



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA
DE MÉXICO

POSGRADO EN CIENCIAS FÍSICAS

**“KERMA DE ENTRADA EN PIEL EN ESTUDIOS
PEDIÁTRICOS DE CABEZA CON TOMOGRAFÍA
COMPUTARIZADA”**

T E S I S

QUE PARA OBTENER EL GRADO DE:

MAESTRO EN CIENCIAS (FÍSICA MÉDICA)

PRESENTA:

LUIS MANUEL COLÍN VARGAS

DIRECTOR DE TESIS: DRA. MARÍA ISABEL GAMBOA DE BUEN

MIEMBRO DE COMITÉ TUTORAL: M. en C. ANA ELENA BUENFIL BURGOS

MIEMBRO DE COMITÉ TUTORAL: M. en C. CÉSAR GUSTAVO RUIZ TREJO

MIEMBRO DE COMITÉ TUTORAL: DRA. PILAR DIES SUÁREZ



posgrado en ciencias físicas
u n a m

MÉXICO, D.F.

2008



Universidad Nacional
Autónoma de México



UNAM – Dirección General de Bibliotecas
Tesis Digitales
Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS ©
PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

Todo el material contenido en esta tesis esta protegido por la Ley Federal del Derecho de Autor (LFDA) de los Estados Unidos Mexicanos (México).

El uso de imágenes, fragmentos de videos, y demás material que sea objeto de protección de los derechos de autor, será exclusivamente para fines educativos e informativos y deberá citar la fuente donde la obtuvo mencionando el autor o autores. Cualquier uso distinto como el lucro, reproducción, edición o modificación, será perseguido y sancionado por el respectivo titular de los Derechos de Autor.

AGRADECIMIENTOS

Quiero agradecer a la Dra. María Isabel Gamboa de Buen por haberme aceptado para realizar este proyecto de tesis, por haberme enseñado que el aprendizaje va acompañado de la amistad, por todo su esfuerzo (tanto intelectual como físico) que realiza en sus actividades académicas, y por su calidad como ser humano.

A la Dra. María Ester Brandan Siqués cualquier frase se me hace poco... quizá al azar por haberla conocido.

A la M. en C. Ana Elena Buenfil Burgos por haber sido parte de mi comité tutorial durante la maestría, por aceptar formar parte del comité sinodal, por todo su apoyo y consejos durante la maestría.

Al M. en C. César Ruiz Trejo, por haber sido parte de mi comité tutorial, por sus consejos y regaños.

A la Dra. Pilar Dies Suárez por haber formado parte de mi comité tutorial y por haberme permitido desarrollar toda la parte experimental de la tesis en el área de tomografía que se encuentra a su cargo en el Hospital Infantil de México, Federico Gómez.

A los técnicos radiólogos del Hospital Infantil de México: Rafael de la Rosa, Ricardo Sánchez, Héctor Rodríguez Torres y Juan Castro Barrientos por haberme apoyado en el manejo del equipo de tomografía para realización de la parte experimental de la tesis.

Al técnico académico José Rangel y Angel Granado del Instituto de Ciencias Nucleares por haber tenido la atención de construir los maniqués de lucita que se usaron en la tesis.

Al Grupo de Dosimetría del IFUNAM, en particular, a la Dra. María Ester Brandan y al M. en C. César Ruiz por haberme prestado la cámara de ionización que fue uno de los instrumentos importantes para la realización de la tesis.

A mis compañeros de maestría: Benjamín, Ulises, Olivia, Gabriel, Bianey, Hugo, Olinca y Eglain por haber compartido parte de este gran esfuerzo. Gracias a ustedes he aprendido a esforzarme un poco más en todas mis actividades.

Al Instituto de Ciencias Nucleares por aceptarme como estudiante de posgrado y por las facilidades prestadas en el uso de la biblioteca, centro de cómputo y el laboratorio de termoluminiscencia.

A CONACYT y al proyecto PAPIIT IN-108906 por haberme otorgado beca económica para mi mantenimiento durante el tiempo que duró la maestría.

A la Universidad Nacional Autónoma de México y al Posgrado en Ciencias Físicas (Física Médica) por aceptarme como estudiante.

INTRODUCCIÓN.....	4
CAPÍTULO 1 EL TOMÓGRAFO COMPUTARIZADO.....	8
1.1 Breve historia de la tomografía computarizada.....	8
1.2 Principales componentes de un tomógrafo.	10
1.2.1 Gabinete.....	11
1.2.2 Mesa del paciente.	11
1.2.3 Procesador y consola de control.	11
1.3 Funcionamiento y adquisición de imagen.....	11
1.4 Tomógrafo helicoidal multicortes.....	12
CAPÍTULO 2 FUNDAMENTOS TEÓRICOS.....	15
2.1 Producción de rayos X.	15
2.2 Interacción de la radiación electromagnética con la materia.....	16
2.2.1 Atenuación de fotones.	16
2.2.2 Energía transferida por interacción.....	18
2.3 Conceptos básicos de dosimetría.	21
2.3.1 Fluencia de energía.....	21
2.3.2 Kerma.	21
2.3.3 Dosis de radiación absorbida.....	23
2.3.4 Exposición.	23
2.4 Equilibrio de partícula cargada (EPC).	23
2.5 Cálculo de la dosis absorbida en aire a partir de la exposición.....	24
2.6 Dosis absorbida en otro medio.....	25
CAPÍTULO 3 DOSIMETRÍA EN TOMOGRAFÍA COMPUTARIZADA.....	26
3.1 Dosímetros termoluminiscentes.....	26
3.2 Kerma en aire en la superficie de entrada, K_{ae}	27
3.3 Índice de kerma en aire para tomografía computarizada ($C_{a, 100}$).....	28
3.4 Índice ponderado de kerma en aire en maniquí para tomografía computarizada (C_w).....	29
3.5 Índice normalizado de kerma en aire en maniquí para tomografía computarizada (${}_n C_w$).....	31

3.6	Índice volumétrico de kerma en aire en maniquí para tomografía computarizada (C_{vol}).....	32
3.7	Dosis promedio en barridos múltiples (MSAD).	33
CAPÍTULO 4 MÉTODO EXPERIMENTAL		35
4.1	Materiales y equipos.....	35
4.1.1	Tomógrafo helicoidal multicortes.	35
4.1.2	Cámara de ionización.	36
4.1.3	Dosímetros Termoluminiscentes TLD.	37
4.1.4	Equipo lector termoluminiscente.....	38
4.1.5	Horno.....	39
4.2	Caracterización de los dosímetros termoluminiscentes TLD-100.	39
4.3	Protocolo para el uso de los TLD-100.	40
4.4	Calibración de los dosímetros TLD-100 trazable a la cámara de ionización.....	40
4.5	Diseño de una hoja de registro.	42
4.6	Diseño y construcción de maniqués para medir el kerma.....	42
4.7	Medida del kerma en aire en la superficie de entrada K_p durante los estudios clínicos.	45
4.8	Medida del kerma en aire en la superficie de entrada en maniqués K_{PMMA} de diferentes diámetros.	46
4.9	Medida del índice de kerma en aire en tomografía computarizada $C_{a, 100}$	47
4.10	Medidas del C_w y el P_{KL} en los diferentes maniqués utilizando una cámara de ionización.....	49
4.11	Medidas del C_w y el P_{KL} y MSAD en los diferentes maniqués utilizando TLD.....	52
4.11.1	Medida del índice de kerma C_w y P_{KL} utilizando TLD.	52
4.11.2	Medida de la dosis en barridos múltiples, MSAD.....	54
CAPÍTULO 5 RESULTADOS.....		56
5.1	Caracterización de los TLD-100.	56
5.2	Calibración de los TLD-100 trazable a la cámara de ionización.	56
5.3	Resultados del K_p	57
5.4	Resultados del K_{PMMA} . Para maniqués de diferentes diámetros.....	62
5.5	Resultados del índice de kerma en aire en tomografía computada $C_{a, 100}$	63

5.6	Resultados del C_W y el P_{KL} medidos en los diferentes maniqués utilizando una cámara de ionización.....	63
5.7	Resultados del C_W , C_{VOL} y el P_{KL} medidos en los diferentes maniqués utilizando TLD.....	65
5.8	Resultados del MSAD.....	68
CAPÍTULO 6 ANÁLISIS Y DISCUSIÓN.....		72
6.1	Análisis de las medidas de K_P	72
6.2	Análisis de las medidas del K_{PMMA}	73
6.3	Discrepancias entre K_P y K_{PMMA}	73
6.4	Análisis de las medidas del C_W , C_{VOL} y el P_{KL} utilizando cámara de ionización.....	74
6.5	Análisis de las medidas del C_W , C_{VOL} y el P_{KL} utilizando TLD.....	75
6.6	Discrepancias entre las medidas con cámara de ionización y con TLD y los valores dados por el programa del tomógrafo.	76
6.7	Análisis del MSAD.	79
CAPÍTULO 7 CONCLUSIONES		83
ANEXO 1		86
ANEXO 2		90
ANEXO 3		92
ANEXO 4		94
REFERENCIAS		98

INTRODUCCIÓN

En la radiología de diagnóstico está creciendo el interés por la determinación de la dosis de radiación, como puede observarse en las recomendaciones de la Comisión Internacional de Protección Radiológica presentadas en el ICRP 60 [1] sobre los principios de justificación y optimización de todas las exposiciones a la radiación en radiología de diagnóstico. Las últimas recomendaciones, ICRP 85 [2], son acerca de la prevención del riesgo de daño a la piel en la radiología intervencionista. En Europa, el Consejo de la Unión Europea enfatiza la importancia de los dos principios básicos: justificación y optimización [3].

El principio de justificación implica que los beneficios al paciente y a la sociedad, debido al uso de un procedimiento radiológico, deben ser mayores que los riesgos para el paciente asociados con la exposición a la radiación. El principio de optimización está basado en el principio ALARA (las dosis individuales, el número de personas expuestas y la probabilidad de incurrir en exposiciones potenciales, deben de ser tan bajas como razonablemente puedan lograrse) el cual puede ser interpretado como: la exposición al paciente debe ser ajustada para obtener la información requerida en el diagnóstico, no para obtener la mejor calidad de imagen [4].

La dosis de entrada en piel (ESD) y el kerma en aire de entrada en superficie (K_{ae}) son considerados como los mejores indicadores de los efectos deterministas de daño a la piel y a partir de estas medidas se puede estimar la dosis efectiva. La dosis de entrada en piel ha sido medida utilizando dosímetros termoluminiscentes, ya que debido a su tamaño (3 mm x 3 mm x 1 mm) pueden colocarse en la superficie de un maniquí o de un paciente, además no se ven en la imagen radiográfica y entonces no perturban el procedimiento clínico.

Por otra parte, existe una magnitud dosimétrica importante usada en tomografía computarizada, llamada índice de kerma en aire en tomografía computarizada (C_a), la cual

es el kerma en aire (en un solo corte) integrado a lo largo de una línea paralela al eje de rotación del tomógrafo y hasta una distancia de 7 veces el grueso de la sección, a ambos lados de ésta. Para medir el C_a se usa una cámara de ionización colocada alrededor y en el centro de un maniquí de polimetilmetacrilato (lucita) [5, 6 7]. El C_a , es usado como un indicador de la dosis y depende de diversas condiciones del estudio. Por lo tanto la dosis que se imparte en estudios de tomografía computarizada depende de diversos parámetros del equipo como son: la energía del haz de rayos X, la corriente del tubo, el tiempo de exposición, el grosor del paciente, etc. La cámara de ionización tiene una longitud sensible activa de 100 mm por lo que para ésta se define el C_{a100} . Otra magnitud importante [8] es el C_w que es el índice *ponderado* de kerma en aire en tomografía computarizada, el cual toma en cuenta la distribución inhomogénea de la dosis dentro del paciente.

La NORMA OFICIAL MEXICANA (NOM-229-SSA1-2002) establece para la medida de la dosis una magnitud llamada: dosis media en barridos múltiples (MSAD) [9], la cual representa la dosis promedio en el corte central para una serie de N cortes (cada uno con espesor T) y con un desplazamiento constante I entre los cortes sucesivos. La penumbra de las secciones adyacentes contribuye a la dosis en la sección de interés. Por definición, la MSAD es igual al C_w , si el intervalo entre secciones, es igual al grosor de la sección.

En nuestro país es importante determinar la ESD o el K_{ae} en pacientes pediátricos ya que se ha encontrado en la bibliografía que éstos son más sensibles a la radiación que los pacientes adultos. Además no existe suficiente información (a nivel internacional) sobre ESD o K_{ae} en estudios de tomografía computarizada.

En la presente tesis, la medida de las magnitudes dosimétricas en CT, está basada fundamentalmente en el código de prácticas del Organismo Internacional de Energía Atómica (OIEA), Viena 2006, que abreviaremos CoPa IAEA [5].

Por lo tanto nuestra investigación consistió en seleccionar un grupo de pacientes pediátricos sometidos a estudios de tomografía computarizada (CT), especialmente en cabeza, y medir el kerma en aire a la entrada en superficie, K_{ae} que reciben debido al

estudio el cual denotaremos como K_p . Se fabricaron cuatro maniqués de polimetilmetacrilato de diferentes tamaños, semejando cabezas de pacientes de entre 0 y 15 años de edad. Con estos maniqués se midió el C_w y el K_{ae} , que denotaremos como K_{PMMMA} , en las mismas condiciones (kVp, mAs, etc.) en las que se encontraba el tomógrafo cuando se midió el K_p directamente en los pacientes pediátricos.

Los objetivos de la tesis son:

- 1.- Medir el kerma en aire a la entrada (K_p) recibida por pacientes pediátricos en estudios radiológicos de cabeza realizados con CT
- 2.- Medir K_{PMMMA} , C_w , MSAD en 4 maniqués de lucita de diferentes tamaños que simulan la cabeza de niños de diferentes edades
- 3.-Realizar una comparación de K_p con K_{PMMMA} , y de C_w con MSAD
- 4.-Comparar los resultados con valores reportados
- 5.-Comparar los resultados de MSAD con el nivel orientativo establecido en la NOM-229-SSA1-2002 [9] para exámenes de cabeza.

Para presentar el trabajo realizado, la tesis se dividió en 7 capítulos.

En el capítulo 1 se hace una breve historia de la tomografía computarizada, se describen los componentes principales de los tomógrafos, el funcionamiento y la forma de adquisición de imagen, finalmente se describe brevemente el tomógrafo helicoidal multicortes.

En el capítulo 2, se describe la forma de producción de rayos X, la interacción de la radiación con la materia y fundamentalmente conceptos básicos de dosimetría, se describe un cálculo para transformar la medida de la exposición a dosis en aire y un cálculo para transformar la dosis de un medio a otro.

En el capítulo 3, se presentan todos los parámetros y conceptos relacionados con la dosimetría en tomografía computarizada.

El capítulo 4, describe el método experimental para llevar a cabo la determinación de cada una de las magnitudes descritas en el capítulo 3. Se explican los equipos y materiales utilizados, así como el diseño de 4 maniqués y un dispositivo especial construidos para la realización de las medidas.

En el capítulo 5, se muestran, en forma de gráficas y tablas, los resultados obtenidos de cada una de las magnitudes descritas en el capítulo 3.

En el capítulo 6, se presenta una discusión y un análisis detallado de cada uno de los resultados mostrados en el capítulo 5, y una comparación entre cada uno de ellos.

El capítulo 7, contiene las conclusiones de esta tesis.

Se incluyen cuatro anexos que incluyen las hojas de registro, tanto de los pacientes como de los maniqués; las medidas del factor de sensibilidad de los dosímetros TLD-100; la determinación del producto kerma longitud (P_{KL}) y el certificado de calibración de la cámara de ionización utilizada.

CAPÍTULO 1

EL TOMÓGRAFO COMPUTARIZADO

1.1 Breve historia de la tomografía computarizada.

Uno de los descubrimientos más fascinantes tanto para la física como para la medicina fue el descubrimiento de los rayos X por el físico Wihelm Conrad Roentgen en el año de 1895. A los seis días de la publicación del descubrimiento, los rayos X se empezaban a utilizar en el ambiente médico. A la fecha se han desarrollado muchos equipos, tanto para diagnóstico como para tratamiento médico, que utilizan este tipo de radiación. Uno de los últimos y más sofisticados que se han inventado es el tomógrafo computarizado.

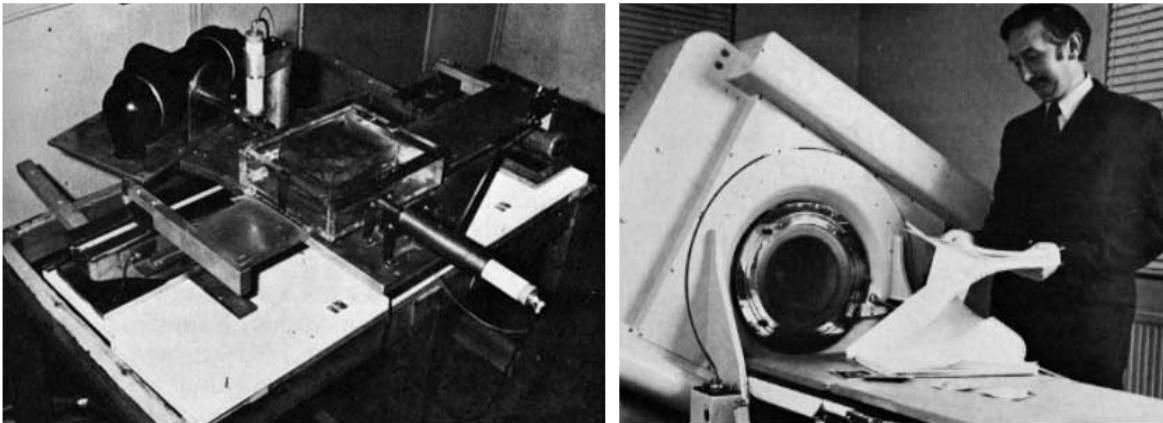


Figura 1.1 Lado izquierdo: primer escáner experimental desarrollado por Hounsfield. Lado derecho: primer tomógrafo computarizado clínico.

El tomógrafo computarizado fue inventado por el ingeniero inglés Godfrey N. Hounsfield en 1973 en el Laboratorio Central de Investigación de la compañía EMI. Él trabajaba con técnicas de reconocimiento de patrones y dedujo que a partir de la medida de rayos X, que pasasen a través de un cuerpo y en diferentes proyecciones, se podrían reconstruir las estructuras internas de éste. El primer prototipo fue construido en 1967 y tardaba 9 horas para completar la adquisición de datos y producir una imagen del interior de

una muestra, **Figura 1.1**. El primer tomógrafo computarizado fue puesto en marcha en 1971 en el hospital Atkinson-Morley y las imágenes se obtenían en 5 minutos [10].

Sin embargo, el desarrollo de este equipo sólo se puede entender a partir del avance en el conocimiento de las matemáticas, física y computación. En 1917 el matemático J. H. Radon desarrolló los fundamentos matemáticos para la reconstrucción de imágenes, a partir de medidas por transmisión. Él demostró matemáticamente que el interior de un objeto podría ser reconstruido a partir de las medidas de un conjunto grande de proyecciones. Su teoría fue aplicada en 1957 en la construcción de un mapa solar, a partir de las señales de microondas que éste emitía. Su teoría se ha mejorado y ahora es el fundamento principal en la reconstrucción de las imágenes en los equipos de tomografía computarizada. Por otro lado el físico A. M. Cormack desarrolló un método para calcular la distribución espacial de los tejidos dentro del cuerpo humano a partir de las diferencias de absorción de la radiación transmitida. Él intuyó las aplicaciones radiológicas que podrían llevarse a cabo a partir de las diferencias de absorción debido a diferentes estructuras de tejido blando. Demostró su método utilizando un cilindro de aluminio con diferentes objetos en su interior, a través del cual se transmitió un haz de fotones de rayos gamma (fuente de ^{60}Co) y utilizando un detector Geiger para el registro de la señales. Debido a toda la investigación desarrollada por él y puesto que fue uno de los pioneros en el desarrollo de la tomografía computarizada recibió, junto con Hounsfield, el premio Nobel de medicina en 1979 [10].

Actualmente, el tomógrafo computarizado es uno de los equipos más importantes para el diagnóstico radiológico. Con éste se obtienen imágenes de secciones transversales del interior del cuerpo humano en las cuales se pueden observar diferentes estructuras específicas de tejido blando, como se muestra en la **Figura 1.2**. A lo largo del tiempo estos equipos se han ido perfeccionando clasificándose como primera, segunda, y así, hasta la séptima generación (equipo helicoidal multicortes) [10] en donde el tiempo de barrido toma un segundo o menos. De éste último se hablará en la sección 1.4.

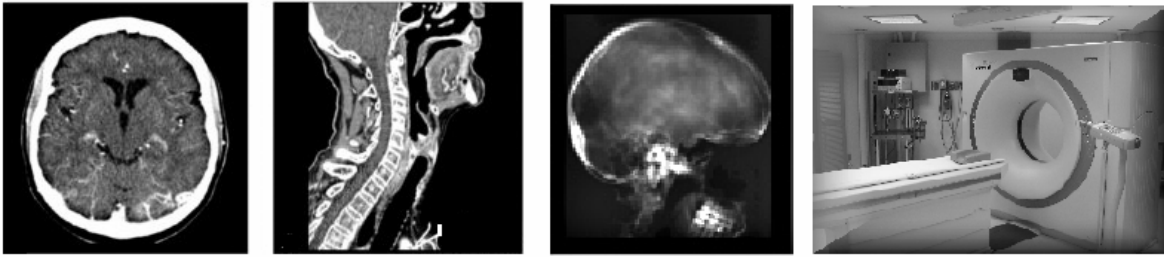


Figura 1.2. Estructuras internas de tejido blando a partir de la reconstrucción con CT.

1.2 Principales componentes de un tomógrafo.

Los componentes principales de un tomógrafo son (ver **Figura 1.3**):

- Unidad de Exploración: Gabinete, tubo de rayos X y sistema de detección.
- Mesa o cama del paciente.
- Procesador para la reconstrucción de imagen.
- Consola de control y despliegue de imagen.

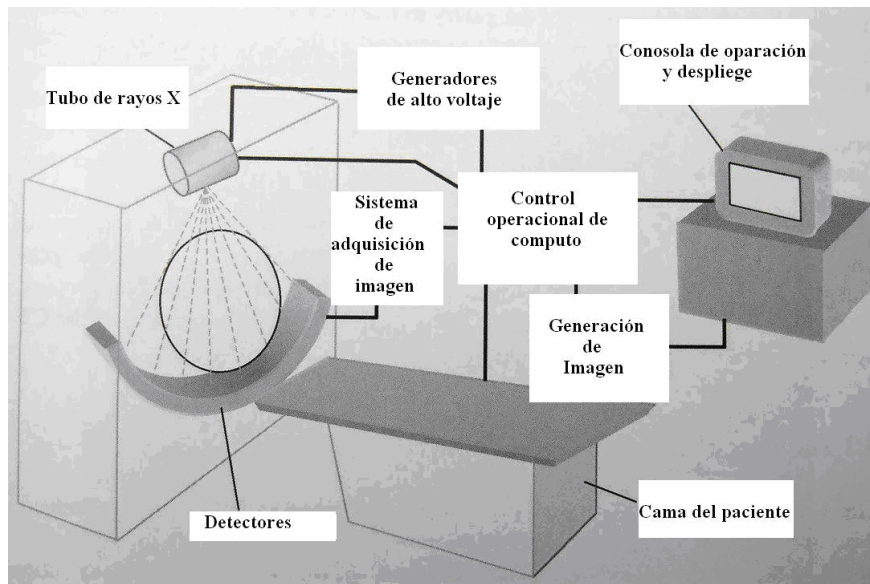


Figura 1.3. Componentes principales del tomógrafo.

1.2.1 Gabinete.

El gabinete es la estructura que soporta todos los componentes del sistema de exploración: el tubo de rayos X, el sistema de detección con su electrónica asociada, soporte y motor mecánico para el giro adecuado del sistema del tubo de rayos X y los detectores, colimadores y filtros. También contiene un sistema de láseres para la alineación del paciente.

