

**UNIVERSIDAD SAN SEBASTIÁN
FACULTAD DE CIENCIAS DE LA SALUD
ESCUELA DE TECNOLOGÍA MÉDICA**



**UNIVERSIDAD
SAN SEBASTIAN**

**"Comparación de Índice de Dosis en Tomografía
Computarizada de Región Abdominal en Adultos Basados en
Fantomas Estandarizados y el Índice de dosis según Diámetro
Efectivo Sugerido en el Reporte 204 de la Asociación
Americana de Físicos Médicos"**

Tesina para optar al grado de:
Licenciado en Tecnología Médica, Mención Imagenología y Física Médica,
Bachiller en Ciencias

Estudiantes:
Daniela Sepúlveda Ortiz
Silvana Subiabre Ramírez

Profesor Guía:
TM Mg. Cristián Cabrera Gómez

**SANTIAGO – CHILE
2018**

© Daniela Andrea Sepúlveda Ortiz y Silvana Constanza Subiabre Ramírez.

Se autoriza la reproducción parcial o total de esta obra, con fines académicos, por cualquier forma, medio o procedimiento, siempre y cuando se incluya la cita bibliográfica del documento.

AGRADECIMIENTOS

A nuestro tutor TM Cristian Cabrera Gómez y a la Institución, Universidad San Sebastián, que durante 5 años nos entregó las herramientas necesarias para realizar esta tesis.

A mi familia, en especial a mis hijos y esposo, que me apoyaron desde el inicio en este desafío, todo mis logros son por ustedes.

A mis padres y hermanas, quienes fueron incondicionales en esta etapa de mi vida, y en los más difíciles que me ha tocado vivir.

A la madre de mi esposo que estuvo ahí cuando necesitaba de una mano amiga, con su apoyo emocional y físico.

Y a todos los que escogí para ser parte de este importante paso de realización personal como profesional.

Daniela Sepúlveda Ortiz.

A nuestro tutor TM Cristian Cabrera Gómez, por el apoyo brindado ante las adversidades enfrentadas durante el proceso de realización de nuestra tesis.

A mis padres y hermana, ustedes me han dado un apoyo incondicional estos 5 años, por eso cada uno de mis logros es por ustedes, Gracias.

A mis amigas y amigos quienes estuvieron todo este tiempo entregándome su apoyo, palabras de ánimo o simplemente acompañándome en los momentos que lo necesite.

Y finalmente, a todos los que han sido parte de este proceso.

Silvana Subiabre Ramírez.

ACRÓNIMOS

AAPM: Asociación Americana de Físicos Médicos.

ALARA: As Low As Reasonably Achievable.

AP: Anteroposterior.

CTDI: Índice de dosis en Tomografía Computada.

CTDI₁₀₀: Índice de Dosis en Tomografía Computada en 100 mm.

CTDI_{vol}: Índice de Dosis en Tomografía Computada Volumétrico.

CTDI_w: Índice de Dosis en Tomografía Computada Ponderado.

IAEA: Agencia Internacional de Energía Atómica.

ICRP: Comisión Internacional de Protección Radiológica.

ICRU: Comisión Internacional de Unidades y Medidas Radiológicas.

Kv: Kilovoltaje.

LAT: Lateral.

mA: Miliamperio.

MDCT: Tomografía Computada Multidetector.

NCRP: Consejo Nacional de Protección Radiológica.

PA: Posteroanterior.

PMMA: Polimetilmetacrilato.

TC: Tomografía Computada.

UNSCEAR: Comité Científico de las Naciones Unidas.

ÍNDICE

RESUMEN	viii
INTRODUCCIÓN	1
CAPÍTULO I: MARCO TEÓRICO	
1.1 Radiaciones Ionizantes	3
1.1.1 Fuentes Naturales.....	4
1.1.2 Fuentes Artificiales.....	5
1.2 Tomografía Computarizada	7
1.2.1 Generaciones.....	8
1.2.2 Adquisición de Datos.....	9
1.2.3 Generación de Imagen.....	10
1.3 Dosimetría	
1.3.1 Índice de Dosis en Tomografía Computarizada.....	13
1.3.2 Índice de Dosis en Tomografía Computarizada 100.....	15
1.3.3 Índice de Dosis en Tomografía Computarizada Ponderado.....	16
1.3.4 Índice de Dosis en Tomografía Computarizada Volumétrico.....	16
1.3.5 Producto Dosis Longitud.....	17
1.4 Asociación Americana de Físicos Médicos	17
1.5 Reporte 204: Estimación de dosis Tamaño Específico	18
1.5.1 Parámetros Relacionados al Tamaño.....	19
1.5.2 Enfoque Global.....	20

1.5.3 Métodos para Diferentes Grupos.....	21
1.5.4 Mediciones Físicas Utilizando Fantomas Antropomórficos.....	22
1.5.5 Mediciones Físicas Utilizando Fantomas de PMMA Cilíndricos.....	23
1.5.6 Medidas de Monte Carlo en Fantomas Voxelizados.....	24
1.5.7 Medidas de Monte Carlo en Fantomas Cilíndricos Simples.....	25
1.5.8 Formulación de Tablas.....	26

CAPÍTULO II: PRESENTACIÓN DEL PROBLEMA

2.1 Pregunta de Investigación.....	31
2.2 Objetivo General.....	31
2.2.1 Objetivos Específicos.....	32
2.3 Hipótesis	
2.3.1 Hipótesis de Investigación.....	32
2.3.1 Hipótesis Nula.....	32

CAPÍTULO III: MATERIALES Y MÉTODOS

3.1 Tipo de Estudio.....	33
3.2 Variables	
3.2.1 Variable Independiente.....	33
3.2.1 Variable Dependiente.....	33
3.3 Criterios de Inclusión y Exclusión.....	33

3.4 Protocolo de Abdomen y Pelvis Rutina.....	34
3.5 Índices de dosis propuestos y Diámetros Efectivos Teóricos.....	35
CAPÍTULO IV: RESULTADOS	
4.1 Presentación de los Datos.....	38
4.2 Prueba estadística F de Fisher.....	42
CAPÍTULO V: DISCUSIÓN.....	44
CAPÍTULO VI: CONCLUSIÓN.....	46
CAPÍTULO VII: BIBLIOGRAFÍA.....	50

RESUMEN

El campo de la radiología se va expandiendo con nuevas técnicas en beneficio de diagnósticos más asertivos, como es el caso de la Tomografía Computarizada que va ganando terreno en el uso clínico de la radiación ionizante, por esta razón, uno de los desafíos que enfrenta los avances tecnológicos es la dosis que recibe el paciente que hoy en día se estima con métodos estandarizados utilizando fantasmas de diámetro estandarizado, menospreciando el tamaño real del individuo. En el caso de las exploraciones que se realizan con esta técnica las de la región abdominal son las que presentan mayor variación volumétrica entre pacientes, por ende se deben aplicar parámetros particulares a cada situación. Tomando en cuenta estos antecedentes se compara el índice de dosis teórico en estudios de región abdominal en adultos y el índice de dosis calculado según la Asociación Americana de Físicos Médicos, en su reporte 204, que considera el diámetro efectivo del paciente, entregando una herramienta de formulación para futuros protocolos que lleven a esta técnica a optimizar las dosis fundamentado en el principio ALARA.

Palabras Claves: Tomografía Computarizada, radiación ionizante, Fantoma, índice de dosis, diámetro efectivo, ALARA.

ABSTRACT

The field of radiology is expanding with new techniques in favor of more assertive diagnoses, such as the case of Computerized Tomography that is gaining ground in the clinical use of ionizing radiation, for this reason, one of the challenges faced by the Technological advances is the dose received by the patient that today is estimated with standardized methods using standardized diameter phantoms, belittling the actual size of the individual. In the case of the explorations performed with this technique, those of the abdominal region are the ones with the greatest volumetric variation among patients, therefore, particular parameters must be applied to each situation. Taking this background into account, we compare the theoretical dose index in abdominal region studies in adults and the dose rate calculated according to the American Association of Physicists, in its report 204, which considers the effective diameter of the patient, delivering a tool of formulation for future protocols that lead to this technique to optimize the doses based on the ALARA principle.

Key words: Computerized Tomography, ionizing radiation, phantom, dose index, effective diameter, ALARA.

INTRODUCCIÓN

De acuerdo al Comité Científico de las Naciones Unidas sobre el efecto de las radiaciones atómicas (UNSCEAR, 2016) las aplicaciones médicas representan la principal fuente de exposición artificial de la población mundial a las radiaciones ionizantes. Es por esto que los pacientes que se someten a exámenes de Tomografía Computarizada (TC) están expuestos a dosis relativamente altas ya que a diferencia de estudios más simples, se irradia un volumen sometido a múltiples proyecciones. La cantidad de radiación que será recibida dependerá de los parámetros técnicos del equipo como del operador, por lo que las dosis serán considerablemente variables. Es por este motivo que se establecen recomendaciones consensuadas entre organismos internacionales y locales para estandarizar medidas de protección radiológicas, minimizando los posibles efectos nocivos para la salud, para limitar estos se aplican herramientas basadas en la física de la radiación y su impacto biológico.

La dosimetría se usa para describir aquellas mediciones o cálculos que proporcionan información sobre la energía depositada por la interacción de la radiación ionizante con la materia, definida como dosis absorbida por unidad de masa (ICRU, reporte 90, s.f).

Hoy en día la cuantificación de las dosis en exploraciones de Tomografía Computarizada se encuentran estandarizadas, utilizando fantomas de Polimetilmetacrilato (PMMA) representando diámetros tipos de regiones anatómicas, como cabeza y cuello en 16 cm, y abdomen de 32 cm, lo cual hace pensar que dista bastante de la realidad ya que un paciente se define como un individuo único, con características propias, dentro de las cual encontramos su contextura o volumen.

Considerando lo anterior, se realizará un estudio comparativo entre índices de dosis teóricos basados en fantomas estandarizados de 32cms e índice de dosis calculado según diámetros efectivo sugerido por la Asociación Americana de Físicos Médicos (AAPM, reporte 204, 2011).

I MARCO TEÓRICO

1.1 Radiaciones Ionizantes

Las radiaciones ionizantes producen una transferencia de energía y subsecuentes cambios bioquímicos por efecto acumulativo, capaces de dañar la composición celular que pueden ser de carácter determinístico o estocástico. Los efectos determinísticos se caracterizan por requerir una dosis umbral para su aparición, es decir, sólo se producen por encima de un valor determinado y a partir de éste, su severidad aumenta con la dosis recibida, por su parte, los efectos estocásticos son aquéllos que aparecen aleatoriamente o debido al azar. (Vivallo et al. 2010). Es por esto que la protección radiológica es la principal disciplina que procura minimizar los riesgos a la salud previniendo los efectos adversos de la radiación a través de cuatro principios:

- **Justificación:** Se refiere a que cualquier exposición a las radiaciones ionizantes debe estar justificada, de modo que los beneficios de dichas radiaciones sean mayores que sus riesgos.
- **Optimización:** Basada en el criterio ALARA es decir, la exposición a la radiación debe ser tan baja como sea razonablemente posible; (as low as reasonably achievable)
- **Limitación de Dosis:** La dosis recibida no debe superar los límites recomendados por la Comisión Internacional de protección radiológica.
- **Prevención de Accidentes:** Se deben reducir al mínimo las probabilidades de ocurrencia de un accidente radiológico, ya sea durante el diseño de una instalación o de la locación en donde se hará el uso de una fuente de radiación.

1.1.1 Fuentes Naturales

La radiación ionizante se puede clasificar según su origen, como natural o artificial. Para la mayor parte de la población la exposición al fondo natural constituye el principal componente de radiación total que se recibe. La contribución de dosis representa el 56,9% del total, unos 3,7 mSv/año recibido por un individuo anualmente (UNSCEAR, 2008).

