



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MEXICO

POSGRADO EN CIENCIAS FÍSICAS

“Criterios de calidad en estudios pediátricos de Tomografía Computarizada en la región torácico abdominal”.

TESIS

QUE PARA OBTENER EL GRADO DE

MAESTRO EN CIENCIAS (FÍSICA MÉDICA)

PRESENTA:

EVERARDO FLORES MARTÍNEZ

DIRECTORA DE TESIS: MARÍA ISABEL GAMBOA DE BUEN

MIEMBRO DEL COMITÉ TUTOR: DRA. PILAR DIES SUÁREZ

MIEMBRO DEL COMITÉ TUTOR: DRA. OLGA LETICIA ÁVILA AGUIRRE

MIEMBRO DEL COMITÉ TUTOR: M. EN C. CESAR GUSTAVO RUIZ TREJO



Universidad Nacional
Autónoma de México

Dirección General de Bibliotecas de la UNAM

Biblioteca Central



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 mis padres, José Amando Flores y Guadalupe Martínez por su amor y apoyo.

A la Dra. María Isabel Gamboa de Buen, por haberme aceptado como su alumno. Por todas sus enseñanzas, consejos, apoyo y paciencia durante la elaboración de este trabajo. Muchas gracias.

A la Dra. Pilar Dies Suárez por haber formado parte de mi Comité Tutor, ser sinodal y habernos dado la oportunidad de trabajar con el tomógrafo del Hospital Infantil de México "Federico Gómez".

A la Dra. Olga Leticia Ávila Aguirre y M. en C. César Gustavo Ruiz Trejo por el tiempo dedicado, consejos y por haber formado parte de mi Comité Tutor.

A los sinodales, por el tiempo dedicado a revisar esta tesis: Dr. Miguel Ángel Ávila-Rodríguez, M. en C. Amanda García Garduño, M. en C. Fabiola Valencia Ortega.

A la M. en C. Xóchitl López Rendón por su amistad, ayuda y valiosas observaciones.

A los técnicos radiólogos del Hospital Infantil Esther, Ricardo y Rafael de la Rosa por su apoyo en el uso del tomógrafo.

Al Consejo Nacional de Ciencia y Tecnología (CONACYT) por la beca que se me otorgó durante mis estudios de Maestría.

Al Posgrado en Ciencias Físicas de la UNAM.

A DGAPA-UNAM, beca PAPIIT-UNAM IN118308.

INDICE

1. Introducción	5
1.1. Motivación.	5
1.2. Objetivos	6
1.2.1. Objetivo general	6
1.2.2. Objetivos particulares	6
2. Magnitudes dosimétricas	7
2.1. Fluencia	7
2.2. Fluencia de energía	7
2.3. Kerma	7
2.4. Exposición	8
2.5. Dosis absorbida	9
2.6. Equilibrio de partícula cargada.	9
2.7. Dosis efectiva	9
2.8. Generación de rayos X.	10
2.8.1. La capa hemirreductora	13
2.9. Interacción de los rayos X con la materia	13
2.9.1. Efecto Compton	14
2.10. Efecto fotoeléctrico	16
3. Tomografía computarizada	17
3.1. Sistemas principales	17
3.2. Magnitudes dosimétricas en TC	18
3.2.1. Kerma en aire incidente, K_i .	18
3.2.2. Kerma de entrada en la superficie, K_e .	18
3.2.3. Salida del tubo de rayos X, $Y(d)$.	18
3.2.4. Índice TC de kerma en aire, $C_{a,100}$.	19
3.2.5. Índice ponderado de kerma en aire, C_w .	19
3.2.6. Índice volumétrico de kerma en aire, C_{vol} .	20
3.2.7. Producto kerma aire longitud, $P_{KL,TC}$.	20
3.3. Dosis en TC	21
3.3.1. Cantidad de estudios y dosis efectiva	21
3.3.2. Distribución espacial de la dosis en estudios de TC	23
3.3.3. Factores que determinan la dosis en estudios de TC	24
3.3.4. Efecto del voltaje pico (kVp) en la dosis.	24
3.3.5. Efecto de la carga (mAs)	25

3.3.6. Efecto de la colimación	26
3.3.7. Efecto del pitch	26
3.3.8. Tamaño del paciente.	27
3.3.9. Centrado del paciente	28
3.3.10. Sobre escaneo	28
3.3.11. Dosis y Calidad de imagen	29
3.3.12. La dosis en pacientes pediátricos	29
4. Control de calidad en TC	31
4.1. Pruebas electromecánicas del desempeño del equipo.	32
4.2. Pruebas de calidad de imagen.	33
4.3. Pruebas dosimétricas.	35
5. Investigación clínica	36
5.1. Objetivo	36
5.2. Distribución de los estudios por género.	37
5.3. Distribución de los estudios por edades.	37
5.4. Distribución de los estudios de acuerdo a la región corporal.	38
5.5. Distribución de los rastreos en la región torácico abdominal de acuerdo al tipo específico de estudio.	38
5.6. Valores de los parámetros radiológicos de los estudios más frecuentes en la región torácico abdominal.	39
5.7. Longitudes obtenidas para los estudios en la región torácico abdominal.	40
6. Materiales	42
6.1. Tomógrafo	42
6.1.1. Características físicas del tomógrafo	42
6.2. Cámara de ionización y electrómetro.	44
6.3. Película dosimétrica.	45
6.4. Maniquí del ACR para la calidad de imagen	46
6.4.1. Módulo 1 del maniquí del ACR.	47
6.4.2. Módulo 2 del maniquí del ACR	47
6.4.3. Módulo 3 del maniquí del ACR.	48
6.4.4. Módulo 4 del maniquí del ACR	48
6.5. Maniqués para determinar las magnitudes dosimétricas	49
7. Método experimental	50
7.1. Calidad de imagen	50

7.1.1. Alineación del gantry	50
7.1.2. Calibración del número CT	50
7.1.3. Uniformidad del número CT	50
7.1.4. Resolución de alto contraste	50
7.1.5. Resolución de bajo contraste	50
7.1.6. Dependencia del número CT con el kVp	50
7.2. Medición de la capa hemirreductora	51
7.3. Ancho del haz	52
7.4. Medición del $C_{a,100}$	53
7.5. Medición del C_w .	54
8. Resultados	55
8.1. Calidad de imagen	55
8.1.1. Alineación del gantry	55
8.1.2. Calibración del número de TC	55
8.1.3. Espesor de corte.	56
8.1.4. Dependencia del número CT con el espesor de corte.	57
8.1.5. Distancia en un plano	57
8.1.6. Ruido y artefactos.	58
8.1.7. Uniformidad del número CT	58
8.1.8. Resolución de alto contraste:	59
8.1.9. Resolución de bajo contraste	59
8.1.10. Dependencia del número CT con el kVp	60
8.2. La capa hemirreductora.	60
8.3. Medición del ancho del haz.	62
8.3.1. Mediciones con la película fija al centro del gantry.	62
8.3.2. Mediciones con la película sobre el maniquí de tórax en movimiento.	64
8.3.3. Sobre escaneo	65
8.4. Magnitudes dosimétricas	67
8.4.1. Resultados de $C_{a,100}$ y ${}_nCa_{100}$.	67
8.4.2. Valores de C_{vol} y C_w obtenidos con el maniquí estándar de cabeza.	68
8.4.3. Valores de C_{vol} y C_w obtenidos con el maniquí estándar de tórax.	69
8.4.4. Valores de C_{vol} y C_w obtenidos usando el maniquí elíptico chico.	70
8.4.5. Valores de C_{vol} y C_w obtenidos usando el maniquí elíptico mediano.	71
8.4.6. Valores de C_{vol} y C_w obtenidos usando el maniquí elíptico grande.	72
8.4.7. Valores $P_{KL,CT}$ obtenidos usando como referencia el maniquí estándar de cabeza.	73

8.4.8.	Valores $P_{KL,CT}$ obtenidos usando como referencia el maniquí estándar de tórax.	74
8.4.9.	Valores $P_{KL,CT}$ obtenidos usando como referencia los maniqués elípticos.	75
9.	Análisis de resultados	76
9.1.	La calidad de imagen.	76
9.2.	La capa hemirreductora.	76
9.3.	El ancho del haz.	77
9.4.	El sobre escaneo.	79
9.5.	El $C_{a,100}$.	79
9.6.	El C_w obtenido con el maniquí de tórax.	80
9.7.	Dependencia del valor de C_w con el diámetro promedio del maniquí.	80
9.8.	El C_{vol} obtenido con el maniquí de tórax.	82
9.9.	El $P_{KL,CT}$ obtenido con maniqués elípticos	83
9.10.	El efecto del sobre escaneo en el $P_{KL,CT}$	84
10.	Conclusiones	86
11.	Referencias	89

INTRODUCCIÓN

1.1. Motivación.

La Tomografía Computarizada (TC) es una valiosa herramienta en el diagnóstico clínico ya que permite obtener en poco tiempo imágenes de alta calidad en tres dimensiones y con una resolución espacial del orden de milímetros. Desde que se introdujo el primer tomógrafo hasta la fecha los equipos han sido perfeccionados gracias al desarrollo de procesadores más veloces, sensores más eficientes, arreglos múltiples de detectores y nuevas geometrías de adquisición. Las computadoras actuales permiten la reconstrucción de las imágenes prácticamente en tiempo real.

La TC es uno de los estudios de radiodiagnóstico en los que se imparte mayor dosis a los pacientes y el número de estudios que se realizan con esta técnica ha aumentado considerablemente en los últimos años. De acuerdo con un estudio del NCRP (National Council on Radiation Protection and Measurements) en 2006, el 17% de los estudios de radiodiagnóstico en los Estados Unidos correspondieron a TC, y contribuyeron al 67% de la dosis a los pacientes [NC09].

En 2007, la International Atomic Energy Agency (IAEA) publicó el documento "Dosimetry in Diagnostic Radiology: An International Code of Practice" [DO07] en el cual se describen las magnitudes dosimétricas de referencia para tomografía computarizada en términos del kerma en aire. Las magnitudes dosimétricas para estudios de Tomografía Computarizada que se identifican como relevantes son: el Índice volumétrico de kerma en aire (C_{vol}) y el Producto kerma en aire longitud ($P_{KL,CT}$), en el cual se considera la longitud del estudio.

En México, la Secretaría de Salud emitió la norma NOM-229-SSA1-2002 "Requisitos técnicos para instalaciones, responsabilidades sanitarias, especificaciones técnicas para los equipos y protección radiológica en establecimientos de diagnóstico médico con rayos X" [SE02], en donde se establecen los requisitos de funcionamiento para equipos de TC.

La dosimetría de la radiación cobra mayor importancia especialmente en pacientes pediátricos, pues los niños son más sensibles a la radiación que los adultos, tienen más probabilidad de que les realicen más estudios a lo largo de su vida y la dosis efectiva es mayor para pacientes más jóvenes. Sin embargo, existen pocas medidas de las

magnitudes dosimétricas para pacientes pediátricos [EU99] [SH00] [CO08] [HE09] [LO10] y las que se reportan no consideran los diferentes tipos de estudio en la región del tórax y abdomen.

El presente trabajo es la continuación del realizado por la M. en C. Xóchitl López [LO10] en el cual se hizo el análisis dosimétrico de los estudios más frecuentes en la zona craneal para pacientes pediátricos del Hospital Infantil de México “Federico Gómez” (HIMFG). En nuestro estudio, se determinaron las magnitudes dosimétricas para los estudios más comunes en la región torácico abdominal del mismo grupo de pacientes.

1.2. Objetivos

1.2.1. Objetivo general

Determinar los valores de las magnitudes dosimétricas y la calidad de la imagen para los estudios pediátricos de TC correspondientes a la región torácico abdominal que se realizan más frecuentemente en el Hospital Infantil de México “Federico Gómez”

1.2.2. Objetivos particulares

- i. Determinar la calidad de la imagen usando un maniquí de acreditación ACR CT marca Gammex modelo 464.
- ii. Identificar los estudios de TC en la región torácico abdominal que son más frecuentes en el HIMFG.
- iii. Identificar los valores correspondientes de la tensión en el tubo, carga y pitch para los estudios identificados en el segundo objetivo así como las longitudes mínima, máxima y promedio de los mismos.
- iv. Determinar las magnitudes dosimétricas para los estudios en la región torácico abdominal usando los maniqués estándar de acrílico de 16 y 32 cm de diámetro y 15 cm de longitud y los maniqués elípticos que simulan el tórax de niños recién nacidos, de 3 y 10 años.

MAGNITUDES DOSIMÉTRICAS

1.3. Fluencia

Se define como el cociente de dN sobre da en donde dN representa el número de partículas incidentes en una esfera de sección transversal da [AT86]:

$$\Phi = \frac{dN}{da} \quad (2.1)$$

Sus unidades pueden ser m^{-2} o cm^{-2} .

1.4. Fluencia de energía

Es el cociente de la energía radiante incidente dR en una esfera de sección transversal da , esto es [AT86]:

$$\Psi = \frac{dR}{da} \quad (2.2)$$

Sus unidades son $J m^{-2}$.

La energía radiante es la energía total (sin contar la energía de la masa en reposo) de las N partículas que inciden en la esfera

1.5. Kerma

Cuando un campo de radiación indirectamente ionizante (fotones o neutrones) incide en un medio parte de su energía puede ser transferida a las partículas cargadas de éste. El Kerma es el valor esperado de la energía transferida a partículas cargadas por unidad de masa en un punto de interés incluyendo la energía radiativa perdida pero excluyendo la energía transferida de una partícula a otra [AT86]:

$$K = \frac{dE_{tr}}{dm} \quad (2.3)$$

En donde E_{tr} es la suma de las energías cinéticas iniciales de las partículas cargadas liberadas por partículas no cargadas.

Su unidad es el J kg^{-1} . El nombre especial para la unidad del kerma es el Gray ($1 \text{ Gy} = 1 \text{ J kg}^{-1}$)

Para fotones monoenergéticos, el kerma en un punto se relaciona con la fluencia Ψ por el coeficiente másico de transferencia de energía $(\mu_{\text{tr}}/\rho)_{\text{E,Z}}$ el cual depende de la energía E del fotón y del número atómico Z del material:

$$K = \Psi \left(\frac{\mu_{\text{tr}}}{\rho} \right)_{\text{E,Z}} \quad (2.4)$$

El kerma tiene dos componentes; el kerma de colisiones K_c , relacionado con la energía que es gastada en producir ionizaciones y excitaciones y el kerma radiativo K_r relacionado con las pérdidas radiativas debidas al Bremsstrahlung.

$$K = K_c + K_r \quad (2.5)$$

Así, el kerma de colisiones es el valor esperado de la energía neta transferida a partículas cargadas por unidad de masa en un punto de interés, sin incluir las pérdidas radiativas de energía y la energía transmitida de una partícula a otra. Para fotones monoenergéticos K_c se relaciona con la fluencia de energía Ψ por el coeficiente másico de absorción de energía $(\mu_{\text{en}}/\rho)_{\text{E,Z}}$ mediante la siguiente relación:

$$K_c = \Psi \left(\frac{\mu_{\text{en}}}{\rho} \right)_{\text{E,Z}} \quad (2.6)$$

1.6. Exposición

La exposición es el cociente dQ sobre dm en donde dQ es el valor absoluto de iones del mismo signo producidos en aire cuando todos los electrones liberados por fotones en una masa de aire dm son completamente detenidos en el aire, esto es:

$$X = \frac{dQ}{dm} \quad (2.7)$$

Regularmente se mide con una cámara de ionización y un electrómetro. Esta magnitud describe la ionización que se produce en un volumen pero no cuanta radiación es absorbida por el medio. Para rayos X en aire, la exposición es equivalente a la ionización producida por el kerma de colisiones en aire. Su unidad es el Roentgen (R).

1.7. Dosis absorbida

Es el cociente del promedio de la energía impartida por radiación ionizante $d\varepsilon$ en un volumen finito de materia de masa dm , esto es [AT86]:

$$D = \frac{\overline{d\varepsilon}}{dm} \quad (2.8)$$

Al igual que para el kerma, su unidad es el Gy ($1 \text{ Gy} = 1 \text{ J kg}^{-1}$).

1.8. Equilibrio de partícula cargada.

Existe equilibrio de partícula cargada (EPC) en un volumen V si cada tipo de partícula con cierta carga y energía E_1 que sale de V es remplazada por un tipo idéntico de partícula con la misma carga y la misma energía, en términos de valores esperados.

En condiciones de EPC, la dosis es igual al kerma de colisiones en un punto dentro del medio, esto es:

$$D_{\text{aire}}^{\text{EPC}} = (K_c)_{\text{aire}} \quad (2.9)$$

De esta manera, la dosis en aire se relacionará con la exposición X mediante la siguiente relación:

$$D_{\text{aire}}^{\text{EPC}} (\text{Gy}) = 0.876 \times 10^{-2} \left(\frac{\text{J/kg}}{\text{R}} \right) X(\text{R}) \quad (2.10)$$

1.9. Dosis efectiva

El propósito de la dosis efectiva E es proporcionar una magnitud relacionada con la probabilidad de daños en la salud a causa de los efectos estocásticos debidos de la exposición a dosis bajas de radiación ionizante. E se deriva a partir de la suma ponderada de las dosis a los tejidos radiosensibles. Originalmente esta magnitud se definió para ser usada en protección radiológica pero ha resultado ser muy útil en la evaluación de dosis debidas a exposiciones médicas que involucran sólo ciertas partes del cuerpo:

$$E = \sum_T (w_T \cdot w_R \cdot D_{T,R}) \quad (2.11)$$

En donde E es la dosis efectiva, w_T es el factor de ponderación por el tipo de tejido, w_R es el factor de ponderación por tipo de radiación (=1 para rayos X) y $D_{T,R}$ es la dosis promedio absorbida por el tejido. Los factores de ponderación para cada órgano pueden encontrarse en las publicaciones 60 [IC90] y 103 [IC07] del ICRP (Comisión internacional de protección radiológica) sin embargo, no es posible medir directamente la radiación que cada órgano recibe y usualmente se emplean simulaciones Monte Carlo para a este propósito. La dosis efectiva se mide en Sieverts (Sv).

Tabla 2.1 Factores de ponderación en las publicaciones de 1990 y 2007 del ICRP

Tejido	ICRP 60	ICRP 103
Médula espinal, colon, pulmón, estómago.	0.12	0.12
Mamas	0.05	0.12
Gónadas	0.20	0.08
Vejiga, esófago, hígado, tiroides	0.05	0.04
Hueso, piel	0.01	0.01
Cerebro	Incluido en el remanente	0.01
Glándulas salivales	-	0.01
Tejido remanente	0.05	0.012

Como puede observarse en la tabla 2.1, los órganos más radiosensibles están localizados en la región torácico abdominal.

1.10. Generación de rayos X.

Wilhem Roentgen observó que al incidir electrones rápidos en la materia se producía una radiación altamente penetrante. A la radiación producida de esta manera se le da el nombre de Bremsstrahlung (radiación de frenado). De esta manera, un electrón de alta velocidad puede convertir parte de su energía en un fotón de rayos X cuando interacciona de manera inelástica con los campos eléctricos de los núcleos atómicos del material que atraviesa.

La probabilidad de la emisión de radiación de frenado es proporcional al cuadrado del número atómico del blanco y representa aproximadamente el 1% de la energía perdida por electrones acelerados a una energía de 100 keV y que inciden en un blanco de tungsteno en un tubo de rayos X [BU02].

Para producir rayos X se requiere de una reserva de electrones y después acelerarlos haciéndolos incidir sobre un blanco compuesto de un material con número atómico alto produciéndose así radiación de frenado.

Los principales componentes (figura 2.2) de un tubo de rayos X son [CA78]:

- Una fuente de electrones, o cátodo
- Un espacio al vacío en donde se puedan acelerar los electrones
- Un alto potencial positivo que acelere a los electrones
- Un blanco, (ánodo) en el cual impacten los electrones para producir los rayos X

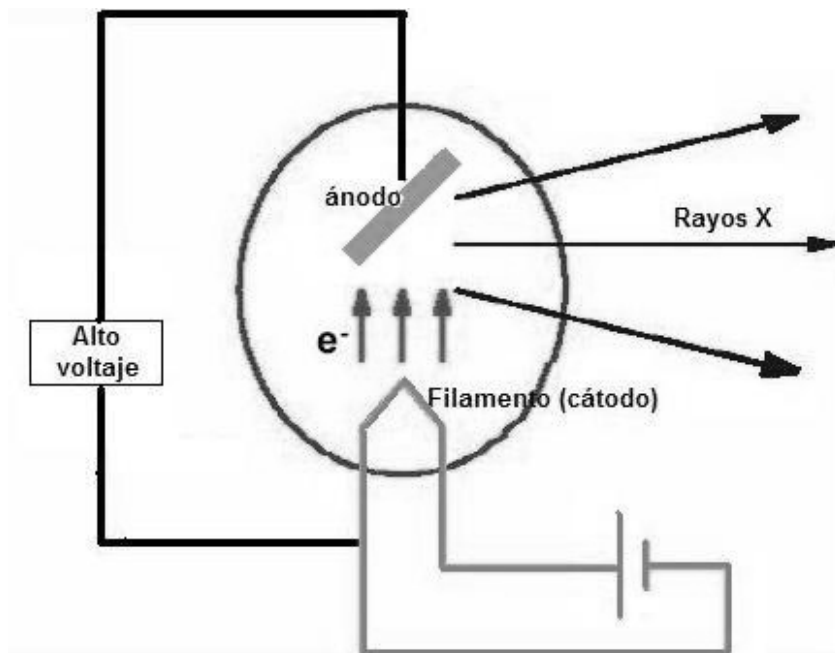


Figura 2.2 Esquema de los elementos básicos para la generación de rayos X

El número de electrones acelerados hacia el ánodo depende de la temperatura del filamento. La intensidad del haz de rayos X depende del número de electrones incidentes, del material del ánodo y la máxima energía de los fotones producidos depende del voltaje de aceleración. Entre mayor sea el número atómico del blanco la producción de rayos X será más eficiente. Es importante que el material utilizado como blanco tenga un punto de fusión alto pues se produce una gran cantidad de calor al incidir los electrones sobre él.

Con el fin de evitar el sobrecalentamiento del blanco, se utiliza un ánodo rotatorio. La velocidad típica de rotación es de 3600 revoluciones por minuto de manera que el calor se distribuye en un área grande conforme rota el ánodo [CA78].

Mientras que una gran parte de la energía de los electrones golpeando el blanco se disipa en calor, la energía restante puede producir rayos X. En muchas ocasiones, los electrones se acercan lo suficiente al núcleo de los átomos del blanco como para ser desviados de su trayectoria emitiendo un fotón con parte de su energía. Los rayos X producidos de esta manera se denominan “*bremstrahlung*”, o de radiación de frenado (figura 2.3).

En algunas ocasiones, un electrón rápido golpea algún electrón de la capa K en el blanco y lo libera del átomo. La vacancia en la capa K es llenada por otro electrón de alguna capa superior emitiéndose un fotón característico. Ya que las energías de los electrones en las capas están determinadas por la naturaleza del átomo, cada electrón moviéndose de una capa superior a una inferior producirá rayos X característicos de cada átomo (figura 2.3).

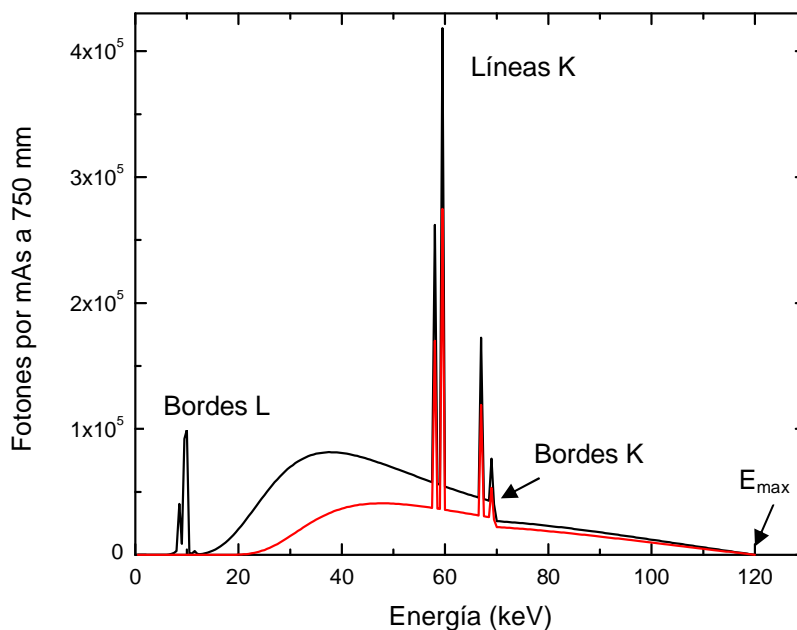


Figura 2.3. Espectro de rayos X producido por electrones de 120 keV que inciden sobre un blanco grueso de tungsteno. Para la línea negra el haz es filtrado a través de 0.01 mm de W (HVL₁ =1.0 mm Al). Para la línea roja es filtrado adicionalmente a través de 7.5 mm de Al (HVL₁ = 6.8 mm Al). Ambos espectros fueron generados con el programa SRS-78.

En un tubo de rayos X la salida, sin filtrar, de rayos X es proporcional a:

- La carga entregada al blanco en el tubo (corriente por tiempo)
- El número atómico del blanco
- El cuadrado de la energía cinética de los electrones, relacionado con el voltaje del tubo

1.10.1. La capa hemirreductora

La calidad de un haz de rayos X puede ser caracterizada mediante su espectro. A pesar de que es posible medir el espectro de rayos X, las complicaciones inherentes a esta tarea la hacen poco viable para un programa de control de calidad. De esta manera, se recomienda que la calidad de los haces de rayos X empleados para imagen médica sea caracterizada por varios parámetros. Estos incluyen la primera capa hemirreductora (HVL_1) y la segunda capa hemirreductora (HVL_2) o el cociente entre HVL_1 y HVL_2 conocido como coeficiente de homogeneidad.

La determinación práctica de la calidad de un haz de rayos X recae en medidas de atenuación, usualmente con aluminio para determinar la capa hemirreductora. La primera capa hemirreductora es el espesor de un material en específico para que la intensidad de la radiación disminuya a la mitad de su valor de incidencia.

1.11. Interacción de los rayos X con la materia

Las principales formas en las que los rayos X y gamma pueden interaccionar con la materia son **[AT86]**:

1. Efecto Compton.
2. Efecto fotoeléctrico.
3. Producción de pares.
4. Dispersión coherente (Rayleigh)
5. Interacciones fotonucleares

La probabilidad de ocurrencia de estas interacciones depende de la energía de los fotones incidentes y del número atómico efectivo de la materia irradiada. En la dispersión Rayleigh los fotones no pierden energía, sólo son desviados. La producción de pares y las interacciones fotonucleares sólo ocurren cuando la energía de los fotones incidentes es mayor que un valor umbral (que no se alcanza en estudios de TC). Así, las dos

primeras resultan ser las más importantes para las energías que se emplean en los estudios de TC. En ambas hay una transferencia de energía a electrones que a su vez la imparten a la materia a lo largo de una serie de interacciones Coulombianas. La figura 2.4 muestra el porcentaje de interacciones en agua por efecto Compton y por fotoeléctrico para diferentes energías, se puede observar que para energías menores que aproximadamente 30 keV la probabilidad de ocurrencia de fotoeléctrico es mayor y para energías mayores el efecto Compton es mas probable.

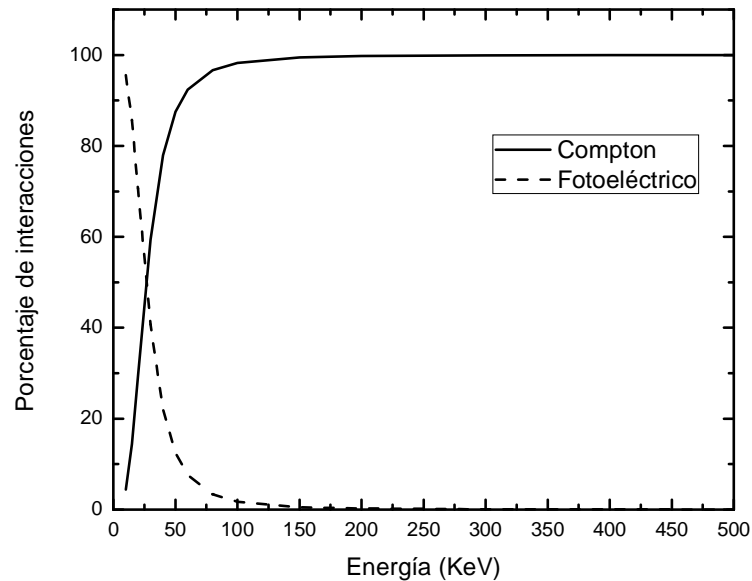


Figura 2.4 Porcentaje de interacciones por efecto Compton y fotoeléctrico para diferentes energías en agua. La gráfica se realizó a partir de los valores de las secciones eficaces de cada efecto considerando un Z efectivo para el agua de 7.5.

