



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA
DE MÉXICO

FACULTAD DE CIENCIAS

Evaluación de la dosis impartida a pacientes pediátricos sometidos
a estudios de abdomen por tomografía computarizada

T E S I S

QUE PARA OBTENER EL TÍTULO DE:

FÍSICA

PRESENTA:

XÓCHITL LÓPEZ RENDÓN

DIRECTOR DE TESIS: M. EN C. CÉSAR GUSTAVO RUIZ TREJO



FACULTAD DE CIENCIAS

2007



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.

1. Datos del alumno

López
Rendón
Xóchitl
55 82 07 15
Universidad Nacional Autónoma de México
Facultad de Ciencias
Física
300501317

2. Datos del tutor

M en C
César Gustavo
Ruiz
Trejo

3. Datos del sinodal 1

Dra
María de los Ángeles
Ortiz
Flores

4. Datos del sinodal 2

M en C
Fabiola
Valencia
Ortega

5. Datos del sinodal 3

Dra
María Isabel
Gamboa
De Buen

6. Datos del sinodal 4

M en C
Ana Elena
Buenfil
Burgos

Agradecimientos

Quisiera agradecer en primera instancia a mi director de tesis, el M. en C. César Gustavo Ruiz Trejo por haber dirigido este trabajo. Por aceptarme como su estudiante, incluirme en sus planes de trabajo, haberme brindado apoyo e impulsarme a seguir adelante. Gracias por creer en mí.

A la Dra. María Isabel Gamboa de Buen por haberme apoyado en todo momento durante la realización de la tesis. Gracias por la ayuda, el soporte y la paciencia dedicada. Por hacerme sonreír sin importar lo cansada que me encontrara.

A la M. en C. Ana Elena Buenfil Burgos por haber revisado cuidadosamente mi trabajo en más de una ocasión, por los comentarios y todos los conocimientos que he recibido de su parte desde hace un par de años. Gracias por las facilidades brindadas y por preocuparse por mí.

A la Dra. María Ester Brandan Siqués por haber aceptado revisar mi trabajo y por sus valiosas observaciones.

A la Dra. María de los Ángeles Ortiz por la placentera experiencia de haber estado en su clase, la cual revivió en mí la capacidad de asombro y pasión por la física. Gracias por formar parte de mis sinodales.

A la M. en C. Fabiola Valencia Ortega por aceptar ser mi sinodal y por sus comentarios.

A la Dra. Pilar Dies Suárez por permitirme realizar este trabajo en el Hospital Infantil de México Federico Gómez y hacer agradable mi estancia en éste.

A los técnicos radiólogos Ricardo Sánchez y en especial a Rafael De la Rosa del Hospital Infantil de México, por haberme apoyado al realizar las mediciones, siempre con la mejor disposición.

A Lic. en Fís. Gabriel Hinojosa por todo su apoyo en la realización de este trabajo, por acompañarme al hospital, ayudarme a realizar algunas mediciones. Gracias por tu amistad, por darme ánimos, por ser tan buena persona conmigo, por consolarme y tranquilizarme en los momentos menos afortunados de esta etapa.

Al Dr. Luis Alberto Mora Hernández por permitirme aprender sobre tomografía computarizada en sus instalaciones. Gracias por las facilidades y la amabilidad.

A los Técnicos Radiólogos Jesús Conde y Mario Martínez del Hospital de Oncología del Centro Médico Nacional Siglo XXI, por haberme introducido al mundo práctico de la tomografía computarizada.

A mis padres que siempre me han apoyado sin importar si están de acuerdo con las decisiones que tomo, por darme ánimos para seguir adelante. Gracias por haber soportado muchas veces mi mal humor y sobre todo por quererme tanto. A ustedes les debo todo lo que soy y les dedico mi trabajo esperando que les guste tanto como a mí.

A mi hermana que quiero con todo mi corazón, gracias ser mi soporte desde que éramos niñas, por tu amistad, por la ayuda que siempre me has brindado.

Nacho, eres el mejor amigo que cualquier persona pueda tener. Gracias por apoyarme, por ser mi acompañante durante la larga travesía que fue la licenciatura para mí, por soportarme en mis buenos y malos momentos. No imagino haber estado ahí sin ti. Te quiero, nunca lo olvides.

Anita, a pesar de que no pasamos mucho tiempo juntas, creo que nuestra amistad es de lo más valioso que tengo. Gracias por apoyarme, ayudarme a salir adelante cuando más lo necesité. Espero que sepas lo mucho que te quiero y te aprecio.

A mis amigas Anahí y Rebeca, que aunque nuestra amistad llegó un poco tarde, la aprecio mucho. Esta última etapa que viví con ustedes fue entrañable. A las dos les deseo lo mejor porque se lo merecen. Gracias por quererme como soy.

A todos los amigos que hice en la facultad, gracias por hacerme pasar tan buenos momentos cuando más lo necesitaba. Por haberme enseñado tanto de la vida... No quisiera olvidar a nadie, así que no se ofendan, saben que es para ustedes. ¡Gracias!

Quiero incluir a alguien que no por encontrarse al último en estas líneas es menos importante. Sin ti no hubiera podido seguir adelante, estuviste en los momentos más difíciles de mi vida, me ayudaste a superar tantas cosas y te debo mucho de lo que ahora soy. Gracias Rafa, espero contar siempre con tu amistad.

Al proyecto PAPIIT IN-108906 de DGAPA por el apoyo económico.

Al Organismo Internacional de Energía Atómica e Instituto de Física por su apoyo a través del proyecto de cooperación técnica “Strengthening the Medical Physics Human Resources in Health Services”.

Gracias al Instituto de Física y sobre todo a la Universidad Nacional Autónoma de México, que además de ser la mejor institución, se ha convertido en un hogar; cada día aprendo a quererla más y a apreciar lo maravillosa que es. Espero ser todo lo que un universitario proveniente de esta casa de estudios debe ser.

Índice

Introducción	i
Capítulo I	
Principios básicos	
1.1 Física de los rayos X usados en diagnóstico médico.	1
1.1.1 Rayos X.	1
1.1.2 Producción de rayos X.	1
1.1.3 Rayos X de frenado.	3
1.1.4 Rayos X característicos.	4
1.1.5 Espectro de rayos X	4
1.2 Interacción de los rayos X con la materia ($E < 200$ keV).	5
1.2.1 Efecto Compton.	6
1.2.2 Efecto Fotoeléctrico.	7
1.2.3 Atenuación de la rayos X ($E < 200$ keV).	8
1.2.4 Efectos biológicos de la radiación.	10
1.3 Dosimetría de la radiación.	12
1.3.1 Magnitudes radiológicas.	12
1.3.2 Relaciones entre magnitudes dosimétricas.	15
1.3.3 Dosimetría.	16
1.3.4 Dosímetros termoluminiscentes.	16
1.3.5 Cámaras de ionización.	18
1.3.6 Películas de tinte radiocrómico.	19
Capítulo II	
Tomografía computarizada	
2.1 Funcionamiento de un tomógrafo computarizado.	21
2.1.1 Principios básicos de la tomografía computarizada.	22
2.1.2 Número CT.	23
2.1.3 Generaciones de tomógrafos computarizados.	24
2.1.4 Detectores de radiación.	27

2.2 Elementos de un tomógrafo computarizado.	29
2.2.1 Gabinete o “gantry” (unidad de exploración).	29
2.2.2 Mesa de exploración.	29
2.2.3 Consola de control.	30
2.3 Calidad de la imagen en tomografía computarizada.	30
2.3.1 Tono de gris.	30
2.3.2 Ruido.	30
2.3.3 Resolución espacial.	31
2.3.4 Contraste.	31
2.4 Dosis en tomografía computarizada.	31
2.5 Normativa.	39
2.5.1 Programas de garantía y control de calidad.	39
2.5.2 NOM-229-SSA1-2002.	39

Capítulo III.

Método experimental

3.1 Calidad de la imagen.	41
3.2 Dosimetría con cámara de ionización.	41
3.2.1 Dosis en maniquí.	42
3.2.3 Dosis en pacientes.	42
3.3 Dosimetría termoluminiscente.	45
3.3.1 Protocolo para el manejo y preparación de los dosímetros TLD- 100.	48
3.3.1.1 Tratamiento térmico.	48
3.3.1.2 Lectura de los dosímetros TL.	49
3.3.1.3 Caracterización del lote de dosímetros TL.	50

Capítulo IV

Resultados

4.1 Resultados de las pruebas de control de calidad para verificar	
--	--

el funcionamiento de un equipo de Tomografía Computarizada.	55
4.2 Dosimetría con cámara de ionización.	62
4.2.1 Índice de kerma en aire en tomografía computarizada.	62
4.2.2 Índice de kerma en aire ponderado en tomografía computarizada.	63
4.2.3 Índices de kerma en aire para exposiciones en pacientes.	65
4.3 Dosimetría termoluminiscente: dosis promedio en barridos múltiples (MSAD).	66
Capítulo V	
Discusión	
5.1 Funcionamiento del tomógrafo computarizado.	69
5.2 Dosimetría con cámara de ionización.	71
5.2.1 Índice de kerma en aire en tomografía computarizada ($C_{a,100}$).	71
5.2.2 Índice de kerma en aire ponderado en tomografía computarizada (C_w).	72
5.2.3 Índices de kerma en aire para exposiciones en pacientes.	73
5.3 Dosimetría termoluminiscente: MSAD.	74
Capítulo VI	
Conclusiones	77
Apéndice A	81
Apéndice B	82
Apéndice C	85
Bibliografía	87

Introducción

Una de las mayores preocupaciones sobre la exposición de los seres humanos a la radiación ionizante es el efecto nocivo, principalmente la inducción de cáncer, que ésta puede causar a largo plazo. En particular, debido a la esperanza de vida que tienen los niños, el riesgo que se tiene en cuanto a manifestaciones futuras, es mucho más elevado en comparación con el de los adultos. A menor edad el riesgo de inducción a un cáncer, aumenta debido a la alta capacidad mitótica que se posee como fundamento del crecimiento; esto es, el proceso de división celular por el cual se conserva la información genética, es mucho más frecuente y a esto se suma una mayor sensibilidad a la radiación. Otro factor importante, en el riesgo infantil, es la alta probabilidad de que se les realicen estudios futuros y con esto aumente la dosis recibida. Los datos más accesibles que se tienen de irradiaciones en niños en un intervalo de edad entre los 0 y 10 años, provienen de estudios sobre Hiroshima y Nagasaki, en los que se relacionan principalmente con la leucemia. [D99]

Es por esta razón que se deben tomar ciertas precauciones y cuidados en los estudios médicos, sobre todo de pacientes pediátricos, que involucran una interacción con la radiación, en especial en los estudios de tomografía computarizada, ya que es uno de los métodos que aporta las mayores dosis de radiación al paciente.

Es importante conocer entonces los riesgos que pueden existir al exponer a un paciente pediátrico a la radiación en más de una ocasión. Si la exposición se realiza de manera correcta y se tiene un control sobre la dosis de radiación impartida al paciente, los riesgos se encontrarán dentro de un marco aceptable; así mismo el diagnóstico que se pueda dar será de mayor beneficio en comparación con el riesgo que se corre si no se detecta alguna patología a tiempo.

Las imágenes que se obtengan en los estudios de tomografía computarizada, deben tener una calidad suficiente con el fin de que, a partir de ellas, el médico radiólogo pueda emitir un diagnóstico acertado, incrementando las oportunidades de tratamiento y supervivencia de los pacientes; es decir, se debe garantizar la buena calidad de la imagen. Esta garantía, además de otros aspectos, deben ser considerados en conjunto para un programa de garantía de calidad.

Un programa de garantía de calidad asegura que los exámenes realizados, con el objetivo de apoyar a un diagnóstico clínico, sean los necesarios y apropiados de acuerdo

con el problema médico que se presente. Éstos deben ser realizados de acuerdo con protocolos clínicos ya aceptados, con personal médico y técnico adecuadamente capacitado, equipos previamente seleccionados que se encuentren funcionando correctamente, y en condiciones seguras, con un costo mínimo y con la satisfacción tanto del paciente como del médico referente.

Con respecto al equipo, se debe aplicar un Programa de Control de Calidad para asegurar el buen funcionamiento del equipo y con ello la calidad de la imagen, a partir de una dosis de radiación óptima. Lo anterior está establecido en la Norma Oficial Mexicana NOM-229-SSA1-2002, denominada “Requisitos técnicos para las instalaciones, responsabilidades sanitarias, especificaciones técnicas para los equipos y protección radiológica en establecimientos de diagnóstico médico con rayos X”, misma que deben cumplir todos los gabinetes de radiodiagnóstico en nuestro país.

El objetivo de este trabajo es determinar la dosis impartida a pacientes pediátricos sujetos a estudios de abdomen por tomografía computarizada. Se realizarán mediciones para determinar la dosis impartida a un maniquí a través de las expresiones establecidas por el Código Internacional de Práctica, $C_{a,100}$ y C_W ; así como la dosis en pacientes de acuerdo con las expresiones establecidas por el mismo código, C_{VOL} y $P_{KL;CT}$.

En el capítulo I se describen los principios básicos sobre la física de los rayos X utilizados en diagnóstico y la interacción de éstos con la materia. También se dedica una sección para la dosimetría de la radiación: conceptos y sistemas para la cuantificación de la dosis impartida a la materia.

El capítulo II está dedicado a la tomografía computarizada como un método de diagnóstico. Se encontrará una descripción del funcionamiento de los tomógrafos computarizados, así como de algunas de las diferentes generaciones de éstos que han existido a lo largo del tiempo. También se describen los sistemas de detección de rayos X y los elementos que conforman a un tomógrafo. Además, se definen los parámetros utilizados para la determinación de la calidad de imagen obtenida debido a un estudio por tomografía computarizada. Hacia el final del capítulo se hace una descripción de las

diferentes magnitudes físicas que se han desarrollado para caracterizar la dosis debida a estudios tomográficos y se hace referencia a la normativa mexicana.

En el capítulo III se realiza una descripción de la metodología utilizada para la realización de las pruebas de control de calidad aplicadas al tomógrafo para evaluar su funcionamiento, así como los métodos para la determinación de la dosis debida a un estudio de abdomen por tomografía computarizada.

El capítulo IV muestra los resultados de las pruebas de control de calidad para la evaluación del funcionamiento del tomógrafo computarizado utilizado, así como los resultados de la dosis impartida al paciente utilizando dos instrumentos de medición.

En el capítulo V se analizan y discuten los resultados antes mencionados.

En el capítulo VI se presentan las conclusiones de este trabajo y se menciona el trabajo a futuro.

Capítulo I

Principios Básicos

1.1 Física de los rayos X en diagnóstico médico

1.1.1 Rayos X

Los rayos X se descubrieron de forma accidental en 1895 [B03] cuando W. Roentgen se encontraba trabajando con un tubo de rayos catódicos. Él observó la fluorescencia de una pantalla cada vez que se utilizaba dicho tubo y fue así como descubrió un tipo de radiación a la que llamó rayos X. Finalmente encontró que éstos se podían producir al hacer incidir un haz de electrones sobre algún blanco y no tardó mucho tiempo en que se volvieran muy populares por su capacidad de revelar las estructuras internas de la materia.

Los rayos X son radiación electromagnética cuya longitud de onda se encuentra en un intervalo de 10^{-15} a 10^{-9} m, por lo que son más energéticos que la luz visible (fig 1.1).

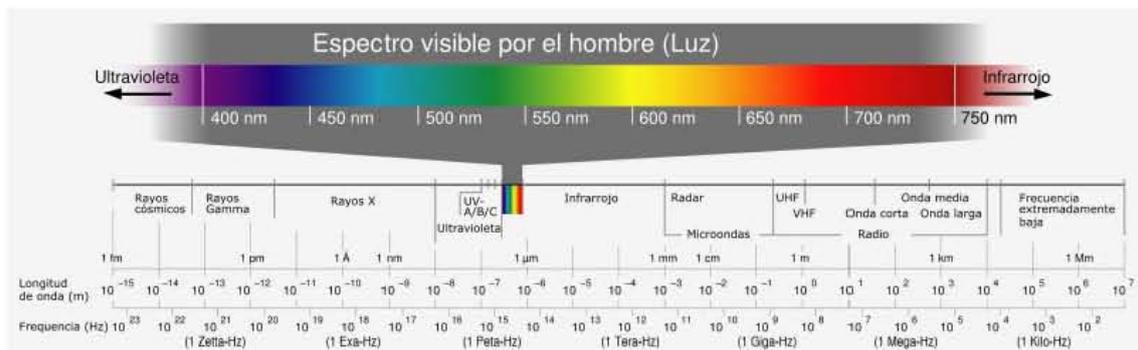


Fig. 1.1 Espectro electromagnético. [W1]

1.1.2 Producción de rayos X

Para fines de diagnóstico médico la producción de éstos se logra a través de un tubo de rayos X. El arreglo del tubo se encuentra al vacío dentro de una ampolla de vidrio, donde electrones provenientes de un filamento, que actúa como cátodo, son acelerados hacia el ánodo debido a una diferencia de potencial. La figura 1.2 muestra un esquema del funcionamiento de un tubo de rayos X. Es necesario que el arreglo se encuentre al vacío para que las moléculas de aire no obstruyan el camino de los electrones y éstos puedan llegar al ánodo.

La pared del tubo debe ser hecha de materiales aislantes como cerámica o vidrio, debido a las altas diferencias de potencial que son utilizadas.

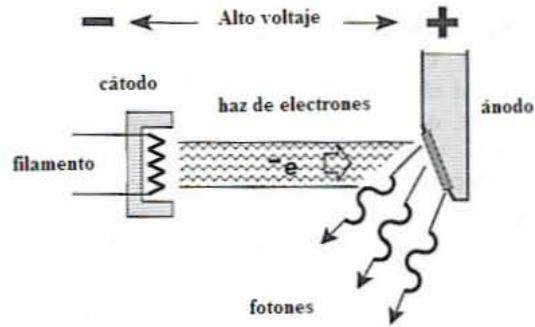


Fig. 1.2 Componentes básicos de un tubo de rayos X. [D01]

Por lo general, se utiliza un filamento de tungsteno ($Z=74$) como cátodo, que se encuentra rodeado por una copa focal de níquel ($Z=28$), la cual sirve para darle enfoque y dirección al haz de electrones que se generará. Los electrones que se van a acelerar para formar dicho haz, se obtienen del filamento; éste se encuentra conectado a un circuito eléctrico, de tal forma que al filamento llega una corriente de unos cuantos mA (conocida como corriente del filamento). El filamento se calienta debido a dicha corriente y se liberan electrones por emisión termoiónica, esto es, electrones de las capas exteriores adquieren suficiente energía para dejar el filamento, formando una nube de electrones. Debido a que la copa focal se encuentra cargada negativamente, se crea una repulsión entre el cátodo y la nube de electrones; esta repulsión, junto con la atracción producida por el ánodo, que se encuentra situado frente al cátodo, cargado positivamente, producirá una corriente de electrones.

El ánodo es un blanco de metal al cual llega el haz de electrones; éste debe mantenerse a una diferencia de potencial positiva con respecto del cátodo. Los electrones depositan su energía, la que se disipa en forma de calor principalmente, y sólo, típicamente, el 1% de la energía es emitida en forma de rayos X. Debido a que la producción de calor es muy alta, el blanco debe poseer un punto de fusión alto; igualmente, su número atómico debe ser grande, ya que la producción de rayos X es mayor en ese caso. El metal que se utiliza por lo general para su fabricación, al igual que para el cátodo, es el tungsteno.

Los rayos X se producen tanto en la superficie como en el interior del ánodo, sin embargo, es muy difícil que éstos últimos logren atravesar el material sin que sean absorbidos por el mismo, por lo que el ánodo debe tener un diseño especial y presentar una inclinación para favorecer que los rayos X logren salir de éste.

Con el fin de eliminar el calor producido en el ánodo, se utilizan ánodos giratorios y un sistema de refrigeración con aceite.

El punto focal se define como la región del ánodo donde se originan los rayos X. Esta región es un área rectangular del ánodo y debido a que éste presenta una cierta inclinación, la proyección de dicha área provoca que exista un punto focal efectivo.

Dentro de un tubo de rayos X se producen dos tipos de rayos X, los cuales se describen a continuación.

1.1.3 Rayos X de frenado

Los rayos X de frenado o bremsstrahlung se producen cuando los electrones entran al ánodo y, al pasar cerca de un núcleo, sufren un cambio en su velocidad producido por la fuerza Coulombiana. El electrón, al desviarse, tiene un cambio en su energía cinética y, por conservación de la energía, se emite radiación electromagnética como se muestra en la figura 1.3, llamada rayos X de frenado. La aceleración de los electrones dependerá del número atómico (Z) del material sobre el cual incida el haz de electrones y la probabilidad B de que se produzcan rayos X de frenado está dada por

$$B \propto ZT_0^2 \quad (1.1)$$

donde T_0 es la energía cinética inicial de los electrones.

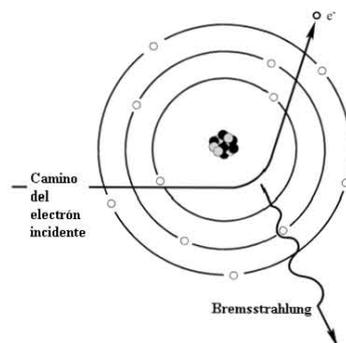


Fig. 1.3 Producción de radiación de frenado (bremsstrahlung). [W2]

Dependiendo de cuál sea el acercamiento de los electrones hacia los núcleos, será la energía de los rayos X de frenado generados. Es por esto que se tiene un espectro continuo de energías, donde la máxima energía se debe a la transformación de la energía cinética total de un electrón en un rayo X y la mínima cuando la desviación del electrón debido al núcleo sea casi nula. Dado que son muy pocos los electrones que pierden toda

su energía en un solo evento, se producen rayos X de frenado de diferentes energías debido a que éstos van perdiendo su energía cinética a través de una serie de eventos.

1.1.4 Rayos X característicos

Estos se producen cuando un electrón interacciona con otro de las capas interiores, como la capa K, L o M, y es expulsado del átomo dejando una vacante. Otro electrón que se encuentra en alguna de las capas superiores, cae rápidamente para ocupar el lugar vacante y es en el momento en que se recorre, que se emite un rayo X (figura 1.4). La energía del rayo X emitido será igual a la diferencia entre los niveles de energía de las capas. Debido a que los niveles de energía son característicos de cada elemento, el rayo X que se emite tendrá entonces una energía característica. En este caso los rayos X son monoenergéticos por lo que su espectro será discreto.

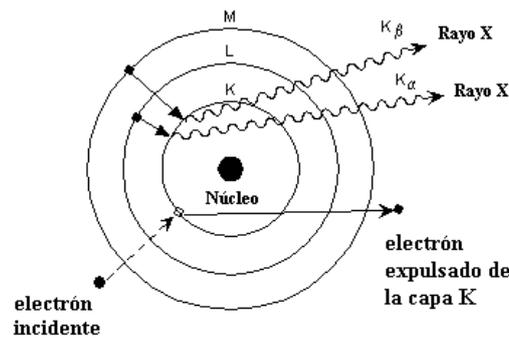


Fig. 1.4 Producción de rayos X característicos.

