



ESCUELA SUPERIOR POLITÉCNICA DE CHIMBORAZO
FACULTAD DE CIENCIAS
CARRERA DE BIOFÍSICA

**“DESARROLLO DE UN ALGORITMO PARA EL CÁLCULO DE
LA DOSIS EFECTIVA EN PACIENTES DE TOMOGRAFÍA
COMPUTARIZADA”**

Trabajo de titulación

Tipo: Trabajo Experimental

Presentado para optar al grado académico de:

BIOFÍSICA

AUTORA: LIZBETH SOFÍA LEÓN QUISHPE

DIRECTORA: Biof. VILMA NOHEMI YANCHAPANTA BASTIDAS, Mgs.

Riobamba – Ecuador

2020

© 2020, **Lizbeth Sofía León Quishpe**

Se autoriza la reproducción total o parcial, con fines académicos, por cualquier medio o procedimiento, incluyendo la cita bibliográfica del documento, siempre y cuando se reconozco el Derecho de Autor.

Yo, Lizbeth Sofía León Quishpe, declaro que el presente trabajo de titulación es de mi autoría y los resultados del mismo son auténticos. Los textos en el documento que provienen de otras fuentes están debidamente citados y referenciados.

Como autora asumo la responsabilidad legal y académica de los contenidos de este trabajo de titulación; El patrimonio intelectual pertenece a la Escuela Superior Politécnica de Chimborazo.

Riobamba, 27 de febrero de 2020



Lizbeth Sofía León Quishpe

190077425-6

ESCUELA SUPERIOR POLITÉCNICA DE CHIMBORAZO

FACULTA DE CIENCIAS

CARRERA DE BIOFÍSICA

El Tribunal del trabajo de titulación certifica que: El trabajo de investigación: tipo experimental, “DESARROLLO DE UN ALGORITMO PARA EL CÁLCULO DE LA DOSIS EFECTIVA EN PACIENTES DE TOMOGRAFÍA COMPUTARIZADA”, realizado por la señorita: LIZBETH SOFÍA LEÓN QUISHPE, ha sido minuciosamente revisado por los Miembros del Tribunal del trabajo de titulación. El mismo que cumple con los requisitos científicos, técnicos, legales, en tal virtud el Tribunal Autoriza su presentación.

	FIRMA	FECHA
Dr. Richard Willians Pachacama Choca PRESIDENTE DEL TRIBUNAL		2020/02/27
Biof. Vilma Nohemi Yanchapanta Bastidas, Mgs DIRECTORA DEL TRABAJO DE TITULACIÓN		2020/02/27
Biof. Rosa Maricela Ormaza Hugo, Msc. MIEMBRO DEL TRIBUNAL		2020/02/27

DEDICATORIA

El presente trabajo de titulación está dedicado a muchas personas que forman parte importante de mi vida como lo son mis padres, Norma y Faustino por guiarme en mis estudios, a mis hermanos Anabel, Diego y Richard, a todos mis sobrinos Joao, Mateo, Ashley, Ardjen y en general a toda mi familia por apoyarme siempre en esta maravillosa etapa.

Como dedicatoria especial quiere dedicar esto a mi Abuelita, Francelina, que por desgracia nos abandonó en el 2018 y no puede estar presente en mi grado, pero a lo largo de mi vida ella siempre me cuidó y me amo; desde el cielo espero que estés muy feliz al verme culminar la universidad y que te sientas orgullosa de tu nieta, nos dejaste un vacío inmenso, pero siempre te vamos a recordar y a querer abuelita.

A Danny, Jeniffer, Andre, Silvia y Wilmer; por ser mis más sinceros amigos desde el inicio de mi carrera y por siempre apoyarme en las buenas y en las malas.

A Daniel Muñoz por ser la pieza clave para mi vida desde que empecé a estudiar en esta prestigiosa universidad. A Vilma Yanchapanta por dirigirme en esta nueva etapa y guiarme con sabiduría y cariño.

Los llevare siempre en mi corazón y nunca los olvidare.

Sofía

AGRADECIMIENTO

En primer lugar, quiero agradecer a Dios por protegerme, cuidarme y darme la sabiduría necesaria para seguir con mis estudios y no declinar nunca. A mis padres, Norma y Faustino por haberme guiado desde niña y seguir apoyando en todas las decisiones que he tomado de mi vida, gracias a ellos soy una Mujer hecha y derecha que sabe lo que quiere y que los respeta y admira muchísimo por todo el esfuerzo que han hecho conmigo y mis hermanos; gracias por todo, los amo mucho.

A mis abuelitos Francelina y Estanislao, a mis tíos Vicente, Ximena y demás tíos por siempre apoyarme y cuidarme con amor y darme su mano cuando lo necesitaba. A mis hermanos por quererme y cuidarme a su manera, a mis sobrinos por alegrarme la vida cuando estoy con ellos y ser la luz para mis hermanos y mis padres.

De forma especial le agradezco a la persona que tanto amo, Daniel Muñoz, por ser mi mejor amigo, mi novio, mi consejero, mi luz, mi apoyo incondicional que siempre me ha guiado con sabiduría y me ha ayudado a no declinar de las cosas que quiero, brindándome siempre su amor y comprensión, y por haberme abierto las puertas de su hogar para conocer a su familia que también son muy importantes para mí, son mi segunda familia que admiro y respeto.

A mis amigos, por brindarme su amistad sincera y apoyarme en esta etapa de mi vida y sé que siempre puedo seguir contando con ustedes.

A mi tutora y miembro de tesis, Biof. Vilma Yanchapanta y Biof. Rosita Ormaza por guiarme con sabiduría, ser responsables y justas conmigo, por ser amigas y docentes al mismo tiempo y tratar de que este trabajo de titulación termine de la mejor manera. De forma especial quiero agradecer a la Escuela Superior Politécnica de Chimborazo por darme la oportunidad de pertenecer a esta institución y por haberme formado como una profesional responsable y con criterio propio.

Sofia

TABLA DE CONTENIDO

ÍNDICE DE TABLAS.....	ix
ÍNDICE DE FIGURAS	xi
ÍNDICE DE GRÁFICOS.....	xii
ÍNDICE DE ANEXOS	xiii
RESUMEN.....	xiv
ABSTRACT	xv
INTRODUCCIÓN	1

CAPÍTULO I

1. MARCO TEÓRICO	8
1.1. Radiación ionizante	8
1.2. Tomografía computarizada (TC).....	8
1.2.1. Principio de funcionamiento de los equipos de TC.....	9
1.2.2. Producción de los rayos X.....	10
1.2.3. Generaciones de los equipos de TC	11
1.3. Componentes de un equipo de tomografía computarizada	14
1.3.1. Gantry	15
1.3.2. Consola de control.....	16
1.3.3. Ordenador.....	16
1.4. Principales estudios que se realizan en un tomógrafo.....	17
1.4.1. Ventajas del uso de la técnica de tomografía computarizada.....	17
1.5. Efectos producidos por la radiación	17
1.6. Magnitudes radiológicas	20
1.6.1. Dosis absorbida	20
1.6.2. Dosis equivalente.....	20
1.6.3. Dosis efectiva	21
1.7. Dosimetría en tomografía computarizada	22
1.7.1. Índice de dosis en tomografía computarizada (CTDI).....	22
1.7.2. Índice de dosis en TC a 100 mm (CTDI ₁₀₀).....	22
1.7.3. Índice de dosis de TC ponderado (CTDI _w)	23
1.7.4. Índice de dosis en TC volumétrico (CTDI _{VOL}).....	23
1.7.5. Producto dosis-longitud (DLP)	24
1.7.6. Dosis efectiva en TC.....	25

1.8. Parámetros que influyen en la dosis al paciente	26
<i>1.8.1. Factor paciente</i>	26
<i>1.8.2. Factor técnico</i>	26
<i>1.8.2.2. Potencial del tubo de rayos X (kV)</i>	27
<i>1.8.2.3. Corriente del tubo (mA) y tiempo de rotación (s) del gantry</i>	28
<i>1.8.2.4. Factor pitch</i>	29
<i>1.8.2.5. Colimación del haz de rayos X a lo largo del eje Z (mm)</i>	29
<i>1.8.2.6. Longitud de escaneo (cm)</i>	29
1.9. Niveles de referencia para diagnóstico con TC	30
1.10. Protocolos establecidos para pacientes de tomografía computarizada según Costa y Soria 33	
<i>1.10.1. Protocolo de cabeza</i>	33
<i>1.10.2. Protocolo de tórax</i>	34
<i>1.10.3. Protocolo de abdomen y pelvis</i>	36

CAPÍTULO II

2. MARCO METODOLÓGICO	37
2.1. Tipo y Diseño de la investigación	37
2.2. Población de estudio	37
2.3. Tamaño de la muestra	37
2.4. Metodología para el desarrollo del algoritmo	38
<i>2.4.1. Equipos utilizados en el desarrollo del algoritmo</i>	38
<i>2.4.2. Parámetros de selección</i>	38
<i>2.4.3. Parámetros de adquisición</i>	39
<i>2.4.4. Protocolos usados en el desarrollo del algoritmo</i>	39
2.5. Algoritmo para el cálculo de la dosis efectiva en TC	41
<i>2.5.1. Diseño</i>	41
<i>2.5.2. Aplicación</i>	41
<i>2.5.2.1. Creación de una ventana para el nuevo registro de pacientes</i>	41
<i>2.5.2.2. Acceder a la lista de pacientes</i>	42
2.6. Corroboración de hipótesis	43

CAPÍTULO III

3. MARCO DE ANÁLISIS E INTERPRETACIÓN DE RESULTADOS	44
3.1. Algoritmo para el cálculo de la dosis efectiva en TC (DosisMath-S)	44

3.2. Resultados de dosis efectivas en pacientes adulto.....	46
<i>3.2.1. Protocolo de cabeza (rutina)</i>	<i>46</i>
<i>3.2.2. Protocolo de tórax (rutina).....</i>	<i>52</i>
<i>3.2.3. Protocolo de abdomen y pelvis (rutina)</i>	<i>54</i>
<i>3.2.3.1. Protocolo abdomen</i>	<i>54</i>
<i>3.2.3.2. Protocolo de pelvis.....</i>	<i>56</i>
3.3. Resultados de dosis efectivas en pacientes pediátricos.....	57
<i>3.3.1. Protocolo tórax pediátrico</i>	<i>57</i>
<i>3.3.2. Protocolo abdomen pediátrico</i>	<i>59</i>
CONCLUSIONES.....	62
RECOMENDACIONES.....	63
BIBLIOGRAFÍA	
ANEXOS	

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1-1. Probabilidad nominal para efectos estocásticos.....	18
Tabla 2-1. Umbrales de dosis absorbida para efectos deterministas	19
Tabla 3-1. Estimaciones de los umbrales de dosis para adultos.....	19
Tabla 4-1. Factores de ponderación de la radiación.....	21
Tabla 5-1. Factores de ponderación de los tejidos	22
Tabla 6-1. Valores del factor de ponderación según la región a explorar	25
Tabla 7-1. Potencial del tubo en función del peso	28
Tabla 8-1. Longitudes de escaneo promediado	29
Tabla 9-1. Niveles de referencia para estudios de TC en pacientes adultos.....	30
Tabla 10-1.: Niveles de referencia para diagnóstico en estudios de TC pediátricos.....	31
Tabla 11-1. Niveles de referencia de dosis impartidas a pacientes de TC	31
Tabla 12-1. Valores típicos de dosis efectivas para estudios convencionales y TC.....	32
Tabla 13-1. Valores típicos de dosis efectiva en comparación con la radiación de fondo natural	32
Tabla 14-1. Dosis efectivas de diversos procedimientos de TC para adultos	33
Tabla 15-1. Protocolo TC multicorte para estudios del cráneo	34
Tabla 16-1. Protocolo de Tórax en TC de rutina.....	35
Tabla 17-1. Protocolos de rutina de Abdomen y Pelvis en estudios de TC	36
Tabla 18-2. Kilo voltaje en función de la dimensión latera de GE	38
Tabla 19-2. Valores aproximados para $CTDI_{VOL}$ en TC de tórax, abdomen y pelvis para los diferentes tamaños de pacientes adultos.....	39
Tabla 20-2. Categorías pediátricas utilizadas para formar el $CTDI_{VOL}$ y parámetros del protocolo	40
Tabla 21-3. Parámetros del protocolo de Cabeza rutinario	46
Tabla 22-3. Comparación de los Niveles de referencia de estudios de TC de cabeza con los valores de dosis efectivas (E) obtenidos por DosisMath-S para el modelo LigthSpeed VCT	47
Tabla 23-3. Comparación de los Niveles de referencia de estudios de TC de cabeza con los valores de dosis efectivas (E) obtenidos por DosisMath-S para el modelo Discovery CT750 HD.....	48
Tabla 24-3. Comparación de los Niveles de referencia de estudios de TC de cabeza con los valores de dosis efectivas (E) obtenidos por DosisMath-S para el modelo Definition (Dual source).....	49

Tabla 25-3. Comparación de los Niveles de referencia de estudios de TC de cabeza con los valores de dosis efectivas (E) obtenidos por DosisMath-S para el modelo Definition Flash (Dual source 128-slice).....	50
Tabla 26-3. Parámetros para el protocolo de tórax	52
Tabla 27-3. Comparación de los Niveles de referencia de estudios de TC de tórax con los valores de dosis efectivas (E) obtenidos por DosisMath-S para los equipos de GE y Siemens	52
Tabla 28-3. Parámetros para el protocolo de abdomen y pelvis.....	54
Tabla 29-3. Comparación de los Niveles de referencia de estudios de TC de abdomen con los valores de dosis efectivas (E) obtenidos por DosisMath-S para los equipos de GE y Siemens	54
Tabla 30-3. Comparación de los Niveles de referencia de estudios de TC de pelvis con los valores de dosis efectivas (E) obtenidos por DosisMath-S para los equipos de GE y Siemens	56
Tabla 31-3. Parámetros para el protocolo de tórax pediátrico	57
Tabla 32-3. Comparación de los Niveles de referencia de estudios de TC de tórax pediátrico con los valores de dosis efectivas (E) obtenidos por DosisMath-S para los equipos de GE y Siemens	58
Tabla 33-3. Parámetros para el protocolo de abdomen pediátrico	60
Tabla 34-3. Comparación de los Niveles de referencia de estudios de TC de abdomen pediátrico con los valores de dosis efectivas (E) obtenidos por DosisMath-S para los equipos de GE y Siemens	60