1.11.1. Efecto Compton

El efecto Compton (figura 2.5) ocurre cuando un fotón de energía E interacciona con un electrón de los orbitales externos transfiriéndole una parte de su energía, la otra se emite en forma de otro fotón (fotón Compton). Si el fotón inicial tiene una energía $h\nu$, el fotón Compton tendrá una energía mas baja $h\nu'$.

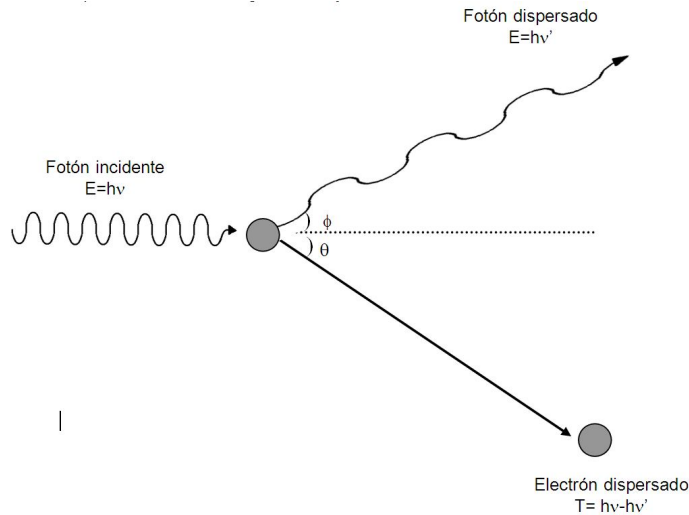


Figura 2.5 Cinemática del Efecto Compton

Considerando la conservación de energía y momento lineal en la colisión se tiene que la diferencia entre la longitud de onda del fotón Compton λ' y la del incidente λ está dada por **[BE65]**:

$$\lambda' - \lambda = \frac{h}{m_0 c} (1 - \cos \phi) \quad (2.12)$$

En donde m_0 es la masa en reposo del electrón, c la velocidad de la luz en el vacío y ϕ es el ángulo de dispersión del fotón Compton. A su vez, la energía del fotón dispersado está dada por **[AT86]**:

$$h\nu' = \frac{h\nu}{1 + \left(\frac{h\nu}{m_0 c^2}\right)(1 - \cos \phi)} \quad (2.13)$$

De esta manera, para un valor de $h\nu$, la energía del fotón Compton depende del ángulo al que fue dispersado.

El coeficiente másico de atenuación del efecto Compton σ/ρ , de acuerdo con la aproximación Klein-Nishina está dado por **[AT86]**:

$$\frac{\sigma}{\rho} = \frac{N_A Z}{A} 2\pi r_0^2 \left\{ \frac{1 + \alpha}{\alpha^2} \left[\frac{2(1 + \alpha)}{1 + 2\alpha} + \frac{\text{LN}(1 + 2\alpha)}{\alpha} \right] + \frac{\text{LN}(1 + 2\alpha)}{2\alpha} - \frac{1 + 3\alpha}{(1 + 2\alpha)^2} \right\} \quad (2.14)$$

En donde N_A es el número de Avogadro, Z el número atómico del material, A su masa atómica, ρ la densidad, r_0 el "radio clásico del electrón" y $\alpha = h\nu/m_0 c^2$.

De acuerdo con la expresión (2.14), la sección transversal es proporcional a Z/A . Con la excepción del hidrógeno para el cual $Z/A \sim 1$, el valor de este cociente varía entre 0.5 y 0.4 para los demás elementos, de manera que el coeficiente másico de atenuación Compton es aproximadamente independiente del número atómico.

1.12. Efecto fotoeléctrico

El efecto fotoeléctrico es de mayor relevancia para fotones de baja energía, como lo muestra la figura 2.4. En él, un fotón de energía $h\nu$ le transfiere toda su energía a un electrón orbital provocando la ionización del átomo. A diferencia del efecto Compton, en el cual el fotón interacciona con electrones libres, en el efecto fotoeléctrico la interacción se da con electrones ligados. Una condición necesaria para que ocurra este proceso es que la energía del fotón debe ser mayor que la energía de ligadura del electrón E_l . La energía cinética T que adquiere el electrón, independientemente del ángulo de dispersión es:

$$T = h\nu - E_l \quad (2.15)$$

La sección eficaz por átomo para el efecto fotoeléctrico puede ser escrita como [AT86]:

$${}_a\tau \cong k \frac{Z^n}{(h\nu)^m} \quad (2.16)$$

En donde k es una constante y n y m son potencias cuyo valor depende de la energía. Para 100 keV, $n \cong 4$ y $m \cong 3$. De esta forma, la probabilidad de ocurrencia del efecto fotoeléctrico aumenta con el número atómico y disminuye con la energía.

$$\frac{\tau}{\rho} \propto \left(\frac{Z}{h\nu} \right)^3 \quad (2.17)$$

TOMOGRAFÍA COMPUTARIZADA

1.13. Sistemas principales

La Tomografía Computarizada (TC) es un procedimiento de diagnóstico que utiliza un equipo de rayos X especial para crear imágenes transversales del cuerpo. Las imágenes de la TC se producen usando la tecnología de rayos X y procesando la información en computadoras dedicadas. Las exploraciones de los órganos internos, huesos, tejidos blandos o vasos sanguíneos brindan mayor claridad y revelan mayores detalles que los exámenes radiográficos convencionales.

La configuración básica de cualquier equipo de tomografía se muestra en la figura 3.1. Los tres sistemas principales son el sistema de imágenes, el sistema de procesamiento y el sistema de almacenamiento y comunicación.

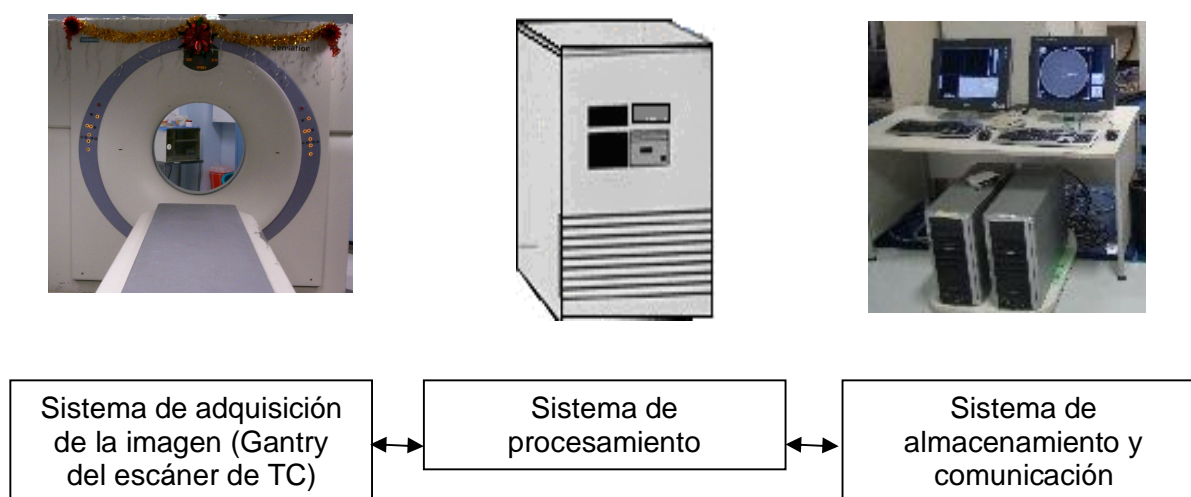


Figura 3.1 Sistemas principales en el funcionamiento de un TC

El objetivo del sistema de adquisición de imágenes es producir un haz de rayos X filtrado y detectar y medir la radiación que es transmitida al incidir sobre un paciente. El tubo de rayos X, cambia continuamente su orientación generando información para distintas posiciones en el eje axial del paciente. Los principales elementos de este sistema son el generador de rayos X, los colimadores, los filtros, los detectores y la electrónica asociada con los mismos.

El sistema de procesamiento recibe la información de los detectores y la procesa para reconstruir una imagen de la sección transversal del paciente. Además este sistema puede realizar operaciones de procesamiento sobre las imágenes como mediciones

cuantitativas, y reconstrucciones tridimensionales y multiplanares. Los elementos principales de este sistema son los dispositivos de entrada-salida, la central de procesamiento, los procesadores de retroproyección y el hardware de comunicación. También incluye los programas dedicados para el procesamiento y manipulación.

Los objetivos del sistema de comunicación y almacenamiento incluyen el despliegue de la imagen en la consola del operador, la grabación de las imágenes adquiridas y su transmisión a los cuartos de interpretación y proporcionar la interfaz entre el equipo y el usuario para adquirir las imágenes.

Durante un procedimiento de TC, el paciente permanece inmóvil sobre una mesa que se desplaza a través del gantry. Durante ciertas pruebas, se le suministra al paciente un medio de contraste que ayuda a que algunas partes del cuerpo se distingan mejor en la imagen.

1.14. Magnitudes dosimétricas en TC

En esta sección se presentan las magnitudes dosimétricas para TC de acuerdo con el protocolo TRS-457 de la IAEA [DO07], las cuales responden a las características específicas de esta técnica.

1.14.1. Kerma en aire incidente, K_i .

Es el kerma en aire debido a un haz de rayos X medido sobre el eje central del eje en la posición del paciente o maniquí. Sólo considera la radiación incidente y no la retrodispersión. Su unidad es el Gray.

1.14.2. Kerma de entrada en la superficie, K_e .

Es el kerma en aire medido sobre el eje central del haz en la posición del paciente o maniquí. Considera tanto la radiación incidente como la retrodispersada. Su unidad es el Gray.

1.14.3. Salida del tubo de rayos X, $Y(d)$.

Es el cociente del kerma en aire a una distancia específica, d , del foco del tubo de rayos X entre el producto de la corriente por el tiempo de exposición P_{it} (mAs), esto es:

$$Y(d) = \frac{K(d)}{P_{it}} \quad (3.1)$$

Su unidad es el Gy A⁻¹ s⁻¹. El P_{it} también se conoce como carga del tubo.

1.14.4. Índice TC de kerma en aire, C_{a,100}.

Se mide en aire para una sola rotación del tomógrafo y es el cociente de la integral del kerma en aire a lo largo de una línea paralela al eje de rotación en una longitud de 100 mm sobre el grosor de corte nominal T, esto es:

$$C_{a,100} = \frac{1}{T} \int_{-50}^{+50} K(z) dz \quad (3.2)$$

Su unidad es el J kg⁻¹. (1 Gy = 1 J kg⁻¹)

Para equipos multicortes con N cortes adquiridos de grosor nominal T, el C_{a,100} es:

$$C_{a,100} = \frac{1}{NT} \int_{-50}^{+50} K(z) dz \quad (3.3)$$

Esta magnitud también puede medirse dentro de un maniquí de acrílico (PMMA) de cabeza o tórax utilizando la notación C_{PMMA,100} para representar dicha magnitud. Para equipos helicoidales NT es el ancho del haz de rayos X.

1.14.5. Índice ponderado de kerma en aire, C_w.

Representa una medida del valor promedio del kerma en aire dentro del maniquí, combina los valores C_{PMMA,100} medidos al centro y en la periferia de un maniquí estándar de TC, se calcula a partir de la relación:

$$C_w = \frac{1}{3} (C_{PMMA,100c} + 2C_{PMMA,100p}) \quad (3.4)$$

El C_{PMMA,100p} es el promedio de los valores medidos para cuatro diferentes posiciones en la periferia del maniquí (figura 3.2).

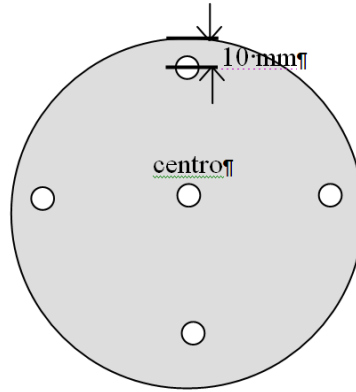


Figura 3. 2 Ubicación de los orificios en el maniquí de PMMA para medir el índice ponderado de kerma en aire.

1.14.6. Índice volumétrico de kerma en aire, C_{vol} .

Se emplea para tomógrafos con adquisiciones helicoidales debido a que toma en cuenta el movimiento de la mesa durante la rotación, se define como:

$$C_{vol} = C_w \frac{NT}{l} = \frac{C_w}{p} \quad (3.5)$$

En donde N es el número de cortes obtenidos simultáneamente, T es el grosor de corte y l es la distancia que se movió la mesa por cada rotación. El producto NT es igual al ancho del haz de rayos X.

Tanto el C_w como el C_{vol} son descriptores que sirven como índices de referencia de la dosis impartida en un estudio de TC. Sirven como una referencia para describir la dosis de radiación debida a los estudios de TC pero no representan una medida exacta de la dosis individual que recibe cada paciente. A pesar de que los maniqués simulan las condiciones de atenuación que ocurren en una persona esto es sólo una aproximación, pues un maniquí homogéneo de PMMA no puede simular los diferentes tipos de tejidos e inhomogeneidades que existen en un paciente.

1.14.7. Producto kerma aire longitud, $P_{KL,TC}$.

Proporciona una medida proporcional a la cantidad de energía depositada en un estudio completo de TC. Se define como:

$$P_{KL,CT} = \sum_j^n C_{volj} I_j P_{ITj} \quad (3.6)$$

En donde el índice j representa cada secuencia serial o helicoidal que forma parte del estudio. La cantidad I_j es la distancia que se mueve la mesa entre o durante dos rotaciones consecutivas y P_{ITj} es la carga total del tubo.

1.15. Dosis en TC

1.15.1. Cantidad de estudios y dosis efectiva

Debido a su utilidad para el diagnóstico clínico, el número de estudios de TC que se realizan ha aumentado considerablemente en los últimos años. Por ejemplo, entre 1993 y 2007, el número de procedimientos de TC en los Estados Unidos aumentó en más de un 300% (Figura 3. 3). El incremento anual fue en promedio del 10%. Por estas razones se ha incrementado la atención ante los posibles riesgos relacionados con estudios de TC. Es muy importante asegurar que en cada caso el beneficio excede al riesgo asociado.

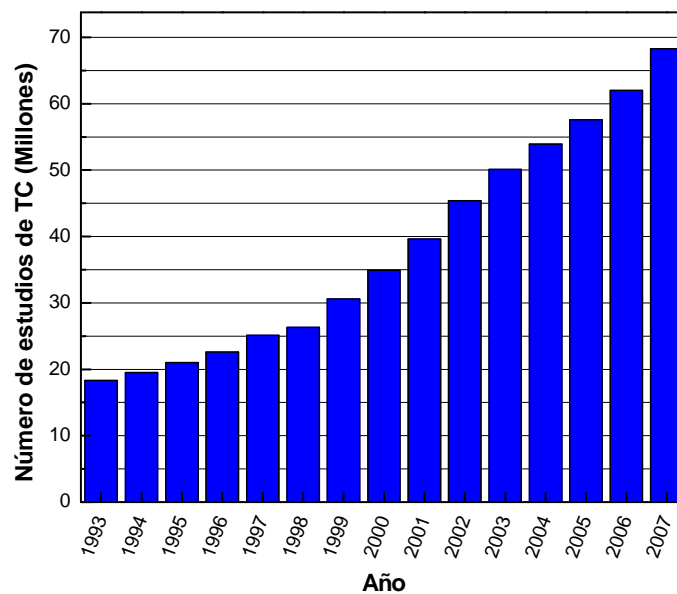


Figura 3. 3 Número de estudios de TC entre 1993 y 2007 en Estados Unidos [IM07]

De acuerdo con un estudio del NRPB (National Protection Radiation Board) realizado en Inglaterra en el año 1999, sólo el 4% de los estudios de radiodiagnóstico correspondieron a TC y contribuyeron al 40% de la dosis efectiva colectiva efectiva [DO01]. En un estudio más reciente en Estados Unidos se encontró que la TC constituyó aproximadamente un 17% de los estudios realizados y contribuyó al 49% de la dosis efectiva colectiva (figura 3.4).

También se encontró que existe una correlación entre la región irradiada y la dosis efectiva colectiva asociada. A pesar de que los rastreos en la región torácico abdominal representan menos del 48% del total, contribuyen con más del 65% a la dosis efectiva colectiva por la radiosensibilidad de los órganos en esta área (figura 3.5)

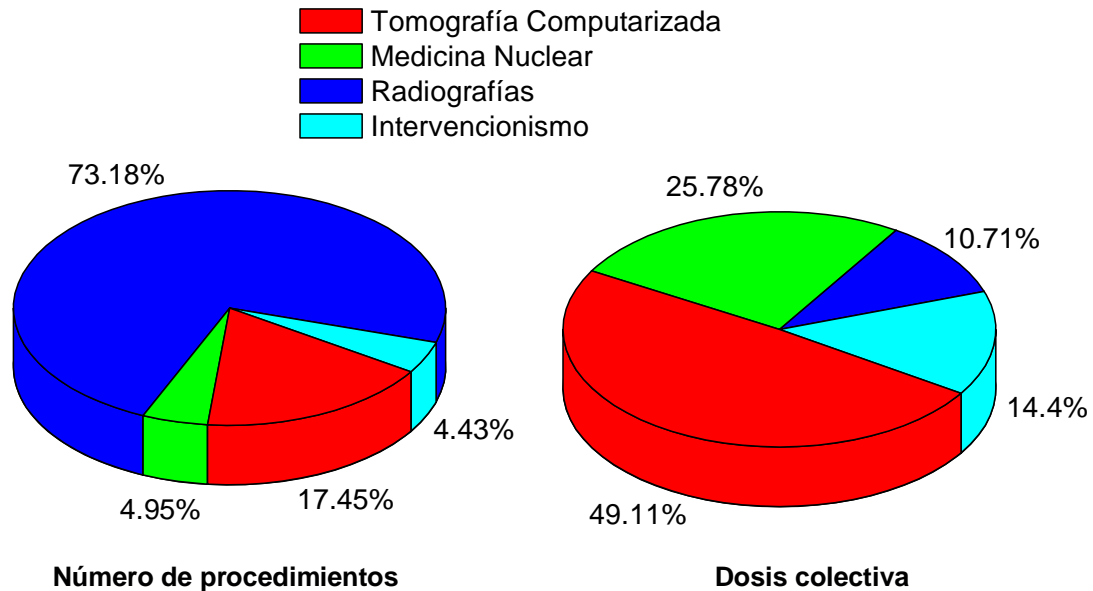


Figura 3. 4 Distribución del número de procedimientos imaginológicos que emplean radiación ionizante y la dosis efectiva colectiva que representan en los Estados Unidos (público en general) en el 2006. (Los estudios de mamografía se incluyen en la categoría de radiográficos) [NC09]

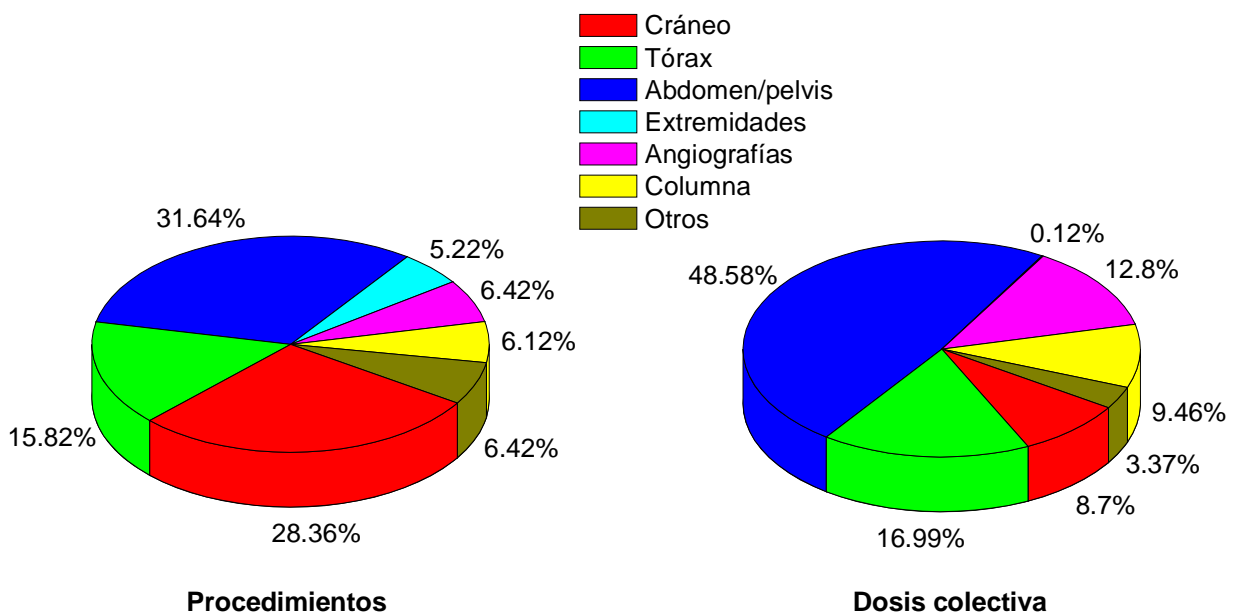


Figura 3. 5 Distribución del número de tomografías de acuerdo a la región corporal y la dosis efectiva colectiva que representan en los Estados Unidos en el 2006. [NC09]

1.15.2. Distribución espacial de la dosis en estudios de TC

A diferencia de la radiografía convencional, en donde el tubo de rayos X está fijo y la dosis en la superficie de entrada es mucho mayor que en la de salida, en los estudios de TC el tubo rota alrededor del paciente provocando una distribución radial del gradiente de dosis (Figura 3. 6)

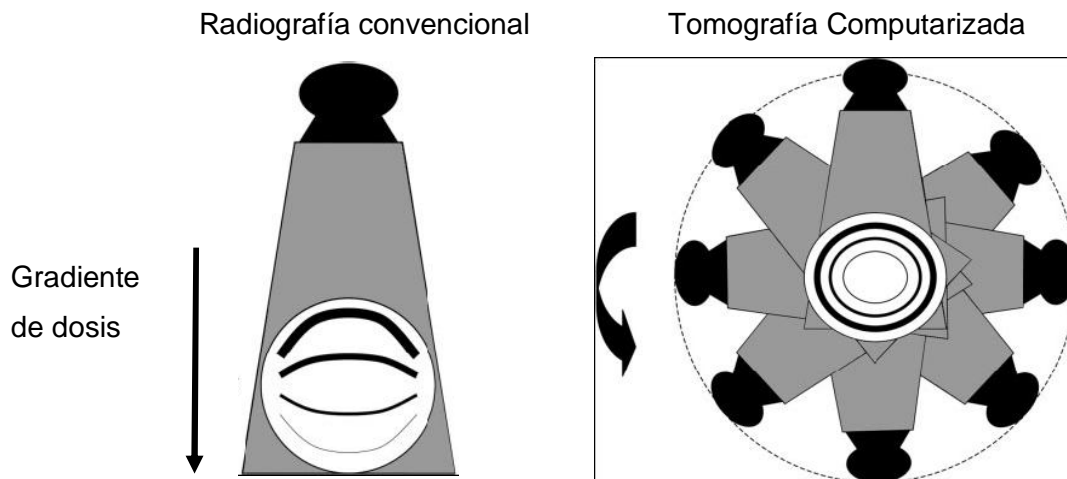


Figura 3. 6 Comparación de la distribución de los gradientes de dosis para estudios convencionales de radiografía y de TC. [MC02]

La forma del gradiente de dosis en TC depende de varios factores como las dimensiones del paciente, el espectro de rayos X y la atenuación del haz por el material del tejido [MC02]. Por ejemplo en una medición realizada en un maniquí cilíndrico de PMMA de 32 cm de diámetro, la dosis en el centro puede representar la mitad de la dosis en la periferia, pero en un maniquí de 16 cm tal variación es menor al 10% [MC02].

Además de las variaciones en el plano XY, existen diferencias sobre el eje axial del paciente o maniquí. El perfil en el eje Z es la distribución de la dosis en un paciente para una rotación completa del gantry. Debido a la dispersión en el paciente o maniquí no sólo se irradia el área de la que se va a obtener la imagen, sino también las regiones adyacentes.

De esta forma, la dosis absorbida en un punto específico tiene dos componentes; una contribución del haz primario y otra de la radiación dispersa de las regiones adyacentes (Figura 3. 7)

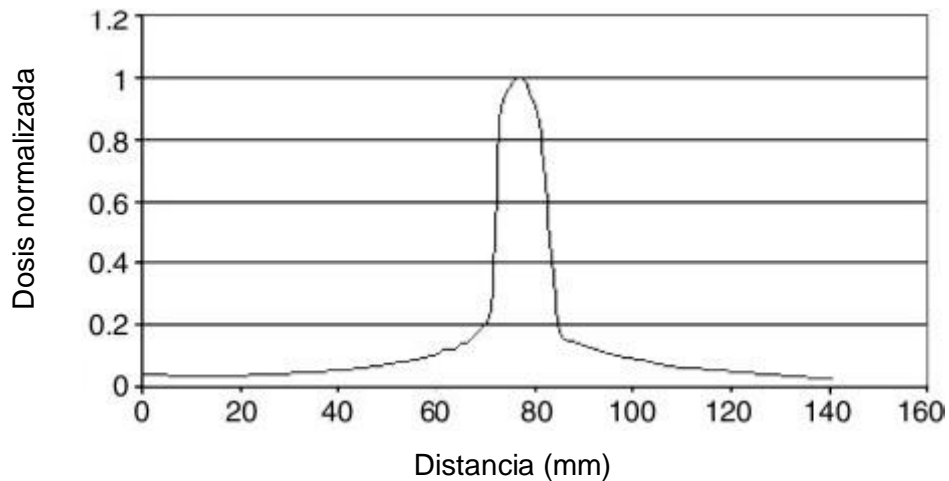


Figura 3. 7 Perfil de dosis en el eje Z debido a una vuelta del tubo de rayos X [MC02]

1.15.3. Factores que determinan la dosis en estudios de TC

Diversos factores afectan la dosis en TC. Pueden agruparse en dos categorías: de efecto directo e indirecto.

Los factores que tienen un efecto directo son.

- Tensión en el tubo de rayos X (kVp)
- Carga del tubo (producto mAs)
- Pitch
- Colimación del haz
- Tamaño del paciente
- Centrado del paciente
- Sobrescaneo

Los factores que tienen un efecto indirecto son:

- El filtro de reconstrucción

1.15.4. Efecto del voltaje pico (kVp) en en la dosis.

La energía del haz es un parámetro que el técnico radiólogo elige para cada estudio al seleccionar el kVp y determina la capacidad de penetración de los fotones. Sin embargo, también depende de la filtración del equipo. En algunos modelos ésta es explícita y en otros se elige de acuerdo al campo de visión. Los voltajes más utilizados para estudios de TC son 80, 100, 120 y 140 kVp. De acuerdo con [BU02], la dosis es proporcional aproximadamente al cuadrado del kVp (Figura 3.8).

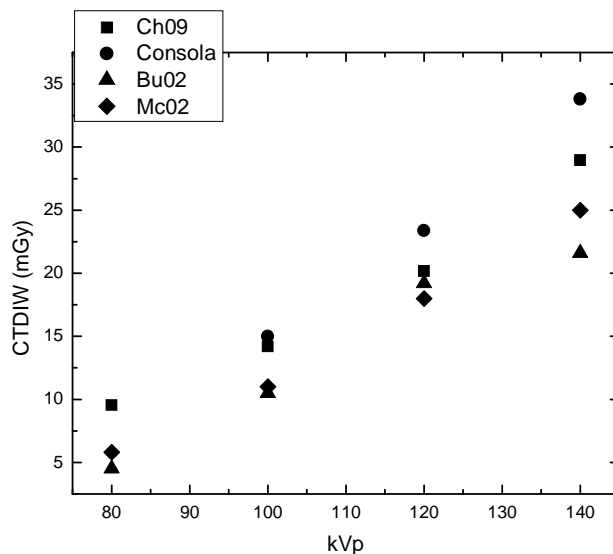


Figura 3. 8 Efecto del kVp sobre el $CTDI_w^1$ usando el maniquí de tórax de 32 cm de diámetro según tres diferentes autores y como aparece en la consola del operador en el Somatom Sensation 16. El valor del producto corriente por tiempo es de 300 mAs y el pitch de 1.