1.1.5 Espectro de rayos X

El espectro de los rayos X generados por un tubo, se compone de una superposición del espectro continuo debido a la radiación de frenado o bremsstrahlung, y un espectro discreto por parte de los rayos X característicos. Este espectro depende de la diferencia de potencial utilizada en el tubo. La eficiencia de la producción de rayos X de frenado aumenta rápidamente conforme aumenta la energía de los electrones (relación 1.1).

El espectro se ve modificado de acuerdo con la filtración que tenga a la salida del tubo, para eliminar los rayos X de baja energía. La figura 1.5 muestra un ejemplo de un espectro de un tubo de rayos X.

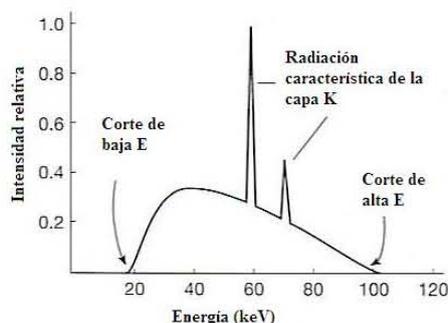


Fig. 1.5 Espectro de un tubo de rayos X con una tensión de 100 kV, blanco de tungsteno y una filtración de 2.5 mm de Al. [D99]

1.2 Interacción de los rayos X con la materia ($E \leq 200$ keV)

La radiación ionizante consiste de partículas o radiación electromagnética que tienen la energía suficiente para ionizar el medio en el cual se encuentran. Existen dos tipos de radiación ionizante: la radiación directamente ionizante, consiste en partículas cargadas, como electrones o iones, que depositan su energía en el medio que atraviesan, de forma directa, a través de interacciones de tipo coulombiano a lo largo de su trayectoria; y la radiación indirectamente ionizante, formada por partículas no cargadas, como rayos X o neutrones, que transfieren su energía a partículas cargadas del medio, que son las encargadas de depositar su energía en la materia.

Existen cinco diferentes tipos de interacción de los rayos X con la materia: Efecto Compton, efecto fotoeléctrico, producción de pares, dispersión de Rayleigh y desintegración fotonuclear.

Debido a que todas estas interacciones son estocásticas, solamente es posible hablar de la probabilidad de que éstas sucedan.

En la dispersión de Rayleigh el fotón incidente interacciona con todo el átomo excitándolo, de tal forma que su nube de electrones oscila en fase. Inmediatamente después, el átomo emite un fotón de la misma energía en una dirección ligeramente diferente a la del fotón incidente. El ángulo al cual es emitido el fotón, aumenta conforme disminuye la energía de los fotones incidentes. Debido a que es una colisión elástica en la cual el fotón prácticamente no pierde su energía, podemos despreciar esta interacción.

La producción de pares es un efecto que existe para una energía umbral de 1.022 MeV. El fotón interacciona con el campo eléctrico del núcleo y su energía se transforma en un par electrón- positrón. La energía en reposo del electrón así como del positrón,

corresponde a 0.511 MeV y es por esto que se tiene una energía umbral para que este efecto pueda suceder.

En la desintegración fotonuclear los fotones incidentes deben tener energías mayores a unos cuantos MeV. Los fotones interactúan con el núcleo excitándolo para después emitir un protón o neutrón.

Debido a que las energías con las cuales se trabaja en los equipos de radiodiagnóstico, son menores que 200 keV, las únicas dos interacciones que se presentan son el efecto fotoeléctrico y el efecto Compton. A continuación se muestra la figura 1.6 con la importancia relativa entre tres tipos de interacciones para un intervalo de energías entre 0.01 y 100 MeV.

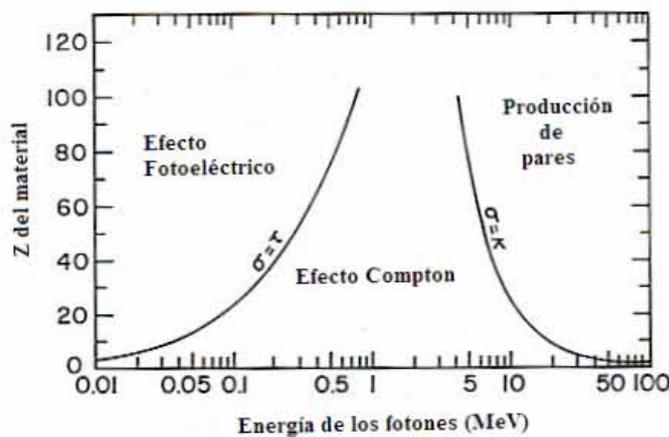


Fig.1.6 Importancia relativa de tres tipos de interacciones de los rayos X con la materia. [A86]

1.2.1 Efecto Compton

En esta interacción un rayo X con energía $h\nu$ choca con un electrón que se encuentra en las capas exteriores del átomo, por lo que se puede pensar al electrón como libre y estacionario. El rayo X le cede una parte de su energía al electrón, por lo cual éste es expulsado con un ángulo θ , a partir de la dirección original del rayo X, y con una energía cinética T , mientras que el rayo X sale dispersado con un ángulo Φ a partir de la dirección original y una energía $h\nu'$; como se muestra en la figura 1.7.

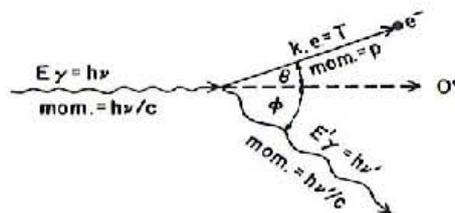


Fig.1.7 Cinemática del efecto Compton. [A86]

Por conservación de energía se tendrá la siguiente relación [A86]

$$T = h\nu - h\nu' \quad (1.2)$$

El rayo X dispersado tendrá una longitud de onda mayor que estará dada por [B03]

$$\lambda' - \lambda = \frac{h}{mc}(1 - \cos\varphi) \quad (1.3)$$

La sección eficaz por átomo (${}_a\sigma$), se expresa en términos del coeficiente de Klein- Nishina por electrón. Esta sección eficaz se refiere a la probabilidad de que este efecto suceda. Para cualquier material de Z dado, se tiene que la sección eficaz por átomo está dada por [A86]

$${}_a\sigma = Z {}_e\sigma \quad (1.4)$$

donde ${}_e\sigma$ es la sección eficaz total de Klein- Nishina y Z el número atómico del material.

1.2.2 Efecto fotoeléctrico

Un rayo X con energía $h\nu$ choca con un electrón ligado del átomo, es decir con algún electrón que se encuentra en las capas K o L. El rayo X le transfiere toda su energía, por lo que es absorbido totalmente. El electrón es expulsado del átomo con un ángulo θ a partir de la dirección original del rayo X, y de forma análoga como en el caso del efecto Compton, es ahora el átomo el que se mueve con un ángulo Φ de la dirección original. Sin embargo la energía cinética (T_a) que adquiere el átomo es despreciable. En la figura 1.8 se muestra la cinemática del efecto fotoeléctrico.

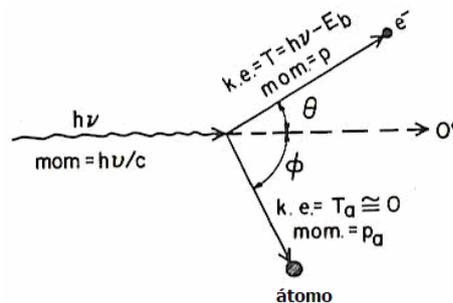


Fig. 1.8 Cinemática del efecto fotoeléctrico. [A86]

Para que este efecto suceda, la energía incidente del rayo X debe ser ligeramente mayor o igual que la energía de amarre (E_b) del electrón con el cual interacciona.

Despreciando la energía cinética del átomo, la energía $h\nu$ del rayo X se divide en la energía de amarre del electrón y el resto en energía cinética del mismo.

Por conservación de energía tendremos la siguiente ecuación [A86]

$$T = h\nu - E_b - T_a \quad (1.5)$$

$$T = h\nu - E_b \quad (1.6)$$

Este efecto es predominante a bajas energías, menores o iguales que 0.1 MeV y en este caso existe una dependencia con el número atómico del material y la energía incidente del rayo X.

La sección eficaz por átomo para este tipo de interacción en el intervalo de energías mencionado anteriormente, se puede expresar a través de la siguiente relación [A86]

$${}_a\tau \cong \frac{Z^4}{(h\nu)^3} \quad (1.7)$$

1.2.3 Atenuación de los rayos X ($E \leq 200$ keV)

Las dos características con las cuales se puede describir un haz de rayos X son su intensidad, que se refiere al número de rayos X por unidad de área por unidad de tiempo, y su energía.

Consideremos un haz de rayos X con un número inicial de rayos X, N_o , que incide perpendicularmente sobre un material de grosor L . Existe una probabilidad por unidad de longitud, μ , de que un rayo X del haz interactúe con el material. Supóngase que se tiene un caso ideal, es decir, en el que cada uno de los rayos X es completamente absorbido por el material, sin producción de radiación secundaria, o bien, los rayos X logran atravesar el material sin interacción alguna. La figura 1.9 muestra la interacción de un haz de rayos X con un medio, para un caso ideal. Debido a que μ es la probabilidad de interacción de cada uno de los rayos X que atraviesan una unidad de longitud del material, la probabilidad de interacción en una parte infinitesimal del material dl estará dada por μdl .

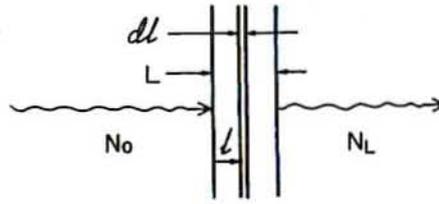


Fig. 1.9 Interacción de un haz de rayos X con un medio. [A86]

Una vez que el haz ha interactuado con el material, se tendrá un cambio en el número de rayos X que estará dado por [A86]

$$dN = -\mu N dl \quad (1.8)$$

Haciendo los cálculos correspondientes para obtener el número final de rayos X, N_L , que logra atravesar un grosor L , se obtiene una expresión de tipo exponencial que involucra la probabilidad por unidad de longitud μ y el grosor del material L .

$$N_L = N_o e^{-\mu L} \quad (1.9)$$

Esta atenuación puede expresarse también a través de la intensidad inicial y final del haz, así como del coeficiente lineal de atenuación y el grosor del material, como en el caso anterior. En este caso, podemos ver que la intensidad es una función del grosor del material, que denotamos como x [B06]

$$I(x) = I_o e^{-\mu x} \quad (1.10)$$

➤ Coeficiente lineal de atenuación μ

Se define como la probabilidad, por unidad de longitud, de que un fotón interactúe con el medio sobre el cual está incidiendo. El coeficiente depende de la energía del haz, así como de las características del medio con el cual interactúa, como son el número atómico y la densidad.

Este concepto es más relevante en el caso de la radiación indirectamente ionizante ya que los rayos X tienen una alta probabilidad de pasar a través de un material sin interactuar. Es por esta razón que tienen una gran penetración, en promedio.

El coeficiente lineal de atenuación total μ , se compone de los diferentes tipos de coeficientes de atenuación dependiendo de los tipos de interacciones que ocurran y se puede escribir de forma general como [A86]

$$\mu = \tau + \sigma + \kappa + \sigma_R \quad (1.11)$$

donde τ , σ , κ , σ_R son los coeficientes de atenuación debido al efecto fotoeléctrico, Compton, producción de pares y dispersión de Rayleigh respectivamente.

Al dividir la expresión anterior por la densidad del material con el cual interacciona el haz, obtenemos el coeficiente másico de atenuación másico [A86]

$$\frac{\mu}{\rho} = \frac{\tau}{\rho} + \frac{\sigma}{\rho} + \frac{\kappa}{\rho} + \frac{\sigma_R}{\rho} \quad (1.12)$$

➤ **Coeficiente másico de transferencia de energía**

El coeficiente másico de transferencia de energía se refiere a la probabilidad de que los rayos X le transfieran su energía a partículas cargadas del medio con el cual interacciona el haz. Se puede expresar como [A86]

$$\frac{\mu_{tr}}{\rho} = \frac{\tau_{tr}}{\rho} + \frac{\sigma_{tr}}{\rho} + \frac{\kappa_{tr}}{\rho} \quad (1.13)$$

➤ **Coeficiente másico de absorción de energía**

El coeficiente másico de absorción de energía se refiere a la probabilidad de que la energía transferida de los rayos X a partículas cargadas, se deposite en el medio con el cual interacciona el haz. Esta probabilidad se relaciona con el coeficiente másico de transferencia de energía como [A86]

$$\frac{\mu_{en}}{\rho} = \frac{\mu_{tr}}{\rho} (1 - g) \quad (1.14)$$

donde g es la fracción promedio de la energía de partículas cargadas secundarias, que se pierde en forma de interacciones radiativas, como los rayos X de frenado o la aniquilación de positrones en vuelo.

1.2.4 Efectos biológicos debidos a la radiación

Los efectos biológicos que se producen sobre las células se deben a la acción tanto directa como indirecta de la radiación ionizante sobre éstas. Estos efectos se manifiestan en tres etapas: física, química y biológica.

En la etapa física, la radiación ionizante tiene efectos directos sobre las células, en tiempos cortos de alrededor de 10^{-15} s, provocando ionización y excitación a los átomos que las conforman. Dentro de estos efectos directos, se pueden tener lesiones moleculares como ruptura de los enlaces del ADN, que pueden producir mutaciones puntuales, evitando que la información contenida originalmente sea transmitida

correctamente a la siguiente generación. Otro tipo de daños a la célula, como la ruptura de la membrana celular, pueden provocarle la muerte.

La etapa química se manifiesta después de periodos de tiempo que son alrededor de 10^{-5} s, y se tienen efectos indirectos producidos a través de la radiólisis en el agua, proceso durante el cual se generan radicales libres, que son tóxicos para las células.

La etapa biológica se manifiesta minutos, horas, días, años o hasta después de que pasan algunas generaciones. En este caso, la radiación ionizante ha producido una lesión en el ADN por lo que existen varias posibilidades que a continuación se describen:

1. La lesión puede provocar que el ciclo celular se detenga, pero puede haber una reparación correcta del daño y la célula sobrevive de manera normal.
2. Es posible también que la lesión se repare correctamente sin que se detenga el ciclo celular y la célula sobreviva de la misma manera. Este es el caso más frecuente en dosis bajas.
3. Existe la posibilidad de una reparación defectuosa. Cuando esto sucede se tienen diferentes posibilidades.
 - a. Muerte celular programada (apoptosis)
 - b. Mutación no letal, que a su vez tiene dos posibilidades, la anomalía hereditaria, si el daño se produce a nivel de células reproductoras (gametos), o el cáncer, si las dañadas son células ordinarias del cuerpo.
 - c. Finalmente el efecto letal que produce muerte celular no controlada (necrosis) llevando finalmente a una patología tisular.

La figura 1.10 resume los efectos biológicos debidos a la radiación ionizante antes descritos.

Como puede observarse varios de los efectos nocivos de la radiación están fuertemente asociados a daños en el ADN; el daño será mayor cuando el ADN esté en la etapa de duplicación, lapso en el que la doble cadena que lo compone se disocia para formar dos nuevas dobles cadenas idénticas a la que las originó; esto sucede con objeto de que la célula se pueda reproducir. Mientras más frecuente sea la reproducción celular, mayor será la probabilidad de que las células resulten dañadas. Es por ello que los niños resultan ser más sensibles a la radiación.

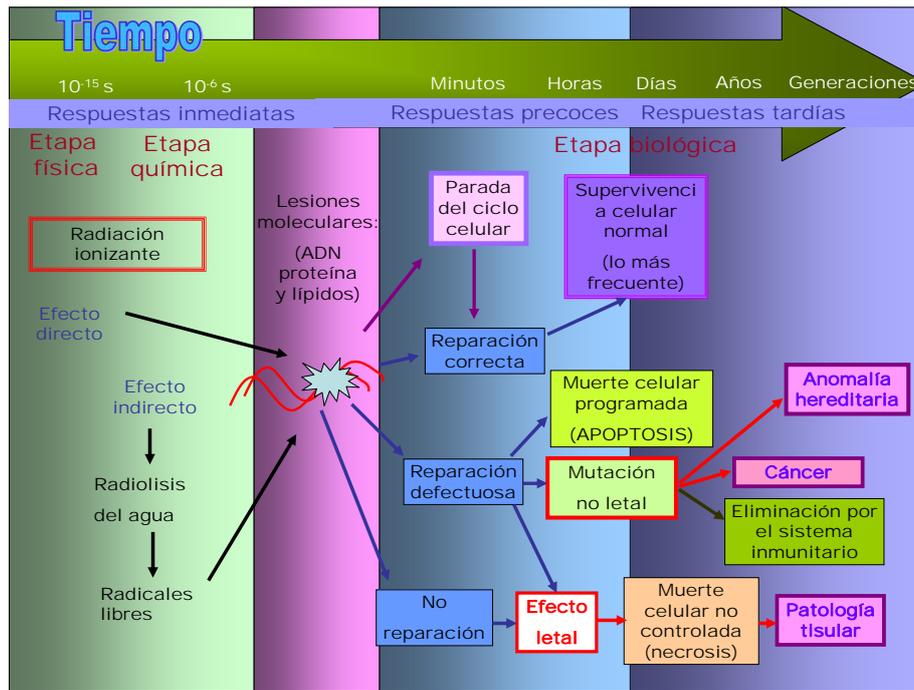


Fig. 1.10 Efectos biológicos debidos a la radiación ionizante.

1.3 Dosimetría de la radiación

La dosimetría de la radiación se refiere a la determinación de la dosis impartida debido a la interacción de la radiación con la materia. Es esencial para la determinación de cuáles cambios biológicos se pueden presentar, como función de la cantidad de radiación recibida.

1.3.1 Magnitudes radiológicas

De acuerdo con el Código de Práctica Internacional, Dosimetría en Radiodiagnóstico [IAEA06], se tiene que las cantidades dosimétricas se dividen en dos grupos. Las cantidades dosimétricas básicas, que son las cantidades fundamentales definidas en el reporte 60 del ICRU, y las cantidades de aplicación específica, que son las cantidades dosimétricas prácticas utilizadas en mediciones de radiodiagnóstico.

➤ *Cantidades dosimétricas básicas*

1. Fluencia Φ

Se define como el cociente de dN sobre da , donde dN es el número de partículas incidentes sobre una esfera cuya sección transversal es da [IAEA06]

$$\Phi = \frac{dN}{da} \quad [\text{m}^{-2}] \quad (1.15)$$

2. Fluencia de energía Ψ

Es el cociente de dR sobre da , donde dR es la energía radiante que incide sobre la esfera de sección transversal da [IAEA06]

$$\Psi = \frac{dR}{da} \quad [\text{J m}^{-2}] \quad (1.16)$$

3. Kerma K

Se define como el cociente de la energía transferida dE_{tr} entre dm , donde dE_{tr} se refiere a la suma de las energías cinéticas iniciales de todas las partículas cargadas liberadas por partículas no cargadas en una masa dm de algún material [IAEA06]

$$K = \frac{dE_{tr}}{dm} \quad [\text{J kg}^{-1}] \quad (1.17)$$

Para fotones monoenergéticos, se puede definir el kerma en términos de la fluencia de energía y el coeficiente másico de transferencia de energía [A86]

$$K = \Psi \left(\frac{\mu_{tr}}{\rho} \right)_{E,Z} \quad (1.18)$$

4. Kerma de colisiones K_c

El kerma de colisiones se refiere a la energía cinética de las partículas cargadas liberadas por partículas no cargadas que se utiliza para la ionización y excitación del medio.

Análogamente puede definirse el kerma de colisiones en términos de la fluencia de energía de las partículas no cargadas y el coeficiente másico de absorción de energía [A86]

$$K_c = \Psi \left(\frac{\mu_{en}}{\rho} \right) \quad (1.19)$$

Debido a la relación que existe entre los coeficientes másicos de absorción de energía y de transferencia de energía (ec. 1.14), el kerma de colisiones puede reescribirse de la siguiente manera [A86]

$$K_c = K(1 - g) \quad (1.20)$$

5. Tasa de kerma \dot{K}

Es el cociente entre dK y dt , donde dK se refiere al cambio de kerma en un intervalo de tiempo dt [IAEA06]

$$\dot{K} = \frac{dK}{dt} \quad [\text{J kg}^{-1} \text{ s}^{-1}] \quad (1.21)$$

6. Energía impartida $\bar{\varepsilon}$

La energía impartida se refiere en términos de un volumen dado y se define como la suma de la energía radiante de todas las partículas cargadas y no cargadas que entran a tal volumen, menos la suma de la energía radiante de todas las partículas cargadas y no cargadas que salen del mismo volumen, más la suma de todos los cambios de energía de núcleos y partículas elementales que ocurren dentro de dicho volumen [IAEA06]

$$\bar{\varepsilon} = R_{in} - R_{out} + \Sigma Q \quad [\text{J}] \quad (1.22)$$

7. Dosis absorbida D

Se define como el cociente entre $d\bar{\varepsilon}$ y dm , donde $d\bar{\varepsilon}$ es la energía promedio impartida a la materia de masa dm [IAEA06]

$$D = \frac{d\bar{\varepsilon}}{dm} \quad [\text{J kg}^{-1}] \quad (1.23)$$

La unidad especial es el Gray (Gy), que se define como $1\text{Gy} = 1 \text{Jkg}^{-1}$.

8. Exposición X

Es el cociente entre dQ y dm , donde dQ se refiere al valor absoluto de la carga total de iones de un sólo signo, que se producen en aire, cuando todas las partículas cargadas, que son liberadas por los fotones, son completamente detenidas en la masa dm [IAEA06]

$$X = \frac{dQ}{dm} \quad [\text{J kg}^{-1}] \quad (1.24)$$

Así como el kerma y el kerma de colisiones se pueden expresar en términos de la fluencia de energía, para un punto dado, se tiene la siguiente relación para la exposición [A86]

$$X = \Psi\left(\frac{\mu_{en}}{\rho}\right)\left(\frac{e}{W}\right) = (K_c)_{aire}\left(\frac{e}{W}\right) \quad (1.25)$$

donde e es la carga del electrón, y W es la energía promedio que se requiere para producir un par de iones en un gas.

1.3.2 Relaciones entre magnitudes dosimétricas

Para poder determinar la dosis absorbida y la exposición en un medio, se necesita introducir algún dispositivo que no será del mismo material que el medio, por lo que se tendrán que hacer ciertas consideraciones. Es con la teoría de cavidades que se puede relacionar la dosis absorbida en una cavidad, que será el dispositivo de medición, con la dosis absorbida en el medio que rodea a la cavidad Sin embargo antes debemos tener presentes algunos conceptos.

