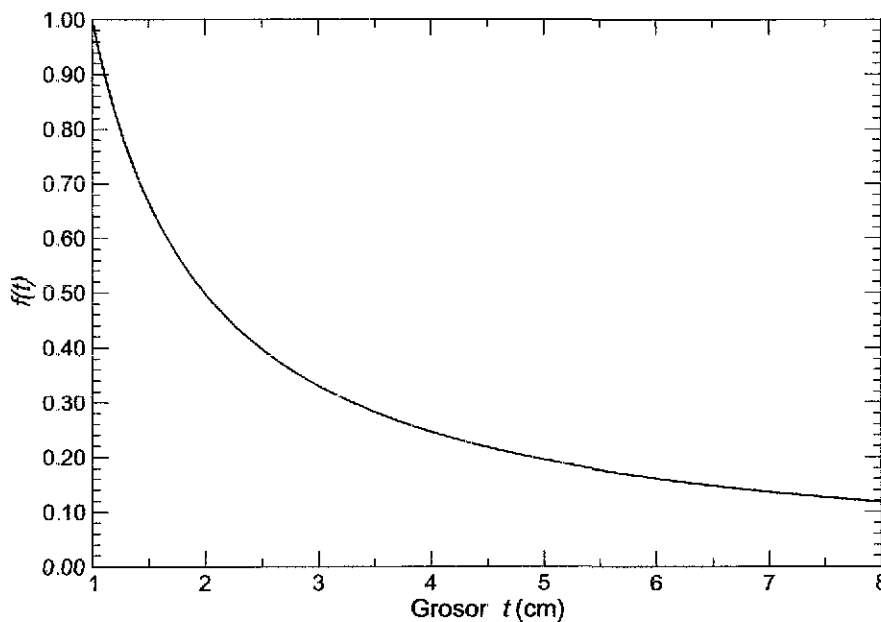


Figura 2.2: Comportamiento de $f(t)$ (ec. 2.6) con $\mu_1 = \mu_2 = 0.15 \text{ cm}^{-1}$. Se observa que para grosores del riñón mayores de 8 cm, y si el cálculo de C_0 se basara solamente en C_g , se sobrestimaría la actividad por un factor mayor a 8.

La Fig. 2.2 muestra una gráfica de $f(t)$ para $\mu_1 = \mu_2 = 0.15 \text{ cm}^{-1}$ [Macey, 1982] ; se observa que $f(t)$ siempre es menor que 1 para grosores del riñón de 1 cm en adelante, por lo que, si solamente pretendemos determinar C_0 a partir de C_g sobrestimamos la actividad de la fuente por un factor de 8 para grosores de 8 cm, y entre mayor sea el grosor del riñón peor es la estimación. De acuerdo con Flemming [1979], si

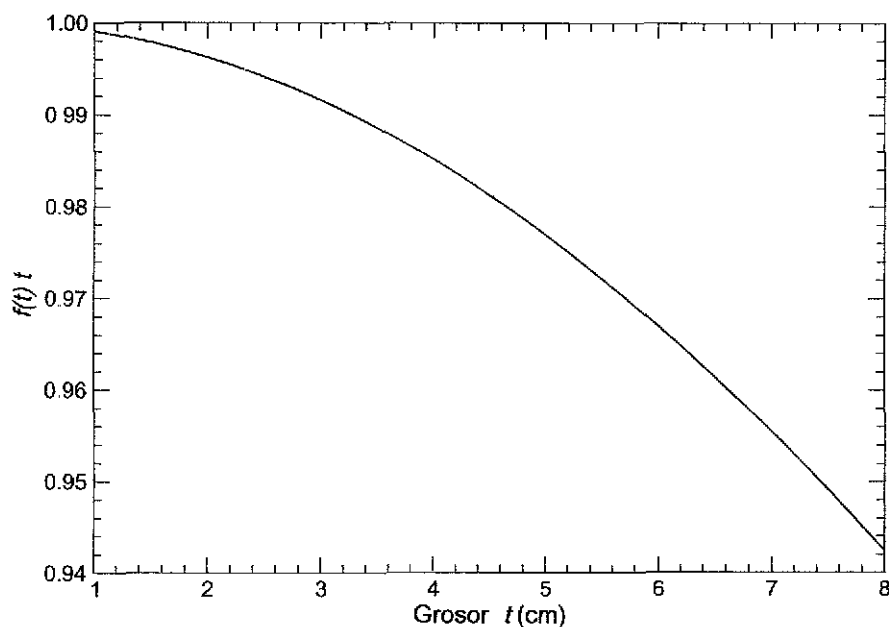


Figura 2.3: Gráfica que muestra el comportamiento de $f(t)t$. Se observa que para un grosor del riñón de hasta 8 cm, el error en la estimación de C_0 es aproximadamente del 5.8%.

multiplicamos la ec. 2.6 por t , tenemos que $f(t)t \approx 1$, por lo que, $C_0t \approx C_g$. En la Fig. 2.3 se muestra una gráfica de $f(t)t$, podemos observar que para un grosor de 8 cm el error en la estimación de C_0 es aproximadamente del 5.8%. En los siguientes capítulos nos referiremos a C_0 como el producto C_0t .

§2.2 Método de triple ventana

Los métodos de ventana para corregir la dispersión de la radiación son los que gozan de mayor aceptación debido a que son relativamente fáciles de aplicar en la práctica clínica. El método que usaremos es el de triple ventana propuesto por Ichihara et al. [1993]. En la Fig. 2.4a se muestra un espectro de energía típico de un estudio de medicina nuclear. El espectro se encuentra separado en dos partes, un espectro que muestra la radiación primaria y uno que muestra la radiación secundaria. El método de triple ventana estima el número de fotones dispersados dentro del fotopico calculando el área del trapecio formado por la línea que une a dos ventanas adyacentes a la ventana principal del fotopico (ver Fig. 2.4b). Esta área es la suma de las áreas del rectángulo de altura I_2 cuentas y ancho w (keV) y el triángulo de altura $I_1 - I_2$ y ancho w , por lo que el número de fotones dispersados C_s dentro del fotopico es

$$C_s = I_2 w + \frac{w(I_1 - I_2)}{2} \quad (2.7)$$

$$= \frac{w}{2}(I_1 + I_2) \quad (2.8)$$

Las alturas I_1 e I_2 se determinan usando dos subventanas de w_s de ancho situadas en los extremos de la ventana del fotopico en E_1 y E_2 respectivamente; para ^{99m}Tc y una ventana convencional del 20%, $E_1 = 126$ keV y $E_2 = 154$ keV. Si C_1 y C_2 es el número total de fotones detectados en la subventanas, entonces $I_1 = C_1/w_s - P_1$ y $I_2 = C_2/w_s - P_2$, donde P_1 y P_2 son el número de fotones primarios en el canal E_1 y E_2 respectivamente; sustituyendo las expresiones anteriores para I_1 e I_2 en la ec. 2.10 y suponiendo que el espectro de fotones primarios es simétrico alrededor del fotopico, esto es, $P_1 = P_2$, entonces el número estimado de fotones dispersos es

$$C_s = \frac{w}{2w_s}(C_1 + C_2) \quad (2.9)$$

Sin embargo, como se puede observar en la Fig. 2.4b, el valor que se obtiene para C_s de la ec. 2.9 subestima el número de fotones dispersados en la ventana del fotopico. Kojima et al. [2000] proponen de forma general que el verdadero valor del número de fotones dispersados C_s en la ventana del fotopico es

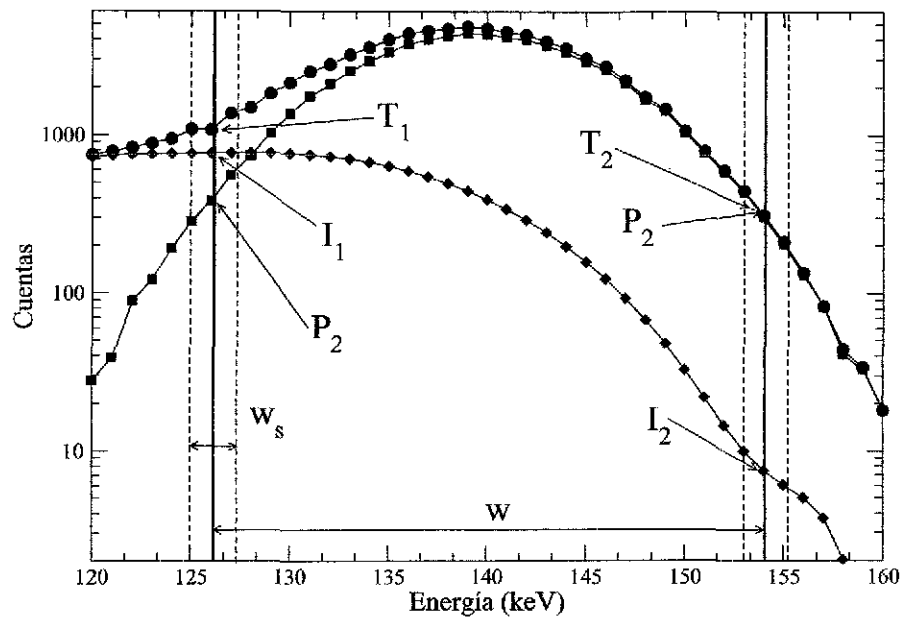
$$C_s = k \frac{w_s(C_1 + C_2)}{w} \quad (2.10)$$

donde $k = \alpha/2$ y α es una constante que se utiliza para ajustar el área del trapcio al área que se encuentra bajo la curva del espectro de los fotones dispersados. Finalmente el número de fotones primarios C_p dentro de la ventana del fotopico se determina con la siguiente expresión,

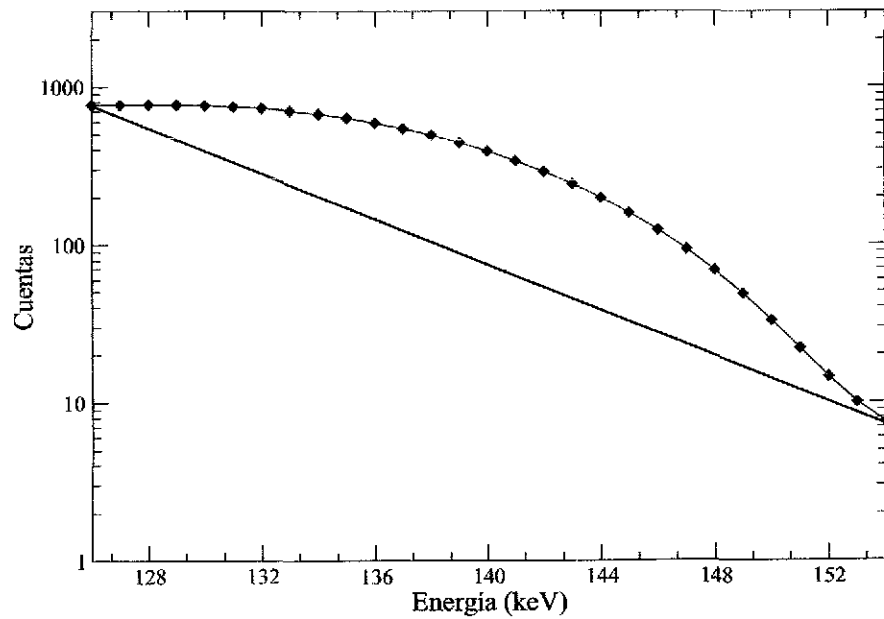
$$C_p = C_w - C_s \quad (2.11)$$

donde C_w es el número de cuentas totales observadas dentro de la ventana del fotopico.

En la práctica no es posible distinguir la radiación dispersada en el espectro total como se muestra en la Fig. 2.4. Para poder determinar en la práctica el valor k se propone realizar un estudio de transmisión, como se describe en la siguiente sección.



