



**UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DEL
ESTADO DE MÉXICO**



**HOSPITAL GENERAL DE MÉXICO
FACULTAD DE MEDICINA**

MAESTRÍA EN FÍSICA MÉDICA

***“Corrección de índice de dosis absorbida
en tomografía computarizada a pacientes del
Hospital General de México”***

T E S I S

QUE PARA OBTENER EL GRADO DE

MAESTRO EN FÍSICA MÉDICA

P R E S E N T A

Erik Roberto Hernández Dávila

Comité de Tutores

M. en C. Eleni Mitsoura
Dr. en C. Ernesto Alejandro Roldán Valadez
M. en C. Juan García Aguilar



TOLUCA, ESTADO DE MÉXICO

2018

ÍNDICE

Capítulo 1: Introducción	1
Capítulo 2: Estado del arte	3
2.2 Planteamiento del Problema	9
2.2.1. Pregunta investigación	10
2.3. Hipótesis	10
2.4. Objetivos	10
2.4.1. Objetivo general	10
2.4.2. Objetivos específicos	10
Capítulo 3: Marco Teórico	11
3.1. Producción de la radiación	11
3.2. Tipos de radiación	11
3.3. Interacción de la radiación con la materia	13
3.4. Cantidades que describen la interacción de radiación ionizante con la materia	14
3.4.1. Kerma	14
3.4.2. Componentes del Kerma	15
3.5. Dosis absorbida	16
3.5.1 Tasa de dosis absorbida	17
3.6. Exposición	17
3.6.1. Equilibrio de partícula cargada	18
3.6.2. Medición de la exposición	18
3.7. Dosimetría de pacientes	19
3.7.1. Niveles Orientativos de Dosis	20
3.7.2. Dosimetría	20
3.7.3. Dosímetro	20
3.8. Producción de rayos X en Tomografía Computarizada	21
3.8.1. Adquisición de imágenes de tomografía	22
3.9. Efectos biológicos	22
Capítulo 4: Metodología	25
4.1. Etapa prospectiva	25
4.1.1. Determinación CTDI	25
4.1.2. Cálculo en CTDI ₁₀₀	26
4.1.3. CTDI _{Vol}	27

4.2. Determinación experimental del CTDI₁₀₀	28
4.2.1. Cálculo de CTDI ₁₀₀ en aire (CTDI _{Air})	28
4.2.2. Medición CTDI ₁₀₀ en maniquí	29
4.3. Etapa retrospectiva	30
4.3.1. Selección de imágenes Dicom	30
4.3.2. Determinación del diámetro efectivo (Manual)	32
4.3.3. Cálculo de diámetro efectivo (software)	33
4.3.3.1. Descripción del software	33
4.4. Cálculo de SSDE	34
4.5. Análisis estadísticos	34
Capítulo 5: Resultados	35
5.1. Medición CTDI₁₀₀	35
5.1.1. CTDI _{Air}	35
5.1.2. CTDI ₁₀₀ en maniquí (32 cm) de cuerpo	35
5.2. Cálculo CTDI_{vol}	36
5.3. Determinación del diámetro efectivo	37
5.3.1. Medición del diámetro efectivo de forma manual	37
5.3.2. Cálculo del diámetro efectivo utilizando software	37
5.3.2.1. Descripción del software	37
5.3.2.2. Procesamiento de imágenes	38
5.3.2.3. Registro de pacientes	38
5.3.2.4. Contraste	39
5.3.2.5. Insertar valor de CTDI _w	40
5.3.2.6. Ventana de expedientes de pacientes	41
5.3.2.8. Procesamiento de imágenes	42
5.3.2.9. Historial de dosis	42
5.4. Comparación de métodos utilizados en el cálculo de diámetro efectivo	43
5.4.1. Prueba de normalidad (Exámenes de tórax)	43
5.4.2. Método Bland & Altman	44
5.4.3. Prueba de normalidad (Exámenes de abdomen)	45
5.4.4. Método Bland & Altman	46
5.5. Comparación CTDI_{vol} con SSDE	47
Capítulo 6: Discusión y Conclusiones	49
Capítulo 7: Referencias	52
ANEXOS	57
A.1. Participación en el Simposio de Física Médica	57
A.2. Artículo enviado	58

Resumen

Con el paso del tiempo el uso de radiaciones ionizantes en el área clínica ha tenido un incremento considerable, generalmente por la incorporación de la tomografía computarizada ya que permite realizar estudios en pocos segundos de manera no invasiva, sin embargo, el uso constante de esta técnica puede provocar efectos biológicos en el paciente al no considerar la cantidad de dosis que recibe.

Actualmente existen técnicas dosimétricas que permiten conocer la dosis que recibe el paciente, las cuales son poco precisas ya que sobrestiman la dosis del paciente al no tomar en cuenta el tamaño del mismo en el cálculo de dosis, parte del problema se atribuye a la demanda de pacientes que existe en los hospitales debido a que no cuentan con algún software que pueda automatizar el cálculo, así como llevar el control de cada uno de ellos.

El objetivo de este estudio es realizar la estimación de dosis específica por tamaño (SSDE), el cual toma en cuenta el diámetro efectivo del paciente en el cálculo de la dosis absorbida a través de factores de conversión, como lo propone la Asociación Americana de Físicos en Medicina en el reporte 204 publicado en 2011. Con este fin, se estudió si la incorporación del factor diámetro efectivo al cálculo de dosis absorbida se obtienen valores más precisos de dosis en estudios de tomografía computarizada. El parámetro diámetro efectivo nos permite conocer el área irradiada, el cual va cambiando de acuerdo a cada paciente haciendo una dosimetría más personalizada y precisa.

Se seleccionaron 203 expedientes de pacientes adultos (entre 20 y 70 años), referidos para la adquisición de una evaluación de CT de tórax o abdomen en el Departamento de Imagen del Hospital General de México. Se determinó el diámetro efectivo de los pacientes de dos maneras: utilizando manualmente un software de terceros, teniendo en cuenta las secciones axiales más anchas del paciente; y automáticamente, usando un software desarrollado internamente. Los datos se compararon mediante el método de Bland Altman, para estudiar el acuerdo en la determinación del diámetro efectivo con ambos métodos. Además, se calculó el Índice de Dosis en Tomografía Computarizada en volumen ($CTDI_{vol}$) y SSDE, que se obtuvo con un maniquí de 32 cm y un tomógrafo SOMATOM Definition AS, estos datos fueron comparados aplicando una prueba T-Student.

Se encontró una diferencia significativa entre $CTDI_{vol}$ en el tórax ($M = 13.40$, $SE = 0.087$) y SSDE ($M = 18.29$, $SE = 0.21$; $t(97) = -27.01$, $p < .05$, $r = 0.93$). También hubo una diferencia significativa en $CTDI_{vol}$ abdominal ($M = 15.91$, $SE = 0.15$) y SSDE ($M = 20.39$, $SE = 0.37$, $t(104) = -15.21$, $p < .05$, $r = 0.83$). En ambas regiones, la dosis absorbida usando el diámetro efectivo fue mayor. Este estudio demuestra la importancia de usar el parámetro de diámetro efectivo en el cálculo de SSDE, ya que reduce significativamente la diferencias que se tienen en el cálculo de dosis entre el paciente y el maniquí, lo que mejora la precisión de dicha estimación.

Summary

Over time the use of ionizing radiation in the clinical area has had a considerable increase, generally due to the incorporation of computed tomography, since it allows studies to be carried out in a few seconds in a non-invasive way, however, the constant use of this technique It can cause biological effects in the patient by not considering the amount of dose received.

Currently there are dosimetry techniques that allow to know the dose received by the patient, which are not very precise since they overestimate the patient's dose by not taking into account the size of the dose calculation, part of the problem is attributed to the demand of the patient. patients that exist in hospitals because they do not have any software that can automate the calculation, as well as take control of each of them.

The objective of this study is to perform the estimation of specific dose by size (SSDE), which takes into account the effective diameter of the patient in the calculation of the absorbed dose through conversion factors, as proposed by the American Association of Physicists in Medicine in the report 204 published in 2011. To this end, it was studied whether the incorporation of the effective diameter factor into the calculation of absorbed dose results in more precise dose values in computed tomography studies. The effective diameter parameter allows us to know the irradiated area, which changes according to the patient, making a more personalized and precise dosimetry.

it was selected selected 203 records of adult patients (between 20 and 70 years old), referred for the acquisition of a CT evaluation of the thorax or abdomen in the Image Department of the General Hospital of Mexico. The effective diameter of the patients was determined in two ways: manually using third-party software, taking into account the patient's wider axial sections; and automatically, using software developed internally. The data were compared using the Bland Altman method, to study the agreement in determining the effective diameter with both methods. In addition, the Computed Tomography Dose Index was calculated in volume ($CTDI_{vol}$) and SSDE, which was obtained with a 32 cm phantom and a SOMATOM Definition AS tomograph, these data were compared by applying a T-Student test.

A significant difference was found between $CTDI_{vol}$ in the thorax ($M = 13.40$, $SE = 0.087$) and SSDE ($M = 18.29$, $SE = 0.21$, $t(97) = -27.01$, $p < .05$, $r = 0.93$). There was also a significant difference in abdominal $CTDI_{vol}$ ($M = 15.91$, $SE = 0.15$) and SSDE ($M = 20.39$, $SE = 0.37$, $t(104) = -15.21$, $p < .05$, $r = 0.83$). In both regions, the dose absorbed using the effective diameter was greater. This study demonstrates the importance of using the parameter of effective diameter in the calculation of SSDE, since it significantly reduces the differences in the calculation of doses between the patient and the manikin, which improves the accuracy of said estimation.

Abreviaturas

CT	Computed Tomography (Tomografía computarizada)
CAT	Computed axial tomography (Tomografía axial computarizada)
CTDI	Computed Tomography Dose Index (Índice de dosis en tomografía computarizada)
CTDI _{Vol}	Volume Computed Tomography Dose Index (Índice de dosis volumétrico en tomografía computarizada)
SSDE	Size Specific Dose Estimate (Estimación de la dosis específica a tamaño)
MSAD	Multiple Scan Average Dose (Dosis media de escaneo múltiple)
AAPM	American Association of Physicists in Medicine (Asociación Americana de Físicos en Medicina)
PMMA	Poli-Metil-Metacrilato
TLD	Thermoluminescent Dosimeter (Dosímetro Termoluminiscente)
AP	Antero-posterior
Lat	Lateral
RIS	Radiology Information System (Sistema de información radiológica)
PACS	Picture Archiving and Communication System (Archivo de Imágenes y Sistema de Comunicación)
MATLAB	Matrix Laboratory (Laboratorio de Matrices)
HU	Hounsfield Units (Unidades Hounsfield)

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1. Maniquí cilíndrico.	5
Figura 2. Importancia relativa de los tres tipos de interacciones de rayo x y γ .	14
Figura 3. Cámara de ionización de placas plano paralelas (Modificado de Cember et al., 2008).	19
Figura 4. Esquema general del tubo de rayos X .	21
Figura 5. Arco de detectores opuesto al tubo de Rx.	22
Figura 6. Curva de dosis respuesta (Modificado de Cember et al., 2008).	23
Figura 7. Maniquís cilíndricos de PMMA.	25
Figura 8. Detector RaySafe Xi CT.	26
Figura 9. Posicionamiento de la cámara de ionización.	28
Figura 10. Electrómetro RaySafe Xi.	29
Figura 11. Posicionamiento del maniquí circular.	30
Figura 12. Gráfica de distribuciones normales de $H0$ y HA .	31
Figura 13. Gráfica de potencia y tamaño de muestra total para una prueba t de muestras independientes, $\alpha = 0.05$, (gráfico dibujado por GPower).	31
Figura 14. A) TC axial de tórax con contraste. B) TC axial de abdomen con contraste.	32
Figura 15. Descripción de diámetro efectivo.	33
Figura 16. Procesamiento de imágenes.	38
Figura 17. Registro de pacientes.	39
Figura 18. Contraste de imagen.	40
Figura 19. Valor CTDI.	40
Figura 20. Ingreso de valores de $CTDI_w$.	41
Figura 21. Expedientes de pacientes.	42
Figura 22. Apartado del Historial de dosis.	43
Figura 23. Gráfica prueba de normalidad en exámenes de tórax.	44
Figura 24. Gráfica Bland & Altman para exámenes de tórax.	45
Figura 25. Gráfica prueba de normalidad en exámenes de abdomen.	46
Figura 26. Gráfica Bland y Altman para exámenes de abdomen.	47

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1. Valores típicos de $CTDI_{Vol}$ en tomografía computarizada.	5
Tabla 2. Energías de Rx.	12
Tabla 3. Niveles orientativos en tomografía computarizada (IAEA et al., 2010).	20
Tabla 4. Umbral de dosis y sus efectos (Modificado de Cember et al., 2008).	23
Tabla 5. Valores establecidos por NHS PASA.	29
Tabla 6. Mediciones de $CTDI_{Air}$.	35
Tabla 7. Medidas hechas en el maniquí de 32 <i>cm</i> .	35
Tabla 8. Diferencia porcentual entre mediciones.	36
Tabla 9. Descripción de la muestra en exámenes de tomografía.	36
Tabla 10. Valores de $CTDI_{Vol}$ en exámenes de tórax y abdomen.	36
Tabla 11. Diámetro efectivo en tomografía computarizada de tórax.	37
Tabla 12. Diámetro efectivo en tomografía computarizada de abdomen.	37
Tabla 13. Comparación SSDE en exámenes de tórax.	48
Tabla 14. Comparación SSDE en exámenes de abdomen.	48

CAPÍTULO 1: INTRODUCCIÓN

El presente trabajo se encausa en mejorar el cálculo de dosis en tomografía computarizada con la incorporación del diámetro efectivo al $CTDI_{Vol}$ (índice de dosis en tomografía computada en volumen), propuesto por el reporte 204 AAPM en el 2011 (The American Association of Physicists in Medicine, "Asociación Americana de Médicos en Medicina").

La característica principal se debe a la incorporación del diámetro efectivo en el cálculo de dosis ya que este parámetro considera las dimensiones del paciente, es decir los ejes laterales anteroposteriores de los cortes axiales de las imágenes tomográficas, con el objetivo de tener una dosimetría más personalizada.

Con la introducción de la tomografía computarizada para uso clínico, ha surgido una constante preocupación por conocer la dosis absorbida que recibe el paciente, ya que en cada examen de TC el paciente recibe al menos 1 Sv, que en comparación con otras técnicas de imagen como la radiografía convencional resulta mayor. Aunque el beneficio es mayor que el riesgo, estos valores de dosis absorbida pueden llegarse a acumular rápidamente aumentando la probabilidad de provocar daños colaterales al paciente (Andisco *et al.*, 2014).

Para analizar esta problemática es necesario mencionar sus causas. Una de ellas es la sobreestimación de dosis absorbida puesto que los métodos utilizados para su cálculo son idealizados y no toman en consideración el tamaño del paciente. Otra de las causas es el control de dosis absorbida. Debido a la gran demanda de pacientes que hay en los hospitales, llevar el control y cálculo de dosis de cada paciente resulta difícil, es por eso que se optan por métodos de cálculo de dosis más idealizados. Se estima un promedio de 128 pacientes al día que se realizan exámenes de tomografía en el Hospital General de México.

La investigación se realizó con objetivo evaluar la dosis absorbida en tórax y abdomen incorporando el factor diámetro efectivo al $CTDI_{Vol}$. Esto nos permitió conocer cuál es la dosis que realmente está recibiendo el paciente durante los exámenes. Para atender la problemática que existe sobre la demanda de estudios de TC que se realizan, se desarrolló un software utilizando MATLAB (abreviatura de MATrix LABoratory, laboratorio de matrices) con la funcionalidad de hacer el cálculo de dosis absorbida utilizando las imágenes DICOM (abreviatura de Digital Imaging and Communication in Medicine, Imagen digital y comunicación en medicina) automáticamente.

Para demostrar que la incorporación de diámetro efectivo al cálculo de dosis mejora la aproximación, se obtuvo una muestra total de 203 exámenes de tórax y abdomen de pacientes adultos (20-80 años) del periodo de julio a diciembre del año 2017, los exámenes fueron obtenidos a través PACS (Picture Archiving and Communication System, Sistema de archivo y comunicación de imágenes) que se encuentra en el área de radiología e imagen del hospital. El criterio para selección de los cortes

tomográficos axiales de tórax fue tomar en cuenta donde se visualizan las cuatro cámaras cardíacas y para abdomen fue cuando se visualizaban ambos riñones, después se midieron los ejes axiales AP (anterior-posterior) y LAT (lateral) utilizando el visualizador de imágenes RadiAnt DICOM Viewer (64-bit), después se hizo el cálculo del diámetro efectivo como lo propone el reporte 204 AAPM.

El cálculo $CTDI_{Vol}$ se hizo para dos tomógrafos Siemens (SOMATOM Definition AS) utilizando un maniquí cilíndrico PMMA (modelo 76-419-4150, Fluke Biomedical) de 32 cm al cual se le insertó una cámara de ionización tipo lápiz de 100 mm (modelo RaySafe Xi, RaySafe) para determinar la dosis en el maniquí tanto en la periferia como en el centro, estas mediciones se hicieron para los protocolos de tórax con contraste y sin contraste de igual forma para abdomen, el procedimiento se hizo siguiendo las recomendaciones del reporte 96 AAPM.

