

Determinación Monte Carlo de dosis en cristalino y tiroides durante exámenes de Tomografía de tórax

Basilía Quispe Huillcara^{1,*}, José Domingo Peña Vidal¹, Georgina Waldo Benítez¹
Manuel León Madrid¹, Pablo Cerón Ramírez¹, Miguel Ángel Vallejo Hernández¹
Modesto Sosa Aquino¹, Héctor René Vega-Carrillo²

¹División de Ciencias e Ingenierías de la Universidad de Guanajuato
Loma del Bosque #103, Lomas del Campestre, C.P. 37150, León, Gto., México.

²Unidad Académica de Estudios Nucleares de la Universidad Autónoma de Zacatecas
Ciprés #10, Fraccionamiento La Peñuela, Zacatecas, México

*Email: b.quispehuillcara@ugto.mx

Resumen

La Tomografía Computarizada (TC) es un método de diagnóstico por imágenes que deposita mayores dosis que otros métodos de radiodiagnóstico. El conocimiento del espectro de los rayos X es importante, ya que está en función directa con la dosis absorbida por el paciente. En este trabajo se estimó el espectro de los rayos X, producidos durante la interacción de electrones monoenergéticos de 130 keV con blanco de Tungsteno, con la finalidad de determinar sus características energéticas a 50 cm del punto focal. El estudio se hizo mediante métodos Monte Carlo con el código MCNP5 donde se modeló el tubo de rayos X de un tomógrafo Siemens SOMATOM Perspective del Hospital General Regional de León, México. En los cálculos se usaron 3×10^8 historias y se obtuvo una incertidumbre relativa menor al 0.1%. También, se modeló un maniquí de cuello con tiroides, tórax y cabeza que incluyó el ojo, la mesa y gantry con apertura de 70 cm del tomógrafo. Como término fuente se usó el espectro de los rayos X calculado con espesor de corte de 10 mm limitados por colimadores de Pb. El protocolo de exploración de rutina del servicio radiológico fue utilizado para la TC de tórax, el método paso a paso o disparo instantáneo fue simulado moviendo las coordenadas del maniquí para cada corte y movimiento de rotación continuo de 360°. Se usaron 36 posiciones del tubo de rayos X en pasos de 10°. La radiación dispersada en el tórax deposita una dosis de 2.063 mGy en cristalino y 252 mGy en tiroides.

Palabras clave: Espectro de Rayos X; Monte Carlo; MCNP5; TAC.

1.- INTRODUCCIÓN

El estudio de la interacción de los fotones con la materia es importante en varios campos de la Física tales como Física de Altas Energías, Física Nuclear, Física de Radiaciones, pero especialmente en la Física Médica. En este último caso y en particular en Radiodiagnóstico es fundamental conocer la cantidad de energía depositada en el medio (tejido humano) [Azorín, 2009].

Los exámenes Tomografía computarizada (TC) experimentaron un aumento acentuado en los últimos años y la calidad de las imágenes está asociada a la dosis absorbida por el paciente. Aproximadamente en una radiografía de tórax el paciente recibe una dosis de 0.02 mSv, que es equivalente a 2.4 días de radiación de fondo natural, mientras que en una exploración por TC se recibe una dosis de 10 mSv, lo que equivale a la dosis que se recibe en 3.3 años por la radiación de fondo o a la dosis que se recibe en 500 radiografías de tórax [Baeza et al., 2003].

El control de calidad de imágenes está asociado a la optimización de las dosis absorbidas por los pacientes. De modo que, la preparación de los físicos en el área de simulación y métodos experimentales, en lo referente a partículas y radiación constituye un punto de partida para el mejoramiento de la calidad de estos servicios médicos [Da Silva, 2011].

La energía de fotones utilizados en radiodiagnóstico (20 a 150 keV) provocan procesos de interacción con los materiales biológicos: interacción fotoeléctrico e interacción Compton en la primera representa la absorción total del fotón, y en la segunda el fotón no es absorbido sino sigue su trayectoria tras múltiples colisiones que provocan múltiples desviaciones de su trayectoria, ello dará lugar a la radiación dispersa. Esta radiación puede ser emitido en cualquier dirección, es la causa principal de la irradiación de partes del cuerpo del paciente no sometidos al examen, de profesionales, trabajadores y público en general [Alcaraz, 2002].

La radiación dispersa en pruebas de servicio de radiodiagnóstico se produce cuando el haz primario de rayos X interactúa con el paciente, esta hace un efecto rebote en el cuerpo y sale

dispersado en muchas direcciones al azar [Radioblog Rx, 2015]. En un examen de TC de tórax el cuerpo se expone a los rayos X (130 kV) irradiando cortes delgados (0.6 mm hasta 10 mm) que propician la radiación dispersa de rayos X sobre la superficie del cuerpo del paciente que alcanzan otras partes del cuerpo que son radiosensibles como es; la tiroides, gónadas, glándulas salivales, cristalino y cerebro. Con el fin de evaluar los niveles de dosis en pacientes sometidos a exámenes por TC Flores [1998] colocó dosímetros TLD-100 en las regiones del ojo, tiroides, pecho y ombligo de pacientes sometidos a TC de tórax con un tomógrafo ELSCINT y encontró que la dosis promedio fue de 1.45 mGy para el cristalino y 29.10 mGy en la tiroides.