(a)



(b)

Figura 2.4: (a) Gráfica que muestra el espectro total (●) que se observa en una gammacámara como la suma de los fotones primarios (■) y los dispersados (◆) dentro de la ventana del fotopico. (b) El método de triple ventana estima el número de fotones dispersados a partir de una aproximación lineal del espectro (◆)

§2.3 Método de doble ventana

El método de triple ventana es uno de los métodos más sencillos de utilizar en la práctica y con un buen desempeño al corregir las imágenes por radiación dispersada [Buvat et al., 1994]. Sin embargo, este método exige que la gammacámara sea capaz de obtener un espectro por cada píxel de la imagen. La gammacámara del DMNIII no tiene esta habilidad, por lo que, en lugar de utilizar el método de triple ventana, se utilizará el método de doble ventana [Jaszczak et al., 1989]. La diferencia entre los dos métodos radica en que la corrección no se realiza píxel a píxel en la imagen, sino sobre el espectro total de la misma. Además, sólo utiliza una ventana secundaria adyacente al fotopico con una anchura igual a este y situada en el hombro Compton. La estimación de las cuentas primarias en el fotopico, de acuerdo con este método, es

$$C_p = C_T - kS_w \quad (2.12)$$

donde C_p y C_T son las cuentas primarias y totales en fotopico respectivamente, S_w son las cuentas en la ventana secundaria y k es un factor de proporcionalidad, que de acuerdo a Jaszczak et al tiene un valor de 0.5. Sin embargo, veremos más adelante que este valor no necesariamente es el mejor para estimar la componente de dispersión en la ventana del fotopico.

§2.4 Estudios de transmisión para determinar el valor de k

El valor de k se puede determinar realizando un estudio de transmisión al objeto que contiene la distribución de radiación que se quiere cuantificar. Si se coloca una fuente externa al objeto con una actividad A_o tal que el número de cuentas en la imagen sin medio dispersor sea C_o , entonces el número de cuentas que se esperaría observar, si se considera geometría de haz angosto, sería

$$C_p = C_o e^{-\mu T} \quad (2.13)$$

donde μ y T son el coeficiente de atenuación lineal y grosor del objeto, respectivamente.

Utilizando la ecuación 2.13 se tiene que,

$$k = \frac{C_T - C_p}{S_w} = \frac{C_T - C_0 e^{-\mu T}}{S_w} \quad (2.14)$$

Por lo tanto es posible estimar el factor de dispersión k a partir de medidas de C_T , C_0 y S_w . Sin embargo, como k depende de la geometría del objeto (debido a que el número de fotones dispersados dentro de la ventana de energía depende de la geometría del mismo) para que este método fuera viable se necesitaría realizar un estudio de transmisión a cada paciente, lo cual implicaría gastos adicionales y una dosis de radiación extra al paciente. Para no realizar un estudio de transmisión, en su lugar se puede utilizar un maniquí que simule la zona abdominal y las cavidades renales; como en la zona abdominal la mayoría de los tejidos son blandos se puede suponer que su coeficiente de atenuación lineal es aproximadamente el del agua, que para rayos- γ del ^{99m}Tc es 0.15 cm^{-1} . A continuación se describe el procedimiento que se utiliza en este trabajo para cuantificar las gammagrafías renales.

§2.5 Corrección por atenuación y dispersión

Es importante mencionar que el protocolo utilizado en estudios renales del DMNMHI involucra la adquisición de imágenes conjugadas (antero-posterior) del paciente. Cada una de éstas tiene que ser corregida. El procedimiento que se utilizará para corregir estas imágenes por atenuación y dispersión se puede resumir de la siguiente manera:

1. Inicialmente se corrigen las imágenes por dispersión utilizando el método de la doble ventana dado por la ecuación 2.12. Para evaluar dicha expresión se requiere conocer:
 - a) C_T = número de cuentas en la ventana del fotopico. Esto se obtendrá a partir del espectro de una región de interés (ROI) de la imagen, centrado en 140 keV con una ventana en energía del 15%. C_T incluye tanto fotones primarios como dispersados.
 - b) S_w = número de cuentas en la ventana de dispersión. La imagen utilizada en este caso será obtenida en una ventana en energía de 17% centrada en 110 keV.
 - c) k = factor de dispersión. Este factor será determinado por diferentes métodos:
 - i) Igual a una constante (0.5) tal y como lo sugiere Jaszczak (1990)

- ii) A través de medidas de transmisión (ver sección 3.3)
 - iii) Usando simulación Monte Carlo (ver secciones 4.3 y 4.4).
- 2 Una vez corregidas las imágenes por dispersión, éstas se corrigen por atenuación utilizando la ecuación 2.5. En dicha ecuación, C_1 y C_2 son las imágenes conjugadas, μ_1 y μ_2 se suponen constantes e iguales al coeficiente de atenuación lineal del agua, y η_1 y η_2 son las sensibilidades de los detectores 1 y 2 determinadas experimentalmente en la sección 3.1.2.

CAPÍTULO 3

Estudios experimentales de transmisión y emisión

En el presente capítulo se describe la aplicación de los métodos de corrección por atenuación y dispersión de la radiación mencionados en el Cap. 2. Para ello se diseñó y construyó un maniquí renal, con el fin de evaluar la precisión de los métodos para cuantificar de manera absoluta las imágenes planas en medicina nuclear. Los resultados de estos métodos se comparan con los obtenidos aplicando los algoritmos de corrección que emplea el sistema de procesamiento de imágenes de la gammacámara [Gates, 1984]. También se desarrolló una simulación Monte Carlo de la formación de las imágenes planas, la cual se validó con datos experimentales. Posteriormente esta simulación se empleó (ver Cap. 4) en la obtención de tablas de valores k que eventualmente permitirán una aplicación sencilla de los métodos de corrección en estudios clínicos.

§3.1 Características de la gammacámara

La gammacámara del Departamento de Medicina Nuclear Molecular del Hospital Infantil de México “Dr. Federico Gómez” es un aparato SPECT SIEMENS de dos detectores opuestos diametralmente; ambos detectores pueden girar 360° pero no pueden formar un ángulo recto entre ellos. Dos características importantes que son necesarias para poder aplicar los métodos de corrección son la resolución en energía (R_E) y la sensibilidad (S) de los detectores de la gammacámara. La resolución en energía se requiere para hacer una simulación MC realista de la gammacámara [Lárraga, 2001]; la sensibilidad

Colimador:	UHR
Resolución en energía:	12% (Tc-99m)
Sensibilidad:	1.54 kBq/mCi
Factor de atenuación de la camilla:	.09

Tabla 3.1: Configuración de la gammacámara

de los detectores se utiliza en la ec. 2.6 para cuantificar las imágenes planas. En la tabla 3.1 se muestra la configuración de la gammacámara que se usó para realizar los experimentos que se describen en las secciones 3.3 y 3.4. A continuación describimos los métodos que se usaron para medir estos valores.

§3.1.1 Resolución en energía

Los detectores que se utilizan en medicina nuclear [Sorenson, 1987] tienen una resolución en energía finita debido a la naturaleza estocástica de los procesos de detección de la radiación ionizante [Knoll, 1989; Lárraga, 2001]. Por ello, si la resolución en energía del detector es baja, una mayor cantidad de fotones dispersados se detectarán dentro del fotopico. En Knoll [1989] la resolución en energía (R_E) de un sistema cristal-PMT está dada por la siguiente ecuación,

$$R_E(\%) = \frac{(\alpha + \beta E_\gamma)^{1/2}}{E_\gamma} \times 100 \quad (3.1)$$

donde E_γ es la energía de los fotones primarios que se detectan, α y β son dos parámetros que se determinan experimentalmente y que dependen del sistema cristal-PMT. Para determinar estos parámetros se necesita usar dos o más radionúclidos emisores γ , para tener respectivamente, dos o más valores de E_γ . Para cada uno de estos emisores se obtiene el espectro de energía que observan los detectores y se determina el Full Width at Half Maximum (FWHM) del fotopico. Dado que por definición $R_E(\%) = (\text{FWHM}/E_\gamma) \times 100$, al graficar el cuadrado del FWHM como función de E_γ , se espera un comportamiento lineal. A partir de este ajuste se puede obtener α y β . Todas las medidas se hacen sin colimador y a una distancia tal que el tiempo muerto tenga un valor entre el 6% y el 11%. El manual de la gammacámara recomienda usar una fuente puntual al realizar estas medidas, para ello se utiliza un pequeño pedazo de algodón de

3 mm de diámetro, mojado en la solución radiactiva (fuente). La fuente se coloca en un vial de plástico sostenido por una vara del mismo material para colocarlo entre los dos detectores.

En nuestro caso particular usamos Tc-99m, Tl-201 y Ga-62 como emisores γ . El Tc-99m emite gammas de 140 keV, el Tl-201 emite fotones de 70 keV y 166 keV, y el Ga-62 de 90 keV. Sin embargo, para el Tl-201, el fotopico correspondiente a 166 keV no es muy intenso, esto no permite hacer una medida confiable. En la Fig. 3.1 se muestran los espectros que se obtuvieron con las fuentes. Como se puede observar en la gráfica cada pico tiene aproximadamente una distribución gaussiana, esto permite hacer un ajuste para obtener el FWHM. También se observa a la izquierda del fotopico una cola de dispersión, la cual tiene su origen en el colimador y en los detectores.

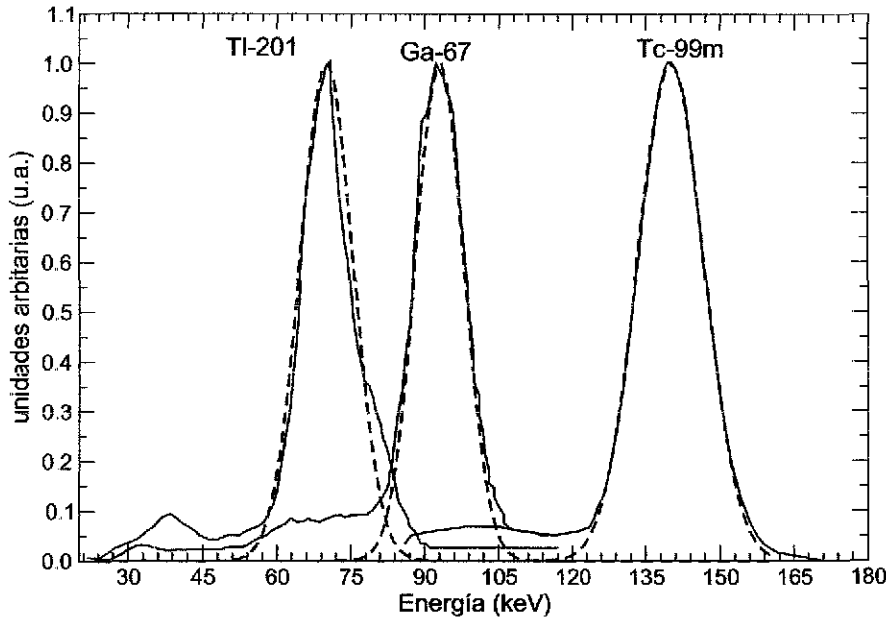


Figura 3.1: Gráficas que muestran los espectros de energía del Tc-99m, Tl-201 y Ga-62. Las colas de dispersión tienen su origen en el colimador y en los detectores. La curva sólida representa a los espectros observados para cada radioisótopo y la curva discontinua es el ajuste gaussiano.

En la Fig. 3.1 se muestra el ajuste gaussiano (línea punteada) que se hizo a los fotopicos. Se puede demostrar que si se conoce la desviación estándar, el FWHM está dado por,

$$FWHM = 2.355 \sigma \tag{3.2}$$

Radioisótopo	FWHM (keV)	R_E
Talio 201 (Tl-201)	12.7	13.7%
Galio 92 (Ga-92)	11.5	16.4%
Tecnecio 99m (Tc-99m)	15.8	11.5%

Tabla 3.2: Resolución en energía medida para 3 diferentes radioisótopos.

En la Tabla 3.2 se muestran los valores del FWHM y de R_E (ec. 3.1) para los ajustes que se obtuvieron de los espectros que se muestran en la Fig. 3.1.

Para determinar los parámetros α y β , con los datos de la Tabla 3.2 se elabora una gráfica de $FWHM^2$ vs. E_γ y se realiza un ajuste lineal. En la Fig. 3.2 se muestra el ajuste lineal que se obtuvo para el sistema cristal-PMT de la gammacámara del HIMFG. Los valores que se determinaron para α y β fueron de 9.69 keV² y 1.69 keV, respectivamente. Los valores de la resolución en energía que se midieron se encuentran dentro de los valores típicos que se reportan en la literatura [Rodríguez, 1994].

