



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTONOMA  
DE MEXICO

---

---

POSGRADO EN CIENCIAS FÍSICAS

CRITERIOS DE CALIDAD EN ESTUDIOS  
PEDIÁTRICOS DE TOMOGRAFÍA COMPUTARIZADA  
EN EL ÁREA CRANEAL

TESIS

QUE PARA OBTENER EL GRADO DE:

**MAESTRA EN CIENCIAS (FÍSICA MÉDICA)**

PRESENTA:

**XÓCHITL LÓPEZ RENDÓN**

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

MIEMBRO DE COMITÉ TUTORAL: DRA. MARÍA ISABEL GAMBOA DE BUEN

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

MIEMBRO DE COMITÉ TUTORAL: DRA. PILAR DIES SUÁREZ



posgrado en ciencias físicas  
u n a m

MÉXICO, D.F.

2010



Universidad Nacional  
Autónoma de México



**UNAM – Dirección General de Bibliotecas**  
**Tesis Digitales**  
**Restricciones de uso**

**DERECHOS RESERVADOS ©**  
**PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL**

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

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

## Agradecimientos

Quiero agradecer en primer lugar a mi familia. A mis papás que sin su apoyo no podría estar en donde hoy me encuentro. Siempre han sido mi motor para seguir adelante y cumplir todas las metas que me propongo. Los quiero mucho, gracias por darme la oportunidad de superarme cada día.

A mi hermanita linda, gracias por darme tu apoyo incondicional, por estar siempre dispuesta a ayudarme. Por los buenos y malos momentos que hemos vivido juntas. Espero siempre contar contigo para poder realizar mis sueños.

Al M. en C. César Gustavo Ruiz Trejo por aceptarme nuevamente como su estudiante, y dirigir este trabajo. Por tratar de impulsarme y querer lo mejor para mí. Estoy muy agradecida por las enseñanzas académicas y los buenos consejos brindados en todo momento.

A la Dra. María Isabel Gamboa de Buen por formar parte de mi comité tutorial y por ser parte fundamental de este trabajo. Gracias por el tiempo dedicado, el esfuerzo, el apoyo, no tengo palabras para agradecer todo lo que he aprendido y lo mucho que me he divertido en estos años que llevas formando parte de mi vida.

A la M. en C Ana Elena Buenfil Burgos porque fue ella quien me introdujo al maravilloso mundo de la física de radiaciones. Gracias por seguir formando parte de este camino.

A la Dra. Dies por formar parte de mi comité tutorial, por el interés mostrado por mi trabajo y por tratar de impulsar a los físicos médicos dentro del hospital. Estoy muy agradecida por la confianza depositada en mí.

A los integrantes del jurado, al Dr. Jorge Rickards Campbell, a la M. en C. Fabiola Valencia y el Dr. Arnulfo Martínez Dávalos por el tiempo dedicado al enriquecimiento de este trabajo.

A los T.R Héctor Torres, Armando Saldaña y a la Enf. Consuelo Castillo por toda su ayuda durante todo el trabajo, porque juntos comprendimos que es importante apreciar, respetar y trabajar como un equipo. Gracias por hacerme sentir parte de ustedes, por sus desayunos, amabilidad y buenos momentos que pasamos en el hospital. Quisiera agradecer en especial al T.R Héctor Torres por el tiempo dedicado a la realización de las mediciones.

A las Dras. Romero y Nora por toda su ayuda e interés mostrado en mi trabajo. Fue un placer tenerlas siempre cerca aclarando todas mis dudas sobre la parte clínica con la mejor disposición.

Nacho, como tú lo dijiste, tu y yo somos para siempre, y espero que así sea sin importar lo lejos que nos encontremos. Formas parte esencial de mi vida.

A mis lindis. Anahí, juntas hemos vivido experiencias que nunca olvidaré, hemos estado siempre una para la otra y espero así sea toda la vida. Rebeca, a pesar de que la distancia ha sido un factor importante, sé que una amistad como la de nosotras existen pocas. Emi, gracias por las pláticas sin sentido, por esa amistad que aunque es intermitente la aprecio mucho.

Lizardo, gracias por tu amistad, formas una parte muy importante de mi vida, eres una persona que admiro por como ama su trabajo. Gracias por hacer que no me olvide de esa parte de la física que tanto me gusta.

Adiv. En ti encontré un amigo como ningún otro. En este poco tiempo que llevamos de conocernos te he llegado a querer mucho, porque a pesar de mis malos ratos y enojos (que espero hayan sido pocos), nos la hemos pasado increíble y seguimos siendo los mejores amigos.

Mariano, Frank y Oscar. Tres elementos clave de mi vida. Los quiero mucho, gracias por su amistad, por hacerme sonreír.

A todos los amigos que hice durante estos años maestría: Luis, Jaime, Dante, Joel, Juan, Erika, Adriana, Liz, Beto, Romeo, Suemi, Orlando, Marcelino, Iván, todos de alguna u otra manera me han ayudado en este camino y espero contar siempre con su amistad.

Gracias por el apoyo económico brindado por CONACYT y DGAPA.

Gracias al Instituto de Física por brindarme un lugar de trabajo que quiero como mi segunda casa, y sobre todo a la Universidad Nacional Autónoma de México, institución de la cual no me puedo sentir más orgullosa.

# Índice

<b>Introducción</b>	1
<b>Capítulo I</b>	
<b>Control de calidad en Tomografía Computarizada</b>	5
1.1 Garantía de calidad	5
1.2 Programa de control de calidad	5
1.3 Maniquí de acreditación	6
1.4 Pruebas de control de calidad	9
1.4.1 Alineación del gantry	9
1.4.2 Calibración del número CT	9
1.4.3 Dependencia del número CT con el espesor de corte	10
1.4.4 Uniformidad del número CT	10
1.4.5 Constancia del número CT	10
1.4.6 Dependencia del número CT con el kV	10
1.4.7 Espesor de corte	11
1.4.8 Medición en un plano	11
1.4.9 Resolución de bajo contraste	11
1.4.10 Resolución de alto contraste	11
1.4.11 Ruido	11
1.5 Capa hemirreductora	11
<b>Capítulo II</b>	
<b>Dosis en Tomografía Computarizada</b>	13
2.1 Cámara de ionización	13
2.2 Maniqués dosimétricos	14
2.3 Magnitudes dosimétricas	15
2.3.1 Índice de kerma en aire en tomografía computarizada	15
2.3.2 Índice ponderado de kerma en aire en tomografía computarizada	16
2.3.3 Índice volumétrico de kerma en aire en tomografía computarizada	17

2.3.4 Producto kerma en aire-longitud	18
2.3.5 Magnitudes dosimétricas normalizadas	18
<b>Capítulo III</b>	
<b>Tomografía computarizada (parte clínica)</b>	19
3.1 Tomografía computarizada pediátrica	20
3.2 Justificación	21
3.3 Optimización	22
3.4 Parámetros para la reducción de la dosis	22
3.4.1 Ruido	22
3.4.2 Diámetro de los pacientes	23
3.4.3 Longitud del estudio	23
3.4.4 Barridos múltiples	24
3.5 Protocolos clínicos	24
3.5.1 Cráneo	24
Cráneo 3D	24
3.5.2 Senos paranasales	25
3.5.3 Órbitas	25
3.5.4 Base de cráneo	26
Oído	26
Macizo facial	26
<b>Capítulo IV</b>	
<b>Método experimental</b>	27
4.1 Estadística sobre los estudios realizados en pacientes del HIMFG	27
4.2 Control de calidad	28
4.2.1 Capa hemirreductora	31
4.3 Dosimetría	32
4.3.1 Índice de kerma en aire en tomografía computarizada $C_{a,100}$	32
4.3.2 Índice ponderado de kerma en aire en tomografía computarizada	33
4.3.3 Índice volumétrico de kerma en aire en tomografía computarizada	34

4.3.4	Producto kerma aire-longitud	34
<b>Capítulo V</b>		
<b>Resultados</b>		
5.1	Control de calidad	37
5.1.1	Alineación del gantry	37
5.1.2	Calibración del número CT	38
5.1.3	Espesor de corte	39
5.1.4	Dependencia del número CT con el espesor de corte	39
5.1.5	Distancia en un plano	40
5.1.6	Resolución de bajo contraste	40
5.1.7	Uniformidad del número CT	41
5.1.8	Ruido	42
5.1.9	Resolución de alto contraste	43
5.1.10	Dependencia del número CT con el kV	43
5.1.11	Pruebas complementarias	44
5.2	Capa hemirreductora	44
5.3	Resultados dosimétricos	45
5.3.1	Índice de kerma en aire en tomografía computarizada	45
5.3.2	Índice ponderado de kerma en aire en tomografía computarizada $C_W$	47
5.3.3	Índice volumétrico de kerma en aire en tomografía computarizada $C_{VOL}$	48
5.3.4	Producto kerma en aire-longitud	49
5.4	Mediciones en maniqués dosimétricos pediátricos	50
<b>Capítulo VI</b>		
<b>Discusión</b>		
6.1	Pruebas de control de calidad	55
6.2.	Dosimetría con cámara de ionización	56
6.2.1	Índice de kerma en aire en tomografía computarizada ( $C_{a,100}$ )	56
6.2.2	Índice ponderado de kerma en aire en tomografía computarizada ( $C_W$ )	57
6.2.3	Índice volumétrico de kerma en aire en tomografía computarizada ( $C_{VOL}$ )	57

6.2.4 Producto kerma en aire-longitud	59
<b>Capítulo VII</b>	
<b>Conclusiones</b>	61
<b>Bibliografía</b>	65
<b>Apéndice A</b>	
Procedimiento de las pruebas de control de calidad	69
<b>Apéndice B</b>	
Certificado de calibración de la cámara de ionización	75
<b>Apéndice C</b>	
Ajuste de la carga total del tubo de rayos X para cada protocolo	79



## Resumen

La tomografía computarizada es la modalidad radiológica que imparte mayor dosis a los pacientes, contribuyendo con 34% a la dosis colectiva debida a estudios radiográficos, por lo tanto su uso debe justificarse completamente. En el caso de pacientes pediátricos debe tenerse mayor cuidado ya que son más radiosensibles, y por estar enfermos, la probabilidad de necesitar más estudios que involucren radiación ionizante es mayor. En el Hospital Infantil de México el 55% de los estudios de tomografía que se realizan están relacionados con el área del cráneo, por lo que se decidió estimar la dosis recibida por los pacientes en este tipo de estudios. Esto se realizó de acuerdo con el Código de Práctica del Organismo Internacional de Energía Atómica. Se determinaron las dosis para 6 estudios diferentes: cráneo, cráneo 3D, órbitas, oído, senos paranasales y macizo facial. Se utilizaron 5 maniqués, 4 que representan cráneos de niños de 0, 3, 10 y 15 años, y uno estándar usado como referencia. Se encontró que las dosis asociadas a los estudios de cráneo son menores que las reportadas en la literatura. Para los 5 estudios pediátricos restantes no existen valores publicados.

## Introducción

En los últimos años, gracias a los avances tecnológicos, la tomografía computarizada (CT) ha tenido una rápida evolución, lo que la ha convertido en una herramienta muy poderosa, siendo muchas veces el único método para poder observar lesiones en algunos pacientes. Es por esto que su uso se ha vuelto cada vez más frecuente, y en los últimos 10 años se ha incrementado casi 800% en Estados Unidos y el mundo [1]. Sin embargo la dosis de radiación impartida por esta modalidad de radiodiagnóstico es de las más altas.

La preocupación por la dosis de radiación que reciben los pacientes, en particular los pacientes pediátricos ha ido aumentando, ya que se sabe que los niños son más sensibles a la radiación ionizante, que la probabilidad de que sean sometidos nuevamente a estudios radiológicos es del orden del 30% [2,3], y que debido a su corta edad tienen más años para expresar los posibles efectos nocivos que se puedan presentar a futuro.

Reconociendo este problema, el Consejo Directivo Europeo emitió en 1997 la European Council Directive 97/43/Euratom [4] en donde se sugiere que los estudios con CT deben realizarse con bases clínicas justificables, ya que se cree que entre el 10 y 30% de los estudios tomográficos son innecesarios [5], y que la exposición del paciente debe estar limitada a la mínima necesaria para cumplir el objetivo clínico. Dos años después, la Comisión Europea publicó una guía sobre cómo realizar un buen estudio en CT [6], cuyo objetivo es optimizar la protección a los pacientes. En ésta se presentan criterios de calidad para diferentes estudios con CT que se aplican a pacientes adultos, dejando de lado a los pacientes pediátricos.

No fue sino hasta julio de 2007, que la Sociedad de Radiología Pediátrica (SPR) de Estados Unidos inició un movimiento cuyo objetivo es tratar de reducir la dosis de radiación en pacientes pediátricos debido a estudios realizados con tomografía computarizada. El objetivo es de tan alto impacto, que rápidamente se unieron a esta Sociedad tres organizaciones más: la Asociación Americana de Físicos en la Medicina (AAPM), el Colegio Americano de Radiología (ACR) y la Sociedad Americana de Técnicos Radiólogos (ASRT), formando la Alianza para la seguridad radiológica en imagenología pediátrica y lanzando una campaña llamada Image Gently. A esta campaña se han seguido uniendo más organizaciones y hasta este momento son 29.

En nuestro país no existe ninguna publicación que establezca las técnicas radiológicas para obtener una imagen de calidad diagnóstica, las condiciones clínicas que tienen impacto en la obtención de una buena imagen, los criterios de calidad que se deben cumplir, además de los niveles orientativos de dosis asociada a los estudios de tomografía computarizada en adultos, mucho menos en niños. La difusión de esta información entre médicos pediatras de especialidades diferentes a la radiología ayudaría a crear conciencia de que los estudios radiológicos no justificados aumentan la probabilidad de crear un efecto biológico nocivo en los pacientes, además de que no proporcionan información diagnóstica relevante.

El objetivo de este trabajo es establecer una guía de buenas prácticas, clínicas y físicas, en diversos estudios pediátricos de tomografía computarizada en la región craneal para el Hospital Infantil de México Federico Gómez (HIMFG).

Para alcanzar este objetivo, que esencialmente se refiere a tres aspectos generales: requerimientos diagnósticos, calidad de imagen y determinación de la dosis de radiación asociada a los estudios realizados, se plantean las siguientes metas:

- Determinar los requerimientos diagnósticos que justifiquen la obtención de la imagen tomográfica de la región corporal bajo estudio.
- Determinar la calidad de la imagen entregada por el tomógrafo, a través de pruebas de control de calidad, usando un maniquí acreditado por el American College of Radiology (ACR).
- Determinar la dosis de radiación a través de mediciones con una cámara de ionización, un maniquí estándar que simula el abdomen de un niño de 5 años y maniqués dosimétricos que representan cabezas de pacientes pediátricos de meses, 3, 10 y 15 años de edad.

La información referente a los procesos físicos en que se basa la tomografía computarizada, su desarrollo y funcionamiento se han tratado en trabajos anteriores [7,8], por lo que este trabajo de tesis está estructurado de la siguiente manera:

En el capítulo I se describen las pruebas de control de calidad que se realizan sobre un tomógrafo computarizado establecidas por el ACR, la mayoría de ellas incluidas en la Norma Oficial Mexicana NOM-229-SSA1-2002 [9].

En el capítulo II se discuten las magnitudes dosimétricas asociadas a estudios de tomografía computarizada de acuerdo con el Código de Práctica del Organismo Internacional de Energía Atómica [10].

El capítulo III está dedicado a la parte clínica del trabajo, la justificación de los estudios de CT, y lo que se debe observar en la imagen cuando se pide una tomografía de la región craneal.

En el capítulo IV se describe el método experimental que se siguió para la determinación de la región corporal a estudiar (cráneo); la realización del control de calidad, que incluye las pruebas correspondientes a la calificación de la calidad de la imagen, y la determinación de los valores de las magnitudes dosimétricas asociados a cada protocolo tomográfico de los diversos estudios en el área craneal, de acuerdo a la edad del paciente pediátrico. En el capítulo V se dan los resultados de este trabajo y en el capítulo VI se hace la discusión de los mismos. Finalmente en el capítulo VII se dan las conclusiones.

## **Capítulo I**

### **Control de Calidad en tomografía computarizada**

#### **1.1 Garantía de calidad**

La Garantía de calidad es un proceso de producción sistemático y planeado, el cual certifica la confiabilidad del producto para su propósito específico. Este concepto en un departamento de radiología, se traduce en que cada examen realizado sea el necesario y apropiado al problema médico. Los exámenes se deben realizar de acuerdo con protocolos clínicos aceptados, con el personal adecuadamente capacitado, con el equipo debidamente seleccionado y funcionando, en condiciones seguras, con costo mínimo y con la satisfacción de los pacientes y los médicos referentes [11].

Es muy importante que se cuente con un programa de garantía de calidad en los departamentos de radiología ya que si no se cumple lo anterior, la imagen radiológica puede ser de baja calidad lo que implica que se disminuye la tasa de diagnósticos acertados emitidos, se reducen las oportunidades de tratamiento y supervivencia de los pacientes, se afecta la confianza del público en el valor de la radiografía, lo que se podría asociar a falsos positivos y falsos negativos.

Tanto la calidad de una imagen radiográfica como la certeza del diagnóstico dependen de muchos aspectos, desde que el equipo con el cual se adquiere la imagen funcione adecuadamente, hasta de la capacitación del personal involucrado: médicos, técnicos, personal administrativo y de servicios (ingenieros y físicos médicos).

#### **1.2 Programa de control de calidad**

Para asegurar que el equipo funcione de manera adecuada, se debe aplicar un programa de control de calidad en el que se deben incluir:

- Las pruebas que se deben realizar.
- Procedimientos para realizar cada una de las pruebas.
- Frecuencia de las pruebas.
- Los parámetros a vigilar.
- Criterios de aceptación de cada una de las pruebas.
- Procedimientos en situaciones anormales.

Las pruebas de control de calidad son específicas para cada equipo de radiodiagnóstico. Fue en 1997 cuando el Colegio Americano de Radiología (ACR) aprobó el desarrollo de un programa de acreditación para tomografía computarizada (CT), dentro del cual se incluyó el diseño de un maniquí que permitiera evaluar y estandarizar todos los parámetros de control de calidad relacionados al equipo.

### 1.3 Maniquí de Acreditación para Tomografía Computarizada

El maniquí de acreditación para CT del ACR está diseñado para la evaluación de pruebas de control de calidad que se deben realizar al equipo, y que a continuación se mencionan:

- Exactitud de la colocación del paciente
- Calibración del número CT
- Uniformidad del número CT
- Dependencia del número CT con el kV
- Espesor de corte
- Resolución espacial de bajo contraste
- Resolución espacial de alto contraste
- Mediciones en un plano
- Ruido

Es un maniquí sólido, constituido principalmente con material agua equivalente, y consta de 4 módulos, cada uno de 4 cm de profundidad y 20 cm de diámetro. En cada uno de los módulos existen marcas externas pintadas en blanco, en las cuales se pueden reflejar los láseres del tomógrafo para la alineación del maniquí de forma axial, coronal y sagital. Existen también marcas que indican qué parte del maniquí debe colocarse hacia arriba, y qué parte correspondería a los pies y cabeza. A continuación se describe cada uno de los módulos.