1.15.5. Efecto de la carga (mAs)

La carga o producto mAs, determina la cantidad de fotones que inciden sobre un paciente para cada rotación del gantry. Por esta razón, es proporcional a la dosis (Figura 3. 9)

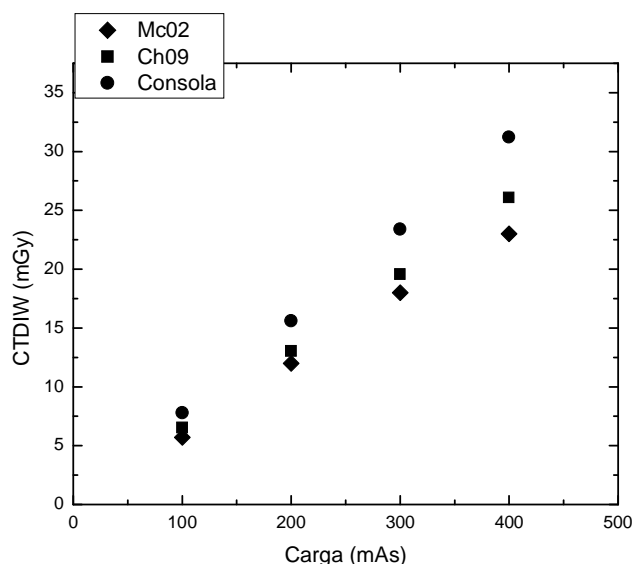


Figura 3. 9 Efecto del producto mAs sobre el $CTDI_w$ según dos diferentes autores y como aparece en la consola del operador en el Somatom Sensation 16. El valor del kVp fue de 120 y el pitch de 1.

¹ El Índice de dosis en TC ($CTDI_w$) es un descriptor análogo al C_w utilizado en las publicaciones a las que hace referencia esta sección.

1.15.6. Efecto de la colimación

A pesar de que en los equipos de un solo corte la colimación tiene un efecto mínimo sobre la dosis, en los equipos multicorte no es así. La Figura 3.10 muestra el efecto de la colimación sobre el $CTDI_w$ cuando los demás parámetros se mantienen constantes. Estos resultados muestran que es la diferente colimación y no el espesor del tamaño de corte de la imagen, quien afecta la dosis impartida. Las diferencias pueden ser de hasta el 65% presentándose los valores más altos con las colimaciones más pequeñas [MC02].

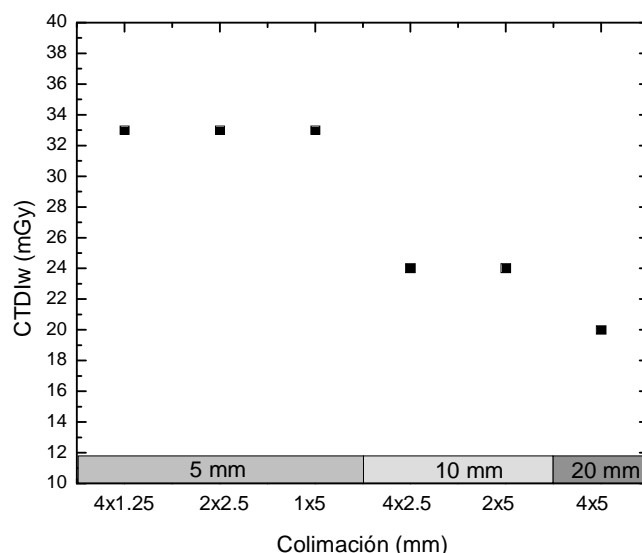


Figura 3.10 Efecto de la colimación en un tomógrafo multicorte sobre el $CTDI_w$ de acuerdo con [MC02]. Los demás factores se mantuvieron constantes con 120 kVp y 300 mAs.

1.15.7. Efecto del pitch

Conforme el pitch aumenta, el tiempo que cualquier punto del paciente permanece expuesto directamente al haz de rayos X es menor. Por esta razón la dosis es inversamente proporcional al pitch (figura 3.11)

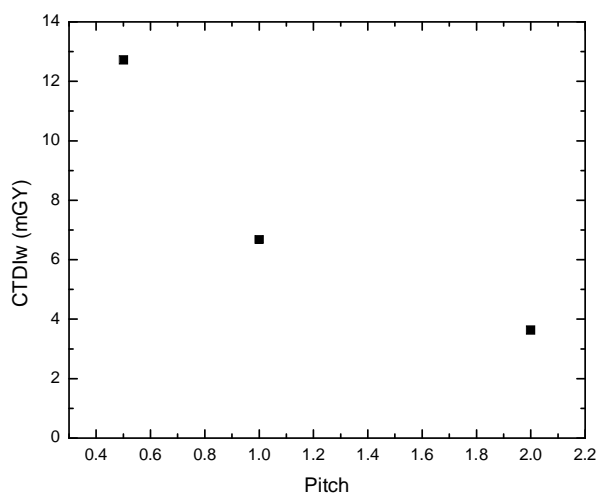


Figura 3.11 Efecto del pitch sobre el $CTDI_w$ de acuerdo con [MA01]. Los datos fueron obtenidos con un tomógrafo helicoidal de un solo corte, un kVp de 120 y un mAs de 130.

Un término comúnmente empleado en los equipos multicortes es el mAs efectivo dado por

$$mAs\ efectivo = \frac{mAs}{pitch} \quad (2.14)$$

En algunos modelos, cuando se modifica el pitch también se cambia el valor del mAs de manera que el mAs efectivo y la dosis se mantienen constantes.

1.15.8. Tamaño del paciente.

Cuando todos los parámetros de la técnica radiográfica se mantienen constantes, los índices dosimétricos señalan que los pacientes más pequeños absorben dosis mayores que los pacientes más grandes. Por ejemplo los valores del $CTDI_w$ para un maniquí de 16 cm de diámetro son aproximadamente la mitad de los medidos para uno de 32 cm (Figura 3.12).

La explicación de este comportamiento tiene que ver con el hecho de que, durante un estudio de TC, los pacientes son expuestos a un haz de entrada y otro de salida. Para pacientes más pequeños, la radiación de salida ha sido menos atenuada y por lo tanto su intensidad es más cercana al valor del haz de entrada. Esto genera también una distribución más homogénea de la dosis en la sección transversal. Para pacientes más grandes los valores de la dosis en la periferia pueden ser de hasta el doble que los del centro.

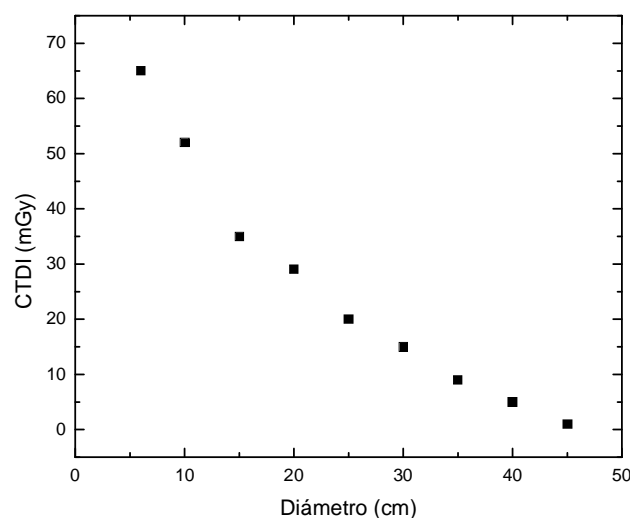


Figura 3.12 Cambios en los valores del CTDI medidos al centro de maniqués de diferentes diámetros para 120 kVp y 200 mAs de acuerdo con [CH09].

1.15.9. Centrado del paciente

El paciente debe estar centrado en el gantry para adquirir imágenes adecuadas. Errores en el centrado producirán imágenes de menor calidad y, pueden provocar un incremento en la dosis en la superficie y periferia del paciente. En equipos con control automático de exposición se incrementará la dosis impartida.

1.15.10. Sobre escaneo

En los estudios helicoidales de TC, es importante considerar que para adquirir una imagen de una longitud específica, el equipo requiere realizar rotaciones adicionales necesarias para la reconstrucción de la imagen antes y después de los límites delimitados en el estudio (Figura 3.13). El sobre escaneo se define como la diferencia entre la longitud de la imagen en el eje axial y la longitud irradiada.

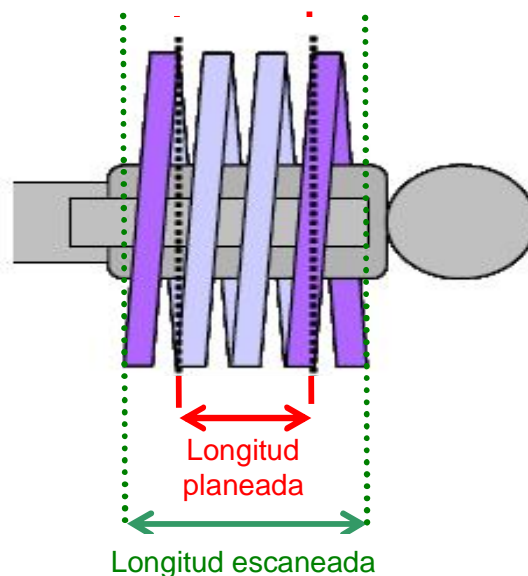


Figura 3.13 sobre escaneo en estudios de TC en modo helicoidal.

El sobre escaneo aumenta la dosis en los pacientes. De acuerdo con [TZ07] en todos los casos, los valores de la dosis efectiva normalizada aumentan al aumentar el sobre escaneo en el eje Z. Para este estudio, las diferencias porcentuales entre estudios secuenciales y helicoidales pueden llegar a ser de hasta 43%, 70% y 36% para estudios de cráneo, tórax y abdomen, respectivamente [TZ07]. Además, el sobre escaneo puede provocar que algunos órganos radiosensibles se irradien sin que el operador del tomógrafo se dé cuenta.

1.15.11. Dosis y Calidad de imagen

En general, la calidad de imagen en TC puede ser descrita por algunos conceptos clave: resolución espacial de alto contraste, resolución de bajo contraste, resolución temporal, uniformidad y precisión del número CT, ruido y artefactos. Estos parámetros no sólo son afectados por el desempeño del dispositivo, sino también por las características de la técnica empleada; kVp, mAs, ancho de corte, pitch y parámetros de reconstrucción.

La resolución espacial depende de factores geométricos como el tamaño de la mancha focal, el de los detectores y el de los pixeles. Por su parte, el contraste y el cociente señal ruido dependen de la calidad del haz (dependiente del kVp) y de la cantidad de fotones (dependiente del mAs). La dosis es inversamente proporcional al producto del cuadrado del ruido por el cubo del tamaño de pixel y el espesor del corte:

$$Dosis \propto \frac{1}{Ruido^2 \cdot Tama\~no \ de \ pixel^3 \cdot Espesor \ de \ corte} \quad (2.15)$$

De esta forma, para reducir el ruido en la imagen por un factor de 2, se requiere incrementar la dosis en un factor de 4.

1.15.12. La dosis en pacientes pediátricos

El número de estudios de TC en pacientes pediátricos ha aumentado en los últimos años debido a sus aplicaciones cada vez más diversas y al incremento en la rapidez de los equipos, que permite realizar los rastreos incluso sin anestesia y sin la necesidad de pedir a los pacientes que controlen la respiración. Por otra parte, para una misma dosis de radiación, los efectos biológicos radiogénicos y riesgos dada la expectativa de vida son mayores para los pacientes pediátricos que para los adultos.

La magnitud que más se emplea para cuantificar estos riesgos es la dosis efectiva. Entre los trabajos que se pueden citar al respecto está el de Brenner [BR01], quien estimó la dosis a diferentes órganos de acuerdo a la edad de los pacientes (Figura 3.14), y los de Khursheed [KH02] y Tzedakis [TZ07] que determinaron la dosis efectiva normalizada para diferentes edades en estudios axiales y helicoidales, respectivamente.

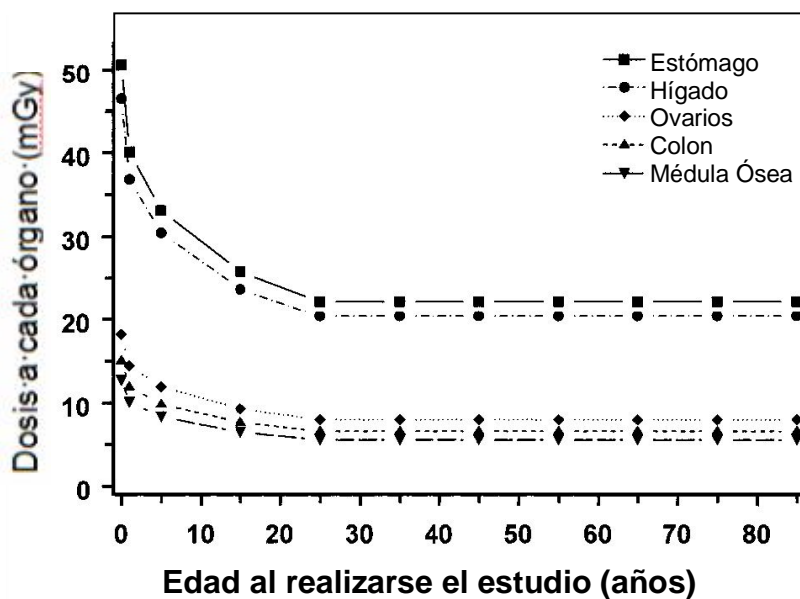


Figura 3.14 Cambios en la dosis impartida a diferentes órganos en un estudio de TC de acuerdo con la edad de los pacientes según [BR01]

Brenner hace también una estimación del riesgo de inducción de cáncer debido a un estudio de TC durante el tiempo restante de vida para diferentes edades y compara el riesgo debido a estudios en la región craneal y abdominal considerando la radiosensibilidad de cada órgano (Figura 3.15).

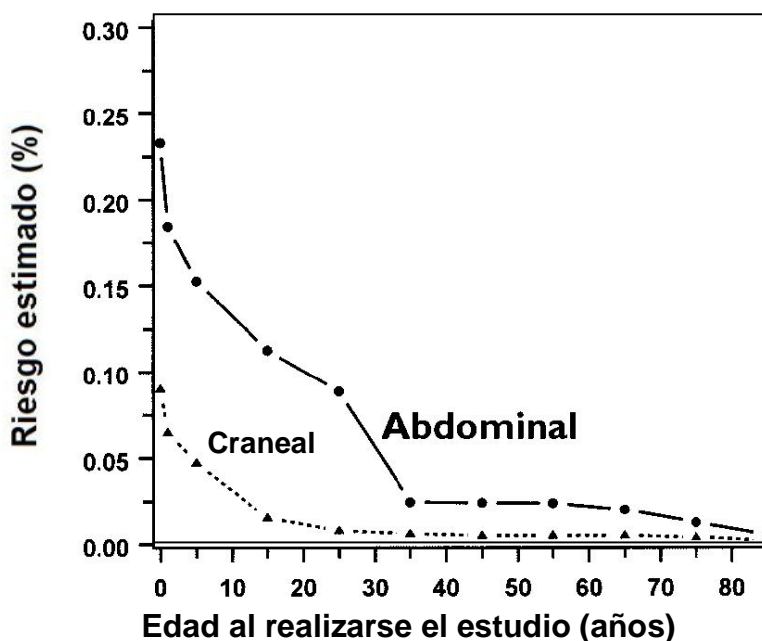


Figura 3.15 Riesgo estimado de inducción de cáncer debido a estudios de TC para diferentes edades. Tanto para estudios en la región craneal como abdominal hay un incremento notable en el riesgo al disminuir la edad. [BR01]

CONTROL DE CALIDAD EN TC

Para equipos de TC, el control de calidad se define como un programa que periódicamente prueba el desempeño del equipo y lo compara con un estándar de referencia. Si el escáner no funciona de manera óptima se deben de tomar las acciones necesarias para corregir el problema. El objetivo de dicho programa es asegurar que cada imagen tomada por el tomógrafo es una imagen de calidad capaz de proveer al médico radiólogo de información apropiada para el diagnóstico.

Un programa integral de control de calidad debe incluir no sólo las pruebas que se deben realizar al equipo y su frecuencia sino los criterios de aceptación y las acciones concretas que deben realizarse en caso de que dichos criterios no sean alcanzados.

De acuerdo con el documento reporte número 39 emitido por la AAPM (TG #2) **[L193]** las pruebas de control de calidad en TC pueden agruparse en tres grupos principales:

- A. Pruebas electromecánicas del desempeño del equipo.
- B. Pruebas de calidad de imagen.
- C. Pruebas dosimétricas.

Para definir el conjunto de pruebas recomendadas para cada grupo se utilizaron los siguientes documentos:

- La norma mexicana NOM-229-SSA1-2002 "Requisitos técnicos para las instalaciones, responsabilidades sanitarias, especificaciones técnicas para los equipos y protección radiológica en establecimientos de diagnóstico médico con rayos X" **[SE02]**
- El manual del maniquí de acreditación del colegio estadounidense de radiólogos ACR.

1.16. Pruebas electromecánicas del desempeño del equipo.

I. Exactitud del indicador de posición de la mesa.

Criterio de aceptación:	La diferencia entre la verdadera posición de la mesa y la lectura del indicador de posición debe ser menor que 2 mm
Frecuencia:	Cuando menos, cada tres meses.

II. Reubicación de la mesa.

Criterio de aceptación:	La ubicación de la mesa no debe diferir en más de 1 mm cuando se la coloque en un punto dado llegando por cualquiera de las dos direcciones posibles
Frecuencia:	Cuando menos, cada tres meses.

III. Exactitud del indicador de desplazamiento por pasos.

Criterio de aceptación:	Con la mesa apropiadamente cargada (con el peso de un adulto), los desplazamientos por pasos deben corresponder al valor nominal del indicador (± 0.5 mm).
Frecuencia:	Cuando menos, cada tres meses.

IV. Coincidencia de la posición del corte axial con los sistemas de luces para ubicación del paciente.

Criterio de aceptación:	La posición del corte axial debe coincidir con el sistema de luz dentro de ± 1 mm.
Frecuencia:	Cuando menos, cada tres meses o antes si se sospecha que ha habido una variación.

V. Coincidencia del isocentro con los sistemas de luces para localización sagital y coronal.

Criterio de aceptación:	El isocentro y los sistemas de luces sagital y coronal coincidan dentro de ± 2 mm
Frecuencia:	Cuando menos, cada tres meses

VI. Exactitud de la inclinación del túnel o la mesa.

Criterio de aceptación:	Los ángulos de inclinación del túnel o de la mesa deben coincidir con la posición del corte dentro de $\pm 3^\circ$.
Frecuencia:	Cuando menos, cada tres meses.

VII. Coincidencia de la imagen impresa y la imagen del monitor.

Criterio de aceptación:	Debe asegurarse que las imágenes radiográficas impresas y la observada en el monitor concuerden en iluminación y contraste y no presenten distorsiones.
Frecuencia:	Cuando menos, cada tres meses.

1.17. Pruebas de calidad de imagen.

VIII. Calibración del número CT.

Las Unidades Hounsfield (UH), o número TC, son utilizadas para representar la atenuación promedio de los rayos X asociada a los elementos de área (píxeles) de la imagen del TC, para determinarlas se utiliza la ecuación que relaciona los coeficientes de atenuación del agua con cualquier material, dadas por:

$$\text{NúmeroCT} = \frac{\mu_{\text{material}} - \mu_{\text{agua}}}{\mu_{\text{agua}}} \times 1000 \quad 4.1$$

donde μ es el coeficiente lineal de atenuación del material o el agua. La escala de las unidades Hounsfield ha sido definida arbitrariamente, para el agua se ha establecido en 0 UH y para el aire en -1000 UH.

Criterio de aceptación:	El sistema debe estar calibrado de modo que una exposición en aire produzca un número CT promedio de -1000 ± 5 , y en agua produzca un número CT promedio de 0 ± 5
Frecuencia:	Semanal

IX. Constancia del número CT.

Criterio de aceptación:	El valor CT para agua debe medirse en diferentes regiones de interés utilizando el maniquí del operador.
Frecuencia:	Quincenal

X. Uniformidad del número CT.

Criterio de aceptación:	El promedio del número CT de 100 píxeles cualesquiera, o de cualquier ROI seleccionada, en la imagen de un maniquí lleno con un medio atenuador uniforme no debe diferir en más de 5 unidades del promedio del número CT para otros 100 píxeles o ROI cualesquiera.
Frecuencia:	Trimestral

XI. Dependencia del número CT del espesor de corte.

Criterio de aceptación:	El promedio del número CT medido sobre 100 píxeles o una ROI ubicada al centro de la imagen de un maniquí lleno con un medio atenuador uniforme debe estar dentro de ± 5 unidades CT para cualquier espesor de corte.
Frecuencia:	Semestral

XII. Dependencia del número CT del tamaño del maniquí.

Criterio de aceptación:	El número CT del agua debe variar en menos de ± 20 unidades CT para maniquíes cuyo diámetro varíe de 5 a 30 cm.
Frecuencia:	Semestral

XIII. Dependencia del número CT del algoritmo de reconstrucción.

Criterio de aceptación:	El promedio del número CT al centro del maniquí debe variar en menos de ± 5 unidades CT si se cambia de algoritmo para reconstruir la imagen, siempre que se use el tamaño de maniquí apropiado para cada algoritmo.
Frecuencia:	Anual

XIV. Resolución de bajo contraste.

Criterio de aceptación:	Postes o cavidades cilíndricas de 5 mm de diámetro (o un objeto de tamaño equivalente, dependiendo del maniquí) deben ser visibles en la imagen cuando la atenuación del haz de rayos X de los postes o cavidades difiere por 1% (10 unidades Hounsfield) o menos de aquélla del medio que los rodea
Frecuencia:	Trimestral

XV. Resolución de alto contraste.

Criterio de aceptación:	Postes cilíndricos de 1 mm de diámetro (o un objeto de tamaño equivalente, dependiendo del maniquí) deben ser visibles en la imagen cuando la atenuación del haz de rayos X de los postes difiere por 10% o más de aquélla del medio que los rodea (resolución equivalente a 5 pl/cm). Debe evaluarse la constancia del límite de resolución a lo largo del tiempo para los mismos parámetros de adquisición de la imagen.
Frecuencia:	Trimestral

XVI. Espesor de corte.

Criterio de aceptación:	El espesor de corte nominal no debe diferir del medido en más de 1 mm para espesores de corte nominales entre 1 y 10 mm. Esta prueba debe realizarse cuando menos, cada tres meses.
Frecuencia:	Trimestral

1.18. Pruebas dosimétricas.

Las pruebas dosimétricas se deben realizar para cada protocolo usado en el hospital, usando los descriptores mencionados en la sección 3.2. En este caso no se trabaja con criterios de aceptación sino con valores de referencia.

INVESTIGACIÓN CLÍNICA

1.19. Objetivo

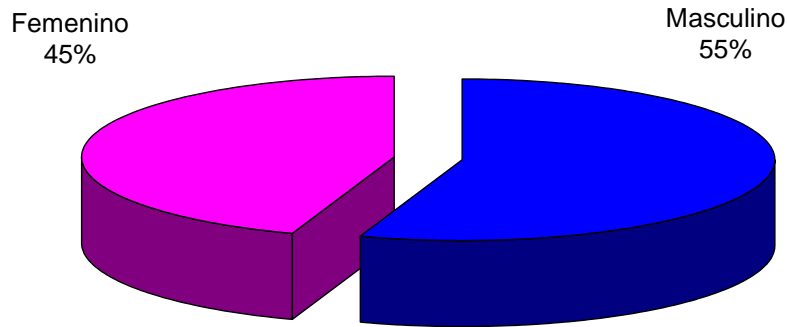
Durante el periodo de febrero a diciembre de 2010 se tomaron datos de los estudios realizados en el servicio de tomografía del HIMFG, las características que se registraron fueron:

- a) Nombre del estudio.
- b) Rastros que conforman al estudio.
- c) Kilovoltaje.
- d) Producto corriente tiempo.
- e) Valor de $CTDI_{vol}$ de la consola.
- f) Avance por rotación.
- g) Rotaciones del gantry por segundo.
- h) Colimación reportada en la consola.
- i) Edad del paciente.
- j) Turno
- k) Longitud del estudio.
- l) Duración.
- m) Número de rotaciones del gantry.
- n) Producto DLP de la consola.
- o) Valor total del mAs.

Los primeros ocho aspectos de esta lista son comunes para protocolos similares, y los restantes son diferentes para cada estudio. A partir de estos resultados se conformó una base de datos cuyos resultados se muestran en las secciones subsecuentes

1.20. Distribución de los estudios por género.

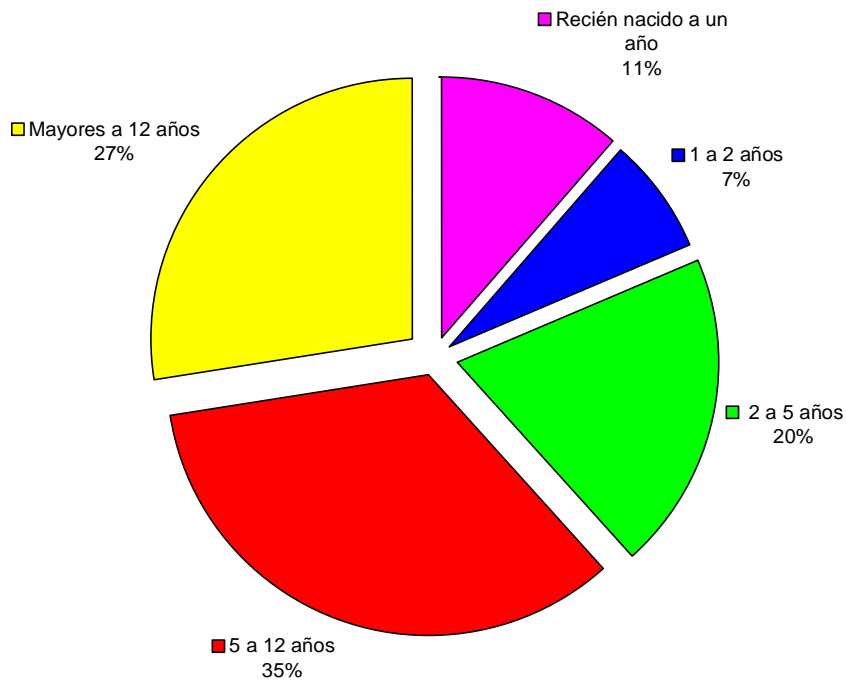
De acuerdo a los datos que se tomaron, el número de pacientes de género masculino es 10% mayor que del género femenino (Gráfica 5.1)



Gráfica 5.1 Distribución de estudios de TC de acuerdo al género de los pacientes.

1.21. Distribución de los estudios por edades.

La edad de los pacientes es muy importante, pues, como ya se mencionó anteriormente, la radiosensibilidad depende de la edad además de que la dosis impartida aumenta al reducir las dimensiones del paciente. El 38% de los pacientes a los que se practicaron tomografías tienen menos de 5 años de edad (Gráfica 5.2)



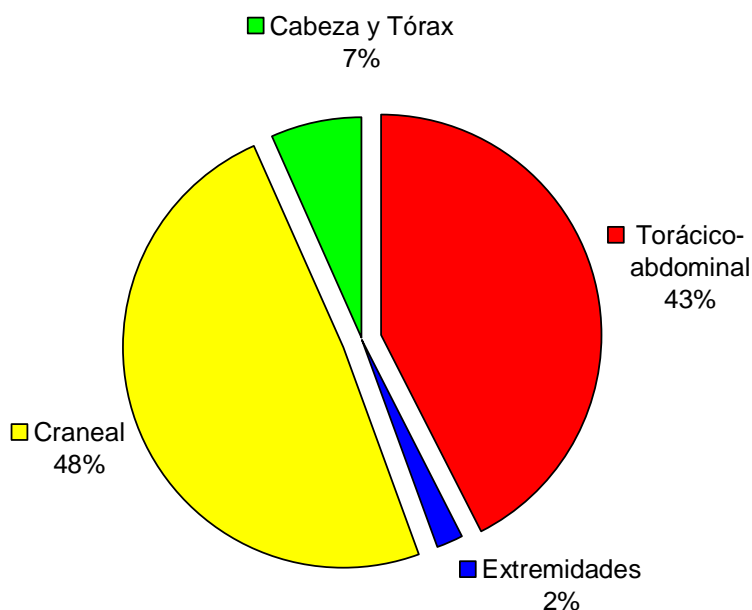
Gráfica 5.2. Distribución de estudios de TC de acuerdo a la edad de los pacientes.