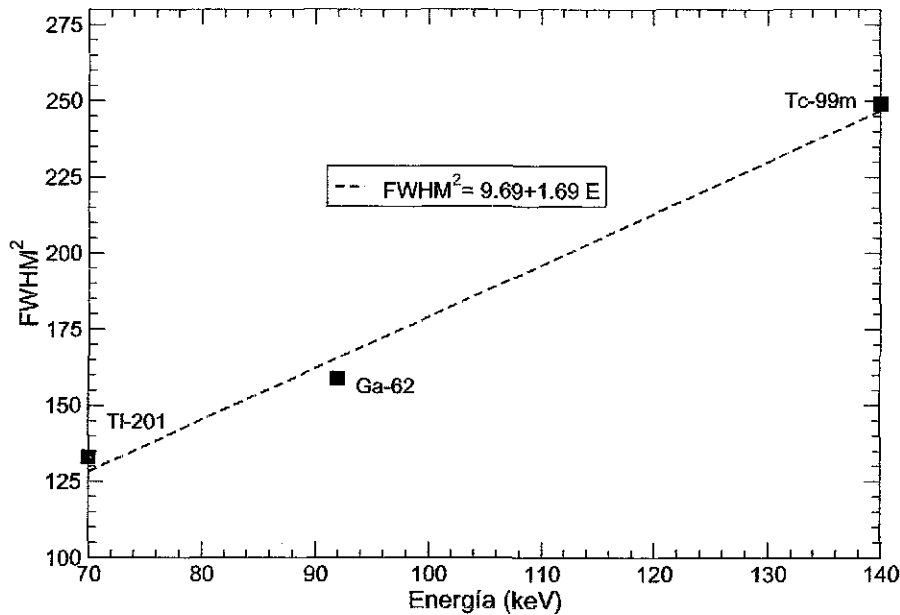


Figura 3.2: Gráfica que muestra el ajuste lineal utilizado para determinar los parámetros α y β . Los valores que aquí se obtienen son comparables con los valores que se reportan en la literatura [Rodríguez, 1994].

Los parámetros α y β no se usan directamente para cuantificar las imágenes planas. Sin embargo, estos valores se usan en la simulación MC que se describe en el Cap. 4,

sección 4.1.2.

§3.1.2 Sensibilidad

La sensibilidad es la fracción de aquellos fotones que detecta la gammacámara, de aquellos fotones que emite la fuente. De acuerdo a Sorenson [1987] ésta se define como,

$$S = \frac{\text{fotones detectados}}{\text{fotones emitidos por la fuente}}$$

La sensibilidad se obtiene tomando varias medidas del número de fotones detectados por la gammacámara en función de la actividad de la fuente. Para ello, se prepararon varios hisopos de 3 mm de diámetro (fuente puntual) colocados en viales de plástico, cada hisopo está mojado de una solución de Tc-99m, las actividades de los hisopos se midieron con un contador de pozo marca BIODIX, las cuales variaban entre 9-400 MBq. Los hisopos se colocaron a una distancia de 30 cm de cada detector. Las medidas se hicieron con colimadores UHR en cada detector.

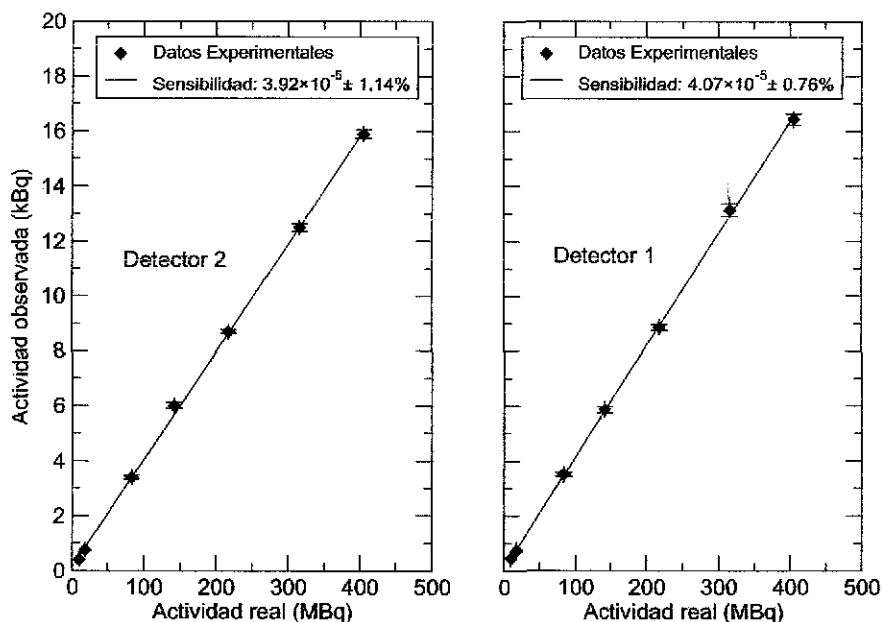


Figura 3.3: La sensibilidad de la gammacámara es constante, no depende de la actividad de la fuente siempre y cuando no se alcance el valor de saturación de los detectores.

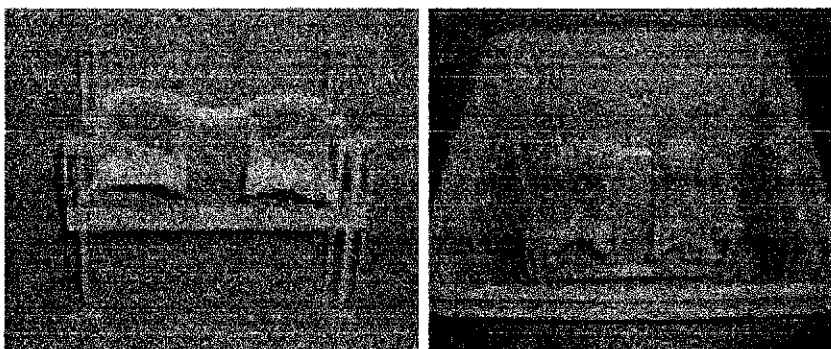
En la Fig. 3.3 se muestran las curvas de la actividad de la fuente vs. la actividad detectada por la gammacámara para cada detector. Se observa un comportamiento lineal, esto es, la sensibilidad de los detectores no depende de la actividad de la fuente. Lo

anterior no necesariamente es cierto pues cuando se alcanza la actividad de saturación del cristal, la gráfica presenta un hombro. Esto no se observa en las Fig. 3.3 ya que no se alcanzó la actividad de saturación.

La sensibilidad que se encontró para el detector 1 fue $4.07 \times 10^{-5} \pm 0.76\%$ mientras que para el detector 2 fue $3.96 \times 10^{-5} \pm 1.14\%$, una diferencia del 2.2% entre los detectores.

§3.2 Maniquí renal

Se diseñó y fabricó un maniquí renal (MR) que consiste en un recipiente plástico de $30 \times 20 \times 24 \text{ cm}^3$, este recipiente se llena con agua para simular los tejidos blandos, los cuales componen en su gran mayoría la región abdominal. Los riñones son simulados con dos bolsas de solución salina de 250 ml cada una. Las bolsas son colocadas en una placa de acrílico de $26.2 \times 17.3 \times 2.4 \text{ cm}^3$ con 4 soportes del mismo material que permiten cambiar la altura o profundidad de los riñones de 2 a 12 cm en pasos de 1 cm dentro del maniquí. En la Fig. 3.4 se muestran las fotos del maniquí.



TESIS CON
FALLA DE ORIGEN

Figura 3.4: Fotos del maniquí renal. Izquierda: se muestra la mesa de acrílico que sirve para cambiar la profundidad de los bolsas de solución salina. Derecha: la mesa se coloca dentro del recipiente plástico, el cual posteriormente se llena con agua.

El maniquí está hecho principalmente de agua y acrílico, ambos materiales son muy semejantes a los tejidos suaves que componen el cuerpo humano desde el punto de vista de la física de radiaciones. En la Fig. 3.5 se muestra una gráfica que compara los coeficientes másicos totales de atenuación del agua, acrílico, tejido suave, músculo esquelético y hueso cortical. En esta gráfica se observa que en la región de energías de interés en medicina nuclear, 60 a 360 keV, no hay una diferencia significativa entre

estos materiales, e incluso la curva del hueso cortical no difiere mucho de los tejidos blandos. Por lo anterior, y dado que la zona abdominal en donde se encuentran los riñones está compuesta en su mayoría de tejido suave, el maniquí simula con un buen grado de aproximación los fenómenos de atenuación y dispersión de la radiación de esa región.

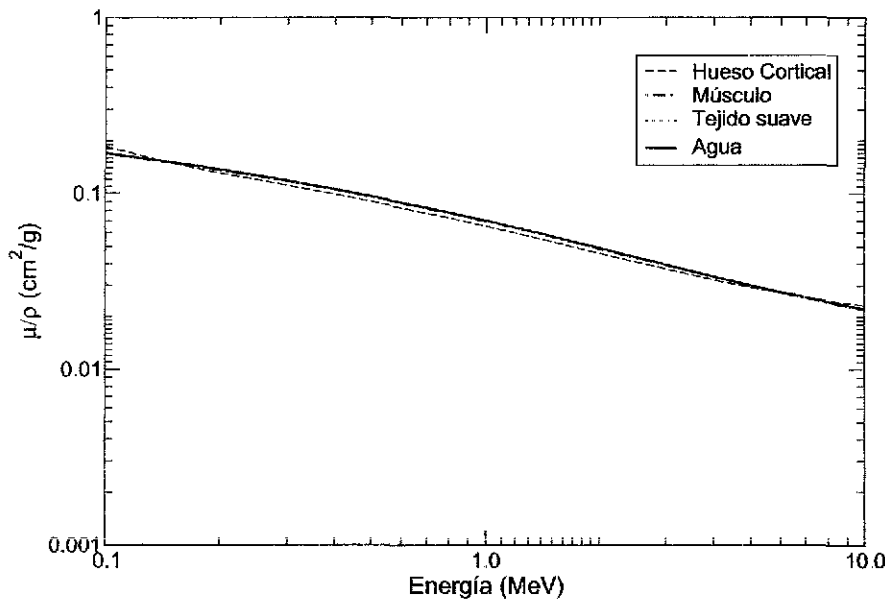


Figura 3.5: Comparación de las curvas de atenuación del agua y el acrílico con las curvas correspondientes a diversos tejidos que se encuentran en la zona abdominal.

§3.3 Estudio de transmisión

El estudio de transmisión tiene como objetivo determinar la constante de proporcionalidad entre la componente de dispersión en la imagen primaria (S_p) y la imagen de dispersión (S_w) secundaria; posteriormente, el valor k (ec. 2.14) se usa para remover la componente de dispersión de la imagen (ec. 2.12). Para llevar a cabo esta prueba se necesita una fuente externa para determinar las propiedades de dispersión de la radiación del medio al cual se le suministrará el radiofármaco (paciente o maniquí). Para ello se utilizó una fuente extendida de acrílico de $50 \times 50 \times 3 \text{ cm}^3$, la cual se llena de una solución de ^{99m}Tc en agua con una actividad de 5.5 mCi (203 MBq), ver Fig. 3.6.