Fig. 1.1 Maniquí de acreditación [W1].

➤ Módulo 1

Se utiliza para evaluar la colocación, alineación, exactitud del número CT y espesor de corte. El material de fondo es agua equivalente. Para la colocación, el modulo tiene 4 esferas metálicas de 1mm de diámetro, en las posiciones de las 3, 6, 9 y 12 horas, como se puede observar en la Fig. 1.2.

Para evaluar la exactitud del número CT, el módulo tiene 5 cilindros de diferentes materiales: hueso, polietileno, agua equivalente, acrílico y aire. Cada cilindro, excepto el de agua, tiene un diámetro de 2.5 cm y 4 cm de profundidad. El cilindro de agua equivalente tiene un diámetro de 5 cm y 4 cm de profundidad.

El espesor de corte se evalúa a través de dos rampas las cuales consisten en una serie de alambres que son visibles en incrementos de 0.5 mm.

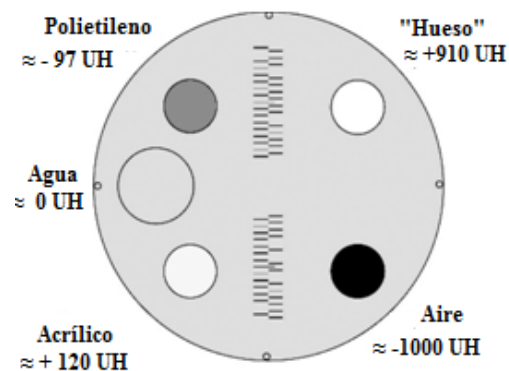


Fig. 1.2 Diagrama de la sección transversal del módulo 1. [12]

➤ Módulo 2

El módulo consiste de una serie de cilindros de diferentes diámetros, todos con una diferencia de 0.6% Unidades Hounsfield (6 UH) del material de fondo, teniendo un número CT promedio de 90 UH. Sirve para evaluar la resolución de bajo contraste. Cuenta con 4 cilindros para cada uno de los siguientes diámetros: 2, 3, 4, 5 y 6 mm (Fig. 1.3). El espacio entre cada uno de los cilindros es igual al diámetro de cada uno de ellos. Se tiene también otro cilindro de 25 mm de diámetro para verificar el cociente del contraste entre el cilindro y el fondo.

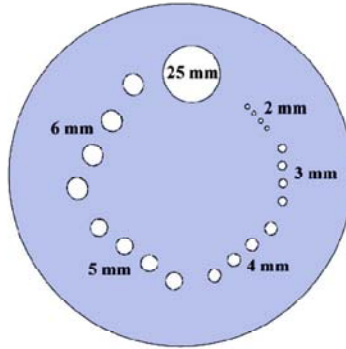


Fig. 1.3 Diagrama de la sección transversal del módulo 2. [12]

➤ Módulo 3

Este módulo se utiliza para evaluar la uniformidad del número CT. Consiste de un material tejido equivalente. Contiene dos pequeñas esferas de 0.28 mm cada una, que se incluyen para la evaluación opcional de exactitud de las mediciones en un plano como se muestra en la Fig. 1.4, y también pueden ser utilizadas para evaluar perfiles de sensibilidad.

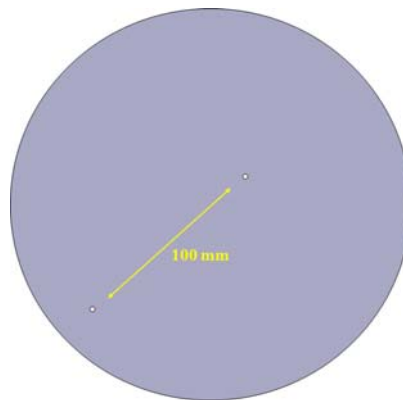


Fig. 1.4 Diagrama de la sección transversal del módulo 3. [12]

➤ Módulo 4

Se utiliza para evaluar la resolución de alto contraste. Contiene 8 patrones de barras de 4, 5, 6, 7, 8, 9, 10 y 12 pares de líneas para cada centímetro (lp/cm), cada uno en una región cuadrada de 15 X 15 mm<sup>2</sup> (Fig. 1.5). La profundidad en el eje z de cada uno de los patrones es de 38 mm, empezando al principio de la interfase con el módulo 3. Los patrones de barras hechos de aluminio proveen un alto contraste relativo al material de fondo. Este módulo contiene, cuatro esferas metálicas, como el módulo 1, para la prueba de colocación.



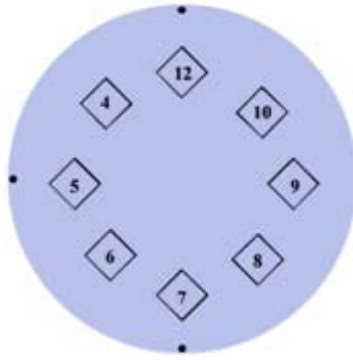


Fig. 1.5 Diagrama de la sección transversal del módulo 4. [12]

## 1.4 Pruebas de control de calidad

A continuación se describen los criterios de aceptación de las pruebas de control de calidad que se realizan con el maniquí del ACR descrito en la sección 1.3. Los procedimientos de cada una de las pruebas se encuentran en el Apéndice A [12].

### 1.4.1 Alineación del gantry

Debe existir por lo menos una imagen, tanto del módulo 1 como del módulo 4, donde puedan ser visibles las 4 esferas metálicas que se encuentran en la parte superior, inferior, derecha e izquierda del maniquí; además de que los escalones centrales de las rampas para la prueba de espesor de corte, deben estar localizados de forma simétrica en la parte superior e inferior de la imagen del maniquí.

### 1.4.2 Calibración del número CT

Antes de describir el procedimiento se definirá el número CT que sirve para representar la atenuación de los rayos X en un elemento de área de una imagen (píxel) de tomografía computarizada.

$$\text{Número CT} = 1000 \frac{\mu_{\text{tejido}} - \mu_{\text{agua}}}{\mu_{\text{agua}}} \text{ (UH)} \quad (1.1)$$

donde  $\mu_{\text{tejido}}$  es el coeficiente lineal de atenuación del material,  $\mu_{\text{agua}}$  es el coeficiente lineal de atenuación de agua y UH son unidades Hounsfield.

En una de las imágenes obtenidas para el módulo 2, debe dibujarse una región de interés (ROI) de aproximadamente  $200 \text{ mm}^2$ , para cada uno de los cilindros de los

diferentes materiales: polietileno, hueso, agua, acrílico y aire; para medir el número CT proporcionado por el equipo. Los valores de aceptación para cada uno de los materiales se encuentran en la tabla 1.1.

Tabla 1.1 Calibración del número CT

Material	Polietileno	Hueso	Agua	Acrílico	Aire
Intervalo de No. CT recomendado	-107, -97	850, 970	-5, 5	110, 130	-1005, -970

### 1.4.3 Dependencia del número CT con el espesor de corte

El número CT del agua en cada uno de los espesores de corte medidos, no debe variar más de  $\pm 5$  UH.

### 1.4.4 Uniformidad del número CT

En una de las imágenes adquiridas del módulo 3, se deben dibujar 5 ROI de aproximadamente  $400 \text{ mm}^2$  al centro, arriba, abajo, izquierda y derecha del maniquí, para registrar el número CT del agua. Se calcula el valor de la uniformidad, a través de la siguiente expresión: (el valor absoluto del número CT central – el valor promedio del número CT de la periferia). El criterio de aceptación dice que la diferencia de UH entre la periferia y el centro debe ser a lo más de  $\pm 5$  UH y el número CT de la ROI del centro debe encontrarse entre -7 y +7 UH.

### 1.4.5 Constancia del número CT

Se mide el número CT del agua para cada uno de los espesores de corte de las pruebas realizadas. El valor de los números CT no debe diferir en  $\pm 5$  UH.

### 1.4.6 Dependencia del número CT con el kV

El número CT del agua debe encontrarse entre -7 y +7 UH para cada uno de los kVp disponibles del equipo.

#### **1.4.7 Espesor de corte**

El espesor de corte medido a través de los escalones de las rampas del maniquí en el módulo 1, debe ser a lo más de  $\pm 1.5$  mm respecto del valor nominal de espesor de corte.

#### **1.4.8 Medición en un plano**

La distancia entre las dos esferas metálicas que se encuentran en el módulo 3 es de 100 mm. El manual del maniquí no contiene un criterio de aceptación y se refiere a esta prueba como una prueba adicional.

#### **1.4.9 Resolución de bajo contraste**

En una de las imágenes del módulo 4, debe colocarse una ROI de aproximadamente 100 mm<sup>2</sup> en el cilindro de 25 mm<sup>2</sup> y otra más al lado de éste. Se registra el número CT promedio para cada una de las ROI y se calcula la diferencia.

Para los protocolos de abdomen y cráneo de adulto, todos los cilindros de 6 mm de diámetro deben ser claramente visibles con una ventana y nivel de 100.

#### **1.4.10 Resolución de alto contraste**

Para un protocolo de abdomen de adulto, debe poder observarse de forma clara el patrón de 5 lp/cm y para el protocolo de un tórax de alta resolución debe poder observarse fácilmente el patrón de 6 lp/cm para las imágenes adquiridas en el módulo 4.

#### **1.4.11 Ruido**

Se deben analizar los artefactos que puedan existir en las imágenes obtenidas con las luces tenues y anotarlos en la hoja de datos. Si existen artefactos se deberá llamar al ingeniero de servicio.

### **1.5 Capa hemirreductora**

El concepto de capa hemirreductora (CHR) se refiere al espesor de algún material, que se requiere para reducir la exposición a la mitad, en una geometría de haz angosto [13]. Para la energía que se utiliza en radiodiagnóstico, el material que se usa comúnmente es el aluminio y el detector debe ser aire equivalente.

La CHR es una prueba de control de calidad que no ha sido requerida en los equipos de tomografía computarizada, a diferencia de los casos de radiografía convencional e intervencionismo. En estos últimos sistemas la filtración puede ser cambiada fácilmente por el usuario, pero en tomografía, es reportada por el fabricante del equipo y se considera como un parámetro fijo [14].

La medición de la CHR puede no ser considerada como una prueba de control de calidad, ya que no sería un indicador para la predicción de un fallo del equipo, sin embargo proporciona información de la dureza, o energía efectiva del haz de rayos X. A través de la información que se obtenga de la medición, es que se pueden conocer las características del espectro que se requiere para calcular la dosis efectiva asociada a los estudios.

## Capítulo II

### Dosimetría en Tomografía Computarizada

La dosis asociada a estudios de CT se cuantifica a través de mediciones realizadas con un detector de radiación específico para esta modalidad del radiodiagnóstico, que es una cámara de ionización, o bien, también es posible utilizar dosímetros termoluminiscentes. Por lo general, las mediciones se realizan en maniqués dosimétricos diseñados especialmente para tomografía.

#### 2.1 Cámara de ionización

Las cámaras de ionización diseñadas para CT, son cilíndricas no selladas, las cuales pueden tener una longitud de 10 o 15 cm. Es por su diseño y tamaño que son comúnmente conocidas como cámaras tipo lápiz. Para su uso, se conectan a un electrómetro en el cual se despliegan las lecturas asociadas a la irradiación.

Por lo general, las cámaras de ionización están diseñadas para ser utilizadas en campos de radiación uniforme, sin embargo, las cámaras tipo lápiz están diseñadas para mediciones en campos no uniformes asociados a uno o más barridos; de ahí que su diseño sea cilíndrico y proporcione una respuesta uniforme sin importar el ángulo de irradiación.

Las mediciones se realizan generalmente introduciendo la cámara de ionización en un maniquí dosimétrico que simule las condiciones de un paciente, es decir, atenúe el haz primario de radiación y genere radiación dispersa.

En la fig. 2.1 se muestra la cámara de ionización marca Radcal, modelo 20X6-3CT, junto con su electrómetro asociado, estos instrumentos son los que se utilizaron en este trabajo.

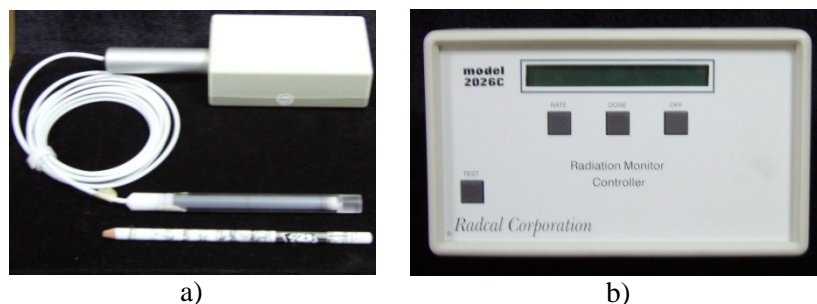


Fig. 2.1 a) Cámara de ionización tipo lápiz, b) electrómetro

## 2.2 Maniqués dosimétricos

Los maniqués diseñados para CT están hechos de PMMA (acrílico). Existen dos maniqués estándar, cuyos diámetros son 16 y 32 cm. El primero se utiliza para estudios de cráneo y el segundo para estudios de abdomen, los dos fueron diseñados para adultos. En el caso de estudios pediátricos, generalmente se utiliza el maniquí de 16 cm (fig. 2.2) para representar el abdomen de un niño de 5 años; sin embargo debido a que los pacientes tienen diferentes tamaños, los médicos los clasifican en 5 categorías que a continuación se mencionan:

- Lactante menor: de 28 días a 1 año.
- Lactante mayor: de 1 año 1 día a 2 años.
- Preescolares: de 2 años 1 día a 5 años.
- Escolares de 5 años 1 día a 10-12 años.
- Pubertad a partir de la aparición de los caracteres sexuales secundarios.



Fig. 2.2 Maniquí dosimétrico estándar

El Instituto de Ciencias Nucleares cuenta con 4 maniqués de PMMA que representan cráneos de diferentes edades [15]. En la tabla 2.1 se muestran los diámetros y longitudes de los maniqués.

Tabla 2.1 Dimensiones de maniqués dosimétricos

Edad	Diámetro (cm)	Longitud (cm)
Recién nacido	8	13
3 años	10	15
10 años	14	17
15 años	16	19

## 2.3 Magnitudes dosimétricas

A lo largo del tiempo se ha definido en tomografía computarizada, una serie de magnitudes para la medición de la dosis asociada a este tipo de estudios. Con el paso del tiempo se empezaron a presentar ambigüedades ya que se utilizaba el mismo nombre para diferentes magnitudes, al igual que en otras áreas de radiología, motivo por el cual, el Organismo Internacional de Energía Atómica (OIEA) publicó un Código de Práctica [10], en el que se definen las magnitudes dosimétricas para radiología diagnóstica, la cual engloba a la tomografía computarizada.

A continuación se hará una descripción de las magnitudes asociadas a un estudio de CT. En todos estos casos las mediciones se realizan con una cámara de ionización tipo lápiz.

### 2.3.1 Índice de kerma en aire en tomografía computarizada

Esta magnitud se mide en el seno del aire colocando la cámara de ionización tipo lápiz en el isocentro del gantry. Se mide para una sola rotación de éste, o bien, para más de una rotación consecutiva, con el resultado obtenido normalizado para una sola rotación.

Se define como el cociente de la integral de kerma en aire a lo largo de una línea paralela al eje de rotación del equipo y el espesor de corte nominal.

$$C_{a,100} = \frac{1}{T} \int_{-50}^{+50} K(z) dz \quad (2.1)$$

La integración debe ser en una longitud de 100 mm y el volumen de barrido debe ser simétrico. Para el caso de un equipo multicorte de CT, la expresión anterior se ve modificada ya que se divide por el producto del número de cortes adquiridos simultáneamente y el espesor de éstos (NT). Es importante aclarar que el producto NT debe reflejar el ancho del haz.

$$C_{a,100} = \frac{1}{NT} \int_{-50}^{+50} K(z) dz \quad (2.2)$$

La unidad para esta magnitud dosimétrica es  $\text{Jkg}^{-1}$  y la unidad dosimétrica especial es el Gray (Gy) donde  $1 \text{ Gy} = 1 \text{ J kg}^{-1}$ .

Cuando se mide la dosis debido a un solo corte, se obtiene un perfil de dosis con respecto de la posición (fig. 2.3).

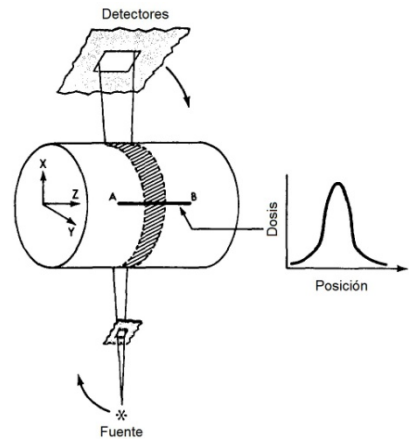


Fig. 2.3 Perfil de dosis debido a un solo corte [16]

### 2.3.2 Índice ponderado de kerma en aire en tomografía computarizada

Esta magnitud se mide con la cámara de ionización colocada dentro de un maniquí dosimétrico. Este índice está dado a través de la siguiente expresión

$$C_W = \frac{1}{3} (C_{PMMA,100,c} + C_{PMMA,100,p}) \quad (2.3)$$

Cada una de las expresiones anteriores se calcula de la misma forma que se calcula el índice de kerma en aire y los subíndices denotan los lugares en donde se realizan las mediciones, ya sea en el centro o en la periferia de los maniqués como se muestra en la fig. 2.4.

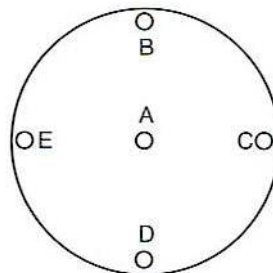


Fig. 2.4 Posiciones para la cámara de ionización para la medición de  $C_W$ .



Para las cuatro mediciones en la periferia, se calcula el promedio para introducirlo finalmente en la fórmula anterior. Una de las posiciones de la periferia debe localizarse donde la medición de kerma en aire sea máxima.

Esta expresión tiene un promedio ponderado ya que la distribución del kerma en aire no será homogénea para las mediciones de la periferia debido a los efectos de la mesa del paciente y del sobre barrido, que es cuando se irradia antes y después de lo programado en el topograma, además del incremento del voltaje al inicio del estudio.

La unidad para esta magnitud dosimétrica es también el Gy.

Esta magnitud es equivalente a una de las magnitudes dosimétricas que se utilizaba anteriormente, llamada índice ponderado de tomografía computarizada  $CTDI_W$  y es una de las magnitudes que se utilizan para establecer los niveles de referencia [16].