Para incluir el diámetro efectivo en el cálculo de dosis se utilizaron las tablas proporcionadas por el reporte 204 AAPM, se buscó el factor de conversión de acuerdo al tamaño y se multiplicó por $CTDI_{Vol}$ obteniendo SSDE (Size Specific Dose Estimate, Estimación de la dosis específica a tamaño).

Para el desarrollo del programa se incorporó el mismo método para el cálculo de dosis con excepción en la forma de medir el diámetro efectivo ya que a diferencia del método de la AAPM en la cual se utilizan dos dimensiones (LAT, AP), el programa toma el contorno de la imagen tomográfica, calculando el diámetro para una circunferencia.

CAPÍTULO 2: ESTADO DEL ARTE

2.1. Estado del arte

La tomografía computarizada es una herramienta de detección además de ser una herramienta de diagnóstico, con una amplia aplicación para la evaluación de numerosas afecciones y el diagnóstico de problemas médicos complejos (Bellolio et al., 2017).

Las primeras generaciones de tomógrafos eran capaces de obtener imágenes axiales del cerebro, posteriormente aparecieron equipos helicoidales con arcos multi-detectores, giros continuos y con adquisiciones súper rápidas lo cual permitía efectuar alrededor de 30 imágenes por segundo. En dichos escaneos se pueden obtener imágenes en vivo, obteniendo información equivalente a una disección anatómica. Actualmente se pueden obtener estudios por tomografía axial computarizada helicoidal y multi-slice (Aburjaile y Mourao, 2017).

La integración de escáneres de TC incluye varias técnicas de imagen, por ejemplo, el acoplamiento de un escáner de TC con un tomógrafo por emisión de positrones (PET) o con un tomógrafo de emisión de fotón único (SPECT).

La adquisición de imágenes en TC se obtiene a través de distintas proyecciones, esto se obtiene con el arreglo de detectores (800-1000 elementos) y tubos de rayos X alrededor del paciente. Estos arreglos permiten medir la transmisión de rayos X haciendo proyecciones en el paciente. Los detectores y los tubos de rayos X entre otros dispositivos como son el generador de alta tensión para el tubo, así como el sistema de adquisición de datos, los filtros de forma y el sistema de refrigeración del tubo de rayos X, están colocados en el sistema giratorio llamado gantry. El haz es generado con el tubo de rayos X, este tubo está compuesto por un cátodo de wolframio y para producir este haz se utiliza el generador de alta tensión. La potencia utilizada en equipos modernos va de los 60-120 kW con una tensión de 80 y 140 kV (Calzado y Geleijns, 2010).

El uso de radiaciones ionizantes puede ocasionar daño celular a través de diversos mecanismos que afectan principalmente al ácido desoxirribonucleico (ADN) entre otros. La toxicidad de radicales libres puede llegar a producir mutaciones y alteraciones en la capacidad de reparación. Se demostró que existe una relación lineal de estas rupturas en pacientes in vivo utilizando una dosis de 4.8 a 17.4 mGy (Alderton, 2007).

Para determinar la cantidad de radiación que recibe el paciente durante el diagnóstico o tratamiento la dosimetría es de suma importancia ya que nos permite conocer estas cantidades en los puntos de interés del organismo (Andisco et al., 2014). Organizaciones como el Organismo Internacional de Energía Atómica (OIEA) o la Comisión Internacional de Protección Radiológica (ICRP) realizan publicaciones de niveles orientativos de dosis para crear un marco de referencia que ayuda a

instituciones a comparar de manera anónima la dosis que reciben sus pacientes, permitiendo corregir la dosis si se llegaran a encontrar por debajo o por encima de esos niveles.

En la actualidad existen diferentes técnicas para cuantificar la dosis absorbida por el paciente, La Asociación de Físicos Médicos en el reporte 31, publicó métodos normalizados para la medición de exposiciones diagnósticas de Rx, que consistían en determinar el índice de tomografía computarizada (CTDI). Este parámetro usualmente es medido utilizando una cámara de ionización tipo lápiz, aunque actualmente se han desarrollado otro tipo de alternativas como es el caso de películas termoluminiscentes. El CTDI representa la dosis promedio en un maniquí cilíndrico homogéneo y sus unidades son gray (Gy). Cabe señalar que las mediciones son aproximaciones de la dosis del paciente (AAPM, 1990).

El tipo de radiación ionizante que se utiliza en terapia e imagen, va en función de la técnica que se esté empleando además de producir diferentes daños a los tejidos, por ejemplo el tratamiento con I^{131} produce más daño en tejido en comparación al tratamiento con Rx, es por ello que mediante factores de peso se ponderan estos efectos biológicos en función de la radiación, proporcionando un valor aproximado del verdadero riesgo, a esta cantidad se le conoce como dosis efectiva, expresada en Sievert (Sv) (Brenner y Hall, 2007; Andisco et al., 2014).

La realización de tomografías en regiones del cuerpo como tórax, abdomen o pelvis implican un cierto riesgo a órganos. Para tomar en cuenta esta consideración fue propuesto un nuevo factor llamado factor de ponderación de tejido (w_T) el cual se le asigna a cada tejido diferente u órgano.

Este factor toma en consideración el sexo y la edad.

$$HE = \sum_{T,R} (D_{T,R} \cdot w_R \cdot w_T) \quad (\text{mSv}) \quad (1)$$

Donde HE , es la dosis efectiva, w_T el factor de ponderación de tejido y $D_{T,R}$ es la dosis media absorbida al tejido (Paul et al., 2012).

Para determinar cuanta dosis reciben los pacientes durante una exploración en TC, es necesario tomar en cuenta el volumen irradiado. Un descriptor de la dosis acumulada en un examen de exploración es la dosis media de escaneo múltiple (MSAD), la cual es calculada a través del índice de tomografía computarizada volumétrico $CTDI_{Vol}$, para conocer la radiación emitida y comparar la salida de radiación entre los diferentes protocolos de escaneo (McCollough et al., 2011; Bauhs et al., 2008). Este parámetro es medido en un maniquí de acrílico (Figura1) hecho de material de tejido equivalente, ya que nos permite simular la dosis recibida

por el paciente, los materiales utilizados en maniqués son polimetil metacrilato (PMMA) o Perspex (Sookpeng *et al.*, 2016).

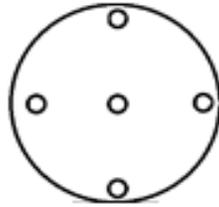


Figura 1. Maniqué cilíndrico.

Las unidades para $CTDI_{Vol}$, están en términos de Kerma en aire mGy , el cual se mide en una sola rotación del tubo de rayos X y generalmente dependerá de los parámetros de voltaje (kV) y amperaje (mA) utilizados durante la exploración de TC. (Huda *et al.*, 2010) publicaron que para imágenes de tórax, el $CTDI_{Vol}$ medido en un maniqué de acrílico de 32 cm de diámetro, con una densidad de $1.19 g/cm^3$, se deben tomar en consideración las diferencias que existen entre el diámetro del paciente así como también del acrílico, ya que estos maniqués son más grandes que los pacientes adultos promedio. Así que el $CTDI_{Vol}$ obtenido en TC será menor a la dosis de radiación absorbida entregada a cualquier órgano del paciente de tamaño promedio sometido a TC corporal.

En la tabla 1 se presentan los valores típicos de $CTDI_{Vol}$ en exámenes de TC para pacientes adultos, publicados por diferentes organismos y países (ICRP, 2011; JARPM *et al.*, 2015; Foley *et al.*, 2012.).

Tabla 1. Valores típicos de $CTDI_{Vol}$ en tomografía computarizada.

Tipo de examen	$CTDI_{Vol}(mGy)$			
	IAEA	Reino Unido (2003)	EU (2004)	Japón (2015)
Tórax	-	14	12	15
Abdomen	16.2	14	16	20
Pelvis	-	-	16	20
Cabeza	-	100	60	-

A lo largo de los años se han desarrollado instrumentos para medir la cantidad de rayos que un sujeto puede absorber durante una exploración de TC, el diseño de

los detectores está basado en el conocimiento de la interacción de las radiaciones con la materia. Existen dosímetros que nos ayudan a evaluar diferentes tipos de radiaciones, así como también obtener el espectro de energía gamma o neutrón, a este tipo de dosímetros se les denomina dosímetros termoluminiscentes (TLD). La principal característica de los TLDs es que pueden acumular dosis en periodos largos de exposición o a dosis bajas, esto lo hace muy útiles en diferentes campos.

Los TLDs son dopados con elementos de número atómico alto que tienen mayor efecto sobre las secciones transversales de interacción de electrones, con un amplio rango de energías. Sin embargo, el alto número atómico efectivo puede llevar a errores en el proceso de verificación de dosis (Yeh *et al.*, 2015).

(Rampado *et al.*, 2014) evaluaron el rendimiento de películas radiocrómicas y dosímetros termoluminiscentes (TLD), cuando se hace dosimetría en tomografía computarizada. Ellos encontraron que la dosis absorbida con películas radiocrómicas es más pequeña que la medida con TLDs, señalando una diferencia del 7% aproximadamente. También se observa que la respuesta relativa del TLD es mayor que uno para energías efectivas en un intervalo 20 a 50 *KeV*, mientras que para la película, la respuesta relativa en ese intervalo de energía es inferior a uno. La repetitividad de las mediciones para los dosímetros TLD, fue mejor en todo rango de medición.

Las técnicas indirectas son otra forma para calcular la dosis de pacientes en TC. Estas técnicas experimentales como computacionales consisten en colocar dosímetros en un maniquí antropomórfico físico, comúnmente se utilizan dosímetros TLD, aunque no es la única forma ya que se ha encontrado que los transistores de efecto de campo semiconductor de óxido metálico pueden ser utilizados para este propósito. Pero la principal característica es que se basan en simulaciones de transporte de radiación de Monte Carlo en ordenadores. En la actualidad existen varios calculadores de dosis basados en Monte Carlo, imPACT, CT-Expo, CTDOSE, TC Dose e ImpactDose. Estos programas dependen del tipo de TC utilizada y las estimaciones de dosis absorbida en órganos así como para tejidos son para una persona promedio (Brady *et al.*, 2012).

A partir de un maniquí antropomórfico físico se puede crear un modelo de simulación, esto se logra usando los datos obtenidos de dicha imagen y son usados para convertir los datos de TC en un modelo tomográfico computacional (DeMarco *et al.*, 2005).

En el cálculo de dosis absorbida en exámenes de TC, se han propuesto diferentes métodos los cuales son basados en aproximaciones idealizadas, ya que la dosis obtenida es medida en un maniquí. En el 2011 la Asociación Americana de Físicos Médicos propone un método que toma en cuenta las dimensiones del paciente es decir las dimensiones lateral (Lat) y antero posterior (AP), este método se conoce como el método Estimación específica de la dosis (SSDE) (Larson, 2014).

El tamaño del paciente (Lat, AP) se obtiene a partir del software que incluyen los equipos de tomografía computarizada, aplicados a un corte específico del paciente. Ya medidas las respectivas dimensiones se asume que el paciente tiene forma elíptica en la sección transversal y así se calcula el valor del diámetro efectivo (Allende *et al.*, 2016).

La dimensión anterior-posterior es el espesor del paciente, es decir desde la parte posterior del estómago hasta la parte de la espalda. Para medir la dimensión AP de una radiografía de TC sería necesaria una proyección lateral. La dimensión lateral (LAT), es la dimensión de extremo a extremo del paciente (de izquierda a derecha) que se está analizando, esta magnitud se puede medir utilizando calibradores electrónicos estándar PA TC que se obtienen antes de un estudio TC (AAPM, 2011).

Existe una posible sobre estimación del diámetro efectivo y la subestimación proporcional del factor de corrección SSDE con respecto a la TC torácica. Esto ocurre porque el aire en los pulmones conduce a una menor masa de tejido en la sección transversal de TC, que en términos de dosis absorbida se reflejaría con un diámetro eficaz menor que el de las dimensiones físicas externas del paciente. Otra de las cosas importantes es que se reconoce que los métodos de estimación de tamaño del paciente proporcionados se basaban en figuras geométricas ideales alejadas del caso real y que las dimensiones del paciente pueden variar considerablemente de una elipse simple (Boone, 2012).

(Christner *et al.*, 2012) calcularon el SSDE y evaluaron la dependencia de $CTDI_{Vol}$ con el SSDE utilizando modelos de regresión lineal, encontrando que el intervalo del tamaño de los pacientes entre 42-84 cm se correlacionaba significativamente con el $CTDI_{Vol}$, pero el SSDE fue independiente del tamaño del paciente. La regresión de $CTDI_{Vol}$ frente al tamaño del paciente demostró que en el intervalo de 42-84 cm, el $CTDI_{Vol}$ varió de 12 a 26 mGy. El uso del sistema de control de exposición automático evaluado para ajustar la salida del escáner para el tamaño del paciente dio como resultado valores de SSDE que eran independientes del tamaño.

(Khawaja *et al.*, 2014) determinaron si el peso corporal se puede utilizar como un sustituto para medir el diámetro en los niños, esto es porque los SSDEs requieren una medición manual de los diámetros del torso para pacientes individuales, anteroposterior, lateral y eficaz.

El peso corporal total tuvo una correlación con el diámetro (0.88, 0.85, 0.86 y 0.93). El SSDE medido con el peso corporal no fue estadísticamente diferente del SSDE medido usando diámetros efectivos ($p = 0.9$). Otro aspecto importante es que los niños que pesaban debajo de 27 Kg y entre 46 y 100 Kg, se tenía una correlación estadística significativa con los diámetros del torso, mientras que solo el anteroposterior y diámetros efectivos tenían una relación con los niños que pesaban 27 y 45 Kg. Para los niños menores de 4 años se tenía una correlación con todos

los diámetros. En los adolescentes (15-18 años) no se encontró correlación estadística con los diámetros. Por lo tanto, el peso corporal, en lugar del diámetro corporal, puede utilizarse como un sustituto para estimar la dosis específica de tamaño en los niños, así haciendo la estimación de la dosis más eficiente.

(Brady y Kaufman, 2012) encontraron que, para pacientes pediátricos, el $CTDI_{Vol}$ calculado con un maniquí de 32 cm requiere la conversión de SSDE, esto para estimar con mayor precisión la dosis del paciente. Cuando se utiliza un maniquí de 16 cm para calcular el $CTDI_{Vol}$ y con pacientes pediátricos con un peso de 36 Kg o menos, no se requiere conversión de SSDE.

(Pourjabbar *et al.*, 2014) evaluaron la viabilidad de SSDE, midiendo diámetros de 50 pacientes en intervalo de 5 cm, localizando el máximo, mínimo y media tanto en radiografía del localizador del examen de TC como imágenes de TC transversales. Se realizaron un total de 5376 mediciones. La circunferencia total del cuerpo en algunos pacientes no estaba cubierta en la radiografía de proyección ni tampoco en imágenes TC transversales. La medición exacta de los diámetros AP y Lat no fue posible en el 11%. Se tuvo que 41 pacientes fueron descentrados con una media de 1.9 ± 1.8 cm. Los valores de SSDE fueron diferentes en comparación con $CTDI_{Vol}$. Existe subestimación y sobrestimación de la dosis que compara los valores de SSDE con $CTDI_{Vol}$, las radiografías del localizador se relacionan con la sobreestimación del tamaño del paciente y por tanto la subestimación de SSDE.

El diámetro efectivo es calculado manualmente, como la media geométrica de las dimensiones Lat y AP del paciente. Hacer esto para cada paciente resulta laborioso, es por ello que Cheng y Phillip utilizaron un algoritmo simple para estimar el diámetro del tamaño del cuerpo en una rebanada de TC axial, que se implementó en Python y C#. Para una rebanada de imagen, determinaron el número de píxeles cuyo valor de unidad es Hounsfield (HU) excedió un umbral establecido. La medición automatizada del diámetro efectivo en una imagen abdominal de TC es exacta y puede ser útil para normalizar los datos de dosis de TC para el tamaño del cuerpo (Cheng, 2013).

(Brady y Kaufman, 2013) desarrollaron una metodología para convertir SSDE a la dosimetría de órganos específica de un paciente pediátrico. Esto se realizó utilizando un maniquí con una serie de mediciones en 21 órganos diferentes que abarcan el tórax de un maniquí antropomórfico, desarrollado para simular un paciente de 10 años. El diámetro efectivo de los maniquís se comparó con el diámetro efectivo promedio de la población de pacientes pediátricos y se formó una imagen según los parámetros computarizados. Se determinó el factor de corrección para cada dosis de órgano del maniquí en relación con los espectros calculados SSDE (tanto torácica como abdominal-pélvica). Se establecieron factores de corrección para convertir SSDE en dosis absolutas de órganos. Finalmente se obtuvo una relación lineal de los valores de dosis en los órganos con el tamaño del

paciente. La subestimación de dosis real en tórax y órgano abdominal va de 10% a 40%, para órgano pélvico se sobreestima la dosis de 1 a 20%.

