



ORIGINAL

Factor variable de corrección por radiación dispersa de la actividad

Variable radiation scattering factor of the activity

J. A. Díaz-Díaz,^a E. Torres-García^{a,*}

Recibido: 24 de noviembre de 2015

Aceptado: 24 de febrero de 2016

Handle: <http://ri.uaemex.mx/handle/20.500.11799/66650>

PALABRAS CLAVE

Dosimetría de la radiación; Maniquí de gel de agar 99m-Tc

RESUMEN

La radiación dispersa es un problema típico para el cálculo de la actividad en una región de origen; según informes, este parámetro puede ser considerado como una constante. Por lo tanto, el objetivo de este estudio fue cuantificar la cantidad de radiación de dispersión de una fuente de 99m-TC que alcanza el detector de una cámara gamma y sus efectos sobre la cuantificación de actividad en determinado momento.

Geometría específica de un órgano humano (riñón) se reprodujo con fuente maniquí de gel de agar y la contribución experimental de radiación dispersa producida por agua se calculó con el método de vistas conjugadas de MIRD y un nuevo método algebraico. Imágenes conjugadas se obtuvieron durante 5 minutos, se utilizaron 3 volúmenes del maniquí en 3 posiciones diferentes, cambiando su profundidad en un maniquí de agua. Los resultados mostrados para un maniquí de gel de agar que producen autodispersión de menos de 5%. Además, se determinó que la radiación dispersa no es constante. La cantidad de radiación dispersa que influye en la cuantificación de la actividad en el maniquí de gel de agar se determinó como una cantidad de dispersión que depende del espesor y del grosor del maniquí de gel de agar. El factor de dispersión (d) dependiente de la ventana de energía baja o ventana de dispersión fue determinado; debido a lo anterior, (d) siempre se relaciona con la cantidad de radiación dispersa producida por los medios de dispersión.

^a Universidad Autónoma del Estado de México, México.

*Autor para correspondencia: eugenio_tg@yahoo.com.mx

KEYWORDS:

Radiation dosimetry; Agar gel phantom; ^{99m}Tc.

ABSTRACT

Scatter radiation is a typical problem for calculating the activity into a source region, it has been reported that this parameter can be considered as a constant. So, the aim of this study was to quantify the amount of scatter radiation from ^{99m}Tc source reaches the detector of a gamma camera and its effects on the activity quantification at a given time.

Specific geometry of a human organ (kidney) source was reproduced with agar gel phantom and experimental contribution of scatter radiation produced by water was calculated by conjugate view method of MIRD and a new algebraic method. Conjugate images were obtained during 5 minutes, 3 phantom volumes were used in 3 different positions changing its deep into a water phantom. Results shown that agar gel phantoms produce self-scatter less than 5%. Also, it was determined that scatter radiation is not constant. The amount of scatter radiation that influences the quantification of activity in the agar gel phantom was determined as a quantity dependent on scatter media thickness and agar gel phantom thickness. Scatter factor (d) dependent on low energy window or scatter window was determined; due to the above, (d) always will be related to scatter radiation quantity produced by scatter media.

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, a éstos se le 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 ^{99m}Tc⁴, 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, porque 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 conjugadas⁵, por ello es importante cuantificar la cantidad de radiación dispersa (RD) que llega al fopico. 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 fopico, esta cantidad en general no será constante, ya que depende de la geometría del volumen blanco, de su tamaño y de la ubicación dentro del paciente o maniquí si es el caso.

DOSIS ABSORBIDA Y DECAIMIENTO RADIATIVO

La actividad a un tiempo dado se obtiene directamente de la ley de atenuación exponencial:

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

Donde A_0 es la actividad inicial al tiempo cero, t es el tiempo transcurrido y λ es la constante de decaimiento por 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], matemáticamente se tiene:

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

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.

El valor S está dado por siguiente ecuación:

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

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

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:

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

En la que 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 gammacámara. 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 , mientras que $e^{-\mu x}$ es 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 es:

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

Donde A_c es la actividad de una fuente conocida.

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_c) en una ventana inferior adyacente

al fotopico⁵⁻⁸. 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 .

METODOLOGÍA

Cálculo del factor variable de corrección

La fuente radiactiva en este caso se encuentra estacionaria en el maniquí de riñón que se construyó, debido a 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 determinado tiempo se puede calcular con la ec. (1). Del método de vistas conjugadas, la actividad durante cierto tiempo 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 ventana 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.

Preparación de maniquí

El gel se preparó a una concentración de 2.3%. Se escogieron 3 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 y se mezcló dos minutos con movimiento constante. Posteriormente, se colocó el agua a calentar hasta punto de ebullición, una vez que hirvió se continuó con el movimiento dejando dos minutos más a partir de éste, después se agregó el ^{99m}Tc con una actividad cercana a 2 mCi y se continuó 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 minutos Finalmente, 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.

Arreglo experimental para la cuantificación de la radiación dispersa

En 3 cubas cilíndricas iguales de agua con un radio de 24 cm se colocó una base de acrílico de 15 x 20 cm a diferentes alturas: 3 cm, 5 cm y 7 cm, respectivamente, 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 contaminara 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.