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1-1. Capacidad de penetración Vs Capacidad de ionización	8
Figura 2-1. Inventores del TC: (A) Godfrey N. Hounsfield y (B) Allan McLeod Cormack	9
Figura 4-1. Principio de funcionamiento del equipo de TC.....	10
Figura 5-1. Esquema de TC de primera generación.....	11
Figura 6-1. Esquema de TC de segunda generación	12
Figura 7-1. Esquema de TC de tercera generación	12
Figura 8-1. Esquema de TC de cuarta generación	13
Figura 9-1. Tomografía helicoidal	14
Figura 10-1. Tomografía MSCT o MDCT.....	14
Figura 11-1. Componentes de un equipo de tomografía computarizada.....	16
Figura 12-1. Factor de ponderación para neutrones en función de la energía de los neutrones.	21
Figura 13-1. Espectro de rayos X para diferentes potenciales de tubos de rayos X	27
Figura 14-3. Ventana de inicio de DosisMath-S.....	44
Figura 15-3. Matriz completa de DosisMath-S para un paciente adulto.....	45
Figura 16-3. Listado de pacientes en DosisMath-S	46

ÍNDICE DE GRÁFICOS

Gráfico 1-3. Comparación de los DRL con la dosis efectiva obtenida por DosisMath-S para estudios rutinarios de Cabeza	51
Gráfico 2-3. Comparación de los DRL con la dosis efectiva obtenida por DosisMath-S para estudios de tórax rutinario.	53
Gráfico 3-3. Comparación de los DRL con la dosis efectiva obtenida por DosisMath-S para estudios de abdomen de rutina.	55
Gráfico 4-3. Comparación de los DRL con la dosis efectiva obtenida por DosisMath-S para estudios de pelvis	57
Gráfico 5-3. Comparación de los DRL con la dosis efectiva obtenida por DosisMath-S para tórax pediátrico.....	59
Gráfico 6-3. Comparación de los DRL con la dosis efectiva obtenida por DosisMath-S para abdomen pediátrico	61

ÍNDICE DE ANEXOS

ANEXO A. PROTOCOLOS DE AAPM N°69 PARA EQUIPOS SIEMENS

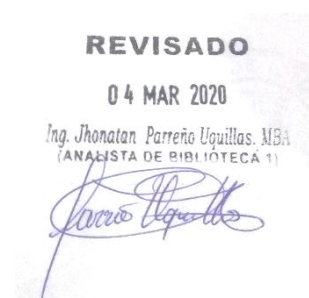
ANEXO B. PROTOCOLOS DE AAPM N°96 PARA EQUIPOS GE

ANEXO C. FACTORES DE CONVERSIÓN PARA ESTIMAR LOS SSDE

RESUMEN

El presente Trabajo de titulación tuvo como objetivo principal desarrollar un algoritmo para el cálculo de la dosis efectiva en pacientes de tomografía computarizada. El algoritmo fue desarrollado mediante Matlab, basándose en los protocolos establecidos por la Asociación Americana de Físicos en Medicina seleccionando dos marcas reconocidas a nivel mundial como son General Electric y Siemens, además se consideró los parámetros de adquisición y niveles de referencia que influyen en la dosis efectiva que reciben los pacientes adultos y pediátricos al realizarse estudios tomográficos en cabeza, tórax, abdomen y pelvis. Al realizarse las comparaciones de los niveles de referencia de dosis efectiva con las obtenidas por DosisMath-S, para estudios de cabeza en pacientes adultos, se determinó que para una longitud de exploración mínima de 12 cm se tuvo una dosis efectiva que varió de 1,36 mSv a 1,51 mSv, mientras que para una longitud de escaneo máxima de 26,35 cm la dosis efectiva fue de 2,95 a 3,30 mSv. Para las regiones de tórax, abdomen y pelvis se realizó la comparación en función de la masa corporal, cuyos valores demuestran que a mayor grosor del paciente se tiene un incremento en la radiación dispersa y por ende existe un aumento de dosis efectiva, en cambio, para pacientes pediátricos la comparación fue realizada en función de la edad. Se concluye que para estudios de cabeza en pacientes adultos los valores estuvieron dentro de los niveles de referencia recomendados aplicando una longitud de exploración adecuada, para las demás regiones se demostró que el espesor del paciente influye en los resultados. Mientras que, para estudios pediátricos, el 100% de las dosis efectivas calculadas estuvieron dentro de los niveles de referencia recomendados por Galanski, Nagel & Stamm. Se recomienda llevar un registro dosimétrico para estos pacientes, a fin de cuantificar la dosis efectiva recibida por estudios.

Palabras clave: <CÁLCULO DE LA DOSIS EFECTIVA>, <NIVELES DE REFERENCIA DE DOSIS EFECTIVA>, <TOMOGRFÍA COMPUTARIZADA>, <FACTOR DE PONDERACIÓN PROMEDIO>, <PACIENTES ADULTOS>, <PACIENTES PEDIÁTRICOS>



ABSTRACT

The main objective of this titling work was to develop an algorithm for the calculation of the effective dose in computed tomography patients. The algorithm developed by MatLab, based on the protocols established by the American Association of Medical Physicists by selecting two globally recognized brands such as General Electric and Siemens, also, the parameters of acquisition and reference levels that influence the effective dose that adult and pediatric patients receive when having tomographic studies on the head, chest, abdomen, and pelvis. When comparisons of effective dose reference levels with those obtained by DosisMath-S for head studies in adult patients, determining that for a minimum exploration length of 12 cm there was an effective dose that ranged from 1,36 mSv to 1,51 mSv, while for a maximum scan length of 26,35 cm the effective dose was 2,95 to 3,30 mSv. For the thorax, abdomen, and pelvis regions, the comparison performed according to the body mass, whose values show that the greater the body thickness of the patient, it has an increase in the dispersed radiation and thus there is an effective dose increase, instead, for pediatric patients, the comparison performed was in function of their age. It is concluded, that for head studies in adult patients, the values were within the recommended reference levels applying an adequate scan length, for the other regions, it shown that the body thickness of the patients influences the results. In the meantime, for pediatric studies, 100% of the calculated effective doses were within the reference levels recommended by Galanski, Nage & Stamm. We recommended keeping a dosimetric record for these patients, at the end to quantify the effective dose received by the studies.

Keywords: <EFFECTIVE DOSE CALCULATION>, <EFFECTIVE DOSE REFERENCE LEVELS>, <COMPUTERIZED TOMOGRAPHY>, <AVERAGE WEIGHTING FACTOR>, <ADULT PATIENTS, PEDIATRIC PATIENTS>.



INTRODUCCIÓN

Los estudios diagnósticos de Tomografía Computarizada (TC) son una técnica que a través de tiempo han ido mejorando gracias al descubrimiento de los rayos X en 1895 por Röntgen, teniendo un gran impacto en el incremento de estudios de diagnóstico, los cuales se realizan a diario en diferentes casas de salud del país, siendo algo rutinario para mejorar la salud del paciente y oportuno al momento de detectar las múltiples enfermedades (García Escobedo y González Vergara 2015, pág 232).

Los riesgos que presentan los estudios diagnósticos de TC en los pacientes son los posibles efectos secundarios a corto y largo plazo, pero se conoce que todos estos presentan un riesgo asociado relativamente bajo, por lo que es necesario aplicar el criterio ALARA. Este concepto significa que se realizarán todos los esfuerzos posibles para disminuir el riesgo asociado a la radiación (Radiological Society of North America 2019, pág 5).

Existen limitaciones en las exploraciones de TC, como por ejemplo en los tejidos blandos como: el cerebro, órganos pélvicos internos, las articulaciones de rodilla y hombros por lo que es recomendable el uso de la RMN, en las mujeres embarazadas también se pueden realizar la exploración de TC de forma segura pero es recomendable usar otros métodos alternativos de imagen que no utilicen radiaciones ionizantes (ultrasonido o RMN) (Radiological Society of North America (RSNA) 2018, pág 8).

Los Organismos Internacionales de Protección Radiológica, sugieren que se implementen nuevas metodologías para determinar la cantidad de radiación que reciben los pacientes debido a que en los estudios de TC existe un incremento de dosis. Se debe tener en cuenta los principios de protección radiológica para garantizar la seguridad del paciente mediante el uso de normas técnicas, guías y protocolos sobre el uso racional de las radiaciones ionizantes para disminuir la dosis a las personas expuestas (Mendizábal M. 2012, pág 95; Montoya M. y Franco C. 2015, págs 101-102).

Por tal motivo se pretende desarrolló un algoritmo para calcular la dosis efectiva que reciben los pacientes adultos y pediátricos en los estudios de TC, tomando en cuenta los protocolos de equipos ya establecidos por la AAPM y comparándolos con los niveles de referencia que existen para diferentes estudios de TC. Esta herramienta es una alternativa para calcular la dosis efectiva de forma sencilla, ágil y amigable y a la vez nos permita realizar reportes dosimétricos por cada paciente sometido a una exploración diagnóstica de TC.

A continuación, se describe brevemente el contenido de cada uno de los capítulos que conforman este Trabajo de Titulación:

El Capítulo I se refiere al marco teórico y conceptual en el cual se presentan todos los conceptos principales de esta investigación fomentando la comprensión del mismo y así sustentar teóricamente el objeto de estudio.

El Capítulo II describe el marco metodológico empleado en la investigación, como el tipo y diseño de la investigación, población y tamaño de la muestra, la corroboración de la hipótesis, la metodología de cómo realizar el algoritmo en Matlab y la descripción de cómo usar este.

En el Capítulo III, se detallan los resultados obtenidos del desarrollo del algoritmo en Matlab para el cálculo de la dosis efectiva en los pacientes adultos y pediátricos de TC, los cuales nos permiten establecer las conclusiones y recomendaciones de este trabajo de titulación.

Para finalizar, se presenta el glosario empleado en esta investigación, las referencias bibliográficas y los anexos que se usan en este trabajo de titulación.

Antecedentes

Según la Organización Mundial de la Salud (OMS), los estudios de TC en pacientes pediátricos son muy utilizados para realizar una valoración clínica en el diagnóstico de una enfermedad o lesión, pero siempre se debe tener en cuenta el riesgo que presenta este estudio haciendo relación el riesgo–beneficio a través de los principios de Protección Radiológica (OMS 2016, págs 3-9).

Según el Instituto Nacional de Estadística y Censos (INEC), en el boletín técnico N° 01-2017 de Recursos y Actividades de Salud (RAS), presenta las actividades de salud que más se realizan en las diferentes instituciones médicas a nivel nacional, demostrando que, durante el año 2017 las radiografías tienen mayor demanda con 3.792.835 exámenes, seguido de las ecografías con 2.869.578 estudios y 671.511 diagnósticos con tomografías (Instituto Nacional de Estadística y Censos 2017, págs 7-8). Los estudios más comunes de TC son los exámenes de tórax, abdomen y pelvis, también se usan frecuentemente en exámenes de cabeza para descartar traumas o patologías (Radiological Society of North America (RSNA) 2018, pág 2).

Servente L. et al (2018), estudiaron las “*Dosis acumuladas en tomografía computada dentro del periodo 2014-2017: análisis descriptivo de una población del Hospital de Clínicas*”, debido al elevado número de estudios con tomografía computada, se ha incrementado la dosis colectiva, aumentando la probabilidad de ocurrencia de efectos estocásticos. La determinación de la frecuencia de los estudios tomográficos repetidos y estimación de la dosis de radiación acumulada en los pacientes que acudieron durante el periodo de estudio se obtuvieron los siguientes resultados: con una muestra de 110 pacientes, donde, 52 fueron mujeres (47,3 %) y 58 varones (52,7 %), con una edad media de 54,4 años (rango de 18 a 88 años), un total de 59 pacientes (54,1%) se realizaron más de una tomografía de abdomen y pelvis obteniendo una dosis acumulada de 50,3 mSv, 7 pacientes (6,4%) superaron el umbral de dosis de 100 mSv, 16 pacientes (14,5%) recibieron dosis entre 50 y 100 mSv, y 23 pacientes (20,9%) se realizaron más de 4 tomografías, es decir, en promedio más de una al año. Los estudios de TC son beneficiosos para el diagnóstico y se debe usar de acuerdo a la relación riesgo-beneficio donde el 6,4 % de los pacientes sobrepasaron los 100 mSv, por lo que existe mayor riesgo de presentar cáncer radioinducido (Servente Luquetti et al. 2018, pág 139).

Allende, Lobos y Zúñiga (2016), realizaron un estudio sobre la “*Corrección de índice de dosis en tomografía computarizada por parámetros de diámetro efectivo según el reporte 204 de la Asociación Americana de Físicos Médicos (AAPM)*”, cuyo objetivo fue realizar una estimación más exacta de las dosis actuales, las cuales no incluían el tamaño del paciente. En este estudio retrospectivo contó con una muestra de 388 pacientes del servicio de radiología; para calcular las dosis entregadas para los pacientes (adultos y pediátricos) en los estudios de TC de tórax,

abdomen y pelvis. Para la elaboración se realizó una comparación entre los índices de dosis de TC ($CTDI_{VOL}$) entregados por el equipo y el $CTDI_{VOL}$ corregido mediante la incorporación del parámetro efectivo del paciente según el reporte 204 de la AAPM; de la muestra de estudios con TC, 95 fueron de tórax (77 adulto y 18 pediátrico), 157 de abdomen (138 adulto y 19 pediátrico) y 136 de pelvis (119 adultos y 17 pediátrico). Al final se comprobó que los valores de $CTDI_{VOL}$ varían totalmente por los casos cuando se ingresa el parámetro del tamaño del paciente (Allende, Lobos y Zúñiga 2016, pág 61).

Por su parte, Hojreh, Weber y Homolka en el 2015, estudiaron el “*Efecto de la capacitación del personal sobre la dosis de radiación en la TC pediátrica*”, realizando una comparación estadística de los pacientes pediátricos en 5 equipos de TC antes y después de la capacitación del personal, los exámenes fueron: TC craneal (CCT), abdomen, pelvis y tronco. El producto dosis-longitud (DLP) por serie se obtuvo de los informes de dosis archivados en el PACS. Como resultado se dio un análisis combinado de exploraciones no traumáticas manifestándose una reducción significativa de las dosis en exploraciones craneales, torácicas y del abdomen-pelvis ($p < 0.01$), las exploraciones realizadas con DLP excedían los DRL (Niveles de referencia de dosis) alemanes por lo que se disminuyó del 41% al 7% (CCT), del 19% al 5% (TC-tórax), del 9% a cero (TC-pelvis abdominal) y del 26% a cero (tronco). Es importante la capacitación del personal junto a la aplicación de los DRL debido a que proporcionan una perspectiva eficiente para optimizar la dosis de radiación en exploraciones pediátricas de TC (Hojreh, Weber y Homolka 2015).