También, Belinato [2016] mediante el código MCNPX estudió la dosis absorbida en órganos internos de pacientes sometidos a exámenes de PET/CT. En su estudio usó fantasmas antropomórficos computacionales que incluían los órganos de pacientes adultos y pediátricos expuestos a la radiación de equipos de GE y Siemens. Las dosis efectivas estimadas en adultos debido al haz de rayos X, son responsables de 14.2% y 26.3% de la dosis efectiva total en un examen PET/CT realizado en equipos de GE y Siemens.

El método Monte Carlo se considera un método experimental más que un método numérico ya que se realiza un modelo sobre el cuál se transportan las partículas tal y como ocurre en la naturaleza. El transporte se hace utilizando funciones de distribución que describen los diferentes procesos involucrados en el transporte de partículas. Estas funciones de distribución son muestreadas al azar utilizando números aleatorios. Después de simular el transporte de un número grande de partículas, en el Monte Carlo se obtienen valores promedio de los procesos [Vega-Carrillo, 2017].

El objetivo de este trabajo fue determinar la dosis absorbida en cristalino y tiroides de pacientes, debida a la radiación dispersada, sometidos a un examen de TC de tórax simple empleando el código de Monte Carlo N-Particle Transport (MCNP).

2.- MATERIALES Y METODOS

Para estimar la dosis en cristalino y tiroides que recibe un paciente durante un examen radiológico con TC se usó el código MCNP5 [X-5 Monte Carlo Team, 2003]. Para lo cual se construyó un modelo que representa al tomógrafo Siemens Somatom Perspective del Hospital General Regional de León, México, que se muestra en la figura 1, y un modelo simple del paciente.

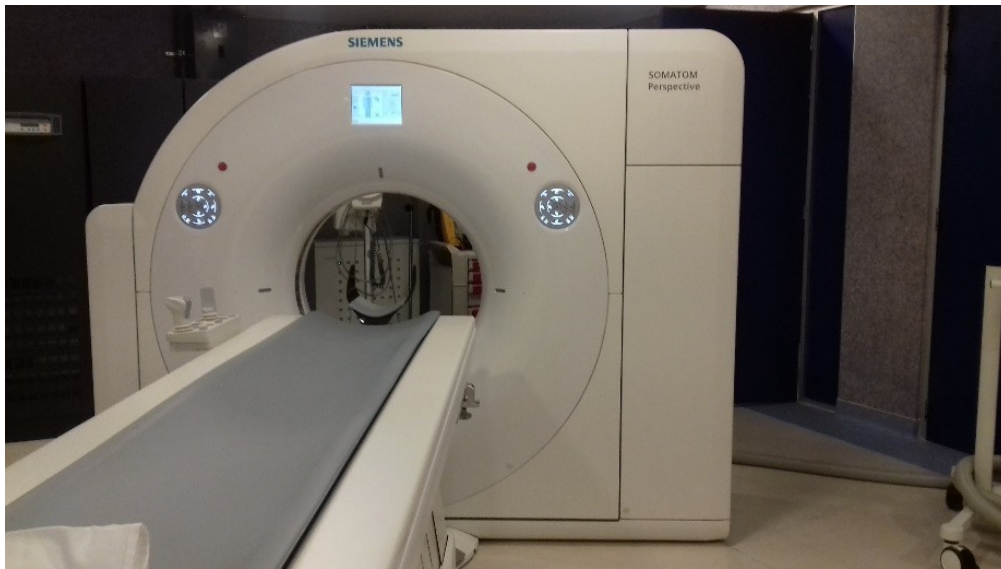


Fig. 1 Tomógrafo Somatom Perspective del Hospital General Regional de León.

El tomógrafo cuenta con 64 detectores y las condiciones de trabajo son 130 kVp de voltaje y 70 mAs de corriente. El tubo de rayos X tiene un blanco de tungsteno.

Para un examen de tomografía de tórax simple se usan protocolos de exploración establecidos para el topograma donde la corriente es de 25 mA como se muestra en la Fig. 2. Para la exploración helicoidal, se usa una corriente de 70 mAs. En ambos casos el pitch es de 1 cm, como se observa en la Fig. 3.