Una de las fuentes que constituye alrededor de la mitad de la exposición media es el Radón, radionúclido producido a partir de la desintegración radiactiva natural del uranio, que está presente en la naturaleza en suelos, rocas y eventualmente en el agua. Otra radiación a la que nos exponemos es la cósmica que proviene del universo, pero que es atenuada en su mayoría por la atmósfera, aportando el 10,4% aproximado del total de dosis de origen natural a nivel del mar.

Tabla 1. Dosis media anual e intervalos de dosis individuales de radiación ionizante (mSv)			
Dosis media (mSv)		Intervalo típico	
Fuentes de exposición anual mundial de las dosis individuales			
Fuentes de exposición naturales		Observaciones	
Inhalación gas radón	1,26	0,2-10	La dosis es muy superior en algunas viviendas
Radiación externa	0,48	0,3-1	La dosis es superior en algunos lugares
ingestión	0,29	0,2-1	
Radiación cósmica	0,39	0,3-1	La dosis aumenta con la altitud
Total Natural	2,4	ene-13	Grupos importantes de población reciben entre 10 y 20 mSv

Tabla 1. Dosis media anual e intervalos de dosis individuales de radiación ionizante en mSv Impacto radiológico de las fuentes naturales y artificiales de radiación (UNSCEAR, 2008).

1.1.2 Fuentes Artificiales

Las dosis que reciben las personas a causa de las radiaciones artificiales son, sin considerar los accidentes, mucho más pequeñas que las dosis que tienen su origen en la radiación natural, aunque existen muchas variaciones. En esta clasificación encontramos los ensayos e instalaciones nucleares, y lo que nos convoca, la radiación de uso médico, que representa el 35,1% del total.

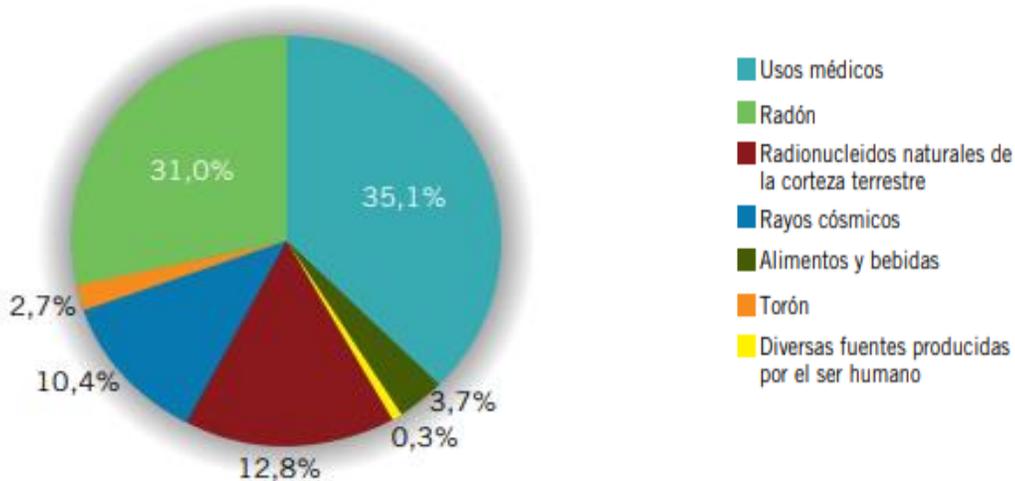


Gráfico 1. Radiación natural y artificial. Informe de Efectos de la Radiación Atómica (Consejo de Seguridad Nuclear, 2010)

El uso de las radiaciones en medicina incluye a la radiología de diagnóstico, la medicina nuclear y la radioterapia. Es necesario indicar que el aumento de la exposición médica se podría asociar probablemente a mejores beneficios para la salud de la población. La dosis media para fines diagnósticos, en un país desarrollado, es del orden de 1,0 mSv por año, aunque pueden alcanzarse dosis tan altas como 100 mSv. La dosis recibida en una cierta exploración puede no ser la misma para todas las personas a causa de múltiples factores. De igual forma, también es diferente para distintas pruebas diagnósticas.

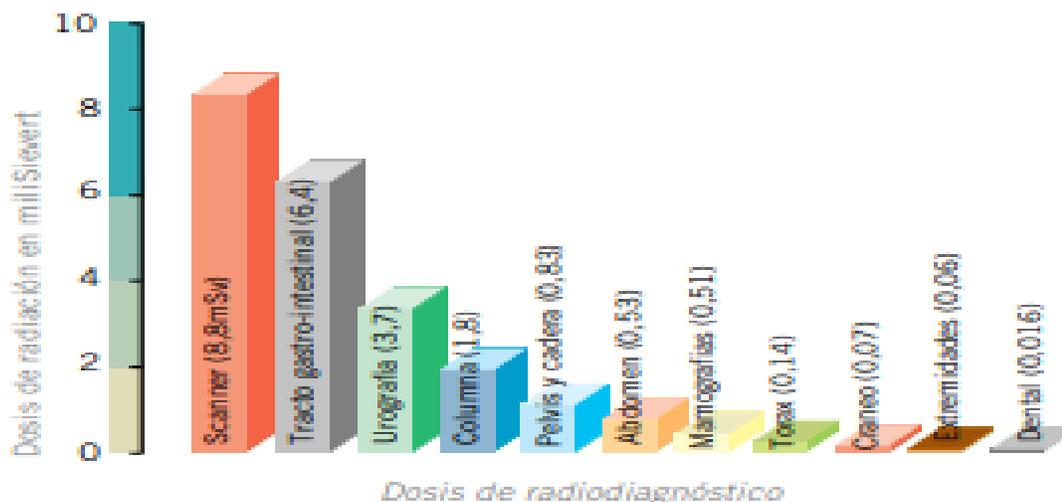


Gráfico 2. Dosis de radiodiagnóstico en mSv. Informe de Efectos de la Radiación Atómica (Consejo de Seguridad Nuclear, 2010).

Uno de los estudios diagnósticos que más contribuyen a la dosis, es la Tomografía computarizada, a modo de ejemplo, un examen tomográfico de la región abdominal que entrega una dosis efectiva de 10 mSv equivale a 500 radiografías PA de tórax como también a 4,5 años de radiación natural de fondo. (B. Wall, Junta nacional de radioprotección británica,s.f.)

La cantidad de estudios de tomografía computada (TC) que se llevan a cabo por año en el mundo crece de manera exponencial, ya que permite la realización de estudios en poco tiempo. Sin embargo, a pesar del beneficio diagnóstico que tienen los pacientes, la dosis de radiación recibida con este tipo de este tipo de técnica debe ser normado, para mantener la razón costo-beneficio.

A continuación describiremos de qué forma estos equipos realizan las imágenes diagnósticas y el porqué de las dosis antes mencionadas.

1.2 Tomografía Computarizada

Unido a la aparición de los ordenadores se desarrolla una idea que por la década de los 60 hacía pensar en un nuevo método de diagnóstico por imagen, siendo Godfrey Hounsfield quien lo hace realidad con el apoyo de la entonces compañía disquera EMI. Hounsfield entendía que debía haber más información en una radiografía de lo que se capturaba en la película y pensaba que las computadoras podrían ser utilizadas para obtener esos datos faltantes

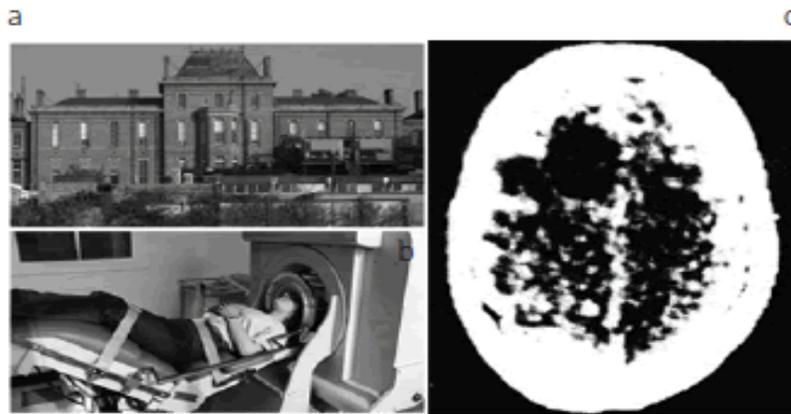


Figura 1. (a) Hospital Atkinson Morley, donde se instaló el primer prototipo de escáner cerebral EMI MARK I (b), con el que se obtuvo en 1971 la primera TAC cráneo-encefálica (c). (Ortega Hrescak & Socolsky, 2012)

La Tomografía Computarizada refiere un estudio computarizado de imágenes por rayos X que a diferencia de una radiografía convencional que utiliza un tubo fijo de producción de la radiación, un tomógrafo utiliza una fuente que gira alrededor de una abertura circular llamada Gantry. Irradiando un volumen con múltiples proyecciones.

Esta exploración permite obtener secciones axiales perpendiculares al eje sagital (z) del cuerpo humano a partir de la atenuación de un haz de rayos X, dirigidas en diferentes direcciones angulares, en 360° de la estructura en estudio. Esto es posible por la disposición y la suma de elementos de detección de la radiación,

detectores. En sus inicios la TC era simple en términos de infraestructura, que con los pasos de los años ha evolucionado para optimizar la técnica.

1.2.1 Generaciones

- *Primera Generación (1970)*: Sistema traslación-rotación de 180° con haz de radiación tipo Lápiz de rayos paralelos, 2 detectores, Matriz de 80x80 pixeles. Diseñado solo para exámenes de cerebro. Tiempo de adquisición por corte 4-5 minutos (Arboleda CI, Ramírez, & McCollough, 2008)
- *Segunda Generación (1972)*: Sistema traslación-rotación de 180° con haz de abanico estrecho (5-10°), múltiples detectores entre 10 y 30. Matriz de 160x160. Tiempo de adquisición por corte, 20 segundos (Arboleda CI, Ramírez, & McCollough, 2008)
- *Tercera Generación (1976)*: Sistema de rotación-rotación de 360° con haz en abanico de 25° a 30°, múltiples detectores entre 500 y 1000. Tiempo de adquisición por corte, menos de 5 segundos (Arboleda CI, Ramírez, & McCollough, 2008)
- *Cuarta Generación (1978)*: Sistema Rotación 360° del tubo con detectores fijos de 1200 a 4800. Tiempo de adquisición por corte de un segundo o menos. (Arboleda CI, Ramírez, & McCollough, 2008)
- *Quinta generación (1985)*: Se introdujo la tomografía por rayo de electrones EBCT (del inglés *Electron Beam CT*), que constituye la quinta generación. Esta generación utiliza una arquitectura estacionaria (sin rotación), donde un rayo de electrones hace un barrido a lo largo de cuatro placas semicirculares que rodean al paciente. (Arboleda CI, Ramírez, & McCollough, 2008)

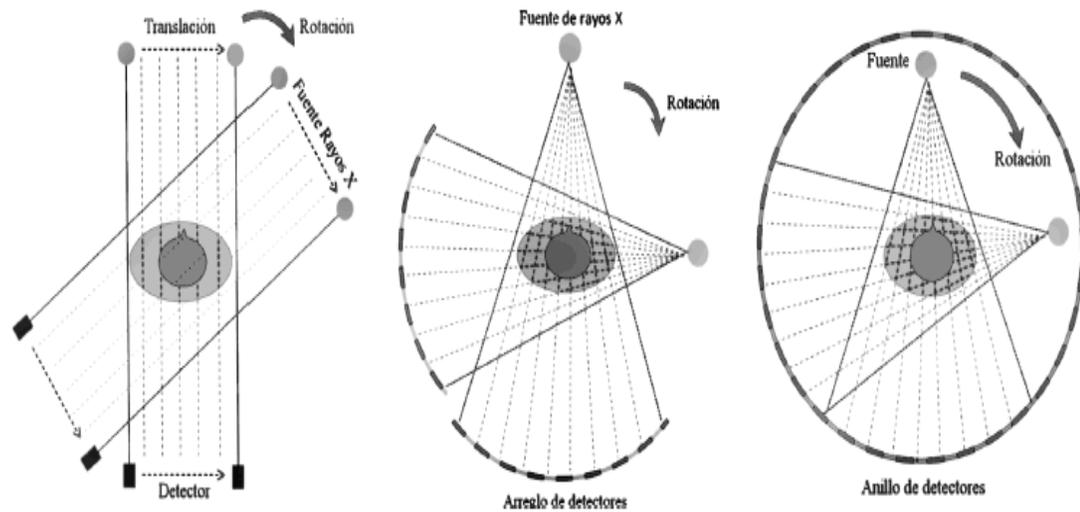


Figura 2. Generaciones representativas de la evolución de la tomografía. De izquierda a derecha. Tomógrafo de primera generación. Tomógrafo de tercera generación. Tomógrafo de cuarta generación (del Cura, Pedraza, & Gayete, 2009).

