

FACTOR VARIABLE DE CORRECCIÓN POR RADIACIÓN DISPERSA DE LA ACTIVIDAD

Torres-García E, Díaz-Díaz, J.A.

Laboratorio de Simulación Monte Carlo, Facultad de Medicina, Universidad Autónoma del Estado de México, Toluca, México, México.

RESUMEN

La radiación dispersa es un problema típico para el cálculo de actividad en una región fuente, se ha reportado que este parámetro puede ser considerando constante. Sin embargo, experimentalmente no lo es. Por lo que, el objetivo de este trabajo fue determinar la cantidad de radiación dispersa de una fuente con Tc-99m, que llega a la cámara gamma y afecta la cuantificación de la actividad a un tiempo dado. Se reprodujo con gel de agar la geometría específica de un órgano humano (Riñón) y se calculó experimentalmente la contribución de la radiación dispersa producida por agua (H₂O) a la actividad de una fuente de Tc-99m a un tiempo dado, mediante un método matemático desarrollado a partir del método de vistas conjugadas y el método de doble ventana del MIRD. Con imágenes conjugadas estáticas de una gamma-cámara adquiridas en intervalos de tiempo de 5 minutos para maniqués con tres volúmenes distintos a tres alturas diferentes variando la profundidad de las mismas. Dando como resultado maniqués de gel de agar que presentan efectos de autodispersión menores al 1%, 3% y 5%. Se determinó la magnitud de la cantidad de radiación dispersa que afecta a la cuantificación de la actividad en función del espesor del medio dispersor y el grosor de la región fuente. Fue determinado un factor de dispersión "d", definido en términos de la ventana inferior adyacente al fotopico, lo que permite suponer que es un factor que siempre estará relacionado con la cantidad de radiación dispersa producida por el medio, el cual no es un valor constante como se menciona regularmente en la literatura.

1. INTRODUCCIÓN

En el campo de la dosimetría interna de radiaciones ionizantes el tejido biológico se modela constantemente para efectos de investigación. Existen parámetros importantes para evaluar la equivalencia radiológica de los materiales utilizados en la modelación de tejido biológico, estos parámetros se conocen como: coeficiente de atenuación lineal μ , densidad másica y número atómico efectivo (Z) [1,2,3].

El gel de agar es radiológicamente equivalente al agua y por lo tanto al tejido blando, para gammas de 140 keV emitidas por el Tc-99m [4], lo que permite modelar formas u órganos del tejido biológico blando, ya que una de las características principales de gel es mantener una forma definida, dado que se considera como un sólido flexible, el cual se puede manipular con mayor precisión.

En medicina nuclear específicamente en dosimetría interna realizada mediante la metodología descrita en el esquema MIRD, la radiación dispersa en la cuantificación de actividad en una región de interés, es un parámetro fundamental que puede causar sub o sobreestimación de la dosis Absorbida (D), cuando ésta se calcula por el método de imágenes conjugadas [5], por lo cual es muy importante cuantificar la cantidad de radiación dispersa (RD) que llega al fotopico. Aunque se ha reportado en la literatura que la RD se considera constante cuyo valor ronda el 0.5 del número de cuentas de la ventana adyacente al fotopico, esta cantidad en

general no será constante ya que depende de la geometría del volumen blanco, su tamaño y la ubicación dentro del paciente o maniquí si es el caso.

1.1. Dosis Absorbida y decaimiento radiactivo

La actividad a un tiempo dado se obtiene directamente de la ley de atenuación exponencial como sigue,

$$A(t) = A_0 e^{-\lambda t} \quad (1)$$

Donde A_0 es la actividad inicial al tiempo cero, t es el tiempo transcurrido y λ es la constante de decaimiento para un radionúclido.

La dosis absorbida es función del número de desintegraciones de un radionúclido en un intervalo de tiempo cuya cantidad se llama Actividad Acumulada (\tilde{A} [Bq*s]) y de la cantidad de dosis absorbida por el volumen blanco por desintegración del radionúclido llamada valor S [Gy/Bq*s], donde matemáticamente se tiene,

$$D = \tilde{A} * S \quad (2)$$

Donde la actividad acumulada se define como,

$$\tilde{A} = \int_0^{\infty} A(t) dt \quad (3)$$

Donde $A(t)$ es la actividad de la región fuente en función del tiempo.

Y el valor S esta dado por siguiente ecuación,

$$S = \sum \frac{n_i E_i \phi_i}{m} \quad (4)$$

Donde n_i es la i -ésima partícula emitida por transición, E_i es la energía promedio de la i -ésima partícula, ϕ_i es la fracción de energía que deja la i -ésima partícula en el volumen blanco de masa m .