En la Fig. 3.7 se muestra un diagrama esquemático de la geometría del experimento. La afluencia inicial (Φ_0) de la fuente externa se atenúa en el maniquí; idealmente la

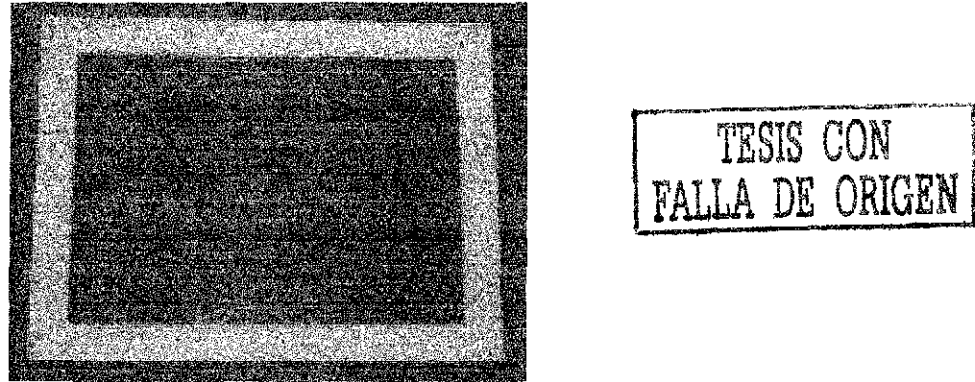


Figura 3.6: Foto que muestra la fuente extendida que se utilizó como fuente externa para el estudio de transmisión.

fracción de fotones detectados es,

$$\Phi = \Phi_0 e^{-\mu T}$$

donde μ es el coeficiente de atenuación lineal de haz angosto del medio. Sin embargo, la autoatenuación en la fuente externa y en el medio producen radiación dispersada; parte de esta radiación es detectada, por lo que, la geometría del haz de radiación corresponde a un haz ancho, esto es,

$$\Phi = \Phi_0 e^{-\mu' T}$$

donde μ' es el coeficiente de atenuación lineal del medio para haz ancho. Aunque la función principal de la gammacámara es obtener una proyección paralela de la dis-

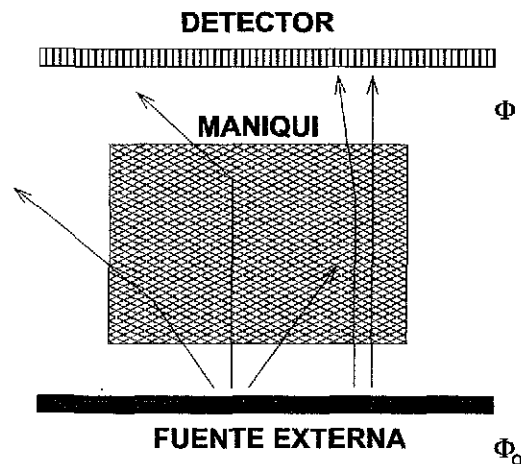


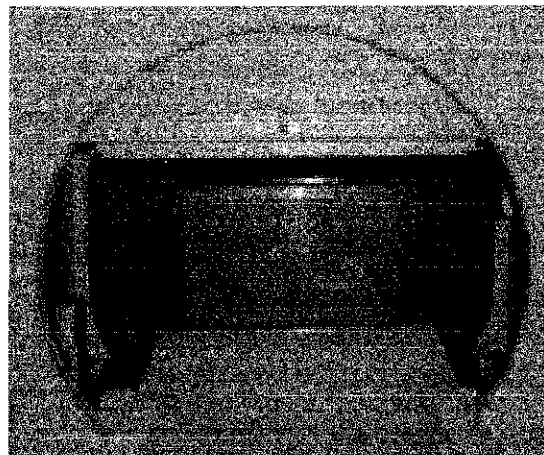
Figura 3.7: Disposición del maniquí renal y la fuente extendida en la gammacámara.

tribución de la fuente y eliminar la radiación dispersada debido a la acción del colimador, aproximadamente el 20% de los fotones que forman la imagen son fotones dispersados. Para poder eliminar esta componente usando el método de doble ventana es necesario determinar la constante de proporcionalidad k . Como el maniquí está hecho esencialmente de agua, de la ec. 2.12 se puede demostrar que,

$$k = \frac{C_T - C_0 e^{-\mu_a T}}{S_w} \quad (3.3)$$

donde C_0 es el número de cuentas que forman la imagen sin medio atenuador, C_T es el número de cuentas que forman la imagen con medio atenuador de grosor T , S_w es el número de cuentas de la imagen de dispersión y μ_a el coeficiente de atenuación lineal del agua. Para determinar C_0 se obtiene una imagen de la fuente extendida sin medio atenuador; el número de cuentas que forman la imagen representa la afluencia de fotones que incide sobre el maniquí.

La fuente extendida se colocó sobre la camilla de la gammacámara y encima de ella se colocó el maniquí renal. El maniquí renal se llenó con agua y de espesor variable entre 2 y 18 cm (ver Fig. 3.8). Se obtuvieron imágenes tanto de la ventana principal (15% a 140 keV) como de la ventana secundaria (17% a 110 keV). En total se obtuvieron 8



TESIS CON
FALLA DE ORIGEN

Figura 3.8: Disposición del maniquí renal y la fuente extendida en la gammacámara.

imágenes planas de 128×128 pixels con una duración de 1 min por adquisición. Cada una de las imágenes se corrigieron por el decaimiento del radioisótopo.

§3.3.1 Resultados del estudio de transmisión

En la Fig. 3.9 se muestran las imágenes que se obtuvieron del estudio de transmisión. La imagen 1 es la fuente extendida sin medio atenuador. La imagen 2 es la fuente extendida con el maniquí sin agua; esta imagen se obtuvo para poder delimitar el borde del maniquí, y escoger una región de interés (ROI) de 72×65 píxeles totalmente contenida en el mismo. Esta ROI se usa para determinar C_0 y C_T de la ec. 3.3. Las imágenes 3 y 4 son del maniquí con 8 y 16 cm de grosor de agua, respectivamente.

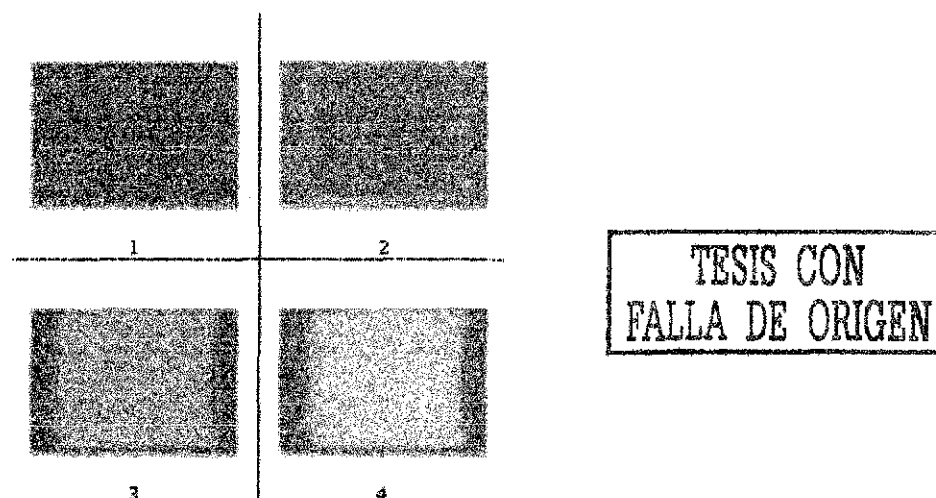


Figura 3.9: Imágenes de transmisión del maniquí renal con una ventana en energía de 15% centrada en el fotopico.

En la Fig. 3.10 se muestra una gráfica de la fracción de fotones detectados como función del grosor del maniquí; en la literatura a esta fracción se le conoce comúnmente como factor de transmisión (FT). Como se puede esperar, el comportamiento de la curva es aproximadamente de tipo exponencial

$$FT = \frac{C_T}{C_0} = e^{-\mu' T}$$

donde T es el grosor del maniquí y μ' es el coeficiente de atenuación del agua para haz ancho en las condiciones del experimento. A partir de un ajuste exponencial se obtiene un valor para $\mu' = 0.1103 \text{ cm}^{-1}$; este valor obviamente difiere del valor para geometría de haz angosto, $\mu = 0.15 \text{ cm}^{-1}$.

El valor k se determina usando la ec. 3.3, esto es, el valor de k que se obtiene es el que corrige los datos para hacerlos coincidir con la curva de atenuación del agua. En

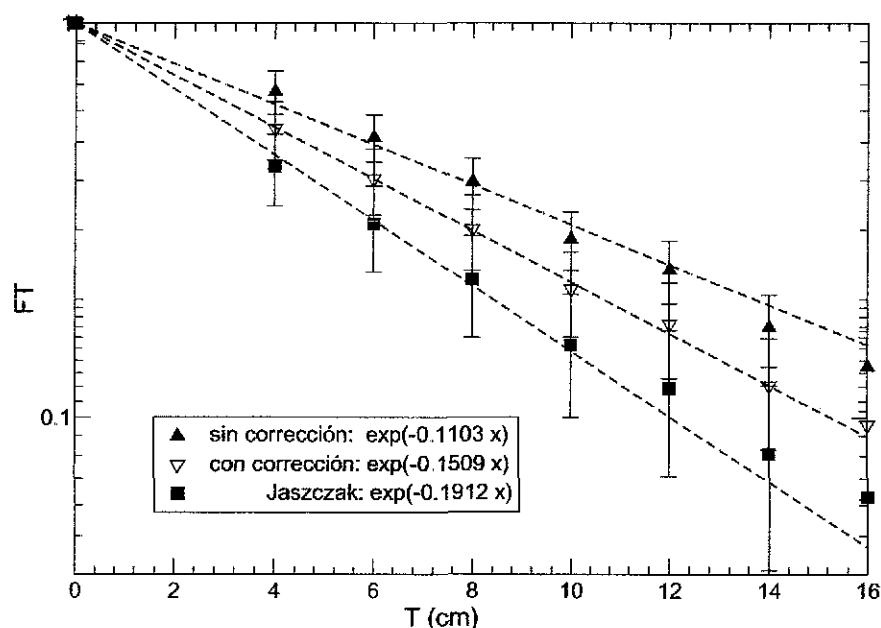


Figura 3.10: Gráfica que muestra FT como función del grosor del maniquí.

la Tabla 3.3 se muestran los valores que se determinaron para k a partir de cada una de las imágenes de transmisión. Como se puede observar k crece aproximadamente de forma lineal como función del grosor del medio dispersor. Mas aún, como veremos más tarde el valor de k depende fuertemente de la ubicación y geometría de la fuente en el medio. Los valores corregidos para FT que se muestran en la Fig. 3.10 se obtuvieron aplicando un valor de $k = 0.310 \pm 0.032$, el cual es el promedio de los valores k que se muestran en la Tabla 3.3

T(cm)	k
4.0	0.29
6.0	0.30
8.0	0.31
10.0	0.29
12.0	0.35
14.0	0.31
16.0	0.35

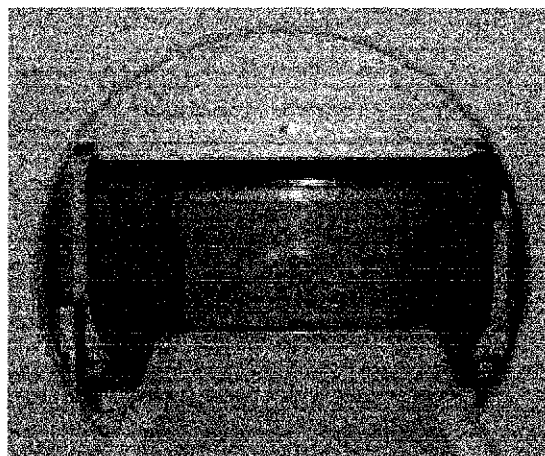
Tabla 3.3: Valores k calculados para las imágenes del estudio de transmisión

En el trabajo original de Jaszczak et al (1989) se recomienda usar un valor promedio de $k=0.5$; de acuerdo con los resultados que se obtuvieron en el estudio de transmisión, el valor k propuesto por Jaszczak sobrestima la componente de dispersión dando como

resultado una subestimación de la atenuación de la radiación en el medio. En el Cap. 2 se discutió que k depende de las propiedades de dispersión del medio, de la ubicación de la fuente en el mismo y de las características de la gammacámara; por lo tanto, no se puede usar un valor único de k para todos los estudios en cualquier condición. Por lo anterior, proponemos desarrollar una simulación MC que nos permita determinar un valor más apropiado de k para los estudios renales; esta simulación se describe en la sección 3.5.

§3.4 Estudio de emisión

El estudio de emisión se implementó para evaluar el desempeño del método de imágenes conjugadas para corregir por la atenuación de la radiación en el paciente, así como su habilidad de cuantificar de manera absoluta las imágenes planas. Para ello se llenaron las bolsas que simulan los riñones con una solución salina con 1.7 mCi y 1.5 mCi de ^{99m}Tc ; la actividad mayor representa al riñón derecho y la actividad menor el izquierdo. También se llenó el recipiente que simula la región abdominal con 20 cm de agua. El maniquí se colocó sobre la camilla y se tomaron imágenes anterior y posterior para una profundidad de los riñones simulados de 4, 5, 6, 7, 8 y 10 cm. En la Fig. 3.11 se muestra cómo se colocó el maniquí dentro de la gammacámara.



