

Efectos del espectro de rayos X sobre la dosis

Johanna Lizbeth Rodríguez Ibarra¹, Pablo Luis Hernández Adame¹
Hector Rene Vega-Carrillo¹, Teodoro Rivera Montalvo².

¹ Unidad Académica de Estudios Nucleares
Universidad Autónoma de Zacatecas
Ciprés 10, Fracc. La Peñuela
98068, Zacatecas, Zac., México
E-mail: johann_greenday@hotmail.com

² Instituto Politécnico Nacional
Centro de Investigación en Ciencia Aplicada y Tecnología Avanzada Legaria
Calzada Legaria No. 694. 11500 México. DF. México
E-mail: riveramt@hotmail.com

Resumen

Los equipos de rayos X para el diagnóstico se presentan en diferentes tamaños y formas que dependen del tipo de la exploración a realizar. El espectro de rayos X, es la distribución de energía de los fotones del haz y está formado por un espectro continuo de los fotones de frenado y un espectro discreto debido a los fotones característicos. El conocimiento del espectro de los rayos X es importante para comprender como afectan los cambios del voltaje (kVp), la corriente (mA), el tiempo (s), y el tipo de filtro en los mecanismos de interacción entre los rayos x y el cuerpo del paciente, el receptor de imagen u otro material que se interponga en el haz. A través del espectro se puede estimar la dosis absorbida en cualquier punto del paciente, la calidad de la imagen y la radiación dispersa (que se relaciona con la dosis que recibe el operador del equipo). En este trabajo se usó el método Monte Carlo, con el código MCNP5, para calcular el espectro de los rayos X que se produce cuando un haz monoenergético de electrones de 250 keV interactúa con blancos de Mo, Rh y W. Los espectros se calcularon, con y sin filtro, y se estimaron los valores de la dosis equivalente ambiental, así como el Kerma en aire.

Palabras clave: Espectro de rayos X; Dosis; Monte Carlo.

1.- INTRODUCCIÓN

Un tercio de todas las decisiones médicas importantes utilizan la información obtenida por la radiología de diagnóstico [Keane -Tikhonov 1975]. La radiografía de tórax es uno de los estudios que se practica con más frecuencia en este servicio, ya que genera imágenes del corazón, pulmones, vías respiratorias, vasos sanguíneos, huesos de la columna, tráquea y tórax óseo, lo que permite su evaluación [Vassileva 2002]. Los procedimientos clínicos en la radiografía utilizan exposiciones de radiación a diferentes velocidades. Por lo que los efectos de las radiaciones ionizantes sobre los tejidos humanos hacen necesario el desarrollo de estrategias para la protección radiológica en todos los campos del quehacer humano [Poston 2005]

Sin embargo, en la radiografía para diagnóstico no es común que se lleve un control dosimétrico del paciente ya que en óptimas condiciones no se hacen muchas tomas ya que el beneficio recibido es superior al riesgo, sin embargo se han reportado situaciones donde la dosis que se recibe es significativa [Ng - Rassiah *et al.*, 1998], por lo que es importante buscar mecanismos de evaluación que permitan estimar el nivel de dosis que recibe un paciente cuando se somete a la radiografía diagnóstica [IAEA 2007].

A pesar del creciente peligro de los rayos X de diagnóstico para los seres humanos, los estudios para la obtención de imágenes con suficiente calidad a dosis bajas de siguen siendo de interés en la investigación [ICRP 1991; UNSCEAR 2000]. La dosis de entrada de la piel es un parámetro importante en la evaluación de la dosis recibida por un paciente en una sola exposición radiográfica.

También es común medir el Kerma en aire del haz en la superficie usando un fantoma, ya que por cuestiones de ética profesional y seguridad del paciente no se mide la dosis durante la toma, y relacionar el valor del Kerma con el de dosis absorbida [Shrivastava 1981]. Las magnitudes de Kerma en aire, o de dosis, medidas sobre la superficie de entrada del fantoma se utilizan como indicadores de exposición a la radiación y consecuentemente como niveles de referencia [Higginbotham 1996].

Estas determinaciones se realizan utilizando métodos activos o pasivos de medición o mediante métodos Monte Carlo; Entre los detectores pasivos que se usan en la dosimetría de campos de radiación en radiología, de diagnóstico y de tratamiento, están los dosímetros termoluminiscentes (TLD) que estiman la energía depositada en un medio cuando es atravesado por radiación.

Uno de los principales atributos del método Monte Carlo es que se puede determinar el espectro de los rayos X producidos y con éste se puede determinar en forma directa el kerma en aire, o bien la dosis absorbida en cualquier tipo de material.