1.2. Método de vistas conjugadas

A través un par de imágenes gammagraficas planares opuestas (vistas conjugadas) se calcula la actividad $A(t)$ al tiempo cuando se adquirieron las imágenes conjugadas, a través de la siguiente ecuación,

$$A_j = \sqrt{\frac{I_A I_P}{e^{-\mu x}}} \frac{f_j}{C} \quad (5)$$

Donde se utiliza el número de cuentas registrado en una región de interés (ROI) en un minuto (cpm), I_A (vista anterior) e I_P (vista posterior) en el fotopico de la gammacamara. El factor f_j representa la corrección para el coeficiente de atenuación de la región fuente μ_j y el grosor de la fuente x_j . La expresión $e^{-\mu x}$ representa el factor de transmisión a través del grosor x del paciente por el ROI,

$$e^{-\mu x} = \frac{I}{I_0} \quad (6)$$

Donde I e I_0 son las cuentas con y sin paciente respectivamente.

El factor de calibración del sistema C ,

$$C = \frac{cpm}{A_c} \quad (7)$$

Donde A_c es la actividad de una fuente conocida.

1.3. Método de doble ventana

El método de doble ventana, proporciona una forma de sustraer las cpm dentro del fotopico que corresponden a radiación dispersa (S_c), esta cantidad está en función de las cpm registradas (C_s) en una ventana inferior adyacente al fotopico [5-8]. El número de cpm corregido por radiación dispersa en el fotopico debe ser,

$$C_T = C_{PP} - kC_S \quad (8)$$

Donde C_{PP} es el número de *cpm* registrado en la ventana del fotopico. k es la razón de C_s y S_c .

2. METODOLOGIA

2.1. Cálculo del factor variable de corrección

La fuente radiactiva en este caso se encuentra estacionaria en el maniquí de riñón que se construyó y dado que se conoce la actividad inicial introducida al maniquí y el tiempo transcurrido desde el momento que se comenzó la preparación, la actividad en el maniquí a un tiempo dado se puede calcular con la ec. (1), y por otro lado del método de vistas conjugadas la actividad a un tiempo dado se obtiene con la ec. (5), entonces se propone igualar ambas ecuaciones y determinar un factor en función de la cantidad de radiación dispersa en la venta adyacente inferior al fotopico para cada vista, partiendo de la siguiente ecuación,

$$A_0 e^{-\lambda t} = \sqrt{\frac{(I_{PP_A} - dC_{S_A})(I_{PP_P} - dC_{S_P})}{\frac{I}{I_0}}} \frac{f_j}{C} \quad (9)$$

Donde el factor d será el factor de corrección por dispersión al número de cuentas detectado por la gammacámara en la región de interés en ambas vistas.

2.2. Preparación de maniquí

El gel se preparó a una concentración del 2.3%. Se escogieron tres volúmenes diferentes: 35 ml. 43 ml. y 50 ml. En un vaso de precipitados, a un volumen dado, se agregó el polvo de agar en la concentración determinada, se mezcló dos minutos con movimiento constante. Posteriormente se colocó el agua a calentar hasta el punto de ebullición, una vez que hirvió, se continuó con el movimiento, dejando dos minutos más a partir de éste, en este lapso se le agregó el ^{99m}Tc con una actividad cercana a los 2 *mCi* y se siguió mezclando. Después se vertió en el molde de yeso con forma de riñón e impermeabilizado para evitar la filtración, se dejó solidificar de 20 a 40 *min*. Después se retiró del molde sin dañar el maniquí. Es importante mencionar que para obtener la concentración requerida al volumen dado, inicialmente se agregaron 7 *ml* más de agua por efectos de pérdida en la evaporación.

2.3. Arreglo experimental para la cuantificación de la radiación dispersa

En tres cubas de agua iguales con un radio de 24 cm con forma cilíndrica, fue colocada una base de acrílico de 15 x 20 cm a diferentes alturas: 3 cm, 5 cm y 7 cm, soportadas con pequeñas barras de acrílico. El espesor del medio dispersor que cubría al maniquí de gel de agar fue de 3 cm, 6 cm y 9 cm, como se muestra en la figura 1. El maniquí fue aislado para evitar que el agua de la cuba se contamine del material radiactivo. Las alturas y profundidades de cada maniquí representan la posición aproximada a los distintos órganos de interés considerados en un estudio de diagnóstico en medicina nuclear.