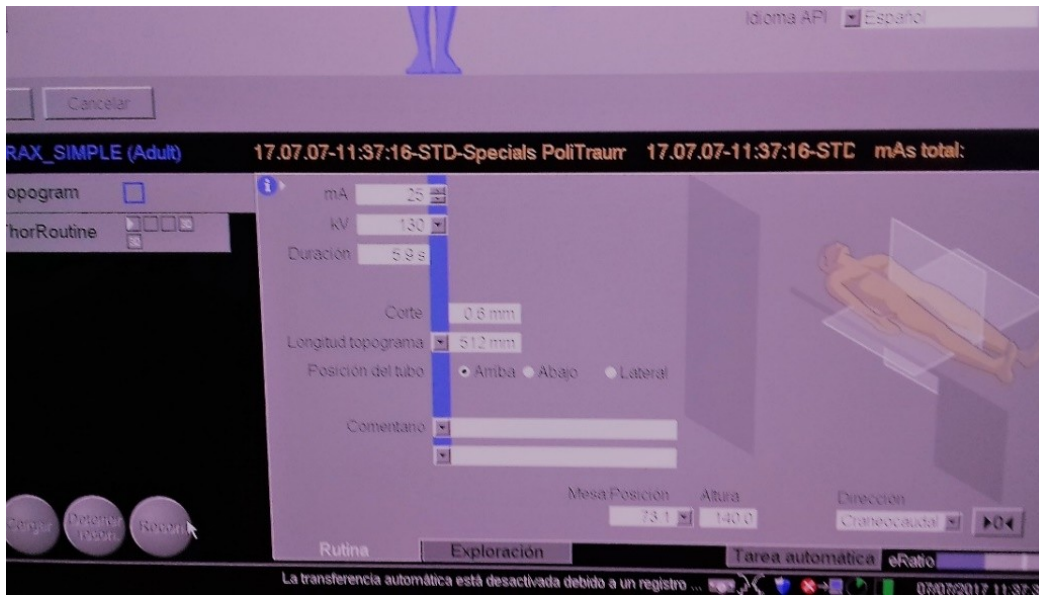


Fig. 2 Protocolo para la exploración del Topograma.

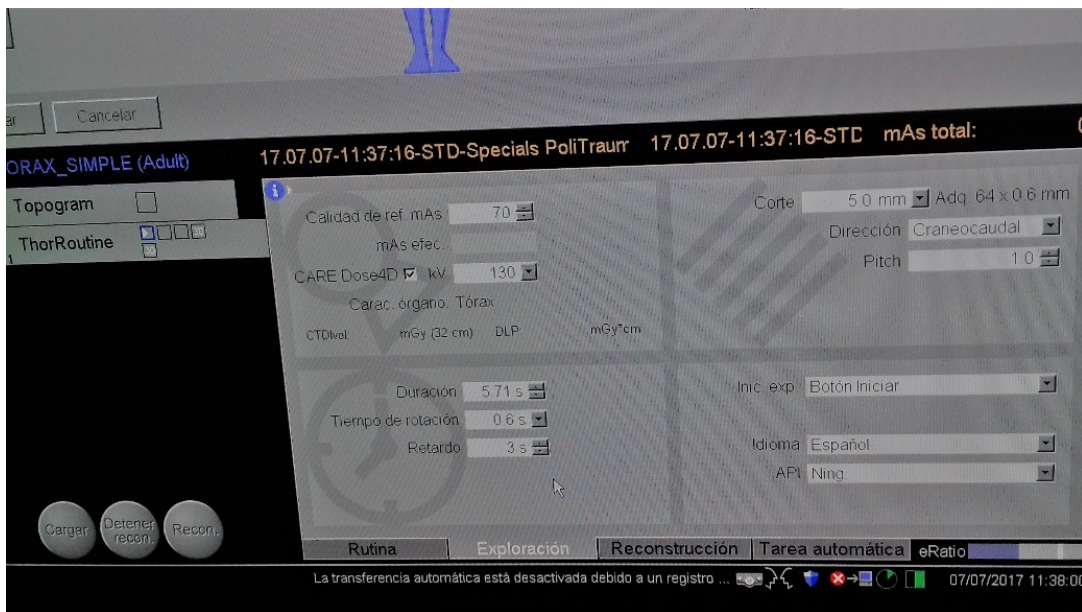


Fig. 3 Protocolo para la exploración helicoidal.

2.1 Espectro de rayos X

El modelo del tubo de rayos X se modeló mediante un cilindro que contiene la fuente de electrones, el blanco y el soporte de éste. El término fuente de electrones se modeló como un disco de 0.07 cm de radio que emite unidireccionalmente los electrones, que se muestra en la Fig. 4, la distancia entre la fuente de electrones y el blanco de W se modelo de 10 cm.

El blanco se modeló como disco inclinado de 2 mm de espesor adherido a un cilindro de Cu, el ángulo de inclinación del blanco respecto a la vertical fue de 17°. En el modelo se incluyó un filtro de 3 mm de espesor de Al para representar el filtro inherente del equipo.

Para estimar el espectro de rayos X, al modelo se le incluyó una celda esférica con aire 3 cm de radio ubicada a 50 cm del punto focal lleno de aire. Todo el modelo se insertó en una celda en forma de cono truncado también con aire. En la figura 5 se muestra el modelo completo.

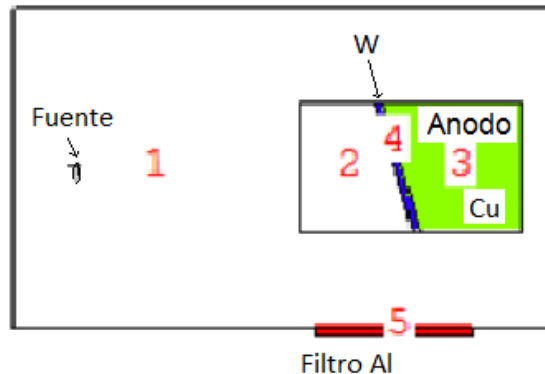


Fig. 4 Modelo del tubo de rayos X del tomógrafo.

El espectro de rayos X se usó con *tally* F5 que permite estimar la fluencia de fotones en un detector puntual o anular [X-5 Monte Carlo Team, 2003].