➤ Equilibrio de partícula cargada *EPC*

Para poder relacionar la dosis absorbida en un volumen de interés con dos de las magnitudes radiológicas definidas en la sección 1.3.1. —el kerma de colisiones y la exposición—, se deben hacer las medidas bajo condiciones de EPC.

Existe EPC para el volumen si cada partícula cargada de un tipo y energía dados que sale del volumen de interés es reemplazada por una partícula idéntica de la misma energía que entra [A86].

En la práctica, se rodea el dosímetro con un material con una composición atómica y una densidad lo más parecidas posible a las del dosímetro.

La primera relación indica que la dosis absorbida es igual al kerma de colisiones, cuando existe equilibrio de partícula cargada.

$$D = K_c^{EPC} \quad (1.26)$$

De esta relación se derivan otras implicaciones debido a que el kerma de colisiones puede definirse a través de la fluencia de energía de fotones y el coeficiente de absorción de energía. Si la fluencia de energía no varía al pasar a través de dos medios, puede determinarse la dosis en uno los medios a través de la siguiente relación [A86]

$$\frac{D_A}{D_B} = \frac{(K_c)_A}{(K_c)_B} = \frac{(\mu_{en}/\rho)_A}{(\mu_{en}/\rho)_B} = \left(\frac{\mu_{en}}{\rho}\right)_B^A \quad (1.27)$$

donde $(\overline{\mu_{en}/\rho})_A$ y $(\overline{\mu_{en}/\rho})_B$ son los coeficientes de absorción de energía promedio en los medios A y B, respectivamente.

Es posible también determinar la dosis absorbida en el aire, en un punto específico, debido a una exposición dada. Esta relación también es válida sólo cuando se cumple la condición de equilibrio de partícula cargada en dicho punto. La relación que se cumple en este caso es la siguiente.

$$D_{aire}^{EPC} = (K_c)_{aire} = X \left(\frac{W}{e} \right)_{aire} \quad [\text{Jkg}^{-1}] \quad (1.28)$$

donde W es la energía promedio necesaria para producir un par de iones en aire, y e la carga del electrón.

Como el valor del cociente entre W y e , es constante, la expresión (1.28) puede simplificarse al hacer los cálculos correspondientes al cociente y cambio de unidades para obtener la dosis en Gy cuando se tiene una exposición en R. [A86]

$$D_{aire}^{EPC} = 0.876 X 10^{-2} X \quad [\text{Gy}] \quad (1.29)$$

1.3.3 Dosimetría

Un dosímetro es un dispositivo que provee una lectura de la dosis absorbida en su volumen sensible debido a la interacción de la radiación ionizante con éste. Existen diferentes tipos de dosímetros, los cuales se pueden caracterizar de acuerdo con su absolutidad, precisión y exactitud, intervalo útil de dosis, intervalo útil de rapidez de dosis y estabilidad.

Existen tres tipos de dosímetros que son capaces de ser absolutos: la solución Fricke, que tiene una dependencia con el campo químico; los dosímetros calorimétricos, que pueden requerir de una calibración eléctrico- calorífica; y las cámaras de ionización, que dependen de W , que es la energía necesaria para poder producir un par de iones.

Los dosímetros integradores, como los termoluminiscentes (TLD) y las cámaras de ionización, no son absolutos y requieren de una calibración con un campo de radiación conocido.

1.3.4 Dosímetros termoluminiscentes

Un dosímetro termoluminiscente es un dispositivo que después de haber sido expuesto a la radiación ionizante y ser calentado, emite luz. Estos dispositivos son

materiales cristalinos dieléctricos cuya dimensión es pequeña y tienen una masa entre 1 y 100 mg. Estos cristales contienen pequeñas cantidades de activadores que sirven como fósforos termoluminiscentes, que permite que existan niveles de energía en la banda de energía prohibida. Estos niveles pueden ser de dos tipos: trampas para electrones u hoyos para iones positivos, que retienen la carga por un periodo de tiempo; y centros luminiscentes, donde al recombinarse las cargas, se emite luz.

El proceso de termoluminiscencia se puede describir de la siguiente manera de acuerdo con lo que se observa en la figura 1.11. Cuando se tiene un evento ionizante, un electrón puede subir desde la banda de valencia a la banda de conducción, de donde migra a una trampa para electrón, que como ya se mencionó se encuentra en la banda de energía prohibida. El agujero (carga positiva) que queda debido a este proceso, migra también a su respectiva trampa. Si el dosímetro se irradia a temperatura ambiente, estas trampas se encuentran a una profundidad tal, que los electrones o agujeros son incapaces de escapar de éstos por periodos prolongados de tiempo. Es hasta que se le suministra energía al dosímetro TL, por ejemplo a través de calentarlo, que son capaces de escapar.

Una vez que se le suministra la suficiente energía, el electrón se desprende primero, ya que se supone que la trampa de éste se encuentra a una menor profundidad que la trampa del hoyo, y entra a la banda de conducción migrando hacia la trampa del agujero (carga positiva), donde se encuentra el centro de luminiscencia o bien, actúa la trampa como dicho centro. En ese caso la recombinación de cargas va acompañada de la emisión de un fotón luminoso.

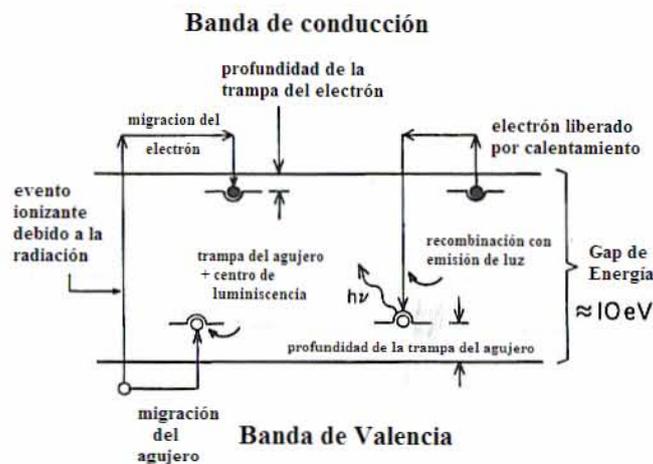


Fig.1.11 Proceso de la termoluminiscencia. [A86]

Para obtener la lectura de los dosímetros TL, existen lectores termoluminiscentes especiales, un ejemplo de éstos se muestra en la figura 1.12. El dosímetro se coloca en una plancheta la cual se calienta a través de una resistencia óhmica desde temperatura ambiente hasta una temperatura máxima que dependerá del tipo de dosímetro TL así como del tipo de radiación que se haya utilizado. La luz que se va emitiendo conforme se calienta, es captada por el tubo fotomultiplicador, generando entonces una señal eléctrica. Dicha señal eléctrica se muestra finalmente por el programa asociado, en forma de una curva de brillo, de tal modo que el área bajo ésta es la carga eléctrica que fue recolectada por el sistema.

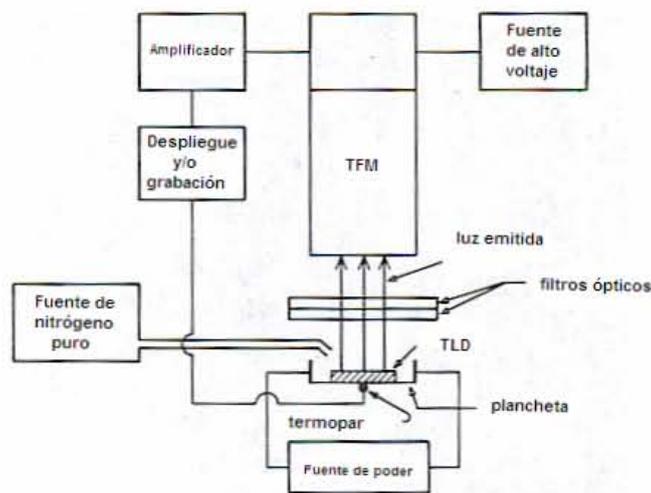


Fig. 1.12 Esquema típico de un lector TL. [A86]

1.3.5 Cámaras de ionización

Es uno de los dispositivos más precisos para la realización de mediciones de magnitudes radiológicas. Existen diferentes tipos de cámaras de ionización, cuyo uso depende de la aplicación que se le vaya a dar. Las cámaras de placas paralelas son las que se utilizan con mayor frecuencia.

El funcionamiento general de una cámara de ionización se basa, como su nombre lo indica, en la ionización de algún gas, por lo general aire, que se encuentra encerrado en un volumen. La forma del material donde se encuentra el volumen de aire, puede tener diferentes diseños, como placas paralelas, cilindros concéntricos, donde las paredes actúan como electrodos o bien, se puede tener otro diseño donde se tiene un alambre al centro del volumen, que actúa como ánodo y las paredes como cátodos.

Al interaccionar la radiación ionizante con el gas, se producen pares de iones y debido a la diferencia de potencial que se les aplica a los electrodos, se genera una

corriente que puede ser cuantificada. Dicha corriente es proporcional a la tasa de exposición, es decir, a la carga eléctrica producida por unidad de masa de aire por unidad de tiempo.

Una desventaja de los detectores de gas, es que tienen una eficiencia muy baja para detectar rayos X, ya que las densidades de los gases, así como sus números atómicos, son bajos. Para evitar este problema, se utilizan también gases con número atómico grande, como lo son el argón ($Z=18$) o el xenón ($Z=54$) y se mantienen a una presión mayor que la atmosférica para incrementar su densidad.

1.3.6 Películas de tinte radiocrómico

Son otro tipo de dosímetro que como su nombre lo indica, son películas especiales compuestas por un tinte precursor, llamado tinte radiocrómico. La característica principal de este dosímetro es que después de haber sido expuesto a un campo de radiación, la película cambia de tonalidad. Este cambio se debe al proceso de polimerización que se lleva a cabo cuando la radiación ionizante interacciona con la película y los monómeros se rompen, reacomodándose de forma bidimensional, es decir formando polímeros. El cambio de color se genera justo durante el proceso de polimerización.

El cambio en la tonalidad, es decir, el cambio en la densidad óptica, es lo que hace posible la determinación de la intensidad del campo de radiación ionizante al cual fue expuesta la película. Es por ello que este tipo de película se puede usar para localizar haces de radiación y con fines dosimétricos.

Existe una relación proporcional entre el grado de oscurecimiento en la película y la dosis depositada en ésta. Mientras más oscura se encuentre, mayor será la densidad óptica, menor luz podrá pasar a través de ésta y la dosis en este caso será mayor.

La discusión sobre la determinación de la dosis a partir de este tipo de dosímetro, va más allá de los fines para los que se utilizaron en este trabajo. Una referencia donde se discute con mayor profundidad sobre el tema es [Ch03].

Capítulo II

Tomografía Computarizada

La tomografía computarizada (CT) es un medio de diagnóstico para diferentes patologías, que en los últimos años, gracias a los avances tecnológicos, ha tenido una rápida evolución, lo que ha implicado que su uso sea cada vez mayor. Es una herramienta que permite visualizar imágenes tridimensionales del cuerpo humano a través de una secuencia de imágenes bidimensionales. Estas imágenes muestran cortes axiales del cuerpo, pero también es posible realizar reconstrucciones de cortes sagitales, coronales y multiplanares.

Los inventores de la tomografía computarizada fueron Godfrey Hounsfield y Allan Cormack quienes recibieron el premio Nobel de medicina en 1979. Estos equipos han ido evolucionando, conforme los avances tecnológicos lo han permitido, para tener una mejor adquisición en los datos. Hasta la fecha existen siete generaciones de tomógrafos computarizados.

2.1 Funcionamiento de un tomógrafo computarizado

La tomografía computarizada es una herramienta con la que se pueden obtener imágenes tridimensionales a partir de una secuencia de imágenes bidimensionales, por medio de las cuales se puede conocer el interior del cuerpo humano. En este caso, a diferencia de las radiografías convencionales, no se pierde la información anatómica del paciente con respecto a la dimensión paralela al haz de rayos X, ya que en una tomografía el tubo de rayos X gira alrededor del paciente. Los rayos X que logran transmitirse a través del paciente son registrados por una serie de detectores que se encuentran diametralmente opuestos al tubo de rayos X, por lo que se tienen numerosas proyecciones desde diferentes ángulos, las cuales se manipulan para reconstruir la imagen.

Una imagen tomográfica corresponde a un corte de la anatomía del paciente, donde una imagen en 2 dimensiones corresponde a una sección en 3 dimensiones. El grosor de los cortes que se realizan es muy delgado, puede ir desde 1 hasta 10 mm.

2.1.1 Principios básicos de la tomografía computarizada

Una imagen tomográfica es un arreglo bidimensional de píxeles (picture element), que corresponde a un número igual de voxeles (volume element), donde un voxel corresponde al área del píxel multiplicado por el grosor del corte. Lo que muestra un píxel en la imagen tomográfica, son los rayos X que lograron transmitirse al pasar éstos por los tejidos que se encuentran entre el emisor de rayos X y el voxel. (figura 2.1).

Existen dos términos importantes dentro de la adquisición de datos para una CT.

1. Rayo: se define como la medición de la transmisión de los rayos X, a través del paciente, que llegan a un solo detector.
2. Proyección o vista: es una serie de rayos que pasan a través del paciente en una misma dirección. Existen dos tipos de proyecciones utilizadas en CT: la geometría de haz paralelo, que, como su nombre lo indica, tiene todos los rayos paralelos entre sí; y la geometría de haz tipo abanico, donde los rayos divergen formando un abanico debido a un ángulo de proyección.

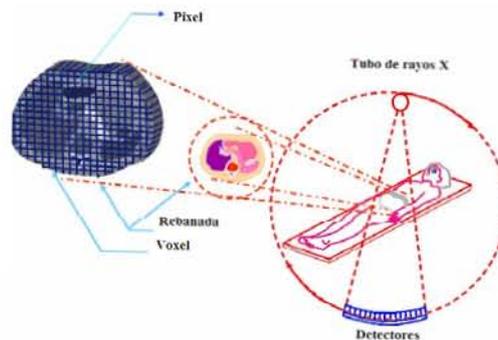


Fig. 2.1 Principios de funcionamiento de un CT

➤ Reconstrucción tomográfica

Para realizar la reconstrucción tomográfica, se utiliza la intensidad de los rayos X transmitidos a través del paciente que llegan hasta el detector. La intensidad de los rayos no atenuados también es registrada con un detector de referencia para después relacionar dichas intensidades a través de la siguiente expresión [B06]

$$I_t = I_0 e^{-\mu t} \quad (2.1)$$

donde t es el espesor del paciente a lo largo de la trayectoria del rayo y μ es el coeficiente lineal de atenuación. Sin embargo, debido a que los parámetros I_t e I_0 son

dependientes de la máquina, se manipula la expresión anterior, obteniendo sólo el producto de los parámetros que son relativos a la anatomía del paciente.

$$\text{Ln}\left(\frac{I_0}{I_t}\right) = \mu t \quad (2.2)$$

El valor μ para cada rayo es después utilizado en el proceso de reconstrucción; es decir, en los algoritmos que producen finalmente la imagen de CT.

Para reconstruir las imágenes existen diferentes algoritmos de reconstrucción, el de retroproyección es el más utilizado. La discusión de cómo se efectúa la reconstrucción va más allá de los objetivos de este trabajo [S03].

2.1.2 Número CT

Para representar la atenuación de los rayos X en un elemento de área de una imagen de CT (píxel), se definió una magnitud que se conoce como número CT que se expresa en unidades Hounsfield (UH). El número CT se obtiene a través de la siguiente expresión [B06]

$$\text{NúmeroCT} = 1000 \frac{\mu_{\text{material}} - \mu_{\text{agua}}}{\mu_{\text{agua}}} (\text{UH}) \quad (2.3)$$

donde μ es el coeficiente lineal de atenuación.

La escala del número CT se definió de manera arbitraria, de tal forma que el número CT del agua corresponde a 0 y para el aire es de -1000. En la figura 2.2 puede observarse una escala en la que se indican los números CT para diferentes tejidos del cuerpo humano.

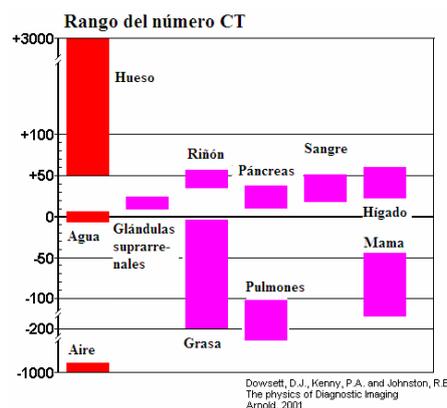


Fig. 2.2 Escala del número CT en UH para diversos tejidos del cuerpo humano

2.1.3 Generaciones de tomógrafos computarizados

Las siete generaciones de tomógrafos que existen hasta la fecha, se clasifican de acuerdo con su diseño y funcionamiento. A continuación se describen algunas de las generaciones de tomógrafos que fueron relevantes o utilizados durante los estudios realizados para este trabajo.

➤ 3ª generación: rotación- rotación

Se tiene un arreglo semicircular con un número mayor de detectores que el que había en generaciones pasadas. La geometría de la proyección de haz en forma de abanico, con un ángulo de 40° realizando un barrido de 360° . Como su nombre lo indica, el tubo de rayos X así como el arreglo de detectores, giran al mismo tiempo dentro del gabinete. La figura 2.3 muestra un esquema de funcionamiento. Gracias a las mejoras tecnológicas hechas en esta generación se logró reducir el tiempo de realización del estudio.

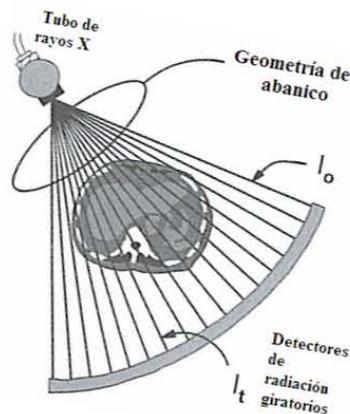


Fig. 2.3 Funcionamiento de un tomógrafo de 3ª generación [B06]

➤ 4ª Generación: fijo- rotación

En esta generación se tiene un arreglo de detectores, formando un anillo, los cuales se encuentran fijos y es el tubo de rayos X el que gira alrededor de éstos (figura 2.4). Al igual que en los de 3ª generación, se cubre un barrido de 360° , pero el número de detectores se incrementa debido a que se cubre todo un anillo.

El tiempo del estudio sigue siendo el mismo que en la generación pasada.

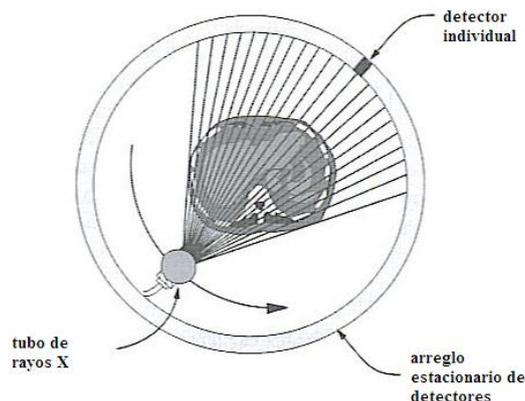


Fig. 2.4 Funcionamiento de un tomógrafo de 4ª generación [B06]

➤ **6ª generación: helicoidal**

Para esta generación de tomógrafos se utilizan detectores similares a los de la tercera y cuarta generación y se requiere, además, que el tubo de rayos X se encuentre girando y emitiendo radiación de manera continua, conforme la mesa donde se encuentra el paciente se vaya deslizando en el interior del gabinete. Es por esta razón que se tiene un barrido helicoidal (figura 2.5), en el que la adquisición de datos es continua.

Debido a la forma en que se adquieren los datos, es necesaria la definición de un parámetro llamado “pitch” que relaciona la velocidad de la mesa y la rotación del arreglo de detectores. Este parámetro influye en la calidad de la imagen, la dosis por radiación al paciente, y el tiempo del estudio. Existen dos definiciones para este parámetro que dependen del tipo de arreglo de detectores con que cuente el tomógrafo.

$$\text{Pitch del colimador} = \frac{\text{mov. de la mesa en una rotación de } 360^\circ \text{ del gabinete (mm)}}{\text{Ancho del colimador en el isocentro (mm)}}$$

Cuando se tiene un arreglo de detectores múltiples se requiere de una definición diferente para dicho parámetro y se utiliza un nuevo término

$$\text{Pitch del detector} = \frac{\text{mov. de la mesa en una rotación de } 360^\circ \text{ del gabinete (mm)}}{\text{ancho del detector (mm)}}$$

Se tienen algunas ventajas importantes para esta generación de tomógrafos. El tiempo del barrido es tan breve que puede realizarse durante una sola inhalación del paciente, evitando así ruido en las imágenes debido al movimiento respiratorio. La reconstrucción no sólo se limita a secciones transversales, sino que pueden ser coronales o sagitales y las patologías pueden ser vistas desde cualquier ángulo.

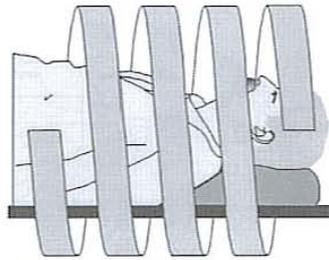


Fig. 2.5 Estudio helicoidal. [B06]

➤ **7ª Generación: arreglo de detectores múltiples**

Estos tomógrafos pueden ser de tercera, cuarta o sexta generación y la única diferencia con éstos, se encuentra en el sistema de detección de rayos X, ya que se utiliza un arreglo de detectores múltiples, como los que se muestran en la figura 2.6. Éstos están formados por un conjunto de detectores lineales de estado sólido.

Debido al empleo de detectores múltiples, se consigue una mejor eficiencia en el uso de los rayos X producidos por el tubo, para la reconstrucción de las imágenes. La diferencia, con respecto a las generaciones anteriores, es que el espesor del corte no se debe a la colimación del haz de rayos X sino que es determinada por la colimación o parte activa del detector. El tamaño del espesor de corte depende del número de detectores que sean activados para realizar el estudio.

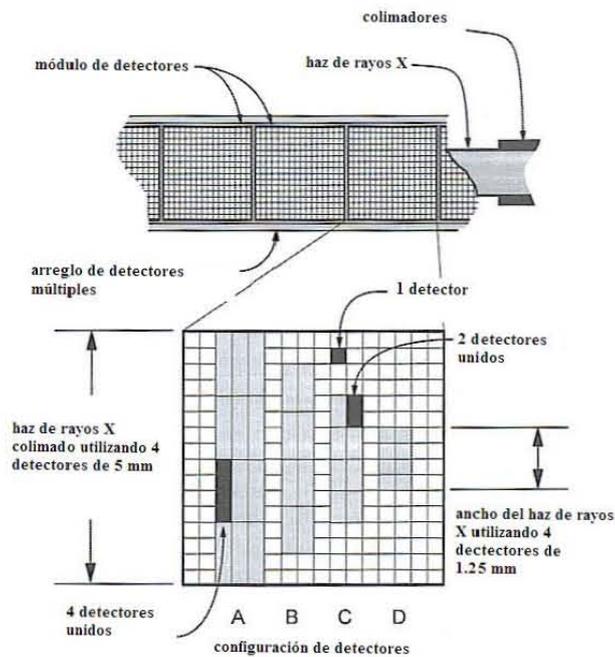


Fig. 2.6 Arreglo de detectores múltiples [B06].