Cuando el tamaño del paciente difiere significativamente de la referencia CTDI del maniquí (es decir, 16 cm o 32 cm), el $CTDI_{vol}$ mostrado en el escáner TC puede subestimar la dosis del paciente. Como solución, el reporte AAPM proporcionó un conjunto de factores de corrección para llegar a la estimación de dosis ajustada para el tamaño del paciente. Estos factores de corrección son fáciles de usar, proporcionando información útil para los procedimientos de abdomen, pelvis y cabeza ya que los índices de tamaño del paciente se pueden estimar con facilidad a partir de imágenes de TC reconstruidas. La metodología aplicada a los procedimientos de TC pulmonar debe ser diferente, esto es por la diferencia de densidad en los tejidos pulmonares. Para compensar el efecto de la densidad se debe añadir un coeficiente constante (Li y Behrman, 2012).

En la actualidad la creación de maniqués específicos de pacientes, a partir de la segmentación de imágenes TC, están cerca de representaciones computacionales exactas, lo que permite el cálculo de dosis más preciso además de permitir una dosimetría personalizada, ya que captura información anatómica única del paciente (distribución del tejido muscular, tamaño, profundidad y la forma del órgano), sin embargo, realizar este procedimiento para cada paciente clínico es laborioso e imposible. En la actualidad existen alternativas clínicamente viables para la estimación de dosis, como la adaptación de pacientes a maniqués computacionales. El uso de un maniqué de referencia es aceptable en la mayoría de las veces (no para adultos con índice de masa corporal elevado) y clínicamente aceptable (Stepusin *et al.*).

2.2 Planteamiento del Problema

Con el paso del tiempo la TC se ha convertido en una herramienta importante en medicina para el diagnóstico, ya que con ella se pueden obtener estudios en poco tiempo de manera no invasiva. Con el constante uso de TC la dosis absorbida por el paciente puede acumularse rápidamente repercutiendo en la salud del mismo, situándonos casos muy extremos con la inducción de un segundo cáncer. Aunque el beneficio es mayor que el riesgo ha surgido la preocupación por conocer la dosis que reciben los pacientes durante estos exámenes. Organizaciones internacionales (OIEA, ICRP, etc.) publican medidas para la protección del paciente y lineamientos establecidos para la protección del personal expuesto a la radiación, así como también recomiendan el desarrollo de normas y guías para la utilización racional de TC. Sin embargo, esto no es suficiente para llevar el control de dosis, debido a la gran demanda de pacientes en los hospitales, lo que hace imposible gestionar todos los datos de dosis de cada paciente. Si a esto se le suma que los métodos utilizados en el cálculo de dosis son poco precisos, ya que son aproximaciones idealizadas

que no toman en cuenta el tamaño del paciente, sería muy fácil sobrestimar la dosis que este recibe, llegando a niveles preocupantes.

2.2.1. Pregunta investigación

¿Cuál es el efecto que se obtendrá con la incorporación del factor diámetro efectivo al cálculo de dosis absorbida en exámenes de tomografía computarizada?

2.3. Hipótesis

La incorporación del parámetro diámetro efectivo al cálculo de dosis absorbida en exámenes de tórax y abdomen mejorará la aproximación del cálculo de dosis en un examen de tomografía computarizada.

2.4. Objetivos

2.4.1. Objetivo general

Determinar la dosis absorbida en tórax y abdomen corrigiendo el índice de dosis volumétrico con el factor diámetro efectivo en tomografía computarizada.

2.4.2. Objetivos específicos

Realizar un estudio retrospectivo en los expedientes de los pacientes que se sometieron a estudios de TC de tórax y abdomen en el Hospital General de México en los meses de julio a diciembre del año 2017.

Calcular el factor diámetro efectivo en estudios de tórax y abdomen de manera manual utilizando las imágenes DICOM.

Determinar el índice de dosis de tomografía computarizada utilizando un maniquí circular PMMA.

Calcular la dosis absorbida en tórax y abdomen introduciendo el factor diámetro efectivo en el índice de dosis volumétrico.

Desarrollar un software que permita el cálculo de dosis de manera más eficiente utilizando MATLAB (MathWorks, Natick, MA).

CAPÍTULO 3: MARCO TEÓRICO

3.1. Producción de la radiación

La física radiológica es la ciencia de la radiación ionizante y su interacción con la materia, con especial interés en la energía absorbida. La física radiológica comenzó con el descubrimiento de los rayos X por Wilhelm Röntgen, en muy poco tiempo los rayos X comenzaron a ser muy útiles en la práctica de la medicina. La primera fotografía de rayos x fue hecha por Röntgen en 1895.

3.2. Tipos de radiación

Las radiaciones ionizantes son caracterizadas generalmente por la excitación y la ionización de los átomos de la materia cuando interaccionan. Ya que la energía necesaria para causar que un electrón de valencia escape de un átomo es del orden de 4-25 eV, la radiación debe transportar energías cinéticas o cuánticas superiores a esta magnitud para ser llamadas ionizantes. Puede verse en la Eq.2, este criterio podría verse incluido en la radiación electromagnética con una longitud de onda aproximadamente 320 nm, que incluye la mayor parte del ultravioleta (UV). Sin embargo, para propósitos prácticos la radiación UV no es considerada, ya que no es capaz de penetrar la materia que es de luz visible, mientras que otras radiaciones ionizantes son más penetrantes.

$$E_{\gamma} = h\nu = \frac{hc}{\lambda} = \frac{12.398 \text{ keV} \cdot \text{Å}}{\lambda} \quad (2)$$

Donde Å (Angstrom)= 10^{-10} m.

Para la constante de Plank $h = 6.626 \times 10^{-34}$ J s.

Los tipos importantes de radiaciones ionizantes son:

Rayos- γ : Es radiación electromagnética emitida de un núcleo o por la aniquilación de antimateria con materia. La energía cuántica de cualquier fotón está dada en keV por la Eq.2.

Prácticamente el rango de energía de los fotones por átomos se extiende de 2.6 keV a 6.1 y 7.1 MeV de rayos γ de ^{16}N .

Rayos X: Es radiación electromagnética emitida por partículas cargadas (usualmente electrones) en el cambio de energía de los niveles atómicos (llamados rayos X característicos) o en la desaceleración en un campo de fuerza Coulomb (rayos X continuos o bremsstrahlung). Notar que un fotón R_{γ} y R_x de una energía cuántica dada tiene idénticas propiedades, solo diferente modo de producción. Más

comúnmente, los rangos de energía de Rx se mencionan en términos de voltaje de producción (Tabla 2).

Tabla 2. Energías de Rx.

0.1-20 kV	Rx suaves.
20-120 kV	Rango de Rx de diagnóstico.
120-300 kV	Rx de Ortovoltaje.
300 kV-1 MV	Rx de energía intermedia.
1 MV -hacia arriba	Rx de Megavoltaje.

Electrones rápidos: si la carga es positiva son llamados positrones. Si ellos son emitidos de un núcleo ellos son referidos usualmente como rayos beta (*Rayos β*), si ellos resultan de una colisión de una partícula cargada ellos son referidos como rayos delta (*Rayos δ*). Haces continuos de electrones de hasta 12 MeV están disponibles a partir de generadores de Van de Graaff, y para energías mucho más altas son utilizados los aceleradores lineales (linacs), el betatrón y microtrones.

Partículas cargadas pesadas: usualmente se obtienen de la aceleración en un campo de fuerza de Coulomb en un Van de Graaff, ciclotrón o acelerador lineal de partículas cargadas. Las partículas alfa también son emitidas por algunos núcleos radiactivos. Tipos incluidos:

- Protón - núcleo de hidrógeno.
- Deuterio - núcleo de deuterio, consiste en un protón y un neutrón unidos por la fuerza nuclear.
- Tritio - un protón y dos neutrones.
- Partícula alfa - núcleo de helio, es decir, dos protones y dos neutrones.
- Neutrones: son partículas neutras se obtienen a partir de reacciones nucleares (fisión o (p,n)), debido a que no pueden ser acelerados electrostáticamente.

El rango de energía cinética frecuentemente encontrada en aplicaciones de radiaciones ionizantes se extiende de 10 keV a 10 MeV (Attix, 1986).

3.3. Interacción de la radiación con la materia

La ICRU (Comisión Internacional de Unidades y Medidas Radiológicas, 1971) ha recomendado cierta terminología en referencia a las radiaciones ionizantes, la cual hace énfasis en las diferencias entre la interacción de radiación con carga y radiación sin carga con la materia:

Radiación directamente ionizante, Son partículas cargadas rápidas, que liberan energía a la materia rápidamente, a través de las pequeñas fuerzas de Coulomb interaccionando a lo largo de la trayectoria de la partícula.

Radiaciones indirectamente ionizantes: son partículas sin carga (rayos X, rayos γ y neutrones), quienes transfieren su energía primero a partículas cargadas en la materia, resultando a partículas cargadas rápidas que entregan su energía a la materia.

Para las indirectamente ionizantes (R_x , R_γ) existen cinco tipos de interacciones con la materia considerados en física radiológica:

1. Efecto Compton
2. Efecto fotoeléctrico
3. Producción de pares
4. Dispersión Rayleigh
5. Interacción fotonuclear

Los primeros tres efectos son los más importantes, ya que resultan en la transferencia de energía a los electrones, que luego imparten la energía a la materia en muchas interacciones con la fuerza de Coulomb a lo largo de su trayectoria. La dispersión Rayleigh es elástica; los fotones son redireccionados a través de pequeños ángulos sin pérdida de energía. Las interacciones fotonucleares son solo significantes para fotones de energías por encima de unos MeV, donde ellos pueden crear problemas de protección contra la radiación a través de la producción de neutrones (γ, n) y consecuentemente radio activación.

La importancia relativa del efecto Compton, efecto fotoeléctrico y la producción de pares depende tanto de la energía de los fotones como el número atómico del medio absorbente. En la figura 2 se observan las regiones de Z y E_γ en las cuales cada una de las interacciones predomina. El efecto fotoeléctrico predomina para bajas energías, el efecto Compton toma medianas energías y producción de pares altas energías (Attix, 1986).

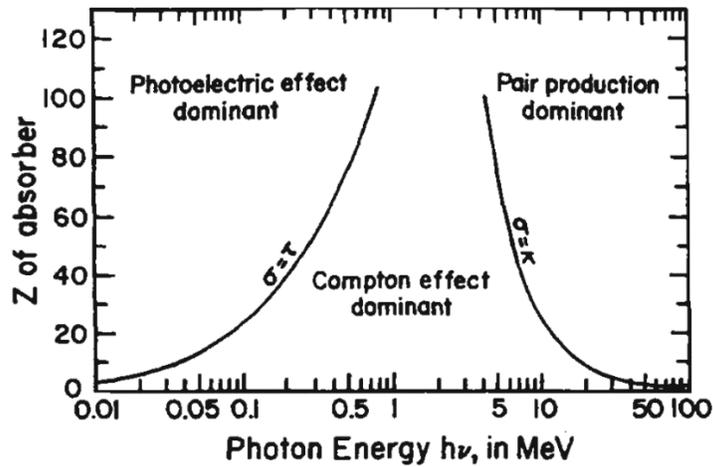


Figura 2. Importancia relativa de los tres tipos de interacciones de rayos X y γ (Modificado de Attix, 1986).

3.4. Cantidades que describen la interacción de radiación ionizante con la materia

Para describir la disipación de energía por la radiación indirectamente ionizante es utilizado el Kerma (K), por otro lado, la dosis absorbida (D), que describe la energía impartida a la materia por todo tipo de radiación ionizante y finalmente se tiene la exposición (X), que describe los campos de rayos X y γ en términos de su capacidad de ionizar.

3.4.1. Kerma

Esta es una cantidad no estocástica, relevante para campos de radiación indirectamente ionizante o para cualquier fuente de radiación distribuida dentro del medio absorbente.

El Kerma fue definido en términos de la cantidad de energía transferida ϵ_{tr} y la energía radiante R . La energía transferida en un volumen V es;

$$\epsilon_{tr} = (R_{in})_u - (R_{out})_u^{nonr} + \sum Q \quad (3)$$

$(R_{in})_u$ = Energía radiante de partículas sin carga entrando a V .

$(R_{out})_u^{nonr}$ = Energía radiante de partículas sin carga abandonando V . Excepto la que se originó de la pérdida radiativa.

Q = Energía neta derivado de masa en reposo.

La pérdida radiativa es la conversión de energía cinética de partículas cargadas a energía de fotones, ya sea por bremsstrahlung o por aniquilación en vuelo de

positrones. Se puede ver en la Eq.3 que la energía transferida es justamente la energía recibida por partículas cargadas, sin embargo, cualquier energía pasada de una partícula cargada a otra no es contada en ϵ_{tr} .

Se define el Kerma K en un punto de interés p en V como:

$$K = \frac{d(\epsilon_{tr})_e}{dm} \equiv \frac{d \epsilon_{tr}}{dm} \quad (4)$$

$(\epsilon_{tr})_e$ es el valor de expectación de la energía transferida en un volumen finito.

El valor promedio de Kerma a través de un volumen que contiene una masa m es simplemente el valor de expectación de la energía transferida dividida por la masa, o $(\epsilon_{tr})_e/m$. El Kerma puede ser expresado en unidades de erg/g, rad o J/Kg , la última unidad también se llama gray (Gy).

3.4.2. Componentes del Kerma

Como anteriormente se había mencionado, el Kerma para Rx o γ consiste en la energía transferida a electrones y positrones por unidad de masa en el medio. La energía cinética de un electrón puede ser gastada en dos formas:

- 1) La fuerza de Coulomb interacciona con un electrón atómico del material absorbente, resultando en la disipación local de la energía como ionización y excitación en o cerca de su trayectoria. A esto se le es llamado interacción por colisión.
- 2) Interacción radiativa con el campo de fuerza Coulomb del núcleo atómico, en la cual los fotones de Rx (bremsstrahlung) son emitidos como la desaceleración del electrón. Esos fotones de Rx son relativamente penetrantes comparado con los electrones.

En adición, un positrón puede perder una fracción apreciable de su energía cinética a través de la aniquilación en vuelo, la energía cinética poseída por la partícula al instante de la aniquilación aparece como energía cuántica extra en los fotones resultantes. Por lo tanto, este es también un tipo de pérdida radiactiva de energía cinética, en la cual los fotones resultantes transportan energía cinética lejos de la trayectoria de partículas cargadas.

Ya que el Kerma incluye energía cinética recibida por partículas cargadas, si está destinada a ser gastada por los electrones en colisión o por interacciones de tipo radiativo, se puede subdividir K en dos partes de acuerdo a si la energía es gastada creando excitación (K_c) o es llevada por fotones (K_γ):

$$K = K_c + K_\gamma \quad (5)$$

Sea ϵ_{tr}^n la cantidad estocástica llamada la energía neta transferida, puede ser definida para un volumen V como:

$$\epsilon_{tr}^n = (R_{in})_u - (R_{out})_u^{nonr} - R_u^r + \sum Q = \epsilon_{tr} - R_u^r \quad (6)$$

Donde R_u^r es la energía radiante emitida como pérdida radiativa por partículas cargadas.

Ahora se define K_c en un punto de interés P como:

$$K_c = \frac{d \epsilon_{tr}^n}{dm} \quad (7)$$

Donde ϵ_{tr}^n es ahora el valor de expectación de la energía neta transferida en el volumen finito V durante algún intervalo de tiempo.

Así el Kerma colisionar es el valor de expectación de la energía neta transferida para partículas cargadas por unidad de masa en un punto de interés, excluyendo la pérdida de energía radiativa y la energía pasada de una partícula a otra.

3.5. Dosis absorbida

La dosis absorbida D puede ser definida en términos de la cantidad estocástica relacionada con la energía impartida ϵ (ICRU, 1980). La energía impartida por radiación ionizante a la materia de masa m en un infinito volumen V es definida como:

$$\epsilon = (R_{in})_u - (R_{out})_u + (R_{in})_c - (R_{out})_c + \sum Q \quad (8)$$

R_{in} Es la energía radiante de las partículas cargadas dentro de V .

R_{out} Es la energía radiante de las partículas cargadas que abandonan V .

La dosis absorbida D está definida para cualquier punto P dentro de V como:

$$D = \frac{d \epsilon}{dm} \quad (9)$$

Donde ϵ es el valor de expectación de la energía impartida en el volumen finito V durante algún intervalo de tiempo.

Así la dosis absorbida D es el valor de expectación de la energía impartida a la materia por unidad de masa en un punto. Las dimensiones y unidades de dosis absorbida son las mismas, así como las usadas en K .

3.5.1 Tasa de dosis absorbida

La tasa de dosis absorbida en un punto P y tiempo t está dado por:

$$\dot{D} = \frac{dD}{dt} = \frac{d}{dt} \left(\frac{d \epsilon}{dm} \right) \quad (10)$$

3.6. Exposición

La exposición es la tercera cantidad no estocástica fundamental. Por convención la exposición solo es definida para fotones de rayos X y rayos γ , la exposición es simbolizada por X y es definida por la ICRP (1980) (International Commission on Radiological Protection, Comisión Internacional de Protección Radiológica) como la cantidad de dQ por dm , donde dQ es el valor absoluto de la carga total de los iones de un signo producido en el aire, cuando todos los electrones liberados por fotones en el aire de masa dm son detenidos completamente. Por lo tanto, la exposición es la cantidad de carga que la radiación electromagnética produce en una unidad de masa de aire y su unidad de medida es Roentgen, y se denota por la letra R .

$$\dot{X} = \frac{dQ}{dm} \quad (11)$$

La exposición X es la ionización equivalente del Kerma colisional K_c en aire, para rayos X y rayos γ .