1.22. Distribución de los estudios de acuerdo a la región corporal.

En general los estudios pueden dividirse en tres regiones corporales principales:

- Región craneal
- Región torácico abdominal
- Extremidades

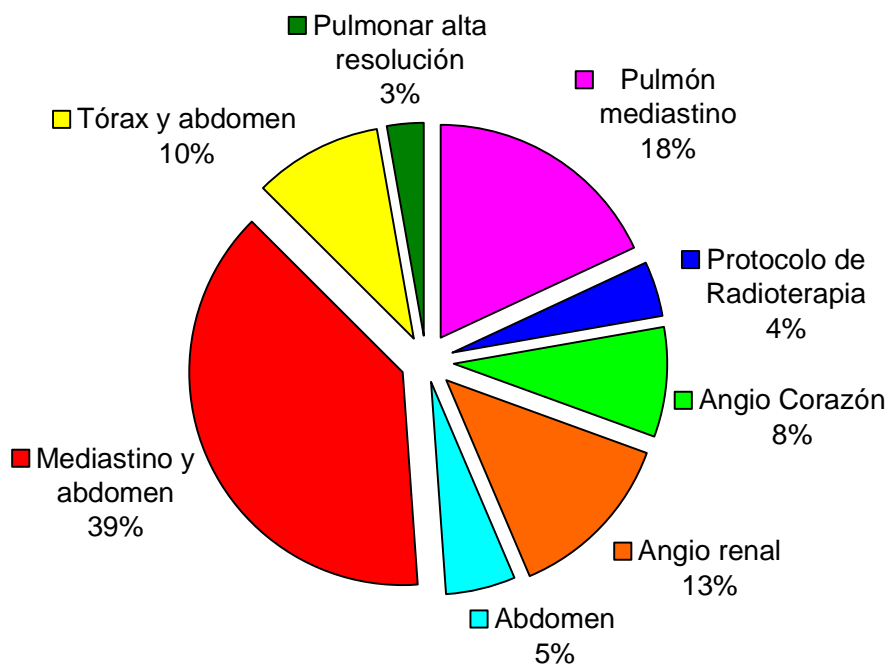
Existen estudios en los que se examina tanto la región craneal como la torácico abdominal, por ejemplo los protocolos de “Focos profundos” y “Angio de cuello y cara”. La gráfica 5.3 muestra la distribución de los estudios de acuerdo a la región estudiada.



Gráfica 5.3. Distribución de estudios de TC de acuerdo a la región corporal estudiada.

1.23. Distribución de los rastreos en la región torácico abdominal de acuerdo al tipo específico de estudio.

Los parámetros que emplea el tomógrafo son diferentes de acuerdo al tipo de estudio que se está realizando. La gráfica 5.4 muestra la distribución de los estudios correspondientes a la región torácico abdominal. Algunos de estos protocolos son propios de alguno de los turnos del servicio de TC y otros dependen del turno en el que se realizan. A partir de esta distribución se definieron los protocolos a estudiar en el presente trabajo.



Gráfica 5.4 Distribución de estudios de TC en la región torácico abdominal de acuerdo al tipo de estudio solicitado.

1.24. Valores de los parámetros radiológicos de los estudios más frecuentes en la región torácico abdominal.

Tabla 5.1. Parámetros del TC para los protocolos estudiados.

Protocolo	Rastreos	mAs	kV	CTDI _{vol} (mGy) ²	Rotación (s)	Avance (mm)
Angio Corazón	Thor ECG	350	120	27.7	0.3	3
Angio renal	ABD S	120	100	6	0.5	12
	ABD art	180	100	8.99	0.5	12
	ABD ven	180	100	8.99	0.5	12
	ABD tardío	140	100	6.99	0.5	12
Mediastino y abdomen	ABD S	150	120	11.7	0.5	12
	ABD C	150	120	11.7	0.5	12
Pulmón mediastino	Pulmonar	130	120	10.14	0.5	12
	Pulmonar CIV	150	120	11.7	0.5	12
Pulmonar alta resolución	Alta resolución	250	120	15.6	0.5	10.6
Radio TX Cer Tx y abd	Cer Tx y Abd	150	120	11.7	0.5	12
Tx abd sim y CC	TX ABD S	120	120	9.36	0.5	12
	Tx ABD CIV	120	120	9.36	0.5	12
	Abd tardío	120	120	9.36	0.5	12

² Se refiere al valor que aparece en la consola del operador

1.25. Longitudes obtenidas para los estudios en la región torácico abdominal.

Se analizaron los datos de los estudios y se obtuvieron las longitudes máxima, mínima y promedio para los estudios comprendidos en este trabajo. Se hicieron dos clasificaciones distintas. La tabla 5.2 indica las longitudes para las edades correspondientes a los maniqués elípticos de PMMA:

Tabla 5.2 Longitudes mínima, máxima y promedio para diferentes edades.

Protocolo	Rastreo	Recién nacido (mm)			3 años (mm)			10 años (mm)		
		Mín	Prom	Máx	Mín	Prom	Máx	Mín	Prom	Máx
Angio corazón	Thor ECG	6.5	12.8	16.5	6.2	18.0	37.6	14.2	17.6	19.8
Angio renal	Abdomen simple	*	*		15.8	33.0	49.5	18.5	29.0	42.1
	Abdomen arterial	*	*	*	19.7	25.9	33.1	18.5	28.9	42.9
	Abdomen venoso	*	*	*	19.7	25.4	32.0	18.5	30.7	42.8
	Abdomen tardío	*	*	*	25.3	25.3	25.3	38.7	38.7	38.7
Mediastino Abdomen	Abdomen simple	15.9	26.9	51.0	25.2	41.1	58.5	22.6	55.8	92.6
	Abdomen contrastado	16.1	28.3	51.0	25.2	39.0	59.4	37.4	52.8	92.6
	Fase tard	16.1	26.8	37.5	18.9	32.0	37.6	27.8	38.1	50.0
Pulmón mediastino	Pulmonar	14.6	17.0	18.4	14.6	18.4	23.4	23.8	27.2	28.8
	Pulmonar CIV	13.7	16.4	18.4	14.5	22.3	30.8	23.8	27.6	30.9
Pulmonar alta resolución	Alta resolución	10.5	21.7	33.3	19.3	37.6	55.9	*	*	*
Protocolo de radioterapia	Radio TX Tx y abd	40.2	48.1	60.5	24.4	45.9	68.0	28.5	48.6	70.1
Tórax y abdomen	Tórax abdomen simple	33.3	48.9	65.1	25.1	42.4	60.6	19.3	44.2	60.4
	Tórax abdomen CIV	33.3	43.5	63.8	25.1	40.6	59.4	46.3	57.0	74.4
	Abdomen tardío	13.9	34.5	63.8	44.2	44.2	44.2	*	*	*

* No hubo estudios con estas características

Tabla 5.3 Longitudes mínima, máxima y promedio para distintos intervalos de edad.

Protocolo	Rastreo	Recién nacido a 1 año (mm)			1 a 2 años (mm)			2 a 5 años (mm)			5 a 12 años (mm)			12 años en adelante (mm)		
		Mín	Prom	Máx	Mín	Prom	Máx	Mín	Prom	Máx	Mín	Prom	Máx	Mín	Prom	Máx
Angio corazón	Thor ECG	6.5	12.8	16.5	9.1	13.1	18.1	6.2	18.0	37.6	14.2	18.3	21.5	17.2	20.5	27.8
Angio renal	Abdomen simple	*	*	*	15.0	28.5	50.4	15.8	33.0	49.5	18.5	37.2	64.0	18.5	40.7	53.8
	Abdomen arterial	*	*	*	19.7	37.3	50.4	19.7	25.9	33.1	11.0	29.8	61.7	13.6	20.9	50.4
	Abdomen venoso	*	*	*	19.7	31.0	50.4	19.7	25.4	32.0	11.3	30.2	68.1	13.6	22.3	48.1
	Abdomen tardío	*	*	*	*	*	*	25.3	25.3	25.3	23.6	32.5	38.7	7.0	24.1	40.9
Mediastino Abdomen	Abdomen simple	15.9	26.9	51.0	32.3	39.7	49.7	25.2	41.1	58.5	17.6	47.3	92.6	14.7	53.7	90.4
	Abdomen contrastado	16.1	28.3	51.0	27.8	37.1	45.1	25.2	39.0	59.4	22.4	44.0	92.6	18.1	49.4	84.3
	Fase tardía	16.1	26.8	37.5	26.2	30.9	37.6	18.9	32.0	37.6	27.8	36.7	50.0	19.6	44.8	59.7
Pulmón mediastino	Pulmonar	14.6	17.0	18.4	13.4	19.6	31.1	14.6	18.4	23.4	20.7	25.7	37.0	14.6	30.6	47.3
	Pulmonar CIV	13.7	16.4	18.4	13.4	23.2	43.9	14.5	22.3	30.8	20.8	25.8	37.0	14.5	29.2	47.4
Pulmonar alta resolución	Alta resolución	10.5	21.7	33.3	*	*	*	19.3	37.6	55.9	20.5	28.8	34.0	21.4	27.3	30.9
Protocolo de radioterapia	Radio Tx y abd	40.2	48.1	60.5	19.4	25.8	32.1	24.4	45.9	68.0	21.8	45.5	70.8	26.3	59.8	87.3
Tórax y abdomen	Tórax abdomen simple	33.3	48.9	65.1	31.7	47.4	54.9	25.1	42.4	60.6	19.3	44.6	70.1	31.4	56.5	117.0
	Tórax abdomen CIV	33.3	43.5	63.8	51.7	63.9	73.5	25.1	40.6	59.4	34.9	52.3	74.4	37.0	48.2	70.1
	Abdomen tardío	13.9	34.5	63.8	36.2	59.8	76.6	*	*	*	36.5	36.5	36.5	37.0	42.0	50.4

* No hubo estudios con estas características

MATERIALES

1.26. Tomógrafo

El HIMFG cuenta con un tomógrafo helicoidal multicortes Somatom Sensation 16 (Figura 6.1). Es capaz de tomar hasta 16 cortes simultáneamente, aunque para la mayoría de los protocolos axiales se ha limitado a 12 cortes por los artefactos producidos por la geometría cónica del haz.



Figura 6.1 Tomógrafo Somatom Sensation del HIMFG

1.26.1. Características físicas del tomógrafo

La tabla 6.1 muestra algunas características de desempeño del tomógrafo Somatom Sensation 16:

Tabla 6.1 características del tomógrafo

Características del gantry	
Distancia mancha focal- detector	1040 mm
Distancia mancha focal isocentro	570 mm
Apertura del Gantry	70 cm
Tamaño del campo visual	50 cm
Tiempos posibles de rotación	0.33, 0.42, 0.5, 1.0, 1.5 s
Ángulos posibles de inclinación	±30°
Tubo de rayos X	
Tubo de rayos X	DURA Akron Q
Potencia máxima	60 kW
Voltajes del tubo	80, 100, 120 y 140 kV.
Capacidad térmica del ánodo	5.3 MHU
Corriente del tubo	28 - 500 mA
Tamaños de mancha focal.	0.5 x 0.7 mm 0.8 x 1.2 mm
Filtración del tubo	6.3 mm Al equivalente
Características del sistema de detección y reconstrucción	
Hileras de detectores	24
Número de detectores	16128
Tipos de detectores	Cerámicas ultra-rápidas
Longitud efectiva de cada elemento en el isocentro	16 x 0.75 mm, 8 x 1.5 mm (figura 6.2)
Resolución temporal	Hasta 105 ms
Longitud total efectiva del arreglo de detectores en el isocentro	2444
Número de proyecciones por rotación	Hasta 2320

Los detectores no tienen todos el mismo tamaño, al centro se encuentran 16 detectores de 0.75 y en cada extremo cuatro de 1.5 mm (Figura 6.2)

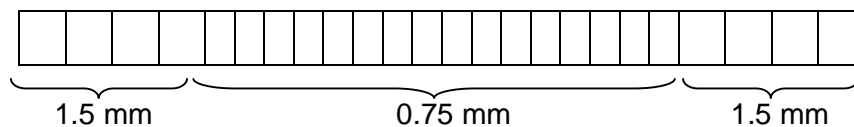


Figura 6.2 Arreglo de detectores del TC Sensation 16.

1.27. Cámara de ionización y electrómetro.

Se utilizó una cámara de ionización, especial para TC, tipo lápiz (pencil chamber) modelo 20X6-3CT con un electrómetro asociado, marca RADCAL modelo 2026C (Figura 6.3)



Figura 6.3 Cámara de ionización y electrómetro utilizados

La cámara de ionización (Figura 6.4) tiene 100 mm de longitud activa, 9.1 mm de diámetro, y 3 cm³ de volumen activo. La tabla 6.2 muestra algunas de las especificaciones de la cámara.

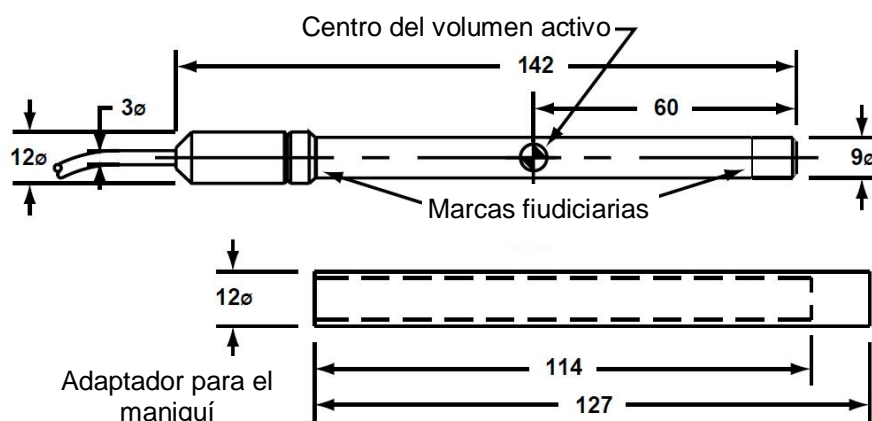


Figura 6.4 Características geométricas de la cámara de ionización 20X6-3CT

El sistema cámara de ionización-electrómetro fue calibrado en el Laboratorio Secundario de Calibración Dosimétrica (LSCD) del Instituto Nacional de Investigaciones Nucleares, (ININ); con trazabilidad al Laboratorio Central de Industrias Eléctricas (LCIE) de Francia. La calibración se realizó en kerma en aire en el seno de aire para una calidad de haz RQT-9, correspondiente a 120 kV y una HVL de 8.4 mm de aluminio, (calidad de haz de referencia para tomografía computarizada). El

coeficiente de calibración en kerma en aire en el seno de aire producto longitud que el LSCD fue:

$$N_{PKL,Q} = 3.03 \times 10^{-4} \pm 2.23 \% \text{ Gy m u. escala}^{-1} (k=2)$$

Tabla 6.2 Especificaciones de la cámara de ionización utilizada

Cámara de ionización 20X6-3CT	
Rango de tasa de exposición	1 mR/min – 1 kR/min
Rango de tasa de dosis	0.1 μ Gy/s – 150 mGy/s
Rango de exposición	0.03 mR – 144 kR
Rango de dosis	0.3 μ Gy - 1.2 kGy
Dependencia a la tasa de energía	$\pm 2\%$, 2 mR/s – 40 R/s
Dependencia en la calidad del haz	$\pm 5\%$, 3 - 20 mm HVL de Al
Uniformidad a lo largo de la longitud y respuesta parcial de volumen	$\pm 5\%$, desde y hasta 0.25 cm de los bordes de la cámara para un corte de tamaño constante
Construcción	paredes y electrodo de aire-equivalente C552; cubierta exterior de poliacetal

1.28. Película dosimétrica.

Se utilizó película tipo Gafchromic[®] XR-QA2 que ha sido diseñada especialmente para mediciones de dosis debidas a fotones de bajas energías.

Tabla 6.3 Características de desempeño de la película Gafchromic[®] XR-QA2

Característica	Valor
Rango dinámico de dosis de	0.1 cGy – 20 cGy.
Rango de energías (fotones)	20 kVp - 200 kVp
Configuración	3 capas laminadas. Sustrato-capa activa-sustrato
Sustrato	Polyester transparente de 97 μ m
Espesor de la capa activa	27 μ m

1.29. Maniquí del ACR para la calidad de imagen

Se empleó un maniquí de acreditación ACR TC Gammex modelo Gammex 464 (Figura 6.5). Es el maniquí aceptado por el Colegio Estadounidense de Radiología (ACR) para realizar pruebas sobre la calidad de la imagen producida por un tomógrafo. Con él se realizan las pruebas de aceptación de los equipos de TC, cuando acaban de ser instalados, así como las pruebas periódicas de calidad de imagen.



Figura 6.5 Maniquí del ACR para evaluar la calidad de la imagen.

Utilizando este maniquí es posible realizar las pruebas de calidad de imagen establecidas en la Norma Oficial Mexicana [SE02]. El maniquí de acreditación de TC del ACR fue diseñado para evaluar un amplio número de parámetros de los tomógrafos, como son:

- Precisión del posicionamiento.
- Precisión del número TC.
- Ancho de corte.
- Resolución de bajo contraste.
- Resolución espacial (alto contraste)
- Uniformidad del número TC.
- Ruido de la imagen.

Es un maniquí sólido agua equivalente formado por cuatro módulos, cada uno con 4 cm de ancho y un diámetro de 20 cm (Figura 6.6). Tiene marcas externas en las direcciones sagital, coronal y axial en cada módulo para centrarlo. También tiene marcas "Head", "Foot" y "Top" para la correcta alineación.

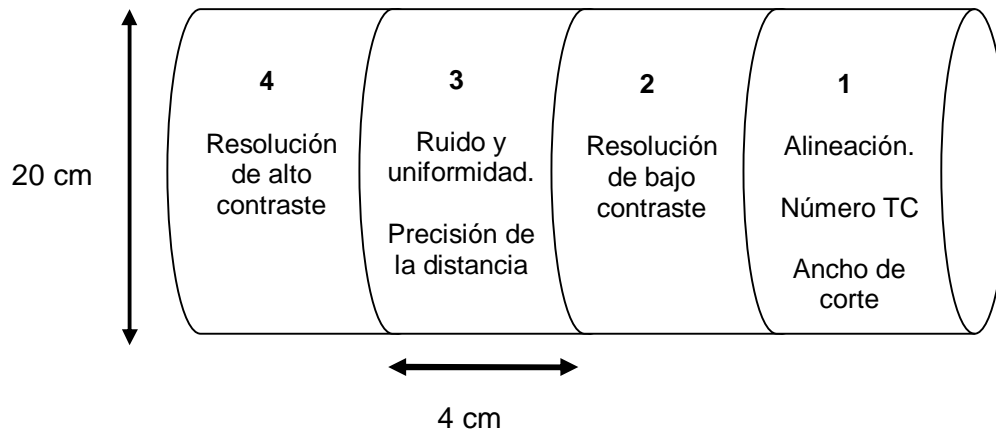


Figura 6.6 Módulos del maniquí del ACR.

1.29.1. Módulo 1 del maniquí del ACR.

Se utiliza para evaluar la alineación y posicionamiento, precisión del número TC y ancho de corte. El material de fondo es agua equivalente. Para el posicionamiento tiene barras de acero de 1 mm de diámetro paralelas al eje longitudinal en las posiciones correspondientes a las 3, 6, 9 y 12 dentro del campo de visión. Para evaluar la precisión del número TC hay cilindros de diferentes materiales: hueso equivalente, polietileno, agua equivalente, acrílico y aire (Figura 6. 7). Con excepción del cilindro de agua, que tiene un diámetro de 5 cm y un ancho de 4 cm, los cilindros tienen un diámetro de 2.5 cm y ancho de 4 mm. Para evaluar el ancho de corte, se incluyen dos conjuntos de alambres que son visibles en incrementos de 0.5 mm sobre el eje Z.

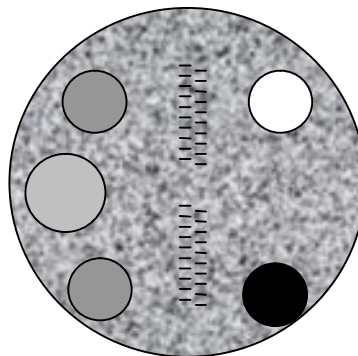


Figura 6. 7 Vista transversal del primer módulo del ACR.

1.29.2. Módulo 2 del maniquí del ACR

Se utiliza para evaluar la resolución de bajo contraste. Está formado por una serie de cilindros de diámetros diferentes, todos con una diferencia del 0.6% (6 UH) del material de fondo que tiene en promedio 90 UH. El contraste entre el cilindro y

fondo es independiente de la energía. Hay cuatro cilindros para cada uno de los siguientes diámetros: 2 mm, 3 mm, 4 mm, 5 mm y 6 mm. El espacio entre cada cilindro es igual al diámetro del cilindro. Se incluye además un cilindro de 25 mm para verificar el nivel de contraste entre el cilindro y el fondo (figura 6.8).

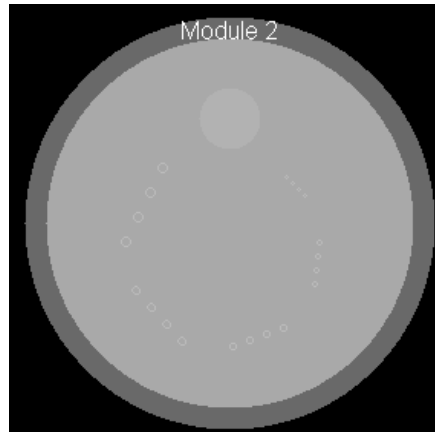


Figura 6. 8 Vista transversal del segundo módulo del maniquí del ACR.

1.29.3. Módulo 3 del maniquí del ACR.

Consiste de un material tejido equivalente uniforme para evaluar la uniformidad del número TC. Dos pequeñas barras de 0.28 mm se incluyen para evaluar la precisión en medidas de distancia. También pueden ser utilizadas para evaluar los perfiles de sensibilidad (figura 6.9).

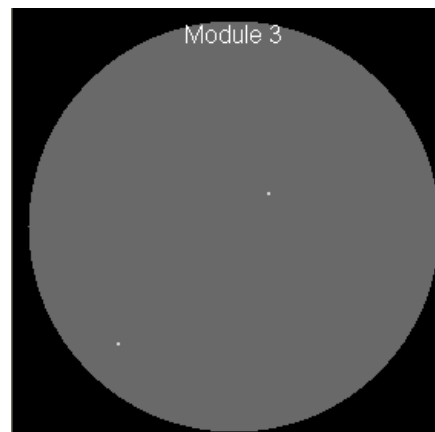


Figura 6. 9 Vista transversal del tercer módulo del ACR.

1.29.4. Módulo 4 del maniquí del ACR

Se utiliza para evaluar resolución de alto contraste (resolución espacial). Contiene ocho patrones de barras de 4, 5, 6, 7, 8, 9, 10, y 12 líneas por centímetro agrupadas en regiones cuadradas de 15 mm (figura 6.10).

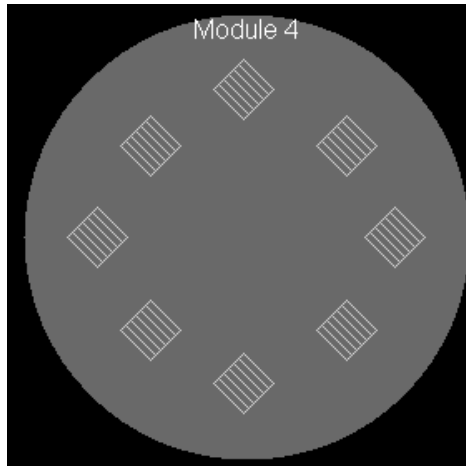


Figura 6. 10 Vista transversal del cuarto módulo del ACR.

1.30. Maniqués para determinar las magnitudes dosimétricas

Se utilizaron 3 maniqués de tórax elípticos, que simulan a neonatos y niños de 3 y 10 años, hechos de polimetilmetacrilato (PMMA), los cuales tienen 8 orificios en la periferia ubicados a 1 cm del borde más cercano de la superficie y uno ubicado en el eje central del maniquí (Figura 6. 11.).

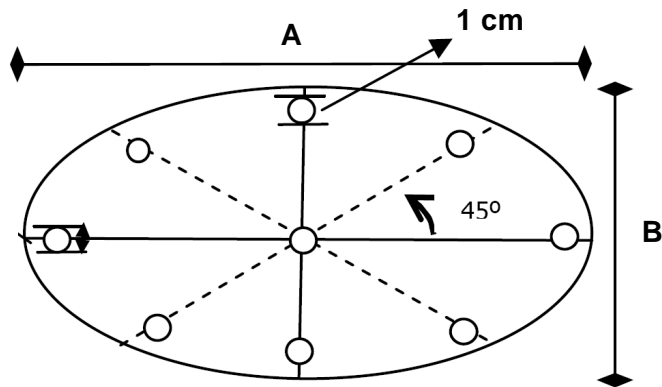


Figura 6. 11 Vista transversal de los maniqués elípticos de PMMA,

Los valores de A, B y C fueron determinados por (HE09) a partir de valores medidos en niños de diferentes edades (Tabla 6.4)

Tabla 6.4 Dimensiones de los maniqués elípticos de PMMA. El valor de A corresponde a la longitud del semieje mayor, B al semieje menor y C al largo del maniquí

Edad representativa	A (cm)	B(cm)	C(cm)
0	10.0	12.2	19.8
3	20.0	14.0	30.5
10	27.0	17.4	38.0

MÉTODO EXPERIMENTAL

1.31. Calidad de imagen

1.31.1. Alineación del gantry

1. Adquirir imágenes de los módulos 1 y 4 del maniquí con el protocolo de tórax de alta resolución
2. Verificar que las cuatro esferas metálicas aparezcan en las imágenes de ambos módulos

1.31.2. Calibración del número CT

1. Adquirir una imagen del módulo uno del maniquí, se dibujaron regiones de interés para determinar las UH para las regiones predefinidas.

1.31.3. Uniformidad del número CT

1. En la imagen del módulo 2 definir 5 regiones de interés y determinar las UH.
2. Verificar si la diferencia del número CT promedio de la periferia con respecto al centro es menor que 5 UH.

1.31.4. Resolución de alto contraste

1. Obtener una imagen del módulo 4 del maniquí y verificar cual de los patrones de líneas puede ser apreciado perfectamente.

1.31.5. Resolución de bajo contraste

1. Adquirir imágenes del módulo 3 con una técnica secuencial de abdomen.
2. Determinar los cilindros que son visibles.

1.31.6. Dependencia del número CT con el kVp

1. Tomar imágenes para 80, 100 y 120 kVp del módulo 1.
2. Medir el número CT y comparar los valores

1.32. Medición de la capa hemirreductora

El procedimiento para medir la capa hemirreductora para 100 y 200 kV fue el siguiente:

1. Colocar la inclinación del gantry a 0° .
2. Colocar la cámara en la misma configuración empleada para medir el $C_{a,100}$ con el soporte correspondiente, en el isocentro del tomógrafo y sin que nada la obstruya con respecto al haz proveniente del gantry (Figura 7.1).
3. Hacer el topograma y posicionar el corte de manera que coincida con el centro de la cámara.
4. Elegir el protocolo a estudiar, en modo axial y eligiendo un avance de cero para la camilla, pues un desplazamiento podría tirar los soportes de los anillos.
5. Colocar los soportes de acrílico sobre el tomógrafo y los anillos de aluminio.
6. Con la cámara a isocentro rodeada de los cinco anillos, realizar un disparo y registrar la lectura de la cámara.
7. Quitar uno de los anillos y repetir los pasos y realizar el mismo procedimiento hasta que no quede ningún anillo.
8. Los valores de energía que se desea examinar son 100 y 120 kVp.

