



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA
DE MÉXICO

POSGRADO EN CIENCIAS FÍSICAS

“CONTROL DE CALIDAD Y DOSIMETRÍA EN ESTUDIOS PEDIÁTRICOS DE TOMOGRAFÍA COMPUTARIZADA”

T E S I S

QUE PARA OBTENER EL GRADO DE:

MAESTRA EN CIENCIAS (FÍSICA MÉDICA)

PRESENTA:

MARÍA RUTH HERNÁNDEZ TREJO

DIRECTORA DE TESIS: DRA. MARÍA ISABEL GAMBOA DE BUEN

MIEMBRO DE COMITÉ TUTORAL: DRA. PILAR DIES SUÁREZ

MIEMBRO DE COMITÉ TUTORAL: DR. JORGE RICKARDS CAMPBELL

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



posgrado en ciencias físicas
u n a m

MÉXICO, D.F.

2009



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.

A mi Prof. José Luis Sánchez Acenjo †

A mis maravillosos padres

AGRADECIMIENTOS.

A la Dra. María Isabel Gamboa de Buen "mi mamá Isabel" por sus enseñanzas, conocimientos, desvelos, amistad, apoyo físico y moral brindados en el desarrollo de esta tesis.

A la Dra. Pilar Dies Suárez, por haber formado parte del Comité Tutoral y brindarnos la oportunidad de realizar el trabajo experimental en el Hospital Infantil de México "*Dr. Federico Gómez*".

Al Dr. Jorge Rickards Campbell y el M. en C. César Gustavo Ruiz Trejo, por haber formado parte del Comité Tutoral, y por los consejos y conocimientos regalados.

A la M. en C. Patricia Raquel Avilés Mandujano y a la M. en C. Fabiola Valencia Ortega, por haber aceptado ser sinodales para la evaluación del trabajo.

Al Dr. Luis Alberto Mora, por haber otorgado las facilidades para la investigación en el área de Tomografía Computarizada en el Centro Medico Nacional Siglo XIX.

Al Prof. José Luis Sánchez Acenjo, por el cariño, amistad, conocimientos y el apoyo infinito, esté donde esté.

A todos los que hacen posible la Maestría en Física Médica, pero sobre todo a la Dra. María Ester Brandan, M. en C. Ana Elena Buenfil y al Ing. Fernando Iturbe por la sabiduría, apoyo y consejos otorgados.

A mis padres, hermanos, Uriel y Luis Castro, por los consejos, el apoyo incondicional y hacer mi vida maravillosa.

A mi niño Ramón, por formar parte de mi vida y brindarme el apoyo moral y físico para salir adelante.

A mi técnico radiólogo Ricardo, por el cariño, desvelos, el apoyo técnico y por hacer divertida mi estancia en el Hospital, sin su ayuda no hubiera llegado al final.

A Rocío por la amabilidad, apoyo, consejos y atención brindada.

A los técnicos radiólogos del Hospital Infantil: Rafael de la Rosa, Fernando Martínez, Ester Doncel, Juan Castro, por la asistencia técnica.

Al Sr. Ángel Granados, por la bella construcción de los maniqués representativos de tórax.

A Christian, Abrajam y Alex, por la ayuda y el apoyo brindado, pero sobre todo por los buenos momentos vividos a lo largo de estos años.

Al CONACyT, el PCF y los proyectos: PAPIIT IN118303 y PAEP 2008.

ÍNDICE

INTRODUCCIÓN	1
---------------------	---

CAPÍTULO 1. Tomografía Computarizada.

1.1. Tipos y clasificación de los Tomógrafos Computarizados.	6
1.2. Tomógrafo Multicortes.	10
1.3. Elementos del Tomógrafo Computarizado.	13
1.3.1. Gantry.	13
1.3.2. Camilla de posicionamiento.	14
1.3.3. Procesador de datos.	14
1.3.4. Consola de control.	14

CAPÍTULO 2. Procesos físicos.

2.1 Rayos X.	15
2.1.1 Producción de rayos X.	16
2.1.2 Clasificación de rayos X.	17
2.1.3 Interacción de rayos X con la materia.	18
2.2 Nociones básicas de dosimetría.	20
2.2.1 Fluencia de energía.	21
2.2.2 Kerma.	21
2.2.3 Energía impartida.	22
2.2.4 Dosis absorbida.	23
2.2.5 Exposición.	23

2.2.6	Equilibrio de partícula cargada.	24
2.3	Detectores de radiación.	26
2.3.1	Dosimetría termoluminiscente.	26
2.3.2	Cámara de ionización.	27

CAPÍTULO 3. Dosimetría de la radiación en Tomografía Computarizada.

3.1	Kerma en aire incidente (K_i).	29
3.2	Kerma en aire en superficie de entrada (K_e).	29
3.3	Índice de kerma en aire en Tomografía Computarizada ($C_{a,100}$).	30
3.4	Índice ponderado de kerma en aire en Tomografía Computarizada (C_w).	30
3.5	Índice normalizado del kerma en aire ponderado en Tomografía Computarizada (${}_n C_w$).	31
3.6	Índice volumétrico de kerma en aire en Tomografía Computarizada (C_{vol}).	32
3.7	Índice normalizado del kerma en aire volumétrico en Tomografía Computarizada (${}_n C_{vol}$).	32
3.8	Producto kerma aire – longitud ($P_{KL,CT}$).	33
3.9	Dosis promedio en barridos múltiples ($MSAD$).	33

CAPÍTULO 4. Control de calidad para equipos de Tomografía Computarizada.

4.1	Pruebas de control de calidad.	35
4.1.1	Calibración del número CT.	35

4.1.2	Constancia del número CT.	36
4.1.3	Uniformidad del número CT.	36
4.1.4	Dependencia del número CT con el espesor de corte.	37
4.1.5	Dependencia del número CT con el algoritmo de reconstrucción.	37
4.1.6	Resolución de alto contraste.	37
4.1.7	Exactitud del indicador de posición de la mesa.	38
4.1.8	Reubicación de la mesa.	38
4.1.9	Exactitud del indicador de desplazamiento por pasos.	38
4.1.10	Espesor de corte.	38
4.1.11	Coincidencia de la posición del corte axial con los sistemas de luces para ubicación del paciente.	39
4.1.12	Coincidencia del isocentro con los sistemas de luces para localización sagital y coronal.	39
4.1.13	Exactitud de la inclinación del túnel.	39
4.1.14	Resolución de bajo contraste.	39
4.1.15	Exactitud del indicador de posición de la mesa	40
4.1.16	Coincidencia de la imagen impresa y la imagen del monitor	40

CAPÍTULO 5. Desarrollo Experimental.

5.1	Equipos.	41
5.1.1	Tomógrafo Computarizado.	41
5.1.2	Dosímetros Termoluminiscentes (TLD).	42
5.1.3	Horno.	43
5.1.4	Lector Termoluminiscente.	44
5.1.5	Cámara de Ionización (CI).	45
5.2	Maniqués para control de calidad.	46

5.3	Diseño y construcción de maniqués para medición de dosis.	47
5.3.1.	Diseño y construcción de maniqués de tórax.	48
5.4.	Caracterización de los TLD .	50
5.5.	Calibración de los TLD con trazabilidad a cámara de ionización.	52
5.6	Protocolos clínicos.	54
5.7	Determinación de kerma en aire en superficie de entrada en pacientes (K_p).	56
5.8	Determinación del índice de kerma en aire en Tomografía Computarizada ($C_{a,100}$).	58
5.9	Determinación del índice ponderado de kerma en aire en Tomografía Computarizada (C_w).	60
5.10	Determinación del índice normalizado del kerma en aire ponderado en Tomografía Computarizada (${}_nC_w$).	62
5.11	Determinación del índice volumétrico de kerma en aire en Tomografía Computarizada (C_{vol}).	62
5.12	Determinación del índice normalizado del kerma en aire volumétrico en Tomografía Computarizada (${}_nC_{vol}$).	63
5.13	Determinación del producto kerma aire – longitud ($P_{KL,CT}$).	63
5.14	Determinación de la dosis promedio en barridos múltiples ($MSAD$).	63

CAPÍTULO 6. Resultados.

6.1	Resultados de control de calidad.	66
6.1.1	Calibración del número CT.	67
6.1.2	Constancia del número CT.	67

6.1.3	Uniformidad del número CT.	68
6.1.4	Dependencia del número CT con el espesor de corte.	69
6.1.5	Dependencia del número CT con el algoritmo de reconstrucción.	69
6.1.6	Resolución de alto contraste.	70
6.1.7	Reubicación de la mesa.	71
6.1.8	Exactitud del indicador de desplazamiento por pasos.	72
6.1.9	Espesor de corte.	72
6.1.10	Coincidencia de la posición del corte axial con los sistemas de luces para ubicación del paciente.	73
6.1.11	Coincidencia del isocentro con los sistemas de luces para localización sagital y coronal.	74
6.1.12	Exactitud de la inclinación del túnel.	74
6.2	Caracterización de TLD.	75
6.3	Calibración de TLD con trazabilidad a cámara de ionización.	76
6.4	Resultados de kerma en aire en superficie de entrada en pacientes (K_p).	77
6.5	Resultados de índice de kerma en aire en Tomografía Computarizada ($C_{a,100}$).	83
6.6.	Resultados del índice ponderado de kerma en aire en Tomografía Computarizada (C_w).	84
6.7.	Resultados del índice normalizado de kerma en aire ponderado en Tomografía Computarizada (${}_n C_w$).	88
6.8.	Resultados del índice volumétrico de kerma en aire en Tomografía Computarizada (C_{vol}).	89
6.9.	Resultados del índice normalizado de kerma en aire volumétrico en Tomografía Computarizada (${}_n C_{vol}$).	94

6.10.	Resultados del producto kema en aire – longitud ($P_{KL,CT}$).	95
6.11.	Resultados de la dosis promedio en barridos múltiples (MSAD).	97
6.12	Resultados del análisis de la base de datos.	103
	Conclusiones.	108
	Anexo 1.	112
	Anexo 2.	117
	Referencias.	122
	Siglas.	126

INTRODUCCIÓN

La exposición de personas a los rayos X, bajo la perspectiva de radiodiagnóstico médico, se inició poco tiempo después del descubrimiento de los rayos X por Roentgen en 1895 pues su divulgación despertó enorme interés en el gremio médico por la enorme contribución que el empleo de este tipo de radiación podría aportar al diagnóstico de diversas patologías.

A lo largo de la historia, el uso de radiaciones en el diagnóstico médico ha constituido una herramienta acomodadiza, rápida y eficaz, lo que ha permitido mejorar la salud y por ende la calidad de vida de la población, constituyéndose en la gran mayoría de los casos, en una opción insustituible para evaluar correctamente un determinado caso clínico.

Así, se fueron desarrollando varios tipos de estudios que utilizan la radiación ionizante, desde el radiodiagnóstico general: radiografía convencional, mamografía, radiografía dental, fluoroscopia, hasta la Tomografía Computarizada (TC), creada en 1968 por el físico inglés Godfrey N. Hounsfield que logró explicar el principio de la TC, al publicar la patente de estos equipos.

La TC permite obtener imágenes del interior del cuerpo humano con mayor definición que la radiografía convencional. El tubo de rayos X, emitiendo el haz de radiación, barre los diversos ángulos de las proyecciones atravesando al paciente, el haz transmitido es captado por detectores y con base en algoritmos matemáticos es reconstruida la información para el despliegue de la imagen clínica.

La gran contribución de esta técnica, además de permitir la visualización en dos dimensiones, igual que la radiografía convencional, es que nos permite obtener imágenes axiales del interior del cuerpo humano con mayor detalle de las estructuras, ya que no se superponen los diferentes órganos o estructuras del organismo, es decir, se imposibilita la superposición de las estructuras más superficiales con las más profundas, en la misma imagen. Esto es debido a que el tomógrafo cuenta con un haz de radiación muy bien dirigido y con grosor determinado que depende de la dimensión de la estructura a estudiar, dicho grosor puede variar desde los 0.5 mm hasta los 20 mm [CO04].

En la mayoría de países, desarrollados y subdesarrollados, las dosis recibidas por la población, debidas a radiodiagnóstico médico, equivalen en promedio a la mitad de las dosis recibidas por la radiación natural de fondo y en casos individuales la dosis recibida supera ampliamente este valor [TO01].

Debido al gran aumento en el uso de técnicas con fuentes de radiación ionizante se ha observado un incremento continuo en la dosis colectiva de la población. Entre las principales técnicas que han tenido mucho auge se puede mencionar a la tomografía computarizada introducida en 1970 revolucionando la imagen diagnóstica, para 1980 se realizaban un total de 3.6 millones de exámenes anuales y para 1998 se habían incrementado a 33 millones de exámenes por año. La dosis que recibe un paciente en una TC es similar a la que se recibe acumulativamente en un estudio radiográfico convencional con varias proyecciones. Actualmente las TC constituyen el 13% del total de los exámenes de radiodiagnóstico y contribuyen así, aproximadamente, con el 30% de la dosis colectiva a la población debida a procedimientos radiológicos en los Estados Unidos de America [SI04].

En la actualidad, hay muchas investigaciones enfocadas a la medición de dosis absorbida por pacientes adultos durante la adquisición de una serie

tomográfica, en la cual se debe obtener la justificación plena de la práctica en la relación costo-beneficio y asegurar que las dosis sean tan bajas como razonablemente se pueda lograr, sin afectar obviamente, la calidad del diagnóstico que se vaya a realizar [ZO98].

Un punto de vital importancia es que, así como el porcentaje de realización de exámenes de TC ha aumentado, la fracción correspondiente a niños también lo ha hecho. En 1989 aproximadamente el 4% del total de exámenes de TC correspondían a pacientes pediátricos, para 1993 este porcentaje se había incrementado a 6%, actualmente, aproximadamente el 10% de todos los exámenes de TC son practicados en pacientes pediátricos en los Estados Unidos [ME00].

Las dosis de radiación en estudios de TC tienen especial importancia en aplicaciones a pacientes pediátricos, porque el efecto potencial de desarrollar una carcinogénesis se presenta con niveles de exposición a radiación ionizante bajos, comparados con los niveles establecidos para adultos. Por lo tanto, es conveniente determinar la forma en que se pueden minimizar los riesgos debidos a la exposición a la radiación ionizante sin perder ninguno de los beneficios que implica su uso en radiodiagnóstico.

La dosis de radiación en TC depende de varios parámetros como: la energía del haz, es decir, el voltaje del tubo, el producto corriente-tiempo del tubo, el grosor del corte, el número de cortes y la inclinación del gantry. Algunos estudios demuestran que los parámetros de uso durante la tomografía en adultos, son utilizados en estudios con pacientes pediátricos resultando en una innecesaria dosis alta de radiación en niños pequeños.

Así, existen pocas bases bibliográficas que reporten niveles de dosis absorbidas en pacientes pediátricos en los estudios de tomografía computarizada [PE01, SH00, SA05, CA03, CO08].

El objetivo de la investigación es realizar las pruebas de control de calidad en el TC y el análisis dosimétrico durante estudios tomográficos que se realizan a pacientes pediátricos en el Hospital Infantil de México "*Dr. Federico Gómez*" (HIMFG).

Dichos estudios se dividieron, en tres protocolos básicos para la adquisición de imágenes en TC: cráneo, tórax y abdomen - pelvis, cada protocolo bajo sus propios parámetros de adquisición. La dosimetría de los estudios se realizó en maniqués de PMMA y sobre pacientes, se utilizaron dos tipos de dosímetros; cámara de ionización tipo lápiz, especial para TC, y dosímetros TLD-100. Para efectuar el control de calidad se utilizaron diversos maniqués, de constancia y madera, para lo referente a calidad de imagen. Respecto a las pruebas mecánicas se utilizaron placas radiográficas y papel milimétrico.

El trabajo se estructuró en seis capítulos:

En el primero se describen los tipos de tomógrafo computarizado, sus partes y, con mayor detalle, el equipo de TC utilizado durante este trabajo, para la realización de los estudios clínicos, el control de calidad y la dosimetría.

El capítulo 2 describe brevemente los principios básicos relacionados con los rayos X y se introducen los conceptos básicos para la comprensión de la dosimetría en tomografía computarizada como son: kerma, energía impartida, dosis absorbida, exposición y la dosimetría termoluminiscente.

En el capítulo 3 se expone toda la base teórica, magnitudes dosimétricas, con respecto a la dosimetría de la tomografía computarizada.

En el capítulo 4 se describen los lineamientos a seguir para la realización y evaluación del control de calidad en el equipo, abarcando pruebas mecánicas e imaginológicas, así como su periodicidad.

En el capítulo 5 se expone el desarrollo experimental del trabajo. Se explican los protocolos seguidos para la preparación de los dosímetros, y los procesos para el diseño de maniqués. También se describen los equipos con los cuales se trabajó para la obtención de las imágenes y las magnitudes dosimétricas.

En el capítulo 6 se presentan los resultados experimentales obtenidos. Se muestran los valores obtenidos para cada magnitud, bajo los diferentes protocolos, así como la evaluación de las pruebas mecánicas e imaginológicas, realizadas al equipo, según el control de calidad efectuado.

Posteriormente se presentan las principales conclusiones derivadas del presente trabajo.

Por último se muestran los anexos, en el primero se proporciona el certificado de calibración de la CI y del electrómetro, y en el segundo se aportan los factores de sensibilidad obtenidos para el lote de TLD.

CAPÍTULO 1.

TOMOGRAFÍA COMPUTARIZADA.

Los Tomógrafos Computarizados (TC) son equipos de radiodiagnóstico clínico con los que se obtienen imágenes, con base en el uso de rayos X, permitiéndonos observar el interior del cuerpo humano con gran definición y precisión, a través de cortes milimétricos. Son de gran utilidad por su variabilidad de tipos de estudio, yendo desde la adquisición convencional hasta la TC dinámica, salvando así incontables vidas desde su aparición.

1.1 Tipos y clasificación de los tomógrafos computarizados

El primer escáner de TC fue creado por la compañía EMI en 1972, basado en los fundamentos matemáticos de Radón J. quien manejaba que es posible reconstruir un objeto bidimensional o tridimensional, a partir de un conjunto de infinitas proyecciones [BU02, CO04]. Desde entonces hasta la fecha ha sido una herramienta insustituible en el radiodiagnóstico.

El primer tomógrafo adquiría un par de cortes en 4.5 minutos, aproximadamente y tardaba 1.5 minutos en la reconstrucción de la imagen. Gracias al avance de las matemáticas y la tecnología, los equipos se hicieron más rápidos y con mayor resolución, así nacieron las diversas generaciones de tomógrafos computarizados basadas en la forma de adquisición de datos, descritas brevemente a continuación [BU02, GO07].

- ***Primera generación.***

Fueron llamados TC de rotación - traslación de un haz, empleaban un sistema de haz de lápiz con únicamente dos detectores de rayos X. La adquisición se realizaba a lo largo de 160 proyecciones en la cuales se desplazaban proyección a proyección el haz de radiación y los detectores, posteriormente el sistema giraba 1° y obtenía otras 160 proyecciones, la secuencia se repetía hasta abarcar 180° .

- ***Segunda generación.***

Los TC fueron llamados de rotación – traslación de haz estrecho, contaba con un haz en forma de abanico de aproximadamente 10° y un sistema lineal plano de 30 detectores, con este arreglo se reduce a 18 segundos por corte el tiempo de adquisición.

- ***Tercera generación.***

Los tomógrafos de esta generación son llamados de rotación- rotación, en esta geometría el tubo de rayos X y el detector están localizados en un sistema mecánico dentro del gantry con el cual giran al mismo tiempo, pudiendo girar 360° continuamente, lo que condujo a que el tiempo de adquisición se redujera considerablemente. Otro de los cambios es que se incrementó el número de detectores, más de 800 detectores individuales, pasando de ser un arreglo plano a uno semicircular. En estos arreglos el haz de rayos X se colima en forma de abanico, de entre 25° y 35° , ver figura 1.1.

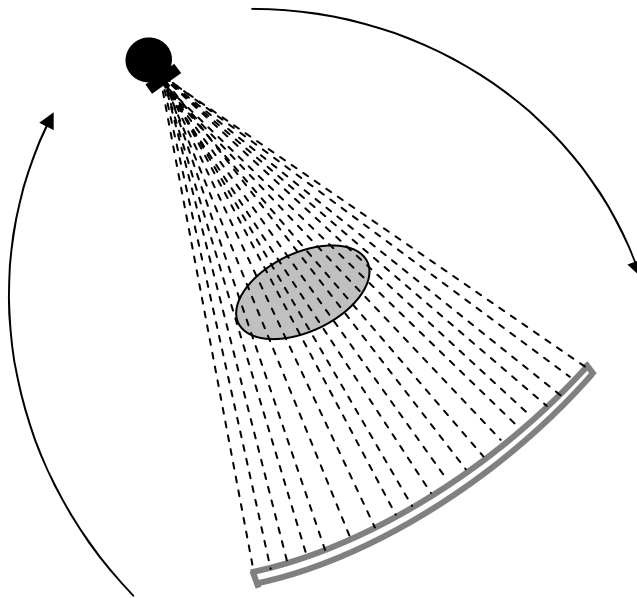


Figura 1.1. Tomógrafo Computarizado de tercera generación (Rotación-rotación).

- ***Cuarta generación.***

Los tomógrafos de esta generación son llamados de rotación – estacionarios, en esta geometría el tubo de rayos X gira 360° mientras que los detectores están localizados en un arreglo fijo dentro del gantry. En esta generación sigue aumentando el número de detectores, aproximadamente a 4800 detectores individuales, dispuestos en un arreglo de 360° completamente fijo, aquí el haz de rayos X también es colimado en forma divergente pero en un ángulo menor que los de tercera generación, ver figura 1.2.

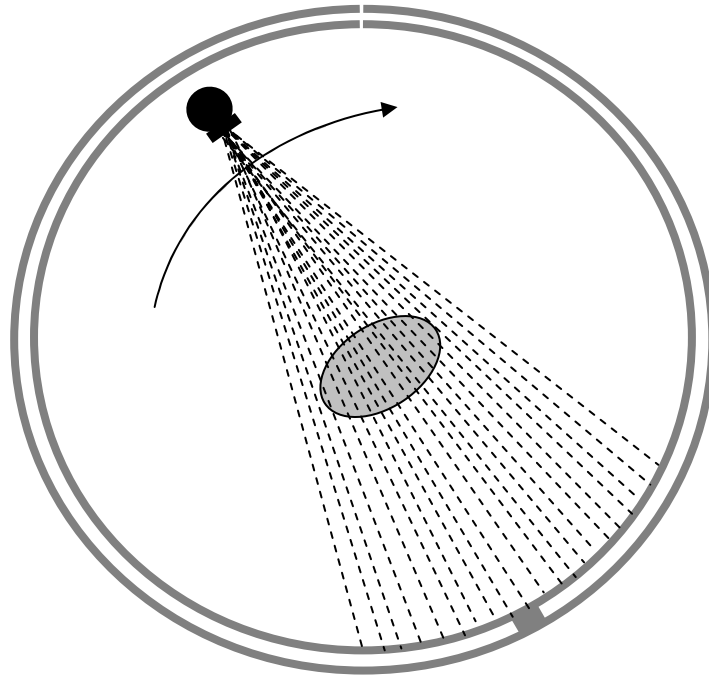


Figura 1.2. Tomógrafo Computarizado de cuarta generación (Rotación-estacionario).

- ***Quinta generación.***

La novedad de los tomógrafos de esta generación es que fueron desarrollados específicamente para imágenes de tomografía cardíaca, por lo cual, no se detallan ampliamente.

- ***Sexta generación.***

Los tomógrafos de esta generación, son llamados TC helicoidales, ya que se implementa el movimiento de la camilla. En éstos la información se obtiene cuando la camilla está en movimiento y el tubo de rayos X gira continuamente alrededor del paciente, dando como resultado un patrón helicoidal al obtener la adquisición, ver figura 1.3., con lo cual el tiempo total para la adquisición de la imagen es

mucho menor que en los TC de las generaciones anteriores. En estos TC se introduce el termino "pitch" que nos representa el avance de la camilla por rotación del tubo de rayos X.



Figura 1.3. Tomógrafo Computarizado de sexta generación (Helicoidales).

- ***Séptima generación.***

Todos los TC de la séptima generación son llamados TC helicoidales multicortes (TC multicorte), ver figura 1.4. A esta generación corresponde el tomógrafo en el que se realizó el trabajo experimental, por lo cual, se detallará ampliamente en el siguiente punto.

1.2 Tomógrafo Multicortes.

Actualmente, nos encontramos en el auge de los Tomógrafos Multicortes, introducidos en 1998, permiten obtener cortes simultáneos (16, 32, 40 ó 64 cortes) por el uso de paneles de multidetectores de radiación evitando así la discontinuidad entre ellos y reduciendo a unos pocos segundos la adquisición de las diversas regiones del cuerpo. También aumenta la definición debido a que cada panel de detectores registra rayos X independientemente, ver figura 1.5.

El principio básico consiste en la emisión de un haz de rayos X, colimado, que atraviesa en sentido axial al paciente, ver figura 1.6., posteriormente multidetectores de radiación acoplados barren diversos ángulos de una circunferencia, midiendo la intensidad del haz transmitido, cuyos valores son enviados a una computadora para su procesamiento y por medio de algoritmos matemáticos realiza la reconstrucción espacial de cientos de proyecciones superpuestas y entrecruzadas, la imagen es desplegada en un monitor, permitiéndonos observar el interior del cuerpo humano a través de cortes corporales correspondientes a un plano axial determinado. La imagen entonces es el resultado de la atenuación diferencial de un haz de rayos X provocada por la diferente absorción y dispersión de los tejidos [GO07].

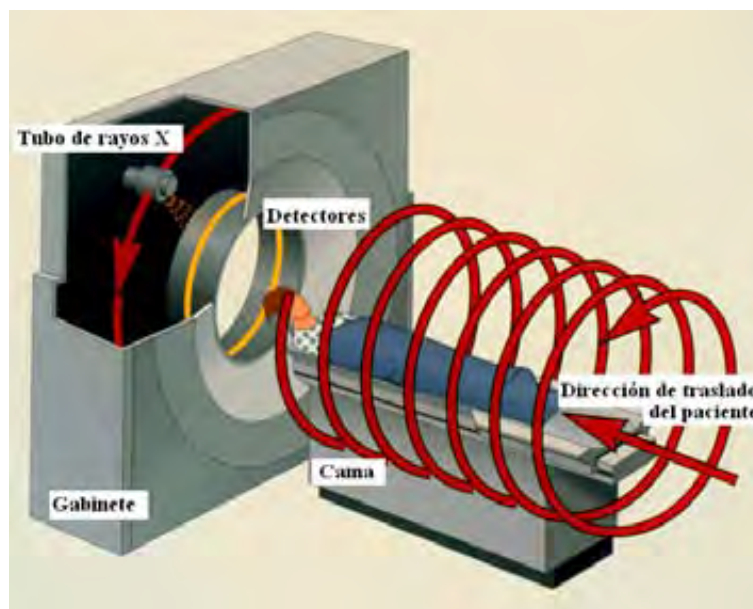


Figura 1.4. Tomógrafo Computarizado Helicoidal Multicortes.

Este tipo de tomógrafos, como su nombre lo indica, cuenta con un módulo de detectores (paneles de multidetectores), que sustituye el arreglo sencillo de un detector unido a otro. Este arreglo es con la finalidad de adquirir más rayos X y tener mejor definición en la imagen.

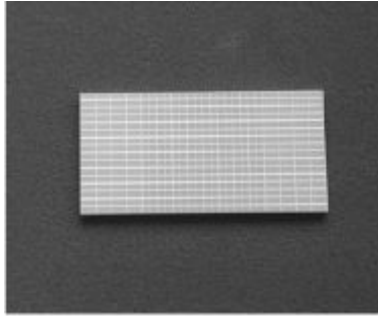


Figura 1.5. Panel de multidetectores de radiación.