TESIS CON
FALLA DE ORIGEN

Figura 3.11: Estudio de emisión para evaluar el método de imágenes conjugadas.

Otro de los factores que degrada fuertemente la información cuantitativa de las imágenes planas en medicina nuclear es la radiación de fondo, aquella radiación que

proviene de tejidos que no se encuentran en la región de interés. Para observar los efectos de la radiación de fondo se obtuvo una imagen con un actividad de fondo de 0.5 mCi uniformemente distribuida en el agua del recipiente plástico.

§3.4.1 Substracción de Fondo

La actividad de fondo es aquella actividad presente en tejidos y órganos que no se encuentran dentro de la región de interés y que se superponen a la actividad en la región de interés debido a la naturaleza de las imágenes planas. Esto trae como resultado una subestimación de la actividad. Por lo anterior, es necesario corregir las imágenes planas de la actividad de fondo para poder cuantificar la imágenes con mayor precisión.

Las técnicas que se utilizan para sustraer el fondo de las imágenes planas son diversas. En el presente trabajo se usa la fórmula que utiliza el sistema de posprocesamiento de la gammacámara. La técnica consiste en definir una zona (A_f) cerca de la región de interés. Si la ROI tiene un área (A_0) entonces una estimación de la actividad de fondo es,

$$B = \frac{A_f}{A_0} C_f \quad (3.4)$$

donde C_f es la actividad de fondo que se registra en la región A_f . De lo anterior, la substracción de fondo se realiza mediante la siguiente formula,

$$C_{sb} = C_0 - 0.5B \quad (3.5)$$

donde C_{sb} y C_0 es la actividad corregida y sin corregir respectivamente de la región de interés. La ec. 3.5 fue propuesta por Gates [1984] para corregir por actividad de fondo y estimar la VFG. En la Fig. 3.12 se muestra un diagrama esquemático de la selección de la región de interés y el fondo.

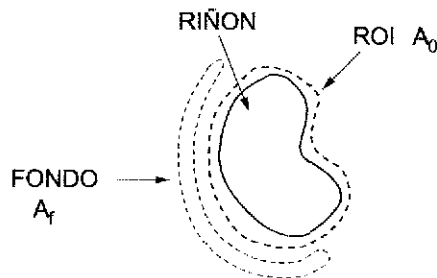
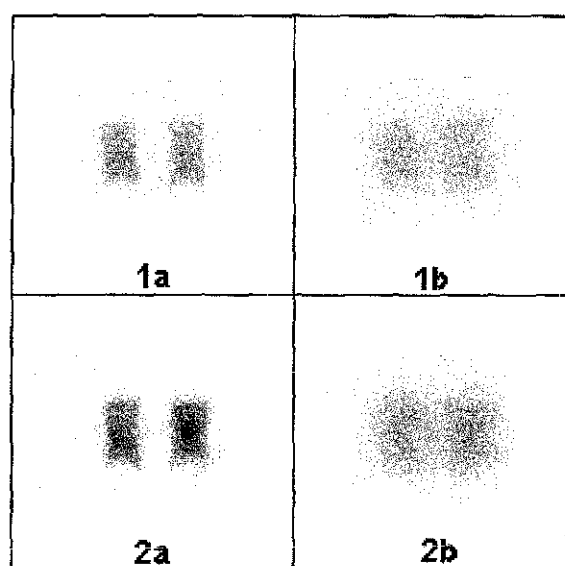


Figura 3.12: Selección de la región de interés y la región de fondo.

§3.4.2 Resultados del estudio de emisión

En la Fig. 3.13 se muestran cuatro imágenes correspondientes a la ventana principal y a la ventana secundaria para los detectores 1 (1a, 1b) y 2 (2a, 2b), estas imágenes corresponden a una profundidad renal de 10 cm y a una distancia fuente detector 15 cm y 25 cm al detector 1 y 2, respectivamente. Se puede observar en la Fig. 3.13 que las imágenes obtenidas con el detector 1 son menos intensas que las imágenes que se obtuvieron con el detector II, esto se debe a la atenuación de la radiación en la camilla que sostiene al maniquí, además de que la distancia de la fuente al detector es mayor.



TESIS CON
FALLA DE ORIGEN

Figura 3.13: Imágenes del estudio de emisión del maniquí renal para una profundidad de los riñones de 10 cm. Las imágenes 1 y 2 se obtuvieron con el detector 1 y las imágenes 3 y 4 con el detector 2

Las imágenes de emisión se corrigieron por dispersión de acuerdo a la ec. 2.12. Se obtuvo una imagen con una ventana secundaria de 17% centrada en 110 keV adyacente a la ventana del fotopico de 15% centrada en 140 keV correspondiente a cada profundidad de los riñones. El valor k utilizado fue 0.31, que se determinó experimentalmente en la sección 3.3.1.

Las imágenes corregidas por dispersión se usaron junto con la ec. 2.5, para determinar la actividad del trazador en los riñones simulados. En la Fig. 3.14 se muestra una gráfica del cociente de la actividad estimada C_e entre la actividad real de la fuente C_0 en función de la profundidad renal d .

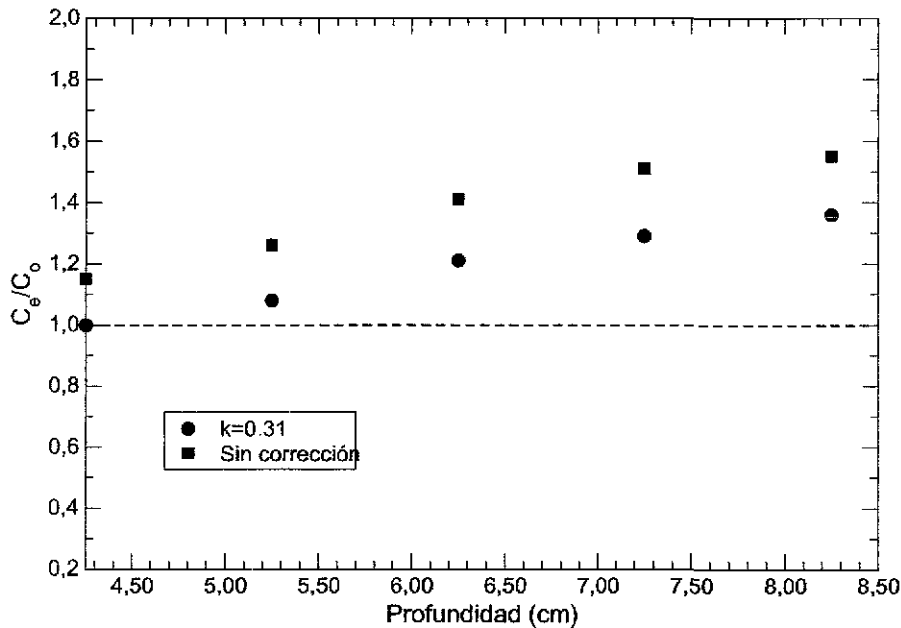


Figura 3.14: Gráfica que muestra el cociente de la actividad estimada C_e entre la actividad real de la fuente C_o . También se muestra en la gráfica la cuantificación de las imágenes sin corrección por dispersión.

Se observa que la ec. 2.5 no determina con precisión la actividad de la fuente. Existe una sobrestimación hasta del 35% (ver Fig. 3.14). En la misma gráfica también se puede observar como existe una dependencia de la estimación de la actividad como función de la profundidad. Lo anterior se explica, ya que la constante k depende de la profundidad del medio, entre mayor cantidad de materia mayor radiación dispersada. Además, se aplica la misma constante para ambos detectores, pero es de esperarse que cada detector tenga k 's distintas ya que ven diferente cantidad de material, es decir, para el detector 1 sería $k(d)$ y para el detector 2 $k(T - d)$, donde T es el grosor del maniquí. Sin embargo, es difícil de determinar en la práctica el valor de k para cada detector, puesto que este valor depende de la profundidad renal. Por lo anterior, en el capítulo siguiente se desarrolla una simulación MC para estudiar el comportamiento de k y determinar así una mejor aproximación que pueda aplicarse en la práctica clínica.

CAPÍTULO 4

Simulación Monte Carlo

En el presente capítulo se muestran los resultados de dos simulaciones MC para obtener valores k que puedan utilizarse en la práctica clínica para cuantificar imágenes planas en medicina nuclear. Estas dos simulaciones tratan de observar el comportamiento del valor k , primero como función del tamaño del medio dispersor (paciente) y segundo como función de la profundidad de la distribución de la fuente (riñones). Es claro que entre mayor sea el medio dispersor mayor es la cantidad de radiación dispersada. Sin embargo, como veremos más adelante, los resultados de la simulación indican que es posible aplicar un valor promedio k . En el Cap. 3 observamos que el valor k que se obtiene en el estudio de transmisión no es el adecuado, ya que se subestima la radiación dispersada dentro del fopico. Esto se debe a que el valor k depende de la profundidad de la distribución de la fuente dentro del medio. Se encontró que k varía aproximadamente de forma lineal como función de la profundidad. Sin embargo, otro de los objetivos de este trabajo es que el método que se propone para cuantificar las imágenes no dependa de la profundidad de los riñones, la cual se obtiene actualmente con una fórmula semiempírica.

Ahora bien, k no sólo depende de estos factores, sino también de la respuesta del detector (cristal-PMT y colimador). Nuestro objetivo es evaluar si estas dos aproximaciones son suficientes para cuantificar las imágenes o si se necesita de mayor información. Además, como vimos en el Cap. 2, la aproximación que utilizamos para corregir por

atenuación aunque no depende de la profundidad renal, sí depende del grosor de los riñones. Como conclusión del presente capítulo mostraremos la viabilidad de estos métodos para aplicarse en la práctica clínica, así como su precisión para cuantificar las imágenes planas en medicina nuclear.

§4.1 Simulación MC de una gammacámara SPECT

En la presente sección describiremos en forma general la estructura de la simulación. La simulación MC se basa en el conjunto de subrutinas para el transporte de radiación en materia PENELOPE [Baró et al., 1994]. Este código está escrito en FORTRAN 77 y es capaz de realizar el transporte de radiación de electrones, fotones y positrones en diferentes materiales y en distintas geometrías.

El objetivo del programa es simular los procesos físicos que están involucrados en la formación de las imágenes planas en medicina nuclear, incluyendo el transporte de radiación en el paciente o maniquí, respuesta del colimador y del cristal. Todas las características físicas de la gammacámara se modelaron con distribuciones gaussianas. A continuación describimos brevemente cada una de ellas. El desarrollo de la simulación MC se describe de forma más amplia en Lárraga [2001].

§4.1.1 Respuesta del colimador

La respuesta del colimador se modeló usando la función de esparcimiento a un punto o PSF en sus siglas en inglés. Esta función se puede aproximar usando una distribución gaussiana de la forma,

$$\text{PSF}(r) = \frac{1}{\sqrt{2\pi}\sigma} e^{-r^2/2\sigma^2} \quad (4.1)$$

con,

$$\sigma = \text{FWHM}/2.355 \quad (4.2)$$

donde FWHM es la anchura de la PSF. El FWHM representa la resolución espacial del colimador, la cual depende de las características del mismo y de la distancia fuente-colimador. En Sorenson [1987] el FWHM está dado como una función de la distancia de la fuente al colimador (b), de la longitud efectiva de los orificios (l_e) y del diámetro

de los mismos (d),

$$\text{FWHM} = d + \frac{d}{l_e} b \quad (4.3)$$

El colimador que se simuló es un colimador de alta resolución espacial (UHR) de 3.8 mm de longitud, 0.2 mm de diámetro por orificio y 0.02 mm de septa.

