

**UNIVERSIDAD CENTRAL DE VENEZUELA  
FACULTAD DE CIENCIAS  
ESCUELA DE FÍSICA  
POST-GRADO EN FÍSICA MÉDICA**



**TRABAJO DE GRADO DE MAESTRÍA**

***OPTIMIZACIÓN DE DOSIS PARA ESTUDIOS DE TOMOGRAFÍA COMPUTARIZADA  
REALIZADOS EN PACIENTES PEDIÁTRICOS UTILIZANDO EL ÍNDICE DE MASA  
CORPORAL PARA LA SELECCIÓN DE LOS PARÁMETROS TÉCNICOS, TOMANDO  
COMO REFERENCIA LA ESTIMACIÓN DE DOSIS PARA TAMAÑO ESPECÍFICO  
(EDTE) Y LA CALIDAD DE IMAGEN***

**Trabajo de Grado de Maestría presentado  
ante la Ilustre Universidad Central de  
Venezuela, por el Lcdo. Freddy Antonio  
Dávila Laprea, para optar al título de  
Magister Scientiarum en Física Médica  
Tutor: MSc. Ana Rosa Quintero**

**Caracas, marzo 2017**

Los abajo firmantes designados por la Escuela de Física, como integrantes del jurado examinador del trabajo presentado por el Lcdo. Freddy Antonio Dávila Laprea, titulado: *“Optimización de dosis para estudios de Tomografía Computarizada Realizados en Pacientes Pediátricos Utilizando el Índice de Masa Corporal para la Selección de los Parámetros Técnicos, Tomando como Referencia la Estimación de Dosis para Tamaño Específico (EDTE) y la Calidad de Imagen”*, certificamos que este trabajo cumple con los requisitos exigidos por el Reglamento de Trabajo de Grado de Maestría de la Escuela de Física.

---

**MSc. Ana Rosa Quintero**  
**Tutor**

---

**MSc. Deivis Errada**  
**Jurado Principal**

---

**Dra. Lisseta D’Onofrio**  
**Jurado Principal**

A Dios Todopoderoso: Por hacerlo posible  
A mi Esposa: Florimar Martínez  
A mis Hijos: Freddy David y Freddy Josías  
A Mis Padres: Freddy Dávila y Fulvia Laprea  
A mi Abuela: Ginesita  
A mis Tíos: Alberto Dávila y Mariela Oviedo  
Astrid Matto y Carlos Matto  
A mis Hermanas: Karina y Leydis Dávila

## **AGRADECIMIENTOS**

A Dios por darme tantas bendiciones durante toda mi vida y el amor incondicional que ha demostrado hasta ahora y que seguirá acompañándome hasta el fin

A la Universidad Central de Venezuela por haber hecho de mí un hombre de ciencia con capacidad de observación, análisis e interpretación, crítico y sobre todo de libre pensamiento

Al Organismo Internacional de Energía Atómica (OIEA), en Especial al Dr. Alejandro Nader, Dra. Helen Khoury y Dra. Simone Kodlulovich

A mi Esposa e Hijos por esa fuente inagotable de inspiración, ayuda, sustento e infinita motivación

A mi tutora Ana Rosa Quintero por ser un ejemplo de constancia, dedicación y excelencia académica y por su dedicación, consejos, paciencia y ayuda incondicional brindada durante todo este tiempo

A mis padres por darme todo el apoyo necesario para culminar mis estudios. A ti madre por estar siempre pendiente de mí y darme todo tu cariño. A ti padre por darme los ejemplos necesarios para forjar mi carácter.

A mis Hermanas por darme apoyo y comprensión, así como de ejemplo en muchas ocasiones

A mi abuela por ser ejemplo de constancia, organización, fuerza, voluntad, rectitud y sabiduría. Además por todos los cuidados y atenciones recibidas

A mis tíos Alberto y Mariela por darme un hogar y una segunda familia tan necesaria cuando se está lejos de casa.

A mi tía Astrid y Tío Carlos por su cariño incondicional y constante preocupación por mi avance profesional.

A Patricia y a Marielita por quererme como a un hermano.

A Flor por prepararme esas comidas tan deliciosas, por aceptarme en su hogar y quererme como un integrante más de la familia.

A mi tía Josefa por ser ejemplo de constancia y excelencia académica. Además por estar pendiente de mí y quererme tanto y Kerylin mi ahijada por ser tan dulce.

A mis tíos Franklin y Daniel por enseñarme que todo en la vida no se basa en los estudios sino que existe algo más allá afuera igual de interesante.

A mis Hermanos, Amigos y Compañeros de Trabajo Isis, Omar, Lilia, Pedro, Bethlis, Rogelio y Raúl por permitirme ser parte de sus vidas. Gracias por todo.

A Omar por darme la confianza necesaria para emprender nuevos retos y crecer como profesional

## RESUMEN

La Obtención de Imágenes Médicas, a partir del uso de Radiaciones Ionizantes, permite la realización de Diagnósticos por Tomografía Computarizada. A pesar de los beneficios, estos estudios exponen a los pacientes a Dosis relativamente altas de Radiación si las comparamos con las Dosis suministradas en Radiología Convencional, por lo cual el riesgo asociado a la aparición de los efectos Estocásticos y Determinísticos en los estudios de Tomografía Computarizada es mayor. Adicionalmente debemos recordar que los pacientes Pediátricos cuentan con dos condiciones desfavorables: su mayor Radiosensibilidad relativa y la Expectativa de vida asociada a este grupo etario. En esta investigación mostraremos los valores reportados del Índice Volumétrico de Dosis para Tomografía Computarizada ( $CTDI_{vol}$  por sus siglas en Inglés), Producto Dosis-Longitud (DLP por sus siglas en Inglés) y el valor corregido por Estimación de Dosis para Tamaño Específico (SSDE por sus siglas en Inglés) para las técnicas comúnmente utilizadas en los estudios de Tórax en pacientes Pediátricos realizados en un Tomógrafo Marca General Electric, Modelo CT/e Dual de 2 cortes, dichos valores serán comparados con los obtenidos una vez que se realice: Un Control de Calidad que verifique la Exactitud de los valores Dosimétricos reportados por el Tomógrafo, la aplicación del Índice de Masa Corporal para la Optimización para los estudios antes descritos y el cálculo de la SSDE según el Reporte No. 204 de la Asociación Americana de Física en Medicina (AAPM por sus siglas en Inglés)<sup>1</sup>. Las medidas fueron realizadas con una Cámara de Ionización Tipo Lápiz con 100 mm de longitud efectiva de detección y un Maniquí de Polimetilmetacrilato (PMMA por sus siglas en inglés) que simula la densidad del agua y es capaz de dividirse en diámetros de 32 cm, 16 cm y 8 cm. Con estos valores podemos reducir la Dosis siguiendo dos principios Universales en Protección Radiológica: ALARA<sup>2</sup> (As Low As Reasonably Achievable o Tan Bajo como sea Razonablemente Posible) y AHAN<sup>3</sup> (As High As Needed ó Tan Alto como se Necesite), para cumplir con este propósito se tomaron en cuenta los Parámetros Técnicos y Físicos que pueden afectar la Dosis Suministrada en estos Estudios y la Calidad de la Imagen, los cuales son: Índice de Masa Corporal, Voltaje, Amperaje, Tiempo de Exposición y Picht (Relación entre la Rotación del Tubo y la Velocidad de la Camilla). Para garantizar que las Imágenes sigan conservando su Calidad Diagnóstica medimos: Números TC en 4 tipos de Materiales (Agua, Aire, Hueso, Acrílico y Polietileno), Resolución de Bajo y Alto Contraste, Uniformidad, Ruido y Artefactos; estos valores se compararon posteriormente con los valores de referencia ofrecidos por el Colegio Americano de Radiología (ACR por sus siglas en inglés) y por estándares más estrictos propuestos en esta investigación, se utilizó para esto el Maniquí para Control de Calidad de Imágenes en Tomografía Marca: Gammex, Modelo: 464 el cual se encuentra acreditado por la ACR. Los Protocolos de Optimización propuestos en esta investigación lograron una reducción porcentual de Dosis para TC Convencional de 55,10, 42,86 y 37,14; y para TC de Alta Resolución de 46,71, 24,62 y 10,04, correspondientes a Índices de Masa Corporal de 11, 20 y 28 Kg/m<sup>2</sup> respectivamente.

## ÍNDICE GENERAL

	<b>pp.</b>
INTRODUCCIÓN	10
CAPÍTULO	
I. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA.....	16
Contexto.....	16
Alcances y Limitaciones.....	16
Justificación.....	16
Antecedentes del Estudio.....	19
Objetivos del Estudio.....	20
II. MARCO TEÓRICO.....	22
2.1 Radiación.....	22
2.1.1 Radiaciones Ionizantes.....	23
2.1.1 Radiaciones no Ionizantes.....	24
2.2 Interacción de la Radiación con la Materia.....	24
2.2.1 Efecto Fotoeléctrico.....	24
2.2.2 Efecto Compton.....	25
2.2.3 Producción de Pares.....	26
2.3 La Tomografía Computarizada .....	27
2.3.1 Tomografía Computarizada de Tórax.....	28
2.3.2 Instrumentación del Tomógrafo Computarizado.....	30
2.2.3 El Tórax.....	33
2.3.4 El Examen de Tomografía Computarizada .....	38
2.3.5 Calidad de Imagen de la Tomografía Computarizada.....	39
2.4 Magnitudes y Unidades Usadas en Tomografía Computarizada.....	46
2.4.1 KERMA.....	46

2.4.2 Dosis Absorbida.....	47
2.4.3 Relación entre Dosis Absorbida y Kerma.....	48
2.5 Índice de Masa Corporal.....	59
2.6 Calidad de Imagen .....	62
2.6.1 Factores que Afectan la Calidad de la Imagen. ....	63
2.7 Estimación de Dosis para Tamaño Específico de Pacientes Pediátricos en CT .....	70
III. METODOLOGÍA EXPERIMENTAL .....	73
3.1 Tipo de Estudio .....	73
3.2 Procedimiento Experimental .....	74
3.3 Control de Calidad del TC .....	75
IV PROTOCOLO DE OPTIMIZACION DE DOSIS EN TC .....	87
4.1 Estudios TC de Tórax .....	87
4.1.1 Materiales y Métodos .....	87
4.1.2.1 Evaluación de Protocolo Real para Estudios de Tomografía de Tórax Pediátrico Convencional .....	89
4.1.2.2 Evaluación de Protocolos Optimizados para Estudios de Tomografía de Tórax Pediátrico Convencional .....	90
4.1.3.1 Evaluación de Protocolo Real para Estudios de Tomografía de Tórax Pediátrico de Alta Resolución .....	95
4.1.2.2 Evaluación de Protocolos Optimizados para Estudios de Tomografía de Tórax Pediátrico de Alta Resolución .....	96
4.1.4 Cuadro Comparativo entre los Protocolos Estándar y los Optimizados Convencionales y de Alta Resolución.....	90
V CONCLUSIONES .....	104
VI RECOMENDACIONES .....	106
VII BIBLIOGRAFÍA .....	107
VIII ANEXO .....	113





# Introducción

Desde hace décadas los científicos que se han interesado en el área de Protección Radiológica han intentado disminuir la Exposición innecesaria a la Radiación Ionizante, debido a que se ha demostrado que existen efectos negativos que debemos evitar según su clasificación. En primer lugar tenemos los efectos Estocásticos o Probabilísticos, los cuales no tienen una dosis definida o Umbral para su manifestación clínica y su severidad no depende de la Dosis Recibida, sin embargo a mayor exposición a la Radiación mayor es la Probabilidad de que el efecto aparezca, los Efectos Estocásticos más severos son: Oncogénicos, Genéticos y Teratológicos (Malformaciones). En segundo lugar tenemos los Efectos Determinísticos, los cuales si tienen una Dosis definida o Umbral para su manifestación Clínica y además su severidad depende de la Dosis Recibida, los Efectos Determinísticos según su orden de aparición son: Eritema Inmediato, Alopecia Transitoria, Eritema Principal, Alopecia Permanente, Atrofia Dérmica, Fibrosis, Necrosis en Piel, Descamación Seca, Eritema Tardío, Descamación Húmeda y Ulceras.

Con el paso del tiempo los Equipos Emisores de Radiación Ionizante, específicamente los Tomógrafos Computarizados, han realizado mejoras a nivel de sus Detectores, Software y Técnicas con la finalidad de reducir cada vez más las Dosis Radiación que reciben los pacientes, un ejemplo de esto es la creación de la Tomografía Helicoidal y los Protocolos Específicos para pacientes Pediátricos, los cuales son una población de especial interés básicamente por dos razones fundamentales, la primera es por su Alta Radiosensibilidad y la segunda por su mayor Expectativa de Vida.

La Tomografía Computarizada (TC) es considerada como la mayor innovación de la Radiología desde el descubrimiento de los Rayos X por Roentgen en 1895. Básicamente, se toma unas delgadas secciones transversales del cuerpo (Tomografía) utilizando haces colimados de Rayos-X. Esta técnica permite una mínima superposición de estructuras anatómicas, nos ofrece

una alta resolución espacial y posee capacidad para diferenciar densidades de tejido muy cercanas.

Inventado en 1921 por el francés André Edmund Marie Bocage<sup>4</sup>, un Tomograma Radiográfico convencional es una capa del cuerpo orientada paralelamente a una película radiográfica. Este sistema convencional de tomografía lineal, que comprende un tubo de rayos X y una película de rayos X, permite la diferenciación de tumores sospechosos, por ejemplo, en las radiografías de pulmón. En 1939, el técnico Británico Watson<sup>4</sup> desarrolla un sistema de tomografía axial transversal.

Pero para ver todos los detalles anatómicos del cuerpo, los contornos de las estructuras deben ser reconstruidos matemáticamente<sup>5</sup>. Varios científicos han creado métodos matemáticos para la reconstrucción, algunos que datan 1906<sup>5</sup>. Las reconstrucciones de imágenes de proyección, que se inició en 1917 encontraron aplicación práctica a la medicina en la década de 1960, a través del trabajo de Oldendorf, Kuhl y Edwards<sup>5</sup>.

El sudafricano Allan MacLeod Cormack, Físico, aplica en 1963<sup>4</sup> las técnicas de reconstrucción en Medicina Nuclear, y en 1967, el ingeniero Godfrey Newbold Hounsfield utilizó las técnicas de reconstrucción de la imagen Cormack para desarrollar la primera Tomografía Computarizada (Computed Tomografía Scanner), financiado por la industria de la Energía Eléctrica y limitado a realizar estudios de imágenes del cerebro con el Neuro-Radiólogo Ambrose, el cual junto a Hounsfield publicaron sus resultados en 1972<sup>4</sup> y en 1979 Hounsfield y Cormack fueron galardonados con el Premio Nobel de Medicina y Psicología por el desarrollo de la Tomografía Axial Computarizada Transversal<sup>5</sup>. Desde la publicación de la obra de Hounsfield el primer avance tecnológico significativo se produjo en 1974, cuando el Dr. Robert Ledley, profesor de Georgetown University, desarrolló el primer escáner de cuerpo completo, mientras que el tomógrafo Hounsfield funcionó sólo con el cráneo<sup>4</sup>. Posteriormente aparecieron distintas generaciones de Tomógrafos, diferentes maneras de manejar el tubo de rayos X, los detectores y el tiempo de exploración.

Adicionalmente debemos recordar que el objetivo primordial de la Protección Radiológica es proteger al Hombre de los efectos nocivos de las Radiaciones Ionizantes, sin que esto conspire contra los beneficios asociados a su aplicación en los distintos ámbitos (en nuestro caso: en el ámbito Médico). Es importante señalar que a diferencia de la Radiación de tipo No Ionizante (como la de Resonancia Magnética), los Rayos X, pueden afectar la salud del paciente o del Personal Ocupacionalmente Expuesto y por ello la necesidad de mayor número de Controles y Vigilancia Radiológica (Figura 1).



**Figura 1:** Espectro Electromagnético

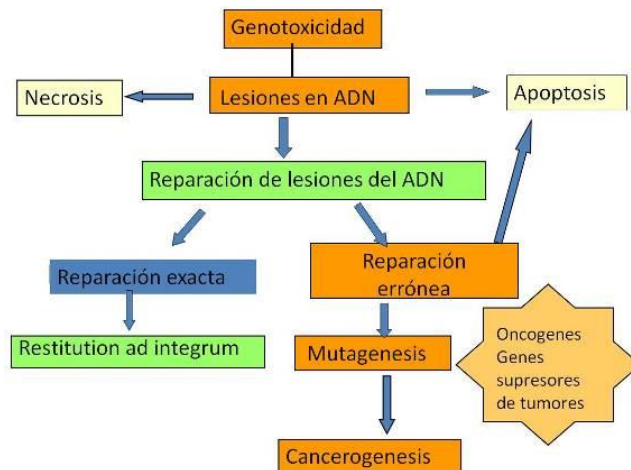
La Radiobiología es el estudio de los Efectos Biológicos de las Radiaciones Ionizantes, profundizado desde el nivel de la población, el individuo, el órgano o la célula, hasta el nivel molecular. Paralelamente han ocurrido avances en nuestra comprensión acerca del origen, la promoción y la progresión del cáncer que también involucran explicaciones basadas en la Biología Celular y Molecular.

Dichos efectos se pueden clasificar en dos grandes grupos:

- ❗ **Los Efectos Estocásticos:** Los cuales no poseen umbral conocido de Dosis para su aparición, aumenta su probabilidad de ocurrencia con la dosis y su intensidad es independiente de la misma, por ejemplo: Oncogénesis, efectos “Genéticos” y Teratológicos (malformaciones).
- ❗ **Los Efectos Determinísticos:** Poseen Umbral determinable, la Probabilidad es cero (nula) debajo del umbral y su Intensidad es dependiente de la dosis (relación dosis-respuesta), por ejemplo: efectos Inflamatorios, Atróficos, Fibróticos, Necróticos y Oncolíticos (antitumorales).

En la Célula, las acciones de la Radiación Ionizante (Figura 2) se pueden clasificar en:

- ❗ Alteraciones Morfológicas
- ❗ Alteraciones de la Fisiología Celular
- ❗ Alteraciones en la Permeabilidad Celular
- ❗ Desintegración de las Mitocondrias y Complejo de Golgi



**Figura 2:** Diagrama de la Acción de la Radiación Ionizante en la Célula

Por las razones antes descritas debemos trabajar en función de bajar la exposición a la Radiación tanto como sea Razonablemente posible (ALARA<sup>2</sup>). En virtud de esto y para lograr conocer con mayor grado de exactitud la Dosis que suministramos a nuestros pacientes la Asociación Americana de Física en Medicina<sup>1</sup> (AAPM por sus siglas en Ingles) en su reporte No. 204 Introdujo las estimaciones de Dosis para Tamaños Específicos de los Pacientes tanto Adultos como Pediátricos (SSDE por sus siglas en Ingles) en Exámenes con Tomografía Computarizada, y nos ofrece tablas con los factores de conversión que debemos utilizar para la determinación del Índice de Dosis en Tomografía Computarizada promedio en todo el Volumen de Barrido<sup>6</sup> (CTDI<sub>vol</sub>) en Maniqués de 32 cm y 16 cm para cuatro alternativas según la información disponible del Paciente: Espesor Lateral y AP, sólo lateral, sólo AP o por Diámetro Efectivo del paciente, esta información es sumamente útil a la hora de estimar la Dosis ya que aumenta la exactitud de los resultados ajustados a las condiciones individuales, en nuestro caso, los pacientes Pediátricos. Adicionalmente también nos ofrece una relación entre la edad del paciente y el diámetro efectivo, esto para los casos en que la única información disponible sea la edad. Con esta información calcularemos con mayor exactitud las Dosis en los pacientes Pediátricos que son sometidos a estudios diagnósticos de Tórax por Tomografía Computarizada, usando como unidad de Dosis final el Producto Dosis Longitud<sup>6</sup> (DLP por sus siglas en inglés).

Por otro lado, para cumplir con el principio de AHAN<sup>3</sup>, y garantizar que las reducciones en las Dosis no traigan como consecuencia una imagen que no tenga Calidad Diagnóstica vamos a utilizar los criterios ofrecidos por el Colegio Americano de Radiología (ACR)<sup>19</sup> y estándares mas estrictos propuestos en esta investigación, utilizando el Maniquí para Control de Calidad de Imagen Gammex 464<sup>20</sup>, el cual cuenta con 4 módulos para análisis de parámetros:

- El Módulo #1 contiene 5 materiales distintos cuyos valores, en Unidades de Hounsfield (HU por sus siglas en Ingles), están definidos para unos parámetros técnicos establecidos.

- ☒ El Módulo #2 contiene esferas de baja densidad y distintos diámetros que nos permiten evaluar la Resolución de Bajo Contraste.
  
- ☒ El Módulo #3 contiene una lámina uniforme y sin defectos de PMMA, el cual nos permite evaluar el nivel de Uniformidad, Ruido y Artefactos.
  
- ☒ Módulo #4 contiene 8 patrones de Alto Contraste para evaluar Resolución Espacial de 4, 5, 6, 7, 8, 9, 10 y 12 pares de líneas por centímetro (pl/cm)

## **Capítulo I**

# **Planteamiento del Problema**

### **1.1 Contexto**

En muchos casos los centros de salud no toman en cuenta los riesgos innecesarios al que exponen a los pacientes Pediátricos por no considerar las características individuales en cuanto a su mayor sensibilidad a los daños producidos por la Radiación Ionizante, esto ha traído como consecuencia de que no se adopten políticas que reduzcan la Dosis que reciben los pacientes Pediátricos en los estudios de Tomografía Computarizada de Tórax. Adicionalmente Optimizar los Protocolos para reducir las Dosis también trae un efecto positivo en el Administrador del Tomógrafo, ya que en muchos casos se reduce la carga de trabajo del equipo por procedimiento, lo cual se traduce como una mayor vida útil.

### **1.2 Alcances y Limitaciones**

Los Protocolos de Optimización de Dosis propuestos en esta Investigación de Maestría están diseñados para reducir la Exposición innecesaria a la Radiación Ionizante recibida en los procedimientos de Tomografía de Tórax en Pacientes Pediátricos, tomando en cuenta el compromiso que existe entre Dosis-Calidad de Imagen para cumplir con los principios Universales de ALARA<sup>2</sup> Y AHAN<sup>3</sup>. Para esto se tomaron en cuenta los parámetros Técnicos y Modalidades de Estudio que afectan directamente las Dosis recibidas por los pacientes en esta modalidad de diagnóstico por imagen.

### **1.3 Justificación del Estudio**

Es importante reconocer que existen riesgos reales al exponerse a la Radiación Ionizante, por lo cual debemos procurar Reducir las Dosis suministradas a nuestros Pacientes Pediátricos



para garantizar, en la medida de lo posible, que los Efectos Determinísticos no aparezcan y los Efectos Estocásticos ocurran con la menor frecuencia posible. Cabe destacar que este grupo etario tiene la expectativa de vida más larga, esto juega un papel importante debido a que si consideramos que un Cáncer Radioinducido tiene un periodo de aparición a partir de los 5 años<sup>7</sup>, sería menos significativo este factor para un paciente Adulto o Anciano que para un paciente Pediátrico. Adicionalmente al optimizar las Dosis recibidas estamos disminuyendo la Dosis Colectiva a una población con altas expectativas de vida, lo que evitaría a futuros problemas de Salud Pública referente a los efectos negativos asociados a la Exposición de la Radiación Ionizante.

No debemos olvidar que a pesar de las ventajas, las exploraciones por TC ofrecen altas Dosis Absorbidas en órganos y tejidos de los Pacientes. El informe del Comité Científico De las Naciones Unidas sobre los Efectos de las Radiaciones Atómicas<sup>8</sup> (UNSCEAR, por sus siglas en ingles), reporta que estas pruebas representan el 34% de la dosis colectiva anual de todos los exámenes de diagnóstico por imágenes que utilizan Rayos X. Las dosis absorbidas en los órganos tienden a ser más altos para los nuevos modelos de escáneres de TC, ya que suelen utilizar mayor corriente y cortes Topográficos con espesores más pequeños. Sin embargo, estos dispositivos tienen características que permiten reducir las dosis absorbidas (ICRP<sup>9</sup>), tales como el control automático de la exposición y la posibilidad de realizar análisis más rápido con imágenes de alta calidad y excelente resolución. La capacidad de un escáner para permitir la visualización de las estructuras de bajo contraste de un paciente está limitada principalmente por el ruido de la imagen y es por lo tanto fuertemente asociado con la dosis absorbida. Los protocolos instalados por el fabricante no facilitan modificaciones por parte de los técnicos, pero es importante evaluar los parámetros de irradiación seleccionados así como los cambios de parámetros que influyen en las dosis absorbidas y la calidad de imagen del escáner.

En la actualidad la mayoría de los Servicios de Imagenología que trabajan con Radiaciones Ionizantes no toman en cuenta las particularidades y Riesgos individuales de los

grupos Etarios en cuanto a su Radiosensibilidad, razón por la cual, en la mayoría de los casos, no existen Protocolos específicos para pacientes Pediátricos.

La ley de Bergonié y Tribondeau<sup>10</sup> expresa que la Radiosensibilidad (Figura 3) de un tejido es mayor cuanto:

- ☒ Menor es su grado de diferenciación
- ☒ Más rápidamente se dividen sus células
- ☒ Mayor es su potencial reproductivo (número de divisiones que experimentará)

Es por esto que los pacientes Pediátricos son un grupo Etario de interés, ya que cumplen con todas condiciones arriba descritas.



**Figura 3:** Radiosensibilidad de los Seres Humanos según su Grupo Etario

## 1.4 Antecedentes del Estudio

En primer lugar tenemos un estudio del 2002 realizado por McNitt-Gray<sup>11</sup> en representación de la Asociación Americana de Física en Medicina (AAPM, por sus siglas en inglés) y la Sociedad Norteamericana de Radiología (RSNA, por sus siglas en Inglés) en donde se describen diversos tópicos referentes a las Dosis de Radiación que son suministradas en procedimientos de Tomografía Computarizada, con el fin informar los Médicos Residentes sobre este tema.

En el 2003 M. Baeza<sup>12</sup> publica sobre las estimaciones de Dosis en Tomógrafos Computarizados de cinco centros en Madrid para cinco áreas Anatómicas distintas.

En el 2005 La Radiological Clinic publica un estudio Realizado por Thomas Payne<sup>13</sup> sobre la Relación existente entre las Dosis de Radiación y la Calidad de Imagen en Tomografía Computarizada, allí se expone la relación inversa Dosis-Calidad de Imagen, es decir, que por lo general a mayor Dosis Mejor Calidad de Imagen. Es aquí donde se ve la importancia de manejar de forma correcta los conceptos de ALARA y AHAN.

Posteriormente en el 2007 David Brenner<sup>15</sup> publica un trabajo en donde hace notar el crecimiento en la Exposición a la Radiación por Tomografía Computarizada.

En un trabajo del 2010 publicado por D. Andisco<sup>16</sup> se propusieron Protocolos de Optimización para los estudios comúnmente utilizados en Tomografía Computarizada, modificando la menor cantidad de parámetros técnicos posibles para bajar la Dosis sin perder la Calidad Diagnóstica de la Imagen.

En 2011 José Vásquez<sup>17</sup> publica un Protocolo de Optimización para bajar las Dosis Suministradas por Tomografía Computarizada a los Pacientes Pediátricos con deformidad Craneal.