### 2.3.3 Índice volumétrico de kerma en aire en tomografía computarizada

Esta magnitud dosimétrica toma en consideración el espacio que existe entre cortes cuando se realiza un estudio secuencial, o el pitch cuando es helicoidal y representa la dosis promedio en un solo corte tomando en consideración el volumen irradiado.

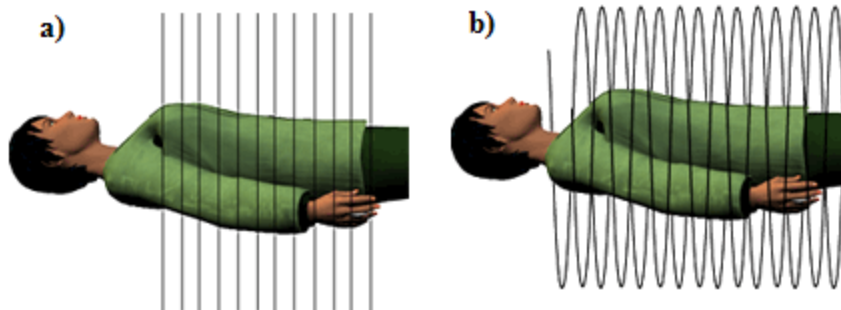


Fig. 2.5 a) Estudio secuencial, b) Estudio helicoidal. [W2]

Se define a partir del  $C_W$  a través de la siguiente expresión

$$C_{VOL} = C_W \frac{NT}{l} \quad (2.4)$$

donde  $NT$  es el ancho del haz y  $l$  es la longitud que se mueve la mesa por rotación helicoidal o entre adquisiciones cuando se trata de un estudio secuencial. Es al cociente  $\frac{l}{NT}$  al que se conoce como pitch.

La unidad para esta magnitud dosimétrica es Gy.

### 2.3.4 Producto kerma en aire-longitud

Esta magnitud se determina para un maniquí estándar de dosimetría y un estudio completo de CT. Se calcula a través de la siguiente expresión

$$P_{KL,CT} = \sum_j n C_{VOLj} l_j P_{Itj} \quad (2.5)$$

donde  $j$  representa cada secuencia que forma parte del estudio, ya sea helicoidal o secuencial,  $l_j$  es la distancia que se mueve la mesa entre los barridos secuenciales o el barrido helicoidal por rotación y  $P_{It}$  es la carga total del tubo de rayos X para cada secuencia  $j$ .

Hoy en día se considera como una de las magnitudes más importantes ya que representa la dosis total asociada a la longitud de un estudio, por lo que se utiliza para definir niveles de referencia para la dosis [16].

La unidad para esta magnitud dosimétrica es Gy cm.

### 2.3.5 Magnitudes dosimétricas normalizadas

Todas las magnitudes dosimétricas anteriores, excepto el producto kerma en aire-longitud, pueden ser normalizadas por unidad del producto corriente del tubo-tiempo de exposición  $P_{It}$ . Para hacer la distinción se les denota por el subíndice  $n$ .

$${}_n C_{a,100} = \frac{C_W}{P_{It}}, \quad {}_n C_W = \frac{C_W}{P_{It}}, \quad {}_n C_{VOL} = \frac{C_{VOL}}{P_{It}} \quad (2.6)$$

La unidad para estas magnitudes dosimétricas es  $\text{Jkg}^{-1}\text{C}^{-1}$

## Capítulo III

### Tomografía computarizada (parte clínica)

Desde sus inicios en los años 70 la tomografía computarizada fue rápidamente aceptada y utilizada como una herramienta esencial para el diagnóstico. Se sabe que es una de las modalidades del radiodiagnóstico que mayor dosis imparte al paciente y en los últimos años la preocupación de los Médicos Radiólogos por esto ha sido cada vez mayor. Con la introducción de la resonancia magnética (RM) se esperaba que la frecuencia de uso de la tomografía, sobre todo en el área de neurología, fuera disminuyendo, pero no ha sido así debido a los altos costos y poca disponibilidad de los equipos de RM. Es por esto que la CT sigue siendo el método preferido para la evaluación de lesiones post-traumáticas en cabeza, tórax, abdomen, pelvis y columna, así como para la caracterización de enfermedades del parénquima pulmonar y para la clasificación de la mayoría de los tumores malignos sólidos [17].

La RM ha tenido un gran desarrollo en lo que respecta a la evaluación de patologías cerebrovasculares teniendo entonces una mayor especificidad y sensibilidad que la CT; sin embargo, debido a la rapidez de la adquisición de los estudios, su bajo costo y la alta sensibilidad de la detección intracraneal de hemorragias, la CT sigue teniendo un papel muy importante.

Con los nuevos equipos de CT, se tienen cada vez más ventajas en lo referente a la adquisición de datos, pero no es posible saber de forma inmediata y directa, si es que la dosis que recibió el paciente, asociada al estudio realizado, fue excesiva. Cuando únicamente se contaba con equipos de radiología general convencionales, el técnico radiólogo podía darse cuenta de inmediato si la dosis había sido muy alta, ya que las placas salían más oscuras de lo debido; sin embargo, con los equipos digitales, como es el caso del CT, una sobreexposición, y por tanto una sobredosis de radiación al paciente, no implica una degradación de la calidad de la imagen, ya que después de la adquisición de los datos, los diversos parámetros con que se despliega la imagen, pueden cambiarse de acuerdo con las preferencias del observador. Este problema de sobredosis es aún más importante en el caso de los pacientes pediátricos debido a su radiosensibilidad.

### **3.1 Tomografía computarizada pediátrica**

Para poder justificar que los pacientes pediátricos no deben ser tratados como adultos que tienen simplemente dimensiones menores, existen algunos argumentos que deben ser considerados para la realización de un estudio de tomografía computarizada [17]:

- Independientemente de la etapa de crecimiento en la que los niños se encuentren, las dimensiones, comparadas con respecto a las de los adultos, son menores. Es por esta razón, que en el caso pediátrico, se necesita un menor número de fotones para realizar un estudio de CT, lo que se traduce en una menor carga del tubo de rayos X, es decir, menor mAs. Dependiendo del tamaño, el uso de un kV menor, también puede considerarse como una medida apropiada.
- Los efectos biológicos que se puedan llegar a producir, para una misma dosis de radiación, son más severos en el caso de los pacientes pediátricos que para los adultos. El riesgo de un cáncer se multiplica por un factor de 2.5 en promedio comparado con los adultos, y alrededor de 10 para los neonatos. Esto se debe a que los tejidos de los niños están en constante reproducción y por lo tanto son más sensibles a la radiación; además de que la distribución de los tejidos es diferente, por ejemplo, la médula ósea roja será fuertemente irradiada durante un estudio de CT de extremidades en un adulto, mientras que para un niño, ésta sólo se ubicará parcialmente dentro del volumen primario de radiación.
- Los niños tienen una expectativa de vida mucho mayor que los adultos y como el riesgo de carcinogénesis persiste durante toda la vida, la probabilidad de que se desarrolle cáncer en un futuro, es mucho mayor en los niños que en los adultos, ya que sólo pocos de éstos continuarán vivos cuando el periodo latente termine.
- Debido a que los niños tienen menos tejido adiposo entre las vísceras que los adultos, para poder obtener una imagen tomográfica de calidad, el contraste debe ser mayor para poder diferenciar las diversas estructuras, por lo que el cociente señal a ruido, y por lo tanto la dosis, se deben incrementar. También es posible mejorar el contraste disminuyendo la energía de los rayos X (disminuyendo el kV).

Existen otros aspectos que deben ser considerados en el caso de los pacientes pediátricos para la realización del estudio.

- El trato con los pacientes es un aspecto muy importante, ya que muchas veces no es fácil que los pacientes cooperen y es necesario la presencia de algún familiar para que la exposición a la radiación ionizante sea la mínima, es decir, los niños deben permanecer tranquilos e inmóviles para que no sea necesario repetir el estudio.
- Especial énfasis debe ponerse en el ambiente, procurando crear una atmósfera agradable, como por ejemplo, la sala de espera, o el mismo lugar donde se encuentra el equipo; es conveniente tener juguetes o distractores (decoración) que los mantengan tranquilos.
- Es necesario considerar antes de autorizar un estudio de CT otras alternativas para el diagnóstico. Los pacientes pediátricos son excelentes candidatos para el ultrasonido, a diferencia de los adultos, ya que se pueden observar más detalles en muchas regiones del cuerpo. En el caso de los neonatos, el ultrasonido cerebral es una excelente opción, al igual que la resonancia magnética que aplica para todas las edades.
- Las patologías más frecuentes para los niños no son las mismas que en los adultos por lo que el Médico Radiólogo debe valorar qué método es el más adecuado para poder emitir el mejor diagnóstico posible.

### **3.2 Justificación**

La justificación es la clave de la protección radiológica, ya que se debe verificar que la actividad por realizar implique un beneficio neto positivo, pudiendo ocasionar a veces que se deban tomar decisiones muy difíciles. En radiología, el riesgo de no hacer de inmediato un estudio no se puede comparar de forma directa con el riesgo a largo plazo de la inducción de un cáncer.

Muchas veces los estudios de CT se realizan cuando la biología de la enfermedad no permite que se observe, por lo que la justificación debe ser restrictiva desde el primer estudio y deben considerarse otras alternativas para observar las manifestaciones de la enfermedad.

La justificación de un estudio radiológico es un paso que debe tomarse de manera conjunta entre los médicos que están solicitando el estudio y los Médicos Radiólogos.

### **3.3 Optimización**

Una vez que un estudio radiológico ha sido justificado, es necesario considerar la mejor técnica radiológica que se pueda utilizar, con objeto de reducir el riesgo debido a la radiación que incide sobre el paciente.

Es posible aplicar el principio de protección radiológica, conocido como ALARA, el cual recomienda mantener las dosis tan bajas como razonablemente sea posible, en todas aquellas actividades que involucren el uso de radiación ionizante. Este principio se aplica cuando se cancela un estudio radiológico debido a que existe un estudio equivalente, donde no se necesita exponer al paciente a la radiación ionizante [17]. Muchas veces un estudio de CT se cancela porque la información diagnóstica necesaria puede obtenerse mediante una radiografía simple, lo que implica una reducción en la dosis.

### **3.4 Parámetros para la reducción de dosis**

Existen algunos parámetros que no están relacionados directamente con la técnica radiológica que se utiliza para realizar un estudio de CT (kV, mAs, espesor de corte, pitch, etc.), y que influyen con la dosis asociada al estudio. Estos parámetros están relacionados con la parte clínica y se describen a continuación.

#### **3.4.1 Ruido**

Las imágenes que imparten una mayor dosis al paciente son las que generalmente se ven mejor, pero es posible obtener imágenes de calidad diagnóstica con una menor dosis, ya que se debe tener en cuenta que los hallazgos biológicos indican que la radiación ionizante puede inducir un cáncer a una dosis del orden de la que se imparte en un estudio de CT (alrededor de 1% en pacientes pequeños) [17]. Sin embargo, no es posible cuantificar el riesgo que se tiene, ya que los posibles daños biológicos se expresan hasta décadas después, es por eso que se trata de disminuir la dosis para minimizar la probabilidad de que se presente cualquier daño.

La reducción de la dosis tendrá como consecuencia que una imagen sea un poco más ruidosa e inhomogénea, lo cual puede ser aceptable, dependiendo de la región anatómica y de la lesión que se desee observar, pero en todos los casos, es el Médico Radiólogo quien debe determinar si la imagen es diagnóstica o no. Un ejemplo de esto puede ser el caso de un paciente con hidrocefalia, en donde sólo se requiere visualizar el tamaño y la ubicación de la lesión, por lo que una imagen con poca definición es suficiente para poder obtener la información que el médico tratante requiere. Por lo que basta generar una imagen usando poca dosis de radiación.

Es posible controlar el nivel de ruido de una imagen, ya sea procesándola con filtros reductores de ruido, o bien, adquiriendo cortes pequeños que serán ruidosos, pero al mismo tiempo calculando cortes más gruesos que tendrán un mejor cociente señal a ruido (SNR).

### **3.4.2 Diámetro de los pacientes**

La reducción en los diámetros de los pacientes es un factor muy importante que se debe considerar, ya que por cada 3.5 cm que se reduzca, existe 50% menos absorción, lo que se reflejará en una reducción de la corriente de acuerdo con las dimensiones del paciente [17].

### **3.4.3 Longitud del estudio**

El área de estudio no debe ir más allá de donde se sospeche que exista una lesión o de la región que se desee observar. Es muy importante tratar que no se irradien órganos sensibles cuando se encuentren cercanos al área de estudio. Dos ejemplos de estos son los siguientes [17]:

- En un estudio de tórax (lung scan) no existe razón alguna por lo cual se deba irradiar la tiroides además de la caja torácica, ni la parte superior del abdomen en donde existen múltiples órganos radiosensibles.
- No existe ninguna razón médica que justifique que se le irradien los testículos a un niño, cuando se le realiza un estudio de pelvis.

### **3.4.4 Barridos múltiples**

Debe tenerse precaución con los equipos en los que es posible irradiar más de una vez al paciente, sin que aparezca algún anuncio sobre el calentamiento del tubo de rayos X ya que el técnico radiólogo puede repetir el estudio y no estar consciente de que el paciente se ha expuesto en exceso a la radiación ionizante.

Existen algunas razones por las cuales se requiere irradiar en más de una ocasión al paciente:

- Estudios de reforzamiento dinámico en los que se desea observar la excreción arterial, venosa y del parénquima, o fases de excreción de diferentes órganos como los riñones o el hígado.
- Barridos funcionales de los pulmones en donde se desea observar aire en las fases de expiración e inspiración.
- Intervencionismo guiado por CT, con o sin fluoroscopia.
- Comparación entre estudios simples y contrastados después de haber inyectado medio de contraste al paciente.

No todos los casos anteriores pueden justificarse, y deben ser los Médicos Radiólogos los que determinen en qué casos debe realizarse más de un barrido.

### **3.5 Protocolos clínicos**

A continuación se describen aspectos importantes, y que deben ser considerados, para los protocolos del área craneal que se consideraron en este trabajo.

#### **3.5.1 Cráneo**

Al igual que en el caso de los adultos los exámenes de CT de cráneo son los más comunes. En los adultos, del 5 al 10 % de la médula ósea activa se encuentra en la cabeza, mientras que en los neonatos y en niños pequeños, es entre el 25 y 30%. Esto es un factor muy importante ya que es el tejido que se encuentra reproduciéndose constantemente.

Debido a que los niños son mucho más pequeños y menos densos, es lógico usar un voltaje menor para reducir la dosis, por ejemplo se recomienda utilizar valores entre 80 y 120 kV, ya que con éstos se reduce la dosis hasta en un 75% con respecto al caso de los



adultos. En especial para el caso de niños y lactantes el uso de 100 kV en estudios de cráneo parece ser suficiente para obtener una buena imagen [17].

La clave es encontrar la energía y la cantidad de los rayos X que produzcan la calidad de la imagen mínima requerida para cada tipo de estudio y patología [16]. Estudios de CT que involucren bajas dosis, pueden ser apropiados, en los casos en que se requiera de forma inicial, única y exclusivamente diferencia de contrastes, como sucede en la búsqueda de hidrocefalia o hemorragia; o bien para los pacientes que necesitarán de un seguimiento debido a un tratamiento neurológico o neuroquirúrgico.

Se realizan también reconstrucciones craneales después de cirugías (craneosinostosis).

### **3.5.2 Senos paranasales**

El uso de CT en el caso de sinusitis queda restringido a pacientes que tienen infecciones persistentes o recurrentes, que no responden a un tratamiento o cuando la cirugía es considerada una opción como estrategia de tratamiento, y finalmente, para aquéllos que presenten complicaciones con sinusitis aguda. Para otro tipo de enfermedades, se requiere de un estudio de CT cuando se va a realizar una cirugía al paciente, o bien, en caso de absceso cerebral, o para clasificar el estadio de un tumor.

Si el diagnóstico se requiere como una evaluación inicial o un seguimiento de una enfermedad inflamatoria, se recomienda una radiografía.

Para este tipo de estudios, es posible utilizar valores de mAs muy bajos, de 15 a 25 mAs en el caso pediátrico, y obtener una imagen diagnóstica [17].

### **3.5.3 Órbitas**

La órbita ocular es un área del cuerpo donde la resonancia magnética no ha superado por completo a la tomografía computarizada como el medio de diagnóstico de preferencia, debido a la presencia de contraste natural producido por la grasa retrobular, la órbita ósea, el seno de aire y cualquier lesión que pueda estar presente, así como a la sensibilidad inherente de la resonancia al movimiento del globo y del párpado.

Es preferible utilizar CT como el medio de diagnóstico cuando el movimiento, clips o algún cuerpo extraño de metal comprometen los estudios de resonancia, además de que una ventaja del CT es que hace posible apreciar calcificaciones muy pequeñas.

En el caso de pacientes pediátricos con retinoblastoma se prefiere el CT porque se pueden reconocer rápidamente, si es que existen, calcificaciones dentro del globo ocular.

Se deben obtener imágenes en un plano paralelo al eje de la órbita, ya que así se visualizan mejor el nervio óptico y los músculos horizontales y simultáneamente se eliminan los artefactos producidos por el hueso temporal. [18].

Se utiliza medio de contraste para resaltar las estructuras vasculares tanto dentro como en los alrededores de las órbitas; además, cuando la lesión se extiende más allá de la órbita ayuda a identificar el aspecto extraorbital de la lesión.

Se solicita una CT de órbitas cuando se desea observar lesiones congénitas, lesiones en el globo ocular, enfermedades inflamatorias o infecciosas, tumores, lesiones vasculares, trauma y desórdenes endócrinos.

#### **3.5.4 Base de cráneo**

El aspecto importante de su anatomía normal está en las aperturas de la base de cráneo y su contenido. Los nervios craneales y la vasculatura que atraviesan la base del cráneo nos dan información acerca de su anatomía [18].

Las enfermedades de la base de cráneo pueden ser intrínsecas, o pueden afectar a la base desde afuera o desde adentro.