En la literatura se ha reportado que en los TC multicortes se incrementa la velocidad de adquisición y el volumen cubierto, se pueden reconstruir imágenes en 2D y en 3D y seguir procesándolas después, y se incrementa considerablemente la dosis impartida al paciente [HA06, YA04]. A pesar de esto, es una herramienta imaginológica invaluable por su diversidad de técnicas pudiendo obtener estudios en fase simple, contrastada, angio TC, corazón y dinámicas. En la figura 1.7. se muestran imágenes axiales de tórax, obtenidas con el Tomógrafo del HIMFG.

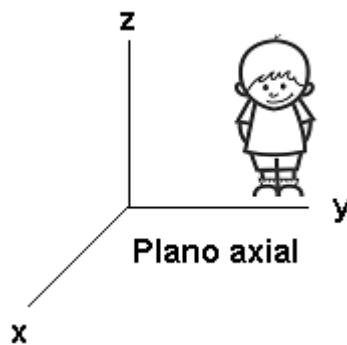


Figura 1.6. Plano axial

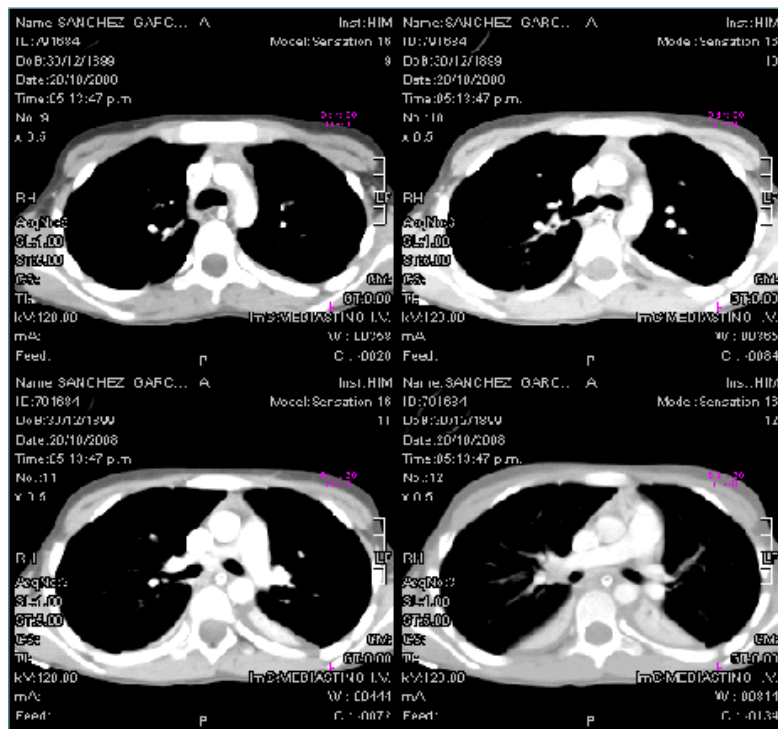


Figura 1.7. Imágenes axiales de tórax obtenidas con el tomógrafo multicortes, del Hospital Infantil de México.

1.3 Elementos del Tomógrafo Computarizado

Generalmente los TC constan de cuatro elementos básicos: gantry, camilla de posicionamiento, procesador y consola de control, descritas brevemente a continuación.

1.3.1. Gantry

El gantry es el componente de mayor dimensión, en su interior se ubica el tubo de rayos X junto con su sistema de enfriamiento, el colimador, los detectores con la electrónica necesaria, el motor y los anillos encargados del movimiento circular durante la adquisición, y los láseres para la correcta ubicación del paciente. En éste también se ubican los comandos para el movimiento de la camilla y el giro del gantry.

1.3.2. Camilla de posicionamiento.

En ésta se ubica al paciente para la adquisición de la imagen requerida, cuenta con movimiento horizontal (dentro-fuera con respecto al gantry) y movimiento vertical (arriba-abajo con respecto al suelo). Es manejable desde la consola de control o bien desde los comandos ubicados en el gantry.

1.3.3. Procesador de datos.

Básicamente es una computadora que tiene a su cargo el funcionamiento total del equipo, el almacenamiento de las imágenes reconstruidas y de los datos primarios, contiene el software de aplicación del tomógrafo y presenta una unidad de reconstrucción rápida (FRU), encargada de realizar los procesamientos necesarios para la reconstrucción de la imagen a partir de los datos recolectados por el sistema de detección.

1.3.4. Consola de control.

El equipo se opera desde la consola de control, consta de dos computadoras donde está cargado el software de las adquisiciones tomográficas, también cuenta con monitores de alta resolución donde se observan las imágenes ya procesadas y se manipulan, según lo requerido.

Aquí se introducen los datos del paciente, el tipo de adquisición a realizar, así como los parámetros con los que se efectuará el estudio como son: voltaje del tubo, carga, tiempo de adquisición, grosor de corte, avance de la camilla, inclinación del gantry, etc.

CAPÍTULO 2.

PROCESOS FÍSICOS.

En el presente capítulo se describen los procesos físicos que se llevan a cabo durante la producción de rayos X y la interacción de los rayos X con la materia. También se describirán algunas magnitudes dosimétricas como el kerma, la dosis absorbida y la exposición, y por último se describirá brevemente la dosimetría termoluminiscente.

2.1. Rayos X

Las radiaciones ionizantes son aquellas con energía, longitud de onda y frecuencia tales que al interactuar con un medio le transfieren energía suficiente para ionizar, es decir, desligar a un electrón atómico de su átomo. La ionización producida por la radiación incidente que interactúa con la materia puede ser directa o indirecta. La radiación electromagnética, los rayos X y gamma, es llamada radiación indirectamente ionizante. La radiación directamente ionizante son las partículas cargadas, por ejemplo: los electrones y las partículas alfa.

Los rayos X son ondas electromagnéticas, se emiten al chocar un haz de electrones con un material pesado al ionizar las capas internas de los átomos y posteriormente, al rellenarse la vacancia, se emiten rayos X. También se emiten rayos X al frenarse bruscamente una partícula cargada de alta energía [RI01].

2.1.1. Producción de rayos X

Los rayos X se producen siempre que un material es irradiado con electrones de alta energía. Un tubo convencional de rayos X consiste básicamente de un cátodo y un ánodo colocados dentro de un envase de vidrio al alto vacío. El cátodo consiste de un filamento que al ser calentado emite electrones. Estos electrones son acelerados, debido a una diferencia de potencial aplicada entre el cátodo y el ánodo, hacia un blanco montado en el ánodo. Para tener una mejor calidad del haz de rayos X es necesario que los electrones no sean desviados de su trayectoria, y para esto se requiere de un alto vacío.

El número atómico del material del que está construido el blanco determina la forma del espectro, y el potencial la energía máxima de los rayos X. El haz tiene dos componentes, una de ellas es continua y corresponde a la radiación de frenado (*bremsstrahlung*), debida a que los electrones se frenan bruscamente en el blanco y son desviados; la otra componente es discreta, conocida como radiación característica y se debe al reacomodo de electrones del blanco, debido a las transiciones electrónicas entre estados excitados en átomos por las ionizaciones producidas, ver figura 2.1. En general, para radiografía o tomografía computarizada, es utilizado un blanco de tungsteno, porque es muy eficaz en la producción de rayos X a las energías utilizadas en radiodiagnóstico debido a su Z (74) y tener un punto de fusión alto (3400°C) [BU02, MA07, DO07].

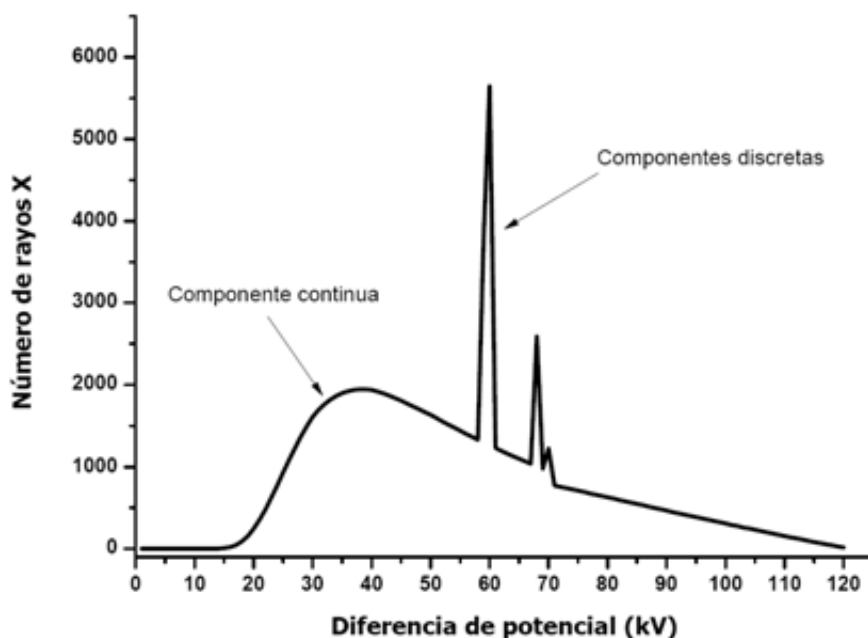


Figura 2.1. Espectro de rayos X con blanco de tungsteno, 120 kV y filtro 2.5 mm de Al.

2.1.2. Clasificación de rayos X

Los rayos X tienen longitudes de onda mucho más cortas que la luz visible, por lo que los fotones de rayos X tienen mucha mayor energía que los fotones de luz.

Los rayos X tienen longitudes de onda entre 10^{-9} y 10^{-12} m, se encuentran subdivididos en rayos X duros y rayos X blandos. Los rayos X blandos son de baja energía y tienen longitud de onda más larga, mientras que los rayos X duros, de mayor energía, tienen longitud de onda más corta. La división entre los dos tipos de rayos X se encuentra a un nivel de energía aproximado de 10 keV por fotón. Los rayos X con energías entre 10 keV y unos cuantos cientos de keV se consideran rayos X duros. Los rayos X con energías entre 12.5 y 150 keV son los más importantes dentro del área de radiodiagnóstico [HS03, W1].

2.1.3. Interacción de rayos X con la materia.

Cuando un haz de rayos X interacciona con la materia, se pueden producir 5 tipos de procesos: efecto Compton, efecto fotoeléctrico, producción de pares, dispersión Rayleigh e interacciones fotonucleares. En el intervalo de energías de interés en radiodiagnóstico, los dos primeros son los de mayor importancia y son resultado de transferir energía a electrones del medio, que después impartirán a la materia, la tercera no puede ocurrir, en este estudio, pues se necesita una energía mínima del fotón de 1.022 MeV, y la máxima energía con la que se trabajó fue de 120 keV. Debido a que la dispersión Rayleigh no cede energía al medio no se toma en cuenta en el trabajo, y con respecto a las interacciones fotonucleares se requiere la producción de un fotón con energía mayor a unos cuantos MeV, por lo cual no es probable que ocurran [AT86, BU02].

La importancia de cada tipo de interacción depende de la energía del fotón incidente (E_γ) y del número atómico del medio (Z). En la figura 2.2., se muestran las regiones de Z y E_γ , en donde cada interacción predomina, las curvas indican donde dos tipos de interacciones son igualmente probables [AT86].

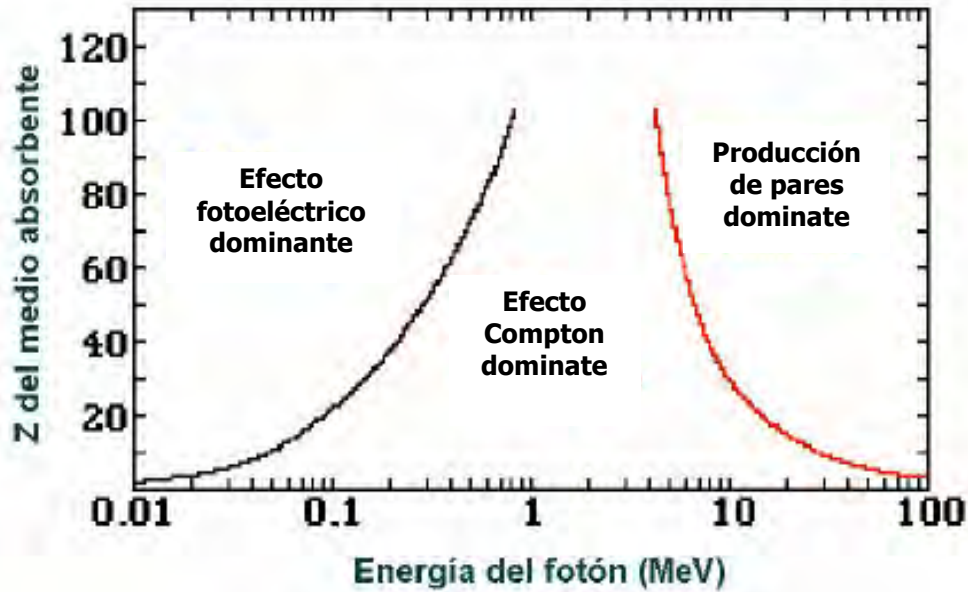


Figura 2.2. Regiones predominantes de cada tipo de interacción.

En general cuando un haz de rayos X interacciona con la materia, tiene lugar una serie de procesos que ocasionan que se atenúe el haz incidente. Dicho fenómeno se puede producir por absorción o dispersión y es representado por la ley de atenuación exponencial,

$$I = I_0 e^{-\mu x} \quad 2.1.$$

donde; I_0 es la intensidad inicial del haz, I es la intensidad del haz transmitido, x es el grosor de material que atraviesa el haz y μ es el coeficiente lineal de atenuación total, que depende de la energía de los fotones y del tipo de material absorbedor. Éste representa la probabilidad, por unidad de longitud, de que un fotón interaccione con el medio sobre el que incide.

Existe también el coeficiente másico de atenuación total $\left(\frac{\mu}{\rho}\right)$, que se obtiene al dividir μ entre la densidad del material absorbedor, resultando una

propiedad atómica, independiente de la densidad del medio. Se compone de los coeficientes de los diversos tipos de interacción que ocurran en el material y está dado por;

$$\frac{\mu}{\rho} = \frac{\tau}{\rho} + \frac{\sigma}{\rho} + \frac{\kappa}{\rho} + \frac{\sigma_R}{\rho} \quad 2.2$$

que es la suma de los coeficientes másicos de atenuación debidos al efecto fotoeléctrico, efecto Compton, producción de pares y efecto Rayleigh.

Debido a que en el área de radiodiagnóstico se utilizan energías menores que 200 keV, los efectos que se presentan en mayor medida son el fotoeléctrico y el Compton.

El efecto fotoeléctrico es un efecto de absorción donde el fotón incidente cede toda su energía a algún electrón de las capas internas desprendiéndolo del átomo.

En el efecto Compton el fotón incidente interacciona con algún electrón de las capas externas del átomo, del material absorbedor, cediéndole parte de su energía resultando así un electrón, desprendido del átomo, y un nuevo fotón, con menor energía, llamado fotón dispersado.

2.2. Nociones básicas de dosimetría

A continuación se describen las magnitudes que se utilizan para la descripción de las interacciones de un campo de radiación con la materia.

2.2.1. Fluencia de energía

La fluencia de energía ψ es energía radiante incidente dR que entra en una esfera de sección transversal da , dada por [DO07];

$$\psi = \frac{dR}{da} \quad 2.3$$

Las unidades son expresadas en J.m^{-2}

Donde la energía radiante es la energía de la partícula que se emite, transfiere o recibe.

2.2.2. Kerma

Esta magnitud es relevante, únicamente, para campos de radiación indirectamente ionizante y es la energía cinética inicial transferida a las partículas cargadas, liberadas por partículas no cargadas, por unidad de masa. Esta magnitud excluye energía transferida de partículas cargadas a partículas cargadas e incluye las pérdidas de energía radiativa [AT86].

$$K = \frac{dE_{tr}}{dm} \quad 2.4.$$

donde; dE_{tr} es el valor esperado de la energía transferida en un volumen infinitesimal dv a un punto P , y dm es la masa en dv .

Sus unidades son J.kg^{-1} , el nombre de la unidad especial es el gray (Gy), donde $1 \text{ Gy} = 1 \text{ J.kg}^{-1}$.

El kerma incluye la energía cinética de partículas cargadas, liberadas por partículas no cargadas, que es gastada en producir ionización y excitación en el material; kerma de colisión (k_c) y la debida a la radiación de frenado; kerma radiativo (k_r).

Para fotones monoenergéticos, el kerma también puede ser definido como;

$$K = \psi \left(\frac{\mu_{tr}}{\rho} \right)_{E,Z} \quad 2.5.$$

donde; ψ es la fluencia de energía en el punto de interés P y $\left(\frac{\mu_{tr}}{\rho} \right)_{E,Z}$ es el coeficiente másico de transferencia de energía para una energía del haz E e interaccionando en un medio con número atómico Z . Indica la probabilidad de que los fotones del haz, transfieran parte de su energía a las partículas cargadas del material atenuador por unidad de longitud másica.

2.2.3. Energía impartida.

La energía impartida promedio $\bar{\varepsilon}$, a la materia en un volumen dado, es la energía que es depositada en el volumen, está dada por [AT86];

$$\bar{\varepsilon} = R_{in} - R_{out} + \sum Q \quad 2.6.$$

donde; R_{in} es la energía radiante de todas las partículas ionizantes cargadas y no cargadas que entran al volumen.

R_{out} la energía radiante de todas las partículas cargadas o no cargadas que salen del volumen

$\sum Q$ es la suma de las energías netas equivalentes a las transformaciones de masa a energía o energía a masa que hayan ocurrido dentro del volumen considerado.

Su unidad es el J, para los fotones de energías utilizadas en radiodiagnóstico, $\sum Q$ es cero.

2.2.4. Dosis absorbida.

Es el valor esperado de la energía impartida en un volumen infinitesimal dv en un punto de interés P , y dm es la masa en dv , está dada por [DO07];

$$D = \frac{d\bar{\varepsilon}}{dm} \quad 2.7.$$

donde $d\bar{\varepsilon}$ es la energía promedio impartida a la materia de masa dm . Sus unidades son J.kg^{-1} , el nombre de la unidad especial es el gray (Gy).

2.2.5. Exposición

Es el cociente de dQ entre dm , donde dQ es el valor absoluto de la carga de los iones de un sólo signo producidos en aire cuando todos los electrones y positrones liberados por fotones en aire de masa dm , son completamente parados en aire, está dada por [AT86];

$$X = \frac{dQ}{dm} \quad 2.8.$$

La ionización debida a la radiación de frenado emitida por los electrones no esta incluida. Su unidad es el Roentgen (R), $1 \text{ R} = 2.58 \times 10^{-4} \text{ C.kg}^{-1}$. La exposición es la ionización equivalente del kerma de colisión, en aire, para rayos X y γ .

2.2.6. Equilibrio de partícula cargada.

Si la fuente de radiación es externa, existe equilibrio de partícula cargada (EPC) para el volumen v si cada partícula cargada de un tipo y energía dados, que sale de v es reemplazada por una partícula idéntica de la misma energía que entra, en términos de los valores esperados.

Con base en el concepto anterior podemos relacionar la exposición y la dosis absorbida, ver ecuación 2.9., que determina la dosis absorbida en el aire, debida a una exposición X en aire, en un punto dado:

$$D \stackrel{EPC}{=} K_c = X \cdot \frac{\bar{W}}{e} \quad 2.9.$$

donde \bar{W} es la energía necesaria promedio para producir un par de iones en aire y e es la carga del electrón. Como este cociente es una constante $\frac{\bar{W}}{e} = 33.97 \text{ J.C}^{-1}$ y $1\text{R} = 2.58 \times 10^{-4} \text{ C.kg}^{-1}$, la expresión para obtener la dosis en aire, se puede enunciar como [KH03];

$$D \stackrel{EPC}{=} 0.876 \times 10^{-2} \cdot X \quad 2.10.$$

donde X está dado en R y D en Gy.

También bajo condiciones de EPC, se puede obtener la dosis absorbida en otro medio con base en la definición de kerma, en términos de la fluencia de energía y del coeficiente másico de absorción de energía, dada por;

$$D = K_c^{EPC} = \psi \left(\frac{\mu_{en}}{\rho} \right) \quad 2.11.$$

donde ψ es la fluencia de energía en el punto de interés P y $\left(\frac{\mu_{en}}{\rho} \right)$ indica la probabilidad de que la energía transferida a las partículas cargadas del material atenuador, por los fotones del haz, sea depositada en el medio.

Suponiendo que ψ_{air} es la fluencia de energía en un punto en el aire y ψ_{med} es la fluencia de energía en ese mismo punto, cuando se ha puesto otro material, la relación anterior se puede escribir de la forma [JO83];

$$\frac{D_{med}^{EPC}}{D_{air}} = \frac{\left(\frac{\mu_{en}}{\rho} \right)_{med}}{\left(\frac{\mu_{en}}{\rho} \right)_{air}} \cdot A \quad 2.12.$$

donde A , es el llamado factor de transmisión, dado por el cociente de $\frac{\psi_{med}}{\psi_{air}}$ en el punto de interés.

Despejando D_{med} y sustituyendo D_{air} por la relación 2.10, obtenemos;

$$D_{med} = f_{med} \cdot X \cdot A \quad 2.13.$$

donde f_{med} es llamado el factor f dado en tablas, ver referencia [KH03], depende de la energía del fotón y de la composición del medio donde interacciona el haz.

2.3. Detectores de radiación.

Debido a que la radiación es invisible y sus efectos no se sienten de inmediato, a menos de que sea de muy alta intensidad, se necesita ayuda adicional para poder detectarla, así pues, se desarrollaron los detectores de radiación. Es importante resaltar que cada clase de detector es sensible a cierto tipo de radiación y a cierto intervalo de energía, por lo cual es importante seleccionar el detector adecuado para la radiación que se desea medir [RI01].

A continuación se describen brevemente los detectores de radiación utilizados: los dosímetros termoluminiscentes y la cámara de ionización.

2.3.1 Dosimetría termoluminiscente

La termoluminiscencia se basa en la emisión de luz por un material previamente irradiado cuando se estimula térmicamente.

Para medir la dosis impartida por la radiación ionizante se pueden utilizar dosímetros termoluminiscentes (TLD) que están hechos de materiales dieléctricos cristalinos, a los que se les introducen las impurezas adecuadas que sirven como activadores en la red cristalina que permiten que existan niveles de energía permitidos en la banda de energía prohibida, sirviendo como trampas o centros de recombinación.

El proceso se lleva a cabo cuando la radiación cede energía a un electrón de la banda de valencia y sube a la banda de conducción, aquí permanece

moviéndose libremente hasta que es capturado y retenido durante un periodo en alguna trampa o imperfección del material [AT86].

Al incrementar la temperatura del cristal, se puede impartir la suficiente energía para que los portadores de carga sean liberados de las trampas, lleguen a la banda de conducción y, eventualmente, se recombinen con centros de carga opuestos, dando lugar a la emisión de luz.

La cantidad de luz emitida es proporcional a la cantidad de energía absorbida en el TLD, por lo cual, también es proporcional a la dosis de radiación recibida. La lectura de la señal se lleva a cabo con un lector termoluminiscente, donde el TLD es colocado en una plancheta que es calentada por una resistencia óhmica, la luz emitida es registrada por un tubo fotomultiplicador, que genera una señal eléctrica.

Al graficar la señal TL contra la temperatura observamos que existen picos cuya caída representa el término de los electrones que hay en una trampa; si la temperatura continúa en aumento se encuentran otras trampas más profundas, lo que implica mayor energía para sacar a los electrones de la trampa. A esta curva se le conoce como curva de brillo, donde la altura máxima del pico indica qué tan poblada está la trampa y el número de picos nos muestra cuantas trampas se ocuparon con electrones.

2.3.2. Cámara de ionización.

La cámara de ionización es un detector gaseoso que consta de un gas, generalmente aire, encerrado en un arreglo de placas paralelas o un cilindro con un electrodo central coaxial [RI95].

En tomografía computarizada se utiliza una cámara de ionización tipo lápiz, que consta de un cilindro (cátodo) con un alambre central (ánodo), conteniendo aire en su interior. Al incidir la radiación el aire se ioniza creando pares de iones y al aplicar una diferencia de potencial se crea una corriente que puede ser cuantificada y analizada. En los electrodos solamente se colectan los iones primarios, por lo cual la corriente generada es muy pequeña y se requiere un amplificador para poder medirla.

CAPÍTULO 3.

DOSIMETRÍA DE LA RADIACIÓN EN TOMOGRAFÍA COMPUTARIZADA.

En el presente capítulo se describirán las magnitudes dosimétricas propias de la Tomografía Computarizada (TC), entre las cuales figuran los diversos índices tomográficos, con los que se determina el kerma en aire en el seno de aire o en maniqués o la dosis en aire, bajo los diferentes protocolos de adquisición: cráneo, tórax y abdomen, propuestas en el Código de Prácticas del Organismo Internacional de Energía Atómica [DO07] y en la norma mexicana [SE02]. En el primero las magnitudes dosimétricas están basadas en el kerma en aire, que se puede determinar con dosímetros termoluminiscentes o cámara de ionización y en la segunda en la dosis en aire.

3.1 . Kerma en aire incidente (K_i).

El K_i es el kerma determinado para un haz de rayos X incidente medido en el eje central del haz sobre la superficie del paciente o maniquí. Esta magnitud no toma en cuenta la contribución por radiación retrodispersada [DO07].

3.2 Kerma en aire en superficie de entrada (K_e).

El K_e es el kerma determinado para un haz de rayos X medido en el eje central del haz sobre la superficie del paciente o maniquí, contabiliza la radiación incidente y la retrodispersada, se puede relacionar con K_i mediante la siguiente relación [DO07]:

$$K_e = B \cdot K_i \quad 3.1.$$

siendo B , el factor de retrodispersión, que depende de la calidad del haz y del tamaño de campo, determinado según las dimensiones del paciente o maniquí.

3.3 Índice de kerma en aire en Tomografía Computarizada ($C_{a,100}$).

El índice $C_{a,100}$ es la integral del kerma en aire en el seno de aire $K(z)$, determinada a lo largo del eje de rotación z para una sola rotación del tubo de rayos X y un grosor de corte nominal T , definido como:

$$C_{a,100} = \frac{1}{T} \int_{-\frac{T}{2}}^{\frac{T}{2}} K(z) dz \quad 3.2.$$

Para un equipo multicortes de N cortes de grosor T , adquiridos simultáneamente, la expresión es [DO07]:

$$C_{a,100} = \frac{1}{NT} \int_{-\frac{NT}{2}}^{\frac{NT}{2}} K(z) dz \quad 3.3.$$

siendo NT el ancho del haz de radiación.

3.4 Índice ponderado de kerma en aire en Tomografía Computarizada (C_w).

El índice C_w indica la energía depositada ponderada, desde la periferia hasta el centro, para representar lo más acertadamente posible la distribución de ésta en

un único plano de barrido, plano x e y . Se determina en maniqués de polimetilmetacrilato (PMMA), debido a la similitud con el tejido humano, y está dado por [DO07]:

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

donde $C_{PMMA,100,c}$ y $C_{PMMA,100,p}$ son las integrales del kerma en aire dentro del maniquí; determinadas en el centro y con el promedio de cuatro mediciones alrededor de la periferia, respectivamente, a lo largo del eje de rotación z para una sola rotación del tubo de rayos X y un grosor de corte nominal T ; definidas como:

$$C_{PMMA,100} = \frac{1}{T} \int_{-\frac{T}{2}}^{\frac{T}{2}} K_{PMMA,100}(z) dz \quad 3.5.$$

Para un equipo multicortes, con grosor nominal de haz NT , la expresión es:

$$C_{PMMA,100} = \frac{1}{NT} \int_{-\frac{NT}{2}}^{\frac{NT}{2}} K_{PMMA,100}(z) dz \quad 3.6.$$

3.5 Índice normalizado del kerma en aire ponderado en Tomografía Computarizada (${}_n C_w$).