§4.1.2 Respuesta del cristal

La respuesta del cristal se divide en tres partes: eficiencia cuántica de detección, resolución en energía y esparcimiento de la luz producida en el cristal.

i) Eficiencia cuántica de detección (η)

La eficiencia cuántica de detección del detector depende de la energía de los fotones incidentes y del coeficiente de atenuación lineal ($\mu(E)$) del cristal. Esta eficiencia está dada por la siguiente ecuación,

$$\eta(E_\gamma) = 1 - e^{-\mu(E_\gamma) T_c} \quad (4.4)$$

donde E_γ es la energía del fotón incidente y T_c es el grosor del cristal. Es claro que la cantidad de fotones que interaccionan en el cristal depende de la energía con que éstos arriban al mismo. Para determinar si un fotón interacciona con el cristal se evalúa $\eta(E_\gamma)$ y con ayuda de un número aleatorio $r \in [0, 1]$ decidimos que el fotón interacciona si $r \leq \eta(E_\gamma)$, y caso contrario si $r > \eta(E_\gamma)$.

ii) Resolución en energía

La energía que depositan los fotones incidentes se convierte en luz, la cual se transforma en una señal eléctrica por los PMT. Estos procesos son de naturaleza estocástica, por lo que la señal eléctrica no es la misma aunque los rayos- γ absorbidos tengan la misma energía. Lo anterior hace que la respuesta del cristal a la energía de la radiación incidente se distribuya alrededor del valor de la energía de los fotones. Esta distribución se puede aproximar a partir de una distribución gaussiana. La anchura o FWHM de esta distribución se determina con la ec. 3.2. La respuesta del cristal a la energía se modeló de igual forma que la respuesta del colimador, esto es, usando una distribución de tipo gaussiano. La desviación estándar de esta distribución se obtiene con la ec. 4.1, por lo que, la energía que se detecta por la gammacámara se determina al hacer un muestreo aleatorio de

la siguiente distribución,

$$f(E_\gamma) = \frac{1}{\sqrt{2\pi} \sigma} e^{-(E-E_\gamma)^2/2\sigma^2} \quad (4.5)$$

donde E_γ es la energía original del fotón. El valor de σ como función de la energía se obtuvo a partir de los experimentos descritos en la sección 3.1.1.

iii) **Esparcimiento de la luz producida en el cristal**

La luz se produce en el cristal de forma isotrópica; esta distribución luminosa produce en la imagen final un efecto de borrosidad. Este fenómeno se modela en la simulación calculando de forma independiente por medio de una simulación MC del transporte de luz en el cristal [Lárraga, 2001] la respuesta luminosa del mismo (PSF). Considerando que el proceso de formación de las imágenes es un proceso lineal e invariante ante traslaciones y rotaciones, entonces la imagen final es una convolución de la imagen cruda (sin borrosidad) con el PSF de luz del cristal.

§4.2 Validación de la simulación MC

La simulación MC se validó con los datos experimentales que se obtuvieron para el estudio de emisión del maniquí renal con la siguiente configuración:

Grosor de agua:	20 cm
Profundidad renal:	10 cm
Actividad riñón izquierdo:	1.5 mCi (55.5 MBq)
Actividad riñón derecho:	1.6 mCi (59.2 MBq)

Tabla 4.1: Configuración del maniquí renal

En la simulación se definió la geometría del maniquí de acuerdo al formato de la biblioteca PENELOPE [Lárraga, 2001]; se simularon 1×10^9 fotones de 140 keV (Tc-99m), esto tomó un tiempo de CPU de 1 h corriendo en 5 máquinas ¹ distintas en paralelo. En la tabla 4.2 se muestran los parámetros de la simulación.

¹PIII 800 MHz, 128 MB RAM, Linux RH 7.1

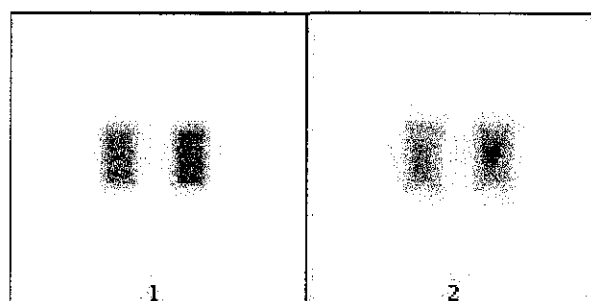
Energía de los fotones:	140 keV (Tc-99m)
Medio dispersor:	agua
Colimador:	UHR
Resolución en energía:	11% (140 keV)
Ventana principal:	140 keV (15%)
Ventana secundaria:	119 keV (18%)

Tabla 4.2: Parámetros de la simulación MC

Los resultados más relevantes para validar la simulación con los datos experimentales son las imágenes simuladas del maniquí así como los espectros de energía que se obtienen en la simulación. Una validación positiva de la simulación garantiza que los procesos físicos que están involucrados en la formación de las imágenes planas en medicina nuclear se modelan de forma correcta.

§4.2.1 Resultados de la simulación MC

En la Fig. 4.1 se muestran las imágenes experimentales y las simuladas del maniquí renal. Una mejor comparación entre las imágenes es por medio de un perfil del número de cuentas de la imagen sobre una línea. Esta línea es paralela al eje X y tiene un grosor de 6 píxeles para una mejor estadística. En la Fig. 4.2 se muestran dichos perfiles y se puede observar un buen acuerdo entre los datos experimentales y la simulación Monte Carlo.



TESIS CON
FALLA DE ORIGEN

Figura 4.1: Comparación entre la imagen simulada y la experimental.

En la Fig. 4.3 se muestra una comparación entre el espectro real de la imagen obtenido con la gammacámara y el espectro que se obtuvo con la simulación. Se puede observar que aproximadamente dentro del intervalo de energías de 90 a 160 keV existe

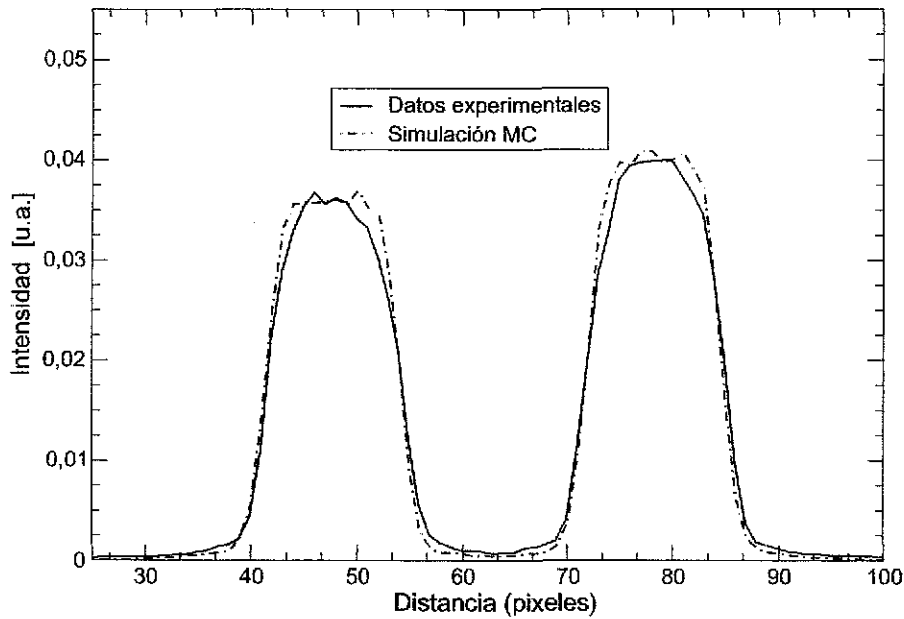
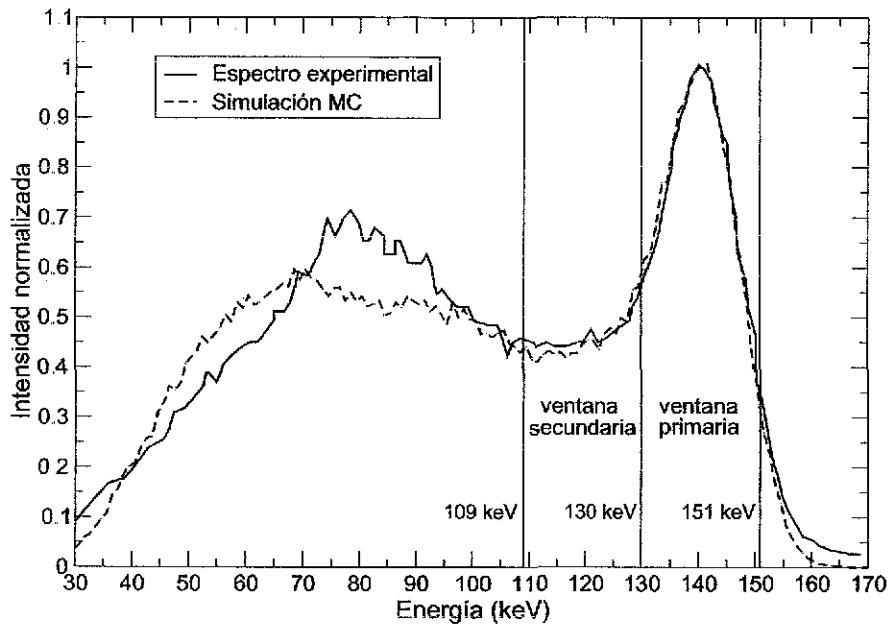


Figura 4.2: Comparación de los perfiles de la imagen simulada y la experimental.

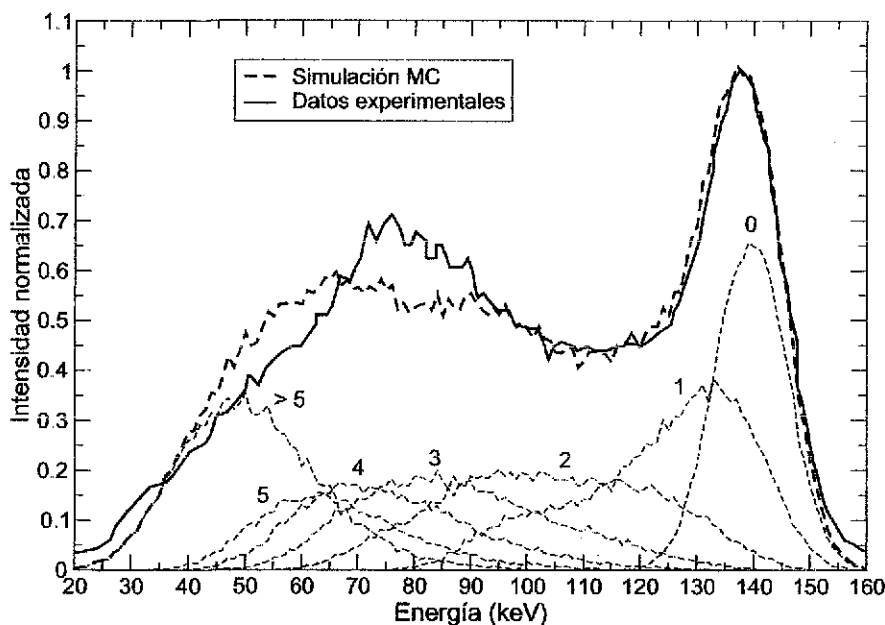


TESIS CON
FALLA DE ORIGEN

Figura 4.3: Comparación entre el espectro simulado y el experimental.

un buen acuerdo entre la simulación y los datos experimentales. De lo anterior, podemos concluir que tanto el transporte de radiación en el maniquí, así como los fenómenos involucrados en la formación de las imágenes planas están siendo simulados de forma correcta. Sin embargo, podemos observar que a bajas energías, entre 30 a 90 keV, la

simulación y los datos experimentales difieren; esta diferencia se debe a que existen fuentes de dispersión que no se incluyen en la simulación, como lo son: los colimadores, la estructura que soporta a los detectores, el techo, el piso y las paredes del cuarto en el que se encuentra la gammacámara. Ahora bien, los fotones que forman la imagen primaria y secundaria son fotones que no sufren más de 4 dispersiones, esta afirmación se respalda en la Fig. 4.4, la cual muestra una descomposición del espectro en sus componentes de dispersión. Los números indican el número de dispersiones que sufrieron los fotones antes de ser detectados. De lo anterior, podemos concluir que es suficiente que la simulación concuerde con los datos experimentales dentro del intervalo de 100 a 160 keV. En las siguientes secciones se usa la simulación para observar el comportamiento de k como función del tamaño de medio y de la profundidad renal.



TESIS CON FALLA DE ORIGEN

Figura 4.4: En esta gráfica se muestra el espectro experimental y el espectro simulado y las componentes de dispersión que forman a este último.