Los rayos X se producen a raíz de las transiciones de los electrones atómicos de una órbita a otra, el espectro de rayos X es una representación gráfica de la distribución, por energías de los fotones que constituyen el haz. En él se superponen el espectro de los fotones de frenado y el discreto de los fotones característicos. El conocimiento del espectro de los rayos X es importante para comprender como afectan los cambios del voltaje (kVp), la corriente (mA), el tiempo (s), y el tipo de filtro en los mecanismos de interacción entre los rayos x y el cuerpo del paciente, el receptor de imagen u otro material que se interponga en el haz.

El objetivo de este trabajo fue calcular el espectro de los rayos X con y sin filtro, y estimar los valores de la dosis equivalente ambiental, así como el Kerma en aire.

2. MATERIALES Y MÉTODOS

Se utilizó el código MCNP5 del método Monte Carlo con el fin de calcular el espectro de los rayos X que se produce cuando un haz monoenergético de electrones de 150 keV interactúa con blancos de Mo, Rh y W. Los espectros se calcularon, con y sin filtro, y se estimaron los valores de la dosis equivalente ambiental, así como el Kerma en aire.

Se simuló el tubo de rayos X con las siguientes proporciones, una carcasa de plomo de 1 cm de grosor, se usó una fuente puntual de electrones monoenergéticos, a 3.5 cm de este punto se colocó un cono truncado como blanco. El cono se colocó a un ángulo de 40° con respecto a la horizontal. Una lámina de aluminio de 1 mm de espesor, que simula la ventana del tubo (filtración inherente). La Figura 1 muestra la geometría del tubo de rayos X.

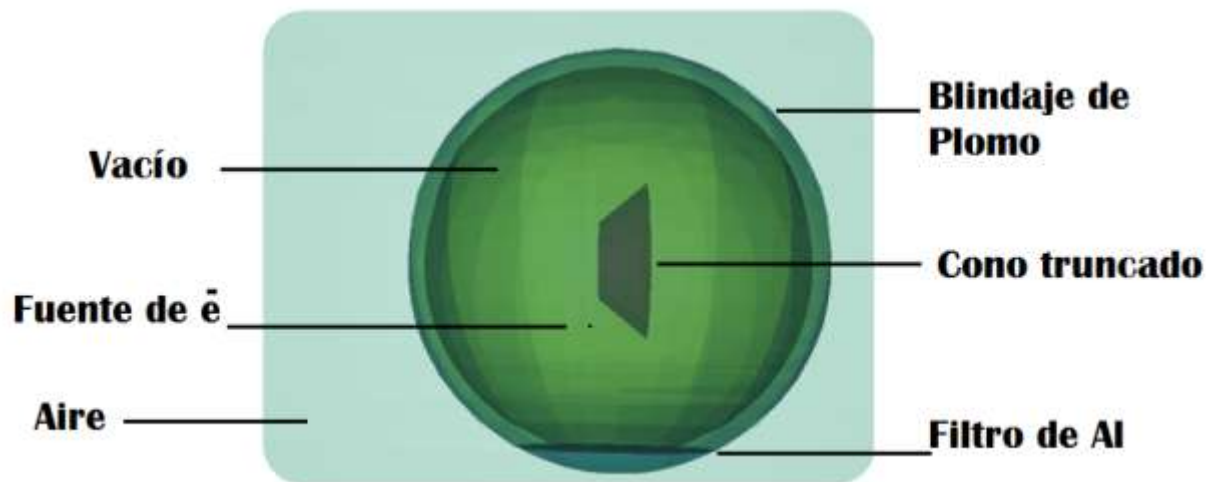


Figura 1: Tubo de rayos X

El filtro se colocó a 5.5 cm debajo del punto focal, que es el sitio donde chocan los electrones con el blanco. A 20 cm de este punto y a 90° de la dirección del haz se calculó el espectro de los rayos X producidos durante la interacción de los electrones con el blanco. En este mismo punto además de a 50 cm y 100 cm se calculó la dosis ambiental equivalente $H^*(10)$, el kerma en aire K_a y la dosis personal H_p .

3. RESULTADOS

Análisis de $\Phi_x(E)$

Con el fin de obtener los espectros de los rayos X producidos por diferentes blancos, y analizar el efecto del filtro se calculó, mediante métodos Monte Carlo, los espectros de los rayos X generados durante la interacción entre electrones monoenergéticos de 150 keV y blancos de W, Rh y Mo. En la Figura 2 se muestran los espectros de los rayos por cada nanoampere de corriente cuando electrones de 150 keV chocan el blancos de Mo, con y sin filtro.