3.6.1. Equilibrio de partícula cargada

El concepto CPE (Charged Particle Equilibrium, equilibrio de partícula cargada) es útil en física radiológica ya que nos permite relacionar cantidades básicas como la igualdad de dosis absorbida D con el Kerma de colisión K_c .

El CPE existe para un volumen V si cada partícula cargada de un tipo dado y la energía que deja el V son reemplazadas por una partícula idéntica de la misma energía que entra a dicho volumen, en términos de valores de expectación.

Esta condición es muy importante ya que muchas veces es útil conocer cuanta dosis absorbida podría ser depositada en un punto en aire como resultado de una exposición X .

$$D_{aire} =^{CPE} (K_c)_{aire} = X \cdot \left(\frac{\bar{W}}{e} \right) = X \cdot 33.97 \text{ J/C} \quad (12)$$

La primera igualdad solo es válida en presencia de CPE. Donde \bar{W} es la energía promedio gastada en un gas por par de iones formado y e es la carga del electrón.

3.6.2. Medición de la exposición

La definición operacional de la unidad de exposición se muestra gráficamente en la Figura 3. Esta consiste en un haz de rayos X que entra a través del portal interactuando con la columna cilíndrica de aire definida por el diafragma del puerto de entrada, de modo que produce iones por la interacción de los rayos X con el volumen de aire (A-B-C-D), este volumen está delimitado por las líneas de fuerza eléctrica que están en los bordes de la placa colectora C y con la intersección del haz de rayos X. Los iones que son recolectados en C, producen que la corriente fluya al circuito externo, la mayoría de estos son aquellos que se producen por las partículas primarias. Las partículas ionizantes primarias son los electrones Compton y los fotoelectrones que se generan cuando los fotones interactúan con el aire. La protección G y los cables de protección W nos permiten mantener estas líneas del campo eléctrico rectas y perpendiculares a las placas, la intensidad entre ellas es del orden 100 V/cm , esta intensidad debe ser lo suficientemente alta para recolectar los iones antes de que se recombinen.

El número de iones recogidos debido a las intersecciones de rayos X en el volumen de recolección se calcula a partir del flujo de corriente y luego se calcula la tasa de exposición, en roentgen por unidad de tiempo. Para que esto pueda realizarse, la energía de cada uno de los electrones primarios debe ser depositada dentro del aire del medidor. Muchas veces la recolección de estos iones no es posible, pero esto deja de ser importante cuando los electrones interactúan en cualquier parte del haz de rayos X e ingresa al volumen sensible y lo abandonan, esta condición es conocida como equilibrio electrónico. Cuando se alcanza el equilibrio electrónico,

un electrón de igual energía entra en el volumen sensible por cada electrón que sale (Cember *et al.*, 2008).

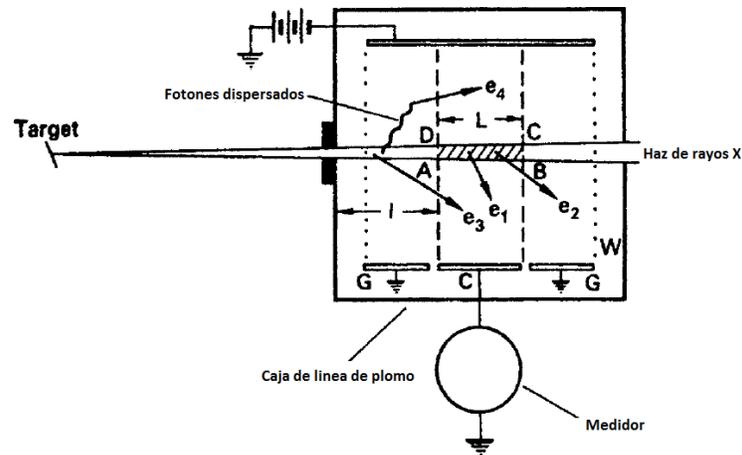


Figura 3. Cámara de ionización de placas plano paralelas (Modificado de Cember *et al.*, 2008).

3.7. Dosimetría de pacientes

La dosis absorbida por el paciente está relacionada directamente con el número total de fotones N y sus energías individuales, su distribución dependerá del voltaje aplicado durante la exploración de TC. La dosis también está relacionada con el filtro plano, el cual tiene como función eliminar los fotones de baja energía, así como también el filtro de moño (bow tie) el cual es utilizado para atenuar los fotones en regiones periféricas del paciente (García, 2011).

La resolución y el bajo ruido en las imágenes tomográficas son la consecuencia de una dosis alta en pacientes, esta dependencia está en función de los parámetros ruido (R), la relación ruido señal (SNR), la resolución en los ejes XYZ , el grosor del corte (T), dosis absorbida (D). Estos parámetros se relacionan de la siguiente forma:

$$\frac{1}{SNR} \propto R \propto \frac{1}{\sqrt{mAs}} \quad (13)$$

$$D \propto N \propto mAs \quad (14)$$

$$D \propto \frac{SNR^2}{\Delta_x \Delta_y \Delta_z * T} \quad (15)$$

Donde mAs son los miliamperios por segundo.

Se puede observar en las ecuaciones anteriores que el número de fotones es directamente proporcional a los mAs aplicados e indirectamente al ruido, también se puede ver en la Eq.15 que mejorar la resolución espacial implica mayor dosis.

Un parámetro esencial para evaluar la calidad de un servicio de radiodiagnóstico es la dosis impartida al paciente. Sin un control periódico de la dosis absorbida por el paciente se carece de datos fidedignos para mejorar las técnicas radiográficas.

3.7.1. Niveles Orientativos de Dosis

Se estableció en 1990 por la Comisión Internacional de Protección Radiológica, que se debería considerar el uso de restricciones de dosis o niveles orientativos de dosis (NOD) para la aplicación de procedimientos de diagnóstico comunes (Tabla 3).

Tabla 3. Niveles orientativos en tomografía computarizada (IAEA et al., 2010).

Examen	Dosis absorbida media (mGy)
Cabeza	50
Columna vertebral lumbar	35
Abdomen	25

3.7.2. Dosimetría

La dosimetría de radiación tiene como trabajo el cálculo de dosis absorbida o la tasa de dosis resultante de la interacción de la radiación ionizante con la materia, que relaciona cantidades como la exposición, Kerma, Fluencia, Dosis equivalente, Energía impartida (Attix, 1986).

3.7.3. Dosímetro

Un dosímetro tiene la capacidad de proporcionar una lectura r que es una medida de la dosis absorbida D_g depositada en su volumen sensible después de la exposición a la radiación. Por lo general uno no está interesado en medir la dosis absorbida en un volumen sensible de los dosímetros, sino medir en otro medio. Las interpretaciones de la lectura del dosímetro en términos de la cantidad deseada es el problema central de la dosimetría. La teoría de la cavidad proporciona uno de los medios más útiles de interpretación de las lecturas del dosímetro ya que describe la dosis absorbida en el medio sensible de la cavidad con la dosis absorbida en el

medio que rodea la cavidad. Se debe tener en cuenta que el alcance de los electrones debe ser mayor que el volumen de la cavidad, la dosis que se recibe en el volumen es de los electrones liberados en el medio que lo rodea, entonces se habla de un detector de electrones. De caso contrario, cuando la cavidad es muy grande en comparación con el alcance máximo de los electrones, la dosis absorbida media en el gas del volumen es debido a fotones que interactúan con él, es decir, que la cavidad ha cambiado gradualmente desde comportarse como un detector de electrones hasta como un detector de fotones.

3.8. Producción de rayos X en Tomografía Computarizada

La producción de rayos X en el tomógrafo se debe a un tubo de rayos X, dentro del cual los electrones son generados a través del cátodo y son acelerados con una diferencia de potencial hacia un objetivo de tungsteno con carga positiva (el ánodo). La mayor parte de estos electrones interactúa con la última capa del objetivo de tungsteno transformando la energía cinética en calor, solo el 0.2% de ellos producen rayos X a causa de la radiación característica y bremsstrahlung. La producción de rayos X dependerá de la distancia del electrón al núcleo, ya que si el electrón está más cerca del núcleo tendrá una mayor desaceleración generando más rayos X. La intensidad de rayos X será proporcional a la diferencia de potencial aplicada entre el ánodo y cátodo. La corriente (mA) utilizada para calentar el filamento afecta a la cantidad de rayos emitidos.

Los rayos X de menor energía son absorbidos en la piel del paciente contribuyendo a la dosis absorbida, pocos de estos rayos son atenuados dentro del tubo y otros son atenuados con un filtro de aluminio colocado enfrente de la ventana de vidrio (Figura 4). El rango de energía de los rayos dependerá del filtro de atenuación, así como el potencial aplicado entre el filamento y el objetivo.

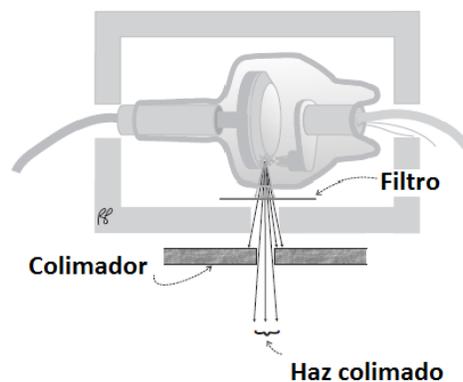


Figura 4. Esquema general del tubo de rayos X (Modificado de Rachel *et al.*, 2013).

Finalmente, el haz es colimado mediante contraventanas de plomo para evitar irradiar tejidos que no se estén fotografiando. En general cuanto mayor es el kVp y mAs mejor es la calidad de imagen, pero mayor es la dosis de radiación administrada al paciente.

3.8.1. Adquisición de imágenes de tomografía

La radiografía de un paciente se toma con una fuente de rayos X estacionaria y un detector y se denomina imagen planar. Este es el mismo principio que sigue la tomografía, solo que en el caso de la tomografía la fuente de tubo de rayos no es estática ya que gira dentro de un anillo estático, dentro del cual también se encuentra un arco de detectores opuesto a la fuente y gira en sincronía alrededor del paciente (Figura 5).

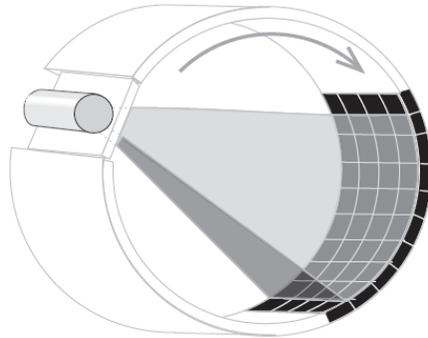


Figura 5. Arco de detectores opuesto al tubo de Rx (Modificado de Rachel et al., 2013).

Los rayos que no son atenuados por el cuerpo del paciente son registrados por los detectores en el lado opuesto del paciente. Los detectores están compuestos de un centellador de cerámica, por ejemplo, cristales de NaI (TI) el cual emite luz en respuesta a los rayos X.

3.9. Efectos biológicos

Los efectos de la radiación pueden ser clasificados en dos categorías, estocásticos cuya probabilidad depende de la cantidad de dosis y no la gravedad del efecto caracterizada por los que no existe umbral de dosis. Por otra parte, los efectos deterministas, que representan la mayoría de los efectos biológicos se caracterizan por tres elementos:

- 1) Debe existir un umbral de dosis para visualizar algún efecto.
- 2) Este efecto será proporcional a la cantidad de dosis.
- 3) Existe una relación causal clara e inequívoca entre la exposición al agente nocivo y el efecto observado.

A continuación (Figura 6) se presentan dos curvas que describen la respuesta a la dosis. A representa los efectos deterministas, los cuales implican un umbral para producir los efectos, el punto c representa la dosis del 50%, así mismo también se presenta la curva de los efectos estocásticos que tiene umbral cero donde el punto b representa la dosis al 50%. En la tabla 4 se muestra la dosis umbral para algunos efectos.

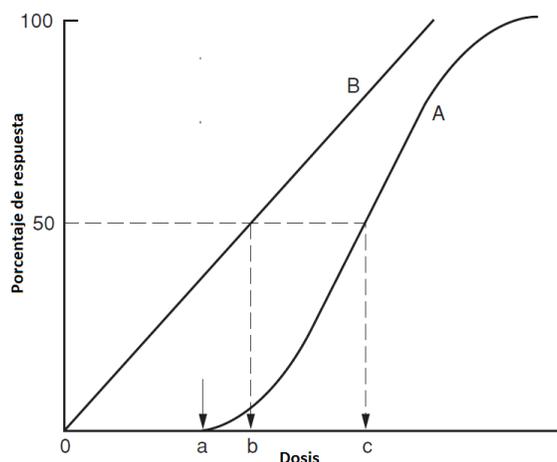


Figura 6. Curva de dosis respuesta (Modificado de Cember et al., 2008).

Tabla 4. Umbral de dosis y sus efectos (Modificado de Cember et al., 2008).

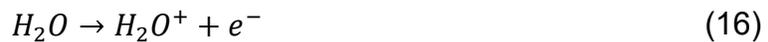
Órgano	Lesión a cinco años	25-50% Dosis (Gy)
Hígado	falla	45
Riñón	Nefrosclerosis	28
Ovarios	Esterilidad permanente	6-12
Tiroides	Hipertiroidismo	150
Pecho	Atrofia	<100

El modelo biológico es compatible con la relación dosis respuesta lineal, por lo que se postula que el cáncer puede iniciarse o puede producir un cambio genético, que se efectúa por la aleatorización de la información genética codificada en un solo DNA. Por lo tanto, la carcinogénesis y la mutagénesis se producen por la misma acción, pero con diferente manifestación. De acuerdo al modelo el cáncer es iniciado

cuando la información almacenada en los cromosomas es dañada de una célula somática, lo mismo sucede con el cambio genético solo que este cambio sucede con una célula germinal. Este modelo predice un umbral cero para los efectos estocásticos (Hall *et al.*, 2012).

Los mecanismos de la radiación para provocar sus efectos en la célula se clasifican de dos formas, mecanismos de acción directa e indirecta. El mecanismo de acción directa consiste en un fotón que interactúa con una molécula biológica es decir ADN, ARN y enzimas cediendo su energía, produciendo la excitación o ionización y así causando alteraciones a través de procesos de radiolisis (Hall *et al.*, 2012).

La acción indirecta sucede cuando la radiación es absorbida por el agua, esto se debe a que la mayor parte de la composición del cuerpo es agua, de acuerdo con este hecho se producen radicales libres altamente reactivos en el agua que son altamente tóxicos. Cuando se irradia agua pura se obtiene:



El ion positivo se disocia



El electrón es recogido por una molécula neutral de agua



El cual es disociado rápidamente



Los radicales H, OH pueden reaccionar con otras moléculas en solución o pueden combinarse con radicales similares. En caso de una alta tasa de LET los radicales OH se formarán lo suficientemente cerca para permitir que se recombinen entre sí antes de que se recombinen con radicales H , lo que conduce a la producción de peróxido de hidrógeno. Este agente es un poderoso oxidante que afecta a las moléculas o células que no sufrieron daño por la radiación ionizante directamente (Cember *et al.*, 2008).

CAPÍTULO 4: METODOLOGÍA

El trabajo se dividió en dos partes, la etapa retrospectiva, que consiste en la recolección de expedientes de tórax y abdomen utilizando el sistema RIS/PACS para determinar el diámetro efectivo de cada paciente en estas regiones. En la etapa prospectiva fue medido el perfil de dosis en el tomógrafo a través del maniquí circular, utilizando los parámetros sugeridos por la agencia ejecutiva del Departamento de Salud del Reino Unido, para el cálculo del $CTDI_{Vol}$ y SSDE.

4.1. Etapa prospectiva

4.1.1. Determinación CTDI

Se realizó el cálculo de dosis en TC siguiendo la metodología propuesta por el reporte 96 AAPM. Se estimó el perfil de dosis a un tomógrafo Siemens Definition AS ubicado en la unidad 207 del servicio de radiología e imagen en el Hospital General de México, utilizando un descriptor de dosis conocido como índice de dosis de tomografía computarizada (CTDI). Este cálculo se basa en la medición de la energía cinética liberada por unidad de masa de aire en un maniquí. El CTDI fue calculado con la ecuación 20, utilizando un maniquí cilíndrico (modelo 76-419-4150, Fluke Biomedical) de 32 cm, compuesto por material de polimetil-metacrilato (PMMA) (Figura 7).

$$CTDI = \frac{1}{NT} \int_{-\infty}^{+\infty} D(z) dz \quad (20)$$

El CTDI representa la integral bajo el perfil de dosis de radiación de un solo barrido axial, incluidas las colas de dosis, dividido por el ancho del haz nominal NT (Brink and Morin, 2012). Donde N es el número de secciones tomográficas representadas en una sola exploración axial, T es la anchura nominal de rayos X a lo largo del eje z.



Figura 7. Maniqués cilíndricos de PMMA (modelo 76-419-4150, Fluke Biomedical).