El índice ${}_n C_w$ es el índice ponderado de kerma en aire normalizado por la carga del equipo, dado según la expresión [DO07]:

$${}_n C_w = \frac{C_w}{P_t} \quad 3.7.$$

donde, P_t es la carga del tubo en una rotación del tubo de rayos X.

3.6 Índice volumétrico de kerma en aire en Tomografía Computarizada (C_{vol})

El índice C_{vol} , se determina en maniqués e indica la energía depositada ponderada tomando en cuenta el traslape entre cortes sucesivos, dado por el grosor nominal del haz NT entre el avance de la camilla por rotación l , comúnmente llamado "pitch", está dado por la expresión [DO07]:

$$C_{vol} = C_w \frac{NT}{l} \quad 3.8.$$

El pitch ideal es igual a la unidad porque no existiría traslape entre cortes adquiriéndose todo el volumen, si es menor que uno los cortes se traslapan; adquiriéndose volúmenes repetidamente y si es mayor que uno, no se traslapan pero no se adquiere todo el volumen, tomándose un promedio de lo adquirido para obtener la imagen.

3.7 Índice normalizado del kerma en aire volumétrico en Tomografía Computarizada (${}_n C_{vol}$)

El índice ${}_n C_{vol}$ es el índice volumétrico de kerma en aire normalizado por la carga del equipo, dado según la expresión [DO07]:

$${}_n C_{vol} = \frac{C_{vol}}{P_{lt}} \quad 3.9.$$

donde, P_{lt} es la carga del tubo en una rotación del tubo de rayos X.

3.8 Producto kerma aire – longitud ($P_{KL,CT}$)

El $P_{KL,CT}$ se usa como indicador de la energía total depositada en un examen de TC, ésta varía según la longitud de la adquisición, al relacionar el C_{vol} con la extensión espacial del estudio. Se determina para maniqués y pacientes, está dado por la relación [DO07]:

$$P_{KL,CT} = C_{vol}L \quad 3.10.$$

donde, C_{vol} es el índice volumétrico de TC y L es la longitud total del estudio, a lo largo del eje z .

3.9 Dosis promedio en barridos múltiples ($MSAD$)

La $MSAD$, de sus siglas en inglés Multiple Scan Average Dose, su es la única magnitud referida en la norma mexicana, es la dosis en aire recibida en el corte central, debida a una serie de barridos múltiples con grosor nominal de haz NT y separación constante entre cortes sucesivos l , a lo largo de toda la longitud del volumen escaneado definida por [EU99, SE02]:

$$MSAD = \frac{1}{l} \int_{-\frac{l}{2}}^{\frac{l}{2}} D_{N,l}(z) dz \quad 3.11.$$

donde $D_{N,l}(z)$ es la dosis en aire a lo largo del eje de rotación z .

El $CTDI$ es definido como la dosis en aire a lo largo de una línea paralela al eje de rotación (z), en el isocentro, para un sólo corte, dividido por el grosor nominal del haz, dado por;

$$CTDI = \frac{1}{NT} \int_{-\infty}^{\infty} D(z) dz \quad 3.12.$$

El *MSAD* es igual al *CTDI*, en un equipo multicortes, para un número suficiente de cortes y cuando la distancia entre cortes sucesivos es igual al grosor nominal del haz.

La equivalencia entre el *MSAD* y el *CTDI*, es representada por [SH81]:

$$MSAD = \frac{NT}{l} CTDI \quad 3.13.$$

donde $\frac{NT}{l}$, es el avance de camilla por rotación del tubo de rayos X, que indica el traslape existente entre cortes sucesivos.

CAPÍTULO 4.

CONTROL DE CALIDAD PARA EQUIPOS DE TOMOGRAFÍA COMPUTARIZADA.

Los programas de control de calidad son una guía que establece una serie de pruebas a realizar en los equipos, así como los criterios de evaluación para el funcionamiento de éstos, para verificar su buen funcionamiento y garantizar una buena calidad de imagen. La valoración se ha basado en los lineamientos expresados en la Norma Oficial Mexicana [SE02].

4.1. Pruebas de control de calidad

A continuación se especifica, según la Norma Oficial Mexicana [SE02], cada una de las pruebas mecánicas, geométricas e imaginológicas requeridas. Así como la periodicidad de cada una, para la evaluación del funcionamiento de tomógrafos computarizados. A pesar de que en la Norma Oficial no se especifica quien debe realizar las pruebas, éstas deben ser efectuadas por personal capacitado, lo ideal es que las realice un Físico Médico.

4.1.1. Calibración del número CT.

Si el sistema de tomografía computarizada utiliza números CT expresados en Unidades Hounsfield UH, el sistema debe estar calibrado de modo que una exposición en aire produzca un número CT promedio de -1000 ± 5 UH, y en agua produzca un número CT promedio de 0 ± 5 UH. Esta prueba debe realizarse, cuando menos, semanalmente.

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

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

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

4.1.2. Constancia del número CT.

El valor CT para agua debe medirse en diferentes regiones de interés utilizando el maniquí del operador. Esta prueba debe realizarse cuando menos quincenalmente.

4.1.3. Uniformidad del número CT.

El promedio del número CT de 100 píxeles cualesquiera, o de cualquier región de interés (ROI) seleccionada, en la imagen de un maniquí lleno con un medio atenuador uniforme, no debe diferir en más de 5 unidades del promedio del número CT para otros 100 píxeles o ROI cualesquiera. Esta prueba debe realizarse, cuando menos, trimestralmente.

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

El promedio del número CT medido sobre 100 píxeles o una ROI ubicada al centro de la imagen de un maniquí lleno con un medio atenuador uniforme debe estar dentro de ± 5 unidades CT para cualquier espesor de corte. Esta prueba debe realizarse, cuando menos, cada seis meses.

4.1.5. Dependencia del número CT con el algoritmo de reconstrucción.

El promedio del número CT al centro del maniquí debe variar en menos de ± 5 unidades CT si se cambia de algoritmo para reconstruir la imagen, siempre que se use el tamaño de maniquí apropiado para cada algoritmo. Esta prueba debe realizarse, cuando menos, una vez al año.

4.1.6. Resolución de alto contraste

Postes cilíndricos de 1 mm de diámetro (o un objeto de tamaño equivalente, dependiendo del maniquí) deben ser visibles en la imagen cuando la atenuación del haz de rayos X de los postes difiere por 10% o más de aquélla del medio que los rodea (resolución equivalente a 5 píxeles/cm). Debe evaluarse la constancia del límite de resolución a lo largo del tiempo para los mismos parámetros de adquisición de la imagen. Esta prueba debe realizarse, cuando menos, cada tres meses.

4.1.7. Reubicación de la mesa.

La ubicación de la mesa no debe diferir en más de 1 mm cuando se la coloque en un punto dado llegando por cualquiera de las dos direcciones posibles. Esta prueba debe realizarse, cuando menos, cada tres meses.

4.1.8. Exactitud del indicador de desplazamiento por pasos.

Con la mesa apropiadamente cargada (con el peso de un adulto), los desplazamientos por pasos deben corresponder al valor nominal del indicador (± 0.5 mm). Esta prueba debe realizarse, cuando menos, cada tres meses.

4.1.9. Espesor de corte.

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

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

La posición del corte axial debe coincidir con el sistema de luz dentro de ± 1 mm. Esta prueba debe realizarse, cuando menos, cada tres meses o antes si se sospecha que ha habido una variación.

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

El isocentro y los sistemas de luces sagital y coronal coincidan dentro de ± 2 mm. Esta prueba debe realizarse, cuando menos, cada tres meses.

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

Los ángulos de inclinación del túnel o de la mesa deben coincidir con la posición del corte dentro de $\pm 3^\circ$. Esta prueba debe realizarse, cuando menos, cada tres meses.

4.1.13. Dependencia del número CT del tamaño del maniquí.

El número CT del agua debe variar en menos de ± 20 unidades CT para maniqués cuyo diámetro varíe de 5 a 30 cm, siempre que las cuñas para filtración del haz y el algoritmo de reconstrucción sean los apropiados para el tamaño del maniquí. Esta prueba debe realizarse, cuando menos, cada seis meses.

4.1.14. Resolución de bajo contraste.

Postes o cavidades cilíndricas de 5 mm de diámetro (o un objeto de tamaño equivalente, dependiendo del maniquí) deben ser visibles en la imagen cuando la atenuación del haz de rayos X de los postes o cavidades difiere por 1% (10 unidades Hounsfield) o menos de aquélla del medio que los rodea. Esta prueba debe realizarse, cuando menos, cada tres meses.

4.1.15. Exactitud del indicador de posición de la mesa.

La diferencia entre la verdadera posición de la mesa y la lectura del indicador de posición debe ser menor que 2 mm. Esta prueba debe realizarse, cuando menos, cada tres meses.

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

Debe asegurarse que las imágenes radiográficas impresas y la observada en el monitor concuerden en iluminación y contraste y no presenten distorsiones. Esta prueba debe realizarse, cuando menos, cada tres meses.

CAPÍTULO 5.

DESARROLLO EXPERIMENTAL

Para el estudio y evaluación del tomógrafo computarizado nos basamos en diversos equipos como maniqués y equipo de medición, entre otros, que se describen a continuación. También se detalla el diseño y construcción de los maniqués usados y la metodología para la obtención de los índices dosimétricos.

5.1. Equipos

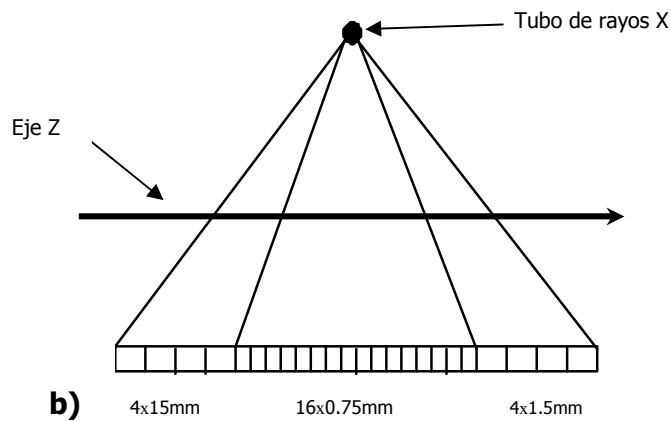
Los equipos utilizados se describen, brevemente, en los siguientes puntos.

5.1.1. Tomógrafo Computarizado.

El equipo de tomografía computarizada utilizado para la realización de la investigación es un Tomógrafo Helicoidal Multicortes Siemens SOMATOM Sensation 16, ver figura 5.1a., perteneciente al Hospital Infantil de México "*Dr. Federico Gómez*". Posee un panel de multidetectores de radiación, semiconductores UFC (Ultrafast Ceramic), para la adquisición rápida de imágenes, con la finalidad de minimizar la dosis. Cuenta con 24 filas de detectores, en el centro 16 hileras de 0.75 mm de ancho en el centro de la rotación, y 4 hileras más a ambos lados de 1.5 mm de ancho, cubriendo una la longitud total en el isocentro de 24 mm [K004]. Ver figura 5.1b.



a)



b)

Figura 5.1.a) Tomógrafo Helicoidal Multicortes, SOMATOM Sensation 16.
b) Panel de multidetectores de radiación.

5.1.2. Dosímetros Termoluminiscentes (TLD).

Se utilizó un lote de 93 dosímetros termoluminiscentes de LiF:Mg,Ti , comúnmente conocidos como TLD-100, de la marca Bicron Harshaw, USA, cuyas dimensiones son $3.2 \times 3.2 \times 0.9 \text{ mm}^3$, ver figura 5.2. Con las medidas realizadas

con estos dosímetros se obtuvieron algunos índices dosimétricos y las medidas de K_p en pacientes.



Figura 5.2. Dosímetros termoluminiscentes
LiF:Mg,Ti (TLD-100).

Los TLD-100 tienen un número atómico efectivo similar al del tejido humano, siendo de 8.2 y 7.4 para el dosímetro termoluminiscente y el tejido humano, respectivamente. También poseen buena sensibilidad, poco desvanecimiento de la señal, se comportan linealmente en los intervalos de energía que se manejan en este estudio y debido al corto alcance de los electrones secundarios podemos considerar que existe EPC en el dosímetro a las energías del haz de rayos X utilizado, por lo cual son recomendables en estudios de dosimetría en radiodiagnóstico [AT86].

5.1.3. Horno

Para hornear los dosímetros se utilizó un horno Thermolyne, Furnace 47900, cuyas dimensiones de cámara son 5" x 4" x 6", obteniéndose así, un volumen caliente de 120 pulgadas cúbicas, ofrece temperaturas de operación mayores que 1200° C, operando bajo los siguientes parámetros; 110 V, 50/60 Hz y 1000 W [W2]. Ver figura 5.3.



Figura 5.3. Horno Thermolyne, Furnace 47900.

5.1.4. Lector Termoluminiscente

La lectura de la señal termoluminiscente (STL), se obtuvo en el equipo Thermo Fisher Scientific, Harshaw 3500 del laboratorio de dosimetría del Instituto de Ciencias Nucleares (ICN) de la Universidad Nacional Autónoma de México (UNAM), cuyas dimensiones son 31 x 31 x 47 cm, el tubo fotomultiplicador opera con un voltaje de operación de 730 V y su máxima temperatura de lectura es de 400° C [W3]. Ver figura 5.4.



Figura 5.4. Lector termoluminiscente Harshaw 3500 y equipo de computo asociado.

5.1.5 Cámara de Ionización (CI)

Para la obtención de los índices dosimétricos se utilizó una cámara de ionización tipo lápiz, especial para tomografía computarizada, con un electrómetro asociado, marca RADCAL Corporation modelos 20X6-3CT y 2026C, respectivamente, ver figura 5.5.

La cámara de ionización tiene 9.1 mm de diámetro, 10 cm de longitud activa y 3 cm³ de volumen activo; las paredes y el electrodo son de material aire equivalente C552, cuenta con un capuchón de poliacetal que cubre la cámara. En la tabla 5.1., se muestran algunas especificaciones [W4].

Tabla 5.1. Especificaciones de la cámara de ionización RAD CAL Corporation, modelo 20X6-3CT

Especificaciones para tasa de exposición y tasa de dosis	1 mR/min - 1 kR/min 0.1 µGy/min - 150 Gy/min
Especificaciones para exposición y dosis	0.03 µR - 144 kR 0.3 µGy - 1.2 kGy

La cámara de ionización y el electrómetro fueron calibrados juntos en el Laboratorio Secundario de Calibración Dosimétrica (LSCD) del Instituto Nacional de Investigaciones Nucleares, ININ; con trazabilidad al Laboratorio Central de Industrias Eléctricas (LCIE) de Francia. El certificado correspondiente es el No. 635 R-X (D), LSCD No: 669.

La calibración se realizó en kerma en aire en el seno de aire para una calidad de haz RQT-9, correspondiente a 120 kV y una capa hemirreductora de 8.4 mm de aluminio, que es la calidad de haz de referencia para tomografía computarizada [DO07]. Es importante aclarar que el electrómetro corrige automáticamente las variaciones de presión y temperatura.

Así, el LSCD obtuvo el siguiente coeficiente de calibración (ver anexo 1):

$$N_{P_{kl,Q}} = 3.93 \times 10^{-4} \pm 2.11\% (k = 2) [Gy \text{ m u.escala}^{-1}] \quad 5.1.$$



Figura 5.5. Cámara de Ionización con el electrómetro asociado, RADCAL Corporation.

5.2 Maniqués para control de calidad.

Para llevar a cabo algunas pruebas del control de calidad del tomógrafo se utilizaron dos maniqués, uno de constancia y otro de madera, ver figuras 5.6a y 5.6b, respectivamente.

El maniquí de constancia está formado por tres módulos: un módulo de agua que consta de un tubo de lucita de 152.4 mm de diámetro y 76.2 mm de profundidad, con una capacidad de 1.5 litros de agua destilada, el segundo módulo cuenta con las mismas dimensiones que el de agua y en su interior está confinado aire, el tercer módulo está construido de una placa de lucita de 152.4 mm de diámetro y profundidad de 50.8 mm, tiene varias perforaciones: 6 perforaciones cilíndricas de 1 mm de diámetro y profundidad de 8 mm, 6 perforaciones cilíndricas

de 2, 3, 4, y 5 mm de diámetro y 10 mm de profundidad, y 5 perforaciones que pueden ser rellenas con sólidos o líquidos [CH05], ver figura 5.6.a.

El maniquí de madera es un maniquí sólido con una perforación cónica en la parte central donde se le incrusta un prisma rectangular. Sus dimensiones son: 4.8 x 9.0 x 9.0 cm, ver figura 5.6.b.

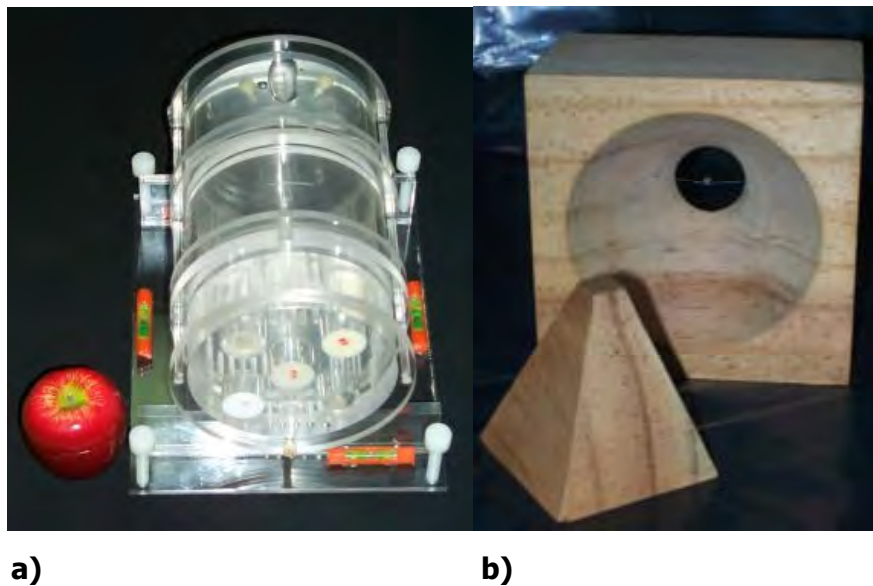


Figura 5.6.a) Maniquí de constancia
b) Maniquí de madera.

5.3. Diseño y construcción de maniqués para medición de dosis.

Para la obtención de algunos índices dosimétricos es necesario el uso de maniqués, durante la investigación se utilizaron dos series que simulan el cráneo y el tórax correspondientes a niños de 0, 3, 10 y 15 años y 0, 3 y 10 años, respectivamente. Debido a que los maniqués correspondientes a cráneo ya existen [CO08], solamente se detalla lo relacionado a tórax. La serie de maniqués de cráneo se muestra en la figura 5.7.



Figura 5.7. Serie de maniqués representativos de cráneo.

5.3.1. Diseño y construcción de maniqués de tórax.

En cuanto a tórax, se diseñó una serie que consta de 4 maniqués, que representan niños de 0, 3, 10 y 15 años, se buscó que la forma geométrica del maniqué se ajustará lo mejor posible a la forma y dimensiones de los infantes.

Los maniqués consisten de una sola sección en forma de cilindro elíptico que representa el tórax, de los diversos niños, dado por [EC96]:

$$\left(\frac{x}{A_T}\right)^2 + \left(\frac{y}{B_T}\right)^2 \leq 1 \quad \text{con } 0 \leq z \leq C_T \quad 5.2.$$

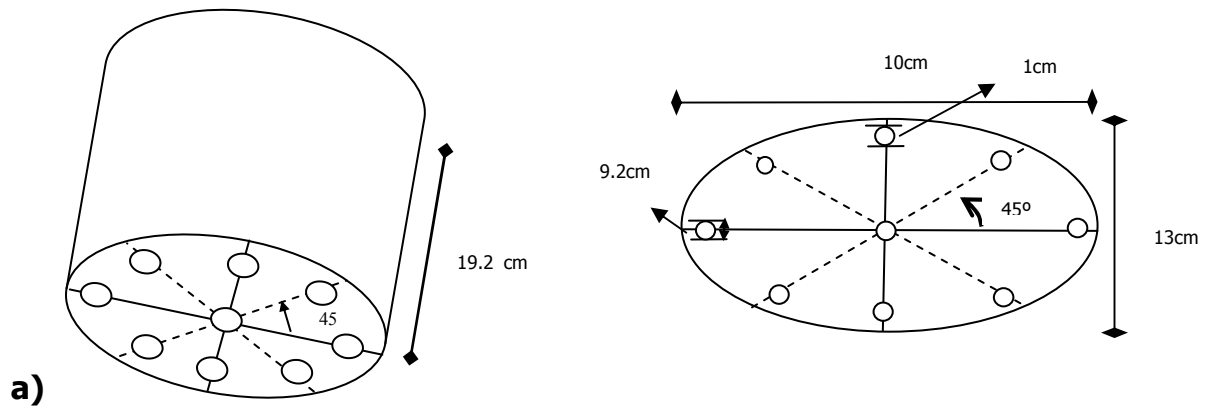
donde A_T, B_T y C_T , son el semi eje menor, el semi eje mayor y la longitud del cilindro elíptico, respectivamente. Los valores correspondientes se muestran en la tabla 5.2.

Como ejemplo, se muestra el diseño de tórax representativo de 0 años en la figura 5.8.a. Es importante mencionar que, para obtener las dimensiones se midieron los tórax de niños mexicanos entre los 0 y 15 años.

Tabla 5.2. Valores obtenidos para los semi ejes y longitud, de maniqués, en la serie de tórax.

Edad (años)	A_T (cm)	B_T (cm)	C_T (cm)
0	5.0	6.6	19.8
3	10.0	7.0	30.5
10	13.5	8.7	38.0
15	15.0	9.0	40.0

Los maniqués se fabricaron con polimetilmetacrilato (PMMA, acrílico), por ser material tejido equivalente, cuentan con 8 orificios en la periferia ubicados a 1 cm del borde más cercano de la superficie y uno ubicado en el eje central del maniquí, ver figura 5.8.a. La serie de maniqués de tórax se muestra en la figura 5.8.b.



a)
b)
Figura 5.8.a) Diseño de maniqué representativo de 0 años para tórax.
b) Serie de maniqués representativos de tórax.

Para obtener el MSAD es necesario realizar la medición en maniqués con TLD, para lo cual se cuenta con un "peine" de PMMA, ver figura 5.9., en el cual se distribuyen 45 dosímetros, 15 agrupados continuamente en el centro y los 30 restantes distribuidos a ambos lados, para cubrir una longitud de 15 cm [VA05].

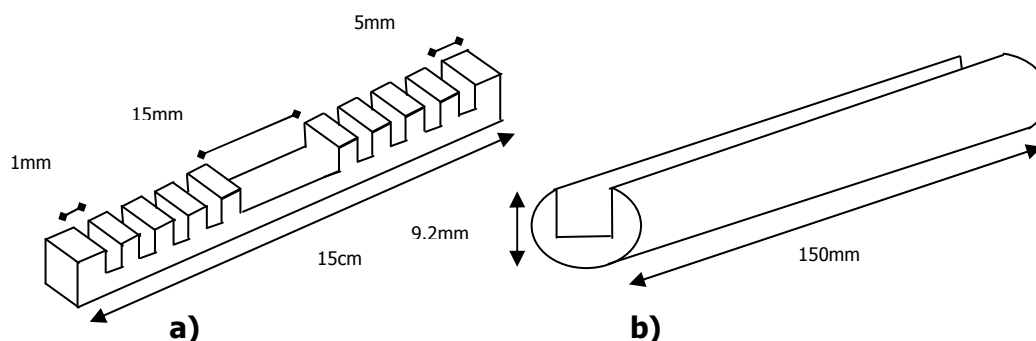


Figura 5.9. Aditamento para la colocación de los dosímetros TLD,
a) base b) tapa.

5.4. Caracterización de los TLD

La medición de la dosis promedio en barridos múltiples y del kerma en aire en superficie de entrada, en pacientes, se llevó a cabo por medio de dosímetros termoluminiscentes (TLD-100) que fueron sometidos a un proceso de caracterización que consiste en un tratamiento térmico, irradiación y lectura, antes de ser utilizados bajo los protocolos clínicos.

El proceso de caracterización consiste en estudiar la respuesta individual de cada cristal a una dosis conocida y compararla con respecto a la respuesta promedio del lote.

El tratamiento térmico se llevó a cabo según lo especificado a continuación:

- Los TLD fueron colocados en un acrílico con orificios asignándoles un número y letra, para su clasificación individual.

- Los dosímetros se hornearon en un horno Thermolyne, durante una hora a 400°C, con la finalidad de borrar la señal acumulada durante el almacenamiento o irradiación anterior.
- Seguido de un enfriamiento rápido y un reposo aproximado de 24 h.
- Posteriormente se horneó el lote a 100°C durante dos horas, para estabilizar los picos de baja temperatura.
- Seguido de un enfriamiento rápido.
- Se procedió a la irradiación de cada dosímetro, el tiempo máximo transcurrido para la irradiación no fue mayor a 24 h.

El proceso de irradiación se describe a continuación:

- La irradiación, de los dosímetros, fue llevada a cabo en el irradiador Gammacell, perteneciente al ICN de la UNAM, con una tasa de dosis de 0.4 Gy/min el 14 de enero de 2008.
- El tiempo de irradiación, de cada dosímetro fue de 30 segundos en la base del irradiador, proporcionando así una dosis de 0.2 Gy, incluyendo la dosis debida a la bajada y subida del embolo.

Respecto de la obtención de la lectura de la señal termoluminiscente:

- La lectura de la señal termoluminiscente (STL), emitida por los dosímetros, se obtuvo en el equipo Harshaw 3500, del laboratorio de dosimetría del ICN, UNAM.
- Voltaje de operación del tubo fotomultiplicador: 730 V
- Se utilizó una temperatura de precalentamiento de la plancheta de 50°C.
- Tasa de calentamiento: 10°C cada segundo.
- La adquisición de la señal fue de 50°C a 350°C.
- Tiempo de lectura 30 segundos.
- Con suministro continuo de nitrógeno, para garantizar una atmósfera inerte.

El procedimiento anterior se repitió dos veces con la finalidad de observar la reproducibilidad del lote de dosímetros. Con las señales TL obtenidas y un método estadístico, se obtuvo el promedio y su correspondiente desviación estándar. Los dosímetros utilizados fueron aquellos cuya lectura se encontraba dentro del $\pm 5\%$, con respecto al promedio del lote.

A cada TLD se le asignó un factor de sensibilidad, dado por la siguiente expresión:

$$f_i = \frac{\bar{X}}{X_i} \quad 5.3.$$

donde, \bar{X} y X_i , son la señal TL promedio y la señal TL de cada dosímetro, respectivamente. Ver anexo 2.

5.5. Calibración de los TLD con trazabilidad a cámara de ionización.

Los factores de calibración de los TLD, irradiados con la cara de mayor área colocada paralela o perpendicular al haz incidente, fueron obtenidos por medio de una calibración cruzada con respecto a la cámara de ionización [Z000].

Para la obtención de los factores se midió el $C_{a,100}$ con la cámara de ionización, ver punto 5.7., y bajo estas mismas condiciones se realizó la irradiación de los TLD. Éstos se colocaron sobre barras de acrílico, en el seno de aire, con la finalidad de igualar, lo más posible, las condiciones de irradiación de ambos dosímetros.