Finalmente en el 2014 Fabio Paolicchi<sup>18</sup> publica en la *Neuroradiology/Head and Neck Imaging* un estudio sobre el balance entre la Dosis de Radiación y la Calidad de la Imagen en Tomografía Computarizada Pediátrica de Cráneo.

## **1.5 Objetivos del Trabajo Especial de Grado**

A fin de identificar el propósito y la dirección en la cual debemos orientar nuestro esfuerzo para resolver la problemática propuesta en esta Investigación, se realizó el diseño del objetivo general y los objetivos específicos, con los cuales se seleccionó, organizó y condujo el manejo de la información de forma ordenada y sistemática.

### **1.5.1 Objetivo General**

Diseñar Protocolos de Optimización para Reducir las Dosis Suministradas en Pacientes Pediátricos sometidos a Estudios de Tórax con Tomografía Computarizada sin afectar la Calidad Diagnóstica del Estudio.

### **1.5.2 Objetivos Específicos**

1. Realizar Medidas de Protocolos comúnmente utilizados en estos estudios (Protocolo Estándar).
2. Modificar Parámetros Técnicos del Equipo, medir los resultados y compararlos con el Protocolo Estándar.
3. Confirmar que los cambios en el protocolo estándar reducen la Dosis (ALARA) y que cumplen con los requerimientos mínimos de Calidad de Imagen (AHAM) por medio del Maniquí para Control de Calidad de Imagen Gammex 464 acreditado por el ACR.

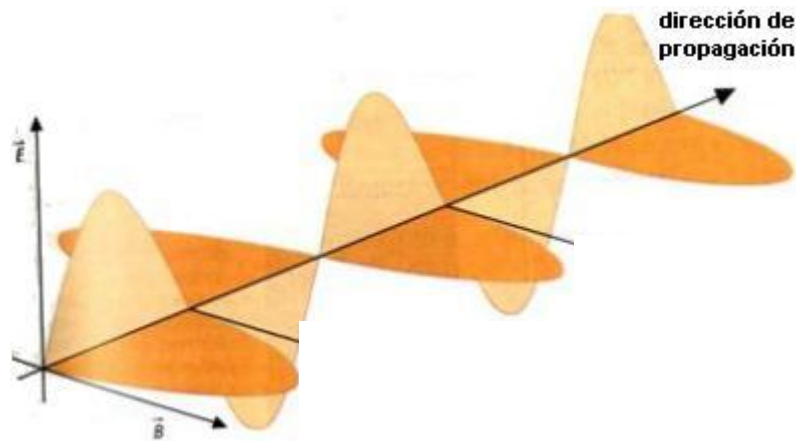
4. Crear Protocolos Optimizados tomando en cuenta las posibles variables involucradas en este tipo de Estudios Diagnósticos.
5. Utilizar el Índice de Masa Corporal como referencia para la escogencia de los parámetros técnicos de Estudios en Tórax para Pacientes Pediátricos y así Optimizar en mayor medida las Dosis administradas.
6. Disminuir los Riesgos de aparición de efectos Estocásticos en los pacientes Pediátricos sometidos a Estudios de Tórax por Tomografía Computarizada.

## Capítulo II

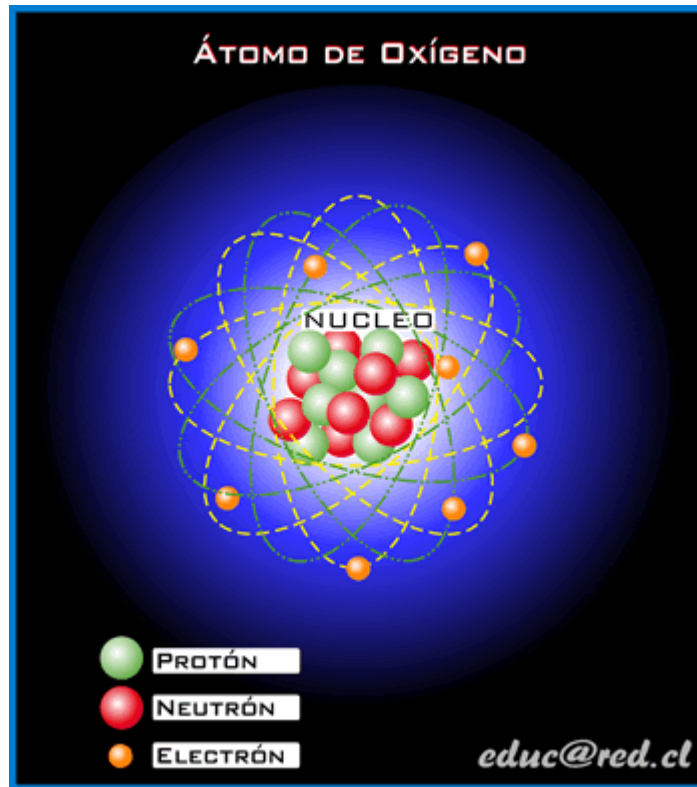
# Marco Teórico

### 2.1 Radiación

La radiación es un fenómeno que consiste en la propagación de energía en forma de ondas electromagnéticas o partículas subatómicas a través de un medio o en el vacío. La radiación electromagnética consta de ondas tridimensionales de tipo transversal que se encuentran constituidas por campos eléctricos ( $E$ ) y magnéticos ( $B$ ) que oscilan de forma perpendicular entre sí, que poseen la misma fase y que tienen la misma dirección de propagación, tal como se muestra en la Figura 1, en cambio las partículas subatómicas, como su nombre lo indica, son partículas más pequeñas que los átomos, las cuales lo constituyen, y están integradas por los protones, electrones y neutrones (Attix, 1986)<sup>21</sup>. Podemos observar en la Figura 4 una representación de un átomo de oxígeno con sus respectivas partículas subatómicas.



**Figura 4. Campo Electromagnético.** Obtenido de:  
[www.fisicanet.com.ar/fisica/ondas/ap1/luz06.jpg](http://www.fisicanet.com.ar/fisica/ondas/ap1/luz06.jpg)



**Figura 5. Partículas Subatómicas de un átomo de Oxígeno.** Obtenido de: [www.blogs.chueca.com/neila-love/files/atomo.gif](http://www.blogs.chueca.com/neila-love/files/atomo.gif)

Las radiaciones pueden clasificarse en dos grupos: Radiación Ionizante y Radiación no Ionizante.

### 2.1.1 Radiaciones Ionizantes

Son aquellas Radiaciones que poseen la energía suficiente para Ionizar la materia, es decir, logra la extracción de electrones en el átomo, por lo cual este queda con una carga positiva y se convierte en un ion, que es de donde proviene el término de radiación ionizante (Galavis, 2000)<sup>22</sup>. Debemos destacar que este tipo de Radiaciones son con las que se trabajan en los equipos de Tomografía Computarizada.

### 2.1.2 Radiaciones no Ionizantes

Son aquellas radiaciones que no poseen la energía suficiente para arrancar los electrones de los átomos, aunque pueden producir excitaciones, es decir, logran que los electrones accedan a un nivel más alto de energía (Galavis, 2000)<sup>22</sup>. Este tipo de radiación no será utilizada en el presente trabajo.

## 2.2 Interacción de la Radiación con la Materia

Existen tres procesos de absorción o dispersión de la radiación en la materia: el efecto Fotoeléctrico, el Efecto Compton y la Producción de Pares, mientras que la producción de radiación se debe al Bremsstrahlung (o radiación de frenado) y a la Aniquilación de Pares (Eisberg, 2004)<sup>23</sup>, de los cuales estos dos últimos no serán discutidos en este trabajo.

### 2.2.1 Efecto Fotoeléctrico

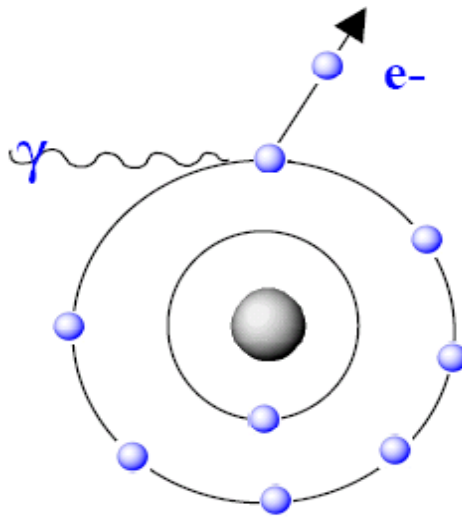
En este efecto, la energía del fotón es completamente absorbida por un electrón que se encuentra en las últimas capas de valencia de un átomo, por lo cual este electrón es liberado (ver Figura 3), adquiriendo una energía cinética máxima que viene dada por la ecuación 1.

$$K_{\max} = h\nu - w_0 \quad (1)$$

En donde  $h\nu$  es la energía del fotón incidente absorbido y  $w_0$  es la función trabajo, que es la energía mínima necesaria para que el electrón logre vencer las fuerzas atractivas que lo ligan al átomo (Eisberg, 2004)<sup>23</sup>.



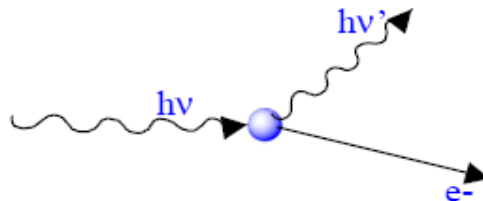
Cabe destacar que el efecto fotoeléctrico se produce para fotones que tengan una energía del orden de los KeV, aunque se vuelve más probable cuando el número atómico  $Z$  del material con el cual interacciona aumenta, tal como se muestra en la Figura 6



**Figura 6. Efecto Fotoeléctrico.** Tomado de “*Bases Físicas e Instrumentación en Radioterapia*” por Del Castillo (2002)<sup>24</sup>

### 2.2.2 Efecto Compton

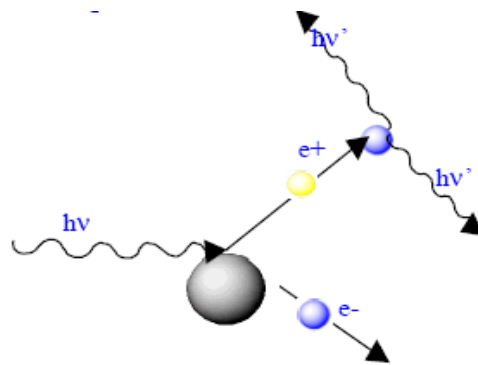
Este efecto se produce cuando un fotón incide sobre un electrón libre o débilmente ligado al átomo (Eisberg, 2004). A diferencia del efecto Fotoeléctrico, el fotón no es adsorbido sino que es desviado de su trayectoria inicial, entregando parte de su energía al electrón con el cual interactúa (ver Figura 7). Este efecto predomina para energías de 0,5 a 10 MeV, tal como se muestra en la Figura 9.



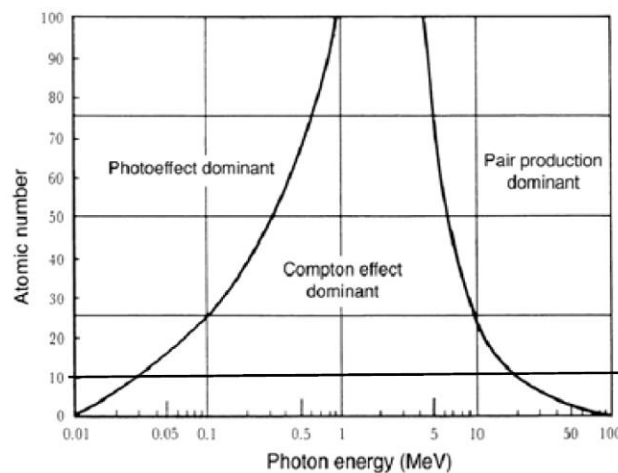
**Figura 7. Efecto Compton.** Tomado de “*Bases Físicas e Instrumentación en Radioterapia*” por Del Castillo (2002)<sup>24</sup>

### 2.2.3 Producción de Pares

Este fenómeno ocurre cuando un fotón de alta energía interacciona con el núcleo de un átomo, creando un par positrón-electrón tal como se muestra en la Figura 8, para que esto ocurra la energía mínima necesaria que debe tener el fotón incidente es de dos veces la energía de la masa en reposo del electrón (o positrón) dada por la ecuación de Einstein  $E = m_0c^2$ , por lo cual esta energía mínima debe ser de 1.02 MeV (Eisberg, 2004). Este efecto predomina a partir de los 10 MeV, tal como se muestra en la Figura 9.



**Figura 8. Producción de Pares.** Tomado de “*Bases Físicas e Instrumentación en Radioterapia*” por Del Castillo (2002)<sup>22</sup>



**Figura 9. Importancia Relativa de los tres Procesos de Dispersión o Absorción de la Radiación en la materia.** Tomado de “*Introducción to Radiological Physics an Radiation Dosimetry*” por Attix (1986)<sup>21</sup>

## 2.3 La Tomografía Computarizada

El Instituto Nacional del Cáncer<sup>25</sup> define la Tomografía Computarizada como un procedimiento con imágenes que usa Rayos X para crear imágenes detalladas, o exploraciones, de regiones internas del cuerpo. Se llama también Tomografía Axial Computarizada (TAC), sin embargo modernamente las Tomografías Axiales no son tan usadas actualmente por lo que esta técnica ha sido reemplazada en gran medida por cortes Helicoidales, por esto de forma genérica a los estudios se les conoce como Tomografía Computarizada (TC).

El término Tomografía se origina de las palabras griegas tomos (corte, rebanada o sección) y grafein (escribir o grabar). Cada imagen que se crea en un procedimiento de Tomografía Computarizada muestra los órganos, los huesos y otros tejidos en una "rebanada" delgada del cuerpo. La serie completa de imágenes producidas en una TC es como una barra de pan en rebanadas, de la que se puede ver una sola rebanada por separado (imágenes en dos dimensiones), o se puede ver la barra completa (imagen en tres dimensiones). Se usan programas informáticos para crear ambos tipos de imágenes.

La mayoría de las máquinas de TC modernas toman imágenes continuas en una forma helicoidal (o espiral) en vez de tomar una serie de imágenes de rebanadas individuales del cuerpo, como lo hacían las máquinas originales de TAC. La TC tiene varias ventajas sobre las técnicas antiguas de TAC: es más rápida, produce mejores imágenes de tercera dimensión de regiones internas del cuerpo y puede detectar mejor anomalías pequeñas. Los lectores más recientes de TC, llamados escáneres de TC en rebanadas múltiples o escáneres multidetectores de TC, permiten que se tomen más rebanadas en un tiempo más corto.

Además de su uso en oncología, la TC se usa extensamente para diagnosticar enfermedades y padecimientos del sistema circulatorio (sangre), como la arteriopatía coronaria (ateroesclerosis), aneurismas de vasos sanguíneos y coágulos de sangre; cálculos de riñón y de

vejiga; abscesos; enfermedades inflamatorias, como la colitis ulcerativa y la sinusitis; y lesiones de cabeza, del esqueleto y de órganos internos.

### **2.3.1 Tomografía Computarizada de Tórax**

La Sociedad Española de Radiología Médica (SERAM)<sup>26</sup> define esta técnica como el conjunto de Imágenes Radiológicas obtenidas en un Tomógrafo Computarizado que permite obtener una vista de los tejidos y órganos del tórax. Es especialmente útil porque puede simultáneamente mostrar diferentes tipos de tejido incluyendo pulmones, corazón, huesos, tejidos blandos, músculos y vasos.

Los TC más modernos utilizan un método llamado espiral (o helicoidal) que captura imágenes del tórax desde muchos ángulos y con la ayuda de una computadora se procesan las imágenes para crear composiciones axiales o cortes del área de interés e incluso imágenes tridimensionales. La imagen luego puede imprimirse o ser examinada en un monitor.

Algunas veces es necesario utilizar Medios de Contraste endovenoso para hacer la imagen más clara. Durante la exploración el paciente se coloca decúbito supino, ocasionalmente puede hacerse de lado o decúbito prono. Durante el estudio, el paciente tiene que mantener pausas sin respirar, siguiendo las instrucciones de la máquina. No es necesaria ninguna preparación previa al examen. Generalmente no es necesario sedar al paciente para que permanezca tranquilo.

Los Usos más comunes de esta técnica son: Precisar hallazgos detectados en la Radiografía de Tórax o para investigar e intentar explicar signos y síntomas de enfermedad torácica. El TC de tórax puede proporcionar información específica de la naturaleza y extensión de los hallazgos o en algunos casos confirmar que el tórax es normal. Puede ser utilizado para detectar y evaluar la extensión de tumores que crecen en los pulmones y en el mediastino, o tumores que se han extendido desde otras partes del cuerpo. El TC es rutinariamente utilizado para saber si los tumores están respondiendo al tratamiento.

En los últimos años algunas personas han elegido el TC de tórax como método de detección precoz del cáncer de pulmón. Esto se puede realizar sobre todo en individuos fumadores o que han fumado, ya que ellos tienen más riesgo de padecer cáncer de pulmón que los no fumadores. Lo que esperamos es encontrar el cáncer de pulmón tan temprano como sea posible, lo que facilita su tratamiento. El TC es capaz de detectar pequeñas anomalías que pueden ser tumores en fase precoz y que no pueden ser visualizados en radiografías de tórax. En estos casos se usan bajas dosis de radiación. No obstante, todavía no está claro el beneficio que supone hacer este TC de tórax para detección precoz del cáncer de pulmón.

Cuando se encuentran hallazgos en el TC de causa incierta, puede ser necesario hacer una biopsia percutánea para examinar el tejido. El TC puede ser utilizado para guiar la aguja de biopsia hasta el área en cuestión.

El TC de tórax puede también demostrar otras patologías como neumonías, tuberculosis, enfisema, bronquiectasias y enfermedad intersticial pulmonar. Cuando los hallazgos clínicos y la radiografía de tórax no son concluyentes, el TC puede aclarar la situación. La inflamación o afectación de la pleura, la membrana que cubre los pulmones, también puede ser evaluada en el TC.

Las víctimas de accidentes y otros tipos de impacto sobre el tórax tienen un TC para valorar daños a los órganos, huesos (incluyendo la columna vertebral) y grandes vasos sanguíneos. Un aneurisma, o dilatación de la aorta, puede ser encontrado de forma inesperada cuando se realiza un TC de tórax por otras razones. Es importante estar seguro de que esta patología es detectada y si es necesario tratarla antes de romperse.

El TC es utilizado para detectar coágulos de sangre que viajan desde las venas de los miembros inferiores y se alojan en las arterias pulmonares, bloqueando el flujo normal de sangre a los pulmones. Esta enfermedad conocida como embolismo pulmonar es habitualmente detectada en pacientes inmovilizados por largos periodos de tiempo o quienes tienen cáncer u

otros trastornos de la coagulación. El embolismo pulmonar es una enfermedad grave si no es detectada y tratada. Cuando se sospecha se realiza un tipo especial de TC llamado TC Angiografía (CTA). En este se introduce contraste iodado de forma algo más rápida y con cortes más finos y numerosos a lo largo del tórax para visualizar las arterias de los pulmones.

### 2.3.2 Instrumentación del Tomógrafo Computarizado

Un Tomógrafo está constituido básicamente por un tubo de Rayos X y detectores de Radiación (móvil o fijo), que forman la cabeza (gantry), que constituye el llamado "Sistema de Imágenes", el Gantry está conectado a un "Sistema Informático" responsable de la reconstrucción de la imagen y su posterior visualización, edición de grabación, y almacenamiento<sup>8</sup>, tal como se muestra en la Figura 10.



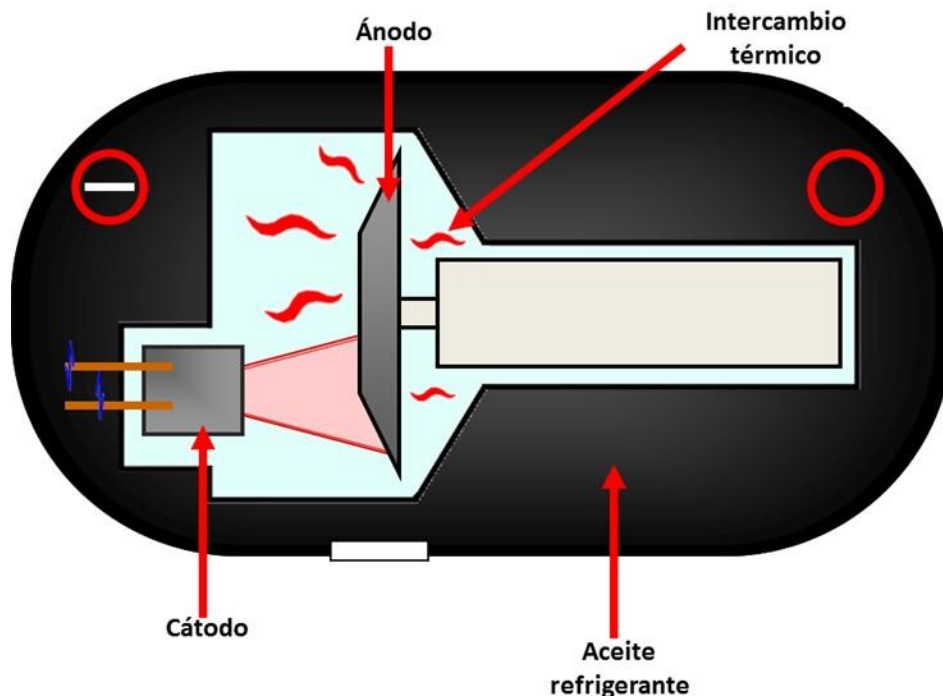
**Figura 10:** Principales Componentes del Tomógrafo Computarizado

#### 2.3.2.1 *Sistema de Producción de Rayos X y Adquisición de Imágenes*

El sistema de adquisición de imágenes es responsable de la producción y el filtrado de los Rayos X, los cuales se someten a sólo una sección definida del paciente, se detectan y se miden<sup>3</sup>.

Sus principales componentes son: generador de Rayos X de alta tensión, colimadores, filtros, detectores y la electrónica del detector. El Gantry rodea la mesa el paciente en un plano vertical, contiene un generador de alta tensión, el tubo de Rayos X y otros componentes. En la abertura del Gantry es donde se coloca al paciente durante el estudio<sup>8</sup> (Figura 10).

Los haces de Rayos X se generan en un tubo de forma similar a la utilizada en Radiografía Convencional (Figura 11), cuyo principio de funcionamiento se basa en la liberación de electrones por el filamento de tungsteno (cátodo) y su aceleración hacia el ánodo. La interacción de los electrones con el ánodo, gracias a la Energía Cinética que llevan, se transforma en Energía Electromagnética (Aproximadamente 2%) y Calor (Aproximadamente un 98%)<sup>9</sup>.



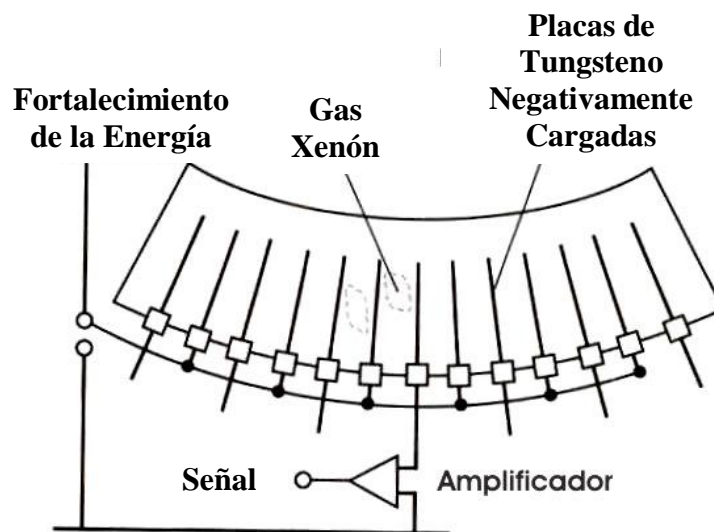
**Figura 11:** Principales Componentes del Tubo de Rayos X

La Energía máxima del haz de Rayos X producido es proporcional a la diferencia potencial aplicado entre el cátodo y el ánodo en el tubo. La Dosis depende de la Corriente, el Voltaje del tubo y el Tiempo de Exposición. Los altos valores de mAs (tiempo x corriente)

reduce el ruido en la imagen, mejorando la visualización de regiones de bajo contraste, pero causan un aumento de la Dosis Absorbida<sup>10</sup>.

El haz de Radiación que sale del tubo se filtra, protegiendo al paciente de los fotones de baja energía, los cuales sólo aumentan la dosis y no contribuyen a la imagen. El colimador situado en la salida del tubo de rayos X puede definir el área a ser irradiada, que se corresponde con el grosor del corte. Más allá del colimador en la salida del tubo, también se utiliza colimador delante del detector de radiación, cuyo objetivo es reducir la interferencia de la radiación dispersa (Efecto Compton) en la respuesta del detector, y por lo tanto la aparición de artefactos en la imagen<sup>10</sup>.

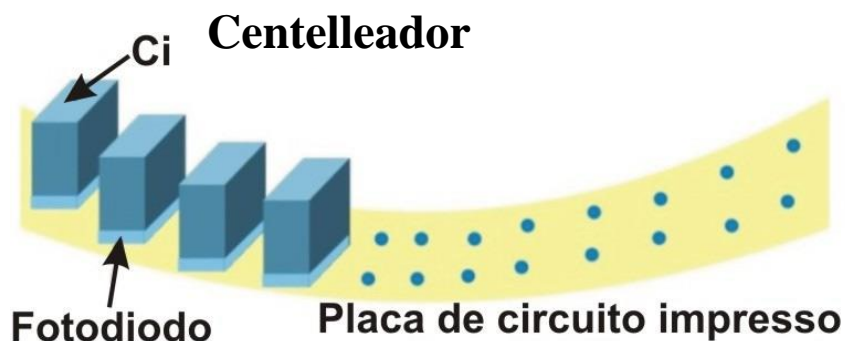
Un buen detector para TC debe tener una conversión optimizada del haz de Radiación en señales eléctricas, produciendo imágenes libres de artefactos. Esto sólo es posible mediante la combinación de alta eficiencia, buena estabilidad, y tiempo de respuesta corto<sup>27</sup>. En TC, hay dos tipos básicos de detectores de Radiación: los centelleadores y los de gas<sup>27</sup>. El Detector tipo gaseoso convierte los Rayos X directamente en señales eléctricas, a través del principio de la cámara de ionización. La Figura 12 muestra el esquema básico de un detector gaseoso para TC.



**Figura 12:** Principales Componentes de un Detector Gaseoso<sup>27</sup>



En el caso de los detectores centelleadores, que se muestran en la Figura 13, la luz emitida por estos materiales centelleadores de estado sólido, después de la interacción con los fotones de Rayos X, se recogen por medio de fotodiodos. En la TC, Estos materiales son normalmente cadmio tungstanato (CdWO) ó materiales cerámicos, gadolinio y/o itrio<sup>11</sup>.



**Figura 13:** Principales Componentes de un Detector Gaseoso<sup>27</sup>

Según Hahn<sup>28</sup>, típicamente entre los detectores utilizados en TC, los gaseosos de xenón son los que tienen la mejor combinación de los parámetros necesarios.

### 2.3.3 El Tórax<sup>29</sup>

Es una estructura osteocartilaginosa formada por las 12 vértebras torácicas, 12 pares de costillas, los cartílagos costales y el esternón.

