

UNIVERSIDAD NACIONAL AUTONOMA
DE MEXICO

POSGRADO EN CIENCIAS FÍSICAS

CALIDAD DE IMAGEN Y DOSIS EN
TOMOGRAFÍA COMPUTARIZADA IMPARTIDA
A PACIENTES DURANTE UN ESTUDIO DE
CABEZA

TESIS

QUE PARA OBTENER EL GRADO DE:

MAESTRA EN CIENCIAS (FÍSICA MÉDICA)

PRESENTA:

FABIOLA VALENCIA ORTEGA

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

MIEMBRO DE COMITÉ TUTORAL: DRA. MERCEDES RODRÍGUEZ VILLAFUERTE

MIEMBRO DE COMITÉ TUTORAL: ING. FERNANDO ITURBE HERMMAN

MIEMBRO DE COMITÉ TUTORAL: DRA. PILAR DIES SUÁREZ



posgrado en ciencias físicas
u n a m

MÉXICO, D.F.

2006



Universidad Nacional
Autónoma de México

Dirección General de Bibliotecas de la UNAM

Biblioteca Central



UNAM – Dirección General de Bibliotecas
Tesis Digitales
Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS ©
PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

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

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

AGRADECIMIENTOS

Mi más sincero agradecimiento a mi director de Tesis, M. en C. César Gustavo Ruiz Trejo, quien dirigió este trabajo, me brindó su tiempo, apoyo, consejos, confianza y enseñanza para poder construir este trabajo.

A los miembros del Comité Tutorial, Dra. Mercedes Rodríguez Villafuerte, Ing. Fernando Iturbe Hermann y Dra. Pilar Dies Suárez, por su valioso apoyo, consejos y dedicación para la elaboración de este trabajo.

A los integrantes del Jurado, M. en C. César Gustavo Ruiz Trejo, Dra. María Isabel Gamboa de Buen, Dr. Luis Alberto Medina Velázquez, Dra. Pilar Dies Suárez y M en C. Ana Elena Buenfil Burgos por sus valiosos comentarios y sugerencias para el enriquecimiento de este trabajo.

A la M. en C. Ana Elena Buenfil Burgos, por facilitarme todo el material de dosimetría, el uso del Laboratorio de Dosimetría de la Radiación del Instituto de Física y su muy valiosa asesoría técnica.

A la Dra. María Isabel Gamboa de Buen por su gran apoyo tanto técnico como académico.

A la Dra. María Ester Brandan Siqués, por todo el apoyo que me brindó a lo largo de la maestría.

Al Dr. Luis Alberto Mora Hernández por su confianza y apoyo al proporcionarnos todas las facilidades para hacer uso de los equipos de tomografía del Hospital de Oncología del Centro Médico Nacional Siglo XXI, y con ello permitirme aprender los principios de TC.

Al Dr. José Ignacio Santos Preciado y a la Dra. Pilar Dies Suárez por el interés mostrado al trabajo y por todas las facilidades brindadas en el Hospital Infantil de México Federico Gómez.

Al Dr. Israel Rangel por toda la disposición brindada en el Hospital Xoco.

A todos los Técnicos Radiólogos de las diferentes Instituciones de Salud, por su gran apoyo al momento de realizar todas las pruebas: Jesús Conde, Mario Martínez, Jesús Flores, Carina Morales, Lucy Trejo y Rafael De la Rosa.

A la COFEPRIS por el préstamo de la cámara de ionización y electrómetro asociado, en particular al Ing. Joel Azorín Nieto por todo su apoyo.

Al Ing. Fís. Ricardo Sánchez y M. en C. Miguel Rodríguez Ponce del Instituto Nacional de Cancerología por su apoyo durante la irradiación para la selección de los dosímetros TLD.

A los estudiantes: Xóchilt López por su gran ayuda durante la caracterización de los dosímetros TLD y Gabriel Hinojosa por su apoyo durante la puesta en funcionamiento de la cámara de ionización. A mi compañero y amigo Héctor Galván por todo su apoyo durante la realización de este trabajo.

A los señores Ricardo Ramírez, Ricardo Flores e Ing. Marco Veytia del Taller del Instituto de Física de la UNAM por la construcción del maniquí dosimétrico y del aditamento para los dosímetros.

A CONACYT, a la DGEP y al proyecto PAPIIT IN 108906 de la DGAPA, por el apoyo económico otorgado para la realización de este trabajo.

Al Instituto de Física, por hacer uso de sus instalaciones, y por supuesto a la gran casa de estudios, Universidad Nacional Autónoma de México.

A César y Ana Elena, quienes me brindaron su amistad y me ayudaron en los momentos difíciles de esta etapa de mi vida.

A todos mis amigos que conocí durante la maestría, con los que pase grandes momentos: Paty, Sarael, Luis Carlos, Marisol, Eric, Patricio, Félix, Yanalté, Rafa y Héctor.

A mis compañeros que conocí en la Facultad de Ciencias, por hacerme sentir que formaba parte su Facultad: Ruth, Abraham y los del curso de cuántica.

A mis amigos y compañeros que siempre me ayudaron durante mi curso de cuántica: Marisol, Juan Carlos y Flor.

A mi gran amiga, Paola Ballesteros, porque siempre está conmigo compartiendo lo bueno y lo malo de mi vida.

ÍNDICE

INTRODUCCIÓN	1
CAPÍTULO 1	
TIPOS Y COMPONENTES DEL TOMÓGRAFO COMPUTARIZADO	5
1.1 Tipos de TC	5
1.1.1 Tomógrafos de tercera generación (rotación-rotación)	5
1.1.2 Tomógrafos de cuarta generación (fijo-rotación)	6
1.1.3 Tomógrafos de sexta generación (tomógrafos helicoidales)	7
1.1.4 Tomógrafos de séptima generación (tomógrafos con arreglo de multi- detectores)	7
1.2 Componentes generales del TC	8
1.2.1 Gabinete (Gantry)	8
1.2.2 Mesa de exploración	9
1.2.3 Consola de control	9
1.2.4 Monitor	10
CAPÍTULO 2	
CONCEPTOS BÁSICOS	11
2.1 Dosis de radiación	11
2.1.1 Coeficiente lineal de atenuación	11
2.1.2 Coeficiente másico de atenuación	11
2.1.3 Equilibrio de partícula cargada	11
2.1.4 Dosis absorbida	11
2.1.5 Exposición	11
2.1.6 Kerma	12
2.2 Parámetros que cuantifican la calidad de una imagen radiológica	12
2.2.1 Contraste	12
2.2.2 Nitidez	12
2.2.3 Resolución espacial	13
2.2.4 Ruido	13
2.3 Tomografía computarizada	14
2.3.1 Corte	14
2.3.2 Avance	14
2.3.3 Espesor nominal de corte	14
2.3.4 Número CT o unidades Hounsfield	14
2.3.5 Escala del número CT	14
2.3.5 Región de interés (ROI)	15
CAPÍTULO 3	
DOSIMETRÍA EN TOMOGRAFÍA COMPUTARIZADA	17
3.1 Índice de dosis en tomografía computarizada (CTDI)	17
3.2 Dosis promedio en barridos múltiples (MSAD)	19
3.3 Producto de la dosis por longitud (DLP)	20

CAPÍTULO 4	
DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UN MANIQUÍ PARA MEDIR DOSIS EN TOMOGRAFÍA COMPUTARIZADA	21
4.1 Metodología para el diseño del maniquí para medir dosis impartida durante un estudio de TC	21
CAPÍTULO 5	
MÉTODO EXPERIMENTAL	25
5.1 Hospitales	25
5.2 Equipos de TC bajo estudio	25
5.3 Método experimental	25
5.3.1 Calidad de la imagen	25
5.3.2 Dosis	26
5.3.2.1 Protocolo para el manejo y preparación de los dosímetros TLD-100	27
a) Tratamiento térmico de los dosímetros	27
b) Lectura de la señal TL de los dosímetros	27
c) Selección de los dosímetros TL	28
d) Reproducibilidad del lote	30
e) Calibración del lote	30
f) Factor de eficiencia relativa	31
5.3.2.2 Determinación del MSAD y DLP	31
a) Factor de calibración de la cámara de ionización	32
5.3.3 Condiciones de operación	33
CAPÍTULO 6	
RESULTADOS	35
6.1 Resultados de la calidad de la imagen	35
6.1.1 Equipo Siemens Somatom ART	35
a) Calibración del número CT	35
b) Constancia del número CT	35
c) Uniformidad del número CT	36
d) Dependencia del número CT del espesor de corte	36
e) Dependencia del número CT del algoritmo de reconstrucción	37
f) Resolución de alto contraste	37
g) Espesor de corte y haz de alineación	38
h) Relación entre número CT y el material atenuador	38
6.1.2 Equipo General Electric Sytec 4000i	39
a) Calibración del número CT	39
b) Constancia del número CT	39
c) Uniformidad del número CT	40
d) Dependencia del número CT del espesor de corte	40
e) Dependencia del número CT del algoritmo de reconstrucción	41
f) Resolución de alto contraste	41
g) Espesor de corte y haz de alineación	42
h) Relación entre número CT y el material atenuador	42
6.1.3 Equipo Philips Mx 8000	43
a) Calibración del número CT	43
b) Constancia del número CT	43
c) Uniformidad del número CT	44

d)	Dependencia del número CT del espesor de corte	44
e)	Dependencia del número CT del algoritmo de reconstrucción	44
f)	Resolución de alto contraste	45
g)	Espesor de corte y haz de alineación	45
h)	Relación entre número CT y el material atenuador	46
6.1.4	Equipo Siemens Somatom Sensation 16	46
a)	Calibración del número CT	47
b)	Constancia del número CT	47
c)	Uniformidad del número CT	48
d)	Dependencia del número CT del espesor de corte	48
e)	Dependencia del número CT del algoritmo de reconstrucción	48
f)	Resolución de alto contraste	49
g)	Espesor de corte y haz de alineación	49
h)	Relación entre número CT y el material atenuador	50
6.2	Resultados de dosis	50
6.2.1	Equipo Siemens Somatom ART	51
a)	MSAD	51
b)	DLP	51
6.2.2	Equipo General Electric 4000i	52
a)	MSAD	52
b)	DLP	53
6.2.3	Equipo Philips Mx 8000	53
a)	MSAD	53
b)	DLP	54
6.2.4	Equipo Siemens Somatom Sensation 16	55
a)	MSAD	55
b)	DLP	55
6.3	Tabla comparativa	56
CAPÍTULO 7		
ANÁLISIS Y DISCUSIÓN DE LOS RESULTADOS		61
7.1	Maniquí dosimétrico	61
7.2	Calidad de imagen	61
7.2.1	Calibración del número CT	61
7.2.2	Constancia del número CT	62
7.2.3	Uniformidad del número CT	63
7.2.4	Dependencia del número CT del espesor de corte	63
7.2.5	Dependencia del número CT del algoritmo de reconstrucción	64
7.2.6	Resolución de alto contraste	64
7.2.7	Espesor de corte y haz de alineación	65
7.2.8	Relación entre número CT y el material atenuador	66
7.3	Dosis	66
7.3.1	Dosis promedio en barridos múltiples	67
7.3.2	Producto dosis-longitud	68
CAPÍTULO 8		
CONCLUSIONES		71
REFERENCIAS		73
ANEXO 1		75
Medición del MSAD. Dosímetros TLD-100		77

Hoja de registro1. Medición del MSAD	80
Medición del DLP_w . Cámara de ionización	81
Hoja de registro 2. Medición del DLP_w con cámara de ionización	83
ANEXO 2	85
Factor de calibración de la cámara de ionización	87

INTRODUCCIÓN

Los principales objetivos de un Físico Médico que se desempeña en Radiodiagnóstico son la evaluación de tres grandes rubros: la calidad de la imagen, la dosis de radiación al paciente y la protección radiológica. Por consiguiente, este trabajo está dirigido a determinar las condiciones y parámetros que influyen directa o indirectamente en cada uno de estos rubros durante un estudio clínico mediante tomografía computarizada (TC).

Un programa de garantía de calidad en TC establece, entre otras cosas, una rigurosa vigilancia sobre los tres rubros mencionados, por lo que implantar programas de este tipo da como resultado una elevación de la calidad de la imagen tomográfica, permitiendo con ello mejorar la probabilidad de que el médico radiólogo emita un buen diagnóstico, además de optimizar la dosis impartida al paciente durante el estudio y ofrecer mayor protección al personal del gabinete y al público en general.

En México, la Secretaría de Salud, preocupada por el estado que guarda una gran cantidad de equipos de rayos X para diagnóstico médico, entre ellos los tomógrafos, puso en marcha en 1995 el "Programa Nacional de Protección Radiológica en el Diagnóstico Médico con Rayos X en México", que incluyó la realización de un censo, a nivel nacional, de equipos para radiodiagnóstico. El censo mostró que existen alrededor de 6,700 equipos de radiología, de los cuales, aproximadamente, 300 son tomógrafos. Además, los resultados del programa mostraron la falta de capacitación del personal técnico en materia de protección radiológica y temas afines como garantía de calidad en radiodiagnóstico. Lo anterior sirvió para demostrar la gran necesidad de regular el funcionamiento de todos los establecimientos que ofrecen servicios de radiodiagnóstico con fines médicos.

Es por ello que la Secretaría de Salud emitió en 1997 cuatro Normas Oficiales Mexicanas (NOM), mismas que regulan los criterios y requisitos sanitarios y de protección radiológica que se deben aplicar en el uso de rayos X con fines de diagnóstico médico.

En particular la NOM-157-SSA1-1996, "Protección y Seguridad Radiológica en el Diagnóstico Médico con Rayos X", establece niveles orientativos de dosis impartida al paciente durante el desarrollo de estudios para diagnóstico médico, y específicamente para estudios realizados con TC.

Por otro lado, la NOM-158-SSA1-1996, denominada "Especificaciones Técnicas para Equipos de Diagnóstico Médico con Rayos X", establece los requisitos de funcionamiento para los equipos de tomografía computarizada; éstos son:

- Calibración del número CT
- Constancia del número CT
- Uniformidad del número CT
- Dependencia del número CT del espesor de corte
- Dependencia del número CT del tamaño del maniquí
- Dependencia del número CT del algoritmo de reconstrucción
- Resolución de bajo contraste
- Resolución de alto contraste
- Coincidencia de la imagen impresa y la imagen del monitor
- Exactitud del indicador de posición de la mesa
- Reposicionamiento de la mesa
- Exactitud del indicador de desplazamiento por pasos
- Espesor de corte

En el año 2002, se revisó esta NOM y se agregaron a las anteriores, las siguientes pruebas:

- Coincidencia de la posición del corte axial con los sistemas de luces para colocación del paciente
- Coincidencia del isocentro con los sistemas de luces de localización sagital y coronal
- Exactitud de la inclinación del túnel o la mesa

Como puede observarse en las NOM, aunque se mencionan las pruebas de control de calidad que se deben aplicar a un tomógrafo, y se mencionan niveles orientativos de dosis al paciente, éstas no hacen referencia explícita a la realización de la medición de dosis que se imparte al paciente, así como tampoco se establece la frecuencia con la que debiera medirse esta variable, de tal manera que la importancia que se debe dar a este parámetro queda relegada.

A nivel internacional, organismos tales como el Organismo Internacional de Energía Atómica (IAEA), la Comisión Europea (EC), la Comisión Internacional de Protección Radiológica (ICRP), la Autoridad de Seguridad Radiológica y Nuclear de Finlandia (STUK), el Colegio Estadounidense de Radiología (ACR), la Asociación de Físicos Médicos de Estados Unidos (AAPM), etc., trabajan afanosamente en mejorar la medida de la dosis al paciente a través de proponer magnitudes físicas que describan mejor los fenómenos físicos asociados a la dosis impartida al paciente. Se busca además de establecer y mejorar los protocolos de medición, implantar sistemas de acreditación de los gabinetes, etc., con el propósito de alcanzar los objetivos principales del radiodiagnóstico consistentes en generar una imagen de buena calidad diagnóstica con la mínima dosis recibida por el paciente.

Dentro de los parámetros que se usan en TC, que no están considerados en las Normas Oficiales Mexicanas y, sin embargo, diferentes Organismos Internacionales hacen referencia de éstos, se encuentran:

- En calidad de imagen: evaluación de ruido y de artefactos
- Evaluación del funcionamiento seguro del equipo: inspección visual, señales visuales y audibles, evaluación de la carga de trabajo.
- La relación de número CT con materiales semejantes a diferentes tejidos humanos.

La mayoría de las pruebas anteriormente mencionadas debe realizarse con ayuda de un maniquí. Para el caso de dosimetría, las características que dicho maniquí debe cumplir, difieren ligeramente, dependiendo del protocolo que se desee seguir. En este trabajo nos guiaremos por el reporte 31 de la AAPM.

Los objetivos de este trabajo son:

- Evaluar el proceso de obtención de una imagen tomográfica, mediante la cuantificación y calificación de la imagen final, producida por cuatro sistemas de tomografía computarizada, representativos de las condiciones encontradas en los centros de salud pública del D.F, verificándose que ésta posea información y características óptimas. Para ello, será necesario medir la calidad de imagen final y la dosis recibida por el paciente, utilizando el maniquí adecuado para cada caso, así como valorar todas y cada una de las etapas involucradas en el proceso de la generación de la imagen.

- Determinar los parámetros de funcionamiento del sistema de tomografía computarizada más relevantes para la calidad de la imagen y la dosis asociada.
- Diseñar y construir un maniquí para medir la dosis impartida a los pacientes durante un estudio de cabeza realizado por tomografía computarizada.
- Generar, en forma detallada, el procedimiento y la hoja de registro correspondientes, para realizar la medición de la dosis.
- Los resultados obtenidos, en su caso, se enviarán a la Secretaría de Salud con objeto de que sean evaluados y, sirvan para modificar y mejorar las Normas correspondientes al Programa Nacional de Protección Radiológica en el Diagnóstico Médico con Rayos X en México.

El contenido de este trabajo es el siguiente:

En el capítulo 1, se describe el desarrollo histórico de los diversos tipos de equipos de tomografía computarizada (TC), así como el funcionamiento de cada una de las partes y sistemas involucrados en la obtención de la imagen tomográfica.

En el capítulo 2, se discuten los conceptos relacionados con la calidad de la imagen y la dosis de radiación.

Los conceptos relacionados con la dosimetría en tomografía computarizada, se discuten en el capítulo 3.

El capítulo 4 describe el diseño y la construcción del maniquí para medir la dosis impartida al paciente durante estudios tomográficos de cabeza.

El capítulo 5, se destina proporcionar la metodología para realizar las medidas de control de calidad y de dosis en los distintos sistemas de TC.

Los resultados obtenidos con cada uno de los sistemas de TC están descritos en el capítulo 6 y el análisis y discusión de estos resultados se muestra en el capítulo 7.

El capítulo 8 presenta las conclusiones del trabajo, así como sus posibles implicaciones.

En los anexos 1 y 2 se incluyen los procedimientos y las hojas de registros para las diferentes pruebas a las que se someten los sistemas de TC, así como el desarrollo de la determinación del factor de calibración para la cámara de ionización usada en este trabajo, mediante una comparación de las medidas obtenidas con ésta y con dosímetros termoluminiscentes.

CAPÍTULO 1

TIPOS Y COMPONENTES DEL TOMÓGRAFO COMPUTARIZADO

La tomografía computarizada con rayos X (TC) es una técnica de radiodiagnóstico que permite producir imágenes de cortes corporales correspondientes a un plano axial determinado. Esto se logra mediante la medición de la atenuación de los rayos X en numerosas posiciones localizadas alrededor del cuerpo humano o de cualquier otro objeto que se desee explorar.

Este procedimiento, que se ilustra esquemáticamente en la figura 1.1, utiliza un tubo de rayos X, que emite un haz colimado que atraviesa al paciente, y detectores de radiación acoplados para realizar un movimiento circular, durante el cual se mide la intensidad del haz transmitido (i.e. la atenuación) y estos valores son enviados a una computadora. Ésta analiza las señales recibidas por los detectores y por medio de algoritmos matemáticos realiza la reconstrucción tomográfica de la imagen que posteriormente es desplegada en un monitor.

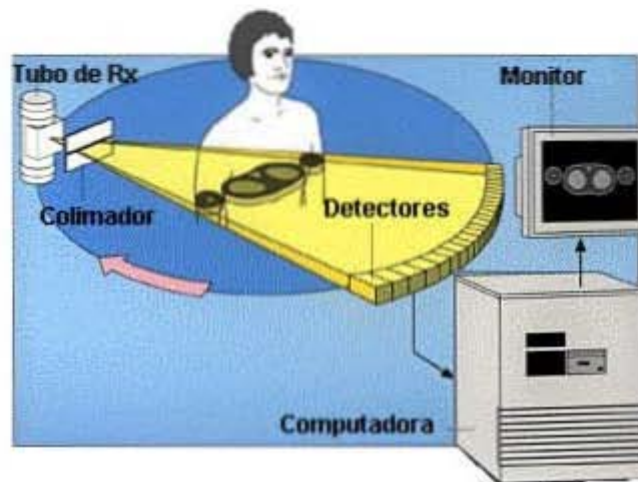


Figura 1.1
Componentes del equipo de tomografía computarizada

1.1 Tipos de TC

El primer equipo de TC fue desarrollado en 1972 por los ganadores del Premio Nobel: el británico Godfrey Hounsfield y el norteamericano Allan Cormack. Con el tiempo estos equipos han ido evolucionando de manera significativa mejorando muchos de sus características. Entre éstas se encuentra el tiempo de rastreo, un estudio de cabeza, que originalmente se hacía en un tiempo comprendido entre 4.5 y 5 minutos; ahora se realiza en algunos segundos.

Los tomógrafos, debido a su diseño y funcionamiento, se clasifican en siete generaciones. Aunque algunos de éstos han quedado en desuso como son los equipos correspondientes a la primera y segunda generación, el resto sigue prestando servicio, aunque cabe mencionar, que éstos presentan algunas limitaciones, dependiendo de su diseño.

Sólo se revisarán los equipos de las generaciones que revistan interés para este trabajo

1.1.1 Tomógrafos de tercera generación (rotación-rotación)

Aproximadamente cuatro años después del surgimiento de los TC de segunda generación, nace esta nueva generación de tomógrafos.

Una característica de estos equipos es que el haz de rayos X se colima en forma de abanico con un arco de 40° y el arreglo de detectores pasa de ser lineal a semicircular con alrededor de 800 detectores. En este tipo de tomógrafos, la fuente de rayos X y el arreglo semicircular de detectores giran al mismo tiempo, cubriendo un ángulo de giro de 360° , permitiendo cubrir todo el cuerpo del paciente con el haz de rayos X (figura 1.2), a este mecanismo se le conoce como rotación-rotación.

El tiempo de adquisición de datos para una proyección, debido a este mecanismo, se reduce aún más que en los TC de segunda generación, de 70 a 5 segundos aproximadamente.

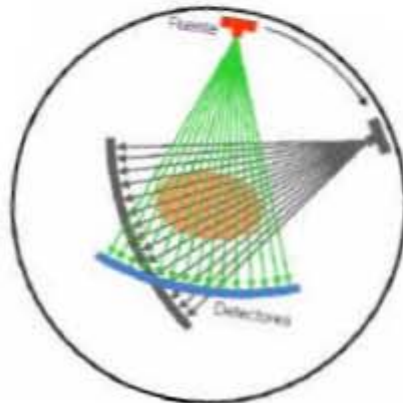


Figura 1.2
Principio de funcionamiento de un tomógrafo computarizado [W1].
3ª Generación

1.1.2 Tomógrafos de cuarta generación (fijo-rotación)

En 1978 nace la cuarta generación de tomógrafos. Nuevamente existen diferencias significativas entre la tercera y esta cuarta generación.