El $C_{a,100r}$ está dado por las siguientes relaciones, para las medidas con la cámara de ionización y los TLD, respectivamente [CO08];

$$C_{a,100}^{cam} = \frac{1}{NT} \overline{M}_{cam} N_{P_{KL},Q_0} k_Q^{cam} k_{T,P} \quad 5.4.$$

$$C_{a,100}^{TLD} = \frac{1}{NT} \int (M_{TLD} N_{K,Q_{paralelo}} k_Q^{TLD} k_f) dh \quad 5.5.$$

donde, NT es el grosor total del haz de radiación, siendo de 4 mm en el protocolo de cráneo y 6 mm para tórax, en manera helicoidal.

\overline{M} es el promedio de las lecturas obtenidas con la cámara, M_1 , M_2 y M_3 .

N_{K_{PL},Q_0} es el factor de calibración de la cámara de ionización en una calidad de haz de radiación RQT-9.

k_Q^{cam} es el factor de corrección por calidad de haz.

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

M_{TLD} es la señal TL obtenida.

$N_{K,Q_{paralelo}}$ es el factor de calibración de TLD colocado paralelamente.

k_Q^{TLD} es el factor de corrección por calidad de haz

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

Igualando las ecuaciones anteriores y despejando $N_{K,Q_{paralelo}}$ obtenemos;

$$N_{K,Q_{paralelo}} = \frac{\overline{M}_{cam} N_{P_{KL},Q_0}}{\int M_{TLD} dh} \quad 5.6.$$

Dado que k_Q^{cam} , k_Q^{TLD} y k_f tienen un valor numérico igual a uno, y la corrección por presión y temperatura k_{TP} está dada en la lectura de la cámara, ya que el electrómetro corrige automáticamente.

Siguiendo este procedimiento se obtuvieron los factores de calibración de los TLD colocados paralelos y perpendiculares al haz de irradiación.

5.6. Protocolos clínicos.

Como primer punto es importante aclarar que el estudio tomográfico se lleva a cabo de la siguiente manera:

1.- Se adquiere el topograma, siendo muy similar a la placa radiográfica convencional, éste ayuda a seleccionar la región de la cual se obtendrán los cortes tomográficos. Las regiones del cuerpo humano designadas a cada protocolo de adquisición se muestran en la figura 5.10.

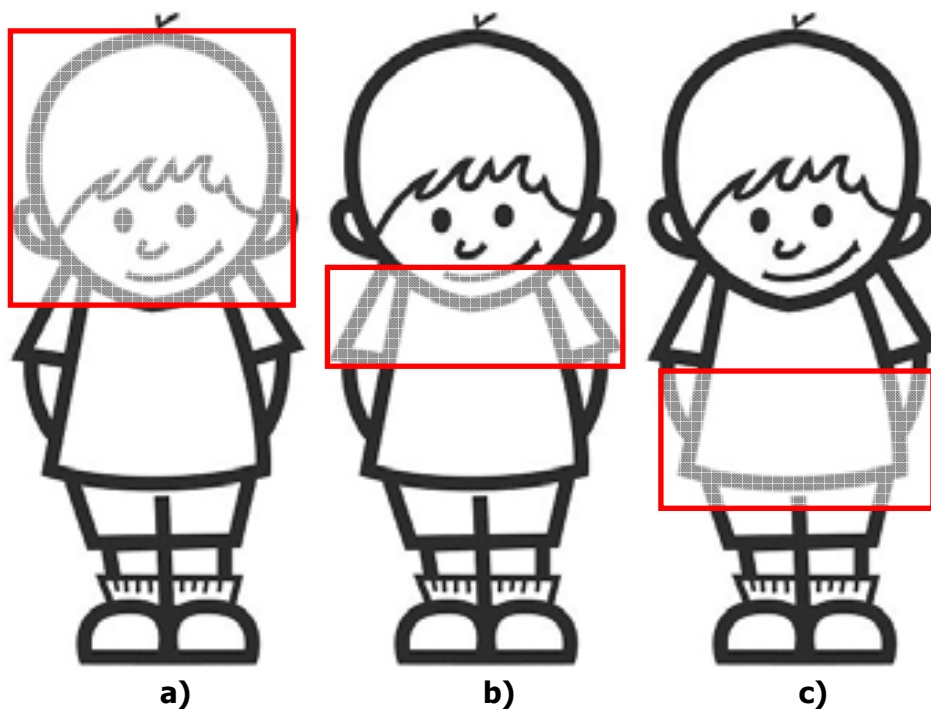


Figura 5.10. Región adquisición en el protocolo de **a)** cráneo, **b)** tórax y **c)** abdomen – pelvis.

2.- Una vez seleccionada la región de estudio, se procede a fijar el protocolo de irradiación, definiendo la inclinación del gantry, el kV, el mAs, el tamaño de corte, el avance de la mesa y la longitud del estudio, con base en el tipo de estudio y lo requerido por los médicos radiólogos.

3.- Se adquiere la o las secuencias tomográficas.

Cabe mencionar que los parámetros de los protocolos son modificados según el criterio de los técnicos radiólogos para la optimización del estudio, existen muchas variables como: la energía del haz, es decir, el kV, la mAs, así como el tamaño de corte, avance de la mesa, número de cortes, inclinación del gantry, filtro de adquisición, filtro de reconstrucción, entre otras, pero las más variadas son el kV y el mAs, razón por la cual nos enfocaremos más a éstas.

Los valores del kV y la mAs utilizados, en el Hospital Infantil de México, para la adquisición del protocolo de cráneo son [100, 150], [120, 150], [120,180], [120,140] y [120, 200] kV y mAs, respectivamente, pero los parámetros más utilizados son 120 kV y 180 mAs. Los valores utilizados para el protocolo de tórax son [100, 120], [100,150], [120, 120], [120, 150], [120, 180], [120, 250] y [120, 350] kV y mAs, respectivamente, siendo los más utilizados 120 kV y 120 mAs. Para el protocolo de abdomen - pelvis se tienen [100,120], [100, 150], [100, 180], [120, 180] y [120, 150] kV y mAs, respectivamente, siendo los más utilizados 100 kV y 150 mAs. Aclaremos que los parámetros de mayor uso fueron los que se utilizaron para la obtención de las magnitudes dosimétricas.

Otra variable importante es el número de escaneos, refiriéndonos a estos como el número de veces que el paciente pasa por el haz de rayos X. Al paciente se le pueden realizar diversos escaneos, definidos como:

1 escaneo: tomografía simple o una tomografía contrastada.

2 escaneos: tomografía simple y contrastada o tomografía contrastada y tardía.

3 escaneos: tomografía simple, contrastada y tardía.

Es importante mencionar que a un paciente se le realizó una adquisición que incluye cinco escaneos bajo el protocolo abdomen - pelvis, pero fue un caso particular, éstos se definen como;

Primer escaneo: tomografía simple.

Segundo escaneo: tomografía fase arterial.

Tercer escaneo: tomografía fase de equilibrio.

Cuarto escaneo: tomografía fase venosa.

Quinto escaneo: tomografía tardía.

5.7. Determinación de kerma en aire en superficie de entrada en pacientes (K_p).

La determinación de K_p se llevó a cabo por medio de TLD colocados en parejas sobre la región de irradiación, según el estudio a realizar. Éstos se empaquetaron en bolsitas negras, para protegerlos de la luz ambiental, que contribuiría a la lectura total obtenida. Cada pareja de TLD es completamente identificada para poder corregir la señal TL multiplicando por el factor de sensibilidad de cada dosímetro.

La metodología para la determinación de K_p es:

1. Colocar el gantry a 0°.
2. Colocar el dosímetro en la región del cuerpo en la que se realizará la tomografía; cráneo, tórax o abdomen - pelvis, según sea el caso. Ver figura 5.11.

3. Haciendo uso de los láseres posicionar correctamente al paciente dentro de los planos de escaneo.
4. Seleccionar los parámetros de adquisición (kV, mAs, grosor de corte, avance, algoritmo de reconstrucción, longitud, etc.) según sea la región de adquisición.
5. Tomar nota de los parámetros importantes (kV, mAs, grosor de corte, etc.)

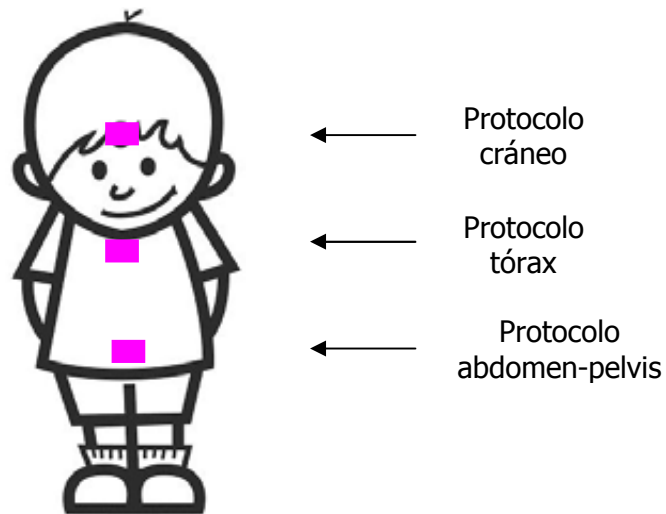


Figura 5.11. Posicionamiento de dosímetros TL, según el protocolo de adquisición

Es importante mencionar que las condiciones de irradiación de los dosímetros TL dependen del protocolo a utilizar en cuanto a los parámetros de adquisición y con respecto a la posición los dosímetros fueron irradiados con la cara de mayor área colocada perpendicular al haz incidente.

El tratamiento térmico y la obtención de la lectura de la señal termoluminiscente se llevaron a cabo con el mismo procedimiento descrito en el punto 5.4., aclaremos que el máximo tiempo transcurrido entre las irradiaciones bajo los protocolos clínicos y las lecturas no fue mayor que 12 horas, por lo que $k_f = 1$, es decir, no hay desvanecimiento de señal.

El K_p está dado por la relación:

$$K_p = \overline{M} N_{K,Q_{perpendicular}} k_Q^{TLD} k_f \quad 5.7.$$

donde, \overline{M} es la lectura del dosímetro TL irradiado sobre el paciente.

$N_{K,Q_{perpendicular}}$ es el factor de calibración de los TLD colocados perpendicular, con respecto al haz de irradiación.

k_Q^{TLD} es el factor de corrección por calidad de haz.

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

Para este trabajo los factores k_Q^{TLD} y k_f tienen valor numérico igual a uno, el primero porque no cambia la calidad de haz, debido a que fue calibrado bajo la misma calidad de la que se está utilizando en el trabajo y el segundo porque que no hay desvanecimiento de señal.

5.8. Determinación del índice de kerma en aire en Tomografía Computarizada ($C_{a,100}$)

El $C_{a,100r}$ se obtiene con la cámara de ionización colocada en el seno de aire, es decir, lejos de todo material dispersor, para contabilizar solamente la contribución por el haz directo.

La metodología para la obtención de $C_{a,100}$ es:

1. Colocar el gantry a 0°
2. Colocar un soporte sobre la camilla y posicionar la cámara de manera que el volumen activo se encuentre lejos del final de la camilla.

3. Utilizar los láseres para posicionar la cámara sobre el plano de escaneo, cuidando que los ejes z de la cámara de ionización y el tomógrafo coincidan.
4. Seleccionar y tomar nota de los parámetros de escaneo (kV, mAs, grosor de corte, avance, algoritmo de reconstrucción, longitud, etc) y realizar una sola rotación axial en el centro de la longitud activa de la CI.
5. Obtener tres mediciones bajo los mismos parámetros y condiciones, M_1 , M_2 y M_3 .
6. Repetir los pasos anteriores para los diversos protocolos; tórax y abdomen, bajo los parámetros usados en los estudios clínicos.
7. Tomar nota de la presión y la temperatura.

El $C_{a,100r}$ medido con cámara de ionización está dado por:

$$C_{a,100r}^{cam} = \frac{1}{NT} \overline{M} N_{P_{KL}, Q_0} k_Q^{cam} k_{TP} \quad 5.8.$$

donde, NT es el grosor total del haz de radiación.

\overline{M} es el promedio de las lecturas obtenidas con la cámara, M_1 , M_2 y M_3 .

N_{K_{PL}, Q_0} es el factor de calibración de la cámara de ionización en una calidad de haz de radiación RQT-9.

k_Q^{cam} es el factor de corrección por calidad de haz.

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

A lo largo de todo el trabajo el factor k_Q^{cam} es igual a la unidad porque la calidad de haz con la que fue calibrado y la utilizada en el trabajo es la misma y, la corrección por presión y temperatura k_{TP} está dada en la lectura de la cámara, ya que el electrómetro corrige automáticamente.

Y el $C_{a,100}$, obtenido con TLD, es dado por:

$$C_{a,100}^{TLD} = \frac{1}{NT} \int (M_{TLD} N_{K,Q_{paralelo}} k_Q^{TLD} k_f) dh \quad 5.9.$$

donde, M_{TLD} es la señal TL obtenida.

$N_{K,Q_{paralelo}}$ es el factor de calibración de los TLD colocados paralelamente.

k_Q^{TLD} es el factor de corrección por calidad de haz

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

Aclaremos que los valores de k_Q^{TLD} y k_f en este trabajo son iguales a uno.

5.9. Determinación del índice ponderado de kerma en aire en Tomografía Computarizada (C_w)

El C_w se obtiene con cámara de ionización y las series de maniqués que simulan las diversas partes del cuerpo.

La metodología para la obtención de C_w es:

1. Colocar el gantry a 0°
2. Colocar el maniquí sobre la mesa de escaneo.
3. Utilizar los láseres para posicionar el maniquí sobre el plano de escaneo, cuidando que los ejes z del centro del maniquí y el tomógrafo coincidan.
4. Insertar la cámara de ionización en el hoyo central, a lo largo del eje z del maniquí, colocando en los hoyos perimetrales barras de PMMA.

5. Seleccionar y tomar nota de los parámetros de escaneo (kV, mAs, grosor de corte, avance, algoritmo de reconstrucción, longitud, etc) y realizar una sola rotación axial.
6. Obtener tres mediciones bajo los mismos parámetros y condiciones, M_1 , M_2 y M_3 .
7. Repetir el procedimiento para los 4 hoyos periféricos, en la posición donde se obtenga la máxima dosis, ver DO07, obteniendo M_1 , M_2 y M_3 en cada posición.
8. Repetir los pasos anteriores, para cada maniquí, según los diversos protocolos; cráneo y tórax, bajo los parámetros clínicos.
9. Tomar nota de la presión y la temperatura.

El C_w medido con cámara de ionización está dado por:

$$C_w = \frac{1}{3} (C_{P_{MMA,100,c}} + 2C_{P_{MMA,100,p}}) \quad 5.10.$$

con

$$C_{P_{MMA,100,c}} = \frac{1}{NT} \bar{M}_c N_{P_{KL,Q_0}} k_Q^{cam} k_{T,P} \quad 5.11.$$

y

$$C_{P_{MMA,100,p}} = \frac{1}{NT} \bar{M}_p N_{P_{KL,Q_0}} k_Q^{cam} k_{T,P} \quad 5.12.$$

donde NT es el grosor total del haz de radiación.

\bar{M} es el promedio de las lecturas obtenidas con la cámara, M_1 , M_2 y M_3 , los subíndices indican si la lectura fue obtenida en el centro "c" o en la periferia "p".

$N_{P_{KL,Q_0}}$ es el factor de calibración de la cámara de ionización en una calidad de radiación RQT-9.

k_Q^{cam} es el factor de corrección por calidad de haz.

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

Como en casos anteriores k_Q^{cam} es igual a uno, y la corrección por presión y temperatura k_{TP} está dada en la lectura de la cámara, ya que el electrómetro corrige automáticamente.

5.10. Determinación del índice normalizado del kerma en aire ponderado en Tomografía Computarizada (${}_n C_w$).

El ${}_n C_w$ se obtiene con cámara de ionización, las series de maniqués y con base en C_w se calcula con la ecuación 3.7.

5.11. Determinación del índice volumétrico de kerma en aire en Tomografía Computarizada (C_{vol})

El C_{vol} se obtiene con cámara de ionización y las series de maniqués que simulan las diversas partes del cuerpo.

Para la obtención de C_{vol} es necesario adquirir el C_w , pero a diferencia del mencionado en el punto anterior, se realiza la irradiación completa de la cámara de ionización y se divide entre el número de vueltas que dio el tubo de rayos X.

Calculamos C_{vol} utilizando;

$$C_{vol} = \frac{NT}{l} \times \frac{C_w}{d} \quad 5.13.$$

donde NT es el grosor total del haz medido, l es la distancia recorrida por la camilla en cada rotación helicoidal, para adquisiciones consecutivas, y d es el número de vueltas que da el tubo a lo largo de la CI.

5.12. Determinación del índice normalizado del kerma en aire volumétrico en Tomografía Computarizada (${}_n C_{vol}$).

El ${}_n C_{vol}$ se obtiene con cámara de ionización, las series de maniqués y con base en C_{vol} , es calculado con la ecuación 3.9.

5.13. Determinación del producto kerma aire – longitud ($P_{KL,CT}$)

El $P_{KL,CT}$ se obtiene a partir de C_{vol} , con cámara de ionización, las series de maniqués y con base en la ecuación 3.10.

5.14. Determinación de la dosis promedio en barridos múltiples ($MSAD$).

La $MSAD$ es obtenida con 45 dosímetros termolumiscentes, TLD-100 en nuestro caso, y las series de maniqués. Es necesario utilizar el aditamento especial de los maniqués, llamado "peine" cargado con 15 TLD continuos en la parte central y hacia los bordes 15 TLD, a cada lado, alejado uno de otro por 3 mm de PMMA. Los dosímetros fueron irradiados con la cara de mayor área colocada paralela al haz incidente.

La metodología se describe a continuación:

1. Colocación del gantry a 0°.
2. Colocar el maniquí sobre la mesa de escaneo, con uno de los hoyos perimetrales en la posición donde se obtenga la máxima dosis.
3. Utilizar los láseres para posicionar el maniquí sobre el plano de escaneo, cuidando que los ejes z del centro del maniquí y el tomógrafo coincidan.
4. Insertar el peine debidamente cargado en el hoyo central, a lo largo del eje z del maniquí, colocando en los hoyos perimetrales barras de PMMA.
5. Seleccionar, y tomar nota de los parámetros de escaneo (kV, mAs, grosor de corte, avance, algoritmo de reconstrucción, longitud, etc) y realizar la adquisición completa de la cámara.
6. Re-cargar el peine con los TLD.
7. Repetir el procedimiento para un hoyo de la periferia.
8. Repetir los pasos anteriores para cada maniquí, de las diversas series, bajo los parámetros de cada protocolo.
9. Se obtienen las lecturas TL, el kerma en aire y la dosis en aire usando las ecuaciones 5.7. y 2.11., repectivamente para finalmente determinar el MSAD con base en la ecuación 5.14.

El MSAD está dado por:

$$MSAD_w = \frac{1}{3}(MSAD_c + 2MSAD_p) \quad 5.14.$$

con

$$MSAD_c = \frac{1}{NT} \int_{-NT}^{NT} (M_{TLD} N_{K,Q_{paralelo}} k_Q^{TLD} k_f) \quad 5.15$$

y

$$MSAD_p = \frac{1}{NT} \int_{-NT}^{NT} (M_{TLD} N_{K,Q_{paralelo}} k_Q^{TLD} k_f) \quad 5.16$$

donde; NT es el grosor total del haz.

M_{TLD} es la señal TL obtenida en el corte central a lo largo de 4 mm en protocolo de cráneo y 6 mm para protocolo de tórax.

$N_{K,Q_{paralelo}}$ es el factor de calibración de TLD colocado paralelamente.

k_Q^{TLD} es el factor de corrección por calidad de haz.

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

Los valores de k_Q^{TLD} y k_f son iguales a uno.

CAPÍTULO 6.

RESULTADOS

En el capítulo se presentan los resultados experimentales obtenidos durante el desarrollo del trabajo, comenzando con el control de calidad realizado al equipo, y los resultados obtenidos para las magnitudes dosimétricas, en los tres protocolos trabajados. También contempla el análisis de la base de datos correspondiente a las adquisiciones de los estudios clínicos realizados durante un año de trabajo en el Hospital Infantil de México.

6.1. Resultados del control de calidad.

Las pruebas se realizaron con base en la NOM-229-SSA1-2002 [SE02], en el Tomógrafo Computarizado del Hospital Infantil de México "*Dr. Federico Gómez*" con ayuda de un maniquí de constancia, un maniquí de madera y películas radiográficas. Las pruebas se corroboraron bajo los parámetros de los diferentes protocolos utilizados: cráneo, tórax y abdomen – pelvis.

Es importante mencionar que la norma establece 16 pruebas como requisito para el buen funcionamiento de un tomógrafo computarizado, pero en el trabajo se presentan solamente los resultados de 12 pruebas, por no contar con el material necesario para la realización de las 4 restantes.

Puntualicemos que los números CT, como su debida incertidumbre, reportados en las tablas como resultados de las pruebas fueron obtenidos del tomógrafo computarizado.

6.1.1 Calibración del número CT.

La prueba se realizó con el maniquí de constancia utilizando los módulos de aire y agua. Se adquirió una secuencia de imágenes dentro de cada uno de los módulos, bajo un mismo tamaño de corte y región de interés, dentro de la imagen se obtuvieron los resultados mostrados en la tabla 6.1., junto con el requisito establecido por la norma.

Tabla 6.1. Calibración de número CT

Módulo	Cráneo (120kV, 180mAs) [UH]	Tórax (120kV, 120mAs) [UH]	Abdomen - pelvis (100kV, 120 mAs) [UH]	Requisito [UH]
Aire	-1003.7 ± 1.2	-1002.4 ± 3.3	-1002.9 ± 8	-1000 ± 5
Agua	-0.7 ± 3	2.3 ± 6.7	2.9 ± 8	0 ± 5

Con base en los resultados de la tabla anterior, el tomógrafo cumple con el requisito.

6.1.2. Constancia del número CT.

La prueba se realizó utilizando el maniquí de constancia en el módulo de agua, se adquirió una secuencia y el análisis se efectuó dentro de un corte, utilizando el mismo tamaño de región en las cinco diferentes posiciones, ver figura 6.1. Así, se obtuvieron los resultados se muestran en la tabla 6.2.

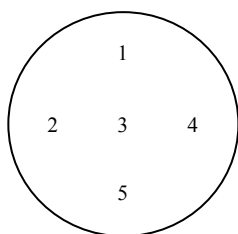


Figura 6.1. Posiciones de adquisición de las regiones de interés.

- 1.- Arriba
- 2.- Izquierda
- 3.- Centro
- 4.- Derecha
- 5.- Abajo

Tabla 6.2. Constancia del número CT.

Posición	Cráneo (120kV, 180mAs) [UH]	Tórax (120kV, 120mAs) [UH]	Abdomen - pelvis (100kV, 120 mAs) [UH]	Requisito [UH]
Centro	-0.1 ± 1.7	2.5 ± 7.5	3.3 ± 9.7	0 ± 5
Abajo	-0.8 ± 1.7	-0.9 ± 5.7	-0.8 ± 11.3	
Arriba	0.4 ± 1.4	-6.6 ± 6.5	-2.3 ± 7.4	
Izquierda	-0.6 ± 1.5	-1.2 ± 4.1	0.6 ± 8.7	
Derecha	-0.5 ± 1.5	-1.9 ± 6.3	-0.3 ± 7.2	

Con base en los resultados de la tabla anterior, el tomógrafo cumple con el requisito.

6.1.3. Uniformidad de número CT.

Para la prueba se utilizó el módulo de acrílico del maniquí de constancia, adquiriéndose una secuencia y analizándose un corte, dentro de una región de interés de 104 pixeles en cinco posiciones diferentes de la imagen, ver figura 6.1. La tabla 6.3. muestra los resultados obtenidos.

Tabla 6.3. Uniformidad de número CT

Posición	Cráneo (120kV, 180mAs) [UH]	Tórax (120kV, 120mAs) [UH]	Abdomen - pelvis (100kV, 120 mAs) [UH]	Requisito [UH]
Centro	134.6 ± 3.3	127.2 ± 9.6	116.4 ± 10.6	No diferir en más de 5 unidades del promedio del número CT en otra posición.
Abajo	140.4 ± 1.9	121.6 ± 7.6	118.8 ± 10.4	
Arriba	136.3 ± 3.7	124.8 ± 6.4	112.7 ± 8.5	
Izquierda	130.7 ± 2.4	126.5 ± 5.6	110.8 ± 6.7	
Derecha	139.7 ± 4.7	124.7 ± 6.3	115.1 ± 7.9	

Con base en los resultados mostrados en la tabla anterior y tomando en cuenta la respectiva incertidumbre, el TC cumple con el requisito.

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

En la prueba se utilizó el maniquí de constancia en el módulo de agua obteniéndose adquisiciones de diversos espesores de corte, analizando un corte para una región de interés de 109 pixeles, se obtuvieron los resultados que se muestran en la tabla 6.4.

Tabla 6.4. Dependencia del número CT con el espesor de corte.

Espesor de corte (mm)	Cráneo (120kV, 180mAs) [UH]	Tórax (120kV, 120mAs) [UH]	Abdomen - pelvis (100kV, 120 mAs) [UH]	Requisito [UH]
1	-1.5 ± 7.7	1.0 ± 7.8	0.3 ± 10.3	No diferir en más de 5 unidades del promedio del número CT en cualquier espesor de corte.
3	0.8 ± 4.4	-0.3 ± 3.9	-1.3 ± 5.8	
5	-0.1 ± 3.2	-0.4 ± 3.7	0.7 ± 4.2	
7	-1.0 ± 3.1	0.3 ± 3.3	2.8 ± 4.1	
10	-0.5 ± 1.9	0.5 ± 2.9	0.3 ± 3.0	

Con base en los resultados mostrados en la tabla 6.4., el TC cumple con el requisito.

6.1.5. Dependencia del número CT con el algoritmo de reconstrucción.

Para la prueba se utilizó el maniquí de constancia en el módulo de agua. Se adquirió una secuencia y posteriormente la imagen fue reconstruida bajo diversos algoritmos, dentro de un corte se tomó una región de interés de aproximadamente 100 ± 5 pixeles al centro de la imagen, los resultados del número CT obtenido de cráneo se muestran en la tabla 6.5. y en la tabla 6.6. los de tórax y abdomen - pelvis.

Tabla 6.5. Dependencia del número CT con el algoritmo de reconstrucción, cráneo.

Algoritmo	Cráneo (120kV, 180mAs) [UH]	Requisito [UH]
C30s homogéneo media	0 ± 1.9	No diferir en más de 5 unidades del promedio del número CT reconstruyendo con cualquier algoritmo.
H70h muy definido	0.3 ± 11.6	
H40s medio	-0.7 ± 1.6	
H50s definición media	0.5 ± 3.2	

Tabla 6.6. Dependencia del número CT con el algoritmo de reconstrucción, tórax y abdomen - pelvis.

Algoritmo	Tórax (120kV, 120mAs) [UH]	Abdomen (120kV, 100mAs) [UH]	Requisito [UH]
B30f homogéneo media	2.5 ± 7.5	4.8 ± 10.1	No diferir en más de 5 unidades del promedio del número CT reconstruyendo con cualquier algoritmo.
B70f muy definido	0.2 ± 9.9	3.9 ± 39.5	
B40f medio	0 ± 3.3	5.3 ± 11.3	
B50f definición media	-0.9 ± 6.7	4.2 ± 11.9	

Los resultados mostrados anteriormente cumplen con el requisito establecido para la prueba.

6.1.6. Resolución de alto contraste

Para la prueba se utilizó el maniquí de constancia en su módulo de lucita. Se adquirió una secuencia y tomando un corte se comparó la visibilidad de los postes de 1 mm de aire con respecto a la lucita, que es el medio que los rodea, como se observa en la figura 6.2. se puede distinguir uno de otro, por lo cual, el TC cumple, bajo los tres protocolos, con el requisito.