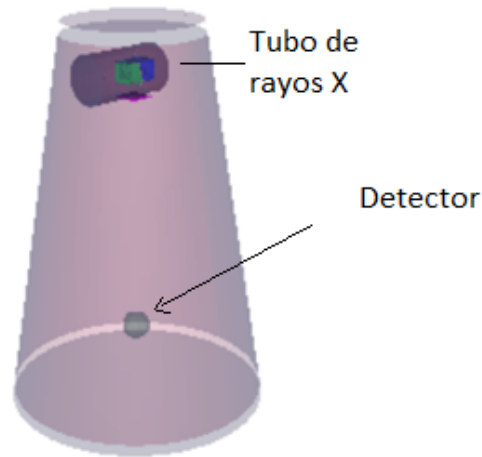


Fig. 5 Modelo del tubo de rayos X y el detector.

El software SpekCalc (ver Fig. 6) fue usado para calcular el espectro de rayos X. El espectro fue obtenido para blanco de tungsteno, con un voltaje 130 kVp en el tubo, ángulo blanco de 17°, filtros de 3 mm Al y a 50 cm de distancia en aire.

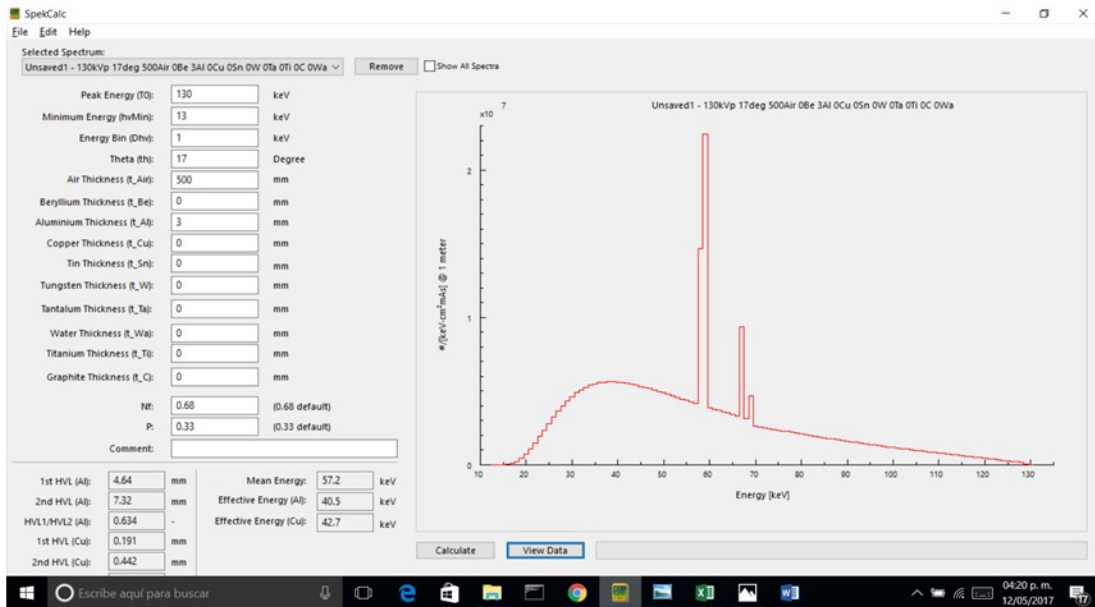


Fig. 6 Espectro de rayos X obtenido con el programa SpekCalc.

2.2 Modelo del paciente

Con el fin de representar al paciente se usó el fantoma o maniquí de persona adulta considerando para la cabeza una esfera de 9.23 cm de radio, el cuello un cilindro de radio de 6.4 cm y 15 cm de largo, el tórax un cilindro también de 17.35 cm de radio y largo de 30 cm [Randal, 2007], para la esferas de los ojos de radio de 1.22 cm, cristalino una esfera de 0.93 cm radio a una profundidad de 3 mm de la superficie del ojo [Asadi et al., 2015], la tiroides se considero un geometría de semi cilíndrica de radio 3 cm y largo 6.6 cm como se observa en la Fig. 7 de color verde [White, 1993] y finalmente la mesa del paciente 50x160x5 cm. Seguidamente se definieron las respectivas celdas como se observa en la Fig. 7 en los cuales se consideraron los materiales proporcionados los la ICRP y ICRU para el tejido equivalente, cristalino, tiroides y poliestireno - policarbonato para la mesa del paciente.

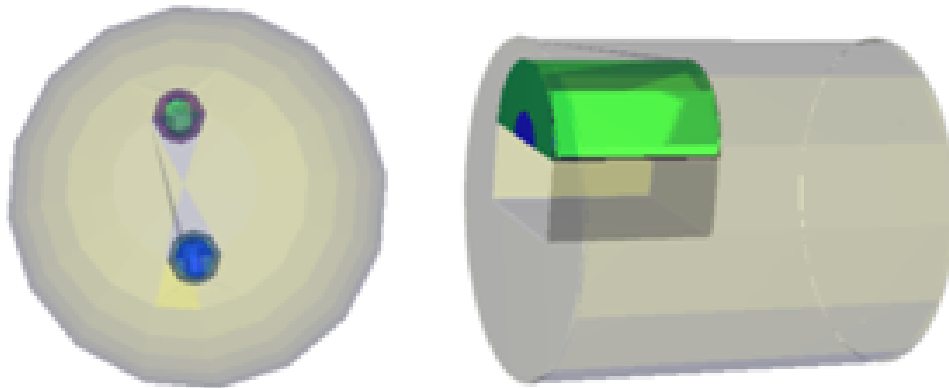


Fig. 7 Geometría del fantoma en MCNP para medir dosis en el cristalino y tiroides.