1.2.2 Adquisición de Datos

La adquisición de los datos también ha ido evolucionando, se pueden realizar de las siguientes formas:

- *Secuencial*: Se adquiere un corte transversal y la camilla se mueve, conocido como step and shoot.
- *Cine*: También es una forma secuencial de adquirir datos pero se concentra en la misma área por un tiempo determinado.
- *Helicoidal o volumétrico (1989)*: La tomografía en espiral utiliza la arquitectura de tercera generación, pero se caracteriza porque hay un movimiento continuo de la camilla a través del gantry, además de una adquisición de datos constante. Una de las variables más importantes en

la tomografía helicoidal es el pitch, que relaciona la distancia (mm) que se desplaza la camilla en una rotación del *gantry*, y el espesor (mm) determinado por el colimador (del Cura, Pedraza, & Gayete, 2009).

Desde 1998 otra de las tecnologías que se han ido incorporando es el multicanal, aumentando la cantidad de imágenes por la integración de los detectores en una matriz, y eran básicamente 4 canales dispuestos en el eje Z. Hoy en día rodean los 384. Estos equipos se basan en la geometría de tercera generación, aunque, en este caso, en lugar de un rayo en forma de abanico, el rayo tiene forma de cono (del inglés *cone-beam*). Así, permiten recoger datos correspondientes a varias tajadas simultáneamente y, por consiguiente, reducen el número de rotaciones del tubo de rayos X necesaria para cubrir una región anatómica específica (Arboleda CI, Ramírez, & McCollough, 2008).

1.2.3 Generación de Imagen en TC

La atenuación de la radiación de mayor o menor intensidad que llega a los detectores depende principalmente del coeficiente de atenuación lineal (μ) de la estructura, la densidad y las características del medio que se está estudiando implicando que solo algunos de estos fotones sean absorbidos. Esta variable (μ) depende de dos mecanismos básicos de interacción de los rayos X con la materia: Efecto Compton y Fotoeléctrico. El primero predomina en los tejidos blandos y se caracteriza porque se absorbe parte de la energía del fotón incidente, y el resto se invierte en la expulsión de un electrón de alta energía y la dispersión de un fotón de menor energía. El segundo prevalece en los materiales de alto número atómico, y, aunque también se caracteriza porque el fotón incidente causa la expulsión de un electrón y la producción de un fotón de baja energía, la diferencia, con respecto al anterior fenómeno, radica en que este fotón se dispersa, debido a que un electrón de las capas exteriores se desplaza hacia una capa más interior, y en que no se presenta absorción de energía. La

probabilidad de estas interacciones, decrece a medida que la energía del fotón se aleja de la energía de unión de la capa K, es el orbital de electrones más cercano al núcleo (Bushong, 2013).

Otros factores que influyen son el grosor y la energía que se está aplicando, todo esto determinado por la ley de Lambert-Beer (Sierra, Pérez, Gómez, & Morante, 2010). Relación empírica de la intensidad de la radiación que incide en un objeto y la intensidad transmitida por el mismo. La atenuación de la materia es directamente proporcional a su concentración.

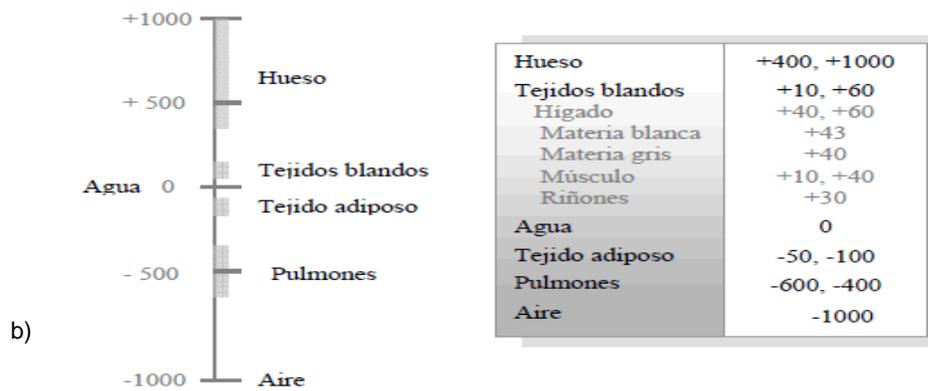
$$I(x) = I_0 \cdot e^{-\mu x}$$

Fórmula 1. Ley Lambert-Beer. (Sierra, Pérez, Gómez, & Morante, 2010)

A medida que el coeficiente de atenuación lineal de un material aumenta, más blanco aparecerá este en la imagen, y viceversa. Por otro lado, es importante tener en cuenta que los fotones dispersados contribuyen negativamente al contraste de la imagen, puesto que no aportan información, y cambian la energía y dirección de los rayos incidentes.

Debido a esto, y al hecho de que las diferencias entre los coeficientes de atenuación lineales de distintos materiales son muy pequeñas surgieron las unidades Hounsfield (HU), o números CT, que se definen como:

$$a) \quad HU = 1000 \times \frac{\mu_t - \mu_{agua}}{\mu_{agua}}$$



Fórmula 2. (a) Unidad de Hounsfield (Arboleda CI, Ramírez, & McCollough, 2008).

Figura 3. (b) Unidades Hounsfield correspondiente a varios materiales. (Arboleda CI, Ramírez, & McCollough, 2008).

Luego de interactuar con la materia, los fotones que llegan al detector son absorbidos y recolectados en la matriz, como atenuaciones representada por la escala de grises según su unidad de Hounsfield, que luego de distintos procesos matemáticos, se logrará la imagen.

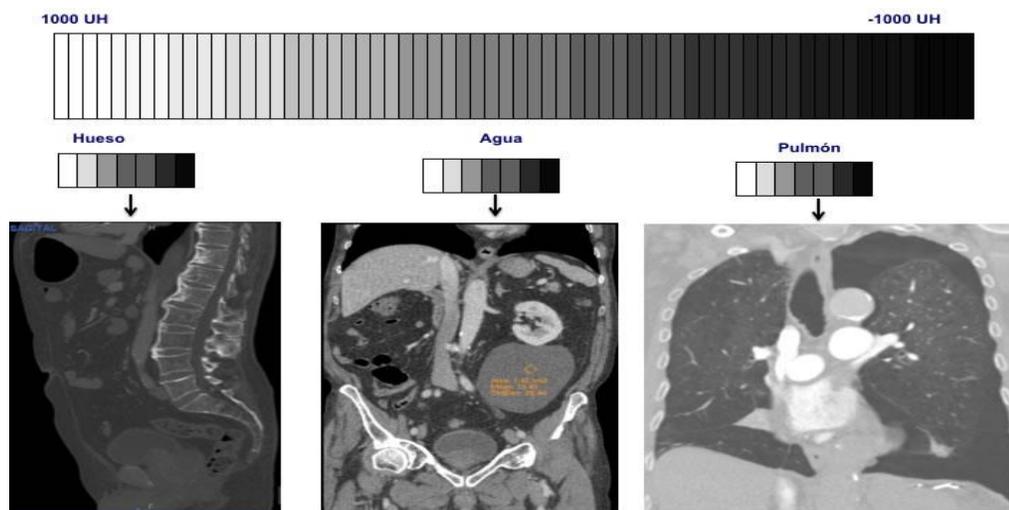


Figura 4. Representación números CT y escala de grises. Sociedad Española de Imagen cardíaca. (Sociedad Española De Imagen Cardíaca. (s.f.). *Ecocardio*)

1.3 Dosimetría.

Producto del exponencial uso diagnóstico de la radiación ionizante es preciso la formulación de magnitudes y unidades dosimétricas adecuadas, ésta labor es realizada por la Comisión Internacional de Unidades y Medidas Radiológicas (ICRU), junto a otras organizaciones como la Comisión Internacional de Protección Radiológica (ICRP), la Agencia Internacional de Energía Atómica (IAEA), el UNSCEAR, la Organización Internacional para la Estandarización (ISO) y el Consejo Nacional de Protección Radiológica y Medidas de Estados Unidos (NCRP) que definen y conceptualizan estos fenómenos físicos, químicos y biológicos. (Úbeda et al, 2015)

Las magnitudes dosimétricas son desarrolladas para proporcionar una medida física que se correlacione con los efectos reales o potenciales de la radiación, dentro de las cuales tenemos (Mendizábal, 2012):

- **Energía Impartida:** Radiación ionizante que incide en un volumen de materia.
- **Dosis Absorbida:** se define como la cantidad de energía aplicada a una cierta cantidad de masa medida en Gray (Gy), que corresponden a Joule/kg.
- **Dosis Equivalente:** Dosis absorbida ponderada por un factor de calidad de radiación (mSv)
- **Dosis Efectiva (E):** Dosis equivalente ponderada por un factor de sensibilidad a la radiación de cada órgano.(mSv)

1.3.1 Índice de Dosis en Tomografía Computarizada, CTDI.

Se han definido una serie de unidades dosimétricas específicamente de tomografía computarizada (TC) donde el estándar de dosis se conoce como índice de dosis en TC (CTDI), el cual tiene múltiples derivados, entre los que nos

interesan particularmente: El índice de dosis en 100 mm (CTDI₁₀₀), el ponderado (CTDI_w), el volumétrico (CTDI_{vol}) y el producto dosis longitud (DLP).

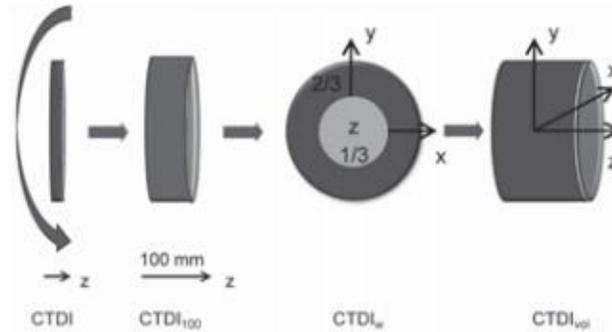


Figura 5. Representación esquemática de los diferentes tipos de índice de dosis en tomografía computada (CTDI). (Mendizábal, 2012)

El índice de dosis de tomografía computarizada, se define como “la integral del perfil de dosis de un único corte, a lo largo de una dirección Z paralela al eje de simetría, dividida por el espesor nominal de corte T y corresponde una serie completa de cortes contiguos” (del Cura et al,2009).