2.1.4 Detectores de radiación

Una parte fundamental de un equipo de tomografía computarizada son los detectores de radiación, puesto que son los encargados de registrar la intensidad de los rayos X que han atravesado al paciente. La intensidad se registra en forma de pulsos que finalmente se manipulan en la computadora para reconstruir la imagen.

Existen dos tipos de detectores que se utilizan en equipos de CT, los detectores de estado sólido y los gaseosos.

➤ Detectores de estado sólido

Se componen de un arreglo que consiste en un material centellador acoplado a un fotodetector. Al incidir la radiación ionizante sobre el material centellador se emite luz visible que es la que llega al fotodetector. El fotodetector, que por lo general es un fotodiodo, convierte de forma proporcional la intensidad de la luz en una señal eléctrica. El material del cual están hechos los detectores varía, pero los más utilizados son el itrio (Y), el gadolinio (Gd), el CdWO_4 , cerámicas de tierras raras dopadas, entre otros.

El tamaño de los detectores es menor cuando se tiene un arreglo de detectores múltiples que cuando se tiene detectores de forma individual.

La eficiencia en este caso es mayor que en los detectores de gas, ya que el número atómico efectivo es mayor, lo que implica una mayor eficiencia de absorción.

Estos detectores se utilizan en tomógrafos de 3^a y 4^a generación.

➤ Detectores de gas

Los detectores de gas, en particular para CT, se componen de pequeñas cámaras de ionización, cuyo tamaño, por lo general es de 1 a 2 mm para la abertura y 100 mm de profundidad. El funcionamiento es básicamente el mismo que se mencionó en la sección 1.3.4. Un volumen de gas se encuentra encerrado entre dos electrodos de metal (figura 2.7), a los cuales se les aplica una diferencia de potencial, que producirá una corriente debido a la ionización del gas por la interacción que sufrió con la radiación ionizante. La carga detectada será proporcional a la fluencia de rayos X y la señal eléctrica que se producirá será amplificada y digitalizada.

En este caso se utilizan gases específicos como el xenón (Xe) o el kriptón (Kr), que se distinguen por tener un número atómico grande, lo cual ayuda a que aumente el proceso de absorción fotoeléctrica, y por la misma razón se mantienen a presiones de hasta 20 atmósferas. Estos detectores se utilizan en tomógrafos de 3ª generación.

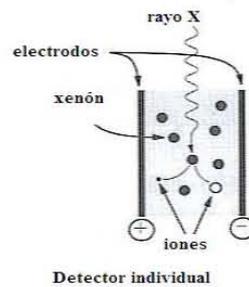


Fig. 2.7 Detectores gaseosos. [B06]

➤ Arreglos de detectores múltiples

Están compuestos por arreglos de paneles de detectores lineales de estado sólido unidos unos con otros, los cuales se pueden activar para tener detectores de diferentes tamaños; lo que determinará el grosor del corte que se quiera realizar en un estudio. Esta es la diferencia fundamental que existe con los detectores antes descritos, que tienen un tamaño fijo y el corte no depende de éstos sino de la colimación del haz que se utilice. Por lo general, se colocan detectores más chicos al centro y la longitud de éstos va aumentando hacia la periferia, como se puede observar en la figura 2.8, donde se muestra un espesor de corte de 4 mm. Es así como se logra diseñar diferentes configuraciones para realizar cortes de distintos grosores.

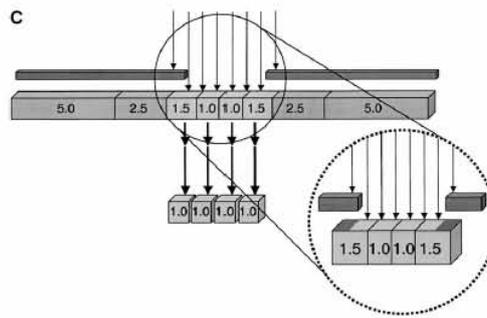


Fig. 2.8 Arreglo de detectores múltiples. El valor del espesor de corte en este caso es de 4 mm.

[Cortesía de Philips]

2.2. Elementos de un tomógrafo computarizado clínico

A continuación se hace una breve descripción de los elementos de un tomógrafo computarizado clínico.

2.2.1 Gabinete o “gantry” (unidad de exploración)

Dentro del gabinete se encuentran dispuestos, en un arreglo giratorio, el tubo de rayos X junto con el colimador y los detectores de rayos X. Es gracias a un sistema mecánico que éstos pueden moverse de forma adecuada para generar la información deseada.

En la parte exterior del gabinete se puede observar la salida para los marcadores láser que sirven para la colocación vertical y horizontal de la mesa; así como el micrófono y el altavoz que se utiliza para la comunicación entre el paciente y quien realiza el estudio de éste.

El gabinete puede tener una inclinación permanente durante un estudio en el cual se requiera que se encuentre inclinado. El intervalo de inclinación que tiene la mayoría de los gabinetes es de -30° a 30° , a partir de su vertical.

2.2.2 Mesa de exploración

La mesa de exploración es donde se recuesta el paciente a quien se le va a realizar el estudio. Ésta tiene la capacidad de desplazarse de forma horizontal a través del gabinete para la realización del estudio. También cuenta con movimiento vertical para que el paciente pueda subir, bajar de ésta y ser colocado a la altura necesaria para su estudio.

Las posiciones se pueden ajustar manualmente con los botones que se encuentran sobre el gabinete o bien desde la consola de control.

2.2.3 Consola de control

La consola de control es la estación de trabajo desde donde se establecen los diferentes parámetros, dependiendo del estudio que se desea realizar y se introducen los datos del paciente así como los de quien lo realiza. La consola de control consiste entonces en una o más computadoras, en las cuales se pueden visualizar también las imágenes tomográficas.

El software de la computadora contiene los protocolos de exploración para los diferentes estudios que se pueden realizar. Es necesario especificar opciones para seleccionar si el estudio será de un adulto, niño u otros. Entre los parámetros más importantes que se deben introducir están: la tensión del tubo (kV), el producto de la carga por el tiempo de exposición (mAs), la parte anatómica del cuerpo que se va a estudiar, la posición del paciente, el movimiento de la mesa, la inclinación del gantry, y el espesor de los cortes.

2.3 Calidad de imagen en tomografía computarizada

Para saber si la imagen obtenida cumple con una óptima calidad, debe ser evaluada, cuantificando ciertos parámetros de la calidad, que son: tono de gris, ruido, resolución espacial, y contraste.

2.3.1 Tono de gris

El sistema de reconstrucción de imágenes identifica a cada tejido de forma específica, con un tono de gris en la imagen. Cabe mencionar que mientras mayor sea la absorción de radiación por parte del tejido, el tono de gris, o el nivel de brillo, será más claro en la imagen. En tomografía computarizada, el tono de gris de una imagen se cuantifica a través de la determinación del valor del número CT, expresado en unidades Hounsfield. El parámetro por cuantificar, cuando la imagen se observa en un monitor, es el nivel de brillo en un píxel.

2.3.2 Ruido

Este concepto se refiere a las variaciones estocásticas o aleatorias en el tono de gris, o el nivel de brillo, las cuales pueden existir en una imagen sin razón aparente. El ruido degrada la calidad de la imagen, en especial cuando se desean imágenes de objetos difíciles de observar a simple vista, ya que en este caso, el valor del tono de gris producido es similar al producido por el ruido.

2.3.3 Resolución espacial

La resolución espacial se refiere a la capacidad del sistema de reconstrucción de imágenes de distinguir dos objetos pequeños que se encuentran muy cercanos entre sí, como entes independientes, es decir, que se puedan observar sus imágenes sin traslape alguno. Mientras mayor resolución espacial se tenga, mayor será la capacidad de visualizar objetos más pequeños y cercanos.

2.3.4 Contraste

El contraste es la diferencia en los tonos de gris que se puede observar en dos regiones contiguas de una imagen; en nuestro caso esta diferencia se debe a la atenuación diferenciada de los rayos X que se produce por dos tejidos vecinos. Una imagen con un tono de gris uniforme no presenta contraste alguno. Un tablero de ajedrez es un ejemplo de una imagen con el máximo de contraste. Un factor importante para generar contraste en la imagen es la energía de los rayos X que la producen, ya que la capacidad de penetración de los rayos X en un material se incrementa con la energía.

2.4 Dosis en Tomografía Computarizada

Para cuantificar la dosis en estudios por tomografía computarizada, se deben utilizar un maniquí dosimétrico, y un instrumento de medida, que puede ser una cámara de ionización tipo lápiz o dosímetros TL.

➤ Maniquí dosimétrico

Los maniqués dosimétricos, tanto para la simulación de la cabeza como del abdomen de un paciente, están hechos de PMMA (polimetil metacrilato). En este trabajo, se utiliza el maniquí de cabeza para adulto (fig. 2.9), que sirve también para simular el abdomen de un paciente pediátrico. Éste es un cilindro de 16 cm de largo por 16 cm de diámetro, con 9 perforaciones.



Fig. 2.9 Maniquí dosimétrico de PMMA.

En estas perforaciones es posible insertar una cámara de ionización tipo lápiz, o bien un aditamento con dosímetros TL. Al momento de realizar mediciones, deben introducirse barras del mismo material del cual está hecho el maniquí a las perforaciones que no tengan ningún instrumento de medición, de tal forma que no exista aire dentro de éste.

➤ **Cámara de ionización tipo lápiz**

Son cámaras cilíndricas no selladas, con una longitud activa, que puede variar entre 10 y 15 cm. Debido al tamaño de éstas así como por su forma, se les llama cámaras tipo lápiz (fig. 2.10).

Una de las características más importantes de estas cámaras es que la respuesta, debido a la radiación en cualquier ángulo alrededor de su eje, es uniforme. Es por esta razón que se utilizan en equipos donde el tubo de rayos X gira, como es el caso de tomografía computarizada.

Por lo general, la respuesta que proporcionan estos equipos se expresa en unidades de dosis o dosis por longitud.

La cámara de ionización marca Radcal, modelo 20X6-3CT, junto con su electrómetro asociado, utilizados para las mediciones realizadas en este trabajo se muestran en la fig. 2.10. Es una cámara no sellada, de 9.1 mm de diámetro, con una longitud activa de 10 cm y paredes hechas de C552 aire equivalente. Al centro de ésta se encuentra el electrodo y cuenta con un volumen activo de 3 cm^3 .

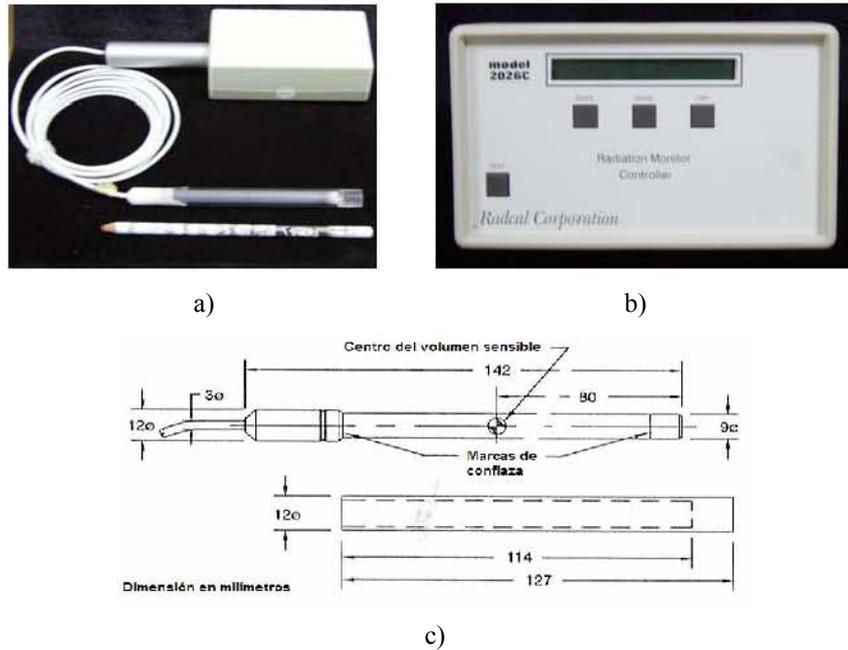


Fig. 2.10 a) Cámara de ionización tipo lápiz; para su uso se conecta al electrómetro que se muestra en b).
c) Diagrama de la cámara de ionización.

La cámara de ionización viene de fábrica acompañada por un capuchón de poliacetato, que debe cubrir la cámara al momento de insertarse en el maniquí. Este aditamento es necesario para asegurar el EPC al momento de la calibración.

Las perforaciones que se utilizan para cuantificar la dosis, al hacer uso de la cámara de ionización, son aquéllas que se encuentran a 1 cm de la superficie del maniquí y la central.

➤ Dosímetros termoluminiscentes

Para realizar un estudio dosimétrico TL en tomografía computarizada es necesario contar con un portadosímetros (Fig. 2.11) especialmente diseñado que permita colocar un paquete de 15 dosímetros de forma adyacente, en la parte central de la rebanada central; a medida que los dosímetros se colocan hacia los bordes del portadosímetros se van espaciando por una capa de acrílico de 3 mm de espesor. La longitud total del dispositivo debe tener la misma longitud que el maniquí dosimétrico en el que se insertará, en este caso, 16 cm, de manera que el paquete de dosímetros adyacentes quede centrado dentro del maniquí dosimétrico.

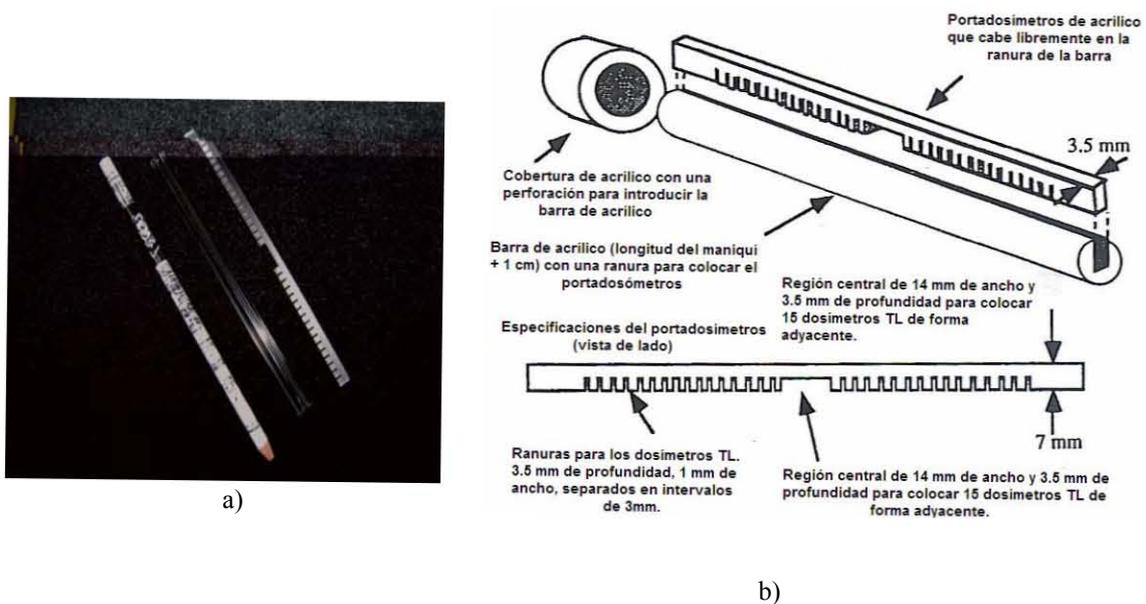


Fig. 2.11 a) Portadosímetros TL. b) Diagrama del portadosímetros [AAPM39]

➤ **Parámetros de los dosímetros TL por considerar**

Los dosímetros termoluminiscentes se utilizan ampliamente en radiodiagnóstico. Sin embargo, hay que considerar que la respuesta de un dosímetro TL, por ejemplo, la señal TL por unidad de kerma en aire (en el seno del aire), depende de un gran número de parámetros. Los más importantes son [Z00]:

1. Características del desvanecimiento.
2. Sensibilidad del dosímetro a la exposición a la luz.
3. Tratamientos térmicos de los TLD (horneado).
4. Condiciones de lectura.
5. Estabilidad de los parámetros de lectura.
6. Linealidad de la respuesta con la dosis.
7. Los coeficientes de absorción de energía del material del dosímetro.
8. Variaciones del ángulo de incidencia del haz sobre el dosímetro.
9. Autoatenuación ocasionada por la masa del dosímetro.
10. Absorción y dispersión ocasionada por la envoltura del dosímetro.
11. Eficiencia intrínseca TL dependiente de la energía de los fotones (dependencia con la LET).

Estos parámetros pueden clasificarse en tres grupos:

- A) Parámetros relacionados principalmente con factores ambientales tales como la exposición a altas temperaturas y contenidos de humedad del aire que rodea al dosímetro, así como la exposición a la luz. Este grupo incluye las características de desvanecimiento y sensibilidad a la luz.
- B) Parámetros relacionados con las operaciones que tienen lugar en el laboratorio de dosimetría, esto es, los puntos 3, 4 y 5 de la lista.
- C) Parámetros relacionados con las condiciones de irradiación, en particular la energía de los fotones (relacionada directamente con la eficiencia en la respuesta del dosímetro ante el haz de radiación) y la diferencia entre el ángulo de incidencia de la radiación durante la calibración del dosímetro y el de su uso durante la dosimetría clínica. Este grupo incluye los últimos 6 puntos enlistados.

➤ **Magnitudes dosimétricas**

A través del tiempo se han desarrollado diferentes magnitudes físicas para caracterizar la dosis debido a estudios de tomografía computarizada. Éstas varían de acuerdo con el protocolo que se utilice. A continuación se hace una breve descripción de las diferentes magnitudes.

➤ **Índice de dosis en tomografía computarizada (CTDI)**

El *CTDI* se define como la integral de la dosis en aire [C97], debida a un sólo corte en dirección del eje de rotación z , normalizada por el espesor de corte. Cuando el equipo es un tomógrafo multicorte, debe normalizarse también por el número de cortes adquiridos en una sola rotación. Podemos expresar el *CTDI* de la siguiente forma [K04]

$$CTDI = \frac{1}{NT} \int_{-\infty}^{\infty} D(z) dz \quad [\text{Gy}] \quad (2.4)$$

donde $D(z)$ es la dosis como función de la posición a lo largo del eje de rotación, z , para un sólo corte, T es el valor nominal del espesor de corte y N el número de cortes adquiridos en una sola rotación.

Al medir la dosis debida a un solo corte, es decir a lo largo de una línea, se obtiene un perfil de dosis respecto de la posición. La contribución mayor de dosis se

observa en el centro, lo que obedece a que, en la parte central, existen más elementos que contribuyen a la retrodispersión.

➤ **Índice de dosis ponderado en tomografía computarizada**

Debido a que la distribución de la dosis en el paciente no es homogénea, el *CTDI* se modifica y se renombra como $CTDI_w$, que significa índice de dosis ponderado en tomografía computarizada y se define como

$$CTDI_w = \frac{1}{3}CTDI_{100}(centro) + \frac{2}{3}CTDI_{100}(periférico) \quad [Gy] \quad (2.5)$$

donde $CTDI_{100}(centro)$ es el *CTDI* medido en el eje central del maniquí dosimétrico, y $CTDI_{100}(periférico)$ es el *CTDI* promedio medido en los cuatro orificios del maniquí dosimétrico, que se encuentran a 1 cm de la superficie de éste. En la figura 2.9 se muestra un esquema de las perforaciones del maniquí dosimétrico.



Fig. 2.9 Distribución del CTDI en un maniquí dosimétrico

➤ **Dosis promedio en barridos múltiples (MSAD)**

Este concepto se definió debido a que conforme más barridos se realicen, se contribuirá a que el perfil de dosis debido a éstos aumente. Sin embargo, la dosis promedio llega a un límite, que es cuando el primer corte y el último, se encuentran lo suficientemente separados para no contribuir a la dosis en el corte central.

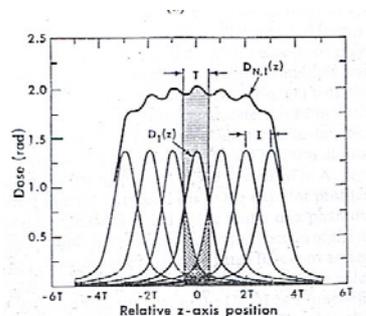


Fig. 2.10 Distribución de dosis de un estudio de siete cortes separados una distancia I. [S81]

Se define el *MSAD* como la dosis promedio en el corte central de una serie de N cortes de espesor T , con un incremento I en el desplazamiento entre los cortes contiguos.

$$MSAD = \frac{1}{I} \int_{-I/2}^{I/2} D_{N,I}(z) dz \quad [\text{Gy}] \quad (2.6)$$

donde $D(z)$ es la dosis en aire como función de la posición a lo largo del eje de rotación, z , para un solo corte e I es el avance entre cortes contiguos.

➤ **Producto de dosis por longitud**

Esta magnitud indica la dosis total recibida por un estudio completo de tomografía computarizada. Este indicador se define como

$$DLP = \sum_i CTDI_w TN \quad [\text{Gy} \cdot \text{cm}] \quad (2.7)$$

donde i representa el número de series de imágenes realizadas en el estudio, $CTDI_w$ es el $CTDI$ ponderado para cada uno de los N cortes y T es el espesor de éstos.

Recientemente el Organismo Internacional de Energía Atómica (OIEA) emitió un código de práctica internacional [IAEA06], en el que se pretende homogeneizar los indicadores de dosis. A continuación se describen las magnitudes dosimétricas de aplicación específica para CT.

➤ **Índice de kerma en aire $C_{a,100}$**

Esta cantidad se mide para una sola rotación del tomógrafo y se define como el cociente de la integral, a lo largo de una longitud de 100 mm, del kerma en aire medido en el seno del aire, a lo largo de una línea paralela al eje de rotación del equipo, entre el grosor del corte T . Es necesario que el intervalo de integración sea simétrico en el volumen del barrido. La expresión para este índice es

$$C_{a,100} = \frac{1}{T} \int_{-50}^{+50} K(z) dz \quad [\text{Gy}] \quad (2.8)$$

Esta expresión se ve modificada cuando se trata de un equipo multicorte ya que se debe incluir el número de cortes N de grosor nominal T adquiridos de manera simultánea

$$C_{a,100} = \frac{1}{NT} \int_{-50}^{+50} K(z) dz \quad [\text{Gy}] \quad (2.9)$$

NOTA: Es importante tener cuidado en interpretar correctamente el valor para el producto del número de cortes adquiridos simultáneamente (N) y el espesor nominal de corte (T), debe reflejar el ancho nominal del haz de radiación.