Las costillas son huesos largos planos de forma curva con concavidad interna que se disponen en número de 12 a cada lado, de atrás hacia delante y de arriba hacia abajo, uniendo la columna vertebral y el esternón. Las 7 primeras costillas se articulan con el esternón mediante un cartílago propio, por lo que se llaman costillas “verdaderas”. Las costillas 8ª a 10ª se unen por sus cartílagos formando un cartílago común que se une al esternón, por lo que se denominan costillas

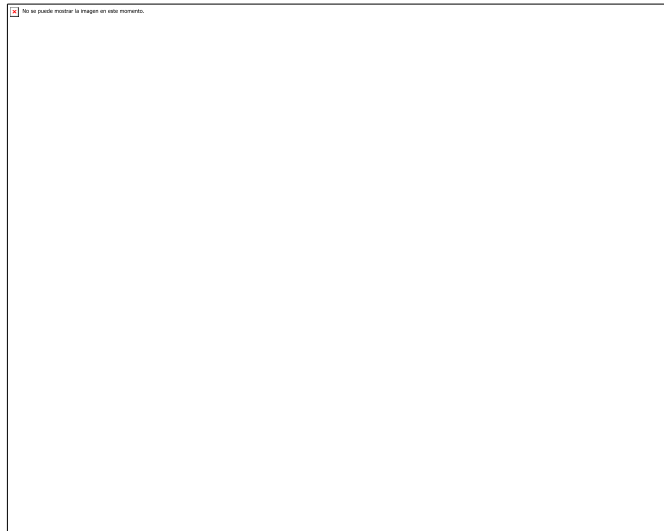
“falsas” o “esternales”. Las costillas 11<sup>a</sup> y 12<sup>a</sup> no contactan con el esternón, por lo que se llaman costillas “flotantes”.

Cada costilla consta de cabeza, cuello, tubérculo y cuerpo, excepto las costillas 11<sup>a</sup> y 12<sup>a</sup> que carecen de cuello y tubérculo. La cabeza es la zona que se articula con el cuerpo vertebral mientras que el tubérculo lo hace con la apófisis transversa. El cuerpo es la parte que describe la curvatura de la pared torácica. Presenta una inflexión en la que cambia bruscamente la curvatura, llamada ángulo costal, que es la zona más débil de la costilla.

La 1<sup>a</sup> costilla es difícil de palpar y es más corta y ancha que las demás. Presenta un tubérculo de Lisfranc en el que se inserta el músculo escaleno anterior. Esta inserción separa la vena subclavia que la cruza por delante, de la arteria subclavia y las raíces del plexo braquial que la cruzan por detrás (ojal de los escalenos). La segunda costilla mide el doble y su forma es más curva que la anterior. A este nivel se inserta el músculo serrato anterior que fija la escápula en los movimientos del hombro y ayuda en los movimientos de la respiración. La 10<sup>a</sup> costilla sólo se articula con la 10<sup>a</sup> vértebra torácica y la 12<sup>a</sup> costilla es inconstante y puede ser de un tamaño más reducido en un lado o incluso faltar.

Los espacios intercostales están ocupados por los músculos, nervios y vasos del mismo nombre. La capa muscular está formada (de fuera a dentro) por el músculo intercostal externo, intercostal interno e intercostal íntimo. Las fibras de los intercostales externo e interno se continúan respectivamente con los músculos oblicuos externo e interno de la pared abdominal. Los músculos intercostales intervienen en los movimientos respiratorios elevando las costillas y aumentando el espacio transversal y anteroposterior de la caja torácica en la inspiración. Los vasos y nervios circulan por el surco costal, pegados al borde inferior de la costilla superior, adoptando la siguiente disposición en línea (de arriba abajo): vena, arteria y nervio (“V-A-N como van”).

El Esternón es un hueso plano formado por tres elementos: manubrio, cuerpo y apéndice xifoides. El manubrio se articula con la clavícula y la 1ª costilla. En la unión de manubrio y cuerpo se produce una angulación que se puede palpar (ángulo de Louis) y a este nivel se articula la 2ª costilla. A ambos lados del esternón desciende la arteria mamaria interna que se origina de la arteria subclavia en la cara interna del músculo escaleno anterior. Esta arteria se cruza a la altura del 6º espacio intercostal con el nervio frénico donde se divide en arterias epigástricas superiores (que descienden hacia el abdomen) y arteria del músculo frénico. En heridas incisas con arma blanca es frecuente que se puedan ver lesionados a este nivel (Figura 14).



**Figura 14:** Anatomía del Tórax<sup>29</sup>

### **2.3.3.1 El Pulmón<sup>29</sup>**

Los pulmones se encuentran dentro de la caja torácica, en el interior del saco pleural, a ambos lados del mediastino. Tienen forma cónica, son elásticos y de consistencia esponjosa. El pulmón derecho es mayor que el izquierdo, con aproximadamente un 20% más de volumen. Cada pulmón tiene tres caras, diafragmática, costal y mediastínica, y está dividido por profundas hendiduras, llamadas cisuras, que delimitan los lóbulos pulmonares. El pulmón derecho tiene dos cisuras, horizontal y oblicua, que separan tres lóbulos, superior, medio e inferior. El pulmón izquierdo sólo tiene una cisura oblicua, que separa los lóbulos superior, con una gran escotadura

donde se aloja el corazón, e inferior. A veces existen cisuras adicionales, como por ejemplo la que aísla el lóbulo de la vena ácigos del lóbulo superior derecho, que aparece en el 1% de la población.

El extremo superior del pulmón, denominado vértice o ápice, asciende por encima de la 1ª costilla, relacionándose con la arteria subclavia, las raíces del plexo braquial y los ganglios simpáticos paravertebrales. De ahí que los tumores pulmonares de esta región puedan producir síntomas radiculares o síndrome de Horner, lo que se conoce como síndrome de Pancoast.

En la cara mediastínica se encuentra el hilio pulmonar por donde entran o salen del pulmón los bronquios principales, los vasos pulmonares, los vasos bronquiales, los vasos linfáticos y fibras nerviosas.

### **2.3.3.2 El Mediastino<sup>29</sup>**

El Mediastino es el espacio comprendido entre los dos sacos pleurales. Se extiende desde el estrecho torácico superior hasta el diafragma. En decúbito supino el plano entre el borde inferior de T4 y el ángulo esternal divide el mediastino en superior e inferior. El mediastino superior contiene el timo, los grandes vasos, los nervios frénico y vago, el plexo nervioso cardíaco, la tráquea, el nervio laríngeo recurrente izquierdo, el esófago, el conducto torácico y la musculatura prevertebral.

El mediastino inferior se divide por el pericardio en tres porciones: anterior, medio e inferior.

El mediastino anterior está ocupado fundamentalmente por ganglios linfáticos y el timo en la edad pediátrica, que desciende desde el mediastino superior. El mediastino medio está ocupado por pericardio, corazón, frénicos y pedículos pulmonares. El mediastino posterior contiene

esófago, el plexo esofágico, la aorta descendente, conducto torácico y las venas ácigos y hemiácigos.

La aorta descendente da ramas intercostales y lumbares. Ambas pueden ser el origen de la arteria de Adamkiewicz, responsable de la mayor parte de la vascularización medular.

### **2.3.3.3 El Corazón<sup>29</sup>**

El corazón es un órgano muscular con forma cónica, que presenta cuatro cámaras en su interior. Está situado en el mediastino medio, encima del diafragma, al que está unido por varios ligamentos. Tiene una disposición oblicua, de forma que su eje mayor se dirige hacia abajo, hacia delante y hacia la izquierda, lo que hace que sólo un tercio de la masa del corazón se sitúe a la derecha de la línea media.

El peso del corazón es de aproximadamente trescientos gramos en el hombre y doscientos cincuenta gramos en la mujer, y su tamaño es de unos doce centímetros de eje longitudinal, ocho centímetros y medio de eje transverso, y seis centímetros de eje anteroposterior.

Los tabiques que separan las cámaras cardíacas originan unas depresiones visibles externamente en el corazón que constituyen el surco coronario (separación entre aurículas y ventrículos) y los surcos interventriculares anterior y posterior. El corazón consta de una base (que no es la zona sobre la que descansa, sino la cara posterior), un vértice, tres caras (anterior o esternocostal, inferior o diafragmática, e izquierda o pulmonar) y cuatro bordes (superior, inferior, izquierdo y derecho).

La base está situada en la región posterior y superior y corresponde fundamentalmente a la aurícula izquierda. A este nivel se sitúan los vasos que entran (venas) o salen (arterias) del corazón y el seno coronario, que recoge la mayor parte del drenaje venoso del corazón.






### 2.3.4 El Examen de Tomografía Computarizada en Tórax

Los principales exámenes que se realizan en el TC son: Cráneo Secuencial, Tórax Helicoidales de Alta Resolución, Abdomen, Abdomen y Pelvis, y la Columna Vertebral<sup>11</sup>.

Utilizando una variedad de técnicas, que incluyen la graduación de la dosis de Radiación de acuerdo con la talla de la paciente y nueva tecnología de software, se puede reducir de modo significativo la cantidad de Radiación necesaria para realizar una exploración TC de tórax. Una exploración de tórax por TC a dosis baja produce imágenes de suficiente calidad como para detectar muchas enfermedades y anomalías pulmonares utilizando considerablemente menos radiación ionizante que una exploración TC de tórax convencional (en algunos casos, reduciendo la dosis en un 65 por ciento o más).

La exploración de tórax por TC a dosis bajas se usa actualmente en la clínica para detectar cáncer de pulmón y para hacer el seguimiento de algunos nódulos en el pulmón. Cuando la TC se utiliza para la detección de ciertas otras condiciones tales como los émbolos pulmonares, la enfermedad aórtica, o las enfermedades pulmonares intersticiales, puede requerir de dosis más altas, pero igualmente se podrían utilizar ciertas medidas para optimizar la Dosis.

La exploración TC del Tórax se utiliza mayormente para evaluar<sup>5</sup>:

-  Complicaciones como resultado de infecciones como neumonía
-  Tumores aparecen en un pulmón o que se ha propagado hasta allí desde otro lugar distante
-  Enfermedades en las vías respiratorias como inflamación de los bronquios (pasajes de aire)
-  Defectos de nacimiento
-  Trauma de los vasos sanguíneos o pulmones

### ***2.3.5 Calidad en la Imagen de la Tomografía Computarizada***

La determinación de la Calidad de la Imagen en la Radiología es un proceso complejo, lo que implica un análisis cuantitativo y cualitativo. La evaluación es cualitativa cuando la medición es subjetiva y la imagen, en particular, debe ser evaluada por un observador entrenado. De acuerdo con la Comisión Electrotécnica Internacional (IEC, por sus siglas en Inglés), la calidad de la Imagen Tomográfica debe ser expresada a través de diferentes parámetros físicos como la Resolución espacial, linealidad y ruido<sup>30</sup>. Para las pruebas de Control de Calidad (QC) se utilizan maniquís que nos permiten evaluar los aspectos concernientes a la calidad de imagen en TC, en nuestra investigación escogimos el maniquí Gammex 464 para cumplir con este propósito.

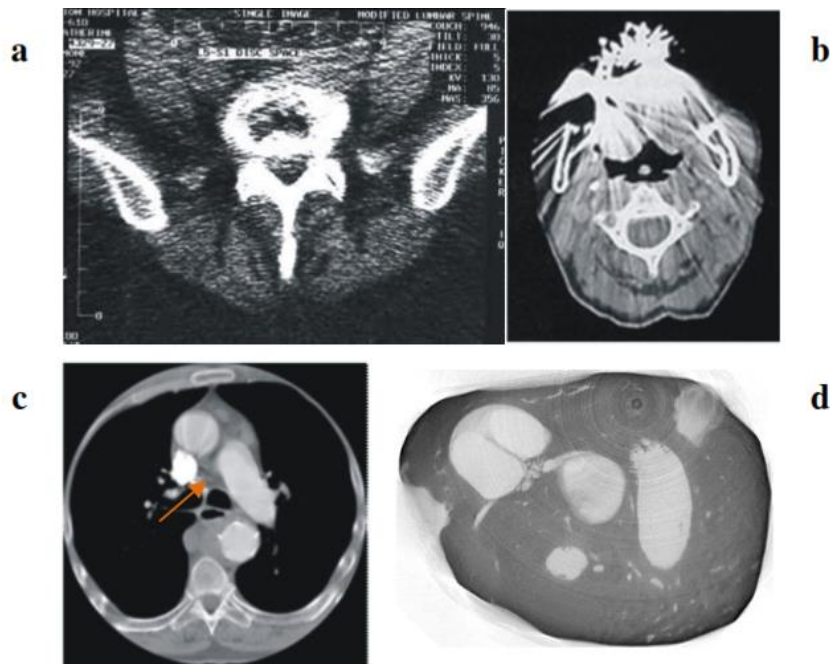
Las pruebas de control de calidad siempre deberían estar correlacionadas con la dosis absorbida para asegurar un equilibrio entre las variables que afectan el contraste, la resolución espacial, la dosis y el ruido (ALARA y AHAM).

Los principales problemas de calidad de imagen en la TC se relacionan con resolución espacial, detalle (visión borrosa), sensibilidad (resolución de bajo contraste), el ruido y los artefactos. Los defectos en el detalle de las imágenes puede ser causados por un aumento del Pitch, aumento en el tamaño del voxel o el uso de Filtros (tales como aquellos que reducen el ruido). Sin embargo, este problema se puede solventado al reducir el tamaño de los detectores<sup>31</sup>.

Los artefactos en la imagen puede ser causados por el movimiento del paciente durante la adquisición, la presencia de un objeto metálico en el campo de la Radiación, el ruido, el endurecimiento del haz o por la presencia de dos materiales con densidades muy diferentes en un voxel único (artefacto llamado "volumen parcial")<sup>27</sup>. Ejemplos de artefactos se muestra en la Figura 15.

De acuerdo con la Comisión Internacional de Protección Radiológica (ICRP 102)<sup>16</sup>, los aspectos de la calidad de la imagen son directamente relacionados con la dosis absorbida,

mientras que otros no lo hacen, como artefactos de movimiento y la resolución espacial. Ruido de la imagen y el contraste son los mejores parámetros para evaluar la calidad de la imagen. El ruido en la TC, es el parámetro más directamente relacionadas con la dosis, es decir, un aumento de la dosis reduce el ruido.



**Figura 15:** Ejemplos de Artefactos en las Imágenes de TC: A- Imagen con Ruido Excesivo<sup>31</sup>; B- Ranuras Causadas por Material Metálico<sup>32</sup>, C- Artefactos causados por Efecto del Endurecimiento del Haz en el medio de Contraste<sup>32</sup>, D- Artefacto en forma de Anillo<sup>33</sup>

### 2.3.2.1 Unidades de Hounsfield<sup>27, 35</sup>

La Escala de Unidades Hounsfield nombrada en honor del ingeniero y Premio Nobel de Fisiología o Medicina Sir Godfrey Newbold Hounsfield, es una escala cuantitativa utilizada en los estudios de TC para describir los diferentes niveles de Radiodensidad de los tejidos humanos.



La escala de Unidades Hounsfield (HU, por sus siglas en Ingles) es el resultado de la transformación de la escala de coeficientes de atenuación lineal de Rayos X en una nueva escala en la cual el valor de atenuación del agua destilada en Condiciones Normales de Presión y Temperatura (CNPT) se define como 0 unidades de Hounsfield (HU), mientras que la Radiodensidad del aire en Condiciones Normales de Presión y Temperatura (CNPT) se define como -1000 HU, extendiéndose más allá de las 1000 HU asignadas al nivel de absorción del hueso compacto. En los Tomógrafos Computarizados se utilizan los Números CT, los cuales son iguales a las HU si  $K=1.000$  (Ecuación 2).

El coeficiente de atenuación de los Rayos X expresado en Unidades CT para los diferentes tejidos vivos u otros materiales sometidos a un examen Tomográfico de Rayos X viene dado por la siguiente fórmula:

$$\text{Número CT} = \frac{\mu_{\text{tejido}} - \mu_{\text{agua}}}{\mu_{\text{agua}}} \times K \quad (2)$$

Donde:

$\mu_{\text{agua}}$  = es el coeficiente de atenuación lineal del agua destilada

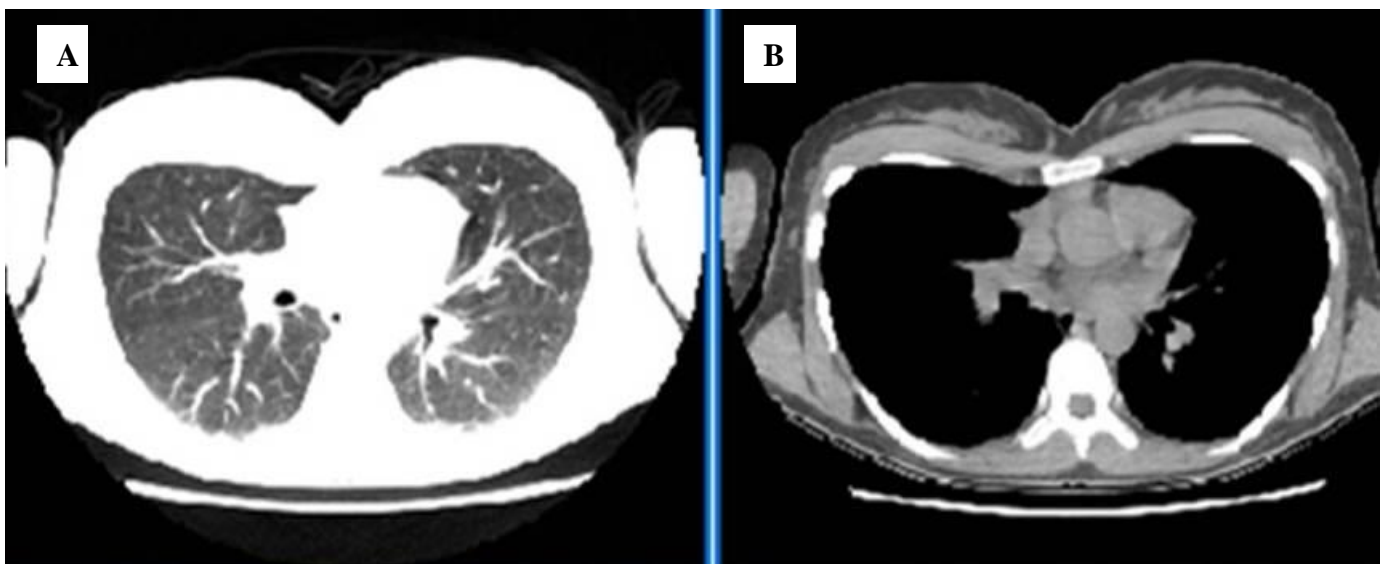
$\mu_{\text{tejido}}$  = el coeficiente de atenuación lineal del tejido o material de interés

$K$  = Constante que determina el factor de la escala para el Intervalo de Números CT

Aunque teóricamente la escala Hounsfield es una escala abierta, lo cierto es que en el ámbito del diagnóstico por imagen se ha establecido un rango de valores útiles que abarca desde -1024 HU hasta 3071 HU; estos 4096 niveles de gris pueden representarse mediante un número de 12 bits ( $2^{12} = 4096$ ).

Debido a que la percepción humana solo permite distinguir a simple vista un máximo de 32 niveles diferenciados de gris, los valores absolutos registrados por el sistema de Rayos X suelen explorarse mediante la generación matemática de ventanas. Una ventana es el resultado de transportar linealmente los valores de un rango de densidades de la escala Hounsfield (12 bits y 4096 niveles) para ser representados en una escala de grises de 32 niveles (5 bits).

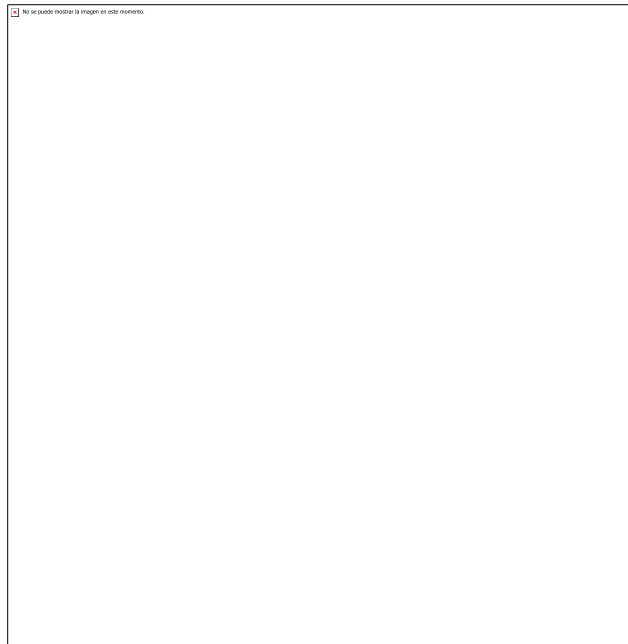
La exploración mediante ventanas permite diferenciar con gran claridad estructuras que poseen una pequeña diferencia expresada en unidades Hounsfield (HU). Para esto se modifican dos parámetros: El Nivel de la Ventana (WL, por sus siglas en Inglés) y Ancho de la Ventana (WW, por sus siglas en Inglés) (Figura 16).



**Figura 16:** Imágenes Axiales de Tórax para parámetros de Ventana de  
A. WL= -593 y WW= 529 B. WL= -12 y WW= 400

### 2.3.2.2 Maniquí y Criterios para Calidad de Imagen en Tomografía

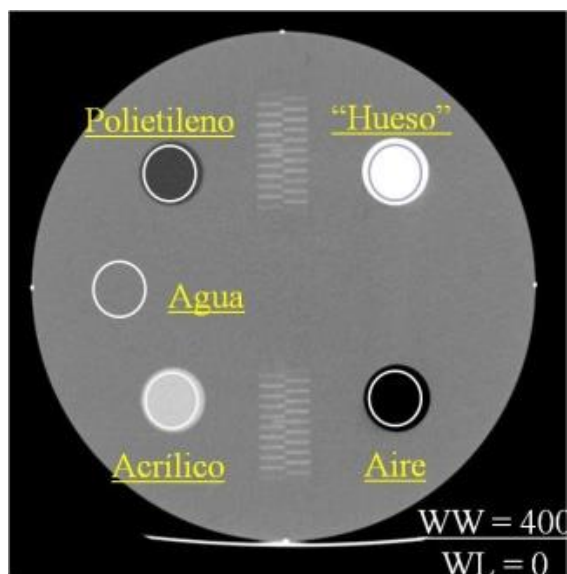
Para esta investigación se utilizó el Maniquí de Control de Calidad de Imagen para TC Gammex 464<sup>20</sup> (Figura 17), el cual cumple con las Especificaciones del Programa de Acreditación del Colegio Americano de Radiología<sup>19</sup> (ACR, por sus siglas en Inglés)



**Figura 17:** Maniquí Gammex 464 para Control de Calidad en Imágenes de Tomografía Computarizada

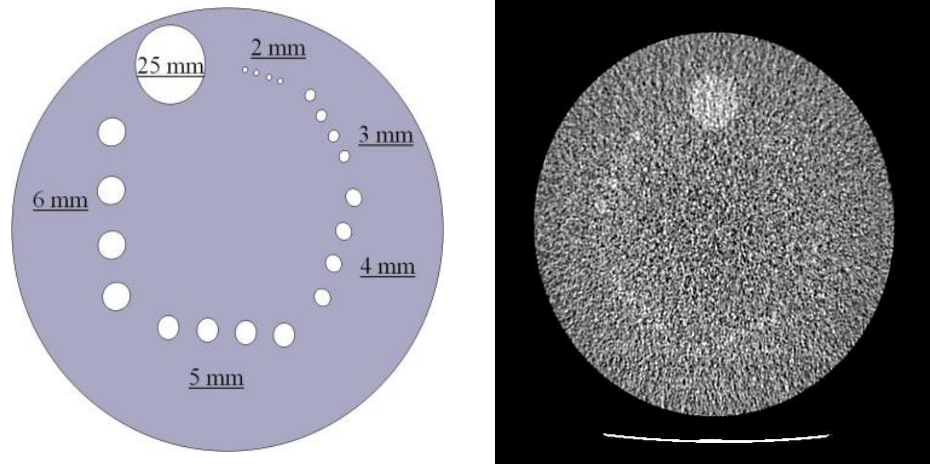
Recordemos que este Maniquí cuenta con 4 módulos para análisis de parámetros:

**El Módulo #1** contiene 5 materiales distintos cuyos valores, en HU, están definidos para unos parámetros técnicos establecidos (Figura 18).



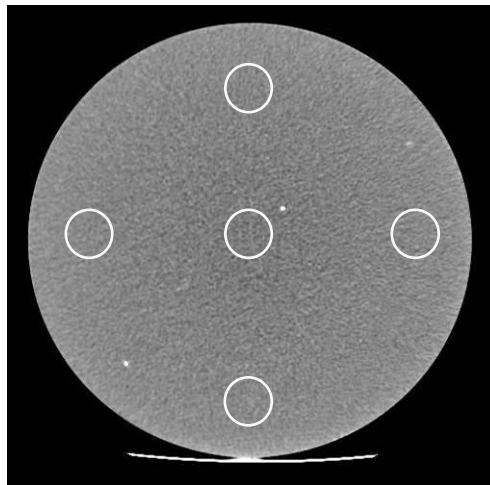
**Figura 18:** Pruebas para Medición de Números CT

**El Módulo #2** contiene esferas de baja densidad y distintos diámetros que nos permiten evaluar la Resolución de Bajo Contraste Figura 19.



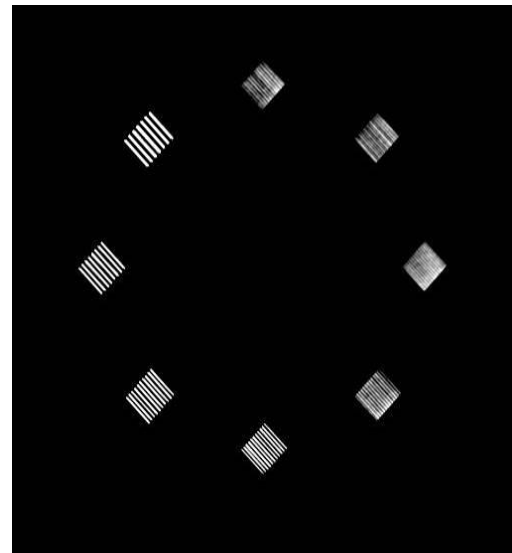
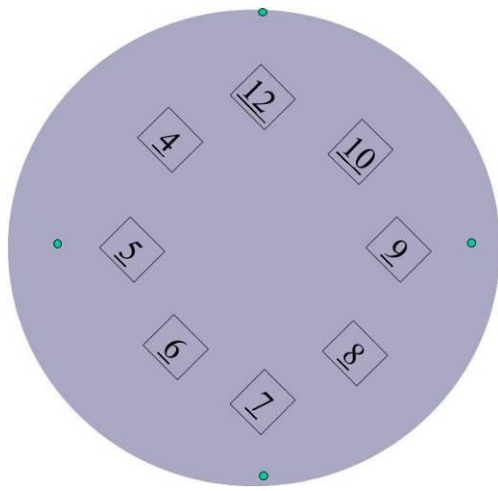
**Figura 19:** Prueba para Evaluación de Resolución de Bajo Contraste

**El Módulo #3** contiene una lámina uniforme y sin defectos de PMMA, el cual nos permite evaluar el nivel de Uniformidad, Ruido y Artefactos (Figura 20).