En el 2005 Santa-Olalla Carcedo et al., estudiaron las “*Dosis en TC pediátricos*”, determinando si se usan protocolos concretos en función de las características del niño y si las dosis que reciben son menores a los niveles de referencia para TC de cráneo, tórax y abdomen. El estudio se realizó durante 10 meses obteniendo datos de exploración (edad y peso); para calcular la dosis efectiva utilizaron las hojas de cálculo ImPACT y los factores de dosis efectivas normalizadas relativos a los de adulto, además se calcularon el $CTDI_w$ y el DLP para cada estudio y grupo. Como resultados obtenidos para las dosis efectivas en TC de cráneo (1,21 a 2,08 mSv), TC de tórax (2,52 a 3,96 mSv) y para TC de abdomen (3,18 a 4,41 mSv), para el $CTDI_w$ en cráneo fue de 58 a 78 mGy con una variación en el DLP de 342 a 451 mGy.cm, en tórax el $CTDI_w$ fue de 11 a 15 mGy con una variación de DLP: 346 a 611 mGy.cm y para el abdomen el $CTDI_w$ fue de 11 a 14 mGy.cm con una variación de DLP de 293 a 618 mGy.cm. Los valores de $CTDI_w$ medidos superaron a los de referencia en TC craneales, y el DLP superó los niveles de referencia en cráneo y tórax en niños menores a 1 año y para abdomen en niños entre 1 y 5 años (Santa-Olalla Carcedo et al. 2005, pág 231).

Coloma Arnulfo (2014), realizó “*Simulaciones en Monte Carlo para el cálculo de los índices de dosis en el tomógrafo Brilliance Big Bore del hospital oncológico Solca Núcleo Quito*”; la

validación de estas simulaciones con Monte Carlo (MC) se realizó mediante la plataforma GATE para los cálculos dosimétricos correspondientes al tomógrafo, la comparación de los resultados de los índices de dosis se realizó mediante simulaciones y experimentalmente. Además, estudiaron 12 protocolos distintos para considerar una variación en los modos de operación del tomógrafo. La metodología estuvo basada en buscar los valores de los parámetros que caracterizan las componentes geométricas del equipo, como: el ángulo del ánodo (α) y las variables de escalamiento ε_x y ε_y para el filtro bow-tie. En los resultados obtenidos los valores de α , ε_x y ε_y pertenecen a la región de parámetros aceptables (Θ) del tomógrafo, estos parámetros son utilizados para el cálculo de los índices de dosis con simulaciones MC y se obtiene un error menor al 20% con respecto a las medidas experimentales; el margen de error se encuentra dentro de los límites de tolerancia establecidos por la AAPM. Con las simulaciones se encontró que los valores de $\alpha=19$, $\varepsilon_y=1.00$, $\varepsilon_x=0.30$, $\varepsilon_x=0.20$ para los protocolos de cuerpo y cabeza, presentan un menor error, por lo que se sugiere que el tomógrafo presenta dos filtros bow-tie para protocolos de cuerpo y otro para cabeza (Coloma E. 2014, pág ix).

Planteamiento del problema

Las exposiciones a las radiaciones mediante la exploración con TC afectan de una forma diferente a los pacientes, debido a que la cantidad de radiación recibida por una exploración es alta comparada con los equipos de rayos X convencional y mamógrafos (IAEA 2013b).

La TC ha revolucionado el diagnóstico por imagen mediante el uso de los rayos X, realizando múltiples cortes axiales del paciente, ya que ofrece una visualización de las estructuras internas del cuerpo como el sistema óseo, tejidos blandos, duros, entre otros (Instituto Nacional del Cáncer 2013).

Como las dosis de radiación en TC son altas, los Organismos Internacionales de Protección Radiológica sugieren que se implementen metodologías para saber cuánta radiación está recibiendo el paciente. Además, siempre se debe tener en cuenta los principios de protección radiológica cumpliendo con su objetivo de garantizar la seguridad y protección a las personas y al medio ambiente de los efectos nocivos que producen las radiaciones ionizantes. Los principios que más hacen uso en los protocolos de TC es la justificación, en la cual el paciente debe recibir mayor beneficio que detrimento y la optimización, la dosis que recibe el paciente debe ser tan baja como sea razonablemente posible sin afectar la calidad diagnóstica de la imagen; también se debe tener en cuenta el uso de las normas técnicas, guías y protocolos sobre el uso racional de las exploraciones de TC tanto para pacientes adultos como pediátricos, tratando siempre de disminuir la dosis a las personas que están expuestas (Mendizábal M. 2012, pág 95; Montoya M. y Franco C. 2015, págs 101-102).

Justificación del problema

El uso indiscriminado de las radiaciones ionizantes para los pacientes que se van a realizar alguna exploración con el equipo de TC, aumenta la probabilidad de ocurrencia de un efecto estocástico, debido a que genera un daño biológico al paciente por la mayor dosis que recibe con respecto a la radiografía convencional.

Al recibir una cantidad alta de radiación, esta puede presentar algunos efectos biológicos como, por ejemplo, la inducción a un cáncer, aunque se sabe que las imágenes médicas de diagnóstico usan bajos niveles de radiación, los riesgos que se presentan por estudios de TC pueden evidenciarse a lo largo de los años o décadas de haberse realizado este examen. La importancia que tienen estos estudios de TC en la actualidad es muy común, por lo que se debe considerar la relación riesgo-beneficio de este tipo de estudios. Los riesgos de la radiación en TC se adapta a todas las edades, sin embargo, es más importante tener consideración en los niños por ser muy vulnerables a la radiación emitida por este equipo, por tener una mayor expectativa de vida en la cual, se puede manifestar un cáncer inducido por la radiación (Frush 2013, págs 21-22).

Existe gran preocupación para los pacientes pediátricos, esto se debe a que algunos equipos no cuentan con los protocolos necesarios o los mismos no se encuentran íntegros para el cálculo de las dosis, por lo que siempre se termina usando los protocolos de pacientes adultos. Se debe tener en cuenta que los pacientes pediátricos al ser sometidos a radiación ionizante, son muy susceptibles a presentar algún efecto, por lo que es necesario definir valores estándares sobre las dosis de radiación que reciben estos pacientes, separándolos por edad y de acuerdo a la región de interés a estudiar (Naumann et al. 2014, págs 305-307).

Por lo antes expuesto, en el presente trabajo de titulación, se pretende desarrollar un algoritmo para el cálculo de las dosis que reciben los pacientes adultos y pediátricos en exploraciones de TC, tomando los datos de los protocolos ya establecidos, debido a que la cantidad de dosis que reciben los pacientes puede ser determinada con instrumentos dosimétricos, sin embargo, se plantea una alternativa de realizar este algoritmo capaz de calcular la dosis efectiva de una manera ágil, sencilla y amigable y a la vez nos permita crear reportes dosimétricos por paciente.

OBJETIVOS

Objetivo general

- Desarrollar un algoritmo para el cálculo de la dosis efectiva en pacientes de tomografía computarizada.

Objetivos específicos

- Encontrar los principales parámetros que influyen sobre la dosis de los pacientes de tomografía computarizada.
- Programar el algoritmo en Matlab para el cálculo de dosis efectiva en pacientes pediátricos y adultos.
- Comparar los resultados generados por el algoritmo con los establecidos por los Organismos Internacionales.

CAPÍTULO I

1. MARCO TEÓRICO

1.1. Radiación ionizante

Las radiaciones ionizantes son partículas u ondas electromagnéticas de muy alta frecuencia con la suficiente energía como para producir la ionización de los átomos y romper enlaces atómicos (Consejo de Seguridad Nuclear 2019). Existen varios tipos de radiaciones emitidas por los átomos como son la desintegración alfa (α), beta (β), la emisión gamma (γ), de rayos X y neutrones. Las características de cada radiación varía de acuerdo a su capacidad de ionización que es proporcional al nivel de energía y su capacidad de penetración es inversamente proporcional al tamaño de las partículas (Pascual y Gadea 2001, págs 2-3). En la figura 1-1 se representan estas características.

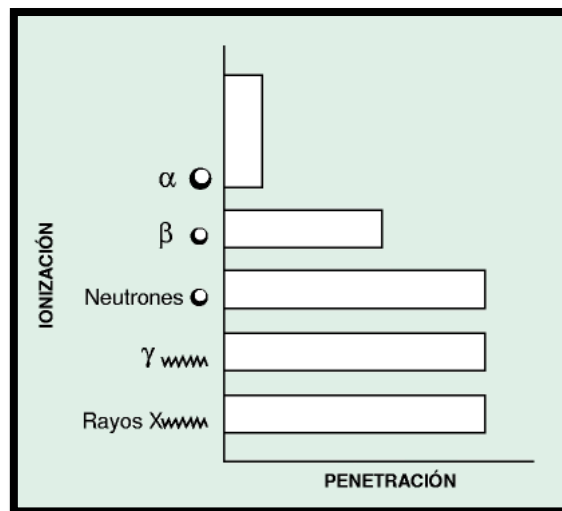


Figura 1-1. Capacidad de penetración Vs Capacidad de ionización

Fuente: (Pascual y Gadea 2001, pág 2)

1.2. Tomografía computarizada (TC)

Con el descubrimiento de los rayos X por parte de Röntgen en 1895, las imágenes radiológicas aportaban gran valor sobre la información del interior del cuerpo humano, más adelante en julio de 1972 Godfrey Hounsfield y Cormack describirían una técnica basada en los rayos X denominado Tomografía Computarizada (TC) o Tomografía Axial Computarizada (TAC), que es

una técnica de imagen que usa rayos X para obtener cortes o secciones anatómicas del ser humano. En la figura 2-1 se presentan los inventores del equipo de TC quienes fueron acreedores al premio Nobel en 1979 por su labor (Costa y Soria 2015, pág 3; Ramírez, Arboleda y McCollough 2008, pág 13).



Figura 2-1. Inventores del TC: (A) Godfrey N. Hounsfield y (B) Allan McLeod Cormack

Fuente:(Costa y Soria 2015, pág 4)

1.2.1. Principio de funcionamiento de los equipos de TC

La tomografía convencional o axial, representa imágenes paralelas al eje longitudinal del cuerpo proporcionando imágenes sagitales y coronales. Las imágenes tomográficas son imágenes trans-axiales o transversas debido a que son perpendiculares al eje longitudinal del cuerpo (Bushong 2010, pág 368).

El tubo de rayos X gira alrededor del paciente, así los detectores van a recibir la información correspondiente a cada corte tomográfico, se emite un haz de radiación finamente colimado, este haz de rayos X va a incidir sobre la región que se va a estudiar y una parte lo atravesará. La radiación que no fue absorbida por la región de interés va a ser recogida por los detectores. La fuente de rayos X y los detectores se mueven sincronizadamente al momento de hacer un barrido o traslación del paciente (González V. 2011, pág 91; Pachacama 2015, pág 11).

Como el haz de rayos X atraviesa las partes internas del cuerpo este va a ser atenuado por los respectivos valores del número atómico y la densidad de masa, por lo tanto, va a existir una variación en la intensidad de radiación detectada conformando un perfil de intensidad (proyección), al finalizar la traslación, la fuente-detector regresa a su posición de inicio, y después realizará un giro completo para la segunda traslación, en esta se obtiene una atenuación del haz

de rayos X de las estructuras del cuerpo, así obteniendo el segundo resultado de exploración (González V. 2011, pág 91).

Este proceso se repite muchas veces para al final obtener muchas proyecciones, las proyecciones no se visualizan al instante, sino que se almacenan en un ordenador, para luego ser procesadas y estudiar los patrones de superposición para reconstruir la imagen final. La superposición de las proyecciones no se produce de inmediato. En cada traslación se van a registrar incrementos (máximo 1000) en la señal del detector, el valor de cada incremento está relacionado con el coeficiente de atenuación de los rayos X que corresponde a la trayectoria total. Usando múltiples ecuaciones se obtiene una matriz de valores representativa de la sección transversal de la región a examinarse (González V. 2011, pág 91; Bushong 2010, pág 369). En la figura 3-1 se observa el principio de funcionamiento de este equipo.

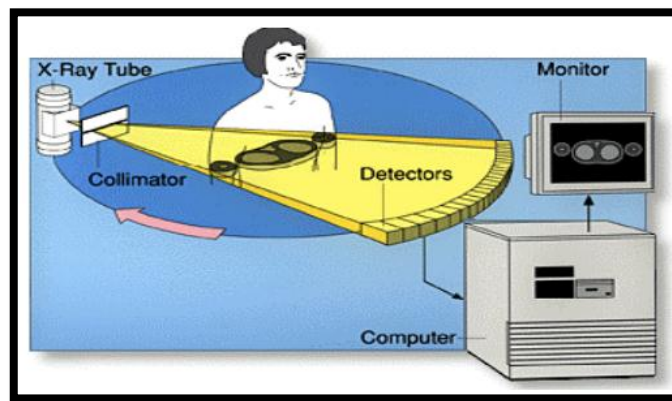


Figura 3-1. Principio de funcionamiento del equipo de TC

Fuente: (González V. 2011, pág 91)

1.2.2. Producción de los rayos X

El tubo de rayos X se encuentra al vacío, en donde un filamento de tungsteno que se encuentra en el cátodo, se calienta y eleva la energía para que los electrones se liberen del átomo, los electrones libres son acelerados hacia el ánodo por la diferencia de potencial que existe entre ambos adquiriendo una energía cinética del orden de keV y MeV. Al momento de chocar los electrones con la placa de tungsteno presente en el ánodo, pierden parte de su energía cinética ya sea por excitación, ionización o radiación electromagnética (frenado y característicos). Los rayos X característicos se producen cuando el electrón proyectil interacciona con un electrón de la capa interna o intermedia del átomo y los ioniza, rápidamente un electrón de las capas externas llena esta vacante emitiendo un fotón; presenta un espectro discreto, en cambio los rayos X de Bremsstrahlung se producen mediante el frenado brusco de los electrones proyectiles por parte

del campo que rodea al núcleo y presentan un espectro continuo (Ramírez, Arboleda y McCollough 2008).