La forma de medir ese corte que tiene un grosor determinado es mediante la colocación de una cámara de ionización en un fantoma de polimetilmetacrilato (PMMA) de 16 cm y 32 cm de diámetro, esta medición se hacen para distintos parámetros que influyen en lo que es la dosis. Entonces, lo que se obtiene en el CTDI es cuanta dosis se entrega en un corte único para distintos parámetros, pero en dos diámetros fijos (16 y 32 cm) de un fantoma circular. Se calcula dividiendo la integral de la dosis absorbida por el grosor de la sección estudiada.

$$CTDI = \frac{1}{NT} \int_a^b D(z) dz$$

Fórmula 3. Cálculo de CTDI, en corte de grosor determinado. (Ramírez et al., 2008).

D (z) es el perfil de la dosis a lo largo del eje z entre dos puntos a y b, T se refiere grosor de la sección (determinado por el colimador) y N es el número de

rebanadas tomográficas escaneadas durante una rotación del gantry. (Ramírez et al., 2008)

1.3.2 Índice de Dosis en Tomografía Computarizada 100, CTDI₁₀₀.

La cámara de ionización de tipo lápiz posee una longitud de 100 mm y un volumen aproximado de 3 cm³ (Fig. 6).

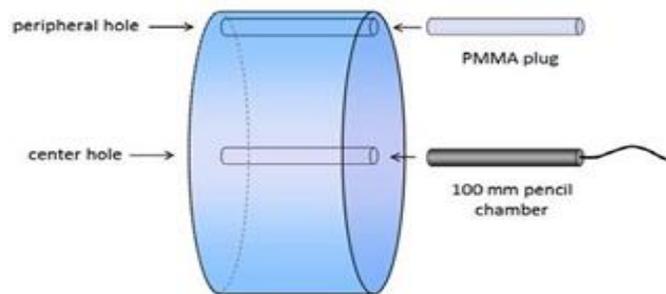


Figura 6. Cámara Ionización en fantoma PPMA.(Boone, J., Strauss, K., Cody, D., McNitt-Gray, M., & Toth, 2011)

Para las mediciones de dosis se utilizan fantomas (16 y 32 cm) de PMMA, en donde se coloca una cámara de ionización al interior en la periferia del fantoma, obteniendo un CTDI para el centro y un CTDI para la periferia. Se define mediante la expresión:

$$CTDI_{100} = \frac{100\text{mm}}{T} D_R$$

Fórmula 4. Calculo del CTDI₁₀₀ (Ramírez et al., 2008).

En la fórmula, D_R es la lectura del electrómetro y T es el ancho del haz de radiación, siendo el subíndice 100 la referencia que indica que el cálculo integra una longitud de 100 mm, en coincidencia con la longitud de la cámara. La unidad usualmente utilizada para el CTDI es el miligray (mGy). (Andisco, Blanco, & Buzzi, 2014)

1.3.3 Índice de Dosis en Tomografía Computarizada Ponderado (CTDI_w).

Se obtiene sumando el CTDI del centro y periferia del fantoma de PMMA, considerando que el centro corresponde a una tercera parte del volumen del fantoma y la periferia a dos terceras partes. Éste índice considera, por lo tanto, la radiación absorbida en el plano de la exploración, es decir, los ejes x y y. (Mendizábal, 2012) Se define:

$$CTDI_{100,W} = \frac{1}{3}(CTDI_{100,centro} + 2CTDI_{100,periferia})$$

Fórmula 5. Cálculo de CTDI ponderado. (Ramírez et al., 2008).

1.3.4 Índice de dosis en Tomografía Volumétrico, CTDI_{vol}.

Establece la dosis promedio de radiación en el volumen x, y, z, atribuible a un desplazamiento unitario de la camilla en el eje z (PITCH). Esta magnitud es muy utilizada como indicador de dosis para un protocolo específico, porque tiene cuenta la información del pitch. (Mendizábal, 2012) Se define mediante la expresión:

$$CTDI_{vol} = \frac{1}{pitch} CTDI_w$$

Fórmula 6. Cálculo de CTDI volumétrico. (Ramírez et al., 2008).

1.3.5 Producto Dosis Longitud (DLP)

El DLP refleja la energía total absorbida de una adquisición en específico y permite cuantificar mejor el potencial efecto biológico de la radiación ionizante. Es proporcional a la radiación total absorbida; por lo tanto, a mayor DLP existe un mayor riesgo relacionado con la exposición a la radiación. Este se expresa, para una exploración completa, de acuerdo con la ecuación: (Ramírez, et al. 2008)

$$DLP = \sum_i CTDI_{100,w,i} \cdot T_i \cdot N_i$$

Fórmula 7. Cálculo producto dosis longitud para una exploración completa. (Ramírez et al., 2008).

En la tomografía helicoidal existen expresiones especialmente establecidas para esta magnitud. De manera equivalente y práctica para el área médica, se puede utilizar la expresión:

$$DLP = CTDI_{vol} \cdot L$$

Fórmula 8. Cálculo DLP por longitud definida. (Ramírez et al., 2008).

En esta, L es la longitud real escaneada a lo largo del eje z del paciente. La unidad utilizada es el mGy.cm. (Andisco, Blanco, & Buzzi, 2014)

1.4 Asociación Americana de Físicos en Medicina (AAPM)

AAPM es una organización científica y profesional, fundada en 1958, compuesta por más de 8000 científicos cuya práctica clínica está dedicada a garantizar la precisión, la seguridad y la calidad en el uso de la radiación en procedimientos médicos tales como imágenes médicas y radioterapia. En general, conocidos

como físicos médicos y con presencia única en todas las especialidades médicas debido a la responsabilidad de conectar al médico con el paciente mediante el uso de tecnología de producción de radiación tanto en el diagnóstico como en el tratamiento de las personas. La responsabilidad del físico médico es garantizar que la radiación prescrita en las imágenes y la radioterapia se administran con precisión y seguridad.

Uno de los principales objetivos de AAPM es la identificación e implementación de mejoras en la seguridad del paciente para el uso médico de la radiación en las imágenes y la radioterapia.

La Asociación Americana de Físicos en Medicina junto a una serie de organizaciones se esfuerzan para fomentar la justificación (examen indicado) y la optimización (equilibrio adecuado entre la dosis de radiación y la calidad del estudio) para cada examen de TC. Los métodos proporcionados en este documento están diseñados para obtener herramientas computacionales fáciles de usar para estimar la dosis de radiación durante los exámenes de TC pediátrica y para los exámenes por TC de pacientes de cualquier tamaño. La dosis que recibe un paciente de una tomografía computarizada depende tanto del tamaño del paciente como de la salida de radiación del escáner. El CTDIvol proporciona información con respecto solo a la salida del escáner, no aborda el tamaño del paciente y, por lo tanto, no estima la dosis del paciente. Esto es preocupante, porque para pacientes más pequeños, interpretar el CTDIvol (o DLP) mostrado como dosis, podría llevar a subestimar los niveles de dosis del paciente.

1.5 Reporte 204: Estimación de dosis Específica por Tamaño

Estos grupos de investigadores se encargaron de desarrollar los factores de conversión que se pueden aplicar al índice de dosis de CTDIvol que se muestra para permitir que los profesionales puedan estimar la dosis del paciente. Estos factores tienen en cuenta el tamaño del paciente. El alcance de este grupo de

tareas se limita a estimar la dosis del paciente utilizando la salida del escáner (CTDIvol) y los factores asociados con el tamaño del paciente. La tarea no aborda otras diferencias entre los índices de salida de radiación del escáner TC actuales y las estimaciones de dosis del paciente debido al uso de fantomas "cortos" (15 cm a lo largo del eje z) para mediciones CTDIvol grupo.

1.5.1 Parámetros Relacionados al Tamaño

La Antropometría (Nariño Lescay, Alonso Becerra, & Hernández González, 2016) contempla el estudio del cuerpo, en cuanto a tamaño, forma, proyecciones, composición, maduración y función grosera, con el objetivo de brindar información científica sobre el crecimiento y desarrollo. Dentro de estas referencias se encuentran dimensiones de referencia llevados a imágenes de tomografía:

- **Dimensión lateral:** La dimensión lateral (LAT) es la dimensión de lado a lado (de izquierda a derecha) de la parte del cuerpo que se está escaneando. Esta dimensión puede evaluarse usando calibres electrónicos en la radiografía de tomografía computarizada estándar que se adquiere en la mayoría de los casos antes de una tomografía computarizada.
- **Dimensión AP:** La dimensión anterior-posterior es el grosor de la parte del cuerpo del paciente que se escanea en la dimensión antero-posterior, por ejemplo, desde la superficie del estómago hasta la superficie de la espalda. Para medir la dimensión AP de una radiografía de TC, sería necesaria una proyección lateral. La dimensión AP se puede medir fácilmente usando calibradores digitales en una radiografía de TC lateral convencional, que se adquiere antes de la tomografía computarizada en algunas circunstancias.

- **Dimensión AP + Lat:** este parámetro es la suma de las dimensiones lateral y AP. Los análisis realizados para este informe han demostrado que la suma de estas dos dimensiones ortogonales está relacionada linealmente con el diámetro efectivo.
- **Diámetro efectivo:** el diámetro efectivo representa el diámetro del paciente en un lugar determinado a lo largo del eje z del paciente (en la dimensión cráneo caudal), suponiendo que el paciente tiene una sección transversal circular. Mientras que algunas partes del cuerpo se aproximan a una sección circular, muchas no lo hacen. El diámetro efectivo se puede considerar como el diámetro del círculo cuya área es la misma que la de la sección transversal del paciente. Se puede calcular esto a partir de las dimensiones AP y laterales conocidas.

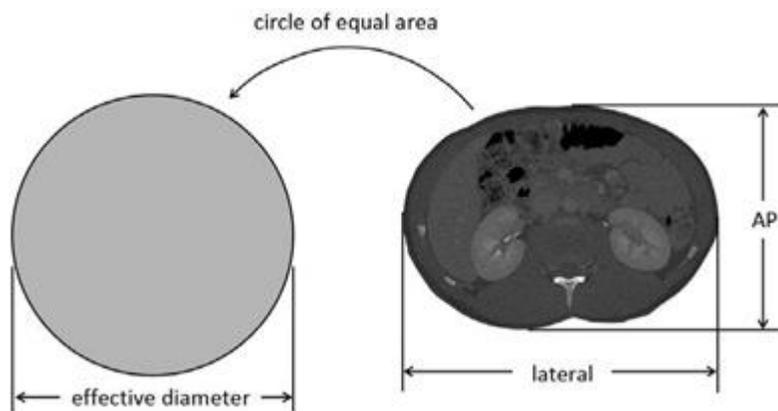


Figura 7. Se ilustran la dimensión antero-posterior (AP) y lateral, junto con el diámetro efectivo (Allende, Lobos, & A, 2016)

1.5.2 Enfoque global.

Se ha demostrado que se puede usar un factor dependiente del tamaño del paciente para estimar la dosis del paciente a partir de los índices de salida del escáner (CTDIvol) para pacientes de diferentes tamaños. El factor dependiente del tamaño se puede utilizar en un rango de tamaños de pacientes, y se extiende a pacientes grandes y pequeños. Debido a la disponibilidad general del

parámetro CTDIvol en la consola TC, los métodos empleados por los diversos investigadores dependen de la normalización por CTDIvol, como se mide convencionalmente utilizando los fantasmas PMMA de 16 o 32 cm de diámetro. Este proceso de normalización excluye la mayoría de las diferencias entre los escáneres individuales y las configuraciones de potenciales de tubo. Dado que la mayoría de las exploraciones de TC modernas pueden mostrar CTDIvol antes de la tomografía computarizada de un paciente dado, los factores propuestos pueden ser utilizados por el tecnólogo en la consola de TC para estimar la dosis antes de la exploración.