**Figura 20:** Prueba para Medición de Uniformidad, Ruido y Artefactos

**El Módulo #4** contiene 8 patrones de Alto Contraste para evaluar Resolución Espacial de 4, 5, 6, 7, 8, 9, 10 y 12 pares de líneas por centímetro (pl/cm) (Figura 21)



**Figura 21:** Prueba para Medición de Resolución de Alto Contraste

La ACR indica los siguientes Parámetros mínimos para su Programa de Acreditación en estudios realizados con TC de Tórax

**Tabla 1:** Modulo de Tórax Pediátrico ACR<sup>19</sup>

Parámetros Técnicos	Consideraciones
Series Requeridas	No mejorada
<b>Espesor de Corte Reconstruido</b>	$\leq 5$ mm
<b>Algoritmo de Reconstrucción</b>	Estándar o de Alta Frecuencia Espacial
<b>CTDI<sub>vol</sub></b>	No hay valores de referencia para este examen

Sin embargo para tener una mejor referencia en cuanto a los parámetros Técnicos en Calidad de Imagen y tomando en cuenta todos los aspectos medibles con el maniquí, nuestras referencias para esta investigación serán las siguientes<sup>20</sup>:

**Tabla 2:** Valores de Referencia para Control de Calidad en Imagen Gammex<sup>20</sup>

	Descripción	Límites de Aceptación
<b>Módulo #1 (HU)</b>	Agua	-7 a 7
	Aire	-1005 a -970
	Hueso	850 a 970
	Acrílico	110 a 130
	Polietileno	-107 a -87
<b>Módulo #2 (Resolución de Bajo Contraste)</b>	Visualización de Cilindros	$\geq 4$
<b>Módulo #3</b>	Uniformidad (Diferencia en HU entre Borde y Centro)	$\leq 5$
	Ruido (HU)	$-7 \geq \text{valor} \geq 7$
	Artefactos	Ninguno
<b>Módulo #4 (Resolución de Alto Contraste)</b>	Pares de Líneas por cm	$\geq 6$

Con estos criterios tenemos la ventaja de cuantificar de mejor manera la Calidad Diagnóstica de la Imagen.

## 2.4 Magnitudes y Unidades Usadas en Tomografía Computarizada<sup>6</sup>

### 2.4.1 KERMA

El KERMA (Energía Cinética Liberada en la Materia) es un acrónimo en inglés que significa Kinetic Energy Released in Material, la cual está definida como:

$$K = dE_{tr}/dm \quad (3)$$

En donde  $dE_{tr}$  es la suma de las energías cinéticas de todas las partículas cargadas ionizantes (positrones y electrones) que fueron liberadas por las partículas ionizantes no cargadas (fotones) en un cierto material de masa  $dm$  (Attix, 1986).

La unidad del KERMA es el Joul/Kg que se denomina Gray (Gy).

El KERMA puede ser dividido en dos partes:

$$K = K_c + K_r \quad (4)$$

En donde  $K_c$  es el KERMA de colisión y está definido como el valor esperado de la energía neta transferida a partículas cargadas por unidad de masa en el punto de interés, excluyendo las pérdidas radiactivas de energía y la energía cedida de una partícula cargada a otra; y  $K_r$  es el KERMA de radiación, el cual está asociado a la energía llevada por los fotones.

#### **2.4.2 Dosis Absorbida**

La dosis absorbida está definida como la energía media absorbida por unidad de masa en un punto (Attix, 1986).

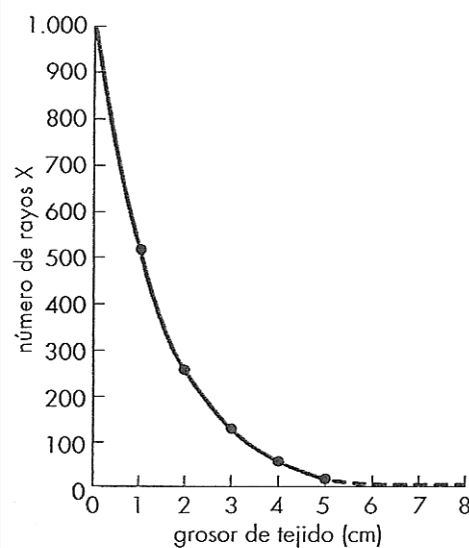
$$D_{ab} = dE_{ab}/dm \quad (5)$$

Por ser una magnitud puntual cuando se habla de dosis absorbida por un órgano o tumor nos referimos al valor promedio.

La unidad de la Dosis Absorbida es el Gray (Gy).

### 2.4.3 Relación entre Dosis Absorbida y KERMA

Para bajas energías (menores a 1 MeV) el KERMA de colisión es igual a la dosis absorbida, a esta condición se le conoce como **Equilibrio Electrónico** (Attix, 1986). Como podemos apreciar en la Figura 22, la radiación disminuye de manera exponencial a medida que aumentamos la profundidad dentro del tejido.



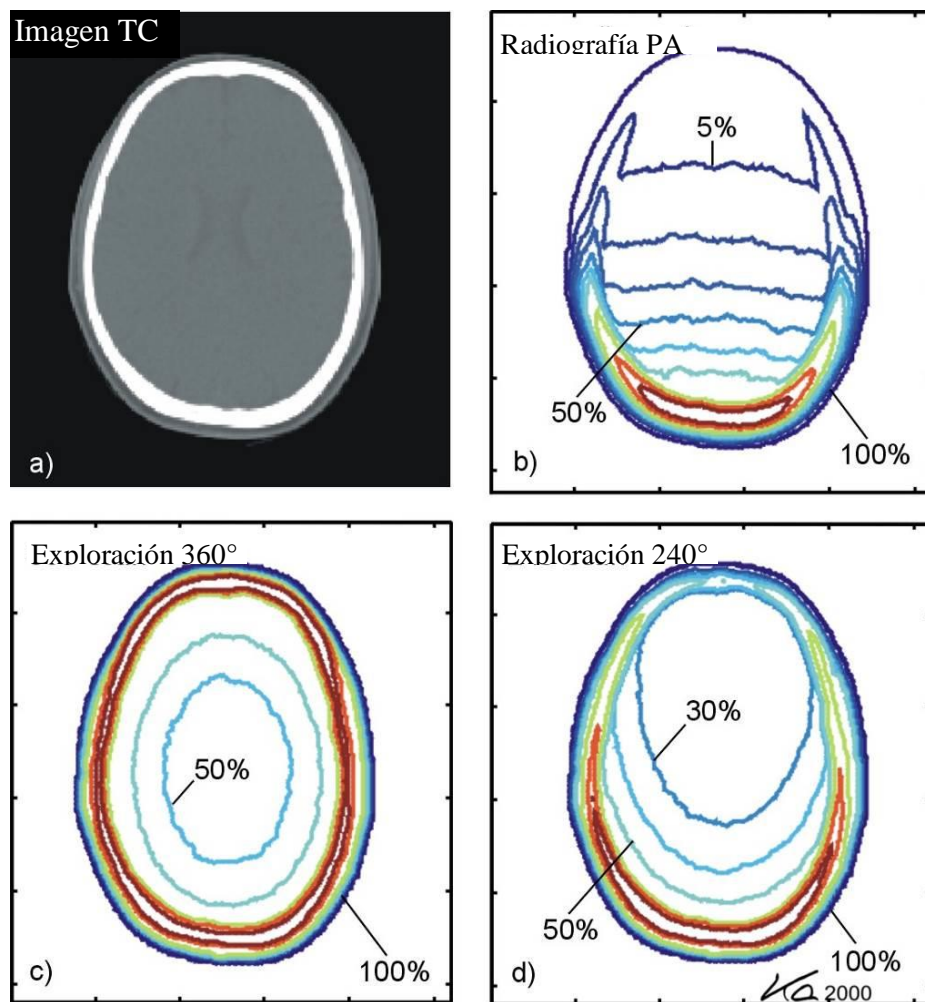
**Figura 22. Atenuación Exponencial para Fotones con Energías Menores a 1 MeV.** Tomado de “*Manual de Radiología*” de Bushong (1998)

### 2.4.4 Comparación entre la Distribución de Dosis en Radiología Convencional y Tomografía Computarizada

La distribución de la Dosis dentro del paciente con TC es completamente diferente de una Radiografía Convencional (Figura 23). En la Radiografía de proyección convencional, la dosis disminuye continuamente desde la entrada de los Rayos X hasta su salida, con una razón entre 100 a 1.000. En el caso de CT, con la geometría de rotación que es ahora común a todos los CT, la dosis es casi igualmente distribuida en el plano de exploración. Esto es principalmente una consecuencia del procedimiento de exploración, en la que el paciente es irradiado por igual desde



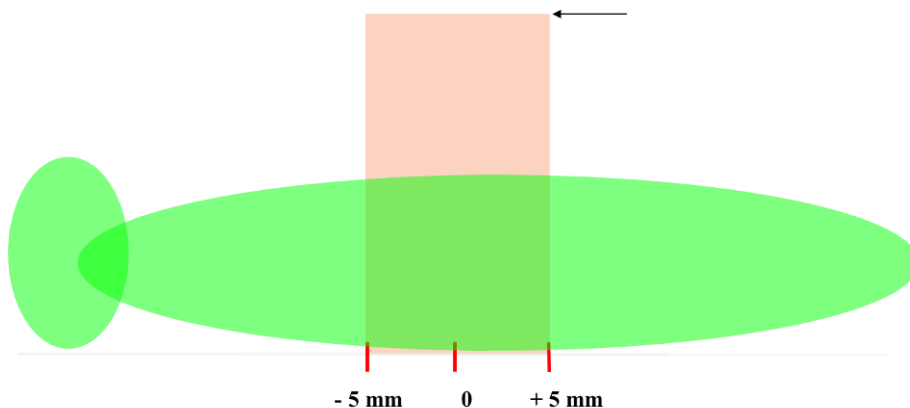
todas las direcciones durante una rotación completa del tubo de rayos X. Por lo tanto la Dosis se concentra en el centro de rotación a pesar de la atenuación del tejido circundante. Esta situación se asemeja a la irradiación de rotación que se utiliza en Radioterapia para proporcionar una relación favorable entre la Dosis a profundidad deseada y la dosis inevitable en la superficie del cuerpo. Una comparación de la dosis en piel de CT con la Radiografía Convencional de proyección no tiene ningún sentido.



**Figura 23.** Distribución de Dosis para Exámenes de Cráneo con Radiología Convencional y Tomografía Computarizada<sup>36</sup>. a) Imagen Axial de Referencia. b) Distribución de Dosis para Para Radiografía Convencional Postero-anterior (PA). c) Distribución de Dosis para Tomografía con exploración de 360°. d) Distribución de Dosis para Tomografía con exploración de 240°

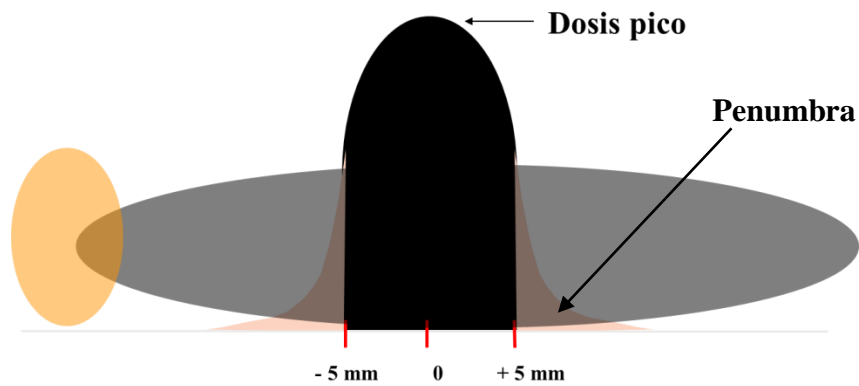
Otra diferencia fundamental es que los exámenes de TC son realizados por proyección de imagen de cortes transversales del cuerpo que sólo son de unos pocos milímetros de espesor. A medida que el perfil de dosis se muestra, la energía de Radiación se deposita no sólo en el corte en sí, sino también en los alrededores. Además de la limitada eficiencia de la colimación del haz (penumbra) y la divergencia del haz de Radiación, este fenómeno es causado principalmente por la Radiación Dispersa que se produce en el corte. El espesor nominal rebanada,  $h$ , es aproximadamente equivalente a la anchura total a la mitad del máximo del perfil de dosis, a menos que el haz este más colimado cerca del detector. Las colas del perfil de dosis por lo tanto, contribuyen de manera significativa a la dosis incluso fuera del espesor irradiado.

Por lo antes descrito el escenario ideal sería que la Dosis se limitara al volumen de interés, el cual estaría constituido por el espesor de corte. En la Figura 24 vemos un ejemplo ideal con un espesor de corte de 10 mm.



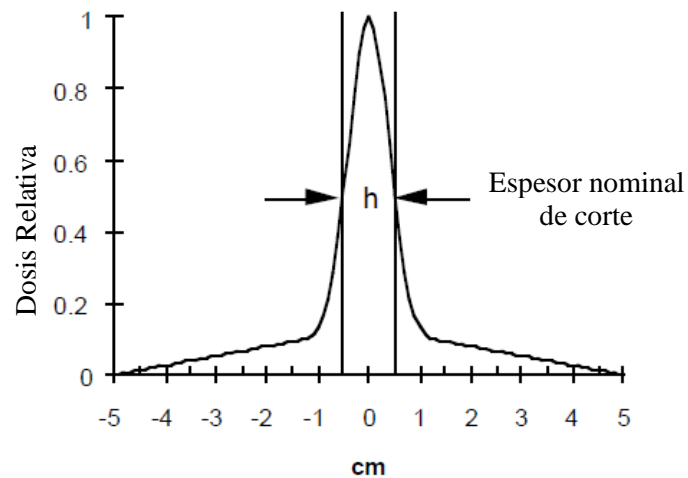
**Figura 24.** Distribución de Dosis Ideal en el Volumen de Interés<sup>36</sup>

En la realidad la distribución de la Dosis sobrepasa el volumen de interés debido a la dispersión Compton, por lo cual su distribución cambia y aparece la Penumbra en los límites del campo de Radiación, tal como se muestra en la Figura 25, esto trae como consecuencia que los tejidos adyacentes reciban una Dosis considerable del corte primario.



**Figura 25.** Distribución de Dosis Real en el Volumen de Interés

Por lo tanto el perfil de Dosis quedaría como se muestra en la Figura 26.



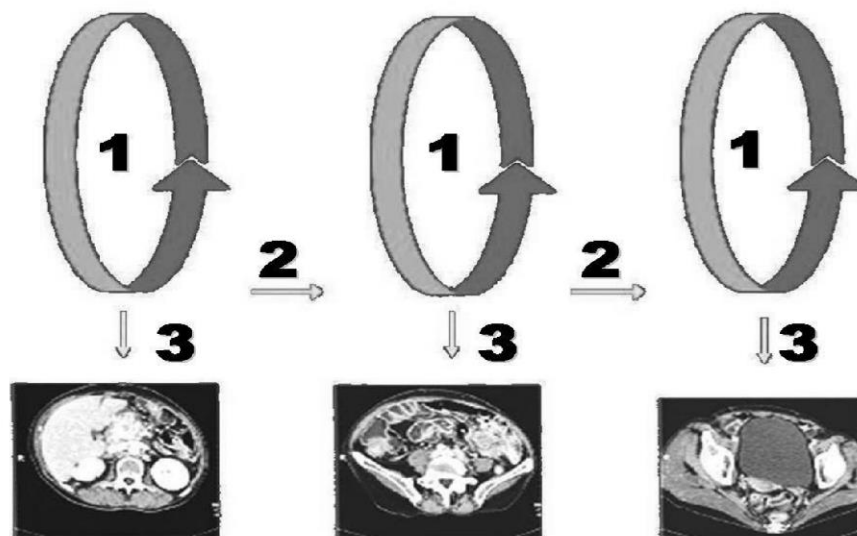
**Figura 26.** Perfil de Dosis Típico para un Espesor Nominal (h) de 10 mm <sup>36</sup>

#### 2.4.5 Modalidades de Adquisición de Imágenes por Tomografía Computarizada

Existen dos modalidades de estudio para los Tomógrafos Computarizados: Estudios realizados con Cortes Axiales (TAC) y con Cortes Helicoidales (TC). En nuestra investigación se

usan ambas modalidades, ya que los Estudios de tórax de Alta Resolución se realizan con el modo TAC y los simples con TC, las cuales se detallan a continuación:

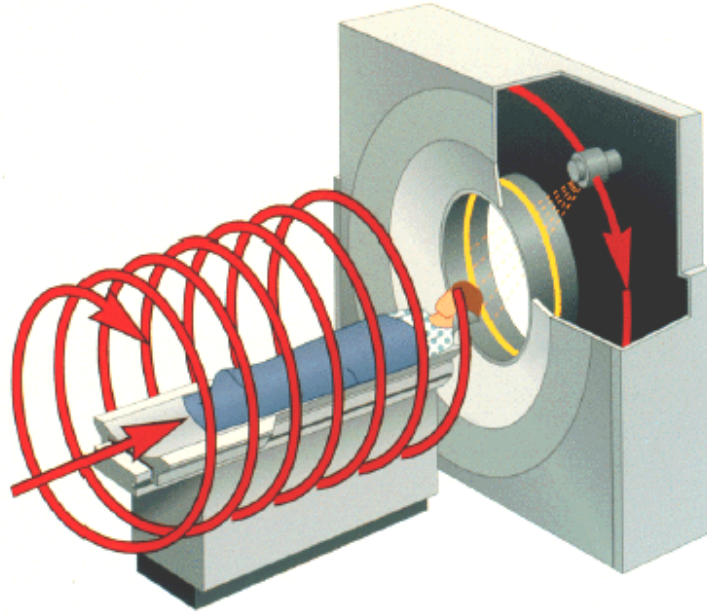
En la TAC, llamada Secuencial, el Tubo de Rayos X y los detectores rotan continuamente durante el disparo del Equipo, la mesa se mantiene estacionaria durante una vuelta completa (360°), seguidamente la mesa avanza a una nueva posición y se vuelve a realizar el disparo con el giro de 360°. Esto trae como consecuencia cortes Axiales (Transversales) del Paciente, tal como se muestra en la Figura 27.



**Figura 27.** Esquema de la Modalidad TAC <sup>36</sup>

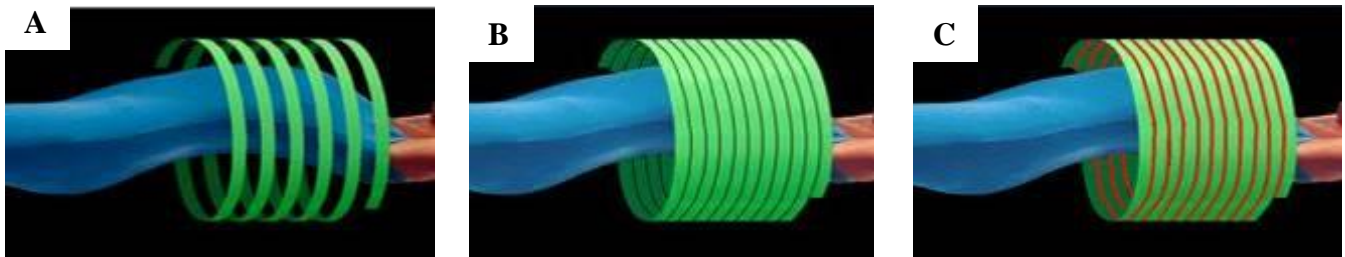
En la Tomografía Computarizada Helicoidal la camilla se encuentra en movimiento a medida que el Tubo de Rayos X dispara alrededor del paciente, como se muestra en la Figura 28, por lo cual debemos introducir el concepto de Pitch. El Pitch ( $p$ ) es la relación entre el avance de la mesa (TF, por sus siglas en ingles) y el espesor de corte ( $h$ ), tal como se muestra en la ecuación #6.

$$Pitch \ p = \frac{\text{Avance de la Camilla}}{\text{Espesor de Corte}} \quad (6)$$



**Figura 28.** Esquema de la Modalidad TC <sup>36</sup>

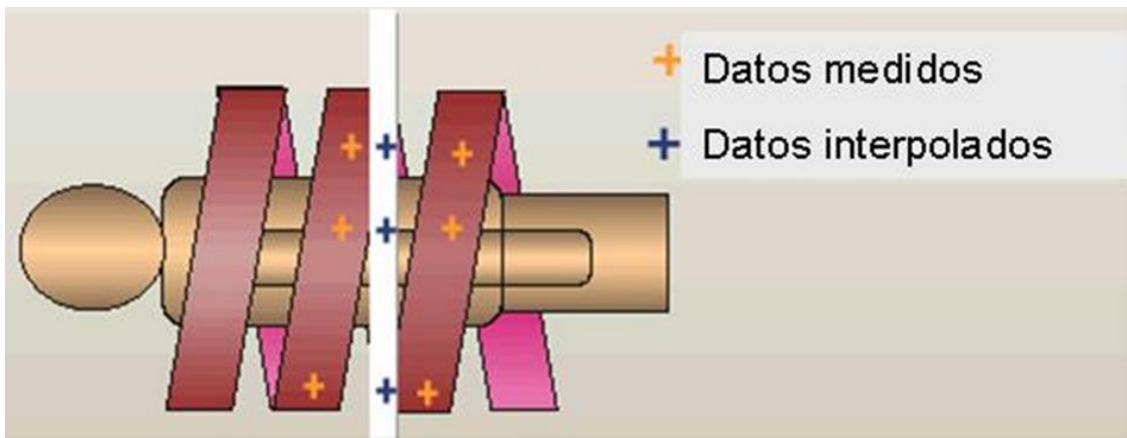
Tanto el Pitch, también llamado paso de la camilla, como el Espesor de Corte pueden ser modificados en la Tomografía Helicoidal, lo cual genera tres opciones principales de Pitch: Menor que 1, igual a 1 y mayor que 1, tal como se muestra en la Figura 29.



**Figura 29.** Variación del Pitch en sus Tres Opciones Generales.  
 A. Pitch > 1. B. Pitch = 1. Pitch < 1 e <sup>36</sup>

Cuando se utiliza la modalidad de Pitch < 1 hay un evidente solapamiento entre los cortes, esto hace que la información recibida por el equipo sea redundante con lo cual se mejora la Calidad de Imagen y no existe interpolación de datos. Esta opción se reserva para los casos que se estén buscando regiones por el orden de pocos milímetros ya que suministra la mayor Dosis al

paciente. El  $P_{\text{icht}} = 1$  es el conocido como estándar, da una Dosis media y es el más usado. El  $P_{\text{icht}} > 1$  suministra la menor Dosis al paciente por estudio pero obliga a perder información entre cortes, lo que ocasiona que el sistema interpole datos, por lo cual vamos a tener información adquirida e interpolada, tal como se muestra en la Figura 30. Se reserva esta técnica para los casos en que el objeto de interés sea del orden de centímetros o más.

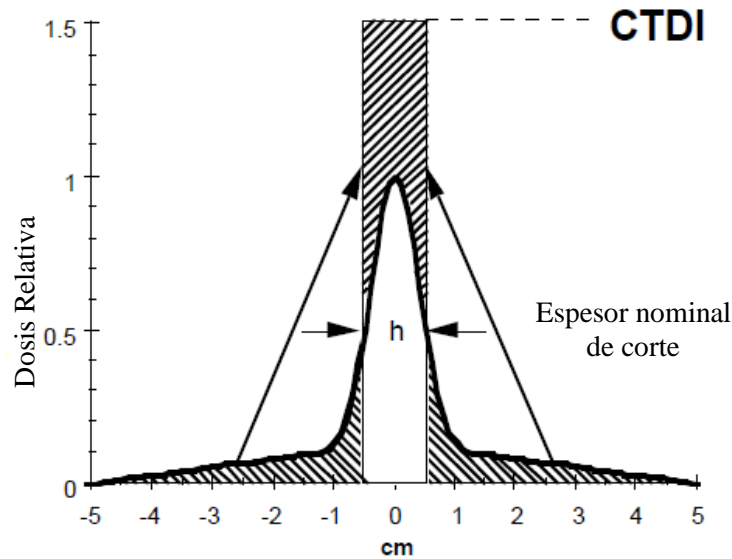


**Figura 30.** Datos Medidos e Interpolados para  $P_{\text{icht}} > 1$ <sup>36</sup>

#### **2.4.6 Índice de Dosis para Tomografía Computarizada<sup>36</sup>**

El Índice de Dosis de Tomografía Computarizada (CTDI, por sus siglas en inglés) fue el primer descriptor de dosis en TC.

Se puede definir el CTDI como el valor equivalente de la Dosis dentro del corte irradiado que resultaría si el perfil de Dosis de Radiación estuviese completamente concentrado en un perfil rectangular de ancho igual al espesor nominal del corte ( $h$ ), tal como se ilustra en la Figura 31.



**Figura 31.** Ilustración del CTDI <sup>36</sup>

La definición matemática del CTDI describe la suma de todas las contribuciones de Dosis a lo largo de una línea que es paralela al eje de rotación del equipo en el Eje Z ( $D(z)$ ), según se muestra en la ecuación 7.

$$CTDI = \frac{1}{h} \cdot \int_{-\infty}^{+\infty} D(z) \cdot dz \quad (7)$$

#### 2.4.7 Dosis Promedio en Múltiples Cortes <sup>36</sup>

La Dosis Promedio en Múltiples Cortes (MSAD, por sus siglas en inglés) considera la Dosis debido a la Dispersión de la Radiación de los cortes Adyacentes, la cual en la práctica se estima a partir de los valores de CTDI mediante la siguiente relación:

$$MSAD = \frac{1}{p} \cdot CTDI \quad (8)$$

Por lo tanto si el Picht es =1 el MSAD es igual al CTDI, para cualquier otro valor de Picht se debe usar la relación mostrada en la ecuación 8.

#### 2.4.8 Índice de Dosis para Tomografía Computarizada FDA <sup>36</sup>

En Estados Unidos la Administración de Drogas y Medicamentos (FDA, por sus siglas en inglés) utiliza un CTDI cuyo intervalo de integración abarca el equivalente a 14 veces el espesor de corte nominal, es decir, una longitud de  $\pm 7$  espesores de corte a cada lado de la zona irradiada, según se muestra en la Ecuación 9.

$$CTDI_{FDA} = \frac{1}{h} \cdot \int_{-7 \cdot h}^{+7 \cdot h} D(z) \cdot dz \quad (9)$$

#### 2.4.9 Índice de Dosis para Tomografía Computarizada en Aire (CTDI<sub>100</sub>) <sup>36</sup>

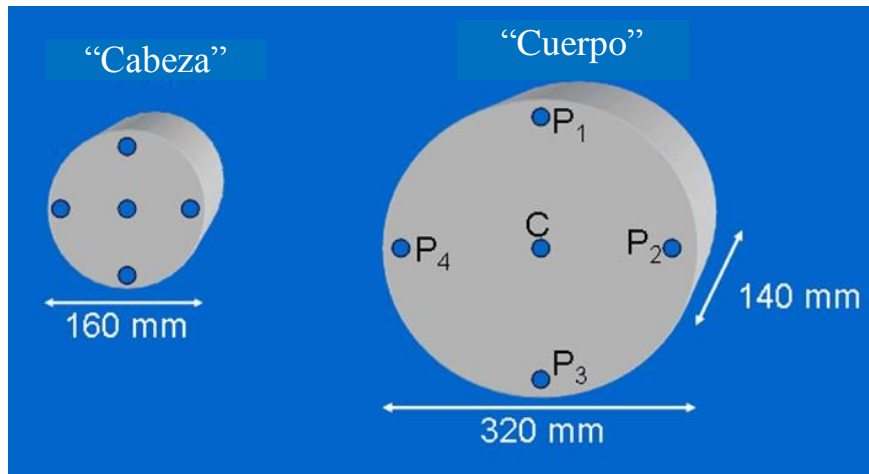
El CTDI<sub>100</sub> da cuenta del KERMA en Aire, magnitud que se mantiene a pesar de medir en maniqués de PMMA, a lo largo de 10 cm, y se expresa mediante la siguiente ecuación:

$$CTDI_{100} = \frac{1}{h} \cdot \int_{-50mm}^{+50mm} K_{air}(z) \cdot dz \quad (10)$$

Cuando realizamos las medidas en PMMA utilizamos un Maniquí cilíndrico de 16 cm (Cabeza) y 32 cm (Cuerpo) de diámetro con orificios en el eje central y periferia para poder



introducir la Cámara de Ionización tipo Lápiz de 10 cm de sección efectiva de detección y 14 cm de largo, tal como se muestra en la Figura 32.