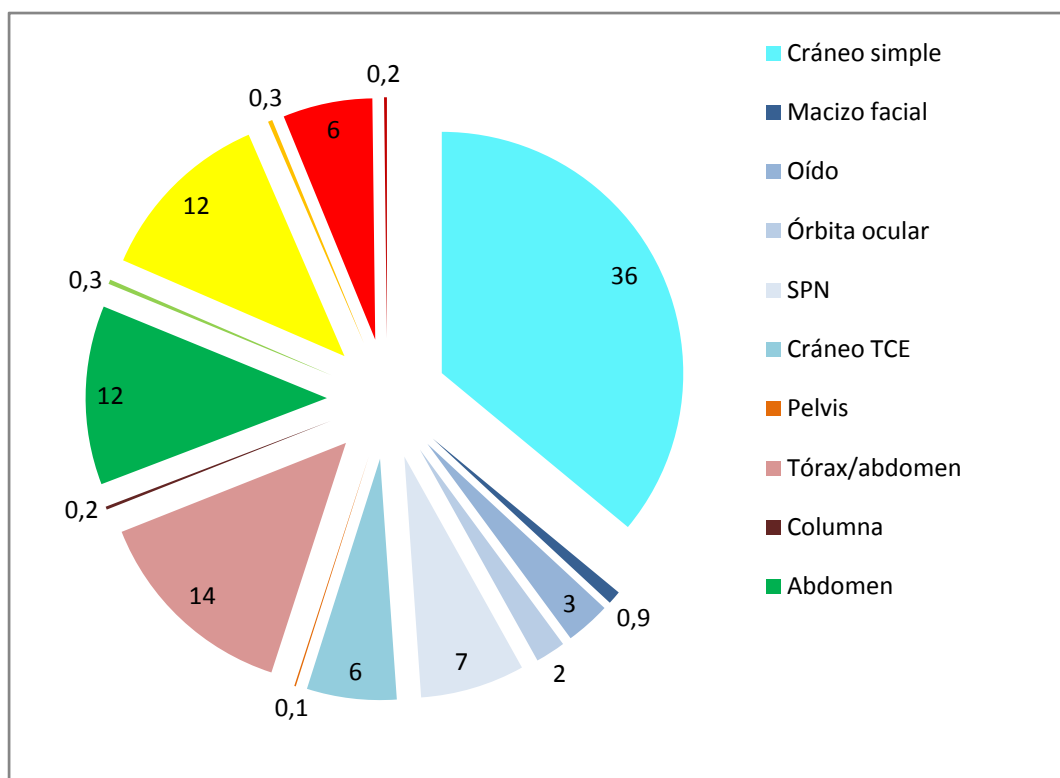
En esta región se realizan además los estudios de oído y de macizo facial.

## Capítulo IV

### Método experimental

#### 4.1 Estadística sobre los estudios realizados en pacientes del HIMFG.

En el Hospital Infantil se llevó a cabo una estadística de enero a julio de 2009, en la cual se registraron los datos del paciente, el tipo de estudio a realizar, la técnica radiológica utilizada, y el valor de la dosis asociada que se despliega en la consola del tomógrafo al finalizar el estudio. En la gráfica 4.1 se muestran los porcentajes de los estudios realizados durante las fechas mencionadas.



Gráfica. 4.1 Estadística de las tomografías realizadas de enero a julio de 2009. En la gráfica se puede apreciar que los estudios del área craneal representan el 55% del total. Estos incluyen los de cráneo simple, senos paranasales, cráneo TCE, oído, órbita ocular y macizo facial.

En la estadística se observó que la mayor parte de los estudios realizados eran en el área craneal (55%). Por esta razón se decidió enfocar este trabajo a los estudios relacionados con esta región, que incluye los siguientes protocolos: cráneo simple, cráneo TCE, senos paranasales (SPN), macizo facial, órbitas y oído.

En la tabla 4.2 se describen las características de cada uno de los protocolos.

Tabla 4.2 Características de los protocolos clínicos

	Cráneo	Órbitas	SPN	Oído	Macizo facial	Cráneo TCE (3D)
kV	120	120	120	120	120	120
mAs	180	200	100	300	150	150
Espesor de corte nominal (mm)	10.0	0.75	0.75	0.6	4.0	6.0
Avance/Rotación	12.0	6.5	6.0	0.6	6.5	6.5
Filtro de reconstrucción	C30 s hom media	C30 s hom media	H60 f definido	U80u muy definido	C30 s hom Media	C30 s hom media
Ventana	Cerebrum	Baby brain	Sinuses	Inner Ear	Baby brain	Baby brain

Todos los parámetros mencionados, son los valores nominales que se muestran en la consola de control, sin embargo, como se mencionó en el capítulo I, en las expresiones dosimétricas el producto NT debe reflejar el ancho del haz; éste se midió con película de tinte radiocrómico (PTR) y es el valor medido el que se incluirá en los cálculos que se presentarán.

#### 4.2 Control de calidad

Antes de empezar a trabajar con el equipo de CT, es necesario realizar pruebas de control de calidad que aseguren que el equipo se encuentra funcionando de forma adecuada. Existen pruebas relacionadas con el equipo y con las imágenes que produce para poder calificar su funcionamiento general.

Existe una serie de recomendaciones internacionales para realizar pruebas de control de calidad a los equipos de CT [12,19, 20], las cuales se realizan con un maniquí diseñado especialmente, que está acreditado por el American College of Radiology (ACR), el cual se describió en el capítulo 1 y que se muestra en la fig. 4.2.



Fig. 4.2 Maniquí del ACR

En nuestro país, puede encontrarse en la NOM-229-SSA1-2002 [9], una serie de pruebas que verifican el desempeño de los equipos para tomografía computarizada. En la tabla 4.3 se presenta una comparación entre las pruebas que se establecen en la NOM-229-SSA1-2002 y las pruebas que se pueden realizar con el maniquí de acreditación del ACR.

Tabla 4.3. Comparación entre pruebas de control de calidad establecidas en la NOM-229 y las que se pueden realizar con el maniquí acreditado por el ACR.

<b>Pruebas de control de calidad</b>	<b>NOM-229</b>	<b>ACR</b>
Alineación del gantry	✓	✓
Coincidencia de la posición del corte axial con los sistemas de luces para ubicación del paciente *	✓	✓
Coincidencia del isocentro con los sistemas de luces para localización sagital y coronal *	✓	✓
Exactitud de la inclinación del túnel o la mesa *	✓	✓
Calibración del No. CT	✓	✓
Espesor de corte	✓	✓
Medición en un plano	X	✓
Resolución de bajo contraste	✓	✓
Resolución de alto contraste	✓	✓
Uniformidad del No. CT	✓	✓
Constancia del No. CT	✓	✓
Ruido	X	✓
Dependencia del No. CT con el kV	X	✓
Dependencia del No. CT con el tamaño del maniquí	✓	X
Dependencia del No. CT con el algoritmo de reconstrucción	✓	X
Coincidencia de la imagen impresa y la imagen del monitor	✓	X
Exactitud del indicador de posición de la mesa	✓	X
Reubicación de la mesa	✓	X
Exactitud del indicador de desplazamiento por pasos	✓	X

\* Estas pruebas se engloban en la prueba de alineación del gantry del ACR.

#### 4.2.1 Capa hemirreductora (CHR)

El arreglo experimental utilizado para la medición de la CHR consistió en una serie de anillos concéntricos de 2 mm de espesor de aluminio 1100 y un diámetro máximo de 31.8 cm, colocados en el gantry, sobre un soporte de acrílico, de tal forma que el centro de los anillos coincidiera con el centro del gantry, como se muestra en la fig. 4.3. Las mediciones se realizaron para 0, 2, 4, 6, 8 y 10 mm de Al.

Se decidió utilizar una técnica de este tipo porque así se asegura la misma filtración del haz de rayos X en la cámara de ionización, a medida que el tubo se mueve al realizar un estudio [14]. La cámara de ionización se coloca en el isocentro con la ayuda de un soporte de acrílico fijo sobre la mesa del equipo, sin que ésta se mueva (fig. 4.3).

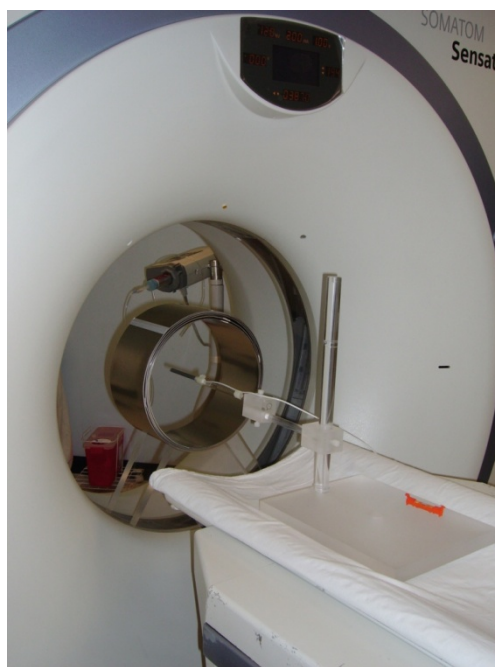


Fig. 4.3 Medición de CHR

Se midió la CHR para el protocolo de cráneo, 120 kV y 180 mAs, en modo secuencial. Para poder tener una medida confiable, se integraron las lecturas producidas por tres irradiaciones sobre la cámara de ionización, guardando la misma geometría, irradiando el centro de la cámara con el haz producido para un corte de 10 mm, una vez que se tenía el topograma.

### 4.3 Dosimetría

Para la medición de las cuatro magnitudes dosimétricas descritas en el capítulo I, se utilizó una cámara de ionización tipo lápiz, marca Radcal, modelo 20X6-3CT y el electrómetro asociado marca Radcal, modelo 2026C (fig. 2.1); propiedad del Instituto de Física de la UNAM. En el apéndice B se encuentra el certificado de calibración de la cámara de ionización. Se utilizaron también maniqués dosimétricos para la medición de  $C_W$  los cuales están diseñados especialmente para CT.

A continuación se describe cómo se determinó cada una de las magnitudes dosimétricas relacionadas con estudios de CT.

#### 4.3.1 Índice de kerma en aire en tomografía computarizada $C_{a,100}$

La cámara de ionización se coloca en el seno del aire, sin capuchón, de tal forma que su eje quede alineado con el eje de giro del gantry, como se puede observar en la fig. 4.4. Se debe alinear con ayuda del sistema de luces del equipo.

Es indispensable tener un soporte que permita que la cámara se aleje lo más posible de la mesa donde se recuesta el paciente para que la retrodispersión sea la menor posible. En este caso se utilizó un soporte universal de acrílico para alejar la cámara y colocarla en el centro del gantry.

Esta magnitud se midió realizando un barrido completo de la cámara y normalizando por el número de vueltas que giró el gantry para cada uno de los seis protocolos clínicos. Se tomaron tres lecturas para cada protocolo.

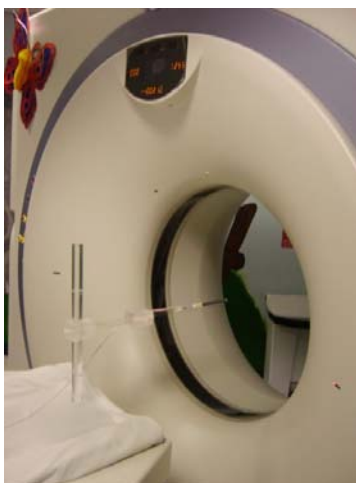


Fig. 4.4 Medición de  $C_{a,100}$



Para determinar el índice de kerma en aire, se recurrió a la expresión dada por el Código de Práctica [10]

$$C_{a,100} = \frac{1}{NT} \bar{M} N_{PKL,Q_0} k_Q k_{TP}$$

donde N es el número de cortes adquiridos simultáneamente

T es el espesor de corte

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

$N_{PKL,Q_0}$  es el coeficiente de calibración en términos del producto kerma en aire longitud.

$k_Q$  es el factor que corrige las diferencias en la respuesta debidas a las calidades de los haces utilizados durante la calibración de la cámara de ionización y durante la medición

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

El electrómetro utilizado mide la presión y la temperatura, calcula y corrige la lectura que entrega por el factor  $k_{TP}$ .

#### 4.3.2 Índice ponderado de kerma en aire en tomografía computarizada

Esta magnitud se determina a través de mediciones con la cámara de ionización dentro de los maniqués dosimétricos, midiendo en 5 posiciones, una al centro y 4 a la periferia. El maniquí se coloca en la mesa de exploración y se alinea con ayuda de los láseres. Se tomaron tres lecturas para cada posición. Esto se llevó a cabo para los 5 maniqués en cada uno de los protocolos clínicos.

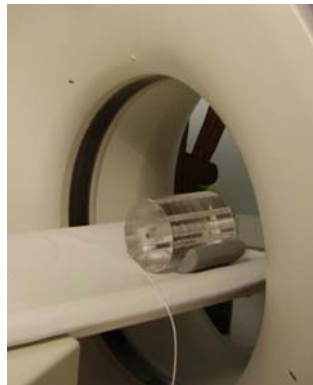


Fig. 4.5 Medición de  $C_w$

De acuerdo con el Código de Práctica [10] se tiene la siguiente expresión para determinar el  $C_W$

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

donde

$$C_{PMMA,100,c} = \frac{1}{NT} \bar{M} N_{PKLQ_0} k_Q k_{TP}$$

$$C_{PMMA,100,p} = \frac{1}{NT} \bar{M} N_{PKLQ_0} k_Q k_{TP}$$

Los factores de corrección y el coeficiente de calibración son los mismos que los mencionados para el caso del índice de kerma en aire ( $C_{a,100}$ ).

#### 4.3.3 Índice volumétrico de kerma en aire en tomografía computarizada

Esta magnitud se determina a través de los valores obtenidos para  $C_W$ . Recordando que el valor de  $C_W$  se modifica por la distancia que recorre la mesa por cada rotación,  $l$ , y el producto  $NT$  es el ancho del haz.

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

#### 4.3.4 Producto kerma en aire- longitud

Esta magnitud también se determina a partir de otra magnitud dosimétrica, en este caso, del  $C_{VOL}$ , y proporciona el kerma asociado a todo el estudio. Para determinarla, se debió recurrir a los resultados de la estadística mencionada en el capítulo IV. Se utilizaron las longitudes promedio de los estudios correspondientes a cada una de las edades de los pacientes pediátricos. La expresión para esta magnitud es

$$P_{KL,CT} = {}_n C_{VOL} l P_{It}$$

donde  ${}_n C_{VOL}$  es el valor de  $C_{VOL}$  normalizado por el mAs,  $P_{It}$  es el valor total de la carga del tubo (mAs<sub>total</sub>) durante todo el estudio, ya sea helicoidal o secuencial, y  $l$  es el desplazamiento de la mesa por cada rotación.

El valor de la carga asociada a los estudios fue otro de los parámetros que se recaudó en la estadística, y fue posible graficar la carga del tubo vs la longitud de los estudios (por edades). A la gráfica se le ajustó una línea recta y se encontró una expresión para poder obtener la carga total asociada a las longitudes promedio utilizadas. En el apéndice C se pueden encontrar los datos para cada uno de los protocolos.



## Capítulo V

### Resultados

#### 5.1 Control de calidad

Las pruebas de control de calidad se realizaron de acuerdo con las técnicas radiológicas y las condiciones descritas en el manual del maniquí de acreditación del ACR, el cual se describió en el capítulo I. En éste no se indica la frecuencia de cada una de las pruebas, la que debe ser determinada por el físico médico, dependiendo de la disponibilidad que se tenga del equipo para su uso [20]. Todo esto debe quedar establecido en el programa de control de calidad que cada equipo de CT debe tener. Cabe mencionar que algunas de estas pruebas coinciden con aquéllas exigidas por la NOM-229-SSA1-2002. A continuación se muestran los resultados obtenidos con el maniquí del ACR y sólo se indica si el tomógrafo cumplió con cada una de las pruebas. En un segundo apartado, se presentan los resultados de las pruebas establecidas por la NOM.

##### 5.1.1 Alineación del gantry

Se adquirieron imágenes de los módulos 1 y 4 del maniquí del ACR, con un protocolo de tórax de alta resolución. Las características del protocolo del HIMFG fueron 120 kV y 40 mAs. Los espesores de corte fueron de 1mm.

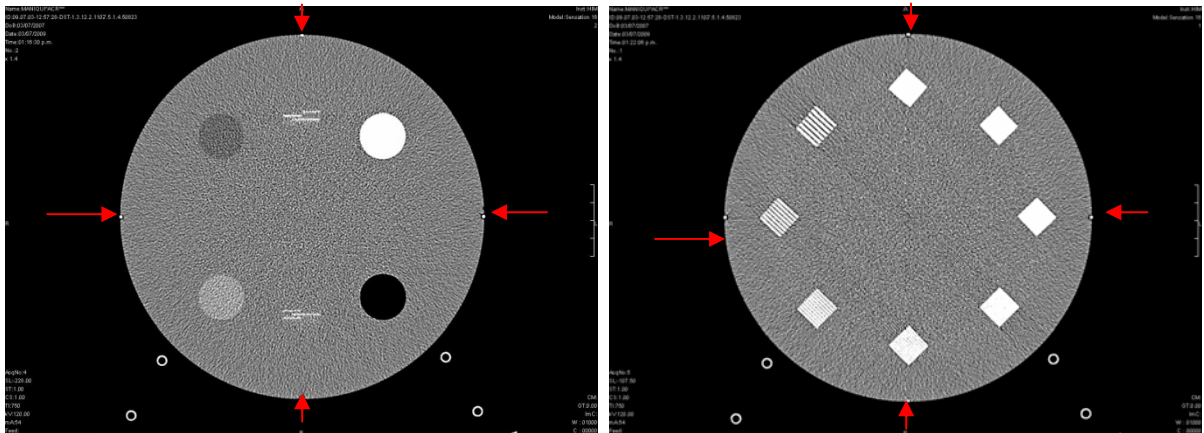


Fig. 5.1 Alineación del gantry, la cual se refleja en la exactitud con la que se coloca al paciente

Criterio de aceptación: Las cuatro esferas metálicas deben ser visibles en por lo menos una de las imágenes adquiridas, para cada uno de los módulos, y deben tener apariencia similar.

Cumple: Sí.

### 5.1.2 Calibración del número CT

Se adquirió una imagen del módulo 1 con un protocolo de abdomen a 100 kV y 120 mAs, para un modo secuencial. El espesor de corte fue de 0.75 mm. Para la medición de los números CT, se dibujó una ROI en cada uno de los materiales tejido-equivalentes como se puede observar en la figura 5.2.

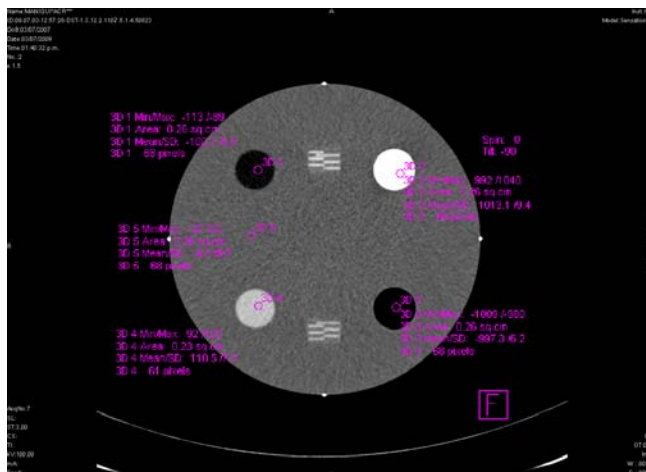


Fig. 5.2 Calibración del número CT

Tabla 5.1. Calibración del No. CT

Material	No. CT medido (UH)	Intervalo recomendado (UH)	Cumple
Polietileno	-100.7 ± 8.5	-107, -97	✓
Hueso	1013.1 ± 9.4	850, 970	X
Agua	-0.6 ± 9.7	-5, 5	✓
Acrílico	110.5 ± 7.8	110, 130	✓
Aire	-997.3 ± 6.2	-1005, -970	✓

Criterio de aceptación: Los valores del número CT medido deben estar dentro del intervalo del número CT recomendado.