1.5.3 Métodos para diferentes grupos

Las diversas herramientas utilizadas por los cuatro grupos de investigación independientes se ilustran en la Figura 8.

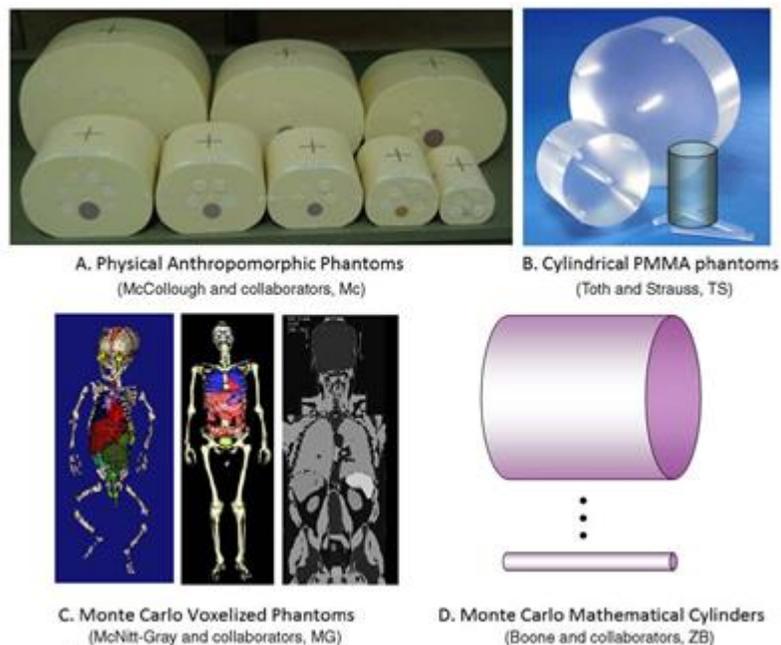


Figura 8. Las diversas herramientas utilizadas por los cuatro grupos de investigadores (Boone, J., Strauss, K., Cody, D., McNitt-Gray, M., & Toth, 2011).

Para este informe, se combinaron datos de cuatro grupos diferentes de investigadores que han estado estudiando independientemente el potencial de factores dependientes del tamaño del paciente para estimar la dosis del paciente a partir de CTD₁₀₀.

Si bien este resumen de resultados no es un metaanálisis per se, la excelente consistencia entre los resultados de los grupos de investigación independientes sugiere un nivel de confianza en los factores derivados mayor que si solo un grupo produjera los datos. Por casualidad, dos de los grupos hicieron uso de mediciones basadas en Monte Carlo, mientras que los otros dos se involucraron en mediciones físicas en fantomas, y esto amplía la metodología experimental utilizada para llegar a los factores de conversión recomendados.

1.5.4 Mediciones físicas utilizando fantomas antropomórficos (McCollough y colaboradores).

McCollough et al., En la Clínica Mayo que se utiliza un conjunto de ocho fantomas de tejido equivalente antropomórficas torso que abarcan una gama de tamaños desde recién nacido (LAT dimensión 9 cm) a adulto grande (LAT dimensión 39 cm. Fig 8A). Con la excepción del espectro del recién nacido, las proporciones de aspecto de estos fantomas fueron muy similares. Para representar a los pacientes con diferentes formas corporales (redondos/ovalados), se crearon tres fantomas adicionales mediante la adición de material equivalente al tejido: un recién nacido más redondo, de 15 años y adulto grande. Se determinaron las dimensiones AP, laterales, perímetro y área para cada uno de los 11 fantomas.

Los fantomas se escanearon usando cuatro modelos diferentes de escáneres CT: Sensation 16 y Definition (Siemens Healthcare, Forchheim, Alemania) y LightSpeed Ultra y VCT (GE Healthcare, Milwaukee, WI).

La exposición se midió utilizando una cámara iónica de 0,6 cc y se convirtió en dosis a tejido (mGy) usando un factor f de $1,073 \text{ mGy [dosis]} f \text{ mGy [kerma aéreo]}$ o 9.37 mGy/R .

La dosis en TC depende de la cantidad de dispersión producida dentro del objeto escaneado. Por lo tanto, el uso de fantomas que tienen solo una longitud de 15 cm a lo largo del eje z subestiman la dosis para los pacientes reales. Para proporcionar un entorno de dispersión realista, se simuló un torso humano colocando fantomas adicionales con propiedades de atenuación similares directamente adyacentes al espectro a lo largo de la dirección longitudinal.

La longitud de escaneo para una tomografía computarizada abdominal para cada fantoma del torso se estimó en base a la experiencia clínica, y cada espectro se escaneó utilizando protocolos de exploración helicoidal (en espiral), axial (secuencial) y cine (perfusión). Las mediciones se realizaron en el centro del campo de visión y cuatro posiciones periféricas, y una dosis media en el campo de visión se calculó utilizando un centro de $1/3$ y un enfoque promedio periférico de $2/3$. La dosis media se dividió por CTDIvol a cada tamaño de paciente.

1.5.5 Mediciones Físicas utilizando Fantomas de PMMA Cilíndricos (Toth y Strauss).

Toth y Strauss usaron atenuación de rayos X, expresada en términos de un diámetro equivalente de agua para describir el tamaño del paciente para los modelos estándar de PMMA de 15 cm de largo, 16 cm de diámetro y 32 cm de diámetro, y un cilindro de PMMA de 15 cm de largo y 10 cm de diámetro (Fig. 8B).

Toth y Strauss midieron CTDIvol estándar para escáneres CT de 16 y 64 cortes de Philips, GE, Toshiba y Siemens en un rango de valores de kV de 80 kV a 140 kV. Los modelos de regresión de las mediciones de CTDIvol, normalizados para

las mediciones fantomas de 16 y 32 cm de diámetro, se obtuvieron en función del diámetro equivalente de agua del maniquí. Los diámetros equivalentes en agua para una serie de pacientes pediátricos de cabeza, tórax y cuerpo también se determinaron a partir de radiografías de tomografía computarizada e imágenes de tomografía computarizada, así como la medición de la dimensión lateral del paciente utilizando pinzas electrónicas. Utilizando los modelos de regresión, se desarrollaron tablas de CTDIvol normalizadas en función de la dimensión lateral del paciente. El resultado es un conjunto de factores de escala que estiman la dosis para un fantoma de 15 cm de longitud que tiene la misma atenuación de rayos X equivalente en agua que el paciente.

1.5.6 Medidas de Montecarlo en fantomas voxelizados (McNitt-Gray y sus colaboradores)

El laboratorio McNitt-Gray de la Universidad de California Los Angeles (UCLA) utilizó técnicas de simulación de Montecarlo para estudiar los efectos del tamaño del paciente sobre la dosis de órgano para los exámenes de TC abdominal. Se simularon escáneres de CT con múltiples detectores (MDCT) de cada uno de los principales fabricantes. Se utilizó una serie de ocho modelos de pacientes voxelizados, conocidos como “modelos de pacientes” para representar una variedad de tamaños desde recién nacidos hasta adultos grandes que incluían hombres y mujeres. Se realizaron exámenes simulados de TC abdominal para todos los modelos de pacientes en cada modelo de escáner. La longitud de escaneo simulada fue proporcional a la longitud de escaneo típica para cada tamaño de cuerpo simulado, y esto varió de 15 cm a 33 cm. Todas las dosis de órgano se obtuvieron utilizando un enfoque de simulación de Tomografía Computarizada Multidetector (MDCT)

Las dosis de órgano específicas del escáner se normalizaron mediante los valores correspondientes de CTDIvol y se promediaron entre los escáneres para

obtener una dosis de órgano independiente del escáner por coeficientes de CTDIvol para cada modelo de paciente. Para obtener una métrica para el tamaño del paciente, se midió el perímetro exterior de cada paciente en la porción central de la región de exploración abdominal. Luego, se investigó la relación entre la dosis de órgano por coeficientes CTDIvol y el perímetro del paciente para los órganos que fueron irradiados directamente por el escáner abdominal.

1.5.7 Medidas de Montecarlo en fantomas cilíndricos simples (Zhou y Boone)

Zhou y Boone en la Universidad de California Davis utilizaron el sistema de código Monte Carlo, desarrollado por Boone (Boone, 2011) y reportado previamente (Zhou, 2008) para calcular la dosis a cilindros infinitamente largos de diferentes composiciones (agua, PMMA y polietileno) con diámetros que van desde 1 cm a 50 cm, en 22 incrementos diferentes. La geometría y los filtros de corbata de lazo del escáner General Electric Lightspeed 16 se usaron en las simulaciones. Los datos de simulación monoenergética (8 keV-140 keV) se incorporaron en varias herramientas de cálculo de hoja de cálculo. También se incorporó un modelo espectral en la herramienta de cálculo, que permite al usuario ajustar el espectro de 40 kV a 140 kV y colocar cualquier cantidad de filtración de aluminio o cobre añadida. El espectro polienergético se produjo ponderando espectralmente los datos monoenergéticos compilados en la hoja de cálculo. En este estudio, se simularon espectros de rayos X a 80, 100, 120 y 140 kV con 9,8 mm de filtración de Al añadida. Estos espectros entregaron capas de valor medio (en Al) de 5,8 mm, 7,1 mm, 8,0 mm y 8,8 mm para 80 kV, 100 kV, 120 kV y 140 kV, respectivamente.

La hoja de cálculo permite el cálculo de la dosis en el material (agua, PMMA o polietileno) en el centro y los agujeros periféricos en el espectro cilíndrico matemático. Los datos utilizaron un espectro de agua equivalente y se

combinaron usando un centro de 1/3 y un promedio periférico de 2/3, para estimar la dosis absorbida para el paciente. Se desarrollaron herramientas de hoja de cálculo separadas para un ancho de integración de dispersión de 10 mm así como un ancho infinito de integración de dispersión. Para simular la dosis para longitudes de escaneo realistas en este estudio, los datos de longitud de escaneo de 100 mm se promediaron con los datos de longitud de escaneo infinito, y para estimar la dosis típica para una longitud de escaneo de 20-30 cm, que es similar a los valores utilizados por los otros contribuyentes en este informe.

Para la normalización, se usaron los valores de kerma en aire determinados por Monte Carlo para los fantasmas de PMMA de 16 cm y 32 cm, idénticos al protocolo para medir físicamente CTDI_{vol} como se discutió anteriormente. La dosis en agua (o tejido) se calculó como una función del diámetro cilíndrico y se normalizó (dividió) mediante la CTDI_{vol} calculada (o medida) en el aire. Por lo tanto, el factor f para el agua (o tejido) se incluyó implícitamente en estos resultados. Esto es esencialmente un factor f de aproximadamente $1.073 \text{ mGy [dosis]} / \text{mGy [kerma aéreo]}$ o $9.37 \text{ mGy/roentgen}$.

1.5.8 Formulación de Tablas

Los información para generar los datos correspondientes a la Tablas 2 se compilaron a partir de cuatro grupos de investigación independientes diferentes. A pesar del acuerdo relativamente bueno entre los datos, se utilizaron métodos ligeramente diferentes en cada uno de los grupos independientes como se demostró anteriormente.

Los datos compilados se ven reflejado en la creación de una tabla que proporciona factores de conversión basados en el uso del espectro de PMMA de 32 cm de diámetro para CTDIvol. La Tabla 2A muestra el factor de conversión en función de la suma de las dimensiones lateral y AP. La Tabla 2B muestra los factores de conversión como una función de la dimensión lateral, y la Tabla 2C es para la dimensión AP. La Tabla 2D proporciona factores de conversión en función del diámetro efectivo. Es esencial que estos datos se utilicen cuando se sabe que el CTDIvol se basa en el espectro de dosimetría corporal de 32 cm de diámetro.