**Figura 32.** Maniqués de PMMA Utilizados para Medir el  $CTDI_{100}$  en Centro (C) y Periferia (P) <sup>36</sup>

Cabe destacar que el  $CTDI_{100}$  se refiere a un  $Picht = 1$ .

#### 2.4.10 Índice Promedio Ponderado de Dosis para Tomografía Computarizada ( $CTDI_w$ ) <sup>36</sup>

Representa la Dosis Promedio en el plano de barrido para Irradiación continua y se describe mediante la siguiente ecuación:

$$CTDI_w = \frac{1}{3} \cdot CTDI_{100,c} + \frac{2}{3} \cdot CTDI_{100,p} \quad (11)$$

Donde:

$CTDI_{100,c}$  = Dosis medida en el Centro del Maniquí

$CTDI_{100,p}$  = Dosis medida en la Periferia del Maniquí

Cabe destacar que el  $CTDI_W$  solo representa la Dosis Promedio en el volumen barrido si el  $Picht = 1$ .

#### 2.4.11 Índice Volumétrico de Dosis para Tomografía Computarizada ( $CTDI_{vol}$ )<sup>36</sup>

Es una magnitud derivada del  $CTDI_W$  que considera barridos no continuos, es decir,  $Picht \neq 1$  y se representa mediante la ecuación # 12:

$$CTDI_{vol} = \frac{1}{p} \cdot CTDI_W \quad (12)$$

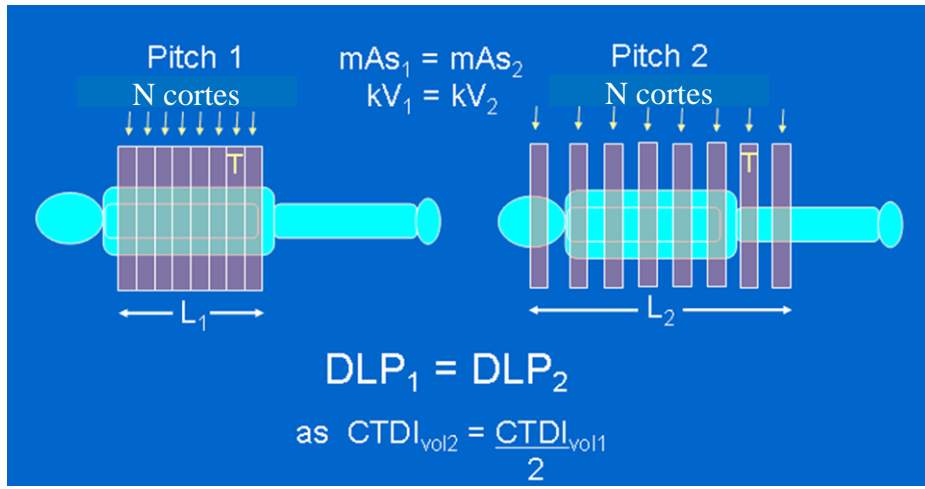
Cabe destacar que el  $CTDI_{vol}$  es comúnmente representado en la consola del equipo, aunque suele confundirse con el  $CTDI_W$ .

Este Índice es una medida de Dosis Absorbida por unidad de masa, sin embargo para medir el Riesgo Biológico por efectos Estocásticos la Energía Total Absorbida debe ser considerada, por lo tanto debemos utilizar otra magnitud que tome en consideración este punto con la finalidad de realizar estimaciones más exactas y así calcular Riesgos de forma más real.

#### 2.4.12 Producto Dosis Longitud<sup>36</sup>

El Producto Dosis Longitud (DLP, por sus siglas en inglés) representa la integral de la Dosis en términos de la longitud total de barrido, tal como se muestra en la ecuación 13. Esta magnitud da cuenta de la Dosis Absorbida en todo el Volumen Irradiado tal y como se muestra en la Figura 33. El DLP es la mejor unidad para estimar los riesgos de la Radiación por Efectos Estocásticos.

$$DLP = CTDI_{vol} \times Longitud \text{ de Barrido} \quad (13)$$



**Figura 33.** Demostración de la Relación Directa entre la Dosis Absorbida en todo el Volumen Irradiado y el Picht <sup>36</sup>

## 2.5 Índice de Masa Corporal <sup>37</sup>

El **Índice de Masa Corporal** (IMC) es una medida de asociación entre el peso y la talla de un individuo ideada por el estadista belga L. A. J. Quetelet, por lo que también se conoce como **índice de Quetelet**.

Se calcula según la expresión matemática:

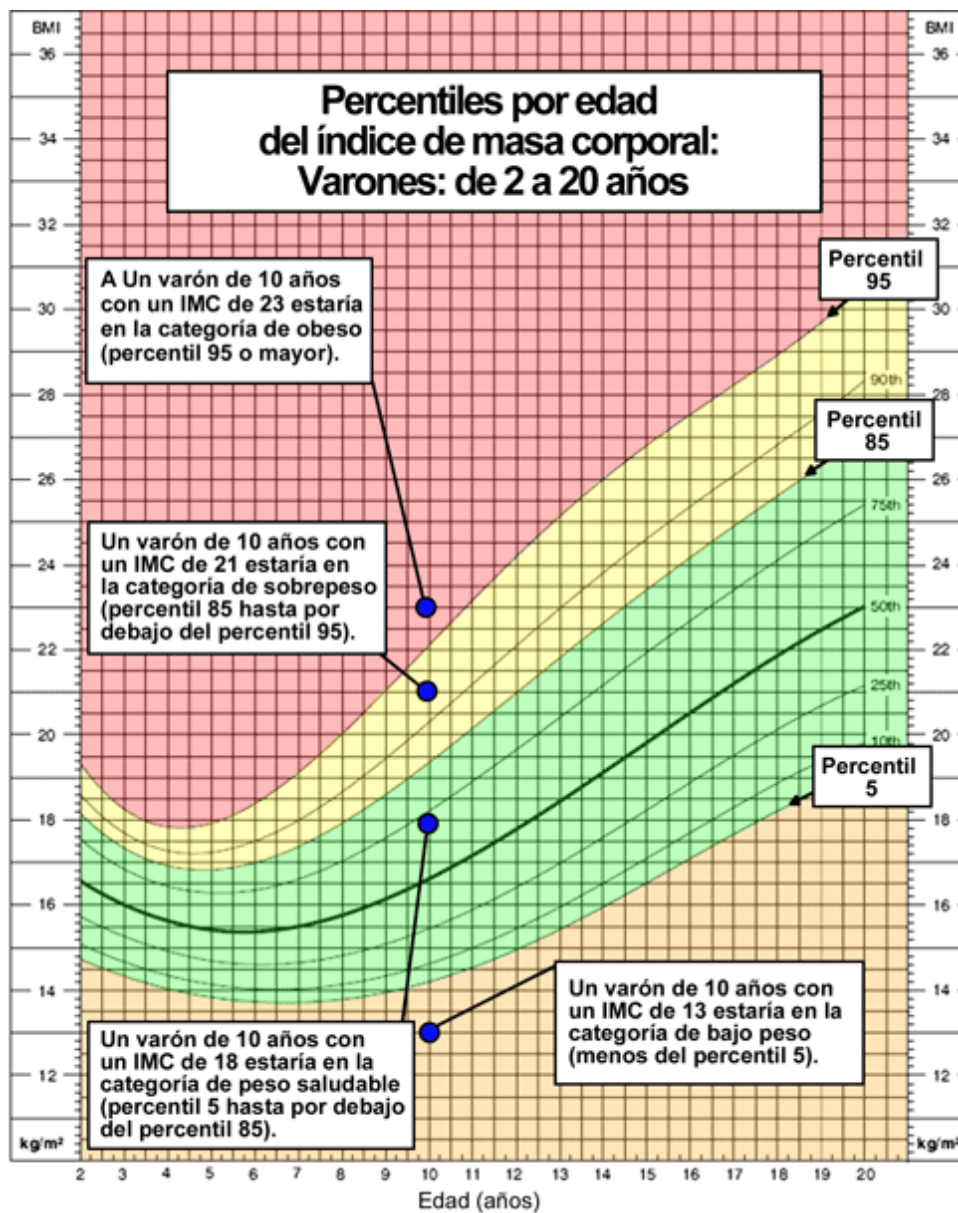
$$IMC = \frac{\text{masa}}{\text{estatura}^2} \quad (13)$$

Las unidades de medida en el sistema MKS son:

$$kg \cdot m^{-2} = kg/m^2 \quad (14)$$

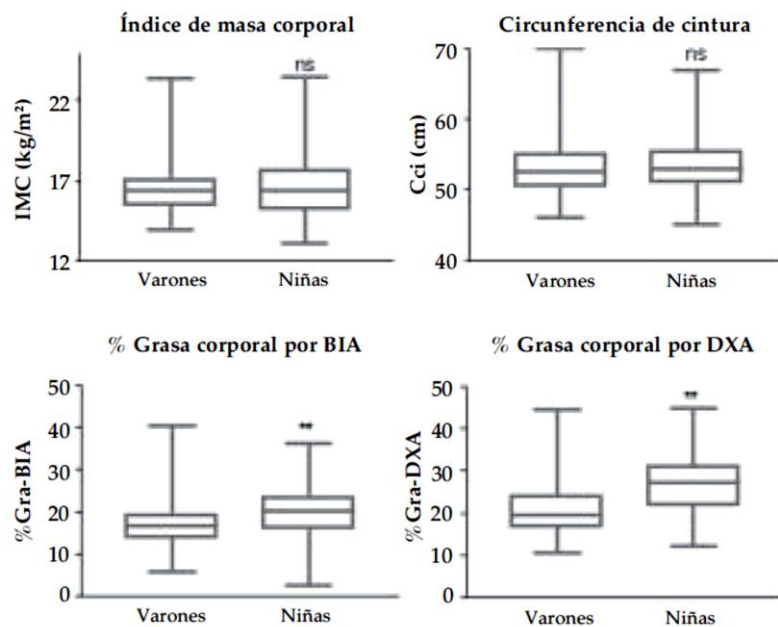
El valor obtenido no es constante, sino que varía con la edad y el sexo (Figura 34). También depende de otros factores, como las proporciones de tejidos muscular y adiposo. El Centro para Control y Prevención de Enfermedades (CDC, por sus siglas en Ingles) de Estados

Unidos indica que existe una correlación entre el IMC y la absorciometría dual de Rayos X (DXA, por sus siglas en inglés)<sup>37</sup>, debido a este hecho es que podemos ajustar los parámetros técnicos en nuestro Tomógrafo Computarizado para adaptarlos al caso particular de un Paciente Pediátrico con IMC específico, y así optimizar la Dosis suministrada sin afectar la Calidad de la Imagen.



**Figura 34.** Índices de Masa Corporal para Varones de 2 a 20 años <sup>37</sup>

Existe además un estudio realizado por P. Rodríguez y col.<sup>38</sup> en donde correlacionan los valores estimados del porcentaje de Grasa Corporal mediante 04 métodos distintos: Índice de Masa Corporal (IMC), Circunferencia de Cintura (Cci), Impedanciometría (BIA, por sus siglas en Ingles) y Absorciometría de Doble haz de Rayos X (DXA, por sus siglas en Ingles). Este estudio resulta particularmente interesante para nuestra investigación porque nos demuestra la relación entre el IMC y la variación en la absorción o atenuación de los Rayos X, tal como se muestra en la Figura 35.



**Figura 35.** Representación de la Estimación de Grasa Corporal por Método Utilizado<sup>38</sup>

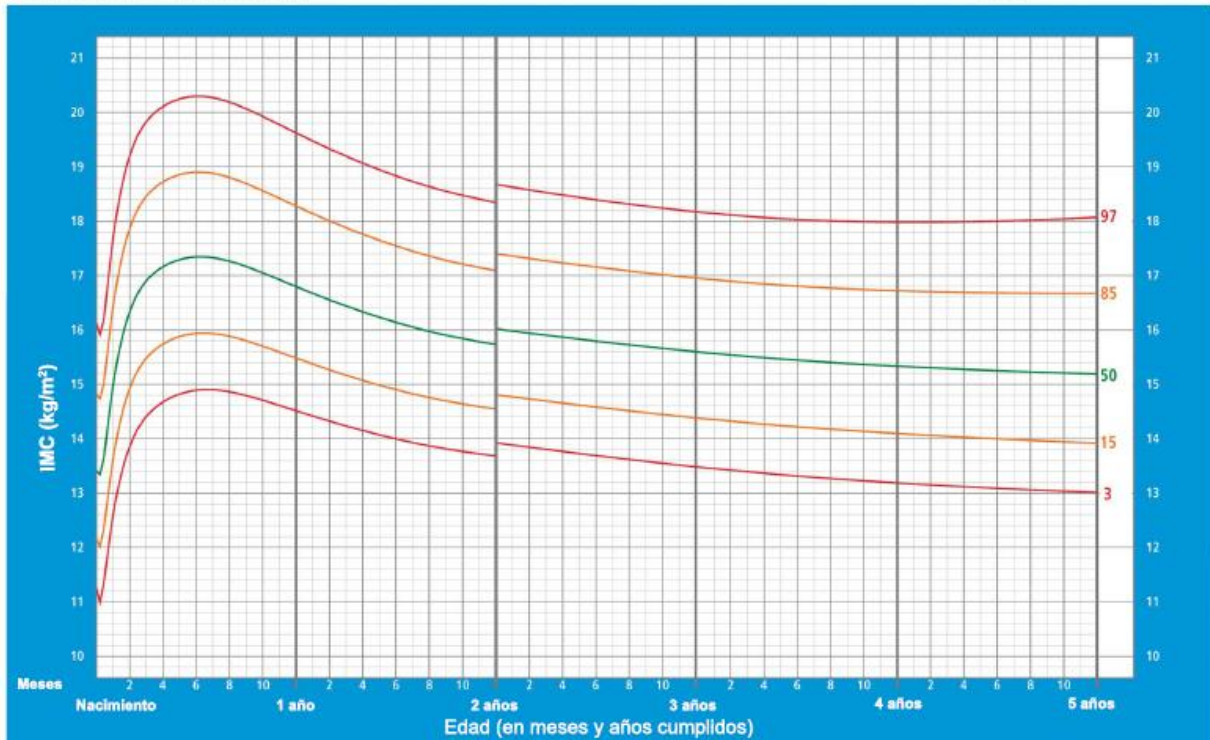
Adicionalmente podemos observar que existe una diferencia entre el sexo y la estimación de Grasa Corporal, este dimorfismo sexual no será tomado en cuenta para esta investigación.

Por otro lado, la Organización Mundial de la Salud nos ofrece los valores del IMC para niños de 0 a 5 años de edad<sup>39</sup>, tal como se muestra en la Figura 36, lo cual nos permite obtener los valores de referencia desde el momento del nacimiento, ventaja que no nos ofrecía los datos del CDC los cuales reflejan los IMC desde los 2 hasta los 20 años de edad. Estas dos informaciones

combinadas nos ofrecen el panorama completo, el cual nos servirá de referencia para nuestra investigación.

## IMC para la edad Niños

Percentiles (Nacimiento a 5 años)



Patrones de crecimiento infantil de la OMS

**Figura 36.** Datos de Referencia de la OMS para IMC en Niños de 0 a 5 años <sup>39</sup>

## 2.6 Calidad de Imagen<sup>36</sup>

Se define como la capacidad de presentar con exactitud las estructuras del cuerpo humano. Una imagen de Alta Calidad es aquella que presenta exactamente la parte en estudio, permitiendo realizar el mejor Diagnóstico Posible.

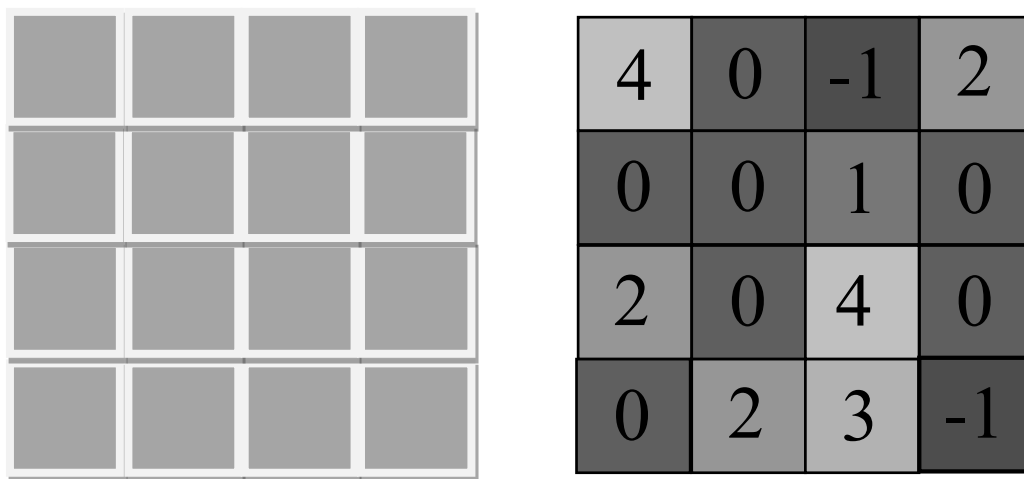
Debemos siempre escoger los Protocolos apropiados para Optimizar las Características de Calidad de Imagen específica a los objetivos Clínicos, este proceso de optimización es un balance

entre las varias características de la Calidad de la Imagen (AHAN) y la Dosis Absorbida por el Paciente (ALARA).

## 2.6.1 Factores que Afectan la Calidad de Imagen y la Dosis en Tomografía Computarizada <sup>36</sup>

### 2.6.1.1 El Ruido <sup>36</sup>

Es la variación del número CT en la Imagen de un objeto uniforme. En esta investigación lo vamos a medir como la desviación estándar (SD, por sus siglas en ingles) de los números CT de la Imagen en el maniquí Gammex 464, módulo #3. Como ejemplo podemos ver en la Figura 37 una matriz homogénea, es decir, con la misma escala de grises para cada pixel, la cual se transforma en una imagen con distintas escalas de grises en cada pixel, este fenómeno es causado por el Ruido que es el resultado de un proceso aleatorio de las interacciones de los Rayos X, su detección y posterior procesamiento



**Figura 37.** A. Matriz Homogénea. B. Representación del Ruido en la Imagen como Distintas escalas de Grises Provocadas por el Ruido<sup>36</sup>

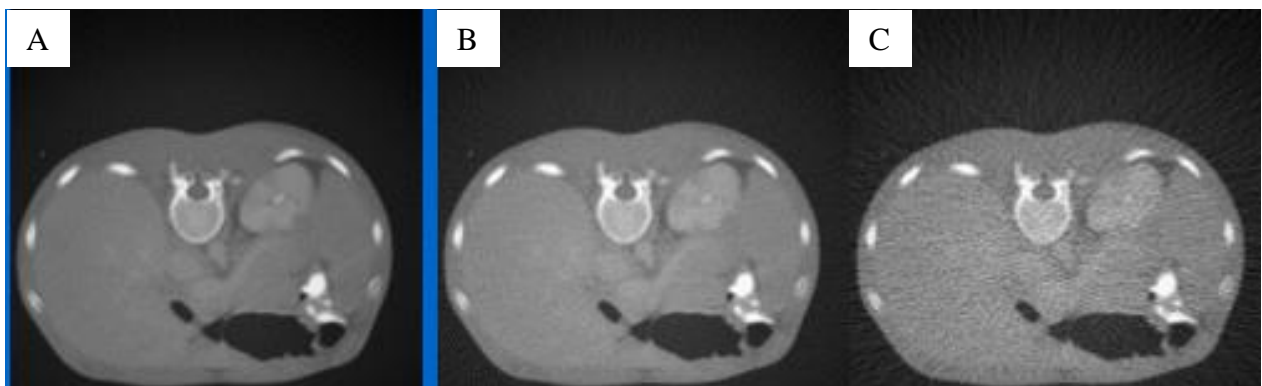
Entre los factores que afectan el Ruido tenemos:

#### 2.6.1.1.1 El Voltaje (V)<sup>36</sup>

Afecta el grado de atenuación y producción de los fotones, esto significa que al bajar el Voltaje los fotones son atenuados con mayor facilidad por el paciente, lo que trae como consecuencia menor información en los Detectores de Radiación y esto se traduce en un aumento del Ruido en la Imagen.

#### 2.6.1.1.2 Corriente del Tubo y Tiempo de Barrido (mAs)<sup>36</sup>

Directamente proporcional al número de Fotones producidos. Se debe hacer un fuerte compromiso con estos parámetros debido a que a mayor mAs mejor Calidad de Imagen pero también mayor Dosis. Optimizar el mAs es la prioridad de los Protocolos propuestos en esta Investigación sin descuidar, por supuesto, los criterios de Calidad de Imagen establecidos anteriormente. En la Figura 38 se muestra el efecto del mAs en la Calidad de la Imagen.



**Figura 38.** Efecto del mAs en la Calidad de la Imagen por Tomografía Computarizada  
A. Alto mAs. B. Medio mAs. C. Bajo mAs<sup>36</sup>

#### 2.6.1.1.3 Espesor de Corte<sup>36</sup>

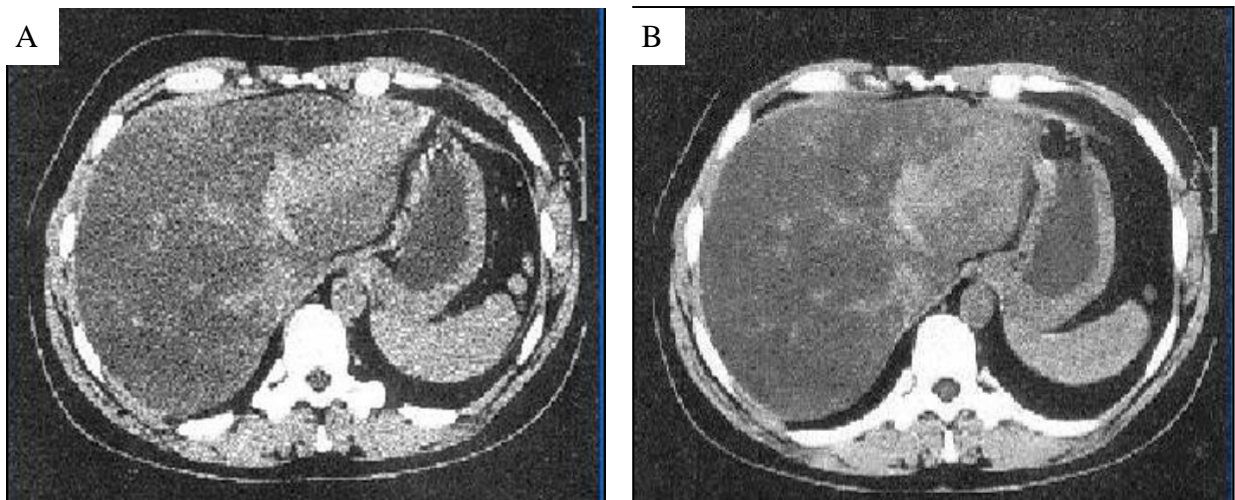
El espesor de corte con el que se va a realizar una exploración de TC, depende del tamaño de la estructura anatómica. Por ejemplo para el tórax, el abdomen o el cráneo se utilizan



espesores de corte que oscilan entre 5 y 8 mm. El espesor de corte se puede modificar desde la consola de mando del equipo, donde aparece con el término de "colimación". La influencia del Espesor de Corte en las Imágenes Tomográficas podemos apreciarlas en la Figura 39.

El espesor de corte seleccionado por el Técnico influye notablemente en la calidad de las imágenes que se obtienen. Aunque hay una creencia generalizada de que con espesores muy finos la exploración mejora, no siempre es así.

Grandes espesores mejora el contraste pero disminuye la resolución espacial. En las exploraciones del hígado y del cerebro resulta efectivo para detectar metástasis. Espesores de corte muy fino, entre 0,5 y 2 mm (Tomografía Axial Computarizada de Alta Resolución), mejora la resolución espacial, pero disminuye el contraste. Útil en las enfermedades pulmonares difusas que afectan al intersticio o a los alvéolos.



**Figura 39.** Efecto del Espesor de Corte en la Calidad de la Imagen por Tomografía Computarizada A. Espesor de Corte de 2 mm. B. Espesor de Corte de 10 mm<sup>36</sup>

#### 2.6.1.1.4 Matriz de Reconstrucción <sup>36</sup>

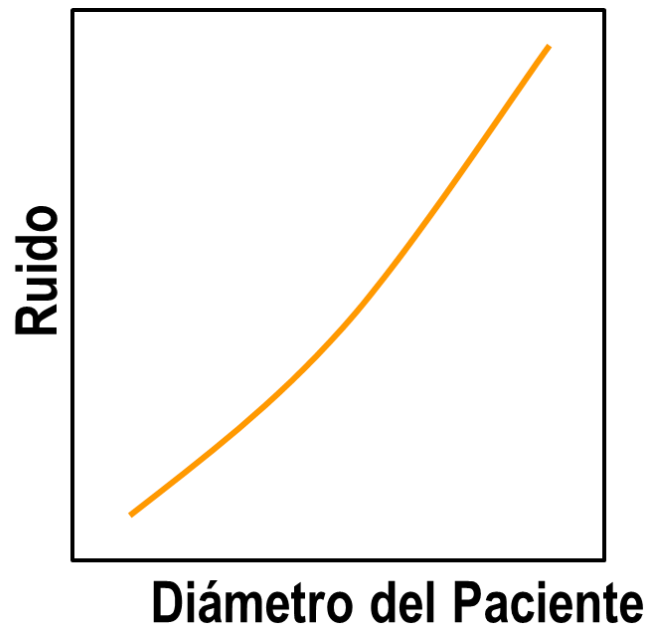
Es el conjunto de Pixeles Utilizados en la Reconstrucción de la Imagen, ordenados en filas y columnas. Generalmente se usan de 512x512 o 1024x1024, este parámetro modifica la Resolución Espacial en la imagen. El efecto descrito se muestra en la Figura 40.



**Figura 40.** Influencia de la Matriz de Reconstrucción en el Ruido y la Resolución Espacial  
A. Matriz de 64x64 y 256 escalas de grises. B. Matriz de 512x512 y 256 escalas de grises <sup>36</sup>

#### 2.6.1.1.5 Diámetro del Paciente<sup>36</sup>

El nivel del Ruido se duplica por cada 8 cm de incremento en el diámetro del Paciente, este efecto en pacientes Pediátricos es una ventaja ya que una de sus características es poseer menor diámetro que los adultos (Figura 41). Esta regla estrictamente hablando no es exacta pero da una buena aproximación a la hora de estimar los parámetros que debemos escoger a la hora de realizar los estudios de Tórax.