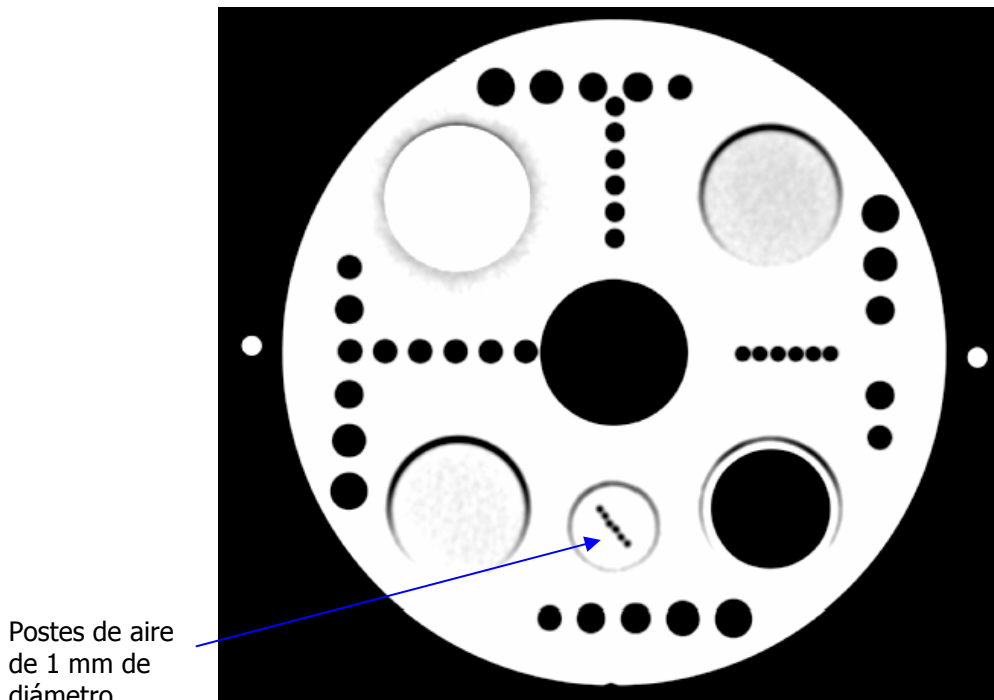


Figura 6.2. Resolución de alto contraste.

6.1.7. Reubicación de la mesa.

Para la realización de la prueba se requiere de papel milimétrico y se realiza desplazando la mesa fuera y dentro con respecto a un punto fijo, los resultados se muestran en la tabla 6.7.

Tabla 6.7. Reubicación de la mesa

Dirección	Diferencia (mm)	Requisito
Adentro – punto fijo	1 ± 0.5	No diferir más de 1 mm, en ambas direcciones
Fuera – punto fijo	0 ± 0.5	

En los resultados mostrados en la tabla anterior se observa que el TC cumple con el requisito establecido.

6.1.8. Exactitud del indicador de desplazamiento por pasos.

Para realizar la prueba se necesita cargar la mesa con el peso correspondiente a un niño, en nuestro caso específico, y colocar una banda de papel milimétrico a un costado de la mesa, se programa el TC para que la mesa realice un desplazamiento y se corrobora que la distancia especificada, sea la verdadera, ver tabla 6.8. Dicha prueba se corroboró para modo secuencial (adquisición paso a paso) y helicoidal (adquisición continua).

Tabla 6.8. Exactitud del indicador de desplazamiento por pasos.

Modo secuencial			
Distancia indicada (cm)	Distancia real (cm)	Diferencia (cm)	Requisito
10	9.8	0.2	Valor nominal \pm 0.5 mm
Modo helicoidal			
Distancia indicada (cm)	Distancia real (cm)	Diferencia (cm)	Requisito
4.8	4.5	0.3	Valor nominal \pm 0.5 mm

Según lo mostrado en la tabla anterior el TC cumple el requisito especificado para cumplir con esta prueba.

6.1.9. Espesor de corte.

Para la prueba se utilizó el maniquí de madera y con ayuda de los programas OSIRIS y OSIRIX, se efectuó el análisis de las imágenes. Los diversos espesores de corte se obtuvieron en ambas formas de adquisición: secuencial y helicoidal. Los resultados se muestran en la tabla 6.9.

Tabla 6.9. Espesor de corte.

Espesor nominal (mm)	Espesor real (mm)	Diferencia (mm)	Requisito
Modo secuencial			Valor nominal ± 1 mm
0.75	0.74	0.01	
3.0	2.8	0.2	
5.0	4.95	0.05	
4.5	4.1	0.4	
10.0	9.9	0.1	
Modo helicoidal			
1.0	0.98	0.02	
0.75	0.69	0.06	
3.0	3.6	0.6	

Como se puede observar el TC cumple con el requisito establecido.

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

La prueba se realizó con película radiográfica a la que se le creó una marca, ésta se alineó según el láser correspondiente al plano axial del TC y se realizó la irradiación. Una vez revelada la película se corroboró la coincidencia de ambas marcas, así se obtuvo el resultado mostrado en la tabla 6.10.

Tabla 6.10. Coincidencia de la posición del corte axial con los sistemas de luces para la ubicación del paciente

Diferencia entre posición geométrico y real (mm)	Requisito
0	Valor nominal ± 1 mm

Con los resultados en la tabla 6.10., observamos que el TC cumple con el requisito establecido en la prueba.

6.1.11. Coincidencial del isocentro con los sistemas de luces para localización sagital y coronal.

La prueba se realizó con el maniquí de madera, pero se le acopló una chaquiras justo en el centro, ésta sirvió como referencia para hacer coincidir los láseres sagital y coronal del TC, después se efectuó la adquisición y se analizó la imagen, ver tabla 6.11.

Tabla 6.11. Coincidencia del isocentro con los sistemas de luces para localización sagital y coronal

Posición	Diferencia entre posición geométrico y real (mm)	Requisito
Sagital	1.1	Los sistemas de luces deben coincidir ± 2 mm
Coronal	2.6	

Con base en los resultados podemos observar que el TC no cumple con el requisito en el plano coronal.

6.1.12. Exactitud de la inclinación del túnel.

La prueba se realizó con película radiográfica orientada con el plano sagital del TC, inmediatamente se desplazó el gantry a la máxima angulación posible y se realizó una irradiación midiéndose el ángulo de inclinación en la imagen. Los resultados se muestran en la tabla 6.12.

Tabla 6.12. Exactitud de la inclinación del túnel.

Orientación	Inclinación pedida (°)	Inclinación real (°)	Requisito
Positivo	30	30.5	Angulo nominal $\pm 3^\circ$
Negativo	30	30.5	

Los resultados mostrados en la tabla anterior nos dicen que el TC cumple con el requisito establecido para la prueba.

Con base en los resultados mostrados en los puntos anteriores podemos decir que el tomógrafo no cumple con todas las pruebas establecidas por la Norma Oficial Mexicana ya que el equipo presenta fallas en la coincidencia de la luz con el isocentro en el plano coronal. La Norma Mexicana establece que los sistemas de luces, en el plano sagital y coronal, deben de coincidir en ± 2 mm y el resultado de la prueba nos muestra que la diferencia entre la posición geométrica y real, de la luz, en el plano coronal es de 2.6 mm con lo que excede lo establecido.

Sugeriremos a la autoridad competente del Hospital Infantil se ponga atención a la prueba no cumplida por lo que marca la Secretaria de Salud, establecido en la Norma Oficial Mexicana, ya que debido a esta falla los pacientes no están siendo ubicados correctamente, en el isocentro del equipo.

6.2. Caracterización de los TLD

En la figura 6.3. se muestra la reproducibilidad de las lecturas obtenidas, para dos irradiaciones independientes, para cada uno de los dosímetros, siendo la unidad la concordancia exacta de la señal termoluminiscente obtenida en las dos irradiaciones. La reproducibilidad fue definida como el cociente de las dos señales TL obtenidas. Del lote de 93 TLD fueron escogidos, para obtener las medidas de

MSAD y K_p , los que tenían una reproducibilidad dentro del 5% de error. Así, se redujo a un lote efectivo de 86 dosímetros.

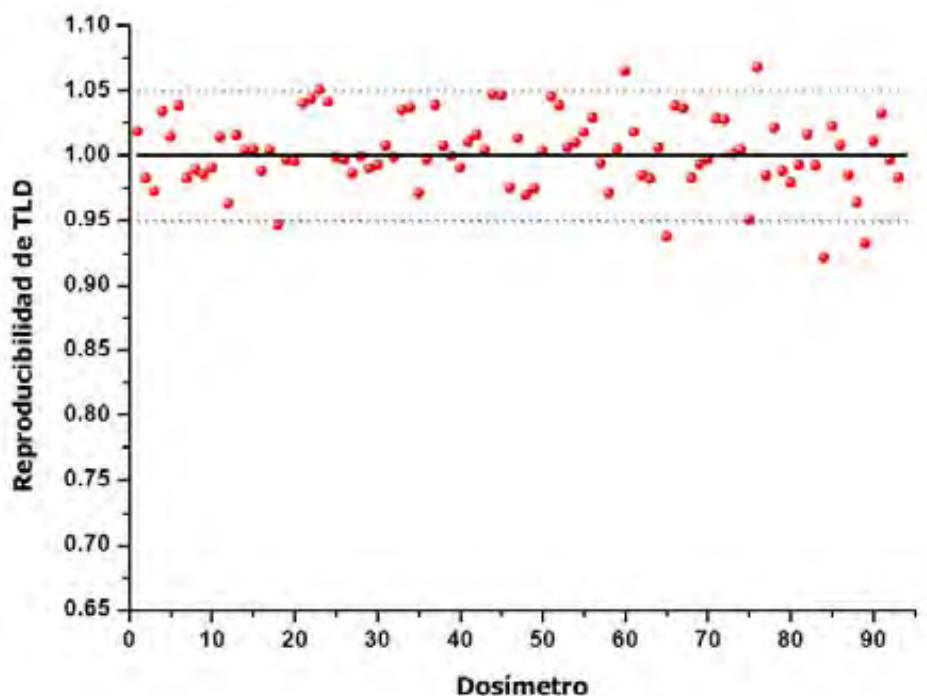


Figura 6.3. Reproducibilidad de la respuesta de los TLD en función del dosímetro.

6.3. Calibración de los TLD con trazabilidad a la cámara de ionización.

Los factores de calibración para los TLD en la posición paralela y perpendicular, con respecto al haz, resultado de la calibración cruzada de los TLD con respecto a la cámara de ionización, se muestran en la tabla 6.13.

Tabla 6.13. Factores de calibración de los TLD, en posición paralela y perpendicular con respecto al haz

Posición respecto al haz	Coefficiente de calibración (mGy/nC)
Paralelo	$N_{K,Q_{paralelo}} = 0.110 \pm 0.006$
Perpendicular	$N_{K,Q_{perpendicular}} = 0.098 \pm 0.006$

Cabe aclarar que el factor de calibración para la posición perpendicular se utilizó para adquirir el kerma en aire en superficie de entrada K_p , sobre pacientes, y el factor de calibración para la paralela en la obtención de la dosis promedio en barridos múltiples MSAD. La carga, en nC, es la señal termoluminiscente obtenida.

6.4. Resultados del kerma en aire en superficie de entrada en pacientes (K_p)

Antes de mostrar los resultados es de suma importancia mencionar que cada magnitud dosimétrica depende totalmente de la condiciones de adquisición por lo cual es vital precisar el tipo de adquisición (cráneo, tórax, abdomen - pelvis, etc.) y los parámetros como: el kV, la mAs, el avance de la camilla, el espesor de corte, la forma de adquisición (helicoidal o secuencial), etc.

Se realizaron las mediciones de K_p con dosímetros termoluminiscentes TLD en 87 estudios de TC en pacientes pediátricos, de los cuales 36 se adquirieron bajo el protocolo de cráneo, 26 en protocolo de tórax y 25 en protocolo de abdomen-pelvis.

Las figuras 6.4., 6.5. y 6.6. muestran los valores de K_p obtenidos en función de la edad del paciente para los protocolos de cráneo, tórax y abdomen - pelvis, respectivamente.

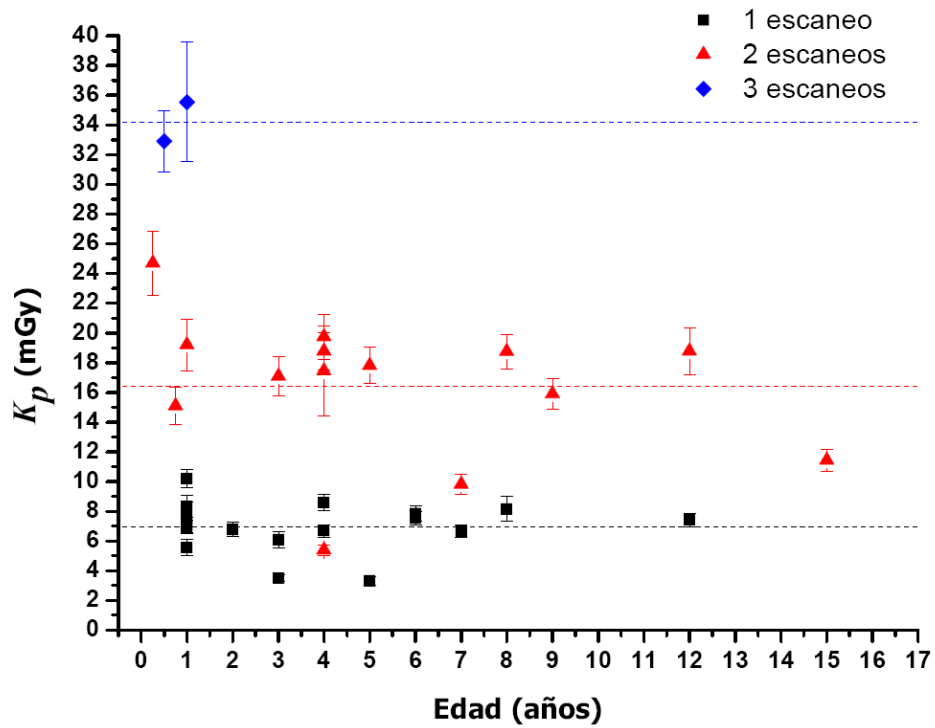


Figura 6.4. K_p en función de la edad del paciente bajo protocolo de cráneo. Las líneas corresponden al promedio.

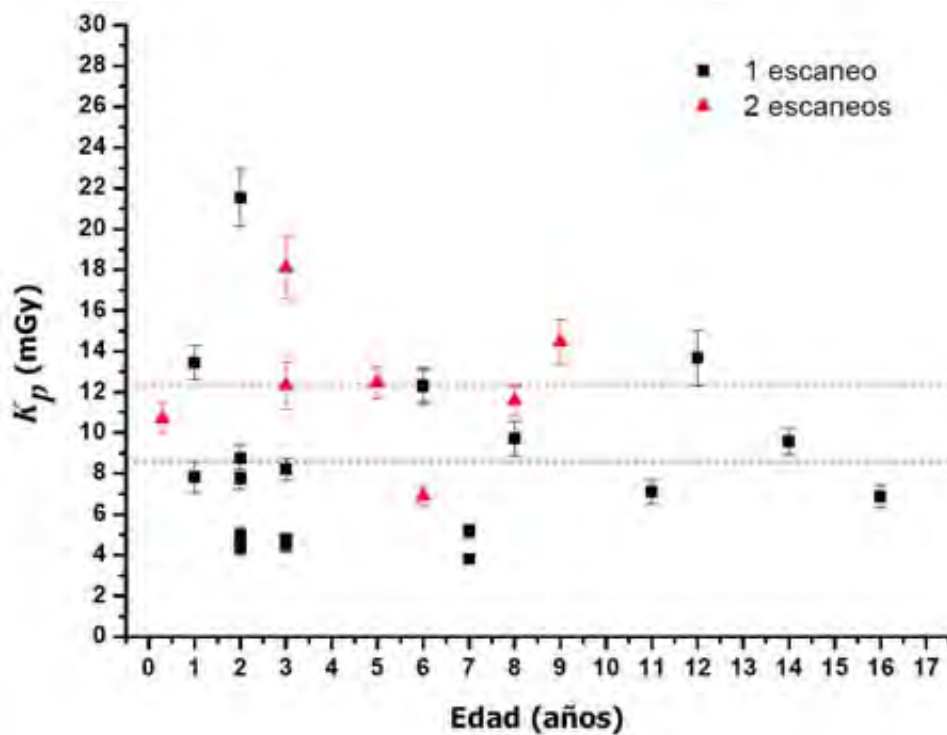


Figura 6.5. K_p en función de la edad del paciente bajo protocolo de tórax. Las líneas corresponden al promedio.

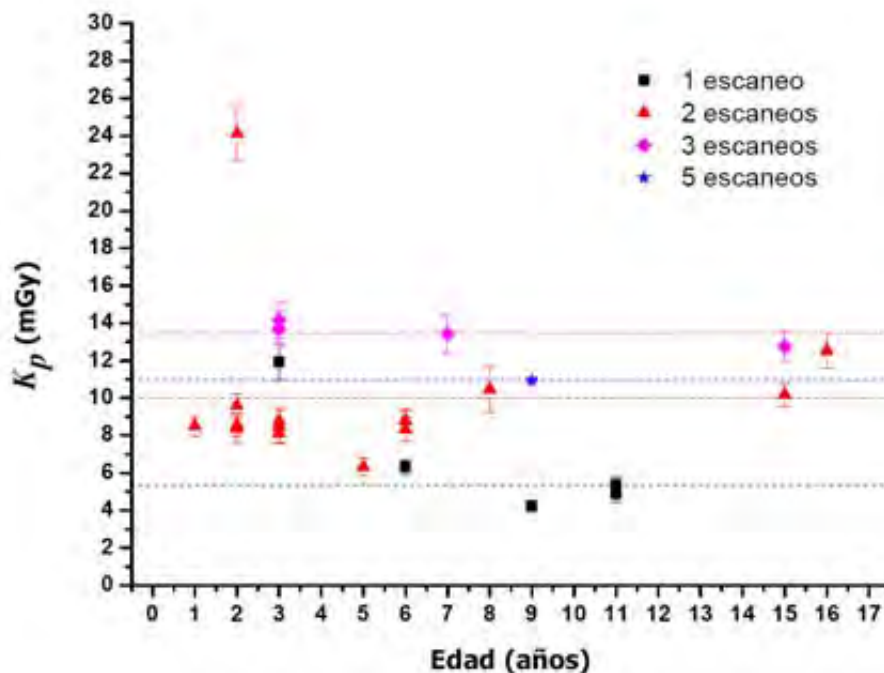


Figura 6.6. K_p en función de la edad del paciente bajo protocolo de abdomen - pelvis. Las líneas corresponden al promedio.

Con base en los resultados mostrados en las figuras anteriores observamos que el K_p promedio obtenido no muestra alguna dependencia con la edad de los pacientes bajo ningún protocolo, ya que no se observa aumento o disminución del K_p como función de la edad del paciente.

Los K_p obtenidos en los estudios de cráneo son: 6.9 ± 1.7 , 16.4 ± 4.8 y 34.2 ± 1.9 mGy para 1, 2 y 3 escaneos, respectivamente. Para los estudios de tórax: 8.6 ± 4.7 y 12.4 ± 3.4 mGy para 1 y 2 escaneos, respectivamente. Para los estudios de abdomen - pelvis: 5.4 ± 3.1 , 10.0 ± 4.1 , 13.5 ± 0.6 y 11.0 ± 0.1 para 1, 2, 3 y 5 escaneos, respectivamente. Podemos ver que los valores no se agrupan de forma considerable por lo que tomar el K_p promedio de todas las edades no es muy representativo.

En las tablas 6.14., 6.15. y 6.16. se muestran los parámetros de adquisición de imagen, el número de escaneos y los valores promedio obtenidos de K_p , en los protocolos de cráneo, tórax y abdomen - pelvis, respectivamente.

Tabla 6.14. K_p obtenido bajo protocolo de cráneo.

Voltaje (kV)	Corriente- tiempo (mAs)	Escaneos	K_p (mGy)
100	150	1	3.4 ± 0.13
120	150	1	7.5 ± 1.2
120	180	1	7.3 ± 1.0
120	140	2	26 ± 2
120	150	2	9 ± 3
120	180	2	17.9 ± 1.6
120	200	2	17 ± 3
120	180	3	34.2 ± 1.9

Tabla 6.15. K_p obtenido bajo protocolo de tórax.

Voltaje (kV)	Corriente- tiempo (mAs)	Escaneos	K_p (mGy)
100	120	1	7 ± 2
120	120	1	8.3 ± 1.7
120	150	1	6.0 ± 1.2
120	180	1	21.5 ± 1.4
120	250	1	12.9 ± 0.8
120	350	1	13.0 ± 1.0
100	150	2	10 ± 4
120	120	2	13 ± 3
120	250	2	14.5 ± 1.1

Tabla 6.16. K_p obtenido bajo protocolo de abdomen - pelvis.

Voltaje (kV)	Corriente- tiempo (mAs)	Escaneos	K_p (mGy)
100	150	1	5.2 ± 0.9
120	180	1	11.9 ± 1.0
100	150	2	8.7 ± 1.0
120	150	2	12.5 ± 0.9
120	180	2	24.1 ± 1.5
100	150	3	13.5 ± 0.6
100	120	5	11.0 ± 0.7
100	180		
100	150		
100	180		
100	180		

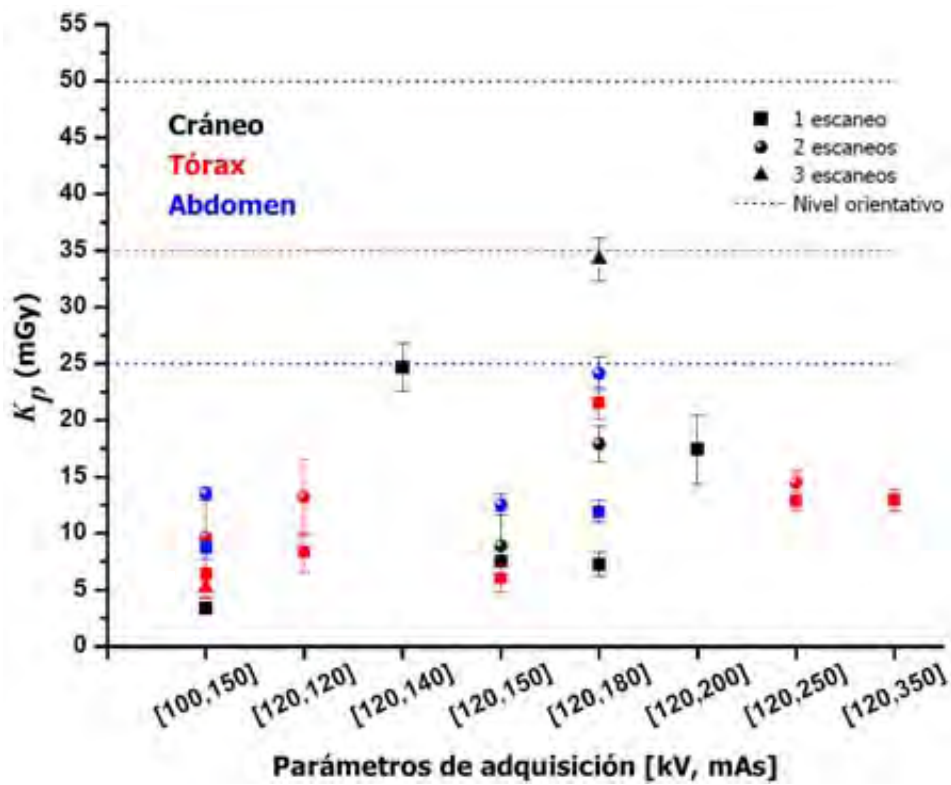


Figura 6.7. K_p en función de los parámetros de adquisición. Las líneas corresponden a los niveles orientativos establecidos en la NOM [SE02].

En la figura 6.7 podemos ver la distribución de K_p en función de los parámetros de adquisición, la Norma Oficial Mexicana [SE02] establece niveles orientativos para diversos protocolos de adquisición en TC, éstos son: 50, 35 y 25 mGy para cráneo, tórax y abdomen - pelvis, respectivamente. Recordemos que un nivel orientativo no es un límite, sino un valor que nos permite conocer los valores de dosis que son propios de una determinada adquisición.

Es importante mencionar que los valores tomados de la Norma Oficial, se establecen para adultos y nuestra investigación se realizó con infantes, además los valores establecidos en la referencia son para la MSAD y no para K_p , por lo cual, no se hace la comparación directa solamente una estimación que nos oriente para percibir si se está sobreexponiendo a los pacientes en el Hospital Infantil.

Observamos que los valores obtenidos para 1 escaneo bajo los tres diferentes protocolos no se igualan y mucho menos sobrepasan los niveles orientativos reportados. También percibimos que bajo algunos parámetros existe una proporción directa de la dosis recibida en función del número de escaneos realizados al paciente, un ejemplo es en el protocolo de abdomen – pelvis con 120 kV y 120 mAs. Esto no ocurre en todas las adquisiciones, suponemos que es debido a que en algunos escaneos se modifica la longitud del estudio o el avance de la camilla. Así mismo, tenemos que el K_p no aumenta en función de la carga de alguna manera predecible, a pesar de mantener el kV constante.

Es importante mencionar que en la literatura se encontró un valor reportado con medidas de esta magnitud para niños y se especifica en 21 ± 2 mGy y 43 ± 2 mGy, para 1 y 2 escaneos bajo protocolo de cráneo [CO08], observamos que nuestros valores son aproximadamente el 65% menores que los reportados.

Con respecto a los protocolos de tórax y abdomen – pelvis no se lograron encontrar medidas en adultos y mucho menos para infantes, con respecto al índice K_p por lo cual no se hace una comparación de los valores obtenidos con algo antes reportado.

6.5. Resultados del índice de kerma en aire en Tomografía Computarizada ($C_{a,100}$)

El índice fue obtenido midiendo con la cámara de ionización en el seno de aire y usando la ecuación 5.8., los resultados obtenidos bajo los parámetros de los diversos protocolos se muestran en la tabla 6.17.

Cabe aclarar que los parámetros de los diferentes protocolos se fijaron para la obtención de los diversos índices debido a que son los parámetros utilizados comúnmente en el servicio de tomografía en el Hospital Infantil. La adquisición se realizó en forma secuencial, dando una sola vuelta, y a continuación se especifican los parámetros de adquisición:

- Protocolo cráneo: 120 kV, 180 mAs, tamaño de corte nominal 10 mm, ancho de haz medido 10 mm.
- Protocolo tórax: 120 kV, 120 mAs, tamaño de corte nominal 1 mm, ancho de haz medido 1 mm.
- Protocolo abdomen - pelvis: 100 kV, 150 mAs, tamaño de corte nominal 3 mm.

Tabla 6.17. Resultados obtenidos de $C_{a,100}$.

Protocolo	Ancho de haz medido (mm)	$C_{a,100}$ (mGy)
Cráneo	10	17.4 ± 0.4
Tórax	1	19.0 ± 0.4
Abdomen – pelvis	3	19.9 ± 0.4

La máxima variación entre los índices es de 14% con respecto al valor obtenido para cráneo. Observamos que, el $C_{a,100}$ para cráneo es 9% menor que para tórax aunque el kV es el mismo y la corriente utilizada es mayor, lo cual indica que el kerma no solamente depende de estos parámetros.

En la literatura se encontró un intervalo de valores de $C_{a,100}$ medido para el protocolo de cráneo de 18.0 a 27.48 mGy [W3, CO08], observamos que nuestro valor experimental es 3% menor que el menor valor reportado. Con respecto a los protocolos de tórax y abdomen – pelvis no se han logrado encontrar referencias de valores de $C_{a,100}$.