Tabla 2A		
Lat+AP	Effective	Conversion
Dim (cm)	Dia (cm)	Factor
16	7.7	2.79
18	8.7	2.69
20	9.7	2.59
22	10.7	2.50
24	11.7	2.41
26	12.7	2.32
28	13.7	2.24
30	14.7	2.16
32	15.7	2.08
34	16.7	2.01
36	17.6	1.94
38	18.6	1.87
40	19.6	1.80
42	20.6	1.74
44	21.6	1.67
46	22.6	1.62
48	23.6	1.56
50	24.6	1.50
52	25.6	1.45
54	26.6	1.40
56	27.6	1.35
58	28.6	1.30
60	29.6	1.25
62	30.5	1.21
64	31.5	1.16
66	32.5	1.12
68	33.5	1.08
70	34.5	1.04
72	35.5	1.01
74	36.5	0.97
76	37.5	0.94
78	38.5	0.90
80	39.5	0.87
82	40.5	0.84
84	41.5	0.81
86	42.4	0.78
88	43.4	0.75
90	44.4	0.72

Tabla 2B		
Lat	Effective	Conversion
Dim (cm)	Dia (cm)	Factor
8	9.2	2.65
9	9.7	2.60
10	10.2	2.55
11	10.7	2.50
12	11.3	2.54
13	11.8	2.40
14	12.4	2.35
15	13.1	2.29
16	13.7	2.24
17	14.3	2.19
18	15.0	2.13
19	15.7	2.08
20	16.4	2.03
21	17.2	1.97
22	17.9	1.92
23	18.7	1.86
24	19.5	1.81
25	20.3	1.76
26	21.1	1.70
27	22.0	1.65
28	22.9	1.60
29	23.8	1.55
30	24.7	1.50
31	25.6	1.45
32	26.6	1.40
33	27.6	1.35
34	28.6	1.30
35	29.6	1.25
36	30.6	1.20
37	31.7	1.16
38	32.7	1.11
39	33.8	1.07
40	34.9	1.03
41	36.1	0.98
42	37.2	0.94
43	38.4	0.90
44	39.6	0.87
45	40.8	0.83

Tabla 2C		
AP	Effective	Conversion
Dim (cm)	Dia (cm)	Factor
8	8.8	2.68
9	10.2	2.55
10	11.6	2.42
11	13.0	2.30
12	14.4	2.18
13	15.7	2.08
14	17.0	1.98
15	18.3	1.89
16	19.6	1.81
17	20.8	1.73
18	22.0	1.65
19	23.2	1.58
20	24.3	1.52
21	25.5	1.45
22	26.6	1.40
23	27.6	1.34
24	28.7	1.29
25	29.7	1.25
26	30.7	1.20
27	31.6	1.16
28	32.6	1.12
29	33.5	1.08
30	34.4	1.05
31	35.2	1.02
32	36.0	0.99
33	36.8	0.96
34	37.6	0.93
35	38.4	0.91
36	39.1	0.88
37	39.8	0.86
38	40.4	0.84
39	41.1	0.82
40	41.7	0.80
41	42.3	0.78
42	42.8	0.77
43	43.4	0.75
44	43.9	0.74
45	44.4	0.73

Tabla 2D	
Effective	Conversion
Dia (cm)	Factor
8	2.76
9	2.66
10	2.57
11	2.47
12	2.38
13	2.30
14	2.22
15	2.14
16	2.06
17	1.98
18	1.91
19	1.84
20	1.78
21	1.71
22	1.65
23	1.59
24	1.53
25	1.48
26	1.43
27	1.37
28	1.32
29	1.28
30	1.23
31	1.19
32	1.14
33	1.10
34	1.06
35	1.02
36	0.99
37	0.95
38	0.92
39	0.88
40	0.85
41	0.82
42	0.79
43	0.76
44	0.74
45	0.71

Tabla 2. Los datos compilados que proporcionan factores de conversión basados los espectros de las mediciones hechas por los grupos de investigadores y el diámetro efectivo. Tablas 2A, 2B, 2C y 2D (Boone, J., Strauss, K., Cody, D., McNitt-Gray, M., & Toth, 2011).

El objetivo principal de este grupo de tareas y este informe fue proporcionar a los proveedores de imágenes, físicos médicos y tecnólogos de TC la capacidad de estimar la dosis de radiación a los pacientes, teniendo en cuenta el tamaño del paciente y utilizando la información CTDIvol en la consola del escáner o en el informe de dosis del paciente. El uso de las tablas adjuntas dará lugar a una mejora en la precisión de la dosimetría, en comparación con el uso de la salida del escáner como sustituto de la dosis del paciente. Sin embargo, los valores de dosis resultantes aún se deben reconocer como estimaciones solamente. Es probable que incluso cuando se tenga en cuenta el tamaño del paciente, la dosis real para un paciente dado difiera del valor calculado mediante este informe entre un 10% y un 20%. Debido a esto, es esencial referirse a los números generados usando este documento como estimaciones de dosis y no como cálculos de dosis. También se les recuerda a los usuarios que utilicen un número apropiado de cifras significativas para informar las estimaciones de dosis.

CAPÍTULO II: PRESENTACIÓN DEL PROBLEMA.

Actualmente el uso de la TC para el diagnóstico de patologías ha ido en aumento debido a su alta disponibilidad y precisión diagnóstica, por lo que su uso debe ser de manera responsable debido a que se utilizan radiaciones ionizantes. En nuestro país uno de los principales problemas es que existen escasos estudios sobre dosimetría y los efectos que tiene la radiación en los pacientes que se realizan TC de forma recurrente.

Otro gran problema es que los protocolos utilizados en los centros de imagenología para exámenes de la región abdominal en TC son en referencia a un paciente tipo, ya que estos equipos son calibrados mediante fantomas de 32 cm, menospreciando el diámetro efectivo del paciente. Por lo tanto, muchas veces los índices entregados en los reportes dosimétricos pueden estar sub o sobre estimando a la dosis real del paciente.

2.1 Pregunta de Investigación

¿Hay variación entre el $CTDI_{vol}$ que entrega el equipo, basado en fantomas de diámetro normalizado y el calculado a partir del diámetro efectivo del paciente?

2.2 Objetivo General

Comparar el índice de dosis teórico de tomografía computarizada basados en fantomas estándar y el índice de dosis calculado según diámetro efectivo teórico de los pacientes sugeridos en el reporte 204 de la AAPM.

2.2.1 Objetivos específicos

- Proponer reportes dosimétricos teóricos de estudios Tomográficos de región Abdominal.
- Teorizar diámetro efectivo de un paciente, suponiendo dimensiones AP y lateral en un corte axial de un estudio de la región abdominal
- Calcular Índice de dosis utilizando factores de conversión sugeridos en el reporte 204 de la Asociación Americana de Físicos Médicos.

2.3 Hipótesis.

2.3.1 Hipótesis de investigación.

El índice de dosis teorizado que considera fantasmas de diámetros estandarizados no es congruente con el calculado en base al diámetro efectivo del paciente.

2.3.2 Hipótesis Nula

El Índice de dosis teorizado y el calculado, son congruentes entre sí. El diámetro efectivo del paciente no influye en la estimación de la dosis.

CAPÍTULO III: MATERIALES Y MÉTODOS.

3.1 Tipo de Estudio.

Se realizó un estudio de tipo cuantitativo correlacional.

3.2 Variables

3.2.1 Independiente:

- Diámetro efectivo del paciente.

3.2.2 Dependiente:

- Índice de dosis en tomografía computada.

3.3 Criterios.

Criterios de Inclusión

- Dimensiones abdominales de paciente Adulto.
- Reporte 204 de la AAPM

Criterios de Exclusión

- Dimensiones de pacientes Pediátricos.
- Reportes dosimétricos Reales

3.4 Protocolo de Abdomen rutina.

Equipo: Siemens Sensation 64 canales.

Protocolo de Exploración	Parámetros	Comentarios
Scout (Topograma)	Anterior- Posterior	Abdomen-Pelvis
Posición del Paciente	Supino	
Rango de escaneo	Cúpulas diafragmáticas hasta sínfisis púbicas.	1. Escanear solo el hígado en busca de imágenes de fase arterial, si lo desea públicas. 2. Puede detenerse en la cresta y escanear la pelvis después de un retraso de 3 minutos para la opacificación venosa y vesical
Dirección del Escaneo	Cráneo caudal	
Voltaje del tubo (Kvp)	120	
mAs efectivo	180 a 250 utilizando CARE Dose 4D	Dependiendo de los hábitos del paciente
Tiempo de rotación del gantry (s)	0.5	
Matriz	64 x 0.6	

PITCH	0.9
Table feed (mm/rotación)	<ul style="list-style-type: none"> • 17.28 • Parámetros de reconstrucción
Ancho de corte (mm)	5
Ancho de corte axial para 3D/MPR (mm)	2
Incremento de reconstrucción (mm)	5
Incremento de reconstrucción axial para 3D / MPR (mm)	1
Vistas especiales	Dependiente de la solicitud del médico
Reconstrucción Kernel	B20f/ B30f
Reconstrucción del campo de visión	Ajustado al paciente

Tabla 3. Protocolo TC Abdomen (Albrecht, T. Bae, Catalano, & Gebke, 2005)

3.5 Índices de dosis propuestos y Diámetros Efectivos Teóricos

Se propuso índices de dosis teóricos sustentados en la experiencia de nuestro campo clínico, donde los valores para un estudio de Tomografía de región abdominal en una fase, fluctúan entre los 5 y 15 mGy, considerando, además los 35 mGy promedio por estudio que entrega un equipo (Andisco D., Blanco S., & Buzzi A. 2014)

Los datos empleados se calcularon pensando en un estudio de 3 fases, por lo que se dividió el total de dosis por examen, para tener el proporcional teórico en 32 cm de diámetro efectivo base.

Se debe considerar el cálculo del diámetro efectivo, como la raíz cuadrada del producto entre las dimensiones AP y LAT de un individuo.

$$\text{Diámetro Efectivo} = \sqrt{AP * LAT}$$

Fórmula 9. Cálculo de diámetro efectivo. (Boone, J., Strauss, K., Cody, D., McNitt-Gray, M., & Toth, 2011)

$$32 \text{ cm Diámetro normalizado} \longrightarrow 30 \text{ mGy}/3 = \text{mGy} \times \text{Fase}$$

Ejemplo 1.

A cada CTDI teórico le asignamos un diámetro efectivo aleatorio, pensando en la variación entre la anatomía de cada paciente. Con estos datos obtendremos nuestro CTDI calculado multiplicando los valores por el factor de conversión sugerido en el reporte 204.

$$\text{CTDI calculado} = \text{CTDI teórico} \times \text{Factor de conversión}$$

Fórmula 10. CTDI Calculado (Boone, J., Strauss, K., Cody, D., McNitt-Gray, M., & Toth, 2011)

El CTDI calculado representaría la estimación de dosis tamaños específica para un paciente X.

Con los datos necesarios para el estudio, se utilizó el test de Fisher, para comparar las medias y varianzas, de los índices de dosis teórico y calculado. La media se calculó con la sumatoria de los datos dividido por la cantidad de estos.

$$\bar{X} = \frac{\sum x_i}{n}$$

Fórmula 11. Cálculo promedio

La Varianza la calcularemos a partir de la media para saber qué tan dispersos están los datos respecto a esta. Se realiza la resta entre cada dato y el promedio, se eleva al cuadrado. Luego se realiza la sumatoria de todos los cálculos por dato. Finalmente se dividirá el total por la cantidad de datos menos 1.

$$s^2 = \frac{\sum(x_i - \bar{x})^2}{n-1}$$

Fórmula 12. Cálculo de Varianza

Finalmente se analizaron los datos obtenidos y se representaron en gráficos con el fin de aceptar o rechazar la hipótesis de Investigación.