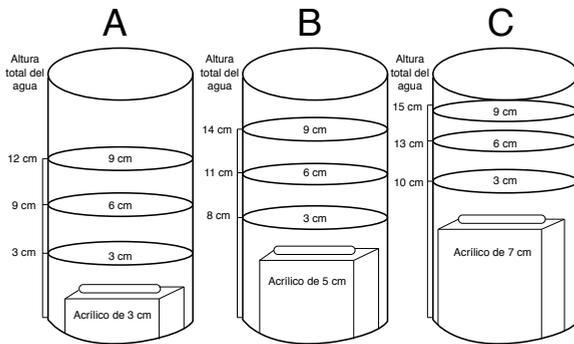


Figura 1. Diseño experimental, maniquí de gel de agar embebido en agua.

Fuente: propia.

RESULTADOS

Factor variable de corrección

Del resultado de la ecuación (9) se obtiene:

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

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

El maniquí de gel fue sujetado con película adhesiva a la base de acrílico para evitar que se moviera al momento de agregar el agua y durante el estudio. Después de 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 durante 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 conjugada.

Fuente: propia.

Cuantificación del factor d

Para los 3 maniqués se realizaron pruebas de autodispersión, midiendo la actividad del maniqué colocado en la cuba de agua, pero sin medio dispersor. Los resultados muestran que la autodispersión 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 autodispersión es despreciable.

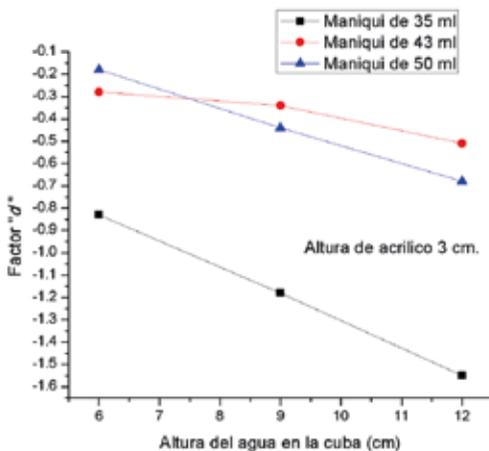


Figura 3. Magnitud del factor de dispersión para los 3 maniqués de gel de agar, maniqué colocado a 3 cm sobre la base de la cuba.

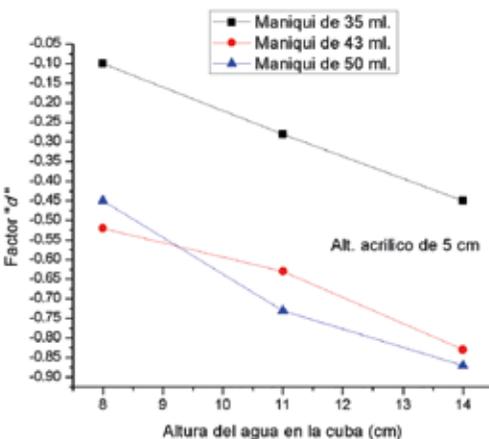


Figura 4. Magnitud del factor de dispersión para los 3 maniqués de gel de agar, maniqué colocado a 5 cm sobre la base de la cuba.

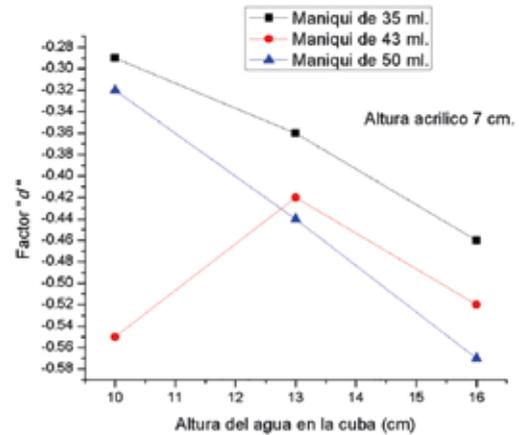


Figura 5. Magnitud del factor de dispersión para los 3 maniqués de gel de agar, maniqué colocado a 3 cm sobre la base de la cuba.

Las figuras 3, 4 y 5 muestran cómo aumenta la magnitud de la dispersión cuando se eleva la altura o espesor del medio dispersor. A primera vista parece ser un incremento lineal, pero eso no se puede determinar con solo 3 mediciones para cada caso mostrado. Sin embargo, sí se puede determinar que 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 los dos 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 maniqué de 35 ml la magnitud del factor de dispersión es mayor en un orden de magnitud con respecto al de los maniqués de 43 y 50 ml. Es decir, cuando el maniqué se coloca a 5 cm de la base de la cuba se tiene el comportamiento inverso disminuye y para el maniqué más delgado.

El factor (d) permitirá calcular una cantidad más real de la actividad a un tiempo determinado 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 puede entender mejor si se realiza una simulación del transporte de radiación ionizante en agua. Lo cual explicaría por qué cambia de ese modo el factor de radiación dispersa que se ha cuantificado experimentalmente en este trabajo.

CONCLUSIONES

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

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

El método analítico utilizado 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.

REFERENCIAS

1. Midgley SM, 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;72(4):525-535.
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*. 2001;28(7):1322-1337.
3. Hill R, Brown S, Baldock, Evaluation of the Water Equivalence of Solid Phantoms using Gamma Ray Transmission Measurements. *Radiation Measurements*. 2008;43:1258-1264.
4. Aranda-Lara L, Torres-Garcia E, Biological Tissue Modeling with Agar Gel Phantom for Radiation Dosimetry of ^{99m}Tc . *Open Journal of Radiology*. 2014; 4:44-52.
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*. 1999;40:37S-61S.
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*. 1990;31:893-900.