Es interesante notar que la información espacial de los fotones dispersados y detectados en el fotopico, los cuales predominantemente sólo sufrieron una dispersión, es muy diferente a la que pueden presentar los fotones detectados en la ventana de dispersión, centrada en 110 keV. Estos últimos sufrieron dispersiones múltiples, tal como lo muestra la figura 4.4. Es entonces de esperar que el método de doble ventana sea una sobresimplificación del problema.

§4.3 Efecto del tamaño del medio

En la literatura existe una controversia para elegir el valor k más adecuado para corregir por dispersión. Es de esperarse que este valor dependa de muchos factores: el medio, el tamaño del medio, la posición de la fuente en el mismo y de la respuesta de los detectores, principalmente. El objetivo del presente trabajo es obtener de la forma más simple y precisa posibles valores de k que puedan aplicarse en la práctica clínica, sin necesidad de efectuar estudios de transmisión directos al paciente o simulaciones MC detallados del mismo. Por lo anterior, sólo analizaremos el comportamiento de k como función del tamaño del medio y de la profundidad renal, y concluiremos si este análisis es suficiente para poder cuantificar con precisión las imágenes renales.

El análisis de k como función del tamaño del medio se efectuó al tomar una geometría de referencia, en este caso la que se muestra en la tabla 4.1 y en la fig. 4.5. A este maniquí de referencia se le aplica un factor de escala (F), de tal manera, que exista una proporción directa entre las dimensiones del nuevo maniquí y el de referencia. Este factor de escala afecta directamente al volumen del maniquí, se eligieron como factores los valores, 1.0, 0.9, 0.8, 0.7, 0.6, 0.5, 0.4. Esto se puede interpretar como pacientes de diferentes edades (adulto, joven, adolescente, niño). La proporción (ϵ) entre las dimensiones se determina a partir del factor de escala de la siguiente manera:

$$\epsilon = \sqrt[3]{F} \quad (4.6)$$

La raíz cúbica se debe a que existen 3 parámetros para *deformar* al maniquí, estos son la longitud, ancho y grosor del maniquí y de los riñones. Por ejemplo, un maniquí con un factor de escala de 0.9 tendrá una longitud y anchura de 29.61 cm, un grosor de 19.74 cm, y para los riñones una longitud de 9.87 cm, una anchura de 4.93 cm y un grosor de 2.51 cm. En la Fig. 4.5 se muestra un dibujo esquemático de como cambian las dimensiones del maniquí como función de F para 1.0, 0.7, 0.5.

Los parámetros de la simulación y el número de historias son las mismas que se presentan en la sección §4.2. El valor k se determinó a partir de la siguiente fórmula,

$$k = \frac{S_p}{S_w} \quad (4.7)$$

donde S_p y S_w son el número de fotones dispersados en la ventana del fotopico y la



Figura 4.5: Dibujo esquemático que muestra como cambian las dimensiones del maniquí como función de F .

ventana secundaria, respectivamente. Es de esperarse que entre más grande sea el medio dispersor (más material) mayor sea la cantidad de radiación dispersada. Sin embargo, los resultados de la simulación muestran que la desviación entre los valores k para cada grosor es del 7.9% con un valor promedio de 0.44; como se puede observar no existe un cambio significativo del valor k como función del tamaño del medio. De lo anterior, podemos aproximar el valor k final como el promedio de estos valores, aunque como veremos en la siguiente sección el factor k depende de la profundidad de la distribución de la fuente en el medio dispersor.

§4.4 Efecto de la profundidad renal

En el Cap. 2 mencionamos que una de las características más importantes del método de imágenes conjugadas para corregir por atenuación es que no depende de la profundidad renal. Actualmente en la práctica clínica del DMNM la profundidad renal (d) se estima a partir de la siguiente formula semiempírica,

$$d = 13.3 \frac{w}{h} + 0.7 \tag{4.8}$$

donde w y h son la masa y la estatura del paciente respectivamente. Esta fórmula no necesariamente es válida para niños. En la sección anterior observamos que no existe una fuerte dependencia de k como función del tamaño del medio (paciente), ahora desarrollamos una simulación MC para observar el comportamiento de k como función de la profundidad renal. Lo anterior es de suma importancia, ya que si no existe una dependencia fuerte con la profundidad, entonces, es posible sugerir un valor k que cuantifique las imágenes planas sin necesidad de estimar la profundidad renal o realizar un simulación MC individual a cada paciente.

TESIS CON FALLA DE ORIGEN

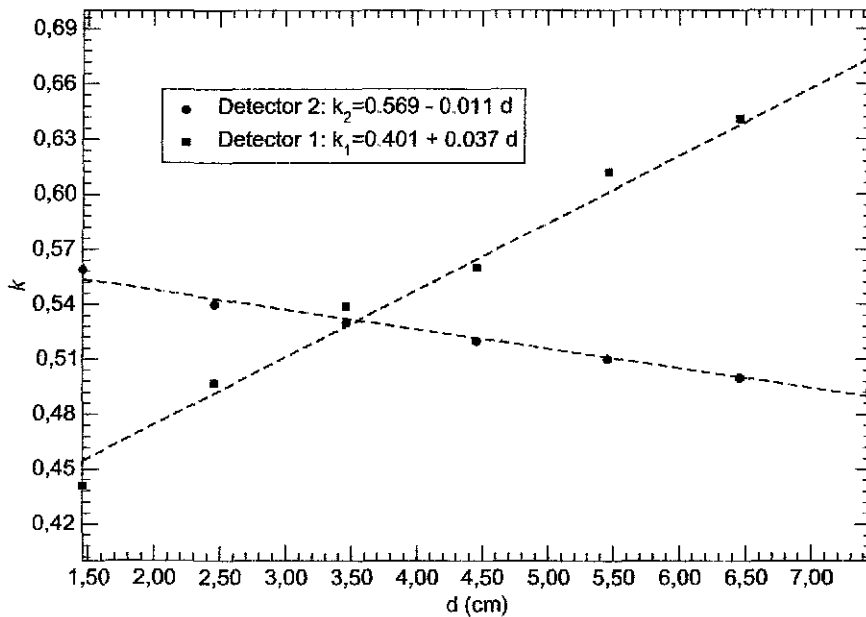


Figura 4.6: Gráfica que muestra el comportamiento de k como función de la profundidad para ambos detectores. Se puede observar un comportamiento asimétrico de ambas curvas debido a la camilla de la gammacámara.

La simulación MC se llevó a cabo con los mismos parámetros que se muestran en la tabla 4.2, y se fijó la geometría del medio con el maniquí cuya configuración se muestran en la tabla 4.1. La variante en esta simulación es la profundidad renal, la cual se varió de 1.5 a 7.5 cm en pasos de 1 cm; la profundidad se mide con respecto al detector 1 que se encuentra por abajo de la camilla de la gammacámara, una figura esquemática de la simulación se muestra en la Fig. 2.1.

En la Fig. 4.6 se muestra una gráfica con los resultados de la simulación para ambos detectores. El valor k alcanza valores dentro del intervalo de 0.45 a 0.66 para profundidades de 1.5 a 7.5 cm. Como podemos observar, el comportamiento del valor k para un detector es creciente mientras que el del otro detector es decreciente; este comportamiento se debe a que, conforme aumenta la profundidad, la fuente se acerca al detector 1 mientras se aleja del detector 2. Lo anterior implica que para el detector 2 la componente de fotones dispersados que forman la imagen aumenta (mayor cantidad de material) mientras que para el detector 1 ésta disminuye (menor cantidad de material). Sin embargo, se esperaría un comportamiento simétrico de ambos valores k ; el comportamiento asimétrico se debe a que la camilla de la gammacámara añade fotones dispersados a la imagen que se forma en el detector 1. La radiación dispersada extra

hace que el factor k alcance un valor aproximado de 0.66 en lugar de 0.56 del detector 2.

En la misma figura se muestra una aproximación lineal del comportamiento de k como función de la profundidad para ambos detectores. El ajuste lineal dió los siguientes resultados,

$$\text{Detector 1: } k_1(d) = 0.401 + 0.037 d \quad (4.9)$$

$$\text{Detector 2: } k_2(d) = 0.569 - 0.011 d \quad (4.10)$$

donde d es la profundidad renal (en cm) con respecto al detector 1.

Ahora bien, en la práctica clínica no es posible determinar el valor k para ambos detectores, ya que eso implica que se practicaran dos estudios de transmisión al paciente. Nuestro interés es desarrollar una técnica de cuantificación que sólo requiera de la información que la gammacámara del DMNM pueda proporcionar, esto es, las imágenes primarias y de dispersión. Nuestra propuesta es obtener una parametrización (utilizando las ecuaciones 4.9 y 4.10) de k_1 como función de S_1/S_2 , es decir, del cociente del número de cuentas en las ventanas de dispersión para ambos detectores.

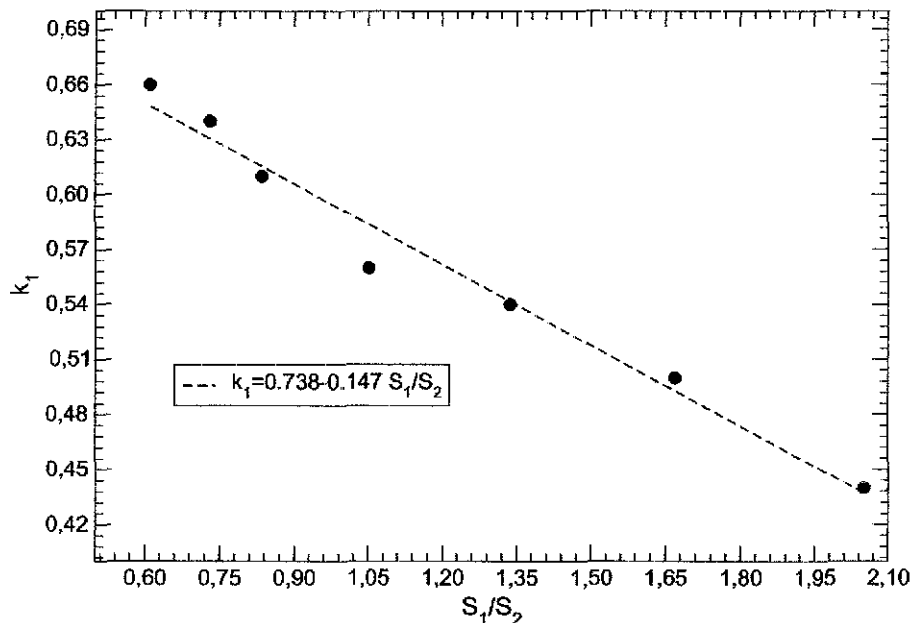


Figura 4.7: Gráfica de k_1 vs. S_1/S_2 , se puede observar que existe una relación inyectiva entre ambos cocientes.

En la Fig. 4.7 se muestra una gráfica de k_1 como función de S_1/S_2 obtenida de la

simulación. Se puede observar que la relación entre estos parámetros es uno a uno, por lo que es posible utilizar esta gráfica en conjunto con las ecuaciones 4.9 y 4.10 para poder determinar k_1 y k_2 , en lugar de utilizar solo un valor k para ambos detectores. Una expresión que se obtiene de las ecuaciones 4.9 y 4.10 para determinar k_2 en función de k_1 es,

$$k_2 = 0.688 - 0.297 k_1 \quad (4.11)$$

Utilizando el ajuste lineal de k_1 vs. S_1/S_2 y la ecuación 4.7 proponemos cuantificar la función renal; la información necesaria la constituyen: las imágenes del fotopico y las imágenes secundarias de la ventana de dispersión. Un método para validar estos resultados y decidir si son convenientes de utilizar en la práctica clínica es aplicar esta técnica a los datos experimentales que se obtuvieron del maniquí renal.