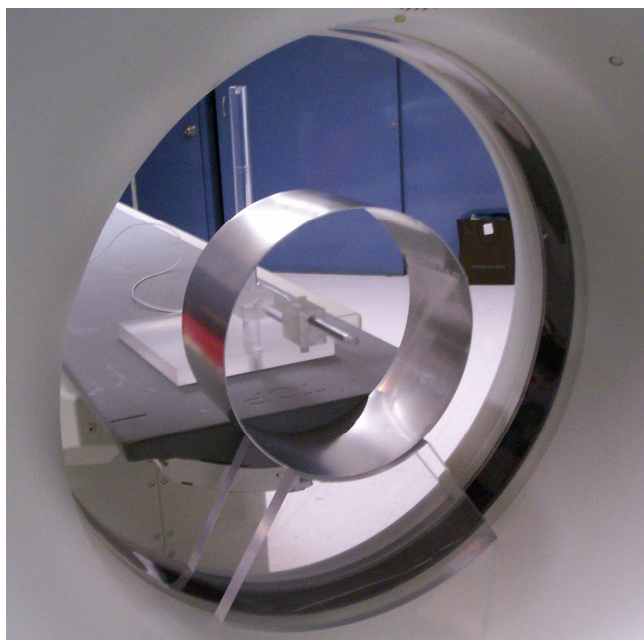


Figura 7.1 Arreglo para la medición de la capa hemirreductora

1.33. Ancho del haz

Para determinar las magnitudes dosimétricas primero es necesario conocer el ancho del haz, el que para estudios con tomógrafos helicoidales, no necesariamente corresponde con el espesor del corte de la consola. El ancho del haz se midió utilizando una película XR-QA2 colocada en dirección del eje del TC. Se colocaron a isocentro, y a 10, 20, 30 cm del mismo utilizando un soporte especial (Figura 7.2).

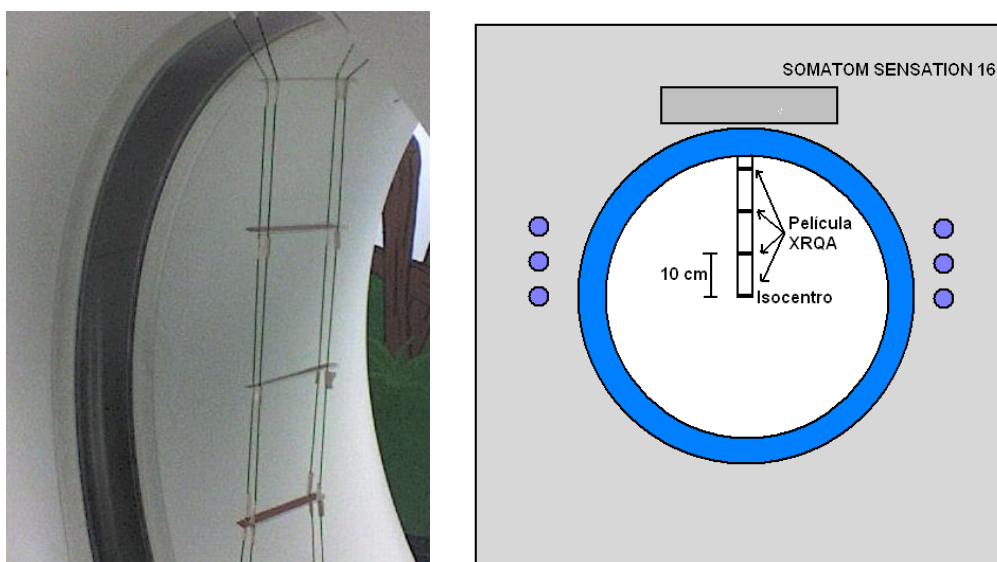


Figura 7.2 Disposición de la película en el Gantry del tomógrafo para el estudio del ancho del haz.

La película fue escaneada, separada en canales de color y analizada mediante un perfil en ImageJ y los datos obtenidos fueron exportados al programa Origin 8.0 para poder determinar el ancho del haz (figura 7.3).

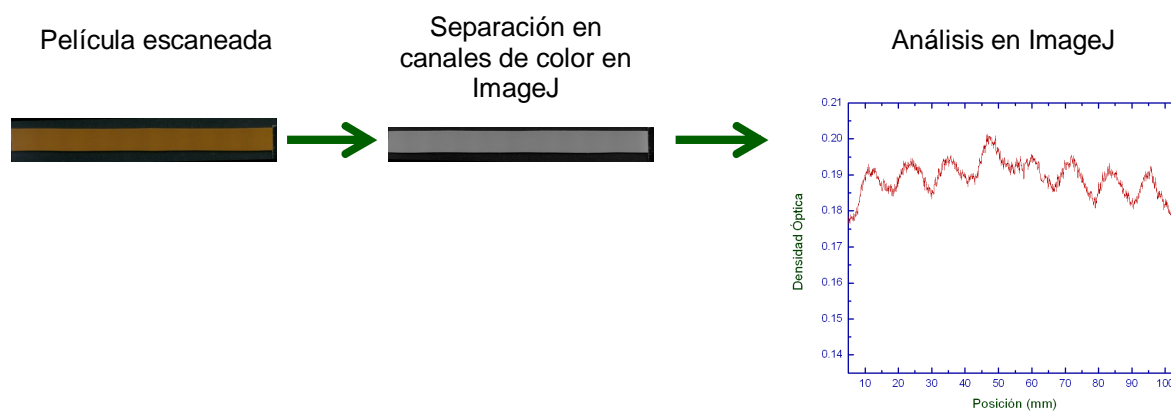


Figura 7.3 Proceso para el análisis de las películas dosimétricas

1.34. Medición del $C_{a,100}$

Los pasos que se siguieron para medir el índice de kerma en aire fueron los siguientes:

1. Posicionar la inclinación del gantry a 0°
2. Colocar el soporte de la cámara sobre la cama del tomógrafo y fijar la cámara en una posición tal que nada obstruya el volumen activo. Ajustar la posición de la base del soporte de modo que toda la sección activa de la cámara se extienda más allá de la cama (Figura 7.4).
3. Usando los láseres del equipo alinear la cámara y colocarla en el eje del tomógrafo y de manera que el centro del volumen coincida con el con el isocentro del equipo.
4. Seleccionar los parámetros del protocolo a estudiar. Registrar los valores relevantes del mismo; kVp, mAs y espesor de corte.
5. Registrar la lectura del electrómetro y repetir para tener al menos tres lecturas.

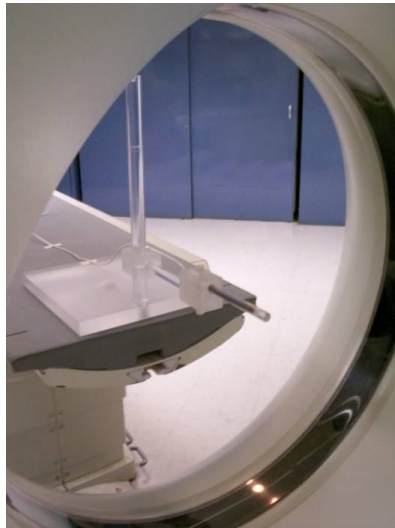


Figura 7.4 Disposición de la cámara para medir el $C_{a,100}$.

Para determinar el índice de kerma en aire se usó la ecuación [DO07]:

$$C_{a,100} = \frac{1}{NT} \bar{M} N_{PKL,Q} k_Q k_{TP} \quad (7.1)$$

En donde:

NT es el ancho del haz medido en la sección anterior.

\bar{M} es la lectura promedio de la cámara de ionización.

$N_{PKL,Q}$ es el factor de calibración de la cámara especificado en la sección 6.2.

k_Q es el factor de calibración por calidad del haz, en este caso igual a 1.

k_{TP} es el factor de calibración por presión y temperatura. El electrómetro usado mide ambas variables y la lectura que entrega ya está corregida por ese factor.

1.35. Medición del C_w .

En este caso los pasos fueron:

1. Ajustar la posición del gantry a 0°
2. Usando los láseres del equipo alinear el maniquí con el eje de rotación del tomógrafo. Colocar los cilindros del maniquí para cubrir los orificios que no vayan a emplearse en la medición. Hacer un topograma del maniquí y checar la alineación. Seleccionar la región a irradiar, para adquisiciones helicoidales los 10 cm de longitud activa de la cámara.
3. Insertar la cámara en el orificio a medir con el capuchón correspondiente para que embone en el maniquí (Figura 7.5).
4. Seleccionar el protocolo a estudiar registrando el kilovoltaje, carga, ancho de corte, tiempo de rastreo y filtro empleado.
5. Registrar la lectura del electrómetro para la longitud seleccionada.
6. Repetir el proceso en los demás orificios de manera que se cubran los cuatro de la periferia y el central. Registrar las lecturas de manera que se tengan al menos dos mediciones para cada orificio.
7. Con el fin de incluir en la medida la incertidumbre debida al posicionamiento del maniquí la segunda lectura de cada protocolo se hizo en un día distinto, si su valor difería con el del primer día se hizo una tercera medición.

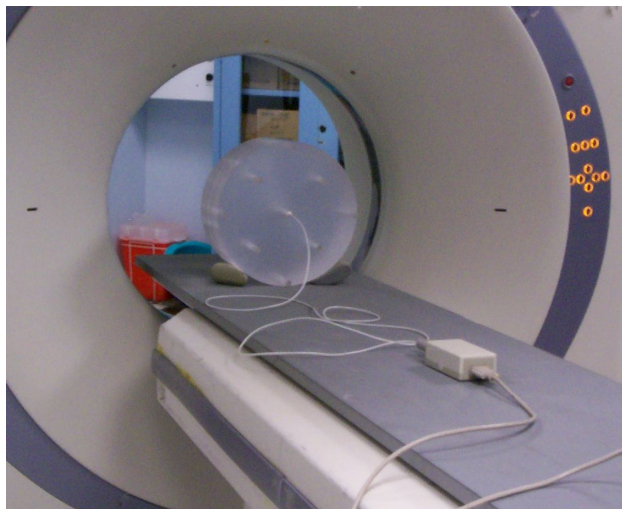


Figura 7.5 Medición del C_w .

RESULTADOS

1.36. Calidad de imagen

1.36.1. Alineación del gantry

Se observó que las cuatro esferas podían ser observadas en las imágenes correspondientes a los módulos 1 y 4 del maniquí (Figura 8.1)).

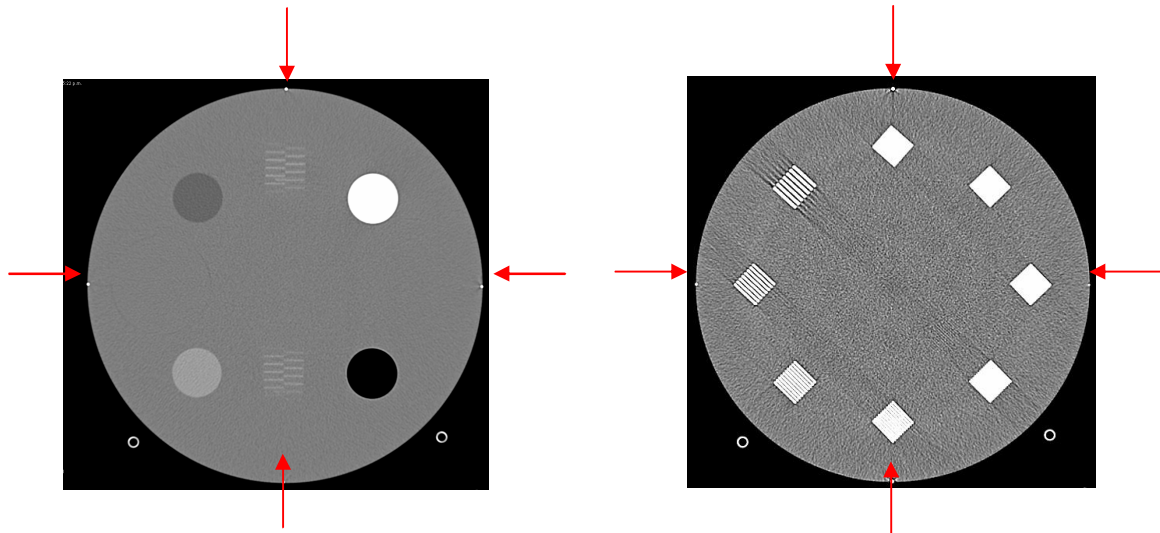


Figura 8. 1 Esferas metálicas en las imágenes del módulo 1 y 4 del maniquí

El criterio de aceptación indica que las cuatro esferas metálicas deben ser visibles en por lo menos una de las imágenes adquiridas, para cada uno de los módulos y deben tener una apariencia similar, por lo que sí cumple.

1.36.2. Calibración del número de TC

Se dibujaron regiones de interés (Figura 8.2) para determinar las UH para las regiones predefinidas. La (Tabla 8.1) muestra los valores obtenidos.

Tabla 8.1 Valores medidos de UH para el módulo 1

Material	UH (teórico)	Intervalo recomendado [MC04]	UH (medido)
Agua	0	-5, +5	-2.1 ± 14.1
Acrílico	120	110, 130	120.1 ± 15.9
Aire	-1000	-1005, -970	-997.3 ± 13.4
Hueso	955	850, 970	997.3 ± 13.4
Polietileno	-95	-107, -87	-90.7 ± 13.3

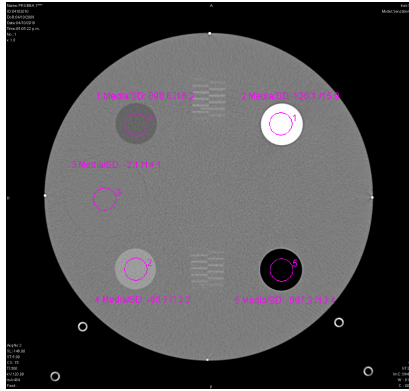


Figura 8.2 Definición de las regiones de interés para determinar las UH para diferentes materiales

El criterio de aceptación indica que los valores deben de estar dentro de los intervalos recomendados, de manera que, de acuerdo a los criterios del ACR, el tomógrafo no lo cumple. Por otra parte, el criterio de aceptación de la NOM-229-SSA1-2002 únicamente establece que en aire el número CT promedio debe ser -1000 ± 5 , y en agua de 0 ± 5 de manera que sí se cumple.

1.36.3. Espesor de corte.

La figura 8.3 muestra las imágenes para 3 espesores de corte distintos. En la Tabla 8.2 se especifica el número de alambres en la parte superior e inferior que fueron contados.

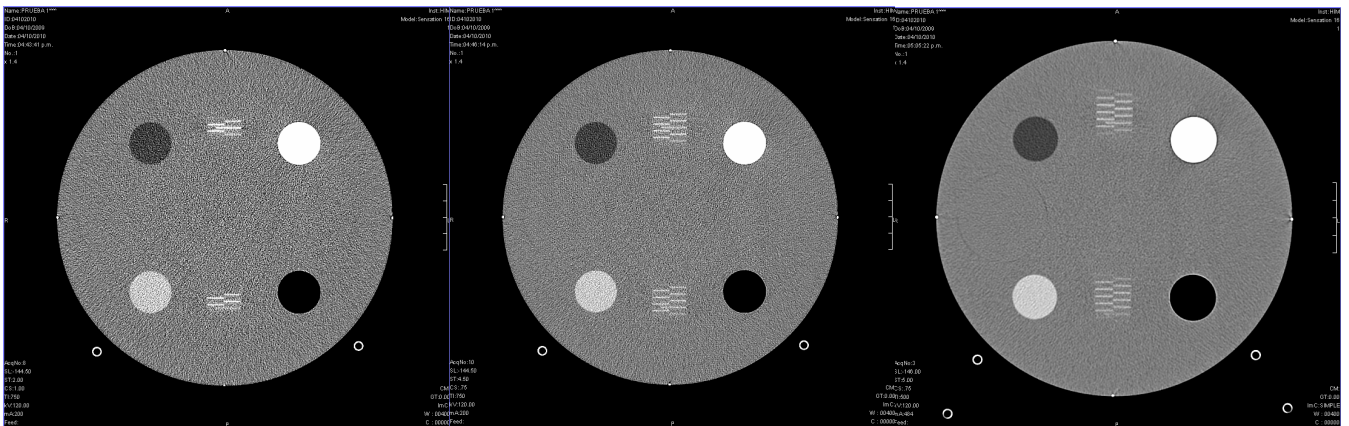


Figura 8.3 Espesor de corte para a) 3 mm, b) 5 mm y c) 6 mm

Tabla 8.2 Número de alambres y espesor de corte para las imágenes de la figura 8.3.

Espesor de corte nominal (mm)	Alambres parte superior	Alambres parte inferior	Espesor de corte superior	Espesor de corte inferior	Espesor de corte promedio	Diferencia respecto al nominal (mm)
3	5	6	2.5	3	5.5	0.5
5	9	10	4.5	5	4.75	0.25
6	13	14	6.5	7	6.75	0.25

El criterio de aceptación indica que el espesor deberá ser ± 1.5 mm del valor nominal de corte, por lo que se cumple para los tres casos.

1.36.4. Dependencia del número CT con el espesor de corte.

En las imágenes de la Figura 8.3 se midieron los números CT del agua y los valores se reportan en la Tabla 8.3.

Tabla 8.3 Valores del número CT para diferentes espesores

Espesor de corte nominal (mm)	Número CT para el agua (UH)
3	-5.5
5	-2.3
6	-2.1

El criterio de aceptación indica que el número CT no debe variar ± 5 UH para cada uno de los espesores medidos (No cumple).

1.36.5. Distancia en un plano

Al medir la distancia entre dos postes del maniquí (Figura 8.4) se encontró que el valor medido fue el mismo que el esperado (10.0 cm)

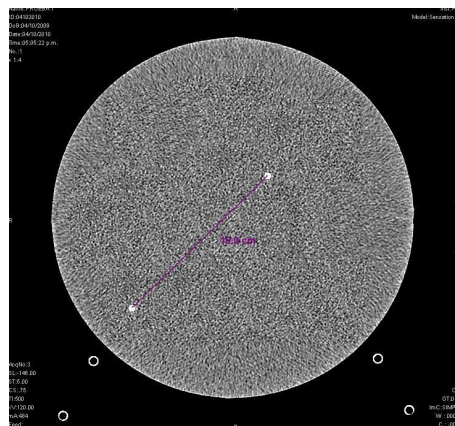


Figura 8.4 Distancia en un plano

1.36.6. Ruido y artefactos.

Se observa que la Figura 8.4 presenta una imagen uniforme y no se observan patrones o artefactos.

1.36.7. Uniformidad del número CT

En la imagen del módulo 2 (Figura 8.5) se definieron 5 regiones de interés y se determinaron las UH obteniendo los valores mostrados en la Tabla 8.4.

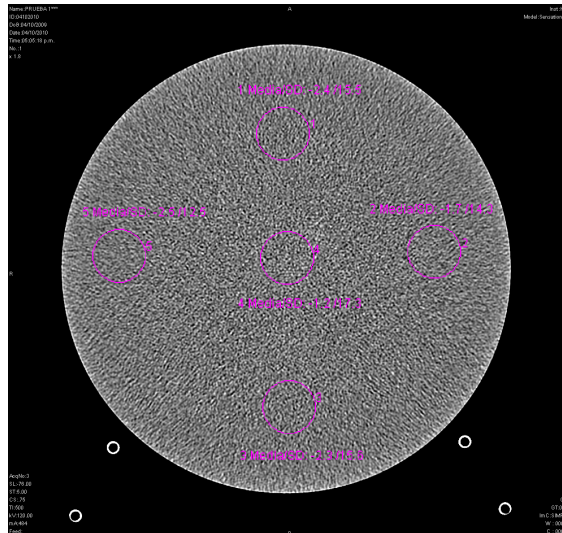


Figura 8.5 Imagen del módulo 2 y regiones de interés.

Tabla 8.4 Valores medidos de UH para el módulo 2

Región	Valores de UH
Centro	-1.2 ± 17.3
Periferia 1	-2.4 ± 15.5
Periferia 2	-1.7 ± 14.3
Periferia 3	-2.3 ± 15.6
Periferia 4	-2.5 ± 12.5

El criterio de aceptación indica que la diferencia del número CT promedio de la periferia con respecto al centro debe ser menor que ± 5 UH, por lo tanto sí lo cumple.

1.36.8. Resolución de alto contraste:

En la imagen del módulo 4 (Figura 8.6), usando la ventana adecuada se encontró que el patrón que se distinguió fue el de 8 líneas por centímetro

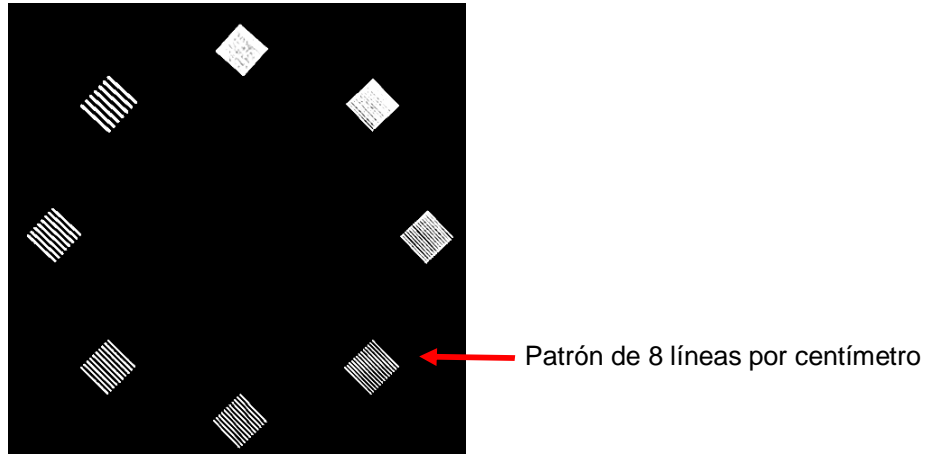


Figura 8.6 Imagen del módulo 4 para evaluar la resolución espacial.

El criterio de aceptación marca que deben ser visibles los patrones de 5 y 6 líneas por centímetro, por lo que sí cumple.

1.36.9. Resolución de bajo contraste

Después de adquirir las imágenes del módulo 3 se encontró que son visibles los cilindros de 6 y 5 mm (figura 8.7).

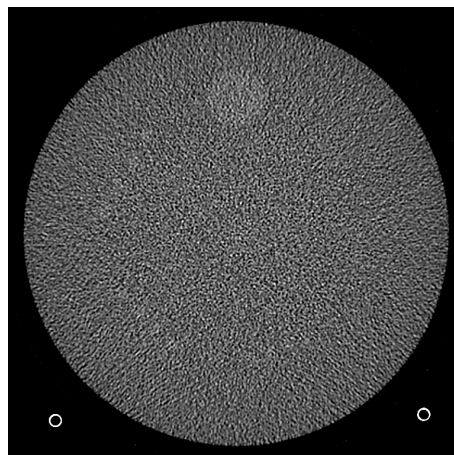


Figura 8. 7 Visibilidad de objetos de bajo contraste

El criterio de aceptación indica que deben ser visibles todos los cilindros de 6 mm de diámetro, por lo que sí cumple el criterio.

1.36.10. Dependencia del número CT con el kV

Se tomaron imágenes para 80, 100 y 120 kVp y en una imagen del módulo 1 se midió el número CT (Figura 8.8). La Tabla 8. 5 muestra los valores obtenidos:

Tabla 8. 5 Dependencia de las UH con el kVp.

kV	Número CT
80	4.1 ± 6.1
100	2.3 ± 7.1
120	2 ± 4.5

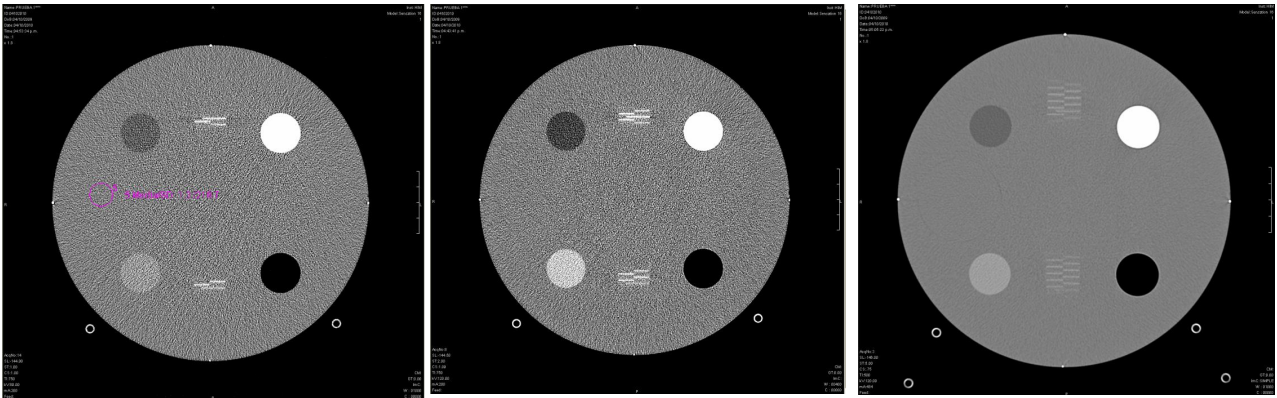


Figura 8.8 Imágenes del módulo 1 para evaluar la dependencia del número CT con el kVp

De acuerdo con el criterio de aceptación, el número CT para cada uno de los kVp disponibles no debe variar en más de $\pm 7UH$ por lo que sí lo cumple.

1.37. La capa hemirreductora.

A partir de las mediciones realizadas se elaboró una gráfica usando el programa Origin 8.0 (Gráfica 8.1). La ecuación exponencial que representa el mejor ajuste de estos datos es:

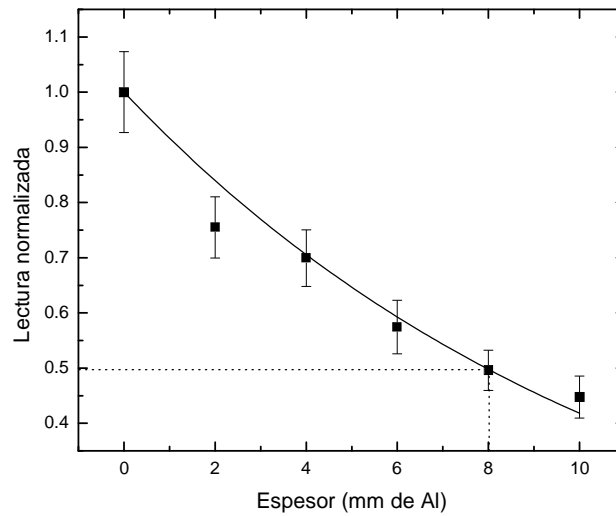
$$L_n(t) = e^{-mt}$$

En donde $L_n(t)$ representa la lectura normalizada X / X_0 y t el espesor de aluminio medido en mm. En este caso (120 kVp) el parámetro de ajuste m resultó ser:

$$m_{120} = 0.087 \pm 0.004 \text{ mm}^{-1}$$

Entonces, si $L_n = 0.5$ el valor de t (equivalente a HVL_1) será:

$HVL_1 = 8.0 \pm 0.4$ mm de Al (para un kVp de 120).



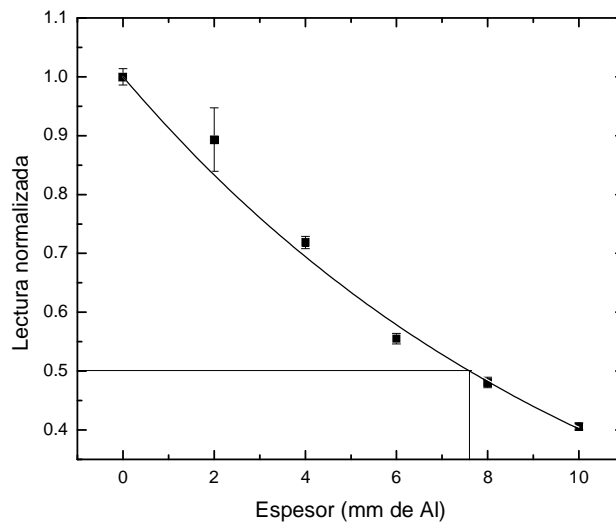
Gráfica 8.1 Atenuación del haz con un kVp de 120 kV para diferentes espesores de aluminio, para 8.0 mm la intensidad se reduce a la mitad.