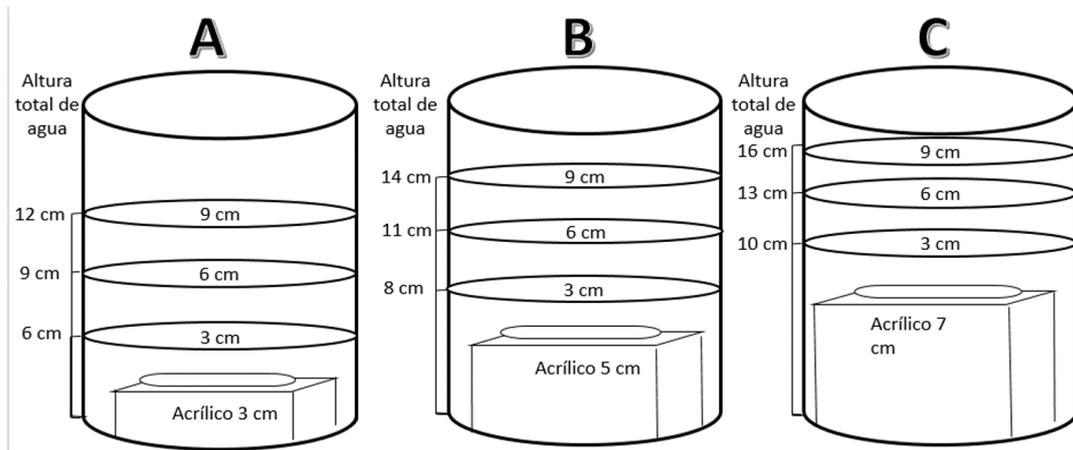


Figura 1. Diseño experimental, maniquí de gel de agar embebido en agua

El maniquí de gel fue sujetado con película adhesiva a la base de acrílico para evitar que se mueva al momento de agregar el agua y durante el estudio. A los 30 minutos aproximadamente de la preparación del gel de agar con el ^{99m}Tc se adquirieron las imágenes conjugadas en la gammacámara, la toma de datos se realizó por 5 minutos como se muestra en la figura 2, después se normalizó por el tiempo para obtener *cuentas por minuto* en la región de interés que fue recortada de la imagen completa de cada una de las imágenes conjugadas.



Figura 2. Adquisición de imágenes estáticas conjugadas

3. RESULTADOS

3.1. Factor variable de corrección

De la ecuación (9) y resolviendo para d se obtiene,

$$d = \frac{(I'_{PPA} C_{SP} + I'_{PPp} C_{SA}) \pm \sqrt{(I'_{PPA} C_{SP} + I'_{PPp} C_{SA})^2 - 4(C_{SA} C_{SP}) \left(I'_{PPA} I'_{PPp} - (A_0 e^{-\lambda t})^2 C^2 \frac{I}{I_0} \right)}}{2(C_{SA} C_{SP})} \quad (9)$$

Donde una solución físicamente posible es la del signo (-).

3.2. Cuantificación del factor d

Para los 3 maniqués se realizaron pruebas de auto-dispersión midiendo la actividad del maniquí colocado en la cuba de agua pero sin medio dispersor, los resultados muestran que la auto-dispersión fue de 1%, 3% y 5% para los maniqués de 35, 43 y 50 ml. Por lo que se puede considerar que para el maniqué de 35 ml la auto-dispersión es despreciable.

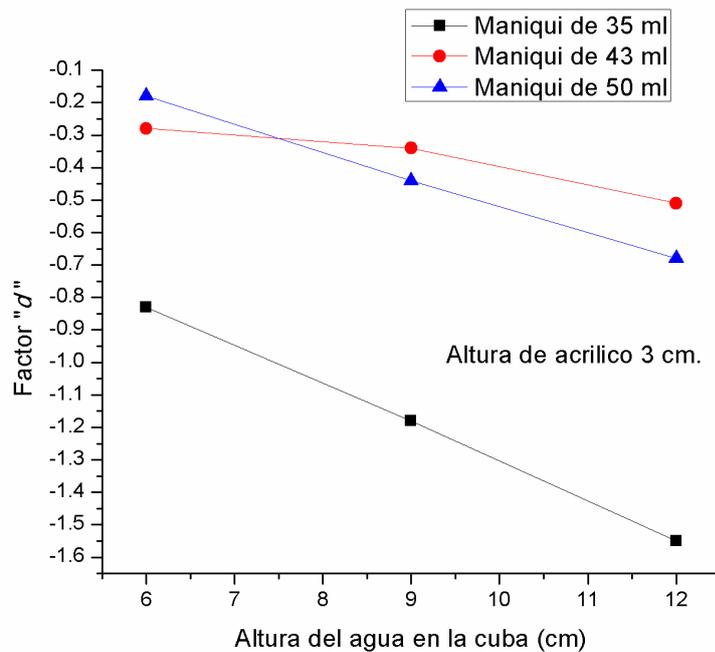


Figura 3. Magnitud del factor de dispersión para los 3 maniqués de gel de agar, maniquí colocado a 3 cm sobre la base de la cuba.