El haz de rayos X sigue estando colimado a un arco de 40° , pero el sistema de detectores pasa de un arreglo semicircular a uno circular, aumentando considerablemente el número de detectores (aprox. 4800 detectores). En esta cuarta generación, el tubo de rayos X gira y el sistema de detectores se mantiene fijo (figura 1.3).

El tiempo de barrido sigue siendo el mismo que en los tomógrafos de tercera generación.

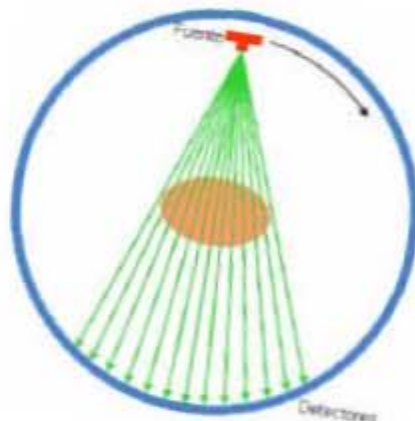


Figura 1.3
Principio de funcionamiento de un tomógrafo computarizado [W1].
4ª Generación

1.1.3 Tomógrafos de sexta generación (tomógrafos helicoidales)

Alrededor de 1986 surge este tipo de tomógrafos. Son equipos con tecnología de tercera o cuarta generación, pero modificados en la forma de adquirir y procesar los datos. La diferencia consiste en que, durante la adquisición de datos, la mesa que soporta al paciente se traslada de manera continua, y el tubo de rayos X con el sistema de detectores gira todo el tiempo durante el estudio. Este tipo de mecanismo hace que el tiempo de duración del estudio sea mucho menor que en los otros tomógrafos (figura 1.4).



Figura 1.4
Principio de funcionamiento de un tomógrafo computarizado [W1].
6ª Generación

1.1.4 Tomógrafos de séptima generación (tomógrafos con arreglo de multidetectores)

Estos tomógrafos pueden ser de 3ª o 4ª generación, o helicoidales. Están modificados sólo en el sistema de detectores, es decir, se sustituye un arreglo sencillo de detectores (un detector unido a otro detector, y así sucesivamente) por un módulo de detectores (un conjunto de detectores formando un panel unido a otro panel de detectores). Figura 1.5.

El objetivo de este tipo de arreglo es que se registre un mayor número de rayos X y se tengan entonces un número mayor de datos para la formación de la imagen.

Otra característica que presenta este tipo de tomógrafo es que el espesor de corte está determinado por la colimación del detector y no por la colimación del haz de rayos X a la salida del tubo, como es el caso de los tomógrafos de las generaciones anteriores.

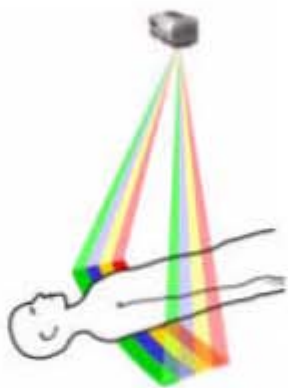


Figura 1.5a
TC con arreglo de multidetectores.
[Cortesía Philips]

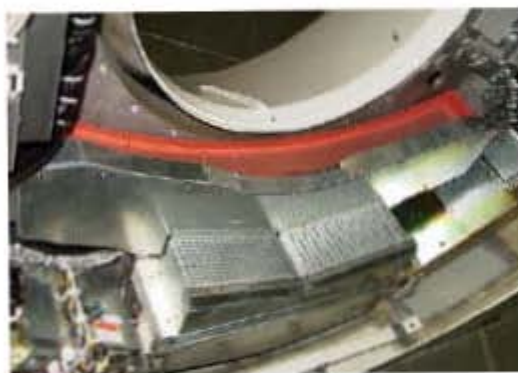


Figura 1.5b
Vista de los módulos de detectores.
[W2]

1.2 Componentes generales del TC

Los elementos básicos que constituyen a un equipo de TC son cuatro; éstos son:

- Gabinete (Gantry)
- Mesa de exploración
- Consola de control
- Monitor

En la figura 1.6 se ejemplifican dichas componentes; cabe mencionar que, en la actualidad, muchos de estos equipos son de tamaño reducido comparados con los primeros tomógrafos.

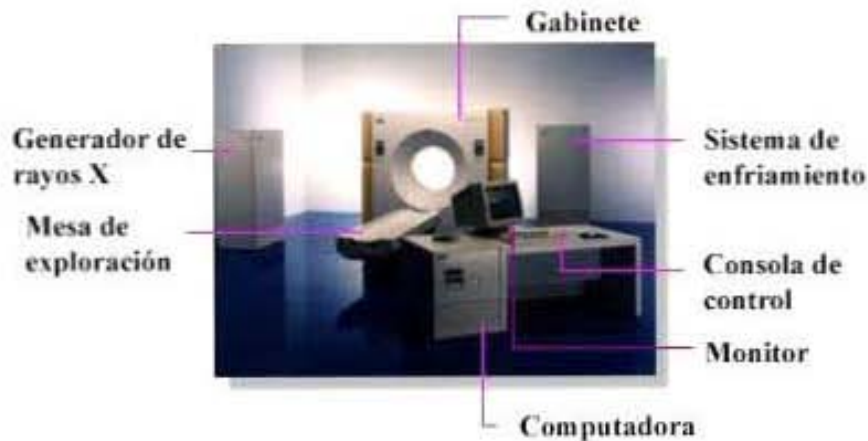


Figura 1.6
Equipo de TC [W3].

1.2.1 Gabinete (*Gantry*)

El gabinete contiene las partes esenciales de todo el proceso de exploración: el tubo de rayos X, el sistema de detectores y toda la electrónica asociada a éste, como se muestra en la figura 1.7.

El gabinete contiene en su interior, un sistema mecánico que permite el movimiento armónico y sincronizado del tubo de rayos X, en relación con el detector o detectores.

Es en el gabinete, donde se adquieren los datos de la parte del cuerpo u objeto por estudiar para la formación de la imagen de dicha parte. El *Gantry* tiene la capacidad de permanecer fijo a un cierto ángulo durante el barrido. La mayoría de los gabinetes tienen la capacidad de angulación de -30° a 30° con respecto a su eje vertical.

También cuenta con un haz tipo láser, que anteriormente era un haz de luz, para poder centrar al objeto de estudio.

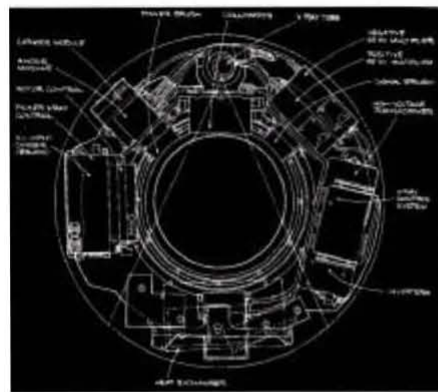
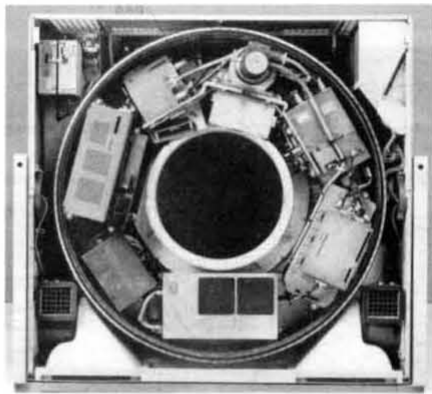


Figura 1.7
Parte interior del gabinete [W1].

1.2.2 Mesa de exploración

La mesa de exploración está unida al gabinete, y es aquí donde se coloca al paciente para ser sometido al estudio (Figura 1.8)

La mesa tiene un movimiento vertical, con el fin de facilitar el ascenso y descenso del paciente, también presenta un movimiento horizontal que permite introducir al paciente al gantry. Estos movimientos pueden ser manipulados a partir de las teclas que se encuentran en el gabinete o desde la consola de control.



Figura 1.8
Tomógrafo computarizado Siemens Somatom ART.

1.2.3 Consola de control

En la actualidad la consola de control es una computadora, la cual tiene un programa de cómputo (software) que cuenta con diferentes protocolos de ejecución para la realización de diferentes estudios (cráneo, tórax, pelvis, etc.). El programa de cómputo solicita la información necesaria para la ejecución del protocolo de adquisición como son: los datos del paciente, parte del cuerpo que se va a someter a estudio, el movimiento de la mesa, inclinación del gantry, tensión del tubo de rayos X, mAs, número de barridos, avance entre cortes.

1.2.4 Monitor

El monitor es la interfase de comunicación entre el usuario y el sistema de adquisición y procesamiento de datos. Éste despliega la imagen tomográfica referente al estudio al que fue sometido el paciente.

CAPÍTULO 2 CONCEPTOS BÁSICOS

En este capítulo se revisarán conceptos importantes relacionados con la calidad de imagen y la dosis en tomografía computarizada.

Los conceptos que se presentan están basados principalmente en las siguientes referencias: [At86], [Bu02] y [EC00].

2.1. Dosis de radiación

2.1.1 Coeficiente lineal de atenuación

El coeficiente lineal de atenuación (μ) es la probabilidad de que un haz de rayos X interactúe con el material irradiado, por unidad de longitud recorrida en el material. Este coeficiente depende de la energía del haz de rayos X, del número atómico y de la densidad del material irradiado.

2.1.2 Coeficiente másico de atenuación

El coeficiente másico de atenuación (μ/ρ) es el cociente del coeficiente lineal de atenuación entre la densidad del material atenuador.

2.1.3 Equilibrio de partícula cargada

Existe equilibrio de partícula cargada (EPC) en un volumen V , si para cada partícula cargada con una energía determinada que sale de este volumen, existe otra partícula idéntica con la misma energía que entra al volumen V .

2.1.4 Dosis absorbida

La dosis absorbida en un elemento finito de volumen dV es el valor esperado de la energía impartida (e) por la radiación en el medio irradiado por unidad de masa, se expresa como:

$$D = \frac{de}{dm} \quad (2.1)$$

La unidad de la dosis absorbida es el Gray (Gy), donde $1 \text{ Gy} = 1 \text{ J} \times \text{kg}^{-1}$. Existe una unidad antigua para la dosis absorbida que es el rad, y su equivalencia es $1 \text{ Gy} = 100 \text{ rad}$

2.1.5 Exposición

La exposición (X) se define como:

$$X = \frac{dQ}{dm} \quad (2.2)$$

Donde dQ es el valor absoluto de la carga total de iones de un signo producida en aire cuando todos los electrones liberados por los fotones en una masa de aire (dm) son detenidos completamente.

La unidad es $C \times kg^{-1}$. Aunque se sigue utilizando la unidad Roentgen (R), cuya equivalencia es: $1R = 2.58 \times 10^{-4} C \times kg^{-1}$.

2.1.6 Kerma

Cuando se consideran partículas indirectamente ionizantes, como los rayos X, conviene describir la energía transferida por ellas al interactuar con la materia.

Esta magnitud kerma (por su siglas en inglés: kinetic energy released in matter) es el valor esperado de la energía transferida (ϵ_{tr}) a partículas cargadas por unidad de masa en un punto de interés, incluyendo pérdidas de energías radiativas pero excluyendo energías transferidas de una partícula cargada a otra. El kerma se puede expresar como:

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

La unidad para expresar al kerma es $J \times kg^{-1}$ y se le conoce como Gray (Gy).

El kerma puede dividirse en dos partes: kerma de colisiones (K_c), si la energía se gasta en ionización o excitación y kerma radiativo (K_r), si se gasta en producir rayos X.

2.2 Parámetros que cuantifican la calidad de una imagen radiológica

2.2.1 Contraste

El contraste en una imagen es la diferencia en la escala de grises o brillantez entre regiones vecinas. Una imagen de gris uniforme no presenta contraste, mientras que una imagen con una transición visible entre un gris oscuro y un gris claro, presenta un alto contraste (fig. 2.1). En cada modalidad en imagenología, se genera contraste basándose en los diferentes fenómenos físicos producidos en el paciente.

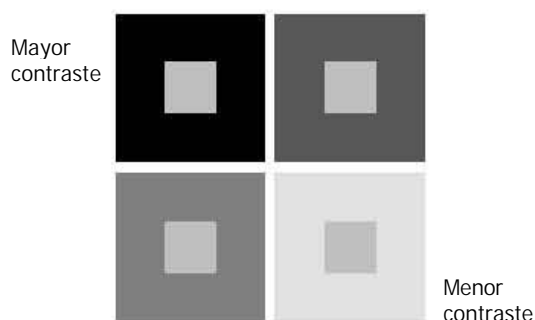


Figura 2.1
Contraste

2.2.2 Nitidez

La nitidez es la capacidad de un sistema de adquisición y procesamiento de imágenes para delinear el borde o frontera de un objeto en la imagen. Algunos sistemas de adquisición de imágenes pueden ser capaces de registrar bordes bien delineados, pero pueden ser incapaces de distinguir los detalles finos del objeto. Algunos otros sistemas hacen lo contrario, por lo que la nitidez y la resolución espacial (definida en el siguiente punto) están fuertemente relacionadas para que se pueda tener una buena imagen del objeto bajo estudio. En la figura

2.2, se muestra un ejemplo de una mala nitidez, ya que los bordes de los círculos no se encuentran bien delineados.

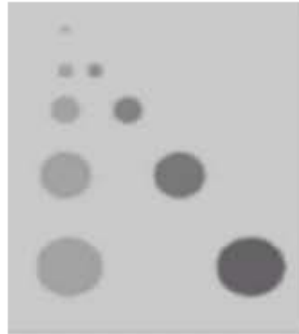


Figura 2.2
Nitidez

2.2.3 Resolución espacial

La resolución espacial consiste en la capacidad de poder apreciar en una imagen dos objetos pequeños y cercanos como dos entidades ajenas entre sí. A mayor poder de resolución se pueden colocar más cerca algunos objetos y éstos pueden distinguirse bien, sin que sus imágenes se traslapen. La figura 2.3 es un ejemplo de una imagen con alta y baja resolución espacial.

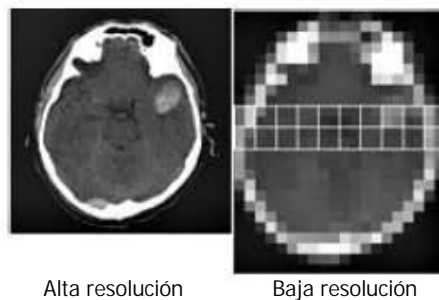


Figura 2.3
Resolución espacial.

2.2.4 Ruido

Son las variaciones aleatorias que se producen en el tono de gris de la imagen aunque no exista causa alguna aparente. Estas variaciones pueden reducir la calidad de la imagen y esta reducción es mucho más significativa cuando el objeto del que se obtiene la imagen es pequeño y presenta bajo contraste, por lo que el ruido puede llegar a obstaculizar totalmente la visualización del objeto. Un ejemplo de ruido se muestra en la figura 2.4

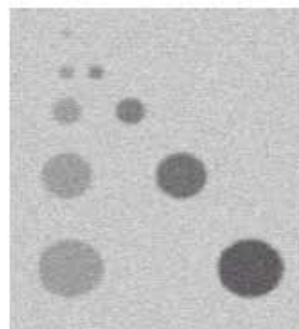


Figura 2.4
Ruido

2.3 Tomografía computarizada

2.3.1 Corte

Es la sección tomográfica, definida por la posición y el espesor, de un maniquí o un paciente bajo estudio, durante una exposición simple de CT y/o en una serie de barridos. Se entiende por un barrido el que el tubo de rayos X, el colimador y los detectores realicen un sólo movimiento circular de 180° o 360°, de acuerdo al modelo del equipo, simultáneamente.

2.3.2 Avance

El avance es la distancia recorrida por la mesa de exploración entre cada corte.

2.3.3 Espesor nominal de corte

El espesor nominal de corte es aquel espesor seleccionado para realizar el estudio, y se indica en la consola de control.

2.3.4 Número CT o Unidades Hounsfield (UH)

Número utilizado para representar la atenuación promedio de rayos X asociada a cada elemento de área de la imagen de CT. Los valores medidos de la atenuación son transformados en números CT usando la siguiente expresión:

$$\text{número CT} = 1000 \frac{\mu_{\text{material}} - \mu_{\text{agua}}}{\mu_{\text{agua}}} \quad (2.4)$$

2.3.5 Escala del número CT

La escala del número CT ó escala de unidades Hounsfield ha sido definida arbitrariamente, tal que para el agua el valor en UH es de cero y para el aire es de -1000 UH. Para los distintos órganos y tejidos, los valores en UH se encuentran comprendidos entre -1000 y 3000. (Figura 2.1)

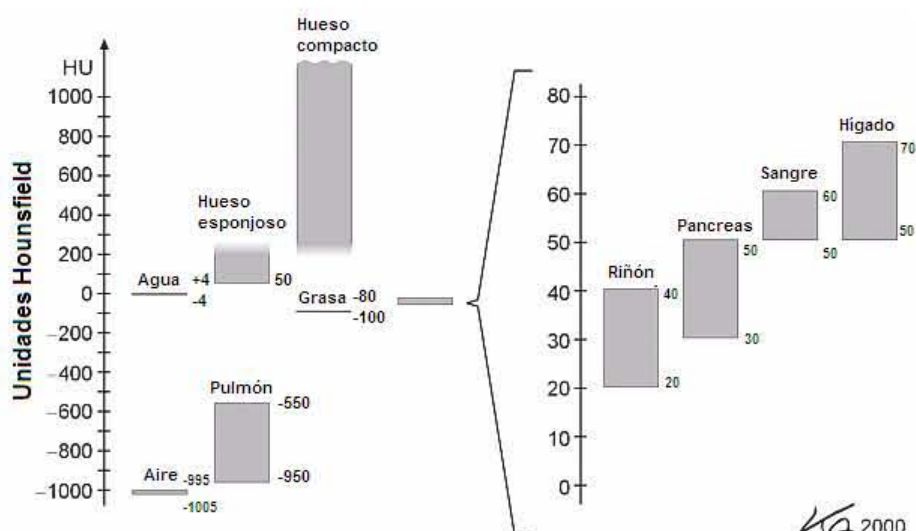


Figura 2.1

Escala del número CT [Ka00].

2.3.6 Región de interés (ROI)

Los equipos de TC pueden seleccionar en el monitor una región determinada en una imagen. Esta es llamada la región de interés.

CAPÍTULO 3

DOSIMETRÍA EN TOMOGRAFÍA COMPUTARIZADA

La dosis absorbida en un estudio de TC ha sido caracterizada por medio de diferentes magnitudes físicas como son: el índice de dosis en tomografía computarizada (CTDI), la dosis promedio en barridos múltiples (MSAD) y el producto de la dosis por longitud (DLP), con sus respectivas variantes.

Para poder evaluar estas magnitudes físicas, es necesario contar con un maniquí, que debe cumplir con características bien definidas, que serán analizadas en el siguiente capítulo.

El Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico [SEFM96] y la American Association of Physicists in Medicine [APPM31] toman como base para medir la dosis a las magnitudes físicas CTDI y MSAD, mientras que la Comisión Europea [EC00] toma en cuenta las tres magnitudes antes mencionados. En el caso de nuestro país, la NOM- 157-SSA1-1996 [SSA157-96] sólo hace referencia al MSAD.

3.1 Índice de dosis en tomografía computarizada (CTDI)

El CTDI es la magnitud física más antigua y generalmente utilizada para medir la dosis en TC. Ésta se define [Sh81] como la dosis total bajo el perfil de dosis de un sólo corte, medido a lo largo del eje de rotación z (Figura 3.1), usando un maniquí dosimétrico para TC, normalizado por el espesor de corte nominal.

La ecuación asociada al CTDI es:

$$CTDI = \frac{1}{T} \int_{-\infty}^{\infty} D(z) dz \quad [\text{Gy}] \quad (3.1)$$

$D(z)$: Dosis como función de la posición a lo largo del eje z para un perfil de dosis de un sólo corte (Gráfica 3.1)

T : Valor nominal del espesor de corte

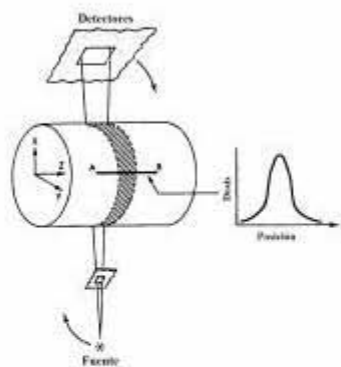
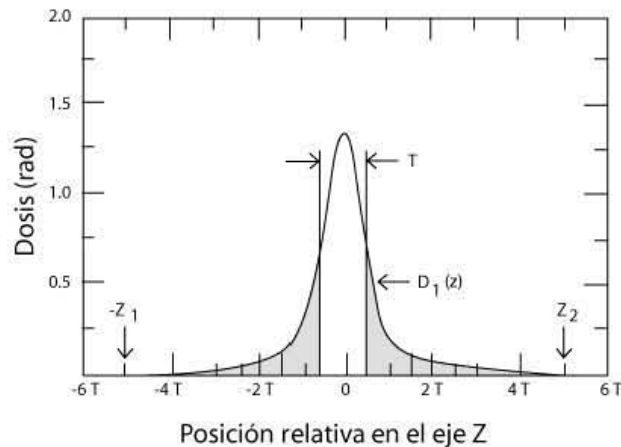


Figura 3.1

Sistema de coordenadas y distribución de dosis típica resultado de un sólo barrido de un equipo de CT [Sh81]



Gráfica 3.1
Perfil de dosis del CTDI [Sh81]

El CTDI ha sufrido una serie de modificaciones en sus límites de integración, cambiando de \pm infinito a $\pm 7T$ en la definición de la United States Food and Drug Administration [FDA84], o ± 50 mm en la definición de la Internacional Electrotechnical Commission [IEC01] y la [EC00]; a este CTDI se le conoce como $CTDI_{100}$ (el subíndice sólo hace referencia al intervalo de integración de 100 mm).

Intentando tomar en cuenta la distribución inhomogénea de la dosis dentro del paciente se introduce el índice de dosis en tomografía computarizada ponderado ($CTDI_w^1$), el cual se define como:

$$CTDI_w = \frac{1}{3}CTDI_{100}(\text{centro}) + \frac{2}{3}CTDI_{100}(\text{periférico}) \quad [\text{Gy}] \quad (3.2)$$

donde:

$CTDI_{100}(\text{centro})$: CTDI medido en el eje central del maniquí (Figura 3.2).

$CTDI_{100}(\text{periférico})$: CTDI promedio medido en los cuatro orificios ubicados a 1 cm de profundidad debajo de la superficie del maniquí (Figura 3.2).

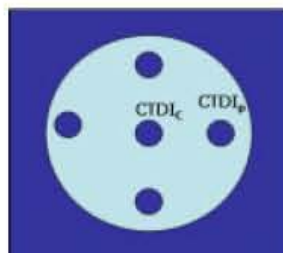


Figura 3.2
Distribución del CTDI en el maniquí

Para el American College of Radiology [ACR02] el $CTDI_{100}$ está definido como se muestra en la ecuación 3.3; en ésta, podemos observar que se encuentran involucrados factores de corrección. El ACR define al $CTDI_w$ de la misma manera que la EC (ecuación 3.2).