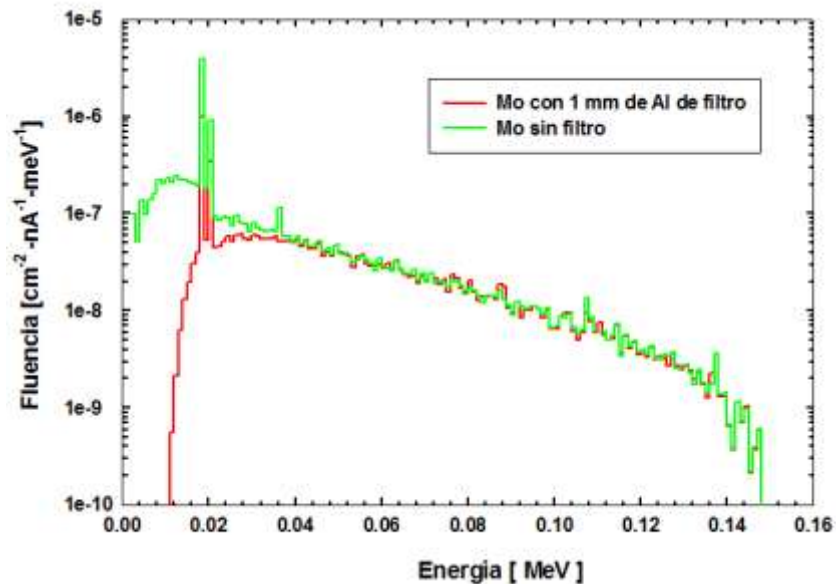


Figura 2: Espectro de los rayos X producidos durante la interacción entre electrones de 150 keV con blanco de Mo, con y sin filtro.

Se observa el espectro continuo debido a la radiación de frenado o Bremsstrahlung, así como el espectro discreto (picos) de los rayos X característicos K α , K β .

El espectro del blanco de Mo presenta picos en torno a 17 y 20 keV, que corresponden a los rayos X $K\alpha = 17.478$ keV y $K\beta = 19.607$ keV. Estos resultados coinciden con los reportados en la literatura.

En la Figura 3 se muestran los espectros de los rayos por cada nanoampere de corriente cuando electrones de 150 keV chocan el blancos de Rh, con y sin filtro.

El blanco de Rh muestra un pico en 20 keV que corresponde a $K\alpha = 20.214$ keV y otro pico está en 23 keV que corresponde a $K\beta = 22.721$ keV.

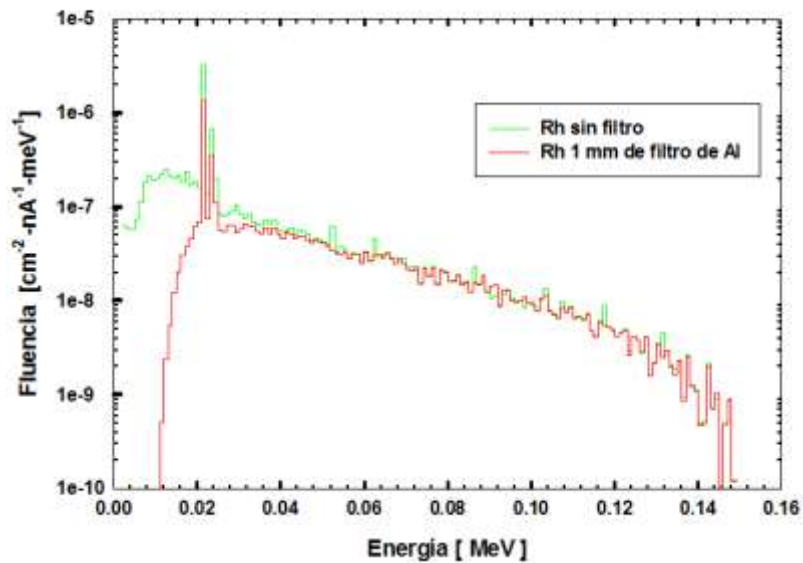


Figura 3: Espectro de los rayos X producidos durante la interacción entre electrones de 150 keV con blanco de Rh, con y sin filtro.