1.2.2 Mesa del paciente.

La mesa o cama del paciente es donde se coloca a éste para realizar el estudio. Cuenta con movimiento vertical y horizontal para la alineación correcta (dentro del gabinete) de la zona de interés del estudio y la exploración en el sistema helicoidal.

1.2.3 Procesador y consola de control.

El procesador es el hardware del equipo, donde se almacena y procesa toda la información que proviene del sistema de detección del gabinete. Es un sistema electrónico muy sofisticado que contiene a la vez diversos programas especializados en la reconstrucción de imágenes.

La consola de control es la interfaz entre el técnico y el equipo, desde ahí se manipulan todos los controles del tomógrafo como son tipo de estudio, posición y avance de la mesa del paciente, inclinación del gabinete, voltaje del tubo, carga, número de barridos, etc. La consola del control incluye un monitor de alta resolución desde el cual se visualizan todos los datos para la exploración del paciente y desde donde se manipulan y visualizan las imágenes reconstruidas.

1.3 Funcionamiento y adquisición de imagen.

Como se mencionó anteriormente, el tomógrafo es capaz de generar imágenes debido a las diferencias de absorción que presentan los tejidos del cuerpo humano a los rayos X. La técnica tomográfica consiste en seleccionar cortes axiales del cuerpo humano y pasar a

través de éste un haz de rayos X; el haz se registra y se mide por medio de detectores colocados en la parte opuesta al tubo de rayos X; el procedimiento se ilustra en la **Figura 1.4**. El tubo de rayos X gira emitiendo radiación en torno al paciente, los detectores registran los fotones que salen del paciente, la intensidad detectada forma un perfil de intensidad llamado proyección. Por medio del análisis de diferentes proyecciones, mediante un algoritmo matemático de reconstrucción, se convierte la señal en una imagen.

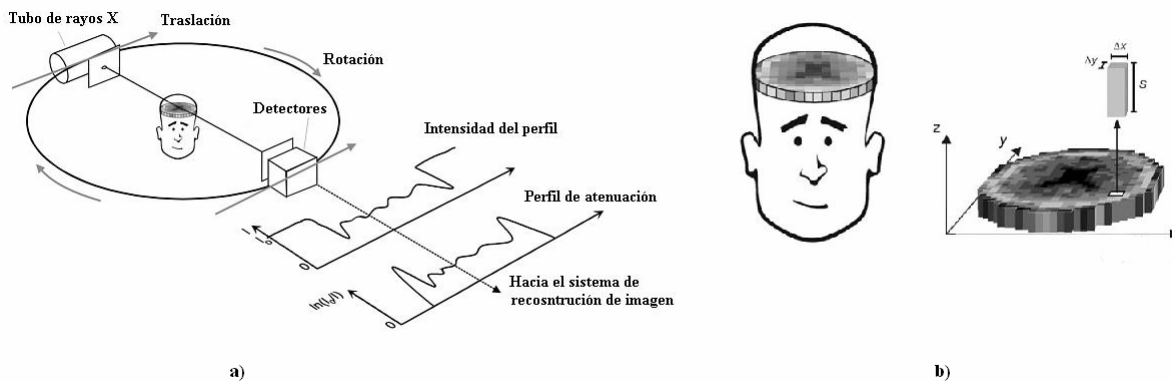


Figura 1.4. a) Esquema en el que se muestra la forma como el equipo realiza la adquisición de datos de un corte seleccionado, b) la imagen tomográfica es un arreglo de cuadros llamados píxeles. El tono de gris del píxel representa el valor promedio de la atenuación del haz debido al tejido en esa posición [11].

1.4 Tomógrafo helicoidal multicortes.

Los tomógrafos de las últimas generaciones combinan dos avances tecnológicos muy innovadores, el sistema de adquisición de datos helicoidal y el de multicortes. El sistema de adquisición helicoidal consiste en una exploración continua del paciente, es decir, el paciente es trasladado continuamente a través del campo de rayos X en la dirección Z, como se muestra en la figura 1.5, mientras que el tubo de rayos X y los detectores (que están dentro del gantry), giran 360° alrededor del paciente, de tal forma que la adquisición de datos se lleva a cabo de manera continua a través del volumen de interés. A esta forma de adquisición de datos se le llamó adquisición helicoidal, debido a la forma en la que parecen trasladarse el tubo y los detectores. Este método de adquisición de datos requiere de un tipo

especial de algoritmo de reconstrucción, para evitar la degradación de la imagen, llamado reconstrucción por extrapolación [10].

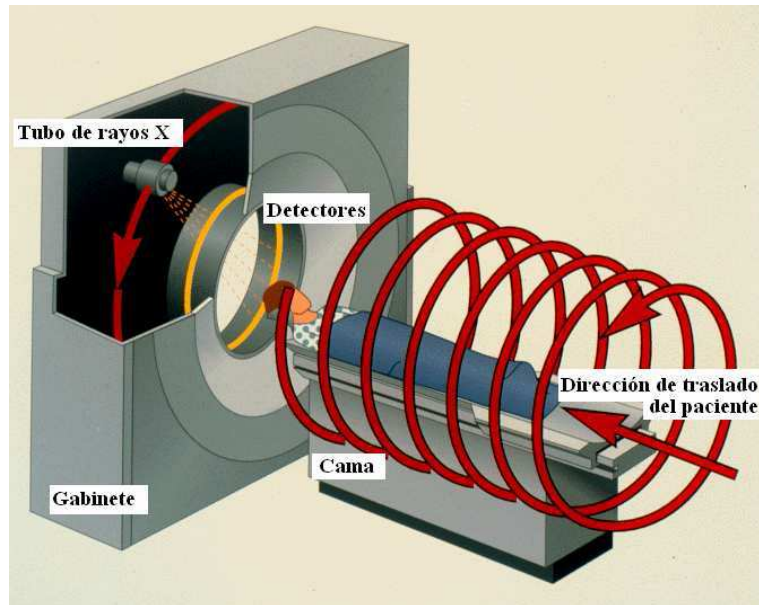


Figura 1.5. Ilustración del tomógrafo helicoidal. El desplazamiento del gantry visto desde el punto de referencia del paciente es helicoidal.

Por otra parte, en los tomógrafos de séptima generación se implantó el sistema de adquisición multicortes, esto consistió en aumentar el número de detectores y en variar sus dimensiones, la figura 1.6 muestra un esquema de la configuración que éstos tienen en la actualidad. Los detectores son una de las partes más importantes del tomógrafo, éstos convierten los rayos X atenuados en una señal eléctrica, que posteriormente es procesada y convertida en una imagen útil para el diagnóstico médico.

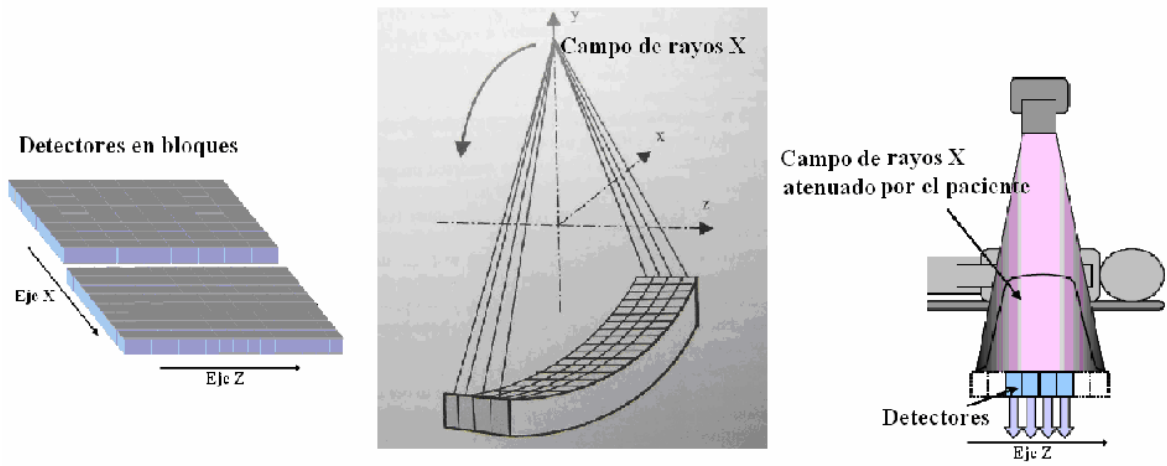


Figura 1.6. Esquema del arreglo actual de los detectores en los tomógrafos

CAPÍTULO 2

FUNDAMENTOS TEÓRICOS

2.1 Producción de rayos X.

Los rayos X son ondas electromagnéticas que tienen una longitud de onda del orden de unos picómetros hasta unos pocos nanómetros. La energía E de cada fotón de rayo X es proporcional a su frecuencia, ν , esto se describe mediante la ecuación:

$$E = h\nu = \frac{hc}{\lambda} \quad (2.1)$$

Donde h es la constante de Planck igual a 6.63×10^{-34} J s, c es la velocidad de la luz en el vacío igual a 3×10^8 m/s y λ es la longitud de onda del rayo X. Por conveniencia, la energía de los rayos X es expresada en unidades de electrón-volts (eV). Un eV es la cantidad de energía cinética con la cual un electrón es acelerado dentro de un campo eléctrico cuyo potencial eléctrico es de 1 volt, se tiene que $1 \text{ eV} = 1.602 \times 10^{-19}$ J. Los rayos X son producidos mediante la interacción de electrones acelerados sobre algún tipo de material, en general de alto número atómico Z . La máxima energía posible de un rayo X es igual a toda la energía cinética que tiene el electrón, esta energía en eV puede ser calculada a partir de la ec.(2.1):

$$E = \frac{1.24 \times 10^3}{\lambda} \text{ eV nm} \quad (2.2)$$

Los rayos X con energías menores que 12.5 eV son llamados rayos X blandos y tienen muy poca capacidad para atravesar materiales gruesos, este tipo de rayos X no tiene importancia en radiología. Los rayos X con energías entre 12.5 eV y 125 keV son los más importantes dentro del área de radiodiagnóstico. Los rayos X con energía mayor que 125 keV son altamente penetrantes y provocan bajo contraste en la adquisición de imágenes, por lo tanto son de poco interés en diagnóstico por imagen. [10]

2.2 Interacción de la radiación electromagnética con la materia.

2.2.1 Atenuación de fotones.

Supongamos que se envía un haz angosto de fotones de intensidad I_0 sobre un material de espesor x y se coloca detrás de éste un detector, como se muestra en el inciso a) de la Figura 2.1. Se observará que el material impide el paso de algunos de los fotones, reduciéndose el haz a la intensidad I que llega al detector. No se ve afectada la energía de los fotones del haz original que atraviesan el material, lo que se reduce es la cantidad de fotones que se registra en el detector [12].

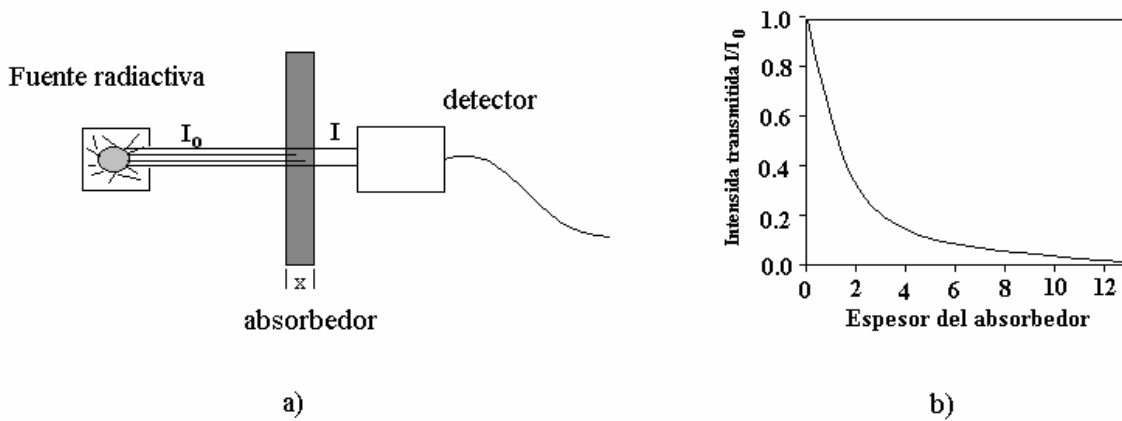


Figura 2.1 a) Experimento de transmisión de la radiación a través de un material absorbedor. b) Curva de transmisión de la radiación, a través de un absorbedor, como función de su espesor.

Si se aumenta el espesor x del material absorbedor, la intensidad de la radiación transmitida va disminuyendo de acuerdo con la siguiente ecuación:

$$I = I_0 e^{-\mu x} \quad (2.3)$$

El coeficiente μ se llama coeficiente lineal de atenuación. Comprende todos los efectos de dispersión o absorción que impiden que algunos fotones lleguen al detector. Su magnitud

depende de la energía de los fotones y del tipo de material absorbedor. Las unidades de μ son de cm^{-1} . I_0 es el valor de I cuando $x = 0$; el valor de μ determina la pendiente de la curva de atenuación. Al dividir el coeficiente lineal de atenuación entre la densidad ρ del material absorbedor resulta una cantidad atómica importante llamada coeficiente másico de atenuación $\mu_m = \mu / \rho$. En términos del coeficiente másico de atenuación, la ley de decaimiento se escribe:

$$I = I_0 e^{-(\mu_m \rho \cdot x)} \quad (2.4)$$

μ_m se relaciona con la sección eficaz total atómica de atenuación, σ_{tot} , de la siguiente manera:

$$\mu_m = \sigma_{\text{tot}} \frac{N_0}{M} \quad (2.5)$$

La sección eficaz total de atenuación σ_{tot} es la probabilidad, por cada átomo del absorbedor, de que un fotón sufra un proceso atenuador, es decir, que ya no forme parte del haz original de fotones. Las unidades de σ_{tot} son [$\text{cm}^2/\text{átomo}$], las del número de Avogadro N_0 son [átomos/mol], y las del peso molecular M son [gramos/mol]. Las magnitudes de μ y σ_{tot} (y por lo tanto de la rapidez con la que cae la curva de atenuación), dependen del material absorbedor y de la energía de los fotones. Existen varios mecanismos mediante los cuales los fotones son dispersados o absorbidos por el material colocado como absorbedor. Estos mecanismos son; dispersión Rayleigh, efecto fotoeléctrico, efecto Compton y producción de pares. Cada uno de estos procesos tiene su propia sección eficaz, esto es, hay una sección eficaz para dispersión Rayleigh σ_R , una para efecto Compton σ_C , etc. La sección eficaz total es la suma de las secciones eficaces parciales [13], esto es:

$$\sigma_{\text{tot}} = \sigma_R + \sigma_C + \sigma_{\text{ef}} + \sigma_{\text{pp}} \quad (2.6)$$

Para el propósito de este trabajo la primera de las interacciones es muy poco probable y la última no puede ocurrir, debido a que requiere una energía mínima de 1.022 MeV y en esta tesis se trabajó con energías entre 0 y 120 keV, por lo que sólo son importantes la

interacción Compton y el efecto fotoeléctrico. Para una descripción detallada de éstas ver la referencia [13]. En estas interacciones los fotones imparten parte de su energía (en ocasiones toda) a los electrones atómicos del medio en el que inciden, los que después imparten esa energía al medio.

La probabilidad de que ocurra alguna de las dos formas de interacción antes mencionadas, depende de la energía del fotón incidente, $E_\gamma = h\nu$, y del número atómico Z del medio absorbedor. La **Figura 2.2** indica las regiones de Z y E en las que predomina cada tipo de interacción. Las curvas corresponden a aquellas regiones en las que dos tipos de interacción son igualmente probables [13].

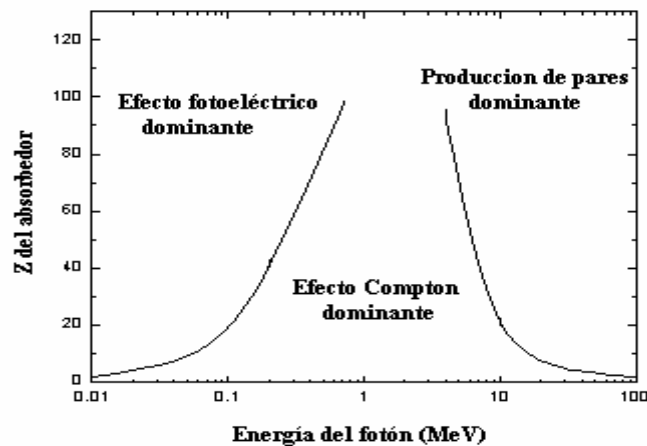


Figura 2.2. Importancia, relativa de la energía y del número atómico Z , para los tres tipos de interacción más importantes de los rayos X y gamma con la materia. Efecto fotoeléctrico, efecto Compton y producción de pares [13].

2.2.2 Energía transferida por interacción.

Para entender la importancia de los dos tipos diferentes de interacción, la **Figura 2.3** muestra el porcentaje del tipo de interacción en agua en función de la energía de los rayos X. Aunque la gráfica es para interacciones en agua, puede usarse con poco error para interacción en tejido blando. En la gráfica se observa que el efecto fotoeléctrico disminuye considerablemente con el incremento de energía de los rayos X, mientras que el porcentaje del efecto Compton aumenta con el incremento de energía de los rayos X.

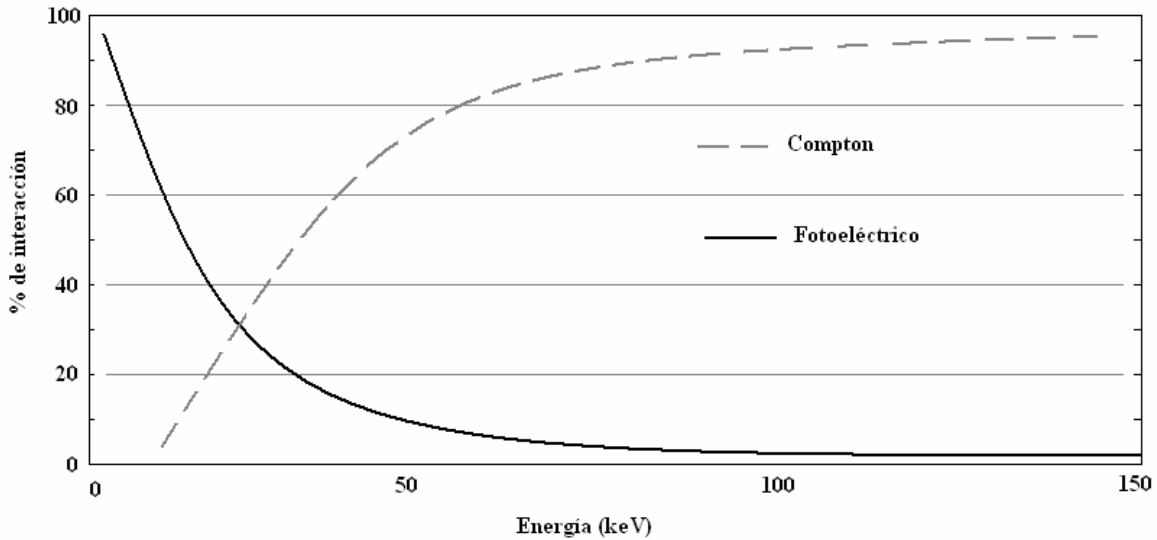


Figura 2.3. Porcentaje de interacción para efecto Compton y fotoeléctrico en función de la energía de los fotones de rayos X, en agua.

Una medida importante es el porcentaje de energía transferida como función de la energía de los fotones de rayos X (**Figura 2.4**). En la gráfica se observa que a bajas energías de los rayos X, la energía es transferida principalmente por efecto fotoeléctrico. Por ejemplo, aunque para 30 keV sólo el 26% es efecto fotoeléctrico (**Figura 2.3**), la energía transferida por este proceso es mayor que el 93% (**Figura 2.4**). La **Figura 2.4** se ha dividido en tres zonas para el intervalo de energía de los rayos X de diagnóstico. La primera zona cubre el intervalo de energía de los rayos X menor que 50 keV; en esta región el efecto fotoeléctrico es el dominante. En la siguiente región el intervalo de energía de los fotones va de 50 a 90 keV en donde ambas interacciones, fotoeléctrico y Compton, son importantes. Y la tercera parte cubre el intervalo de 90 a más 150 keV en donde es claro que la interacción Compton es la dominante [10].

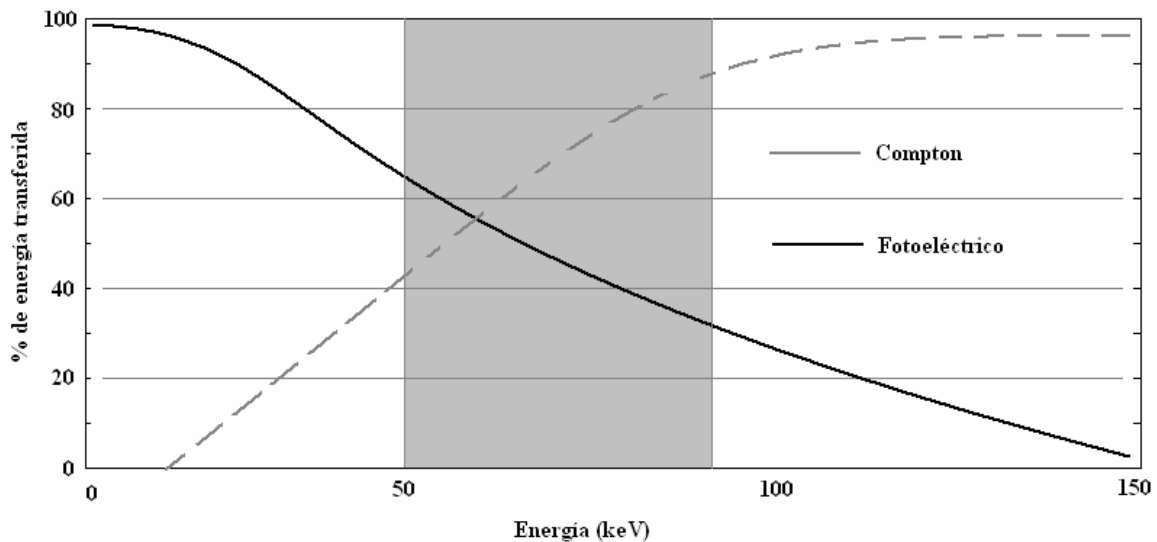


Figura 2.4. Porcentaje de energía transferida para dos interacciones en agua

Debido a la combinación del efecto fotoeléctrico y el Compton, en radiodiagnóstico se tiene que la energía transferida al paciente quedará en su mayor parte en la superficie de éste o a muy poca profundidad de la superficie de incidencia. En la **Figura 2.5** se muestra la distribución o transferencia de energía en un estudio de cráneo con radiografía convencional y en un estudio con tomografía computarizada.

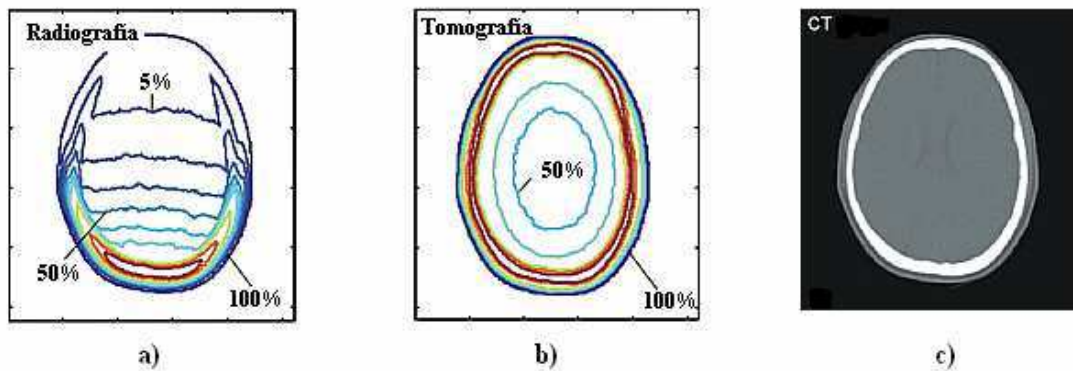


Figura 2.5. a) Distribución de dosis en un estudio de radiografía convencional, b) distribución de energía en un estudio de cráneo con tomografía computarizada, y c) imagen del cráneo con tomografía computarizada [11].