¹ Por sus siglas en inglés "weighted computed tomography dose index"

$$CTDI_{100} = \frac{f C D L}{n T} \quad [\text{Gy}] \quad (3.3)$$

f : Factor de conversión de exposición a dosis (8.78 mGy/R)

C : Factor de la cámara de ionización tipo lápiz (R/lectura)

D : Lectura

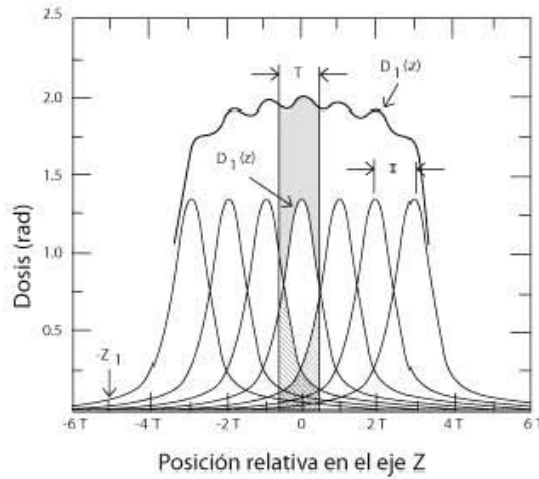
L : Longitud activa de la cámara de ionización tipo lápiz

n : Número de cortes

T : Espesor de corte

3.2 Dosis promedio en barridos múltiples (MSAD)

La Comisión Europea [EC00] define al MSAD como la dosis promedio en el corte central para una serie de N cortes (cada uno con espesor T) donde existe un desplazamiento constante (I) entre los cortes sucesivos. Gráfica 3.2



Gráfica 3.2
Distribución de dosis del MSAD [Sh81]

Matemáticamente se define como:

$$MSAD = \frac{1}{I} \int_{-I/2}^{I/2} D_{N,I}(z) dz \quad [\text{Gy}] \quad (3.4)$$

donde

I Avance o desplazamiento constante

$D_{N,I}(z)$ es el perfil de dosis en barridos múltiples a lo largo de la línea paralela al eje de rotación (z).

Para un número suficiente de cortes, tal que el primer y el último corte no contribuyan con una dosis significativa sobre el ancho de la rebanada central, el MSAD toma la forma:

$$MSAD = \frac{T}{I} CTDI \quad [\text{Gy}] \quad (3.5)$$

3.3 Producto de la dosis por longitud (DLP)

El DLP es una magnitud física que muy pocos organismos internacionales utilizan, entre los que sí la utilizan se encuentran la [EC00] y la Autoridad de Seguridad Radiológica y Nuclear de Finlandia (STUK) [Ka04].

El DLP es un indicador de la dosis total recibida para un estudio completo² de TC, con objeto de permitir la comparación entre lo experimental y un valor de referencia de la dosis propuesto. Esto se hace con el propósito de realizar la optimización de la protección al paciente.

El DLP está definido [EC00] como:

$$DLP = \sum_i CTDI_w T N \quad [\text{Gy}\cdot\text{cm}] \quad (3.6)$$

donde

i representa el número de series³ que forman parte del estudio.

$CTDI_w$ es el $CTDI$ ponderado para cada uno de los N cortes de espesor T (cm) en la serie.

Y el DLP para un barrido está definido [Ka04] como:

$$DLP_1 = \int_{-\infty}^{+\infty} D_1(z) dz \quad (3.7)$$

Análogamente al $CTDI_w$, existe un DLP_w , el cual se define como:

$$DLP_{w,tot} = \int D_{w,tot}(z) dz = n \int D_{w,1}(z) dz = n DLP_{w,1} \quad (3.8)$$

donde n es el número de cortes.

² Un estudio completo está conformado por una o más series de imágenes de diferentes características.

³ La serie está formada por un conjunto de imágenes de características bien específicas (espesor de cortes, avance de la mesa, medio de contraste). Por ejemplo, una serie puede formarse utilizando medio de contraste, con un espesor de corte y avance definido, y otra serie puede ser sin medio de contraste, con el mismo espesor de corte y avance, etc.

CAPÍTULO 4

DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UN MANIQUI PARA MEDIR DOSIS EN TOMOGRAFÍA COMPUTARIZADA

Para determinar la dosis impartida a un paciente en un estudio de tomografía computarizada, es necesario contar con un maniquí que simule la parte del cuerpo que va a ser sometida al estudio.

En esta tesis se plantea la necesidad de diseñar y construir un maniquí, para poder determinar la dosis que recibe el paciente al ser sometido a un estudio de cabeza en un tomógrafo computarizado.

Un ejemplo de un maniquí usado para medir la dosis en cabeza durante un estudio TC, se muestra en la figura 4.1



Figura 4.1
Maniqués para medir dosis en estudios de TC [W4]

4.1 Metodología para el diseño del maniquí para medir dosis impartida durante un estudio de TC

Para el diseño del maniquí fue necesario hacer una revisión bibliográfica de los diferentes maniqués y de las características que éste debía cumplir. Los informes utilizados para el diseño fueron: [AAPM 31], [AAPM 39], [Se94], [EC00], [SEFM96] y [SSA157-96].

Las dimensiones que tiene que cumplir el maniquí son: 160 mm de diámetro por 150 mm de longitud, y éste debía estar formado de una sola pieza de lucita.

El maniquí está diseñado para medir dosis con una cámara de ionización tipo lápiz. Como consecuencia de no tener la pieza de lucita de 150 mm de espesor, el maniquí tuvo que ser diseñado y fabricado con placas de lucita de 23 mm de espesor, por lo que, el maniquí está conformado de 7 discos de 23 mm y dos de 6 mm de espesor, para poder cumplir con la longitud que exige la normativa.

En lo que se refiere a la distribución de las perforaciones donde se coloca la cámara de ionización, ésta fue seleccionada de las referencias anteriormente mencionadas. El maniquí cuenta con 9 perforaciones. En la figura 4.2 se muestra el diseño del maniquí.

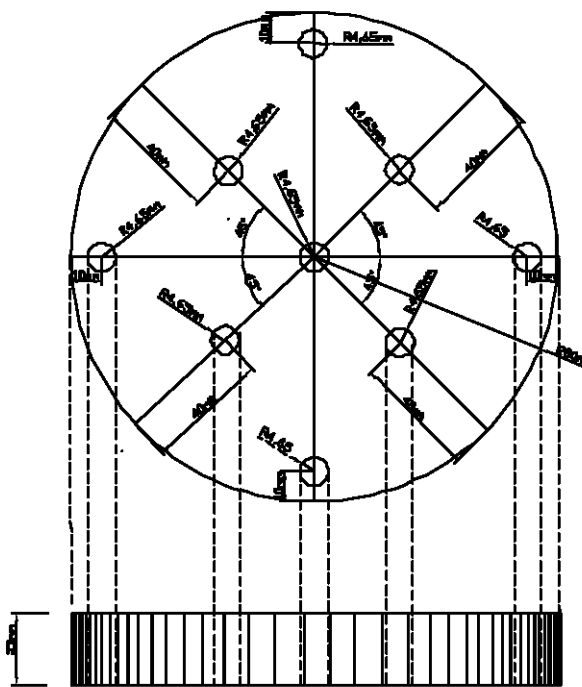


Figura 4.2
Vista frontal y lateral del maniquí

Cada uno de los orificios se rellena con barras cilíndricas del mismo material, a excepción del orificio donde se colocará la cámara de ionización o los dosímetros termoluminiscentes cuando se realice el estudio. En la figura 4.3 se muestra la barra de relleno.

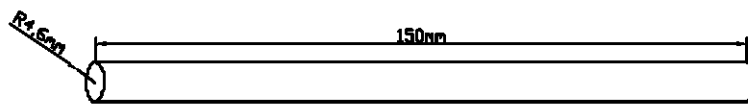


Figura 4.3
Barra cilíndrica de relleno de lucita

Debido a que la cámara de ionización que va a ser utilizada para medir la dosis no está calibrada, se tuvo que diseñar un aditamento para poder medir la dosis por medio de dosímetros termoluminiscentes y así poder proponer un factor de calibración para esta cámara, al comparar los resultados obtenidos con ambos métodos de medición. Se colocarán en el aditamento 45 dosímetros termoluminiscentes ($3.20 \times 3.20 \times 0.89 \text{ mm}^3$). El diseño de este aditamento se muestra en la figura 4.4.

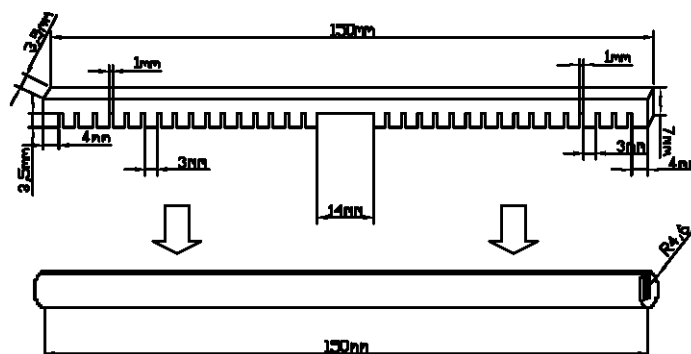


Figura 4.4
Aditamento para dosímetros termoluminiscentes

El maniquí, las barras de relleno y el aditamento para los dosímetros termoluminiscentes fueron contruidos en el taller del IFUNAM. En la figura 4.5 se muestran el maniquí y el aditamento contruidos.



Figura 4.5.a
Maniquí para medir dosis en procedimientos de cabeza



Figura 4.5.b
Aditamento para colocar dosímetros termoluminiscentes

CAPÍTULO 5 MÉTODO EXPERIMENTAL

En este capítulo se presenta la metodología experimental utilizada para cuantificar la calidad de la imagen y para medir la dosis promedio en barridos múltiples, así como el producto dosis-longitud, en estudios de cabeza, usando equipos de tomografía computarizada.

5.1 Hospitales

Los equipos de tomografía evaluados pertenecen a tres hospitales del Sector Salud, ubicados en el D.F. En estos hospitales se realizan estudios relacionados con las áreas de oncología y de traumatología para pacientes adultos e infantiles. El número de pacientes que solicita estudios de tomografía en cada hospital, al día, es del orden de 40.

5.2 Equipos de TC bajo estudio

Los equipos a los que se les realizaron pruebas de control de calidad fueron:

1. Tomógrafo Siemens Somatom ART (3ª generación)
2. Tomógrafo General Eléctrica Sytec 4000i (3ª generación)
3. Tomógrafo Philips Mx 8000 (7ª generación)
4. Tomógrafo Siemens Somatom Sensation 16 (7ª generación)

5.3 Método experimental

5.3.1 Calidad de la imagen

Los diferentes equipos de TC se sometieron a una evaluación, con el fin de determinar su buen funcionamiento. Esta evaluación consiste en una serie de pruebas de control de calidad, cuyos criterios de aceptación están establecidos en la referencia [SSA 158-96].

Para determinar la calidad de la imagen en los equipos de tomografía computarizada se utilizó un maniquí de constancia, el cual está formado por tres módulos: agua, aire y lucita. Este maniquí fue diseñado y construido por el IFUNAM [Ch05]. Figura 5.1.

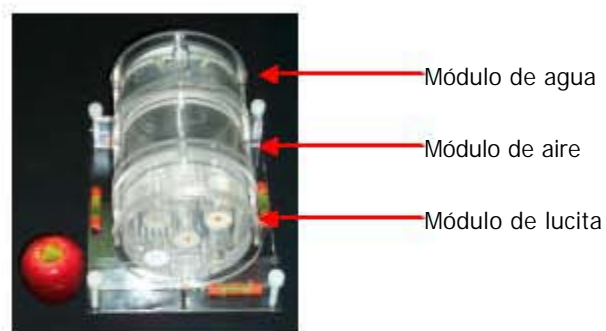


Figura 5.1
Maniquí de constancia [Ch05]

Las pruebas de calidad de imagen a las que fueron sometidos los diferentes equipos son:

- Calibración del número CT
- Constancia del número CT
- Uniformidad del número CT
- Dependencia del número CT del espesor de corte

- Dependencia del número CT del algoritmo de reconstrucción
- Resolución de alto contraste
- Espesor de corte y haz de alineación
- Relación entre el número CT y el material atenuador

Los procedimientos y las hojas de registro utilizadas para cada una de las pruebas a las que se sometieron los diferentes equipos están basados en la referencia [Ch05].

5.3.2 Dosis

Para determinar las magnitudes físicas correspondientes a la dosis en tomografía se utilizó el maniquí para medir dosis, un aditamento porta-dosímetros termoluminiscentes, descritos anteriormente, y una cámara de ionización tipo lápiz.



Fig. 5.2

Maniquí para medir dosis y aditamento para dosímetros TLD

La determinación de la dosis en los diferentes equipos de TC está basada en las referencias [KA04] y [SH81].

Los diferentes equipos de TC se sometieron a una evaluación con el fin de determinar la dosis impartida durante un estudio de cráneo. Esta determinación de dosis, se obtuvo a partir de dos métodos: utilizando dosímetros termoluminiscentes y cámara de ionización.

Para medir la dosis promedio en barridos múltiples (MSAD) se usó un lote de 45 dosímetros termoluminiscentes LiF:Mg,Ti, marca Harshaw Bicon, conocidos comercialmente con el nombre de TLD-100. Las dimensiones de éstos son de $3.2 \times 3.2 \times 0.89 \text{ mm}^3$. Estos dosímetros fueron sometidos a un procedimiento antes de ser irradiados en los equipos de tomografía. Este procedimiento será descrito más adelante.

El producto dosis-longitud (DLP) fue medido utilizando una cámara de ionización marca PTW-Freiburg, modelo 77336, con su electrómetro asociado, de misma marca y modelo, UNIDOS. Este equipo se muestra en la figura 5.3.

Los procedimientos y las hojas de registro utilizadas para cada método están descritos en el anexo 1 de este trabajo.



Figura. 5.3

Cámara de ionización tipo lápiz

5.3.2.1 Procedimiento para el manejo y la preparación de los dosímetros TLD-100

a) Tratamiento térmico de los dosímetros

Previamente a cada irradiación, los dosímetros se sometieron a un tratamiento térmico con el objetivo de vaciar de electrones las trampas termoluminiscentes.

El tratamiento térmico que se llevó a cabo en el laboratorio de dosimetría del IFUNAM, consistió en hornear a los dosímetros en aire por una hora a 400 °C (horno *Thermolyne*), seguido de dos horas a 100 °C (horno *Thelco*), enfriando entre horneado y horneado quince minutos hasta alcanzar una temperatura ambiente. El horneado a alta temperatura tiene como finalidad borrar la señal acumulada durante su almacenamiento así como dispersar las impurezas relativas a su configuración original. El objetivo de hornear a 100°C es estabilizar los picos de baja temperatura.

A lo largo del proceso, el aire acondicionado del laboratorio permaneció encendido, manteniendo una temperatura ambiental constante de 19 °C.

Para que los TLD sean horneados de manera homogénea, se colocaron en una placa metálica de 10.0 x 6.0 x 0.2 cm³ con 50 nichos circulares, en donde se ponen los dosímetros y de esta forma se logra un horneado uniforme.

Ya horneados los dosímetros se dejaron reposar por veinticuatro horas antes de ser irradiados en los equipos de tomografía, mismo tiempo que se dejaron reposar antes de ser leídos.

b) Lectura de la señal TL de los dosímetros

Para obtener la lectura de la señal TL de los dosímetros, es necesario utilizar un equipo lector, que consta básicamente de los siguientes componentes: plancheta de calentamiento, tubo fotomultiplicador (TFM) y equipo electrónico de registro de la señal eléctrica generada en el TFM. En este trabajo se utilizó un equipo marca Harshaw modelo 3500, ubicado en el laboratorio de dosimetría del IFUNAM (Fig.5.4), operando bajo las siguientes condiciones:

- Voltaje de operación del tubo fotomultiplicador: 897 V
- Ventana de integración: (18-300) °C
- Tasa de calentamiento: 10 °C/s
- Tiempo de lectura: 30 s
- Suministro de nitrógeno: activado

Para obtener una lectura, se coloca el TLD en la plancheta metálica, por la cual se hace pasar una corriente eléctrica para calentarla; al estar en contacto con la plancheta, el dosímetro se calienta y en consecuencia emite luz que llega al TFM; éste convierte la luz en señal eléctrica y la amplifica. Dicha señal se integra durante un tiempo de lectura, obteniéndose un valor de carga eléctrica que es proporcional a la cantidad de luz emitida por el TLD. Con el propósito de crear una atmósfera estéril se suministra gas nitrógeno al módulo donde se encuentra el cristal y la plancheta, ya que en ausencia de este gas, el aire, el metal de la plancheta y el cristal pueden reaccionar al aumentar la temperatura y contaminarse este último.

Para llevar un mejor control del funcionamiento del equipo se mide la señal de referencia de éste cada vez que se utiliza; esta señal es producida por una fuente luminosa de intensidad constante que se expone al tubo fotomultiplicador cuando el módulo que contiene la plancheta se saca. La señal se integra durante un tiempo constante de 10 s. De

esta lectura de referencia se lleva un registro; si se mantiene constante dentro de los parámetros de lectura habituales, se puede suponer que el equipo está funcionando correctamente.



Figura 5.4
Equipo lector Harshaw 3500

c) Selección de los dosímetros TL

Para realizar las medidas con los TLD es necesario caracterizarlos, esto es, identificar y estudiar la respuesta individual de cada cristal a una dosis conocida y compararla con la respuesta promedio de todos los cristales que forman parte del lote.

El lote se irradió a una dosis de 1 Gy, utilizando un irradiador de ^{60}Co (*Theratron Phoenix 780*), propiedad del Instituto Nacional de Cancerología. La tasa de dosis reportada para dicha fuente era de 160.42 cGy/min, en diciembre del 2005, para un campo de 12 x 12 cm², con la técnica de distancia fuente piel de 80 cm (DFP).

El lote de dosímetros se colocó en una placa de lucita con perforaciones, a la cual se le sobrepuso una placa de lucita con espesor de 5 mm, para asegurar equilibrio de partícula cargada.

Después de obtener el valor de la señal TL individual de los dosímetros expuestos a 1Gy, se realizó un análisis estadístico en el cual se obtuvo el valor promedio de todas las señales TL (\bar{X}) y su desviación estándar (s). Los dosímetros seleccionados fueron aquellos cuyo valor de señal TL se encuentra dentro de $\bar{X} \pm 2s$. Los resultados obtenidos se muestran en la tabla 5.1.

A cada TLD se le asignó un factor individual de sensibilidad, el cual permite disminuir las fluctuaciones en las medidas debidas a las diferencias en sensibilidad individual de cada cristal con respecto al promedio del lote. El factor de cada TLD se obtuvo a partir de la expresión 5.1, cuyos valores se muestran también en la tabla 5.1

$$f_{c_i} = \frac{\bar{X}}{X_i} \quad (5.1)$$

\bar{X} : señal TLD promedio

X_i : i-ésima señal TLD

LOTE 1		
Número de Dosímetro	Respuesta mC	Factor de sensibilidad
1	8.686	1.030
2	9.359	0.956
3	8.847	1.011
4	9.036	0.990
5	8.469	1.057
6	8.933	1.002
7	9.116	0.982
8	8.978	0.997
9	8.799	1.017
10	9.504	0.942
11	8.902	1.005
12	9.141	0.979
13	8.792	1.018
14	9.067	0.987
15	8.786	1.018
16	9.127	0.980
17	9.205	0.972
18	9.052	0.989
19	9.438	0.948
20	8.776	1.020
21	8.988	0.996
22	8.988	0.996
23	8.39	1.067
24	9.033	0.991
25	8.816	1.015
26	9.317	0.960
27	8.881	1.008
28	8.651	1.034
29	8.359	1.070
30	9.139	0.979
31	9.231	0.969
32	8.507	1.052
33	8.936	1.001
34	9.047	0.989
35	9.002	0.994
36	9.152	0.978
37	9.037	0.990
38	8.757	1.022
39	8.706	1.028
40	8.727	1.025
41	8.984	0.996
42	9.204	0.972
43	8.736	1.024
44	8.712	1.027
45	9.349	0.957
Promedio	8.9	
Desv. Est.	0.3	

Tabla 5.1
Factores individuales de sensibilidad de los dosímetros TLD-100 seleccionados

d) Reproducibilidad del lote

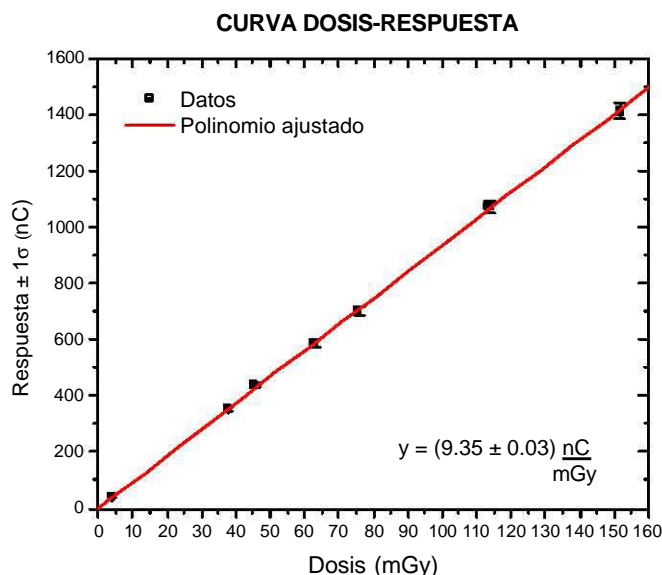
Para determinar la reproducibilidad de un lote de dosímetros TL, se repite el ciclo: horneado, irradiación y lectura, como se ha descrito anteriormente y se calcula el valor promedio de la respuesta y su desviación estándar, para n ciclos. El valor de la desviación estándar debe adicionarse al calculado en el proceso de selección (homogeneidad). En este caso se determinó un valor de reproducibilidad de 3.95 ± 0.08 (1.97%).

e) Calibración del lote

La calibración consiste en relacionar la respuesta de los dosímetros con la dosis, en un intervalo útil para un tipo de radiación. Para llevar a cabo esta calibración se selecciona un conjunto de dosímetros, los cuales son irradiados a diferentes dosis. Las lecturas de la señal TL obtenidas (respuestas) se grafican en función de la dosis impartida, obteniendo una ecuación que relaciona estas dos variables. Esta calibración sirve para determinar la dosis asociada a un dosímetro a partir de la respuesta obtenida, cuando éste es irradiado en un campo de radiación desconocido.

Para realizar la calibración de este lote, se seleccionaron aquellos dosímetros, cuya respuesta a la prueba descrita en el inciso c), se encuentran dentro de $P \pm 1s$ del lote. La calibración se realizó utilizando la fuente de ^{60}Co , propiedad del IFUNAM, cuya tasa de dosis en agua fue de 0.47 ± 0.02 mGy/s, en junio del 2005. El intervalo de dosis utilizado para la calibración está entre 3.79 y 151.7 mGy.

En la gráfica 5.1 se muestra la respuesta vs la dosis. La incertidumbre mostrada para cada punto en la gráfica 5.1, corresponde al 1.97% de la respuesta obtenida del TLD (valor de la desviación porcentual de la reproducibilidad), ya que cada respuesta del dosímetro fue multiplicada por su factor de sensibilidad.



Gráfica 5.1.