Cumple: No.

Observación: en todos los casos, excepto en hueso, se cumple con los valores de los números CT, por lo que se recomienda hacer la calibración pertinente.

### 5.1.3 Espesor de corte

Se realizó la prueba para 3 espesores de corte, 3, 5 y 9 mm. En la figura 5.3 se presentan las imágenes obtenidas. Se pueden observar unos alambres, en la parte superior e inferior en la zona central del maniquí, cuyo número aumenta conforme el tamaño de corte aumenta.

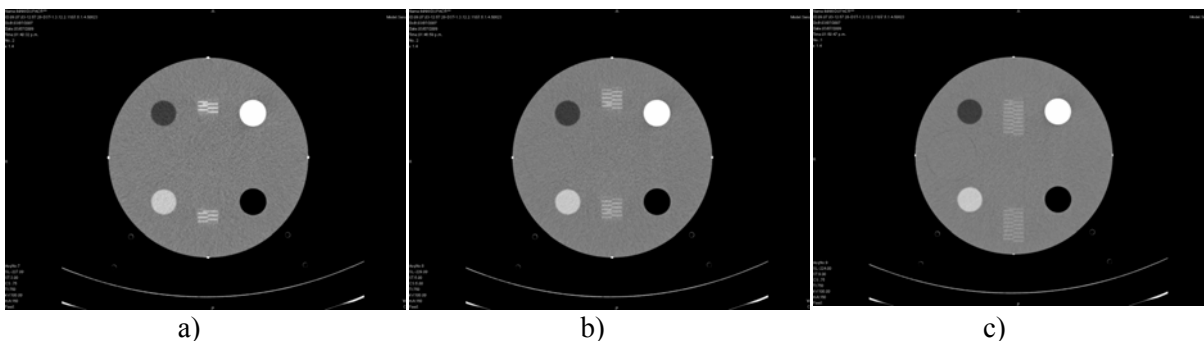


Fig. 5.3 Espesor de corte de a) 3 mm, b) 5 mm y c) 9 mm

Tabla 5.2. Espesor de corte y la dependencia del número CT con éste

Espesor de corte nominal (mm)	Número de alambres (superior)	Número de alambres (inferior)	Espesor de corte superior (mm)	Espesor de corte inferior (mm)	No. CT medido *
3	6	6	3	3	0.9
5	9	10	4.5	5	-1.4
9	17	16	8.5	8	-0.6

\*se utiliza en la siguiente prueba

Criterio de aceptación: El valor del espesor de corte debe ser  $\pm 1.5$  mm del valor nominal de corte.

Cumple: Sí.

### 5.1.4 Dependencia del número CT con el espesor de corte

En las imágenes adquiridas para la prueba de espesor de corte, se midió el número CT del agua, el cual se puede observar en la última columna de la tabla 5.2.

Criterio de aceptación: El número CT del agua no debe variar  $\pm 5$  UH para cada uno de los espesores de corte medidos.

Cumple: Sí.

### 5.1.5 Distancia en un plano

Es posible realizar una prueba adicional sobre la distancia entre dos puntos en un plano. El maniquí cuenta con dos puntos separados por 100 mm. Como se puede observar de la figura 4, la distancia es de 100 mm, medida con las herramientas del tomógrafo.

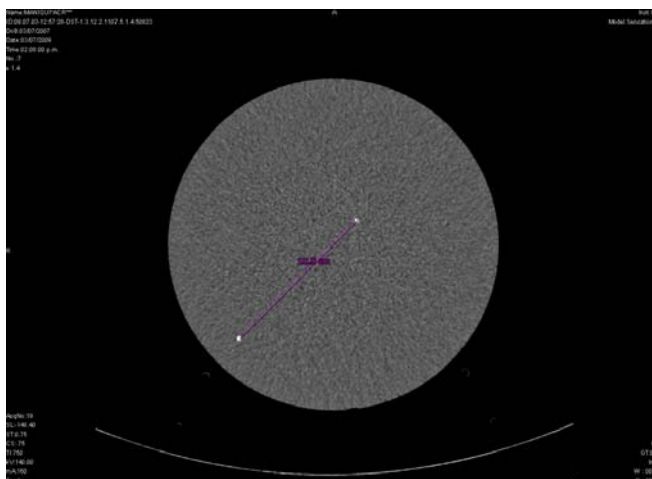


Fig. 5.4 Medición en un plano

Cumple: Sí

### 5.1.6 Resolución de bajo contraste

Se adquirieron imágenes del modulo 3 con una técnica secuencial de abdomen, con los parámetros mencionados en la sección 5.1.2. Se observa la imagen central del módulo y se determina el diámetro de los cilindros que son visibles, pudiendo ser 6 mm, 5mm, 4mm, 3 mm y 2 mm. Existe un cilindro de 25 mm de diámetro que sirve para verificar el contraste de los cilindros con el medio circundante, este cilindro no se utiliza para esta prueba.

En la figura 5.5 se muestra la imagen tomográfica usada para la evaluación de esta prueba. Como se puede observar, sólo se aprecia la imagen del cilindro de 25 mm de diámetro.



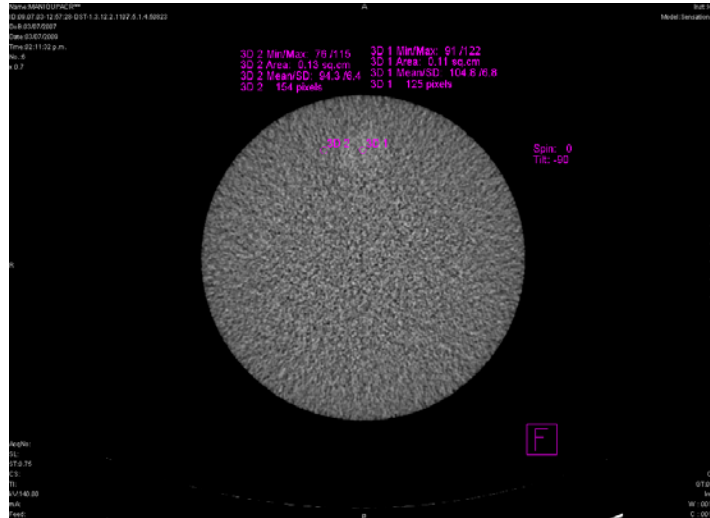


Fig. 5.5 Resolución de bajo contraste. Se observa el cilindro de mayor diámetro.

Criterio de aceptación: Todos los cilindros de 6 mm de diámetro deben ser visibles en la imagen.

Cumplió: No.

### 5.1.7 Uniformidad del número CT

En las imágenes adquiridas para la prueba 5.1.5, se mide el número CT para 5 regiones en la imagen, como se puede observar en la figura 5.6. En la tabla 5.4 se muestran los valores obtenidos.

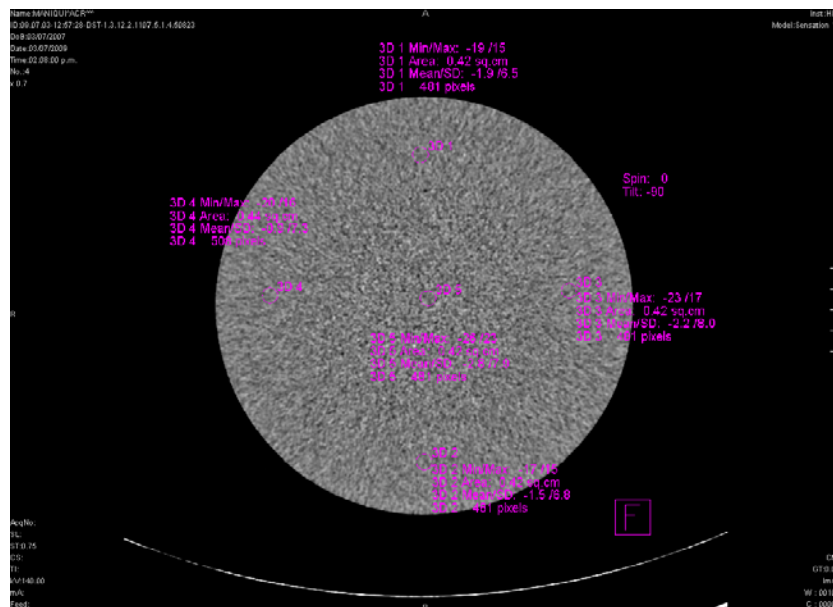


Fig. 5.6 Uniformidad del número CT

Tabla 5.4. Uniformidad del No. CT

Región	No. CT (UH)
Centro	$-2.8 \pm 7.9$
Arriba	$1.9 \pm 6.5$
Derecha	$-2.2 \pm 8.6$
Abajo	$1.5 \pm 6.8$
Izquierda	$0.9 \pm 7.3$

Criterio de aceptación: La diferencia del número CT promedio de la periferia del maniquí con respecto al centro, debe ser menor que 5 UH.

Cumple: Sí.

### 5.1.8 Ruido

Nuevamente se visualiza la imagen adquirida en la sección 5.1.5, con una iluminación adecuada, para determinar la presencia de artefactos.

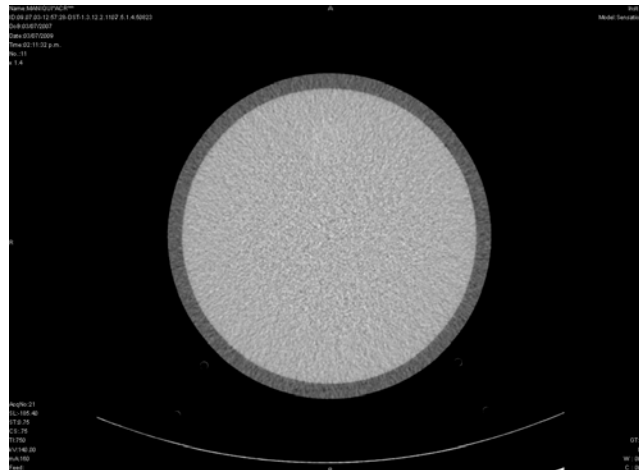


Fig. 5.7 Ruido

Criterio de aceptación: No debe observarse ningún artefacto o patrón en la imagen, debe ser una imagen uniforme.

Cumple: Sí.

### 5.1.9 Resolución de alto contraste

Se obtuvieron dos imágenes con las técnicas de abdomen y de tórax de alta resolución, se puede observar perfectamente el patrón de 7 lp/cm del maniquí del ACR en ambos casos. En este caso se muestra en la fig. 5.8 la imagen de tórax de alta resolución.

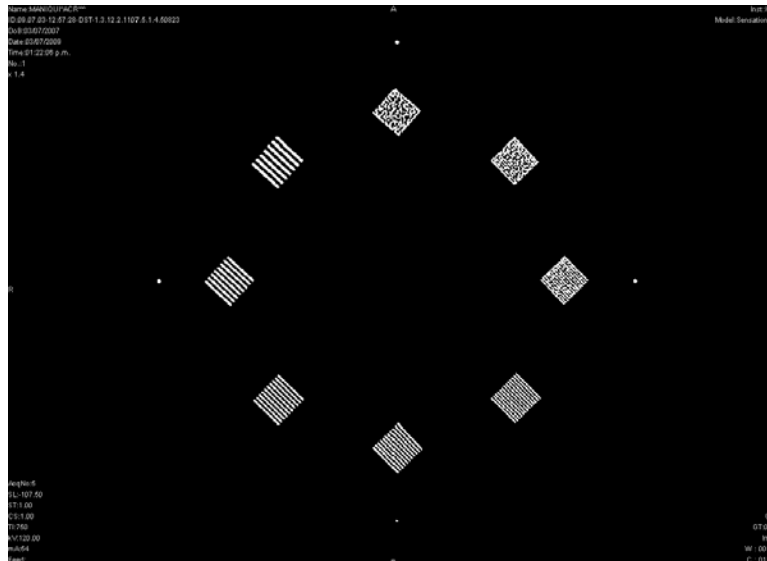


Fig. 5.8 Resolución de alto contraste

Criterios de aceptación: se requiere que los patrones de 5 y 6 lp/cm sean visibles para las técnicas de abdomen y tórax de alta resolución, respectivamente

Cumple: Sí.

### 5.1.10 Dependencia del No. CT con el kV

El número CT del agua debe ser evaluado para cada kVp disponible en el equipo, para el protocolo de abdomen, sin importar la frecuencia con la que se utilice. En la tabla 5.5 se muestran los resultados.

Tabla 5.5. Dependencia del No. CT con el kV

kV	No. CT
80	2.1 ± 5.9
100	-1.4 ± 7.4
120	2.2 ± 3.6
140	0.2 ± 3.8

Criterio de aceptación: El número CT del agua para cada uno de los kVp disponibles en el equipo no debe variar en más de  $\pm 7UH$ .

Cumple: Sí.

### 5.1.11 Pruebas contempladas en la NOM-229-SSA1-2002

Además de las pruebas indicadas por el ACR, se realizaron las pruebas de control de calidad que se encuentran en el NOM-229-SSA1-2002, con un maniquí de constancia fabricado en el Instituto de Física (IFUNAM) [21]. En la tabla 5.6 se muestra un resumen de los resultados.

Tabla 5.6. Pruebas de Control de calidad con maniquí del IFUNAM

Pruebas de CC	Resultados					Cumple NOM
	Agua		Aire			
Calibración del No. CT	$-1.5 \pm 1.2$		$-1002.6 \pm 0.6$			✓
Constancia del No. CT	Agua					✓
	$-2.3 \pm 0.8$					
Uniformidad del No. CT	Acrílico					✓
	$129.6 \pm 5.7$					
Dependencia del No. CT del algoritmo de reconstrucción	H30s (homogéneo)	H60s (definido)		H70h (muy definido)		X
	$125.7 \pm 4.5$	$109.2 \pm 1.4$		$109 \pm 4.4$		
Dependencia del No. CT del espesor de corte	1	2	3	5	10	✓
	123.2	123.8	123.7	123.2	120.8	
Resolución de alto contraste	Postes posibles					✓
	5					

Observación: no se cumple con la prueba de dependencia del No. CT con el algoritmo de reconstrucción, por lo que se recomienda hacer las correcciones pertinentes.

## 5.2 Capa hemirreductora

Se midió la CHR para el protocolo de cráneo como se describió en el capítulo IV. Para obtenerla, se graficaron las lecturas normalizadas vs el espesor de aluminio. En la gráfica 5.9 se puede observar que se encontró un valor de  $8.4 \pm 0.4$  mm de Al.

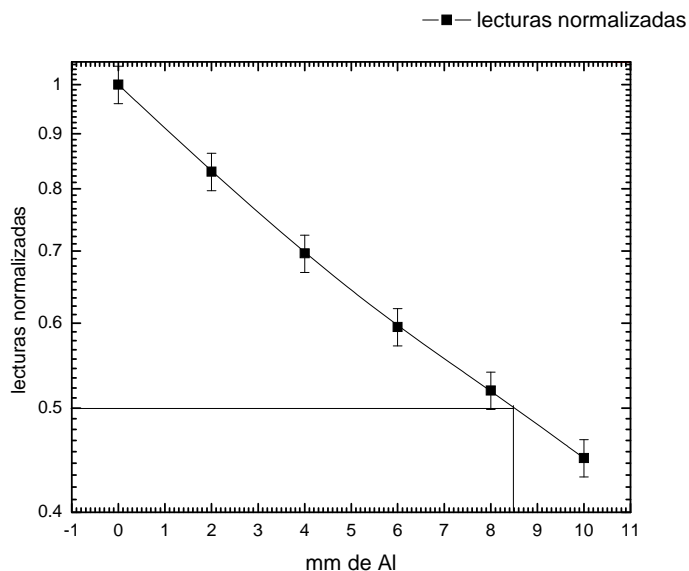


Fig. 5.9 Gráfica para obtención de CHR

Los valores para la capa hemirreductora que se encuentran en la literatura, varían entre 4.5 y 10 mm de Al-1100

### 5.3 Resultados dosimétricos

A continuación se muestran los resultados de las magnitudes dosimétricas que se midieron con la cámara de ionización y los maniqués dosimétricos.

#### 5.3.1 Índice de kerma en aire en tomografía computarizada

Este índice se midió para los seis protocolos de trabajo que se han descrito con anterioridad y con los parámetros que se utilizan para los estudios clínicos en el hospital. Todas las mediciones se realizaron a 21°C y 78.1 kPa.

Recordando la definición

$$C_{a,100} = \frac{1}{NT} \bar{M} N_{PKL,Q_0} k_Q k_{TP}$$

Tabla 5.7. Mediciones con la cámara de ionización para obtener

Tipo de estudio	Técnica (kV / mAs)		NT <sub>nom</sub> (mm)	NT <sub>med</sub> (mm)	
Cráneo	120	180	10	4.6 ± 0.2	4.97 ± 0.08
Órbitas	120	200	0.75	3.5 ± 0.2	5.47 ± 0.07
SPN	120	100	10	2.7 ± 0.1	2.71 ± 0.03
Oído	120	300	0.6	0.30 ± 0.05	4.79 ± 0.04
Macizo facial	120	150	4	3.3 ± 0.3	4.16 ± 0.04
Cráneo 3D	120	150	6	3.7 ± 0.2	4.16 ± 0.05

: Lectura promedio en Roentgen

Para poder obtener los valores de  $NT_{med}$ , es necesario multiplicar la lectura promedio mostrada en la tabla 5.7 por los factores y coeficientes mostrados en la expresión anterior. El factor  $K$  es el factor que proporciona el laboratorio de calibración secundaria, cuyo valor es  $3.03 \times 10^{-4} \text{ Gy m u. escala}^{-1}$  (Apéndice B),  $C_{cal}$  es el factor de corrección por calidad de haz, que tiene un valor igual a 1, y  $C_{pT}$  es el factor de corrección por presión y temperatura (dado automáticamente por el electrómetro).

El valor del producto NT, se midió para cada uno de los diferentes protocolos con películas de tinte radiocrómico, y del mismo barrido se obtuvo también el desplazamiento de la mesa. En la figura 5.10 se muestra un ejemplo de la medición del ancho del haz con PTR para el protocolo de cráneo.



Fig. 5.10 Medición del ancho del haz (NT)

Con todos los valores se realizó el cálculo y se obtuvieron los resultados finales para la magnitud dosimétrica  $NT_{med}$  que se muestran en la tabla 5.8.

Tabla 5.8.  $C_{a,100}$

Tipo de estudio	$C_{a,100}$ (mGy)
Cráneo	$32.7 \pm 1.5$
Órbitas	$34 \pm 2$
SPN	$20.3 \pm 0.8$
Oído	$137 \pm 13$
Macizo facial	$29 \pm 3$
Cráneo 3D	$26.2 \pm 1.7$

### 5.3.2 Índice ponderado de kerma en aire en tomografía computarizada $C_w$

Las mediciones para obtenerlo se realizan con ayuda de un maniquí dosimétrico. En este caso, debido a que es un trabajo enfocado en pacientes pediátricos, se utilizó el maniquí estándar de 16 cm de longitud, que es el que se utiliza generalmente para este tipo de mediciones. El maniquí se utiliza suponiendo que representa el abdomen de un paciente de 5 años.