2.3 Conceptos básicos de dosimetría.

Para poder entender la forma como se mide la dosis de radiación en los equipos de tomografía computarizada (capítulo 3) es importante definir algunos conceptos importantes de dosimetría [13].

2.3.1 Fluencia de energía.

La fluencia de energía Ψ , es la energía radiante dR que entra en una esfera de sección transversal da :

$$\Psi = \frac{dR}{da} \quad (2.7)$$

Las unidades están dadas en J/m^2 o erg/cm^2 . R es el valor esperado de la energía total que llevan los rayos que pasan por una esfera imaginaria de volumen dV y masa dm y cuya área en el círculo máximo es da .

2.3.2 Kerma.

Cuando se considera radiación indirectamente ionizante (neutrones o fotones, como los rayos X), conviene describir la energía transferida por ellos en función de una magnitud especial llamada kerma. El kerma (kinetic energy released in matter) es el valor esperado de la energía cinética transferida a partículas cargadas por unidad de masa en un punto de interés, incluyendo pérdidas de energía radiativa pero excluyendo energía pasada de una partícula cargada a otra.

$$K = \frac{dE_{tr}}{dm} \quad (2.8)$$

en donde dE_{tr} es el valor esperado de la energía transferida en un volumen infinitesimal dV en el punto P y dm es la masa en dV . La unidad del kerma es el Gray, $1 \text{ Gray} = 1 \text{ J/kg}$. El kerma se divide en dos partes: kerma de colisión (K_c) si la energía se transfiere en ionización y excitación de los átomos del material, y kerma radiativo (K_r) si la energía se gasta en producir radiación de frenado es decir rayos X.

$$K = K_c + K_r \quad (2.9)$$

En el caso ideal, en el que se tengan fotones monoenergéticos, el kerma puede escribirse como:

$$K = \Psi \left(\frac{\mu_{tr}}{\rho} \right)_{E,Z} \quad (2.10)$$

En donde Ψ es la fluencia de energía en P (J/m^2 o erg/cm^2), μ_{tr} es el coeficiente lineal de transferencia de energía (m^{-1} o cm^{-1}), ρ es la densidad (kg/m^3 o g/cm^3) y $(\mu_{tr}/\rho)_{E,Z}$ es el coeficiente másico de transferencia de energía (m^2/kg o cm^2/g), E es la energía del haz y Z el número atómico del material.

Para el caso de rayos X para diagnóstico el kerma puede ser medido en aire, en cuyo caso se define el kerma en aire incidente y se abrevia como K_{ai} . En diagnóstico los fotones no son monoenergéticos, por lo que se usa un valor promedio del coeficiente másico de transferencia de energía en aire $(\mu_{tr}/\rho)_a$ ponderado con respecto de la distribución de energía del haz. El K_{ai} no incluye la radiación retrodispersa.

Si se desea medir el kerma en la superficie de un paciente o de un maniquí se debe tener en cuenta la radiación retrodispersa que contribuirá en la cantidad de radiación absorbida por el tejido o el maniquí en ese punto. Para esto se define el kerma en aire en la superficie de entrada, y se abrevia como K_{ae} .

El kerma en aire en la superficie de entrada está relacionado con el kerma en aire incidente por un factor de retrodispersión B

$$K_{ae} = K_{ai} B \quad (2.11)$$

El factor de retrodispersión depende del espectro y del tamaño del campo de rayos X, así como del grosor y composición del paciente o maniquí.

2.3.3 Dosis de radiación absorbida.

La dosis de radiación absorbida es el valor esperado de la energía impartida a la materia por unidad de masa en un punto de interés.

$$D = \frac{dE}{dm} \quad (2.12)$$

en donde dE es el valor esperado de la energía impartida en el volumen infinitesimal dV durante un intervalo de tiempo en un punto P , dm es la masa en dV .

2.3.4 Exposición.

La exposición es el cociente de dQ entre dm , donde dQ es el valor absoluto de la carga total de los iones de un signo producidos en aire cuando todos los electrones (e^- y e^+) liberados por los fotones en un volumen de aire de masa dm han sido completamente frenados en aire. [14].

$$X = \frac{dQ}{dm} \quad (2.13)$$

Las unidades de exposición son C/kg o el Roentgen R , $1R = 2.58 \times 10^{-4} C/kg$. La ionización debida a la absorción de radiación de frenado emitida por los electrones no debe ser incluida en dQ . La exposición X es el equivalente de ionización del kerma de colisiones K_c en aire, para rayos X .

2.4 Equilibrio de partícula cargada (EPC).

El equilibrio de partícula cargada guarda un papel fundamental en la medida de la dosis, ya que permite relacionarla con otras magnitudes tales como el kerma de colisiones y la exposición. La definición es la siguiente:

Existe equilibrio de partícula cargada (EPC) en un volumen v si cada tipo de partícula con cierta carga y energía e_1 que sale de v es remplazada por un tipo idéntico de partícula con la misma carga y la misma energía e_2 , en términos de valores esperados [13], ver Figura 2.6.

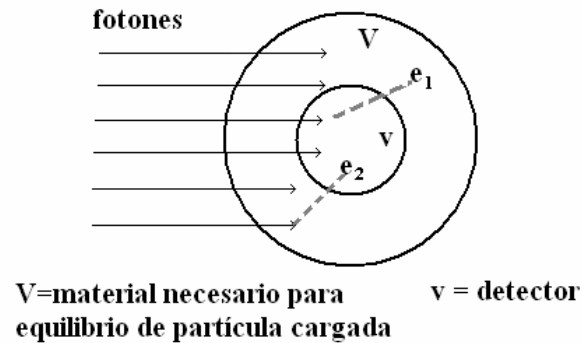


Figura 2.6. Detector de radiación de volumen v en un campo de radiación.

2.5 Cálculo de la dosis absorbida en aire a partir de la exposición

La dosis absorbida en aire sólo se puede calcular a partir de la exposición cuando existe equilibrio de partícula cargada [13,15], sólo en este caso el kerma de colisión es igual a la dosis en un punto dentro del medio, en estas condiciones la dosis en aire está dada por

$$D_{\text{air}} = (K_c)_{\text{air}} = X \frac{W}{e} \quad (2.14)$$

Como se sabe $1R = 2.58 \times 10^{-4} \text{ C/kg}$ y $(W/e) = 33.97 \text{ J/C}$, entonces la dosis en aire con unidades de J/kg estará dada por

$$D_{\text{air}} (\text{J/kg}) = 0.876 \times 10^{-2} \left(\frac{\text{J/kg}}{R} \right) X(R) \quad (2.15)$$

2.6 Dosis absorbida en otro medio.

De nuevo, en presencia de equilibrio de partícula cargada, la dosis absorbida para un medio determinado se puede calcular a partir de la fluencia de energía, Ψ y del coeficiente másico de absorción, μ_{en}/ρ . Supongamos que Ψ_{air} es la fluencia de energía en un punto en el aire y que Ψ_{med} es la fluencia de energía en el mismo punto pero para un medio distinto al aire, entonces, dentro de condiciones de equilibrio de partícula cargada, la dosis en el medio estará relacionada con la dosis en el aire mediante la siguiente relación [15]

$$\frac{D_{med}}{D_{air}} = \frac{(\mu_{en}/\rho)_{med}}{(\mu_{en}/\rho)_{air}} \frac{\Psi_{med}}{\Psi_{air}} \quad (2.16)$$

Si utilizamos la relación dada por la ecuación 2.15 tendremos

$$D_{med} \text{ (J/kg)} = 0.876 \times 10^{-2} \left(\frac{\text{J/kg}}{\text{R}} \right) \frac{(\mu_{en}/\rho)_{med}}{(\mu_{en}/\rho)_{air}} \frac{\Psi_{med}}{\Psi_{air}} X(R) \quad (2.17)$$

Que puede quedar expresada como

$$D_{med} \text{ (J/kg)} = f_{med} \cdot \frac{\Psi_{med}}{\Psi_{air}} X(R) \quad (2.18)$$

Con $f_{med} = 0.876 \times 10^{-2} (\mu_{en}/\rho)_{med} / (\mu_{en}/\rho)_{air}$ llamado factor f. El factor f [15] depende de la composición del medio y de la energía de los fotones. Para los medios con número atómico parecidos al aire, por ejemplo agua y tejido blando, el cociente $(\mu_{en}/\rho)_{med} / (\mu_{en}/\rho)_{air}$ varía muy poco con la energía de los fotones, por lo tanto el factor f para estos materiales tampoco varía de manera considerable. Pero para el hueso el factor f varía mucho en el intervalo de energías bajas entre 10 y 100 keV. Si la composición química del aire y del medio son aproximadamente iguales entonces $\Psi_{med} \cong \Psi_{air}$; si no, se debe considerar la diferencia de atenuación entre el medio y el aire en Ψ_{med} / Ψ_{air} .

DOSIMETRÍA EN TOMOGRAFÍA COMPUTARIZADA

Desde la aparición de los equipos de tomografía computarizada (CT) ha habido ambigüedad tanto en la especificación de la dosis en radiodiagnóstico, debido a que se ha usado el mismo nombre para diferentes magnitudes, como en la manera de medirla.

En la actualidad existen diversos protocolos para determinar la dosis sobre los pacientes en estudios de CT. Estos protocolos dependen de los criterios de medición de cada institución o instituciones que los aceptan. En la presente tesis, la medida de la dosis de radiación en CT, está basada fundamentalmente en el código de prácticas del Organismo Internacional de Energía Atómica (OIEA), Viena 2006, que abreviaremos CoPa OIEA [5].

La unidad fundamental dosimétrica para el CoPa OIEA es el kerma en aire, y para el caso de tomografía computarizada puede ser determinado con dos tipos de dosímetros: Cámara de ionización (CI) y dosímetros termoluminiscentes (TLD). Como se especificó en el capítulo anterior, a través de la medida del kerma puede determinarse la dosis. Describiremos muy brevemente cada uno de los dosímetros y las cantidades dosimétricas que con ellos se determinan, para mayores detalles se pueden consultar las referencias [5, 13, 16].

3.1 Dosímetros termoluminiscentes.

Los dosímetros termoluminiscentes están compuestos de cristales de materiales dieléctricos que al ser expuestos a la radiación ionizante pueden trasladar sus electrones a estados excitados en niveles altos de energía y ser atrapados por las imperfecciones (“trampas”) de la matriz del cristal, el número de electrones liberados en el cristal depende de la dosis. Si posteriormente el cristal es calentado, los electrones serán liberados de las trampas y, si se recombinan con un hoyo en un centro luminiscente, el efecto será la emisión de luz. A este proceso se le conoce como termoluminiscencia. La cantidad de luz

emitida en el calentamiento depende de los electrones originalmente atrapados y por lo tanto la cantidad de luz emitida por el cristal es una medida de la energía impartida en éste. A la gráfica de la luz emitida como función de la temperatura se le llama curva de brillo.

En esta tesis se ha utilizado el dosímetro termoluminiscente (TLD) LiF: Mg, Ti, que es fluoruro de litio dopado con magnesio y titanio. Debido al tamaño pequeño de éste ($3 \times 3 \times 1 \text{ mm}^3$) se puede colocar sobre el paciente sin afectar el estudio tomográfico o el movimiento del paciente. Además, su número atómico efectivo (8.2) es similar al del tejido que constituye el cuerpo humano (7.4), tiene una respuesta lineal respecto de la dosis para dosis menores o iguales que 1 Gy [17], poco desvanecimiento de la señal y una buena sensibilidad.

3.2 Kerma en aire en la superficie de entrada, K_{ae} .

Uno de los objetivos principales de esta tesis es medir el kerma en aire en la superficie de entrada en estudios con tomografía computarizada. Para llevar a cabo este objetivo se utilizará el kerma en aire en la superficie de entrada K_{ae} , que es el kerma en aire medido en un punto, en la superficie del paciente o maniquí, donde el haz de rayos X incide sobre él. En el K_{ae} la contribución de la radiación retrodispersa está incluida.

El kerma en aire en la superficie de entrada medido en un paciente se expresa como K_p [5] y se calcula con:

$$K_p = \bar{M} N_{k,Q_0} k_Q k_f \quad (3.1)$$

Donde:

\bar{M} es la lectura promedio del dosímetro irradiado sobre el paciente.

N_{k,Q_0} es el coeficiente de calibración determinado en un laboratorio secundario para un campo de radiación con calidad Q_0 , en nuestro caso $Q_0 = \text{RQT-9}$, el cual consiste en un haz de rayos x de 120 kVp y una capa hemirreductora de 8.4 mm de aluminio (Anexo 4).

k_Q es el factor de corrección para un haz de calidad Q.

k_f es el factor de corrección por desvanecimiento de la señal de la lectura.

El kerma en aire en la superficie de entrada medido en maniquí se denota como K_{PMMA} y se calcula con:

$$K_{PMMA} = \bar{M} N_{K,Q_0} k_Q k_f \quad (3.2)$$

Donde:

\bar{M} es la lectura promedio del dosímetro irradiado sobre el maniquí.

N_{K,Q_0} es el coeficiente de calibración determinado en un laboratorio secundario para un campo de radiación con calidad $Q_0 = RQT-9$.

k_Q es el factor de corrección para un haz de calidad Q .

k_f es el factor de corrección por desvanecimiento en la señal de la lectura.

El K_{ae} está relacionado con la dosis en aire de entrada en superficie (ESD) que es la magnitud utilizada en otro protocolo [4] donde, en vez de kerma en aire, se determina la dosis referida en aire. Como en ambas magnitudes se incluye la radiación retrodispersa por el paciente o el maniquí y considerando que existe equilibrio de partícula cargada durante las medidas, entonces $ESD = K_p$.

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

El índice de kerma en aire en tomografía computarizada $C_{a,100}$ se define como la integral del kerma en aire $K_a(z)$, debido a un solo corte de grosor T y una rotación del tubo de rayos X , medido a lo largo del eje de rotación z del tomógrafo y dividido por el grosor del corte T [5, 18], se expresa como:

$$C_{a,100} = \frac{1}{T} \int_{-\infty}^{\infty} K_a(z) dz \quad (3.3)$$

Para el caso de un escáner multicortes con N cortes de grosor T [5, 18, 19] se define como:

$$C_{a,100} = \frac{1}{NT} \int_{-\infty}^{\infty} K_a(z) dz \quad (3.4)$$

El $C_{a,100}$ se mide con cámara de ionización tipo lápiz, y las unidades son [J/kg o Gy]. Para realizar la medida, el eje cilíndrico de la cámara se coloca paralelo al eje Z del tomógrafo como se muestra en la **Figura 3.1** inciso A. El $C_{a,100}$ es el kerma en aire a lo largo (100 mm) de la cámara de ionización para un grosor de corte T y para una sola rotación, y es equivalente al área bajo la curva del perfil del kerma en aire $K_a(Z)$ a lo largo de la cámara, ver **Figura 3.1** inciso B.

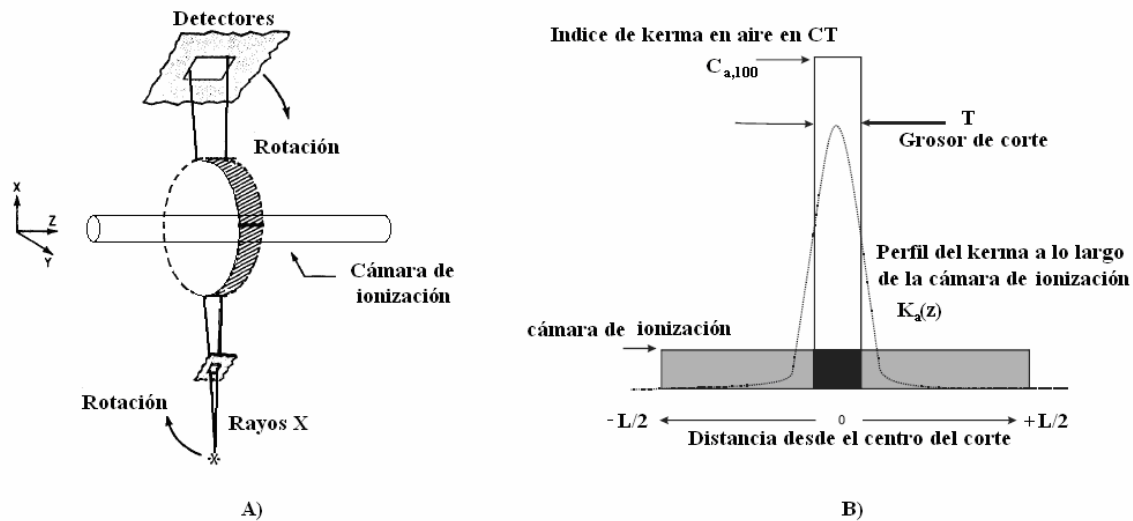


Figura 3.1. A) Esquema que muestra la colocación de la cámara de ionización dentro del campo del tomógrafo; B) Perfil del kerma aire $K_a(Z)$ para un solo corte T y su correspondiente valor $C_{a,100}$ a lo largo de la longitud de la cámara.

3.4 Índice ponderado de kerma en aire en maniquí para tomografía computarizada (C_w).

Para tener una mejor idea de cuanta energía es depositada en los pacientes se han diseñado maniqués que semejan la cabeza o el cuerpo de los pacientes y se ha medido en éstos, la dosis o el kerma en las mismas condiciones en que es irradiado el paciente [5, 18, 19]. Los maniqués son hechos de polimetilmetacrilato, que se abrevia como PMMA, y que es un material plástico parecido al tejido humano, en cuanto a la interacción de haces de rayos X de baja energía.

En este caso se define el índice de kerma en aire medido en maniquí para tomografía computarizada [5, 18, 19], que se abrevia como C_{PMMA} que es la integral del kerma en aire $K_a(Z)$, dentro del maniquí de PMMA; debido a un solo corte T y una rotación del tubo de rayos X, medido a lo largo del eje de rotación Z del tomógrafo y dividido por el grosor del corte T, ver **Figura 3.2**, se expresa como:

$$C_{PMMA} = \frac{1}{T} \int_{-\infty}^{\infty} K_{a,PMMA}(z) dz \quad (3.5)$$

En el caso de que el kerma se mida con una cámara de ionización de longitud de 100 mm y con un escáner multicortes el índice de kerma en aire medido en un maniquí para CT se define como:

$$C_{PMMA,100} = \frac{1}{NT} \int_{-50}^{50} K_{a,PMMA,100}(z) dz \quad (3.6)$$

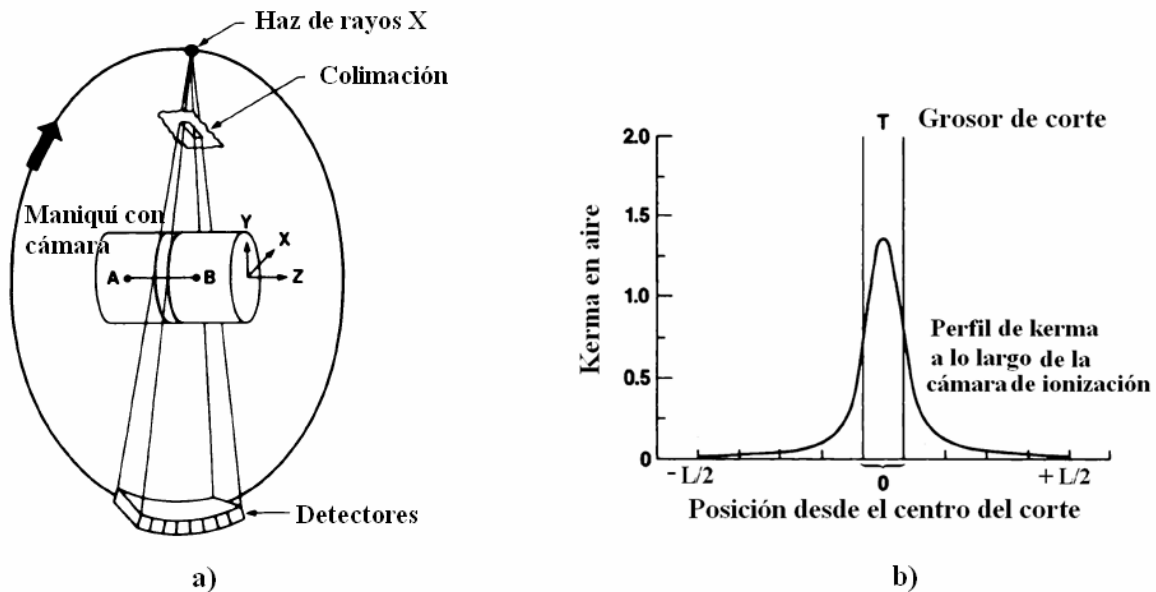


Figura 3.2 a) Forma en la que se mide el $C_{PMMA,100}$ dentro del campo del CT, b) Perfil del kerma en aire a lo largo de la cámara de ionización.

Una medida del valor promedio del kerma en aire dentro del maniquí se obtiene midiendo el valor del $C_{PMMA,100}$ en el centro $C_{PMMA,100,c}$, y en la periferia $C_{PMMA,100,p}$ del maniquí. Para hacer la medida, los maniqués se diseñan con 5 orificios, 4 en la periferia y

uno al centro como se muestra en la **Figura 3.3**. Este valor es llamado índice de kerma ponderado para tomografía computarizada C_W [J/kg o Gy], y se expresa como:

$$C_W = \frac{1}{3}C_{\text{PMMA},100,c} + \frac{2}{3}C_{\text{PMMA},100,p} \quad (3.7)$$

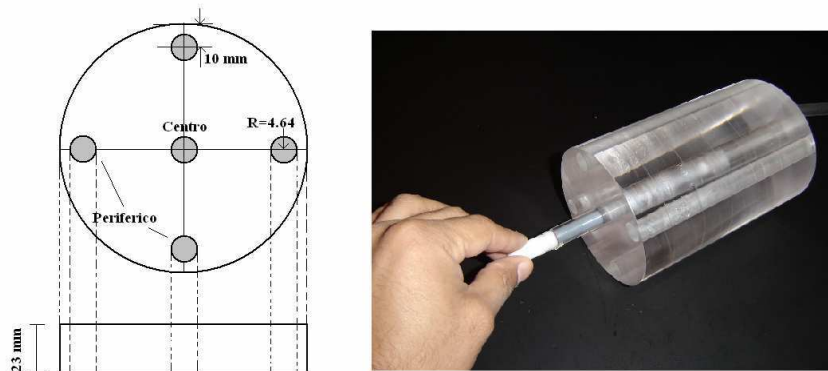


Figura 3.3. Maniquí de PMMA y sus respectivos orificios, diseñado especialmente para medir kerma en aire en equipos de tomografía computarizada.

El C_W está relacionado con el índice de dosis ponderado en tomografía computarizada (CTDI_W) utilizado en otro protocolo [19] donde, en vez de kerma en aire, se determina la dosis referida en aire.

3.5 Índice normalizado de kerma en aire en maniquí para tomografía computarizada (${}_n C_W$).

Una medida útil es el índice normalizado de kerma en aire ${}_n C_W$, que es el índice de kerma en aire ponderado dividido por la carga del equipo, se expresa como:

$${}_n C_W = \frac{C_W}{P_{It}} \quad (3.8)$$

Donde P_{It} es la carga total del tubo de rayos X, que es igual al producto de la corriente por el tiempo de exposición, en mAs.

3.6 Índice volumétrico de kerma en aire en maniquí para tomografía computarizada (C_{vol}).

El C_{VOL} se define como:

$$C_{VOL} = C_w \frac{NT}{l} \quad (3.9)$$

El C_{VOL} proporciona una medida del kerma en aire en el corte de interés, más exacta que C_w ; esta magnitud toma en cuenta si hay o no traslape entre cortes sucesivos y tiene que ver con el traslado de la mesa l y el ancho del haz NT [5]. Si el cociente NT/l es menor que 1 entonces no existe traslape entre cortes sucesivos, si el cociente es mayor que uno entonces sí existe traslape entre cortes sucesivos y el kerma en aire será mayor, implicando una mayor dosis de radiación sobre el paciente, ver **Figura 3.4**. Lo ideal es que el cociente sea igual a uno.