Curva de calibración de dosímetros TLD-100 con rayos γ de ^{60}Co

f) Factor de eficiencia relativa

Como la calibración de los dosímetros TLD-100 se realizó usando una fuente de ^{60}Co es necesario conocer la relación que existe entre la respuesta de dosímetros irradiados en un haz rayos g de ^{60}Co con dosímetros irradiados en un haz de rayos X (baja energía). Esta relación se muestra en la ecuación 5.2. En este trabajo se utilizó la eficiencia reportada en la referencia [Ga04] correspondiente a una tensión 120 kV, ya que la tensión de operación de los equipos de TC es del mismo valor; con esta eficiencia, entonces, se puede determinar la dosis en agua, asociada a la respuesta proporcionada por el dosímetro irradiado en el equipo de TC.

$$\frac{\frac{RTL_{Rx}}{D_{Rx}}}{\frac{RTL_{^{60}Co}}{D_{^{60}Co}}} = h_{relativa} \quad (5.2)$$

Donde: RTL_{Rx} Respuesta TL producida por el haz de rayos X

$RTL_{^{60}Co}$ Respuesta TL producida por el haz de rayos γ de ^{60}Co

D_{Rx} Dosis depositada por el haz de rayos X

$D_{^{60}Co}$ Dosis depositada por el haz de rayos γ de ^{60}Co

$h_{relativa}$ Eficiencia relativa

A partir de la ecuación 5.2, podemos determinar la dosis en agua asociada a la respuesta proporcionada por el dosímetro, esto es:

$$D_{Rx} = \frac{RTL_{Rx}}{h_{relativa} \frac{RTL_{^{60}Co}}{D_{^{60}Co}}} \quad (5.3)$$

En donde: RTL_{Rx} Respuesta del dosímetro irradiado en el equipo TC

$h_{relativa}$ Eficiencia relativa (1.63 ± 0.07), basada en la referencia [Ga04] para una tensión de 120 kV.

$\frac{RTL_{^{60}Co}}{D_{^{60}Co}}$ Pendiente de la curva de calibración con rayos g de ^{60}Co . Valor proporcionado por el inciso anterior de $9.35 \pm 0.03 \text{ nC mGy}^{-1}$

5.3.2.2 Determinación del MSAD y del DLP

Para determinar el MSAD, es necesario recordar su definición (ec. 3.4)

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

En donde: I avance o desplazamiento de la mesa del paciente

z Eje de rotación

Por ello fue necesario graficar los valores de la dosis obtenidos vs la posición que ocupó el dosímetro al ser irradiado en el eje Z, determinar el área bajo la curva del perfil de dosis en el corte central y normalizarlo entre el desplazamiento o avance de la mesa.

Para determinar el DLP fue necesario medir presión y temperatura de cada una de las habitaciones donde se ubicaban los equipos de TC. Estos parámetros son indispensables para hacer correcciones en la lectura proporcionada (DLP) por el electrómetro. Cabe comentar que este equipo de dosimetría (cámara de ionización y electrómetro asociado) no se encuentra calibrado por lo que propondremos un factor de calibración, el cual se discutirá en el siguiente punto.

Para determinar el DLP_w , magnitud física de referencia en la Comunidad Europea [EC00], fue necesario medir la dosis al centro y en los 4 orificios de la periferia del maniquí [Su78]. La definición del DLP_w esta dada por:

$$DLP_w = \frac{1}{3} DLP_{centro} + \frac{2}{3} DLP_{periférico} \quad (5.4)$$

Donde: DLP_{centro} : DLP medido al centro del maniquí

$DLP_{periférico}$: DLP medido en la periferia¹ del maniquí

a) Factor de calibración de la cámara de ionización

Los resultados del DLP que se obtendrán para cada uno de los equipos son relativos, debido a que no existe un factor para calibración de la cámara de ionización y de su electrómetro. Sin embargo, a partir de los resultados del MSAD obtenido con dosímetros termoluminiscentes correspondientes al centro y en uno de los orificios de la periferia, y con los obtenidos con la cámara de ionización (CI) en las mismas posiciones, se obtendrá un factor de calibración.

$$f_c = \frac{MSAD_{TLD}}{MSAD_{CI}} \quad (5.5)$$

El MSAD y el DLP se relacionan por medio de la siguiente ecuación:

$$MSAD = \frac{DLP}{L} \quad [\text{mGy}] \quad (5.6)$$

Donde: DLP producto dosis longitud medido al centro o periferia del maniquí
 L longitud efectiva de la cámara de ionización tipo lápiz.

Para nuestro fin, el $MSAD_{CI}$ se determinará a partir de la ecuación 5.6 utilizando las lecturas medidas al centro y en uno de los orificios de la periferia del maniquí con la CI (correspondientes a la misma posición donde se realizó la medida con los dosímetros termoluminiscentes). En nuestro caso la longitud efectiva de la cámara de ionización es 15 cm.

¹ Periferia o periférico se refiere al promedio de las medidas adquiridas en los 4 orificios de la periferia del maniquí dosimétrico.

Siguiendo esta metodología y usando los diferentes equipos de TC se obtuvieron diversos factores de calibración, por lo que el factor de calibración "total" fue el promedio de los factores independientes. Este desarrollo se encuentra descrito en el anexo 2.

Una vez obtenido este factor de calibración, se le aplicó a cada uno de los resultados obtenidos con la cámara de ionización.

5.3.3 Condiciones de operación

Las evaluaciones se efectuaron, calidad de imagen o dosis, con las siguientes características:

- El equipo se utilizó en las condiciones usadas con el paciente.
- El maniquí de constancia se colocó sobre la mesa de exploración del equipo (Fig. 5.5a)
- El maniquí de dosis se colocó sobre el soporte para cabeza del equipo (Fig. 5.5b).
- Se utilizó la técnica correspondiente a un estudio de cabeza (cráneo simple) en modo secuencial, la cual se encuentra programada en el equipo.

Los parámetros nominales de adquisición (tensión y carga) de cada una de las pruebas no fueron los mismos en los diferentes equipos de TC; debido a que cada uno de ellos ya tiene establecidos estos parámetros en la consola de operación. Sin embargo, los parámetros utilizados al efectuar las pruebas de calidad de imagen y dosis para el mismo equipo de TC, son los mismos. Estos parámetros serán mencionados en los resultados para cada uno de los equipos.

Para el caso de las medidas de dosis, nuestro estudio consistió en una sola serie conformada de 15 cortes, para el MSAD y el DLP, cuyas características fueron:

- Cortes de 10 mm
- Avance o desplazamiento de 10 mm

En el caso de la calidad de imagen no es necesario realizar una sola serie (con espesor de corte y avance fijos), ya que esto no afecta a los resultados, por lo tanto el número de series utilizadas dependerá de cada una de las pruebas aplicadas. El número de series utilizadas en este control se omitirán.



a) Colocación del maniquí de constancia.



b) Colocación del maniquí dosimétrico.

Figura 5.5
Colocación de los maniqués en el equipo de TC

CAPÍTULO 6 RESULTADOS

En este capítulo se muestran los resultados obtenidos referentes a la calidad de la imagen y la dosis (MSAD y DLP) de cada uno de los equipos de tomografía mencionados en el capítulo anterior.

Los criterios de aceptación para el caso de la calidad de la imagen, se tomaron de acuerdo con la referencia [SSA158-96], en todos aquellos casos en que la NOM establece algún criterio.

Para el caso del MSAD los criterios de aceptación se tomaron de acuerdo con la referencia [SSA157-96], y para el DLP se basaron en [EC00].

Las pruebas fueron calificadas por una letra que significa:

- **S = sí cumple**
- **N = no cumple**
- **R = registro** (significa que no se pudo aplicar un criterio de aceptación y por lo tanto los resultados fueron solamente registrados para futuras referencias)

6.1 Resultados de la calidad de la imagen

6.1.1 Equipo Siemens Somatom ART

Los parámetros nominales utilizados para realizar las pruebas correspondientes a la calidad de la imagen en este equipo fueron: 130 kVp y 210 mAs. Estas pruebas se realizaron en el mes de julio del 2005.

a) Calibración del número CT

Esta prueba se realiza utilizando el módulo de aire y agua. Se toman dos regiones de interés al centro del maniquí, se mide el número CT para cada región y se compara con lo establecido en la NOM.

Somatom ART		
	Aire	Agua
No. CT medido	-1000.5 ± 0.9	-10 ± 3
Aceptable	Sí	No

Tabla 6.1
Calibración de número CT

Criterio de aceptación: El sistema debe estar calibrado de modo que una exposición en aire produzca un número CT promedio de -1000 ± 5 , y en agua produzca un número CT promedio de 0 ± 5 . Esta prueba debe realizarse, cuando menos, cada semana.

Cumple NOM

N

b) Constancia del número CT

En esta prueba se utiliza el módulo de agua del maniquí de constancia. Se seleccionan cuatro regiones de interés en distintas partes de la imagen del maniquí. Se mide el número CT en cada una de las cuatro regiones y se verifica que exista una constancia.

La referencia [SSA158-96] no establece determinar la constancia en los módulos de aire y lucita, sin embargo en este trabajo se realizaron estas medidas. Para estas dos pruebas no existe criterio de aceptación, por lo que serán consideradas como pruebas de registro.

Somatom ART					
Agua					
	Centro	Izquierda	Derecha	Superior	Inferior
No. CT medido	-10 ± 5	-7 ± 5	-9 ± 5	-5 ± 7	-4 ± 5
Aceptable	No				
Aire					
	Centro	Izquierda	Derecha	Superior	Inferior
No. CT medido	-1001 ± 2	-1002 ± 2	-1003 ± 2	-1005 ± 2	-996 ± 1
Aceptable	No				
Lucita					
	Centro	Izquierda	Derecha	Superior	Inferior
No. CT medido	98 ± 6	114 ± 4	112 ± 7	128 ± 8	99 ± 1
Aceptable	No				

Tabla 6.2
Constancia del número CT

Criterio de aceptación: El valor CT para agua debe medirse en diferentes regiones de interés, utilizando un maniquí. Esta prueba debe realizarse, cuando menos quincenalmente.

Cumple NOM	Agua	N
	Aire	R
	Lucita	R

c) Uniformidad del número CT

Para esta prueba se utiliza el módulo de lucita. Se seleccionan las regiones de interés y se mide el número CT. Los valores medidos deben presentar una constancia, teniendo a lo más una diferencia de ± 5 UH.

Somatom ART					
	Centro	Izquierda	Derecha	Superior	Inferior
No. CT medido	109 ± 6	124 ± 8	122 ± 8	123 ± 9	118 ± 5
Aceptable	No	Sí	Sí	Sí	Sí

Tabla 6.3
Uniformidad del CT

Criterio de aceptación: El promedio del número CT de 100 píxeles cualesquiera, o de cualquier ROI seleccionada, en la imagen de un maniquí lleno de un 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.

Cumple NOM	N
------------	----------

d) Dependencia del número CT del espesor de corte

Se utiliza cualquier módulo del maniquí (aire, agua, lucita). En este caso se usó el módulo de aire. Se eligieron distintos espesores de corte (2, 3, 5 y 10 mm). En cada uno de éstos se selecciona una región de 100 píxeles o una ROI equivalente en el centro del maniquí y se mide el número CT.

Somatom ART				
Aire				
	2 mm	3 mm	5 mm	10 mm
No. CT medido	-999 ± 1	-998.6 ± 0.9	-997.0 ± 0.9	-999.4 ± 0.5
Aceptable	Sí	Sí	Sí	Sí

Tabla 6.4

Dependencia del número CT del espesor de corte

Criterio de aceptación: El promedio del número CT medido sobre 100 píxeles o una ROI ubicada al centro de la imagen del maniquí debe estar dentro ± 5 unidades Hounsfield para cualquier espesor de corte. Esta prueba debe realizarse cuando menos cada seis meses.

Cumple NOM	S
------------	----------

e) Dependencia del número CT del algoritmo de reconstrucción

En esta prueba se puede usar cualquier módulo del maniquí (aire, agua o lucita). En este caso se realizó utilizando el módulo de aire; antes de efectuar la tomografía se selecciona un algoritmo de reconstrucción; los nombres de los algoritmos de este equipo son: "smooth", "standard" y "sharp". Una vez efectuada la tomografía se elige una región en el centro del maniquí, se mide el número CT y la variación en los tres casos, no debe ser mayor que ± 5 UH.

Somatom ART			
Aire			
	Smooth	Standard	Sharp
No. CT medido	-999.1 ± 0.5	-999.5 ± 0.6	-999.6 ± 0.8
Aceptable	Sí	Sí	Sí

Tabla 6.5

Dependencia del número CT del algoritmo de reconstrucción

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

Cumple NOM	S
------------	----------

f) Resolución de alto contraste

Esta prueba se realiza utilizando el módulo de lucita que contiene perforaciones cilíndricas de 1 mm de diámetro. Se realiza un corte, y eligiendo una región que abarque las seis perforaciones, éstas deben ser visibles en el monitor con respecto al medio que lo rodea.

Somatom ART		
	Perforación	Lucita
No. CT medido	-169 ± 4	115 ± 2
Perforaciones visibles	Sí	
Aceptable	Sí	

Tabla 6.6

Resolución de alto contraste

Criterio de aceptación: Postes cilíndricos de 1 mm de diámetro (o un objeto de tamaño equivalente, dependiendo del maniquí) deben ser visibles en la imagen cuando la atenuación del haz de rayos X de los postes difiere por 10% o más de aquella del medio que lo rodea. Esta prueba debe realizarse, cuando menos, cada tres meses.

Cumple NOM

S

g) Espesor de corte y haz de alineación

Esta prueba se realiza con una película radiográfica, la cual se introduce en una bolsa negra. Ésta se coloca sobre el maniquí y se le hace una serie de perforaciones que coincidan con el haz de alineación del gantry. Se realizan cortes de cierto grosor. La película se revela, se verifica que coincida el haz con las perforaciones y se mide el espesor de corte.

La prueba del haz de alineación no está contemplada en la referencia [SSA158-96], por lo tanto no existe un criterio de aceptación.

Somatom ART	
Coincidencia del haz en la película con las perforaciones	Sí
Espesor del corte nominal (mm)	10
Espesor del corte medido (mm)	9.0 ± 0.5
Acceptable	Sí

Tabla 6.7

Espesor de corte y haz de alineación

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

Cumple NOM:

Haz de alineación
Espesor de corte

R
S

h) Relación entre número CT y material atenuador

La NOM-158-SSA1-1996 [SSA158-96] no establece realizar esta prueba.

La prueba se efectúa en la parte del maniquí con placa de lucita. Para ello se utilizan los cilindros de 280 mm de diámetro. Se introducen determinados materiales (nylamid, nylacero, teflón, aire) y se miden sus números CT.

Somatom ART				
	Nylamid	Nylacero	Teflón	Aire
No. CT medido	94 ± 3	90 ± 3	932 ± 4	-1002 ± 3

Tabla 6.8

Relación entre número CT y material atenuador

Criterio de aceptación: No se tiene criterio de aceptación porque no aparece este parámetro en la NOM-158-SSA1-1996

Cumple NOM

R

b) Constancia del número CT

Como una verificación de los resultados obtenidos en el mes de julio del 2005, se realizó en el mes de abril de 2006 una serie de medidas correspondientes a la constancia del número CT. Los resultados obtenidos son los siguientes:

Somatom ART					
Agua					
	Centro	Izquierda	Derecha	Superior	Inferior
No. CT medido	-2 ± 2	4 ± 5	3 ± 5	-4 ± 2	3 ± 8
Aceptable	No				
Aire					
	Centro	Izquierda	Derecha	Superior	Inferior
No. CT medido	-1001.1 ± 0.6	-1002 ± 2	-1003 ± 4	-1001 ± 1	-1003 ± 4
Aceptable	Sí				

Tabla 6.9
Constancia del número CT

Criterio de aceptación: El valor CT para el agua debe medirse en diferentes regiones de interés, utilizando un maniquí. Esta prueba debe realizarse, cuando menos, quincenalmente

Cumple NOM	Agua	N R
	Aire	

6.1.2 Equipo General Electric Sytec 4000i

Los parámetros (kVp y mAs) utilizados para la evaluación de la calidad de la imagen, fueron asignados por el equipo para cada una de las pruebas. En el caso de las tres primeras, los parámetros nominales de adquisición utilizados fueron 120 kVp y 288 mAs, pero difieren del resto de las pruebas, por lo que serán mencionados en cada una ellas. Las medidas se realizaron en el mes de abril del 2006.

a) Calibración del número CT

Esta prueba se realiza utilizando el módulo de aire y agua. Se toman dos regiones de interés al centro del maniquí y se miden el número CT y se compara con lo establecido en la NOM.

Sytec 4000i		
	Aire	Agua
No. CT medido	-1003.6 ± 0.5	-1 ± 1
Aceptable	Sí	Sí

Tabla 6.10
Calibración de número CT

Criterio de aceptación: El sistema debe estar calibrado de modo que una exposición en aire produzca un número CT promedio de -1000 ± 5 , y en agua produzca un número CT promedio de 0 ± 5 . Esta prueba debe realizarse, cuando menos, cada semana.

Cumple NOM	S
------------	----------

b) Constancia del número CT

En esta prueba se utiliza el módulo de agua del maniquí de constancia. Se seleccionan cuatro regiones de interés en distintas partes de la imagen del maniquí. Se mide el número CT en cada una de las cuatro regiones y se verifica que exista una constancia.

La referencia [SSA158-96] no establece determinar la constancia en los módulos de aire y lucita, sin embargo en este trabajo se realizaron estas medidas. Para estas dos pruebas no existe criterio de aceptación, por lo que serán consideradas como pruebas de registro.

Sytec 4000i					
Agua					
	Centro	Izquierda	Derecha	Superior	Inferior
No. CT medido	-1 ± 3	0 ± 3	-1 ± 3	-1 ± 3	-1 ± 3
Aceptable	Sí				
Aire					
	Centro	Izquierda	Derecha	Superior	Inferior
No. CT medido	-1005 ± 1	-1005 ± 1	-1005 ± 1	-1004 ± 2	-1003 ± 1
Aceptable	Sí				
Lucita					
	Centro	Izquierda	Derecha	Superior	Inferior
No. CT medido	117 ± 3	115 ± 3	116 ± 3	117 ± 3	118 ± 3
Aceptable	Sí				

Tabla 6.11
Constancia del número CT

Criterio de aceptación: El valor CT para el agua debe medirse en diferentes regiones de interés, utilizando un maniquí. Esta prueba debe realizarse, cuando menos, quincenalmente

Cumple NOM	Agua	S R R
	Aire	
	Lucita	

c) Uniformidad del número CT

Para esta prueba se utiliza el módulo de lucita. Se seleccionan las regiones de interés y se mide el número CT. Los valores medidos deben presentar una constancia, teniendo a lo más una diferencia de ± 5 UH.

Sytec 4000i					
	Centro	Izquierda	Derecha	Superior	Inferior
No. CT medido	117 ± 3	115 ± 3	116 ± 3	117 ± 3	118 ± 3
Aceptable	Sí	Sí	Sí	Sí	Sí

Tabla 6.12
Uniformidad del CT

Criterio de aceptación: El promedio del número CT de 100 píxeles cualesquiera, o de cualquier ROI seleccionada, en la imagen de un maniquí lleno de un 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.

Cumple NOM	S
------------	----------

d) Dependencia del número CT del espesor de corte

Se utiliza cualquier módulo del maniquí (aire, agua, lucita). En este caso se hizo con el módulo de aire. Se eligieron distintos espesores de corte (3, 5 y 10 mm). En cada uno de

éstos se selecciona una región de 100 píxeles o una ROI equivalente en el centro del maniquí y se mide el valor del número CT.

Para los espesores de corte de 3 y 10 mm, los parámetros nominales de adquisición utilizados fueron 120 kVp y 351mAs y para el espesor de corte de 5 mm fueron 120 kVp y 270 mAs.

Sytec 4000i			
Aire			
	3 mm	5 mm	10 mm
No. CT medido	-1004.6 ± 0.8	-1003.9 ± 0.5	-1004.4 ± 0.3
Aceptable	Sí	Sí	Sí

Tabla 6.13

Dependencia del número CT del espesor de corte

Criterio de aceptación: El promedio del número CT medido sobre 100 píxeles o una ROI ubicada al centro de la imagen del maniquí debe estar dentro ± 5 unidades Hounsfield para cualquier espesor de corte. Esta prueba debe realizarse cuando menos cada seis meses.

Cumple NOM	S
------------	----------

e) Dependencia del número CT del algoritmo de reconstrucción

En esta prueba se puede utilizar cualquier módulo del maniquí (aire, agua o lucita). Se realizó utilizando el módulo de aire; antes de efectuar la tomografía se cambia el algoritmo de reconstrucción. Este equipo cuenta con una serie de algoritmos de reconstrucción, por lo que se seleccionaron 3 de ellos, llamados: "soft", "standard" o "detail". Una vez efectuada la tomografía se elige una región en el centro del maniquí, se mide el número CT y la variación en los tres casos, no debe ser mayor que ± 5 UH.

Para el algoritmo "Soft", los parámetros nominales de adquisición utilizados fueron 130 kVp y 270 mAs y para el resto de los algoritmos estos parámetros fueron 120 kVp y 270 mAs.

Sytec 4000i			
Aire			
	Soft E0	Standard E0	Detail E0
No. CT medido	-1003.9 ± 0.3	-1004.0 ± 0.4	-1004.0 ± 0.6
Aceptable	Sí	Sí	Sí

Tabla 6.14

Dependencia del número CT del algoritmo de reconstrucción

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

Cumple NOM	S
------------	----------

f) Resolución de alto contraste

Esta prueba se realiza utilizando el módulo de lucita que contiene perforaciones cilíndricas de 1 mm de diámetro. Se realiza un corte, y eligiendo una región que abarque las seis perforaciones, éstas deben ser visibles en el monitor con respecto al medio que lo rodea.

El kVp y el mAs utilizados fueron 120 y 288 respectivamente para esta prueba.

Sytec 4000i		
	Perforación	Lucita
No. CT medido	7 ± 2	122 ± 1
Perforaciones visibles	Sí	
Aceptable	Sí	

Tabla 6.15
Resolución de alto contraste

Criterio de aceptación: Postes cilíndricos de 1 mm de diámetro (o un objeto de tamaño equivalente, dependiendo del maniquí) deben ser visibles en la imagen cuando la atenuación del haz de rayos X de los postes difiere por 10% o más de aquella del medio que lo rodea. Esta prueba debe realizarse, cuando menos, cada tres meses.

Cumple NOM	S
------------	----------

g) Espesor de corte y haz de alineación

Esta prueba se realiza utilizando una película radiográfica, la cual se introduce en una bolsa negra. Ésta se coloca sobre el maniquí y se le hace una serie de perforaciones que coincidan con el haz de alineación del gantry. Se realizan cortes de cierto grosor. La película se revela, se verifica que coincida el haz con las perforaciones y se mide el espesor de corte.

La prueba del haz de alineación no está contemplada en la referencia [SSA158-96], por lo tanto no existe un criterio de aceptación.

Los parámetros nominales de adquisición utilizados fueron 120 kVp y 351 mAs.

Sytec 4000i	
Coincidencia del haz en la película con las perforaciones	No
Espesor del corte nominal (mm)	10
Espesor del corte medido (mm)	9.0 ± 0.5
Aceptable	Sí

Tabla 6.16
Espesor de corte y haz de alineación

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

Cumple NOM:		R
	Haz de alineación	S
	Espesor de corte	S

h) Relación entre número CT y material atenuador

La referencia [SSA158-96] no establece realizar esta prueba.

La prueba se efectúa en la parte del maniquí con placa de lucita. Para ello se utilizan los cilindros de 280 mm de diámetro. Se introducen determinados materiales (nylamid, nylacero, teflón) y se miden sus unidades Hounsfield.

Los parámetros nominales utilizados fueron 120 kVp y 288 mAs.

Sytec 4000i				
	Nylamid	Nylacero	Teflón	Aire
No. CT medido	105 ± 3	89 ± 3	1015 ± 5	-1004 ± 2

Tabla 6.17
Relación entre número CT y material atenuador

Criterio de aceptación: No se tiene criterio de aceptación porque no aparece este parámetro en la NOM-158-SSA1—1996

Cumple NOM

R

6.1.3 Equipo Philips Mx 8000

Los parámetros nominales utilizados para la realización de esta evaluación (para todas las pruebas), llevada a cabo en el mes de julio del 2005, fueron: 120 kVp y 300 mAs.

a) Calibración del número CT

Esta prueba se realiza utilizando el módulo de aire y agua. Se toman dos regiones de interés al centro del maniquí y se miden el número CT y se compara con lo establecido en la NOM.