4.1.2. Cálculo en CTDI₁₀₀

Se empleó una cámara de ionización tipo lápiz de 100 mm de longitud activa modelo RaySafe Xi (Figura 8) para medir el perfil de dosis dentro del maniquí cilíndrico. Esta cámara de ionización solo puede medir la dosis primaria y la dispersión dentro una longitud de 100 mm a lo largo del eje z, el índice sera llamado CTDI₁₀₀, definido de la siguiente manera:

$$CTDI_{100} = \frac{1}{BW} \int_{-50mm}^{+50mm} D(z) dz \quad (21)$$

Debido a que el Kerma en aire cambia en la región central y en la periferia, el índice combina los valores de CTDI₁₀₀ medidos en estas zonas (AGENCY, 2007):

$$CTDI_W = \frac{1}{3} CTDI_{100,c} + \frac{2}{3} CTDI_{100,p} \quad (22)$$

Donde CTDI_{100,P} es el promedio del CTDI₁₀₀ en los cuatro puntos en la periferia del maniquí.

Como se mencionó anteriormente, el CTDI₁₀₀ representa la dosis de exploración múltiple acumulada en el centro de una exploración de 100 mm, aunque subestima la dosis que se acumula en exploraciones más largas; es por ello que se realizó la integración del perfil de dosis de radiación sobre los límites de integración específicos ± 50 mm, lo que correspondía a la longitud de 100 mm de una cámara de ionización, evitando el problema de sobrestimación de dosis para anchuras de rebanadas estrechas (< 3 mm).



Figura 8. Detector RaySafe Xi CT.

La cámara de ionización tipo lápiz no mide realmente la exposición (o Kerma en aire), sino la integral de perfil de dosis de rotación única $D(z)$, es decir la exposición media sobre la longitud de la cámara. El valor medido es denominado “lectura de medidor”, expresado como:

$$\text{Lectura del medidor} = \frac{1}{l} \int_{-l/2}^{l/2} X(Z) dz = \frac{1}{f \cdot l} \int_{-l/2}^{l/2} D(z) dz \quad (23)$$

Donde f es el factor de conversión de exposición dosis en aire (0.87 rad/R), ($D = fX$).

Comparando la ecuación 23 con ecuación 20 se obtiene la siguiente expresión:

$$\text{CTDI} = \frac{f \left(\frac{\text{rad}}{\text{R}} \right) \cdot (\text{mm}) \text{lecturadel medidor}(R)}{NT(\text{mm})} \quad (24)$$

Aplicando la definición CTDI_{100} ($l = 100 \text{ mm}$):

$$\text{CTDI}_{100}(\text{rad}) = \frac{C \cdot f \left(\frac{\text{rad}}{\text{R}} \right) \cdot 100 \text{ mm} \cdot \text{lecturamedidor}(R)}{N \cdot T(\text{mm})} \quad (25)$$

Donde C es el factor de calibración adimensional de la cámara ($C \approx 1$). Este factor es requerido para corregir la lectura del medidor para temperatura y presión en la verdadera exposición cuando las características del haz de calibración y medición difieren lo suficiente como para exigirlo.

4.1.3. CTDI_{Vol}

La realización de los protocolos específicos (tórax o abdomen) utilizados en el hospital, involucra una serie de exploraciones y se deben tener en cuenta los vacíos o superposiciones entre los haces de rayos X. Para tomar en cuenta esto, se usó un descriptor de dosis conocido como el volumen de CTDI_W (CTDI_{Vol}) es decir:

$$\text{CTDI}_{\text{Vol}} = \frac{N \times T}{I} \cdot \text{CTDI}_W \quad (26)$$

I = es el incremento de la tabla por exploración axial (mm).

Reescribiendo la ecuación anterior en términos de *pitch* ($I/N \times T$) se obtiene:

$$CTDI_{Vol} = \frac{1}{pitch \times CTDI_W} \quad (27)$$

Las unidades son mGy, $CTDI_{Vol}$ representa el promedio de dosis absorbida sobre las direcciones X, Y y Z . Se debe de tomar en cuenta que $CTDI_{Vol}$ no proporciona información sobre la dosis para el paciente.

4.2. Determinación experimental del $CTDI_{100}$

4.2.1. Cálculo de $CTDI_{100}$ en aire ($CTDI_{Air}$)

Se aplicó el protocolo de cuerpo para adultos propuesto por el grupo de evaluación de rendimiento de imágenes de escáneres CT (impACT, por sus siglas en inglés) al tomógrafo SOMATOM Definition AS para determinar el $CTDI_{100}$ en aire. Para ello se utilizó una cámara de ionización modelo RaySafe Xi de 100 mm (Figura 8 y 10). La cámara fue posicionada en aire paralela al eje Z del barrido (isocentro) del tomógrafo (Figura 9), esto se hizo con ayuda de la capucha que utiliza la cámara y con los haces de luz de alineación que proporciona el equipo. La configuración del tomógrafo se realizó con los parámetros establecidos en el protocolo, realizando tres disparos (Tabla 5) ((CEP) and PASA, 2009).



Figura 9. Posicionamiento de la cámara de ionización.

Tabla 5. Valores establecidos por NHS PASA.

Voltaje (kV)	120
Corriente (mAs)	420
Número de detectores	32
Tamaño del Detector (mm)	1.2
Tiempo (s)	0.5
Filtro	Standard Shaped Beam Filter
Ancho del haz de referencia (mm)	4.8



Figura 10. Electrómetro RaySafe Xi.

4.2.2. Medición CTDI₁₀₀ en maniquí

Siguiendo con el protocolo de cuerpo del grupo imPACT, se determinó el perfil de dosis en un maniquí cilíndrico de 32 cm (modelo 76-419-4150, Fluke Biomedical).

El posicionamiento del maniquí cilíndrico se realizó con la metodología sugerida por el reporte 96 AAPM. El maniquí cilíndrico fue alineado y centrado en la anchura de la rebanada de rayos X sobre la mesa del tomógrafo, de modo que el dosímetro reciba la mayor cantidad de radiación, esto se realizó con la ayuda de las luces de alineación que proporciona el escáner como guía (Figura 11).

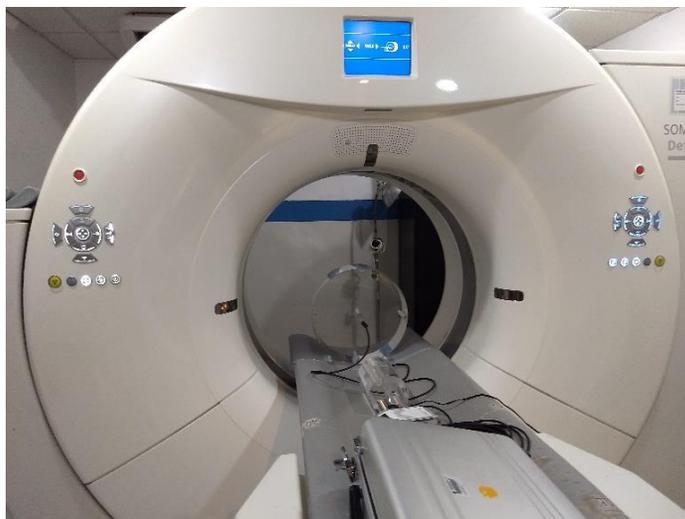


Figura 11. Posicionamiento del maniquí circular.

Después de haber realizado el posicionamiento correcto del maniquí, se configuró el tomógrafo para realizar el escaneo corporal como lo marca el protocolo, con los mismos valores kV, mA, etc., utilizados para medir el perfil de dosis en aire (Tabla 6). Estas mediciones fueron hechas en el centro del maniquí, así como en la periferia en dirección de las manecillas del reloj, realizando tres disparos en cada eje del maniquí.

4.3. Etapa retrospectiva

4.3.1. Selección de imágenes Dicom

Para determinar el diámetro efectivo se utilizaron expedientes digitales (DICOM) de tórax y abdomen de pacientes referidos al servicio de imagenología del Hospital General de México, en los meses de Julio a diciembre del año 2017. Cabe mencionar que no se incluyeron datos personales de los pacientes.

Para determinar el tamaño de la muestra se utilizó el estadístico G*Power 3.1.9.2. Se realizó una prueba estadística para la diferencia entre dos grupos independientes, con análisis de potencia *A priori*, para un valor alfa, o tasa de error Tipo I, (que es la probabilidad de rechazar la hipótesis nula cuando en realidad es verdadera) de 0.5, y un tamaño de efecto d igual a 0.5, el poder estadístico fue de 0.8, con un valor de $\beta = 0.2$. Estos valores se pueden visualizar en la Figura 12.

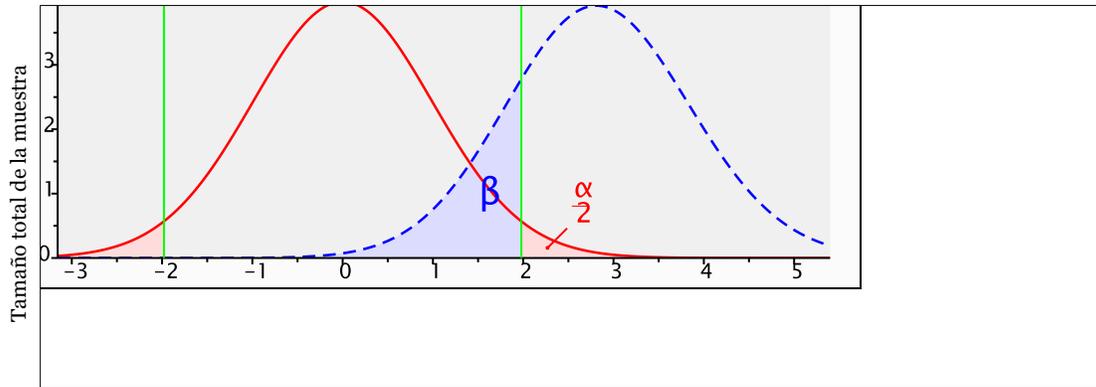


Figura 12. Gráfica de distribuciones normales de H_0 y H_A (gráfico dibujado por GPower).

Se obtuvo un total de 128 pacientes como muestra, el cual asegura que la diferencia entre cada grupo está dentro del 90%. En la Figura 13 se muestra la cantidad de pacientes que se necesitan para alcanzar un poder estadístico de 0.8.

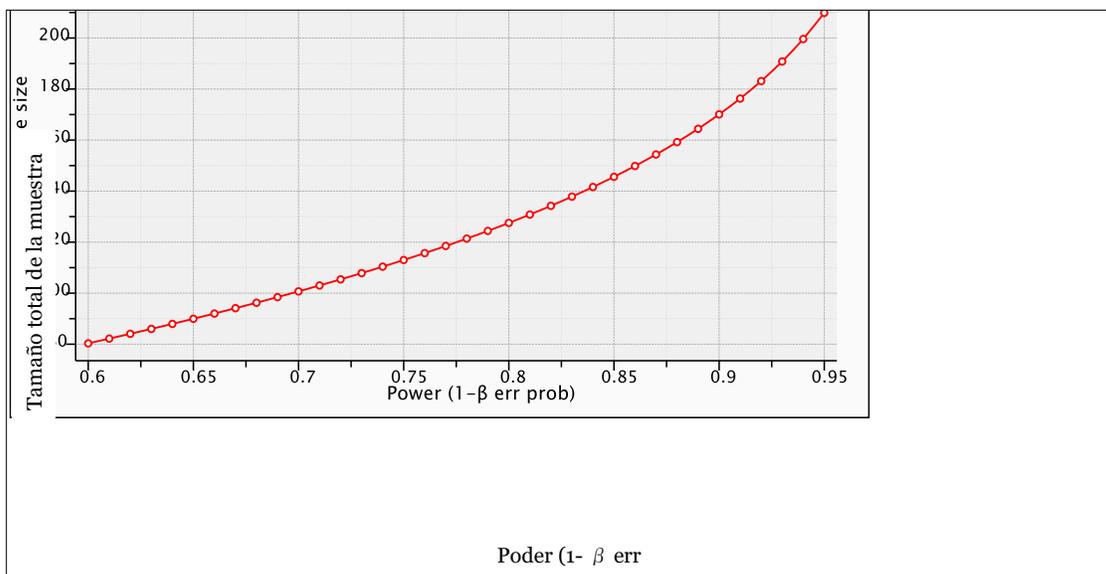


Figura 13. Gráfica de potencia y tamaño de muestra total para una prueba t de muestras independientes, $\alpha = 0.05$, (gráfico dibujado por GPower).

4.3.2. Determinación del diámetro efectivo (Manual)

Para determinar el diámetro efectivo del paciente se tomaron en cuenta los cortes tomográficos más anchos. Para el caso del tórax, la selección de cortes se debe de hacer donde se visualizan las cuatro cámaras cardíacas (Figura 14 A). Esto se debe de aplicar tanto en las mediciones AP como en Lat. En el caso de TC en abdomen, se sugiere que el corte para las mediciones debe ser realizado a partir de la visualización de ambos riñones y considerando el corte más ancho que pudiera tener el paciente durante la exploración (Figura 14 B) (Allende *et al.*, 2016).

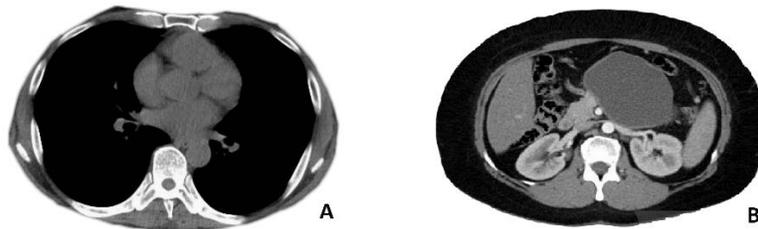


Figura 14. A) TC axial de tórax con contraste. B) TC axial de abdomen con contraste.

Posteriormente, se midieron las dimensiones laterales (Lat) y antero-posterior (AP) utilizando el software RadiAnt DICOM Viewer en su versión de 64-bit, así mismo se asumió que el paciente tiene una sección transversal circular. El diámetro efectivo se puede considerar como el diámetro del círculo cuya área es la misma que la de la sección transversal del paciente. Para calcular esto a partir de las dimensiones AP y lateral conocidas, se asumió que el paciente tiene una sección transversal elíptica con dos radios (Figura 15) (AAPM, 2011).

$$a = \frac{LAT}{2} \quad (28)$$

$$b = \frac{AP}{2} \quad (29)$$

El área comprendida dentro de una elipse está definida como:

$$Area = \pi \cdot a \cdot b \quad (30)$$

De acuerdo a la suposición de la sección transversal circular del paciente, se tiene que el área está dada por la siguiente expresión:

$$\text{Diámetro Efectivo} = 2 \sqrt{\frac{A}{\pi}} \quad (31)$$

Sustituyendo la ecuación 30 en 31 se obtiene:

$$\text{Diametro Efectivo} = \sqrt{AP \times LAT} \quad (32)$$

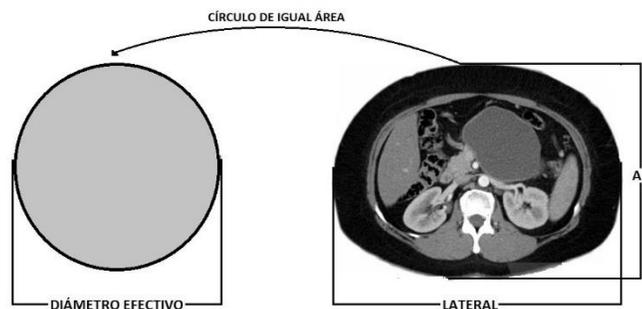


Figura 15. Descripción de diámetro efectivo.

Una vez que se obtuvieron los diámetros efectivos en estudios de tórax y abdomen, se utilizó la ecuación 33 propuesta por el reporte 204 AAPM, para obtener los factores de conversión que corrigen la dosis con respecto al diámetro efectivo del paciente.

$$y = a \times e^{-bx} \quad (33)$$

Donde:

x = es el diámetro efectivo en cm .

y = es el factor de corrección.

$a = 3.704$ y $b = 0.0367$.

4.3.3. Cálculo de diámetro efectivo (software)

4.3.3.1. Descripción del software

Se determinó el diámetro efectivo de manera automática, usando un algoritmo desarrollado con herramientas Toolbox™ de procesamiento de imágenes que proporciona MATLAB 2005 (MATLAB 9.3.0 y Procesamiento de imágenes Toolbox 10.1, The MathWorks, Inc., Natick, Massachusetts, Estados Unidos). Tiene como

función procesar múltiples imágenes DICOM de estudios de tórax y abdomen, así como gestionar la información de cada paciente (edad, nombre, dosis, etc.). Para simplificar el uso del software se diseñó una interfaz de usuario con la ayuda GUIDE, la cual facilita el uso del algoritmo por el personal médico que no necesariamente ha tenido contacto con MATLAB. Además, el software tiene la capacidad de instalarse en cualquier ordenador que opere con Microsoft Windows de manera independiente de MATLAB.