Enfaticemos que el índice $C_{a,100}$, se tomó como indicador de la constancia de la calidad del haz antes de cada medición dosimétrica, debido a que su medición es más sencilla ya que se hace en el seno de aire y no dentro de un maniquí.

6.6. Resultados del índice ponderado de kerma en aire en Tomografía Computarizada (C_w).

A continuación se presentan los resultados de C_w , obtenidos con la cámara de ionización y usando la ecuación 5.10., y dos series de maniqués representativos de cráneo y tórax. Cabe aclarar que no se presentan resultados para el protocolo de abdomen – pelvis porque no fue posible la construcción de los maniqués.

Debe puntualizarse que la adquisición en el protocolo de cráneo se hizo de modo secuencial bajo los siguientes parámetros: 120 kV, 180 mAs, tamaño de corte nominal y medido 10 mm, para una sola rotación y 0° de inclinación del gantry. Para el protocolo de tórax el modo fue secuencial con los siguientes

parámetros: 120 kV, 120 mAs, tamaño de corte nominal y medido de 1 mm, para una sola rotación y 0° de inclinación del gantry.

Los resultados obtenidos para la serie de maniqués de cráneo y tórax se muestran en las tablas 6.18. y 6.19., respectivamente, y en las figuras 6.8 y 6.9, se ilustra la tendencia de C_w como función del diámetro del maniquí para las series de cráneo y tórax, respectivamente.

Tabla 6.18. Valores de C_w , obtenidos para la serie de maniqués de cráneo.

Edad representativa (años)	Diámetro de maniquí ϕ (cm)	C_w (mGy)
0	8	17.3 ± 0.7
3	10	16.3 ± 0.9
10	14	14.8 ± 0.8
15	16	13.5 ± 1.2

Tabla 6.19. Valores de C_w , obtenidos para la serie de maniqués de tórax.

Edad representativa (años)	Diámetro de eje mayor en maniquí ϕ (cm)	C_w (mGy)
0	13	15.5 ± 1.1
3	20	13.0 ± 2.0
10	27	11.7 ± 1.2

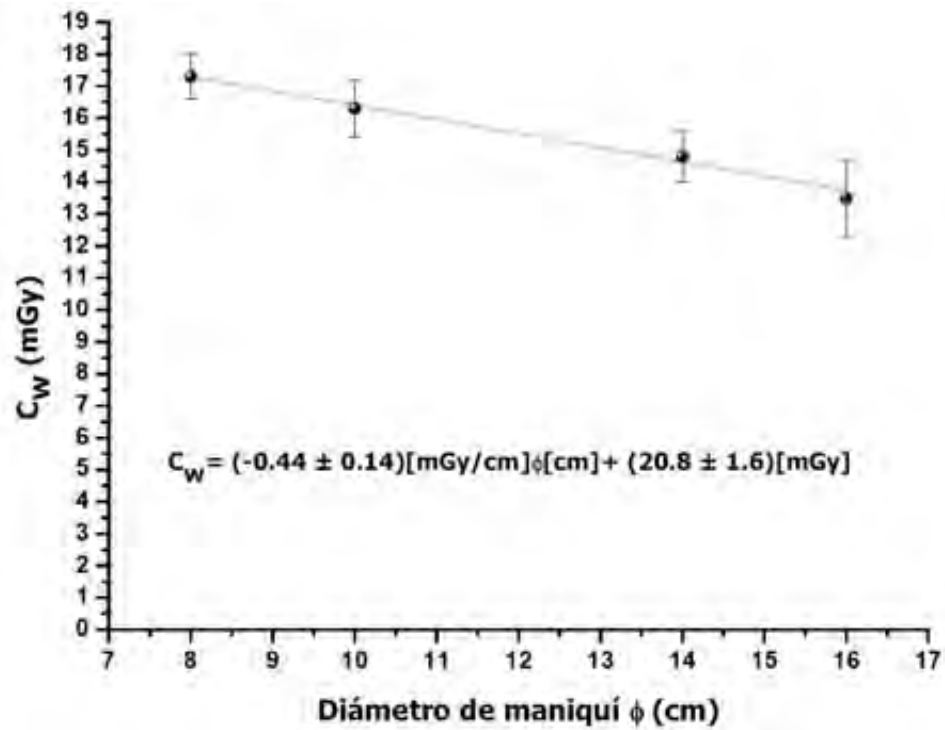


Figura 6.8. C_w en función del diámetro de los maniqués ϕ representativos de cráneo.

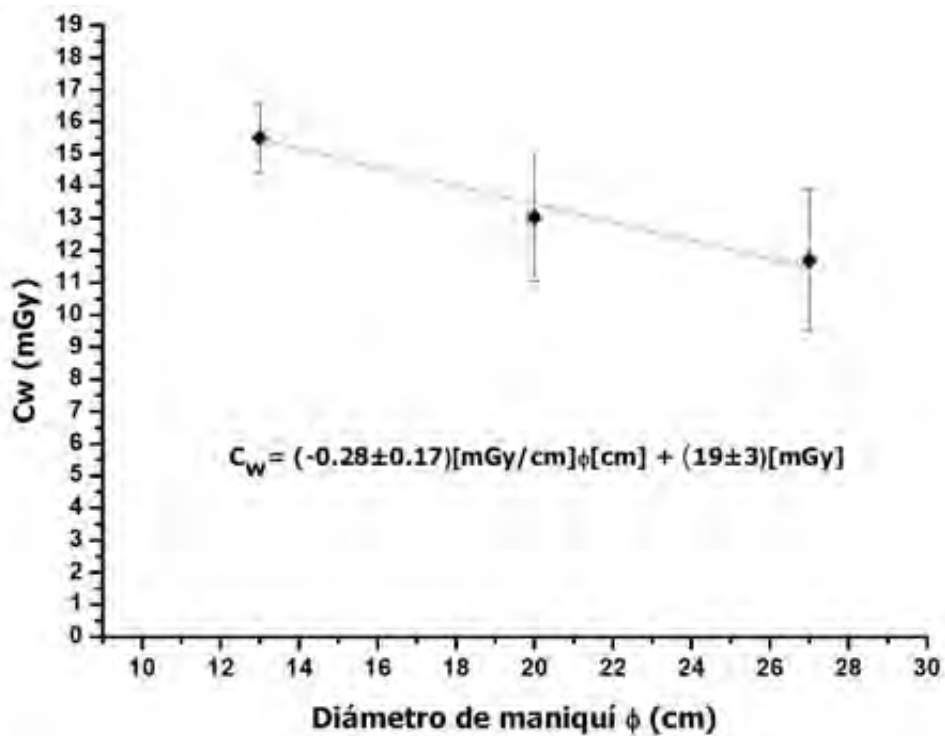


Figura 6.9. C_w en función del diámetro mayor ϕ de los maniqués representativos de tórax.

Podemos observar que el valor de C_w , medido bajo las mismas condiciones de exposición, decrece conforme se incrementa el tamaño del maniquí tanto para cráneo como tórax, lo cual concuerda con la literatura [SH00]. Las ecuaciones 6.1. y 6.2., son representativas del C_w en función del diámetro mayor del maniquí ϕ para cráneo y tórax, respectivamente.

$$C_w = (-0.44 \pm 0.14) \frac{mGy}{cm} \phi cm + 20.8 \pm 1.6 mGy \quad 6.1.$$

$$C_w = (-0.28 \pm 0.17) \frac{mGy}{cm} \phi cm + 19 \pm 3 mGy \quad 6.2.$$

De todos los índices para TC el C_w es uno de los pocos que sí se reporta en la literatura. Siendo los valores reportados en adultos de 27 a 64 mGy y de 13 a 30 mGy, para cráneo y tórax, respectivamente [EU99, BA03, TS01] y específicamente en niños de 11.2 a 78 mGy para cráneo y de 11 a 30 mGy para tórax [SH00, SA05, CA03, CO08].

Si comparamos los valores reportados con los obtenidos en nuestro estudio, observamos que para ambos protocolos (cráneo y tórax) los valores entran en el intervalo de los reportados en la literatura. Es importante mencionar que a pesar de que las referencias no especifican las condiciones de adquisición, nuestros resultados concuerdan con lo reportado.

6.7. Resultados del índice normalizado de kerma en aire ponderado en Tomografía Computarizada (${}_nC_w$)

Los valores de ${}_nC_w$ obtenidos con base en la ecuación 3.7. a partir del índice C_w y de la carga utilizada en la adquisición, para las series de maniqués de cráneo y de tórax, se muestran en las tablas 6.20. y 6.21., respectivamente.

Tabla 6.20. Valores de ${}_nC_w$, medidos con los maniqués de cráneo.

Edad representativa (años)	Diámetro de maniquí ϕ (cm)	${}_nC_w$ (mGy/mAs)
0	8	0.0962 \pm 0.0002
3	10	0.0905 \pm 0.0003
10	14	0.0820 \pm 0.0003
15	16	0.0747 \pm 0.0006

Tabla 6.21. Valores de ${}_nC_w$, medido con los maniqués de tórax.

Edad representativa (años)	Diámetro de eje mayor en maniquí ϕ (cm)	${}_nC_w$ (mGy/mAs)
0	13	0.1295 \pm 0.0007
3	20	0.1087 \pm 0.0025
10	27	0.0974 \pm 0.0034

Debido a que el ${}_nC_w$ proviene del C_{wr} presentan la misma tendencia decreciente en función del aumento del diámetro que el C_w .

Solamente se encontró una referencia con un valor de ${}_nC_w$ para el protocolo de cráneo en infantes, de 0.115 mGy/mAs obtenido con una tensión en el tubo de 120 kV, pero no se especifican los demás parámetros de adquisición [CA03], si hacemos la comparación notamos que nuestro máximo valor está 16% por debajo del valor reportado.

Se debe puntualizar que a partir de este índice es posible obtener el producto kerma longitud P_{KL-CT} , que es utilizado, en algunos casos, como indicador de la dosis.

6.8. Resultados del índice volumétrico de kerma en aire en Tomografía Computarizada (C_{vol}).

Los resultados de C_{vol} se obtuvieron realizando las mediciones con la cámara de ionización y utilizando la ecuación 5.13., para la serie de maniqués representativos de cráneo y tórax.

Es importante recordar las condiciones de adquisición en cada protocolo, en ambos casos se adquirió de forma helicoidal, para cráneo: 120 kV, 180 mAs, grosor de haz medido (NT) de 4 mm, avance de la camilla medido (l) de 10 mm, grosor de corte nominal de 10 mm, avance de la camilla nominal de 10 mm y una inclinación de gantry de 0°. Para tórax se adquirió con: 120 kV, 120 mAs, grosor de haz medido (NT) de 6 mm, avance de la camilla medido (l) de 12 mm, grosor de corte nominal de 10 mm, un avance de camilla nominal de 9 mm y una inclinación de gantry de 0°. Para ambos protocolos se irradió toda la longitud de la cámara de ionización y posteriormente se dividió entre el número de vueltas, para obtener el kerma en aire en una sola vuelta [DO07].

Los resultados se muestran en las tablas 6.22. y 6.23., respectivamente. En las figuras 6.10. y 6.11., se muestran las tendencias de C_{vol} como función del diámetro del maniquí.

Tabla 6.22. Valores de C_{vol} obtenidos para los maniqués de cráneo.

Edad representativa (años)	Diámetro de maniquí ϕ (cm)	C_{vol} (mGy)
0	8	7.4 ± 0.3
3	10	7.1 ± 1.0
10	14	6.7 ± 0.7
15	16	6.3 ± 1.1

Tabla 6.23. Valores de C_{vol} obtenidos para los maniqués de tórax.

Edad representativa (años)	Diámetro de eje mayor del maniquí ϕ (cm)	C_{vol} (mGy)
0	13	6.9 ± 0.8
3	20	5.8 ± 0.8
10	27	5.2 ± 1.0

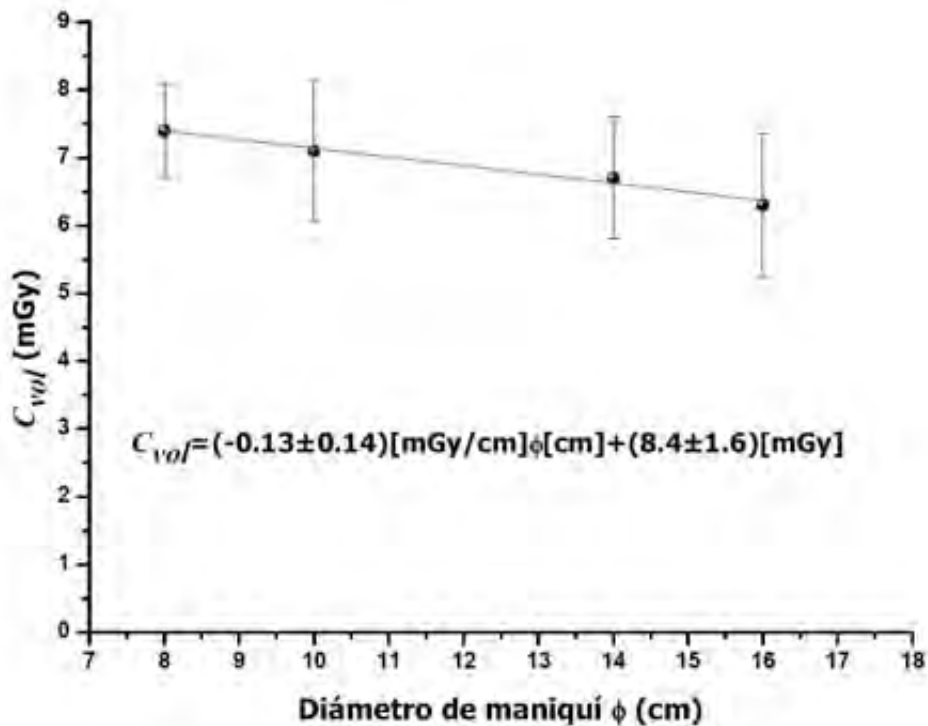


Figura 6.10. C_{vol} en función del diámetro de los maniqués ϕ representativos de cráneo.

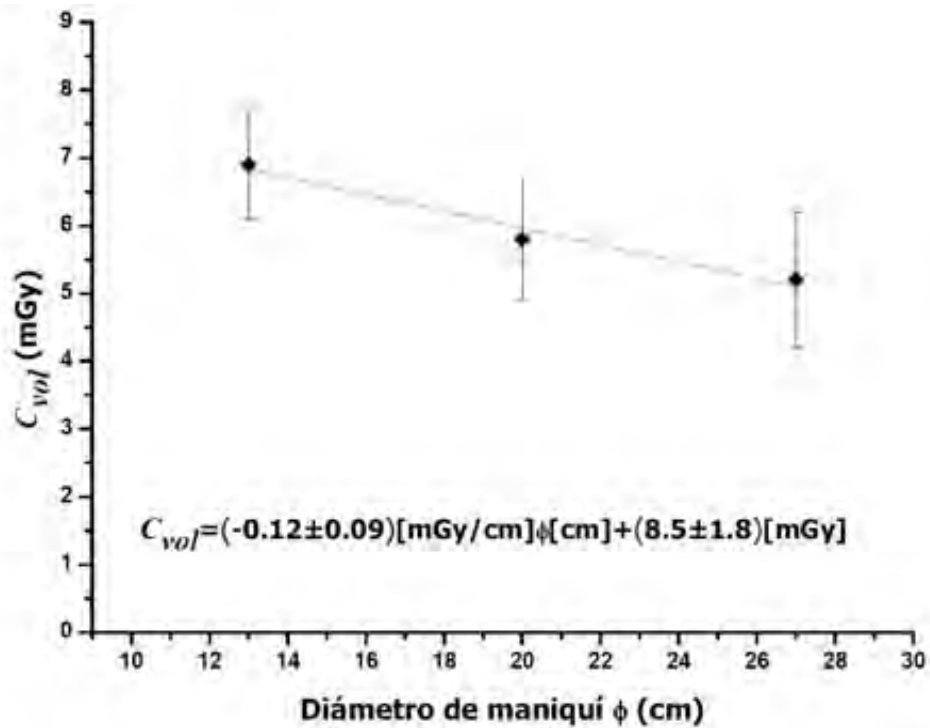


Figura 6.11. C_{vol} en función del diámetro mayor de los maniqués ϕ representativos de tórax.

Las ecuaciones 6.3 y 6.4 presentan la tendencia del C_{vol} en función del diámetro del maniquí ϕ , para cráneo y tórax, respectivamente. Como era de esperarse percibimos que presenta una tendencia descendente igual que el C_w , ya que de éste obtuvimos el C_{vol} .

$$C_{vol} = (-0.13 \pm 0.14) \frac{mGy}{cm} \phi cm + (8.4 \pm 1.6) mGy \quad 6.3.$$

$$C_{vol} = (-0.12 \pm 0.09) \frac{mGy}{cm} \phi cm + (8.5 \pm 1.8) mGy \quad 6.4.$$

Una vez más sólo se encontró en la literatura un intervalo de valores reportados [CO08], para el C_{vol} medido en protocolo de cráneo siendo de 13.4 a 17.8 mGy, vemos que los valores medidos en este trabajo se encuentran por

debajo del intervalo reportado y que el máximo valor está 45% por debajo del límite inferior de lo reportado, es importante aclarar que la referencia no explica las condiciones de adquisición para la obtención de la magnitud. En lo concerniente a tórax no se puede llevar a cabo una comparación pues no se encontraron referencias.

Las figuras 6.12. y 6.13. muestran la comparación de los valores de C_{vol} obtenidos experimentalmente y los valores proporcionados por el TC, para cráneo y tórax, respectivamente. Los valores entregados por el TC son; 37.79 y 9.36 mGy, para cráneo y tórax, respectivamente, como podemos observar el TC sobrestima el valor real del índice aproximadamente en un 500% en el caso de adquisiciones de cráneo y hasta un 80% en el caso de tórax.

Aún no sabemos con certeza como es que el TC obtiene y proporciona un valor de C_{vol} , suponemos que es de acuerdo a los parámetros (kV y mAs) de obtención de la imagen. Lo que sí aseguramos es que el TC no cuenta con ningún instrumento de medición con el que pueda proporcionar un valor certero de la dosis proporcionada en cada adquisición.

Observamos que en los valores comparados hay mayor discrepancia en los resultados correspondientes a cráneo que en los de tórax, aún no se cuenta con la suficiente información para poder dar un argumento que explique tal comportamiento pero suponemos que es debido al filtro de adquisición, ligado a cada protocolo ya que en las adquisiciones todos los parámetros permanecen constantes (espesor de corte, avance de camilla, etc.), excepto el kV y la mAs, según sea el protocolo de adquisición.

Es importante mencionar que al tomar como base el protocolo de cráneo y variar los principales parámetro de adquisición a 120 kV y 120 mAs, se observa que no se produce la misma exposición, respecto del protocolo de tórax con los

mismos parámetros mencionados. Aún no se puede concluir el porqué se da dicha variación, pues hace falta más investigación al respecto.

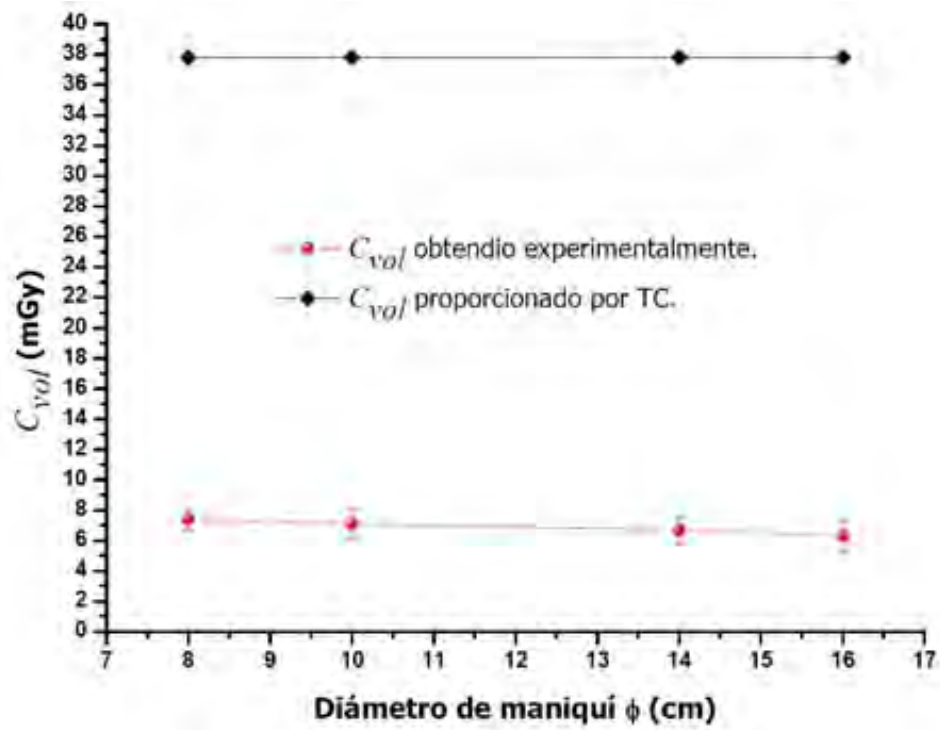


Figura 6.12. Comparación del valor de C_{vol} proporcionado por TC y el obtenido experimentalmente, para adquisiciones de cráneo.

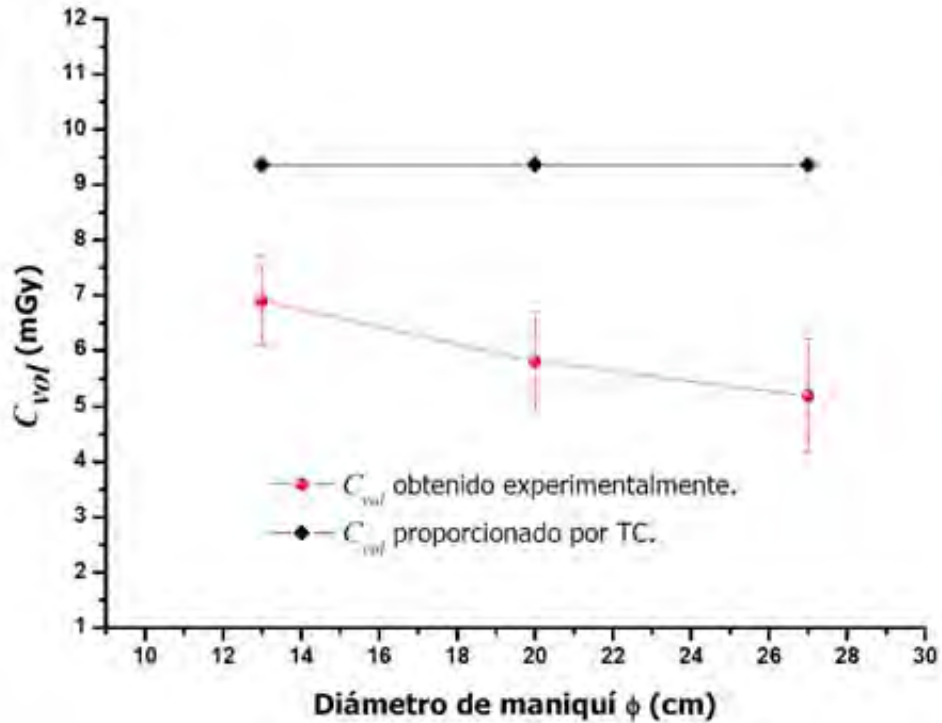


Figura 6.13. Comparación del valor de C_{vol} proporcionado por TC y el obtenido experimentalmente, para adquisiciones de tórax.

Cabe hacer notar que si se mide C_{vol} irradiando todo el maniquí los valores son 8%, 19% y 18% mayores que cuando se irradia únicamente la CI, para los maniquíes de tórax de 13 cm, 20 cm y 27 cm de diámetro mayor, la diferencia se debe fundamentalmente a la dispersión del haz en el maniquí.

6.9. Resultados del índice normalizado de kerma en aire volumétrico en Tomografía Computarizada (${}_n C_{vol}$).

Los resultados para las series de maniquíes de cráneo y de tórax, se muestran en las tablas 6.24. y 6.25., respectivamente, obtenidos con base en la relación 3.9. Seguimos viendo una tendencia descendente en función del aumento del diámetro del maniquí, debido a que este índice es derivado de C_w . No se encontraron niveles orientativos por lo cual no se realizó ninguna comparación.

Tabla 6.24. Valores de nC_{vol} para maniqués de cráneo.

Edad representativa (años)	Diámetro de maniquí ϕ (cm)	nC_{vol} (mGy/mAs)
0	8	0.0411 \pm 0.0004
3	10	0.0397 \pm 0.0008
10	14	0.0317 \pm 0.0006
15	16	0.0353 \pm 0.0010

Tabla 6.25. Valores de nC_{vol} para maniqués de tórax.

Edad representativa (años)	Diámetro de eje mayor del maniquí ϕ (cm)	nC_{vol} (mGy/mAs)
0	13	0.0577 \pm 0.0007
3	20	0.0481 \pm 0.0012
10	27	0.0432 \pm 0.0015

6.10. Resultados del producto kerma en aire – longitud ($P_{KL,CT}$)

El $P_{KL,CT}$ fue obtenido con base en la relación 3.10., para las series de maniqués de cráneo y de tórax, los resultados se muestran en las tablas 6.26. y 6.27., y en la figura 6.14. se ilustra la tendencia del $P_{KL,CT}$, en función del diámetro del maniquí, dado que esta magnitud se obtiene del C_{vol} las condiciones de adquisición, para cada protocolo, se especifican en el punto 6.7.

Las tendencias en ambos protocolos muestran un comportamiento opuesto al de los índices anteriores, es decir, presentan una conducta lineal ascendente en función de los diámetros, y largo del maniquí, observamos que se deposita mayor kerma conforme aumenta la longitud de adquisición, de aquí, decimos que la cantidad de dosis depositada en los infantes es fuertemente dependiente de la longitud del estudio, por lo que es de suma importancia conocer la longitud de la

región de adquisición, es decir, si se adquirió completamente o solamente una parte del cráneo o tórax.

Tabla 6.26. Valores de $P_{KL,CT}$, obtenidos para los maniqués de cráneo.

Edad representativa (años)	Diámetro de maniquí ϕ (cm)	Longitud de maniquí (cm)	$P_{KL,CT}$ (mGy.cm)
0	8	13	96 ± 9
3	10	15.35	110 ± 16
10	14	17	113 ± 15
15	16	19	121 ± 20

Tabla 6.27. Valores de $P_{KL,CT}$, obtenidos para los maniqués de tórax.