1.2.3. Generaciones de los equipos de TC

A partir de esto los equipos de tomografía han ido evolucionando por lo que actualmente se cuenta con la tomografía en espiral o helicoidal las cuales tienen un movimiento continuo de la camilla a través del gantry (Ramírez, Arboleda y McCollough 2008, págs 13-14), a continuación, se mencionan las diferentes generaciones:

1.2.3.1. Primera generación

El equipo de TC tenía un solo detector y un haz colimado estrecho que giraba alrededor del paciente en cada barrido, mediante la figura 4-1 se puede visualizar este equipo. El movimiento que hacía este equipo era de traslación – rotación del tubo de rayos X con el detector, lo que permitía obtener imágenes axiales del cerebro. Para obtener un corte tomográfico era necesario realizar muchas mediciones y rotaciones, por lo que el tiempo de reconstrucción era mayor a 5 minutos (Costa y Soria 2015, pág 4).

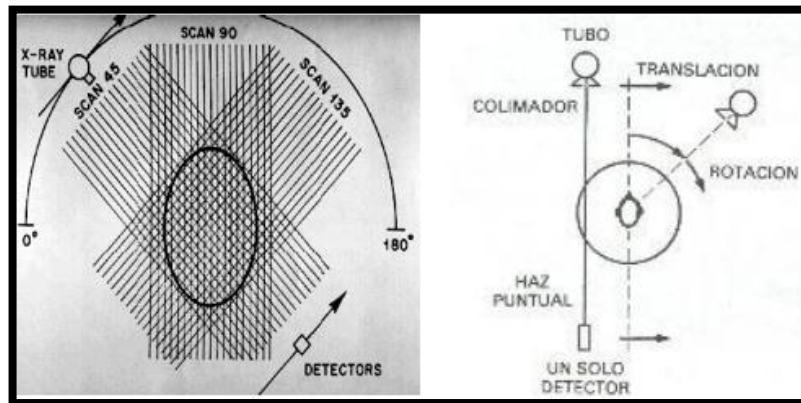


Figura 4-1. Esquema de TC de primera generación

Fuente: (González V. 2011, pág 33)

1.2.3.2. Segunda generación

Los movimientos de estos equipos eran similares al de la primera generación, es decir, el movimiento que realizaba era de traslación – rotación, utilizaba un modelo de haz de rayos X en forma de abanico y un conjunto de detectores, aumentando la radiación dispersa pero reduciendo

el tiempo de exploración en aproximadamente 2 minutos (González V. 2011, pág 34). Todas estas características se pueden apreciar en la figura 5-1.

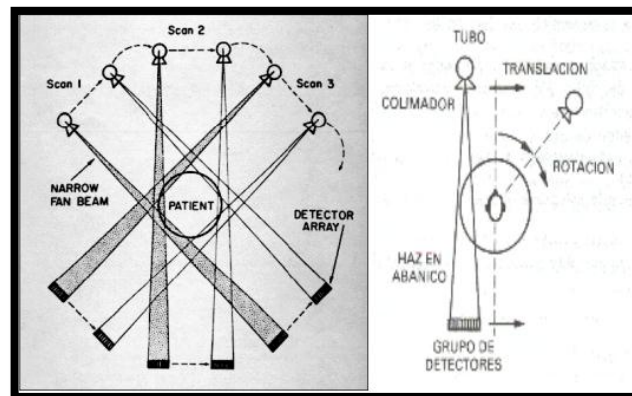


Figura 5-1. Esquema de TC de segunda generación

Fuente: (González V. 2011, pág 35)

1.2.3.3. Tercera generación

La geometría del haz de rayos X tiene forma de abanico y la rotación completa del tubo de rayos X con un arreglo de detectores. El tubo de rayos X y los detectores presentan un movimiento de rotación simultaneo, obteniendo perfiles de cada proyección, reduciendo el tiempo de exploración hasta 4 o 5 segundos («Principios de Tomografía» 2015, pág 19). En la figura 6-1 se representan todas estas características del equipo de TC de tercera generación.

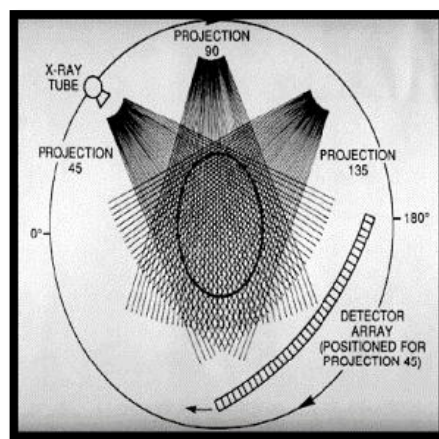


Figura 6-1. Esquema de TC de tercera generación

Fuente: (González V. 2011, pág 37)

1.2.3.4. Cuarta generación

En la figura 7-1 se observan las características del equipo de cuarta generación en donde la geometría de los detectores tiene forma estacionaria, permitiendo al tubo de rayos X rotar alrededor de este anillo mientras el haz de rayos X es colimado en forma de abanico. Como el tubo gira con gran velocidad, se disminuye el tiempo de exploración. La principal desventaja es que el paciente recibía una alta dosis de radiación y eran equipos muy costosos por el tamaño del anillo y la cantidad de detectores (González V. 2011, pág 38; «Principios de Tomografía» 2015, págs 20-21).

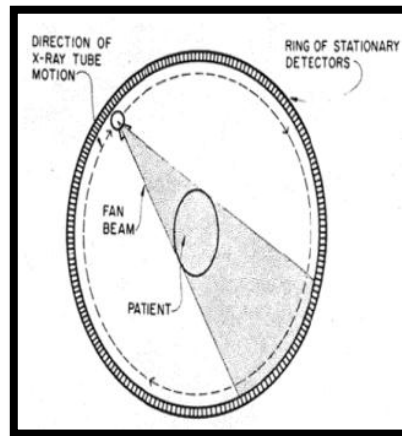


Figura 7-1. Esquema de TC de cuarta generación

Fuente: (González V. 2011, pág 39)

1.2.3.5. Quinta generación

Apareció la tomografía por haz de electrones (Electron Beam CT, EBCT) en 1980, utiliza una geometría estacionaria, en donde el haz de electrones realiza un barrido a lo largo de los detectores que rodean al paciente, este escáner fue desarrollado para tomar imágenes del corazón debido a que tenía una alta resolución temporal, pero las desventajas son que su trayectoria estaba limitada al arco de 220° y a un plano que no coincidía con los detectores, además que no se podía introducir colimadores anti- dispersión (Ramírez, Arboleda y McCollough 2008, pág 15).

1.2.3.6. Sexta generación

La tomografía helicoidal o en espiral, utiliza el mismo modelo de la tercera generación, pero presenta un movimiento continuo de la camilla a través del gantry. Las mediciones que realiza en los bordes son por medio de tajadas o cortes permitiendo tomar imágenes de los órganos en movimiento (Ramírez, Arboleda y McCollough 2008, pág 15). La forma de adquisición de la TC helicoidal se representa en la figura 8-1.

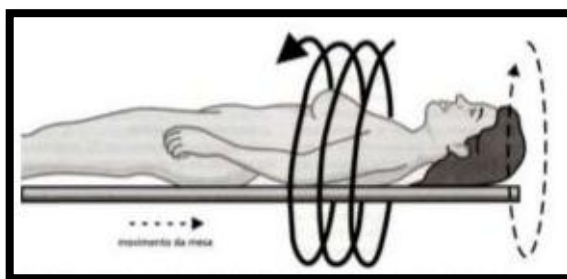


Figura 8-1. Tomografía helicoidal

Fuente: («Principios de Tomografía» 2015, pág 14)

1.2.3.7. Séptima generación

Se cuenta con el tomógrafo multi-tajadas (Multi-Slice Computed Tomography, MSCT) o multi-detectores (Multi-Detector Computed Tomography, MDCT) que cuentan con un arreglo multidimensional con un rayo en forma de cono (ver figura 9-1), permitiendo recoger los datos simultáneamente de varias tajadas reduciendo el número de rotaciones del tubo de rayos X que necesitarían para cubrir una región anatómica (Ramírez, Arboleda y McCollough 2008, pág 15).

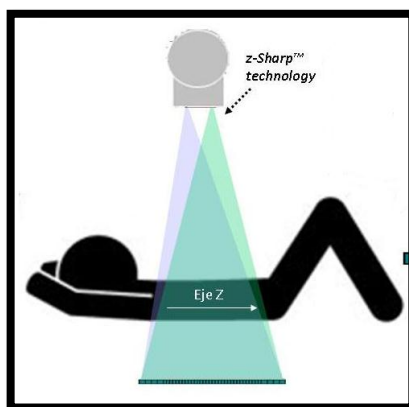


Figura 9-1. Tomografía MSCT o MDCT

Fuente: (Ovelar Ferrero et al. 2014)

1.3. Componentes de un equipo de tomografía computarizada

En la figura 10-1 se observa los tres componentes principales de los equipos de TC como el cabezal (gantry), el ordenador y la consola de control (Bushong 2010, pág 371).

1.3.1. Gantry

Consta de un tubo de rayos X, detectores, generador de alto voltaje, mesa del paciente, todos estos componentes reciben órdenes de la consola de control y las transmiten al ordenador para producir la imagen y después procesarla (Bushong 2010, pág 373). *El tubo de rayos X* es un recipiente de vidrio al vacío que se encuentra rodeado por una cubierta de plomo que tiene una pequeña ventana para que puedan salir los rayos X útiles al exterior; la mayoría de estos tubos utilizan rotores de alta velocidad para disipar el calor generado (González V. 2011, pág 45). *Los detectores* son dispositivos electrónicos que reaccionan cuando los rayos X atraviesan el cuerpo del paciente y estos son detectados y los convierten en señal eléctrica que llegará al ordenador (De la Cerda Romero 2009, pág 4; González V. 2011, pág 50). Mientras que la colimación regula el tamaño y la forma del haz de rayos X, el cual varía el ancho del corte tomográfico (longitud de vóxel) de 1 a 10 mm de espesor. Los colimadores disminuyen las dosis de radiación que reciben los pacientes y se obtiene una imagen de mejor contraste debido a que se redujo la radiación dispersa (Bushong 2010, pág 374; González V. 2011, pág 48).

El *generador de alto voltaje* alimenta al tubo de rayos X, es decir, suministra al tubo de rayos X la corriente necesaria para calentar el filamento del cátodo acelerando los electrones hacia el ánodo. Todos los equipos de tomografía constan de una alimentación trifásica permitiendo usar tubos con ánodos giratorios de alta velocidad, proporcionando picos de rayos X pulsátiles. El generador de alto voltaje consta de tres partes importantes: el transformador de alto voltaje, el transformador de filamento y los rectificadores (De la Cerda Romero 2009, pág 9; Bushong 2010, pág 109). Después de cada barrido el sistema de adquisición de datos (DAS) convierte la señal eléctrica procedente de los detectores y realiza la conversión analógica- digital, para que el ordenador procese los datos de forma casi instantánea (González V. 2011, pág 72).

Por último, *la mesa de exploración*, está construida de un material de bajo número atómico (Z), como la fibra de carbono, así no interfiere en la transmisión del haz de rayos X ni en la obtención de la imagen. La mesa permite el movimiento mecánico para realizar los barridos o cortes necesarios en cada estudio en una posición cómoda para el paciente (Bushong 2010, pág 374-375; De la Cerda Romero 2009, pág 10).

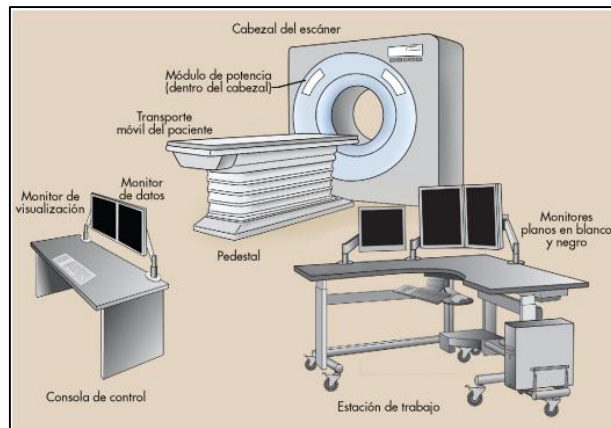


Figura 10-1. Componentes de un equipo de tomografía computarizada

Fuente: (Bushong 2010, pág 372)

1.3.2. Consola de control

Las consolas tienen controles que permiten seleccionar las características técnicas de la imagen, el movimiento del gantry y camilla. Los controles del ordenador permiten que se reconstruya y transmita la imagen; se trabaja por encima de los 120 kVp y con 400 mA máximo, esto va variando de acuerdo al grosor del paciente para obtener la imagen y así ir minimizando la dosis. Por lo general, las consolas de control poseen dos monitores, el primero le permite al técnico apuntar todos los datos del paciente, mientras que el segundo le permite al técnico ver la imágenes antes de transferirla a una placa radiográfica para su impresión (Bushong 2010, págs 371-372).

1.3.3. Ordenador

El ordenador hace funcionar al equipo de TC en su totalidad, además, almacena las imágenes reconstruidas y los datos primarios, también contiene el software de aplicación del equipo y tiene una unidad de reconstrucción rápida (FRU), la cual se encarga de realizar los procesos necesarios para reconstruir la imagen por medio de los datos recolectados por los detectores. En el sistema de imagen se resuelven simultáneamente 250.000 ecuaciones, por esto se requiere de una gran capacidad de procesamiento por parte de los ordenadores (computadoras). El microprocesador y la memoria principal determinan el tiempo entre el final de la obtención y la aparición de la imagen (tiempo de reconstrucción). Los ordenadores necesitan de un entorno especial y controlado, manteniendo unas adecuadas condiciones de temperatura y humedad (González V. 2011, pág 76; Bushong 2010, pág 373).

1.4. Principales estudios que se realizan en un tomógrafo

Con el uso de las exploraciones por TC para el cuerpo o una región en específica, los médicos o los radiólogos pueden identificar una enfermedad o lesión con más facilidad, por ejemplo: TC de abdomen para descartar lesiones o tumores, TC de tórax (corazón) para descartar cardiopatías o anomalías y (pulmones) para revisar la presencia de tumores, embolias, etc., TC de cabeza para localizar lesiones, tumores o coágulos que pueden ocasionar un derrame cerebral, hemorragias y otros padecimientos. En los pacientes pediátricos con frecuencia se usan los exámenes de TC para evaluar linfomas, neuroblastomas, tumores del riñón, malformaciones congénitas del corazón, riñones y vasos sanguíneos, complicaciones por neumonía y por apendicitis aguda y heridas graves, etc. Todos estos estudios son útiles debido a que generan una imagen más nítida que una radiografía convencional (Radiological Society of North America (RSNA) 2018; Arévalo García y Troya 2013, págs 1-2).