Mx 8000		
	Aire	Agua
No. CT medido	-999.0 ± 0.7	2 ± 7
Aceptable	Sí	Sí

Tabla 6.18
Calibración de número CT

Criterio de aceptación: El sistema debe estar calibrado de modo que una exposición en aire produzca un número CT promedio de -1000 ± 5 , y en agua produzca un número CT promedio de 0 ± 5 . Esta prueba debe realizarse, cuando menos, cada semana.

Cumple NOM

S

b) Constancia del número CT

En esta prueba se utiliza el módulo de agua del maniquí de constancia. Se seleccionan cuatro regiones de interés en distintas partes de la imagen del maniquí. Se mide el número CT en cada una de las cuatro regiones y se verifica que exista una constancia.

La referencia [SSA158-96] no establece determinar la constancia en los módulos de aire y lucita, sin embargo en este trabajo se realizaron estas medidas. Para estas dos pruebas no existe criterio de aceptación, por lo que serán consideradas como pruebas de registro.

Mx 8000					
Agua					
	Centro	Izquierda	Derecha	Superior	Inferior
No. CT medido	7 ± 10	3 ± 11	4 ± 8	-5 ± 10	1 ± 7
Aceptable	No				
Aire					
	Centro	Izquierda	Derecha	Superior	Inferior
No. CT medido	-999.9 ± 0.2	-1000 ± 4	-999.6 ± 0.9	-999.8 ± 0.5	-997 ± 2
Aceptable	Sí				
Lucita					
	Centro	Izquierda	Derecha	Superior	Inferior
No. CT medido	130 ± 20	130 ± 10	130 ± 10	136 ± 9	110 ± 20
Aceptable	No				

Tabla 6.19
Constancia del número CT

efectuado la tomografía se elige una región en el centro del maniquí, se mide el número CT y la variación en los tres casos, no debe ser mayor que ± 5 UH.

Mx 8000			
Aire			
	Standard	High	Ultra-high
No. CT medido	-998.2 ± 0.5	-998.3 ± 0.8	-998.1 ± 0.7
Aceptable	Sí	Sí	Sí

Tabla 6.22

Dependencia del número CT del algoritmo de reconstrucción

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

Cumple NOM	S
------------	----------

f) Resolución de alto contraste

Esta prueba se hace con el módulo de lucita. Para ello se utilizan perforaciones cilíndricas de 1 mm de diámetro. Se realiza un corte, eligiendo una región que abarque las seis perforaciones y éstas deben ser visibles en el monitor con respecto al medio que lo rodea.

Mx 8000		
	Perforación	Lucita
No. CT medido	-133 ± 3	134.9 ± 0.8
Perforaciones visibles	Sí	
Aceptable	Sí	

Tabla 6.23

Resolución de alto contraste

Criterio de aceptación: Postes cilíndricos de 1 mm de diámetro (o un objeto de tamaño equivalente, dependiendo del maniquí) deben ser visibles en la imagen cuando la atenuación del haz de rayos X de los postes difiere por 10% o más de aquella del medio que lo rodea. Esta prueba debe realizarse, cuando menos, cada tres meses.

Cumple NOM	S
------------	----------

g) Espesor de corte y haz de alineación

Esta prueba se realiza utilizando una película radiográfica, la cual se introduce en una bolsa negra. Ésta se coloca sobre el maniquí y se le hace una serie de perforaciones que coincidan con el haz de alineación del gantry. Se realizan cortes de cierto grosor. La película se revela, se verifica que coincida el haz con las perforaciones y se mide el espesor de corte.

La prueba del haz de alineación no está contemplada en la [SSA158-96], por lo tanto no existe un criterio de aceptación.

Mx 8000	
Coincidencia del haz en la película con las perforaciones	Sí
Espesor del corte nominal (mm)	10
Espesor del corte medido (mm)	8.0 ± 0.5
Aceptable	No

Tabla 6.24

Espesor de corte y haz de alineación

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

Cumple NOM:		
	Haz de alineación	R
	Espesor de corte	N

h) Relación entre número CT y material atenuador

La NOM-158-SSA1-96 [SSA158-96] no establece realizar esta prueba. La prueba se efectúa en la parte del maniquí con placa de lucita. Para ello se utilizan los cilindros de 280 mm de diámetro. Se introducen determinados materiales (nylamid, nylacero, teflón, aire) y se miden sus unidades Hounsfield.

Mx 8000				
	Nylamid	Nylacero	Teflón	Aire
No. CT medido	110 ± 5	108 ± 5	900 ± 200	-996 ± 4

Tabla 6.25
Relación entre número CT y material atenuador

Criterio de aceptación: No se tiene criterio de aceptación porque no aparece este parámetro en la NOM-158-SSA1—1996

Cumple NOM	R
------------	----------

b) Constancia del número CT

Como una verificación de los resultados obtenidos en el mes de julio del 2005, se realizó en el mes de abril de 2006 una serie de medidas correspondientes a la constancia del número CT. Los resultados obtenidos son los siguientes:

Mx 8000					
Aqua					
	Centro	Izquierda	Derecha	Superior	Inferior
No. CT medido	14 ± 3	13 ± 2	13 ± 2	14 ± 2	15 ± 2
Aceptable	Sí				
Aire					
	Centro	Izquierda	Derecha	Superior	Inferior
No. CT medido	-991 ± 1	-992 ± 2	-991 ± 2	-992 ± 2	-989 ± 2
Aceptable	Sí				

Tabla 6.26
Constancia del número CT

Criterio de aceptación: El valor CT para el agua debe medirse en diferentes regiones de interés, utilizando un maniquí. Esta prueba debe realizarse, cuando menos, quincenalmente.

Cumple NOM		
	Agua	S
	Aire	R

6.1.4 Equipo Siemens Somatom Sensation 16

Los parámetros nominales utilizados para realizar las pruebas correspondientes a calidad de imagen en este equipo fueron: 120 kVp y 170 mAs.

a) Calibración del número CT

Esta prueba se realiza utilizando el módulo de aire y agua. Se toman dos regiones de interés al centro del maniquí, se mide el número CT y se compara con lo establecido en la NOM.

Somatom sensation 16		
	Aire	Agua
No. CT medido	-1002.3 ± 0.6	-2 ± 1
Aceptable	Sí	Sí

Tabla 6.27
Calibración de número CT

Criterio de aceptación: El sistema debe estar calibrado de modo que una exposición en aire produzca un número CT promedio de -1000 ± 5 , y en agua produzca un número CT promedio de 0 ± 5 . Esta prueba debe realizarse, cuando menos, cada semana.

Cumple NOM	S
------------	----------

b) Constancia del número CT

En esta prueba se utiliza el módulo de agua del maniquí de constancia. Se seleccionan cuatro regiones de interés en distintas partes de la imagen del maniquí. Se mide el número CT en cada una de las cuatro regiones y se verifica que exista una constancia.

La NOM-158-SSA1-1996 [SSA158-96] no establece determinar la constancia en los módulos de aire y lucita, sin embargo en este trabajo se realizaron estas medidas. Para estas dos pruebas no existe criterio de aceptación, por lo que serán consideradas como pruebas de registro.

Somatom sensation 16					
Agua					
	Centro	Izquierda	Derecha	Superior	Inferior
No. CT medido	-1 ± 2	-3 ± 2	-2 ± 2	-2 ± 2	0 ± 2
Aceptable	Sí				
Aire					
	Centro	Izquierda	Derecha	Superior	Inferior
No. CT medido	-1003 ± 1	-1004 ± 2	-1004 ± 1	-1004 ± 2	-1005 ± 1
Aceptable	Sí				
Lucita					
	Centro	Izquierda	Derecha	Superior	Inferior
No. CT medido	121 ± 6	118 ± 5	117 ± 5	112 ± 6	120 ± 6
Aceptable	No				

Tabla 6.28
Constancia del número CT

Criterio de aceptación: El valor CT para el agua debe medirse en diferentes regiones de interés, utilizando un maniquí. Esta prueba debe realizarse, cuando menos, quincenalmente.

Cumple NOM	Agua	S R R
	Aire	
	Lucita	

c) Uniformidad del número CT

Para esta prueba se utiliza el módulo de lucita. Se seleccionan las regiones de interés y se mide el número CT. Los valores medidos deben presentar una constancia, teniendo a lo más una diferencia de ± 5 UH.

Somatom sensation 16					
	Centro	Izquierda	Derecha	Superior	Inferior
No. CT medido	121 \pm 6	118 \pm 5	117 \pm 5	112 \pm 6	120 \pm 6
Aceptable	Sí	Sí	Sí	No	Sí

Tabla 6.29
Uniformidad del CT

Criterio de aceptación: El promedio del número CT de 100 píxeles cualesquiera, o de cualquier ROI seleccionada, en la imagen de un maniquí lleno de un 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.

Cumple NOM	N
------------	----------

d) Dependencia del número CT del espesor de corte

Se utiliza cualquier módulo del maniquí (aire, agua, lucita). En este caso se utilizó el módulo de aire. Se eligieron distintos espesores de corte (3,5 y 10 mm). En cada uno de éstos se selecciona una región de 100 píxeles o una ROI equivalente en el centro del maniquí y se mide el valor del número CT.

Somatom sensation 16			
Aire			
	3 mm	5 mm	10 mm
No. CT medido	-1002 \pm 1	-1002.2 \pm 0.9	-1002.2 \pm 0.7
Aceptable	Sí	Sí	Sí

Tabla 6.30
Dependencia del número CT del espesor de corte

Criterio de aceptación: El promedio del número CT medido sobre 100 píxeles o una ROI ubicada al centro de la imagen del maniquí debe estar dentro ± 5 unidades Hounsfield para cualquier espesor de corte. Esta prueba debe realizarse cuando menos cada seis meses.

Cumple NOM	S
------------	----------

e) Dependencia del número CT del algoritmo de reconstrucción

En esta prueba se puede utilizar cualquier módulo del maniquí (aire, agua o lucita). En este caso se realizó utilizando el módulo de aire; antes de efectuar la tomografía se cambia el algoritmo de reconstrucción. Este equipo cuenta con una serie de algoritmos de reconstrucción, para ello se seleccionaron 3 de ellos: "H20s homogénea", "H31s homogénea media" y "H70h muy definida". Estos algoritmos se seleccionaron bajo el criterio de que el "H31s homogénea media" es el algoritmo clínicamente más usado y los otros dos proporcionan una definición un poco más alta ("H70h muy definida") y un poco

más baja ("H20s homogénea"). Una vez efectuada la tomografía se elige una región en el centro del maniquí, se mide el número CT y la variación en los tres casos, no debe ser mayor que ± 5 UH.

Somatom sensation 16			
Aire			
	H 20s homogénea	H31s homogénea media	H70h muy definida
No. CT medido	-1002.2 ± 0.5	-1002.0 ± 0.6	-1000 ± 10
Aceptable	Sí	Sí	Sí

Tabla 6.31
Dependencia del número CT del algoritmo de reconstrucción

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

Cumple NOM	S
------------	----------

f) Resolución de alto contraste

Esta prueba se realiza utilizando el módulo de lucita. Para ello se utilizan perforaciones cilíndricas de 1 mm de diámetro. Se realiza un corte, eligiendo una región que abarque las seis perforaciones y éstas deben ser visibles en el monitor con respecto al medio que lo rodea.

Somatom sensation 16		
	Perforación	Lucita
No. CT medido	-130 ± 20	129 ± 5
Perforaciones visibles	Sí	
Aceptable	Sí	

Tabla 6.32
Resolución de alto contraste

Criterio de aceptación: Postes cilíndricos de 1 mm de diámetro (o un objeto de tamaño equivalente, dependiendo del maniquí) deben ser visibles en la imagen cuando la atenuación del haz de rayos X de los postes difiere por 10% o más de aquella del medio que lo rodea. Esta prueba debe realizarse, cuando menos, cada tres meses.

Cumple NOM	S
------------	----------

g) Espesor de corte y haz de alineación

Esta prueba se realiza utilizando una película radiográfica, la cual se introduce en una bolsa negra. Ésta se coloca sobre el maniquí y se le realiza una serie de perforaciones que coincidan con el haz de alineación del gantry. Se realizan cortes de cierto grosor. La película se revela, se verifica que coincida el haz con las perforaciones y se mide el espesor de corte.

La prueba del haz de alineación no está contemplada en la referencia [SSA158-96], por lo tanto no existe un criterio de aceptación.

Somatom sensation 16	
Coincidencia del haz en la película con las perforaciones	Sí
Espesor del corte nominal (mm)	10
Espesor del corte medido (mm)	9.0 ± 0.5
Acceptable	Sí

Tabla 6.33
Espesor de corte y haz de alineación

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

Cumple NOM:		
	Haz de alineación	R
	Espesor de corte	S

h) Relación entre número CT y material atenuador

La referencia [SSA158-96] no establece realizar esta prueba. La prueba se efectúa en la parte del maniquí con placa de lucita. Para ello se utilizan los cilindros de 280 mm de diámetro. Se introducen determinados materiales (nylamid, nylacero, teflón, aire) y se miden sus unidades Hounsfield.

Somatom sensation 16				
	Nylamid	Nylacero	Teflón	Aire
No. CT medido	92 ± 3	89 ± 3	1400 ± 10	-1023 ± 1

Tabla 6.34
Relación entre número CT y material atenuador

Criterio de aceptación: No se tiene criterio de aceptación porque no aparece este parámetro en la NOM-158-SSA1--1996

Cumple NOM	R
------------	----------

6.2 Resultados de dosis

Antes de mencionar los resultados de la dosis, es necesario aclarar algunos conceptos que serán utilizadas a lo largo de este punto.

Se considerará un "estudio completo" a una serie formada por 15 cortes de 10 mm de espesor con un avance de 10 mm.

A la medida del MSAD o del DLP obtenida de un orificio de la periferia del maniquí se le llamará "superficial".

Se denominará "periferia o periférico" al promedio de las medidas adquiridas en los 4 orificios de la periferia del maniquí dosimétrico.

El electrómetro asociado a la cámara de ionización proporciona lecturas para la opción de "dosis" en nGy cm. Sin embargo, sabemos que el sistema de medición en realidad mide carga eléctrica, por lo que sabemos que las unidades mostradas en la pantalla del electrómetro no corresponden a nGy cm. Por esta razón, denominaremos a los datos mostrados por el electrómetro como de "Lectura" y a la unidad nGy cm como "unidades arbitrarias (ua)"

6.2.1 Equipo Siemens Somatom ART

Los parámetros nominales utilizados para realizar estas pruebas fueron: 130 kVp y 210 mAs. Las pruebas se realizaron en el mes de marzo del 2006.

a) MSAD

Esta prueba se realiza utilizando el maniquí dosimétrico y el aditamento de los dosímetros termoluminiscentes. Se inserta el aditamento porta-dosímetros en el centro o en un orificio de la periferia del maniquí, y se realiza un estudio completo de tomografía. Los dosímetros se leen en el equipo lector y se determina la dosis asociada a la lectura. Se hace una gráfica de dosis vs posición de los TLD. Se determina el MSAD y se verifica que el valor cumpla con lo establecido en la normativa.

La referencia [SSA157-96] sólo establece el criterio para el MSAD al centro, por esta razón el MSAD superficial se considera como prueba de registro.

Somatom ART		
	Centro	Superficial
MSAD medido (mGy)	46 ± 2	50 ± 3
Aceptable	Sí	NA*

*NA: No aplica

Tabla 6.35
Dosis promedio en barridos múltiples

Criterio de aceptación: La dosis promedio en barridos múltiples en el centro del maniquí para un estudio de cabeza es de 50 mGy.

Cumple NOM	MSAD _{Centro}	S R
	MSAD _{Superficial}	

La gráfica 6.1.a corresponde al MSAD centro y MSAD superficial del maniquí.

b) DLP

La normativa Mexicana [SSA157-96] no exige realizar esta prueba, por lo que se considera como prueba de registro.

En esta prueba se utiliza la cámara de ionización tipo lápiz con su electrómetro asociado y el maniquí dosimétrico. Se mide la temperatura y la presión de la habitación donde se encuentra el equipo de CT y se introducen estos valores al equipo lector. Se coloca el maniquí sobre el soporte de cabeza, se nivela y se inserta la cámara de ionización en el centro o en algún orificio de la periferia del maniquí. Se realiza un estudio completo de tomografía y se lee el valor que proporciona el electrómetro. Los resultados proporcionados por el electrómetro se multiplica por el factor de calibración obtenido, cuyo valor es de $(6.4 \times 10^7 \pm 0.2 \times 10^7)$ mGy cm ua⁻¹ (ver anexo 2). Se determina el DLP_w y se verifica que el valor cumpla con lo establecido por la Comunidad Europea [EC00].

Esta prueba se realiza en el centro y en la periferia del maniquí.

La temperatura y presión medidos fueron $19.3 \pm 0.2^\circ\text{C}$ y 781.1 ± 0.3 hPa respectivamente.

Somatom ART					
	Centro	Izquierda	Derecha	Superior	Inferior
Lectura (ua)	10.4 ± 0.5	12.0 ± 0.4	10.7 ± 0.9	11.8 ± 0.2	12.1 ± 0.4
DLP (mGy cm)	660 ± 40	760 ± 30	680 ± 60	750 ± 30	770 ± 40
Resultado	DLP Centro (mGy cm)		DLP Promedio de la periferia (mGy cm)		DLP _w (mGy cm)
	660 ± 40		740 ± 20		710 ± 20
Aceptable	NA*		NA*		Sí

*NA: No aplica

Tabla 6.36

Producto dosis-longitud

Criterio de aceptación: El producto dosis-longitud ponderado (DLP_w) para un estudio de cabeza es de 1 050 mGy cm.

Cumple CE	S
-----------	----------

6.2.2 Equipo General Electric Sytec 4000i

Los parámetros nominales asignados por el equipo para un estudio completo de cabeza fueron los siguientes:

- Corte uno y dos: 120 kVp y 351 mAs
- Del corte tres al diez: 120 kVp y 270 mAs
- Del corte once al quince: 120 kVp y 216 mAs

La medida del MSAD en este equipo sólo se realizó en el centro del maniquí dosimétrico. Las pruebas se realizaron en el mes de abril del 2006.

a) MSAD

Esta prueba se realiza utilizando el maniquí dosimétrico y el aditamento de los dosímetros termoluminiscentes. Se inserta el aditamento porta-dosímetros en el centro o en un orificio de la periferia del maniquí, y se realiza un estudio completo de tomografía. Los dosímetros se leen en el equipo lector y se determina la dosis asociada a la lectura. Se hace una gráfica de dosis vs posición de los TLD. Se determina el MSAD y se verifica que el valor cumpla con lo establecido en la normativa [SSA157-96].

Sytec 4000i	
	Centro
MSAD medido (mGy)	45 ± 2
Aceptable	Sí

Tabla 6.37

Dosis promedio en barridos múltiples

Criterio de aceptación: La dosis promedio en barridos múltiples en el centro del maniquí para un estudio de cabeza es de 50 mGy.

Cumple NOM	S
------------	----------

La gráfica correspondiente al MSAD para el centro del maniquí se muestra en la gráfica 6.1.b.

b) DLP

La normativa Mexicana [SSA157-96] no establece realizar esta prueba, por lo que se considera como prueba de registro.

En esta prueba se utiliza la cámara de ionización tipo lápiz con su electrómetro asociado y el maniquí dosimétrico. Se mide la temperatura y la presión de la habitación donde se encuentra el equipo de CT y se introducen estos valores al equipo lector. Se coloca el maniquí sobre el soporte de cabeza, se nivela y se inserta la cámara de ionización en el centro o en algún orificio de la periferia del maniquí. Se realiza un estudio completo de tomografía y se lee el valor que proporciona el electrómetro. Los resultados proporcionados por el electrómetro se multiplica por el factor de calibración obtenido, cuyo valor es de $(6.4 \times 10^7 \pm 0.2 \times 10^7)$ mGy cm ua⁻¹ (ver anexo 2). Se determina el DLP_w y se verifica que el valor cumpla con lo establecido por Comunidad Europea [EC00].

Esta prueba se realiza en el centro y en la periferia del maniquí.

La temperatura y presión medidos fueron $21.3 \pm 1^\circ\text{C}$ y 783.4 ± 0.2 hPa, respectivamente.

Sytec 4000i					
	Centro	Izquierda	Derecha	Superior	Inferior
Lectura (ua)	10.49 ± 0.05	10.8 ± 0.7	12.2 ± 0.8	11 ± 1	12.4 ± 0.9
DLP (mGy cm)	670 ± 20	690 ± 50	780 ± 50	670 ± 70	790 ± 60
Resultado	DLP Centro (mGy cm)		DLP Promedio de la periferia (mGy cm)		DLP _w (mGy cm)
	670 ± 20		730 ± 40		710 ± 30
Aceptable	NA*		NA*		Sí

*NA: No aplica

Tabla 6.38
Producto dosis-longitud

Criterio de aceptación: El producto dosis-longitud ponderado (DLP_w) para un estudio de cabeza es de 1 050 mGy cm.

Cumple CE	S
-----------	----------

6.2.3 Equipo Philips Mx 8000

Los parámetros nominales utilizados fueron: 120 kVp y 300 mAs. Las pruebas se realizaron en el mes abril del año 2006.

a) MSAD

Esta prueba se realiza utilizando el maniquí dosimétrico y el aditamento de los dosímetros termoluminiscentes. Se inserta el aditamento porta-dosímetros en el centro o en un orificio de la periferia del maniquí, y se realiza un estudio completo de tomografía. Los dosímetros se leen en el equipo lector y se determina la dosis asociada a la lectura. Se hace una gráfica de dosis vs posición de los TLD. Se determina el MSAD y se verifica que el valor cumpla con lo establecido en la normativa.

La referencia [SSA157-96] sólo establece el criterio para el MSAD al centro, por esta razón el MSAD superficial se considera como prueba de registro.

Mx 8000		
	Centro	Superficial
MSAD medido (mGy)	30 ± 2	32 ± 5
Aceptable	Sí	NA*

*NA: No aplica

Tabla 6.39

Dosis promedio en barridos múltiples

Criterio de aceptación: La dosis promedio en barridos múltiples en el centro del maniquí para un estudio de cabeza es de 50 mGy.

Cumple NOM	MSAD _{Centro}	S R
	MSAD _{Superficial}	

La gráfica correspondiente al MSAD centro y superficial se muestra en la gráfica 6.1.c.

b) DLP

La normativa Mexicana [SSA157-96] no establece realizar esta prueba, por lo que se considera como prueba de registro.

En esta prueba se utiliza la cámara de ionización tipo lápiz con su electrómetro asociado y el maniquí dosimétrico. Se mide la temperatura y la presión de la habitación donde se encuentra el equipo de CT y se introducen estos valores al equipo lector. Se coloca el maniquí sobre el soporte de cabeza, se nivela y se inserta la cámara de ionización en el centro o en algún orificio de la periferia del maniquí. Se realiza un estudio completo de tomografía y se lee el valor que proporciona el electrómetro. Los resultados proporcionados por el electrómetro se multiplica por el factor de calibración obtenido, cuyo valor es de $(6.4 \times 10^7 \pm 0.2 \times 10^7)$ mGy cm ua⁻¹ (ver anexo 2). Se determina el DLP_w y se verifica que el valor cumpla con lo establecido por Comunidad Europea [EC00].

Esta prueba se realiza en el centro y en la periferia del maniquí.

La temperatura y presión medidos fueron $20.1 \pm 1.1^\circ\text{C}$ y 777.4 ± 0.2 hPa, respectivamente.