4.4. Cálculo de SSDE

En el cálculo de Estimación de Dosis Específica del Tamaño se utilizó la siguiente relación de $CTDI_{Vol}$ con el factor de conversión:

$$SSDE = f_{32} \times CTDI_{Vol(32cm)} \quad (34)$$

4.5. Análisis estadísticos

Se estudió la relación entre los diámetros efectivos obtenidos de forma manual y automatizada en los estudios de tórax y abdomen, para ello se aplicó la prueba de normalidad Kolmogorov Smirnov, para probar que no hay diferencia en la distribución de frecuencias observadas y la distribución de frecuencias esperadas (Salgado, 2013), así mismo se aplicó el método de Bland & Altman para estudiar la concordancia entre métodos, ya que permite comparar dos técnicas de medición sobre una misma variable cuantitativa. Se llevó a cabo un gráfico de diferencias que combina el cálculo de los límites 2s de las diferencias entre los métodos del diámetro efectivo calculados de forma manual y automatizada (los llamados límites de acuerdo 95% o trama Bland-Altman) (Bland y Altman, 1986). El eje x muestra la media de los resultados de los dos métodos ($[A + B] / 2$), mientras que el eje y representa la diferencia absoluta entre ellos ($[B - A]$) (Bland y Altman, 1995). Usamos para cada comparación la media y la desviación estándar (SD) de la diferencia (sesgo), los límites de acuerdo de Bland-Altman, el límite de confianza y el coeficiente de reproducibilidad ($100 * SD$ de las diferencias / media de los dos métodos). Para evaluar si hay diferencias estadísticamente significativas entre ambos métodos se aplicó una prueba T-student de muestras pareadas y para medir el grado de correlación se encontró el coeficiente de correlación de Pearson.

Se realizó una prueba T de muestras pareadas para analizar la diferencia entre CTD_{Vol} y SSDE en exámenes de tórax y abdomen. El análisis estadístico se realizó con el programa IBM® SPSS® Statistics software (version 22.0.0.0 IBM Corporation; Armonk, NY). Un valor p menor que 0.05 fue considerado como significativo.

CAPÍTULO 5: RESULTADOS

5.1. Medición CTDI₁₀₀

5.1.1. CTDI_{Air}

Los valores obtenidos de CTDI₁₀₀ medidos con una cámara de ionización de 100 mm en aire, fueron los siguientes:

Tabla 6. Mediciones de CTDI_{Air}.

Mediciones	Medición CTDI _{Air} (mGy/100 mAs)
1	16.03
2	16.02
3	16.15
Promedio	16.06

5.1.2. CTDI₁₀₀ en maniquí (32 cm) de cuerpo

La tabla 7 muestra los resultados de CTDI₁₀₀ medidos en el centro y en la periferia del maniquí por la cámara de ionización de 100 mm.

Tabla 7. Medidas hechas en el maniquí de 32 cm.

Medidas (mGy/100mAs)	Centro	Arriba	Abajo	Izquierda	Derecha
1	3.68	7.3	6.39	6.57	6.79
2	3.7	7.34	6.01	6.54	6.85
3	3.69	6.81	6.34	6.51	6.85
Promedio	3.69	7.15	6.24	6.54	6.83

Se encontró que la diferencia porcentual promedio entre CTDI₁₀₀ de referencia y las medidas en el maniquí cilíndrico de 32 cm es de 16 % (Tabla 8).

Tabla 8. Diferencia porcentual entre mediciones.

Medidas	Aire (mGy/100mAs)	Centro (mGy/100mAs)	Periferia (mGy/100mAs)
Fabricante	19.5	4.4	7.9
Maniquí (32 cm)	16.06	3.69	6.69
Diferencia %	17%	16%	15%

5.2. Cálculo $CTDI_{Vol}$

Una población de 203 pacientes adultos fue seleccionada para el cálculo $CTDI_{Vol}$ (Tabla 9), el 43% fueron mujeres y el resto hombres. La edad promedio fue de 54.68 años con una desviación estándar de 17.088. Utilizando la ecuación 27 se calcularon los valores de $CTDI_{Vol}$ (Tabla 10).

Tabla 9. Descripción de la muestra en exámenes de tomografía.

Tipo de examen	N
Tórax sin contraste	52
Tórax con medio de contraste	46
Abdomen sin medio de contraste	37
Abdomen con medio de contraste	68
Total	203

Tabla 10. Valores de $CTDI_{Vol}$ en exámenes de tórax y abdomen.

Valores de $CTDI_{Vol}$	Tórax (mGy)	Abdomen (mGy)
Promedio	13.39	15.91
Desviación Std	0.85	1.57
Min	13.08	15.69
Max	15.69	28.03

5.3. Determinación del diámetro efectivo

5.3.1. Medición del diámetro efectivo de forma manual

Siguiendo la metodología propuesta por la AAPM en el reporte 204, se utilizó la ecuación 32 para el cálculo del diámetro efectivo. Se obtuvo un promedio de 27.32 cm en exámenes de tórax y 28.86 cm para abdomen (Tablas 11 y 12).

Tabla 11. Diámetro efectivo en tomografía computarizada de tórax.

Rango de diámetro efectivo (cm)	No. Pacientes	Desviación estándar
22-24	19	0.84
25-27	42	0.75
28-30	29	0.79
31-33	7	0.53

Tabla 12. Diámetro efectivo en tomografía computarizada de abdomen.

Rango de diámetro efectivo (cm)	No. Pacientes	Desviación estándar
21-25	22	1.35
26-30	49	1.36
31-35	29	1.39
36-39	5	1.35

5.3.2. Cálculo del diámetro efectivo utilizando software

5.3.2.1. Descripción del software

El software se diseñó para ser utilizado en el Hospital General de México, teniendo en cuenta las necesidades específicas de este establecimiento: 1) el uso de dos tomógrafos, 2) incorporación de una interfaz gráfica, 3) facilidad de exportación.

El software se compone de dos ventanas principales (Figura 17); 1) ventana de registro de pacientes, cuya función es almacenar y calcular la dosis de cada paciente, y está dividida en cuatro secciones: Procesamiento de imágenes, Registro de pacientes, Contraste de imagen y Valor de CTDI. 2) ventana de expedientes de pacientes, donde la dosis de nuevos estudios es gestionada a través de tres apartados, buscador de pacientes, procesamiento de imágenes e historial de dosis.

5.3.2.2. Procesamiento de imágenes

Las imágenes DICOM son analizadas con ayuda de la herramienta Toolbox™ de procesamiento de imágenes que proporciona MATLAB en su versión de 64 bytes. El análisis consiste en la detección del contorno de cada imagen tomográfica (Figura 16), el cual será aproximado a una circunferencia para determinar el perímetro y finalmente calcular el diámetro efectivo.

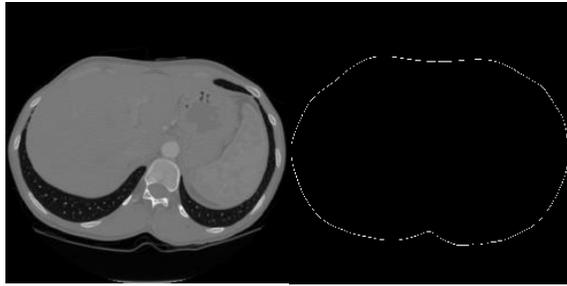


Figura 16. Procesamiento de imágenes.

5.3.2.3. Registro de pacientes

Los datos personales (nombre, edad, ID, etc.) de cada paciente se obtuvieron de manera automática a través de las imágenes tomográficas. Se cuenta con la posibilidad de modificar estos datos, teniendo en cuenta que cada campo no debe quedar vacío ya que de lo contrario no serán almacenados. El cálculo de dosis se llevó a cabo después de realizar esta acción, utilizando el diámetro efectivo calculado anteriormente con la metodología propuesta por el reporte 204 de la AAPM.

El registro de los pacientes puede ser visualizado a través de una lista que se encuentra en esta sección con los datos más relevantes, esta lista puede ser eliminada de manera permanente con el botón asignado (eliminar pacientes), sin tener la posibilidad de recuperar la información. La lista puede ser exportada en formato .xlsx (formato de Excel) con información adicional de los pacientes, es decir historial de dosis (Figura 17).

Figura 17. Registro de pacientes.

5.3.2.4. Contraste

Cuando la detección de bordes de las imágenes tomográficas no es correcta, es necesario disminuir o aumentar el contraste debido a que la tomografía no presenta bordes bien definidos en el perímetro o con los órganos circundantes.

Para mejorar el contraste se deben cambiar los límites de entrada y salida de la imagen, estos valores deben de estar dentro del intervalo 1 y 0. El segundo parámetro a modificar es el valor gamma el cual nos describe la forma de la curva, así como la relación entre los valores de entrada y salida. Si el valor de gamma es menor que uno la imagen se verá más brillante de caso contrario aumentará el contraste, estos cambios pueden visualizarse antes de llevar a cabo el cálculo del diámetro efectivo con el botón predeterminado (Figura 18).

Contraste de Imagen

Forma Manual

Límites de Contraste para la Imagen de Entrada

[0 1] (default)

Límites de contraste para la imagen de salida

[0 1] (predeterminado) Vector 2 elementos

Forma de la curva (Gamma)

1 (predeterminado) Escalar numérico real

Configuración Personalizada

Configuración Preterminada

Visualizar Cambios

Figura 18. Contraste de imagen.

5.3.2.5. Insertar valor de CTDI_w

Antes de realizar el cálculo de dosis se debe ingresar el valor CTDI_w, este puede ser almacenado para dos tomógrafos (Figura 19). En el apartado CTDI se ingresan los valores de CTDI_w de cada tomógrafo, y se puede elegir uno de los dos tomógrafos de acuerdo en donde se realice la tomografía (Figura 20).

Valor CTDI

Seleccionar tomografo

Tomógrafo 1 Tomógrafo 2

Ingresa los Valores CTDI

Figura 19. Valor CTDI.

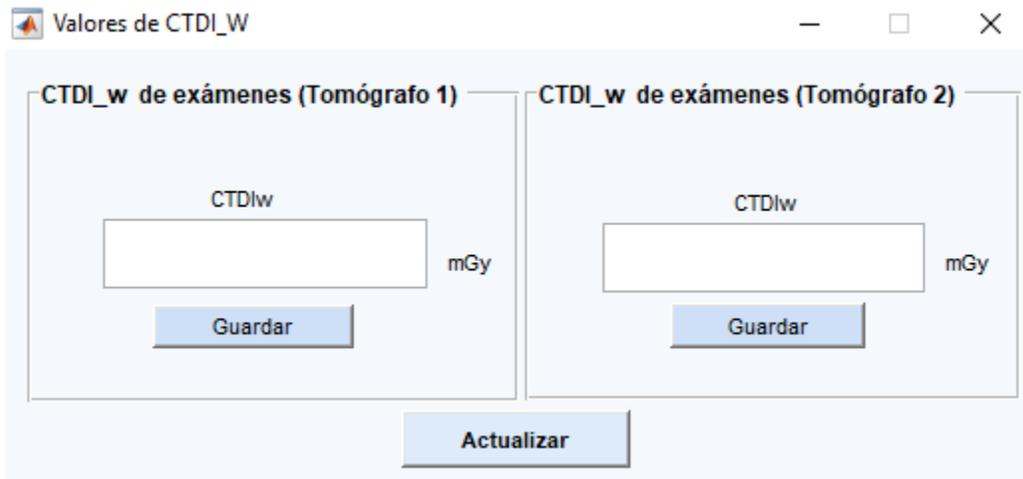


Figura 20. Ingreso de valores de CTDI_w.

5.3.2.6. Ventana de expedientes de pacientes

Utilizando la ventana registro de pacientes se puede acceder a la ventana de expedientes de pacientes (Figura 17). Esta ventana se compone de tres secciones, la primera es el buscador que nos ayuda a encontrar al paciente y cargar los datos por medio del ID, la segunda sección nos permite analizar nuevos estudios, así como el cálculo de dosis, en la última sección se podrá visualizar el historial de dosis de manera analítica y gráfica (Figura 22).

5.3.2.7. Buscador de pacientes

Esta opción sirve cuando se analiza o calcula la dosis de nuevos estudios (tórax o abdomen) en pacientes registrados. En el buscador se ingresa el ID personal (Figura 21), a continuación, los datos personales del paciente se cargarán en la pantalla lo que nos permite acceder a las secciones (procesamiento o historial de dosis). Es importante mencionar que el ID de los pacientes no debe repetirse ya que en caso contrario imposibilitará el acceso a la información.

Para exportar el historial de dosis del paciente, solo se debe hacer clic en el botón Exportar datos. El archivo será exportado en formato .xlsx, con el nombre del paciente. Esta acción puede ejecutarse antes o después de analizar nuevos estudios.

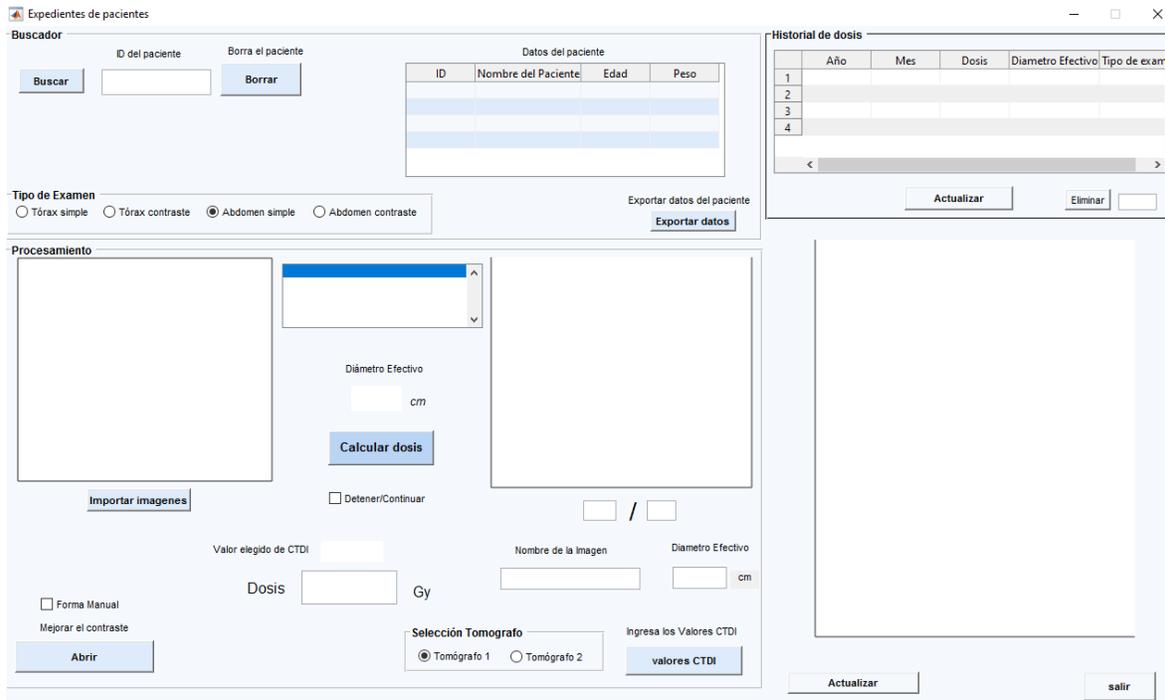


Figura 21. Expedientes de pacientes.

5.3.2.8. Procesamiento de imágenes

La sección procesamiento de imágenes contiene herramientas para llevar a cabo el cálculo de dosis de nuevos estudios, como son el cambio de contraste en la imagen, el ingreso de $CTDI_w$ y selección entre tomógrafos (Figura 21). La distribución de botones, así como el mecanismo para el procesamiento de imágenes, fue diseñada de forma distinta que en la primera ventana ya que al momento de procesar las imágenes se realiza el cálculo de dosis, es por ello que se debe tener cuidado al momento de seleccionar las imágenes que van a ser procesadas.

5.3.2.9. Historial de dosis

La información de cada paciente puede ser visualizada de dos maneras: 1) forma analítica. En el apartado historial de dosis (Figura 22) se muestran estudios que se realizaron de acuerdo con el año y el mes, también se encuentran otros parámetros como la dosis absorbida, el diámetro etc. En la parte inferior de la tabla se encuentran dos botones que nos permitirán actualizar la lista después de haber realizado un estudio, así como tener la posibilidad de eliminarlo, eligiendo el número del estudio.

2) Forma gráfica. Los datos de dosis son visualizados a través de una gráfica de acuerdo al año en que fueron realizados (Figura 21), lo que nos dará un panorama rápido de cuanta radiación ha recibido el paciente durante un periodo de tiempo.

	Año	Mes	Dosis	Diametro Efectivo	Tipo de exam
1					
2					
3					
4					

Figura 22. Apartado del Historial de dosis.

5.4. Comparación de métodos utilizados en el cálculo de diámetro efectivo

5.4.1. Prueba de normalidad (Exámenes de tórax)

Para describir la diferencia entre las mediciones de diámetro por ambos métodos se utilizó el método Bland & Altman, este método se puede aplicar siempre que la diferencia entre métodos siga una distribución normal.

Se aplicó la prueba de normalidad Kolmogorov Smirnov (KS) en exámenes de tórax medidos de forma manual y realizadas con el software (Figura 23) obteniendo una significancia de 0.2 con un 95% de confianza, lo que prueba que los datos siguen una distribución normal ya que de lo contrario los puntos de la gráfica estarían separados y dispersos de la recta.