1.4.1. Ventajas del uso de la técnica de tomografía computarizada

Las principales ventajas de realizarse una exploración por TC son:

- ✓ Recopila rápido las imágenes
- ✓ Posee mayor resolución y mejor calidad de imagen
- ✓ Elimina cortes adicionales después de finalizar el estudio
- ✓ Examen sin dolor y
- ✓ Proporciona buena información a los médicos en comparación a otros exámenes (Federación de Enseñanza de CC.OO de Andalucía 2009, págs 14-15).

1.5. Efectos producidos por la radiación

Se reconoce los efectos producidos por las radiaciones ionizantes como **genéticos**, es decir, si se produce una afectación a las células germinales y es probable que se transmita hereditariamente y los **efectos somáticos**. A su vez se conoce que los efectos se clasifican en efectos estocásticos y no estocásticos (Comisión Ecuatoriana de Energía Atómica 2002, pág 72).

Los **efectos estocásticos** se pueden manifestar después de un periodo largo de latencia incrementando el riesgo de cáncer y trastornos hereditarios, no poseen un umbral de dosis y se pueden producir a bajas dosis de radiación (Comisión Ecuatoriana de Energía Atómica 2002, pág 72). Estos efectos se caracterizan por:

- ✓ La probabilidad de ocurrencia de un efecto biológico dependiente de la dosis

- ✓ Son de carácter probabilístico
- ✓ No poseen umbral de dosis, pero una vez producidos siempre son graves.

En las células somáticas se puede producir la inducción de cáncer, tumores malignos (leucemia, carcinoma de piel, de pulmón etc.), en cambio, las células germinales pueden producir trastornos hereditarios en el individuo expuesto (Comisión Ecuatoriana de Energía Atómica 2002, pág 72). A continuación, en la tabla 1-1 se muestran la probabilidad nominal para que se produzca un efecto estocástico.

Tabla 1-1. Probabilidad nominal para efectos estocásticos

Efecto biológico	Población expuesta	Probabilidad nominal (Sv)
Cáncer mortal	Trabajadores adultos	0,041
Cáncer mortal	Toda la población	0,055
Efectos hereditarios graves promediados	Trabajadores adultos	0,001
	Toda la población	0,002

Fuente: (Álvarez et al. 2016, pág 37)

Realizado por: León, Sofía, 2020

En cambio, los *efectos no estocásticos o deterministas* se manifiestan en la misma persona que recibió la irradiación en una parte de su cuerpo o resultado de una exposición, lo cual provoca la muerte celular al aumentar la dosis de radiación (Álvarez et al. 2016, pág 35). Estos efectos se caracterizan por:

- ✓ La gravedad depende de la dosis
- ✓ Existe la relación Dosis-Efecto
- ✓ Presenta un umbral de dosis

Por lo general, estos efectos se caracterizan de acuerdo a su incremento en la proporción de la dosis, por arriba de ciertos umbrales (Comisión Ecuatoriana de Energía Atómica 2002, pág 74). A continuación, en la tabla 2-1 se presentan las dosis umbrales para algunos efectos no estocásticos y en la tabla 3-1 se muestran los umbrales de dosis en los tejidos más radiosensibles del ser humano.

Tabla 2-1. Umbrales de dosis absorbida para efectos deterministas

Tejido y efecto	Tiempo para desarrollar el efecto	Umbral de dosis absorbida (Gy)
Testículos:		
Esterilidad temporal	3-9 semanas	0,1
Esterilidad permanente	3 semanas	6
Ovarios:		
Esterilidad permanente	< 1 semana	3
Cristalino:		
Cataratas	Varios años	1,5
Medula ósea:		
Depresión medular	3-7 semanas	0,5

Fuente: (Álvarez et al. 2016, pág 36)

Realizado por: León, Sofía, 2020

Tabla 3-1. Estimaciones de los umbrales de dosis para adultos

Umbral			
Tejido y efecto	Dosis equivalente total recibida en una exposición única y corta (Sv)	Dosis equivalente total recibida en exposiciones muy fraccionadas o prolongadas (Sv)	Tasa de dosis anual si se recibe anualmente exposiciones altamente fraccionadas o prolongadas durante muchos años (Sv/años)
Testículos:			
Esterilidad temporal	0 - 15	No aplicable	0.4
Esterilidad permanente	3.5 – 6.0		2.0
Ovarios:			
Esterilidad	2.5 – 6.0	6.0	> 0.2
Cristalino:			
Opacidades detectables	0.5 – 2.0	5.0	> 0.1
Deterioro visual (cataratas)	5.0	> 8.0	> 0.15
Medula ósea:			
Depresión de hematopoyesis	0.5	No aplicable	> 0.4

Fuente: (Comisión Ecuatoriana de Energía Atómica 2002, pág 75)

Realizado por: León, Sofía, 2020

1.6. Magnitudes radiológicas

Las magnitudes radiológicas emitidas en el informe 60 de la Comisión Internacional de Medidas y Unidades Radiológicas (ICRU), da una clasificación de las magnitudes propias para la radiación ionizante, con el paso de los años las publicaciones emitidas por la ICRU se han ido actualizando. De acuerdo al ICRU 60, las magnitudes dosimétricas se dividen en dos secciones: conversión de energía y depósito de energía, como lo son el kerma, exposición, dosis absorbida, dosis equivalente y dosis efectiva (Fernández et al. 2016, pág 87). A continuación, se detallan las magnitudes dosimétricas propuestas por el ICRP 103 que toma en cuenta a las siguientes magnitudes:

1.6.1. Dosis absorbida

Se considera la magnitud física básica de dosis y se usa para cualquier tipo de radiación ionizante, se define como el cociente de $\overline{d\varepsilon}$ por dm , donde $\overline{d\varepsilon}$ es la energía media impartida por la radiación ionizante a un material de masa dm .

$$D = \frac{\overline{d\varepsilon}}{dm} \quad (1)$$

Su unidad es: J kg^{-1} (Gy). Esta es la magnitud más importante de todas las magnitudes dosimétricas, puesto que es válida para todo tipo de partículas (ICRP Publicación 103 2007, pág 56).

1.6.2. Dosis equivalente

La dosis equivalente es la sumatoria total de toda la dosis absorbida media producida por la radiación (R) en el tejido u órgano (T) multiplicado por el factor de ponderación de la radiación w_R . La suma del w_R se realiza para todo tipo de radiación y no posee unidades, la unidad de dosis equivalente es igual de la dosis absorbida J kg^{-1} , pero recibe el nombre especial de sievert (Sv) (ICRP Publicación 103 2007, pág 57).

$$H_T = \sum_R w_R D_{T,R} \quad (2)$$

En la tabla 4-1 se encuentran los valores del factor de ponderación de la radiación.

Tabla 4-1. Factores de ponderación de la radiación

Tipo de radiación	w_R
Fotones	1
Electrones y muones	1
Protones y piones cargados	2
Partículas alfa, fragmentos de fisión, iones pesados	20
Neutrones	Función continua de la energía del neutrón (ver figura 11-1)

Fuente: (ICRP Publicación 103 2007, pág 58)

Realizado por: León, Sofía, 2020

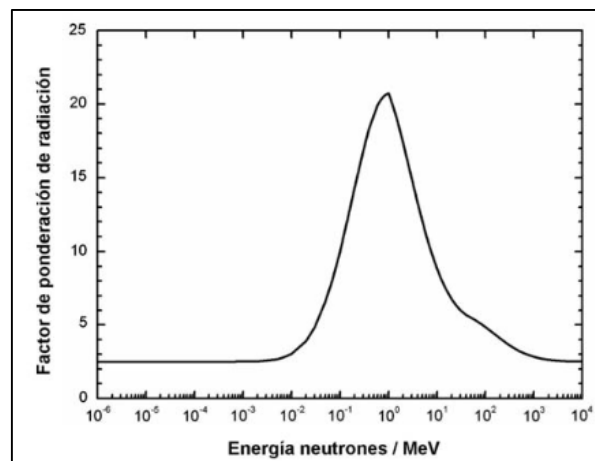


Figura 11-1. Factor de ponderación para neutrones en función de la energía de los neutrones

Fuente: (ICRP Publicación 103 2007, pág 59)

1.6.3. Dosis efectiva

Es la sumatoria de las dosis equivalentes en un tejido u órganos multiplicado por el factor de ponderación del tejido w_T y $\sum w_T$ es igual a 1. Su unidad es $J\ kg^{-1}$, pero recibe el nombre especial de sievert (Sv). En la tabla 5-1 se demuestran los valores de w_T para los diferentes órganos y tejidos (ICRP Publicación 103 2007, págs 60-61).

$$E = \sum_T w_T H_T = \sum_T w_T \sum_R w_R D_{T,R} \quad (3)$$

Tabla 5-1. Factores de ponderación de los tejidos

Tejido	w _T	∑w _T
Médula ósea, colón, pulmón, estómago, mama, corazón, riñones, páncreas, resto de los tejidos.	0,12	0,72
Gónadas	0,08	0,08
Vejiga, esófago, hígado, tiroides	0,04	0,16
Superficie del hueso, cerebro, glándulas salivales, piel	0,01	0,04
Total		1,00

Fuente: (ICRP Publicación 103 2007, pág 58)

Realizado por: León, Sofía, 2020

1.7. Dosimetría en tomografía computarizada

Las magnitudes usadas en TC se usan para determinar el daño por la radiación y para las medidas de protección radiológica en los pacientes.

1.7.1. Índice de dosis en tomografía computarizada (CTDI)

Representa la dosis absorbida promedio a lo largo del eje z o eje longitudinal de una serie de irradiaciones contiguas, se mide a partir de una tomografía axial computarizada, por lo que siempre es medido en una sola exploración axial para una sola rotación del tubo de rayos X (McCollough et al. 2008, págs 6-7). Para calcular esto se divide la integral de la dosis absorbida por el grosor o espesor de corte.

$$CTDI = \frac{1}{NT} \int_a^b D(z) dz \quad (6)$$

Donde: D(z) representa el perfil de dosis a lo largo del eje z en dos puntos a y b; T es el grosor o espesor de corte; N es número de rebanadas tomográficas escaneadas durante la rotación del gantry (Ramírez, Arboleda y McCollozugh 2008, pág 22).

1.7.2. Índice de dosis en TC a 100 mm (CTDI₁₀₀)

Representa la dosis de exploración múltiple acumulada en el centro de una exploración de 100 mm, es decir, corresponde a los límites de integración de 50 mm que emplea una cámara de

ionización de 100 mm y el uso de los fantasmas de acrílicos estandarizados (McCollough et al. 2008, págs 7-8).

$$CTDI_{100} = \frac{1}{NT} \int_{-50\text{ mm}}^{50\text{ mm}} D(z) dz \quad (7)$$

También se conoce el $CTDI_{FDA}$, donde la FDA (Food Drug Administration) exige que los límites de la integral sean de $\pm 7T$ (Ramírez, Arboleda y McCollough 2008, pág 22).

1.7.3. Índice de dosis de TC ponderado ($CTDI_w$)

Representa la aproximación de la dosis absorbida media por corte en un maniquí TC de cabeza o cuerpo y varía de acuerdo al campo de visión (FOV); se lo expresa como dosis absorbida en aire (Gy) (McCollough et al. 2008, pág 9; Pifarré et al. 2016, pág 262).

$$CTDI_w = \frac{1}{3} CTDI_{100,central} + \frac{2}{3} CTDI_{100,periferia} \quad (8)$$

El $CTDI$ ponderado nos indica la salida de radiación del escáner para un KVp y mAs específicos, se debe usar con el $CTDI_{100}$ y un factor para aire ($f=1.0$ mGy/mGy) (McCollough et al. 2008, pág 9).

El $CTDI_w$ depende de la geometría del escáner en particular de la distancia entre la fuente y el isocentro, la colimación de corte y la prefiltración del haz, así como el voltaje del tubo de rayos X, la corriente del tubo y el tiempo de rotación del gantry. Para obtener una característica de parámetro, es necesario introducir el índice de dosis de TC normalizado ponderado ($nCTDI_w$) dado en mGy/mAs (Reiser, Adam y Avni 2012, pág 11; Pifarré et al. 2016, págs 262-263).

$$nCTDI_w = \frac{1}{Q} \left(\frac{1}{3} CTDI_{100,central} + \frac{2}{3} CTDI_{100,periferia} \right) \quad (9)$$

En donde, Q es la carga en mAs por corte.

1.7.4. Índice de dosis en TC volumétrico ($CTDI_{VOL}$)

Al representar la dosis para un protocolo específico involucra una serie de exámenes de exploraciones, por lo que se debe considerar la superposición entre los haces de rayos X y las rotaciones consecutivas de la fuente, definiéndose el $CTDI_{VOL}$, además se toma en cuenta el factor

Pitch definido como la relación entre el recorrido de la mesa por rotación (I) y el ancho nominal total del haz de radiación (N x T) (McCollough et al. 2008, págs 9-10; Sánchez Coras 2017, pág 27).

$$CTDI_{VOL} = \frac{N \times T}{I} \times CTDI_W \quad (10)$$

$$Pitch = \frac{I}{N \times T} \quad (11)$$

El $CTDI_{VOL}$ se puede expresar como:

$$CTDI_{VOL} = \frac{1}{Pitch} \times CTDI_W \quad (12)$$

En donde el $CTDI_W$ estima el promedio de la dosis absorbida de radiación sobre las direcciones de los ejes x e y, en el centro de la exploración. El $CTDI_{VOL}$ es el único parámetro de dosis en TC que se basa en una medida directa y sencilla, representando la dosis promedio dentro de un volumen de exploración para un fantoma estandarizado. Su unidad es miligray (mGy).

Este indicador no representa la energía total que se deposita en el volumen de escaneo, debido a que este es independiente de la longitud de escaneo, por lo que va a permanecer sin cambios en la cobertura de escaneo de 10 o 100 cm. Para estimar la dosis solo será en una longitud de exploración de 100 mm, a pesar de que la dosis promedio del volumen real aumentará con la longitud de escaneo hasta el valor límite de la dosis de equilibrio (McCollough et al. 2008, págs 9-10).