El maniquí cuenta con 9 perforaciones en las cuales se puede introducir la cámara de ionización, pero las mediciones se realizan en las 4 perforaciones que están a 1cm de la periferia, y en la central.

Las expresiones para las mediciones, centrales y periféricas, son exactamente iguales y sólo difieren en los subíndices que las distinguen. Involucran exactamente los mismos coeficientes y factores que para las mediciones en aire.

$$C_{PMMA,100,c} = \frac{1}{NT} \bar{M} N_{PKL,Q_0} k_Q k_{TP} \quad C_{PMMA,100,p} = \frac{1}{NT} \bar{M} N_{PKL,Q_0} k_Q k_{TP}$$

En la tabla 5.9 se muestran las lecturas obtenidas con la cámara de ionización para cada uno de los protocolos y el desplazamiento de la mesa ( $l$ ), tanto el valor nominal como el medido con las películas de tinte radiocrómico. Se muestran las lecturas promedio para la perforación central y para la periferia.

Tabla 5.9 Mediciones con la cámara de ionización para obtener  $C_W$ .

Tipo de estudio	Técnica (kV / mAs)		$l_{nom}$ (mm)	$l_{med}$ (mm)	$\bar{M}_{PMMMA,c}$ (R)	$\bar{M}_{PMMMA,p}$ (R)
Cráneo	120	180	12	$9.8 \pm 0.3$	$3.36 \pm 0.01$	$3.71 \pm 0.17$
Órbitas	120	200	6.5	$6.6 \pm 0.3$	$3.48 \pm 0.01$	$3.93 \pm 0.20$
SPN	120	100	6	$6.0 \pm 0.2$	$1.720 \pm 0.002$	$1.936 \pm 0.074$
Oído	120	300	0.6	$0.68 \pm 0.01$	$3.073 \pm 0.001$	$3.515 \pm 0.156$
Macizo facial	120	150	6.5	$6.6 \pm 0.1$	$2.772 \pm 0.002$	$3.077 \pm 0.122$
Cráneo 3D	120	150	6.5	$6.6 \pm 0.1$	$2.765 \pm 0.001$	$3.081 \pm 0.114$

Para obtener el  $C_W$  se hace un promedio pesado con estos valores, dado por

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

Las mediciones también se realizaron con los mismos parámetros de los protocolos clínicos utilizados en el hospital y los resultados se pueden observar en la tabla 5.10.

Tabla 5.10. Medición de  $C_W$

Tipo de estudio	$C_W$ (mGy)
Cráneo	$23.7 \pm 1.1$
Órbitas	$23.4 \pm 1.2$
SPN	$13.9 \pm 0.7$
Oído	$97 \pm 5$
Macizo facial	$21.0 \pm 1.0$
Cráneo 3D	$18.7 \pm 0.9$

### 5.3.3 Índice volumétrico de kerma en aire

Este índice se obtiene a partir de las mediciones de  $C_W$ , tabla 5.10, y otro parámetro que es el desplazamiento de la mesa del paciente por rotación ( $l$ ), que como se mencionó anteriormente, se obtuvo junto con las mediciones del ancho del haz con las películas de tinte radiocrómico.

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

El equipo de CT despliega un valor de  $C_{VOL}$  asociado al estudio que realiza. Se muestra en la tabla 5.11 la comparación entre los valores medidos y los desplegados por el equipo.



Tabla 5.11. Comparación entre  $C_{VOL}$  medido y  $C_{VOL}$  mostrado por el equipo.

Tipo de estudio	$C_{VOL,nom}$ (mGy)	$C_{VOL}$ (mGy)
Cráneo	37.79	$11.1 \pm 0.5$
Órbitas	42.36	$12.4 \pm 0.6$
SPN	21.10	$6.3 \pm 0.3$
Oído	82.5	$43 \pm 2$
Macizo facial	31.84	$10.5 \pm 0.5$
Cráneo 3D	31.84	$10.5 \pm 0.5$

### 5.3.4 Producto kerma en aire- longitud

Esta magnitud se determina para un estudio completo de CT, por lo que es necesario conocer las longitudes asociadas a cada uno de los diferentes tipos de estudio. En este caso, las longitudes asociadas se obtuvieron de una estadística que se llevó a cabo desde enero hasta julio del 2009. Cabe recordar que los pacientes fueron clasificados por edades.

Recordando la expresión para esta magnitud dosimétrica,

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

Se observa que esta magnitud se determina a partir de  $C_{VOL}$ , la distancia que se mueve la mesa entre los barridos secuenciales o el barrido helicoidal por rotación ( $l$ ) y  $P_{It}$  que es la carga total del tubo de rayos X para cada secuencia. Cabe hacer notar que la carga total del tubo se obtiene a partir de las longitudes de los estudios de CT. En la tabla 5.12 se muestran los valores para el producto kerma en aire-longitud, para cada tipo de estudio y de acuerdo con la edad (talla) de los pacientes. Entre paréntesis se muestran los valores mínimo y máximo de  $P_{KL,CT}$ , calculados a partir de los datos estadísticos obtenidos para las longitudes de los estudios.

Tabla 5.12. Producto kerma en aire- longitud

P <sub>KL,CT</sub> (mGy cm)					
	28 días a 1 año	1 a 2 años	2 a 5 años	5 a 12 años	12 en adelante
Cráneo	159 (113, 210)	165 (147, 192)	181 (133, 155)	185 (118, 276)	188 (161, 290)
Órbitas	92 (61, 108)	114 (105, 135)	116 (74, 148)	120 (94, 138)	107 (94, 123)
SPN	39 (31, 42)	38 (34, 43)	44 (35, 81)	46 (36, 84)	45 (29, 52)
Oído	109 (100, 122)	92	136 (107, 225)	126 (82, 281)	136 (122, 153)
Macizo facial	95 (94, 98)	- (*)	102 (93, 130)	112 (90, 136)	106 (104, 109)
Cráneo 3D	120 (98, 150)	124 (101, 145)	130 (98, 180)	131 (80, 159)	133 (118, 159)

(\*) Para este estudio no hubo pacientes de esa edad durante el periodo muestreado.

#### 5.4 Mediciones en maniqués dosimétricos

Debido a que los pacientes pediátricos son de diferentes tamaños, las mediciones con el maniquí estándar no son representativas para la clasificación que se tiene de éstos, ya que la longitud de los pacientes, es un factor que influye en la dosis que reciben. Es por esta razón que se decidió realizar las mismas mediciones para obtener las magnitudes dosimétricas anteriores, pero usando maniqués de diferentes tamaños que representan cráneos de pacientes de diferentes edades: recién nacidos, 3, 10 y 15 años [15].

Los resultados para las mediciones de  $C_w$  con los diferentes maniqués se pueden encontrar en la tabla 5.13.

Tabla 5.13. Medición de  $C_w$  usando diferentes maniqués

$C_w$ (mGy)				
Tipo de estudio	Recién nacido	3 años	10 años	15 años
Cráneo	$28.7 \pm 1.2$	$27.2 \pm 1.2$	$25.3 \pm 1.0$	$23.8 \pm 1.0$
Órbitas	$29.0 \pm 1.3$	$26.9 \pm 1.2$	$25.0 \pm 1.1$	$23.6 \pm 1.0$
SPN	$17.2 \pm 0.7$	$16.1 \pm 0.7$	$15.0 \pm 0.7$	$14.1 \pm 0.6$
Oído	$120 \pm 5$	$114 \pm 5$	$103 \pm 4$	$95 \pm 4$
Macizo facial	$25.0 \pm 1.1$	$24.2 \pm 1.0$	$21.1 \pm 0.9$	$21.2 \pm 0.9$
Cráneo 3D	$22.5 \pm 0.9$	$21.6 \pm 1.9$	$20.1 \pm 0.9$	$19.1 \pm 0.8$

En la fig. 5.11 se muestra una gráfica de los valores de  $C_w$  para los diferentes maniqués. Como se puede observar el valor de  $C_w$  disminuye conforme aumenta el diámetro del maniquí. El maniquí estándar tiene un diámetro de 15 cm por lo que si se realizan todas las mediciones con éste, la dosis se puede estar subestimando para algunas edades si es que el protocolo es el mismo.

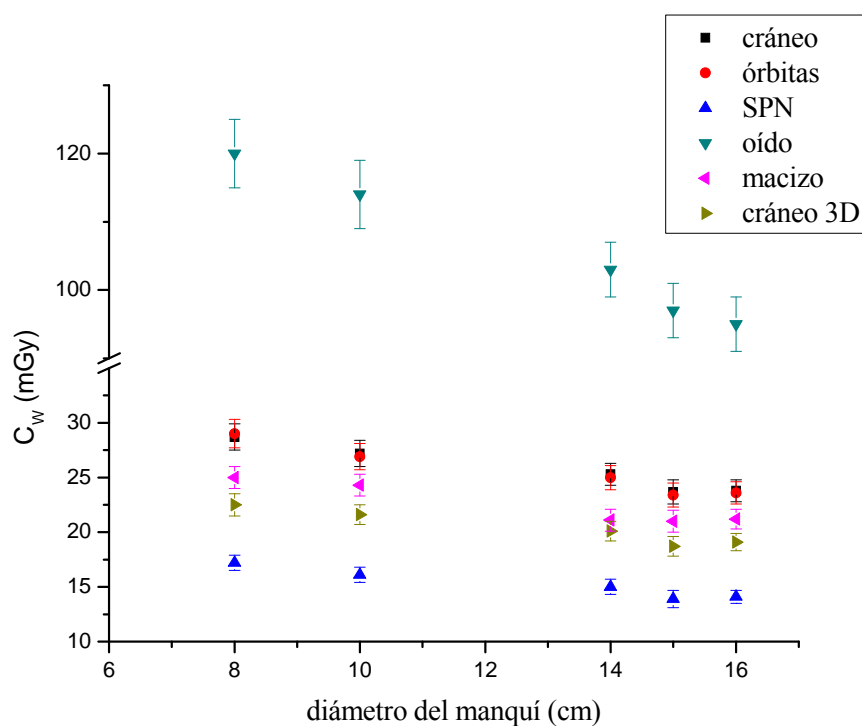


Fig. 5.11 Comparación de  $C_w$  en función del diámetro del maniquí

Con los resultados de  $C_W$  para los diferentes maniqués es posible obtener también los valores para  $C_{VOL}$ , los cuales se encuentran en la tabla 5.14.

Tabla 5.14. Comparación de los valores de  $C_{VOL}$  para diferentes maniqués

$C_{VOL}$ (mGy)				
Tipo de estudio	Recién nacido	3 años	10 años	15 años
Cráneo	$13.5 \pm 0.6$	$12.8 \pm 0.6$	$11.9 \pm 0.6$	$11.2 \pm 0.5$
Órbitas	$15.4 \pm 0.7$	$14.3 \pm 0.7$	$13.2 \pm 0.6$	$12.5 \pm 0.6$
SPN	$7.7 \pm 0.4$	$7.3 \pm 0.4$	$6.8 \pm 0.3$	$6.4 \pm 0.3$
Oído	$53 \pm 5$	$50 \pm 2$	$46 \pm 2$	$42 \pm 4$
Macizo facial	$12.6 \pm 0.6$	$12.1 \pm 0.6$	$10.5 \pm 0.5$	$10.6 \pm 0.5$
Cráneo 3D	$12.5 \pm 0.3$	$12.0 \pm 0.6$	$11.3 \pm 0.5$	$10.7 \pm 0.5$

En la fig. 5.12 se puede observar la dependencia  $C_{VOL}$  con el diámetro del maniquí, y como es de esperarse, el valor disminuye conforme el diámetro aumenta ya que los valores se obtienen de  $C_W$  y se consideran otros parámetros como el pitch. En todos los protocolos el pitch es  $\geq 1.8$ .

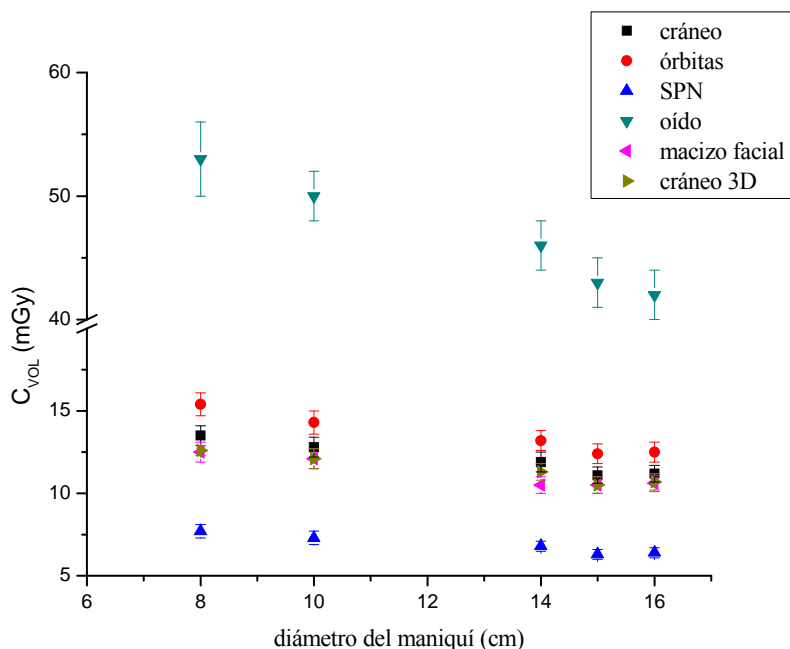


Fig. 5.12 Comparación de  $C_{VOL}$  entre maniqués

Finalmente se pudo obtener también la última magnitud dosimétrica,  $P_{KL,CT}$ , a través del  $C_W$  obtenido con los maniqués dosimétricos y con la estadística de las longitudes de los pacientes. En la tabla 5.15 se pueden observar los diferentes valores que se encontraron para cada uno de los maniqués utilizados.

Tabla 5.15. Comparación de los valores de  $P_{KL,CT}$  para los diferentes maniqués

$P_{KL,CT}$ (mGy cm)				
Tipo de estudio	Maniqué recién nacido	Maniqué 3 años	Maniqué 10 años	Maniqué 15 años
Cráneo	195 (137, 255)	206 (156, 390)	196 (127, 295)	186 (159, 287)
Órbitas	114 (75, 133)	133 (87, 171)	128 (100, 147)	108 (94, 124)
SPN	48 (38, 52)	52 (40, 94)	49 (39, 90)	45 (30, 53)
Oído	135 (123, 150)	160 (125, 263)	134 (87, 298)	134 (119, 151)
Macizo facial	114 (112, 117)	125 (106, 150)	113 (91, 136)	107 (105, 110)
Cráneo 3D	143 (117, 180)	150 (113, 208)	141 (85, 170)	137 (120, 162)

## Capítulo VI

### Discusión

En el capítulo anterior se mostraron los resultados de las pruebas de control de calidad realizadas al equipo de tomografía computarizada del HIMFG y la dosimetría con la cámara de ionización de los seis protocolos clínicos a estudiar en este trabajo. A continuación se discuten los resultados para cada uno de estos objetivos.

#### 6.1 Pruebas de control de calidad

Todas las pruebas de control de calidad se evaluaron en el hospital y con los monitores que se encuentran en la consola de control.

En la tabla 6.1 se muestra un resumen de las pruebas realizadas con el maniquí de acreditación del ACR mostrando si cumplió cada una de éstas.

Prueba	Cumple
Alineación del gantry	✓
Calibración del número CT	X
Espesor de corte	✓
Dependencia del número CT con el espesor de corte	✓
Medición en un plano	✓
Resolución de bajo contraste	X
Uniformidad del número CT	✓
Constancia del número CT	✓
Ruido/ Artefactos	✓
Resolución de alto contraste	✓
Dependencia del número CT con el kV	✓

El equipo de CT cumple con el 82% de las pruebas realizadas.

Es importante hacer algunos comentarios. En lo referente a la alineación del gantry, el equipo cumple, cabe recordar que las pruebas de coincidencia de la posición del corte axial con los sistemas de luces para la ubicación del paciente, coincidencia del isocentro con los sistemas de luces para localización sagital y coronal, y exactitud de la inclinación del túnel, establecidas en la NOM-229-SSA1-2002, están incluidas en esta prueba.

Para la calibración del número CT el equipo cumple con 4 de los 5 materiales bajo estudio, polietileno, agua, acrílico y aire, no cumpliendo con hueso. Se recomienda que el ingeniero de servicio corrija la falla.

En el caso de resolución de bajo contraste, en los monitores no se pudo observar ninguno de los cilindros de menores dimensiones que el de 25 mm de diámetro, por lo que se calificó como que no cumplía. Sin embargo, el maniquí cuenta con un software, el cual analiza todas las imágenes obtenidas para cada una de las pruebas y las califica. Cuando se corrió el programa para que analizara las imágenes, la computadora calificó como aprobatoria la imagen de bajo contraste. Se decidió calificar con un no cumplió porque es más importante poder visualizar las imágenes en el hospital de manera adecuada.

## **6.2 Dosimetría con cámara de ionización**

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

Debido a que el código de práctica que se utilizó para realizar las medidas es bastante reciente, todavía no existen muchas referencias con las cuales se puedan comparar los resultados obtenidos.

Los valores reportados para cráneo en [8, 15] se encuentran 47% y 45%, respectivamente, por debajo de los que se reportan en este trabajo.

Las diferencias pueden atribuirse a que en este trabajo las mediciones se realizaron barriendo los 10 cm de longitud de la cámara de ionización en modo helicoidal, con un pitch de 2.1 y normalizando a una vuelta, a diferencia de los otros, donde se realizó de forma secuencial y con una sola vuelta. Existen además otros factores importantes como el ancho del haz, cuyo espesor depende del protocolo usado y la manera de obtener los datos (secuencial, helicoidal) que se haya utilizado.

Para los otros 5 protocolos clínicos, se midió de la misma manera, barriendo toda la cámara en modo helicoidal y normalizando a una vuelta. El pitch varió de acuerdo al estudio. En estos casos no se tiene la opción de modo secuencial en el tomógrafo del HIMFG, por lo que fue un factor decisivo para que se trabajara con todos los protocolos de forma helicoidal. En la literatura no se encontró ningún valor reportado para el caso de pacientes pediátricos.

### **6.2.2 Índice ponderado de kerma en aire en tomografía computarizada ( $C_W$ )**

Este índice se midió en primera instancia, para los 6 protocolos, con el maniquí estándar ya que en algunos trabajos se considera que su tamaño es representativo para todas las exploraciones en niños de cualquier edad [22]. Se observó que si se quería reportar dosis por edades de los pacientes, era necesario utilizar maniquíes de diferentes tamaños ya que la técnica (kV, mAs) utilizada en el hospital es exactamente la misma para todos los niños.