**Figura 41.** Aumento Cualitativo del Ruido en Función del Diámetro del Paciente<sup>36</sup>

### 2.6.1.2 Resolución de Contraste<sup>36</sup>

Da cuenta de la capacidad que tiene un sistema de Imágenes para discriminar pequeños cambios de densidad. Para el caso de la Tomografía Computarizada los cambios de densidades se consideran para objetos que encuentren en orden de 2 a 3 mm cuya densidad varíe ligeramente con respecto a la densidad del Fondo Natural o mejor conocido como Background, en el cual se localizan. Si evaluamos el contraste en función de los números CT tenemos:

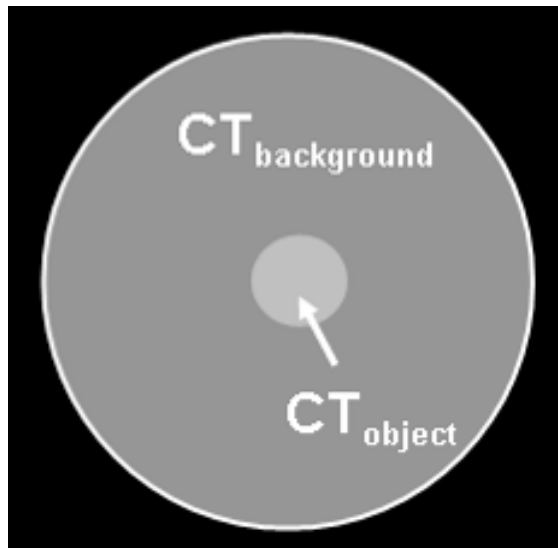
$$\textit{Contraste} = CT_B - CT_A \quad (14)$$

Donde:

$CT_B$ = Unidades CT de tejido adyacente

$CT_A$ = Unidades CT de objeto

El contraste también lo podemos definir como la habilidad para detectar diferencias de tejidos con densidades similares, es decir, diferenciar pequeños cambios de atenuación. Esto se ejemplifica en la Figura 42.



**Figura 42.** Diferencia de Contraste entre un Objeto y su Fondo Natural<sup>36</sup>

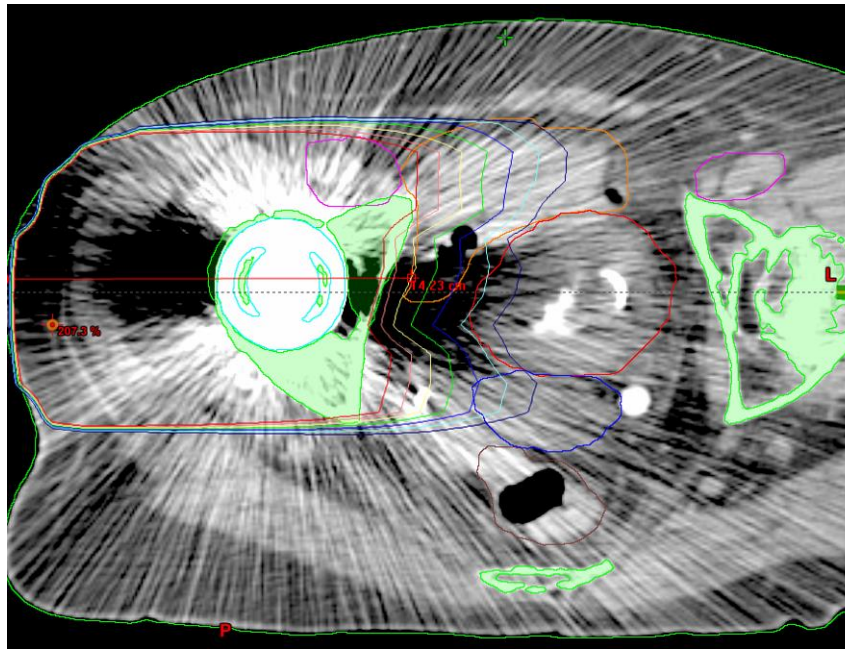
Típicamente el contraste en Radiología General es de alrededor de un 10%, mientras que en Tomografía Computarizada es menor al 1%.

### 2.6.1.3 Artefactos<sup>36</sup>

Son las discrepancias sistemáticas entre los números CT en la imagen reconstruida y los verdaderos coeficientes de atenuación del Objeto, es decir, cualquier elemento que aparezca en la Imagen y que no pertenezca a ella, como ejemplo dejamos la Figura 43. Entre los Artefactos Existen varias clasificaciones:

- a. Tiras o Rayas (Streaking): provocadas por la inconsistencia de una lectura simple.
- b. Sombreado (Shading): Debido a un grupo de canales que se desvían del valor verdadero.

- c. Anillos (Rings): Debido a la calibración de un único detector o problemas con la puesta a tierra.
- d. Distorsión (Distortion): Debido a la interpolación en Tomografía Helicoidal.



**Figura 43.** Artefactos Provocado por Prótesis de Titanio en el Paciente<sup>36</sup>

En cuanto al origen de los Artefactos, tenemos los siguientes:

- a. Físicos:
  - i. Endurecimiento del Haz.
  - ii. Efecto de Volumen Parcial.
  - iii. Escases de fotones.
- b. Pacientes:
  - i. Metal.
  - ii. Movimiento del Paciente.
  - iii. Campo de barrido inadecuado.

- c. Tomógrafos:
  - i. Sensibilidad de los detectores.
  
- d. Técnica Helicoidal:
  - i. Interpolación de datos entre cortes Helicoidales.

## **2.7 Estimación de Dosis para Tamaño Específico de Pacientes Pediátricos en CT<sup>1</sup>**

La Estimación de Dosis para Tamaño Específico (SSDE, por sus siglas en inglés) de Pacientes Pediátricos en TC, se encuentra descrita en la publicación No. 204 de la AAPM, gracias a los factores de corrección que proveen, nos permite ajustar la Dosis recibida por los pacientes en función de sus características individuales. Esto es necesario debido a que los Equipos de Tomografía se alimentan de información provenientes de Maniqués de PMMA de 16 cm y 32 cm, por esta razón se desconoce con exactitud la Dosis individual específica recibida por los pacientes que no posean un espesor que corresponda a los valores mencionados anteriormente.

### **2.7.1 Dimensión Lateral <sup>1</sup>**

La Dimensión Lateral (LAT) es la que tomaremos de lado a lado del paciente o de izquierda a derecha de la zona adquirida vista desde un corte Tomográfico Axial. La podemos obtener del paciente con la ayuda de un Espesómetro o midiéndola con una herramienta que nos proporciona el software del equipo una vez obtenida la imagen por CT. Para referencia podemos observar la Figura 44.

### 2.7.2 Dimensión Anteroposterior <sup>1</sup>

La Dimensión Anteroposterior (AP) es el espesor desde la superficie anterior del paciente hasta la posterior, por ejemplo, desde el estómago hasta la espalda. Las medidas de este valor la podemos obtener de igual manera mediante un Espesómetro o imagen adquirida con CT. Para referencia podemos observar la Figura 44

### 2.7.3 Diámetro Efectivo<sup>1</sup>

Representa el diámetro del paciente en una localización a lo largo del eje Z (cráneo caudal) asumiendo que el paciente tiene una sección transversal circular. Por supuesto a pesar que partes del cuerpo se asemejan a una sección circular, no lo son. Entonces el Diámetro Efectivo se obtiene de un círculo que contiene la misma área que la sección transversal del paciente, tal como se muestra en la Figura 44. Para el cálculo de este parámetro asumimos entonces un sección transversal elíptica para LAT y AP, según como se muestra en las siguientes ecuaciones:

$$r_1 = \frac{LAT}{2} \quad (15)$$

$$r_2 = \frac{AP}{2} \quad (16)$$

Entonces, para calcular el área de la elipse usamos:

$$A = \pi r_1 r_2 \quad (17)$$

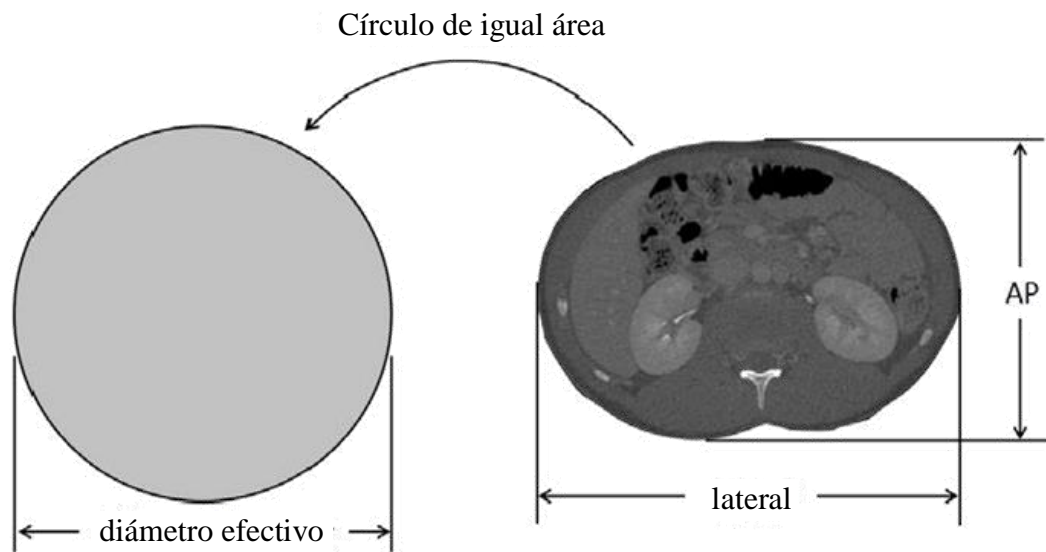
Para el Área Efectiva de la sección transversal del paciente tenemos:

$$\text{Diámetro Efectivo} = 2 \sqrt{\frac{A}{\pi}} \quad (18)$$

Entonces sustituyendo el Área nos queda:

$$\text{Diámetro Efectivo} = \sqrt{AP \times LAT} \quad (19)$$

Por lo tanto para calcular el Diámetro Efectivo del Paciente basta con conocer el Espesor LAT y AP



**Figura 44.** Dimensiones AP, LAT y Diámetro Efectivo Correspondiente a un Círculo cuya área es Igual a la Sección Transversal del Paciente en la Imagen CT<sup>1</sup>



## Capítulo III

# Metodología Experimental

### 3.1 Tipo de Estudio

Para lograr el cumplimiento de los objetivos propuestos en este trabajo, desarrollamos un Proyecto Tecnológico (LaCueva, 2007). Para delimitar las diferentes interpretaciones a que da lugar esta idea, es necesario destacar que cuando hacemos referencia a un proyecto estamos hablando de:

1. Diseño o pensamiento de ejecutar algo.
2. Plan y disposición que se forma para un tratado o para la ejecución de una cosa de importancia.
3. Conjunto de diseños, planos y cálculos, plantas, alzados, perspectivas, y la documentación técnica de distinta índole que determinan todo lo necesario para la construcción de una obra arquitectónica.

Cuando hablamos de Proyecto Tecnológico, estamos considerando todo lo anterior, pero aludiendo a un campo de contenidos mucho más amplio, inserto en el campo social-productivo.

Se entiende por Proyecto Tecnológico una secuencia de etapas que tienen como objetivo la creación, modificación y/o concreción de un producto, o la organización y/o planificación de un proceso o de un servicio.

El proyecto tecnológico es el resultado de una búsqueda tendiente a solucionar, metódica y racionalmente, un problema del mundo material (problema tecnológico). El objetivo de un Proyecto Tecnológico es satisfacer una necesidad, deseo o demanda concreta (la necesidad de vivienda, de medios de transporte, de organizar los servicios de una ciudad, etc.).

En los proyectos tecnológicos, las etapas que conducen a la solución del problema son función de múltiples factores (las características del problema, cómo encarar su solución, los medios de que se dispone, cómo subdividir las etapas y cómo denominarlas, etc.), de allí las diversas formas de plantear y presentar las etapas de los proyectos tecnológicos.

### **3.2 Procedimiento Experimental**

A continuación detallaremos los procedimientos necesarios para el diseño de Protocolos que permitan reducir las Dosis Suministradas en Pacientes sometidos a estudios de Tórax por Tomografía Computarizada.

#### **3.2.1 Búsqueda de una Problemática**

En primer lugar se realizó una búsqueda con la finalidad de determinar una problemática que necesitara una respuesta rápida y efectiva, con el mayor impacto posible para la sociedad, la cual debería contener una aplicación inmediata. Esto trajo como consecuencia la propuesta de un método que fuese capaz de Reducir en la medida de lo posible las Dosis de Radiación que actualmente reciben los Pacientes Pediátricos en los Estudios de Tórax por TC, sin que esto conspira con los criterios mínimos de Calidad de Imagen establecidos en esta Investigación.

#### **3.2.2 Búsqueda de Antecedentes**

Una vez hemos decidido realizar los Protocolos para la Optimización de Dosis, se comenzó una búsqueda bibliográfica que permitiera determinar los antecedentes de los cuales se

pudiese basar el diseño de los Protocolos propuestos, encontrándose de esta manera diversas publicaciones, las cuales se detallan en la sección 1.4 de esta Investigación.

### **3.2.3 Diseño de Protocolos para Reducción de Dosis en Pacientes Pediátricos Sometidos a Estudios de Tórax por TC**







Basado en los antecedentes descritos en el presente trabajo, se procedió a la elaboración de Protocolos, el cual tuvo en consideración dos grandes grupos: La Dosis Absorbida por el Paciente (ALARA) y la Calidad de Diagnóstica de la Imagen (AHAN).

## **3.3 Control de Calidad del Tomógrafo Computarizado**

Con el fin de garantizar que nuestro Equipo de Tomografía se encuentra funcionando dentro de los Parámetros establecidos por las Norma Venezolanas COVENIN<sup>40</sup> y las Recomendaciones Internacionales<sup>41,42</sup>, se procedió a realizar un Control de Calidad completo donde se realizaron las pruebas necesarias para evaluar tanto los aspectos Dosimétricos como los concernientes a la Calidad de la Imagen.

### **3.3.1 Aspectos Generales**

Para validar los equipos de TC, desde el punto de vista Dosimétrico e Imagenológico, es necesario verificar diversos parámetros, como los son:

-  Coincidencia de Indicadores Luminosos Internos (Laser) con el Haz de Radiación
-  Alineación de la Mesa en el eje Longitudinal
-  Desplazamiento Longitudinal de la Camilla
-  Linealidad y Reproducibilidad de la Exposición
-  Espesor de Corte
-  Cálculo de Magnitudes Dosimétricas Utilizadas en TC

- 🔍 Resolución de Bajo y Alto Contraste
- 🔍 Ruido y Artefactos
- 🔍 Unidades CT

Las Dosis de Radiación recibidas por los pacientes sometidos a exámenes de TC son significativamente más elevadas que en Radiología Convencional. Actualmente la Práctica de TC es la principal fuente de Exposición en Radiología Diagnóstica.

Diversos estudios han demostrado que a partir de la optimización de las técnicas empleadas es posible obtener una reducción importante de la Dosis, manteniendo la Calidad de la Imagen<sup>13,16,18</sup>. Los niveles Orientativos en TC, empleados en los procesos de Optimización, están definidos para exámenes de Cráneo y Tórax. Por esta razón, luego de realizar las medidas, estas deben ser comparadas con los límites establecidos por las autoridades locales, y en caso de no contar con esto debemos referirnos a las Recomendaciones Internacionales.

### **3.3.2 Caracterización del Equipo Utilizado a ser Evaluado**

El TC utilizado en nuestra Investigación es de la casa comercial General Electric, modelo CT/e Dual de 2 cortes, el cual se encuentra ubicado en las Instalaciones de La Maternidad La Floresta en Maracay, Edo. Aragua. Se escogió este equipo gracias a que al ser un Centro Materno Infantil que cuenta una gran base de datos sobre estudios de Tórax en Pacientes Pediátricos, además ofrecieron disponibilidad para el uso durante las pruebas necesarias para llevar a cabo esta investigación y los Protocolos de Optimización podrían ser aplicados a corto plazo, por lo cual existe un particular interés. En la Figura 45 se muestra el TC antes mencionado realizando un estudio de Tórax en paciente Pediátrico.



**Figura 45.** Imagen de Referencia del CT Utilizado en nuestra Investigación Durante un Procedimiento Diagnóstico de Tórax en Paciente Pediátrico

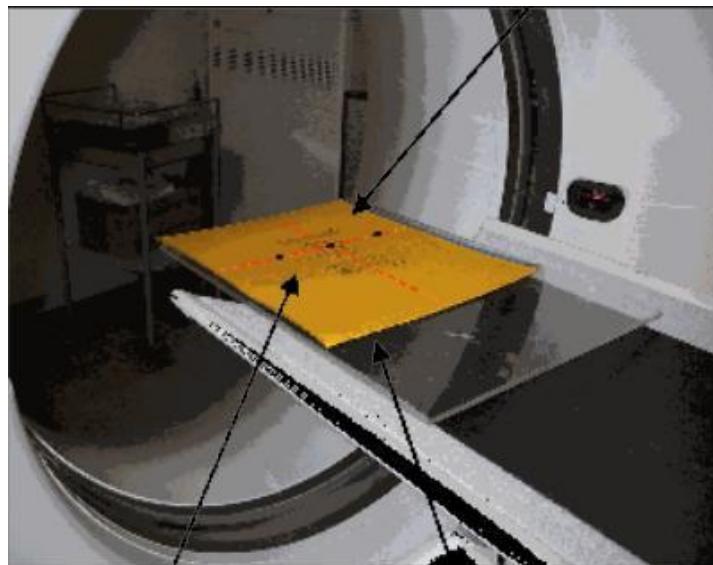
### **3.3.3 Pruebas de Control de Calidad Para Tomografía Computarizada<sup>36</sup>**

#### **3.3.3.1 Metodología y Resultados para Coincidencia de los Indicadores Luminosos (Laser) con el Haz de Radiación**

La Metodología para llevar a cabo esta prueba fue la siguiente:

- a. Fijamos el sobre al soporte
- b. Trazamos una recta en el sobre
- c. Colocamos el soporte horizontalmente sobre la mesa;
- d. Posicionamos el soporte de manera que la recta coincida con el indicador luminoso externo (laser) y fijar ésta como la posición cero
- e. Accionamos el comando de desplazamiento automático de la mesa
- f. Encendemos el indicador luminoso interno

- g. Medimos la distancia entre el indicador luminoso interno y la recta, registrar el valor encontrado (Figura 46)
- h. Exponemos la película usando un corte estrecho con 80 mAs y 120 KVp
- i. Marcamos la posición de la recta sobre la película abriendo orificios a lo largo de ella
- j. Después de procesar la película radiográfica medimos la distancia entre los orificios y el punto medio del campo de radiación (Figura 47).



**Figura 46:** Imagen de Referencia para Coincidencia del Indicador Luminoso Interno con el Haz de Radiación



**Figura 47:** Resultados del Indicador Luminoso y Coincidencia del Haz de Radiación

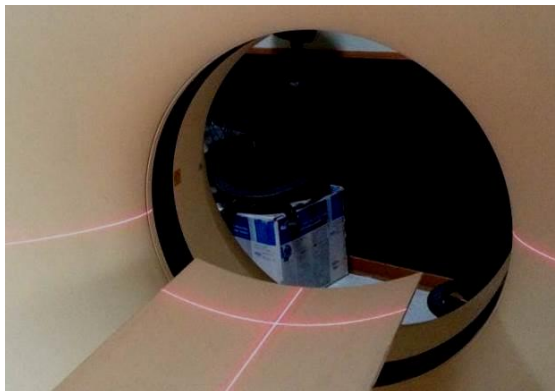
**Tabla 3:** Resultados de coincidencia de Haz luminoso con Haz de Radiación.

	Valores Medidos (mm)	Tolerancia (mm)	Conforme
<b>Coincidencia del Indicador Luminoso con el Haz de Radiación</b>	1,1	$\leq 2$	Si

### 3.3.3.2 Metodología y Resultados para Alineación de la Mesa en el Eje Longitudinal

La Metodología para llevar a cabo esta prueba fue la siguiente:

- a. Colocamos 50 cm de cinta adhesiva sobre la línea media longitudinal de la mesa Trazar sobre la cinta adhesiva la línea que corresponde a la posición del eje longitudinal de la mesa determinada con la cinta métrica.
- b. Fijamos horizontalmente una tira de cinta adhesiva en el centro de apertura del gantry. Marcar en esta cinta la posición central de apertura, si preferir utilizar el nivel de plomada.
- c. Con la mesa y el “gantry” en inclinación cero, introducir la mesa dentro del “gantry”
- d. Desplazamos verticalmente la mesa hasta el nivel de la tira.
- e. Señalamos sobre la cinta adhesiva fijada en la mesa la posición del centro de apertura del gantry y la posición del indicador sagital.
- f. Desplazamos la mesa longitudinalmente.
- g. Repetimos tres veces en diferentes puntos, cubriendo la longitud total de la cinta adhesiva.
- h. Trazar sobre la misma cinta la posición del indicador luminoso sagital.
- i. Medimos la distancia entre las marcas correspondientes al isocentro y la recta que representa el indicador luminoso.
- j. Registramos la distancia máxima.
- k. Medimos la distancia entre las marcas correspondientes al isocentro y el eje longitudinal de la mesa.



**Figura 48:** Imagen de Referencia para Alineación de la Camilla en el Eje Longitudinal

**Tabla 4:** Resultados de la Alineación de la Camilla en el Eje Longitudinal

	Valores Medidos (mm)	Tolerancia (mm)	Conforme
Desviación en el Eje Longitudinal	2	$\pm 2$	Si

### 3.3.3.3 Metodología y Resultados para Desplazamiento Longitudinal de la Mesa

La Metodología para llevar a cabo esta prueba fue la siguiente:

- a. Marcamos sobre tirro escolar una línea de referencia
- b. Fijamos el tirro a la mesa haciendo coincidir la línea con el indicador luminoso externo axial
- c. Cargamos la mesa con 20 kg en el extremo
- d. Desplazamos la mesa 300 mm en una dirección y marcamos sobre el tirro la posición final señalada por el indicador luminoso
- e. Registramos la diferencia entre la distancia recorrida y la indicada en el gantry
- f. Desplazamos la mesa, desde la consola, en sentido contrario hasta la posición inicial indicada en el gantry
- g. Registramos la distancia entre la posición inicial de la línea de referencia y su posición final señalada por el indicador luminoso (regreso a la posición inicial)



**Figura 49:** Imagen de Referencia para Desplazamiento de la Camilla en el Eje Longitudinal



**Tabla 5:** Resultados del Desplazamiento Longitudinal de la Mesa

	Valores Medidos (mm)	Tolerancia (mm)	Conforme
<b>Desplazamiento Longitudinal de 100 mm</b>	1,0	± 2,0	Si

### 3.3.3.4 Metodología y Resultados para Angulación del Gantry

La Metodología para llevar a cabo esta prueba fue la siguiente:

- Colocamos Chasis como se muestra en la Figura 40.
- Realizamos un disparo con la técnica más baja posible para una Angulación del Gantry de -15°, 0° y 15°.
- Medimos la angulación en la imagen y la comparamos con los valores de referencia.



**Figura 50:** Imagen de Referencia para Angulación del Gantry e Imagen Radiológica Correspondiente

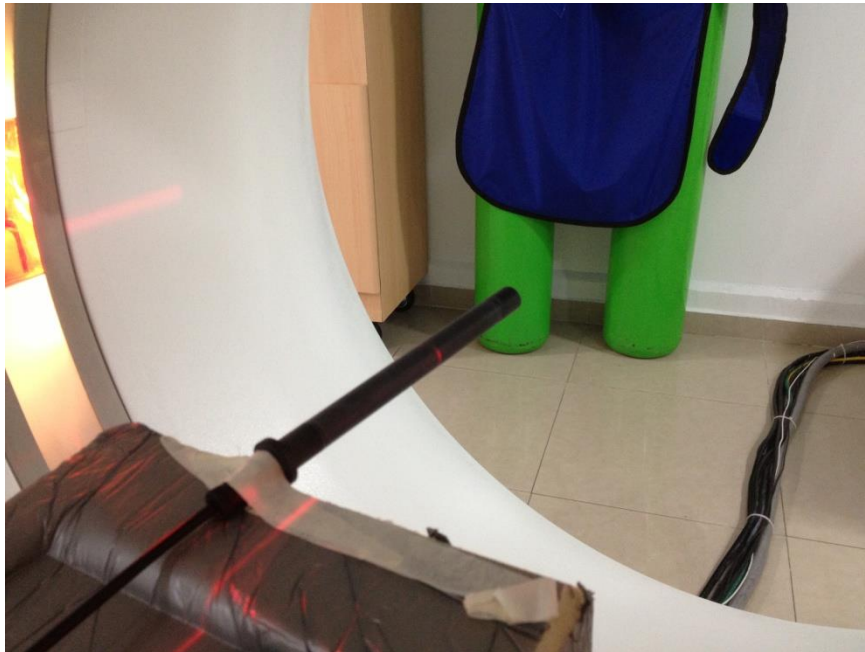
**Tabla 6:** Resultados de la Prueba para Angulación del Gantry

	Valores Medidos (°)	Valores de Referencian (°)	Tolerancia (°)	Conforme
<b>Angulación del Gantry 1</b>	-14,8	-15	± 1	Si
<b>Angulación del Gantry 2</b>	0,2	0	± 1	Si
<b>Angulación del Gantry 3</b>	15,2	15	± 1	Si

### 3.3.3.5 Metodología y Resultados para Reproducibilidad y Linealidad de la Exposición

La Metodología para llevar a cabo esta prueba fue la siguiente:

- a. Colocamos la Cámara de Ionización tipo lápiz en el Isocentro con su eje alineado al eje de rotación del “gantry”.
- b. Seleccionamos el espesor más grande de corte
- c. Seleccionamos un valor de 20 KV y un tiempo de exposición de 1 s
- d. Definimos 3 valores de corriente comprendidos entre el mínimo valor utilizado en la rutina y la corriente máxima posible en el equipo
- e. Seleccionamos el primer valor de corriente, realizar la exposición y se registra la lectura.
- f. Realizamos dos medidas para las demás corrientes, asegurándose que todos los demás parámetros permanecen constantes



**Figura 51:** Imagen de Referencia para Reproducibilidad y Linealidad en la Exposición

**Tabla 7:** Reproducibilidad y Linealidad de la Exposición

Nominal				Medido
kV	mA	Tiempo (s)	Carga (mAs)	Dosis ( $\mu$ Gy)
120	100	1	100	129,7
120	100	1	100	129,9
120	200	1	200	259,0
120	200	1	200	259,4
120	400	1	400	519,8
120	400	1	400	519,5

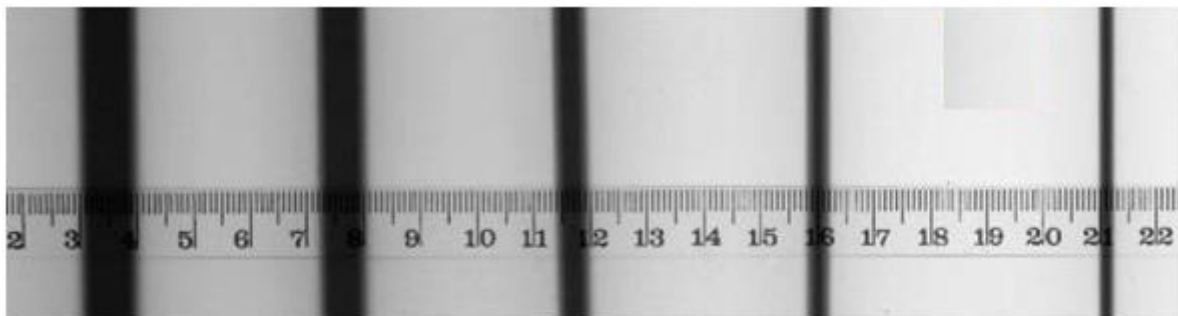
**Tabla 8:** Resultados de la Reproducibilidad y Linealidad en la Exposición

	Valores Calculados (%)	Tolerancia (%)	Conforme
<b>Reproducibilidad de la Exposición</b>	0,02	$\pm 5,0$	Si
<b>Linealidad de la Exposición</b>	0,10	$\pm 5,0$	Si

### 3.3.3.6 Metodología y Resultados para Espesor de Corte

La Metodología para llevar a cabo esta prueba fue la siguiente:

- Posicionamos un sobre con película en la mesa.
- Centramos el sobre en el gantry.
- Hacemos una exposición utilizando entre 50 e 100 mAs, 120 e 140 kVp y un espesor de corte de 10 mm.
- Desplazamos la mesa 20 mm.
- Repetimos para los espesores de corte iguales a 2, 5 y 8 mm.
- Procesamos la película y medimos con la regla las líneas de densidad.