El mismo procedimiento (Gráfica 8. 2) se realizó para las medidas obtenidas al usar un kVp de 100 encontrando un valor de m de:

$$m_{100} = 0.091 \pm 0.002 \text{ mm}^{-1}$$

y la primera capa hemirreductora:

$HVL_1 = 7.6 \pm 0.2$ mm de Al (para un kVp de 100).



Gráfica 8. 2 Atenuación de un haz de fotones con un kVp de 100 kV para diferentes espesores de aluminio, para 7.6 mm la intensidad se reduce a la mitad.

1.38. Medición del ancho del haz.

1.38.1. Mediciones con la película fija al centro del gantry.

Al colocar película en las diferentes posiciones se observó que se definían dos regiones sobre la misma, una con mayor intensidad y menor longitud y otra más ancha pero menos intensa (Figura 8. 9).



Figura 8. 9. Regiones de mayor y menor intensidad en la película radiocrómica

La longitud e intensidad de ambas regiones cambiaba de acuerdo con la posición en la que estaba colocada la película, siendo más acentuada la diferencia cerca del gantry y menos (indistinguibles) cerca del isocentro. Este hecho fue interpretado como un ensanchamiento del haz siendo las regiones de mayor intensidad las zonas de traslape del haz de entrada y de salida. (Figura 8. 10)

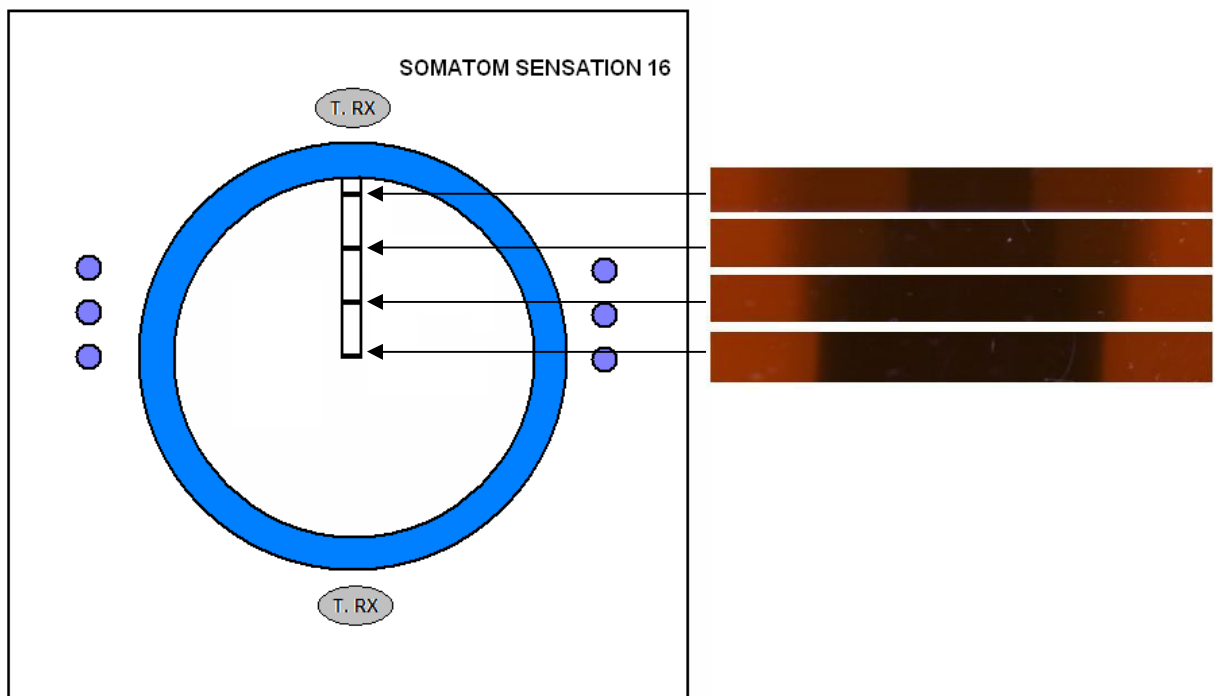
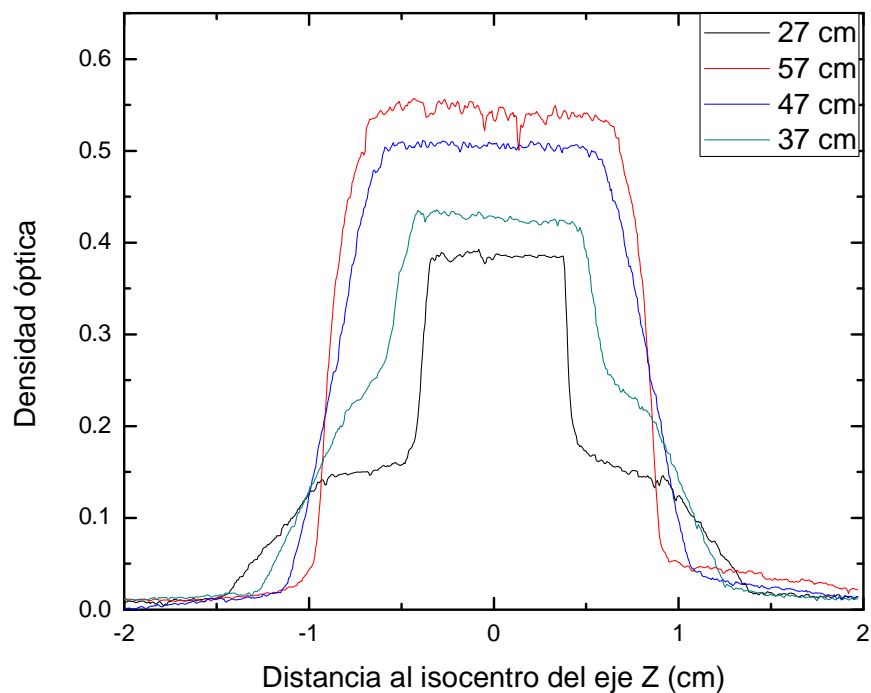


Figura 8. 10. Diferencias en la película radiocrómica de acuerdo con la distancia al isocentro.

Al escanear las películas y obtener las densidades ópticas se pudieron distinguir las dos regiones (de entrada y salida) principalmente para las colocadas más cerca del gantry. Las distancias a la mancha focal fueron establecidas considerando

que, de acuerdo con [IM04], la mancha focal está localizada a 57 cm del isocentro. La colimación empleada fue de 16 x 0.75 mm que es la que se utiliza en todos los protocolos de la región torácico abdominal.



Gráfica 8. 3 Densidad óptica en las películas colocadas a diferentes distancias de la mancha focal

La Tabla 8. 6 muestra los valores del ancho de haz en función de la distancia al tubo de rayos X separando las componentes de entrada y salida del haz.

Tabla 8. 6 Ancho de haz en función de la distancia a la mancha focal para una colimación de 16 x 0.75 mm.

Distancia a la mancha focal (cm)	Ancho de haz (cm)
27	0.67
37	0.83
47	1.16
57	1.58
67	1.76
77	1.97
87	2.19
97	2.47

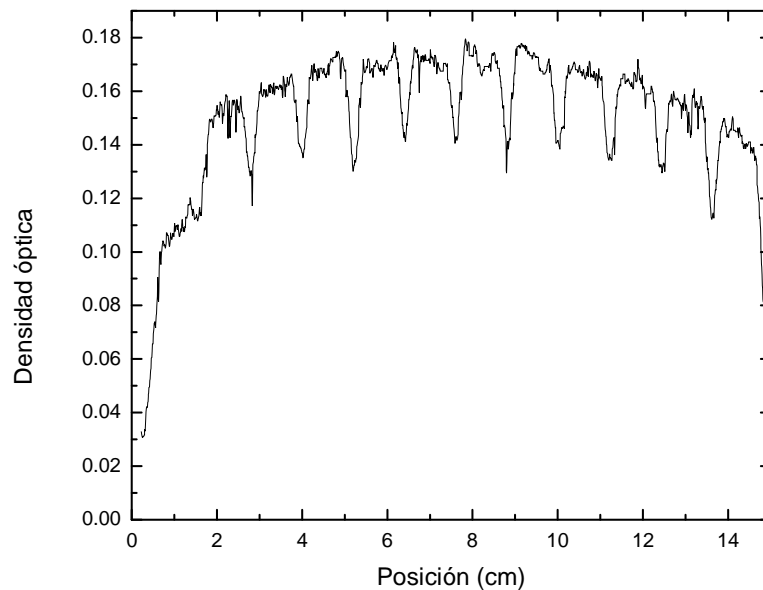
1.38.2. Mediciones con la película sobre el maniquí de tórax en movimiento.

Los datos presentados en la sección anterior se adquirieron colocando la película fija y al centro del gantry tal y como se muestra en la Figura 7.2. Al colocar una película radiocrómica sobre el maniquí de tórax en dirección paralela al eje Z y dejando que este se moviera con la mesa durante el rastreo, se observó un patrón de bandas (Figura 8. 11).



Figura 8. 11. Imagen de la película radiocrómica para el protocolo de Tórax y Abdomen.

Al obtener el perfil de esta imagen en el programa ImageJ y graficándolo con Origin, se pueden observar regiones con mayor y menor exposición (Gráfica 8. 4).

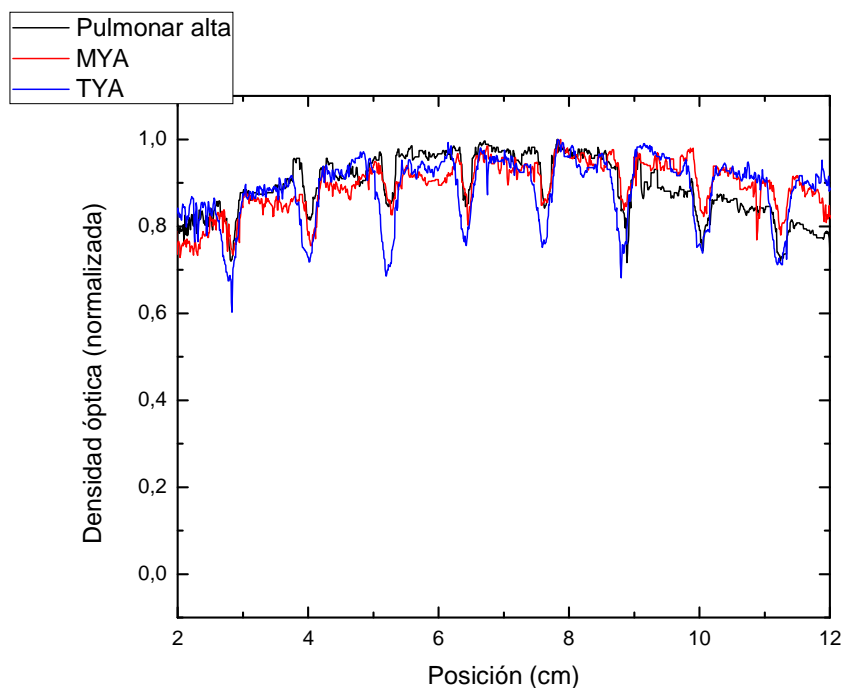


Gráfica 8. 4 Perfiles de la imagen de la Figura 8. 11.

Midiendo la distancia entre cada valle y haciendo un promedio se obtiene el valor del avance de la mesa para cada rotación, en este caso:

$$\text{Avance medido} = 12.02 \pm 0.04 \text{ mm}$$

Al repetir este procedimiento para otros protocolos (Gráfica 8.5) se constató que, aquellos que comparten el mismo avance presentan un espaciamiento similar entre mínimos.



Gráfica 8. 5. Perfiles obtenidos para las películas radiocrómicas colocadas sobre el maniquí de tórax para avances de 12 mm por rotación en tres de los protocolos estudiados.

1.38.3. Sobre escaneo

A pesar de que en el topograma se seleccionó una región de 10 cm y la longitud de la imagen obtenida fue de esta dimensión, la longitud irradiada fue mayor que 13 cm como puede observarse en la Gráfica 8. 4. Este comportamiento se observó con todos los protocolos. La Tabla 8.7 indica las longitudes irradiadas para cada uno al seleccionar una longitud de 10 cm en el topograma.

Para un mismo protocolo la longitud excedente irradiada puede variar dependiendo de la longitud seleccionada. La gráfica 8.6 muestra el sobre escaneo para longitudes de 3, 4 y 6 cm usando el protocolo de Mediastino y abdomen. Se puede observar la diferencia entre ellos en la región de la penumbra indicando que posiblemente la diferencia en la medición de esta variable se deba a la posición de la película con respecto a las posiciones iniciales y finales del tubo de rayos X.

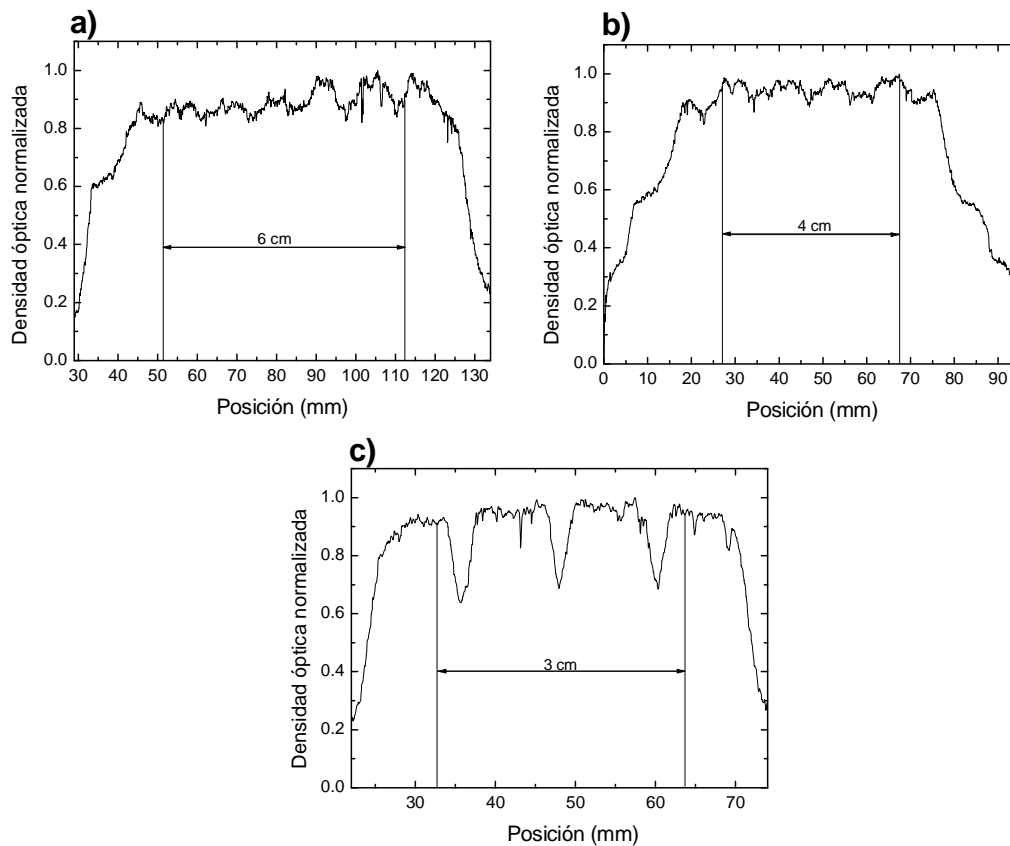
Tabla 8. 7 Longitudes irradiadas para cada protocolo para un topograma de 10 cm de longitud

Protocolo	Rastreo	Longitud Irradiada (cm)
Angio renal	ABD S	13.8
	ABD art	12.9
	ABD ven ⁽¹⁾	12.9
	ABD tardío	13.1
Mediastino abdomen	ABD S	13.1
	ABD C ⁽²⁾	13.1
	Fase tardía ⁽²⁾	13.1
Pulmón mediastino	Pulmonar	12.6
	Pulmonar CIV ⁽²⁾	13.1
Pulmonar alta resolución	Alta resolución	12.1
Radio TX Cer Tx y abd	Cer Tx y Abd	13.9
Tx abd sim y CC	TX ABD S	14.1
	Tx ABD CIV ⁽³⁾	14.1
	Abd tardío ⁽³⁾	14.1

⁽¹⁾ Rastreo idéntico al ABD art.

⁽²⁾ Rastreo idéntico al ABD S del protocolo mediastino abdomen.

⁽³⁾ Rastreo idéntico al TX ABD S.



Gráfica 8. 6 Sobre escaneo para un mismo protocolo (Mediastino y Abdomen) y diferentes longitudes: a) 6 cm b) 4 cm y c) 3 cm. Las primeras dos gráficas fueron obtenidas al colocar la película sobre el maniquí elíptico grande y la tercera con el de tórax.

1.39. Magnitudes dosimétricas

1.39.1. Resultados de $C_{a,100}$ y ${}_n C_{a,100}$.

La Tabla 8. 8 muestra los valores del $C_{a,100}$ y el ${}_n C_{a,100}$ obtenidos para los protocolos investigados. De acuerdo con [DO07] la incertidumbre estándar combinada ($k=1$) asociada a la medición del $C_{a,100}$, considerando factores como la precisión en la lectura del mAs y el posicionamiento de la cámara en el centro del gantry, es del 2.9%. A este valor se le sumó cuadráticamente el valor de la incertidumbre del factor de calibración del detector (1.115% para $k=1$) y la correspondiente a la desviación estándar de las lecturas.

Tabla 8. 8 Valores del $C_{a,100}$ y el ${}_n C_{a,100}$.

Protocolo	Rastreos	mAs	kV	$C_{a,100}$ (mGy)	${}_n C_{a,100}$ ($\times 10^{-2}$) (mGy)
Angio renal	ABD S	120	100	3.97 ± 0.12	3.31 ± 0.10
	ABD art	180	100	5.87 ± 0.18	3.26 ± 0.10
	ABD ven ⁽¹⁾	180	100	5.87 ± 0.18	3.26 ± 0.10
	ABD tardío	140	100	4.55 ± 0.14	3.25 ± 0.10
Mediastino abdomen	ABD S	150	120	7.3 ± 0.2	4.84 ± 0.15
	ABD C ⁽²⁾	150	120	7.3 ± 0.2	4.84 ± 0.15
	Fase tardía ⁽²⁾	150	120	7.3 ± 0.2	4.84 ± 0.15
Pulmón mediastino	Pulmonar	130	120	5.86 ± 0.18	4.51 ± 0.14
	Pulmonar CIV ⁽²⁾	150	120	7.3 ± 0.2	4.84 ± 0.15
Pulmonar alta resolución	Alta resolución	250	120	11.1 ± 0.3	4.43 ± 0.14
Radio TX Cer Tx y abd	Cer Tx y Abd	150	120	7.2 ± 0.2	4.83 ± 0.15
Tx abd sim y CC	TX ABD S	120	120	5.39 ± 0.17	4.50 ± 0.14
	Tx ABD CIV ⁽³⁾	120	120	5.39 ± 0.17	4.50 ± 0.14
	Abd tardío ⁽³⁾	120	120	5.39 ± 0.17	4.50 ± 0.14

⁽¹⁾ Rastreo idéntico al ABD art.

⁽²⁾ Rastreo idéntico al ABD S del protocolo mediastino abdomen.

⁽³⁾ Rastreo idéntico al TX ABD S.

1.39.2. Valores de C_{vol} y C_w obtenidos con el maniquí estándar de cabeza.

La Tabla 8. 9 muestra los valores obtenidos para C_w y C_{vol} empleando el maniquí estándar de cabeza.

De acuerdo con [D007] la incertidumbre estándar combinada ($k=1$) asociada a la medición del C_w es del 4.2%. A este valor se le sumó cuadráticamente el valor de la incertidumbre en el factor de calibración de la cámara (1.115% para $k=1$) y la correspondiente a la desviación estándar de las lecturas (al centro y periferia).

Tabla 8. 9 Valores del C_w y C_{vol} obtenidos usando el maniquí estándar de cabeza.

Protocolo	Rastreos	Avance por rotación (mm)	C_w (mGy)	Pitch	C_{vol} (mGy)
Angio renal	ABD S	13	3.10 ± 0.14	0.82	3.77 ± 0.17
	ABD art	12	4.6 ± 0.2	0.76	6.0 ± 0.3
	ABD ven ⁽¹⁾	12	4.6 ± 0.2	0.76	6.0 ± 0.3
	ABD tardío	12	3.46 ± 0.15	0.76	4.56 ± 0.15
Mediastino abdomen	ABD S	12	5.6 ± 0.3	0.76	7.4 ± 0.3
	ABD C ⁽²⁾	12	5.6 ± 0.3	0.76	7.4 ± 0.3
	Fase tardía ⁽²⁾	12	5.6 ± 0.3	0.76	7.4 ± 0.3
Pulmón mediastino	Pulmonar	12	4.4 ± 0.2	0.76	5.8 ± 0.3
	Pulmonar CIV ⁽²⁾	12	5.6 ± 0.3	0.76	7.4 ± 0.3
Pulmonar alta resolución	Alta resolución	10.6	8.1 ± 0.4	0.67	12.1 ± 0.5
Radio TX Cer Tx y abd	Cer Tx y Abd	12	5.6 ± 0.2	0.76	7.4 ± 0.3
Tx abd sim y CC	TX ABD S	12	4.16 ± 0.19	0.76	5.5 ± 0.2
	Tx ABD CIV ⁽³⁾	12	4.16 ± 0.19	0.76	5.5 ± 0.2
	Abd tardío ⁽³⁾	12	4.16 ± 0.19	0.76	5.5 ± 0.2

⁽¹⁾ Rastreo idéntico al ABD art.

⁽²⁾ Rastreo idéntico al ABD S del protocolo mediastino abdomen.

⁽³⁾ Rastreo idéntico al TX ABD S.

1.39.3. Valores de C_{vol} y C_w obtenidos con el maniquí estándar de tórax.

La Tabla 8. 10 muestra los valores de C_{vol} y C_w cuando se empleó el maniquí de tórax de 32 cm de diámetro.

Tabla 8. 10 Valores del C_w y C_{vol} obtenidos usando el maniquí estándar de tórax.

Protocolo	Rastreos	Avance por rotación (mm)	C_w (mGy)	C_{vol} (mGy)
Angio renal	ABD S	13	1.54 ± 0.09	1.87 ± 0.09
	ABD art	12	2.28 ± 0.14	3.01 ± 0.18
	ABD ven ⁽¹⁾	12	2.28 ± 0.14	3.01 ± 0.18
	ABD tardío	12	1.73 ± 0.09	2.28 ± 0.12
Mediastino abdomen	ABD S	12	2.8 ± 0.4	3.7 ± 0.5
	ABD C ⁽²⁾	12	2.8 ± 0.4	3.7 ± 0.5
	Fase tardía ⁽²⁾	12	2.8 ± 0.4	3.7 ± 0.5
Pulmón mediastino	Pulmonar	12	2.2 ± 0.4	2.9 ± 0.5
	Pulmonar CIV ⁽²⁾	12	2.8 ± 0.4	3.7 ± 0.5
Pulmonar alta resolución	Alta resolución	10.6	4.2 ± 0.3	6.2 ± 0.4
Radio TX Cer Tx y abd	Cer Tx y Abd	12	2.4 ± 0.4	3.2 ± 0.6
Tx abd sim y CC	TX ABD S	12	2.1 ± 0.4	2.8 ± 0.5
	Tx ABD CIV ⁽³⁾	12	2.1 ± 0.4	2.8 ± 0.5
	Abd tardío ⁽³⁾	12	2.1 ± 0.4	2.8 ± 0.5

⁽¹⁾ Rastreo idéntico al ABD art.

⁽²⁾ Rastreo idéntico al ABD S del protocolo mediastino abdomen.

⁽³⁾ Rastreo idéntico al TX ABD S.

1.39.4. Valores de C_{vol} y C_w obtenidos usando el maniquí elíptico chico.

Tabla 8. 11 Valores del C_w y C_{vol} obtenidos usando el maniquí elíptico chico.

Protocolo	Rastreos	Avance por rotación (mm)	C_w (mGy)	C_{vol} (mGy)
Angio renal	ABD S	13	3.3 ± 0.3	4.1 ± 0.4
	ABD art	12	4.9 ± 0.3	6.5 ± 0.3
	ABD ven ⁽¹⁾	12	4.9 ± 0.3	6.5 ± 0.3
	ABD tardío	12	3.7 ± 0.2	4.9 ± 0.3
Mediastino abdomen	ABD S	12	6.4 ± 0.3	8.5 ± 0.4
	ABD C ⁽²⁾	12	6.4 ± 0.3	8.5 ± 0.4
	Fase tardía ⁽²⁾	12	6.4 ± 0.3	8.5 ± 0.4
Pulmón mediastino	Pulmonar	12	5.1 ± 0.3	6.7 ± 0.4
	Pulmonar CIV ⁽²⁾	12	6.4 ± 0.3	8.5 ± 0.4
Pulmonar alta resolución	Alta resolución	10.6	9.4 ± 0.4	14 ± 0.6
Radio TX Cer Tx y abd	Cer Tx y Abd	12	6.2 ± 0.3	8.2 ± 0.4
Tx abd sim y CC	TX ABD S	12	4.9 ± 0.2	6.4 ± 0.3
	Tx ABD CIV ⁽³⁾	12	4.9 ± 0.2	6.4 ± 0.3
	Abd tardío ⁽³⁾	12	4.9 ± 0.2	6.4 ± 0.3

⁽¹⁾ Rastreo idéntico al ABD art.

⁽²⁾ Rastreo idéntico al ABD S del protocolo mediastino abdomen.

⁽³⁾ Rastreo idéntico al TX ABD S.

1.39.5. Valores de C_{vol} y C_w obtenidos usando el maniquí elíptico mediano.

Tabla 8. 12 Valores del C_w y C_{vol} usando el maniquí elíptico mediano.

Protocolo	Rastreos	Avance por rotación (mm)	C_w (mGy)	C_{vol} (mGy)
Angio renal	ABD S	13	2.76 ± 0.15	3.35 ± 0.18
	ABD art	12	4.1 ± 0.2	5.4 ± 0.3
	ABD ven ⁽¹⁾	12	4.1 ± 0.2	5.4 ± 0.3
	ABD tardío	12	3.09 ± 0.18	4.1 ± 0.2
Mediastino abdomen	ABD S	12	5.1 ± 0.4	6.7 ± 0.5
	ABD C ⁽²⁾	12	5.1 ± 0.4	6.7 ± 0.5
	Fase tardía ⁽²⁾	12	4.2 ± 0.2	5.5 ± 0.3
Pulmón mediastino	Pulmonar	12	5.1 ± 0.4	6.7 ± 0.5
	Pulmonar CIV ⁽²⁾	12	7.5 ± 0.4	11.2 ± 0.6
Pulmonar alta resolución	Alta resolución	10.6	4.6 ± 0.3	6.1 ± 0.4
Radio TX Cer Tx y abd	Cer Tx y Abd	12	3.9 ± 0.3	5.2 ± 0.4
Tx abd sim y CC	TX ABD S	12	3.9 ± 0.3	5.2 ± 0.4
	Tx ABD CIV ⁽³⁾	12	3.9 ± 0.3	5.2 ± 0.4
	Abd tardío ⁽³⁾	12	2.8 ± 0.1	3.3 ± 0.2

⁽¹⁾ Rastreo idéntico al ABD art.

⁽²⁾ Rastreo idéntico al ABD S del protocolo mediastino abdomen.

⁽³⁾ Rastreo idéntico al TX ABD S.

1.39.6. Valores de C_{vol} y C_w obtenidos usando el maniquí elíptico grande.

Tabla 8. 13 Valores del C_w y C_{vol} usando el maniquí elíptico grande.