El eje axial del fantoma se ubicó en el isocentro del tomógrafo Somatom Perspective de 53.5 cm (distancia punto focal del tubo de rayos X al isocentro) extraído de datos técnicos, como se observa en la Fig. 8. Para definir el espesor de corte de 10 mm, se consideró colimadores de Pb de espesor de 1.56 cm.

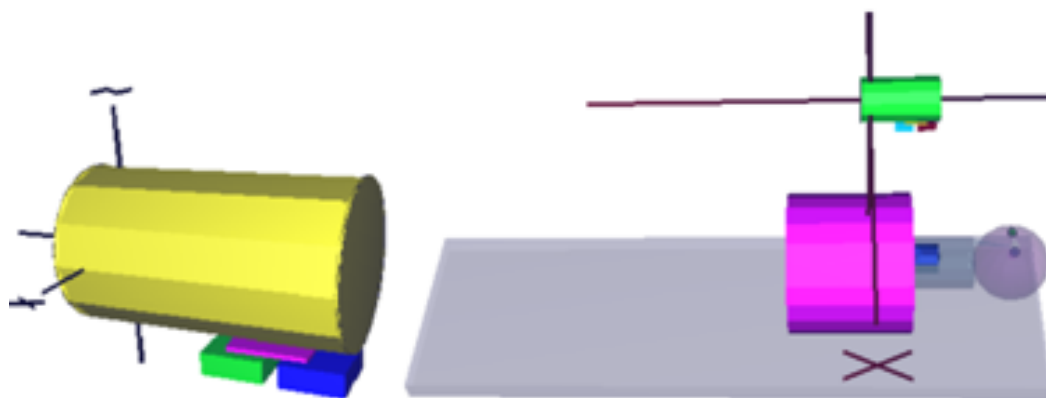


Fig. 8 Geometría del colimador y posición del fantoma respecto al tubo de rayos X.

Para obtener la dosis absorbida por el cristalino y la tiroides se usó el el *tally* F6 que determina cuanta energía es depositada en una celda en MeV/g.

Para estimar la dosis debido a la radiación dispersada durante una tomografía de tórax simple se realiza dos exploraciones (topograma y helicoidal). En la exploración del topograma la fuente se mantiene en una sola posición mientras se desplaza la mesa del paciente (ver a) y b) Fig. 9). Mientras en la exploración helicoidal el tubo de rayos X está en movimiento de rotación continuo de 360° irradiando en todo momento. El MCNP no simula movimientos por lo que se consideró 36 posiciones del tubo de rayos X en pasos de 10° (ver c) Fig. 9).

Para calcular la dosis absorbida en el cristalino y la tiroides a partir de los datos obtenidos por MCNP con *tally* F6 se consideraron las siguientes ecuaciones [Marques de Sousa, 2010]:

$$DosisTotal = \sum_i^n [(TallyF6)_i \times 1.6 \times 10^{-10} \times 6.25 \times 10^{15} \times 25mAs \times 0.01] \quad (1)$$

$$DosisTotal = \sum_i^{36} [(TallyF6)_i \times 1.6 \times 10^{-10} \times 6.25 \times 10^{15} \times 70mAs \times 0.01] \quad (2)$$

donde se consideró: n es el número de corte, 1.6×10^{-10} es un factor de conversión MeV/g a J/Kg, 6.25×10^{15} es el número de electrones en 1 mAs y 0.01 es la eficiencia en la producción de fotones del tubo de rayos-X (99% producción de calor para $Z=74$) [Marques de Sousa, 2010].