**Figura 52:** Medida del Tamaño de Corte

**Tabla 9:** Resultados de la Reproducibilidad y Linealidad en la Exposición

	Valores Medidos (mm)	Tolerancia (mm)	Conforme
<b>Tamaño de Corte de: 10 mm</b>	10	$\pm 1$	Si
<b>Tamaño de Corte de: 8 mm</b>	8	$\pm 1$	Si
<b>Tamaño de Corte de: 5 mm</b>	5	$\pm 1$	Si
<b>Tamaño de Corte de: 2 mm</b>	2	$\pm 1$	Si

### 3.3.3.7 Metodología y Resultados para Cálculo de Magnitudes Dosimétricas

La Metodología para llevar a cabo esta prueba fue la siguiente:

- a. Centramos y alineamos el Maniquí de Tórax en el eje de rotación del gantry, cuidando de que los orificios queden alineados sobre el eje vertical
- b. Posicionamos la cámara de Ionización en el centro del simulador y alineamos su centro con el indicador luminoso externo
- c. Marcamos el centro de la cámara como posición cero y accionar el desplazamiento automático de la mesa para la posición de examen
- d. Seleccionamos el Protocolo comúnmente utilizado
- e. Realizamos una adquisición en corte único en el centro del volumen sensible de la cámara
- f. Registramos las medidas

- g. Posicionamos la cámara en cada uno de los orificios del Maniquí y repetimos el procedimiento

**Tabla 10:** Resultados de las Medidas para Determinar Magnitudes Dosimétricas en Estudios de Tórax utilizando un Maniquí de PMMA de 16 cm. Técnica: 120 KV, 100 mAs, espesor de corte 10 mm, tiempo de rotación 1 s, Picht = 1 y considerando un barrido de 20 cm

Lecturas Corregidas (mGy)	# 1 (centro)	# 2	# 3	# 4	# 5
<b>L1</b>	0,425	0,415	0,428	0,429	0,431
<b>L2</b>	0,430	0,418	0,428	0,428	0,428
<b>L3</b>	0,443	0,417	0,429	0,429	0,430
Promedio (E)	0,433	0,417	0,428	0,429	0,430
CTDI <sub>vol</sub> =	43,9	mGy			
DLP =	878,2	mGy.cm			

**Tabla 11:** Resultados de la Determinación de Magnitudes Dosimétricas <sup>6</sup>

	Valores Medidos	Valores de Referencia <sup>6</sup>
<b>CTDI<sub>vol</sub> (mGy)</b>	43,9	30
<b>DLP (mGy.cm)</b>	878,2	600

Podemos notar de la Tabla 11 que los valores medidos son mayores a los de referencia, esto no quiere decir que estemos dentro o fuera de alguna tolerancia preestablecida, debido a que en Radiodiagnóstico no existen valores absolutos de Dosis sino niveles orientativos, así que dentro de cada proceso de optimización, cada Institución debe establecer sus valores de referencia<sup>41</sup>.

### 3.3.3.8 Metodología y Resultados para Calidad de Imagen en TC

La Metodología para llevar a cabo esta prueba fue la siguiente:

- a. Se retiró la colchoneta de la mesa del TC.
- b. Se colocó el Maniquí de Control de Calidad en Imagen Gammex 464 sobre la camilla y se alineo utilizando los láseres.
- c. Se programaron los disparos de tal manera que los cortes Axiales coincidan con cada uno de los 4 módulos del Maniquí, para Protocolo Estándar de Tórax Convencional y Protocolo Estándar de Tórax de Alta Resolución.
- d. Una vez obtenidas las imágenes se procede a realizar las evaluaciones correspondientes a cada test contenido en cada módulo.
- e. Se registran los resultados y se colocaron en la Tabla 12.

**Tabla 12:** Control de Calidad en Imagen para Estudios de Tórax con Algoritmo de Reconstrucción Estándar y de Alta Resolución. Técnica: 120 KV, 100 mAs, espesor de corte 10 mm y tiempo de rotación 1 s.

	Test	Valores Obtenidos Tórax Convencional	Valores Obtenidos Tórax Alta Resolución
<b>Módulo #1 (HU)</b>	Agua	2	3
	Aire	-990	-992
	Hueso	870	900
	Acrílico	112	120
	Polietileno	-90	-98
<b>Módulo #2 (Resolución de Bajo Contraste)</b>	Visualización de Cilindros	5	6
<b>Módulo #3</b>	Uniformidad (Diferencia en HU entre Borde y Centro)	3	1
	Ruido (UH)	3	2
	Artefactos	Ninguno	Ninguno
<b>Módulo #4 (Resolución de Alto Contraste)</b>	Pares de Líneas por cm	7	10

## **Análisis y Discusión de Resultados**

Podemos observar que nuestro TC pasó todas las pruebas realizadas en el Control de Calidad<sup>20,41</sup>, por lo tanto se encuentra listo para comenzar las medidas necesarias para Optimizar los Protocolos usados en este servicio, tanto para TC de Tórax Convencional como de Alta Resolución.

## Capítulo IV

# Protocolo de Optimización de Dosis en TC

### 4.1 Estudios Tomográficos de Tórax

Con el fin de reducir las Dosis Absorbidas suministradas en los estudios de TC de Tórax en nuestros pacientes Pediátricos (ALARA) sin afectar los criterios mínimos de Calidad de Imagen (AHAN) se modificaron los parámetros Técnicos de los estudios Convencionales y de Alta Resolución que están predeterminados por el equipo para este tipo de pacientes.

#### 4.1.1 Materiales y Métodos

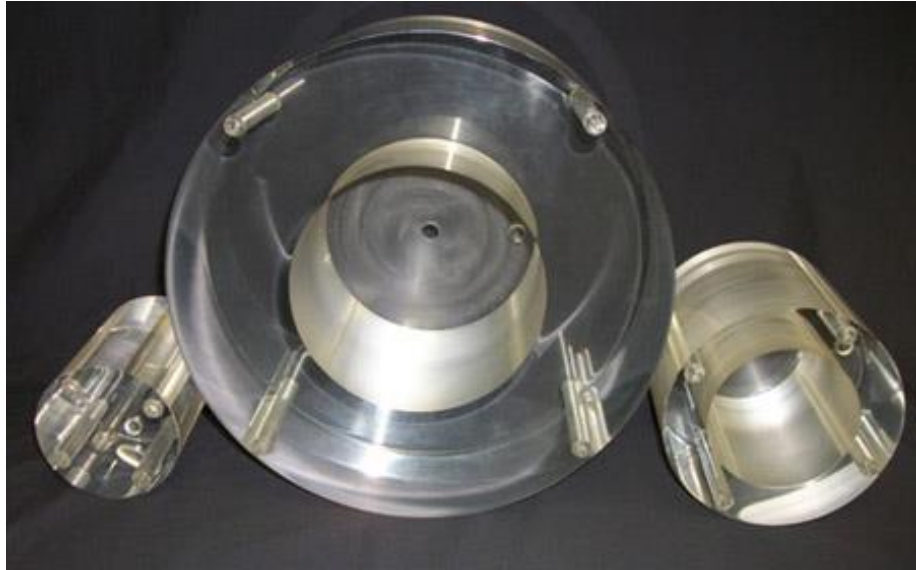
##### 4.1.1.1 Dosimetría y Calidad de Imagen

Para medir las Dosis impartidas por el Equipo se Utilizó una cámara de ionización tipo Lápiz Marca Fluke, modelo 2549741 de 10 cm de longitud activa y volumen de 10 cc, un electrómetro marca Fluke, modelo TNT 12000 DoseMate, los cuales se muestran en la Figura 53 y un Maniquí de PMMA Abdominal, Craneal Adulto y Craneal Pediátrico, el cual se muestra en la Figura 54.



**Figura 53:** Imagen de Referencia para Sistema de Dosimetría en TC FLUKE





**Figura 54:** Maniquí de PMMA para Dosimetría en TC

Para verificar la calidad de la imagen se utiliza el Maniquí Gammex 464 para Control de Calidad en Imágenes de Tomografía Computarizada.

#### **4.1.1.2 Procedimiento General**

Se utiliza el protocolo descrito en la sección 3.3.3.7 variando las técnicas de adquisición y los parámetros del estudio, luego se registran los datos Dosimétricos obtenidos y se procede a realizar el Control de Calidad de Imagen cada vez siguiendo el protocolo descrito en la sección 3.3.3.8. Una vez obtenidos los valores Dosimétricos y la Calidad de Imagen asociada a cada conjunto de técnicas con sus respectivos parámetros de estudio, se procede a descartar los grupos que no cumplieron con los criterios mínimos de calidad de imagen descritos en la Tabla #2 de la sección 2.3.2.2 comenzando desde los valores Dosimétricos más bajos. Con esto garantizamos obtener el Protocolo Optimizado en cuanto a Dosis (ALARA) y Calidad de Imagen (AHAM) tanto para los estudios de Tórax convencionales como los de alta resolución (HRTC, por sus siglas en inglés). Para nuestro estudio utilizaremos 3 tipos de IMC, tomando en cuenta que los pacientes Pediátricos tienen un mínimo de  $11 \text{ Kg/m}^2$  y un máximo de  $28 \text{ Kg/m}^2$ , según se puede

observar en las Figuras 34 y 36 respectivamente. Tomaremos como estándar un IMC = 20 Kg/m<sup>2</sup>. Estos 3 valores serán los tomados para la Optimización de los Protocolos propuestos en nuestra investigación, tanto para los estudios de TC Convencionales como los de Alta Resolución.

#### 4.1.2.1 Evaluación Real de Protocolo Estándar para Estudios de Tomografía de Tórax Pediátrico Convencional

**Tabla 13:** Técnicas de adquisición y Parámetros de estudio para Protocolo Estándar de Tórax Pediátrico Convencional.

Parámetros	Valores Escogidos
Técnica	Helicoidal
Voltaje	120 KV
Corriente	100 mA
Picht	1
Espesor de Corte	10 mm
Tiempo de Rotación	1 s
Número de Cortes por Rotación	2

**Tabla 14:** Resultados de las Medidas Dosimétricas para Protocolo Estándar de Tórax Pediátrico Convencional.

Lecturas Corregidas (mGy)	# 1 (centro)	# 2	# 3	# 4	# 5
L1	2,334	2,223	2,298	2,198	2,452
L2	2,334	2,348	2,343	2,345	2,534
L3	2,334	2,421	2,398	2,738	2,698
Promedio (E)	2,334	2,331	2,346	2,427	2,561
CTDI <sub>vol</sub> =	12,25 mGy				
DLP =	245,02 mGy.cm				

**Tabla 15:** Valores de Calidad en Imagen para Protocolo Estándar de Tórax Pediátrico Convencional.

	Test	Valores Obtenidos Tórax Convencional
<b>Módulo #1 (HU)</b>	Agua	3
	Aire	-992
	Hueso	883
	Acrílico	115
	Polietileno	-92
<b>Módulo #2 (Resolución de Bajo Contraste)</b>	Visualización de Cilindros	5
<b>Módulo #3</b>	Uniformidad (Diferencia en HU entre Borde y Centro)	3
	Ruido (UH)	4
	Artefactos	Ninguno
<b>Módulo #4 (Resolución de Alto Contraste)</b>	Pares de Líneas por cm	7

#### 4.1.2.2 Evaluación del Protocolo Optimizado #1 para Estudios de Tomografía de Tórax Pediátrico Convencional e IMC= 11 Kg/m<sup>2</sup>

**Tabla 16:** Técnicas de adquisición y Parámetros de estudio para Protocolo Optimizado #1 de Tórax Pediátrico Convencional.

Parámetros	Valores Escogidos
<b>Técnica</b>	Helicoidal
<b>Voltaje</b>	80 KV
<b>Corriente</b>	20 mA
<b>Picht</b>	1,5
<b>Espesor de Corte</b>	10 mm
<b>Tiempo de Rotación</b>	0,5 s
<b>Número de Cortes por Rotación</b>	2

**Tabla 17:** Resultados de las Medidas Dosimétricas para Protocolo Optimizado #1 de Tórax Pediátrico Convencional

Lecturas Corregidas (mGy)	# 1 (centro)	# 2	# 3	# 4	# 5
<b>L1</b>	1,517	1,445	1,494	1,429	1,594
<b>L2</b>	1,587	1,597	1,593	1,595	1,723
<b>L3</b>	1,634	1,695	1,679	1,917	1,889
<b>Promedio (E)</b>	1,579	1,579	1,589	1,647	1,735
<b>CTDI<sub>vol</sub> =</b>	5,5 mGy				
<b>DLP =</b>	110,6 mGy.cm				

**Tabla 18:** Valores de Calidad en Imagen para Protocolo Optimizado #1 de Tórax Pediátrico Convencional

	Test	Valores Obtenidos Tórax Convencional
<b>Módulo #1 (HU)</b>	Agua	1
	Aire	-978
	Hueso	855
	Acrílico	122
	Polietileno	-100
<b>Módulo #2 (Resolución de Bajo Contraste)</b>	Visualización de Cilindros	4
<b>Módulo #3</b>	Uniformidad (Diferencia en HU entre Borde y Centro)	5
	Ruido (UH)	7
	Artefactos	Ninguno
<b>Módulo #4 (Resolución de Alto Contraste)</b>	Pares de Líneas por cm	6

#### 4.1.2.3 Evaluación del Protocolo Optimizado #2 para Estudios de Tomografía de Tórax Pediátrico Convencional e IMC= 20 Kg/m<sup>2</sup>

**Tabla 19:** Técnicas de adquisición y Parámetros de estudio para Protocolo Optimizado #2 de Tórax Pediátrico Convencional.

Parámetros	Valores Escogidos
<b>Técnica</b>	Helicoidal
<b>Voltaje</b>	100 KV
<b>Corriente</b>	35 mA
<b>Picht</b>	1,5
<b>Espesor de Corte</b>	10 mm
<b>Tiempo de Rotación</b>	0,5 s
<b>Número de Cortes por Rotación</b>	2

**Tabla 20:** Resultados de las Medidas Dosimétricas para Protocolo Optimizado #2 de Tórax Pediátrico Convencional.

Lecturas Corregidas (mGy)	# 1 (centro)	# 2	# 3	# 4	# 5
<b>L1</b>	1,984	1,890	1,953	1,868	2,084
<b>L2</b>	2,031	2,043	2,038	2,040	2,205
<b>L3</b>	2,007	2,082	2,062	2,355	2,320
<b>Promedio (E)</b>	2,007	2,005	2,018	2,088	2,203
<b>CTDI<sub>vol</sub> =</b>	7,0 mGy				
<b>DLP =</b>	140,5 mGy.cm				

**Tabla 21:** Valores de Calidad en Imagen para Protocolo Optimizado #2 de Tórax Pediátrico Convencional

	Test	Valores Obtenidos Tórax Convencional
<b>Módulo #1 (HU)</b>	Agua	2
	Aire	-975
	Hueso	862
	Acrílico	120
	Polietileno	-95
<b>Módulo #2 (Resolución de Bajo Contraste)</b>	Visualización de Cilindros	4
<b>Módulo #3</b>	Uniformidad (Diferencia en HU entre Borde y Centro)	4
	Ruido (UH)	6
	Artefactos	Ninguno
<b>Módulo #4 (Resolución de Alto Contraste)</b>	Pares de Líneas por cm	6

#### 4.1.2.4 Evaluación del Protocolo Optimizado #3 para Estudios de Tomografía de Tórax Pediátrico Convencional e IMC= 28 Kg/m<sup>2</sup>

**Tabla 22:** Técnicas de adquisición y Parámetros de estudio para Protocolo Optimizado #3 de Tórax Pediátrico Convencional

Parámetros	Valores Escogidos
<b>Técnica</b>	Helicoidal
<b>Voltaje</b>	120 KV
<b>Corriente</b>	75 mA
<b>Picht</b>	2
<b>Espesor de Corte</b>	10 mm
<b>Tiempo de Rotación</b>	0,5 s
<b>Número de Cortes por Rotación</b>	2

**Tabla 23:** Resultados de las Medidas Dosimétricas para Protocolo Optimizado #3 de Tórax Pediátrico Convencional

Lecturas Corregidas (mGy)	# 1 (centro)	# 2	# 3	# 4	# 5
<b>L1</b>	2,147	2,045	2,114	2,022	2,256
<b>L2</b>	2,194	2,207	2,202	2,204	2,382
<b>L3</b>	2,217	2,300	2,278	2,601	2,563
<b>Promedio (E)</b>	2,186	2,184	2,198	2,276	2,400
<b>CTDI<sub>vol</sub> =</b>	7,7 mGy				
<b>DLP =</b>	153,1 mGy.cm				

**Tabla 24:** Valores de Calidad en Imagen para Protocolo Optimizado #3 de Tórax Pediátrico Convencional

	Test	Valores Obtenidos Tórax Convencional
<b>Módulo #1 (HU)</b>	Agua	4
	Aire	-986
	Hueso	870
	Acrílico	118
	Polietileno	-92
<b>Módulo #2 (Resolución de Bajo Contraste)</b>	Visualización de Cilindros	5
<b>Módulo #3</b>	Uniformidad (Diferencia en HU entre Borde y Centro)	3
	Ruido (UH)	4
	Artefactos	Ninguno
<b>Módulo #4 (Resolución de Alto Contraste)</b>	Pares de Líneas por cm	7

#### 4.1.3.1 Evaluación Real de Protocolo Estándar para Estudios de Tomografía de Tórax Pediátrico de Alta Resolución

**Tabla 25:** Técnicas de adquisición y Parámetros de estudio para Protocolo Estándar de Tórax Pediátrico de Alta Resolución.

Parámetros	Valores Escogidos
<b>Técnica</b>	Axial
<b>Voltaje</b>	120 KV
<b>Corriente</b>	100 mA
<b>Espesor de Corte</b>	10 mm
<b>Tiempo de Rotación</b>	1 s
<b>Número de Cortes por Rotación</b>	2

**Tabla 26:** Resultados de las Medidas Dosimétricas para Protocolo Estándar de Tórax Pediátrico de Alta Resolución.

Lecturas Corregidas (mGy)	# 1 (centro)	# 2	# 3	# 4	# 5
<b>L1</b>	0,425	0,415	0,428	0,429	0,431
<b>L2</b>	0,430	0,418	0,428	0,428	0,428
<b>L3</b>	0,443	0,417	0,429	0,429	0,430
<b>Promedio (E)</b>	0,433	0,417	0,428	0,429	0,430
<b>CTDI<sub>vol</sub> =</b>	43,91 mGy				
<b>DLP =</b>	878,21 mGy.cm				



**Tabla 27:** Valores de Calidad en Imagen para Protocolo Estándar de Tórax Pediátrico de Alta Resolución

	Test	Valores Obtenidos Tórax Alta Resolución
<b>Módulo #1 (HU)</b>	Agua	3
	Aire	-992
	Hueso	900
	Acrílico	120
	Polietileno	-98
<b>Módulo #2 (Resolución de Bajo Contraste)</b>	Visualización de Cilindros	6
<b>Módulo #3</b>	Uniformidad (Diferencia en HU entre Borde y Centro)	1
	Ruido (UH)	2
	Artefactos	Ninguno
<b>Módulo #4 (Resolución de Alto Contraste)</b>	Pares de Líneas por cm	10

#### 4.1.3.2 Evaluación del Protocolo Optimizado #4 para Estudios de Tomografía de Tórax Pediátrico de Alta Resolución e IMC= 11 Kg/m<sup>2</sup>

**Tabla 28:** Técnicas de adquisición y Parámetros de estudio para Protocolo Optimizado #4 de Tórax Pediátrico de Alta Resolución.

Parámetros	Valores Escogidos
<b>Técnica</b>	Axial
<b>Voltaje</b>	100 KV
<b>Corriente</b>	25 mA
<b>Espesor de Corte</b>	10 mm
<b>Tiempo de Rotación</b>	0,5 s
<b>Número de Cortes por Rotación</b>	2

**Tabla 29:** Resultados de las Medidas Dosimétricas para Protocolo Optimizado #4 de Tórax Pediátrico de Alta Resolución.

Lecturas Corregidas (mGy)	# 1 (centro)	# 2	# 3	# 4	# 5
<b>L1</b>	0,234	0,228	0,235	0,236	0,237
<b>L2</b>	0,224	0,217	0,223	0,223	0,223
<b>L3</b>	0,235	0,221	0,227	0,227	0,228
<b>Promedio (E)</b>	0,231	0,222	0,228	0,229	0,229
<b>CTDI<sub>vol</sub> =</b>	23,4 mGy				
<b>DLP =</b>	468,4 mGy.cm				

**Tabla 30:** Valores de Calidad en Imagen para Protocolo Optimizado #4 de Tórax Pediátrico de Alta Resolución.

	Test	Valores Obtenidos Tórax Alta Resolución
<b>Módulo #1 (HU)</b>	Agua	5
	Aire	-985
	Hueso	865
	Acrílico	112
	Polietileno	-90
<b>Módulo #2 (Resolución de Bajo Contraste)</b>	Visualización de Cilindros	4
<b>Módulo #3</b>	Uniformidad (Diferencia en HU entre Borde y Centro)	5
	Ruido (UH)	7
	Artefactos	Ninguno
<b>Módulo #4 (Resolución de Alto Contraste)</b>	Pares de Líneas por cm	8

#### 4.1.3.3 Evaluación del Protocolo Optimizado #5 para Estudios de Tomografía de Tórax Pediátrico de Alta Resolución e IMC= 20 Kg/m<sup>2</sup>

**Tabla 31:** Técnicas de adquisición y Parámetros de estudio para Protocolo Optimizado #5 de Tórax Pediátrico de Alta Resolución.

Parámetros	Valores Escogidos
<b>Técnica</b>	Axial
<b>Voltaje</b>	100 KV
<b>Corriente</b>	40 mA
<b>Espesor de Corte</b>	10 mm
<b>Tiempo de Rotación</b>	0,5 s
<b>Número de Cortes por Rotación</b>	2

**Tabla 32:** Resultados de las Medidas Dosimétricas para Protocolo Optimizado #5 de Tórax Pediátrico de Alta Resolución.

Lecturas Corregidas (mGy)	# 1 (centro)	# 2	# 3	# 4	# 5
<b>L1</b>	0,318	0,311	0,321	0,321	0,323
<b>L2</b>	0,335	0,326	0,333	0,333	0,333
<b>L3</b>	0,323	0,304	0,313	0,313	0,313
<b>Promedio (E)</b>	0,326	0,314	0,323	0,323	0,324
<b>CTDI<sub>vol</sub> =</b>	33,1 mGy				
<b>DLP =</b>	661,5 mGy.cm				

**Tabla 33:** Valores de Calidad en Imagen para Protocolo Optimizado #5 de Tórax Pediátrico de Alta Resolución

	Test	Valores Obtenidos Tórax Alta Resolución
<b>Módulo #1 (HU)</b>	Agua	4
	Aire	-992
	Hueso	875
	Acrílico	118
	Polietileno	-93
<b>Módulo #2 (Resolución de Bajo Contraste)</b>	Visualización de Cilindros	4
<b>Módulo #3</b>	Uniformidad (Diferencia en HU entre Borde y Centro)	4
	Ruido (UH)	5
	Artefactos	Ninguno
<b>Módulo #4 (Resolución de Alto Contraste)</b>	Pares de Líneas por cm	9

#### 4.1.3.4 Evaluación del Protocolo Optimizado #6 para Estudios de Tomografía de Tórax Pediátrico de Alta Resolución e IMC= 28 Kg/m<sup>2</sup>

**Tabla 34:** Técnicas de adquisición y Parámetros de estudio para Protocolo Optimizado #6 de Tórax Pediátrico de Alta Resolución.

Parámetros	Valores Escogidos
<b>Técnica</b>	Axial
<b>Voltaje</b>	100 KV
<b>Corriente</b>	55 mA
<b>Espesor de Corte</b>	10 mm
<b>Tiempo de Rotación</b>	0,5 s
<b>Número de Cortes por Rotación</b>	2

**Tabla 35:** Resultados de las Medidas Dosimétricas para Protocolo Optimizado #6 de Tórax Pediátrico de Alta Resolución.

Lecturas Corregidas (mGy)	# 1 (centro)	# 2	# 3	# 4	# 5
<b>L1</b>	0,383	0,374	0,385	0,386	0,388
<b>L2</b>	0,383	0,372	0,381	0,381	0,381
<b>L3</b>	0,403	0,379	0,390	0,390	0,391
<b>Promedio (E)</b>	<b>0,389</b>	<b>0,375</b>	<b>0,386</b>	<b>0,386</b>	<b>0,387</b>
<b>CTDI<sub>vol</sub> =</b>	39,5 mGy				
<b>DLP =</b>	790,4 mGy.cm				

**Tabla 36:** Valores de Calidad en Imagen para Protocolo Optimizado #6 de Tórax Pediátrico de Alta Resolución.

	Test	Valores Obtenidos Tórax Alta Resolución
<b>Módulo #1 (HU)</b>	Agua	2
	Aire	-998
	Hueso	880
	Acrílico	115
	Polietileno	-98
<b>Módulo #2 (Resolución de Bajo Contraste)</b>	Visualización de Cilindros	5
<b>Módulo #3</b>	Uniformidad (Diferencia en HU entre Borde y Centro)	3
	Ruido (UH)	3
	Artefactos	Ninguno
<b>Módulo #4 (Resolución de Alto Contraste)</b>	Pares de Líneas por cm	10

#### 4.1.4 Comparativo entre los Protocolos Estándar y los Optimizados para TC Convencional y de Alta Resolución

**Tabla 37:** Resumen de los Valores Obtenidos Tanto para Dosimetría como para Calidad de Imagen.

	Protocolo	Resolución Bajo Contraste (# Cilindros)	Resolución Alto Contraste (pl por cm)	Uniformidad (Agua)	Ruido (SD)	CTDI <sub>vol</sub> (mGy)	Reducción de Dosis (%)
TC Convencional	Estándar	5	7	3	4	12,25	--
	Optimizado #1	4	6	5	7	5,50	55,10
	Optimizado #2	4	6	4	6	7,00	42,86
	Optimizado #3	5	7	3	4	7,70	37,14
TC Alta Resolución	Estándar	6	10	1	3	43,91	--
	Optimizado #4	4	8	5	7	23,40	46,71
	Optimizado #5	4	9	4	5	33,10	24,62
	Optimizado #6	5	10	3	3	39,50	10,04

#### Análisis y Discusión de Resultados

En líneas generales podemos observar la fuerte influencia que ejerce la modificación de los parámetros técnicos de adquisición de imágenes para los estudios de TC en Tórax Convencional y de Alta Resolución en cuanto a la Dosis suministrada a los pacientes Pediátricos, de aquí la importancia de contar con los protocolos adecuados que garanticen la mínima Dosis posible al paciente (ALARA) sin que esto se traduzca en la no conformidad de los parámetros mínimos de Calidad de Imagen (AHAN). Para la escogencia de los parámetros mínimos de exposición (Protocolos #1 y #4, IMC = 11 Kg/m<sup>2</sup>) el factor determinante en cuanto a los criterios de Calidad de Imagen fue el Ruido, debido a que este parámetro fue el más rápido en llegar a su valor límite y además afecta de manera simultánea a todos los demás. Se colocó un tiempo de rotación del tubo de Rayos X de 0,5 s debido a que los pacientes Pediátricos tienden a moverse, a

menos que se encuentren sedados, y ocasionan la aparición de artefactos por movimiento, lo cual influye negativamente en todos los parámetros de Calidad de Imagen.