1.7.5. Producto dosis-longitud (DLP)

El DLP representa la dosis absorbida integrada a lo largo de la longitud de escaneo, se lo expresa como la dosis absorbida en aire por unidad de longitud (mGy.cm) (McCollough et al. 2008, pág 10; Pifarré et al. 2016, págs 262-263).

$$DLP = CTDI_{VOL} \times L \quad (13)$$

Para secuencias no helicoidales el DLP se representa así,

$$DLP = \sum_i nCTDI_W \cdot e \cdot N \cdot Q \quad (14)$$

En donde, i representa cada secuencia de corte, N es el número de cortes, e es el espesor nominal y Q la carga (mAs).

Para secuencias helicoidales, se obtiene el DLP mediante esta fórmula:

$$DLP = \sum_i nCTDI_W . e . I . t \quad (15)$$

En donde, I es la intensidad de corriente (mA), t es el tiempo de adquisición (s) de toda la secuencia. El DLP refleja la energía total absorbida y su posible efecto biológico en una adquisición completa de exploración, estableciendo que a medida que se van adquiriendo las imágenes que cubre la mayor parte de la región anatómica a estudiar se obtienen mayores valores de DLP (Ramírez, Arboleda y McCollough 2008, pág 23).

1.7.6. Dosis efectiva en TC

El DLP tiene en cuenta los órganos a irradiarse dentro del volumen a estudiar, por lo que esto se multiplica por un factor de ponderación promedio (k) o por la dosis efectiva normalizada (E_{DLP}) que dependen de la región a explorar y se observan en la tabla 6-1; la unidad de la dosis efectiva (E) es el mili sievert (mSv) (Costa y Soria 2015, pág 94). Estos datos son de naturaleza empírica y son establecidos para adultos, se recomienda no utilizarlos para estudios individuales, debido a que mejor es utilizarlos como referencia para los protocolos o estudios dosimétricos o para los niveles de referencia (Andisco, Blanco y Buzzi 2014, pág 159).

$$E = DLP * k \quad (16)$$

Tabla 6-1. Valores del factor de ponderación según la región a explorar

Región del cuerpo	k (mSv / mGy.cm)				
	< 1 años	1 años	5 años	10 años	Adulto
Cabeza	0,011	0,0067	0,0040	0,0032	0,0021
Tórax	0,039	0,026	0,018	0,013	0,014
Abdomen y pelvis	0,049	0,030	0,020	0,015	0,015

Fuente: (McCollough et al. 2008, pág 13; ICRU 2012, pág 43)

Realizado por: León, Sofía, 2020

La AAPM recomienda que es necesario monitorear la dosis a los pacientes individuales usando el concepto de “Estimaciones de dosis en funciones del tamaño (SSDE)”, estos se obtienen a partir de las lecturas del $CTDI_{VOL}$, pero se aplica factores de corrección, que se encuentran tabulados de

acuerdo a la edad o el diámetro efectivo. Los SSDE proporcionaran una estimación del nivel típico de las dosis a un paciente individual:

$$Dosis\ paciente \approx SSDE = CTDI_{VOL} * f \quad (17)$$

En donde, f representan el factor de conversión, para un fantoma PMMA de 16 y 32 cm de diámetro, este factor toma en cuenta el tamaño del paciente por lo que es especialmente para TC pediátrico o cuando los adultos son talla pequeña (International Atomic Energy Agency (IAEA) 2013a; Boone et al. 2011, pág 2 y 18). En el ANEXO C se observan los valores del f.

1.8. Parámetros que influyen en la dosis al paciente

Los parámetros que afectan directamente en la dosis que recibe el paciente son dos: el factor paciente y el técnico, que se describen a continuación:

1.8.1. Factor paciente

Las características que pueden originar un aumento en la dosis que recibe el paciente son: edad, sexo, enfermedad o estudio a realizarse e índice de masa corporal (IMC).

- ✓ Edad: los pacientes pediátricos son más sensibles a la radiación.
- ✓ IMC: si el paciente es grueso, por ende, tiene un mayor espesor dentro del haz de radiación lo que va a requerir un aumento de los parámetros y un aumento de dosis, para adquirir imágenes de buena calidad.
- ✓ Sexo: según Tsivian et al., las personas de sexo masculino reciben un aumento de dosis de radiación (Gardi 2017, págs 25-26).

1.8.2. Factor técnico

Se refiere a las características de los equipos que por lo general son seleccionables y presentan un efecto directo sobre la dosis del paciente. Para determinar la dosis efectiva en TC se toma en cuenta los siguientes parámetros técnicos: tensión del tubo (kV), corriente del tubo (mA), colimación y el pitch (Ramos N. y Villarreal U. 2013, pág 7). A continuación, se describen los parámetros de procedimiento.

1.8.2.1. Modo de escaneo

Siempre se debe considerar el tipo de escaneo, y se presentan dos modos fundamentales: la exploración secuencial (axial) y exploración helicoidal (espiral). La exploración axial se realiza cuando la camilla está estacionaria mientras el tubo y los detectores giran alrededor del paciente para recopilar los datos para su posterior reconstrucción en la imagen, después el soporte del paciente se mueve a lo largo del eje z hasta su siguiente posición para seguir adquiriendo datos. La exploración helicoidal implica la cobertura de todo el cuerpo dentro de la respiración, su ventaja es que solo se irradia el volumen de la imagen requerido, y su desventaja es que las imágenes solo se pueden reconstruir en las posiciones de corte escaneadas. Este modo permite las reconstrucciones de cortes superpuestos en cualquier posición del eje z, sin una irradiación adicional, pero en el extremo del recorrido se recibirá una irradiación adicional para reconstruir la imagen en cada extremo del volumen (Reiser, Adam y Avni 2012, págs 109-110).

1.8.2.2. Potencial del tubo de rayos X (kV)

Se tienen tres o cuatro configuraciones del potencial del tubo para los escáneres de TC, que están entre 80 y 140 kV. Al variar la configuración del kV esto va a determinar la cantidad de rayos X generados y la energía media (poder de penetración) como se observa en la figura 12-1 (Reiser, Adam y Avni 2012, pág 110).

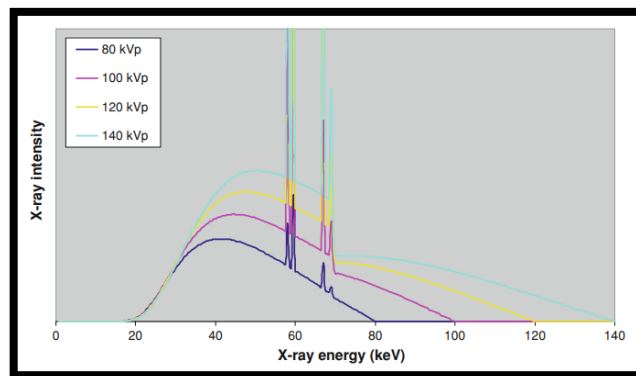


Figura 12-1. Espectro de rayos X para diferentes potenciales de tubos de rayos X

Fuente: (Reiser, Adam y Avni 2012, pág 111)

Por consiguiente, al tener una configuración del kV más bajo se obtiene una dosis más baja para el paciente con el mismo mA, por otro lado, al reducir el kV se tiene un incremento en el contraste de la imagen, en especial para materiales de alto número atómico (Z). Por lo general el potencial con el cual se trabaja en protocolos de exploración para pacientes adultos es del 120 kV, pero en otros casos se trabaja con 140 kV para pacientes adultos de talla grande; para los pacientes pediátricos se trabaja con un potencial de 80 a 100 kV. La relación entre el potencial del tubo de

rayos X y la dosis no es lineal, sino que la dosis esta aproximadamente relacionada con el cuadrado del kV (Reiser, Adam y Avni 2012, págs 110-111). El kV y el mA (mAs) se deben ajustar de acuerdo al tamaño del paciente para poder optimizar la dosis que está recibiendo; al reducir el kV en pacientes pediátricos y en adultos pequeños es efectivo porque así se reduce la dosis del paciente manteniendo una relación deseada de contraste a ruido (CNR) (Saba y Suri 2014, pág 115).

Para optimizar el potencial del tubo se recomienda usar un kV adecuado en función del peso corporal del paciente, a continuación, en la tabla 7-1, se presentan los parámetros del kV en función de la masa corporal.

Tabla 7-1. Potencial del tubo en función del peso

Peso corporal del paciente (kg)	kV
> 120	140
100 – 120	120 – 140
80 – 100	120 – 140
60 – 80	100 – 120
40 – 60	100
< 40	80

Fuente: (Tack, Kalra y Gevenois 2012, pág 240)

Realizado por: León, Sofía, 2020

1.8.2.3. Corriente del tubo (mA) y tiempo de rotación (s) del gantry

La dosis absorbida del paciente D_p es proporcional a la corriente del tubo de rayos X (mA) como al tiempo de rotación del gantry ($D_p \propto \text{mAs}$), por consiguiente estos se consideran juntos. Al aumentar excesivamente el mA (mAs) se tiene un incremento en la dosis del paciente, pero si se disminuye mucho el mA (mAs) puede afectar negativamente la calidad de la imagen y disminuir la detección de la lesión, por lo que el técnico debe usar un mA (mAs) adecuado para optimizar la dosis al paciente. Nótese que el mAs es el mA multiplicado por el de rotación y el tiempo de exploración total, se toman en cuenta en estudios con rotaciones múltiples (Reiser, Adam y Avni 2012, pág 112; Saba y Suri 2014, pág 112).

Al duplicarse el mAs se duplicará el número de fotones que inciden sobre el paciente en una rotación, y por consiguiente también la dosis del paciente en esa región. En los equipos modernos de TC, se tiene el control automático de exposición (AEC) en donde se realiza un ajuste automático de la corriente del tubo de acuerdo con la atenuación del paciente para mantener un nivel de ruido aceptable en la imagen y optimizar la dosis. Para exploraciones helicoidales el mAs se lo conoce como “mAs efectivo (mAs eff)” que toma en cuenta el pitch, dividiendo los mAs verdaderos para el valor del pitch. El mAs eff indica la dosis promedio en la región escaneada (Reiser, Adam y Avni 2012, pág 112).

1.8.2.4. Factor pitch

Este parámetro se aplica en el modo de exploración helicoidal (espiral), se obtiene al dividir la traslación de la mesa por cada rotación del tubo en 360° , entre el ancho del haz de rayos X en el eje “x-z” (Reiser, Adam y Avni 2012, pág 113). Al usar el pitch más alto se tiene un tiempo más corto de exploración, pero se puede presentar algunos artefactos de interpolación. En los equipos multicorte se ajusta automáticamente la mA para así garantizar que los mAs eff, y por ende la dosis absorbida promedio permanezcan constantes con el cambio del pitch (Reiser, Adam y Avni 2012, págs 113-114).

1.8.2.5. Colimación del haz de rayos X a lo largo del eje Z (mm)

Este parámetro puede variar para determinar el volumen del tejido irradiado en una rotación del gantry, denominado “ancho del haz”, aunque es descrito como la longitud del paciente que se irradia de una vez. Los anchos máximos de haz varían desde 10 mm en equipos de un solo corte, hasta alrededor de 40 mm en escáneres de 64 detectores y llegando a 160 mm en escáneres de 320 detectores (Reiser, Adam y Avni 2012, pág 114).

1.8.2.6. Longitud de escaneo (cm)

Este parámetro no afecta a la dosis absorbida ($CTDI_{VOL}$), solo a la energía total absorbida medida por el DLP o a la dosis efectiva (E). La longitud real de exploración irradiada es directamente proporcional al DLP, sin embargo, la longitud de exploración planificada va a experimentar una cierta pérdida de proporcionalidad debido a la irradiación adicional requerida en cada extremo del volumen de la imagen para interpolar datos para crear las imágenes finales. El DLP se puede considerar proporcional a la longitud de escaneo, para la mayoría de los escaneos corporales adultos. En resumen la longitud de escaneo no afecta la dosis absorbida, sino que afecta a: la energía total absorbida, el DLP y la E, y por lo tanto el riesgo calculado para el paciente (Reiser, Adam y Avni 2012, págs 116-117). La longitud de escaneo para este trabajo de titulación se presenta en la tabla 8-1, la cual se realizó mediante revisión bibliográfica obteniendo la media de estas L para aplicar en el algoritmo.

Tabla 8-1. Longitudes de escaneo promediado

Región a examinar	Longitud de escaneo promediado (cm)
Tórax	32,4
Abdomen	25,25
Pelvis	21,5

Fuente: (García Escobedo y González Vergara 2015, pág 236; Dilek Cakmak, Tuncel y Sindir 2015, pág 134; McCollough et al. 2008, pág 11; ImPACT 2011)

Realizado por: León, Sofía, 2020

1.9. Niveles de referencia para diagnóstico con TC

Los niveles de referencia para diagnóstico (DRL) son una herramienta muy práctica debido a que es preciso aplicar protocolos para poder optimizar la protección radiológica de los pacientes de TC, los protocolos son de acuerdo al estudio a realizarse, edad y corpulencia del paciente, asegurándose siempre de que las dosis sean tan bajas como razonablemente sea posible (International Atomic Energy Agency (IAEA) 2013^a, págs 76-77). En la tabla 9-1, se presenta los niveles de referencia que han sido propuestos por la Comunidad Europea para pacientes adultos, cabe mencionar que en TC se considera el $CDTI_w$ y DLP (Andisco, Blanco y Buzzi 2014, págs 159-160; European Commission 1999, págs 8-23).

Tabla 9-1. Niveles de referencia para estudios de TC en pacientes adultos

Tipo de estudio	$CDTI_w$ (mGy)	DLP (mGy.cm)
Cabeza rutina	60	1050
Región facial y senos	35	360
Columna vertebral	70	460
Tórax rutina	30	650
Tórax en alta resolución	35	280
Abdomen rutina	35	780
Hígado y bazo	35	900
Pelvis rutina	35	570
Pelvis ósea	25	520

Fuente: (Pifarré et al. 2016, pág 306)

Realizado por: León, Sofía, 2020

En la tabla 10-1 se presentan los niveles de referencia para los pacientes pediátricos en TC, que han sido propuestos por Shimplon y Wall con dos fantomas estándar de dosimetría (Santa-Olalla Carcedo et al. 2005, pág 234; Shrimpton y Wall 2000).