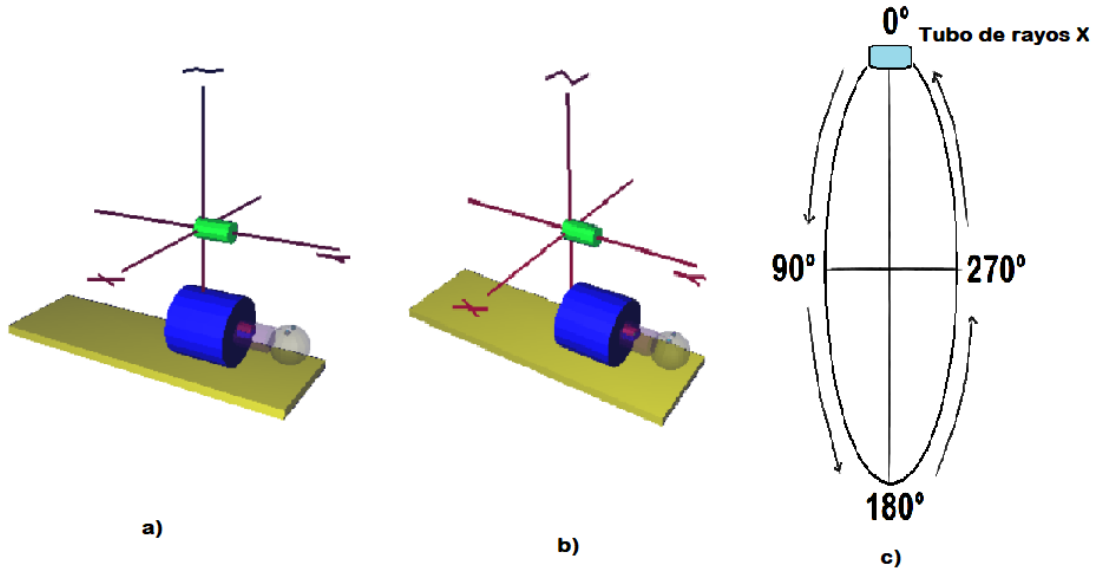


Fig. 9 a) y b) movimientos para el topograma y c) movimiento para la exploración helicoidal.

3.- RESULTADOS

En la Figura 10 se muestran los resultados del espectro de rayos-X, con blanco de W, calculados con MCNP5 para energía de electrones de 130 keV, los cuales presentaron un error relativo R menor al 0.2% para 3×10^8 historias. Se observa que presenta el espectro continuo o Bremsstrahlung así como los espectros discretos de los rayos X característicos K_α y K_β .

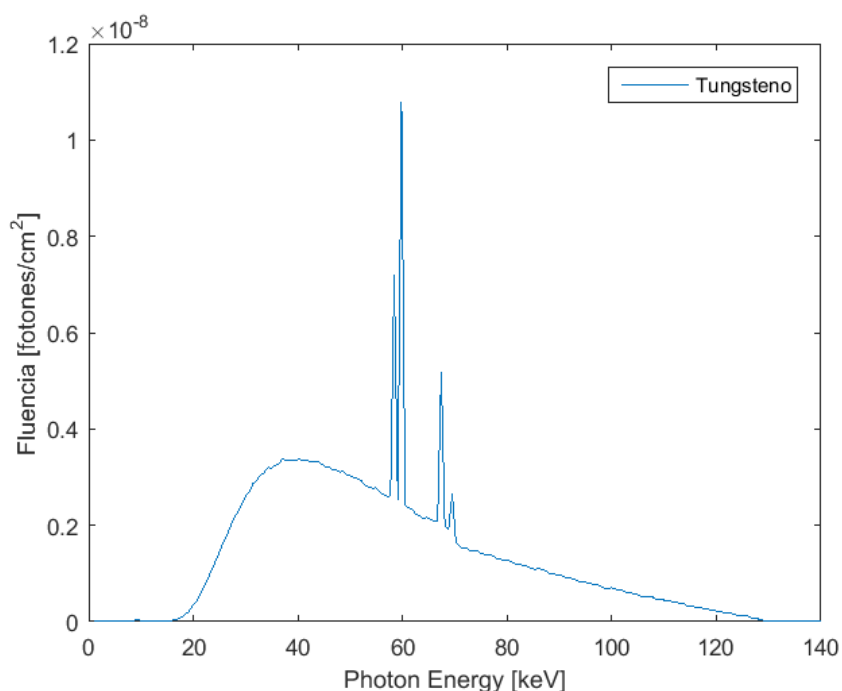


Fig. 10 Espectro de los rayos X producidos durante la interacción entre electrones de 130 keV con blanco de W.

En la Tabla 1, se muestran los valores de los diferentes picos de la radiación característica para el blanco tungsteno, los cuales se compararon con valores teóricos del Instituto Nacional de Estándares y Tecnología [NIST, 2017]. También se incluye la variación porcentual de los resultados obtenidos con el MCNP5 respecto a los del SpekCalc.

El espectro obtenido por MCNP5 para el blanco de tungsteno se comparó con el espectro obtenido con el programa SpekCalc. En la Fig. 11 se muestra la comparación entre el espectro teórico y el simulado a 130 keV.

En la Fig.11 se observa que el espectro simulado utilizando MCNP5 se ajusta al espectro de SpekCalc aunque existan pequeñas diferencias visibles, estas diferencias producen un valor de RMS de 0.044.

Tabla 1 Las energías de las transiciones que produce la radiación característica del espectro Rayos X.

| Blanco | Transición | NIST [keV] | MCNP5 [keV] | Variación MCNP5/NIST [%] |
|--------|------------------------------------|---------------|----------------|--------------------------------|
| W | KL ₂ (K _{α2}) | 57.982 | 58.398 ± 0.420 | 0.717 |
| | KL ₃ (K _{α1}) | 59.319 | 59.781 ± 0.467 | 0.779 |
| | KM2(K _{β3}) | 66.952 | 67.388 ± 0.438 | 0.651 |
| | KM3(K _{β1}) | 67.245 | 69.463 ± 2.292 | 3.298 |