Las expresiones anteriores también son utilizadas en las mediciones sobre maniqués de cabeza o cuerpo, hechos de PMMA, y es necesario indicar con el subíndice adecuado en cada caso. En este caso se denotaría como $C_{PMMA,100}$.

➤ **Índice de kerma en aire ponderado C_w**

Esta magnitud se refiere a mediciones realizadas en los maniqués, ya que combina los valores de $C_{PMMA,100}$ medidos en el centro y periferia del maniqué estándar. Se define como

$$C_w = \frac{1}{3}(C_{PMMA,100,C} + 2C_{PMMA,100,P}) \quad [\text{Gy}] \quad (2.10)$$

donde el primer término con el subíndice C se refiere a la medición realizada en el centro del maniqué y el segundo término se refiere al valor promedio de las mediciones realizadas en los 4 orificios de la periferia del maniqué estándar para CT.

➤ **C_{VOL}**

Esta cantidad se utiliza en el caso de los tomógrafos helicoidales y se define como

$$C_{VOL} = C_w \frac{NT}{l} = \frac{C_w}{p} \quad [\text{Gy}] \quad (2.11)$$

donde p se conoce como el parámetro “pitch”, N es el número de cortes adquiridos en forma simultánea, T es el grosor nominal del corte y l la distancia que recorre la mesa por rotación helicoidal o bien entre los barridos consecutivos.

Las tres magnitudes anteriores pueden ser normalizadas por P_t que se refiere al producto de la corriente de exposición del tubo por el tiempo de barrido para un sólo barrido axial. Cuando estas magnitudes se normalizan esto se indica colocando el subíndice n antecediendo a la magnitud (${}_n C_{a,100}$, ${}_n C_w$, ${}_n C_{VOL}$).

➤ **Producto kerma en aire- longitud $P_{KL,CT}$**

Se determina a través del maniquí estándar de dosimetría para CT para un estudio completo de CT. Esta cantidad se define como

$$P_{KL,CT} = \sum_j^n C_{VOL_j} l_j P_{Iij} \quad (2.12)$$

donde el índice j representa cada secuencia de barrido helicoidal que forma parte de la prueba, l_j es la distancia que se mueve la mesa entre o durante rotaciones consecutivas y P_{Iij} es el producto de la carga por el tiempo debido a un estudio completo.

2.5 Normativa

2.5.1 Programa de garantía de calidad

La implantación de un programa de Garantía de Calidad, asegura que los exámenes realizados en el servicio sean los necesarios y apropiados de acuerdo con el problema médico que se presente. Estos programas implican el desarrollo de políticas y el establecimiento de procedimientos de revisión. Los exámenes deben ser realizados de acuerdo con protocolos clínicos ya aceptados, con personal médico y técnico adecuadamente capacitado, con equipos previamente seleccionados que se encuentren funcionando correctamente, y en condiciones seguras, con un costo mínimo y con la satisfacción tanto del paciente como del médico referente.

Con objeto de asegurar que el sistema de tomografía funciona correctamente es necesario aplicar un Programa de Control de Calidad (CC) que consiste en la realización de pruebas que comprueben que el equipo funciona dentro de los criterios de aceptación establecidos por la autoridad correspondiente. La Secretaría de Salud ha emitido la Norma Oficial Mexicana NOM-229-SSA1-2002, en la que se establecen las pruebas de control de calidad que se deben practicar a un sistema de tomografía computarizada; éstas incluyen pruebas de calidad de imagen y dosis, entre otras. Esta norma también regula la frecuencia de estas pruebas, así como los criterios de aceptación que se deben cumplir.

2.5.2 NOM-229-SSA1-2002

Para la regulación de equipos de rayos X con fines de diagnóstico médico, dentro de nuestro país, existe la Norma Oficial 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.

Esta norma se emite con el fin de garantizar la satisfacción y protección de todas las personas relacionadas con el servicio médico que utiliza rayos X, como son los pacientes, médicos, personal ocupacionalmente expuesto y público en general. Esta es una norma que se debe cumplir a nivel nacional y debe ser observada por todos los propietarios, titulares, responsables y asesores especializados en seguridad radiológica, de equipos de rayos X y establecimientos para diagnóstico médico que utilicen equipos generadores de rayos X.

Dentro de esta norma se establecen diferentes criterios de diseño, construcción y conservación de instalaciones tanto fijas como móviles, requisitos técnicos para la adquisición y vigilancia del funcionamiento de los equipos de diagnóstico médico con rayos X, requisitos sanitarios, así como criterios y requisitos de seguridad radiológica.

En esta norma se regula el uso de las diversas modalidades de diagnóstico en los que se utilizan rayos X, como son: radiografía convencional, mamografía, fluoroscopia, panorámica dental y, en nuestro caso particular, tomografía computarizada.

Se tratará, con mayor detalle, lo relativo a tomografía computarizada en el siguiente capítulo.

Capítulo III

Método Experimental

3.1 Calidad de la imagen.

Dentro de la Norma Oficial Mexicana, NOM-229-SSA1-2002, se establece una serie de pruebas de control de calidad para verificar el funcionamiento de los equipos de rayos X. Las pruebas de control de calidad se realizaron usando los protocolos y el maniquí de constancia desarrollados en el IFUNAM [Ch05], y bajo las condiciones preestablecidas por el fabricante del tomógrafo para un estudio de cráneo: 120 kV y 180 mAs.

El maniquí de constancia está conformado por tres módulos: lucita, aire y agua (fig. 3.1), que sirven para realizar las pruebas que a continuación se mencionan:

- Calibración del No. CT.
- Constancia del No. CT.
- Uniformidad del número CT.
- Dependencia del No. CT del espesor de corte.
- Dependencia del No. CT del algoritmo de reconstrucción.
- Resolución de alto contraste.



Fig. 3.1 Maniquí de constancia. [Ch05]

Se realizaron tres pruebas más, usando ahora el maniquí dosimétrico (fig. 2.9), que fueron:

- Espesor de corte
- Coincidencia de la posición del corte axial con el sistema de luces
- Inclinación del gabinete.

De estas pruebas, las primeras dos se realizaron de acuerdo con los procedimientos descritos en [V06].

La última prueba se hizo utilizando películas de tinte radiocrómico. Éstas se colocaron entre dos placas de lucita de $10 \times 10 \times 6 \text{ cm}^3$, formando un emparedado, que se ubicó sobre una base de lucita que cuenta con un sistema de nivelación. La prueba consiste en realizar cinco exposiciones para diferentes ángulos del gabinete (-15, -10, 0, 10 y 15 grados). La película cambia de tonalidad debido a la interacción de los rayos X obteniéndose una imagen con forma de la mitad de una estrella; a partir de ésta, se comprueban los ángulos de inclinación.

3.2 Dosimetría con cámara de ionización.

Para la medición de la dosis se utilizó un maniquí dosimétrico (fig. 2.9) que simula el abdomen de un paciente pediátrico hecho de PMMA (polimetil metacrilato), junto con una cámara de ionización tipo lápiz, marca Radcal, modelo 20X6-3CT y el electrómetro asociado (figura 2.10); todo este equipo es propiedad del Instituto de Física de la UNAM.

3.2.1 Dosis en maniquí

➤ Determinación del índice de kerma en aire en tomografía computarizada

$C_{a,100}$

La cámara de ionización se colocó sin el capuchón, en el seno del aire libre, a aproximadamente 25 cm del borde de la mesa de exploración, para evitar retrodispersión, de tal forma que el eje de la cámara coincidiera con el eje de rotación del tomógrafo y el centro de la cámara coincidiera con la luz correspondiente del sistema de láseres del tomógrafo.

Se realizó un estudio de abdomen, en el que se irradiaron por completo los 10 cm de longitud activa de la cámara de ionización. Una vez terminado el estudio, se registraron las lecturas del electrómetro.

Para determinar el índice de kerma en aire, se recurrió a la expresión dada por el Código de práctica [IAEA06]

$$C_{a,100} = \frac{1}{NT} \overline{M} N_{P_{KL}, Q_0} k_Q k_{TP}$$

donde N es el número de cortes adquiridos simultáneamente,

T es el espesor nominal del corte,

\overline{M} es la lectura promedio de la cámara de ionización,

$N_{P_{KL,0}}$ es el coeficiente de calibración en términos del producto kerma en aire longitud,

k_Q es el factor que corrige las diferencias en la respuesta debidas a las calidades de calibración y medición,

k_{TP} es el factor de corrección por temperatura y presión atmosférica en el sitio en que se mide.

En nuestro caso, el electrómetro utilizado mide la presión y la temperatura, calcula k_{TP} y corrige la lectura que entrega, por este factor. Se proporcionarán los valores de estos parámetros simplemente como referencia.

➤ **Determinación del índice de kerma en aire ponderado en tomografía computarizada C_w**

El Código de Práctica especifica que para realizar mediciones con el maniquí dosimétrico (figura 2.9) y la cámara de ionización, el maniquí debe colocarse de tal forma que una de las perforaciones de medición se encuentre en la posición donde el kerma en aire en PMMA sea máximo. Por esta razón se realizó una prueba preliminar para saber en qué orientación debía colocarse el maniquí dosimétrico.

La prueba consistió en hacer una medición bajo el procedimiento correspondiente a un estudio de abdomen, en cada una de las perforaciones, para tres diferentes orientaciones del maniquí. Se giró en dos ocasiones a éste, un ángulo de 30° hasta regresar a la orientación original. La figura 3.2 muestra las tres posiciones con las cuales se obtuvieron los resultados de la prueba para encontrar la posición de la perforación donde el kerma en aire en el maniquí dosimétrico fuera máximo.

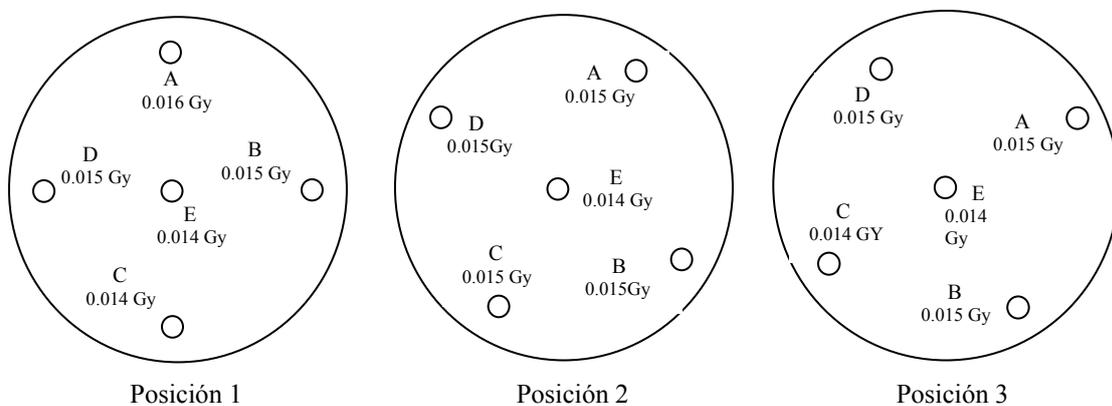


Fig. 3.2 Resultados de las pruebas para la orientación del maniquí en el tomógrafo.

Para realizar la determinación del índice de kerma en aire ponderado en tomografía computarizada, C_w , se colocó el maniquí dosimétrico en la posición 1 sobre la mesa de exploración y se introdujo la cámara de ionización en alguna de las perforaciones antes mencionadas, como se observa en la figura 3.3, donde la cámara de ionización se encuentra en la perforación superior del maniquí dosimétrico. En cada perforación se realizó un par de veces el estudio de abdomen bajo las mismas condiciones, y se registraron las lecturas del electrómetro asociado.



Fig. 3.3 Maniquí dosimétrico con cámara de ionización en posición superior.

Para determinar el índice de kerma en aire ponderado en tomografía computarizada, se tiene la siguiente expresión de acuerdo con el Código de práctica [IAEA06]

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

donde

$$C_{PMMA,100,c} = \frac{1}{NT} \overline{M}_c N_{P_{KL}, Q_0} k_Q k_{TP}$$

$$C_{PMMA,100,p} = \frac{1}{NT} \overline{M}_p N_{P_{KL}, Q_0} k_Q k_{TP}$$

Los factores de corrección y coeficientes de calibración son los mismos que los mencionados para el caso del índice de kerma en aire. Al igual que en el caso anterior, se proporcionarán los valores de la presión y la temperatura como referencia.

3.2.3 Dosis en pacientes

En el Código de práctica, los índices antes mencionados se refieren a dosis en maniquí y es a través de éstos que se pueden obtener otros dos índices, referentes a dosis en pacientes, que son: C_w y $P_{KL,CT}$.

Las definiciones de estos índices se mencionaron en el capítulo II, pero se recuerda su definición (ec. 2.11 y 2.12)

$$C_{VOL} = C_w \frac{NT}{l}$$

$$P_{KL,CT} = \sum_j^n C_{VOLj} l_j P_{tj}$$

3.3 Dosimetría termoluminiscente

Tal y como se estableció en la sección 2.4, para realizar las mediciones con los dosímetros TL, se deben tomar en consideración los parámetros ahí mencionados.

Los parámetros descritos en A) y B) están considerados dentro del “Protocolo para el manejo y preparación de los dosímetros termoluminiscentes (TLD- 100) del Laboratorio de Dosimetría de la Radiación del Instituto de Física”. Es por esto, que para asegurar la confiabilidad de los datos obtenidos se trabajó en estricto apego a este protocolo.

Con respecto a los parámetros mencionados en C) estos deberán considerarse por el Laboratorio Secundario de Calibración, en el momento de calibrar los dosímetros TL. Durante la calibración se deberán establecer condiciones de irradiación similares a aquéllas que prevalecerán en el momento de usarse los dosímetros, durante mediciones clínicas. Además de lo anterior, la calibración deberá ser trazable a un Laboratorio Primario. Para la realización de este trabajo no se cuenta con dosímetros calibrados, por lo que se harán ciertas consideraciones que den como resultado la obtención de datos con el mayor grado de exactitud posible. Cabe destacar que los resultados deben corregirse por la dependencia de la respuesta con la energía y con el ángulo de incidencia de la radiación, ya que de no hacerlo se pueden cometer serios errores en la evaluación de la dosis.

Se sabe que para los intervalos de dosis encontrados en radiología diagnóstica, y en particular en tomografía computarizada, existe una relación lineal entre la dosis y la respuesta para los dosímetros tipo TLD-100 (LiF:Mg,Ti) [Z00].

La absorción y la dispersión ocasionadas por la envoltura del dosímetro no existirán, ya que en este caso el dosímetro se encontrarán directamente sobre el portadosímetros de acrílico, por lo que no se encuentra involucrada envoltura alguna.

En los dos apartados siguientes se revisará la situación para los dos parámetros que pueden afectar mayormente los resultados.

➤ **Eficiencia relativa de los dosímetros TL**

La eficiencia relativa para los dosímetros termoluminiscentes, proporciona el cociente entre la respuesta de éstos, por unidad de exposición, cuando son irradiados con haces de diferente energía. En este caso las irradiaciones se hicieron con rayos γ de ^{60}Co y con un haz de rayos X de baja energía. Esta situación se discute en el Apéndice C.

➤ Rayos γ de ^{60}Co

Para poder usar la eficiencia relativa, es necesario conocer la respuesta de los dosímetros TL, irradiados con rayos γ de ^{60}Co como función de la exposición. Debido a que las irradiaciones se hicieron bajo EPC, se utilizan las ecuaciones (1.27) y (1.29) para determinar la exposición a partir de la dosis en agua.

Usando los valores de la respuesta TL de los dosímetros irradiados y los valores de exposición, se tiene que $\left(\frac{RTL}{X}\right)_{^{60}\text{Co}} = 0.1078 \pm 0.0007 \frac{nC}{R}$, que es el denominador de la eficiencia relativa η (apéndice C).

➤ Rayos X

La exposición en el campo de rayos X se determina usando la expresión para la eficiencia relativa (ver Apéndice C).

$$X_X = \frac{RTL_X}{\left(\frac{RTL}{X}\right)_{^{60}\text{Co}} \eta_{100,^{60}\text{Co}}} \quad (3.1)$$

donde $\eta_{100,^{60}\text{Co}}$ es la eficiencia relativa de los dosímetros TL de acuerdo con [G04] y RTL_X es la respuesta de los dosímetros TL debida a un haz de rayos X.

Las medidas realizadas en el tomógrafo computarizado con los dosímetros TL se utilizan para determinar el MSAD, por lo cual se necesita obtener la dosis absorbida en aire. A partir de la exposición se tiene que

$$D_{aire} (Gy) = 0.876 \times 10^{-2} X_x (R) \quad [Gy] \quad (3.2)$$

➤ **Variaciones del ángulo de incidencia del haz sobre el dosímetro**

Para este caso, se ha encontrado en la literatura [Z00] la gráfica que aparece en la figura 3.4. Esta gráfica muestra la respuesta relativa calculada para un dosímetro TLD-700 de 3.2 mm x 3.2 mm x 0.9 mm como función de la orientación del dosímetro durante la irradiación con tres diferentes calidades de haz. Mo/Mo a 28 kV; C60: 80 kV, con CHR = 2.76 mm Al; y C80: 120 kV, con CHR = 6.31 mm Al. Un ángulo de incidencia de 90° indica una incidencia perpendicular del haz a la superficie más amplia del dosímetro.

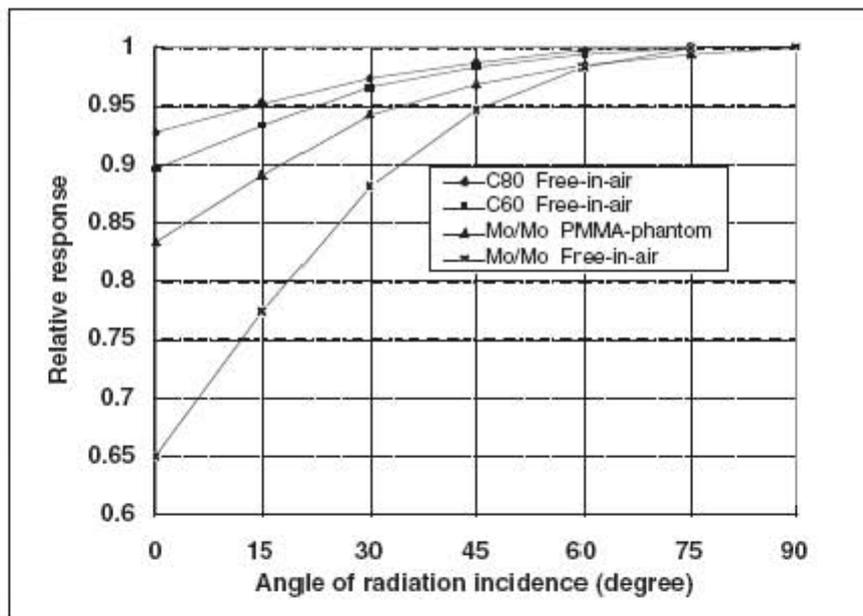


Fig. 3.4 Respuesta relativa calculada para un dosímetro TLD-700 de 3.2 mm x 3.2 mm x 0.9 mm como función de la orientación del dosímetro durante la irradiación con tres diferentes calidades de haz. Mo/Mo a 28 kV; C60: 80 kV, con CHR = 2.76 mm Al; y C80: 120 kV, con CHR = 6.31 mm Al. Un ángulo de incidencia de 90° indica una incidencia perpendicular del haz a la superficie más amplia del dosímetro. [Z00]

Se empleará esta gráfica, sabiendo que la respuesta del TLD-700 (LiF:MgTi, 100% ^7Li , 0% ^6Li), para este caso, es similar a la del TLD 100 (LiF:Mg,Ti, 93% ^7Li , 7% ^6Li).

Considerando que a) para caso de Mo/Mo la respuesta relativa en maniquí es mayor que cuando se realiza la medición en aire, b) el valor de la respuesta relativa, para un haz como los usados en tomografía (ver C60 y C80), se incrementa al aumentar la tensión en el tubo, y c) para una incidencia de la radiación a 0° se tiene para C60 una respuesta relativa del 90% y para C80 del 93%, se propone para este caso un valor de la respuesta relativa debido al ángulo de incidencia del haz sobre el dosímetro del 95%

3.3.1 Protocolo para el manejo y preparación de los dosímetros termoluminiscentes (TLD- 100)

Dentro del laboratorio de dosimetría de la radiación del Instituto de Física, se sigue un protocolo para el manejo de los dosímetros termoluminiscentes. En este caso se utilizaron dos lotes nuevos de 47 dosímetros cada uno de LiF:Mg, Ti, a los cuales se les conoce comúnmente como TLD-100. En la tabla 3.1 se muestran los resultados de homogeneidad para el lote completo, es decir para los 94 dosímetros. La dimensión de éstos es de $3.2 \times 3.2 \times 0.9 \text{ mm}^3$.

3.3.1.1 Tratamiento térmico

Los dosímetros son sometidos a un tratamiento térmico previo a cada irradiación con el objetivo de vaciar las trampas termoluminiscentes que pueden estar ocupadas por algún portador de carga.

El tratamiento térmico que se utiliza en dicho laboratorio consiste en dos horneados. El primer horneado tiene una duración de 1 hora a una temperatura de 400°C (Horno FELISA). Una vez terminado, se espera alrededor de 15 minutos para que los dosímetros lleguen a temperatura ambiente, para después ser sometidos a un segundo horneado con una duración de 2 horas a 100°C (Horno Thelco). El laboratorio se mantiene a una temperatura de 19°C .

Ambos horneados tienen un objetivo particular, en el caso del primero es borrar la señal acumulada que puedan tener los dosímetros así como dispersar las impurezas que dan lugar a los niveles dentro de la banda prohibida de energía. El segundo horneado se realiza para inhibir los picos de baja temperatura de las curvas de brillo.

El horneado debe ser homogéneo, por lo que los dosímetros son colocados en placas metálicas cuyas dimensiones son de 10.0 x 6.0 x 0.2 cm³, que tienen nichos circulares identificables para no perder la identidad de éstos.

3.3.1.2 Lectura de los dosímetros TL

Para poder saber cual es la respuesta que tienen los dosímetros después de haber sido expuestos a un campo de radiación, es necesario calentarlos para que emitan una señal luminosa relacionada con la dosis recibida. Estas lecturas se realizan en el laboratorio de dosimetría el IFUNAM, con un equipo lector termoluminiscente marca Harshaw 3500. Éste consiste de una fuente de alto voltaje, una plancheta de calentamiento, un tubo fotomultiplicador y un sistema electrónico que despliega la información en el monitor de la PC, como el que se mostró en la figura 1.12 del capítulo I.

El dosímetro es colocado en la plancheta, la cual se calienta a través del paso de corriente eléctrica. Al estar en contacto el dosímetro con la plancheta, se calienta y emite luz que llega al tubo fotomultiplicador para ser convertida en una señal eléctrica amplificada. Esta señal es integrada por el equipo en un intervalo de temperatura y finalmente se despliega en la pantalla como una curva de brillo. El área bajo la curva de brillo es la respuesta que tiene el dosímetro TL (en unidades de carga) y sus unidades son submúltiplos de C.