En cuanto a los Estudios Convencionales podemos observar que al disminuir el KV, mA y aumentar el Pitch, de acuerdo a los IMC particulares de cada grupo, podemos disminuir considerablemente la Dosis suministrada en cada estudio, tal como se muestra en la Tabla 36, y a la vez conservar los criterios mínimos de Calidad de Imagen.

Los Estudios de Alta Resolución suministran una Dosis notablemente mayor debido a que se utiliza una Técnica Axial en vez de Helicoidal como en los Estudios Convencionales, por lo que el Pitch no es una opción para optimizar los protocolos. Por esta razón, la primera fase en la Optimización de la Dosis es determinar, sin lugar a duda, cuando debemos escoger una técnica Convencional o una de Alta Resolución. Este simple criterio disminuiría aproximadamente el 90% la Dosis recibida por el Paciente si comparamos los  $CTDI_{vol}$  de los Protocolos #1 y #4 de la Tabla 36

## Capítulo V

### Conclusiones

Los Protocolos de Optimización de Dosis para Estudios de Tórax Pediátrico Convencional y de Alta Resolución es una herramienta muy útil para la disminución de la Dosis suministrada a nuestros pacientes (ALARA) sin que esto traiga como consecuencia un detrimento en la Calidad de la Imagen (AHAN).

Podemos decir que:

1. En los Protocolos Optimizados #1, #2 y #3 correspondientes a Estudios Convencionales de Tórax se logró disminuir en un 55%, 42,86% y 37,14% respectivamente la Dosis suministrada a los Pacientes Pediátricos por estudio. En los Protocolos Optimizados #4, #5 y #6 correspondiente a Estudios de Alta Resolución de Tórax se logró disminuir en un 46,71%, 24,62% y 10,04%, tal como se muestra en la Tabla #35, esto representa una significativa reducción de Dosis desde el punto de vista estadístico, y reducimos las probabilidades de aparición de los efectos Estocásticos en la misma proporción.



2. La Dosis que entregamos a nuestros Pacientes Pediátricos está fuertemente ligada a los parámetros y técnicas que escojamos en nuestro Tomógrafo Computarizado, estos pueden ser modificados hasta el punto que obtengamos una imagen que pierda Calidad Diagnóstica, de allí la importancia de esta investigación, debido a que de acuerdo con el IMC de cada Paciente podremos escoger la técnica más apropiada, plasmada en los protocolos optimizados, para garantizar el mínimo de Dosis (ALARA) y mantener la Calidad Diagnóstica del estudio (AHAN)
3. Es muy importante que el operador y el centro de salud conozcan la importancia de reducir la Dosis a pacientes Pediátricos debido a su alta Radiosensibilidad relativa, lo que ocasiona mayor probabilidad de aparición de efectos estocásticos. Para solucionar este problema debe realizarse una inversión en cuanto al entrenamiento y capacitación del personal que permita entender la importancia de los Protocolos de Optimización como el plantado en este trabajo.
4. El mejor descriptor de Dosis que podemos utilizar es el DLP, sin embargo un alto valor no necesariamente está relacionado a un Protocolo no Optimizado, debido a que si particularmente un estudio debe extenderse por las particularidades anatómicas del paciente dará un DLP alto frente a otro paciente que no amerita una extensa longitud del estudio. Por esta razón es que se reflejan los valores tanto del DLP como del  $CTDI_{vol}$ .
5. Gracias a los Factores de Corrección suministrados por el Reporte 204 de la AAPM<sup>1</sup>, podemos conocer de forma más exacta los valores reales de Dosis suministrada a los Pacientes por Estudio, esto nos permite estimar los riesgos individuales en función del diámetro efectivo.

## Capítulo VI

### Recomendaciones

1. Se debe estudiar a fondo la conveniencia de utilizar los Controles Automáticos de Exposición que modifiquen los parámetros técnicos del equipo, debido a que esto podría traer como consecuencia el detrimento en la Calidad de la Imagen, el cual además podría variar a lo largo de la zona de exploración e impediría el uso de Dispositivos de Protección Radiológica para disminuir Dosis en pacientes Pediátricos.
2. Se deberían realizar medidas en maniqués de Control de Calidad en Imagen de distintos diámetros y densidades a fin de reproducir al menos los extremos en cuanto a las condiciones particulares de los pacientes y así obtener una medida mucho más exacta poder comparar con las estimaciones realizadas por la AAPM<sup>1</sup>.
3. Motivado a que existen diferencias significativas en la composición corporal por sexo a partir de los 3 años, se debería realizar un protocolo de optimización individual por género a partir de esta edad<sup>38</sup>.

## Capítulo VII

### Bibliografía

1. Asociación Americana de Física en Medicina (AAPM). *Dosis Estimada para Tamaño Específico (SSDE) para Exámenes Pediátricos y Adultos con TC*. Reporte #204. College Park, MD. 2011
2. International Commission on Radiological Protection (ICRP). *Recommendations of International Commission on Radiological Protection*. Report 26. New York, EEUU. 1977
3. Mora, P. (enero, 2013). *Curso de Mamografía para Físicos Médicos*. Proyecto Nacional Ven 6/014 OIEA “Establecimiento de un Centro Piloto de Física Médica en el Servicio de Oncología del Hospital Tipo IV Luis Razetti”. Dirigido por: MSc. Ana Rosa Quintero, Instituto Oncológico Dr. Luis Razetti, Caracas, Venezuela
4. FRIEDLAND, G. W.; THURBER, B. D. *The Birth of CT*. American Journal of Roentgenology, v. 167, 1996. pp. 1365-1370.
5. SEERAM, E. *Computed Tomography: physical principles, clinical applications and quality control*. 2nd. ed. Filadélfia: W. B. Saunders, 2001, 430p.
6. International Commission on Radiological Protection (ICRP). *Managing Patient Dose in Computed Tomography*. . ICRP Publication 87. New York, EEUU. 2000
7. Berrington, A., Mahesh, M., Kim, K., Bhargavan, M., Lewis, R., Mettler, F., Land, C. (2009). *Projectec Cancer Risk from Computed Tomographic Scans Performed in the United States in 2007*. Arch Intem Med. Vol.169 (22): 2071-2077

8. United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation (UNSCEAR). *Sources and effects of ionizing radiation*. Volume 1: Sources. (UNSCEAR 2000 – Report to the General Assembly).
9. International Commission on Radiological Protection (ICRP). *Managing Patient Dose in Multi-Detector Tomography (MDCT)*. Report 102. Elsevier, 2007. 79 p.
10. Bushong, S.C. (2010). *Manual de Radiología para Técnicos. Física, Biología y Protección Radiológica*. Houston, Texas. Editorial Elsevier
11. McNitt-Gray, M.F. (2002), Asociación Americana de Física en Medicina (AAPM) Y Sociedad Norteamericana de Radiología (RSNA). *Tutorial de Física para Residentes, temas en Tomografía Computarizada: Dosis de Radiación*. Imaging & Therapeutic Technology. 1541-1553
12. Baeza, M., Calzado, A., Morán, P., Morán, L., Rodríguez, R. (2003). *Estimación de las Dosis de Tomografía Computarizada en cinco centros para indicaciones frecuentes en cinco áreas anatómicas*. Revista de Física Médica, 4(1): 7-17
13. Payne, T. (2005) *Dosis de Radiación y Calidad de Imagen de la Tomografía Computarizada* . Radiol Clin N Am 43 (2005) 953 – 962.
14. MARCONATO, J. A. (2005). *Redução de dose de radiação e aumento na vida útil do tubo de raios-X em um equipamento de tomografia computadorizada*. Centro de Ciências da Saúde, Universidade Federal do Rio de Janeiro, Rio de Janeiro.
15. Brenner, D. (2007). Computed Tomography- An Increasing Source of Radiation Exposure. Engl J Med 2007;357:2277-84.

16. Andisco, D, Blanco, S., Buzzi, A, Ballester, S. (2010). Optimización Interdisciplinaria de Protocolos en Tomografía Computada a partir de la modificación del mA y del control del ruido en la imagen. *Revista Argentina de Radiología*, 74 (4) 397-402
17. Vásquez, J. (2011). Optimización de protocolo de baja dosis de tomografía computarizada en pacientes pediátricos con deformidad craneal (Tesis Doctoral). Universidad de Santiago de Compostela, España
18. Paolicchio, F., Faggioni, L., Bastiani, L., Molinaro, S., Puglioli, M., Caramella, D., Bartolozzi, C. (2014). *Optimizing the Balance Between Radiation Dose and Image Quality in Pediatric Head CT: Findings Before and After Intensive Radiologic Staff Training*. *Neuroradiology/Head and Neck Imaging, AJR* 202, 1309-1315
19. American College of Radiology (ACR) (2015). *CT Accreditation Program, Testing Instructions*. EEUU
20. Gammex, Inc. (2010). Diagnostic Radiology / ACR CT Accreditation Phantom. Recuperado de: [www.gammex.com](http://www.gammex.com)
21. Attix, F. (1986). *Introduction to Radiological Physics and Radiation Dosimetry*. New York: John Wiley & Sons.
22. Galavis, P (2000). *Comisionamiento y Control de Calidad en Sistemas de Planificación para Radioterapia Conformada*. Tesis de Pre-grado. Escuela de Física, Facultad de Ciencias, U.C.V. Caracas, Venezuela.
23. Eisberg, R & Resnick, R. (2004). *Física Cuántica*. Mexico, D.F.: Limusa.
24. Del Castillo, Ángel (2008). *Bases Físicas e Instrumentación en Radioterapia*. [Home Page]. Consultado el día 04 de noviembre de 2007 de la World Wide Web:

[http://www.dfmf.uned.es/actividades/no\\_reglada/proteccion\\_radiologica/BasesFisicasRadioterapiav2.pdf](http://www.dfmf.uned.es/actividades/no_reglada/proteccion_radiologica/BasesFisicasRadioterapiav2.pdf)

25. Instituto Nacional de Cáncer (2015). *Tomografía Computarizada (TC) y Exploraciones para Cáncer*. Rescatado de la World Wide Web: <http://www.cancer.gov/espanol/cancer/diagnostico-estadificacion/hoja-informativa-tomografia-computarizada#q1>
26. Sociedad Española de Radiología Médica (SERAM) (2013). *Actualización en Radiología Torácica*. 10(1), 5-6
27. García, P. (2008). *Principios Técnicos de la Tomografía Computarizada (TAC)*. Ciudad de La Habana, Cuba. Departamento de Publicaciones Electrónicas. Editorial Ecimed
28. HAHN, G.; HUPKE, R.; KOHL, G.; LEPPERT, J. *Developing an Ultrafast Radiation Detector for CT Scanning*. Siemens Research and Innovation, 1997.
29. Netter, F (2011). *Atlas de Anatomía Humana (5ta. Edición)*. Barcelona, España. Editorial Elsevier
30. International Electrotechnical Commission (IEC) (1999). *Medical Electrical Equipment Part 2: Particular Requirement for the Safety of X Ray Equipment for Computed Tomography*. IEC Standard 60601-2-44. IEC, Geneva
31. Sprawls, P. (AAPM). *Tutorial: CT image detail and noise*. *Radiographics*, v. 12, 1992, pp. 1041-1046.
32. Reddinger, W. *CT Image Quality*. OutSource, Inc, 1998

33. Barret, J. F.; Keat, N. *Artifacts in CT: Recognition and Avoidance. Radiographics*, v.24, 2004, pp. 1679-1691.
34. Sijbers, J.; Postnov, A. *Reduction of ring artifacts in high resolution micro-CT reconstructions. Physics in Medicine and Biology*, v. 49, 2004.
35. Baert, A; Knauth, M.; Sartor, K. (2007). *Radiation Dose from Adult and Pediatric Multidetector Computed Tomography*. Editorial Springer. Brussels, Belgium
36. Kodlulovich, S. (agosto, 2012). *Principios Básicos de Tomografía Computarizada*. Proyecto Nacional Vem 6/014 OIEA “Establecimiento de un Centro Piloto de Física Médica en el Servicio de Oncología del Hospital Tipo IV Luis Razetti”. Dirigido por: MSc. Ana Rosa Quintero, Instituto Oncológico Dr. Luis Razetti, Caracas, Venezuela
37. Centro para el Control y Prevención de Enfermedades (CDC) (2015). *Acerca del Índice de Masa Corporal para Niños y Adolescentes*. Rescatado de la World Wide Web: [http://www.cdc.gov/healthyweight/spanish/images/assessing/growthchart\\_ageesp.gif&imgrefurl=http://www.cdc.gov/healthyweight/spanish/assessing/bmi/childrens\\_bmi/acerca\\_index\\_masa\\_corporal\\_ninos\\_adolescentes.html](http://www.cdc.gov/healthyweight/spanish/images/assessing/growthchart_ageesp.gif&imgrefurl=http://www.cdc.gov/healthyweight/spanish/assessing/bmi/childrens_bmi/acerca_index_masa_corporal_ninos_adolescentes.html)
38. P. Rodríguez, E. Bermúdez y Col. (2008). *Composición Corporal en Niños Preescolares: comparación entre métodos antropométricos simples, bioimpedancia y absorciometría de doble haz de rayos X*. Arch Argent Pediatr 2008; 106(2):102-109. Buenos Aires, Argentina
39. Organización Mundial de la Salud (OMS) (2010). *IMC para la Edad en Niños*. Rescatado de la World Wide Web: [Http://www.who.int/childgrowth/standards/cht\\_bfa\\_ninos\\_p\\_0\\_5.pdf](Http://www.who.int/childgrowth/standards/cht_bfa_ninos_p_0_5.pdf)

40. Comisión Venezolana de Normas Industriales (COVENIN) (2000). 218-1: Protección contra las Radiaciones Ionizantes Provenientes de Fuentes Externas Usadas en Medicina. Caracas, Venezuela. 2.000
41. Acuerdo de Cooperación regional para la Promoción de la Ciencia Nuclear y Tecnología en América latina y el Caribe (ARCAL-XLIX/OIEA) (2001). Protocolo de Control de Calidad en Radiodiagnóstico (Implementación de las Normas Básicas de Seguridad en las Prácticas Médicas)
42. Sociedad Española de Física Médica (2010). Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico (Aspectos Técnicos). Madrid, España
43. Agencia Nacional de Vigilancia Sanitaria (ANVISA) (2005). Radiodiagnóstico Médico (Seguridad y Desempeño de Equipamientos). Brasilia, Brasil. 1ra. Edición



## Capítulo VIII

### Anexo

#### **Estimación de Dosis para Tamaño Específico de Paciente<sup>1</sup>**

El Reporte 204 de la AAPM nos ofrece los factores de corrección para ajustar la Dosis en función al tamaño específico de cada paciente, tomando en cuenta que todas las medidas Dosimétricas fueron realizadas con la ayuda de un maniquí de PMMA de 16 cm de diámetro, de esta manera podemos conocer de forma más exacta la dosis que será adsorbida por el paciente medida en  $CTDI_{vol}$ . A partir de este resultado se podría calcular los valores de DLP una vez conocida la longitud del Barrido

Para nuestra Investigación tomaremos los Factores de Corrección de la Tabla #2 parte 2D del Reporte 204 y así ajustar los resultados obtenidos del Capítulo anterior para cada diámetro efectivo particular a cada paciente que sea sometido a estudios TC de Tórax Convencionales o de Alta Resolución, según el Protocolo escogido.

**8.1 Valores Corregidos de CTDI<sub>vol</sub> por Tamaño Específico de Paciente para Protocolo Convencional Optimizado #1 (IMC = 11 Kg/m<sup>2</sup>)**

**Tabla 38.** Valores corregidos del Protocolo #1 por Tamaño Específico de Paciente.  
CTDI<sub>vol</sub> = 5,5 mGy.

Diámetro Efectivo	Factor de Corrección	CTDI <sub>vol</sub> Corregido	Diámetro Efectivo	Factor de Corrección	CTDI <sub>vol</sub> Corregido
6	1,49	8,20	31	0,56	3,08
7	1,43	7,87	32	0,54	2,97
8	1,38	7,59	33	0,52	2,86
9	1,32	7,26	34	0,50	2,75
10	1,27	6,99	35	0,48	2,64
11	1,22	6,71	36	0,47	2,59
12	1,18	6,49	37	0,45	2,48
13	1,13	6,22	38	0,43	2,37
14	1,09	6,00	39	0,41	2,26
15	1,05	5,78	40	0,40	2,20
16	1,01	5,56	41	0,38	2,09
17	0,97	5,34	42	0,37	2,04
18	0,93	5,12	43	0,35	1,93
19	0,90	4,95	44	0,34	1,87
20	0,86	4,73	45	0,33	1,82
21	0,83	4,57	46	0,32	1,76
22	0,80	4,40	47	0,30	1,65
23	0,77	4,24	48	0,29	1,60
24	0,74	4,07	49	0,28	1,54
25	0,71	3,91	50	0,27	1,49
26	0,69	3,80	51	0,26	1,43
27	0,66	3,63	52	0,25	1,38
28	0,63	3,47	53	0,24	1,32
29	0,61	3,36	54	0,23	1,27
30	0,59	3,25	55	0,22	1,21

**8.2 Valores Corregidos de CTDI<sub>vol</sub> por Tamaño Específico de Paciente para Protocolo Convencional Optimizado #2 (IMC = 20 Kg/m<sup>2</sup>)**

**Tabla 39.** Valores corregidos del Protocolo #2 por Tamaño Específico de Paciente.  
CTDI<sub>vol</sub> = 7,0 mGy.

Diámetro Efectivo	Factor de Corrección	CTDI <sub>vol</sub> Corregido	Diámetro Efectivo	Factor de Corrección	CTDI <sub>vol</sub> Corregido
6	1,49	10,43	31	0,56	3,92
7	1,43	10,01	32	0,54	3,78
8	1,38	9,66	33	0,52	3,64
9	1,32	9,24	34	0,50	3,50
10	1,27	8,89	35	0,48	3,36
11	1,22	8,54	36	0,47	3,29
12	1,18	8,26	37	0,45	3,15
13	1,13	7,91	38	0,43	3,01
14	1,09	7,63	39	0,41	2,87
15	1,05	7,35	40	0,40	2,80
16	1,01	7,07	41	0,38	2,66
17	0,97	6,79	42	0,37	2,59
18	0,93	6,51	43	0,35	2,45
19	0,90	6,30	44	0,34	2,38
20	0,86	6,02	45	0,33	2,31
21	0,83	5,81	46	0,32	2,24
22	0,80	5,60	47	0,30	2,10
23	0,77	5,39	48	0,29	2,03
24	0,74	5,18	49	0,28	1,96
25	0,71	4,97	50	0,27	1,89
26	0,69	4,83	51	0,26	1,82
27	0,66	4,62	52	0,25	1,75
28	0,63	4,41	53	0,24	1,68
29	0,61	4,27	54	0,23	1,61
30	0,59	4,13	55	0,22	1,54

### 8.3 Valores Corregidos de $CTDI_{vol}$ por Tamaño Específico de Paciente para Protocolo Convencional Optimizado #3 (IMC = 28 Kg/m<sup>2</sup>)

**Tabla 40.** Valores corregidos del Protocolo #3 por Tamaño Específico de Paciente.  
 $CTDI_{vol} = 7,7$  mGy.

Diámetro Efectivo	Factor de Corrección	$CTDI_{vol}$ Corregido	Diámetro Efectivo	Factor de Corrección	$CTDI_{vol}$ Corregido
6	1,49	11,47	31	0,56	4,31
7	1,43	11,01	32	0,54	4,16
8	1,38	10,63	33	0,52	4,00
9	1,32	10,16	34	0,50	3,85
10	1,27	9,78	35	0,48	3,70
11	1,22	9,39	36	0,47	3,62
12	1,18	9,09	37	0,45	3,47
13	1,13	8,70	38	0,43	3,31
14	1,09	8,39	39	0,41	3,16
15	1,05	8,09	40	0,40	3,08
16	1,01	7,78	41	0,38	2,93
17	0,97	7,47	42	0,37	2,85
18	0,93	7,16	43	0,35	2,70
19	0,90	6,93	44	0,34	2,62
20	0,86	6,62	45	0,33	2,54
21	0,83	6,39	46	0,32	2,46
22	0,80	6,16	47	0,30	2,31
23	0,77	5,93	48	0,29	2,23
24	0,74	5,70	49	0,28	2,16
25	0,71	5,47	50	0,27	2,08
26	0,69	5,31	51	0,26	2,00
27	0,66	5,08	52	0,25	1,93
28	0,63	4,85	53	0,24	1,85
29	0,61	4,70	54	0,23	1,77
30	0,59	4,54	55	0,22	1,69

**8.4 Valores Corregidos de CTDI<sub>vol</sub> por Tamaño Específico de Paciente para Protocolo de Alta Resolución Optimizado #4 (IMC = 11 Kg/m<sup>2</sup>)**

**Tabla 41.** Valores corregidos del Protocolo #4 por Tamaño Específico de Paciente.  
CTDI<sub>vol</sub> = 23,4 mGy.

Diámetro Efectivo	Factor de Corrección	CTDI <sub>vol</sub> Corregido	Diámetro Efectivo	Factor de Corrección	CTDI <sub>vol</sub> Corregido
6	1,49	34,87	31	0,56	13,10
7	1,43	33,46	32	0,54	12,64
8	1,38	32,29	33	0,52	12,17
9	1,32	30,89	34	0,50	11,70
10	1,27	29,72	35	0,48	11,23
11	1,22	28,55	36	0,47	11,00
12	1,18	27,61	37	0,45	10,53
13	1,13	26,44	38	0,43	10,06
14	1,09	25,51	39	0,41	9,59
15	1,05	24,57	40	0,40	9,36
16	1,01	23,63	41	0,38	8,89
17	0,97	22,70	42	0,37	8,66
18	0,93	21,76	43	0,35	8,19
19	0,90	21,06	44	0,34	7,96
20	0,86	20,12	45	0,33	7,72
21	0,83	19,42	46	0,32	7,49
22	0,80	18,72	47	0,30	7,02
23	0,77	18,02	48	0,29	6,79
24	0,74	17,32	49	0,28	6,55
25	0,71	16,61	50	0,27	6,32
26	0,69	16,15	51	0,26	6,08
27	0,66	15,44	52	0,25	5,85
28	0,63	14,74	53	0,24	5,62
29	0,61	14,27	54	0,23	5,38
30	0,59	13,81	55	0,22	5,15

**8.5 Valores Corregidos de CTDI<sub>vol</sub> por Tamaño Específico de Paciente para Protocolo de Alta Resolución Optimizado #5 (IMC = 20 Kg/m<sup>2</sup>)**

**Tabla 42.** Valores corregidos del Protocolo #5 por Tamaño Específico de Paciente.  
CTDI<sub>vol</sub> = 33,1 mGy.

Diámetro Efectivo	Factor de Corrección	CTDI <sub>vol</sub> Corregido	Diámetro Efectivo	Factor de Corrección	CTDI <sub>vol</sub> Corregido
6	1,49	49,32	31	0,56	18,54
7	1,43	47,33	32	0,54	17,87
8	1,38	45,68	33	0,52	17,21
9	1,32	43,69	34	0,50	16,55
10	1,27	42,04	35	0,48	15,89
11	1,22	40,38	36	0,47	15,56
12	1,18	39,06	37	0,45	14,90
13	1,13	37,40	38	0,43	14,23
14	1,09	36,08	39	0,41	13,57
15	1,05	34,76	40	0,40	13,24
16	1,01	33,43	41	0,38	12,58
17	0,97	32,11	42	0,37	12,25
18	0,93	30,78	43	0,35	11,59
19	0,90	29,79	44	0,34	11,25
20	0,86	28,47	45	0,33	10,92
21	0,83	27,47	46	0,32	10,59
22	0,80	26,48	47	0,30	9,93
23	0,77	25,49	48	0,29	9,60
24	0,74	24,49	49	0,28	9,27
25	0,71	23,50	50	0,27	8,94
26	0,69	22,84	51	0,26	8,61
27	0,66	21,85	52	0,25	8,28
28	0,63	20,85	53	0,24	7,94
29	0,61	20,19	54	0,23	7,61
30	0,59	19,53	55	0,22	7,28

**8.6 Valores Corregidos de CTDI<sub>vol</sub> por Tamaño Específico de Paciente para Protocolo de Alta Resolución Optimizado #6 (IMC = 28 Kg/m<sup>2</sup>)**

**Tabla 43.** Valores corregidos del Protocolo #6 por Tamaño Específico de Paciente.  
CTDI<sub>vol</sub> = 39,5 mGy.

Diámetro Efectivo	Factor de Corrección	CTDI <sub>vol</sub> Corregido	Diámetro Efectivo	Factor de Corrección	CTDI <sub>vol</sub> Corregido
6	1,49	58,86	31	0,56	22,12
7	1,43	56,49	32	0,54	21,33
8	1,38	54,51	33	0,52	20,54
9	1,32	52,14	34	0,50	19,75
10	1,27	50,17	35	0,48	18,96
11	1,22	48,19	36	0,47	18,57
12	1,18	46,61	37	0,45	17,78
13	1,13	44,64	38	0,43	16,99
14	1,09	43,06	39	0,41	16,20
15	1,05	41,48	40	0,40	15,80
16	1,01	39,90	41	0,38	15,01
17	0,97	38,32	42	0,37	14,62
18	0,93	36,74	43	0,35	13,83
19	0,90	35,55	44	0,34	13,43
20	0,86	33,97	45	0,33	13,04
21	0,83	32,79	46	0,32	12,64
22	0,80	31,60	47	0,30	11,85
23	0,77	30,42	48	0,29	11,46
24	0,74	29,23	49	0,28	11,06
25	0,71	28,05	50	0,27	10,67
26	0,69	27,26	51	0,26	10,27
27	0,66	26,07	52	0,25	9,88
28	0,63	24,89	53	0,24	9,48
29	0,61	24,10	54	0,23	9,09
30	0,59	23,31	55	0,22	8,69