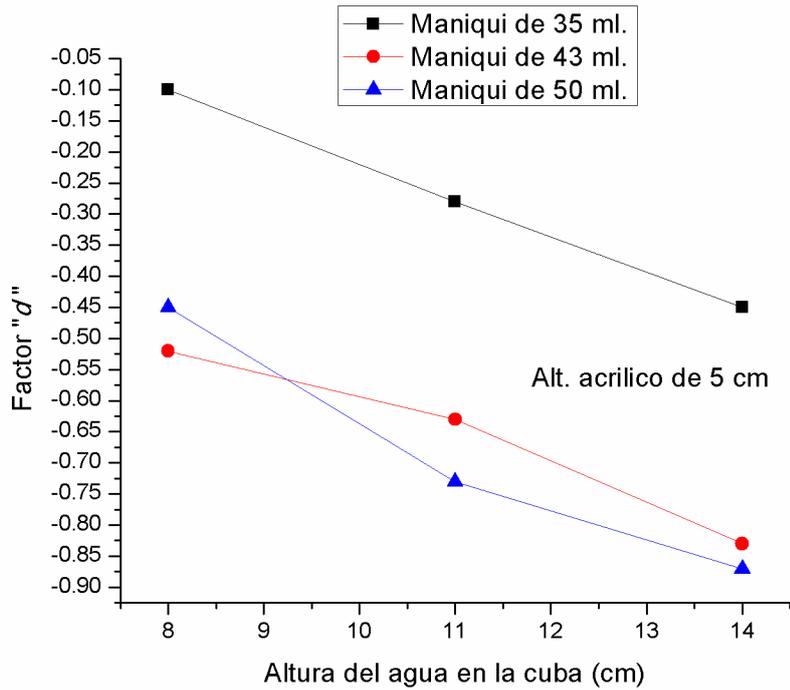


Figura 4. Magnitud del factor de dispersión para los 3 maniqués de gel de agar, maniqué colocado a 5 cm sobre la base de la cuba.

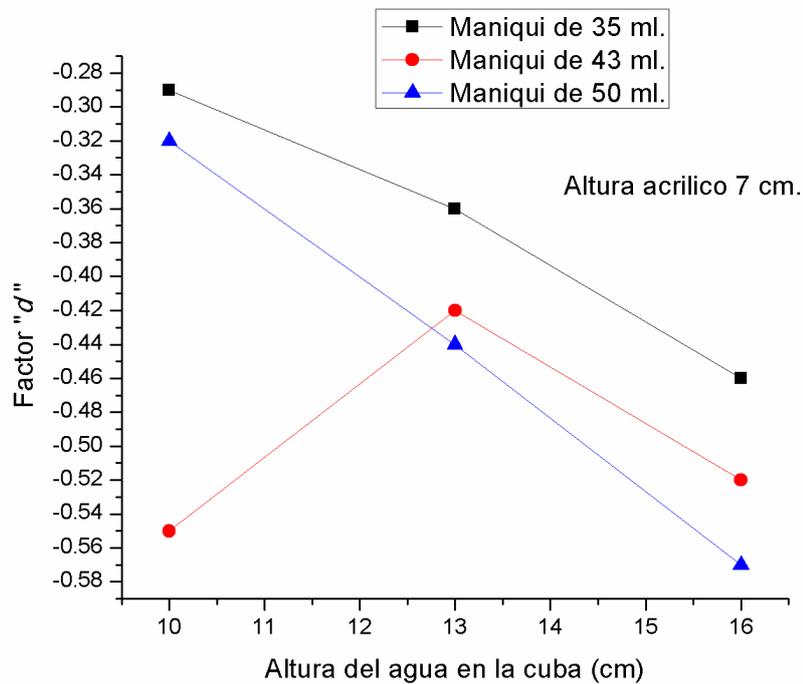


Figura 5. Magnitud del factor de dispersión para los 3 maniqués de gel de agar, maniqué colocado a 3 cm sobre la base de la cuba.