En la Figura 4 se muestran los espectros de los rayos X con un blanco de W, con y sin filtro. El espectro de los rayos X del W presenta picos en torno a los 60 keV y 68 keV que se corresponden a la capa K, los electrones de la capa K tienen una energía de 69.4 keV

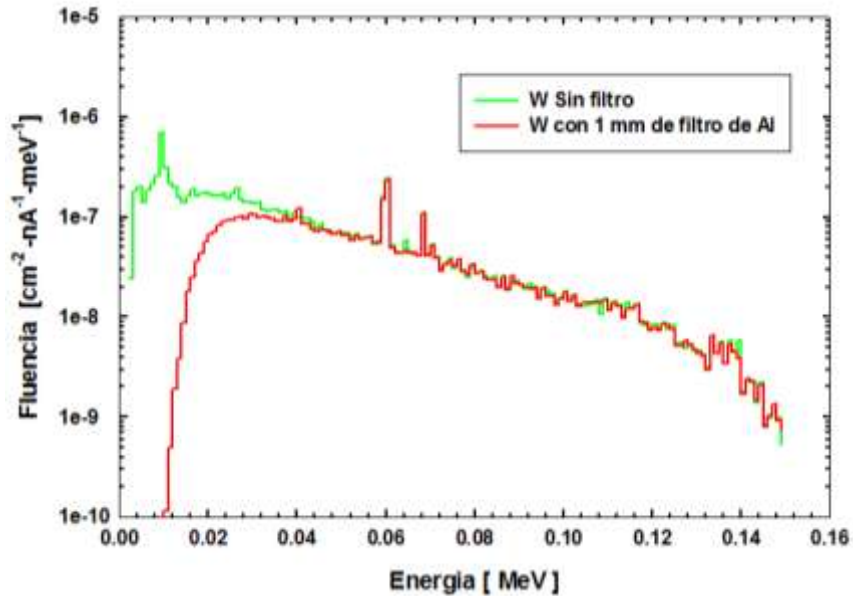


Figura 4: Espectro de los rayos X producidos durante la interacción entre electrones de 150 keV con blanco de W, con y sin filtro.

Cálculo del Ka, H*(10) y Hp

Con la información del espectro de los rayos X calculado se obtuvo el valor del Ka, H*(10) y Hp. Para el cálculo del Ka se utilizaron los coeficientes de conversión de fluencia de fotones a kerma en aire. (ICRP 1997). Para la H*(10) y Hp se utilizaron los coeficientes de conversión del ICRP para fotones de hasta 150 keV. En las tablas 1-6 se muestran los resultados de estos cálculos.

Tabla 1.- Valores del Ka, H*(10) y Hp con blanco de Mo

Distancia [cm]	Blanco de Mo		
	Ka [pGy/Q]	H*(10) [pSv/Q]	Hp [pGy/Q]
20	2.98 E-05 ± 2.5%	7.75 E-06 ± 7.5%	7.93 E-06 ± 7.4%
50	2.92 E-06 ± 0.68%	9.30 E-07 ± 0.5%	9.5 E-07 ± 0.49%
100	5.67 E-07 ± 0.63%	2.05 E-07 ± 0.85%	2.1 E-07 ± 0.84%

Tabla 2.- Valores del Ka, H*(10) y Hp con blanco de Mo y filtro del Al

Blanco de Mo con filtro			
Distancia [cm]	Ka [pGy/Q]	H*(10) [pSv/Q]	Hp [pGy/Q]
20	5.12 E-06 ±0.76%	3.38 E-06 ± 0.8%	3.49 E-06 ± 0.8%
50	5.92 E-07 ±0.53%	3.9 E-07 ± 0.6%	4 E-07 ± 0.6%
100	1.31 E-07 ±0.62%	8.74 E-08 ± 0.65%	9.2 E-08 ± 0.52%

Tabla 3.- Valores del Ka, H*(10) y Hp con blanco de Rh

Blanco de Rh			
Distancia [cm]	Ka [pGy/Q]	H*(10) [pSv/Q]	Hp [pGy/Q]
20	2.49 E-05 ± 2.35%	7.65 E-06 ± 8.9%	7.81 E-06 ± 8.9%
50	1.17 E-06 ± 0.74%	1.18 E-07 ± 0.52%	1.17 E-07 ± 0.81%
100	4.71 E-07 ± 0.63%	3.73 E-07 ± 0.44%	3.26 E-07 ± 0.68%

Tabla 4.- Valores del Ka, H*(10) y Hp con blanco de Rh y filtro del Al

Blanco de Rh con filtro			
Distancia [cm]	Ka [pGy/Q]	H*(10) [pSv/Q]	Hp [pGy/Q]
20	4.97 E-06 ± 0.61%	3.87 E-06 ±0.62%	3.97 E-06 ± 0.6%
50	5.7 E-07 ± 0.58%	4.2 E-07 ± 0.58%	4.6 E-07 ± 0.7%
100	3.1 E-07 ± 0.62%	6.65 E-08 ± 0.84%	7.63 E-08 ± 0.64%