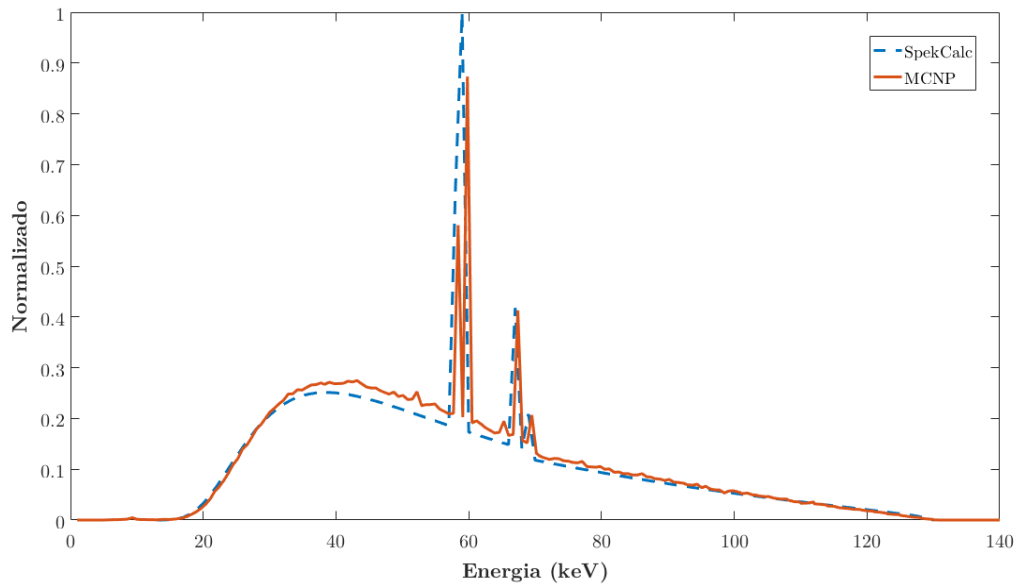


Fig. 11 Espectro teórico y simulado para 130keV.

Utilizando el espectro obtenido por MCNP se realizó las mediciones de la dosis en el cristalino y la tiroides para la exploración del topograma con 10^7 , para espesores de corte de 10 mm para 20 cortes (Fig. 12), ya que después de este los valores la dosis se aproxima a cero y se obtuvieron valores negativos para *tally* F6 en las celdas respectivas.

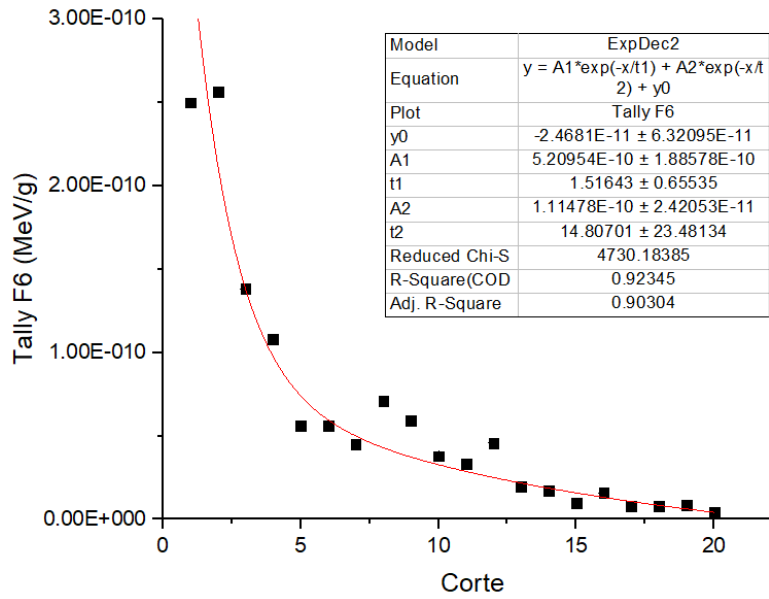


Fig. 12 Dosis en la tiroides para 20 cortes y la curva de ajuste.

Utilizando las ecuaciones (1) y (2) se calcularon las dosis por radiación dispersa 0.00297 mGy en el cristalino y 0.31 mGy en la tiroides para el topograma, para la exploración helicoidal la dosis de 0.43 mGy en el cristalino y 52.6 mGy en la tiroides, correspondientes para una rotación de 0° a 360° (Primer corte). Para dosis total correspondiente a la exploración helicoidal se consideraron los datos del ajuste de la Fig. 12 y se obtuvieron las dosis para los cortes consecutivos como se muestra en la Fig.13.

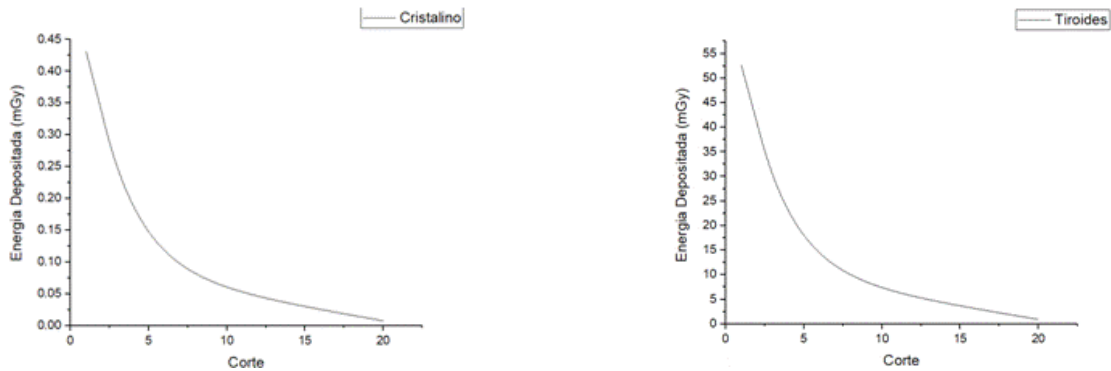


Fig. 13 Variación de la dosis dispersa en el cristalino y la tiroides para TC de tórax.