Antes de realizar la lectura, es necesario suministrar N₂ al equipo (por un lapso de 20 minutos), para crear una atmósfera inerte en la parte del equipo donde se encuentra la plancheta, con el propósito de evitar la oxidación de la plancheta que pueda ocurrir debido al incremento de la temperatura y que puedan alterar así la señal TL.

Las lecturas que se obtienen en cualquier trabajo realizado en el laboratorio de dosimetría del IFUNAM, deben ser confiables y reproducibles, por lo que se opera bajo las mismas condiciones:

- Voltaje de operación del tubo fotomultiplicador: 897 V.
- Ventana de integración: (18, 300) °C.
- Tasa de calentamiento: 10 °C s⁻¹.
- Tiempo de lectura: 33 s.
- Suministro de nitrógeno: activado.
- Temperatura del laboratorio: 19 °C.

Dentro del laboratorio se lleva a cabo un registro de la señal de referencia cada vez que se utiliza el equipo. Esta señal de referencia es producida por una fuente luminosa de intensidad constante cuando se expone el tubo fotomultiplicador, lo que sucede al sacar la plancheta del equipo. Esta señal se integra por un intervalo de tiempo de 10 segundos y debe mantenerse constante, dentro de los parámetros de lectura habituales, para poder suponer que el equipo se encuentra funcionando de manera adecuada.

3.3.1.3 Caracterización de los dosímetros TL

Para poder utilizar los dosímetros es necesario conocer la respuesta de éstos a una dosis conocida. Es así como podemos identificarlos para estudiar su respuesta de forma individual y compararla con el promedio del lote. Esta es la primera parte de la caracterización del lote que consiste en tres fases: homogeneidad, reproducibilidad y calibración.

➤ Homogeneidad

En la prueba de homogeneidad se irradió el lote completo de dosímetros a una dosis de 436 mGy (43.6 rad) utilizando la fuente emisora de partículas β^- de $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ propiedad del IFUNAM. La tasa de dosis reportada al 30 de junio de 2005 fue de 3.78 mGy s⁻¹ (0.378 rad s⁻¹).

Una vez que se obtuvo el valor de la señal TL individual de los dosímetros, se realizó un análisis estadístico para obtener el promedio (\bar{X}) de las respuestas y su desviación estándar (σ), que se muestra en la tabla 3.1, además del cálculo para el factor de sensibilidad de cada uno de los dosímetros que se encuentra a través de la siguiente expresión.

$$f_i = \frac{\bar{X}}{X_i} \quad (3.3)$$

donde \bar{X} es el promedio de la señales TL y X_i es la señal i-ésima de los dosímetros TL.

Tabla 3.1 Resultados de las pruebas de homogeneidad.

No. dosímetro	Respuesta (μC)	Factor sensibilidad
1	4.158	1.065
2	4.322	1.025
3	4.378	1.011
4	4.819	0.919
5	4.582	0.967
6	4.297	1.031
7	4.423	1.001
8	4.588	0.965
9	4.508	0.983
10	4.625	0.958
11	4.562	0.971
12	4.578	0.968
13	4.469	0.991
14	4.284	1.034
15	4.395	1.008
16	4.615	0.960
17	4.626	0.958
18	4.320	1.025
19	4.225	1.048
20	3.846	1.152
21	4.513	0.982
22	4.238	1.045
23	4.324	1.024
24	4.579	0.967
25	4.747	0.933
26	4.240	1.045
27	4.415	1.003
28	4.352	1.018
29	4.699	0.943
30	4.458	0.994
31	4.280	1.035
32	4.574	0.968
33	4.548	0.974
34	4.289	1.033
35	4.701	0.942
36	4.633	0.956
37	4.534	0.977
38	4.499	0.985
39	4.594	0.964
40	4.807	0.921
41	4.602	0.963
42	4.547	0.974
43	4.467	0.992
44	4.412	1.004
45	4.712	0.940
46	4.118	1.076
47	4.700	0.942
48	4.493	0.986
49	4.577	0.968
50	4.367	1.014
51	4.620	0.959
52	4.421	1.002
53	4.412	1.004
54	4.653	0.952
55	4.362	1.015
56	4.402	1.006
57	4.543	0.975
58	4.348	1.018
59	4.488	0.987
60	4.412	1.004
61	4.304	1.029
62	4.435	0.998
63	4.376	1.012
64	4.374	1.012
65	4.454	0.994
66	4.520	0.980
67	4.491	0.986
68	4.457	0.993
69	4.442	0.997
70	4.321	1.025
71	4.369	1.013
72	4.471	0.990
73	4.495	0.985
74	4.204	1.053
75	4.351	1.018
76	4.408	1.004
77	4.334	1.022
78	4.174	1.061
79	4.234	1.046
80	3.944	1.123
81	4.552	0.973
82	4.396	1.007
83	4.242	1.044
84	4.367	1.014
85	4.507	0.982
86	4.255	1.041
87	3.950	1.121
88	4.397	1.007
89	4.374	1.012
90	4.213	1.051
91	4.430	0.999
92	4.414	1.003
93	4.476	0.989
94	4.380	1.011
Promedio	4.43	
Desv. Est.	0.17	

➤ Reproducibilidad

Con los resultados de la prueba de homogeneidad se escogió un sub lote de 20 dosímetros tales que su respuesta se encontrara en un intervalo de $\bar{X} \pm 1\sigma$ para continuar con la caracterización del lote. Estos 20 dosímetros se utilizaron para efectuar las pruebas de reproducibilidad. Estas pruebas consisten en repetir el tratamiento térmico, irradiación y lectura del sub lote de dosímetros. Estas pruebas se llevaron a cabo cinco veces y se encontró que el promedio de dichas lecturas junto con su desviación estándar fue de $4.37 \pm 0.09 \mu\text{C}$ (2.0%).

➤ Calibración del lote

En esta tercera parte de la caracterización del lote, se realiza una curva de calibración que permita relacionar la respuesta de los dosímetros TL con la dosis, en un intervalo útil de radiación. Los dosímetros seleccionados para ser utilizados en esta última parte de la caracterización fueron los mismos que en la parte de reproducibilidad. Es por esta razón que a los puntos de la curva se les asoció la misma incertidumbre que en el caso de reproducibilidad (2.0%).

Para realizar la curva de calibración se escogió un subconjunto de dosímetros utilizados en la prueba de reproducibilidad y se les irradió a diferentes dosis. Siguiendo el mismo protocolo de tratamiento térmico y lectura de éstos, se obtuvo la respuesta de los dosímetros, y se graficó finalmente la curva de calibración (fig. 3.5), que representa la respuesta en función de la dosis. Es entonces, con la curva de calibración y el valor de la pendiente, que se puede determinar la dosis de un dosímetro TL que ha sido expuesto a un campo de radiación.

Se utilizó, para la irradiación de los dosímetros, la fuente de ^{60}Co , propiedad del IFUNAM, cuya tasa de dosis en agua fue de $0.47 \pm 0.02 \mu\text{Gy s}^{-1}$, reportada el 30 de junio de 2005. El intervalo de dosis utilizado fue de 5 a 155 mGy. Las irradiaciones se hicieron bajo condiciones de EPC y se puede observar de la figura 3.5 que la respuesta es lineal en el intervalo de dosis estudiado.

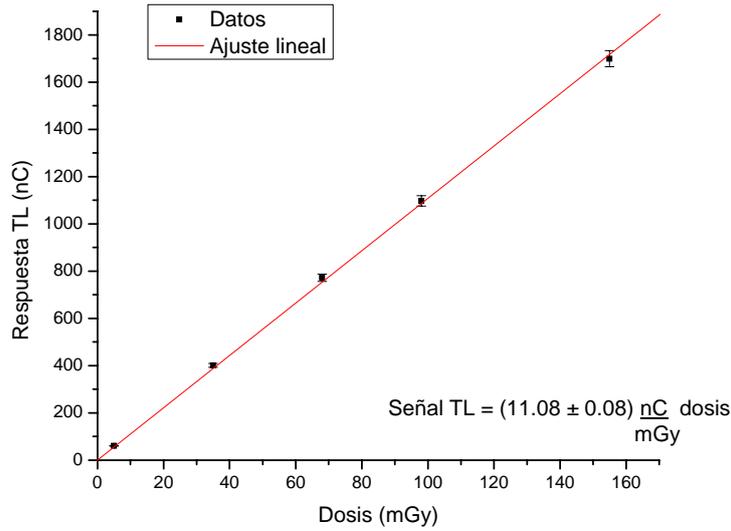


Fig. 3.5 Curva de calibración realizada con la fuente de ^{60}Co del IFUNAM.

➤ Determinación del MSAD

De la misma forma en que se efectuaron las mediciones con la cámara de ionización en el maniquí dosimétrico, para medir la dosis con dosímetros TL, se colocó un lote de 47 dosímetros en un portadosímetros, el cual se podía introducir en alguna de las perforaciones del maniquí (figura 3.6). Los dosímetros TL se sometieron a un estudio de abdomen bajo las mismas condiciones que la cámara de ionización. El procedimiento que se seguía con éstos para obtener la señal TL se describe en la sección 3.3.1.



Fig. 3.6 Maniquí dosimétrico con portadosímetros en la posición superior.

Con los dosímetros TL se determinó el MSAD que se definió en la ecuación 2.6 del capítulo II

$$MSAD = \frac{1}{I} \int_{-I/2}^{I/2} D_{N,I}(z) dz$$

Capítulo IV

Resultados

4.1 Resultados de las pruebas de control de calidad para verificar el funcionamiento de un equipo de Tomografía Computarizada.

A continuación se muestran los resultados obtenidos de las pruebas establecidas en la NOM-229-SSA1- 2002, realizadas en el mes de marzo de 2007 a un equipo de tomografía computarizada marca Siemens, modelo Somatom Sensation 16, perteneciente al Hospital Infantil de México Federico Gómez.

Para llevar a cabo las pruebas de control de calidad que a continuación se muestran, se utilizaron dos maniqués; uno de constancia y otro dosimétrico, películas radiográficas y de tinte radiocrómico. Los parámetros utilizados en todas las pruebas fueron 120 kV y 180 mAs, que corresponden a un estudio de cabeza de acuerdo con los protocolos preestablecidos por el software del tomógrafo.

1. Calibración del número CT

Prueba que debe realizarse de forma semanal, en la que se exponen dos de los módulos del maniquí de constancia, el de aire y el de agua. En dichos módulos se realiza el estudio de cabeza antes mencionado y se toman regiones de interés (ROI) al centro de las imágenes producidas, para medir el valor del número CT. Estos valores se comparan con los establecidos en la NOM.

Las ROI se pueden seleccionar para una región determinada de una imagen, donde el software de la computadora asociada al equipo de CT, muestra el valor del número CT, el área, así como los pixeles considerados en la ROI.

	No.° CT Agua	Área (mm ²)	Pixeles
Promedio	-1.4 ± 0.4	14.8	103

	No. CT Aire	Área (mm ²)	Pixeles
Promedio	-1001.2 ± 0.3	15.0	104

Criterio de aceptación: Se establece que una exposición en aire debe producir un número CT promedio de -1000 ± 5 y en agua de 0 ± 5 en UH.

Cumple NOM: Sí.

2. Constancia del número CT

Prueba que debe realizarse de forma quincenal en la que sólo se utiliza el módulo de agua del maniquí de constancia. Análogamente se realiza un estudio de cabeza y en las imágenes producidas se toman 5 regiones de interés: al centro, arriba, abajo, derecha e izquierda. Se mide el valor del número CT de éstas y se verifica su constancia.

Regiones	No. CT Agua	Área (mm ²)	Pixeles
Centro	0.9 ± 0.4	15	104
Derecha	-1.9 ± 0.5	15	104
Izquierda	-1.7 ± 0.5	15	104
Arriba	0.13 ± 0.7	15	104
Abajo	0.9 ± 0.5	15	104
Promedio	-0.3 ± 1.4	15	104

Criterio de aceptación: El valor del número CT debe permanecer constante en las diferentes regiones de interés, no deben diferir en ± 5 UH del promedio.

Cumple NOM: Sí.

3. Uniformidad del número CT

Prueba trimestral en la que se utiliza el módulo de lucita del maniquí de constancia o cualquier otro maniquí lleno de algún medio atenuador. La prueba se realiza como en el caso anterior. Se seleccionan las diferentes regiones de interés y se mide el valor del número CT. Éstos deben permanecer constantes.

Regiones	No. CT Acrílico	Área (mm ²)	Pixeles
Centro	114.2 ± 7.0	7.5	103
Derecha	118.9 ± 2.7	7.5	103
Izquierda	118.2 ± 11.4	7.5	103
Arriba	118.4 ± 5.2	7.7	104
Abajo	125.7 ± 4.5	7.2	102
Promedio	119.1 ± 3.3	7.4	103

Criterio de aceptación: El promedio del número CT medido sobre cualquier región de interés de 100 píxeles, o bien de cualquiera otra región de interés equivalente, no debe diferir en ± 5 UH del promedio para otra región de interés equivalente.

Cumple NOM: Sí.

4. Dependencia del número CT del espesor de corte

Prueba que debe realizarse cada seis meses, en la que se expone el módulo de lucita, o bien cualquier otro maniquí que sirva como un medio atenuador. Se realiza un estudio con diferentes espesores de corte. En cada una de las imágenes para los diferentes espesores de corte, se selecciona una región de interés de 100 píxeles o cualquier otra ROI equivalente al centro y se mide el valor del número CT.

Cortes (mm)	No. CT Acrílico	Área (mm ²)	Píxeles
1	116.9 \pm 3.4	0.08	103
2	114.5 \pm 3.5	0.07	103
3	115.8 \pm 0.6	0.08	103
5	112.1 \pm 5.3	0.08	104
10	97.6 \pm 3.5	0.08	103
Promedio	111.4 \pm 7.9	0.08	103

Criterio de aceptación: El promedio del número CT de una región de interés o de 100 píxeles al centro del maniquí lleno de algún material atenuador, no debe diferir en ± 5 UH para cualquier espesor de corte.

Cumple NOM: Sí

5. Dependencia del número CT del algoritmo de reconstrucción

Prueba que debe realizarse cuando menos una vez al año. Ésta se realiza en un maniquí lleno de algún medio atenuador. La prueba se lleva a cabo para tres estudios con diferentes algoritmos de reconstrucción. Para el tomógrafo estudiado, se consideraron tres algoritmos de reconstrucción: homogéneo, definido y muy definido. Se toman regiones de interés al centro de las imágenes producidas por éstos y se mide el valor del número CT.

Homogéneo		
No. CT Acrílico	Área (mm ²)	Pixeles
114.2 ± 6.1	7.6	103

Definido		
No. CT Acrílico	Área (mm ²)	Pixeles
117.6 ± 2.9	7.4	103

Muy definido		
No. CT Acrílico	Área (mm ²)	Pixeles
112.8 ± 6.1	8.0	104

Criterio de aceptación: El promedio del número CT para una exposición no debe diferir en ± 5 UH si se cambia el algoritmo de reconstrucción.

Cumple NOM: Sí.

6. Resolución de alto contraste

Prueba trimestral en la que se utiliza el módulo de lucita del maniquí de constancia, en el cual se encuentran una serie de perforaciones de diferentes diámetros. Se realiza un estudio sobre éste y se observa la visibilidad de las 6 perforaciones con diámetro de 1 mm.

	Perforación 1	Perforación 2	Perforación 3	Perforación 4	Perforación 5	Perforación 6
Visibilidad	Sí	Sí	Sí	Sí	Sí	Sí

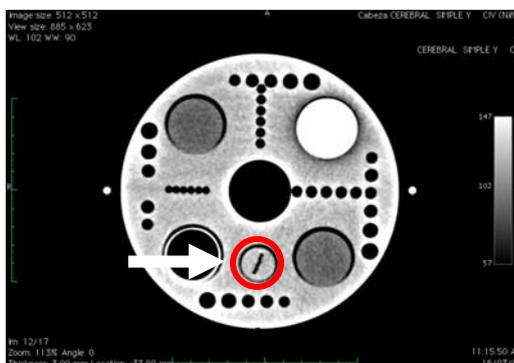


Fig. 4.1 Prueba de resolución de alto contraste. El círculo muestra las perforaciones con 1 mm de diámetro.

Criterio de aceptación: Los postes de 1 mm de diámetro u otros objetos equivalentes deben ser visibles en la imagen cuando la atenuación del haz de rayos X de los postes difiere por 10% o más del medio que los rodea.

Cumple NOM: Sí.

7. Coincidencia de la posición del corte axial con el sistema de luces para la ubicación del paciente.

Prueba trimestral en la cual se verifica la posición del corte axial con el sistema de luces del gantry. Para realizar la prueba se requiere una película radiográfica cubierta con una bolsa negra, que se coloca sobre el maniquí dosimétrico para simular al paciente. Se hace una marca con un alfiler donde incide la luz láser sobre la película, lo que indica que a partir de ahí se realizarán los cortes. Se efectúa el estudio y se revisa si la marca del alfiler coincide con la franja oscura de la película debida a la radiación.

Marca de alfiler	0 mm
Franja oscura	5.7 mm

Criterio de aceptación: La posición del corte axial debe coincidir con el sistema de luces del equipo dentro de ± 1 mm.

Cumple NOM: No.

8. Espesor de corte

Prueba trimestral en la que se verifica el espesor de corte nominal. Para llevar a cabo esta prueba se utiliza una película radiográfica cubierta en una bolsa negra que se coloca sobre el maniquí dosimétrico. Se efectúa un estudio indicando los cortes y el grosor de éstos. Una vez finalizado el estudio se revela la película y se observan las franjas negras en la película radiográfica debido al estudio. Se miden las franjas para obtener el espesor de los cortes.

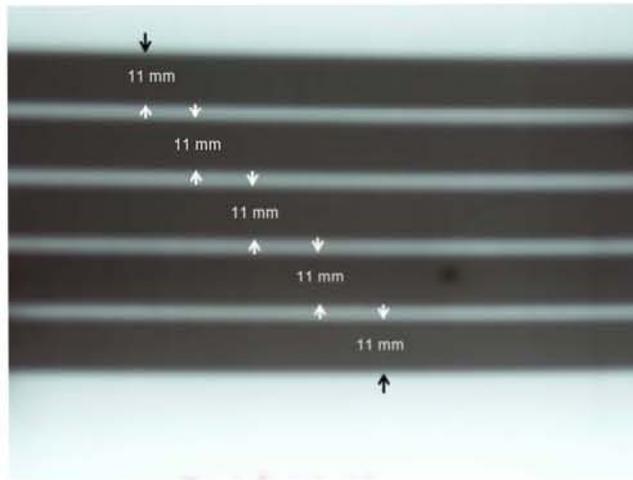


Fig. 4.2 Imagen radiográfica para la prueba de espesor de corte.

NOTA: Durante la realización de esta prueba, se observa que para diferentes tamaños de corte programados, el equipo emite un haz de rayos X estándar de 11mm de espesor, independientemente del espesor de corte que se le pida como se muestra en la figura 4.2. Lo que hace el equipo es colimar el haz que llega a los detectores así como activar solamente una parte del volumen sensible de los detectores idéntica al valor total de los espesores de corte solicitados durante el estudio.

Para comparar el tamaño de corte medido con el nominal, se realizó otra prueba, consistente en la irradiación de un maniquí de madera de forma piramidal, de dimensiones conocidas, incrustado en una base de madera en forma de prisma rectangular con una perforación cónica central (figura 4.3). De acuerdo con el número de imágenes obtenidas de la pirámide (figura 4.4), las dimensiones de ésta, así como el espesor de corte programado, se determinó, a través de cálculos trigonométricos, el cumplimiento de la prueba.



Fig. 4.3 Maniquí de madera. Se observa la pirámide y la base en forma de prisma rectangular, en la que se ha maquinado una perforación cónica en donde se inserta la pirámide. La llave se colocó con fines de referencia.

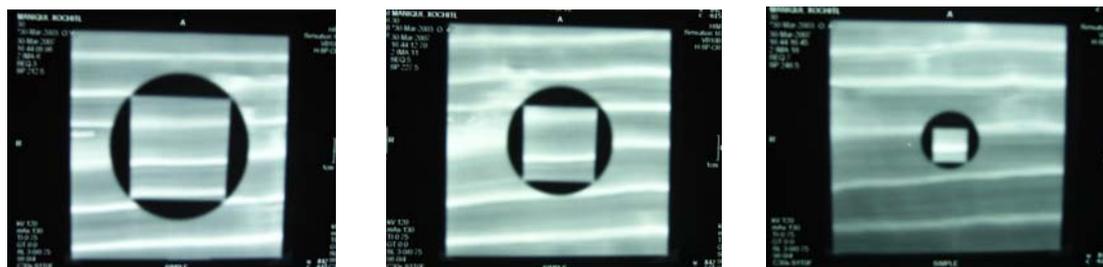


Fig. 4.4 Imágenes axiales del maniquí de madera de forma piramidal. Se observa la reducción en tamaño de las secciones transversales conforme avanza el estudio tomográfico.

Espesor de corte nominal (mm)	Espesor de corte medido (mm)
3.0 mm	3.0 ± 1.2

Criterio de aceptación: El espesor de corte nominal no debe diferir del medido en más de 1 mm para espesores nominales de corte entre 1 y 10 mm.

Cumple NOM: Sí.

9. Exactitud de la inclinación del gabinete o la mesa

Prueba trimestral en la que se verifica que los ángulos de inclinación del gabinete o la mesa coincidan con la posición del corte dentro de $\pm 3^\circ$. Para esta prueba se utilizó película de tinte radiocrómico marca Gafchromic, tipo XR-CT, la cual se colocó en un soporte de lucita sobre en la mesa de exploración. Se realizaron 5 exploraciones de cabeza para 5 inclinaciones diferentes del gabinete. Lo que se observa en las películas de tinte radiocrómico, es la franja oscura debido a cada una las exploraciones efectuada como se muestra en la figura 4.5.

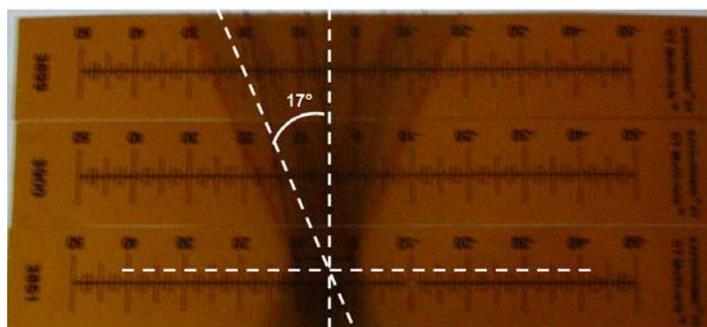


Fig. 4.5 Prueba de inclinación del gabinete.