Mx 8000					
	Centro	Izquierda	Derecha	Superior	Inferior
Lectura (ua)	6.5 ± 0.5	7.9 ± 0.4	7.0 ± 0.5	8.1 ± 0.7	7.0 ± 0.6
DLP (mGy cm)	410 ± 40	500 ± 30	450 ± 30	520 ± 50	440 ± 40
Resultado	DLP Centro (mGy cm)		DLP Promedio de la periferia (mGy cm)		DLP _w (mGy cm)
	410 ± 40		470 ± 20		450 ± 20
Aceptable	NA*		NA*		Sí

*NA: No aplica

Tabla 6.40

Producto dosis-longitud

Criterio de aceptación: El producto dosis-longitud ponderado (DLP_w) para un estudio de cabeza es de 1 050 mGy cm.

Cumple CE	S
-----------	----------

6.2.4 Equipo Siemens Somatom Sensation 16

Los parámetros nominales utilizados para realizar estas pruebas fueron: 120 kVp y 170 mAs. Las pruebas se realizaron en el mes de marzo del 2006.

a) MSAD

Esta prueba se realiza utilizando el maniquí dosimétrico y el aditamento de los dosímetros termoluminiscentes. Se inserta el aditamento porta-dosímetros en el centro o en un orificio de la periferia del maniquí, y se realiza un estudio completo de tomografía. Los dosímetros se leen en el equipo lector y se determina la dosis asociada a la lectura. Se hace una gráfica de dosis vs posición de los TLD. Se determina el MSAD y se verifica que el valor cumpla con lo establecido en la normativa.

La referencia [SSA157-96] sólo establece el criterio para el MSAD al centro, por esta razón el MSAD superficial se considera como prueba de registro.

Somatom Sensation 16		
	Centro	Superficial
MSAD medido (mGy)	21 ± 1	24 ± 1
Aceptable	Sí	NA*

*NA: No aplica

Tabla 6.41

Dosis promedio en barridos múltiples

Criterio de aceptación: La dosis promedio en barridos múltiples en el centro del maniquí para un estudio de cabeza es de 50 mGy.

Cumple NOM	MSAD _{Centro} MSAD _{Superficial}	S R
------------	---	----------------------

La gráfica 6.1.d corresponde al MSAD centro y MSAD superficial del maniquí.

b) DLP

La normativa Mexicana [SSA157-96] no establece realizar esta prueba, por lo que se considera como prueba de registro.

En esta prueba se utiliza la cámara de ionización tipo lápiz con su electrómetro asociado y el maniquí dosimétrico. Se mide la temperatura y la presión de la habitación donde se encuentra el equipo de CT y se introducen estos valores al equipo lector. Se coloca el maniquí sobre el soporte de cabeza, se nivela y se inserta la cámara de ionización en el centro o en algún orificio de la periferia del maniquí. Se realiza un estudio completo de tomografía y se lee el valor que proporciona el electrómetro. Los resultados proporcionados por el electrómetro se multiplica por el factor de calibración obtenido, cuyo valor es de $(6.4 \times 10^7 \pm 0.2 \times 10^7)$ mGy cm ua⁻¹ (ver anexo 2). Se determina el DLP_w y se verifica que el valor cumpla con lo establecido por Comunidad Europea [EC00].

Esta prueba se realiza en el centro y en la periferia del maniquí.

La temperatura y presión medidos fueron $20.1 \pm 1.1^\circ\text{C}$ y 777.4 ± 0.2 hPa, respectivamente.

Somatom Sensation 16					
	Centro	Izquierda	Derecha	Superior	Inferior
Lectura (ua)	4.84 ± 0.01	5.59 ± 0.06	5.46 ± 0.06	5.9 ± 0.3	5.2 ± 0.4
DLP (mGy cm)	310 ± 10	360 ± 10	350 ± 10	370 ± 30	330 ± 20
Resultado	DLP Centro (mGy cm)		DLP Promedio de la periferia (mGy cm)		DLP _w (mGy cm)
	310 ± 10		350 ± 10		340 ± 10
Aceptable	NA*		NA*		Sí

*NA: No aplica

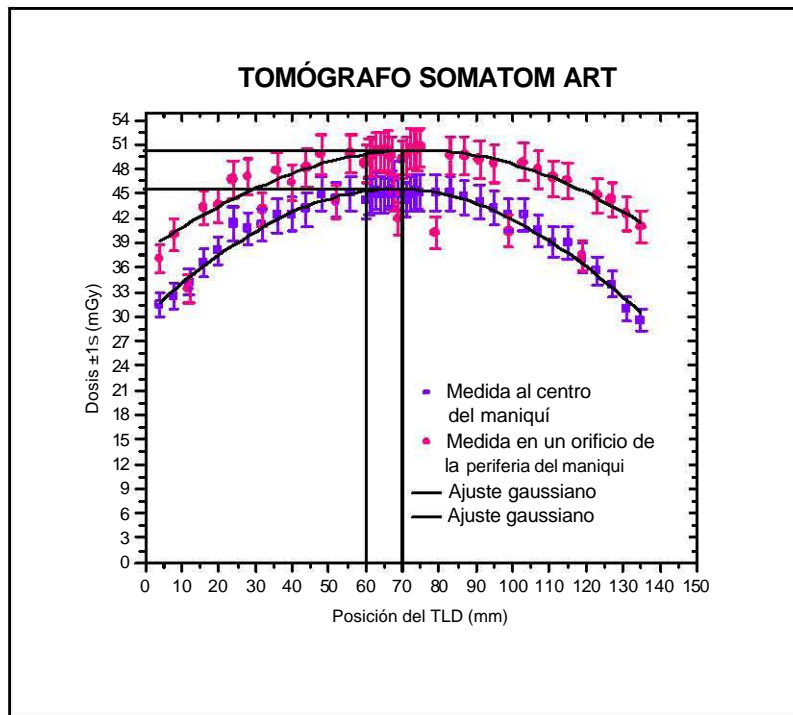
Tabla 6.42
Producto dosis-longitud

Criterio de aceptación: El producto dosis-longitud ponderado (DLP_w) para un estudio de cabeza es de 1 050 mGy cm.

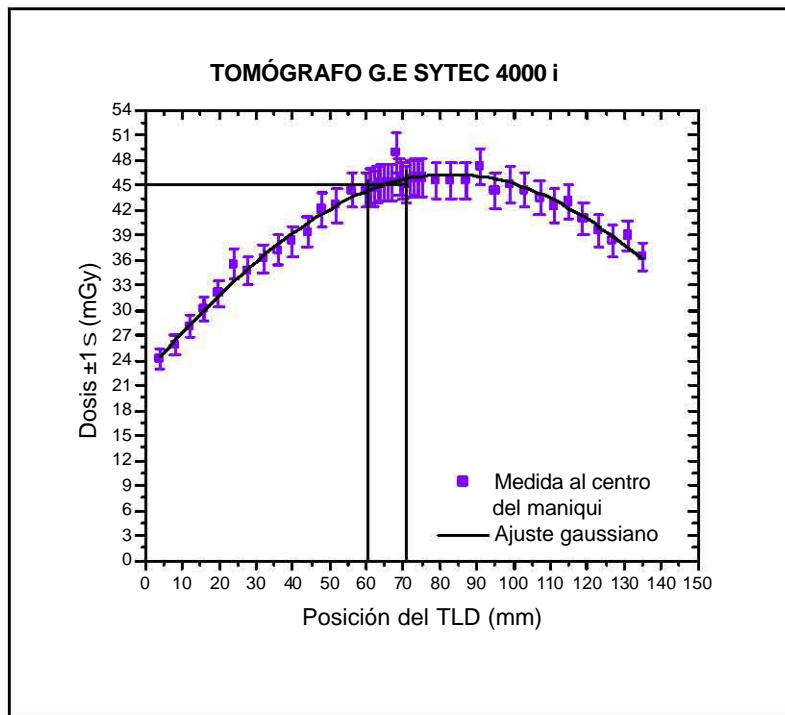
Cumple CE	S
-----------	----------

6.3 Tabla comparativa

En la tabla 6.43 se resumen los resultados obtenidos, es decir, se muestra para cada equipo de TC las pruebas que cumplieron, las que no y las que se consideraron como de registro.

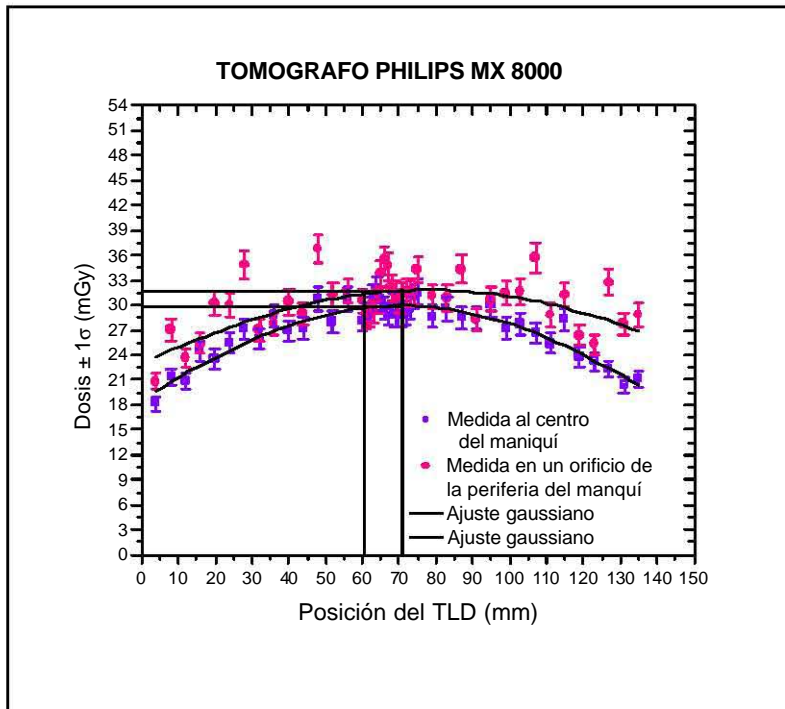


a) MSAD al centro y superficial
Tomógrafo Siemens Somatom ART

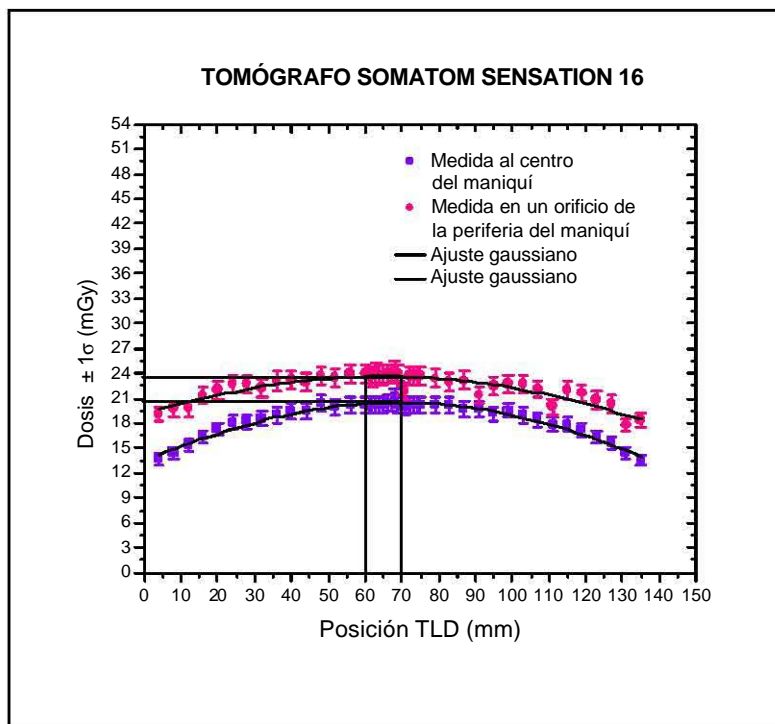


b) MSAD al centro
Tomógrafo G.E Sytec 4000i

Gráfica 6.1
Dosis promedios en barridos múltiples



c) MSAD al centro y superficial
Tomógrafo Philips Mx 8000



d) MSAD al centro y superficial
Tomógrafo Siemens Somatom Sensation 1

Gráfica 6.1
Dosis promedio en barridos múltiples

PRUEBA	Siemens Somatom ART				G.E Sytec 4000i				Philips MX8000				Siemens Somatom Sensation 16			
Calibración del No. CT	Agua		Aire		Agua		Aire		Agua		Aire		Agua		Aire	
Cumple NOM	No		Sí		Sí		Sí		Sí		Sí		Sí		Sí	
Constancia del No. CT	Agua	Aire	Lucita		Agua	Aire	Lucita		Agua	Aire	Lucita		Agua	Aire	Lucita	
Cumple NOM	No	R	R		Sí	R	R		No	R	R		Sí	R	R	
Uniformidad del No. CT	Lucita				Lucita				Lucita				Lucita			
Cumple NOM	No				Sí				No				No			
Dependencia del No. CT del espesor de corte (mm)	Aire				Aire				Aire				Aire			
	2	3	5	10	3	5	10		1	2	5	10	3	5	10	
Cumple NOM	Sí	Sí	Sí	Sí	Sí	Sí	Sí		Sí	Sí	Sí	Sí	Sí	Sí	Sí	
Dependencia del No. CT del algoritmo de reconstrucción	Aire				Aire				Aire				Aire			
	Smooth	Standard	Sharp		Soft	Standard	Detail		Standard	High	Ultra-high		Homogénea	Homogénea media	Muy definida	
Cumple NOM	Sí	Sí	Sí		Sí	Sí	Sí		Sí	Sí	Sí		Sí	Sí	Sí	
Resolución de alto contraste	Lucita				Lucita				Lucita				Lucita			
Cumple Nom	Sí				Sí				Sí				Sí			
Espesor de corte (mm)	Película radiográfica				Película radiográfica				Película radiográfica				Película radiográfica			
	10				10				10				10			
Cumple NOM	Sí				Sí				No				Sí			
Haz de alineación	Película radiográfica				Película radiográfica				Película radiográfica				Película radiográfica			
Cumple NOM	R				R				R				R			
Relación entre UH y material atenuador	Nylamid	Nylacero	Teflón	Aire	Nylamid	Nylacero	Teflón	Aire	Nylamid	Nylacero	Teflón	Aire	Nylamid	Nylacero	Teflón	Aire
Cumple NOM	R	R	R	R	R	R	R	R	R	R	R	R	R	R	R	R
MSAD _{Centro}	Lucita				Lucita				Lucita				Lucita			
Cumple NOM	Sí				Sí				Sí				Sí			
MSAD _{Superficial}	Lucita				Lucita				Lucita				Lucita			
Cumple NOM	R				R				R				R			
DLP _w	Lucita				Lucita				Lucita				Lucita			
Cumple C.E	Sí				Sí				Sí				Sí			

Tabla 6.43
Tabla comparativa

CAPÍTULO 7

ANÁLISIS Y DISCUSIÓN DE RESULTADOS

A lo largo de este capítulo se discute la construcción del maniquí dosimétrico; se realiza el análisis y la discusión de los resultados obtenidos para la calidad de la imagen y la dosis, para cada uno de los equipos evaluados.

7.1 Maniquí dosimétrico

Uno de los objetivos de este trabajo, fue diseñar y construir un maniquí para medir dosis en tomografía computarizada. El propósito de este maniquí, es cuantificar la dosis proporcionada por los equipos de TC en condiciones equivalentes a las utilizadas clínicamente.

El maniquí es un cilindro que representa, la cabeza de un adulto humano o el tórax de un infante de 1 año, sugerido por la Asociación de Físicos Médicos de Estados Unidos [AAPM31] y la NOM-157-SSA1-1996 [SSA157-96]. Este cilindro tiene una serie de perforaciones en donde se colocan los instrumentos para medición de la dosis, tal como se indica en las referencias anteriormente mencionadas.

El material del que está hecho el maniquí es lucita, fabricada en el país. El maniquí debió ser hecho en un solo bloque de lucita; sin embargo, no le logró adquirir un bloque de lucita que tuviera el espesor indicado por la AAPM (150 mm), por lo que tuvo que conformarse por una serie de discos, que posteriormente fueron unidos con cinta. Esto trajo consigo, que al someterse a un estudio tomográfico se observaran regiones con aire.

Las barras que se insertan en los orificios del maniquí, también fueron hechas de lucita de la misma calidad de la del maniquí, así como el aditamento para dosímetros termoluminiscentes.

7.2 Calidad de imagen

Para la realización de estas pruebas se utilizó el maniquí de constancia, por lo que a lo largo de esta sección, me referiré a este maniquí

7.2.1 Calibración del número CT

Esta prueba se efectúa, utilizando los cilindros que contienen agua y aire del maniquí de constancia, en ambos se toma una región de interés ubicada en el centro, se mide el número CT para cada una de estas regiones y se compara con lo establecido en la referencia [SSA158-96].

El equipo *Siemens Somatom ART* presenta fallas en su calibración, ya que en una exposición en agua debe producir 0 ± 5 UH y en el equipo obtenemos -10 ± 3 UH. La calibración con aire debe de ser -1000 ± 5 UH, y el equipo presenta un valor de -1000.5 ± 0.9 UH, por lo que se encuentra dentro del intervalo aceptable.

El equipo *G.E Sytec 4000i* no presenta fallas en ninguna de sus calibraciones (aire y agua). Para una exposición de aire se obtiene un valor -1003.6 ± 0.5 UH y en agua -1 ± 1 UH.

En el caso del equipo *Philips MX8000* no muestra fallas en sus calibraciones, ya que para una exposición en aire se obtiene un valor de -999.0 ± 0.7 UH y para una exposición de agua produce un valor de 2 ± 7 UH, sin embargo este último valor presenta un incertidumbre 3 veces más grande que el valor promedio, por lo que la cota superior rebasaría el valor de referencia. Esto nos lleva a recomendar que el equipo debe someterse a una nueva calibración.

Para el equipo *Siemens Somatom Sensation 16* el valor que se obtuvo para una exposición en aire es de -1002.3 ± 0.6 UH y para una exposición en agua es de -2 ± 1 UH, por lo que observamos que no presenta fallas en su calibración.

Debido a la importancia de esta prueba, su periodo de realización es semanal, lo que nos permite tener un mayor control de la calibración del equipo.

7.2.2 Constancia del número CT

En esta prueba se utiliza el cilindro del maniquí que contiene agua, sin embargo, nosotros decidimos realizar esta prueba utilizando, además de agua, el cilindro del aire y de lucita. Se escogen 5 regiones de interés: centro, derecha, izquierda, superior o inferior. Se mide el valor del número CT en cada una de ellas y se verifica que presenten una constancia.

Se evalúa una imagen tomográfica que debiera ser homogénea en su tono de gris, ya que fue generada a partir de un maniquí de un material uniforme, para ello se seleccionan 5 regiones de interés, midiéndose el número CT en cada una de ellas. Se esperaría que el valor de estos números fuese igual o al menos, similar. Sin embargo, pueden existir diferencias entre estas medidas, siempre y cuando estas diferencias no sean considerables. La referencia [SSA158-96] no establece un criterio para determinar si existe constancia en las medidas, o no. Por ello, se definió un criterio, que consiste en que los valores de los números CT no difieran en ± 5 UH. Este criterio nos permite, de manera muy tajante, observar si el equipo de TC presenta constancia o no.

El equipo *Siemens Somatom ART* no presenta constancia en ninguno de los materiales (agua, aire y lucita) utilizados en esta prueba. De la tabla 6.2, observamos para el caso del agua, que existen diferencias considerables entre los números CT medidos. La diferencia mínima entre estos valores es de 1 UH y la máxima es de 6 UH, por esta razón no cumple con lo establecido en la NOM [SSA158-96]. La misma situación sucede para el caso del aire y de la lucita; para el aire existe una diferencia máxima entre sus valores de 9 UH y para la lucita de 30 UH. Estos resultados corresponden a 8 meses antes de realizar las medidas de dosis, por lo que se decidió hacer una verificación de esta prueba utilizando sólo los cilindros de agua y aire del maniquí. Los resultados (tabla 6.9) mostraron, para el caso del agua, que sigue sin existir constancia, ya que presenta una diferencia máxima entre las medidas de 8 UH; en el caso del aire existe constancia ya que sus valores no presentaron diferencias mayores que 5 UH.

El equipo *G.E Sytec 4000i*, presenta constancia para las pruebas en agua, aire y lucita. En el caso del agua, la diferencia máxima que se observa es de 1 UH; en aire es de 2 UH y en lucita de 3 UH. Por lo tanto es satisfactoria esta prueba.

En el caso del equipo *Philips Mx 8000*, no presenta constancia ni en agua ni en lucita. Para agua presenta una diferencia máxima entre los valores medidos de 12 UH, y en lucita de 26 UH. Sin embargo, en aire si existe constancia (diferencia máxima de 5 UH). Al igual que el equipo *Somatom ART*, el equipo *MX 8000* se sometió a una verificación 8 meses después de esta primera evaluación. Se verificó la constancia del número CT en agua y en aire. En la exposición en agua, los resultados obtenidos, muestran una constancia, ya que existen diferencias menores que 5 UH, entre sí. La misma situación sucede en aire, en donde la diferencia máxima es de 3 UH y por lo tanto se considera satisfactoria esta prueba.

Los resultados, para la exposición en agua, del equipo *Siemens Somatom Sensation 16*, presentan constancia del número CT entre sí, ya que la diferencia entre sus valores no fue mayor a 5 UH. Para el caso del aire también existe constancia. Sus resultados muestran una diferencia máxima de 3 UH. Los valores de lucita muestran que no hay constancia; existen diferencias de hasta 8 UH entre sí.

Como se puede observar, algunos equipos cumplen con presentar constancia del número CT; sin embargo, los valores para los números CT difieren mucho de los valores de referencia para el agua y el aire. Por ello, consideramos que la normativa debe establecer que se realice esta prueba no sólo para agua, sino para aire también. Debiera pedirse que no sólo se realice primero la prueba de calibración del número CT, sino que además se cumpla.

7.2.3 Uniformidad del número CT

Para efectuar esta prueba se considera un medio atenuador uniforme. Se utiliza una placa de lucita (parte del maniquí). Se seleccionan diferentes regiones de interés (ROI) y se miden sus unidades Hounsfield. No debe de existir una diferencia mayor que 5 UH del valor promedio del número CT en las diferentes regiones de interés. Esta prueba se efectúa cada tres meses.

Las UH medidas en las diferentes ROI del equipo *Siemens Somatom ART* muestran que uno de sus resultados no cumple con lo establecido en la Normativa, ya que presenta diferencia de 10 UH con respecto del valor promedio (119 ± 3 UH), por lo tanto no se cumple con esta prueba.

El equipo *G.E Sytec 4000i*, muestra en sus resultados que existe una diferencia no mayor que 2 UH del promedio (116 ± 1), por lo tanto cumple con lo establecido en la Normativa.

Para el equipo *Philips MX 8000* se obtuvo que el valor promedio es de 115 ± 7 UH. Existen 2 valores que no se encuentran dentro del intervalo establecido; uno de ellos presenta una diferencia de 11 UH y el otro de 15 UH, ambos con respecto del promedio. Es por ello que no se cumple con esta prueba.

Consideramos que el equipo *Siemens Somatom Sensation 16* no cumple con lo establecido en la NOM, ya que uno de sus resultados presenta una diferencia de 6 UH, con respecto del promedio (118 ± 3 UH).

7.2.4 Dependencia del número CT del espesor de corte

Esta prueba se efectúa en cualquier cilindro del maniquí (aire, agua o lucita). En este caso se utilizó el módulo que contiene aire. Se elige distintos espesores de corte (dependiendo de las características del equipo de TC). En cada uno de ellos se selecciona una ROI equivalente en el centro del maniquí y se mide el valor del número CT. Para considerar aceptable esta prueba, la diferencia en el valor de cada una de las regiones medidas (para cada espesor de corte) no debe de diferir en ± 5 UH. Esta prueba se efectúa cada 6 meses.