La dosis absorbida debido a la radiación dispersa en un examen de TC de tórax simple es 2.06 ± 0.26 mGy para el cristalino y 252.02 ± 10.34 mGy en la tiroides.

4.- CONCLUSIONES

Mediante métodos Monte Carlo se ha obtenido los espectros de los rayos X generados durante la interacción de electrones monoenergéticos de 130 keV, utilizado por el tomógrafo Siemens Somatom Perpective del Hospital General Regional de León, México, con blanco de W. Los espectros calculados presentan el espectro continuo debido al Bremsstrahlung y los rayos X característicos del blanco resulto ser similar a los valores del NIST.

Se comparó la producción de rayos X del modelo en MCNP5 con el software SpekCalc, donde se encontró una diferencia no significativa.

La radiación dispersada que alcanza las estructuras del cristalino y la tiroides durante un examen de TC de tórax simple con el tomógrafo Somatom Perpective del hospital General de León México deposita una dosis.

La dosis absorbida debido a la radiación dispersa en un examen de TC de tórax simple es 2.06 mGy para el cristalino y 252.02 mGy en la tiroides.

De acuerdo con los modelos empleados para la simulación se obtuvo una sobre estimación en la dosis medida en la tiroides, lo cual será pendiente a una explicación futura.

REFERENCIAS

- Alcaraz M. (2002), *Bases físicas y biológicas del radiodiagnóstico médico*. Servicio de publicaciones de la Universidad de Murcia. Pp. 21-36.
- Asadi S., Vaez-zadeh M. & Masoudi S.F. (2015). *Gold nanoparticle-based brachytherapy enhancement in choroidal melanoma using a full Monte Carlo model of the human eye*, Journal of Applied clinical Medical Physics 16: 344-357.
- Azorín C.G. (2009). *Simulaciones de la interacción de fotones en la materia usando el Método Monte Carlo*. Tesis del Centro de Investigación en Ciencia Avanzada y Tecnología Aplicada-IPN, México.
- Baeza M., Calzado A., Morán L.M. & Rodriguez R., (2003). *Estimación de dosis de Tomografía Computarizada en cinco centros para irradiaciones frecuentes en cinco áreas anatómicas*, Revista de Física Medica 4: 7-17.
- Belinato W. (2016). *Dosimetría de pacientes adultos y pediátricos empleando método de Monte Carlo en PET/CT*, Tesis de la Universidad Federal de Sergipe, São Cristóvão, Brasil.
- Da Silva I.K. (2011). *Estudo por Monte Carlo de espectros de raios X de radiodiagnóstico para aplicações na Física Medica*. Tesis de la Universidade Estadual de Santa Cruz, Ilhéus Bahia, Brasil.
- Flores W. Borges J.C. & Mota H., (1998), *Evaluación de dosis en diagnóstico por Tomografía Computarizada*. Universidad Federal de Rio de Janeiro, Rio de Janeiro, Brasil.
- ICRP. (2996). *Conversion coefficients for use in radiological protection against external radiation*, ICRP Publicación 74. Annals of the ICRP 26: 159-205.
- Marques de Sousa D.F.C. (2010). *Medição e cálculo, utilizando simulações Monte Carlo, das doses em exames de Tomografia Computarizada*, Tesis de la Universidad Nova de Lisboa, Portugal.
- NIST. [Online]. *X-ray Transition Energies Database*, <<http://www.physics.nist.gov/PhysRefData/>>. National Institute of Standards and Technology. [Reviewed on Oct., 2017].

- Serrao J.I. (2013). *Simulações Monte Carlo da redução da dose no cristalino e na tiroide em exames de Tomografia Computorizada utilizando protecções de bismuto*. Tesis de la Universidad Nova de Lisboa, Portugal.
- Shultis J.K. & Faw R.E. (2008). *An MCNP primer*. Kansas State University. USA.
- Radioblog Rx. [En línea]. *Radiación dispersa en pruebas de servicio de radiodiagnostico*. <<http://radioblogrx.blogspot.mx/2015/03/radiacion-dispersa-en-pruebas-de.html>>. [Revisado en Oct., 2017].
- Vega-Carrillo H.R. (2017). *Introducción al Método Monte Carlo y al código MCNP. Documento: UaEN/07/CA1-UAZ/02140317*. Universidad Autónoma de Zacatecas, México. Pp. 1-65.
- X-5 Monte Carlo Team. (2003). *MCNP A General Monte Carlo N-Particle Transport Code, versión 5*, Los Álamos National Laboratory. Estados Unidos.
- Randal P. Ch. (2007). *Relationship between head mass and circumference in human adults*. Applied Biomechanics Laboratory Technical report. University of Washington. USA.
- White D.R. (1993). *The design and manufacture of anthropomorphic, Radiation Protection Dosimetry*, 49: 359–369.