Tabla 5.- Valores del Ka, H*(10) y Hp con blanco de W

Blanco de W			
Distancia	Ka	H*(10)	Hp
[cm]	[pGy/Q]	[pSv/Q]	[pGy/Q]
20	2.70 E-05 ± 3.9%	5.34 E-06 ± 1.3%	5.56 E-06 ± 1.2%
50	1.11 E-06 ± 0.57%	1.15 E-06 ± 0.64%	1.1 E-06 ± 0.71%
100	4.71 E-07 ± 0.91%	3.73 E-07 ± 0.85%	3.26 E-07 ± 0.78%

Tabla 6.- Valores del Ka, H*(10) y Hp con blanco de W y filtro del Al

Blanco de W con filtro			
Distancia	Ka	H*(10)	Hp
[cm]	[pGy/Q]	[pSv/Q]	[pGy]
20	3.32 E-06 ± 8.4%	3.6 E-06 ± 0.9%	3.76 E-06 ± 0.89%
50	6.32 E-07 ± 6.4%	3.84 E-07 ± 0.54%	5.32 E-07 ± 0.64%
100	2.1 E-07 ± 7.6%	5.25 E-08 ± 0.78%	8.2 E-08 ± 0.63%

4. DISCUSIÓN

Todos los espectros calculados presentan las dos componentes: el espectro continuo debido al Bremsstrahlung y los rayos X característicos del blanco que resultaron ser similares a los reportados en la literatura [Seibert- Boone 2005].

La lámina delgada de Al utilizada como filtro reduce los fotones de baja energía, dejando el haz de rayos X útil para producir la imagen y reduciendo la dosis, también reduce la amplitud de los rayos X característicos sin eliminarlos por completo.

El Ka, H*(10) y Hp disminuyen en una y dos órdenes de magnitud conforme nos alejamos del cabezal de la equipo de rayos X como se esperaba.

5. CONCLUSIONES

Mediante cálculos se han determinado los espectros de rayos X producidos en blancos utilizados en equipos de rayos X y el efecto que produce la inclusión del filtro, además se determinó la dosis ambiental equivalente $H^*(10)$, el kerma en aire K_a y la dosis personal H_p .

Se utilizó el código MCNP5 donde se calcularon los espectros de rayos X que se producen cuando un haz de electrones de 150 keV se hace incidir sobre diferentes blancos y con y sin filtro, los espectros muestran una distribución continua así como distribuciones discretas. Se observó que el uso del filtro elimina los fotones de baja energía que no contribuyen a generar la imagen, esta eliminación evita que esos fotones contribuyan a la dosis del paciente. Los espectros calculados, con y sin filtro, coinciden con los reportados en la literatura.

Agradecimientos

Los dos primeros autores, JLRI y PLHA agradecemos al CONACyT por la beca y al COZCyT por el apoyo parcial recibido.

REFERENCIAS

- Higginbotham J. (1996). *Applications of new technology: External Dosimetry*. Medical Physics Publishing. Madison, WI : 125.
- IAEA. (2007). *Dosimetry in diagnostic radiology an International code of practice*. International Atomic Energy Agency Technical reports series No. 457.
- ICRP. (1991). *Recommendations of the International Commission on Radiological Protection*. ICRP Publication 60 **21** (1 -3).

- Keane BE; Tikhonov KB. (1975). *Manual on radiation protection in hospitals and general practice world health organization*. Volume 3 X-ray diagnosis. World Health Organization, Geneva.
- Ng KH; Rassiah P; Wang HB; Hambali AS; Muthuvellu P; Lee HP. (1998). *Doses to patients in routine X-ray examinations in Malaysia*. The British Journal of Radiology **71**: 654-660.
- Poston JW. (2005). *External dosimetry and personnel dosimetry*. Health Physics **88**: 557-564.
- Seibert JA; Boone JM. (2005). *X-ray imaging physics for Nuclear Medicine Technologists. Part 2: CX-ray interaction and image formation*. Journal Nuclear Medicine Technology **33**: 3-18.
- Shrivastava PN. (1981). *Radiation dose in mammography: An energy balance approach*. Radiology **140**: 483-490
- UNSCEAR (2000). *Sources and Effects of Ionizing Radiation*. United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation. Report to the General Assembly, with Scientific Annexes, United Nations, New York, United Nations Publications.
- Vassileva J. (2002). *A phantom for dose-image quality optimization in chest radiography*. The British Journal of Radiology **75**: 837-842.