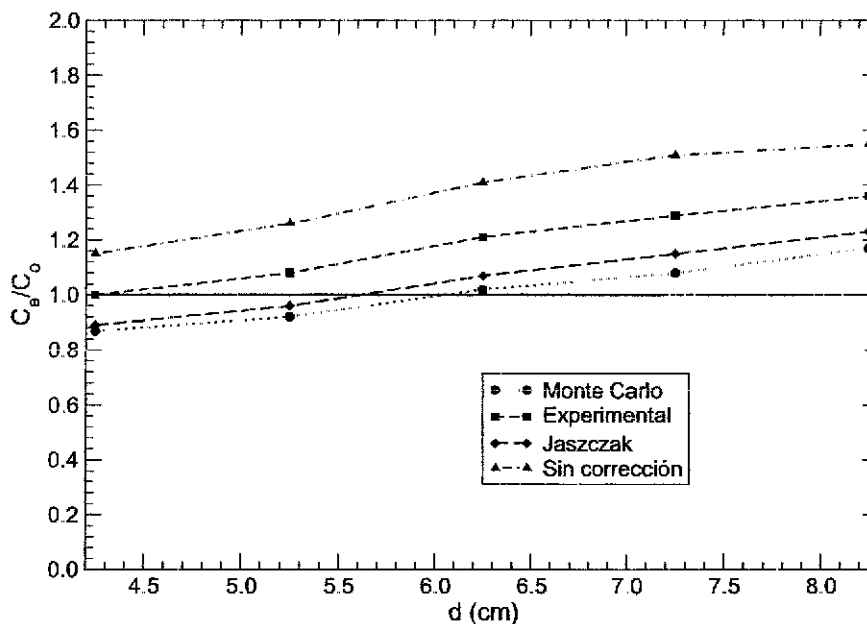


Figura 4.8: Gráfica que muestra la estimación C_e/C_0 de la actividad de la fuente como función de la profundidad de la misma en el medio dispersor. Se compara los resultados al aplicar los diferentes métodos de corrección por dispersión: Monte Carlo, Experimental ($k = 0.31$), Jaszczak ($k = 0.5$) y Sin corrección.

En la Fig. 4.8 se muestran los resultados de aplicar el método anteriormente expuesto a las imágenes experimentales del maniquí renal. Este método cuantifica con mayor precisión las imágenes que el método experimental que utiliza una fuente para determinar el factor de dispersión k . En la misma gráfica también se observa que los re-

sultados del método Monte Carlo no difieren mucho de los resultados de la aproximación de Jaszczak; un análisis de los factores k calculados con simulación MC indican que para el detector 1 y 2 se obtiene un valor $k_1 = 0.65 \pm 0.05$ y $k_2 = 0.50 \pm 0.01$, respectivamente.

En la tabla 4.3 se muestra el error promedio de cada uno de los métodos de cuantificación. Se puede observar que los métodos Monte Carlo y Jaszczak son los métodos con mayor precisión. Ambos métodos pueden aplicarse en la práctica clínica; sin embargo, se requiere una mayor precisión para cuantificar cantidades como la VFG y FPPE.

Método	Error promedio(%)
Sin corregir	37.6
Jaszczak	11.9
Experimental	18.9
Monte Carlo	9.5

Tabla 4.3: Tabla que muestra el error promedio de cada uno de los métodos de cuantificación. El método Monte Carlo cuantifica con mayor precisión las imágenes planas. Sin embargo, el método de Jaszczak ofrece aproximadamente los mismos resultados.

El algoritmo que utiliza la gammacámara para *cuantificar* las imágenes planas utiliza la ec. 4.8 para obtener la profundidad renal d y la expresión $\exp(0.15 d)$ para corregir por atenuación. Lo anterior supone que la radiación dispersada se absorbe totalmente por el colimador, esto trae como resultado que se sobrestima la actividad del trazador en la región de interés, ya que se incluyen todos los fotones que se encuentran en la ventana del fotopico (ver. Fig. 4.4). Los resultados que se esperan de la estimación de la actividad del trazador son del orden de los que se observaron cuando se estimó la actividad sin corregir por dispersión (ver. Fig. 4.8). La información que se obtiene en la práctica clínica de los renogramas es relativa, por lo que el error en la estimación de los parámetros como VFG y el FPPE, no tiene impacto directo sobre la evaluación de la función renal. Sin embargo, para determinar en forma cuantitativa la función renal es recomendable aplicar el método Monte Carlo ya que se obtienen cuantificaciones con errores del orden del 9.5% en comparación del 30-50% que se obtienen sin corrección.

CAPÍTULO 5

Conclusiones

En el presente trabajo hemos demostrado que el método experimental para corregir por dispersión por sí mismo no es suficiente para eliminar toda la radiación dispersada de la imagen del fopico. Lo anterior, se debe a que k depende de la profundidad de la fuente en el medio dispersor. El valor k que podemos encontrar con el método experimental no es el correcto, ya que este valor corresponde al caso en el que la fuente (riñones) se encuentran a 0 cm de profundidad, además de que sólo se calcula con la señal de un detector. Encontramos que con esta aproximación el error es de hasta 35% (ver. Fig. 3.14) al cuantificar las imágenes. Esto se debe a que se está subestimando la componente de dispersión, y por ello el número de cuentas de fotones primarios que componen la imagen del fopico se sobrestima.

Se encontró que es posible mejorar la estimación de la actividad de la fuente en el medio dispersor utilizando simulación Monte Carlo. Los resultados de la simulación se compararon con datos experimentales que se obtuvieron con un maniquí renal, el cual se diseñó y construyó para validar la simulación y evaluar el desempeño de los métodos de corrección que se presentaron en este trabajo.

El método MC permite estimar el valor k para cada uno de los detectores. Con este método obtenemos una mejor estimación del número de cuentas de fotones primarios de la imagen del fopico. Al comparar las gráficas de C_e/C_o vs. d se observa que, si

bien la estimación es ligeramente mejor en general, los resultados no son muy diferentes a los que se obtienen con el método de Jaszczak. Sin embargo, aún con este método se observa que la estimación de la actividad de la fuente se subestima hasta un 16% a una profundidad renal de 8 cm aproximadamente. Aunque el método en general presenta buenos resultados para profundidades renales entre 4 y 7 cm, éste presentan errores hasta del 12%.

En resumen, a continuación presentamos el protocolo para cuantificar las gammagrafías renales en medicina nuclear.

1. Se obtienen las gammagrafías renales y de ellas la siguiente información:
 - a) C_T = número de cuentas en la ventana del fotopico. Esto se obtiene a partir de una región de interés (ROI) de la imagen centrada en 140 keV con una ventana en energía del 15%. C_T incluye tanto fotones primarios como dispersados.
 - b) S_1 y S_2 = número de cuentas en la ventana de dispersión (S_w) para los detectores 1 y 2, respectivamente. La imagen utilizada en este caso se obtiene con una ventana en energía de 17% centrada en 110 keV.
 - c) k = factor de dispersión para cada uno de los detectores. Este factor se obtiene del ajuste lineal de la gráfica k_1 vs. S_1/S_2 (ver Fig. 4.7) y de la ecuación 4.11.
2. Se corrigen las imágenes por dispersión de acuerdo con la ec. 2.12
3. Una vez corregidas las imágenes por dispersión, éstas se corrigen por atenuación de acuerdo con la ec. 2.6, la cual es

$$C_0 = \frac{(C_1 C_2)^{1/2}}{(\eta_1 \eta_2)^{1/2} e^{-\mu T/2}} \quad (5.1)$$

En dicha ecuación, C_1 y C_2 son las imágenes conjugadas, μ se supone constante e igual al coeficiente de atenuación lineal del agua, y η_1 y η_2 son las sensibilidades de los detectores 1 y 2 determinadas experimentalmente en la sección 3.1.2.

Con este método pretendemos cuantificar las gammagrafías renales en medicina nuclear con un error promedio en la estimación del 9.5%. Comparando este método con el de Jaszczak encontramos que las precisiones son comparables, por lo que ambos

métodos pueden utilizarse para cuantificar los estudios renales. Sin embargo, sin importar el método que se utilice para corregir por dispersión, existe un error promedio del 3%, el cual depende del grosor del riñón (ver sec. 2.1). Este error representa el límite a la precisión con la que el método de imágenes conjugadas puede cuantificar las imágenes planas, suponiendo que el método de doble ventana elimina el 100% de la radiación dispersada.

En la literatura [Buvat et al , 1994] se reporta que el método de Jaszczak es el método más pobre para cuantificar las imágenes planas en medicina nuclear. Sin embargo, es el más sencillo de aplicar en la práctica, ya que requiere poca información de las imágenes. Aplicando el mismo desarrolló presentado en Buvat et al. [1994] podemos concluir que el método que se propuso en este trabajo de tesis se comporta de la misma forma que el de Jaszczak.

Referencias

- Baró J., Sompau J., Fernández-Varea J.M., et al., 1995, *PENELOPE: An algorithm for Monte Carlo simulation of the penetration and energy loss of electrons and positrons in matter*, Nucl. Instr. and Meth. B **100**, 31-46
- Buvat I., Rodriguez-Villafuerte M., Todd-Pokropek A., Benali H, R. Di Paola, 1995, *Comparative assessment of nine scatter correction methods based on spectral analysis using Monte Carlo simulations*, J. Nucl. Med. **36**, 1476-1488
- Flemming J. S., 1979, *A Technique for the Absolute Measurement of Activity using a Gamma Camera and Computer*, Phys. Med. Biol. **24(1)**, 176-180
- Ichihara T, Ogawa K, Motomura N, Kubo A, Hashimoto S, 1993, *Compton scatter compensation using the triple-energy window method for single and dual isotope SPECT*, J Nucl Med **34**, 2216-2221
- Gates Gary F., 1984, *Computation of Glomerular Filtration Rate with Tc-99m DTPA: An in House Computer Program*, J. Nucl. Med. **25(5)**
- Guyton A. C., 1977, *Tratado de Fisiología Médica*, 5a. ed., Interamericana
- Kaplan M.S., Miyaoka R.S., Kohlmyer S.K., et al, 1996, *Scatter and attenuation correction for ^{111}In based on energy spectrum fitting*, Med Phys. **23(7)**, 1277-1285
- Knoll G.E., 1989, *Radiation Detection and Measurement* 2a. ed., J. Wiley & Sons

REFERENCIAS

- Kojima A., Ohyama Y., Matsumoto M., et al, 2000, *Quantitative planar imaging method for measurement of renal activity by using a conjugate-emission image and transmission data*, Med. Phys. **27(3)**, 608-615
- Lárraga Gutiérrez J. M., 2001, *Simulación Monte Carlo de un sistema de tomografía por emisión de fotón único*, Tesis de Licenciatura, Fac. de Ciencias, UNAM
- Ljungberg M., Msaki P. and Strand S.E., 1990, *Comparison of dual-window and convolution scatter correction techniques using the Monte Carlo method*, Phys. Med. Biol. **35(8)**, 1099-1110
- Luo J., Koral K.F., Ljungberg M., et al, 1995, *A Monte Carlo investigation of dual-energy window scatter correction for volume of interest quantification in ^{99m}Tc SPECT*, Phy. Med Biol. **40**, 181-199
- Macey D. J. and Marshall R., 1982, *Absolute Quantitation of Radiotracer in the Lungs Using a Gamma Camera*, J Nucl Med **23(8)**, 731-735
- Mas J., Hannequin P., Younes R.B., et al, 1990, *Scatter correction in planar imaging and SPECT by constrained factor analysis of dynamic structures (FADS)*, Phys. Med. Biol. **35(11)**, 1451-1465
- Miller C., Filipow L., Jackson S., et al, 1996, *Planar imaging quantification using 3D attenuation correction data and Monte Carlo simulated build up factors*, Phys. Med. Biol. **41**, 1401-1423
- O'Reilly P. H., 1979, *Nuclear Medicine in Urology and Nephrology*, Butterworth Publishers, London
- Rodríguez Villafuerte Mercedes, 1994, *The use of transmission-emission computed tomography for improved quantification in SPECT*, Ph.D. Thesis, University Collage London
- Sorenson J. A., 1987, *Physics in Nuclear Medicine*, 2a. ed., Saunders
- Walrand S.H.M., van Elmbt L.R. and Pauwels S., 1994, *Quantitation in SPECT using an effective model of the scattering*, Phys. Med. Biol. **39**, 719-734
- Yanch J.C., Dobrzeniecki A.B., Ramanathan C. and Behrman R., 1992, *Physically realistic Monte Carlo simulation of source collimator and tomographic data acquisition for emission computed tomography*, Phys. Med. Biol **37**, 853-870