Con estas mediciones se observó que si se utiliza el maniquí estándar para un mismo protocolo, se subestima el valor de la dosis en los pacientes más pequeños. Para el maniquí de 8 cm, que correspondería a un paciente recién nacido, en los 6 protocolos se subestima el valor de la dosis, en promedio, en un 22%. En la figura 5.11 se puede observar como los valores para  $C_W$  disminuyen con el diámetro del maniquí, lo que quiere decir que los parámetros (kV, mAs, espesor de corte, pitch) deberían ser diferentes dependiendo de la edad del paciente o del espesor de la región anatómica a estudiar. En este caso como todos los protocolos son del área craneal, y ésta es una región que no varía mucho en tamaño, podría considerarse únicamente la edad de los pacientes para establecer los parámetros usados con cada uno de los protocolos.

En algunos trabajos [22, 23] se reportan valores de  $C_W$  diferentes dependiendo de la edad del paciente, todos ellos medidos con el maniquí estándar de 16 cm para un protocolo de cráneo; lo que quiere decir que los protocolos están diseñados de acuerdo con la edad del paciente. Los valores presentados en este trabajo se encuentran por debajo de todos los publicados en las referencias anteriores. Para los otros 5 protocolos que se trabajaron no se encontraron valores de referencia con los cuales se pudieran comparar los resultados obtenidos en este estudio.

### **6.2.3 Índice volumétrico de kerma en aire en tomografía computarizada ( $C_{VOL}$ )**

Al comparar los valores de  $C_{VOL}$  nominales, es decir, los que muestra el equipo contra los medidos (tabla 5.11), se puede observar que para cráneo, el valor desplegado es 340% mayor que el medido, órbitas es 342%, SPN 340%, oído 192%, y macizo facial y cráneo 3D es 303%. Estas diferencias son muy grandes, por lo que sería deseable saber a qué se deben, sin embargo, esto no es factible debido a que no se sabe cómo es que el equipo realiza el cálculo de esta magnitud dosimétrica.



Como esta magnitud dosimétrica se obtiene a partir de  $C_W$ , la discusión hecha en 6.2.2 es válida para este caso también.

En la figura 5.12 se comparan los valores de esta magnitud dosimétrica para cada uno de los maniqués, puede observarse como la dosis disminuye conforme aumenta el diámetro del maniquí, al igual que en el caso de  $C_W$ . Sin embargo, esta magnitud toma en consideración parámetros relacionados con la técnica que influyen directamente en la dosis, por lo que es más representativa que el índice ponderado de kerma en aire en CT. Es importante observar que los valores de  $C_{VOL}$  disminuyen en comparación con los de  $C_W$ . Esto se debe a que, como se mencionó en el capítulo V, los valores del pitch en todos los protocolos están entre 1.8 y 2.3. Los valores recomendados se encuentran entre 1 y 1.5 [24] por lo que se recomienda verificar este parámetro.

En las revisiones hechas en algunos países se encuentran valores para el índice de dosis en aire en tomografía computarizada ( $CTDI_{VOL}$ ), que es una magnitud equivalente al  $C_{VOL}$ , entre 46 y 70 mGy, esto para adultos con un protocolo de cráneo [17]

Los valores que se encontraron para el HIMFG se encuentran por debajo de los mencionados, lo que es un buen indicador ya que no se llega a los valores de referencia para los adultos, lo que no quiere decir que sean los apropiados ya que en algunos casos podrían optimizarse los protocolos y adecuarse al tamaño o edad del paciente.

Se debe tener presente también que los niveles de dosis de referencia (DRL) no representan una exposición individual, sino una estimación de la dosis colectiva al paciente correspondiente a una región anatómica.

En la literatura se encuentran pocas referencias de los DRL para pacientes pediátricos. Para Inglaterra se tienen los niveles publicados por Shrimpton en 2003 [25], los cuales son para tres grupos: recién nacidos (35 mGy), 5 años (50 mGy) y 10 años (65 mGy), todos para protocolos de cráneo.

La CE [26] publicó valores de  $C_{VOL}$  para cráneo, para dos grupos, los cuales se dividen en 0- 1 año (31 mGy) y de 4-6 años (47 mGy). En este caso también los valores reportados en este trabajo se encuentran por debajo de éstos.

En la literatura es muy difícil encontrar valores de referencia para los protocolos que son más específicos, y se dificulta aún más, encontrar para pacientes pediátricos. En [27] se muestran valores para una magnitud equivalente al  $C_{VOL}$  para seis hospitales y diferentes

protocolos, entre los que se encuentra uno para oído. Para dos equipos de CT con los que se trabajó en modo helicoidal, se reportan valores de 91.5 mGy con una técnica de 120 kV y 420 mAs; y 15 mGy para 120 kV y 100 mAs. Estos protocolos son para adultos, y se puede observar que los valores obtenidos en este trabajo para pacientes pediátricos se encuentran por debajo de éstos (44%), además es posible observar un factor muy importante que es la inhomogeneidad en los protocolos para una misma región anatómica.

#### **6.2.4 Producto kerma en aire-longitud**

La CE publicó valores también para una magnitud equivalente al producto kerma en aire-longitud, llamada producto dosis en aire longitud (DLP), para un protocolo de cráneo y los mismos dos grupos de edades: 0- 1 año (333 mGy cm) y 4- 6 años (374 mGy cm).

En Grecia se publicaron valores para 4 edades y un protocolo de cráneo con 120 kV y 365 mAs. Los valores del DLP para 2 meses (325 mGy cm) y 2 años (439 mGy cm) medidos en un maniquí de PMMA de 12x12. Para 7 años (489 mGy cm) y 10 años (577 mGy cm) fueron medidos en un maniquí de 16x16 cm [28].

Los valores obtenidos se encuentran por debajo de éstos.

Se debe recordar que para esta magnitud se utiliza la longitud del estudio, y en este trabajo se utilizaron las longitudes que se obtuvieron de las estadísticas. Se trabajó con las longitudes promedio dependiendo de los intervalos de edades.



## Capítulo VII

### Conclusiones

Se establecieron las bases para crear una guía de buenas prácticas, clínicas y físicas, en diversos estudios pediátricos de tomografía computarizada realizados en la región craneal para el Hospital Infantil de México Federico Gómez.

El trabajo se dividió en 3 partes.

En la primera parte se estableció la imperiosa necesidad de justificar cualquier estudio de tomografía computarizada, es decir, el Médico Radiólogo deberá determinar cuándo es necesario realizar un estudio de este tipo y deberá descartar la posibilidad de practicar otro donde no se exponga al paciente a radiación ionizante. Además se describieron aspectos clínicos que deben ser considerados antes de autorizar un estudio tomográfico.

La segunda parte consistió en determinar la calidad de la imagen; esto se realizó mediante pruebas de control de calidad establecidas por el American College of Radiology (ACR), usando para ello un maniquí acreditado por el mismo ACR, diseñado especialmente para tomografía computarizada. Además se realizaron algunas pruebas complementarias que se establecen en la normativa mexicana (NOM-229-SSA1-2002).

El tomógrafo cumplió con 82 % de las pruebas establecidas por el ACR. Las pruebas que no fueron satisfechas fueron la calibración del número CT y la resolución de bajo contraste. Por otra parte, no pasó una de las pruebas contenidas en la Norma Oficial Mexicana, ésta fue la dependencia del número CT con el algoritmo de reconstrucción, por lo que se recomienda en todos estos casos tomar las medidas correctivas correspondientes.

La tercera parte consistió en determinar las dosis asociadas a 6 protocolos clínicos: cráneo, cráneo 3D, órbitas, SPN, oído, y macizo facial.

Para poder realizar lo anterior, fue necesario contar con una cámara de ionización calibrada a una calidad del haz de rayos X determinada. Fue necesario verificar que la calidad del haz de rayos X usado para la calibración de la cámara coincidiera con la del haz emitido por el tubo de rayos X del tomógrafo. La calidad de un haz de rayos X se define a partir de la capa hemirreductora (CHR). Se encontró que el valor medido de la CHR concuerda con el valor de la CHR con la que se calibró la cámara de ionización. A partir de

esto se pueden realizar las medidas dosimétricas sin necesidad de corrección por calidad del haz.

Como los pacientes pediátricos tienen diferentes tamaños, se utilizaron 5 maniqués, 4 maniqués pediátricos y uno estándar, junto con una cámara de ionización, para determinar 4 magnitudes dosimétricas para cada protocolo.

Al trabajar con el maniqué estándar, que es con el que generalmente se reportan en la literatura valores de dosis para pacientes pediátricos, se obtuvieron valores para las diferentes magnitudes dosimétricas, inferiores a los reportados en la literatura. Sin embargo, éstos no pueden asignarse a diversas edades, ya que los parámetros radiológicos (kV, mAs, espesor de corte, pitch) que se utilizan en el hospital son los mismos para todas las edades.

Al trabajar con los maniqués de diferentes diámetros, se observó que las dosis disminuyen conforme el diámetro de los maniqués aumenta. Esto es algo muy importante ya que para los pacientes más pequeños la dosis es mayor (22 %) en comparación con la obtenida con el maniqué estándar, y es una de las razones más importantes para que se tenga presente que es necesario optimizar los parámetros que influyen de manera directa en la dosis asociada a cada uno de los diferentes protocolos. Otra observación muy importante es que los valores obtenidos para  $C_{VOL}$  disminuyen, en promedio, 49% con respecto a los valores de  $C_W$  correspondientes. Esto se debe a que el pitch para todos los protocolos es  $\geq 1.8$ , teniendo un valor máximo de 2.3. Este es un parámetro cuyo uso tendría que revisarse, es recomendable que no sea mayor que 2, ya que la computadora hace reconstrucciones de las zonas no irradiadas y pudiera ser que se perdiera información sobre lesiones pequeñas que se encontrarán entre imágenes contiguas.

Los valores de las dosis reportadas para el protocolo de cráneo, en todos los casos, se encuentran por debajo de los encontrados en la literatura. Para los otros protocolos, como es el caso de oído, SPN y órbitas, se encontraron muy pocas referencias, pero también se encuentran por debajo de los valores reportados.

### **Trabajo a futuro**

El trabajo de optimización de la dosis es una tarea muy complicada, que quizás no se pueda realizar como una tesis de maestría, ya que es un trabajo muy largo y requiere de un gran tiempo de estancia en el hospital, debido a que se necesita analizar casos clínicos, y llegar a un acuerdo con los médicos adscritos para aprobar una técnica optimizada (parámetros como kV, mAs, pitch, espesor de corte). Este tipo de trabajo es justo lo que debe realizar un físico médico en el área de radiodiagnóstico, y no nada más en CT, ya que en todas las modalidades del radiodiagnóstico es posible optimizar las dosis de radiación que reciben los pacientes sin sacrificar la imagen radiológica.



## Bibliografía

1. Radiation risks and pediatric computed tomography (CT): a guide for healthcare providers. [www.nci.nih.gov/cancertopics/causes/radiation-risks-pediatric-CT](http://www.nci.nih.gov/cancertopics/causes/radiation-risks-pediatric-CT).
2. Mettler FA Jr, Wiest PW, Locken JA, et al. CT scanning: patterns of use and dose. *J Radiol. Prot.* 2000; 20:353–359.
3. Frush DP, Donnelly LF, Rosen NS. Computed tomography and radiation risks: what pediatric healthcare providers should know. *Pediatrics* 2003; 112: 951– 957.
4. Council Directive 97/43, Euratom 30-June-1997 on Health protection of individuals against the dangers of ionizing radiation in relation to medical exposure, O.J. No. L 180, (1997).
5. Ron E. Ionizing radiation and cancer risk: evidence from epidemiology. *Pediatr. Radiol.* 2002; 32:232-237.
6. European Guidelines on Quality Criteria for Computed Tomography, European Commission, EUR 16262 EN, 1999.
7. López, R. X., Tesis de licenciatura en Física, “Evaluación de la dosis impartida a pacientes pediátricos sometidos a estudios de abdomen por tomografía computarizada”, UNAM, México, D.F. (2007).
8. Hernández M. R., Tesis de maestría en Ciencias (Física Médica), “Control de calidad y dosimetría en estudios pediátricos de tomografía computarizada”, UNAM, México, D.F. (2009).
9. Secretaría de Salud, México, NOM-229-SSA1-2002. *Salud Ambiental. Requisitos técnicos para las instalaciones, responsabilidades sanitarias, especificaciones técnicas para los equipos y protección radiológica en establecimientos de diagnóstico médico con rayos X*, Diario Oficial de la Federación, 15 septiembre de 2006.
10. International Atomic Energy Agency, *Dosimetry in Diagnostic Radiology*, An International Code of Practice, Technical Reports Series No. 457, IAEA, Vienna (2007).



11. Borrás, C., Organización, desarrollo, garantía de calidad y radioprotección en los servicios de radiología imaginología y radioterapia, Washington, D. C.: OPS (1997).
12. Manual de maniquí de acreditación del ACR.
13. Attix F. H., Introduction to radiological physics and radiation dosimetry, John Wiley & Sons, U.S.A. (1986).
14. Kruger R., McCollough, C., Zink, F., Measurement in half value layer in X-ray CT: of two noninvasive technique, Med. Phys. 2000; 27 (8): 1915- 1919.
15. Colin L. M., Tesis de maestría en Ciencias (Física Médica) “Kerma de entrada en piel en estudios pediátricos de cabeza con tomografía computarizada”, UNAM, México D.F. (2008)
16. Shope T., Gagne R., Johnson G., A method for describing the doses delivered by transmisión X-ray computed tomography. Med. Phys. 1981; 8 (4): 488- 495.
17. Tack D., Gevenois P. A., Radiation dose from adult and pediatric multidetector computed tomography, Springer, Germany (2007).
18. H. Ric. Harnsberger, Handbook of head and neck, 2da ed., Mosby, EUA (1995).
19. McCollough C., Bruesewitz M., The phantom portion of the American College of Radiology (ACR) Computed Tomography (CT) accreditation program: practical tips, artifact examples, and pitfalls to avoid, Med. Phys. 2004; 31 (9): 2423- 2442.
20. ACR Technical Standard for Diagnostic Medical Physics performance monitoring of Computed Tomography (CT) Equipment.
21. Chávez A. C., tesis de licenciatura en Física “Diseño y construcción de un maniquí para tomografía computarizada”, UNAM, México, D.F. (2005).
22. Shrimpton P. C., Wall B. F., Reference doses for paediatric computed tomography, Radiat. Prot. Dosim, 2000; 90, Nos 1-2, pp.249-252.
23. Santa-Olalla C. I., Corredoira S.E., Plaza A. R., Martin M. G., Huerga C. C., Serrada H. A., Vidal S. J., Tellez de Cepeda M., Dosis en TC Pediátricos, Física Médica. 2005; 6(63): 231- 235.
24. Bushberg, J. H., The Essential Physics of Medical Imaging, Lippincott Williams and Wilkins, U.S.A. (2002)

25. Shrimpton PC, Hiller MC, Lewis MA, Dunn M, Doses from computed tomography (CT) examinations in the UK- 2003 review, NRPB-W67.
26. 2004 CT Quality Criteria A 6<sup>th</sup> framework research project of the European Commission.
27. Scheck R. J., Coppenrath E. M., et. al., Radiation dose and image quality in spiral computed tomography: multicenter evaluation at six institutions, Br. J. Radiol. 1988; (71): 733- 744.
28. Papadimitriou D., Louzi A., Makri T., Theodoropoulos B., Proukakis Ch., Computed tomography dosimetry in children, Radiat. Prot. Dosim., 2000; Vol. 90, No. 4, pp. 417- 422.

#### Páginas Web

[W1] [www.jrtassoc.com/medical\\_physics/ct/ct\\_phantoms/g\\_ct\\_acr\\_phantom464.html](http://www.jrtassoc.com/medical_physics/ct/ct_phantoms/g_ct_acr_phantom464.html)

[W2] [www.imaging.cancer.gov/imaginginformation/cancerimaging/page4](http://www.imaging.cancer.gov/imaginginformation/cancerimaging/page4)



## Apéndice A

### Pruebas de control de calidad

A continuación se describe de forma detallada cada una de las pruebas de control de calidad que se deben realizar con el maniquí de acreditación del ACR.

#### 1. Maniquí y alineación del equipo.

1.1 Quitar el colchón de relleno que tiene la mesa del tomógrafo para colocar el maniquí de tal forma que la marca que dice “head” sea lo primero que entre al gantry.

Coloque cuidadosamente el maniquí de acreditación de tal forma que el láser con en el que se alinea se encuentre centrado en el módulo 1. Alinee el maniquí en los tres planos: axial, sagital y coronal. Cambie esa posición de la mesa como si fuera la posición cero, o bien registre los datos de su posición ya que todas las adquisiciones futuras se realizarán a partir de esa posición (S0).

Una vez alineado, asegure el maniquí con cinta adhesiva en caso de no contar con el soporte para éste. No utilice la cinta blanca que se tiene en los hospitales ya que contiene bario y puede interferir en las imágenes.

1.2 Utilice la técnica que se tiene en el hospital para la adquisición de un tórax de alta resolución y adquiera un barrido axial en la marca S0, así como también a 1 mm antes y después de la marca S1. Utilice un FOV cercano al tamaño del maniquí, pero no menor que 21 cm.

1.3 Examine las tres imágenes para determinar si las 4 esferas metálicas son visibles en por lo menos una de las imágenes. Utilice WW=1000 y WL = 0. En una de las tres imágenes, las 4 esferas deben ser visibles. Además, el alambre central de las rampas para el espesor de corte debe estar localizado simétricamente con respecto de los alambres visibles ( $\pm 1$  alambre) para las rampas que se encuentran a las 12 y 6 horas.

1.4 Si existe por lo menos una imagen en la que se vean las 4 esferas y los alambres centrales son simétricos en el centro de las rampas, se registra “Pasa” para el módulo 1 Alineación. Grabe una de las imágenes en las que se observen las 4 esferas y los alambres centrales estén simétricamente localizados en el centro de las rampas.

1.5 Si no existe por lo menos una imagen en la cual las 4 esferas sean visibles y el alambre central se encuentre simétricamente localizado al centro de la rampa, revise una vez más la colocación del maniquí y repita los pasos 1.1 a 1.4. No proceda hasta que el paso 1.4 se cumpla. Si después de varios intentos no se cumple el criterio del paso 1.4, no siga con las pruebas de control de calidad y avise al ingeniero en servicio para que revise la alineación de los láseres y la inclinación del gantry.

1.6 Programe un barrido en el centro del módulo 4 (120 mm arriba de la marca S0) y repita los barridos desde el paso 1.2 a partir de la nueva localización, así como 1 mm por arriba y por debajo de la nueva localización.

1.7 Examine las tres imágenes y determine si las 4 esferas son visibles en por lo menos una de las imágenes. Utilice  $WW = 1000$  y  $WL = 0$ .

1.8 Si existe por lo menos una imagen en la cual las 4 esferas sean visibles registre “Pasa” para la alineación del módulo 4. Grabe una de las imágenes en las que se observen las 4 esferas.