Protocolo	Rastreos	Avance por rotación (mm)	C_w (mGy)	C_{vol} (mGy)
Angio renal	ABD S	13	2.37 ± 0.17	2.9 ± 0.2
	ABD art	12	3.53 ± 0.16	4.6 ± 0.2
	ABD ven ⁽¹⁾	12	3.53 ± 0.16	4.6 ± 0.2
	ABD tardío	12	2.7 ± 0.2	3.5 ± 0.3
Mediastino abdomen	ABD S	12	4.5 ± 0.2	6 ± 0.3
	ABD C ⁽²⁾		4.5 ± 0.2	6 ± 0.3
	Fase tardía ⁽²⁾	12	4.5 ± 0.2	6 ± 0.3
Pulmón mediastino	Pulmonar	12	3.7 ± 0.2	4.8 ± 0.3
	Pulmonar CIV ⁽²⁾	12	4.5 ± 0.2	6 ± 0.3
Pulmonar alta resolución	Alta resolución	10.6	6.5 ± 0.3	9.7 ± 0.5
Radio TX Cer Tx y abd	Cer Tx y Abd	12	4.00 ± 0.19	5.3 ± 0.2
Tx abd sim y CC	TX ABD S	12	3.38 ± 0.15	4.4 ± 0.2
	Tx ABD CIV ⁽³⁾	12	3.38 ± 0.15	4.4 ± 0.2
	Abd tardío ⁽³⁾	12	3.38 ± 0.15	4.4 ± 0.2

⁽¹⁾ Rastreo idéntico al ABD art.

⁽²⁾ Rastreo idéntico al ABD S del protocolo mediastino abdomen.

⁽³⁾ Rastreo idéntico al TX ABD S.

1.39.7. Valores $P_{KL,CT}$ obtenidos usando como referencia el maniquí estándar de cabeza.

Los valores de la Tabla 8. 14 fueron calculados multiplicando el valor de C_{vol} obtenidos con el maniquí de cabeza por la longitud de cada estudio de acuerdo la edad de los pacientes. Se muestra el valor promedio y entre paréntesis el mínimo y el máximo.

Tabla 8. 14 Valores del $P_{KL,CT}$ en (mGy cm) obtenidos usando el maniquí estándar de cabeza.

Protocolo	Rastreo	Recién nacido a un año	1 a 2 años	2 a 5 años	5 a 12 años	más de 12 años
Angio renal	Abdomen simple	*	107.4 (56.6, 190)	124.5 (59.6, 186.6)	140.3 (69.7, 241.3)	153.4 (69.7, 203)
	Abdomen arterial	*	225.6 (118.9, 304.4)	156.6 (118.9, 200.2)	179.7 (66.5, 372.4)	126.0 (82.1, 304.4)
	Abdomen venoso	*	187.4 (118.9, 304.4)	153.2 (118.9, 193.5)	182.3 (68.5, 411.2)	134.8 (82.1, 290.2)
	Abdomen tardío	*	*	115.1 (115.1, 115.1)	148.3 (107.5, 176.5)	109.8 (31.9, 186.6)
Mediastino Abdomen	Abdomen simple	199.8 (118, 378.6)	294.3 (239.7, 368.8)	305.2 (187.1, 434.1)	350.6 (130.6, 686.8)	398.1 (109.1, 670.8)
	Abdomen contrastado	209.8 (119.2, 378.6)	275.6 (206.1, 334.9)	289.2 (187.1, 440.7)	326.8 (166.2, 686.8)	366.4 (134.3, 625.3)
	Fase tard	198.9 (119.2, 278.4)	229.2 (194.4, 279)	237.2 (140.2, 279)	272.7 (206.1, 371)	332.4 (145.2, 443.3)
Pulmón mediastino	Pulmonar	99.3 (85.3, 107.5)	114.5 (78.3, 181.6)	107.7 (85.3, 136.7)	150.2 (120.9, 216.1)	178.4 (85.3, 276.2)
	Pulmonar CIV	121.6 (101.7, 136.5)	172.5 (99.4, 325.7)	165.6 (107.6, 228.3)	191.4 (154.3, 274.5)	216.9 (107.6, 351.7)
Pulmonar alta resolución	Alta resolución	262.5 (126.8, 402.3)	*	454.2 (233.1, 675.3)	348.3 (247.6, 410.7)	330.2 (258.5, 373.3)
Protocolo de radioterapia	Radio TX Tx y abd	356.9 (298.3, 448.9)	191.1 (143.9, 238.2)	340.8 (181, 504.6)	337.9 (161.8, 525.3)	443.6 (195.1, 647.8)
Tórax y abdomen	Tórax abdomen simple	267.9 (182.5, 356.7)	259.7 (173.7, 300.9)	232.5 (137.5, 332.1)	244.4 (105.8, 384.1)	309.7 (172.1, 641.2)
	Tórax abdomen CIV	238.2 (182.5, 349.5)	350.4 (283.3, 402.8)	222.5 (137.5, 325.5)	286.4 (191.3, 407.7)	264.1 (202.8, 384.1)
	Abdomen tardío	189.3 (76.2, 349.5)	327.7 (198.4, 419.8)	*	200.0 (200, 200)	230.1 (202.8, 276.2)

1.39.8. Valores $P_{KL,CT}$ obtenidos usando como referencia el maniquí estándar de tórax.

Los valores de la tabla 8.15 fueron calculados multiplicando el valor de C_{vol} para el maniquí de tórax por la longitud de cada estudio de acuerdo a la edad de los pacientes. Se muestra el valor promedio y entre paréntesis el mínimo y el máximo.

Tabla 8. 15 Valores del $P_{KL,CT}$ en (mGy cm) obtenidos usando el maniquí estándar de tórax.

Protocolo	Rastreo	Recién nacido a un año	1 a 2 años	2 a 5 años	5 a 12 años	mas de 12 años
Angio renal	Abdomen simple	*	53.3 (28.1, 94.2)	61.8 (29.5, 92.6)	69.6 (34.6, 119.7)	76.1 (34.6, 100.7)
	Abdomen arterial	*	112.4 (59.3, 151.7)	78.0 (59.3, 99.8)	89.6 (33.1, 185.6)	62.8 (40.9, 151.7)
	Abdomen venoso	*	93.4 (59.3, 151.7)	76.4 (59.3, 96.4)	90.8 (34.2, 204.9)	67.2 (40.9, 144.6)
	Abdomen tardío	*	*	57.6 (57.6, 57.6)	74.2 (53.8, 88.2)	54.9 (16, 93.3)
Mediastino Abdomen	Abdomen simple	100.2 (59.1, 189.8)	147.5 (120.2, 184.9)	153.0 (93.8, 217.6)	175.8 (65.5, 344.3)	199.6 (54.7, 336.3)
	Abdomen contrastado	105.2 (59.8, 189.8)	138.2 (103.3, 167.9)	145.0 (93.8, 221)	163.9 (83.3, 344.3)	183.7 (67.3, 313.5)
	Fase tardía	99.7 (59.8, 139.6)	114.9 (97.5, 139.9)	118.9 (70.3, 139.9)	136.7 (103.3, 186)	166.6 (72.8, 222.2)
Pulmón mediastino	Pulmonar	49.5 (42.5, 53.5)	57.0 (39, 90.5)	53.6 (42.5, 68.1)	74.9 (60.2, 107.7)	88.9 (42.5, 137.6)
	Pulmonar CIV	61.0 (51, 68.4)	86.5 (49.8, 163.3)	83.0 (53.9, 114.5)	95.9 (77.4, 137.6)	108.7 (53.9, 176.3)
Pulmonar alta resolución	Alta resolución	135.8 (65.6, 208.1)	*	235.0 (120.6, 349.4)	180.2 (128.1, 212.5)	170.8 (133.8, 193.1)
Protocolo de radioterapia	Radio TX Tx y abd	154.4 (129, 194.2)	82.7 (62.3, 103)	147.4 (78.3, 218.3)	146.2 (70, 227.3)	191.9 (84.4, 280.2)
Tórax y abdomen	Tórax abdomen simple	135.4 (92.2, 180.3)	131.3 (87.8, 152.1)	117.5 (69.5, 167.9)	123.5 (53.5, 194.2)	156.5 (87, 324.1)
	Tórax abdomen CIV	120.4 (92.2, 176.7)	177.1 (143.2, 203.6)	112.5 (69.5, 164.5)	144.8 (96.7, 206.1)	133.5 (102.5, 194.1)
	Abdomen tardío	95.7 (38.5, 176.7)	165.6 (100.3, 212.2)	*	101.1 (101.1, 101.1)	116.3 (102.5, 139.6)

1.39.9. Valores $P_{KL,CT}$ obtenidos usando como referencia los maniqués elípticos.

Los valores de la Tabla 8. 16 fueron calculados multiplicando el valor de C_{vol} para el los diferentes maniqués elípticos (Tabla 8. 11, Tabla 8. 12 y Tabla 8. 13) por la longitud de cada estudio de acuerdo a la edad representativa de los mismos. Se muestra el valor promedio y entre paréntesis el mínimo y el máximo.

Tabla 8. 16 Valores del $P_{KL,CT}$ en (mGy cm) usando los maniqués elípticos

Protocolo	Rastreo	Recien nacido	3 años	10 años
Angio renal	Abdomen simple	*	110.7 (52.9, 165.8)	83.4 (53.3, 121.1)
	Abdomen arterial	*	140.2 (106.5, 179.3)	134.3 (85.8, 199.1)
	Abdomen venoso	*	137.3 (106.5, 173.3)	142.2 (85.8, 198.6)
	Abdomen tardío	*	102.8 (102.8, 102.8)	136.2 (136.2, 136.2)
Mediastino Abdomen	Abdomen simple	228.0 (134.7, 432.2)	277.7 (170.2, 394.9)	334.3 (135.4, 554.5)
	Abdomen contrastado	239.5 (136.1, 432.2)	263.1 (170.2, 401)	316.4 (224, 554.5)
	Fase tard	227.0 (136.1, 317.8)	215.8 (127.5, 253.8)	228.0 (166.4, 299.5)
Pulmón mediastino	Pulmonar	114.1 (98, 123.5)	101.6 (80.4, 128.9)	131.3 (115, 139.1)
	Pulmonar CIV	138.8 (116, 155.8)	150.6 (97.9, 207.7)	165.5 (142.6, 185.1)
Pulmonar alta resolución	Alta resolución	242.5 (117.2, 371.6)	420.4 (215.8, 625)	*
Protocolo de radioterapia	Radio TX Tx y abd	393.9 (329.2, 495.5)	281.1 (149.3, 416.2)	255.8 (149.9, 368.7)
Tórax y abdomen	Tórax abdomen simple	312.8 (213.1, 416.6)	218.5 (129.3, 312.1)	196.6 (85.9, 268.8)
	Tórax abdomen CIV	278.2 (213.1, 408.2)	209.1 (129.3, 305.9)	253.8 (206, 331.1)
	Abdomen tardío	221.1 (89, 408.2)	227.6 (227.6, 227.6)	*

ANÁLISIS DE RESULTADOS

1.40. La calidad de imagen.

La Tabla 9. 1 muestra las pruebas realizadas para la calidad de la imagen usando el maniquí del ACR. De las 10 pruebas el equipo cumple con el 80%.

Tabla 9. 1 Pruebas de calidad de la imagen.

Sección	Prueba	¿Cumple?
8.1.1	Alineación del gantry	Sí
8.1.2	Calibración del número CT	No
8.1.3	Espesor de corte.	Sí
8.1.4	Dependencia del número CT con el espesor de corte.	No
8.1.5	Distancia en un plano	Sí
8.1.6	Ruido y artefactos.	Sí
8.1.7	Uniformidad del número CT	Sí
8.1.8	Resolución de alto contraste.	Sí
8.1.9	Resolución de bajo contraste	Sí
8.1.10	Dependencia del número CT con el kV	Sí

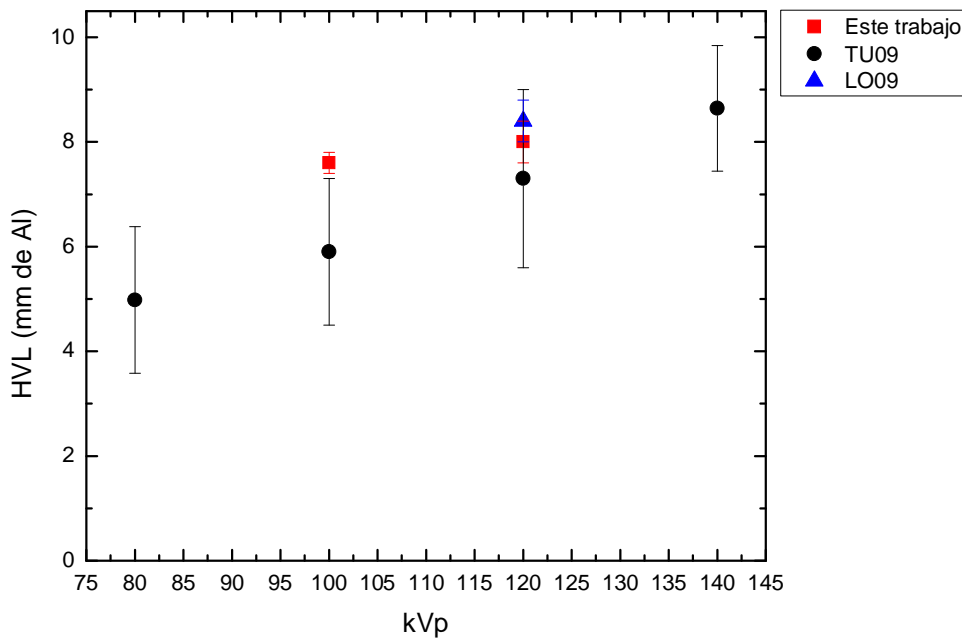
En el caso de la dependencia con el espesor de corte el criterio de aceptación no fue satisfecho para el espesor de 3 mm registrando un valor de 5.5 UH cuando el máximo valor aceptable era de 5 UH.

1.41. La capa hemirreductora.

La Gráfica 9. 1 muestra los valores obtenidos para la capa hemirreductora en este trabajo, así como los obtenidos por la M. en C. Xóchitl López [LO10] (en el mismo tomógrafo y para 120 kVp). El valor obtenido en este trabajo difiere en un 5%, porcentaje que es del orden de las incertidumbres asociadas.

Se muestran también los valores reportados en [TU09] que representan el promedio para cuatro distintos tomógrafos y con diferentes combinaciones de filtros Bowtie. Para un kVp de 120 la diferencia es del 9% y para 100 kVp es de 22%. Esta diferencia puede explicarse considerando el hecho de que ninguno de los tomógrafos empleados en ese estudio es igual al de este trabajo y sus valores sólo se emplean

como referencia en el orden de magnitud y la tendencia al aumentar o disminuir el kVp.



Gráfica 9. 1 Medidas de la HVL para diferentes voltajes para este trabajo, [LO10] y [TU09].

1.42. El ancho del haz.

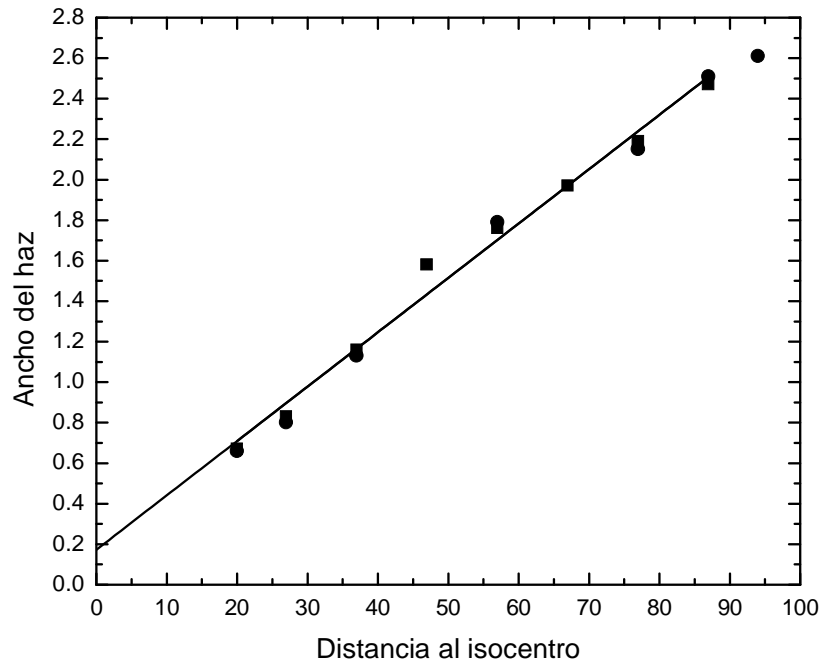
La gráfica 9.2 muestra los valores del ancho del haz para la colimación de 16 x 0.75 mm (Tabla 8. 6), se observó que el ancho del haz incrementa de manera lineal con la distancia a la fuente independientemente del avance de la camilla (también se muestran los valores para un avance de 20 mm por rotación)

La ecuación de la recta ajustada para un avance de 12 mm por rotación es:

$$t(d) = 0.173 + 0.027d \quad (9.1)$$

en donde t es el ancho del haz y d es la distancia al isocentro en cm.

Puede observarse que para d=0 el ancho del haz tiene un valor de 0.17 cm que podría asociarse con el ancho de la mancha focal grande (0.12 cm).



Gráfica 9. 2 Anchos de haz como función de la distancia al isocentro. Los cuadrados representan los valores para un avance de 12 mm por rotación y los círculos para un avance de 20 mm por rotación.

Es interesante notar que, de acuerdo con la ecuación 9.1, para una distancia de 41 cm, el ancho de haz debería ser de 1.28 cm. Este es el ancho que debería de obtenerse al medir sobre el maniquí cilíndrico de tórax (Gráfica 8. 5), pues tiene un radio de 16 cm y por lo tanto, al alinearse en el isocentro, su distancia mínima a la fuente es de 41 cm. Al comparar con los valores medidos en el maniquí, se encuentra una diferencia de 6.6%.

La eficiencia geométrica (EG) se define como el porcentaje del ancho del haz usado para generar la imagen respecto al ancho total del mismo [KU04]. Para la colimación de 16 x 0.75 mm se midió un ancho de haz en el isocentro, de 15.8 mm, por lo tanto:

$$EG_{16 \times 0.75} = 75\%$$

Berris [BE10] reporta valores del 75 y 69% para las manchas focales chica y grande, respectivamente. En nuestro caso no sabemos exactamente cual de las dos se usa con esta colimación. Por otra parte, la Agencia Regulatoria de Salud del Reino Unido en su evaluación técnica del tomógrafo Somatom Sensation 16 [IM04] reporta valores de EG del 83 y 79% para las manchas focales chica y grande, respectivamente.

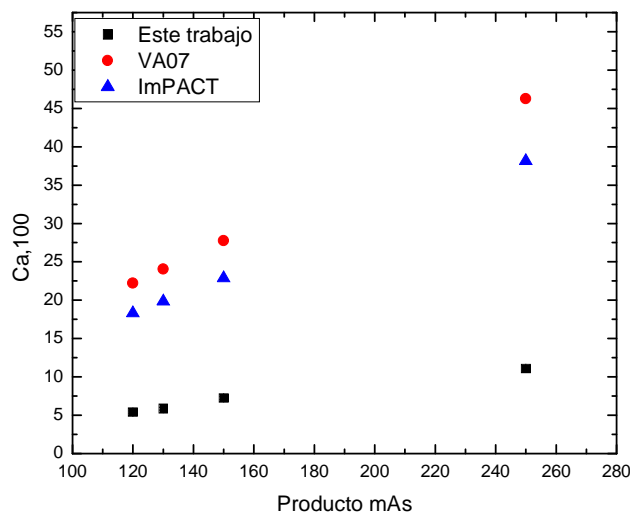
1.43. El sobre escaneo.

Los valores para el sobre escaneo cambian para cada protocolo alcanzando un valor mínimo de 2.1 y un máximo de 4.1. El valor promedio es 3.4 ± 0.6 cm para los distintos protocolos. Es posible que la variabilidad medida sea consecuencia de la posición inicial y final del tubo de rayos X con respecto a la película de tinte radiocrómico al efectuar el rastreo.

En la literatura se encuentran medidas de 2.4 mm para una colimación de 16x1.5 [TZ06] de 3 mm [GA06] y desde 3.1 hasta 5.8 cm [VA07] independientemente de la colimación. El sobre escaneo es particularmente importante porque aumenta los valores del $P_{KL,CT}$. Las variaciones son más significativas para los rastreos más cortos.

1.44. El $C_{a,100}$.

La Gráfica 9. 3 muestra los valores obtenidos para el $C_{a,100}$ en los protocolos que usan un kVp de 120 en este trabajo y los reportados por [VA07] y en las tablas de ImPACT [IM04b]. No se encontraron en la literatura mediciones equivalentes para comparar los protocolos que usan un kVp de 100.

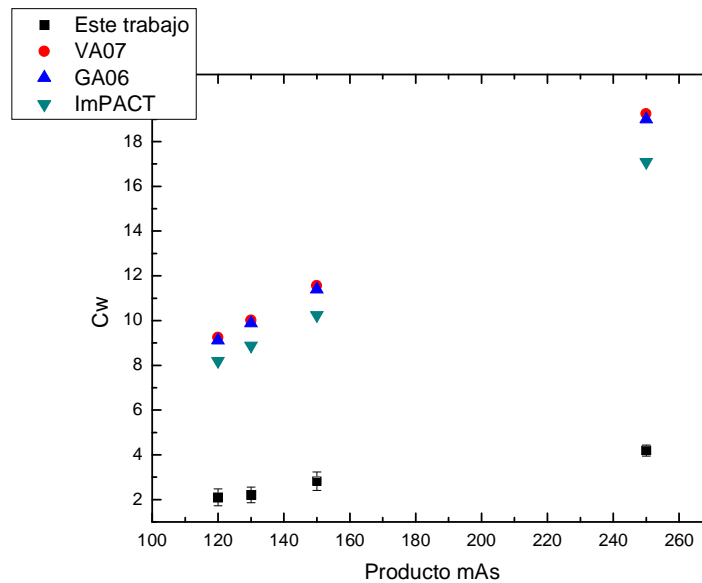


Gráfica 9. 3 Valores del $C_{a,100}$ obtenidos para los protocolos que usan un kVp de 120 en este trabajo y reportados.

Como puede observarse, la discrepancia entre los valores de [VA07] y los de [IM04b] es menor del 20%, sin embargo, con respecto a este trabajo la diferencia es mucho mayor. Los valores de [IM04b] son 3.4 veces mayores y los de [VA07] 4.1 veces mayores en promedio.

1.45. El C_w obtenido con el maniquí de tórax.

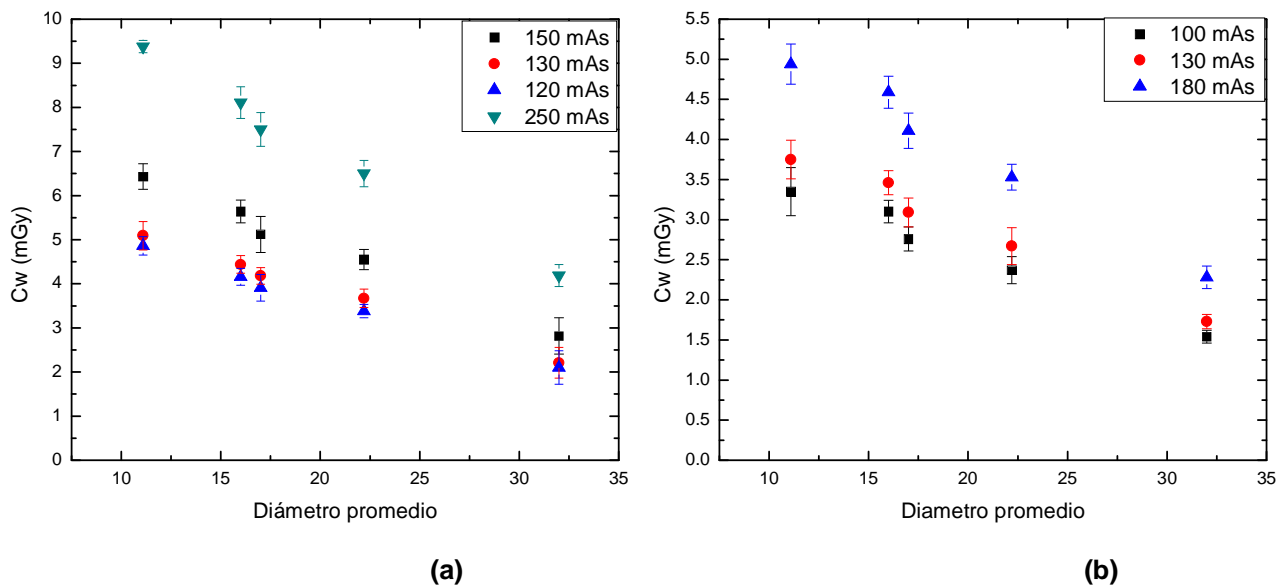
La Gráfica 9. 4 muestra los valores del C_w usando el maniquí de tórax de 16 cm de diámetro obtenidos en este trabajo para los protocolos que usan un kVp de 120. Se muestran también los datos reportados. Al igual que con el $C_{a,100}$, los valores publicados difieren de los medidos. Específicamente, los valores de [GA06], [IM04b] y [VA07] son 4.3, 4.4 y 3.9 veces mayores que los obtenidos a pesar de ser el mismo escáner y para el mismo mAs y kVp. No se encontraron valores para protocolos que usen un kVp de 100.



Gráfica 9. 4 Valores del C_w obtenidos para los protocolos que usan un kVp de 120 en este trabajo y reportados.

1.46. Dependencia del valor de C_w con el diámetro promedio del maniquí.

El efecto del tamaño del paciente sobre la dosis impartida se puede observar en la gráfica 9.5. Al disminuir el diámetro promedio del maniquí los valores de C_w aumentan, dicho comportamiento se presenta independientemente del kVp usado. Los valores de C_w son entre 2.2 y 2.4 veces mayores para el maniquí elíptico chico (que tiene dimensiones similares a las de un niño recién nacido) con respecto a los valores obtenidos usando el maniquí de 32 cm de diámetro.



Gráfica 9. 5 Dependencia de los valores del C_w con el diámetro promedio del maniquí para protocolos con un kVp de 120 (a) y de 100 (b). Los datos correspondientes a 11, 17 y 24 cm se obtuvieron con maniquíes elípticos y los de 16 y 32 con maniquíes circulares.

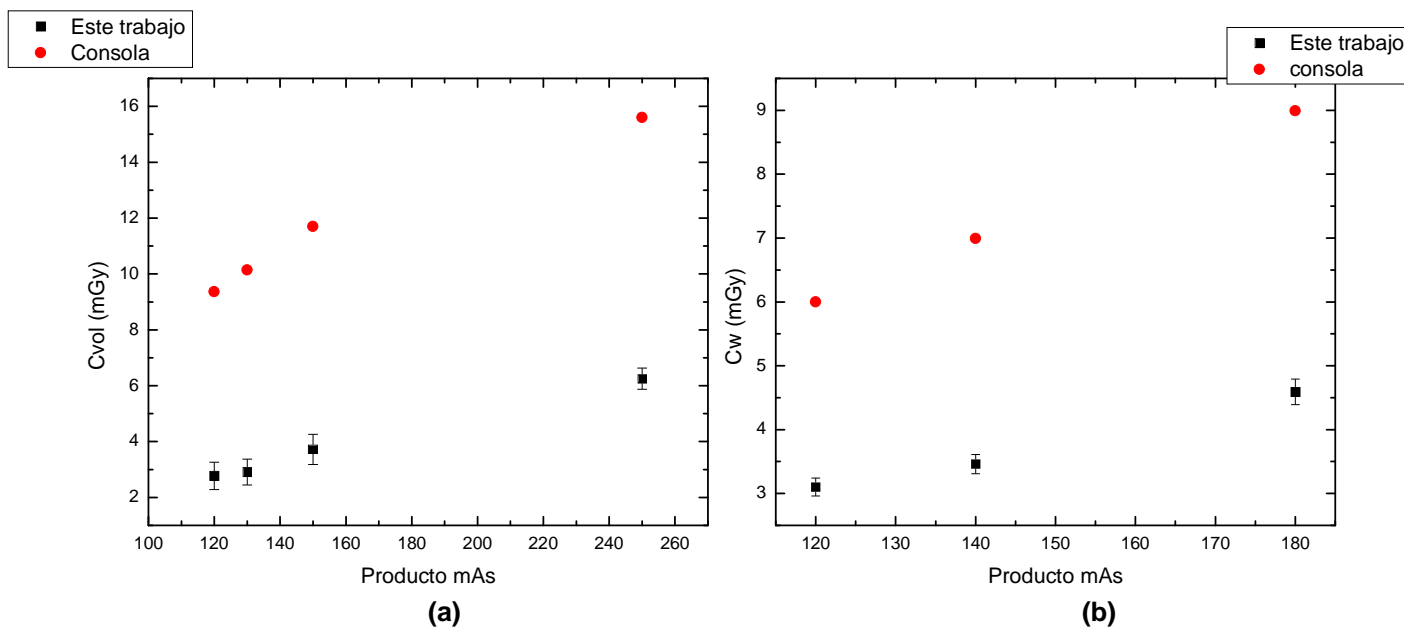
Al disminuir el tamaño de los pacientes no sólo aumenta el valor del C_w , sino que al ser menor la atenuación del haz de rayos X también disminuye el cociente señal ruido, por lo que se requieren valores menores del mAs para generar imágenes de calidad diagnóstica. De esta manera, es posible emplear valores menores en el mAs cuando se trata con pacientes pequeños. Por ejemplo, algunos hospitales han optado por ajustar los valores del mAs de acuerdo al peso del paciente como se puede observar en la Tabla 9. 2.