El equipo *Siemens Somatom ART*, cumple con lo establecido en la Normativa, ya que sus resultados, para los diferentes espesores de corte (2, 3, 5 y 10 mm), no presentan diferencias mayores que 5 UH entre sí. La máxima diferencia es de 2 UH.

La misma situación satisfactoria sucede para el equipo *G.E Sytec 4000i*. Sus resultados muestran, para los distintos espesores de corte (3, 5 y 10 mm), una diferencia máxima de 0.7 UH. Por lo tanto cumple con la NOM.

El equipo *Philips MX 8000*, cumple con lo establecido en la normativa, ya que sus resultados presentan una diferencia no mayor que 1.9 UH, para los diferentes espesores de corte (1, 2, 5 y 10 mm).

El equipo *Siemens Somatom Sensation 16*, no fue la excepción para cumplir con esta prueba. Sus resultados mostraron que no existen diferencias entre las medidas correspondientes a los diversos espesores de corte evaluados (3, 5 y 10 mm).

Todos los equipos de TC, cumplieron con esta prueba establecida en la Normativa Mexicana [SSA158-96], utilizando el módulo de aire.

7.2.5 Dependencia del número CT del algoritmo de reconstrucción

Esta prueba se efectúa utilizando cualquier módulo del maniquí; en este caso se utilizó el módulo que contiene aire. Antes de efectuar la tomografía se cambia el algoritmo de reconstrucción (el tipo de algoritmo depende de cada equipo de TC). Una vez efectuada la tomografía se elige una región en el centro del maniquí y se mide el número CT. La diferencia entre los diferentes números CT medidos para los diferentes algoritmos de reconstrucción, no debe ser mayor que ± 5 UH. Esta prueba se efectúa anualmente.

El equipo *Somatom ART*, cuenta con 3 diferentes algoritmos: "smooth", "standard" y "sharp". De sus resultados podemos observar, que la diferencia máxima entre éstos es de 0.5 UH, por lo que el equipo cumple con la NOM.

El equipo *G.E Sytec 4000i*, cuenta con diferentes algoritmos de reconstrucción, de los cuales se seleccionaron: "soft", "standard" y "detail". La diferencia máxima que existe entre sus resultados es de 0.1 UH, por lo tanto cumple con lo establecido en la normativa.

Al igual que los equipos de TC anteriormente mencionados, el equipo *Philips Mx 8000*, cuenta con una serie de algoritmos de reconstrucción, de los cuales fueron seleccionados: "standard", "high" y "ultra-high". Los resultados obtenidos, al igual que en los casos anteriores, mostraron una diferencia máxima de 0.2 UH. Se considera que el equipo cumplió satisfactoriamente la prueba.

El equipo *Siemens Somatom Sensation 16*, muestra en sus resultados, que existe una diferencia máxima de 2.8 UH entre los diferentes valores obtenidos, por lo cumple con lo establecido en la normativa. Los algoritmos de reconstrucción seleccionados para esta prueba son: "H20s homogénea", "H31s homogénea media" y "H70h muy definida".

En los equipos de TC, al cambiar el algoritmo de reconstrucción, la variación del número CT es menor que ± 5 UH, lo que es aceptable por la NOM-158-SSA1-1996 [SSA158-96].

7.2.6 Resolución de alto contraste

Esta prueba se efectúa en la parte del maniquí con placa de lucita. Para ello se utilizan perforaciones cilíndricas de 1mm de diámetro. Se realiza un corte, eligiendo una región que abarque las 6 perforaciones. Estas perforaciones deben ser visibles en el monitor cuando la atenuación del haz de rayos X de los postes difiera por 10% o más de aquélla del medio que las rodea.

Las 6 perforaciones son visibles en el monitor del equipo *Siemens Somatom ART*; al medir el número CT dentro de la perforaciones (aire) y hacer un promedio de estas medidas, éste valor difiere del correspondiente para el aire, esto es: -169 ± 4 UH, y para lucita se obtuvo un valor de 115 ± 2 UH (que es el medio que rodea a las perforaciones). Las perforaciones son visibles por lo que cumple con la NOM.

El monitor del equipo *G.E Sytec 4000i*, permite observar las 6 perforaciones de 1 mm de diámetro, así que cumple con la NOM. El resultado correspondiente a las perforaciones es de 7 ± 2 UH, éste no coincide con el valor de referencia del aire (-1000 ± 5 UH), y el valor de la lucita es de 122 ± 1 UH.

El equipo *Philips Mx 8000*, muestra en su monitor las 6 perforaciones. Cumple con lo establecido en la normativa. Los resultados obtenidos son: -133 ± 3 y 134.9 ± 0.8 UH, para aire y lucita, respectivamente. Podemos observar que en este equipo, el valor de UH para aire no es consistente con su valor de referencia.

Las 6 perforaciones en el monitor de equipo *Siemens Somatom Sensation 16* son visibles, por lo que cumple con lo establecido en la NOM. El valor medido en aire (130 ± 20 UH) no corresponde al valor de referencia. Para lucita el valor medido es de 129 ± 5 UH.

Los equipos cumplen con la prueba de resolución de alto contraste, a pesar de que los valores en UH, correspondientes al aire, no coincidan con el valor de referencia. Esto puede deberse a que las perforaciones son de diámetro muy pequeño y que el material que lo rodea es lucita, por lo que, creemos, se trata de un efecto parcial de volumen.

7.2.7 Espesor de corte y haz de alineación

La prueba se realiza utilizando una película radiográfica introducida en una bolsa que impide el paso de la luz. Ésta se coloca sobre el maniquí dosimétrico y, con ayuda de una aguja, se realizan una serie de perforaciones que coinciden con el haz de alineación del gantry. En la consola de operación del equipo CT se establece un estudio que realice cortes de cierto espesor. Al revelar la película las perforaciones deben coincidir con el obscurecimiento de la película y los cortes deben ser visibles. El espesor de corte no debe diferir en más de 1 mm del espesor nominal del corte. La prueba del espesor de corte se realiza cada tres meses.

En la película revelada correspondiente al equipo *Siemens Somatom ART*, observamos que existe una coincidencia del haz con las perforaciones. La diferencia entre espesores es de 1 mm, por lo que sí cumple con lo establecido en la normativa. Se observa en la película de este equipo, que existen entre cada corte líneas más claras de 1mm, las cuales corresponden al avance de la mesa. Figura 7.1



Figura 7.1

Espesor de corte. Equipo Siemens Somatom ART

El equipo *G.E Sytec 4000i* muestra en la película revelada que las perforaciones realizadas con el haz de alineación del gantry, no coinciden con el inicio del obscurecimiento de la película. La diferencia entre espesores es de 1 mm, por lo que cumple con lo establecido en la Normativa Mexicana. En la película se pueden observar líneas, más claras, entre los cortes; estas líneas miden 1mm de espesor y corresponden a un avance entre cada corte. Figura 7.2



Figura 7.2

Espesor de corte y alineación del haz. Equipo G.E Sytec 4000i

En el caso del equipo *Philips Mx 8000* si existe una coincidencia del haz con las perforaciones. La diferencia entre espesores es de 2 mm, por lo que no cumple con lo establecido en la normativa. Se observa en la película de este equipo, que existen entre cada corte líneas más

oscuras de 2 mm de espesor, la cuales corresponden a una sobreexposición entre los cortes.
Figura 7.3



Figura 7.3

Espesor de corte. Equipo Philips Mx 8000

El equipo *Siemens Somatom Sensation 16* muestra que existe coincidencia entre las perforaciones y el haz. La diferencia entre el valor nominal (10 mm) y el medido (9.0 ± 0.5 mm) es de 1mm. Cumple con la NOM. En la película se observan líneas más claras de 1 mm entre los cortes; esto se debe a que existe un avance sin que el equipo realice disparos. Figura 7.4



Figura 7.4

Espesor de corte. Equipo Siemens Somatom Sensation 16

La prueba correspondiente a la alineación del haz no está referida en la normativa, sin embargo consideramos que es importante porque, como se muestra, no siempre coincide el haz de alineación del gantry con el haz de rayos X. La prueba referente al espesor de corte, está restringida solamente para equipos que tienen la opción de un estudio secuencial, para el caso de los equipos más recientes (tipo helicoidales) esta prueba no es válida.

7.2.8 Relación entre número CT y el material atenuador

Esta prueba se realiza utilizando la parte del maniquí de lucita que contiene cilindros de diferentes materiales (nylamid, nylacero, teflón y aire). Esta prueba no está contemplada en la NOM [SSA158-96], sin embargo consideramos importante realizarla. Los resultados obtenidos en los diferentes equipos se muestran en la figura 7.5.

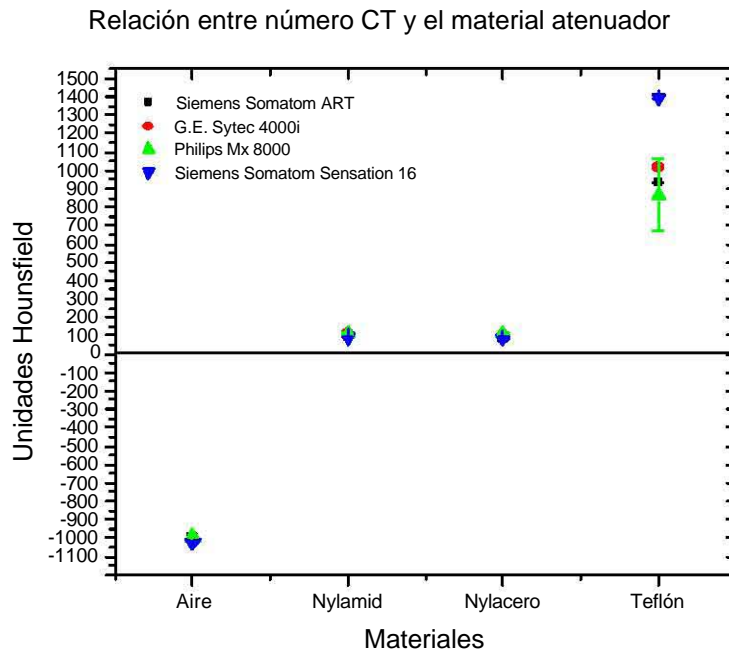


Figura 7.5
Relación entre número CT y material atenuador

En la figura 7.5 se puede observar que los puntos correspondientes a los valores de UH, asociados a cada uno de los equipos, se sobreponen a excepción del teflón para el que equipo Siemens Somatom Sensation 16 proporciona un valor drásticamente más alto que el resto de los equipos, habiendo una diferencia máxima de aproximadamente 410 UH del valor reportado en la literatura (≈ 990 UH) [W5], por lo que es probable que este equipo requiera de un ajuste.

7.3 Dosis

7.3.1. Dosis promedio en barridos múltiples

Esta prueba se efectúa utilizando el maniquí dosimétrico y dosímetros termoluminiscentes colocados en el aditamento de lucita. El maniquí se coloca sobre el cabezal del equipo TC y el aditamento de los dosímetros se inserta en los orificios del centro o en uno de la periferia.

La prueba del MSAD no se establece explícitamente en la referencia [SSA157-96]; ésta sólo establece niveles orientativos para ciertos estudios, pero no indica la frecuencia con la que debe realizarse. El nivel orientativo establecido para un estudio de cráneo simple es de 50 mGy en el centro del maniquí dosimétrico.

El equipo *Siemens Somatom ART*, cumple con lo establecido en la normativa, ya que el valor medido para el MSAD al centro del maniquí es de 46 ± 2 mGy. Adicionalmente se midió el MSAD en uno de los orificios de la periferia del maniquí cuyo valor es de 50 ± 3 mGy.

En el caso del equipo *G.E. Sytec 4000i*, sólo se determinó el MSAD al centro; esto se debió a la gran carga de trabajo del hospital, que impidió realizar la prueba en la periferia del maniquí. El MSAD al centro del maniquí es de 45 ± 2 mGy, por lo tanto, cumple con la NOM.

El equipo Philips Mx 8000 tiene un MSAD de 30 ± 2 y 32 ± 5 mGy al centro y superficialmente, respectivamente. El valor del MSAD al centro cumple con lo establecido en la normativa.

Para equipo Siemens Somatom Sensation 16 se determinó el MSAD al centro y en forma superficial. Los valores obtenidos son: 21 ± 1 mGy al centro y 24 ± 1 mGy respectivamente. Cumple con la NOM.

Para mostrar de manera gráfica los resultados del MSAD al centro y en un orificio de la periferia de los equipos de TC, se realiza la figura 7.6.

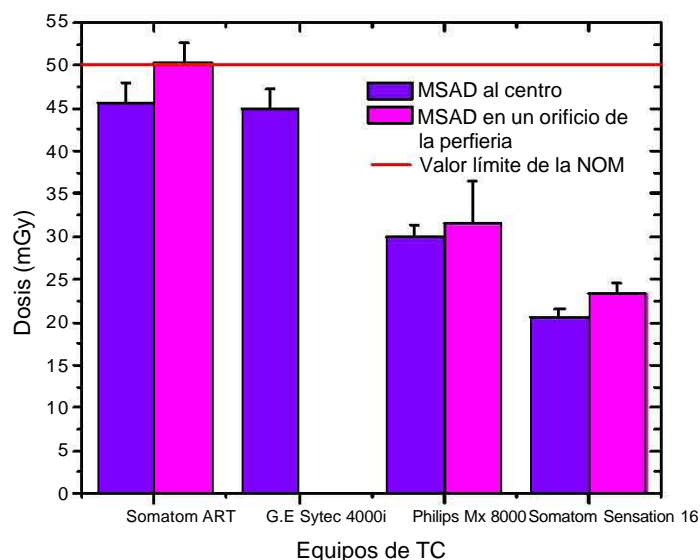


Figura 7.6

MSAD al centro y superficial de los diferentes equipo de tomografía computarizada

De la figura 7.6, podemos observar que los equipos de tercera generación (*Siemens Somatom ART* y *G.E Sytec 4000i*) tienen un valor de MSAD al centro muy cercano al valor de referencia, este valor corresponde al 91.4% del MSAD de referencia (50 mGy). El MSAD al centro del equipo *Philips Mx 8000* corresponde al 59.8% del MSAD del valor de referencia y es el 65 % del MSAD (centro) de los equipos de tercera generación, esto se debe al sistema de detección, ya que los TC de tercera generación sólo cuentan con un anillo de detectores y en este caso, el *Philips Mx 8000*, cuenta con 4 anillos. El equipo *Siemens Somatom Sensation 16*, es el que presenta el MSAD más pequeño, éste corresponde al 41.2 % del MSAD de referencia y al 45.1% del MSAD de los TC de tercera generación; esto nuevamente se debe al sistema de detección del equipo, que cuenta con un sistema de 16 anillos de detectores, siendo éstos aún más eficientes.

De las gráficas 6.1 a, b, c y d, podemos observar que todas presentan una misma tendencia, la cual está de acuerdo con las gráficas que se muestran en la literatura [Sh81]. El que la línea correspondiente al $MSAD_{\text{Centro}}$ se encuentre por debajo de la del $MSAD_{\text{superficial}}$ se debe a que en el $MSAD_{\text{Centro}}$ existe una mayor atenuación y dispersión que en el caso superficial.

7.3.2 Producto dosis-longitud

La prueba del DLP se realiza utilizando el maniquí dosimétrico y una cámara de ionización tipo lápiz con su electrómetro asociado. El maniquí se coloca en el cabezal y la cámara se introduce en el centro o en un orificio de la periferia del maniquí. Esta prueba no está establecida en la Normativa Mexicana [SSA157-96].

Para esta prueba nos basaremos en lo que estable la Comunidad Europea [EC00]. La magnitud física DLP_w , teniendo un valor orientativo para un estudio de cráneo simple de 1 050 mGy cm.

El DLP_W del equipo *Siemens Somatom ART*, es 710 ± 20 mGy cm, el cual está por debajo del valor orientativo, por lo tanto cumple con lo establecido por la CE [EC00].

El equipo *G.E. Sytec 4000i* tiene un DLP_W de 710 ± 30 mGy cm; este valor es menor al valor orientativo establecido por la CE [EC00]. Cumple con la regulación.

La prueba del DLP_W para el equipo *Philips MX 8000* es satisfactoria, ya que el DLP_W es 450 ± 20 mGy cm, valor que está por debajo del establecido por la CE [EC00].

El equipo *Siemens Somatom Sensation 16*, tiene un DLP_W de 340 ± 10 mGy cm, por lo tanto cumple con lo establecido por la Comunidad Europea [EC00] ya que este valor es menor al valor orientativo.

En la figura 7.7 se muestran los resultados del DLP_W para los diferentes equipos.

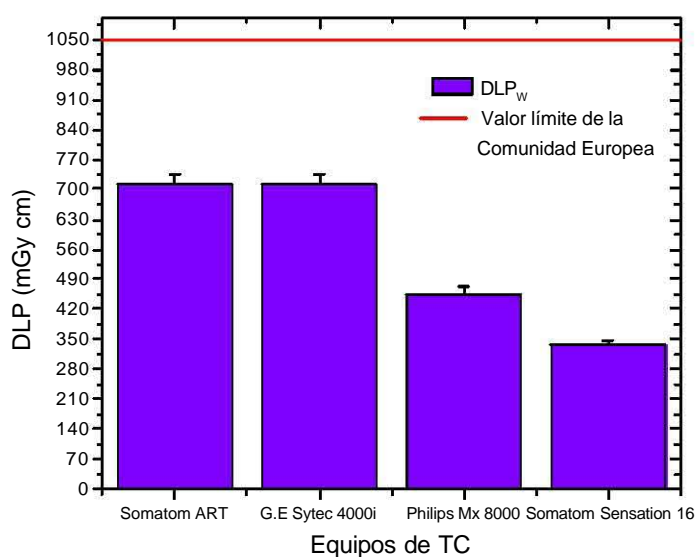


Figura 7.7

DLP_W de los diferentes equipos de tomografía computarizada

De la figura 7.7, podemos observar, nuevamente, que los equipos de tercera generación (*Siemens Somatom ART* y *G.E Sytec 4000i*) tienen un valor de DLP_W cercano al valor orientativo. Este valor corresponde al 67.8% del DLP_W de referencia (1 050 mGy cm). El DLP_W del equipo *Philips Mx 8000* corresponde al 43.2% del DLP_W de referencia y es el 63.7 % del DLP_W de los equipos de tercera generación; esto se debe al sistema de detección, que anteriormente se mencionó; los TC de tercera generación sólo cuentan con un anillo de detectores y este equipo cuenta con 4 anillos. El equipo *Siemens Somatom Sensation 16*, es el que presenta un DLP_W más pequeño. Este corresponde al 32.1% del DLP_W de referencia y al 47.4% del DLP_W de los TC de tercera generación. Esto se debe, nuevamente, al sistema de detección del equipo, que ahora cuenta con 16 anillos de detectores, aunado a una mayor eficiencia de los detectores.

CAPÍTULO 8 CONCLUSIONES

Se diseñó y construyó, en el Instituto de Física de la UNAM, un maniquí dosimétrico que simula la cabeza de un paciente, basado en lo solicitado por la [SSA157-96], "Protección y Seguridad Radiológica en el Diagnóstico Médico con Rayos X". Se tomaron como referencia las recomendaciones de la AAPM [AAPM 31] y [Se94]. Este maniquí puede ser utilizado en cualquier equipo de TC.

Se diseñó y construyó, en el Instituto de Física de la UNAM, un aditamento complementario al maniquí dosimétrico para colocar dosímetros termoluminiscentes, tomando como referencia las recomendaciones de la AAPM [AAPM 39].

Para poder evaluar la dosis impartida a los pacientes, se desarrollaron los procedimientos y las hojas de registro correspondientes. Estos se presentan en el apéndice 1

Se propone un factor de calibración para la cámara de ionización (PTW-77336) y su electrómetro asociado (PTW-UNIDOS) de $6.4 \times 10^7 \pm 0.2 \times 10^7$ mGy cm ua⁻¹. Sugerimos la calibración de la cámara de ionización para tener resultados 100% confiables.

Debido al poco tiempo con el que se contó para realizar las evaluaciones de los equipos de TC en los Hospitales, no fue posible realizar una gran estadística, sin embargo debemos informar cuáles equipos cumplieron con las pruebas que fueron sometidos. El equipo de TC que menos pruebas cumplió satisfactoriamente fue el *Philips Mx8000*; éste sólo cumplió con el 44.4% de las pruebas aplicadas, incluyendo calidad de imagen y dosis, seguido del equipo *Siemens Somatom ART* que cumplió con el 66.6% de las mismas pruebas aplicadas.

El equipo *Siemens Somatom Sensation 16* cumplió con el 88% de las pruebas aplicadas, y el equipo que cumplió satisfactoriamente con el 100% de las pruebas aplicadas fue el *G.E Sytec 4000i*. Esto nos muestra la importancia de implantar un programa de control de calidad.

Se observaba que uno de los equipos de última generación no está cumpliendo con la mayoría de las pruebas realizadas y a pesar de esto, está prestando el servicio.

Por otro lado, un equipo de tercera generación cumple con todas las pruebas aplicadas y continúa brindando servicio. Esto nos lleva a la conclusión que todos los equipos de TC deben someterse a un programa de control de calidad, incluyendo los equipos nuevos, para asegurar que éstos se encuentran operando en buenas condiciones y, en dado caso, tomar las medidas correctivas.

La gran cantidad de pruebas de control de calidad que deben realizarse sobre los equipos de TC, nos convence de que en hospitales con alta demanda de estudios tomográficos, estas pruebas deben ser realizadas y vigiladas por un físico médico de tiempo completo.

Esperamos que los resultados de este trabajo sean de utilidad para hacer ajustes a las Normas Oficiales Mexicanas, en lo referente a tomografía computarizada, cuando la Secretaría de Salud considere conveniente su revisión. Las recomendaciones que emanan de este trabajo son:

Para el caso del NOM-157-SSA1-1996 [SSA157-96]:

- Incluir un apartado de protección al paciente para tomografía computarizada.
- No sólo deben establecerse los niveles orientativos para el diagnóstico médico con rayos X; también debe haber un párrafo dentro de la NOM que se refiera a estos niveles, mencionando entre otras cosas la frecuencia recomendada para la medición de la dosis impartida a los pacientes.
- Incluir niveles orientativos para estudios pediátricos.

- Con referencia a la dosis, consideramos que, por la facilidad de su medición y por la tecnología de los nuevos equipos de TC (helicoidales), la magnitud física por medir sería el DLP. El MSAD puede seguirse utilizando, siempre y cuando se realicen estudios secuenciales.

Para la NOM-158-SSA1-1996 [SSA158-96]:

- Incluir la medición de la tensión.
- Incluir la medición de la calidad del haz (CHR) [Na05].
- Para la prueba de *Constancia del número CT*, consideramos que la normativa debe establecer que se realice esta prueba no sólo para agua, sino para aire también. Para poder realizar esta prueba debiera pedirse que no sólo se realice primero la prueba de calibración del número CT, sino que además se cumpla.
- Establecer que las pruebas de *Dependencia del No. CT del espesor de corte y del algoritmo de reconstrucción*, se realicen en aire y en agua.
- Incluir la prueba de coincidencia del haz de alineación del gantry con el haz de rayos X.
- Incluir una prueba que relacione UH con materiales semejantes a diferentes tejidos humanos [W6].

Un comentario final sería el invitar a la revisión del estado actual de la Tomografía Computarizada en los países desarrollados, en lo relativo a la normativa aplicada y al desarrollo de infraestructura (maniqués acreditados, patrones para revisión de monitores, etc.) para garantizar el buen funcionamiento del sistema tomográfico.

TRABAJO A FUTURO

Como parte del mejoramiento de los servicios de radiodiagnóstico, se debe implantar un Programa de Garantía de Calidad como lo establece la Normativa Mexicana, con el fin de elevar la calidad de la imagen, mejorando con ello la probabilidad de que el médico radiólogo emita un buen diagnóstico, optimizando la dosis impartida al paciente durante el estudio y ofreciendo la mayor protección posible al personal del servicio y al público en general.