Edad representativa (años)	Diámetro de eje mayor del maniquí ϕ (cm)	Longitud de maniquí (cm)	$P_{KL,CT}$ (mGy.cm)
0	13	18	125 ± 13
3	20	29	167 ± 25
10	27	37	192 ± 31

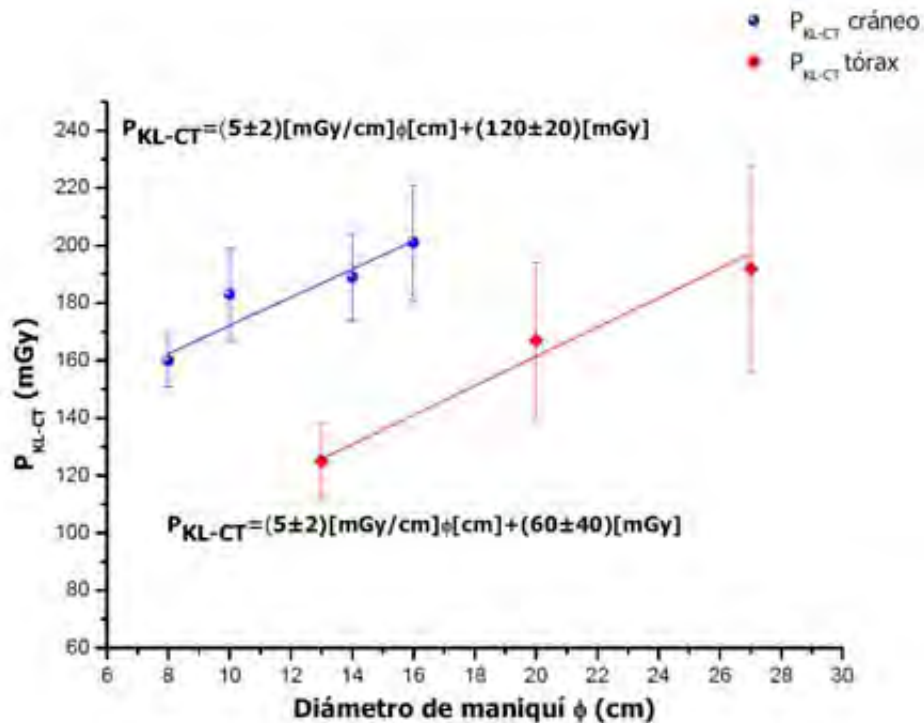


Figura 6.14. P_{KL-CT} en función del diámetro de los maniqués ϕ representativos de tórax y cráneo.

Existen valores reportados de P_{KL-CT} tanto en adultos como en niños. El intervalo reportado para adultos es de 423 a 1050 mGy.cm en cráneo y de 203 a 650 mGy.cm en tórax [EU99, BA03, TS01], mientras que para niños los valores se reportan entre 86 y 1294 mGy.cm para cráneo y para tórax de 200 y 611 mGy.cm [SH00, SA05, CA03, CO08]. Como podemos observar, para el protocolo de cráneo nuestros valores quedan dentro del intervalo de valores publicado, para el protocolo de tórax nuestros valores quedan por debajo del límite inferior, reportado para niños, a lo más un 38%.

6.11. Resultados de la dosis promedio en barridos múltiples (MSAD)

Los perfiles de dosis indicando la región de integración para la obtención de la MSAD, se ilustran en las figuras 6.15., 6.16., 6.17. y 6.18., para estudios de cráneo y en las figuras 6.19., 6.20. y 6.21., para los de tórax. En las tablas 6.28. y 6.29., se dan los valores obtenidos con base en las relaciones 5.14. a 5.16 a partir de las medidas adquiridas con TLD.

Es importante recordar que la MSAD se obtuvo de posicionar los TLD en dos orificios; el centro y uno de la periferia, como se describe en el punto 5.14., en las gráficas se esquematizan los valores obtenidos en la periferia ilustrándose con rombos y los valores centrales con círculos, cada uno con su debida incertidumbre, observamos también que los valores obtenidos para la posición central y periférica son muy similares.

Evocamos que el escaneo se realizó de forma helicoidal, para ambos protocolos. Para cráneo: 120 kV, 180 mAs, grosor de haz medido (NT) de 4 mm, avance de la camilla medido (l) de 10 mm, grosor de corte nominal de 10 mm, avance de la camilla nominal de 10 mm y una inclinación de gantry de 0°. Para

tórax se adquirió con: 120 kV, 120 mAs, grosor de haz medido (NT) de 6 mm, avance de la camilla medido (l) de 12 mm, grosor de corte nominal de 10 mm, un avance de camilla nominal de 9 mm y una inclinación de gantry de 0° , en ambos protocolos solamente se irradió la longitud del peine. También es primordial tener presente que la integración de la dosis se realizó en el centro del peine, donde se ubican los TLD continuos, en una longitud de 4 mm, que corresponde al grosor del haz, para protocolo de cráneo y de 6 mm para tórax.

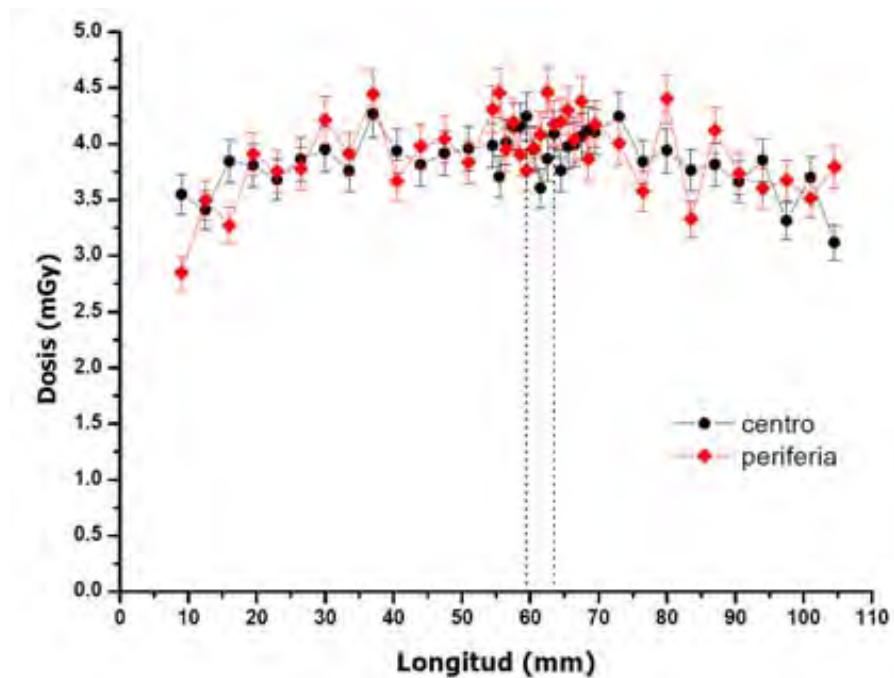


Figura 6.15. Perfil de dosis obtenidas en el centro y la periferia del maniquí representativo de cráneo con un diámetro ϕ de 8 cm. Las líneas discontinuas indican la región de integración utilizada para determinar la MSAD.

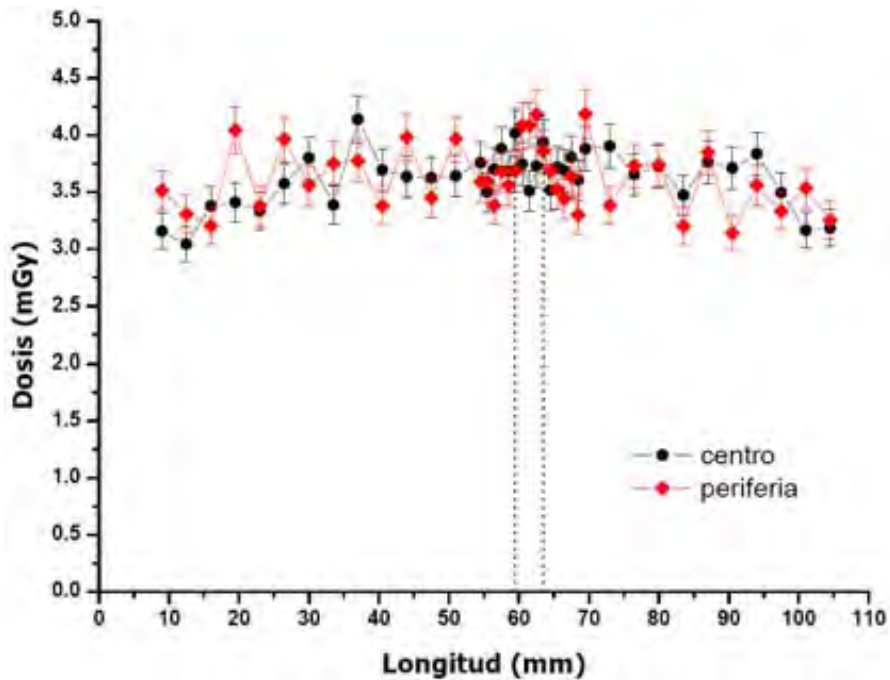


Figura 6.16. Perfil de dosis obtenidas en el centro y la periferia del maniquí representativo de cráneo con un diámetro ϕ de 10 cm. Las líneas discontinuas indican la región de integración utilizada para determinar la MSAD.

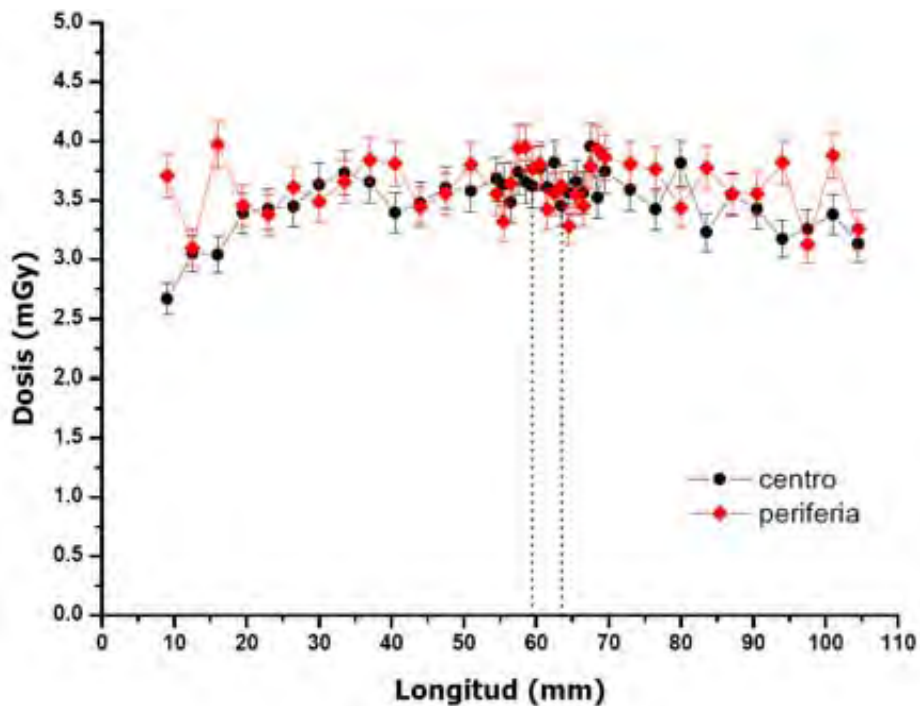


Figura 6.17. Perfil de dosis obtenidas en el centro y la periferia del maniquí representativo de cráneo con un diámetro ϕ de 14 cm. Las líneas discontinuas indican la región de integración utilizada para determinar la MSAD.

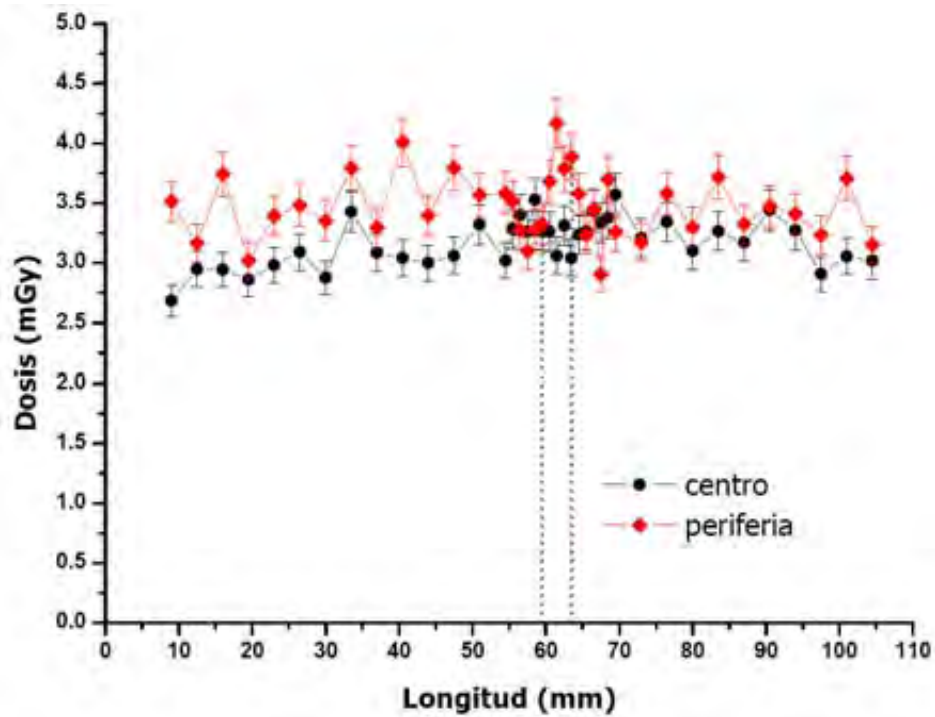


Figura 6.18. Perfil de dosis obtenidas en el centro y la periferia del maniquí representativo de cráneo con un diámetro ϕ de 16 cm. Las líneas discontinuas indican la región de integración utilizada para determinar la MSAD.

Tabla 6.28. Valores de la MSAD medida para maniqués de cráneo.

Edad representativa (años)	Diámetro del maniquí ϕ (cm)	MSAD (mGy)
0	8	16.2 ± 1.1
3	10	15.7 ± 1.1
10	14	14.6 ± 1.0
15	16	14.4 ± 1.1

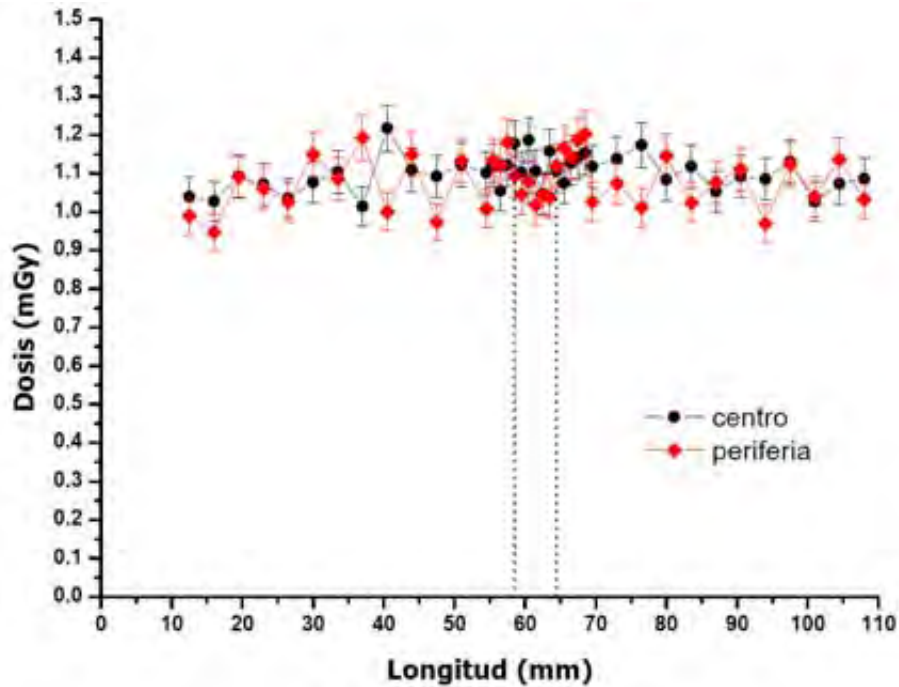


Figura 6.19. Perfil de dosis obtenidas en el centro y la periferia del maniquí representativo de tórax de diámetro del eje mayor ϕ de 13 cm. Las líneas discontinuas indican la región de integración utilizada para determinar la MSAD.

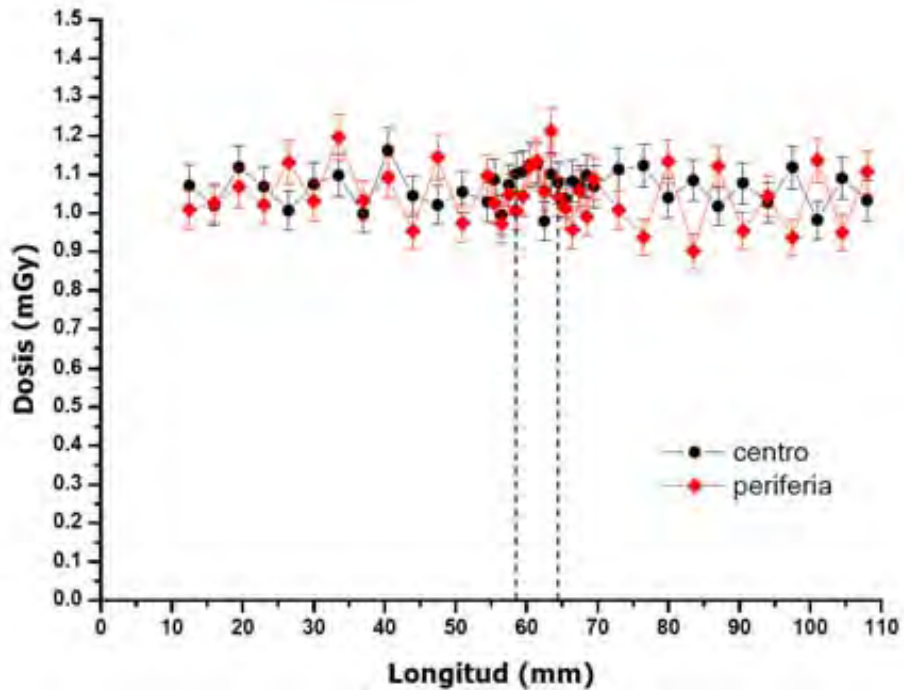


Figura 6.20. . Perfil de dosis obtenidas en el centro y la periferia del maniquí representativo de tórax de diámetro del eje mayor ϕ de 20 cm. Las líneas discontinuas indican la región de integración utilizada para determinar la MSAD.

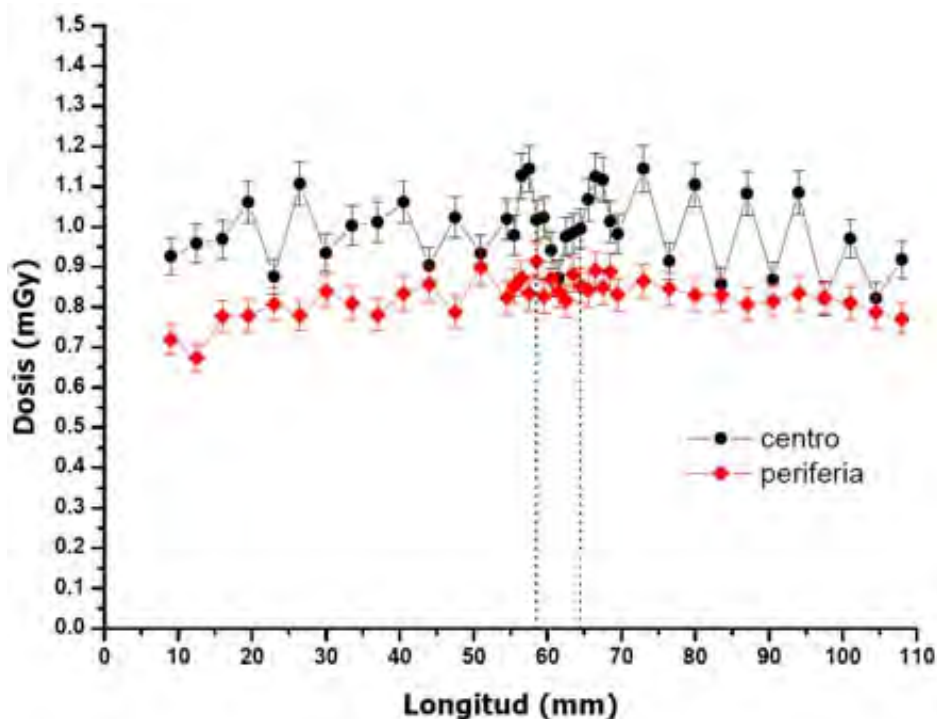


Figura 6.21. . Perfil de dosis obtenidas en el centro y la periferia del maniquí representativo de tórax de diámetro del eje mayor ϕ de 27 cm. Las líneas discontinuas indican la región de integración utilizada para determinar la MSAD.

Tabla 6.29. Valores de la MSAD medida para maniqués de tórax.

Edad representativa (años)	Diámetro del eje mayor del maniquí ϕ (cm)	MSAD (mGy)
0	13	6.5 ± 0.5
3	20	6.6 ± 0.5
10	27	5.3 ± 0.4

En la figura 6.22 se muestra que los valores de la MSAD, para adquisiciones de cráneo y tórax, exponen comportamientos lineales descendentes en función del aumento del diámetro del maniquí.

Existen pocas referencias reportadas en la literatura sobre esta magnitud, pero se establece un intervalo de 4.3 – 55 mGy para adquisiciones en protocolo de cráneo en adultos [CO92, MO87], para el protocolo de tórax no se han encontrado

valores publicados. Los valores obtenidos en este trabajo quedan dentro del intervalo reportado.

La Norma Oficial Mexicana utiliza esta magnitud para establecer los niveles orientativos en TC para adultos, que son de 50 mGy para cráneo y de 35 mGy para tórax [SE02]. Ya que el mayor valor obtenido bajo protocolo de cráneo es de 16.2 ± 1.1 y de 6.6 ± 0.5 para tórax, percibimos que los valores experimentales se encuentran un 68% y un 81% por debajo de lo establecido por la Secretaria de Salud, para adquisiciones de cráneo y de tórax, respectivamente. Dicha diferencia se aprecia mejor en la figura 6.22.

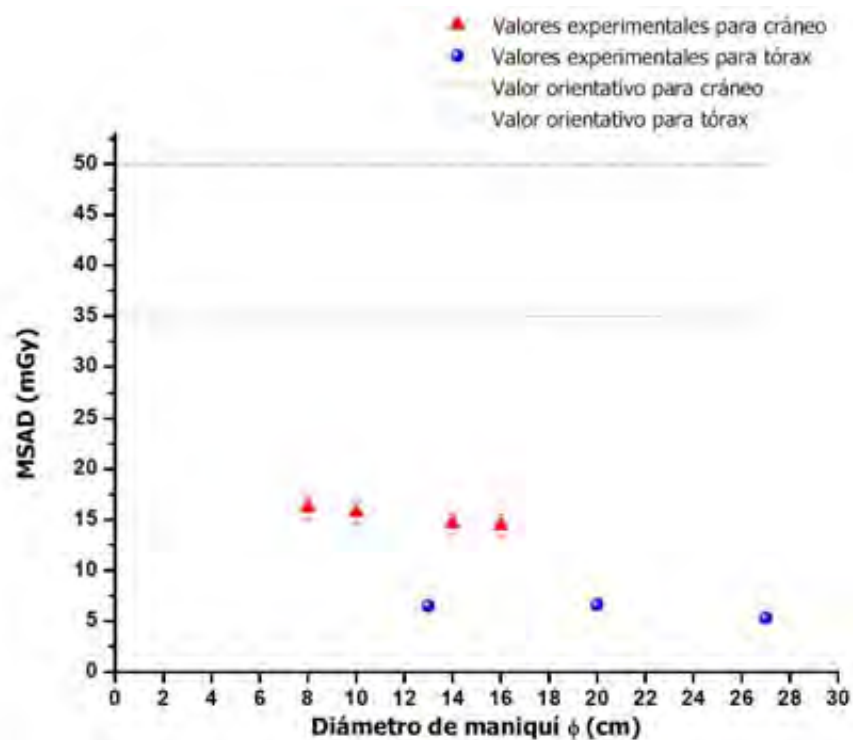


Figura 6.22. La MSAD obtenida con TLD-100 en los maniqués de cráneo y tórax, como función del diámetro del maniquí.

6.12. Resultados del análisis de la base de datos.

Durante aproximadamente un año, de marzo del 2007 a marzo del 2008, en el Hospital Infantil de México Federico Gómez se realizaron 5600 estudios de

Tomografía Computarizada en una población de infantes que comprende tanto masculinos como femeninas, en los diversos protocolos de cráneo, tórax y abdomen - pelvis.

Del total de adquisiciones aproximadamente el 65% se obtuvo en el turno matutino, el 28% en el turno vespertino y el 6% en los fines de semana, dicha información se ilustra en la figura 6.23. Los porcentajes nos indican que se tiene casi el doble de trabajo en el turno matutino que en el vespertino.

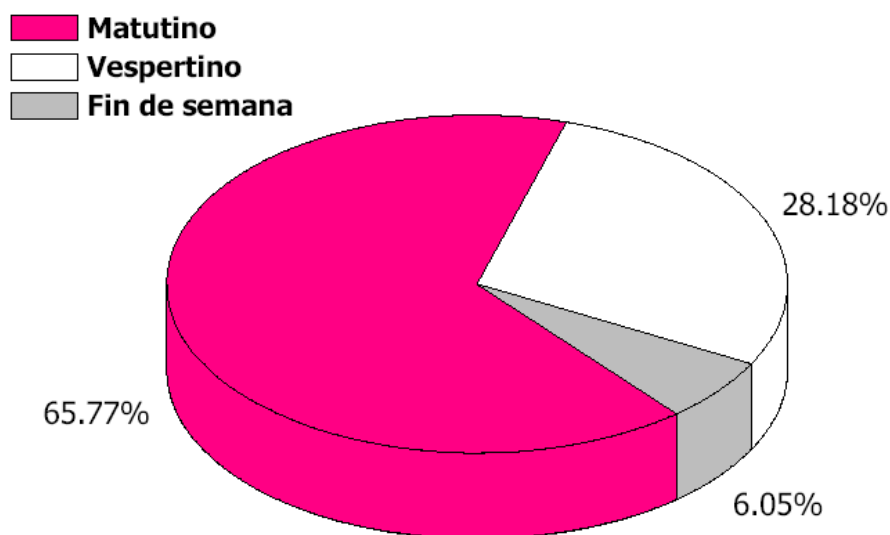


Figura 6.23. Porcentaje de adquisiciones en los diversos turnos de trabajo.

Por otro lado, la figura 6.24 muestra el porcentaje total de estudios correspondientes a cada tipo de adquisición, donde podemos percatarnos que casi el 50% corresponde a estudios de cráneo, mientras que para tórax y abdomen – pelvis la proporción es casi de un cuarto del total. También revelamos que el 53% del total de estudios es practicado a pacientes masculinos y el 47% a féminas, esto se muestra en la figura 6.25.

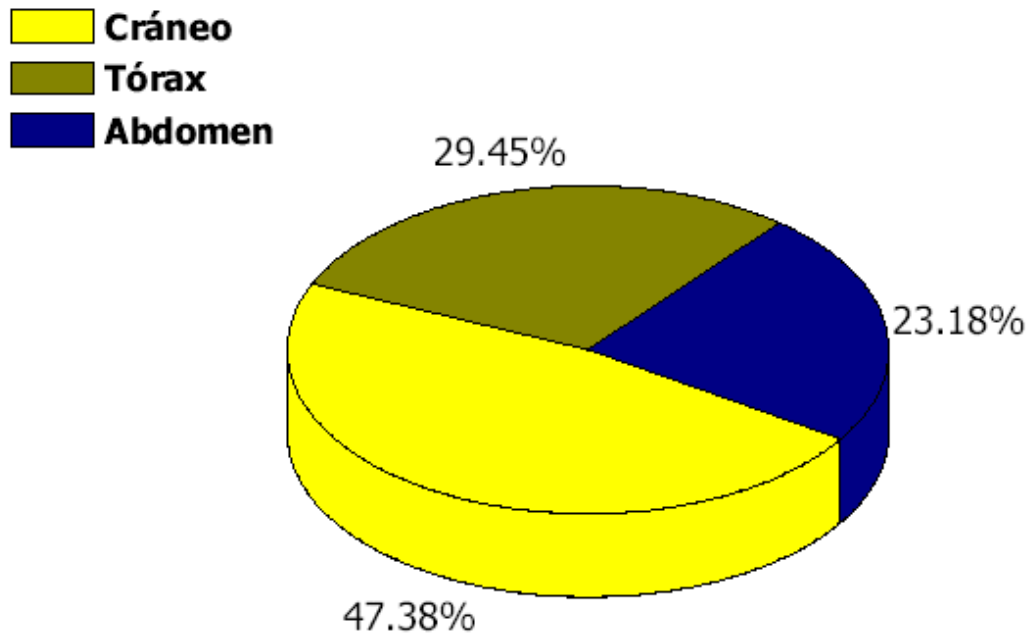


Figura 6.24. Porcentaje de adquisiciones según el tipo de adquisición.