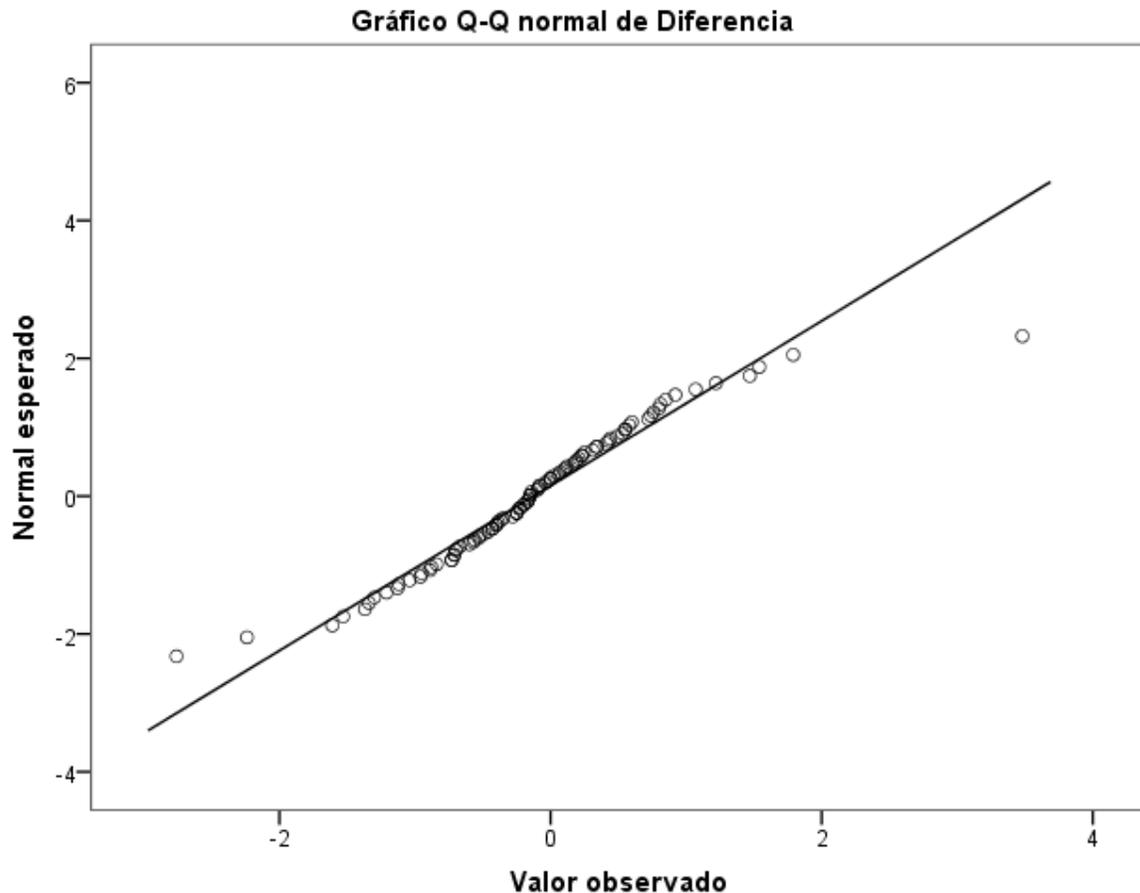


Figura 23. Gráfica prueba de normalidad en exámenes de tórax.

5.4.2. Método Bland & Altman

De acuerdo con lo anterior, tener una alta correlación no significa que los dos métodos estén en concordancia, es por ello que se aplicó el método de Bland & Altman, con el que se encontró una relación entre las medidas, la mayoría de las cuales se encuentra dentro de los límites de confianza (Figura 24).

Se tiene que la diferencia promedio entre métodos es de -0.12 cm. Además, las diferencias entre uno y otro método se encontrarán en el 95% de los casos dentro de 1.50 y -1.76.

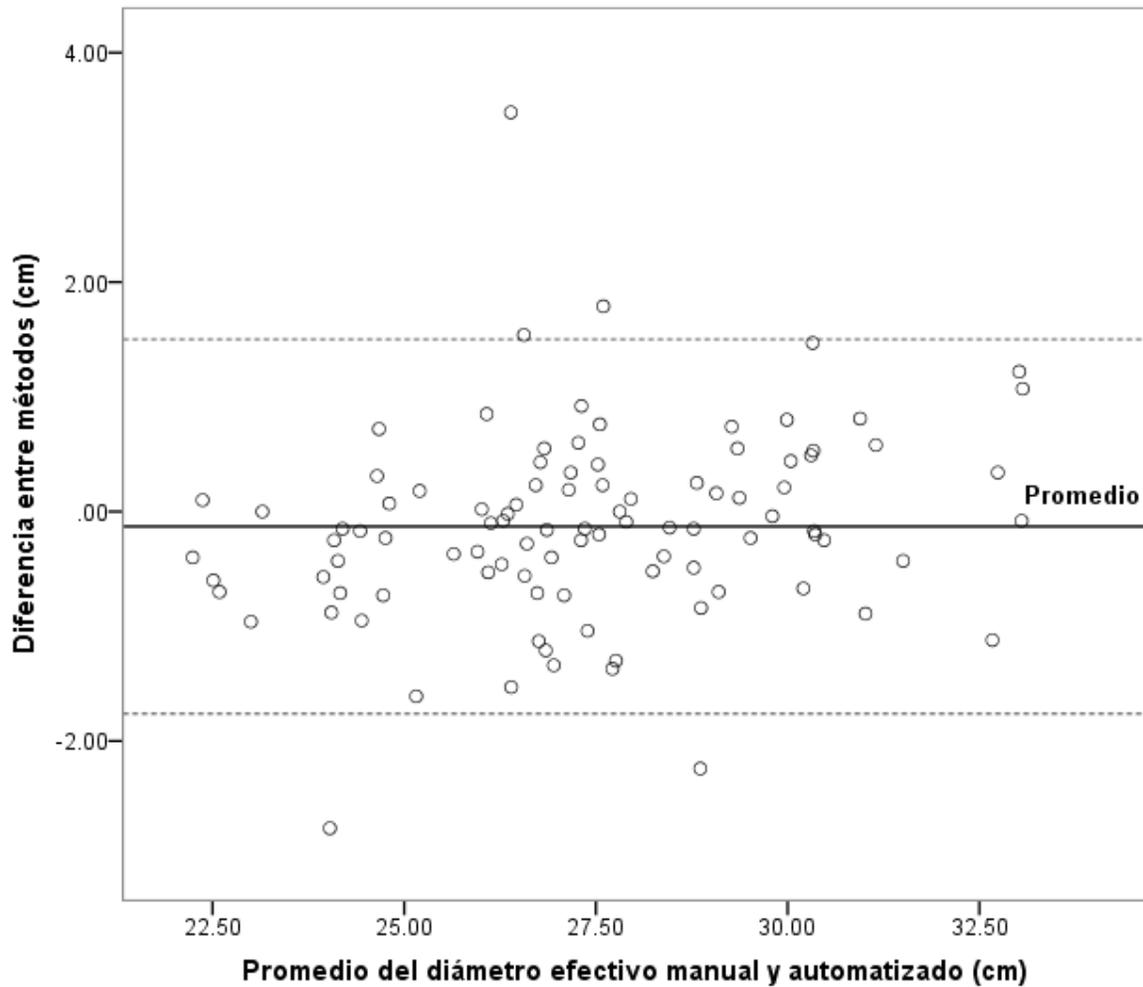


Figura 24. Gráfica Bland & Altman para exámenes de tórax.

Para estudiar esta relación entre métodos se aplicó una prueba T de muestras pareadas, no se encontró diferencia significativa entre las mediciones hechas de forma manual ($M= 27.32$, $SE= 0.27$) y las realizadas con el software ($M= 27.44$, $SE= 0.24$, $t(97) = -1.49$, $p < .05$, $r= 0.14$). Se encontró que el coeficiente de correlación de Pearson entre ambos métodos es de .950 con un valor de $P= 0.0$, lo cual es menor que el nivel de significancia ($P < 0.05$), por lo que se concluye que hay una buena correlación entre ambos métodos.

5.4.3. Prueba de normalidad (Exámenes de abdomen)

Se aplicó la prueba de normalidad KS a los datos obtenidos por la diferencia entre métodos, encontrando una significancia de 0.2 dentro del 95%, lo cual indica que los datos se comportan de forma normal (Figura 25).

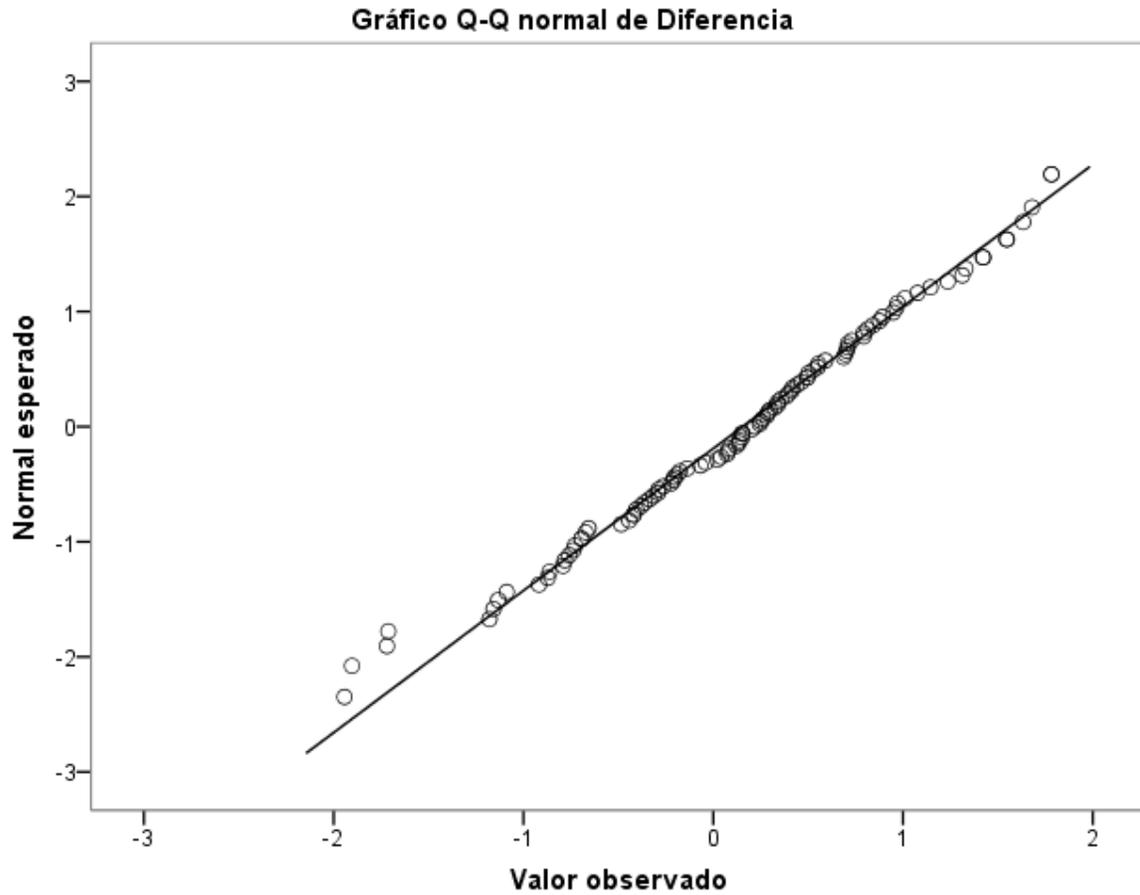


Figura 25. Gráfica prueba de normalidad en exámenes de abdomen.

5.4.4. Método Bland & Altman

De acuerdo a la Figura 26, la diferencia promedio entre métodos es de 0.15 cm, con límites de confianza de 1.74 y -1.43, existe una concordancia entre ambas mediciones debido a que la mayoría de los puntos cae dentro de los límites.

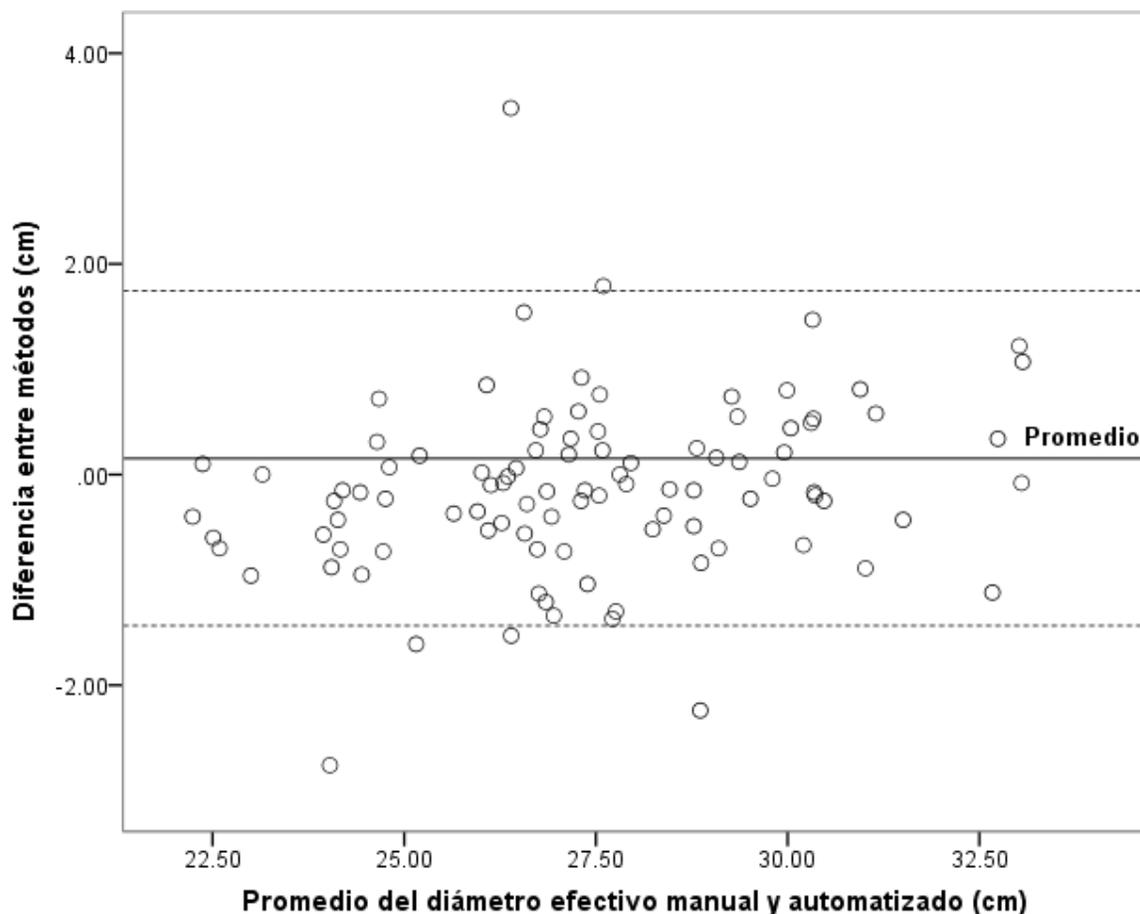


Figura 26. Gráfica Bland y Altman para exámenes de abdomen.

Se aplicó una prueba T de muestras pareadas para evaluar la diferencia entre ambos métodos, no se encontró diferencia significativa entre las mediciones hechas de forma manual ($M=29.22$, $SE= 0.37$) y las realizadas con el software ($M= 29.06$, $SE= 0.35$, $t(104) = 1.94$, $p>.05$, $r= 0.18$). Se encontró que el coeficiente de correlación de Pearson es de .978 con un valor de $P= 0.0$, se puede observar que el valor de P es menor que el nivel de significancia (0.05), esto quiere decir que existe una buena correlación entre ambos métodos.

5.5. Comparación $CTDI_{Vol}$ con SSDE

El cálculo de SSDE se hizo a partir del factor de conversión que proporciona AAPM en el reporte 204, de acuerdo con el diámetro efectivo obtenido en exámenes de tórax o abdomen. Se aplicó una prueba T de muestras pareadas para estudiar la diferencia entre métodos para el cálculo de dosis. En exámenes de tórax se encontró una diferencia significativa entre $CTDI_{Vol}$ ($M= 13.40$, $SE= 0.087$) y SSDE

(M= 18.29, SE= 0.21, t (97)= -27.01, p<.05, r= 0.93), de igual manera en exámenes de abdomen se encontró una diferencia significativa para CTDI_{vol} (M= 15.91, SE= 0.15) y SSDE (M= 20.39, SE= 0.37, t (104)= -15.21, p<.05, r= 0.83), esta diferencia es función del diámetro efectivo (Tablas 13 y 14).

Tabla 13. Comparación SSDE en exámenes de tórax.

Diámetro efectivo	CTDI_{vol}(mGy)	SSDE(mGy)	Diferencia %
22-24	13.34	20.79	55.84*
25-27	13.48	18.63	38.21*
28-30	13.30	16.65	25.10*
31-33	13.37	15.16	13.42*

*p-valores < 0.05.

Tabla 14. Comparación SSDE en exámenes de abdomen.

Diámetro efectivo	CTDI_{vol}(mGy)	SSDE(mGy)	Diferencia %
21-25	16.17	24.80	53.33*
26-30	15.95	20.78	30.34*
31-35	15.69	17.31	10.29*
36-39	15.70	14.40	-8.22*

*p-valores < 0.05.

CAPÍTULO 6: DISCUSIÓN Y CONCLUSIONES

Este estudio evidencia la importancia de introducir el parámetro diámetro efectivo al cálculo de SSDE. A partir de los resultados obtenidos se acepta la hipótesis que establece que la incorporación del parámetro diámetro efectivo al índice de dosis volumétrico en exámenes de tórax y abdomen mejorará la aproximación del cálculo de dosis en un examen de tomografía computarizada.