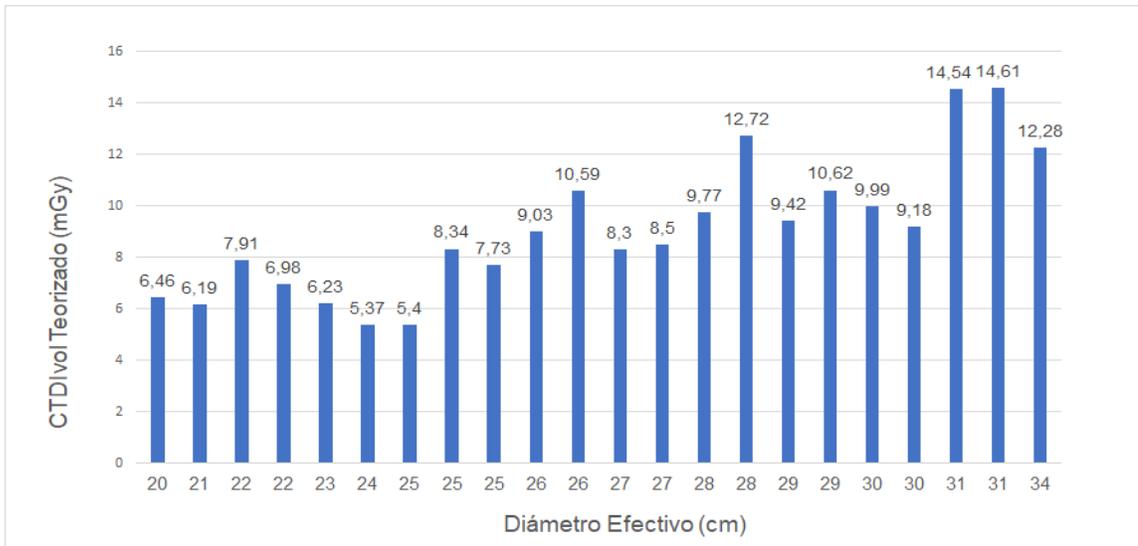
CAPÍTULO IV: RESULTADOS

4.1 Presentación de los datos

Tabla 4: Conversión del CTDIvol Teorizado al CTDI Calculado según el diámetro efectivo, y resultados de las Varianzas muestrales de ambos CTDIvol. (Elaboración propia, 2018)

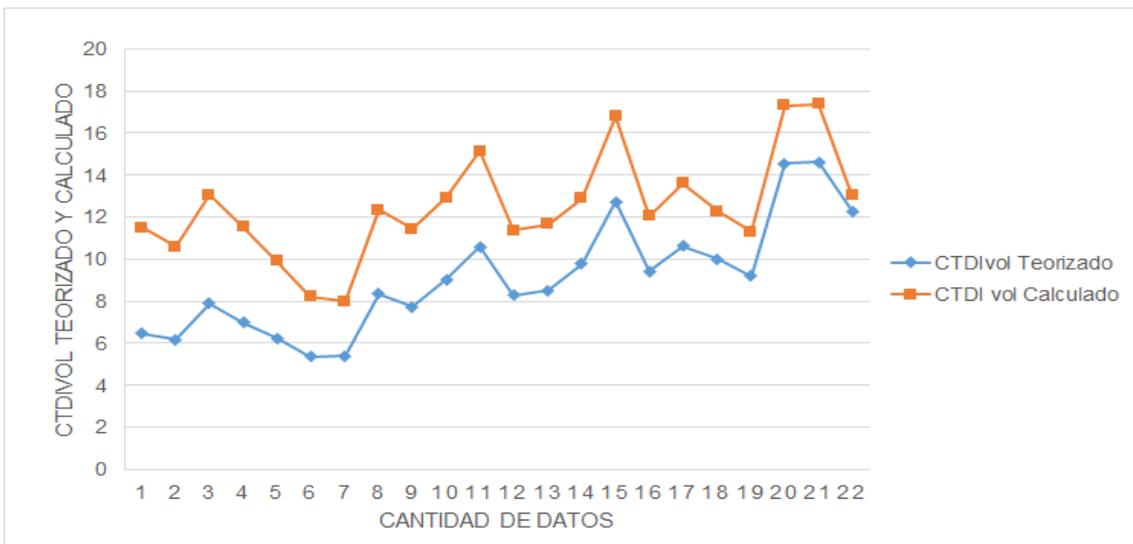
N	Diámetro efectivo (cm)	Factor de Conversión	CTDIvol teorizado (mGy)	CTDIvol Calculado	Varianza muestrales teorizado	Varianza muestrales calculado
1	20	1,78	6,46	11,50	6,97	0,94
2	21	1,71	6,19	10,58	8,47	3,55
3	22	1,65	7,91	13,05	1,42	0,34
4	22	1,65	6,98	11,52	4,49	0,91
5	23	1,59	6,23	9,91	8,24	6,58
6	24	1,53	5,37	8,22	13,91	18,10
7	25	1,48	5,4	7,99	13,69	20,05
8	25	1,48	8,34	12,34	0,58	0,02
9	25	1,48	7,73	11,44	1,88	1,06
10	26	1,43	9,03	12,91	0,00	0,20
11	26	1,43	10,59	15,14	2,22	7,15
12	27	1,37	8,3	11,37	0,64	1,21
13	27	1,37	8,5	11,65	0,36	0,68
14	28	1,32	9,77	12,90	0,45	0,18
15	28	1,32	12,72	16,79	13,10	18,67
16	29	1,28	9,42	12,06	0,10	0,17
17	29	1,28	10,62	13,59	2,31	1,26
18	30	1,23	9,99	12,29	0,79	0,03
19	30	1,23	9,18	11,29	0,01	1,39
20	31	1,19	14,54	17,30	29,59	23,35
21	31	1,19	14,61	17,39	30,36	24,17
22	34	1,06	12,28	13,02	10,11	0,30
PROMEDIO			9,10	12,47	6,80	5,92

Gráfico 3: Relación entre el CTDIvol Teorizado y Diámetro Efectivo.



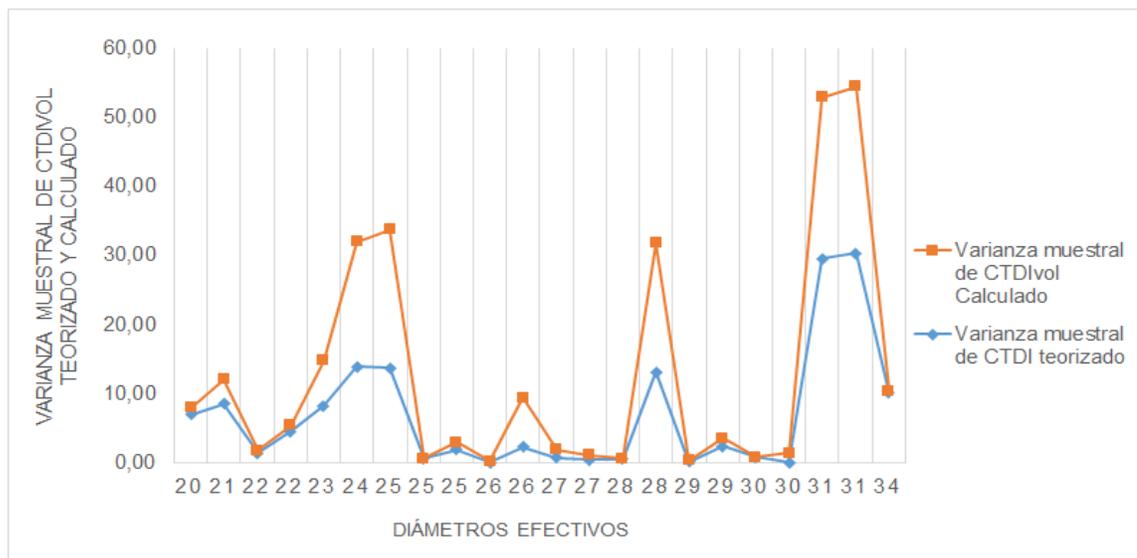
En el gráfico 3, se puede observar que la relación entre el diámetro efectivo y el CTDIvol correspondiente, no son directamente proporcionales. Era de esperarse que el aumento de los diámetros hubiera aumentado en conjunto a los CTDIvol. El diámetro efectivo que presenta un menor índice de dosis es el de 25 cm con un CTDI de 5,4 mGy, y el de mayor se ajusta a los 31 cm de diámetro.

Gráfico 4: Relación CTDIvol Teorizado y Calculado.



En el gráfico 4, se observa la relación entre el CTDIvol teorizado y el calculado, con la muestra que corresponde a 22 datos en total. Se pudo determinar, un aumento poco significativo del CTDIvol calculado respecto al CTDIvol teorizado. Esto se debe a la valoración del CTDIvol calculado, que obedece a la multiplicación por el factor de conversión dependiente del diámetro efectivo correspondiente a la muestra.

Gráfico 5: Relación entre Varianza Muestral Teorizado y Calculado



En el gráfico 5, se observa la relación entre las varianzas muestrales teorizadas y las calculadas, que por definición expresa que tan dispersos son los datos del CTDIvol calculado respecto al CTDIvol teorizado.

En el rango de diámetros efectivos 22-25 cm se evidencia una mayor diferencia de varianzas entre los índices de dosis, al igual que entre los diámetros efectivos 30-34 cm, en relación al resto diámetros.

4.2 Prueba estadística F de Fisher.

Se determinaron las siguientes hipótesis:

- *Hipótesis nula:* Ambas variables son congruentes entre sí
- *Hipótesis alternativa:* Ambas variables no son congruentes entre sí.

Los grados de libertad establecidos con un nivel de significancia de 0,05% fueron:

- *Grado de libertad del numerador:* 1
- *Grado de libertad del denominador:* 42

Con ambos datos se determinó el F de tabla el cual es 4,085

Varianza de las 2 muestras:

- *Varianza muestra CTDIvol teórico:* 76,533
- *Varianza muestra CTDIvol calculado:* 76,868

Estimación interna de varianza (S^2_w): 76,451

Media aritmética de CTDI teorizado y calculado: 10,78

x	$(\bar{x} - \bar{x})^2$
9,19	2,83
12,56	2,85
TOTAL	2,84

Tabla 5. Medias aritméticas y su diferencia al cuadrado.

Varianza de las medias aritméticas: 2,84

Estimación intermedia de la varianza (S^2_x): 62,46

Con todos los datos obtenidos anteriormente se calcula el F de prueba

$$F_{prueba} = \frac{S_x^2}{S_w^2} = 0,8170$$

Por lo tanto, F de prueba es menor que el F de tabla, rechazando la hipótesis alternativa y aceptando la hipótesis nula.

CAPÍTULO V: DISCUSIÓN

Este estudio tuvo como finalidad comparar el índice de dosis teorizado que entregaría un equipo tomográfico y el índice calculado a partir de este con la conversión sugerida en el reporte 204 basado en el diámetro efectivo del paciente.

Cabe mencionar que al inicio de este trabajo se contaba con las herramientas adecuadas para desarrollarlo, como un servicio de Tomografía y sus reportes dosimétricos, que respaldan esta tesis en cuanto a su veracidad y validez. Por motivos éticos, de confidencialidad y sin la intención de llevar a pasar los derechos del paciente, estipulado en la ley n° 20.584, se tuvo que desechar esta opción en medio de la investigación.