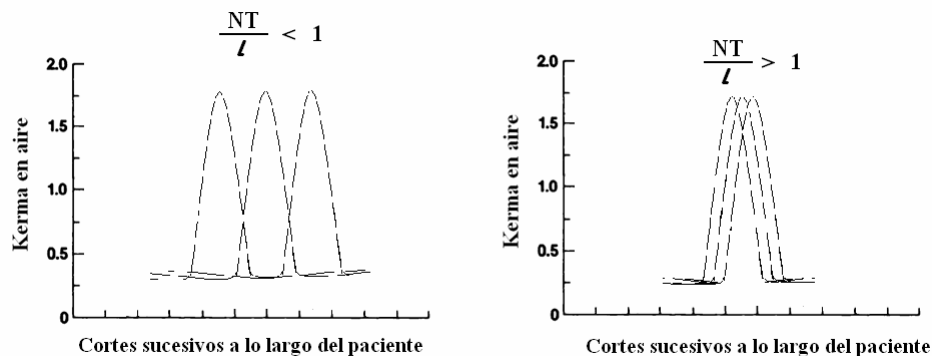


Figura 3.4. Valor de NT/l para cortes sucesivos dependiendo de si hay traslape o no entre cortes.

Producto kerma aire longitud (P_{KL}).

El producto kerma en aire por longitud P_{KL} proporciona el valor de la cantidad de energía depositada en un estudio completo con tomografía computarizada, es decir, nos da el valor del kerma en aire por la longitud total irradiada [5, 18]. El P_{KL} se define como:

$$P_{KL} = \sum_j C_w T_j N_j P_{kj} \quad (3.10)$$

El P_{KL} se emplea cada vez más pues es un valor que describe mejor el riesgo por radiación para los pacientes. El índice j indica que la suma se realiza sobre todos los cortes que abarca el estudio.

El P_{KL} está relacionado con el DLP utilizado en otros protocolos [6,7], en donde en vez de kerma en aire, se refieren a dosis en aire.

3.7 Dosis promedio en barridos múltiples (MSAD).

La dosis promedio en barridos múltiples MSAD es la magnitud que actualmente se utiliza en la norma mexicana [9]. La Comisión Europea [6,7,19] define al MSAD como la dosis promedio en el corte central debido a una serie de barridos múltiples N de grosor T y cuya separación entre cortes sucesivos es igual a l , **Figura 3.5** [19].

$$MSAD = \frac{1}{l} \int_{-l/2}^{l/2} D_{N,1}(Z) dZ \quad (3.11)$$

$D_{N,1}(Z)$ es el perfil de dosis a lo largo de la línea del eje de rotación (Z) y l es la distancia entre cortes sucesivos, o el avance de la cama del paciente a través del haz de rayos X.

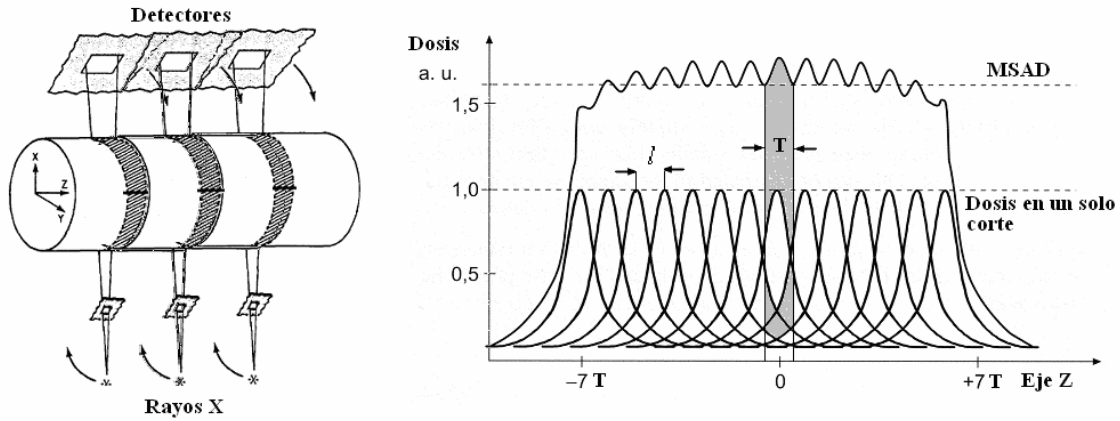


Figura 3.5. Esquema en el que se muestra el modo de barridos múltiples y el valor MSAD debido a la suma de una serie de cortes de grosor T , separados por una distancia l , cuyo perfil de dosis es $D_{N, l}(z)$.

Para un número suficiente de cortes y para un equipo multicortes, [19] el MSAD toma la forma:

$$MSAD = \frac{NT}{l} CTDI \quad (3.12)$$

En donde de nuevo el valor de NT/l nos informa si existe traslape o no entre cortes sucesivos, esto influirá en la cantidad de radiación que recibirá el paciente. El MSAD es un valor promedio de la dosis que recibe el maniquí en el caso de barridos (o cortes) múltiples y el C_w es un valor promedio de la dosis que recibe el maniquí para un solo barrido o corte. Por lo tanto ambos están relacionados.

CAPÍTULO 4

MÉTODO EXPERIMENTAL

4.1 Materiales y equipos.

4.1.1 Tomógrafo helicoidal multicortes.

El tomógrafo con el que se llevó a cabo esta tesis se encuentra en el Hospital Infantil de México, Dr. Federico Gómez, en el área de rayos X. Las características del equipo son:

Equipo: Tomógrafo Helicoidal Multicorte Somatom Sensation 16 (**Figura 4.1**).

Marca: Siemens.

Programa de cómputo: B10.



Figura 4.1 Tomógrafo helicoidal multicortes Siemens Somatom Sensation 16.

Los detectores que utiliza el tomógrafo Siemens Somatom 16 son hechos de cerámicas ultrarrápidas [20]. El arreglo multicorte de este tomógrafo coloca 16 detectores de 0.75 mm de grosor en la dirección del eje Z (dirección en la que se mueve el paciente) y 800 detectores sobre el eje X, **Figura 1.6**. Con este tipo de arreglo se pueden generar imágenes

cuya sección transversal varíe desde 0.75 mm hasta 10 mm de grosor. En la tabla 4.1 se muestran los cortes que se pueden realizar con este tomógrafo.

Tabla 4.1 Colimación y número de cortes que se pueden realizar con el tomógrafo Somaton 16.

Colimación (mm)		Grosor de corte (mm)									
0.75	0.75	1	1.5	2	3	4	5	6	7	8	10
1.5	-	-	-	2	3	4	5	6	7	8	10

4.1.2 Cámara de ionización.

Para medir las diferentes magnitudes descritas en el capítulo anterior, se usó una cámara de ionización tipo lápiz, propiedad del laboratorio de Física Médica del Instituto de Física de la UNAM, ver **Figura 4.2**. Las especificaciones del equipo son:

Nombre: Cámara de ionización tipo lápiz.

Marca: Radcal Corporation.

Modelo: 20X6-3CT S/N 31788. Electrómetro asociado 2026C S/N 26.1164.

Dimensiones: 9.1 mm de diámetro, 10 cm de longitud activa, 3 cm³ de volumen activo. Las paredes son de un material aire equivalente llamado C552 y tiene una capucha de plástico llamado poliacetal.

Rendimiento de lectura si se mide en dosis:

	Exposición	Dosis en aire
Mínima	0.03 mR	0.3 µGy
Máxima	144 kR	1.2 kGy
Resolución	0.03 mR	0.3µGy
Corriente de fuga	20 µR/s	0.2 µGy/s

Como ya se especificó, para la realización de las medidas dosimétricas hemos seguido el protocolo propuesto por la OIEA. Para el caso de la medida del kerma en aire con cámara de ionización, se establece que ésta sea calibrada en kerma en aire en el seno de aire en un

haz de calidad RQT-9 que consiste en un haz de 120 kV y capa hemirreductora de 8.4 mm de aluminio. Por lo tanto la cámara fue enviada a calibrar al Laboratorio Secundario del Instituto Nacional de Investigaciones Nucleares (ININ) el cual proporcionó (Anexo 4) un coeficiente de calibración de

$$N_{P_{KL},Q_0} = 3.93 \times 10^{-4} \pm 2.11\% \text{ [Gy m/u. escala]}$$

La u. escala es igual a 1 R.



Figura 4.2 Cámara de ionización tipo lápiz diseñada especialmente para medidas en CT.

Es importante tener en cuenta que la lectura dada por el electrómetro usado en este trabajo está corregida automáticamente por el factor de presión y temperatura.

4.1.3 Dosímetros Termoluminiscentes TLD.

Para llevar a cabo la medida de kerma en aire tanto en los pacientes como en los maniqués se utilizaron dosímetros termoluminiscentes, ver **Figura 4.3** cuyas características son:

Dosímetro: LiF: Mg, Ti

Nombre: TLD-100

Dimensiones: 3.2x3.2x0.9 mm³

Z_{eff} : 8.2

Desvanecimiento: menor que 5% anual.

Fabricante: Bicron Harshaw, USA.

Se utilizaron 100 TLD-100 para medidas en los pacientes.

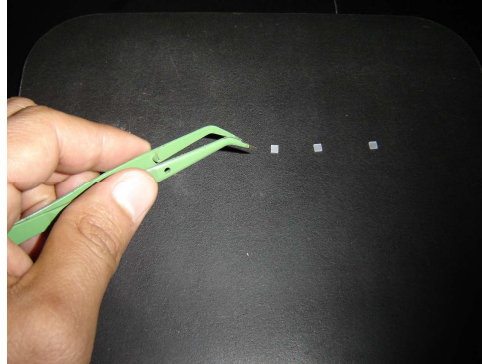


Figura 4.3 Dosímetros termoluminiscentes de LiF:Mg, Ti, TLD-100.

4.1.4 Equipo lector termoluminiscente.

La lectura de los TLD-100 se llevó a cabo en el lector termoluminiscente Harshaw 3500 (ver **Figura 4.4**) ubicado en el Instituto de Ciencias Nucleares (ICN), las especificaciones del equipo son:

Nombre: Operador manual Harshaw 3500.

Marca: Thermo Fisher Scientific.

Modelo: 3500.

Dimensiones: 31 cm de altura, 32 de ancho y 47 cm de largo.

Voltaje de operación: 730 V.

Lectura máxima de temperatura: 400 °C.



Figura 4.4 Lector termoluminiscente Harshaw 3500, con el que se obtiene la señal termoluminiscente de los TLD-100.

4.1.5 Horno.

Los horneados se llevaron a cabo en un mufla Thermoline modelo F47915.

4.2 Caracterización de los dosímetros termoluminiscentes TLD-100.

La caracterización consiste en estudiar la respuesta TL individual de cada dosímetro (TLD) a una dosis fija y compararla con la respuesta promedio de todos los dosímetros que forman parte del lote. La caracterización se realizó con rayos gamma emitidos por una fuente de ^{60}Co (Gammacell, ICN, UNAM) cuya tasa de dosis es de 0.58 Gy/min (10-01-2006). La dosis que se les impartió fue de 0.58 Gy. Con el conjunto de señales de cada dosímetro se realizó un análisis estadístico con el cual se obtuvo la señal promedio y la desviación estándar. Se seleccionaron los dosímetros cuyas lecturas caen dentro de $\pm 5\%$ del promedio.

Para cada uno de los dosímetros del lote se determinó su factor de sensibilidad f_i , el cual permite disminuir las fluctuaciones de las medidas, debido a las características de cada cristal respecto al promedio del lote. El f_i se calcula con la siguiente ecuación

$$f_i = \frac{\bar{X}}{X_i} \quad (4.1)$$

Donde \bar{X} es el valor promedio de las lecturas y X_i es el valor individual de cada dosímetro.

4.3 Protocolo para el uso de los TLD-100.

Previamente a cada irradiación se ha establecido como protocolo, para el manejo y la preparación de los dosímetros, lo siguiente:

- 1) Tratamiento térmico (horneado) de una hora a 400°C.
- 2) Tratamiento térmico de dos horas a 100°C. Los dos tipos de horneado se realizaron con el horno Thermolyne del ICN y los dosímetros se colocaron en una plancheta metálica para lograr un horneado uniforme.
- 3) Entre cada horneado los dosímetros se enfrían rápidamente
- 4) Los dosímetros se usan después de 24 horas de haber sido horneados.
- 5) La lectura de los dosímetros se lleva a cabo con un equipo lector marca Harshaw 3500 ubicado en el laboratorio de Dosimetría del Instituto de Ciencias Nucleares, ICN. Las características de la lectura son:

Voltaje de operación de 730 V.

Tasa de calentamiento de 10°C/s desde 50 °C hasta 350 °C.

Tiempo de lectura 30 s.

Con suministro de nitrógeno.

La respuesta termoluminiscente es la señal termoluminiscente (área bajo la curva de brillo) de los dosímetros irradiados menos la señal de fondo. La señal de fondo es la correspondiente a dosímetros con los que se siguió el mismo protocolo pero que no fueron expuestos a rayos X en el tomógrafo.

Para colocar los TLD en los pacientes y maniqués, fueron empaquetados en una bolsa de plástico negro que, además de protegerlos del medio ambiente proporcionó equilibrio de partícula cargada.

4.4 Calibración de los dosímetros TLD-100 trazable a la cámara de ionización.

Se realizó una calibración cruzada de los TLD basada en la calibración de la cámara de ionización, midiendo el $C_{a,100}$ con la cámara, como se muestra en la **Figura 3.1 a)** y relacionándolo con la lectura total (área bajo el perfil de lecturas) de los TLD irradiados bajo las mismas condiciones en el tomógrafo.

Las irradiaciones se realizaron en aire, como se muestra en la **Figura 4.5**. Los TLD fueron colocados en un aditamento especialmente diseñado (más adelante se describe) (**Figura 4.8**), sin cubrirlos, para tener un mínimo de material dispersor, por lo que la calibración fue obtenida en kerma en aire en el seno de aire.

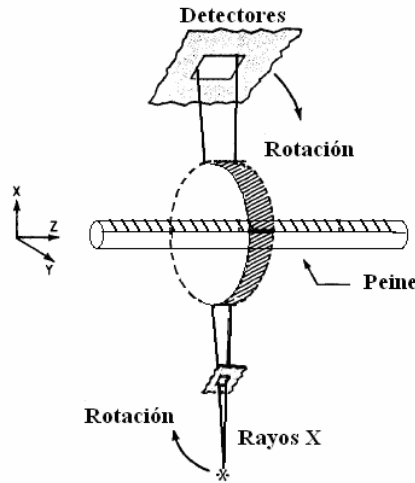


Figura 4.5 Esquema de la colocación del peine en el haz de rayos X.

Debido a que se realizaron medidas con los TLD perpendiculares y paralelos al campo de radiación, se obtuvo un factor de calibración para cada alineación. Las ecuaciones para calcular el $C_{a,100}$ (ver sección 4.9) son:

$$\text{Cámara de ionización} \quad C_{a,100}^{\text{cam}} = \frac{1}{NT} \bar{M}_{\text{cámara}} N_{P_{KL}, Q_0} k_Q k_{TP}$$

$$\text{Dosímetros} \quad C_{a,100}^{\text{TLD}} = \frac{1}{NT} \int (M_{\text{TLD}} N_{KQ\theta} k_Q k_f) dh$$

Los valores de k_Q , k_{TP} , y k_f son iguales a uno, como se especifica en la sección 4.9 y dh es el grosor del TLD. Entonces, igualando las dos ecuaciones se tiene:

$$\frac{1}{NT} \bar{M}_{\text{cámara}} N_{P_{KL}, Q_0} k_Q k_{TP} = \frac{1}{NT} \int (M_{\text{TLD}} N_{KQ\theta} k_Q k_f) dh$$

Despejando $N_{KQ\theta}$

$$N_{KQ\theta} = \frac{\overline{M}_{\text{cámara}} N_{P_{KL}, Q_0}}{\int M_{TLD} dh} \quad (4.2)$$

4.5 Diseño de una hoja de registro.

Se diseñó una hoja de registro (Anexo 1, hoja de registro 1) para tener un mayor control y manejo de los datos de los pacientes en el hospital y de los parámetros del tomógrafo (kVp, mAs, $CTDI_{VOL}$, DLP) utilizados durante los estudios.

Además se utilizaron las hojas de trabajo propuestas por el protocolo de la OIEA (Anexo 1, hoja de registro 2 y 3) para llevar a cabo medidas del índice de kerma en aire con cámara de ionización y con TLD-100.

4.6 Diseño y construcción de maniqués para medir el kerma.

Para realizar las medidas del kerma descritas en el capítulo anterior, se fabricaron cuatro maniqués de PMMA de diferentes diámetros. Estos se diseñaron de acuerdo con las dimensiones de niños entre 0 y 15 años de edad [25]. Las dimensiones pueden observarse en la tabla 4.2.

Tabla 4.2. Dimensiones de los maniqués fabricados

Diámetro (cm)	Longitud (cm)	Correspondiente a edad (años)
8	13	0
10	15	3
14	17	10
16	19	15

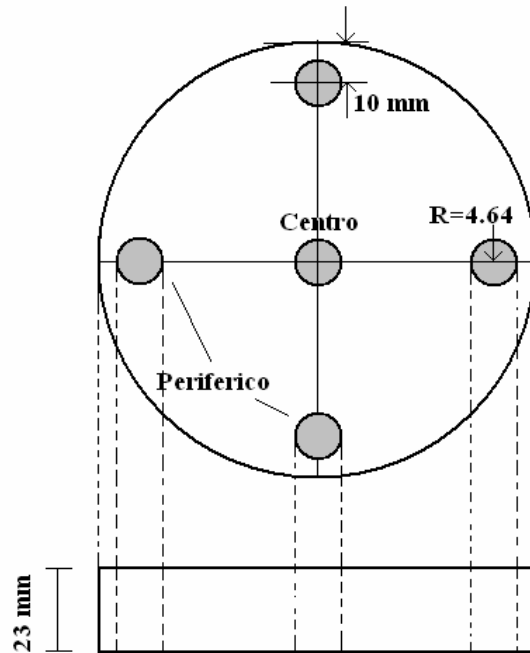


Figura 4.6 Vista frontal y lateral de cada uno de los discos que componen a los maniqués.

Puesto que en el mercado no existen bloques de lucita de suficiente grosor, los maniqués se hicieron de placas de lucita de 23 mm de grosor cortadas en forma de discos y pegadas hasta alcanzar cada una de las longitudes deseadas. Los maniqués se han diseñado con 5 perforaciones, 4 en la periferia y una en el centro, de acuerdo con el CoPa OIEA para determinar las diferentes magnitudes dosimétricas, ver **Figura 4.6**.

Cuando se lleva a cabo la lectura, la cámara o los TLD se colocan en uno de los orificios, los demás orificios se rellenan con barras cilíndricas de lucita para evitar inhomogeneidades en el maniquí, ver **Figura 4.7**.

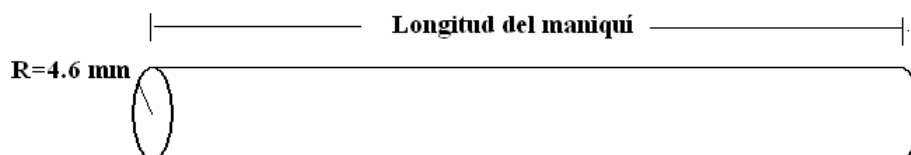


Figura 4.7 Barra cilíndrica de relleno hecha de lucita.

Para medir el índice de kerma en aire en CT con dosímetros termoluminiscentes TLD, se diseñó un aditamento especial llamado por su forma “peine”, en el cual son colocados 45 TLD. El peine se introduce en cada uno de los orificios de los maniqués en lugar de la cámara de ionización. La **Figura 4.8** muestra el diseño del peine.

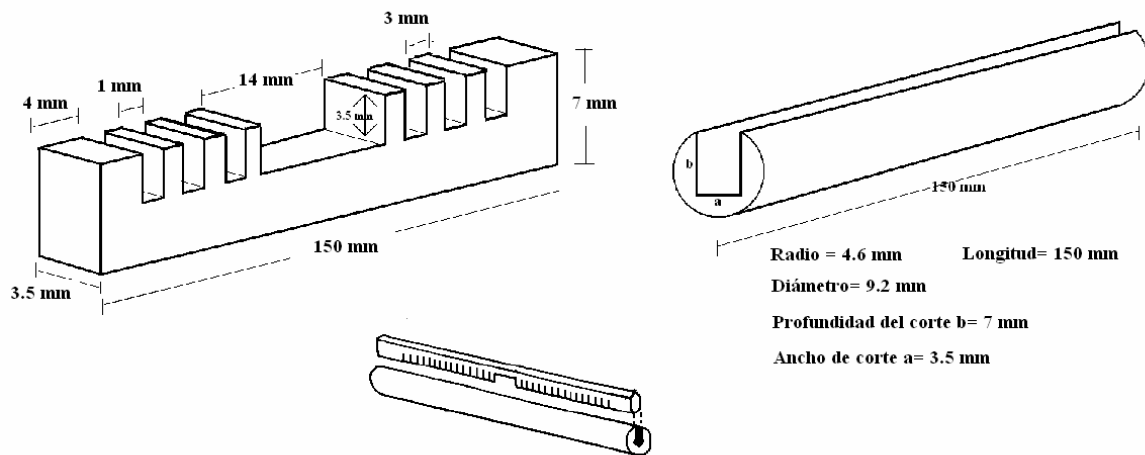


Figura 4.8. Esquema del “peine”, aditamento especialmente diseñado para la colocación de los TLD en los maniqués.

Los maniqués y el peine, mostrados en la **Figura 4.9** y **Figura 4.10** se construyeron en el taller del Instituto de Ciencias Nucleares, ICN



Figura 4.9. Maniqués fabricados en el taller del Instituto de Ciencias Nucleares para la medida del K_{PMMA} , de C_W^{Cam} y C_W^{TLD} .

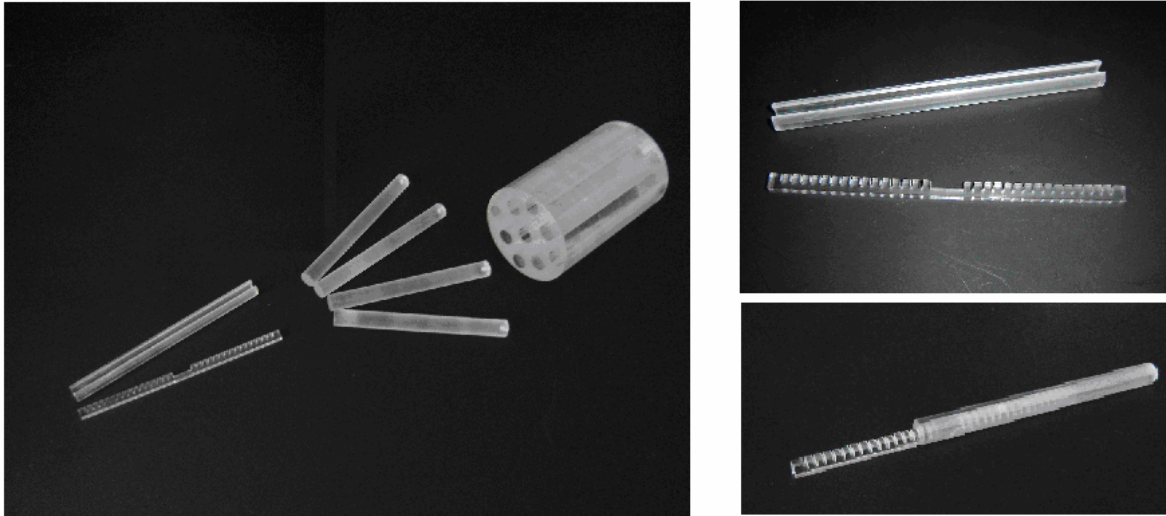


Figura 4.10 Barras de lucita y peine.