Inclinación del Gantry	Inclinación mostrada en la película
-15°	-17° ± 0.5°
-10°	-12° ± 0.5°
0°	0° ± 0.5°
10°	12° ± 0.5°
15°	17° ± 0.5°

Criterio de aceptación: Los ángulos de inclinación del túnel o de la mesa deben coincidir con la posición del corte dentro de ± 3°.

Cumple NOM: Sí.

4.2 Dosimetría con cámara de ionización.

4.2.1 Índice de kerma en aire en tomografía computarizada

Para llevar a cabo las pruebas con la cámara de ionización, se trabajó con dos técnicas, una de acuerdo con los parámetros que utilizan los técnicos radiólogos en el turno matutino (150mAs) y la otra con los utilizados en el turno vespertino (140 mAs).

Recordemos la definición (ec. 2.9 y su nota)

$$C_{a,100} = \frac{1}{NT} \overline{M} N_{P_{KL}, Q_0} k_Q k_{TP}$$

Técnica		Temp. (°C)	Pres. (kPa)	$\overline{M}(ua)$
100 kV	150 mAs	22 ± 0.5	77.5 ± 0.05	2.147 ± 0.001
100 kV	140 mAs	22 ± 0.5	78.1 ± 0.05	1.876 ± 0.004

Los valores indicados por la cámara de ionización (\overline{M}) se registraron en unidades arbitrarias (ua).

Para obtener los distintos valores de $C_{a,100}$, es necesario multiplicar la lectura promedio obtenida, por los factores N_{P_{KL}, Q_0} y k_Q , cuyos valores son $0.876 \times 10^{-2} \text{ Gy cm (ua)}^{-1}$ y 0.989, respectivamente (ver apéndices A y B). El valor del producto NT se obtuvo al realizar la prueba de espesor de corte, midiéndose 11 mm (figura 4.2). Tomando esto en consideración, los resultados preliminares, son:

Técnica	$C_{a,100} (mGy)$
150 mAs	16.90 ± 0.01
140 mAs	14.78 ± 0.03

4.2.2 Índice de kerma en aire ponderado en tomografía computarizada

Para obtener el índice de kerma en aire ponderado en tomografía computarizada, deben hacerse mediciones, dentro del maniquí dosimétrico, para cinco diferentes posiciones. Las definiciones para obtener dicho índice, son las siguientes.

$$C_{PMMA,100,c} = \frac{1}{NT} \overline{M}_c N_{P_{KL},Q_0} k_Q k_{TP}$$

$$C_{PMMA,100,p} = \frac{1}{NT} \overline{M}_p N_{P_{KL},Q_0} k_Q k_{TP}$$

Para finalmente obtener C_W

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

Técnica	Temp. (°C)	Pres. (kPa)	$\overline{M}_{PMMA,100} (ua)$				
			Centro	Arriba	Abajo	Derecha	Izquierda
100 kV	22.0 ± 0.5	77.50 ± 0.05	1.616 ± 0.001	1.830 ± 0.006	1.662 ± 0.001	1.742 ± 0.001	1.732 ± 0.005
150 mAs			1.616 ± 0.001	1.830 ± 0.006	1.662 ± 0.001	1.742 ± 0.001	1.732 ± 0.005

Los resultados preliminares para cada una de las perforaciones, se muestran de forma esquemática en la figura 4.6

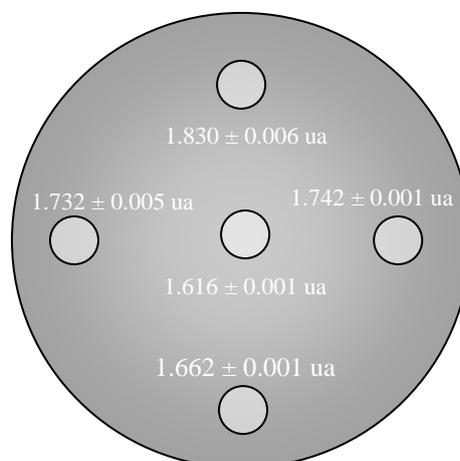


Fig. 4.6 Resultados para la determinación de C_W (técnica matutina).

Análogamente que en el caso anterior, es necesario multiplicar la lectura promedio por los factores N_{P_{KL},Q_0} ($0.876 \times 10^{-2} \text{ Gy cm (ua)}^{-1}$) y k_Q (0.989), para obtener los distintos valores de $C_{PMMA,100}$, mismos que se discuten en los apéndices A y B. El valor medido del producto NT es de 11 mm, ya que el valor del ancho nominal del haz es el mismo para todos los casos. Tomando esto en consideración, los resultados preliminares, son:

$C_{PMMA,100,c}$	$12.72 \pm 0.01 \text{ mGy}$
$C_{PMMA,100,p}$	$13.72 \pm 0.6 \text{ mGy}$
C_W	$13.4 \pm 0.4 \text{ mGy}$

Para la técnica utilizada en el turno vespertino los resultados fueron los siguientes, y análogamente se muestran los resultados de forma esquemática en la figura 4.7 para esta técnica.

Técnica	Temp. (°C)	Pres. (kPa)	$\bar{M}_{PMMA,100} (ua)$				
			Centro	Arriba	Abajo	Derecha	Izquierda
100 kV	22.0 ± 0.5	78.10 ± 0.05	Centro	Arriba	Abajo	Derecha	Izquierda
140 mAs			1.432 ± 0.001	1.604 ± 0.002	1.486 ± 0.001	1.520 ± 0.001	1.548 ± 0.001

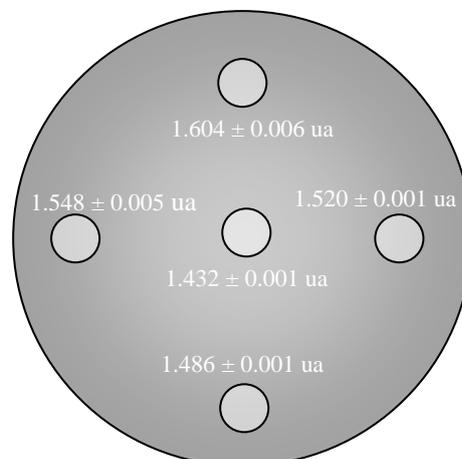


Fig. 4.7 Resultados para la determinación de C_W (técnica vespertina).

Para obtener los distintos valores de $C_{PMMA,100}$ es necesario multiplicar la lectura promedio por los factores N_{P_{KL},Q_0} y k_Q , lo que se discute en los apéndices A y B respectivamente. Tomando esto en consideración, los resultados preliminares, son:

$C_{PMMA,100,c}$	11.28 ± 0.01 mGy
$C_{PMMA,100,p}$	12.13 ± 0.4 mGy
C_W	11.85 ± 0.3 mGy

4.2.3 Índices de kerma en aire para exposiciones en pacientes.

De acuerdo con el Código de Práctica, se definen dos índices para exposiciones en pacientes, que son C_{VOL} (ec. 2.11) y $P_{KL,CT}$ (ec. 2.12)

$$C_{VOL} = C_W \frac{NT}{l}$$

$$P_{KL,CT} = \sum_j^n C_{VOL,j} l_j P_{Ij}$$

Los valores para estos parámetros se obtienen a partir de las mediciones realizadas en el maniquí. Sin embargo, es necesario recordar que los resultados que se presentan a continuación, dependen de lo que se discute en los apéndices A y B.

El valor para la distancia que recorre la mesa por rotación helicoidal (l) es de 12 mm, NT es de 11 mm y el producto de la corriente por el tiempo P_{It} (total) es de 1250 mAs para la técnica matutina y 1167 mAs para la vespertina. Tomando esto en consideración, los resultados preliminares, son:

Técnica matutina	
C_{VOL}	12.3 ± 0.3 mGy
$P_{KL,CT}$	123 ± 3 mGy cm

Técnica vespertina	
C_{VOL}	10.9 ± 0.2 mGy
$P_{KL,CT}$	109 ± 2 mGy cm

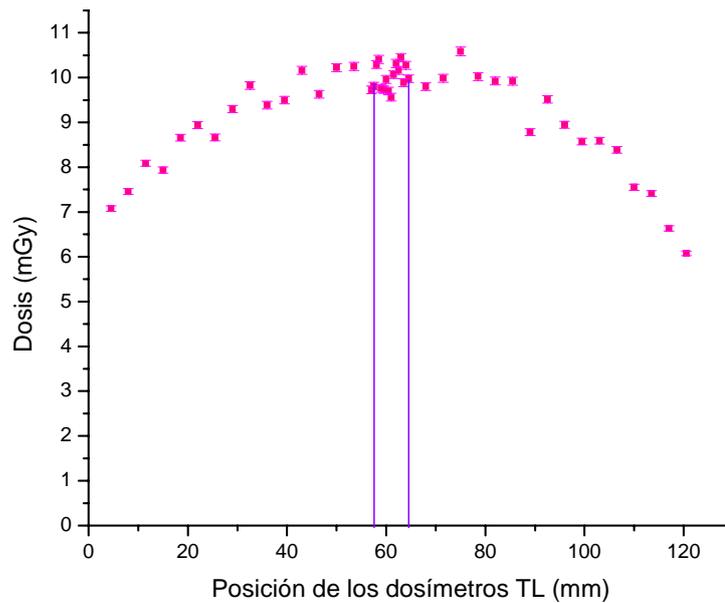
4.3 Dosimetría termoluminiscente: *MSAD*.

Los dosímetros TL fueron utilizados para la determinación del *MSAD*. Se realizaron mediciones en dos de las perforaciones del maniquí, en la posición central y en la superior. Se obtuvieron dos gráficas de dosis (mGy) vs. posición de cada dosímetro (mm), correspondientes a cada una de las perforaciones, donde se muestran las envolventes de los perfiles de dosis. Recordando la definición.

$$MSAD = \frac{1}{I} \int_{-I/2}^{I/2} D_{N,I}(z) dz$$

Para determinar el *MSAD* debe tenerse presente que los resultados que a continuación se muestran, se obtuvieron de acuerdo con las consideraciones discutidas en la sección 3.3.

La gráfica 4.1 corresponde a los resultados obtenidos para la posición central del maniquí dosimétrico.

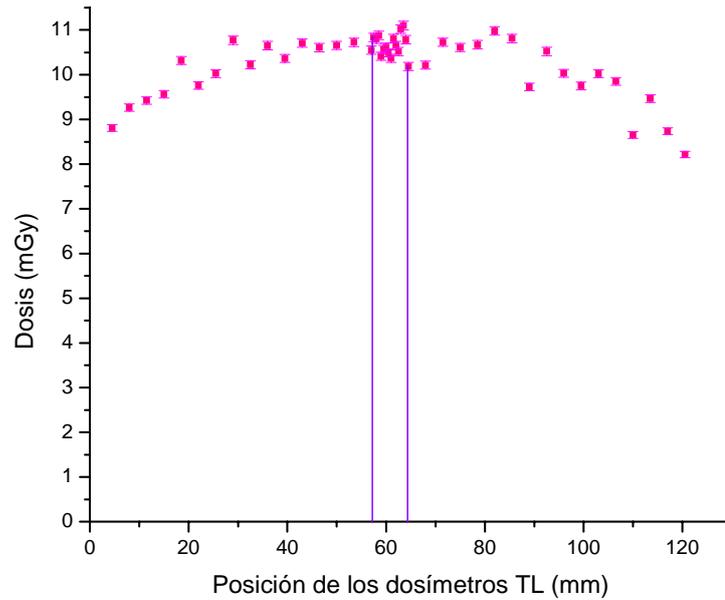


Gráfica 4.1 MSAD al centro del maniquí dosimétrico.

A partir de los valores que se obtienen, debido a las lecturas de los dosímetros TL que se encuentran en la parte central del portadosímetros, se determinó el *MSAD*, que corresponde al área bajo la curva de la gráfica, que se muestra, entre las dos líneas verticales, por el desplazamiento de la mesa de exploración por rotación, que fue de 12 mm.

<i>MSAD(centro)</i>	13.16 ± 0.11 mGy
---------------------	----------------------

La gráfica 4.2 corresponde a la posición superior de la perforación del maniquí, y haciendo los cálculos correspondientes, en forma análoga que en el caso anterior, se obtuvo un valor para el MSAD en este caso.



Gráfica 4.2 MSAD en la perforación superior del maniquí.

<i>MSAD(superior)</i>	14.01 ± 0.12 mGy
-----------------------	----------------------

Capítulo V Discusión

En el capítulo anterior se mostraron los resultados obtenidos al llevar a cabo los objetivos principales de este trabajo, que son: las pruebas del funcionamiento del CT, la dosimetría con cámara de ionización y la dosimetría termoluminiscente. A continuación se discuten los resultados para cada uno de los objetivos.

5.1 Funcionamiento del tomógrafo computarizado

A continuación se muestra la tabla 5.1 que resume los resultados de las pruebas aplicadas al tomógrafo para verificar si cumple los requisitos para su buen funcionamiento.

Tabla 5.1 Resumen de resultados relativos a los requisitos de funcionamiento del CT.

Calibración del No. CT Cumple NOM	Agua		Aire		
	Sí		Sí		
Constancia del No. CT Cumple NOM	Agua				
	Sí				
	Acrílico				
Dependencia del No. CT del espesor de corte Cumple NOM	Sí				
	Acrílico				
	1mm	2mm	3mm	5mm	10mm
	Sí	Sí	Sí	Sí	Sí
Dependencia del No. CT del algoritmo de reconstrucción Cumple NOM	Homogéneo		Definido		Muy Definido
	Sí		Sí		Sí
Resolución de alto contraste Cumple NOM	Lucita				
	Sí				
Coincidencia de la posición del corte axial con el sistema de luces Cumple NOM	Película Radiográfica				
	No				
Espesor de corte Cumple NOM	Película radiográfica				
	Sí				
Exactitud de la inclinación del túnel o la mesa Cumple NOM	Película de tinte radiocrómico				
	Si				

De estos resultados, se encontró que el tomógrafo computarizado cumple con el 87.5% de las pruebas aplicadas. La calidad de la imagen, que se evalúa a través de las pruebas relacionadas con el número CT, cumple, en todos los casos, con lo establecido en la NOM-229-SSA1-2002. La prueba que no se cumple, coincidencia de la posición

del corte axial con el sistema de luces, incide directamente en la colocación del paciente, que por este motivo es deficiente. Sin embargo, a pesar de este problema, podemos decir, que parámetros tan importantes como la resolución espacial y el contraste de la imagen son buenos. Por todo lo anterior, se recomienda tomar la acción correctiva correspondiente, ya que se la exactitud en la colocación del paciente se encuentra 4.7 mm por arriba de lo establecido en la normativa mexicana.

Se encontraron dificultades para realizar las pruebas del espesor de corte e inclinación del gabinete, que a continuación se describen.

En la prueba del espesor de corte, como ya se mencionó en la sección 4.1, en un principio se esperaba poder determinar el espesor de corte midiendo el grosor de las franjas oscuras que se obtuvieran al exponer una película radiográfica sobre el maniquí dosimétrico y realizar un estudio tomográfico. Al decidir hacer cortes de diferentes tamaños, se observó que, sin importar el espesor de corte que se le indicara al equipo, las franjas oscuras debido a los estudios eran siempre del mismo tamaño, de 11 mm. Fue por esta razón que se pensó hacer un estudio tomográfico con algún objeto con el cual se pudiera observar una diferencia para los cortes programados y medir en las imágenes tomográficas el espesor del corte. Se utilizó entonces, el maniquí de madera de forma piramidal con funda cónica, para determinar finalmente el cumplimiento de la prueba.

Finalmente se encontró que lo que hace el equipo es colimar el haz que sale del tubo de rayos X y activar solamente una parte del volumen sensible de los detectores idéntica al valor total de los espesores de corte solicitados durante el estudio, ya que el tomógrafo cuenta con un sistema de arreglo de detectores. Es por esta razón que al exponer la película radiográfica sobre el maniquí, se encontraba siempre una franja de 11 mm, pero al atravesar al maniquí, se activaban los detectores de acuerdo con el espesor de corte programado.

La prueba de inclinación del túnel se realizó con películas de tinte radiocrómico en lugar de películas radiográficas, ya que todos los equipos del Hospital Infantil se estaban actualizando, y en el servicio sólo se usarán equipos digitales, donde se suprime el revelado. Es por esta razón que no se contaba con películas radiográficas, ni sistema de revelado en el momento en que se realizó la prueba. Como se observa en la figura 4.5 se unieron tres películas de tinte radiocrómico para CT, con el fin de obtener un área

mayor donde se pudiera observar el incremento en el ángulo debido a la inclinación del gabinete.

5.2 Dosimetría con cámara de ionización.

5.2.1 Índice de kerma en aire en tomografía computarizada ($C_{a,100}$)

Este índice proporciona el kerma en aire en el seno del aire libre, y se calcula a través de la siguiente expresión:

$$C_{a,100} = \frac{1}{NT} \overline{M} N_{P_{KL},Q_0} k_Q k_{TP}$$

Para obtener el valor de $C_{a,100}$ es necesario conocer con los factores N_{P_{KL},Q_0} , k_Q y k_{TP} .

Como ya se mencionó anteriormente, hasta el momento no se cuenta con el coeficiente N_{P_{KL},Q_0} , por lo que se procedió a estimarlo. Esto se discute en el Apéndice A, encontrándose que:

$$N_{P_{KL},Q_0} = 0.876 \times 10^{-2} \text{ Gy} \cdot \text{cm}(\text{ua})^{-1}$$

Análogamente no se conoce el factor k_Q , por lo que también fue estimado y se discute en el apéndice B. El valor estimado fue:

$$k_Q = 0.989$$

k_{TP} es el factor de corrección por temperatura y presión. En nuestro caso el electrómetro utilizado mide la presión y la temperatura, calcula k_{TP} y corrige la lectura que entrega por este factor. Al encenderse el electrómetro nos entrega los valores de la presión y temperatura en el ambiente, por lo que es posible estimar el valor de k_{TP} , que en este caso es de 1.31, de donde se observa que k_{TP} es un factor que influye fuertemente en el resultado.

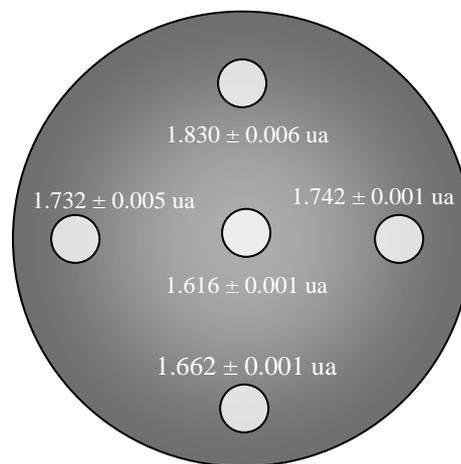
Los valores calculados para $C_{a,100}$, son:

Técnica	$C_{a,100}$ (mGy)
150 mAs	16.90 ± 0.01
140 mAs	14.78 ± 0.03

Como puede verse de la tabla anterior, el valor de $C_{a,100}$ (que se puede relacionar directamente con la dosis de radiación) que se obtuvo usando la técnica del turno matutino para un estudio de abdomen, supera en un 14% al obtenido durante el turno vespertino para el mismo examen, por lo que se recomienda revisar las técnicas utilizadas para determinar cuál de éstas proporciona la mejor calidad de imagen, optimizando siempre el valor de la dosis. La forma de proceder para esta revisión consistiría en realizar dos estudios tomográficos al maniquí de constancia, usando las diferentes técnicas de ambos turnos, para el estudio de una misma lesión y calificándose la calidad de la imagen generada en ambos estudios. Las técnicas utilizadas deben ser registradas. Posteriormente, utilizando las mismas técnicas deberá sujetarse a ambos estudios el maniquí dosimétrico en conjunto con la cámara de ionización.

5.2.2 Índice de kerma en aire ponderado en tomografía computarizada (C_w)

Este índice proporciona una medida del kerma en aire en el interior de un maniquí, tomando en cuenta la distribución no homogénea del kerma en aire dentro de éste. En la literatura existen niveles orientativos para el valor de C_w , para un estudio de abdomen infantil [ACR03] en el que se indica $C_w = 25$ mGy.



Resultados para la determinación de C_w (técnica matutina).

Tal y como se indica en la literatura [S81], las lecturas obtenidas en las diversas perforaciones difieren, encontrándose diferencias hasta del 13% entre las perforaciones superior y central.

Los resultados preliminares para el C_w son:

C_w (Matutino)	13.4 ± 0.4 mGy
C_w (Vespertino)	11.9 ± 0.3 mGy

Como puede observarse ambos valores para C_w son menores que el nivel orientativo proporcionado por el ACR. Esto implica que ambas técnicas imparten al paciente una dosis aceptable. Será entonces la calidad de la imagen producida, la que determine cuál es la mejor técnica.

5.2.3 Índices de kerma en aire para exposiciones en pacientes

De acuerdo con el Código de Práctica, se definen dos índices para exposiciones en pacientes, que son C_{VOL} y $P_{KL,CT}$.

C_{VOL} es un índice que proporciona una medida del kerma en aire en el interior de un paciente, tomando en cuenta la distribución no homogénea del kerma en aire dentro de éste. Este índice está definido de tal manera que se puede aplicar a estudios secuenciales y helicoidales, ya que toma en consideración el “pitch” utilizado en un estudio.

El $P_{KL,CT}$ es un índice que proporciona una medida del kerma en aire total en el interior de un paciente, tomando en cuenta la distribución no homogénea del kerma en aire dentro de éste. Este índice está definido de tal manera que se puede aplicar a estudios secuenciales y helicoidales, ya que toma en consideración el “pitch” utilizado en un estudio. Además de lo anterior, este índice reproduce lo que ocurre con un paciente cuando éste es sometido a un estudio completo, en el cual usualmente ocurre que se deben realizar cortes tomográficos de diferente espesor y puede cambiar la técnica utilizada, dependiendo de la región corporal bajo estudio, ubicación de la lesión, etc.

Los valores preliminares obtenidos para la técnica vespertina, son:

C_{VOL}	10.9 ± 0.2 mGy
$P_{KL,CT}$	109 ± 2 mGy cm

Valor entregado por el tomógrafo, $C_{VOL} = 7.0$ mGy.

El valor de C_{VOL} obtenido es 55% mayor que el indicado por el equipo. Se requiere de un estudio a mayor profundidad para determinar cuál de los dos valores es más exacto. Entre tanto se deberá tomar con reserva el valor entregado por el tomógrafo.

Para $P_{KL,CT}$ no se han encontrado niveles orientativos, por lo que no es posible comparar aún este resultado.

Los valores preliminares calculados para la técnica matutina son:

C_{VOL}	12.3 ± 0.3 mGy
$P_{KL,CT}$	123 ± 3 mGy cm

Valor entregado por el tomógrafo, $C_{VOL} = 7.5$ mGy

El valor de C_{VOL} obtenido es 64% mayor que el indicado por el equipo. Como en el caso anterior se recomienda tomar con reserva el dato proporcionado por el equipo.