Tabla 9. 2 Valores sugeridos en [DO01] en la corriente de acuerdo al peso del paciente.

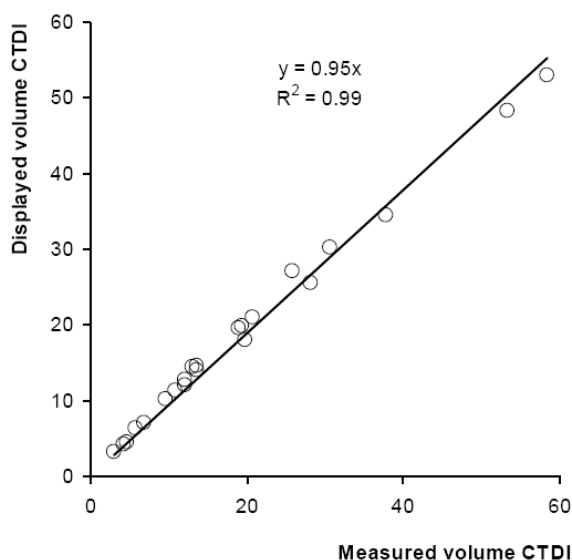
Masa (kg)	Corriente en un protocolo de tórax (mA)
4.5-8.9	40
9.0-17.9	50
18.0-26.9	60
27.0-35.9	70
36.0-45.0	80
45.1-70.0	100-120
>70	≥ 140

1.47. El C_{vol} obtenido con el maniquí de tórax.

La Gráfica 9. 6 muestran los valores obtenidos para el C_{vol} en este trabajo y los que aparecen en la consola del tomógrafo. Los valores indicados en la consola son 3.4 veces mayores que los medidos en este trabajo. Este hecho contrasta con los resultados publicados en [EU04] en donde las diferencias fueron del orden del 5% (Gráfica 9. 7).



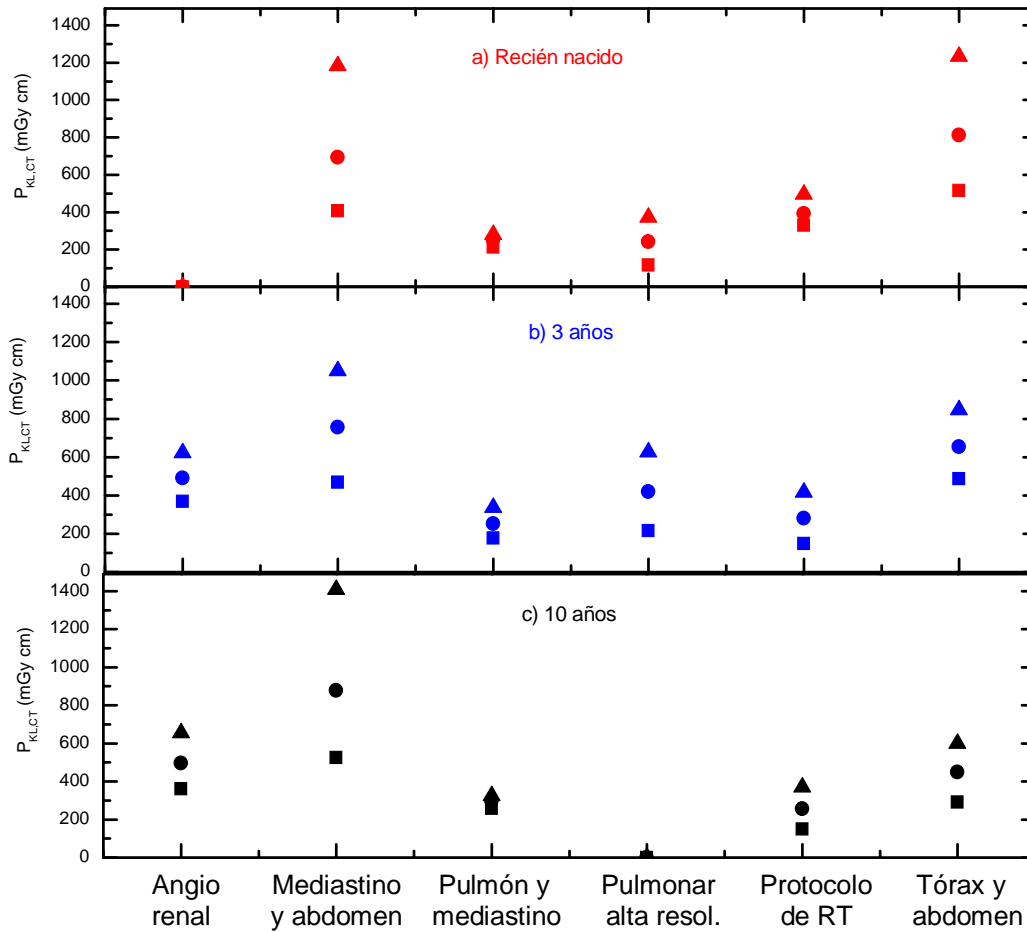
Gráfica 9. 6 Valores del C_{vol} obtenidos para los protocolos que usan un kVp de 120 (a) y de 100 (b) en este trabajo y los que se indican en la consola del tomógrafo.



Gráfica 9. 7 Correspondencia entre los valores medidos de CTDI y los desplegados en la consola del operador. Las mediciones representan a los tomógrafos de las principales marcas usadas en Europa. [EU04]

1.48. El $P_{KL,CT}$ obtenido con maniqués elípticos

La gráfica 9.8 muestra los valores para el $P_{KL,CT}$ obtenidos para diferentes edades considerando los maniqués elípticos de acuerdo a la edad de los pacientes. El protocolo que presenta los mayores valores para 3 y 10 años es el de mediastino y abdomen que además es el usado con mayor frecuencia. Para recién nacidos, el protocolo con los valores más altos es el de tórax y abdomen, sin embargo, su frecuencia es menor.

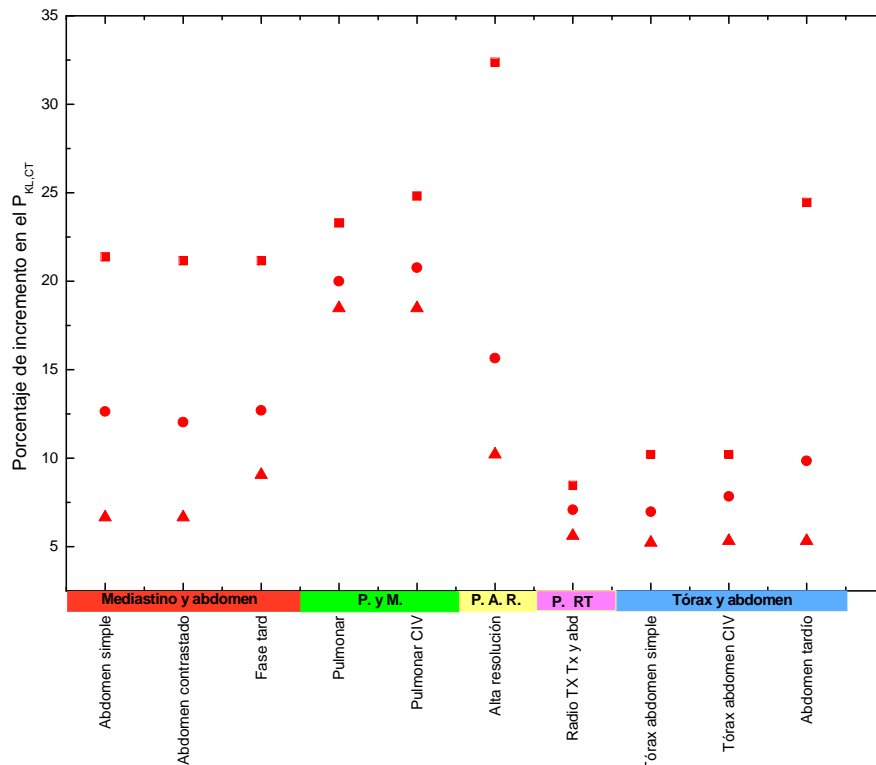


Gráfica 9. 8 Valores máximo (triángulos), mínimo (cuadros) y promedio (círculos) del $P_{KL,CT}$ para los protocolos de la región torácico abdominal y diferentes edades obtenidos usando los C_{vol} determinados con los maniqués elípticos. Están representados los valores totales resultado de sumar la contribución de cada rastreo.

1.49. El efecto del sobre escaneo en el $P_{KL,CT}$

Debido a que en los estudios en modo helicoidal se expone una longitud mayor que la seleccionada al haz de rayos X, hay un incremento en el $P_{KL,CT}$. Las gráficas 9.9, 9.10 y 9.11 muestran este incremento en términos porcentuales para cada rastreo. La sobre exposición es mayor cuando los estudios tienen una menor longitud por lo que adquiere mayor importancia para pacientes más pequeños. Sin embargo es precisamente para este grupo de pacientes para los que la rapidez del modo helicoidal, causante de este efecto, es más importante pues es más difícil que estén quietos.

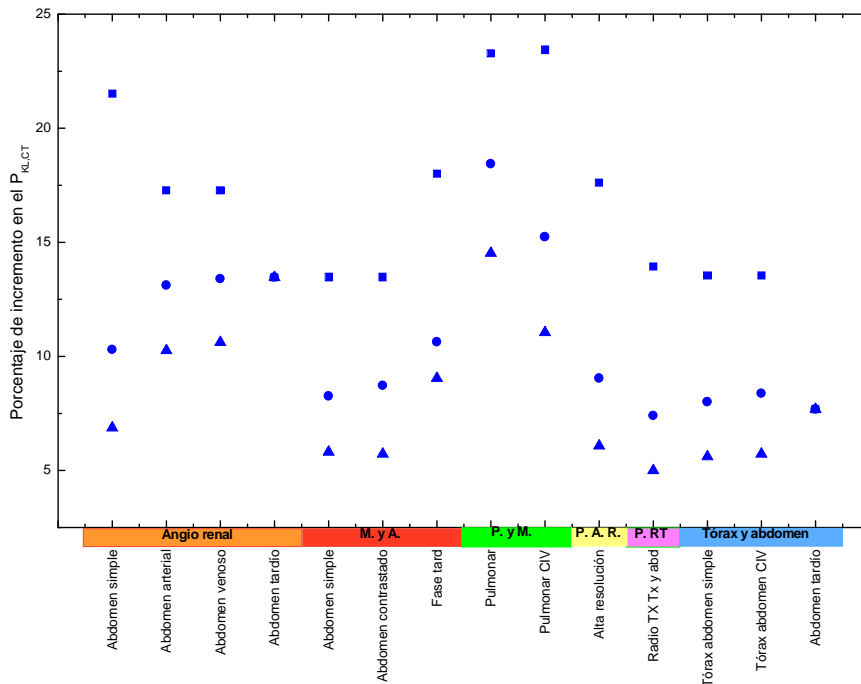
La Gráfica 9.9 muestra el incremento en los valores del $P_{KL,CT}$ para pacientes menores que un año. El mayor incremento promedio se obtuvo para el caso del protocolo “Pulmón mediastino”, con valores de 20 y 21% para los rastreos que lo conforman. El máximo valor se encontró para un estudio correspondiente al protocolo “Pulmonar alta resolución” (32%).



Gráfica 9.9 Incremento (mayor: cuadrados, promedio: círculos y menor: triángulos) en el $P_{KL,CT}$ para niños menores que un año.

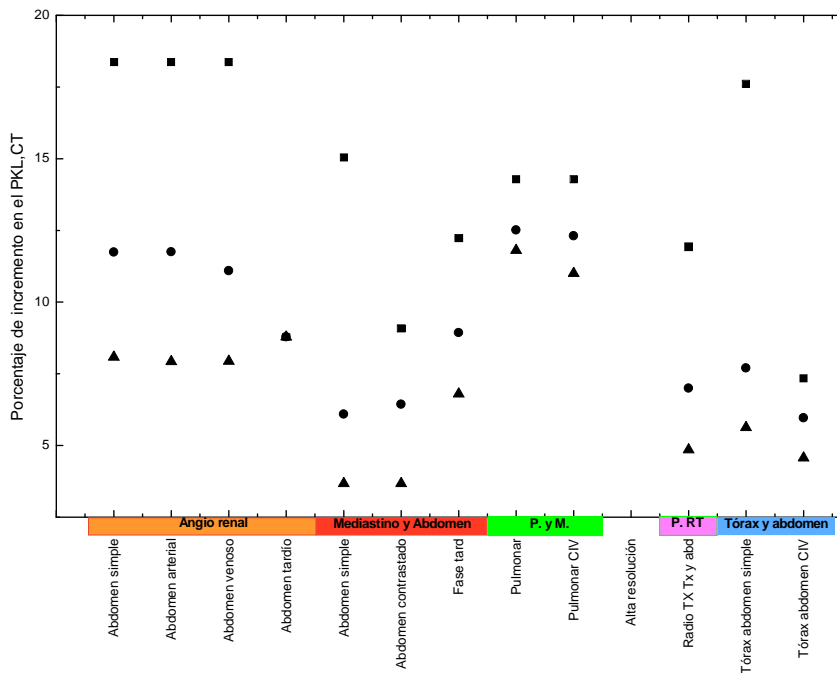
Para pacientes de tres años el mayor incremento se presenta también para el protocolo de “Pulmón y mediastino” (promedio del 18 y 15% para los dos rastreos) y el segundo protocolo con los promedios más altos es el de “Angio Renal” cuyos segundo

y tercer rastreos presentan los mayores valores (13%) pues son mas cortos que el primero.



Gráfica 9. 10 Incremento (mayor: cuadrados, promedio: círculos y menor: triángulos) en el $P_{KL,CT}$ para niños de tres años. ”.

Para niños de 10 años, ningún protocolo presenta un sobre escaneo mayor al 20% pues los estudios son mas largos. Los protocolos con los valores mas altos son el de “Pulmón mediastino” y la “Angio renal”. A diferencia de los infantes más chicos en este grupo es posible que los pacientes cooperen y los estudios puedan realizarse en modo secuencial (en el cual no hay sobre escaneo).



Gráfica 9. 11 Incremento (mayor: cuadrados, promedio: círculos y menor: triángulos) en el $P_{KL,CT}$ para niños de 10 años.

CONCLUSIONES

Este trabajo complementa al realizado por la M. en C. Xóchitl López para crear una guía de buenas prácticas clínicas y físicas para estudios pediátricos de tomografía computarizada.

La TC es una herramienta invaluable para el correcto diagnóstico y seguimiento de los pacientes. A diferencia de otras técnicas imaginológicas como el ultrasonido o la resonancia magnética, imparte una dosis de radiación pues usa un haz de rayos X para producir las imágenes la cual es mucho mayor que para un radiografía convencional. Este hecho cobra más importancia en el caso de pacientes pediátricos, quienes reciben una mayor dosis debido a su menor tamaño, sus tejidos son más radiosensibles y tienen mas probabilidad de que les realicen mas estudios a los largo de su vida.

En la investigación clínica en el servicio de tomografía del HIMFG, se encontró que el 43% de los estudios de TC corresponden a la región torácico abdominal la cual es muy importante pues en ella se localizan órganos con una radiosensibilidad muy alta. Los protocolos más frecuentes para esta región fueron el de Mediastino y Abdomen (39%), de Pulmón Mediastino (18%), la Angio de corazón (8%), la Angio renal (13%), el de tórax y abdomen (10%), el usado para planeaciones de Radioterapia en esta área (4%) y el pulmonar alta resolución (3%). El protocolo denominado Angio de corazón no pudo ser caracterizado dosimétricamente pues requiere sincronizarse con los latidos del paciente.

Se evaluó la calidad de imagen del tomógrafo empleado encontrando que cumple con el 80% de los criterios de calidad establecidos por el ACR y el 90% de los criterios de calidad de imagen establecidos por la NOM-SSA1-229-2002. Los criterios del ACR que no cumplió fueron los de “Calibración del número CT” y “Dependencia del número CT con el espesor de corte” por lo que se recomienda que el ingeniero de servicio revise el tomógrafo.

Se midió la capa hemirreductora (HVL) para evaluar la calidad del haz del tomógrafo, los valores encontrados (7.6 y 8 mm del Al para 100 y 120 kV) corresponden a los esperados y concuerdan con los previamente publicados.

Se midió el ancho del haz para la colimación empleada (16x0.75 mm) para estos protocolos y se encontró que varía, aumentando desde que sale del tubo de rayos X hasta los detectores. En el isocentro se encontró que mide 15.8 mm es decir, un 32% más que los 12 mm de la colimación indicada en la consola. Al calcular la eficiencia geométrica correspondiente se encontró que es del 75 % coincidiendo con valores reportados.

Se midieron las siguientes magnitudes dosimétricas para tomografía definidas en el Código de Prácticas de Dosimetría en Radiología Diagnóstica [DO07]: $C_{a,100}$, ${}_n C_{a,100}$, C_w , ${}_n C_w$, C_{vol} y $P_{KL,CT}$. Dichas magnitudes sirven como referencia y no necesariamente indican la dosis impartida a cada paciente. Su importancia radica en el hecho de que permiten comparar diferentes protocolos y diferentes equipos de manera relativamente sencilla. Pueden ser medidas y monitoreadas de manera periódica para evaluar la estabilidad del equipo y nuevos protocolos que se quieran implementar. Valores muy altos en estas magnitudes sí son un indicador de que la técnica radiológica necesita ser revisada de manera que son una herramienta útil para prevenir sobre-exposiciones.

Se emplearon cinco maniqués: tres elípticos simulando el tórax de niños de 0, 3 y 10 años y los estándares de cabeza y de tórax. La importancia del de tórax fue que permitió comparar los valores obtenidos de C_w y C_{vol} con los publicados en la literatura. Los otros maniqués permitieron comparar los valores de las magnitudes para diferentes edades y tamaños de los pacientes.

Los valores medidos del $C_{a,100}$, el C_w y el C_{vol} resultaron ser entre tres y cuatro veces menores que los reportados en la literatura para modelos iguales del tomógrafo y mismos valores en la técnica radiológica. Comparativamente con los resultados reportados para otros servicios de tomografía en el mundo, los valores resultan ser bajos y ser menores que la mayoría.

Se observó que los valores del C_w y el C_{vol} incrementan cuando los pacientes son de menor tamaño. De esta manera, considerando únicamente el factor geométrico, se determinó que un paciente recién nacido recibe una dosis promedio 2.3 veces mayor que un adulto. A pesar de que los valores de kV y mAs usados en el servicio de Tomografía del HIMFG están ajustados para pacientes pediátricos, no hay un cambio de los mismos dependiendo del tamaño del paciente. Podría haber una adaptación de los mismos en especial para pacientes pequeños. Para esta tarea es

necesaria la colaboración de Físicos Médicos y Médicos Radiólogos de manera que pueda reducirse la dosis impartida sin comprometer la calidad de las imágenes. Puede también considerarse la posibilidad de usar el control automático de la exposición que tiene el equipo.

Se determinó el $P_{KL,CT}$ considerando las edades de los pacientes y los valores del C_{vol} obtenidos con los maniqués elípticos. El protocolo que presenta los valores más altos considerando la totalidad de sus rastreos es el de "Mediastino y abdomen" con 694 mGy cm, 756.6 mGy cm y 878.7 mGy cm para edades de 0, 3 y 10 años, respectivamente.

Se observó que en los estudios, la longitud irradiada es, en promedio 3.4 cm mayor que la longitud indicada en el topograma. Este hecho se conoce como sobre escaneo y se debe a que al usar el modo helicoidal es necesario irradiar una mayor región para hacer la reconstrucción de las imágenes. El valor encontrado coincide con el medido previamente y reportado en la literatura. Este comportamiento incrementa la dosis impartida en el paciente y los órganos irradiados y su contribución es porcentualmente mayor cuando la longitud de los estudios es menor. Durante el periodo de realización de este trabajo se encontraron casos en los que el $P_{KL,CT}$ se incrementó hasta en un 32%. El protocolo para el que se presentaron los valores más altos fue el de "Pulmón Mediastino" con incrementos promedio del 20, 18 y 13% para pacientes menores que un año, de tres y de diez años, respectivamente. Se encontró en la literatura que, al considerar la dosis efectiva, estos valores pueden llegar a ser hasta del 46% [TZ07].

Si bien es cierto que las magnitudes dosimétricas determinadas en este trabajo están por debajo de los promedios internacionales, es posible optimizar los protocolos de manera que la dosis impartida sea tan baja como sea posible sin poner en riesgo la utilidad diagnóstica de las imágenes. Es muy importante también que cada estudio de TC esté plenamente justificado, que los rastreos que lo integran sean absolutamente indispensables, que las longitudes de los mismos sean estrictamente las necesarias para realizar el diagnóstico clínico y que, en caso de ser posible, se usen técnicas imaginológicas alternativas como el ultrasonido, la resonancia magnética o incluso las radiografías simples. Sería importante evaluar, sobre todo en el caso de los pacientes más pequeños que regularmente están sedados durante el estudio, la posibilidad de realizar algunos rastreos en modo secuencial en lugar de helicoidal.

REFERENCIAS

[AT86] Attix, Frank Herbert. "Introduction to radiological physics and radiation dosimetry" John Wiley & Sons, N.Y. (1986).

[BE10] Berris T., "A comparison of two methods for the determination of free in-air geometric efficiency in MDCT" International Conference on Radiation Protection in Medicine, (2010)

Póster electrónico: http://www.rpm2010.org/posters/S5.P14.Berris_154.pdf

[BE65] Beiser A. Conceptos de Física Moderna, McGraw-Hill Books, (1965)

[BR01] Brenner D., Elliston C., Hall E. "Estimated risks of radiation induced fatal cancer from pediatric CT" AJR 176:289-296, (2001)

[BU02] Bushberg J. H. The Essentials Physics of Medical Imaging, Lippincott Williams and Wilkins, (2002)

[CA78] Cameron J., Skofronick J., "Medical Physics" John Wiley & Sons, (1978)

[CH09] Chang-Lae I. "GATE simulations of CTDI for CT Dose" J. Korean Phys. Soc. 54:1702-1708, (2009)

[CO08] Colin L. M. Kerma de entrada en piel en estudios pediátricos de cabeza con tomografía computarizada, Tesis de maestría; UNAM, México D.F., (2008)

[DO01] Donnelly L.F. "Minimizing Radiation Dose for Pediatric Body Applications of Single-Detector Helical TC: Strategies at a Large Children's Hospital" AJR, 176:303–306, (2001)

[DO07] Dosimetry in diagnostic radiology: An International Code of Practice, Technical Reports Series N. 457, IAEA, Viena, (2007)

[EU99] European Commission. "European guidelines on quality criteria for computed tomography". EUR;16262, (1999)

[EU04] European Commission.. “Appendix MSCT Dosimetry, guidelines on radiation dose to the patient” Luxemborg, (2004)

Consultado en: <http://www.msct.eu/>

[HE09] Hernández T. R. Control de calidad y dosimetría en estudios pediátricos de tomografía computarizada, Tesis de maestría; UNAM, México D.F., (2009)

[GA06] Galanski M, Nagel HD, “Paediatric CT exposure practice in the Federal Republic of Germany. Results of a nation wide survey in 2005-2006”, Medizinische Hochschule Hannover, (2006)

Consultado en: <http://www.sascrad.com/page13.php>

[IC90] International Commission on Radiological Protection. 1990 “Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. ICRP Publication 60.” Ann ICRP 21(1–3). Oxford: Pergamon Press, (1991)

[IC07] International Commission on Radiological Protection. 2007 “Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. ICRP Publication 103.” Ann ICRP 37(2–4). Oxford: Pergamon Press, (2007)

[IM04a] Imaging Performance and Assesment of CT scanners (ImPACT), “Siemens SOMATOM Sensation 16. CT Scanner Technical Evaluation. MHRA 04037.” UK: NHS, (2004).

Consultado en: <http://www.impactscan.org/report/MHRA04037.htm>.

[IM04b] Imaging Performance and Assesment of CT scanners (ImPACT), “ImPACT Dose Survey CTDI Results, ©2000-2004, (2004)

Consultado en <http://www.impactscan.org/ctditables.htm>

[IM07] IMV Medical Information Division, Inc. IMV Benchmark Report on CT IMV Medical Information Division, (2007)

[IM04] ImPACT, “Siemens SOMATOM Sensation 16. CT Scanner Technical Evaluation”. Reporte de la MHRA 04037, (2004)

Consultado en: <http://www.impactscan.org/reports/MHRA04037.htm>.

[KH02] Khursheed A., Hillier M., Shrimpton P., "Influence of patient age on normalized effective doses calculated for CT examinations" BJR 75: 819–830, (2002).

[KU04] Kulama E. "Scanning protocols for multislice CT scanners" BJR, (77) S2-S9:82-88, (2004)

[LI93] Lin PJP, Beck TJ, Borrás C, et al. "Specification and acceptance testing of computed tomography scanners". New York: American Association of Physicists in Medicine; (1993).

[LO10] López X. Criterios de calidad en estudios pediátricos de tomografía computarizada en la región craneal, Tesis de maestría; UNAM, México D.F., (2010)

[MA01] Mahesh M. "Dose and Pitch Relationship for a Particular Multislice CT Scanner" AJR 177:1273-1275, (2001)

[MC02] McNitt-Gray MF, "AAPM/RSNA Physics tutorial for Residents: Topics in CT. Radiation dose in CT" Radiographics, 22:1541-1553, (2002)

[MC04] McCollough C., McNitt-Gray MF., Bush K., et al, "The phantom portion of the American College of Radiology ACR Computed Tomography CT accreditation program: Practical tips, artifact examples, and pitfalls to avoid" Med. Phys. 31 (9) : 2423-2442, (2004)

[NC09] NCRP-160, National Council on Radiation Protection and Measurements. Report No. 160 Ionizing Radiation Exposure of the Population of the United States, (2009)

[SE02] Secretaría de Salud. Norma Oficial Mexicana NOM-229-SSA1-2002. Salud Ambiental. Requisitos técnicos para instalaciones, responsabilidades sanitarias, especificaciones técnicas para los equipos y protección radiológica en establecimientos de diagnóstico médico con rayos X. México, (2002)

[SE09] Seeram E., "Computed Tomography. Physical Principles, Clinical Applications and Quality Control" Saunders, Third Edition, USA (2009)

[SH00] Shrimpton P.C., Wall B.F. "Reference doses for paediatric Computed Tomography" *Radiat. Prot. Dosim.* 90:249-252, (2000)

[TU09] Turner A.C., "A method to generate equivalent energy spectra and filtration models based on measurement for multidetector CT Monte Carlo dosimetry simulations" *Med. Phys.* 36 (6):2154-2164, (2009)

[TZ06] Tzedakis A. "The effect of z overscanning on radiation burden of pediatric patients undergoing head CT with multidetector scanners: A Monte Carlo study" *Med. Phys.* 33 (7): 2472-2478, (2006)

[TZ07] Tzedakis A. "Influence of z overscanning on normalized effective doses calculated for pediatric patients undergoing multidetector CT examinations" *Med. Phys.* 34 (4): 1163-1175, (2007)

[VA07] Van Der Molen A.J., Veldkamp W. J. H., Geleijns J., "16-Slice CT: achievable effective doses of common protocols in comparison with recent CT dose surveys" *Br J Radiol* 80: 248-255, (2007)