Tabla 10-1.: Niveles de referencia para diagnóstico en estudios de TC pediátricos

Edad (años)	Cabeza		Tórax		Abdomen	
	CDTI _w (mGy)	DLP (mGy.cm)	CDTI _w (mGy)	DLP (mGy.cm)	CDTI _w (mGy)	DLP (mGy.cm)
< 1	40	300	20	200	20	330
1	60	600	30	400	25	360
5	70	750	30	600	30	800
10	60	1050	30	650	35	780

Fuente: (Santa-Olalla Carcedo et al. 2005, pág 234)

Realizado por: León, Sofía, 2020

Los niveles de referencia de las dosis impartidas al paciente de TC de acuerdo a las directrices europeas de los “Criterios de calidad de radiodiagnóstico”, se toma en cuenta para las buenas prácticas radiodiagnósticas. Los valores expresados se presentan en la tabla 11-1, datos que representan el tercer cuartil (75%) de los resultados obtenidos de diversos estudios realizados en las instituciones europeas (Pifarré et al. 2016, pág 255).

Tabla 11-1. Niveles de referencia de dosis impartidas a pacientes de TC

Exploración	Criterio de dosis impartida al paciente	
	CDTI _w (mGy)	DLP (mGy.cm)
Cerebral y base del cráneo	60	1050
Cara y senos	35	360
Columna lumbar	35	800
Tórax	30	650
Abdomen	35	780
Hígado y bazo	35	900
Riñones	35	800
Páncreas		
Pelvis, general	35	570
Pelvis ósea	25	520

Fuente: (Pifarré et al. 2016, pág 255)

Realizado por: León, Sofía, 2020

Los valores de las dosis efectivas propuestas por el AAPM en su reporte N° 96 (ver tabla 12-1), proporciona los valores típicos de dosis efectiva para varios exámenes de imágenes comunes en estudios de TC y estudios convencionales de rayos X, así como el nivel anual de radiación de fondo natural en Estados Unidos, el promedio de fuentes naturales para EEUU es aproximadamente a 30 mSv en un rango de 1 – 10 mSv (McCullough et al. 2008, págs 11-12).

Tabla 12-1. Valores típicos de dosis efectivas para estudios convencionales y TC

Estudios convenciones de rayos X (mSv)		Estudios de TC (mSv)	
Radiografía de mano	< 0.1	Cráneo	1 – 2
Ortopantomografía	< 0.1	Tórax	5 – 7
Radiografía de tórax	0.1 – 0.2	Abdomen	5 – 7
Mamografía	0.3 – 0.6	Pelvis	3 – 4
Radiografía de columna lumbar	0.5 – 1.5	Abdomen y pelvis	8 – 14
Colon por enema	3 – 6	Tomografía de coronarias para medición de calcio	1 – 3
Angiografía coronaria	5 – 10	Angiotomografía de coronarias	5 – 15
Gammagrafía de perfusión miocárdica con Sestamibi	13 – 16		
Perfusión miocárdica con Talio	35 – 40		

Fuente: (McCullough et al. 2008, págs 11-12)

Realizado por: León, Sofía, 2020

De acuerdo a la página web Radiologyinfo.org se presentan los valores típicos de dosis efectivas para pacientes adultos de tamaño promedio, esta información fue revisada por un comité de la Sociedad Radiológica de América del Norte (RSNA) y el Colegio Americano de Radiología (ACR). En la tabla 13-1 se presenta los valores de dosis efectiva para estudios de TC y una comparación con la radiación de fondo natural (Radiological Society of North America 2019, págs 2-5).

Tabla 13-1. Valores típicos de dosis efectiva en comparación con la radiación de fondo natural

Procedimiento	Dosis efectiva aproximada (mSv)	Radiación de fondo natural
TC cabeza	2	8 meses
TC cabeza repetida con o sin material de contraste	4	16 meses
Tc columna	6	2 años
TC tórax	7	2 años
TC detección temprana del cáncer de pulmón	1,5	6 meses
TC abdomen y pelvis	10	3 años
TC abdomen y pelvis repetida con o sin material de contraste	20	7 años
TC colonografía	6	2 años

Fuente: (Radiological Society of North America 2019, págs 2-4)

Realizado por: León, Sofía, 2020

En los estudios realizados por el grupo de trabajo de Mettler, F. et al., se presenta una compilación de las dosis efectivas de radiación para radiodiagnóstico y medicina nuclear; la revisión literaria fue de datos de los Estados Unidos, Canadá, Japón, Australia, Europa occidental y del Comité Científico de la Naciones Unidas sobre Radiación Atómica. Los estudios de TC representados en la tabla 14-1, tienen un rango promedio para la dosis efectiva aproximadamente de 2 – 20 mSv, comparado con la dosis efectiva anual de la radiación de fondo que es aproximadamente de 3 mSv, estos valores están relacionados para los pacientes adultos (Mettler et al. 2008, págs 254-255).

Tabla 14-1. Dosis efectivas de diversos procedimientos de TC para adultos

Región	Dosis efectiva promedio (mSv)	Valores reportados en literatura (mSv)
Cabeza	2	0,9 – 4,0
Cuello	3
Tórax	7	4,0 – 18,0
Tórax para embolia pulmonar	15	13 – 40
Abdomen	8	3,2 – 25
Pelvis	6	3,3 – 10
Columna vertebral	6	1,5 – 10
Angiografía coronaria	16	5,0 – 32
Colonoscopia virtual	10	4,0 – 13,2

Fuente: (Mettler et al. 2008, pág 256)

Realizado por: León, Sofía, 2020

1.10. Protocolos establecidos para pacientes de tomografía computarizada según Costa y Soria

Los protocolos se adquieren para algunas partes específicas del cuerpo humano, es así que mediante estos protocolos se evidencia el estado normal o anormal del paciente, decidiéndose si es necesario una intervención. Cada protocolo es diferente de acuerdo a los equipos o al licenciado radiólogo, debido a que cada uno tiene su forma de adquisición distinta (Pachacama 2015, págs 68-69). A continuación, se mencionan los protocolos que se van a utilizar en este trabajo de titulación:

1.10.1. Protocolo de cabeza

Las enfermedades neurológicas son comunes por lo que los estudios de TC representan el diagnóstico inicial en la mayoría de los pacientes. En los estudios rutinarios se debe comenzar en la base del cráneo y continuar hasta el vértex. El rango de escaneo es desde la parte superior de la lámina C1 (Atlas) a través de la parte superior de la bóveda craneal. La posición del paciente es decúbito supino, con brazos y cabeza inmóvil. La angulación del tubo solo será permitida para estudios secuenciales y no en estudios espirales. Por lo general no se necesita de un medio de

contraste yodado intravenoso para estudios rutinarios ni tampoco para los traumatismos, pero para lesiones focales, tumores o infecciones si se recomienda su uso. A continuación, en la tabla 15-1 se presenta el protocolo de cráneo (AAPM 2016, pág 3; Costa y Soria 2015, pág 106).

Tabla 15-1. Protocolo TC multicorte para estudios del cráneo

TC	16 canales Modo espiral de rutina	64 canales Modo espiral de rutina	64 canales Modo espiral de avanzado	Modo secuencial Tubo angulado a - 20°
Colimación	16 x 1,5	64 x 0,6	64 x 0,6	1,2
Rotación	8 mm	15,4 mm	4,8 mm	25,5 mm
Tiempo de rotación	0,5 s	1 s	1 s	1 s
kV	120	120	120	120
mAs	360	380	380	380
Grosor del corte	8 mm	5 mm	5 mm	4,8 mm
Incremento		5 mm	5 mm	
Dosis efectiva	2,8 mSv	2,87 mSv (H) 3,07 mSv (M)	2,48 mSv (H) 2,66 mSv (M)	2,33 mSv (H) 2,50 mSv (M)
Pitch	0,55	0,80	0,80	
Contraste yodado				
Retraso	60 s			
Cantidad	50 – 60 ml			
Flujo	2 – 3 ml/s			

Fuente: (Costa y Soria 2015, pág 107)

Realizado por: León, Sofía, 2020

Las siguientes indicaciones o estudios rutinarios son los que se emplean en este protocolo: traumatismo craneoencefálico agudo, sospecha de hemorragia intracraneal aguda, evaluación postoperatoria inmediata (después de una cirugía cerebral), sospecha de mal funcionamiento de la derivación o revisión de la derivación, cambio de estado mental, aumento en la presión intracraneal, dolor de cabeza, déficits neurológicos agudos, sospecha de hidrocefalia o de una masa/tumor, evaluación de trastornos psiquiátricos, hernia cerebral, toxicidad del fármaco, convulsiones, síncope, detección de calcificación o cuando las imágenes de resonancia magnética (IMR) no están disponibles o están contraindicadas, o si el médico considera que un estudio por TC es más adecuado (AAPM 2016, pág 2).

1.10.2. Protocolo de tórax

Para este protocolo se tiene en cuenta las características del paciente y el motivo del estudio. El paciente en este examen debe ser instruido para que colabore en la exploración debido a que este tiene que coordinar los movimientos respiratorios para no producir artefactos de movimiento evitando resultados erróneos. Para este protocolo de tórax se debe abarcar desde los ápices

pulmonares hasta las glándulas suprarrenales incluyendo las ventanas de tejido blando y de pulmón para así evaluar las estructuras mediastínicas (tejido pulmonar). La posición del paciente es decúbito supino con los brazos en una posición cómoda. En la tabla 16-1, se presenta un estudio helicoidal de tórax con múltiples indicaciones clínicas (visualización de tumores, metástasis, linfoma, adenopatías, alteraciones vasculares, etc.), la TC es de 16 detectores: 30 cm se va a cubrir 11,87s (Costa y Soria 2015, pág 118).

Tabla 16-1. Protocolo de Tórax en TC de rutina

TC 16 detectores	1ª reconstrucción	2ª reconstrucción	3ª reconstrucción
kV	120		
mAs	100		
Tiempo de rotación	0,75 s		
Adquisición	16 x 0,75 mm		
Colimación	0,75 mm		
Grosor de corte	5,0 mm	5,0 mm	1,0 mm
Avance/ rotación	13,8 mm		
Pitch	1.5		
Índice	5,0 mm	5,0 mm	0,7 mm
Kernel	B31s	B70f	B80 s
CTDI _{VOL}	7,8 mGy		
Dosis efectiva	Hombre:3,86 mSv Mujer: 4,98 mSv		
Contraste intravenoso	Retraso: 30 s Flujo: 2.5 ml/s Volumen total: 50-70 ml		

Fuente: (Costa y Soria 2015, pág 118)

Realizado por: León, Sofía, 2020

Las siguientes indicaciones son las que se emplean en los protocolos para pacientes adultos: evaluación de hallazgos en las radiografías de tórax, de malignidades torácicas primarias y pulmonares, detección, evaluación de enfermedad metastásica, de infecciones torácicas, de inflamaciones que involucran al tórax, de enfermedad pleural, del mediastino y los ganglios linfáticos, identificar aire anormal o expansión de los pulmones, detectar acumulaciones anormales de líquidos en el tórax (AAPM 2016b, pág 2).

Para pacientes pediátricos se tiene los siguientes estudios diagnósticos: detectar nódulos o masas y caracterizar su tamaño, forma y relaciones con los órganos, identificar la expansión anormal de los pulmones, detectar acumulaciones anormales de líquidos en el tórax, detectar calcificaciones en tejidos blandos o el mediastino, detectar enfermedades del espacio aéreo, detectar anatomía anómala congénita o adquirida o anomalías traqueobronquiales adquiridas, detectar cambios traumáticos dentro del tórax y coágulos de sangre (AAPM 2017, pág 2).

1.10.3. Protocolo de abdomen y pelvis

Para estos protocolos se debe seguir el criterio ALARA, se debe tener en cuenta los riesgos y beneficios de estos estudios. Para los *exámenes de TC abdominales* se deben incluir las imágenes axiales que van desde la cúpula diafragmática hasta el margen superior de la articulación sacroiliaca, con cortes del espesor ≤ 5 mm. Para los *exámenes de TC pélvicas* se incluye desde la cresta iliaca hasta justo por debajo de las tuberosidades isquiáticas, con cortes del mismo espesor. En la tabla 17-1 se presentan los protocolos de rutina de abdomen y pelvis en TC multicorte (Costa y Soria 2015, pág 139-141).

Tabla 17-1. Protocolos de rutina de Abdomen y Pelvis en estudios de TC

Abdomen			Pelvis
TC	64 canales	2ª reconstrucción	64 canales
Colimación	64 x 0,6		64 x 1,2
Rotación	23 mm		21,6 mm
Tiempo de rotación	0,5 s		0,5 s
kV	120		120
mAs	160		160
Grosor de corte	5 mm	1 mm	5 mm
Incremento	5 mm	0,7 mm	5 mm
Dosis efectiva	Hombre: 4,52 mSv Mujer: 6,53 mSv		Hombre: 5,46 mSv Mujer: 6,88 mSv
Pitch	1,2		0,9
Contraste yodado			
Retraso		50 – 60 s	50 s
Cantidad		100 ml	100 – 120 ml
Flujo		4 ml/s	2 – 3 ml/s

Fuente: (Costa y Soria 2015, pág 140)

Realizado por: León, Sofía, 2020

Para los pacientes adultos se tienen los siguientes estudios diagnósticos: detectar masas de tejidos blandos y colecciones anormales de líquidos y determinar tamaños, identificar colecciones anormales de sangre, identificar el aire fuera del tracto intestinal, detectar nódulos o masas de tejidos blandos adyacentes a estructuras vasculares, detectar calcificaciones en ubicaciones anormales o en órganos abdominales y pélvicos, caracterizar edemas de tejidos blandos alrededor de los órganos del abdomen y pelvis. En los pacientes pediátricos se tienen los mismos estudios diagnósticos excepto la detección de las calcificaciones. La longitud de escaneo para ambos pacientes va desde la parte superior del hígado hasta la cresta iliaca o la sínfisis púbica, de acuerdo a las indicaciones clínicas; en los pacientes pediátricos se debe limitar el rango de exploración a una anatomía de interés para evitar la exposición innecesaria en los órganos aledaños (AAPM 2015, pág 2; 2017a, págs 2-3).