Es por esta razón que se le dio un vuelco al estudio, contemplando algunos de los datos que eran de nuestra muestra inicial y relacionándolos con el índice de dosis de 35 mGy por examen que estima la comisión europea como el promedio en una tomografía de la región abdominal (Andisco D., Blanco S., & Buzzi A. 2014) y que es calculada en base a los 32 cm de diámetro estandarizado. De esta forma se creó un nuevo conjunto de datos para intentar replicar la idea original sin alejarse tanto de la realidad, siendo aparentemente la principal causa de los resultados obtenidos.

Otro punto a discutir, es cómo se llega a sostener la idea que planteamos en nuestra hipótesis de investigación, basada en la literatura y que hace referencia a “la interacción de la radiación con la materia y su atenuación dependiente del grosor y/o volumen del material que penetra” (Sierra, Pérez, Gómez, & Morante, 2010). Desde este punto de vista se pudo inferir, que mientras mayor sea el diámetro de un individuo, mayor será el índice de dosis, Sin embargo nuestros

resultados evidencian que no hay relación entre estas y tampoco una diferencia significativa entre el método de estimación de dosis tradicional y el calculado, aceptando nuestra hipótesis nula.

Se discutió también, que el uso de datos teóricos sin considerar las dimensiones anteroposteriores y laterales debido a la gran variación entre pacientes, nos llevó a distorsionar los datos teóricos propuestos, ya que hoy en día existen recursos como la modulación de corriente, cuyo objetivo es la reducción de dosis basada en la anatomía del paciente y que implica menor corriente o mili amperaje en posición AP y mayor en posición lateral, siendo modificada por cada rotación del gantry (Calzado Cantera, Hernández-Girón, Salvadó Artells, & Rodríguez González, 2016). Informado de esto, se podría inferir que podrían existir coincidencias de diámetros efectivos entre pacientes pero no así entre sus dimensiones particulares.

CAPÍTULO VI: CONCLUSIÓN

Dado al uso injustificado de la radiación ionizante en las aplicaciones médicas, exponiendo a los pacientes a dosis relativamente altas, es que debemos contribuir con nuevas metodologías, concientizando y fomentando una práctica idónea, que logre solventar un exhaustivo control dosimétrico y de calidad de los protocolos que ayudarán con el ajuste de las dosis según las recomendaciones de los organismos de protección radiológica.

Si bien los resultados obtenidos no fueron los esperados, este estudio tuvo la finalidad de demostrar que cada individuo, tiene características distintas por lo tanto responden de forma particular a la interacción con la radiación y consecuente índice de dosis. Por lo que se podría dar énfasis en la formulación de herramientas que personalicen los estudios, considerando, en este caso su diámetro específico y la región estudiada. Sin embargo se debe analizar los posibles costos y tiempo de adquisición que involucra, sin dejar de lado su la posibilidad de crear nuevas políticas públicas en salud que representen a la población.

El empleo de datos reales enfocados en la mejora de un servicio de salud nos proporciona credibilidad y efectividad de las futuras normas de protección radiológicas. Por lo que se debe poner énfasis en la creación de comités de ética que apoyen esta y otras causas en pro de los pacientes que buscan que el beneficio superen los costos.

ÍNDICE DE FIGURAS.

Figura 1: a) Hospital Atkinson Morley, b) Primer Prototipo cerebral EMI MARK I, c) Primera imagen TAC cráneo-encefálica (Ortega Hrescak & Socolsky, 2012).

Figura 2: Generaciones representativas de la evolución de la tomografía. De izquierda a derecha. Tomógrafo de primera generación. Tomógrafo de tercera generación. Tomógrafo de cuarta generación (del Cura, Pedraza, & Gayete, 2009).

Figura 3: Unidades Hounsfield correspondiente a varios materiales (Arboleda CI, Ramirez, & McCollough, 2008).

Figura 4: Representación números CT y escala de grises. Sociedad Española de Imagen cardiaca. (Sociedad Española De Imagen Cardiaca. (s.f.) *Ecocardio*).

Figura 5: Representación esquemática de los diferentes tipos de índice de dosis en tomografía computada (Mendizábal, 2012).

Figura 6: Cámara Ionización en fantoma PPMA (Boone, J., Strauss, K., Cody, D., McNitt-Gray, M., & Toth, 2011).

Figura 7: Se ilustran la dimensión antero-posterior (AP) y lateral, junto con el diámetro efectivo (Allende, Lobos, & A, 2016).

Figura 8: Las diversas herramientas utilizadas por los cuatro grupos de investigadores (Boone, J., Strauss, K., Cody, D., McNitt-Gray, M., & Toth, 2011).

ÍNDICE DE TABLAS.

Tabla 1: Dosis media anual e intervalos de dosis individuales de radiación ionizante en mSv Impacto radiológico de las fuentes naturales y artificiales de radiación (UNSCEAR 2008).

Tabla 2: Los datos compilados se ven reflejado en la creación de una tabla que proporciona factores de conversión basados los espectros de las mediciones hechas anteriormente y el diámetro efectivo, Tablas A,B,C y D (Boone, J., Strauss, K., Cody, D., McNitt-Gray, M., & Toth, 2011).

Tabla 3: Protocolo TC Abdomen (Albrechth, T. Bae, Catalano, & Gebke, 2005).

Tabla 4: Resultados de conversión del CTDIvol Teorizado al CTDI Calculado según el diámetro efectivo. (Elaboración propia, 2018).

Tabla 5: Resultados, medias aritméticas y su diferencia al cuadrado (Elaboración propia, 2018).

ÍNDICE DE GRÁFICOS.

Gráfico 1. Radiación natural y artificial. Informe de Efectos de la Radiación Atómica (Consejo de Seguridad Nuclear, 2010)

Gráfico 2. Dosis de radiodiagnóstico en mSv. Informe de Efectos de la Radiación Atómica (Consejo de Seguridad Nuclear, 2010).

Gráfico 3. Relación entre el CTDIvol Teorizado y Diámetro Efectivo. (Elaboración propia, 2018)

Gráfico 4. Relación CTDIvol Teorizado y Calculado (Elaboración propia, 2018).

Gráfico 5. Relación entre Varianza Muestral Teorizado y Calculado (Elaboración propia, 2018).

ÍNDICE DE FÓRMULAS.

Fórmula 1. Ley lambert beer. (Sierra, Pérez, Gómez, & Morante, 2010)

Fórmula 2. (a) Unidad de Hounsfield (Arboleda CI, Ramírez, & McCollough, 2008).

Fórmula 3. Cálculo de CTDI, en corte de grosor determinado. (Ramírez et al., 2008).

Fórmula 4. Calculo del CTDI100. (Ramírez et al., 2008).

Fórmula 5. Cálculo de CTDI ponderado. (Ramírez et al., 2008).

Fórmula 6. Cálculo de CTDI volumétrico (Ramírez et al., 2008).

Fórmula 7. Cálculo producto dosis longitud para una exploración completa. (Ramírez et al., 2008).

Fórmula 8. Cálculo DLP por longitud definida. (Ramírez et al., 2008).

Fórmula 9. Cálculo de diámetro efectivo (Boone, J., Strauss, K., Cody, D., McNitt-Gray, M., & Toth, 2011)

Fórmula 10. CTDI Calculado (Boone, J., Strauss, K., Cody, D., McNitt-Gray, M., & Toth, 2011)

Fórmula 11. Cálculo promedio (Elaboración propia, 2018)

CAPÍTULO VII: BIBLIOGRAFÍA

Albrecht, T., T. Bae, K., Catalano, C., & Gebke, T. (2005). Abdomen and Pelvis - Abdomen and Pelvis (Routine) *MDCT.net*. Obtenido de https://mdct.net/wpcontent/uploads/_mediavault/sites/default/eng/reserved/pdfProtocols/Siemens/AbPelRoutSiem64.pdf

Allende, F., Lobos, V., & A, Z. (2016). Corrección de índice de dosis en tomografía computarizada por parámetro de diámetro efectivo según reporte 204 de la Asociación Americana de Físicos Médicos. *Revista Chilena de Radiología*.

Andisco, D., Blanco, S., & Buzzi, A. (2014). Dosimetría en tomografía computada. *Revista Argentina de Radiología*, 156-160.

Arboleda CI, C., Ramírez, J. C., & McCollough, C. H. (2008). Tomografía Computarizada por Rayos X: Fundamentos y Actualidad. *Revista Ingeniería Biomédica*.

Boone, J., Strauss, K., Cody, D., McNitt-Gray, M., & Toth, T. (2011). *American Association of Physicists in Medicine (AAPM), Report No. 204. Size-Specific Dose Estimates (SSDE) in Pediatric and Adult Body CT Examinations*.

Bushong, S. (2013). *Manual de Radiología para Técnicos* (Décima Edición ed.). Houston: DRK Edición.

- Calzado Cantera, A., Hernández-Giron, I., Salvadó Artells, M., & Rodríguez González, R. (2016). Estado actual y tendencia en el desarrollo tecnológico para la reducción de dosis en los equipos de tomografía computarizada. *Elsevier*.
- Cancio, Pérez, D. (2008). Impacto radiológico de las fuentes naturales y artificiales de radiación. El informe UNSCEAR. *Scielo*.
- Comité Científico de las Naciones Unidas. (2016). *Estudio de los Efectos de las Radiaciones Atómicas*. Nueva York.
- Comisión Internacional de unidades y medidas de Radiación. (s/f). *Informe 90 de la ICRU, Datos clave para la dosimetría de radiación ionizante: estándares de medición y aplicaciones*. Maryland.
- Comisión Chilena de Energía Nuclear. (2010). *Efecto de las Radiaciones Ionizantes en el Ser Humano*. Santiago.
- Consejo de Seguridad Nuclear. (2010). *Dosis de Radiación*. Madrid.
- Del Cura, J., Pedraza, S., & Gayete, A. (2009). *Radiología Esencial*. España: Panamericana.
- Girard, G. (2016). *Protocolo de control de calidad y comisionamiento de fantoma para imágenes de tomografía computada*. Buenos Aires: U. de Buenos Aires, Facultad de Ciencias Exactas y Naturales Maestría en Física Médica.
- Mendizábal, A. L. (2012). Radiación ionizante en tomografía. *Anales de Radiología México*, 90-97.

Ministerio de Salud e Instituto de Salud Pública. (s/f). *Manual de Protección Radiológica en Radiología Maxilo Facial*. Santiago.

Nariño Lescay, R., Alonso Becerra, A., & Hernández González, A. (2016). Antropometría, análisis comparativo para la captación de las dimensiones antropométricas. *EIA*.

Ortega Hrescak, M. C., & Socolsky, G. (2012). Godfrey Newbold Hounsfield: historia e impacto de la tomografía computada. *Revista Argentina de Radiología*.

Ramírez, J. C., Arboleda, C., & MacCollougn, C. (2008). Tomografía Computarizada por Rayos X: Fundamentos y Actualidad. *Revista Ingeniería Biomédica*.

Sierra, I., Pérez, D., Gómez, S., & Morante, S. (2010). *Análisis Instrumental*. España: Netbiblio S.L.

Sociedad Española De Imagen Cardíaca. (s.f.). *Ecocardio*. Obtenido de <https://ecocardio.com/documentos/biblioteca-preguntas-basicas/preguntas-al-radiologo/892-que-son-coeficiente-atenuacion-numero-hounsfield-y-ventana.html>

Úbeda, C., Nocetti, D., Alarcón, R., Insulza, A., Calcagno, S., Castro, M., & Vargas, J. (2015). *Magnitudes y unidades para dosimetría a pacientes en radiodiagnóstico e intervencionismo*. Santiago: Revista Chilena de Radiología.

Vivallo, L., Villanueva, L., & Sanhueza, S. (2010). Efectos de las radiaciones ionizantes en el ser humano. Santiago: Comisión Chilena de Energía Nuclear.