4.7 Medida del kerma en aire en la superficie de entrada K_P durante los estudios clínicos.

Los estudios se llevaron a cabo en el tomógrafo ubicado en el área de rayos X del Hospital Infantil de México Dr. Federico Gómez. El kerma en aire en la superficie de entrada se mide en pacientes a los que se les hace un estudio tomográfico craneal cuando su estado físico lo permite. Los dosímetros, dos en cada posición, son colocados alrededor de su cabeza teniéndose 5 posiciones (frente (anterior), ojos derecho e izquierdo, partes superior y posterior de la cabeza), como se indica en la **Figura 4.11**. Posteriormente son leídos en el equipo lector Harshaw 3500 del ICN y se obtiene el kerma en aire en la superficie de entrada en la piel del paciente K_P , por medio de la ecuación 3.1, utilizando el factor de calibración obtenido cuando los TLD son irradiados perpendicularmente al haz de rayos X.



Figura 4.11. Colocación de los TLD-100 alrededor del cráneo del paciente.

La medida se lleva a cabo de la siguiente manera

- 1.- Se coloca la inclinación del gantry en la posición de 0° .
- 2.- Se colocan los TLD alrededor del paciente como se muestra en la **Figura 4.11**.
- 3.- Utilizando los láseres del tomógrafo se centra al paciente dentro del equipo.
- 4.- Se seleccionan los parámetros del estudio (kV, mAs, grosor del corte, colimación) para un estudio completo de cráneo.
- 5.- Se registran, en la hoja de registro del paciente (Anexo 1), todos los parámetros seleccionados en el punto anterior y los parámetros que aparecen en el monitor del tomógrafo al finalizar el estudio. Estos parámetros son: mAs, $CTDI_{VOL}$, DLP, L, mAs total.

4.8 Medida del kerma en aire en la superficie de entrada en maniqués K_{PMMA} de diferentes diámetros.

Para determinar el K_{PMMA} los dosímetros se colocan alrededor de los maniqués y se les realiza un estudio, en el tomógrafo, bajo las mismas condiciones de operación que las utilizadas durante los estudios clínicos.

El kerma en aire en la superficie de entrada del maniquí se calcula con la ecuación 3.2, utilizando el factor de calibración obtenido cuando los TLD son irradiados perpendicularmente al haz de rayos X.

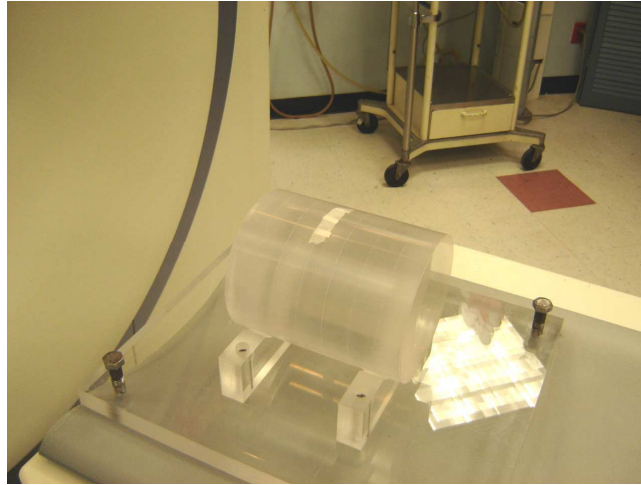


Figura 4.12. Colocación de los TLD-100 alrededor del maniquí.

La medida se lleva a cabo de la siguiente manera

- 1.- Se coloca la inclinación del gantry en la posición de 0° .
- 2.- Se colocan los TLD alrededor del maniquí como se muestra en la **Figura 4.12**.
- 3.- Utilizando los láseres del tomógrafo se centra al maniquí dentro del equipo.
- 4.- Se seleccionan los parámetros del estudio (kV, mAs, grosor del corte, colimación) para un estudio completo de cráneo igual que en los estudios con pacientes.
- 5.- Se registran, en la hoja de registro del maniquí (Anexo 1), todos los parámetros seleccionados en el punto anterior y los parámetros que aparecen en el monitor del tomógrafo al finalizar el estudio. Estos parámetros son: mAs, $CTDI_{VOL}$, DLP, L, mAs total. Se debe tener presente que la hoja de registro es igual que la de los pacientes.

4.9 Medida del índice de kerma en aire en tomografía computarizada $C_{a,100}$.

La medida del $C_{a,100}$ se realiza con la cámara de ionización (o con TLD colocados en el “peine”) colocada en el aire en el centro del tomógrafo mediante un soporte especial para su correcta colocación en el campo de radiación.

La medida se lleva a cabo de la siguiente manera

- 1.- Se coloca la inclinación del gantry en la posición de 0° .
- 2.- Se coloca la cámara en el soporte evitando que el volumen sensible de la cámara sea obstruido por el sujetador del soporte. Se ajusta la posición del soporte de tal forma que el eje de la cámara quede a lo largo del eje Z del tomógrafo.
- 3.- Se utilizan los láseres del tomógrafo. Se alinea la cámara de tal forma que el eje central Z del tomógrafo coincida con el eje cilíndrico de la cámara y además que el centro del volumen sensible de la cámara coincida con el centro del tomógrafo.
- 4.- Se seleccionan los parámetros del escáner (kV, mAs, grosor del corte, colimación) para una sola rotación.
- 5.- Se registra la lectura M_1 de la cámara para una sola rotación del escáner
- 6.- Se realizan dos o más exposiciones más y se registran las lecturas M_2 y M_3 .
- 7.-. En caso necesario se registran la presión y la temperatura

El $C_{a,100}$ se calcula mediante la ecuación:

$$C_{a,100} = \frac{1}{NT} \bar{M} N_{P_{KL},Q_0} k_Q k_{TP} \quad (4.3)$$

Donde:

NT es el ancho total del haz de rayos X con el que se irradia la cámara.

\bar{M} es el valor promedio de las lecturas de la cámara de ionización M_1 , M_2 y M_3 .

N_{P_{KL},Q_0} es el coeficiente de calibración de la cámara de ionización en términos del producto kerma en aire y longitud.

k_Q es el factor de corrección debido la respuesta del dosímetro en la calidad del haz con el que se calibró y a la respuesta en el haz en el que se mide.

k_{TP} es el factor de corrección por presión y temperatura.

Para medir el índice de kerma en aire en el seno de aire con TLD se siguen los pasos de 1 a 7 anteriores pero ahora colocando los TLD en el peine. En la **Figura 4.5** se muestra un esquema de la colocación de los TLD en el haz de rayos X. el $C_{a,100}^{TLD}$ y se calcula con:

$$C_{a,100}^{TLD} = \frac{1}{NT} \int (M_{TLD} N_{KQ\theta} k_Q k_f) dh \quad (4.4)$$

En donde la integral es el área bajo la curva del perfil de kerma en aire a lo largo de 10 cm, y el factor de calibración es el obtenido cuando los TLD son irradiados paralelos al haz de rayos X, dh es el grosor del TLD.

4.10 Medidas del C_w y el P_{KL} en los diferentes maniqués utilizando una cámara de ionización.

El índice ponderado de kerma en aire en tomografía computarizada C_w , que se mide en un maniquí estándar para dosimetría en tomografía y con una cámara de ionización, está descrito por la siguiente ecuación.

$$C_w^{cam} = \frac{1}{3} C_{PMMA,100c} + \frac{2}{3} C_{PMMA,100p} \quad (4.5)$$

El superíndice indica que se mide con cámara de ionización. $C_{PMMA,100c}$, y $C_{PMMA,100p}$ son los índices de kerma promedios, medidos en el centro y en la periferia del maniquí, respectivamente. Estos se calculan a partir de:

$$C_{PMMA,100c} = \frac{1}{NT} \overline{M}_c N_{P_{KL}Q_0} k_Q k_{TP} \quad (4.6)$$

$$C_{PMMA,100p} = \frac{1}{NT} \overline{M}_p N_{P_{KL}Q_0} k_Q k_{TP} \quad (4.7)$$

En donde:

NT es el ancho total del haz de rayos X con el que se irradia la cámara.

\overline{M}_c es el valor promedio de la lectura de la cámara de ionización colocada en el centro del maniquí. Se propone hacer tres medidas (M_{1c} , M_{2c} , M_{3c}) para obtener el promedio.

\overline{M}_p es el valor promedio de la lectura de la cámara de ionización colocada en la periferia del maniquí. Se propone hacer tres medidas (M_{1p} , M_{2p} , M_{3p}) para obtener el promedio.

$N_{P_{kl}Q_0}$ es el coeficiente de calibración de la cámara de ionización en términos de kerma longitud.

k_Q es el factor de corrección debido la respuesta del dosímetro en la calidad del haz con el que se calibró y a la respuesta en el haz en el que se mide.

k_{TP} es el factor de corrección por presión y temperatura.

La medición se lleva a cabo de la siguiente manera:

- 1.- Se coloca la inclinación del gantry en la posición de 0° .
- 2.- Se coloca el maniquí en la cama del tomógrafo. Con los láseres se alinea el maniquí de tal forma que la línea que une dos de las cavidades en la periferia del maniquí sea perpendicular a la mesa y la cavidad central coincida con la intersección de los láseres.
- 3.- Se inserta la cámara en la cavidad central, ver **Figura 4.13**. Las demás cavidades son rellenas con barras de PMMA.
- 4.- Se seleccionan los parámetros del escáner (kV, mAs, grosor del corte, longitud del estudio, avance de la cama por rotación, colimación).
- 5.- Se realizan tres lecturas, para una sola rotación, sin cambiar la posición de la cámara ni los parámetros seleccionados en el punto 4. Las tres lecturas se promedian y con ello se tiene el valor $\overline{M_c}$.
- 6.- Se repite el procedimiento pero ahora colocando la cámara en las cavidades de la periferia. Para cada cavidad se toman tres lecturas y se promedian encontrándose $\overline{M_{I_p}}$, $\overline{M_{II_p}}$, $\overline{M_{III_p}}$ y $\overline{M_{IV_p}}$ estos cuatro valores se promedian y se obtiene $\overline{M_p}$.



Figura 4.13 Montaje experimental de la cámara de ionización colocada dentro del maniquí y en el tomógrafo para medir C_W^{Cam} .

Una vez realizadas estas medidas se puede calcular el valor de C_W usando la ecuación 4.3. Utilizando el valor de C_W se calcula el índice ponderado de kerma en aire en CT normalizado ${}_n C_W$ y el producto dosis longitud P_{KL} . Las ecuaciones para calcular estos son:

$${}_n C_W^{cam} = \frac{C_W^{cam}}{P_{It}} \quad (4.8)$$

$$P_{KL}^{cam} = {}_n C_{VOL}^{cam} / P_{It} H \quad (4.9)$$

Donde ${}_n C_{VOL}$ se calcula con la siguiente ecuación

$${}_n C_{VOL}^{cam} = {}_n C_W^{cam} \frac{NT}{l} \quad (4.10)$$

NT , l , P_{It} y H son el grosor del haz de rayos X, el avance de la cama por rotación, la carga del tubo por rotación y el número total de cortes en todo el estudio, respectivamente.

Nota importante: En el protocolo de la OIEA [5] existe mucha ambigüedad sobre la forma de calcular P_{KL} . En un ejemplo que en éste se expone, para el cálculo del P_{KL} , se utiliza el número de cortes en todo el estudio (que nosotros hemos denominado H), y en otro ejemplo se utiliza la longitud total del estudio, que nosotros hemos llamado L . Para que no exista

confusión proponemos que se utilice la ecuación que se deduce en el anexo 3 y que tiene la forma:

$$P_{KL} = C_W \frac{NT}{l} L \quad (4.11)$$

Esta puede ser usada para cámara de ionización o para TLD usando el C_W respectivo.

4.11 Medidas del C_W y el P_{KL} y MSAD en los diferentes maniqués utilizando TLD.

4.11.1 Medida del índice de kerma C_W y P_{KL} utilizando TLD.

El índice ponderado de kerma en aire en tomografía computarizada C_W , que se mide en un maniquí estándar para dosimetría en tomografía y con dosímetros termoluminiscentes, está dado por la siguiente ecuación.

$$C_W^{TLD} = \frac{1}{3} C_{PMMA, c}^{TLD} + \frac{2}{3} C_{PMMA, p}^{TLD} \quad (4.12)$$

En donde

$$C_{PMMA, c}^{TLD} = \frac{1}{NT} \sum_j^n (K_{TLD})_j h \quad (4.13)$$

y

$$C_{PMMA, p}^{TLD} = \frac{1}{NT} \sum_j^n (K_{TLD})_j h \quad (4.14)$$

donde NT es el grosor del haz de rayos X, $(K_{TLD})_j$ es el kerma en aire en el j -ésimo TLD colocado en el centro o en la periferia y h es el espesor del dosímetro. El kerma en aire es calculado usando el factor de calibración obtenido cuando los TLD son irradiados paralelos al haz de rayos X.

Con este valor se pueden calcular P_{KL} y ${}_n C_W$ de la misma manera que en las ecuaciones 4.9 y 4.10, respectivamente, esto es:

$$P_{KL}^{TLD} = {}_n C_{VOL}^{TLD} / P_{it} H \quad (4.15)$$

$${}_n C_W^{TLD} = \frac{C_W^{TLD}}{P_{It}} \quad (4.16)$$

Donde ${}_n C_{VOL}$ se calcula con la siguiente ecuación

$${}_n C_{VOL}^{TLD} = {}_n C_W^{TLD} \frac{NT}{l} \quad (4.17)$$

NT, l y P_{It} son el grosor del haz de rayos X, el avance de la cama por rotación y la carga del tubo por rotación, respectivamente.

El procedimiento para medir con los DTL es el siguiente:

- 1.- Se coloca el gantry en la posición de 0° .
- 2.- Se coloca el maniquí en la cama del tomógrafo, con los láseres se alinea el maniquí de tal forma que la línea que une dos de las cavidades en la periferia del maniquí sea perpendicular a la mesa y la cavidad central coincida con la intersección de los láseres.
- 3.- Se inserta el peine en la cavidad central como se indica en la **Figura 4.14**. Las demás cavidades son rellenas con barras de PMMA.
- 4.- Se seleccionan los parámetros del escáner (kv, mAs, etc.).
- 5.- Se realiza una exposición, en un solo barrido. Se cambian los dosímetros por unos sin irradiar.
- 6.- Se repite el procedimiento pero ahora colocando el peine la cavidad superior de la periferia del maniquí.
- 7.- Se leen los dosímetros en el lector termoluminiscente.
- 8.- Se determina el kerma en aire para cada uno de ellos $(K_{TLD})_j$. Con el valor del kerma de cada TLD se determinan las magnitudes dadas por las ecuaciones 4.12 a 4.17.

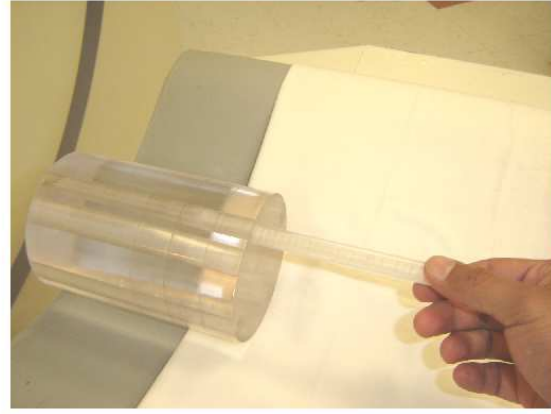
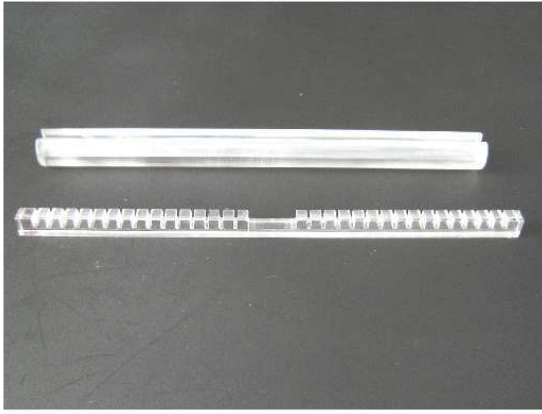


Figura 4.14 Montaje experimental del peine colocado dentro del maniquí y en el tomógrafo para medir C_W^{TLD} .

4.11.2 Medida de la dosis en barridos múltiples, MSAD.

Con los dosímetros termoluminiscentes se puede realizar la medida de la MSAD. En el caso de la cámara de ionización esto no es posible. La medida con los dosímetros se realiza de la siguiente manera.

El valor del MSAD es el valor del área bajo la curva en la parte central del peine con un grosor de NT. Puesto que el grosor del haz de rayos X es de 12 mm [21] y el grosor de la parte central del peine es de 15 mm entonces se puede tomar el área bajo la curva del centro del peine como una buena aproximación del MSAD. Recordamos que el MSAD es la dosis promedio en el corte central debido a una serie de barridos múltiples N de grosor T y cuya separación entre cortes sucesivos es igual a l , y se expresa como.

$$MSAD = \frac{1}{NT} \sum_j^N (D_{\text{aire}})_j h \quad (4.18)$$

Donde N significa que se debe sumar el K medido por todos los DTL que están en la parte central del peine; la dosis en aire D_{aire} , para cada TLD, se calcula a partir del valor del kerma en aire suponiendo que existe equilibrio de partícula cargada (ver ecuación 2.14). El

kerma en aire medido dentro del maniquí se puede calcular mediante la ecuación 3.2, utilizando el factor de calibración obtenido cuando los TLD son irradiados paralelos al haz de rayos X.

El procedimiento para medir el MSAD es el siguiente:

- 1.- Se coloca el gantry en la posición de 0° .
- 2.- Se coloca el maniquí en la cama del tomógrafo, con los láseres se alinea el maniquí de tal forma que la línea que une dos de las cavidades en la periferia del maniquí sea perpendicular a la mesa y la cavidad central coincida con la intersección de los láseres.
- 3.- Se inserta el peine en la cavidad central. Las demás cavidades son rellenas con barras de PMMA.
- 4.- Se seleccionan los parámetros (kv, mAs, etc.) del tomógrafo, para un estudio de cráneo igual que en el caso de los estudios con pacientes para una serie de barridos de tal forma que se cubra la totalidad del maniquí.
- 5.- Se retira el peine del maniquí y se leen los dosímetros en el lector termoluminiscente. El lector termoluminiscente debe encenderse 10 min antes de las lecturas; se debe seleccionar una tasa de calentamiento de $10\text{ }^\circ\text{C/s}$ y una temperatura máxima de calentamiento de 350°C .
- 6.- Se determinan el kerma en aire para cada uno y la MSAD.

CAPÍTULO 5

RESULTADOS

5.1 Caracterización de los TLD-100.

En esta tesis se trabajó con un lote de 100 TLD-100. Estos se utilizaron para determinar las magnitudes K_P , K_{PMMA} , C_{a100}^{TLD} , C_W^{TLD} y el MSAD. El lote se caracterizó y se obtuvo la sensibilidad de cada dosímetro. Las medidas se muestran en la **Figura 5.1**.

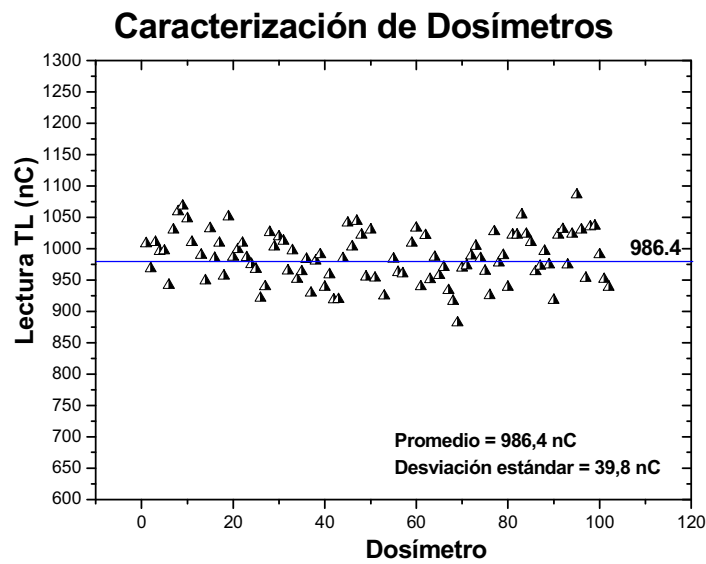


Figura 5.1 Respuesta termoluminiscente de los dosímetros irradiados a una misma dosis.

El factor de sensibilidad de cada dosímetro se muestra en el anexo 2.

5.2 Calibración de los TLD-100 trazable a la cámara de ionización.

Los factores de calibración obtenidos son:

Tabla 5.1 Factores de calibración de los TLD determinados para las dos orientaciones.

Coefficiente de calibración	Paralelo al haz	Perpendicular al haz.
$N_{KQ,\theta}$	0.140 ± 0.007 (mGy/nC)	0.130 ± 0.007 (mGy/nC)

5.3 Resultados del K_p .

Los resultados de las medidas del K_p en cada un de las posiciones indicadas en la sección 4.7 se muestran en la tabla 5.2.

Existen dos tipos de estudio para cráneo en tomografía computarizada; éstos son:

Estudio I: tomografía de cráneo simple. El paciente pasa una sola vez por el haz de rayos X. A este tipo de estudio le llamaremos “1 escan”.

Estudio II: tomografía de cráneo con contraste. El paciente pasa dos veces por el haz de rayos X. En el primer paso se realiza un estudio de 1 escan, después de esto se le inyecta al paciente un medio de contraste antes de pasarlo por segunda vez por el haz. A este tipo de estudio le llamaremos “2 escan”.

Por lo tanto dependiendo del tipo de estudio, será la cantidad de radiación que reciban los pacientes. Los resultados del kerma en aire de entrada en función de la edad, en la posición frontal, se muestran en forma gráfica en la **Figura 5.2**, en donde se observa que K_p no depende de la edad del paciente . Este resultado se obtuvo para todas las posiciones. Las medidas del K_p en cada una de las posiciones indicadas en la sección 4.7 se muestran en la tabla 5.2.

Dado lo anterior, para un mayor entendimiento del K_p que reciben los pacientes por escan, se tomó el promedio de todos los datos, para cada una de las posiciones de los TLD, es decir, se sumó el valor del K_p de todos los paciente para la misma posición del TLD, se promedió por el número de pacientes, se dividió por el número de escan del estudio y se graficó en función de la posición del dosímetro. Esto se muestra en la **Figura 5.3**.

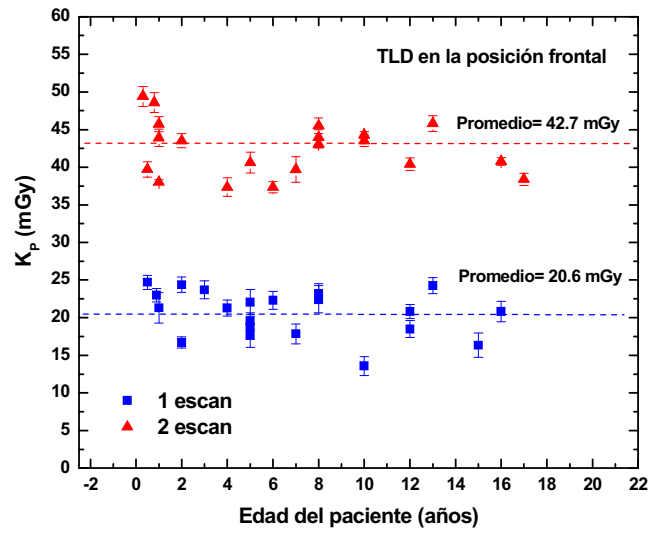


Figura 5.2 Kerma en aire en la superficie de entrada como función de la edad de los pacientes. La posición del TLD es sobre la frente del paciente. Los cuadros corresponden a 1 escan y los triángulos a 2 escan.