Los niños son los pacientes más vulnerables a la radiación, ya que la probabilidad de que se presente en ellos un efecto biológico no deseado es mayor que en los adultos. Por ello sería conveniente estimar la dosis impartida a estos pacientes durante los diversos estudios de tomografía computarizada que habitualmente se realizan. Esto, mediante la medición de la dosis impartida a maniqués que simulen a pacientes pediátricos. Por ello, como tarea pendiente queda el diseñar y construir este tipo de maniqués, para posteriormente, medir la dosis impartida a los pacientes.

REFERENCIAS

- [AAPM31] American Association of Physicist in Medicine, *Standardized methods for measuring diagnostic X-ray exposures*, AAPM Report 31, AIP, 1990, USA
- [AAPM39] American Association of Physicist in Medicine, *Specification and acceptance testing of computed tomography scanners*, AAPM Report 39, AIP, 1993, USA
- [ACR98] American College of Radiology, *ACR technical standard for diagnostic medical physics performance monitoring of computed tomography CT equipment*, 1998 (Res. 14) 739-741
- [ACR02] American College of Radiology, *ACR Practice guideline for diagnostic reference levels in medical X-Ray imaging*, 2002 (Res. 20) 465-469
- [At86] Attix F. H., *Introduction to Radiological Physics and Radiation Dosimetry*, John Wiley and Sons, USA, 1986
- [Bu02] Bushberg J.T., Seibert J.A., Leidholdt E.M. and Boone J.M., *The essential physics of medical imaging*, 2^{da} Ed. Lippincott Williams and Wilkins, 2002, USA.
- [Ch05] Chávez A.C, tesis de licenciatura *Diseño y construcción de un maniquí para tomografía computarizada*, UNAM, México, D. F., 2005
- [EC00] European Commission, *European guidelines on quality criteria for computed tomography*, European Communities, 2000, Luxembourg.
- [FI01] Fleitas I., De la Mora R., Ferrer C., *Resultados obtenidos en la ejecución de controles de calidad en tomografía computarizada. Niveles de dosis para exámenes de cráneo*, Sociedad Cubana de Bioingeniería, artículo 00296, 2001
- [FDA84] Food and Drug Administration, *Diagnostic X-ray systems and their major component; amendment to performance standard; final rule*, 21CFR part 1020, Fed. Regist. 49, 1984.
- [Ga04] García P.K.P., tesis de licenciatura *Eficiencia de la respuesta de dosímetros TLD-100 a rayos X usados en diagnóstico clínico*, UNAM, México, D.F., 2004
- [ICRP60] ICRP, *1990 Recommendations of the international commission on radiological protection*, publication 60 (Oxford: Pergamon Press) (1991)
- [IEC01] International Electrotechnical Commission, *Medical electrical equipment, part 2-44; Particular Requirements for the safety of X-ray equipment for computed tomography*, IEC, Geneva, 2001.
- [Ka04] Karppinen J., Tapiovaara M., Jarvinen H., *The dose length product is the basic dosimetric quantity in computed tomography*, IAEA-CN-96-40 (2004), 405-410.
- [Ka00] Kalender Willi, *Computed tomography. Fundamentals, system technology, image quality, applications*, Publicis MCD Verlag, 2000
- [Na05] Nagashima H., Sunaga S., Mitome T., *New method of estimating effective energy for X-ray CT scanners*, J. Radiol Technol, 61(3), 2005, 385-391.
- [NCRPM88] National Council on Radiation Protection and Measurements, *Quality assurance for diagnostic imaging equipment*, NCRP Report 99, 1988, USA.
- [NRPB1] NRPB, *Patient dose reduction in diagnostic radiology*. Doc. NRPB 1 (3) (1990)

- [Ro04] Rodríguez G.M.F., tesis de maestría, *Dosis y factor de transmisión en campos bloqueados para tratamientos de radioterapia con rayos X de 6 MeV*, UNAM, México, D.F, 2004
- [SSA157-96] Secretaría de Salud, México, NOM-157-SSA1-1996. Salud ambiental. *Protección y seguridad radiológica en el diagnóstico médico con rayos X*, Diario Oficial de la Federación, 8 de octubre de 1997
- [SSA158-96] Secretaría de Salud, México, NOM-158-SSA1-1996. Salud ambiental. *Especificaciones técnicas para equipos de diagnóstico médico con rayos X*, Diario Oficial de la Federación, 8 de octubre de 1997.
- [Se94] Seibert Ja, Barnes GT, Gould RG, eds., *Specification, acceptance testing and quality control of diagnostic x-ray imaging equipment*. Monograph 20. American Institute of physics, Woodbury, New York, 1994.
- [Sh81] Shope T.B., Gagne R.M., Johnson G.C., *Method for describing the dose delivered by transmission X-ray computed tomography*, Medical Physics 8 (1981), 488-495.
- [Sh95] Shrimpton P.C. and Wall B.F., *The increasing importance of X-ray computed tomography as a source of medical exposure*, Radiat. Prot. Dosim. 57 (1-4), 413-415 (1995)
- [Sh98] Shrimpton P.C., Jessen K.A., Geleijns J., Panzer W. and Tosi G, *Reference dose in computed tomography*, Radiat. Prot. Dosim. 80 (1-3), 55-59 (1998)
- [SEFM96] Sociedad Española de Física Médica, *Protocolo español de control de calidad en radiodiagnóstico*, SEFM-SEPR, 1996, España.
- [Su78] Suzuki A.S., Suzuki M.N., *Use of a pencil- shaped ionization chamber for measurement of exposure resulting from a computed tomography scan*, Medical Physics 5 (1978), 536-539.

Páginas Web

- [W1] 138.5.51.241/index/downloads/ 2004/Fall04/BMI1_FS04-Class4_CTInst.ppt - 24 Jun 2005
- [W2] www.fujita-hu.ac.jp/~kkatada/multi_basic_folder/detector01.html
- [W3] www.irm-sion.ch/Thecniques/Scanner/scanner.html
- [W4] www.cirsinc.com/007_ct_xray.html
- [W5] www.impactscan.org/slides/eanm2002/tsld057.htm
- [W6] www.acr.org/accreditation/computed/ct_qc_forms.html

ANEXO 1

Procedimientos y hojas de registro

MEDICIÓN DEL MSAD DOSÍMETROS TLD-100

Instrucciones

OBJETIVO:

- Obtener la dosis promedio en barridos múltiples (*MSAD*).

PREREQUISITO:

- Dosímetros TLD-100 horneados y caracterizados.
- Curva de calibración con ^{60}Co de los dosímetros.

METAS:

- Medir la dosis con dosímetros TLD-100, al centro y en la periferia del maniquí (16 cm de diámetro y 15 cm); para calcular dosis en cabeza en un estudio de TC, utilizando un espesor de corte y un avance definido, a lo largo del maniquí.
- Obtener el perfil de dosis correspondiente a cada posición del soporte de los dosímetros en el maniquí.
- Evaluar el *MSAD* con las dosis obtenidas.

REFERENCIAS:

1. European Commission, *European guidelines on quality criteria for computed tomography*, European Communities, 2000, Luxembourg.
2. García P.K.P, tesis de licenciatura *Eficiencia de la respuesta de dosímetros TLD-100 a rayos X usados en diagnóstico clínico*, UNAM, México, D.F., 2004
3. Karppinen J., Tapiovaara M., Jarvinen H., *The dose length product is the basic dosimetric quantity in computed tomography*, IAEA-CN-96-40 (2004), 405-410.
4. Leitz W. Axelsson B. and Szendrő, *Computed tomography dose assessment-a practical approach*, Radiat. Prot. Dosim. 57 (1-4), 377-380 (1995).
5. Suzuki A.S., Suzuki M.N., *Use of a pencil-shaped ionization chamber for measurement of exposure resulting from a computed tomography scan*, Med. Phys. 5 (1978), 536-539
6. Shope T.B., Gagne R.M., Johnson G.C., *Method for describing the dose delivered by transmission X-ray computed tomography*, Med. Phys. 8 (1981), 488-495
7. Secretaría de Salud, México, NOM-157-SSA1-1996. Salud ambiental. *Protección y seguridad radiológica en el diagnóstico médico con rayos X*, Diario Oficial de la Federación, 8 de octubre de 1997

MATERIAL Y EQUIPO:

- Maniquí para medir dosis en cabeza para TC.
- 90 dosímetros TLD-100 horneados y caracterizados.
- Curva de calibración de los dosímetros TLD-100.
- 2 soportes para dosímetros TLD.
- Hornos programados a 100 y 400°C.
- Equipo lector termoluminiscente.

PROCEDIMIENTO:

1. Protocolo de preparación de los dosímetros (previo a la irradiación)
 - 1.1 Hornear los dosímetros seleccionados por 1 h a 400°C.
 - 1.2 Enfriar los dosímetros a temperatura ambiente (19°C) durante 15 minutos.
 - 1.3 Hornear los dosímetros durante 2 h a 100°C.
 - 1.4 Dejar reposar los dosímetros por 24 h antes de la irradiación.

2. Irradiación de los dosímetros

- 2.1 Llenar la hoja de registro No.1 con los datos que se solicitan.
- 2.2 Colocar los dosímetros en el soporte como se muestra en la figura 1. Realizar lo mismo para ambos soportes.
- 2.3 Introducir uno de los soportes en el orificio central del maniquí. Asegurarse que el soporte de los TLD quede cubierto completamente por el maniquí.
- 2.4 Insertar las barras de relleno cilíndricas de lucita en los orificios que no estén en uso.
- 2.5 Marcar la posición del soporte de los TLD en la hoja de registro.
- 2.6 Colocar el maniquí sobre en el cabezal del TC y nivelarlo (ver nota).
- 2.7 La mesa del equipo se coloca a la altura correspondiente a un estudio de cabeza.
- 2.8 En la consola de control seleccionar el protocolo de cabeza, para realizar un estudio de cráneo simple.
- 2.9 En la misma hoja de registro, completar los datos referente a la técnica usada, por ejemplo: kV, mAs, etc.
- 2.10 Realizar el estudio.
- 2.11 Retirar el soporte con los dosímetros ya irradiados.
- 2.12 Repetir el procedimiento desde el punto 2.3 cambiando la posición del soporte de los TLD a algún orificio de la periferia del maniquí (2,3 4 o 5 según la Figura 2).
No olvidar marcar la nueva posición del soporte de los TLD en la hoja de registro No.2 y colocar las barras de relleno correspondientes.
- 2.13 Llevar los dosímetros al laboratorio donde van a ser leídos 24 h después de la irradiación

Nota: Antes de ser irradiado el maniquí, asegurarse de que la línea del haz de alineación del gabinete coincida con un extremo del maniquí, de manera que al hacer el estudio el maniquí sea irradiado completamente.



Figura 1.

Colocación de los dosímetros en el soporte

3. Protocolo de lectura de los dosímetros

- 3.1 Encienda el equipo lector Harshaw 3500 y permita el flujo de nitrógeno 15 minutos antes de realizar las lecturas.
- 3.2 La temperatura de la habitación debe ser de 19°C.
- 3.3 Seleccionar la tasa de calentamiento de 10°C s⁻¹.
- 3.4 Realizar las lecturas de los dosímetros irradiados.

ANÁLISIS DE LOS RESULTADOS:

Este análisis se realiza para cada uno de los soportes de manera independiente.

Para determinar el *MSAD*, es necesario conocer la dosis depositada a cada uno de los dosímetros termoluminiscentes; para llevarlo a cabo, a cada uno de éstos se le mide su respuesta TL y utilizando la ecuación (1) se determina la dosis en agua para cada dosímetro.

$$D_{Rx} = \frac{R_{Rx}}{h_{relativa} \left(\frac{R}{D} \right)_{^{60}Co}} \quad (1)$$

Donde:

R_{Rx} : Respuesta del dosímetro irradiado en el equipo de TC

$h_{relativa}$: Eficiencia relativa (1.63 ± 0.07)*

$\left(\frac{R}{D} \right)_{^{60}Co}$: Pendiente la curva de calibración con rayos g de ^{60}Co

Con los valores de dosis obtenidos, se construye el perfil de dosis. Éste consiste en graficar las dosis obtenidas contra la posición del dosímetro. Finalmente, para obtener el *MSAD*, se determina el área bajo la curva del corte central y se divide entre el espesor de corte.

CRITERIO DE ACEPTACIÓN:

El valor de referencia para *MSAD* para un estudio de cabeza es de 50 mGy.

* Valor reportado en la referencia [2], para una tensión de 120 kV (E_{Ef} 40 keV)

HOJA DE REGISTRO 1
MEDICIÓN DEL MSAD

Hospital: _____	Fecha: _____
Equipo de CT	
Marca: _____	
Modelo: _____	

Posición de los soportes de los dosímetros:

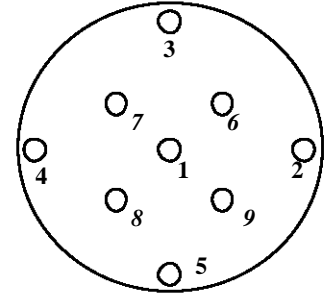


Figura 2.

Parámetro	
Tensión (kV)	
Corriente (mA)	
Tiempo de exposición (seg)	
Carga (mAs)	
Espesor (T) (mm)	
Avance (I) (mm)	
No. de cortes (n)	
Inclinación del gantry (°)	

	<i>MSAD</i> (mGy)
Centro	
Periferia	

Criterio de aceptación: 50 mGy

NOM- 157-SSA1-1997, Especificaciones técnicas para equipos de diagnóstico medico con rayos X, SSA México.

MEDICIÓN DEL DLP_w CÁMARA DE IONIZACIÓN

Instrucciones

OBJETIVO:

- Obtener el producto dosis-longitud ponderado (DLP_w).

METAS:

- Medir dosis en agua [mGy] al centro y en la periferia del maniquí (16 cm de diámetro y 15 cm de longitud) para calcular dosis en cabeza, en un estudio de TC.
- Evaluar el DLP_w con las dosis obtenidas.

REFERENCIAS:

- European Commission, *European guidelines on quality criteria for computed tomography*, European Communities, 2000, Luxembourg.
- Karppinen J., Tapiovaara M., Jarvinen H., *The dose length product is the basic dosimetric quantity in computed tomography*, IAEA-CN-96-40 (2004), 405-410.
- Leitz W. Axelsson B. and Szendrő, *Computed tomography dose assessment-a practical approach*, Radiat. Prot. Dosim. 57 (1-4), 377-380 (1995).
- Suzuki A.S., Suzuki M.N., *Use of a pencil- shaped ionization chamber for measurement of exposure resulting from a computed tomography scan*, Med. Phys. 5 (1978), 536-539
- Shope T.B., Gagne R.M., Johnson G.C., *Method for describing the dose delivered by transmission Xray computed tomography*, Med. Phys. 8 (1981), 488-495.

MATERIAL Y EQUIPO:

- Maniquí de lucita para medir dosis en cabeza para TC.
- Cámara de ionización para TC (Tipo lápiz).
- Electrómetro asociado
(Nota: Tanto la cámara de ionización como el electrómetro deben estar calibrados para las energías de los haces de rayos X)
- Termómetro
- Barómetro

PROCEDIMIENTO:

1. Llenar la hoja de registro No. 2 con los datos solicitados.
2. Conectar la cámara de ionización con el electrómetro. Encienda el electrómetro.
3. Colocar el maniquí sobre el cabezal del TC y nivelarlo.
4. Medir la presión y la temperatura de la habitación donde se encuentra el TC.
5. Seleccionar la cantidad dosimétrica a medir (DLP) e introducir los valores de la presión y la temperatura medidos.
6. Introducir la cámara de ionización conectada con el electrómetro en el orificio del centro del maniquí (Fig. 1), y marque la posición en la hoja de registro (Fig.2). Asegurarse que el área activa de la cámara quede cubierta completamente por el maniquí.
7. Insertar las barras cilíndricas de lucita de relleno en los orificios del maniquí que no van a ser utilizados.
8. La mesa del equipo se coloca a la altura correspondiente a un estudio de cabeza.
9. Centrar el maniquí de acuerdo con el haz de alineación del gabinete.
10. En la consola de control seleccionar el protocolo de cabeza, para realizar un estudio de cráneo simple.

11. En la misma hoja de registro, completar los datos que hagan falta, como por ejemplo: el kV, mAs, temperatura, presión, etc.
12. Asegurarse que el electrómetro tenga al menos 15 minutos de estar encendido.
13. Realizar algunos disparos de calentamiento.
14. Realizar un estudio y registre el valor marcado en el electrómetro.
15. Sin mover el maniquí, repetir el procedimiento desde el punto 6 cambiando la posición de la cámara de ionización a algún orificio de la periferia del maniquí hasta cubrir las cuatro posiciones (2,3 4 y 5 según la Figura 2).
(No olvidar marcar la nueva posición de la cámara en la hoja de registro No.1 del procedimiento IFCT-02 y colocar las barras de relleno correspondientes). Ya no es necesario realizar los disparos de calentamiento.
16. Registrar el nuevo valor obtenido.



Figura 1. Colocación de la cámara de ionización en el maniquí

ANÁLISIS DE LOS RESULTADOS:

Para determinar el DLP_w es necesario conocer el $DLP_{periferia}$. Éste se determina a partir del promedio de las cuatro medidas obtenidas correspondientes a las posiciones 2, 3, 4 y 5 del maniquí (superior, inferior, derecho e izquierdo).

El DLP_w se obtiene a partir de la siguiente ecuación:

$$DLP_w = \frac{1}{3}DLP_{centro} + \frac{2}{3}DLP_{periferia}$$

donde: DLP_{centro} es la lectura obtenida correspondiente al centro del maniquí y $DLP_{periferia}$ es el promedio de la lecturas correspondientes a la periferia del maniquí.

CRITERIO DE ACEPTACIÓN:

El valor orientativo del DLP_w para un estudio de cabeza es 1 050 mGy cm

HOJA DE REGISTRO 2

**MEDICIÓN DEL DLP_w
CON CÁMARA DE IONIZACIÓN**

Posición de la cámara de ionización en el maniquí

Hospital: _____	Fecha: _____
Equipo de CT	
Marca: _____	
Modelo: _____	

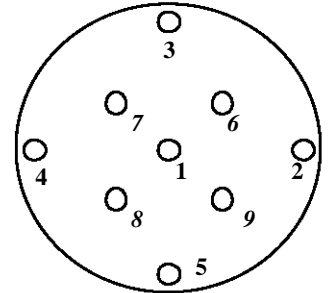


Figura 2.

Parámetro	
Tensión (kV)	
Corriente (mA)	
Tiempo de exposición (s)	
Carga (mAs)	
Espesor (T) (mm)	
Avance (I) (mm)	
No. de cortes (n)	
Inclinación del gantry (°)	
DLP (mGy cm)	Posición ___ = _____ Posición ___ = _____ Posición ___ = _____ Posición ___ = _____ Posición ___ = _____ Posición ___ = _____ Posición ___ = _____ Posición ___ = _____
Temperatura (°C)	
Presión (mm Hg)	

	<i>DLP</i> (mGy * cm)
Centro	
Periferia	

$DLP_w =$ _____

Criterio de aceptación: 1 050 mGy * cm

European guidelines on quality criteria for computed tomography, European commission.

ANEXO 2

Factor de calibración

Determinación del Factor de calibración para la cámara de ionización

El factor de calibración se obtendrá a partir de los resultados del MSAD medido con dosímetros termoluminiscentes correspondientes al centro y en uno de los orificios de la periferia, y con los obtenidos con la cámara de ionización en las mismas posiciones.

Para determinar este factor utilizaremos las ecuaciones 5.5

$$f_c = \frac{MSAD_{TLD}}{MSAD_{CI}} \quad (5.5)$$

El electrómetro asociado a la cámara de ionización proporciona lecturas para la opción de "dosis" en nGy cm; sabemos que el sistema de medición en realidad mide carga eléctrica, por lo que las unidades mostradas en la pantalla del electrómetro no corresponden necesariamente a nGy cm. Por esta razón denominaremos a los datos mostrados por el electrómetro como "Lectura" y al nGy cm como "unidades arbitrarias (ua)"

Para determinar el $MSAD_{CI}$ se utilizará la siguiente ecuación:

$$MSAD_{CI} = \frac{DLP}{L} \quad [ua \text{ cm}^{-1}] \quad (5.6)$$

En donde: El DLP corresponderá a la lectura proporcionada por el electrómetro (centro o superficial) y L es longitud efectiva de la cámara de ionización tipo lápiz. En nuestro caso es 15 cm.

Los resultados del $MSAD_{CI}$ (centro y superficial) determinados a partir de las lecturas proporcionadas por el electrómetro, utilizando la ecuación 5.6, son:

		<i>Siemens Somatom ART</i>	<i>G.E Sytec 4000i</i>	<i>Philips Mx 8000</i>	<i>Siemens Somatom Sensation 16</i>
CENTRO	Lectura [ua]	10.4 ± 0.5	10.49 ± 0.05	6.5 ± 0.5	4.84 ± 0.01
	$MSAD_{CI}$ [$ua \text{ cm}^{-1}$]	0.69 ± 0.04	0.70 ± 0.00	0.43 ± 0.04	0.32 ± 0.00
SUPERFICIAL	Lectura [ua]	12.0 ± 0.4	NA*	8.1 ± 0.7	5.9 ± 0.3
	$MSAD_{CI}$ [$ua \text{ cm}^{-1}$]	0.80 ± 0.02	NA*	0.54 ± 0.04	0.39 ± 0.02

NA* No Aplica, debido a que no existe la medida correspondiente con TLD-100

Tabla i

$MSAD_{CI}$ determinado a partir de la lectura proporcionada por el electrómetro para los diferentes equipos de TC

Utilizando la ecuación 5.5, los resultados del MSAD (centro y superficial) obtenidos a partir de los dosímetros termoluminiscentes ($MSAD_{TLD}$) y los resultados del $MSAD_{CI}$, obtenidos a partir de las lecturas (Tabla i), se obtiene el factor para cada uno de los equipos (centro y superficial). El factor de calibración "total", será el promedio de los factores independientes. Tabla ii

		<i>Siemens Somatom ART</i>	<i>G.E Sytec 4000i</i>	<i>Philips Mx 8000</i>	<i>Siemens Somatom Sensation 16</i>
CENTRO	MSAD _{TLD} [mGy]	46 ± 2	45 ± 2	30 ± 2	21 ± 1
	MSAD _{Ci} [ua cm ⁻¹]	0.69 ± 0.04	0.70 ± 0.00	0.43 ± 0.04	0.32 ± 0.00
	Cociente [mGy cm ua ⁻¹]	6.6 x 10 ⁷ ± 0.5 x 10 ⁷	6.4 x 10 ⁷ ± 0.30 x 10 ⁷	7.0 x 10 ⁷ ± 0.7 x 10 ⁷	6.4 x 10 ⁷ ± 0.3 x 10 ⁷
PERIFERIA	MSAD _{TLD} [mGy]	50.2 ± 2.5	----	31.7 ± 4.7	23.5 ± 1.2
	MSAD _{Ci} [ua cm ⁻¹]	0.80 ± 0.02	NA*	0.54 ± 0.04	0.39 ± 0.02
	Cociente [mGy cm ua ⁻¹]	6.3 x 10 ⁷ ± 0.4 x 10 ⁷	----	6 x 10 ⁷ ± 1 x 10 ⁷	6.0 x 10 ⁷ ± 0.5 x 10 ⁷
Factor de calibración "total" (promedio de los cocientes) [mGy cm ua ⁻¹]		6.4 x 10 ⁷ ± 0.2 x 10 ⁷			

Tabla ii