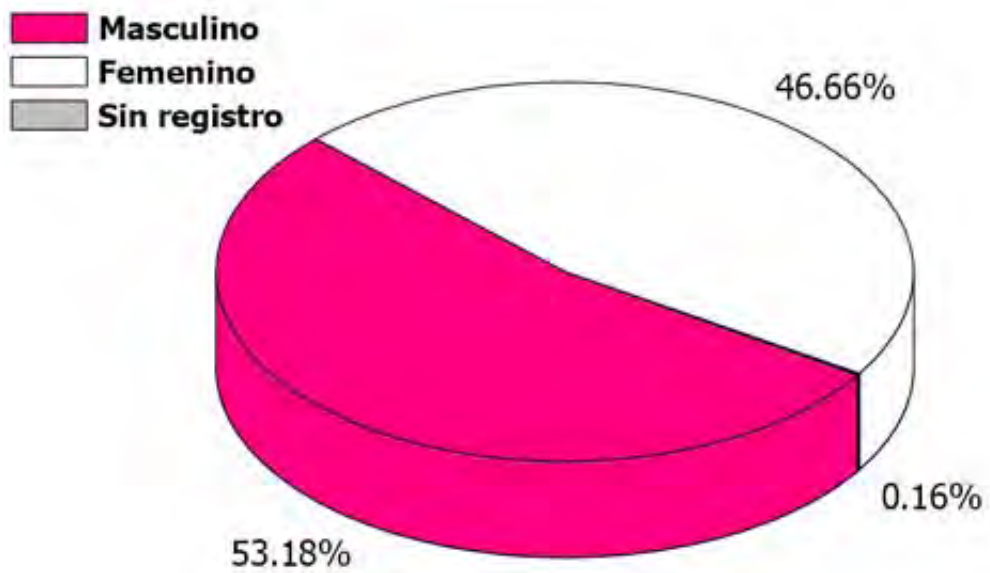


Figura 6.25. Porcentaje de adquisiciones según el género del paciente.

En la figura 6.26. se presenta la frecuencia de adquisición de estudios, en porcentaje, como función de la edad del paciente. Para el análisis podemos partir la población en: de recién nacidos a 11 meses y de 1 año a 20 años, observamos que ambos intervalos tienen una tendencia decreciente en función del aumento de edad, registrándose las mayores frecuencias de adquisición en los primeros meses teniéndose que la mayor frecuencia de estudios tomográficos se realiza durante el primer año de vida.

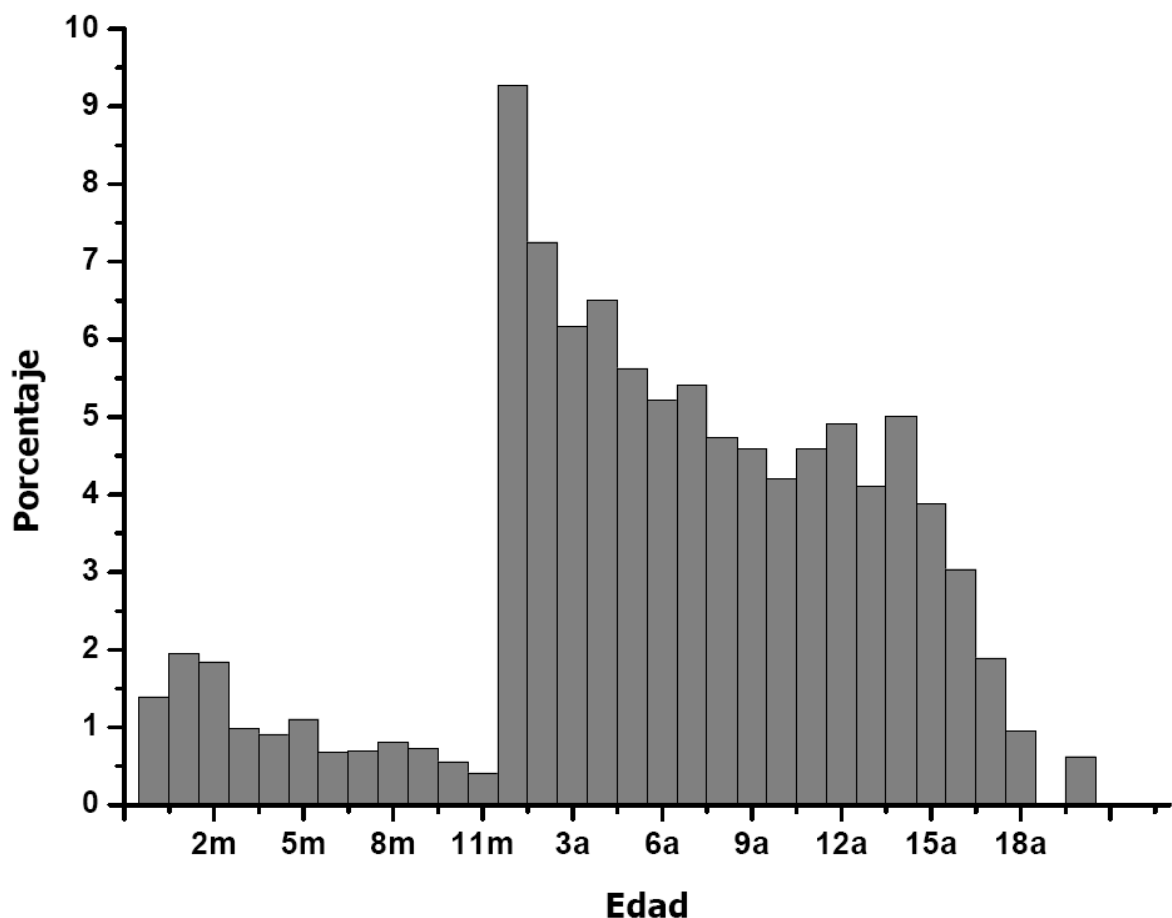


Figura 6.26. Porcentaje de la frecuencia de estudios adquiridos según la edad del paciente.

Por último, en la figura 6.27. se muestra el número de pacientes (frecuencia) como función del número de estudios realizados por paciente, es de gran importancia hacer notar que a un sólo infante se le realizaron 23 tomografías durante un año, este dato es muy alertante debido a que el infante cuenta

solamente con 4 años de edad, lo que implica demasiada dosis en el pequeño. Brenner y colaboradores [BR01] indican que de 600 000 tomografías realizadas en cráneo y abdomen, 500 de los individuos podrían morir de cáncer atribuido a la dosis recibida por la exposición a la radiación debida a la TC.

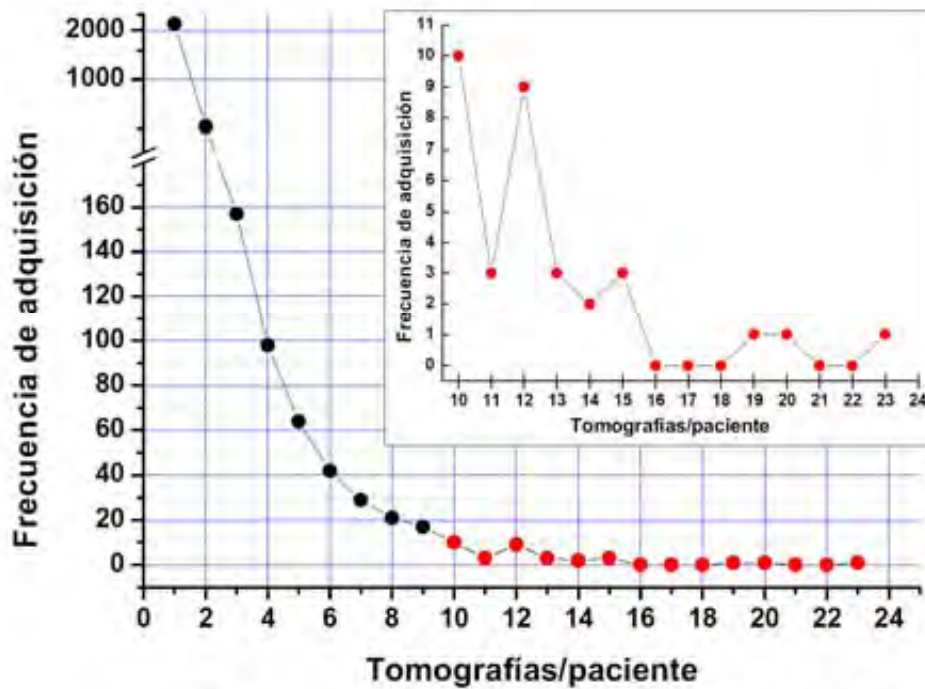


Figura 6.27. Frecuencia de adquisición de tomografías por paciente.

CONCLUSIONES

A continuación se presentan las conclusiones obtenidas de la investigación y experimentación realizada. Primero enfatizaremos que sí se lograron los objetivos del estudio, pues se realizaron las pruebas de control de calidad del TC, y el estudio dosimétrico durante estudios tomográficos, en pacientes pediátricos.

Sobre el control de calidad; de las 12 pruebas realizadas para la corroboración del comportamiento mecánico, geométrico e imaginológico, el TC cumple con las especificaciones con respecto a lo mecánico e imaginológico, pero falla en la coincidencia del isocentro con el sistema de luces para localización coronal, una prueba geométrica, por lo cual el TC no cumple del todo con lo establecido para su buen funcionamiento.

Respecto de la prueba no acreditada, se reportará con la autoridad correspondiente para que se corrija el fallo, es importante enmendar el error pues el posicionamiento del paciente se hace con base en los láseres y en estos instantes los infantes están siendo mal colocados según lo establecido en la Norma Oficial Mexicana. Es importante resaltar que el error de desplazamiento no es muy relevante, del 30% con respecto a lo establecido en la NOM, pero debe corregirse antes de que sea un error significativo.

Para trabajo a futuro, se sugiere la construcción y planeación de los dispositivos necesarios para la realización de las 4 pruebas faltantes y así efectuar todas las pruebas que establece la Secretaria de Salud, y poder consumir el control de calidad del Tomógrafo Computarizado.

En cuanto a las magnitudes dosimétricas podemos concluir que los valores de C_w y $MSAD$ medidos en este trabajo se encuentran dentro de los valores reportados en la literatura [EU99, BA03, TS01, SH00, SA05, CA03, CO08, CO92, MO87, SE02]. Con respecto a los demás valores de los índices, éstos se encuentran cercanos al nivel inferior, lo cual es muy bueno pues implica que en el Hospital Infantil de México se están realizando los protocolos con parámetros de adquisición adecuados lo que proporciona dosis bajas a los niños, sin comprometer la calidad de imagen.

Acerca del K_{pr} , en protocolo de cráneo nuestros valores quedan 65% por debajo de lo reportado [CO08], a pesar de que el valor publicado se obtuvo usando el mismo Tomógrafo y equipo lector TL, así como el mismo protocolo de lectura de los dosímetros. Suponemos que la diferencia radica en el protocolo de posicionamiento, guardado, empaquetamiento y forma de irradiación de los TLD. Además de variaciones en la calidad del haz de rayos X del TC. Con respecto al protocolo de tórax no se puede establecer comparación pues no se han encontrado valores reportados.

Referente al $C_{a,100r}$, en protocolo de cráneo, el valor obtenido es un 3% menor que el menor valor reportado en las referencias [W3,CO08], la diferencia se puede atribuir a las variaciones de la calidad del haz producidas por el TC, pues en nuestro estudio se corroboró que la máxima incertidumbre debida a estas variaciones es del 14%. En lo referente a los protocolos de tórax y abdomen – pelvis no se han encontrado valores reportados.

Con respecto al C_{volr} , en protocolo de cráneo, el máximo valor obtenido es 45% menor que los valores publicados [CO08]; para el protocolo de tórax no se encontraron referencias. Es importante comentar que el valor proporcionado por el TC, respecto de esta magnitud, no es fidedigno por lo que en cada equipo, se

deben de hacer pruebas dosimétricas para obtener el valor real de kerma para cada protocolo de adquisición.

En cuanto al P_{KL-CT} , en el protocolo de cráneo, los valores obtenidos caen dentro del intervalo de los publicados [EU99, BA03, TS01, SH00, SA05, CA03, CO08], para el protocolo de tórax los valores obtenidos son 38% menores que los reportados.

Para el $MSAD$, se encontró que los valores experimentales son menores que los niveles orientativos, establecidos en la Norma Oficial Mexicana, 68% y 81% para cráneo y tórax, respectivamente.

Es importante comentar que el P_{KL-CT} indica que se imparte mayor dosis si es más grande el niño, esto es debido a que el índice varía directamente en función de la longitud que abarque el estudio.

Nos interesa comentar que es más representativo utilizar el P_{KL-CT} que el $MSAD$, para ilustrar la dosis que se le está proporcionando a un paciente en cada estudio tomográfico, pues la primera depende de la longitud del volumen total irradiado y la segunda solamente muestra la dosis en el corte central del total del volumen irradiado.

Con base en los resultados obtenidos, nos atrevemos a decir que se labora adecuadamente en el área de Tomografía Computarizada del Hospital Infantil, debido a que todos los valores de las magnitudes dosimétricas se encuentran dentro o debajo de los valores reportados, pero aún así, sabemos que se podría mejorar, pues si se modifican los parámetros de adquisición de acuerdo a la talla, peso y tamaño del paciente se podría reducir aún más la dosis impartida a los niños.

Como trabajo a futuro se propone terminar el diseño y construcción de los maniqués representativos de tórax y abdomen – pelvis, obtener las series de valores para las magnitudes dosimétricas bajo los tres protocolos y así ayudar a establecer niveles orientativos según el protocolo requerido.

También se deberían investigar y establecer protocolos óptimos para cumplir con el objetivo principal que es lograr que las dosis sean tan bajas como razonablemente sea posible, sin afectar, obviamente, la calidad de la imagen obtenida y el diagnóstico que se va a realizar. Para lograrlo se tiene que realizar un estudio profundo y cuidadoso sobre la manipulación de los diversos parámetros que contribuyen a la dosis, como son; geometría, modo y tiempo de escaneo, corriente y carga del tubo, colimación, velocidad de desplazamiento de la camilla, pitch, rotación de gantry y filtro de reconstrucción.

Con respecto al análisis de la base de datos, se muestran los resultados como comienzo de recaudación de datos para la mejor comprensión de la metodología de trabajo en el Hospital. Nos gustaría resaltar que esta información podrá ayudar a poner un alto en la indiscriminada obtención de TC en infantes debido a que algunos médicos de diferentes especialidades (urgencias, ortopedia, oncología, cardiología, etc.) abusando de la gran herramienta de diagnóstico que es el TC, realizan demasiadas adquisiciones a los niños reduciendo así la práctica clínica y aumentando la probabilidad de crear un efecto determinista o estocástico, los cuales dependen de la dosis absorbida, en algún momento de la vida de los infantes. Los efectos deterministas se presentan a partir de un cierto valor umbral de dosis y para los efectos estocásticos tenemos que su probabilidad, y no su gravedad, aumenta en función de la dosis de radiación.

Anexo 1.

*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

	
Quím. 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

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

*escala en R
se requiere
conversion de
mR a Gy*

$N_{P_{KL,Q}}$: 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

Anexo 2.

*Factor de sensibilidad del
lote de TLD*

Dosímetro	Lectura <i>l</i> (nC)	Factor de sensibilidad <i>f_i</i>
A1	540.2	1.01
A2	556	0.98
A3	568.7	0.96
A4	572.8	0.95
A5	545	1.00
A6	530.9	1.03
A7	586.9	0.93
A8	568.3	0.96
A9	564.9	0.97
A10	510.4	1.07
A11	558.6	0.98
B1	571.5	0.96
B2	516.3	1.06
B3	563.5	0.97
B4	565	0.97
B5	571.5	0.96
B6	545.9	1.00
B7	549.2	0.99
B8	547.1	1.00
B9	528.1	1.03
B10	537.8	1.02
B11	511.2	1.07
C1	547.9	1.00
C2	513.8	1.06
C3	565.4	0.97
C4	529.8	1.03
C5	549.3	0.99
C6	537.7	1.02
C7	529.7	1.03
C8	548.3	1.00
C9	533.8	1.02
C10	486	1.12
C11	514.1	1.06
D1	541.6	1.01
D2	520.2	1.05
D3	531.4	1.03
D4	550.4	0.99
D5	549.4	0.99
D6	553.5	0.99

D7	549.4	0.99
D8	493.1	1.11
D9	555.5	0.98
D10	523.8	1.04
D11	519	1.05
E1	549.9	0.99
E2	543.5	1.01
E3	556.1	0.98
E4	573.8	0.95
E5	558.3	0.98
E6	550.2	0.99
E7	496.7	1.10
E8	538	1.02
E9	550	0.99
E10	546.6	1.00
E11	574.1	0.95
F1	545.5	1.00
F2	550.5	0.99
F3	561.4	0.97
F4	563.7	0.97
F5	542	1.01
F6	553.3	0.99
F7	543.8	1.00
F8	576.4	0.95
F9	578.3	0.94
F10	563.3	0.97
F11	541.9	1.01
G1	544.8	1.00
G2	548	1.00
G3	550.4	0.99
G4	546.5	1.00
G5	532.9	1.03
G6	539.3	1.01
G7	534.6	1.02
G8	583.3	0.94
G9	555.2	0.98
G10	550.2	0.99
G11	535.5	1.02
H1	570.3	0.96
H2	522.2	1.05
H3	581.9	0.94
H4	493.7	1.11
H5	569.5	0.96

H6	546.9	1.00
H7	550.1	0.99
H8	505.4	1.08
H9	589.5	0.93
H10	562.6	0.97
H11	544.9	1.00
I1	610.5	0.89
I2	531.3	1.03
I3	537.3	1.02
I4	541	1.01
I5	518.1	1.05

Promedio 546.3 nC

Desviación estándar 22.4 nC

REFERENCIAS

- [AT86] Attix F. H. Introduction to radiological physics and radiation dosimetry. John Wiley & Sons, USA, 1986.
- [BA03] Baeza M., Calzado A., Morán P., Morán L., Rodríguez R. Estimación de Dosis en Tomografía Computarizada (TC) en Cinco Centros para Cinco Indicaciones Frecuentes. Física Médica. 2003; 4(1).
- [BR01] Brenner D. J., Elliston C.D., Hall E. J., Berdon W. E. Estimated Risks of Radiation-Induced Fatal Cancer from paediatric CT. AJR. 2001; 176: 289-296.
- [BU02] Bushberg J. H. The Essential Physics of Medical Imaging, Lippincott Williams and Wilkins, USA, 2002.
- [CA03] Campos P. A., Buades M. J., Serna A., González A., Torres F. J., Martínez J. A., Castro I., Tobará B., Exploraciones de TC de Cráneo Pediátricos. Resultados Preliminares de Dosis. Física Médica. 2003; 4(1).
- [CH05] Chávez A. C., Tesis de licenciatura; Diseño y Construcción de un maniquí para Tomografía Computarizada. UNAM. México, D.F. 2005.
- [CO04] Corbo D. N., Tomografía Axial Computada. XIII Seminario de Ingeniería Biomédica. 2004: 1-6.
- [CO08] Colin L. M. Tesis de maestría; Kerma de Entrada en Piel en estudios Pediátricos de Cabeza con Tomografía Computarizada, UNAM, México D.F., 2008.
- [CO92] Conway B. J., McCrohan J. L., Antonsen R.G., Rueter F. G., Slayton R. J., Suleiman O.H., Average Radiation Dose in Standard CT Examination of the Head: Results of the 1990 NEXT Survey. Radiology, 1992; 184: 135-140.
- [DO07] Dosimetry in diagnostic radiology: An Internacional Code of Practice, Technical Reports Series No. 457, IAEA, Viena, 2007.

- [EC96] Eckerman K. F., Cristy M. and Ryman J.C. The ORNL mathematical phantom series. Oak Ridge National Laboratory. 1996; 1-33.
- [EU99] European Commission. European Guidelines on Quality Criteria for Computed Tomography. 1999; EUR 16262.
- [GO07] Goldman L.W. Principles of CT and CT Technology. Journal of Nuclear Medicine Technology. 2007; 35: 115-128.
- [HA06] Hausleiter J., Meyer T., Hadamitzky M., Zankl M., Martinoff S., Kastrati A., Schömig A., Radiation Dose Estimates From Cardiac Multislice Computed Tomography in Daily Practice. Circulation. 2006;113:1305-1310.
- [HS03] Hsieh J. Computed Tomography: Principles, Design, Artifacts and Recent Advances. SPIE, USA, 2003.
- [JO83] Johns H. E., Cunningham J. R. The Physics of Radiology. Thomas, Springfield, 1983.
- [KH03] Khan F.M. The physics of therapy. Williams & Wilkins, USA, 2003.
- [KO04] Koop A. F., Küttner A., Trabold T., Heuschmid M., Schröder S., Claussen C.D. Multislice CT in cardiac and coronary angiography. The British Journal of Radiology. 2004; 77: 587-597.
- [MA07] Martínez A. Notas de Clase Referentes a Tomografía Computarizada. Ciclo 2007-2.
- [ME00] Mettler FA, Wiest PW, Locken JA. CT Scanning: Patterns of Use and Dose. J Radiology Prot. 2000; 20: 353–359.
- [MO87] Moström U., Ytterbergh C., Spatial Distribution of Dose in Computed Tomography with Special Reference to Thin-slice Techniques. Acta Radiol, 1987; 6: 771-7.
- [PE01] Perisinakis K., Damilakis J., Voloudaki A., Papadakis A., Gourtsoyiannis N. Patient Dose Reduction in CT Examinations by Optimizing Scanogram Acquisition. Radiation Protection Dosimetry. 2001; 93: 173–178.
- [RI01] Rickards J. Las radiaciones: reto y realidades. Fondo de Cultura Económica, México, 2001.

- [RI95] Rickards J. Las radiaciones II. El manejo de las radiaciones nucleares. Fondo de Cultura Económica, México, 1995.
- [SA05] Santa-Olalla C. I., Corredoira S. E., Plaza A. R., Martín M. G., Huerga C. C., Serrada H. A., Vidal S. J., Tellez de Cepeda M. Dosis en TC Pediátricos. Física Médica. 2005; 6(3): 231-235.
- [SE02] Secretaría de salud. Norma Oficial Mexicana 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. México, 2002.
- [SH00] Shimpton P.C., Wall B. F., Reference Doses for Paediatric Computed Tomography: Radiation Protection Dosimetry. 2000; 90: 249-252.
- [SH81] Shope T. B., Gagne R. M., Jonson G. C. A Method for Describing the Doses Delivered by Transmission X-ray Computed Tomography. Medical Physics, 1981; 8: 488-495.
- [SI04] Siegel M. J., Schmidt B., Bradley D., Suess C., Hildebolt C. Radiation Dose and Image Quality in Pediatric CT: Effect of Technical Actors and Phantom Size and Shape. Radiology. 2004; 233: 515-522.
- [TO01] Touzet R. E., El uso de "niveles de referencia" en el diagnóstico médico. 47º Congreso Argentino de Radiología, Diagnóstico por Imágenes y Terapia Radiante. 2001: 719-722.
- [TS01] Tspaki V., Kottou S., Papadimitriou D., Application of European Commission Reference Dose Levels in CT Examinations in Crete, Greece. The British Journal of Radiology. 2001; 74: 836-840.
- [VA05] Valencia F. Tesis de maestría; Calidad de la imagen y dosis en tomografía computarizada para tratamientos de cabeza, UNAM, México D.F., 2005.
- [YA04] Yates S.J., Pike L.C., Goldstone K.E. Effect of multislice scanners on patient dose from routine CT examinations in East Anglia. British Journal of Radiology. 2004; 77(7): 472-478.

- [Z000] Zoetelief J., Recommendation for patients dosimetry in diagnostic radiology using TLD, EUR 19604, European Commission 2000.
- [Z098] Zoetelief, J. Geleijns J., Patient Doses in Spiral CT. British Journal Radiology. 1998; 71: 584–586.
- [W1] www.smf.mx/boletin/Oct-95/ray-med.html.
- [W2] <http://www.wacolab.com/showproduct.asp/Furnaces>.
- [W3] http://www.thermo.com/eThermo/CMA/PDFs/Product/productPDF_18471.
- [W4] <http://www.radcal.com/20xseries.html#x63ct>.

Siglas

$C_{a,100}$	Índice de kerma en aire en Tomografía Computarizada
CI	Cámara de Ionización
$C_{PMMMA,100,c}$	Kerma en aire dentro del maniquí en orificio central
$C_{PMMMA,100,p}$	Kerma en aire dentro del maniquí en orificio de periferia
CT	Número CT
CTDI	Dosis en aire a lo largo de una línea paralela al eje de rotación z
C_{vol}	Índice volumétrico de kerma en aire en Tomografía Computarizada
C_w	Índice ponderado de kerma en aire en Tomografía Computarizada
d	Número de vueltas que da el tubo a lo largo de la CI
$D_{N,l}(z)$	Dosis en aire a lo largo del eje de rotación z
$\bar{\varepsilon}$	Energía impartida promedio
EPC	Equilibrio de partícula cargada
f_i	Factor de sensibilidad
FRU	Unidad de reconstrucción rápida
Gy	Gray
K_e	Kerma en aire en superficie de entrada
k_f	Factor de corrección por desvanecimiento de señal de la lectura en TLD
K_i	Kerma en aire incidente
k_Q^{cam}	Factor de corrección por calidad de haz.
k_Q^{TLD}	Factor de corrección por calidad de haz
K_p	Kerma en aire en superficie de entrada en pacientes
k_{TP}	Factor de corrección por presión y temperatura.

$K(z)$	Kerma en aire en el eje de rotación z
l	Avance de la camilla
L	Longitud del estudio clínico
\bar{M}	Promedio de las lecturas obtenidas con la cámara
μ	Coefficiente lineal de atenuación
$\frac{\mu}{\rho}$	Coefficiente másico de atenuación
$\left(\frac{\mu_{tr}}{\rho}\right)$	Coefficiente másico de transferencia de energía
$MSAD$	Dosis promedio en barridos múltiples
M_{TLD}	Señal termoluminiscente obtenida con TLD.
N	Número de cortes
${}_n C_{vol}$	Índice normalizado del kerma en aire volumétrico en Tomografía Computarizada
${}_n C_w$	Índice normalizado del kerma en aire ponderado en Tomografía Computarizada
N_{K_{PL}, Q_0}	Factor de calibración de la cámara de ionización en una calidad de haz de radiación RQT-9.
$N_{K, Q_{paralelo}}$	Factor de calibración de TLD colocado paralelamente.
$N_{K, Q_{perpendicular}}$	Factor de calibración de los TLD colocados perpendicular
NT	Ancho de haz de radiación
P_{it}	Carga del tubo en una rotación del tubo de rayos X.
$P_{KL, CT}$	Producto kerma aire – longitud
$PMMA$	Polimetilmetacrilato
ROI	Región de interés
STL	Señal termoluminiscente
T	Grosor de corte
TC	Tomografo computarizado
TLD	Dosímetros Termoluminiscentes
UFC	Ultrafast Ceramic

UH	Unidad Hounsfield
\bar{X}	Señal termoluminiscente de cada TLD
X_i	Señal termoluminiscente promedio
Z	Número atómico
ϕ	Diámetro del maniquí