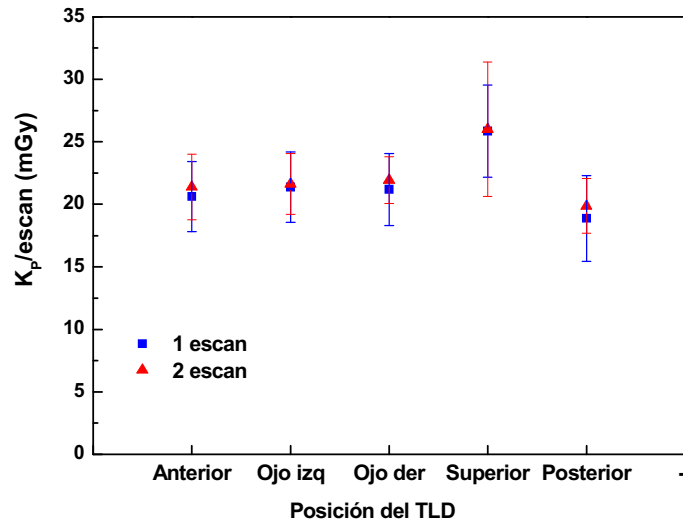


Figura 5.3 Kerma en aire en la superficie de entrada por escan como función de la posición de los TLD. Los cuadros corresponden a 1 escan y los triángulos a 2 escan.

Tabla 5.2. Valores de edad, escan, parámetros del equipo, y K_p para cada posición del TLD-100.

Paciente	Edad (años)	Escan	kV	mAs	CTDI _{vol} (mGy)	DLP (mGy.cm)	K_p /Anterior (mGy)	K_p /Oizq (mGy)	K_p /Oder (mGy)	K_p /Sup (mGy)	K_p /Post (mGy)
1	3 meses	2	120	180	37.79	637	49 ± 2	51 ± 3	44.8 ± 1.0		
2	5 meses	2	120	150	31.84	431	39.7 ± 1.6	39.8 ± 1.0	40 ± 3		
3	5 meses	1	120	180	37.79	763	23.4 ± 1.5	24.4 ± 1.5	23.3 ± 1.7		
4	8 meses	2	120	180	37.98	696	49 ± 2	48 ± 3	47.7 ± 1.2	64 ± 2	
5	9 meses	1	120	180	37.79	769	23.0 ± 1.4	23.1 ± 1.5	23 ± 2	25 ± 2	18.4 ± 1.2
6	1	2	120	140	29.53	493	32 ± 3		39 ± 3	49.1 ± 1.0	
7	1	2	120	180	37.79	737	45.7 ± 1.5	44 ± 3	46.7 ± 1.5		
8	1	1	120	180	37.79	899	21.3 ± 1.6	25.6 ± 1.0	23.4 ± 1.2		
9	1	2	120	180	29.53	493	43.9 ± 1.8	41.5 ± 1.6	47.2 ± 1.3	54.1 ± 1.3	38.6 ± 1.8
10	2	1	120	150	31.84	643	24.4 ± 1.6	22 ± 2	20.4 ± 1.8	24.6 ± 1.2	
11	2	1	120	180	37.92	757	16.7 ± 1.2	17 ± 3	16.4 ± 1.3	27 ± 3	18.5 ± 1.8
12	2	2	120	150			43.5 ± 1.5	42.3 ± 1.3	43 ± 2	48 ± 2	35.0 ± 1.2
13	2	3	120	180	31.84	645	58 ± 2	58.1 ± 1.5	56.9 ± 1.7		
14	3	1	120	180	37.79	671	23.7 ± 1.7	21 ± 3	24 ± 2		
15	3	3	120	180	37.92	757	52 ± 2	65 ± 2	62 ± 3	51 ± 2	42 ± 3
16	4	1	120	180	37.79	737	21 ± 3	22.0 ± 1.3	22.8 ± 1.8	23 ± 3	19 ± 3
17	4	2	120	150	32.75	590	37 ± 2	38 ± 3	43 ± 2	51 ± 2	42.1 ± 1.6
18	5	1	120	150	31.84	801	22 ± 3	20.8 ± 1.9	22.1 ± 1.3		
19	5	1	120	180	37.79	737	19 ± 2	19.8 ± 1.9	19 ± 3	17.2 ± 1.3	18.4 ± 1.7
20	5	1	120	180	37.79	647	18 ± 2	21 ± 1.7	22.6 ± 1.1	27 ± 3	13 ± 2
21	5	1	120	180	37.79	737	19.5 ± 1.9	22 ± 2	23 ± 2	25 ± 3	24 ± 2
22	5	2	120	180	37.79	647	44.1 ± 1.2	44 ± 2	44 ± 1.6		
23	5	2	120	180	42.36	765	41 ± 3	43 ± 2	42.5 ± 1.7		
24	6	1	120	150	31.84	764	22 ± 3	17.1 ± 1.5	23 ± 2	20.1 ± 1.5	26.8 ± 1.4
25	6	2	120	180	37.89	750	37.3 ± 1.2	37.7 ± 1.7	42 ± 2	51.4 ± 1.8	45 ± 2

Tabla 5.2. Valores de edad, escan, parámetros del equipo, y K_p para cada posición del TLD-100.

Paciente	Edad (años)	Escan	kV	mAs	CTDI _{vol} (mGy)	DLP (mGy.cm)	K _P /Anterior (mGy)	K _P /Oizq (mGy)	K _P /Oder (mGy)	K _P /Sup (mGy)	K _P /Post (mGy)
26	7	1	120	150	31.84	753	18 ± 2	20.5 ± 1.5	19 ± 2		
27	7	2	120	180	37.89	743	40 ± 3	40.6 ± 1.3	39 ± 2		
28	8	1	120	180	37.85	752	23 ± 3	20 ± 2	22.2 ± 1.3	31 ± 2	18.2 ± 1.3
29	8	1	120	180	37.79	737	23 ± 2	25 ± 2	24.1 ± 1.4	32.2 ± 1.3	22.3 ± 3
30	8	2	120	180	37.79	737	58.0 ± 1.7	56.1 ± 1.4	57 ± 3	39 ± 2	45.1 ± 2
31	8	2	120	180	37.79	745	41.4 ± 1.6	45 ± 3	48 ± 2		
32	8	2	120	180	37.79	727	44.0 ± 0.8	45 ± 2	38.1 ± 1.6		
33	8	2	120	150	31.59	574	43.1 ± 1.5	39.6 ± 1.1	41.2 ± 1.4	37.8 ± 1.0	33.6 ± 2
34	10	2	120	150	32.98	623	44.3 ± 1.2	41.5 ± 1.8	42 ± 3	40 ± 2	
35	10	1	100	130	18.40	331	13.6 ± 1.7	13 ± 3	13.6 ± 1.2		
36	10	2	120	180	37.79	792	44 ± 2	44 ± 2	43 ± 2	50 ± 3	40.3 ± 1.9
37	12	1	120	180	37.79	807	20.8 ± 1.2	20.6 ± 1.6	24.5 ± 1.5	24.3 ± 1.6	17.4 ± 2
38	12	1	120	180	37.79	737	18.5 ± 1.8	18.7 ± 1.2	19.5 ± 2	25.7 ± 2.1	19.4 ± 1.7
39	12	2	120	180	37.79	768	40 ± 3	43.6 ± 1.4	39.0 ± 2	50.6 ± 2.2	37.7 ± 3
40	13	1	120	180	37.79	769	24 ± 2	25.2 ± 1.7	24 ± 2	25.2 ± 3.1	25.7 ± 1.4
41	13	2	120	180	37.98	811	45.8 ± 1.2	48 ± 3	48.3 ± 1.7		
42	15	1	120	180	37.79	667	16 ± 2	21 ± 2	19 ± 3		
43	16	1	120	150	31.84	822	21 ± 2	22 ± 3	18.1 ± 1.6		
44	16	2	120	180	37.89	743	41 ± 2	41 ± 3	45 ± 3		
45	17	2	120	180	37.89	790	38 ± 2	41.9 ± 1.5	39.9 ± 1.5		
46	22	1	120	180	37.79	754	21.8 ± 1.6	19.3 ± 1.2	22 ± 2	29.1 ± 1.6	14.5 ± 3

Tabla 5.3. Valores de edad, escan, parámetros del equipo, y K_{PMMA} para cada posición del TLD-100.

Edad (años)*	Escan	kV	mAs	CTDI _{vol} (mGy)	DLP (mGy cm)	K _{PMMA} /Anterior (mGy)	K _{PMMA} /Oizq (mGy)	K _{PMMA} /Oder (mGy)	K _{PMMA} /Sup (mGy)	K _{PMMA} /Post (mGy)
0	1	120	150	31.52	648	25.6 ± 1.7	25.5 ± 3.2	27.0 ± 2	34.4 ± 3	23.6 ± 1.7
10	1	120	180	37.79	890	22.4 ± 2	25.7 ± 2.2	26.4 ± 2.1	32.8 ± 1.8	24.9 ± 2
10	2	120	180	37.79	792	41 ± 2	42 ± 1.7	46.5 ± 1.3	53.1 ± 2.1	49.7 ± 3
10	2	120	180	37.79	792	46.4 ± 2	46 ± 3	46.9 ± 2.2	55.0 ± 3.2	44.2 ± 3
15	1	120	180	37.79	907	22.7 ± 4	24.6 ± 1.5	25.35 ± 1.7	30.2 ± 2.5	24.5 ± 2.6
15	2	120	180	37.79	869	43 ± 1.6	49.9 ± 1.7	46.1 ± 2.3	60.5 ± 1.2	46.7 ± 1.8
15	2	120	180	37.79	869	53.2 ± 1.9	52.0 ± 2.1	59.1 ± 3	56.9 ± 2.2	46 ± 2

* 0 años corresponde al maniquí de 8 cm, 10 años al de 14 cm, y 15 años al maniquí de 16 cm.

5.4 Resultados del K_{PMMA} . Para maniqués de diferentes diámetros.

Los resultados de las medidas del K_{PMMA} , en cada una de las posiciones indicadas en la sección 4.7, se muestran en la tabla 5.3.

Los resultados del kerma en aire de entrada que recibieron los maniqués y mostrados en la tabla 5.3 se muestran, en función del diámetro, en forma gráfica en la **Figura 5.4**.

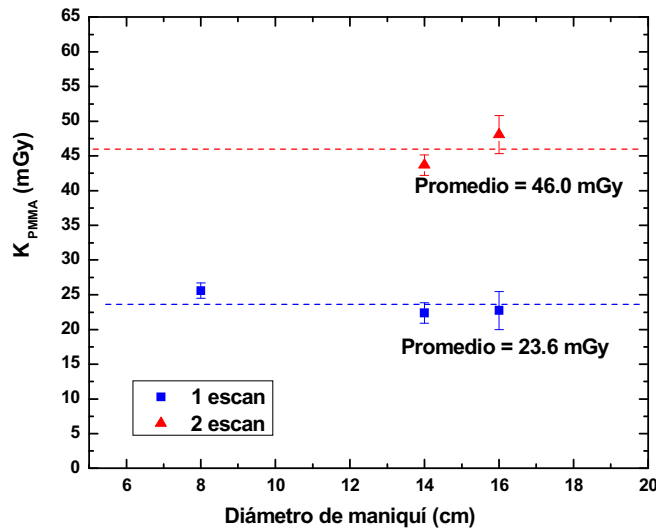


Figura 5.4 Kerma en aire en superficie de entrada medido en maniqués que simulan cabezas de niños de diferentes edades. Los cuadros corresponden a 1 escan y los triángulos a 2 escan.

Como en el caso de los pacientes, no se observa una dependencia de K_{PMMA} con el diámetro del maniqué, por lo que se tomó un promedio por escan de todos los datos y para cada una de las posiciones de los TLD en los maniqués, y se graficó el K_{PMMA} en función de la posición del dosímetro. Esto se muestra en la **Figura 5.5**.

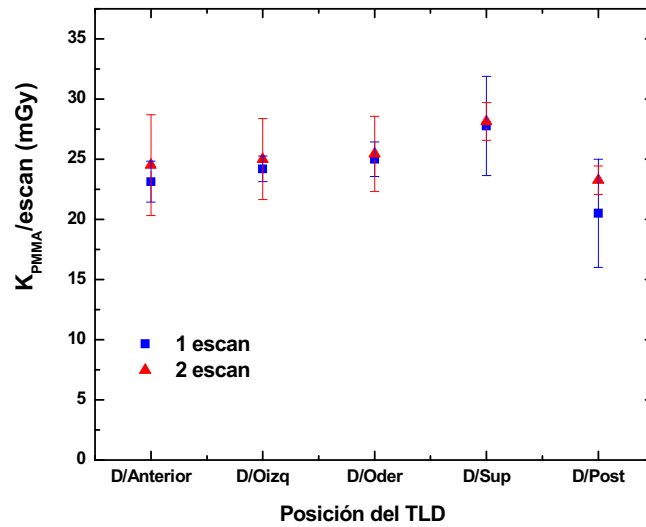


Figura 5.5 Kerma en aire en la superficie de entrada medido en maniqués, por escan como función de la posición de los TLD. Los cuadros corresponden a 1 escan y los triángulos a 2 escan.

5.5 Resultados del índice de kerma en aire en tomografía computada $C_{a, 100}$.

El índice de kerma en aire se midió con una cámara de ionización tipo lápiz, como se describe en la sección 4.9 y se calcula con la ecuación 4.3. El valor fue de:

$$C_{a, 100} = 18.0 \pm 0.9 \text{ mGy.}$$

Este valor es el promedio de una serie de cuatro medidas.

5.6 Resultados del C_W y el P_{KL} medidos en los diferentes maniqués utilizando una cámara de ionización.

Los valores de C_W , medidos con cámara de ionización, para cada uno de los maniqués se muestran en la tabla 5.4; éstos se calcularon a partir de la ecuación 4.5. En la **Figura 5.6**

se muestra el C_W en función del diámetro del maniquí. Los valores calculados de C_{VOL} y P_{KL} se obtuvieron utilizando las ecuaciones 4.9 y 4.10 respectivamente. Se utilizó un valor de $NT/l = 12/10$. Recordando las ecuaciones

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

$$C_{VOL}^{cam} = C_W^{cam} \frac{NT}{l} \text{ ecuación (4.10).} \quad \text{y} \quad P_{KL}^{cam} = C_W^{cam} \frac{NT}{l} L \text{ ecuación (4.11)}$$

Tabla 5.4. Valores de C_W , C_{VOL} y P_{KL} medidos con cámara de ionización, en los diferentes maniqués.

Diámetro (cm)	Longitud (cm)	C_W^{cam} (mGy)	C_{VOL}^{cam} (mGy)	P_{KL}^{cam} (mGy cm)
8	13	14.8 ± 0.7	17.8 ± 0.8	230 ± 8
10	15	13.9 ± 0.7	16.7 ± 0.8	250 ± 8
14	17	12.1 ± 0.6	14.5 ± 0.7	256 ± 7
16	19	11.2 ± 0.6	13.4 ± 0.7	255 ± 7

kVp = 120, mAs= 180, para 1 escan. Nota: El P_{KL} se determinó a partir de la ecuación 4.11. Los cálculos se muestran en el Anexo 3.

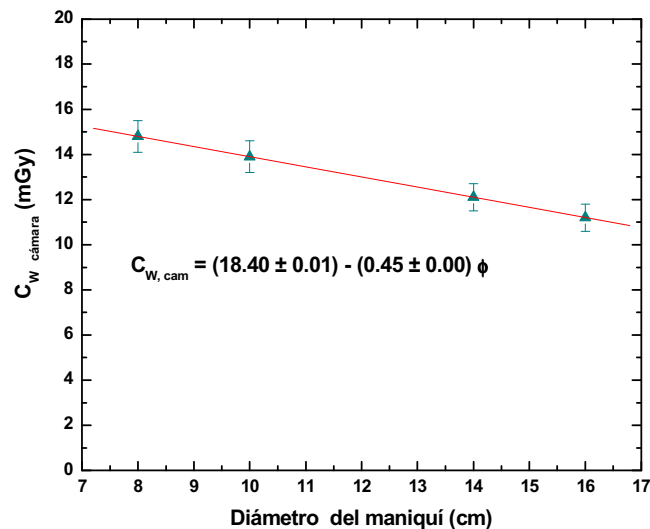


Figura 5.6 C_W^{cam} como función del diámetro del maniquí, 120 kVp, 180 mA y 1 escan.

5.7 Resultados del C_W , C_{VOL} y el P_{KL} medidos en los diferentes maniqués utilizando TLD

En las siguientes figuras se muestra el perfil del kerma en aire medido con TLD-100 en la periferia (círculos) y en el centro (cuadros) para cada uno de los maniqués.

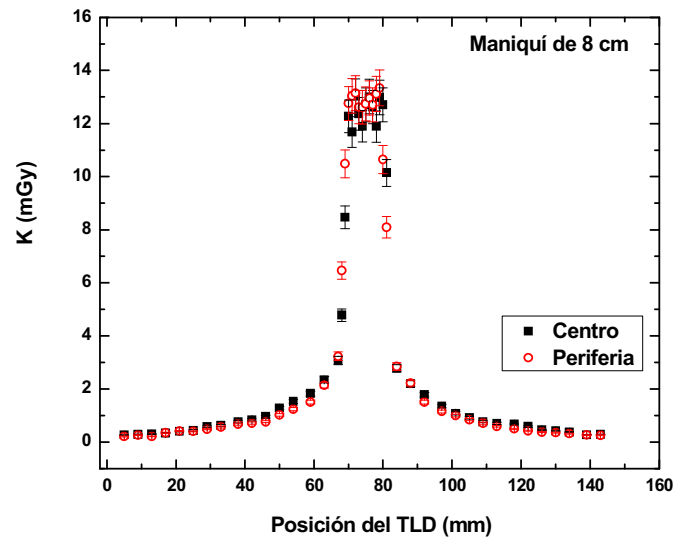


Figura 5.7 Perfil de kerma en aire medido en maniqué de 8 cm de diámetro
En la periferia (círculos) y en el centro (cuadros).

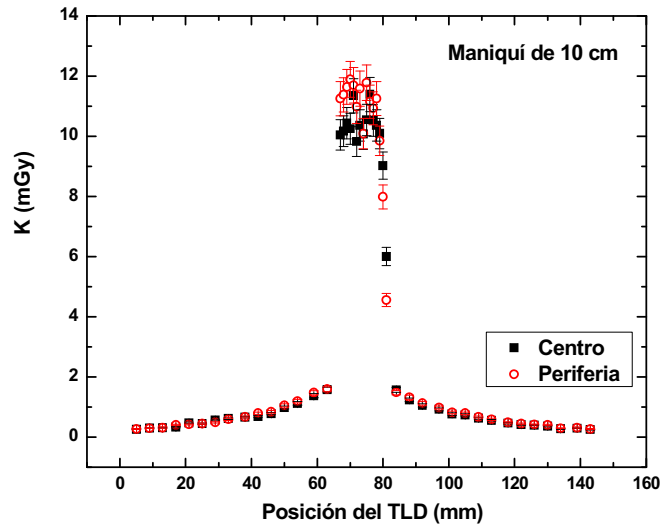


Figura 5.8 Perfil de kerma en aire medido en maniquí de 10 cm de diámetro
En la periferia (círculos) y en el centro (cuadros).

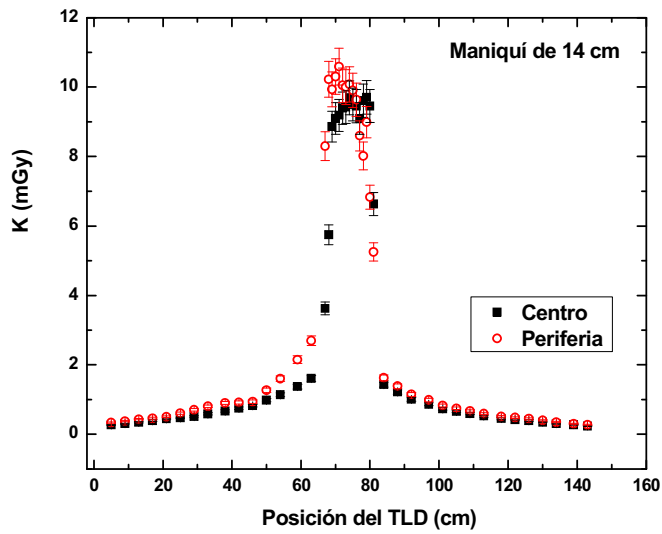


Figura 5.9 Perfil de kerma en aire medido en maniquí de 14 cm de diámetro
En la periferia (círculos) y en el centro (cuadros).

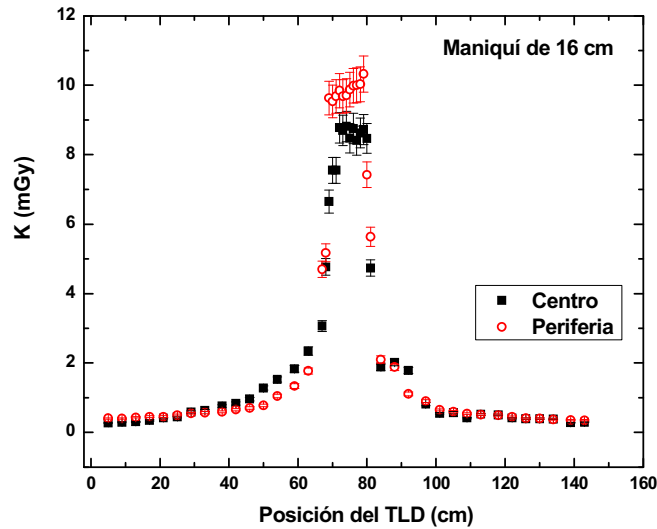


Figura 5.10 Perfil de kerma en aire medido en maniquí de 16 cm de diámetro
En la periferia (círculos) y en el centro (cuadros).

Como ya se sabe, a partir del perfil de kerma se obtiene el índice de kerma en aire C_W . Éste no es más que el área bajo la curva del perfil del kerma, y para TLD se calcula a partir de la ecuación 4.11 con las ecuaciones 4.12 y 4.13 respectivamente. Los valores de C_W , C_{VOL} y P_{KL} medidos con TLD-100, para cada uno de los maniqués, se muestran en la tabla 5.5. En la **Figura 5.11** se muestra el C_{VOL}^{TLD} en función del diámetro de los maniqués. Recordando las ecuaciones:

$$C_W^{TLD} = \frac{1}{3} C_{PMMA, c}^{TLD} + \frac{2}{3} C_{PMMA, p}^{TLD}$$

$$C_{VOL}^{TLD} = C_W^{TLD} \frac{NT}{l} \quad y \quad P_{KL}^{TLD} = C_W^{TLD} \frac{NT}{l} L$$

Tabla 5.5. Valores de C_W , C_{VOL} y P_{KL} medidos con TLD.

Diámetro (cm)	Longitud (cm)	C_W^{TLD} (mGy)	C_{VOL}^{TLD} (mGy)	P_{KL}^{TLD} (mGy cm)
8	13	13.6 ± 0.7	16.3 ± 0.8	211 ± 11
10	15	12.5 ± 0.6	15.0 ± 0.8	224 ± 11
14	17	11.1 ± 0.6	13.4 ± 0.7	227 ± 11
16	19	10.4 ± 0.5	12.5 ± 0.6	237 ± 12

kVp = 120, mAs= 180, para 1 escan. Nota: El P_{KL} se determinó a partir de la ecuación 4.11. Los cálculos se muestran en el Anexo 3.

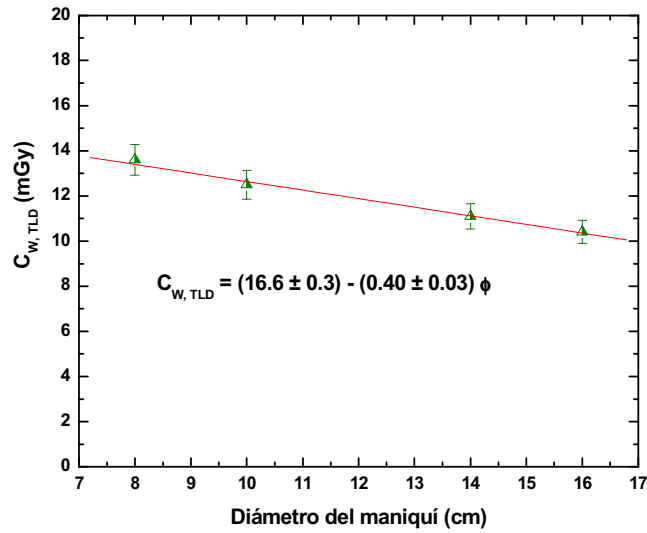


Figura 5.11 C_{VOL}^{TLD} en función del diámetro del maniquí, 120 kVp, 180 mA y 1 escan.