1.9 Si no existe por lo menos una imagen en la cual las 4 esferas sean visibles revise una vez más la colocación del maniquí y repita los pasos 1.6 y 1.7. No proceda hasta que el paso 1.8 se cumpla. Si después de varios intentos no se cumple el criterio del paso 1.8, no siga con las pruebas de control de calidad y avise al ingeniero en servicio para que revise la alineación de los láseres, la inclinación del gantry y la exactitud del movimiento de la mesa.

## **2. Calibración del número CT y espesor de corte**

2.1 Mueva la mesa de tal forma que la luz de alineación se encuentre centrada en el módulo 1. Registre la posición del centro del módulo 1 (S0). Programe un barrido axial de un solo corte (sin que la mesa se mueva) en esta localización de referencia utilizando los factores de la técnica que se encuentran en la lista de los estudios de abdomen de adulto. Si el protocolo que se tiene para un estudio de abdomen de adulto es helicoidal, realice un barrido en modo axial sin cambiar los parámetros que se utilicen rutinariamente en modo helicoidal. Si se utiliza un equipo multicorte, escoja el modo axial que reconstruya el mayor número de imágenes. El conjunto de imágenes debe estar localizado de tal forma que una de las imágenes se encuentre centrada en la posición S0. Utilice un FOV no menor que 21 cm.

2.2 Una vez obtenidas las imágenes, colocar una región de interés (ROI) de aproximadamente  $200 \text{ mm}^2$  en cada uno de los cilindros y registrar el valor promedio del número CT para cada uno de los materiales en la hoja de datos. Es importante centrar las ROI en cada uno de los cilindros. El cilindro de agua se ve como un anillo en un tono de gris muy sutil. Asegúrese de colocar la ROI del agua de forma centrada en el cilindro. Grabe esta imagen ( $WW = 400$ ,  $WL = 0$ ) con por lo menos una de las ROI sobre los cilindros del polietileno, agua y acrílico en la hoja 1, casilla 4, del software del maniquí.

2.3 Repita el procedimiento del escaneo axial para un estudio de abdomen, pero el espesor de corte deberá ser el utilizado para un estudio de tórax de alto contraste y para los siguientes espesores de corte o los más cercanos a 3, 5 y 7 mm. No repetir para el escaneo realizado anteriormente, el del protocolo de abdomen de adulto. Utilizar un FOV no menor que 21 cm.

2.4 Para cada imagen, es decir, para cada espesor de corte, colocar una ROI de aproximadamente  $200 \text{ mm}^2$ , en el cilindro de agua y registre el valor promedio del número CT en la hoja de datos.

2.5 Grabe la imagen ( $WW = 400$ ,  $WL = 0$ ) para cada uno de los espesores de corte con las ROI en el cilindro de agua, empezando en la hoja 1, casilla 5, del software del maniquí.

2.6 Regresar al espesor de corte original para el estudio de abdomen en modo axial y repetir el procedimiento anterior pero para cada uno de los kVp disponibles en el equipo, manteniendo todos los otros parámetros del protocolo de abdomen iguales. No repita para el kVp que se utiliza en el protocolo de abdomen. Utilice un campo de vista no menor que 21 cm.

2.7 Para cada imagen (diferente kVp) coloque una ROI ( $200 \text{ mm}^2$ ) en el cilindro del agua y registre el valor promedio en la hoja de datos.

2.8 Grabe una imagen ( $WW = 400$ ,  $WL = 0$ ) para cada kVp con la ROI de forma centrada en el cilindro de agua, empezando por la hoja 1, casilla 9, del software del maniquí.

2.9 Para la imagen central del módulo 1, para cada uno de los espesores de corte adquiridos, cuente el número de alambres que pueden ser visualizados en cada una de las rampas de espesor de corte. Cuente el número de alambres en las dos secciones, superior e inferior, de forma separada. Las imágenes deben ser visualizadas con  $WW = 400$  y  $WL = 0$ .

Cuente cualquier alambre que aparente ser 50% o más brillante que el central. De las dos cuentas, de la rampa superior e inferior, divida el número total visualizado entre 2 y registre el valor para el escaneo de la parte superior y de la parte inferior, ambos en mm, en la hoja de datos.

### **3. Resolución de bajo contraste**

3.1 Programe un estudio de abdomen de adulto. Utilice un campo de vista (FOV) cercano pero no menor que 21 cm.

3.1.1 Si los estudios se realizan en modo axial, adquiera tres imágenes de las siguientes secciones: centro del módulo 2, centro del módulo 3 y centro del módulo 4.

Las imágenes del módulo 3 y 4 se analizarán posteriormente.

3.1.2 Si los estudios de abdomen se realizan en modo helicoidal, realice un estudio helicoidal empezando en el centro del módulo 2 y terminando en el centro del módulo 4.

Escoger un intervalo de reconstrucción de 5 mm para asegurar que una de las imágenes sea reconstruida en el centro de los módulos 2, 3 y 4.

3.2 Visualizar la imagen localizada al centro del módulo 2 utilizando WW = 100 y WL = 100. Note que hay 4 cilindros para cada uno de los siguientes diámetros: 2, 3, 4, 5 y 6 mm. Viendo la imagen en el monitor y con las luces tenues, determine el conjunto de cilindros (4) que tienen el menor diámetro que puede ser visualizado. Registre el diámetro de esos cilindros en la hoja de datos.

3.3 Coloque una ROI ( $100 \text{ mm}^2$ ) en el cilindro de  $25 \text{ mm}^2$  y a su lado. Registre el número CT promedio para cada una de las ROI y calcule la diferencia. Grabe esta imagen con las ROI en la hoja dos, casilla 2 del software del maniquí.

3. 4 Repita el procedimiento anterior, pasos 3.1 a 3.3 utilizando una técnica para cráneo. Grabe la imagen mostrando los números CT promedio de la rutina de cráneo, en la hoja 2, casilla 3, utilizando WW = 100 y WL = 100.

### **4. Uniformidad, ruido y exactitud en las distancias en un plano**

4.1 Visualizar la imagen adquirida anteriormente con la técnica de un abdomen de adulto del centro del módulo 3 (WW= 100 y WL = 0). Dibujar una ROI de  $400 \text{ mm}^2$

aproximadamente en el centro de la imagen y en las cuatro posiciones de la periferia marcando las 3, 6, 9 y 12 h. Para las ROI de la periferia, colocarlas aproximadamente a un diámetro de distancia del borde de la imagen del maniquí. Grabar la imagen con las ROI del centro, de las 6 y 12 h en la hoja 2, casilla 4. Registrar el valor de los números CT y la desviación estándar de la ROI central en la hoja de datos.

4.2 En la hoja de cálculos, calcule y registre el valor de la uniformidad (el valor absoluto del número CT central – el valor promedio del número CT de la periferia) para los cuatro valores de las ROI de la periferia.

4.3 Analice los artefactos que puedan existir en las imágenes obtenidas con las luces tenues y regístrelo en la hoja de datos. Si presenta algún artefacto será necesario llamar al ingeniero en servicio.

## **5. Resolución de alto contraste**

5.1 Visualizar las imágenes del centro del módulo 4 adquiridas con el protocolo de abdomen de adulto, utilizando  $WW = 100$  y  $WL = 100$ . (El valor de WL puede ser ajustado ligeramente para optimizar la visualización del patrón de barras). Haciendo uso de la fig. 7 de la pág. 5 como referencia, observe los 8 patrones de barras, que representan las frecuencias espaciales correspondientes a 4, 5, 6, 7, 8, 9, 10, 12 lp/cm. Vea la imagen con las luces tenues y determine cuál es la frecuencia espacial más alta en la que las barras y espacios se pueden visualizar correctamente. Registre el valor más alto de la frecuencia espacial en la hoja de datos y grabe esta imagen en la hoja dos, casilla 5, del software del maniquí.

(El patrón de 4 lp/cm es el patrón más fácil de resolver porque aparece con barras y espacios muy anchos, y el patrón de 12 lp/cm es el más difícil de resolver).

5.2 Adquiera un último escaneo, localizado en el centro del módulo 4, utilizando la técnica de tórax de alta resolución. Utilice un FOV no menor que 21 cm.

5.2.1 Si el protocolo de tórax de alta resolución es axial, adquiera un escaneo axial en el centro del módulo 4.

5.2.2 Si el protocolo es helicoidal, adquiera una escaneo empezado desde 115 mm por arriba de la localización del centro del módulo 1 y terminando 125 mm por arriba de la localización del centro del módulo 1.



Para la adquisición helicoidal, escoja una reconstrucción con intervalos de 5.0 mm y reconstruya 3 imágenes de la secuencia helicoidal, de manera que la de en medio sea la del centro del módulo 4.

5.3 Visualizar la imagen de tórax de alta resolución del centro del módulo 4, utilizando una ventana  $WW = 100$  y  $WL = 1100$  (el valor de WL puede ser ligeramente ajustado para visualizar mejor el patrón de barras). Visualice cuidadosamente con las luces tenues la imagen y determine cuál es la frecuencia espacial más alta y registre su valor en la hoja de datos. Grabe esta imagen en la hoja dos, casilla 6 del software del maniquí.

## Apéndice B

### Certificado de calibración para la cámara de ionización



instituto nacional de investigaciones nucleares

DEPARTAMENTO DE METROLOGIA DE RADIACIONES IONIZANTES

LABORATORIO SECUNDARIO DE CALIBRACION DOSIMETRICA

#### INFORME DE CALIBRACION

Informe No. 926 R-X (D)  
LSCD No. : 1082



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

INSTRUMENTO : Marca: RAD CAL  
Modelo: 2026C  
Serie: 20-1104

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

Fecha de Calibración: 5 de Diciembre 2008

Fecha de Emisión: 11 de Diciembre 2008

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

Hoja 1 de 3

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



## instituto nacional de investigaciones nucleares

### DEPARTAMENTO DE METROLOGIA DE RADIACIONES IONIZANTES

#### LABORATORIO SECUNDARIO DE CALIBRACION DOSIMETRICA

Informe No. 926 R-X (D)  
LSCD No. : 1082

**1. Equipo de rayos - X:**

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

**2. Instrumento a calibrar :**

**2.1 Lector:**

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

**2.2 Cámara de Ionización:**

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

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

**3.1 Electrómetro:**

Marca : PTW - UNIDOS                      Modelo: 10002                      Serie: 20087

**3.2 Cámara de Ionización:**

Marca: PTW                      Modelo: N30001                      Serie: 1152

**3.3 Sala de Calibración:**

Sala No. 1 rayos - X

**4. Resultados de la calibración:**

**4.1 Procedimiento de la Calibración:**

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

Hoja 2 de 3

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



# Instituto nacional de investigaciones nucleares

## DEPARTAMENTO DE METROLOGIA DE RADIACIONES IONIZANTES

### LABORATORIO SECUNDARIO DE CALIBRACION DOSIMETRICA

Informe No. 926 R-X (D)

LSCD No. : 1082

- 4.2 La cámara de ionización del instrumento de referencia se colocó en un campo de rayos X, con la marca del vástago perpendicular al haz de radiación de 8,3 cm de diámetro respectivamente.
- 4.3 Las medidas con el instrumento de referencia se realizaron para la calidad del haz de rayos X de 8,4 mm de Al.
- 4.4 Las medidas con el instrumento a calibrar se realizaron para la calidad del haz de rayos X de 8,4 mm de Al, y colocando una placa de Pb con ventana de 5 cm X 1,8 cm a una distancia de 5 cm antes de la cámara.
- 4.5 Condiciones de magnitudes de influencia:

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

#### 4.6 Resultados

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

Parámetros de Operación		Coeficiente de calibración	
kV	C.H.R.	$N_{P_{2x,2}}$	Gy m u.escala <sup>-1</sup>
120	8.4	$3,03 \times 10^{-2}$	$\pm 2,23 \%(k=2)$

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

Procedimiento utilizado en la calibración: P.LSCD-25

El Coeficiente de Calibración obtenido solamente es valido para las magnitudes de influencia, indicadas en el instrumento descrito en el punto 2.

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

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

Hoja 3 de 3

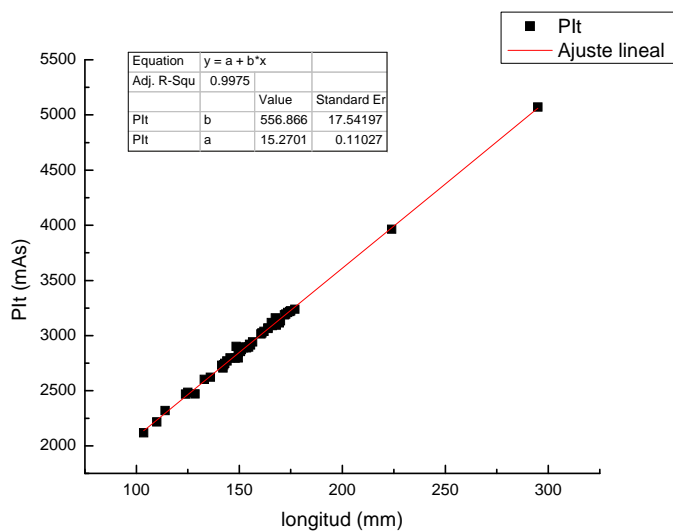
Centro Nuclear "Dr. Nabor Carrillo Flores" Carr. México-Toluca, La Marquesa S/N Ocoyoacac, México. Tel. 53 29 72 55 Fax 53 29 73 02

## Apéndice C

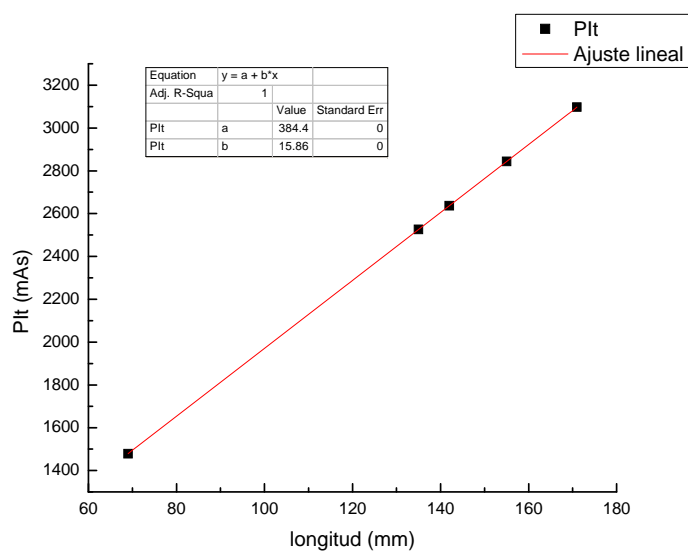
### Ajuste de la carga total del tubo de rayos X para cada protocolo

A continuación se muestran los ajustes realizados para los datos de la carga total del tubo en cada uno de los protocolos clínicos.

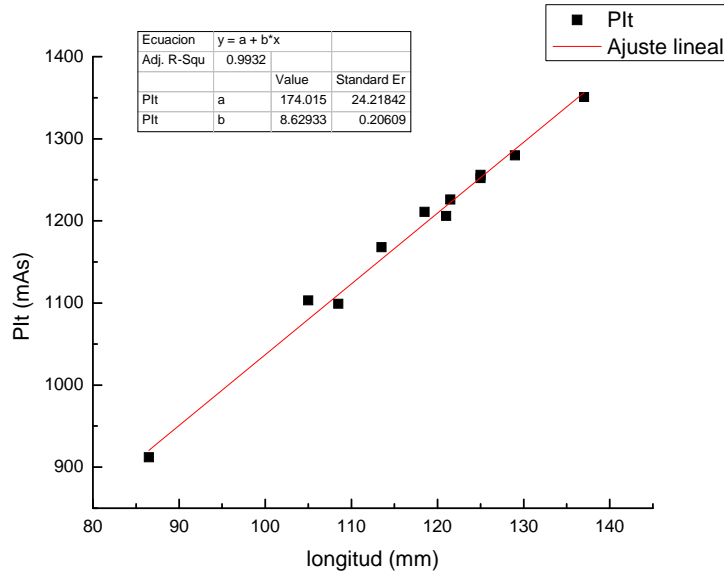
#### ■ Cráneo



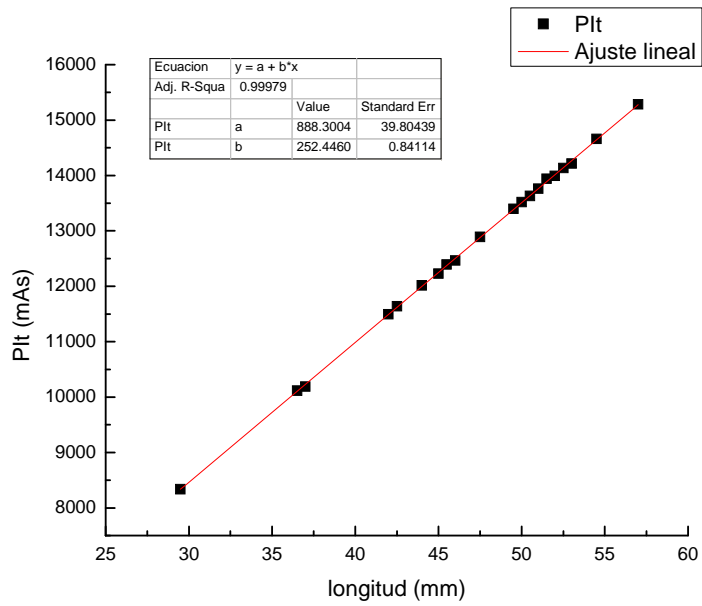
#### ■ Órbitas



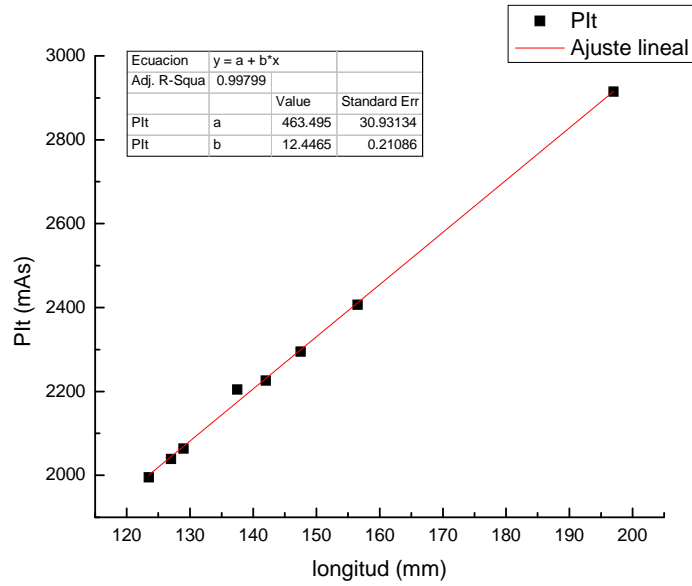
- SPN



- Oído



- Macizo facial



- Cráneo 3D