Para $P_{KL,CT}$ no se han encontrado niveles orientativos, por lo que no es posible comparar aún este resultado.

Debido a que las dimensiones del maniquí no son las mismas del paciente, los valores presentados en todas las magnitudes evaluadas, son sólo indicativos; sin embargo, son valores adecuados para tener niveles de referencia.

5.3 Dosimetría termoluminiscente: MSAD

En este caso, a diferencia de lo realizado para la dosimetría con cámara de ionización, se decidió realizar los estudios con los dosímetros TL usando los parámetros (kV y mAs) utilizados en el turno matutino, ya que es en éste en el que se realiza un mayor número de estudios en el hospital. Esto se decidió así, debido a que se requiere de mucho tiempo para realizar una sola medición del MSAD, y para poder tener una mejor estadística, se realizó la exposición de los dosímetros TL en cuatro ocasiones para cada una de las perforaciones.

De acuerdo con la definición del MSAD se requiere que la exposición de los dosímetros TL sea para un estudio en el que la separación entre los cortes, al igual que

el grosor de éstos, sea el mismo. Esto puede lograrse cuando el estudio es secuencial, es decir, cuando la emisión de la radiación no es continua. Debido a que en los nuevos equipos, y en particular para el equipo en el que se trabajó, los estudios son secuenciales sólo para el caso particular de cabeza, se realizaron estudios helicoidales, con un pitch para el colimador a la salida del tubo igual a 1. En la literatura se menciona que no habrá variaciones significativas al medir el MSAD usando, en un estudio helicoidal, un pitch igual 1, con respecto de un estudio secuencial.

Para la determinación del MSAD, fue necesario tomar en consideración los parámetros que influyen en la medición con dosímetros TL, que se mencionaron en la sección 3.3.

Los valores calculados para el MSAD, son:

Perforación central	
MSAD	13.16 ± 0.11 mGy

Perforación superior	
MSAD	14.01 ± 0.12 mGy

En la NOM-229-SSA1-2002, se establece un nivel orientativo para estudios de abdomen realizados con tomografía computarizada, para el caso de adultos, de 25 mGy. Aunque no es posible una comparación directa, los valores obtenidos, que corresponden aproximadamente a la mitad del nivel orientativo, nos muestran que el equipo imparte una dosis aceptable durante la realización de los estudios. Sin embargo, no se debe quitar de la mente el propósito de optimizar la dosis.

Capítulo VI

Conclusiones

Se evaluó la dosis impartida a pacientes pediátricos sometidos a estudios de abdomen por tomografía computarizada de acuerdo con las magnitudes físicas especificadas en el Código de Práctica publicado por el Organismo Internacional de Energía Atómica [IAEA06]; las cuales se dividen en tres: mediciones en aire, en maniqués y en pacientes.

Antes de realizar las mediciones, para que el estudio dosimétrico que se propuso fuera lo más completo posible, se verificó el funcionamiento del tomógrafo computarizado bajo estudio; por lo que se realizaron pruebas de control de calidad contenidas en la NOM-229-SSA1-2002. Las pruebas indicaron que el tomógrafo computarizado proporciona una calidad de la imagen adecuada y la dosis que imparte al paciente es aceptable. Sin embargo, el equipo presenta una falla relacionada con el aspecto mecánico, misma que los técnicos radiólogos toman en consideración al momento de hacer un estudio, aún así debe ser corregida inmediatamente.

Una vez que se verificó el funcionamiento del tomógrafo, se evaluó la dosis impartida a pacientes pediátricos usando una cámara de ionización tipo lápiz y dosímetros TL.

Debido a que en el Hospital Infantil se trabajan diferentes técnicas de acuerdo con los turnos matutino y vespertino, la evaluación de la dosis impartida con la cámara de ionización se realizó para las dos técnicas, mientras que la dosimetría TL sólo se determinó para la técnica matutina debido al tiempo que se requería para la realización de cada medición con los dosímetros TL.

Los resultados preliminares, debido a que no se cuenta con los coeficientes y factores de calibración proporcionados por el Laboratorio Secundario de Calibración Dosimétrica, para el índice de kerma en aire ($N_{P_{kl,Q}}$), medido en el seno del aire, $C_{a,100}$, para un estudio de abdomen, valiendo para la técnica usada en el turno matutino 16.90 ± 0.01 mGy y para la del turno vespertino 14.78 ± 0.03 mGy. La técnica del turno matutino imparte al paciente un kerma en aire 14% superior que la técnica usada en el turno vespertino para el mismo examen.

Para las mediciones en maniquí se determinó el índice de kerma en aire ponderado C_w para las técnicas utilizadas en los dos turnos del hospital. Los resultados

preliminares para el turno matutino fueron de 13.4 ± 0.4 mGy, mientras que para el vespertino fueron de 11.8 ± 0.3 mGy. El kerma en aire dentro del maniquí debido a la técnica matutina en este caso es 13% mayor que en el turno vespertino.

En la literatura [ACR03] existen niveles orientativos para el C_w , para un estudio de abdomen infantil donde se indica $C_w = 25$ mGy. Por lo que los valores para el índice C_w en ambas técnicas se encuentran por debajo de los niveles orientativos establecidos.

De acuerdo con el Código de Práctica, para las mediciones en pacientes se especifican dos magnitudes que son el índice de kerma en aire volumétrico, C_{VOL} , y el producto kerma en aire longitud, $P_{KL,CT}$.

El valor preliminar para C_{VOL} obtenido para la técnica matutina es 12.3 ± 0.3 mGy, y para la vespertina 10.9 ± 0.2 mGy, resultando ser mayor el valor para la técnica matutina por un 13%. El Código de Práctica, recomienda comparar este resultado con el valor entregado por el tomógrafo, que para el turno matutino es de 7.5 mGy y para el vespertino de 7.0 mGy. Para el turno matutino la diferencia entre estos dos valores es del 64%, mientras que para el vespertino la diferencia es de 55%; en ambos casos los resultados medidos son mayores que los indicados por el equipo, por lo que se recomienda tomar con reserva estos resultados.

Para el caso del producto kerma en aire longitud $P_{KL,CT}$, los resultados preliminares son: para el turno matutino 123 ± 3 mGy cm, y para el turno vespertino 109 ± 2 mGy cm. Para esta magnitud no se han encontrado niveles orientativos, por lo que no es posible comparar aún este resultado.

Una tercera magnitud dosimétrica, no incluida en el Código de Práctica, la dosis promedio en barridos múltiples MSAD, fue medida usando dosímetros termoluminiscentes. El valor del MSAD medido en la perforación central fue de 13.16 ± 0.11 mGy mientras que el valor para la perforación superior del maniquí fue de 14.01 ± 0.12 mGy. Estos resultados no pueden ser comparados directamente con los niveles orientativos presentados por la NOM-229-SSA1-2002, que proporcionan un valor de 25 mGy para estudios de abdomen en adultos, pero nos dan una referencia.

Debido a que los pacientes pediátricos son más sensibles a la radiación, la probabilidad de que se presenten efectos biológicos no deseados es mayor que en el caso de los adultos, además de tener una mayor probabilidad de que se les realicen otros

estudios a futuro, es importante que se establezcan niveles orientativos dentro la de normativa mexicana.

Trabajo a Futuro

Lo primero es corregir los resultados obtenidos en este estudio por los factores y coeficientes proporcionados por el Laboratorio Secundario de Calibración Dosimétrica.

Debido a que el objetivo de un estudio de tomografía computarizada es producir una imagen del paciente con la mayor calidad posible, para que el médico pueda emitir un diagnóstico acertado, sin olvidar optimizar la dosis de radiación; es importante poder calificar la calidad de la imagen obtenida por las dos técnicas, la matutina y la vespertina. En este trabajo sólo se realizó una comparación de la dosis impartida debido a las dos técnicas utilizadas, y como trabajo a futuro se propone hacer una evaluación de la calidad de las imágenes producidas por éstas, y sus dosis asociadas, teniendo en consideración el balance que debe existir entre estos dos parámetros.

APÉNDICE A

Coefficiente N_{P_{KL}, Q_0}

Este es el coeficiente de calibración del dosímetro en términos del producto kerma en aire-longitud, y relaciona la lectura en el sistema dosimétrico (cámara de ionización-electrómetro) con el valor del producto kerma en aire-longitud en el lugar dónde fue realizada la lectura, por lo que sus unidades son: mGy cm (unidades de lectura)⁻¹. Este coeficiente debe ser determinado por el Laboratorio Secundario de Calibración Dosimétrica (LSCD). La cámara de ionización utilizada para la realización de las medidas ha sido enviada para su calibración al LSCD, sin embargo, hasta el momento en que se finalizó este trabajo no ha sido posible contar con este coeficiente.

Para estimar los valores de $C_{a,100}$ y $C_{P_{MMA},100}$, ya sea este último medido en el centro o en la periferia, se usó el procedimiento siguiente:

Se parte del hecho de que la cámara de ionización y su electrómetro asociado son de reciente adquisición, por lo que el proveedor envía una Carta de Cumplimiento (anexa) donde se especifica que la cámara ha sido calibrada de acuerdo a estándares trazables al NIST. Por ello se adoptó el hecho de que por cada unidad de lectura (en Roentgen, R) entregada por el instrumento, se tiene en ese mismo sitio una exposición igual a 1 R.

Se sabe que el electrómetro asociado a la cámara de ionización proporciona una lectura integrada debido a la irradiación de los 10 cm de su longitud activa, irradiación a la cámara que se realiza corte por corte, en este caso el espesor de corte es de 10 mm, Por la forma en que la cámara es irradiada lo que entrega en realidad el equipo es un lectura del producto de la exposición por la longitud de la cámara. Por ello las lecturas que se realicen se registrarán en unidades arbitrarias (*ua*).

Se sabe además que una exposición de 1 R produce un kerma en aire de 0.876×10^{-2} Gy [IAEA06]. Es por esta razón que se propone que el coeficiente N_{P_{KL}, Q_0} sea igual a 0.876×10^{-2} Gy cm (*ua*)⁻¹, por lo tanto las lecturas obtenidas se multiplican por este coeficiente para pasar del producto exposición longitud a kerma en aire.

APÉNDICE B

Factor k_Q

El factor que corrige las diferencias debido a las calidades de haz, de acuerdo con el Código de Práctica debe ser proporcionado por el Laboratorio Secundario de Calibración Dosimétrica (LSCD). La cámara de ionización utilizada para la realización de las medidas ha sido enviada para su calibración al LSCD, sin embargo, hasta el momento en que se finalizó este trabajo no ha sido posible contar con este factor.

Para poder contar con este factor se realizó lo siguiente. Sabemos que el coeficiente N_{P_{KL},Q_0} se obtiene a través de la siguiente relación

$$N_{P_{KL},Q_0} = \left(\frac{K_a}{M} \right)_{Q_0}$$

donde K_a es el kerma en aire conocido en un punto para la calidad de radiación

Q_0 y M es la lectura que se obtiene con la cámara de ionización que se va a calibrar en el punto donde se conoce el K_a .

De acuerdo con el Código de Práctica, también se sabe que el factor k_Q se obtiene a través de la siguiente relación

$$k_Q = \frac{N_{P_{KL},Q}}{N_{P_{KL},Q_0}},$$

por lo que si los valores del K_a para las dos calidades de haz (Q y Q_0) son iguales, el factor k_Q se reduce a obtener el cociente de las lecturas M_{Q_0} y M_Q .

Es por ello, que el factor k_Q se calculó simulando dos espectros teóricos (fig. A.1), uno de ellos corresponde al espectro de salida del tomógrafo computarizado que se utilizó. Fue posible obtenerlo debido a que se conocen la tensión en el tubo de rayos X (100 kV) y la filtración de salida (5.5 mm de Al). El segundo corresponde al espectro que se utilizará, de acuerdo al LSCD, para la calibración de la cámara de ionización (120 kV, y una capa hemirreductora (CHR) de 8.4 mm de Al).

Estos espectros se calcularon con el programa XCOMP3R [W3], en el cual se deben ingresar la tensión y la filtración del tubo de rayos X. El primer espectro no representó problema alguno, pero del segundo, el LSCD sólo nos informó de los datos ya mencionados, por lo que no se contaba con el valor de la filtración. El segundo

espectro se generó entonces, con el valor de la tensión y variando la filtración de Al hasta encontrar el valor de la CHR propuesta por el LSCD.

Al ingresar la tensión del tubo de rayos X y la filtración, el programa genera los datos de la energía para los espectros, el número de fotones por cm^2 , la 1ª y 2ª CHR en mm de Al y el kerma en aire en mGy (mAs)^{-1} . Debido a que el programa proporciona el K_a en mGy (mAs)^{-1} , el primer espectro se multiplicó por 150 mAs, para obtener el K_a en mGy.

Para conocer como calcula el programa el valor del kerma en aire para un espectro determinado, se calculó el kerma en aire de manera independiente usando la siguiente relación,

$$K_a = \sum \varphi(E) \left(\frac{\mu_{tr}}{\rho} \right)_a$$

El valor de la fluencia para cada energía se tomó del XCOMP3R y los valores de los coeficientes másicos de transferencia de energía para aire, se calcularon con ayuda del programa XCOM [W4]. Se realizaron los cálculos y se compararon los resultados obtenidos con los valores del kerma en aire entregados por el programa XCOMP3R y se comprobó que estos coincidían dentro de 1.5%.

Para el caso del segundo espectro, éste se multiplicó por un valor del producto mAs de tal forma que los dos espectros, el de salida del tomógrafo y el de calibración, produjeran el mismo kerma en aire en la posición de la lectura. Para conocer los valores del kerma en aire dentro de la cámara de ionización que se requieren para producir valores iguales del kerma en aire por ambos espectros en la posición de lectura, se procedió a atenuar los espectros debido a la pared de la cámara de ionización. Para la atenuación, se utilizó la relación exponencial ya conocida

$$e^{-\frac{\mu}{\rho} \rho x}$$

Donde el coeficiente másico de atenuación para el material del cual está hecha la cámara de ionización (C552 aire equivalente), se calculó con ayuda del programa XCOM y la composición de dicho material (tabla A.B.1) se obtuvo de la página del National Institute of Standards and Technology (NIST) [W5].

Tabla A.B.1. Composición del plástico C552

Plástico C552 aire equivalente	
Elementos que lo componen	Fracción en peso
Hidrógeno	0.024681
Carbono	0.501610
Oxígeno	0.004527
Flúor	0.465209
Silicio	0.003973
Densidad	1.760 g cm ⁻³

Una vez atenuados ambos espectros, debido a la pared de la cámara de ionización, se calcularon los valores del kerma en aire dentro ésta. Se obtiene finalmente el factor k_Q haciendo el cociente del valor del kerma en aire para el espectro de salida del tomógrafo entre el valor del kerma en aire para el espectro de calibración.

$$k_Q = \frac{K_{k,Q}}{K_{k,Q_0}} = 0.989$$

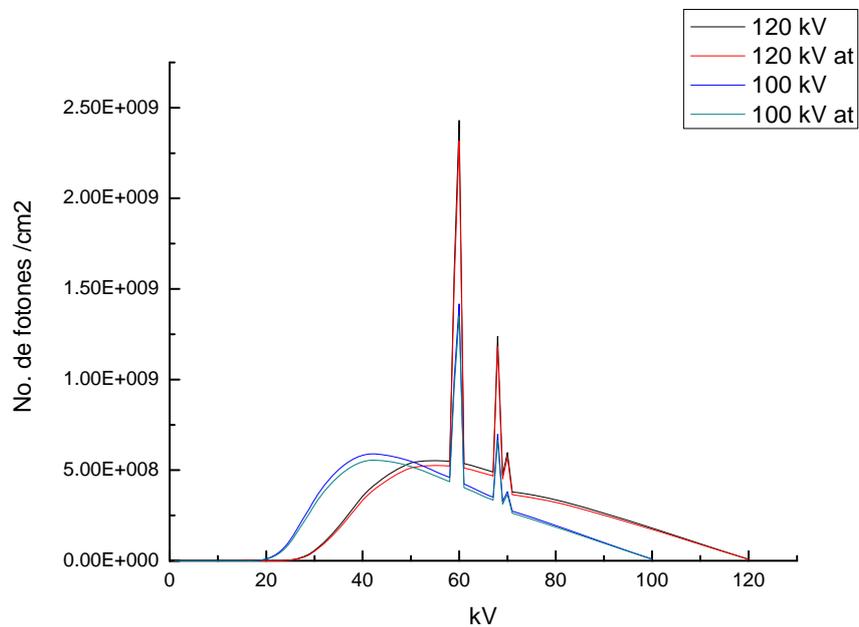


Fig. A.1. Comparación de los espectros calculados para la obtención del factor k_Q .

Debido a que se trabajó también a 140 mAs, se realizó el procedimiento análogo, encontrando que el valor factor k_Q , tal como se esperaba, también es igual a 0.989.

APÉNDICE C

Eficiencia relativa

El valor para la eficiencia relativa de los dosímetros TL utilizado en este trabajo, se obtuvo a través de una interpolación lineal con los resultados de la tesis [G04], ya que los valores de las tensiones de los tubos de rayos X reportadas, 55 y 120 kV, difieren de la utilizada en este caso, 100 kV.

El realizar la interpolación lineal se justifica mediante el análisis de la figura 5.10 de [G04], donde se grafica la respuesta relativa de los dosímetros TL con respecto a una irradiación con ^{60}Co vs energía efectiva de los fotones. Para el caso de una tensión máxima de 100 kV el espectro correspondiente tendrá una energía efectiva aproximadamente de 33 keV; en esta región de energías se observa que la curva B se puede aproximar por una recta.

La eficiencia relativa se obtiene a partir de la siguiente expresión [A86]

$$\eta_{relativa} = \frac{\frac{RTL_x}{X_x}}{\frac{RTL_{^{60}\text{Co}}}{X_{^{60}\text{Co}}}} \quad (\text{A.C.1})$$

donde RTL_x es la respuesta termoluminiscente debido a un haz de rayos X

X_x es la exposición debido al haz de rayos X

$RTL_{^{60}\text{Co}}$ es la respuesta termoluminiscente debido a un haz de ^{60}Co

$X_{^{60}\text{Co}}$ es la exposición debida al los rayos γ de la fuente de ^{60}Co .

Realizando la interpolación, se obtiene un valor para la eficiencia relativa $\eta_{relativa} = 1.7 \pm 0.6$.

Con este último valor, se puede obtener la exposición en aire que se le asocia a los dosímetros debido a su señal termoluminiscente al despejar X_x de la expresión anterior.

Bibliografía

[A86] Attix F. H., Introduction to Radiological Physics and Radiation Dosimetry, John Wiley & Sons, U.S.A. (1986).

[ACR03] American College of Radiology, ACR Practice guideline for diagnostic reference levels in medical X- ray imaging. (2003), 645- 649.

[AAPM39] American Association of Physicist in Medicine, Specification and acceptance testing of computed tomography scanners, AAPM Report 39, AIP, 1993, U.S.A.

[B03] Beiser A., Concepts of Modern Physics, 6^{ta} edición, Mc Graw Hill, U.S.A. (2003).

[B06] Bushberg, J. H., The Essential Physics of Medical Imaging, Lippincott Williams and Wilkins, U.S.A. (2002).

[C97] Calzado A. El índice de dosis de tomografía computarizada Definiciones, medida y magnitudes asociadas. Consultado el 12 de agosto de 2007. Disponible en <http://www.sefm.es/revista/boletin6/IndiceDosisTC.html>.

[Ch03] Cheung Tsang, Buston Martin, Metcalfe Meter, Radiochromic flim for medical radiation dosimetry, Materials Science and Engineering. (2003)

[Ch05] Chávez A.C., tesis de licenciatura en Física “Diseño y construcción de una maniquí para tomografía computarizada”, UNAM, México, D.F. (2005).

[D99] Dendy P., Heaton B., Physics for diagnostic radiology, Taylor & Francis Group, U.S.A. (1999).

[D01] Dowsett D., Kenny P., Johnston R., The physics of diagnostic imaging, Arnold, London, U.K. (2001).

[G04] García P. K. P., tesis de licenciatura en Física “Eficiencia de la respuesta de los dosímetros TLD-100 a rayos X usados en diagnóstico clínico”, UNAM, México, D.F. (2004).

[IAEA06] International Atomic Energy Agency, Dosimetry in Diagnostic Radiology, An International Code of Practice, IAEA , Vienna (2006).

[K04] Karppinen J., Tapiovaara M., Jarvinen H., The dose length product is the Basic dosimetric quantity in computed tomography, IAEA-CN-96-40, (2004).

[M06] Mondaca A. R, ¿Por qué reducir la dosis de radiación en pediatría? Rev. Chil. Radiol., 2006, vol. 12, no. 1, p. 28- 32. ISSN 0717-9308.

[P01] Paterson A., Frush D.P., Donnelly L.F. Helical CT of the Body: Are Settings Adjusted for Pediatric Patients? Am. J. Roentgenol. 176: 297-301 (2001)

[S03] Sorenson J., Cherry S., Phelps M., Physics in Nuclear Medicine, 3^a ed., Saunders. (2003).

[S81] Shope T., Gagne R., Johnson G., A method for describing the doses delivered by transmisión X-ray computed tomography. Med. Phys. 8 (4) (1981).

[SSA229-02] Secretaría de Salud, México, NOM-229-SSA1-2002. Salud Ambiental. *Requisitos técnicos para las instalaciones, responsabilidades sanitarias, especificaciones técnicas para los equipos y protección radiológica en establecimientos de diagnóstico médico con rayos X*, Diario Oficial de la Federación, 15 septiembre de 2006.

[T95] Turner J. E., Atoms, radiation, and radiation protection, 2^{da} edición, John Wiley & Sons, Inc., U.S.A. (1995).

[V06] Valencia O. F., tesis de Maestría en Ciencias (Física Médica) “Calidad de imagen y dosis en tomografía computarizada impartida a pacientes durante un estudio de cabeza”, UNAM, México, D.F. (2006).

[Z00] Zoetelief J., Julius H. W., Christensen P., Recommendations for patient dosimetry in diagnostic radiology using TLD, European Commission EUR 19604 EN, Louxembourg (2000).

Páginas Web

[W1] http://es.wikipedia.org/wiki/Imagen:Electromagnetic_spectrum-es.svg

[W2] http://ehs.unc.edu/training/self_study/xray/7.shtml

[W3] XCOMP3, calculates X-ray bremsstrahlung spectra including characteristic K- and L-fluorescence radiation of tungsten anodes. R. Nowotny; Institut für Biomed. Technik und Physik, University of Vienna, AKH - 4L Währinger Gürtel 18-20, A-1090 Wien, Austria. v. 3.4.

(bajar de <http://www.meduniwien.ac.at/zbmtp/people/noworo1/noworo1.html>)

[W4] Program XCOM, Version 3.1, M.J.Berger and J.H.Hubbell, 23 June 1999.

(bajar de <http://physics.nist.gov/PhysRefData/XrayNoteB.html>)

[W5] <http://physics.nist.gov/PhysRefData/XrayMassCoef/cover.html>