5.8 Resultados del MSAD.

En las **Figuras 5.12** al **5.15** se muestra el MSAD que se obtuvo para cada uno de los maniqués. La dosis se determinó suponiendo que existe equilibrio de partícula cargada, como se definió en las secciones 2.4 y 2.5. Como se observa en cada una de las figuras se tienen dos valores de MSAD. El primero se midió colocando el peine en la posición central (cuadros), el segundo se midió colocando el peine en la parte periférica (círculos) del

maniquí. Por lo tanto siguiendo las mismas ideas que para cálculo del C_w se tendrá el MSAD ponderado dado por:

$$MSAD_w = \frac{1}{3} MSAD_C + \frac{2}{3} MSAD_P \quad (5.1)$$

En la tabla 5.6 se muestra el valor de $MSAD_w$ para cada uno de los maniqués. El nivel orientativo para estudios tomográficos de cabeza dado en la Norma Mexicana [9] es de 50 mGy.

Tabla 5.6 Valores del $MSAD_w$ medido para cada uno de los maniqués.

Diámetro (cm)	$MSAD_C$ (mGy)	$MSAD_P$ (mGy)	$MSAD_w$ (mGy)
8	19.1 ± 1.4	20.0 ± 1.4	19.6 ± 0.8
10	16.8 ± 1.5	18.0 ± 1.1	17.6 ± 0.7
14	14.4 ± 1.3	16.1 ± 1.5	15.5 ± 0.8
16	14.0 ± 1.4	15.7 ± 1.4	15.1 ± 0.8

kVp = 120, mAs = 180, para 1 escan. MSAD Norma Mexicana = 50 mGy.

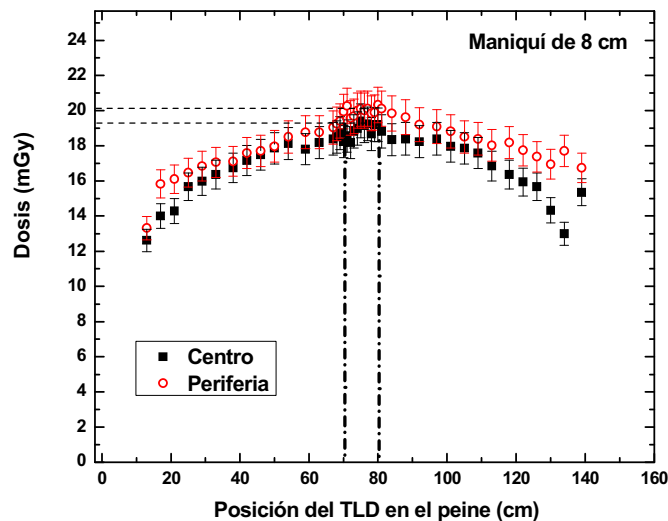


Figura 5.12 MSAD medido en maniquí de 8 cm de diámetro

En la periferia (círculos) y en el centro (cuadros).

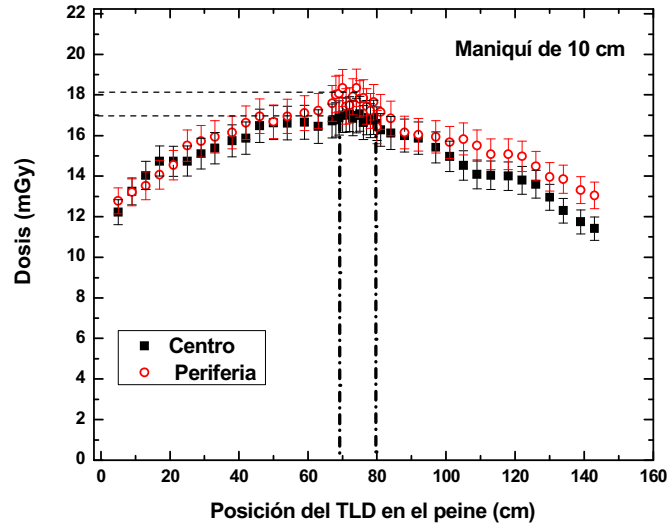


Figura 5.13 MSAD medido en maniquí de 10 cm de diámetro

En la periferia (círculos) y en el centro (cuadros).

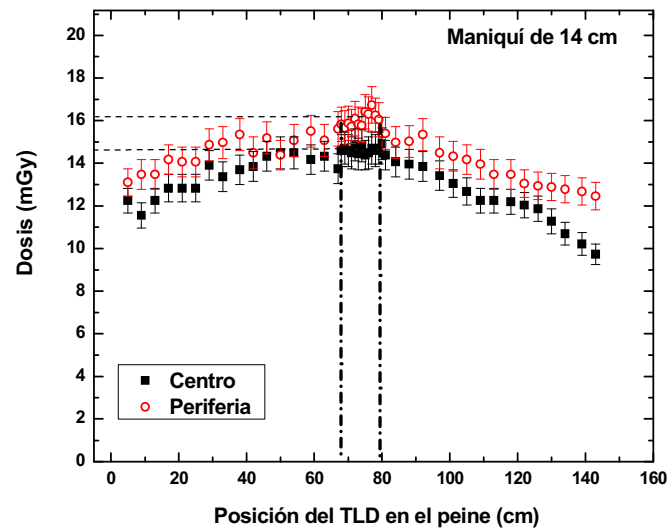


Figura 5.14 MSAD medido en maniquí de 14 cm de diámetro

En la periferia (círculos) y en el centro (cuadros).

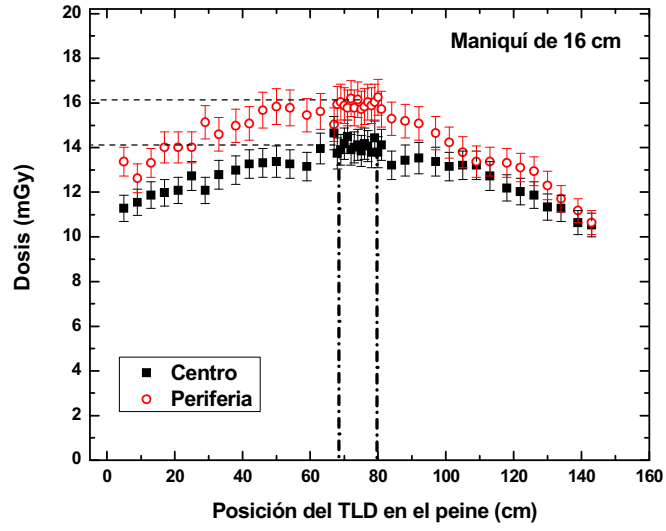


Figura 5.15 MSAD medido en maniquí de 16 cm de diámetro
 En la periferia (círculos) y en el centro (cuadros).

CAPÍTULO 6

ANÁLISIS Y DISCUSIÓN

6.1 Análisis de las medidas de K_p .

Como se mencionó en el capítulo 5, existen dos tipos de estudio para tomografía computarizada de cráneo, estudio I donde el paciente pasa una sola vez por el haz de rayos X (1 escan) y estudio II donde el paciente pasa dos veces por el haz (2 escan). Por lo tanto para reportar y estudiar las medidas fue necesario diferenciarlos.

En la **Figura 5.2** se pueden observar los valores del kerma en aire en la superficie de entrada K_p para estudios con 1 y 2 escan, colocando al TLD en la posición anterior. Tanto para 1 como 2 escan, se deduce que no existe una dependencia del K_p con la edad del paciente, los valores, para cada escan, oscilan alrededor de un valor medio respectivamente. Para 1 escan se tiene un valor medio del K_p de 21 ± 2 mGy y para los pacientes con 2 escan es de 43 ± 2 mGy. Por lo tanto, se observa que el kerma en aire cuando se realizan dos escan es el doble del medido para un escan si los parámetros del estudio (kV, mA, etc) son los mismos. Si el paciente llegara a pasar una tercera vez por el haz del tomógrafo, el K_p que recibiría sería aproximadamente de 60 mGy. Esto se menciona porque si el técnico comete algún error es probable que el paciente sea escaneado más de dos veces. El K_p también es independiente de la edad en las otras posiciones de medida.

En la **Figura 5.3** se presenta el promedio del K_p por escan de todos los pacientes y para cada una de las posiciones de medida, en donde se observa que el valor por escan del K_p es independiente del número de escan. El valor del K_p en la frente o parte anterior es de 21 ± 5 mGy y de 22 ± 5 mGy en los ojos. Se puede observar un incremento del K_p en la parte superior del paciente con valor de 25 ± 5 mGy, este incremento se debe a que en esta posición no existe tejido que atenúe el haz de rayos X durante el giro de 360° y por lo tanto el TLD es irradiado sin atenuación. En cambio, en la posición posterior se observa una disminución del K_p , 19 ± 5 mGy, que se atribuye a la atenuación del haz debido a la

obstrucción de la cama cuando el haz pasa frente del dosímetro, es decir, en esta posición el haz no llega directamente al TLD sino que pasa primero por la cama en donde se apoya la cabeza del paciente y por lo tanto el haz sufre un poco de atenuación antes de llegar al TLD colocada en esa posición.

Se puede deducir a partir de los párrafos anteriores que el valor del K_P es del orden de 21 mGy, y tomando en cuenta que existe equilibrio de partícula cargada durante la medida, la dosis en aire de entrada en superficie (ver sección 3.2) es de aproximadamente 21 mGy.

6.2 Análisis de las medidas del K_{PMMA} .

El kerma en aire en la superficie de entrada, K_{PMMA} , medido en los maniqués en la posición anterior es independiente del diámetro del maniquí y tiene un valor promedio de 23 ± 3 mGy y de 47 ± 3 mGy para 1 y 2 escan, respectivamente, como se muestra en la **Figura 5.4**. Los resultados concuerdan con los obtenidos para las medidas clínicas.

En la **Figura 5.5** se presenta el promedio del K_{PMMA} por escan de todos los maniqués y para cada una de las posiciones encontrándose que es independiente del número de escan. El K_{PMMA} medido en la frente o parte anterior es de 24 ± 5 mGy y de 25 ± 5 mGy en los ojos. Como en las medidas en pacientes, se observa un incremento en la parte superior del maniquí (29 ± 5 mGy) y una disminución en la posición posterior (22 ± 5 mGy).

6.3 Discrepancias entre K_P y K_{PMMA} .

La diferencia porcentual entre el valor promedio de K_P y el de K_{PMMA} varía entre el 13 y el 17% como se observa en la tabla 6.1, lo cual puede deberse a diferencias en la dispersión de la radiación en el maniquí y en el paciente. Además debe observarse que las discrepancias caen dentro de la incertidumbre de las medidas, por lo tanto se puede decir que la medida del kerma en los maniqués concuerda con la medida del kerma en los pacientes.

Tabla 6.1. Valores de K_P y K_{PMMA} medidos en cada una de las posiciones del TLD y su diferencia porcentual.

Posición del TLD	K_P (mGy)	K_{PMMA} (mGy)	Diferencia porcentual (%)
Anterior	20 ± 3	24 ± 5	17
Ojo derecho	21 ± 3	25 ± 5	16
Ojo izquierdo	21 ± 3	25 ± 5	16
Superior	25 ± 3	29 ± 5	13
Posterior	20 ± 3	23 ± 5	13

kVp = 120 , mAs= 180, para 1 escan

No hemos encontrado en la literatura información sobre el kerma de entrada en superficie para pacientes pediátricos, pero sí hay suficiente información para el kerma de entrada en superficie en adultos, en estudios de cabeza, [22, 23, 24] con valores entre 20 y 80 mGy. Por lo tanto vemos que el K_P medido en este trabajo en niños es del orden de lo encontrado en la literatura para adultos.

6.4 Análisis de las medidas del C_W , C_{VOL} y el P_{KL} utilizando cámara de ionización.

En la **Figura 5.6** se observa que el C_W decrece conforme aumenta el diámetro del maniquí. De la tabla 5.4 se observa que existe una diferencia del 32% entre el valor más alto y el más bajo del C_W , diámetro 8 y 16, respectivamente. Por lo tanto se tiene que un niño de 15 años recibe 32% menos dosis de radiación que un recién nacido. Expresado de otra forma, los niños recién nacidos que son sometidos a estudios con CT, reciben en total, mayor dosis que los niños mayores. La relación del C_W en función del diámetro para las medidas con cámara de ionización es

$$C_W^{cam} = (18.40 \pm 0.01) - 0.45 \phi(\text{cm}) \text{ mGy} \quad (6.1)$$

En donde ϕ es el diámetro del maniquí. Esta relación se cumple para un voltaje de operación del equipo de 120 kVp, un amperaje de 180 mA y para un solo escan. Con la

ecuación anterior, se puede deducir el C_W para un maniquí de cualquier diámetro, sin que sea necesario llevar a cabo todo el proceso experimental, siempre y cuando se utilicen los mismos parámetros en el equipo. Con esto, podemos darnos una idea de cuanta radiación recibe un niño, cualquiera que sea su edad y por tanto el diámetro de su cabeza, con sólo sustituir el valor de éste en la ecuación anterior.

Obviamente, puesto que el C_W disminuye conforme aumenta el diámetro, se tiene el mismo comportamiento para los valores de C_{VOL} , como se puede comprobar en la tabla 5.4. Es importante señalar que las medidas con cámara de ionización fueron relativamente fáciles de realizar en comparación con las medidas para los TLD que requirieron mucho más tiempo. Más adelante se realizará una comparación entre las medidas con la cámara, los TLD y los valores que despliega el monitor del equipo.

El P_{KL} se calcula a partir de la ecuación 4.11 y el valor varía de acuerdo con la longitud de cada maniquí. Debido a que el P_{KL} es una cantidad determinada por la longitud del estudio se observa un aumento de su valor en relación con la longitud del maniquí. Sin embargo, cabe mencionar que existen estudios en los cuales no se realiza todo el barrido del cráneo del paciente, sólo una parte es analizada, por lo que se debe tener cuidado al interpretar el P_{KL} . Éste está relacionado con la longitud de barrido del estudio y no de la longitud del paciente. En los cálculos del P_{KL} , la longitud corresponde a la longitud total de cada maniquí.

6.5 Análisis de las medidas del C_W , C_{VOL} y el P_{KL} utilizando TLD.

Para obtener el C_W con TLD se necesitó encontrar primero el perfil de kerma de un solo corte (en el centro y en la periferia del maniquí) y a partir de estos valores calcular el C_W . Esto para cada uno de los maniqués y conservando los mismos parámetros de operación del equipo que los usados para las medidas con cámara de ionización. Por lo que fue más laborioso determinar el C_W con TLD que con la cámara.

Desde la **Figura 5.7** hasta la **5.10** se muestra el perfil de kerma encontrado para cada uno de los maniqués. En cada una de las gráficas se puede observar que existen dos curvas, una señalada con cuadros, que corresponde al perfil de kerma en el centro del maniquí y otra,

señalada con círculos, que corresponde al perfil del kerma en la periferia de éste. Cada punto de las gráficas corresponde a una lectura de un TLD. El área bajo la curva de cada perfil de kerma nos sirve para calcular el C_W , ver las ecuaciones 4.12 a 4.14.

En la tabla 5.5 se pueden observar los valores medidos de C_W para cada uno de los maniqués. En este caso también se observa que a menor diámetro del maniquí el valor de C_W es más grande. En la **Figura 5.11** se muestra a C_W en función del diámetro. Se observa que también se tiene una relación lineal con pendiente negativa de 0.40 y ordenada al origen de 16.6. La ecuación en este caso es:

$$C_W^{\text{TLD}} = (16.6 \pm 0.3) - (0.40 \pm 0.03) \phi(\text{cm}) \quad \text{mGy} \quad (6.2)$$

Donde ϕ es el diámetro del maniquí. Igual que con la cámara de ionización la ecuación puede servir para calcular el C_W de cualquier maniquí sin que sea necesario construirlo, siempre y cuando los parámetros del equipo sean los mismos. De nuevo, para el caso de TLD también es obvio que los valores del C_{VOL} y el P_{KL} aumenten conforme el diámetro del maniquí aumenta.

El P_{KL} se calcula a partir de la ecuación 4.11. Igual que en el caso con la cámara el P_{KL} aumenta en relación con la longitud del maniquí. Y los mismos argumentos mencionados para la cámara son válidos aquí.

6.6 Discrepancias entre las medidas con cámara de ionización y con TLD y los valores dados por el programa del tomógrafo.

De los dos análisis anteriores se observa que existen diferencias entre las medidas con cámara de ionización y con TLD. Para empezar se discutirá lo observado en las gráficas de la **Figuras 5.6** y **5.11**. Como se mencionó se tiene en los dos casos que el C_W disminuye linealmente como función del diámetro del maniquí. Lo importante es que las pendientes son casi las mismas, en la cámara de ionización se tiene un valor de -0.45 (mGy/cm) y en

los TLD el valor es de -0.40 (mGy/cm). Esto significa que las dos formas de medir el C_w , ya sea con cámara de ionización o con TLD son consistentes.

En la tabla 6.2 se muestra una comparación entre el C_w^{cam} y el C_w^{TLD} .

Tabla 6.2 Comparación entre el C_w para la cámara y para los TLD

Diámetro (cm)	Longitud (cm)	C_w^{cam} (mGy)	C_w^{TLD} (mGy)	Diferencia porcentual
8	13	14.8 ± 0.7	13.6 ± 0.8	8 %
10	15	13.9 ± 0.7	12.5 ± 0.8	10 %
14	17	12.1 ± 0.6	11.1 ± 0.7	8 %
16	19	11.2 ± 0.6	10.4 ± 0.6	7 %

kVp = 120, mAs= 180, para 1 escan

Como puede observarse de la tabla 6.2, los valores de C_w para la cámara y los TLD nunca rebasan una diferencia porcentual del 10 %. Y tomando en cuenta la incertidumbre en el caso de los TLD puede pensarse que las lecturas son estadísticamente iguales.

Uno de los objetivos de la tesis es comparar las medidas con lo reportado en la literatura. Existen muy pocos artículos donde se reporta el C_w para pacientes pediátricos, en lo que se ha revisado [25, 26, 27, 28] se encuentra un intervalo de valores que va de 15 hasta 41 mGy para estudio de cráneo, por lo tanto nuestros valores concuerdan con ellos. Sin embargo se debe tener en cuenta que cada equipo de tomografía establece sus propios parámetros de kVp y mA para estudios de cráneo. Cada fabricante establece su criterio sobre los parámetros que se han de aplicar para realizar un estudio de cráneo. Además, conforme van avanzando las generaciones de los equipos tomográficos se ha ido disminuyendo la dosis de radiación para los diversos estudios (cráneo, abdomen, tórax, etc). Los diversos artículos que se han revisado difieren mucho en cuanto al modelo de los equipos de CT. Esto lo menciono porque no se debe tener como contundente nuestra comparación del valor de C_w con el C_w medido para otros equipos.

Otra magnitud dosimétrica importante que se tiene que analizar y comparar es el C_{VOL} obtenido con la cámara con el TLD y el proporcionado por el programa del CT en el monitor. Una vez que son seleccionados los parámetros de operación del equipo (120 kV y 180 mAs) en la consola de control automáticamente se muestra el valor de C_{VOL} que en este trabajo fue de 37.79 mGy, se observó que este valor es independiente de la edad del paciente (ver tabla 5.2), es decir, el programa lo calcula sin considerarlo. En la tabla 6.3 se muestran los valores C_{VOL} obtenidos en cada caso.

Tabla 6.3 Comparación entre el C_{VOL} obtenidos con la cámara, los TLD y el programa.

Diámetro (cm)	C_{VOL}^{cam} (mGy)	C_{VOL}^{TLD} (mGy)	$C_{VOL}^{consola}$ (mGy)	Diferencia porcentual (cam y consola)
8	17.8 ± 0.8	16.3 ± 0.8	37.79	112 %
10	16.7 ± 0.8	15.0 ± 0.8	37.79	126 %
14	14.5 ± 0.7	13.4 ± 0.7	37.79	161 %
16	13.4 ± 0.7	12.5 ± 0.6	37.79	182 %

kVp = 120 V, mA= 180 mA, para 1 escan.

Los valores del C_{VOL}^{cam} y C_{VOL}^{TLD} son estadísticamente iguales por lo que sólo comparamos el valor de C_{VOL}^{cam} y el $C_{VOL}^{consola}$. En la tabla 6.3 se observa que el valor de $C_{VOL}^{consola}$ dado por el programa del CT es desde un 112% hasta un 182% mayor que el obtenido con la cámara de ionización. Nos basamos en la medida de la cámara por que ésta fue calibrada en un laboratorio secundario de calibración. Por lo tanto, el valor del $C_{VOL, consola}$ está sobre evaluado en más del 100 %.

Así también el valor del $P_{KL}^{consola}$ que proporciona el equipo está sobre evaluado. En la tabla 6.4 se pueden observar los valores de P_{KL} medidos con la cámara, los TLD y el programa del CT, en donde también se observan diferencias de más del 150%.

Tabla 6.4 Comparación entre el P_{KL} para la cámara, TLD y consola

Diámetro (cm)	P_{KL}^{cam} (mGy cm)	P_{KL}^{TLD} (mGy cm)	$P_{KL}^{consola}$ (mGy cm)	Diferencia porcentual (cam y consola)
8	230 ± 8	211 ± 11	605	163 %
10	250 ± 8	224 ± 11	643	157 %
14	256 ± 7	227 ± 11	718	180 %
16	255 ± 7	237 ± 12	794	211 %

kVp = 120 V, mA= 180 mA, para 1 escan.

Sin embargo los valores dados por el programa del equipo son consistentes. Realicé un cálculo del P_{KL} a partir del $C_{VOL}^{consola}$ del equipo, y encontré que el valor calculado, es muy similar (del mismo orden) al valor del $P_{KL}^{consola}$ proporcionado por el programa del CT. Esto demuestra que los cálculos que el equipo realiza para calcular el C_{VOL} y el P_{KL} , a partir del kilovoltaje y del miliamperaje, son consistentes; lo único que está sucediendo es una sobrevaloración. Es posible que el equipo de CT no esté calibrado. En la tabla 6.5 se muestran los valores $P_{KL}^{calculado}$ y el $P_{KL}^{consola}$.

Tabla 6.5 Comparación entre el P_{KL} calculado y el dado por el programa.

Diámetro (cm)	Longitud (cm)	$P_{KL}^{calculado}$ (mGy cm)	$P_{KL}^{consola}$ (mGy cm)
8	13	491	605
10	15	567	643
14	17	642	718
16	19	718	794

6.7 Análisis del MSAD.

En las Figuras 5.12 a la 5.15 se pueden observar las curvas que se obtuvieron para calcular el MSAD para cada uno de los maniqués. Como se argumentó en los resultados, se tienen dos curvas que corresponden a los valores del kerma en aire medidos con los TLD

cuando el peine es colocado en el centro del maniquí y en la periferia. Los valores del MSAD en el centro y en la periferia y del MSAD_w se muestran en la tabla 5.6.

Como puede observarse, el valor del MSAD_w disminuye conforme aumenta el valor del diámetro del maniquí. El valor que se tiene para el maniquí con diámetro de 8 cm es de 19.6 ± 0.8 mGy y disminuye a 15.1 ± 0.8 mGy para el de 16 cm. Se debe tener en cuenta que la forma de obtener el MSAD fue introduciendo el peine (ya sea en el centro o en la periferia) y seleccionando una longitud de barrido del haz de rayos X igual a la longitud del peine, es decir, el barrido del haz corresponde a la longitud del peine, y no a la longitud total del maniquí en cada caso. El comportamiento es similar al de C_w en función del diámetro del maniquí.