Las figuras 3, 4 y 5 muestran cómo aumenta la magnitud de la dispersión cuando se aumenta la altura o espesor del medio dispersor. A primera vista parece ser un incremento lineal pero eso no se puede determinar de solo tres mediciones para cada caso mostrado. Sin embargo, si

se puede determinar la dispersión no es constante en ninguno de los casos, ya que el factor de dispersión va desde -0.1 hasta -1.6 aproximadamente.

También se observa que la magnitud de la dispersión es dependiente de la posición y espesor del órgano en cuestión. Aunque, el espesor deja de jugar un papel de variable independiente de la magnitud de d , ya que dicha diferencia va disminuyendo cuando el órgano fuente se aproxima a la altura central del volumen que lo contiene. Lo anterior se puede explicar ya que en ambos casos la radiación dispersa que llega a ambos detectores es muy similar en cuanto a cpm , lo cual no debe ser así cuando la cantidad de medio dispersor entre el volumen fuente y el detector 1 y 2 es diferente. Sin embargo, para los datos de la figura 3, en el caso de maniquí de 35 ml la magnitud del factor de dispersión es mayor en un orden de magnitud con respecto al de los maniquíes de 43 y 50 ml. Observándose que cuando el maniquí se coloca a 5 cm de la base de la cuba se tiene el comportamiento inverso disminuye para el maniquí más delgado.

El factor d permitirá calcular una cantidad más real de la actividad a un tiempo dado en una región de interés, lo cual a su vez permitirá obtener con mayor precisión la actividad acumulada y finalmente la dosis absorbida en la región fuente y las regiones blanco en dosimetría interna.

El comportamiento de la variación de la cantidad de radiación dispersa que llega a cada uno de los detectores cuando se varía el espesor del volumen fuente y su posición con respecto a la altura del medio dispersor se podría entender mejor si se realizará una simulación del transporte de radiación ionizante en agua. Lo cual explicaría que y porque cambia de ese modo el factor de radiación dispersa que se ha cuantificado experimentalmente en este trabajo.

4. CONCLUSIONES

Con un maniquí de gel de agar con espesor menor a 0.5 cm, la radiación dispersa que genera es menor al 4% en general, por lo cual la radiación dispersa es producida por el medio dispersor (agua).

La metodología algebraica propuesta muestra que el factor de dispersión “d” no es un valor constante, este depende del espesor del medio dispersor y en términos de la gammacámara depende de la ventana adyacente inferior al fotopico.

El método analítico propuesto para determinar la cuantificación de la radiación dispersa es general, ya que se puede aplicar en cualquier gammacámara.

El factor “d” permite cuantificar la actividad a un tiempo dado en una región de interés contenida en un volumen dispersor.

El factor “d” incluido en el cálculo de la Actividad Acumulada permitirá cuantificar mejor la dosis absorbida en una región de interés en dosimetría interna.

6. REFERENCIAS

1. Midgley S. M., “Measurements of the X-ray linear attenuation coefficient for low atomic number materials at energies 32-66 and 140 keV”, *Radiation Physics and Chemistry*, 2005.

2. Hartmann et. al., "Description and dosimetric verification of the Peregrine Monte Carlo dose calculation system for photon beams incident on a water phantom", *Med Phys* **28(7)**, 1322-1337- 2001.
3. Hill R., Brown S. and Baldock, "Evaluation of the Water Equivalence of Solid Phantoms using Gamma Ray Transmission Measurements", *Radiation Measurements*, **43**, 1258-1264-2008.
4. Aranda-Lara L., Torres-Garcia E., "Biological Tissue Modeling with Agar Gel Phantom for Radiation Dosimetry of ^{99m}Tc ", *Open Journal of Radiology*, **4**,44.52-2014.
5. Jeffrey A. Siegel, Stephen R. Thomas, et. al., "MIRD Pamphlet No. 16 Techniques for Quantitative Radiopharmaceutical Biodistribution Data Acquisition and Analysis for Use in Human Radiation Dose Estimates", *J Nucl Med*, **40**, 37S-61S-1999.
6. Garcés Cruz Jesús Jenri, "Determinación del efecto de la dispersión gamma en el factor de calibración del sistema de una gamma-cámara para el ^{131}I ", *Tesis de Licenciatura IPN*, 2013.
7. Ramírez Franco Jorge, "Efecto de la rh-TSH en la dosimetría del ^{131}I con altas actividades en ablación de remanente en pacientes con cáncer diferenciado de tiroides", *Tesis de Maestría UAEMéx*, 2011
8. Koral KF, Swailem FM, Buchbinder S, et. al., "SPECT dual-energy window Compton correction: scatter multiplier required for quantification", *J Nucl Med*, **31**, 893-900-1990.