Los valores de referencia de CTDI₁₀₀ en cuerpo descritos por el grupo imPACT se compararon con los valores de CTDI medidos en el tomógrafo Somatom Definition As, obteniendo diferencias porcentuales para CTDI₁₀₀ del 17% en aire, 16% al centro del maniquí y en la periferia 15% (tabla 8). De acuerdo al protocolo español de control de calidad en radiodiagnóstico, este tomógrafo debe operar en un valor de $CTDI \leq \pm 20\%$ ((CEP) and PASA, 2009, Médica *et al.*, 2011), por lo tanto se comprobó que el tomógrafo se encontraba dentro del rango óptimo de calibración.

En el presente estudio se tiene un intervalo de diámetro efectivo en exámenes de tórax de 22-33 cm, a diferencia de países como Estados Unidos o Chile que se encuentra entre 21.3 - 33.6 cm, y 23-37 cm respectivamente. En exámenes de abdomen se encuentran entre 21-39 cm y para Estados Unidos y Chile 24.8 - 36.5 cm y 21- 45 cm respectivamente (Allende *et al.*, 2016, Ikuta *et al.*, 2014), lo que indica la importancia de realizar estudios para la obtención del diámetro efectivo ya que este parámetro no solo cambia entre países sino en pacientes, como se observa en el presente estudio con un rango muy amplio para tórax o en abdomen para Chile.

El diámetro efectivo obtenido de forma manual en exámenes de tórax y abdomen fue de 27.32 cm y 27.44 cm respectivamente y al utilizar el software fue de 29.22 cm y 29.06 cm en los mismos estudios. La diferencia entre métodos fue de 0.15 cm en tórax y -0.12 cm en abdomen, estas diferencias se deben a que el programa toma en cuenta el contorno de la imagen, mientras que la forma manual, solo toma en cuenta dos medidas volviendo impreciso el método por la irregularidad del contorno de la imagen tomográfica.

Para otras regiones anatómicas como cuello, cabeza o extremidades, no es posible medir la dosis por que el programa tiene dificultades al identificar los bordes. Se espera que en el futuro el software tenga la capacidad de mejorar la detección de regiones anatómicas además de calcular dosis en pacientes pediátricos, debido a que se contienen órganos de alto grado de radiosensibilidad (Paul *et al.*).

De acuerdo con Li y Behrman (2012) y Cheng (2013) el método SSDE subestima el diámetro efectivo en pulmones, ya que la densidad en tejido pulmonar es menor que el agua o PMMA, subestimando significativamente la dosis del paciente, además de no tener en cuenta las diferentes atenuaciones de varias sustancias, como los huesos, los tejidos y el aire.

El uso del diámetro efectivo es importante para determinar el SSDE, pero no es suficiente para el cálculo ya que no toma en cuenta la atenuación en los tejidos de las diferentes regiones anatómicas. La métrica más apropiada es el diámetro equivalente de agua D_w , propuesto por el grupo de trabajo 220 de la AAPM en 2011, el cual combina el tamaño del paciente y la atenuación (Anam *et al.*, 2017). El software desarrollado en este estudio no consideró el D_w , debido a la complejidad en el cálculo de la dosis, así como tiempo y recursos requeridos. En futuras investigaciones se recomienda comparar la precisión de ambos métodos (D_w y Diámetro efectivo) en el cálculo de la dosis para las diferentes regiones anatómicas.

Se observó que en pacientes mayores a 80 *kg* el contorno de la imagen tomográfica esta indeterminado, siendo difícil calcular el diámetro efectivo. Para pacientes con estas características no se recomienda usar el método de diámetro efectivo para calcular el SSDE, sin embargo, existen alternativas que lo pueden calcular a través de la edad o el peso, como lo indica el reporte AAPM 204. Por otro lado, Bauhs *et al.* (2008) han demostrado que no es necesario utilizar la corrección de diámetro efectivo en el intervalo de peso de 100 *kg* a 140 *kg*.

Los tomógrafos del Hospital General de México no almacenan el valor de pitch en las imágenes tomográficas, lo que representó una limitación al calcular el $CTDI_{Vol}$, por lo que se tuvo que tomar el valor establecido para cada protocolo. El tomar el valor por defecto pudo cambiar la dosis que recibe el paciente, siendo mayor o menor. Sin embargo, no afectó en la comparación del $CTDI_{Vol}$ el SSDE para la corrección de dosis.

De acuerdo a las tablas 13 y 14 la variación de tamaño del paciente afecta a los valores estimados de dosis específica de tamaño SSDE, ya que el factor de conversión es mayor o menor a la unidad dependiendo del tamaño, esto se hace más notorio cuando los diámetros efectivos se encuentran fuera de la media (Leng *et al.*, 2015).

Comparando los resultados de este estudio con los de Seibert *et al.* (2014) se encontró que a pesar de las limitaciones que presenta el uso del SSDE, se pueden reducir significativamente las diferencias que se tienen en el cálculo de dosis entre el paciente y el maniquí, lo que mejora la precisión de dicha estimación. Con el desarrollo del software para el cálculo de diámetro efectivo y dosis, se tienen iniciativas de forma práctica para la dosimetría en TC, así como la automatización de nuevos métodos dosimétricos o mejoras para el software.

Conclusiones

Con la introducción del diámetro efectivo al cálculo de dosis se obtuvo una estimación más precisa de 33% y 21% en exámenes de tórax y abdomen respectivamente. A pesar de las limitaciones que presenta esta técnica dosimétrica

es un gran paso para llevar el control de dosis, así como el monitoreo en México. En un futuro sería importante implementar el SSDE en los reportes dosimétricos, debido a que permite comparaciones más significativas de los índices de dosis.

La utilización del software es más eficiente para determinar el diámetro efectivo, procesando varias imágenes en poco tiempo (10 img/min). Se puede llevar el control de dosis para cada paciente, previniendo la acumulación de altas dosis por la gran cantidad de exámenes que tiene que realizarse para dar seguimiento a algún tratamiento por el medico radiólogo.

Con la implementación del software al Hospital General de México, además de llevar un correcto control de dosis, se satisface la demanda de pacientes; ayudando a incentivar la creación de normas en dosimetría de TC específicas para México.

CAPÍTULO 7: REFERENCIAS

Allende, F., Lobos, V y Zúñiga, A. 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 22(2): 61-69.

American Association of Physicists in Medicine. 2008. AAPM Report No.96. [en línea] [consultado 3 de octubre del 2017]. Disponible en: https://www.aapm.org/pubs/reports/RPT_96.pdf.

American Association of Physicists in Medicine. 2011. AAPM Report No.204. [en línea] [consultado 15 de mayo del 2017]. Disponible en: http://www.aapm.org/pubs/reports/RPT_204.pdf.

American Association of Physicists in Medicine. 1990. AAPM Report No.31. [en línea] [consultado 14 de octubre del 2017]. Disponible en: https://www.aapm.org/pubs/reports/RPT_31.pdf.

Andisco, D., Blanco y Buzzi, A. 2014. Dosimetría en radiología. Revista Argentina de Radiología 78(2): 114-117.

Anthony, S., Boone, J., Wootton, Sandra. y Lamba, R. 2014. Dose Is Not Always What It Seems: Where Very Misleading Values Can Result From Volume CT Dose Index and Dose Length Product. Journal of the American College of Radiology 11(3): 233-237.

International Atomic Energy Agency. 2007. Dosimetry in Diagnostic Radiology: An International Code of Practice. Vienna, International Atomic Energy Agency. [en línea] [consultado 19 de marzo del 2018]. Disponible en: https://www-pub.iaea.org/MTCD/Publications/PDF/TRS457_web.pdf.

Aburjaile, W. y Mourao, A. 2017. Development of a chest phantom for testing in Computed Tomography scans. Radiation Physics and Chemistry 140(1): 275-277.

Attix, F. 1986. Introduction to Radiological Physics and Radiation Dosimetry. Madison: WILEY-VCH.

Brenner, D. y Hall, E. 2007. Computed Tomography An Increasing Source of Radiation Exposure. New England Journal of Medicine 357 (22): 2277-2284.

Bauhs, A., Vrieze, T., Primak, A., Bruesewitz, M., McCollough, C., 2008. CT Dosimetry: Comparison of Measurement Techniques and Devices. RadioGraphics 28(1): 245-253.

Boone, J. 2012. Reply to Comment on the Report of AAPM TG 204: Size-specific dose estimates (SSDE) in pediatric and adult body CT examinations [AAPM Report 204, 2011]. Medical Physics 39(7): 4615-4616.

Brady, S. y Kaufman, R. 2013. Converting Size Specific Dose Estimate (SSDE) to Patient Specific Organ Dosimetry: Application to a Pediatric Population. *Medical Physics* 40(6): 1-111.

Brady, S. y Kaufman, R. 2012. Investigation of American Association of Physicists in Medicine Report 204 Size-specific Dose Estimates for Pediatric CT Implementation. *Radiology* 265(3): 832-840.

Baojun, L. y Richard, B. 2012. Comment on the "Report of AAPM TG 204: Size-specific dose estimates (SSDE) in pediatric and adult body CT examinations". *Medical Physics* 39(2): 4613-4614.

Bland, J., y Altman, D. 1986. Statistical methods for assessing agreement between two methods of clinical measurement. *Lancet* 1(8476): 307-10.

Bland, J., y Altman, D. 1995. Comparing methods of measurement: why plotting difference against standard method is misleading. *The Lancet* 346(8982): 1085-7.

Calzado, A., y Geleijns, J. 2010. Computed Tomography Evolution, technical principles and applications. *Revista de fisica medica* 11(3): 163-180.

Cheng, P. 2013. Automated Estimation of Abdominal Effective Diameter for Body Size Normalization of CT Dose. *Journal of Digital Imaging* 26(3): 406-411.

Christner, J., Braun, N., Jacobsen, M., Carter, R., Kofler, J. y McCollough, C. 2012. Size-specific Dose Estimates for Adult Patients at CT of the Torso. *Radiology* 265(3): 841-847.

Cember, H. y Johnson, T. 2008. *Introduction to Health Physics*. Estados Unidos de América: McGraw-Hill Medical.

Centre for Evidence based Purchasing. 2009. Comparative specifications: 128 to 320 slice CT scanner technical specifications. [en línea] [consultado 14 de Abril del 2018]. Disponible en: <http://nhscep.useconnect.co.uk/ShowDocument.ashx?id=147&i=true>.

Choirul, A., Freddy, H., Widita, R., Idam, A. y Geoff, D. 2017. The Evaluation of the Effective Diameter (Deff) Calculation and its Impact on the Size-Specific Dose Estimate (SSDE). *Atom Indonesia* 43(1): 55-60.

DeMarco, J., Cagnon, C., Cody, D., Stevens, D., McCollough, C., O'Daniel, J. y McNitt-Gray, M. 2005. A Monte Carlo based method to estimate radiation dose from multidetector CT (MDCT): cylindrical and anthropomorphic phantoms. *Phys Med Biol.* 50(17): 3989-4004.

Foley, S., Mcentee, M. y Rainford. L. 2012. Establishment of CT diagnostic reference levels in Ireland. *The British Journal of Radiology* 85(1018): 1390-7.

Huda, W., Sterzik, A., Tipnis, S. y Schoepf, U. 2010. Organ doses to adult patients for chest CT. *Medical Physics* 37(2): 842-847.

International Commission on Radiological Protection. 2011. ICRP & IAEA Actions on Radiation Protection in CT. [en línea] [*consultado 17 de agosto del 2018*]. Disponible en: <http://www.icrp.org/docs/Madan%20Rehani%20ICRP%20and%20IAEA%20Actions%20on%20Radiation%20Protection%20CT.pdf>.

Iball, G. y Brettell, D. 2011. Organ and effective dose reduction in adult chest CT using abdominal lead shielding. *The British Journal of Radiology* 84 (1007): 1020-1026.

Ikuta, I., Warden, G., Andriole, K., Khorasani, R. y Sodickson, A. 2014. Estimating Patient Dose from X-ray Tube Output Metrics: Automated Measurement of Patient Size from CT Images Enables Large-scale Size-specific Dose Estimates. *Radiology* 270(2):472-480.

Japan Association on Radiological Protection in Medicine, Japan Association of Radiological Technologists, *et al.* 2015. Diagnostic Reference Levels Based on Latest Suveys in Japan. [en línea] [*consultado 17 de agosto del 2018*]. Disponible en: file:///F:/YandexDisk/pos/tesis%20de%20maestria/Tesis/Articulos_de%20tesis/japon%20levels.pdf.

Khawaja, R., Singh, S., Vettiyil, B., Lim, R., Gee, M., Westra, S. y Kalra, M. 2014. Simplifying Size-Specific Radiation Dose Estimates in Pediatric CT. *American Journal of Roentgenology* 204(1): 167-176.

Larson, D. 2014. Optimizing CT radiation dose based on patient size and image quality: the size-specific dose estimate method. *Pediatric Radiology* 44(3): 501-505.

Leng, S., Shiung, M., Duan, X., Yu, L., Zhang, Y. y McCollough, C. 2015. Size-specific Dose Estimates for Chest, Abdominal, and Pelvic CT: Effect of Inpatient Variability in Water-equivalent Diameter. *Radiology* 276(1): 184-190.

Li, B. y Behrman, R. 2012. Comment on the Report of AAPM TG 204: Size-specific dose estimates (SSDE) in pediatric and adult body CT examinations [Report of AAPM TG 204, 2011]. *Medical Physics* 39(7): 4613-4614.

Caon, M., Bibbo, G. y Pattison, J. 1997. A comparison of radiation dose measured in CT dosimetry phantoms with calculations using EGS4 and voxel-based computational models. *Physics in Medicine and Biology* 42(1): 219.

McCollough, C., Leng, S., Yu, L., Cody, D., Boone, J. y McNitt-Gray, M. 2011. CT Dose Index and Patient Dose: They Are Not the Same Thing. *Radiology* 259(2): 311-316.

McMillan, K., Bostani, M., Cagnon, C., Zankl, M., Sepahdari, A. y McNitt-Gray, M. 2014. Size-specific, scanner-independent organ dose estimates in contiguous axial and helical head CT examinations. *Medical Physics* 41(12): 121909-n/a.

Organismo Internacional de Energía Atómica. 2010. Establecimiento de Niveles Orientativos en Radiografía General y Mamografía. [en línea] [*consultado 13 de septiembre del 2017*]. Disponible en: http://www-pub.iaea.org/MTCD/publications/PDF/TE_1646_CD/PDF/TECDOC_1646.pdf.

Organismo Internacional de Energía Atómica. 2013. Evaluación de dosis al paciente. [en línea] [*consultado 13 de septiembre del 2017*]. Disponible en: <https://rpop.iaea.org/RPOP/RPoP/Content/AdditionalResources/Training/training-material-es/Radiology-es.htm>.

Organismo Internacional de Energía Atómica. 2010. Protección radiológica relacionada con la exposición médica a la radiación ionizante. [en línea] [*consultado 16 de agosto del 2018*]. Disponible en: https://www-pub.iaea.org/MTCD/Publications/PDF/Pub1117s_web.pdf.

Paul, J., Banckwitz, R., Krauss, B., Vogl, T., Maentele, W. y Bauer, R. a. 2012. Estimation and comparison of effective dose (E) in standard chest CT by organ dose measurements and dose-length-product methods and assessment of the influence of CT tube potential (energy dependency) on effective dose in a dual-source CT. *European Journal of Radiology*. 81(4): e507-e512.

Pourjabbar, S., Singh, S., Padole, A., Saini, A., Blake, Michael A., Kalra M. 2014. Size-specific dose estimates: Localizer or transverse abdominal computed tomography images?. *World Journal of Radiology* 6 (5): 210-217.

Powsner, R., Palmer, M., Powsner, E. 2013. *Essentials of Nuclear Medicine Physics and Instrumentation*. Estados Unidos de América: Blackwell Pub.

Rampado, O., Bianchi, S., Peruzzo Cornetto, A., Rossetti, V. y Ropolo, R. 2014. Radiochromic films for dental CT dosimetry: A feasibility study. *Physica Medica: European Journal of Medical Physics* 30(1): 18-24.

Sociedad Española de Física Médica, Sociedad Española de Protección Radiológica y Sociedad Española de Radiología Médica. 2011. *Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico*. España: Senda.

Sookpeng, S., Cheebsumon, P. y Pengpan, T. y Martin, C. 2016. Comparison of computed tomography dose index in polymethyl methacrylate and nylon dosimetry

phantoms. *Journal of Medical Physics / Association of Medical Physicists of India* 41(1): 45-51.

Salgado, L. 2013. *Estadística - En el área de las ciencias sociales y administrativas*. México: Alfaomega.

Tepusin, E., Long, D., Marshall, E. y Bolch, W. 2017. Assessment of different patient to-phantom matching criteria applied in Monte Carlo-based computed tomography dosimetry. *Medical Physics*, n/a-n/a.

Yeh, D., Wang, T. y Pan, L. 2015. Evaluating the quality characteristics of TLD-100T and TLD-100H exposed to diagnostic X-rays and 64 multislice CT using Taguchi's quality loss function. *Radiation Measurements* 80: 17-22.