Otra de las cosas que se deben tener presentes, es que el valor del MSAD_w fue obtenido para un sólo escan. La norma Mexicana establece un nivel orientativo de MSAD de 50 mGy en el centro del maniquí y para un sólo escan. En la tabla 6.6 se muestran los valores del MSAD_C y la comparación con el valor dado en la norma Mexicana. Como se observa, el mayor valor experimental que se tiene en este trabajo es el 40 % del que establece la Norma Oficial Mexicana. Por lo tanto el equipo suministra una dosis por debajo de lo establecido por las leyes mexicanas como nivel orientativo.

No existe en la literatura información sobre el MSAD medido para niños, únicamente lo que se ha encontrado en diversos artículos es el MSAD para estudios en adultos [29, 30]. Se reportan valore en intervalo de 10 a 60 mGy. Sin embargo en ninguno de los casos los parámetros de operación coinciden con los que se trabajó en la tesis. Los resultados presentados en esta tesis están dentro de este intervalo.

Tabla 6.6 Valores del MSAD_C y comparación con la Norma Mexicana.

Diámetro (cm)	MSAD _C (mGy)	MSAD _C /NOM
8	19.1 ± 1.4	0.38
10	16.8 ± 1.5	0.34
14	14.4 ± 1.3	0.29
16	14.0 ± 1.4	0.28

kV_p = 120, mA= 180, para 1 escan.
MSAD Norma Mexicana = 50 mGy.

Finalmente se debe tener en cuenta que el MSAD es un caso especial del C_w (CTDI). La ecuación que los relaciona es la ecuación 3.12. Recordando, se tiene:

$$MSAD = \frac{NT}{l} C_w \quad (6.3)$$

Como se explicó anteriormente el NT/l es un factor que describe si existe traslape o no entre cortes sucesivos y esto influye en la cantidad de radiación que recibe el paciente. En este trabajo al determinar el MSAD el valor de NT/l fue de 1.5. En la tabla 6.7 se muestran los valores del MSAD_w medido y el calculado a partir de la ecuación 3.12.

Tabla 6.7 Valores del MSAD_w para cada uno de los maniqués.

Diámetro (cm)	C _w (mGy)	MSAD _w ^{ecuacion} (mGy)	MSAD _w ^{TLD} (mGy)	Diferencia porcentual
8	13.6 ± 0.7	20.4	19.6 ± 0.8	4 %
10	12.5 ± 0.6	18.8	17.6 ± 0.7	7 %
14	11.1 ± 0.6	16.7	15.5 ± 0.8	8 %
16	10.4 ± 0.5	15.6	15.1 ± 0.8	3 %

kV_p = 120 V, mA= 180 mA, para 1 escan. MSAD Norma Mexicana = 50 mGy.

Se debe recordar que un valor de $NT/l > 1$ implica que sí hubo traslape entre cortes sucesivos. De la tabla 6.7 se observa que hay concordancia entre el valor experimental del MSAD y el calculado con la ecuación 3.12.

CAPÍTULO 7

CONCLUSIONES

El objetivo principal de la tesis fue medir el kerma en aire de entrada en superficie en pacientes pediátricos. La dosis en aire de entrada en piel, se determinó a partir del kerma de entrada en superficie, el cual se midió con dosímetros termoluminiscentes, encontrándose un valor de 21 mGy por escan para un voltaje de 120 kV y una carga de 180 mAs en los parámetros de operación del equipo CT. No se encontró ninguna discrepancia con lo reportado (para adultos) en los artículos científicos.

Se construyeron 4 maniqués de diferentes diámetros (que simularon la cabeza de niños de diferentes edades) con el objetivo de medir diferentes magnitudes dosimétricas importantes en tomografía computarizada. Las magnitudes medidas fueron:

- 1.- Índice de kerma en aire, $C_{a,100}$
- 2.- Índice ponderado de kerma en aire en tomografía computarizada, C_W (con cámara de ionización y TLD).
- 3.- Índice volumétrico de kerma en aire, C_{VOL} (con cámara de ionización y TLD).
- 4.- Índice ponderado normalizado de kerma en aire en CT, ${}_n C_W$ (con cámara de ionización y TLD).
- 5.- Producto dosis longitud, P_{KL} (con cámara de ionización y TLD).
- 6.- Dosis promedio en barridos múltiples, MSAD.

Nota: La incertidumbre total (una desviación estándar) en las medidas de estas magnitudes fue menor que 12.5%, que es el valor máximo recomendado para medidas en radiodiagnóstico [5, 16].

Para las medidas de las 5 magnitudes mencionadas no se encontraron discrepancias con medidas realizadas por otros investigadores.

Se encontró que la dosis impartida a un recién nacido y a un niño de 15 años pueden variar hasta en un 32%, disminuyendo con la edad, por lo que los niños recién nacidos son los que más dosis reciben en un estudio con CT.

La MSAD medida para cada uno de los maniqués diseñados (15 a 20 mGy) está por debajo del nivel orientativo dado en la Norma Oficial Mexicana (50 mGy). Por lo tanto, el tomógrafo del Hospital Infantil cumple con lo establecido por esta legislación.

Se debe tener en cuenta que, cada una de las magnitudes dosimétricas se refieren a un sólo escan y que por lo general los estudios de cabeza en pacientes pediátricos involucran más de uno. Por lo tanto, la dosis recibida por los pacientes puede ser igual al doble (o más) que los valores medidos en este trabajo.

El uso indiscriminado de la tomografía computarizada puede inducir cáncer en los pacientes pediátricos, pero esto sucede por lo general a largo plazo, y es por ello que la comunidad médica parece no estar muy preocupada hasta el momento. Existen algunos estudios [31. 32] en los que se sugiere la posibilidad de aparición de algún tipo de cáncer por exposición a dosis bajas. Se tienen pruebas, por ejemplo de los sobrevivientes de las explosiones atómicas, los cuales recibieron entre 5 y 150 mSv, en los que ha habido la aparición de algún tipo de cáncer. Por otro lado, debido al rápido desarrollo celular en el metabolismo de los niños, ellos son más susceptibles a la aparición de cáncer por radiación y además es muy probable que se les realice un mayor número de estudios con rayos X a lo largo de su existencia que a los adultos.

Existen diversas maneras de reducir las dosis de radiación que reciben los pacientes. Una primera opción es mediante el conocimiento total del equipo de tomografía. Trabajando junto con los técnicos se pueden desarrollar tablas que contengan los parámetros del equipo (kV y mAs) con los que la dosis sea la menor posible teniendo una calidad de la imagen suficiente para el diagnóstico adecuado, para cada uno de los estudios tomográficos que se realizan en el hospital. La segunda opción es utilizar, si es posible, otra técnica como

radiográfica, ultrasonido y/o resonancia magnética, cuando sea adecuada para realizar el diagnóstico. Y la tercera opción es simplemente reducir el número de estudios prescritos.

Según estadísticas en Estados Unidos uno de cada tres estudios actuales de CT no está totalmente justificado médicamente y es muy probable que en nuestro país suceda lo mismo, por lo tanto es importante concientizar a los médicos sobre la utilización de los equipos de CT.

Por último, considero que se debe de dar el paso decisivo (ya propuesto en otras tesis), esto es, realizar un trabajo profundo para determinar los parámetros del CT necesarios para obtener una buena calidad de la imagen y minimizando la dosis impartida para cada una de las técnicas en CT (cabeza, cuello, tórax, abdomen, etc.). Creo que esto se debe realizar por lo menos con dos médicos radiólogos, de ser posible con tres, para tener un criterio de aceptabilidad de la imagen logrando el diagnóstico adecuado impartiendo la menor dosis posible.

Hojas de registro

Hoja de registro 1.

Fecha de las medidas _____

Datos relacionados con el paciente.

Nombre del paciente _____

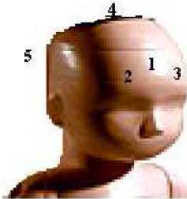
Edad _____ años Sexo Masculino Femenino

Altura _____ cm Peso _____ kg Circunferencia de la cabeza _____ cm

Tipo de estudio _____

Dosímetros utilizados para cada posición.

Posición de dosímetros



Posición del campo

Posición 1		
Posición 2		
Posición 3		
Posición 4		
Posición 5		

Datos relacionados con la dosis.

	kV	mAs	CTDI _{vol}	DLP
Topograma				
C. Simple				
C. Contraste				
C. Contraste				

Grosor del corte T _____ mm. Col. 16X0.75 mm Avance/Rotación _____

Lon. total del estudio L _____ mAs total _____ Colimadores= 16.

Hoja de registro 3

Índices de kerma en aire $C_{PMMA,100 C}$, $C_{PMMA,100 P}$ y C_W , ${}_n C_W$

Parámetros del escáner (voltaje, filtro, corriente, etc)	Grosor de corte T mm	Carga del tubo P_{It} mAs	Posn	Lectura de los dosímetros M, M_1 , M_2	Lectura promedio \overline{M}_C o \overline{M}_P	Valor de $C_{PMMA,100 C}$ mGy	Valor de $C_{PMMA,100 P}$ mGy	Valor de C_W mGy	Valor de ${}_n C_W$ mGy/mAs
			C						
			P1						
			P2						
			P3						
			P4						
			C						
			P1						
			P2						
			P3						
			P4						
			C						
			P1						
			P2						
			P3						
			P4						
			C						
			P1						
			P2						
			P3						
			P4						

\overline{M}_C es el promedio de las tres lecturas de la cámara en el hoyo central, \overline{M}_P es el promedio de las 12 lecturas en los agujeros periféricos (tres lecturas para cada agujero P1, P2, P3).

$$C_{PMMA,100 C} = \frac{10}{NT} \overline{M}_C N_{PKLQ_0} K_Q K_{TP} ; C_{PMMA,100 P} = \frac{10}{NT} \overline{M}_P N_{PKLQ_0} K_Q K_{TP}, \quad \text{Nota: el valor de } N = 16, \text{ que es el núm. De detectores.}$$

$$C_W = \frac{1}{3} (C_{PMMA,100 C} + 2C_{PMMA,100 P}) ; {}_n C_W = \frac{C_W}{P_{It}} \quad M [\text{Lectura}] N_{KQ} [\text{mGy.cm/Lectura}]; K_Q, K_{TP} [\text{sin unidades}]$$

Factor de sensibilidad de los TLD

Dosímetro	Lectura	f_i
1	1008	0.98
2	968.3	1.02
3	1010	0.98
4	995.8	0.99
5	996.7	0.99
6	942	1.05
7	1030	0.96
8	1059	0.93
9	1068	0.92
10	1048	0.94
11	1010	0.98
12	989.5	1.00
13	948.6	1.04
14	1032	0.96
15	984.6	1.00
16	1009	0.98
17	956.6	1.03
18	1051	0.94
19	986.2	1.00
20	998.6	0.99
21	1009	0.98
22	985.8	1.00
23	975	1.01
24	967.1	1.02
25	921.2	1.07
26	939.4	1.05
27	1026	0.96
28	1003	0.98
29	1019	0.97
30	1012	0.97
31	964.9	1.02
32	997	0.99
33	951.4	1.04
34	963.4	1.02
35	983	1.00
36	929.2	1.06
37	980.5	1.01
38	990.5	1.00
39	938.6	1.05
40	958.5	1.03
41	918.6	1.07
42	918.8	1.07
43	984.5	1.00
44	1041	0.95
45	1003	0.98
46	1044	0.94
47	1022	0.97
48	955	1.03
49	1030	0.96

Dosímetro	Lectura	f_i
50	953.4	1.03
51	924.8	1.07
52	983.4	1.00
53	962.4	1.02
54	960.2	1.03
55	1009	0.98
56	1033	0.95
57	939.3	1.05
58	1021	0.97
59	950.7	1.04
60	986.2	1.00
61	957.2	1.03
62	970.6	1.02
63	933.1	1.06
64	916.1	1.08
65	881.9	1.12
66	969.3	1.02
67	972.8	1.01
68	988.6	1.00
69	1004	0.98
70	984.2	1.00
71	964.4	1.02
72	925.6	1.07
73	1027	0.96
74	977.5	1.01
75	989.3	1.00
76	938.5	1.05
77	1022	0.97
78	1022	0.97
79	1054	0.94
80	1023	0.96
81	1010	0.98
82	963.6	1.02
83	971.9	1.01
84	995.8	0.99
85	974.7	1.01
86	917.8	1.07
87	1022	0.97
88	1031	0.96
89	974.2	1.01
90	1023	0.96
91	1086	0.91
92	1030	0.96
93	952.8	1.04
94	1035	0.95
95	1036	0.95
96	990.6	1.00
97	951.1	1.04
98	938.7	1.05

Las lecturas están en nC

Determinación del P_{KL}

Cálculo del P_{KL} para las medidas con la cámara de ionización.

Tabla A3a. Valor del P_{KL} a partir del valor del C_W .

Diámetro (cm)	Longitud (cm)	C_W^{cam} (mGy)	P_{KL} (mGy cm)
8	13	14.8 ± 0.7	230 ± 8
10	15	13.9 ± 0.7	250 ± 8
14	17	12.1 ± 0.6	256 ± 7
16	19	11.2 ± 0.6	255 ± 7

Los parámetros del equipo son 120 kV. $P_{It} = 180$ mAs, $NT/l = 1.2$

Las fórmulas para el cálculo del P_{KL} a partir de C_W son:

$$1) \quad {}_n C_W^{cam} = \frac{C_W^{cam}}{P_{It}}; \quad 2) \quad {}_n C_{VOL}^{cam} = {}_n C_W^{cam} \frac{NT}{l}; \quad 3) \quad P_{KL}^{cam} = {}_n C_{VOL}^{cam} / P_{It} H$$

$$4) \quad P_{Itotal} = P_{It} \frac{L}{l} \quad \text{donde } L \text{ es la longitud total del estudio.}$$

Sustituyendo se obtiene

$$P_{KL}^{cam} = C_W^{cam} \frac{NT}{l} L$$

Cálculo del P_{KL} para las medidas con los TLD.

Tabla A3b. Valor del P_{KL} a partir del valor del C_W

Diámetro (cm)	Longitud (cm)	C_W^{TLD} (mGy)	P_{KL} (mGy cm)
8	13	13.6 ± 0.7	211 ± 11
10	15	12.5 ± 0.6	224 ± 11
14	17	11.1 ± 0.6	227 ± 11
16	19	10.4 ± 0.5	237 ± 12

Los parámetros del equipo son 120 kV. $P_{It} = 180$ mAs, $NT/l = 1.2$

Se aplican las mismas fórmulas que en el caso de la cámara, obteniéndose:

$$P_{KL}^{TLD} = C_W^{TLD} \frac{NT}{l} L$$

Certificado de calibración de la cámara de ionización



instituto nacional de investigaciones nucleares

DEPARTAMENTO DE METROLOGIA DE RADIACIONES IONIZANTES

LABORATORIO SECUNDARIO DE CALIBRACION DOSIMETRICA

CERTIFICADO DE CALIBRACION

Certificado No. 635 R-X (D)
LSCD No. : 669



USUARIO : UNAM, INSTITUTO DE FISICA
Ciudad Universitaria
MEXICO D. F.

INSTRUMENTO : Marca: RAD CAL
Modelo: 2026C
Serie: 26-1164

CAMARA DE IONIZACION : Marca: RAD CAL
Modelo: 20 X 6 - 3CT
Serie: 31788

Fecha de Calibración: 4 de Agosto 2007

Fecha de Emisión: 29 de Agosto 2007

	
Quim. Jesús Cejudo Alvarez Responsable de la Calibración	Fís. Víctor M. Tovar Muñoz Jefe del Laboratorio Secundario de Calibración Dosimétrica

Hoja 1 de 3

Centro Nuclear "Dr. Nabor Carrillo Flores" Carr. México-Toluca, La Marquesa S/N Ocoyoacac, México. Tel. 53 29 72 55 Fax 53 29 73 02



instituto nacional de investigaciones nucleares

DEPARTAMENTO DE METROLOGIA DE RADIACIONES IONIZANTES

LABORATORIO SECUNDARIO DE CALIBRACION DOSIMETRICA

Certificado No. 635 R-X (D)
LSCD No. : 669

1. Equipo de rayos - X:

- 1.1 Marca : Philips
- 1.2 Tubo de rayos - X: Philips Modelo MCN 321
- 1.3 Generador : MGG 31/32 (9421 170 28112/28612)

2. Instrumento a calibrar :

2.1 Lector:

Marca: RAD CAL Modelo: 2026C Serie: 26-1164

2.2 Cámara de Ionización:

Marca: RAD CAL Modelo: 20 X 6 - 3CT Serie: 31788

3. Instrumento de Referencia Patrón Secundario con Trazabilidad a LCIE de Francia :

3.1 Electrómetro:

Marca : PTW - UNIDOS Modelo: 10002 Serie: 20087

3.2 Cámara de Ionización:

Marca: PTW Modelo: N30001 Serie: 1152

3.3 Sala de Calibración:

Sala No. 1 rayos - X

4. Resultados de la calibración:

4.1 Procedimiento de la Calibración:

La calibración se realizó por el método de sustitución. La cámara de ionización del instrumento de referencia se coloca a una distancia foco punto de medición de 1,0 m. Posteriormente, en el mismo punto se sustituye por el instrumento descrito en el punto 2.

→ con o sin corrección?

Hoja 2 de 3

Centro Nuclear "Dr. Nabor Carrillo Flores" Carr. México-Toluca, La Marquesa S/N Ocoyoacac, México. Tel. 53 29 72 55 Fax 53 29 73 02



instituto nacional de investigaciones nucleares

DEPARTAMENTO DE METROLOGIA DE RADIACIONES IONIZANTES

LABORATORIO SECUNDARIO DE CALIBRACION DOSIMETRICA

Certificado No. 635 R-X (D)

LSCD No. : 669

- 4.2 La cámara de ionización del instrumento de referencia se colocó en un campo de rayos X, con la marca del vástago perpendicular al haz de radiación de 8,7 cm de diámetro respectivamente.
- 4.3 Las medidas con el instrumento de referencia se realizaron para la calidad del haz de rayos X de 8,4 mm de Al.
- 4.4 Las medidas con el instrumento a calibrar se realizaron para la calidad del haz de rayos X de 8,4 mm de Al, y colocando una placa de Pb con ventana de 5 cm X 1,8 cm a una distancia de 5 cm antes de la cámara.
- 4.5 Condiciones de magnitudes de influencia:

Las condiciones de influencia son normalizadas a 1013.25 hPa y 20 °C

4.6 Resultados

Con la misma calidad del haz de rayos X, descrita en el inciso 4.4, se determino los coeficientes de calibración en kerma aire en el seno del aire producto longitud para el instrumento descrito en el punto 2.

Parámetros de Operación		Coeficiente de calibración	
kV	C.H.R.	$N_{P_{KL,2}}$	Gy m u.escala ⁻¹
120	8.4	$3,93 \times 10^{-4}$	$\pm 2,11 \% (k=2)$

$N_{P_{KL,2}}$: Coeficiente de Calibración de kerma en aire en el seno del aire producto longitud

Procedimiento utilizado en la calibración: P.LSCD-25

Este certificado es valido con la cámara de ionización conectada al electrómetro, descrito en éste certificado.

Este certificado no puede ser reproducido total o parcialmente, sin la autorización del LSCD.

Hoja 3 de 3

Centro Nuclear "Dr. Nabor Carrillo Flores" Carr. México-Toluca, La Marquesa S/N Ocoyoacac, México. Tel. 53 29 72 55 Fax 53 29 73 02

*escala en m
y longitud
conexión de*

REFERENCIAS

- 1 Recommendations of the International Commission on Radiation Protection ICRP Publication 60 Oxford: Pergamon Press, 1991.
- 2 ICRP. Avoidance of radiation injuries from medical interventional procedures. ICRP Publication 85. Oxford: Pergamon Press, 2000.
- 3 The Council of the European Union. Council Directive 97/43/Euratom. Official Journal of the European Communities, 1997.
- 4 ICRP. Managing patient dose in computed tomography, ICRP Publication 87. Oxford: Pergamon Press; 2000.
- 5 Dosimetry in diagnostic radiology: An international code of practice, OIEA, Viena, 2006
- 6 European guidelines on quality criteria for diagnostic radiographic images, European Commission, UR 16260 EN, ECSC-EC-EAEC, Brussels - Luxembourg, 1996.
- 7 European guidelines on quality criteria for diagnostic radiographic images in paediatrics, European Commission, UR 16261EN, ECSC-EC-EAEC, Brussels - Luxembourg, 1996
- 8 An Approach for the Estimation of Effective Radiation Dose at CT in Pediatric Patients, Walter Huda, James V. Atherton, Dan E. Ware, William A. Cumming, MD, Radiology 203 (1997) 417
- 9 Secretaria 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, México, 2002.
- 10 Jiang Hsieh. Computed Tomography, principles, design, artifacts and recent advances. Editorial SPIE PRESS, Washington, USA 2003.
- 11 Willi A. Kalender. Computed Tomography Fundamentals, system technology image quality, applications. Editorial Publicist MCD Verlag. Munich, Germany 2000.

-
- 12 Jorge Rickards. La física de las radiaciones en la materia. Dirección General de Divulgación de la Ciencia. UNAM, 2001.
 - 13 Frank Herbert Attix. Introduction to Radiological physics and radiation dosimetry. Editorial John Wiley & sons. 1986 New York USA.
 - 14 ICRU. Average energy required to produce an ion pair. Report 31 Washington, DC; ICRU 1979.
 - 15 Faiz M. Khan. The physics of therapy. Editorial Williams & Wilkins. 2003, USA.
 - 16 J. Zoetelief. Recommendations for patient dosimetry in diagnostic radiology using TLD, EUR 19604, European Commission 2000.
 - 17 G Massillon-JL, I Gamboa-deBuen and M E Brandan, Onset of supralinear response in TLD-100 exposed to ^{60}Co gamma-rays, J. Phys. D: Appl. Phys. 39 (2006) 262–268
 - 18 ICRU. Reporte 74 de la International Commission on Radiation Units and Measurements, Journal of the ICRU Vol. 5 No. 2, 2005.
 - 19 Shope T. B. Gange R. M. A method for describing the dose deliver by transmission X-ray computed tomography, Med. Phys. 8 (1981) 488-495.
 - 20 Willi A. Kalender. Computed Tomography Fundamentals, system technology image quality, applications. Publicist MCD Verlag. Munich, Germany 2000.
 - 21 Xóchil López Rendón. Evaluación de la dosis impartida a pacientes pediátricos sometidos a estudios de abdomen por tomografía computarizada. Universidad Nacional Autónoma de México, Facultad de Ciencias, México 2007.
 - 22 B. Vekic. Determination of patient surface doses from computerised tomography examination of the head. Radiat. Protect. Dosim. 66 (1996) 311-314
 - 23 R.j. Scheck. Radiation dose and image quality in spiral computed tomography. The British Journal of Radiology, 71 (1998) 734-744.
 - 24 P. C. Shrimpton. Reference Doses in Computed Tomography. Radiat. Protect. Dosim. 80 (1998). 55-59
 - 25 G. Giacco, V. Cannata, C. Furetta, F. Santopietro, and G. Fariello. On de use of pediatric phantoms in the dose evaluation during computed tomography. Med. Phys. 28 (2001) 199-204.

-
- 26 Marilyn J. Siegel. Radiation Dose and Imaging Quality in Pediatric CT. *Radiology* 233 (2004) 515-522.
- 27 Abdalla N. Al-Haj, Aida M. Lobrigitto, Variation in radiation doses in pediatric CT procedure. *Int. J. Sci. Res.* Vol 15 (2005) 1-5
- 28 I. Fleitas. Resultados obtenidos en la ejecución de controles de calidad en CT. Niveles de dosis para exámenes de cráneo. Habana Cuba, CCEEM 2000.
- 29 John L. McCrohan. Average Radiation Dose in a standard Head Examination for 250 CT System. *Med. Phys.* 14 (1987) 263-268.
- 30 Tsang Cheung. Study on Examinees Dose Delivered in Computed Tomography. *Phys. Med. Biol.* 46 (2001) 813-820.
- 31 David j. Brenner. Computed Tomography-An Increasing Source of Radiation Exposure. *The New England Journal of Medicine* 357 (2007) 2277-84.
- 32 David Brenner. www.columbia.edu/~djb3.