CAPÍTULO II

2. MARCO METODOLÓGICO

2.1. Tipo y Diseño de la investigación

La presente investigación es de carácter cuasi experimental, en el que se desarrolló un algoritmo para calcular las dosis efectivas en pacientes adultos y pediátricos en Tomografía Computarizada en base a los protocolos establecidos por Organismos Internacionales y al final realizar una comparación entre los valores obtenidos, con los ya establecidos en los niveles de referencia de diagnóstico para estudios de TC.

2.2. Población de estudio

La población de estudio de la presente investigación son los pacientes adultos, que van desde los 16 años hasta las personas mayores de 50 años (15 - >50 años), debido a que la esperanza de vida en el Ecuador, según el INEC para los hombres es de 74 años y para las mujeres de 80 años (Fundamedios 2019). Para los pacientes pediátricos el rango de edad va desde el primer año hasta menores de 15 años, esto de acuerdo a los rangos aproximados del $CTDI_{VOL}$ que son empleados en este trabajo (AAPM 2017b, pág 5; 2017a, pág 5).

2.3. Tamaño de la muestra

Se consideraron los estudios tomográficos más representativos los cuales son cabeza, tórax, abdomen y pelvis para los pacientes adultos, en cambio para los pacientes pediátricos se tomó los estudios de TC de tórax y abdomen porque para los estudios de TC de cabeza en estos pacientes que son radiosensibles es recomendable usar resonancia magnética puesto que no emiten radiación y por ende están protegidos. Además, se tomó en cuenta los protocolos de la sección 2-10 establecidos por los Organismos Internacionales y los protocolos de equipos establecidos por la AAPM (ver ANEXO A y B).

2.4. Metodología para el desarrollo del algoritmo

2.4.1. Equipos utilizados en el desarrollo del algoritmo

Los equipos utilizados en esta investigación son dos marcas muy reconocidas a nivel nacional como lo son Siemens Healthcare y GE, que nos ofrece una amplia gama de modelos por lo que solo se escogió dos modelos para cada marca. Para la marca *Siemens* se tiene los modelos de Definition (Dual Source) y Definition Flash (Dual source 128-slice) y para la marca *GE* se tiene los modelos de LigthSpeed VCT y Discovery CT570 HD. El tipo de escaneo que ofrecen estos modelos son modo helicoidal o espiral.

2.4.2. Parámetros de selección

En primer lugar, los datos personales como nombres, edad, sexo y peso para este algoritmo son muy importantes debido a que nos ofrece la información correcta del paciente, además de acuerdo con el peso y la edad se seleccionaron los otros parámetros para obtener un buen resultado.

Como esta investigación se enfoca en dos tipos de pacientes, para adultos se tiene el kV estándar de 120 kV y para los pediátricos se tiene el kV de acuerdo a la dimensión lateral como es el caso del tórax para los equipos de GE (ver tabla 18-2) y para el equipo Siemens el kV es de 120, para el abdomen el kV para GE es de 120 kV y para Siemens es de 100 kV

Tabla 18-2. Kilovoltaje en función de la dimensión latera para GE

<i>Tórax</i>			
<i>Edad promedio (años)</i>	<i>LAT (cm)</i>	LigthSpeed VCT	Discovery CT570 HD
1	7 – 11	100 kV	100 kV
2 – 5	12 – 18	100 kV	120 kV
6 - 10	19 – 23	100 kV	120 kV
11 – 15	24 – 28	120 kV	120 kV

Fuente: (AAPM 2017b, pág 9)

Realizado por: León, Sofía, 2020

2.4.3. Parámetros de adquisición

Los parámetros se establecieron tomando en cuenta los protocolos de la AAPM (ver ANEXO A y B), seleccionando la potencial del tubo de rayos X (kV), corriente del tubo (mA), tiempo de rotación (s), pitch y colimación.

Además, se tomaron los valores de $CTDI_w$ para adulto y pediátricos de los niveles de referencia para diagnóstico (ver apartado 1.9), pues estos datos están tabulados para poder realizar este algoritmo. A partir de estos datos se empieza a realizar los cálculos.

Como los protocolos que se están usando ya tienen valores aproximados para el $CTDI_{VOL}$, se realiza una interpolación lineal de estos datos en el programa Matlab y así automáticamente al insertar el peso y la edad este va a ubicarse en esos parámetros, y así se obtendrá el resultado del $CTDI_{VOL}$. Para obtener el resultado del SSDE en pacientes pediátricos, se debe tener en cuenta el uso del diámetro efectivo, por lo que, en los protocolos usados, presentan valores aproximados del $CTDI_{VOL}$ en función de su edad y peso.

2.4.4. Protocolos usados en el desarrollo del algoritmo

Los protocolos que se mencionan en esta investigación son los que están establecidos por AAPM (ver ANEXO A y B).

Los valores de $CTDI_{VOL}$ proporcionados en la tabla 19-2 son aproximados y solo proporcionan rangos de referencia para que los usuarios los consideren. Estos datos son solo para los estudios de TC de tórax, TC de abdomen y pelvis en pacientes adultos.

Tabla 19-2. Valores aproximados para $CTDI_{VOL}$ en TC de tórax, abdomen y pelvis para los diferentes tamaños de pacientes adultos

	<i>Peso aproximado (kg)</i>	<i>Peso aproximado (lbs)</i>	<i>Tórax $CTDI_{VOL}$ aproximado (mGy)</i>	<i>Abdomen/ Pelvis $CTDI_{VOL}$ aproximado (mGy)</i>
<i>Paciente pequeño</i>	50 – 70	110 – 155	4 – 10	10 – 17
<i>Paciente promedio</i>	70 – 90	155 – 200	10 – 16	17 – 25
<i>Paciente grande</i>	90 – 120	200 – 265	16 – 22	25 – 35

Fuente: (AAPM 2016b, pág 4; 2015, pág 4)

Realizado por: León, Sofía, 2020

Los rangos de $CTDI_{VOL}$ para los estudios de TC pediátricos en estudios de Tórax y Abdomen, se presentan en la tabla 20-2 respectivamente, en donde el diámetro efectivo es el diámetro de un

círculo que tiene la misma área que la sección transversal del paciente; se calcula como $\sqrt{AP \times LAT}$ y se lo usa en el cálculo de SSDE, esto estima la dosis del paciente basándose en el $CTDI_{VOL}$ y el tamaño del paciente, lo que resulta muy importante para los estudios de TC pediátricos. Las dimensiones AP y LAT se miden en los procesos xifoides, una rebanada debajo de la imagen que contiene el hueso esternal visible. Los valores de $CTDI_{VOL}$ son para estudios de TC de rutina en pacientes de tórax y abdomen pediátricos.

Tabla 20-2. Categorías pediátricas utilizadas para formar el $CTDI_{VOL}$ y parámetros del protocolo

Tórax					
Edad promedio (años)	AP (cm)	LAT (cm)	Diámetro efectivo (cm)	Peso aproximado (kg)	$CTDI_{VOL}$ aproximado (mGy)
1	7 – 10	7 – 11	7 – 10	6 – 12	1.9 – 2.5
2 – 5	11 – 13	12 – 18	11 – 15	12 – 18	2.4 – 3.4
6 – 10	14 – 16	19 – 23	16 – 19	18 – 30	2.7 – 4.3
11 – 15	17 – 20	24 – 28	20 – 23	30 – 50	3.5 – 5.7
Abdomen					
Edad promedio (años)	AP (cm)	LAT (cm)	Diámetro efectivo (cm)	Peso aproximado (kg)	$CTDI_{VOL}$ aproximado (mGy)
1	5 – 9	7 – 13	6 – 11	6 – 12	2.5 – 3.5
2 – 5	10 – 12	14 – 16	12 – 14	12 – 18	3.5 – 4.6
6 – 10	13 – 15	17 – 22	15 – 18	18 – 30	4.2 – 5.9
11 – 15	16 – 18	23 – 27	19 – 22	30 – 50	4.9 – 6.7

Fuente: (AAPM 2017b, pág 5; 2017a, pág 5)

Realizado por: León, Sofía, 2020

Los valores proporcionados están basados en fantasmas de 32 cm de diámetro para cuerpo y 16 cm de diámetro para cabeza, considerados como el nuevo estándar internacional para todas las mediciones de $CTDI_{VOL}$ en cada región del cuerpo.

Para encontrar los SSDE en los estudios de TC de tórax y abdomen en pacientes pediátricos, el factor de conversión usado es de la dimensión lateral (ver ANEXO C) debido a que garantiza el centro vertical más preciso para el AEC.

2.5. Algoritmo para el cálculo de la dosis efectiva en TC

El desarrollo de este algoritmo permitirá al usuario conocer cuanta dosis de radiación está recibiendo el paciente que se sometió a estudios tomográficos. El programa llega a ser muy fácil de usar y amigable con todos los usuarios que interactúen con el mismo.

2.5.1. Diseño

Para realizar esta calculadora de dosis efectiva, se utilizó el lenguaje de programación Matlab, por ser una herramienta matemática rápida que permite analizar datos, desarrollar algoritmos o crear modelos, además es óptimo para realizar simulaciones y trabajar con una gran cantidad de datos (MathWorks 2020; Componentes Electrónicas 2018).

2.5.2. Aplicación

El inicio del programa presenta dos opciones:

2.5.2.1. Creación de una ventana para el nuevo registro de pacientes

La ventana de acceso es sencilla y funcional para que el usuario ingrese directamente a la calculadora de dosis efectiva, se subdivide en dos ventanas: Pacientes adultos y pacientes pediátricos. Una vez seleccionado el tipo de paciente, el programa abre una ventana seccionada en 4 partes detalladas a continuación:

- *Datos personales:* Se ingresa de forma manual parámetros de identificación como nombres, edad, sexo y peso, que son campos obligatorios que se deben llenar para realizar el cálculo.
- *Datos del equipo:* Se selecciona de acuerdo a las marca y modelo del equipo, el modo de escaneo, el kV y la región a examinar.
- *Parámetros de adquisición:* La corriente del tubo, el tiempo de rotación, el pitch, mAs, mAs efectivo y la colimación, se seleccionan automáticamente de acuerdo al modelo del equipo.
- *Resultados:* El $CTDI_w$ se toma de acuerdo a los DRL establecidos para los estudios de TC. El $nCTDI_w$, el $CTDI_{VOL}$, el DLP, la E y la $SSDE^1$, todos los demás resultados son calculados mediante fórmulas matemáticas.

Una vez que se haya realizado todos los pasos anteriores, el programa presentan tres opciones para finalizar:

¹ Solo se usa para pacientes pediátricos

Opción calcular: Para realizar el cálculo se debe presionar en el botón Calcular, y así automáticamente se empiezan a realizar todos los cálculos para cada paciente.

Opción guardar: Al seleccionarla se une con la base de datos creada mediante la herramienta Xampp permitiendo al computador actuar como un servidor de base de datos con el nombre Registro, dentro de ella se encuentran dos tablas para pacientes adultos y pediátricos, al seleccionar esta opción, Matlab toma los datos del paciente actual y lo registra en la tabla respectiva de la base, después de unos segundos cuando los datos ya se han almacenado, el programa indica que el registro fue exitoso. Si los datos personales están incompletos, mostrará un mensaje pidiendo que se ingrese todos los datos. Los datos que se van a guardar en esta base son: información personal, modelo del equipo, kV, región a examinar (estudio), mAs, $CDTI_{VOL}$, DLP, E y SSDE.

Opción cancelar: Al elegir esta opción se le redirigirá a la página de inicio y la información que haya escrito antes será borrada.

2.5.2.2. Acceder a la lista de pacientes

Al seleccionar en el botón de lista de pacientes se presentan dos opciones: pacientes adultos y pediátricos, se abre una ventana en donde están los datos que se eligieron al momento de escoger la opción guardar. Esta ventana presenta dos opciones:

Opción aceptar: si se escoge esta opción se le redirige a la página de inicio del programa.

Opción guardar datos: esto permite que el programa lea directamente de la base todos los datos registrados hasta el momento, para así poder exportarlos a un archivo Excel indicando el nombre del archivo con el que se guardarán toda la información. Posteriormente estos datos almacenados en Excel, permitirán realizar un análisis dosimétrico de los pacientes haciendo uso de esta herramienta.

Reporte dosimétrico

Los datos obtenidos en el cálculo realizado en Matlab, migran a la aplicación de Excel, por ser una aplicación de fácil comprensión y ejecución. Los datos almacenados son: fecha y hora del estudio, datos personales del paciente, estudio que se realizó, modelo y modo de escaneo del equipo, el $CDTI_{VOL}$, el DLP, la E y la SSDE.

2.6. Corroboración de hipótesis

El script desarrollado en MATLAB permite realizar el cálculo de las dosis efectivas en los estudios de diagnóstico en tomografía computarizada y contribuye en la cuantificación de las dosis de radiación que reciben los pacientes pediátricos y adultos, a la vez, este aplica el principio de optimización costo-beneficio según el criterio ALARA.

CAPÍTULO III

3. MARCO DE ANÁLISIS E INTERPRETACIÓN DE RESULTADOS

En este capítulo se presentan los resultados obtenidos de dosis efectivas, mediante la herramienta computacional desarrollado en MATLAB *DosisMath-S*, el cual se basa en protocolos establecidos por la AAPM para diferentes marcas de equipos de TC, los mismos que presentan valores característicos de $CTDI_{VOL}$ en función del peso, permitiendo realizar el cálculo en tiempos relativamente cortos.

3.1. Algoritmo para el cálculo de la dosis efectiva en TC (*DosisMath-S*)

DosisMath-S está diseñado para facilitar el cálculo de dosis efectiva basado en los protocolos AAPM para las marcas GE y Siemens para lo cual se analizó diferentes valores de $CTDI_w$, factor de ponderación promedio (k) o dosis efectiva normalizada, longitud de escaneo; seleccionando los parámetros adecuados que garanticen la fiabilidad del resultado del cálculo. Se realizó mediante el lenguaje de programación de Matlab para obtener dosis efectivas de pacientes que se realicen estudios tomográficos. En la figura 13-3 se puede apreciar la interfaz de inicio de *DosisMath-S*.



Figura 13-3. Ventana de inicio de *DosisMath-S*
Realizado por: León, Sofía, 2020

Para realizar el cálculo de dosis efectiva en *DosisMath-S* el usuario debe seleccionar el icono de *Nuevo Registro*, luego elegir la opción según el tipo de paciente pudiendo ser *Paciente Adulto* y *Paciente Pediátrico*. Luego se accede a la ventana de registros en donde se completa la información del paciente y los parámetros utilizados. Por último, se da clic en calcular y se visualiza el resultado obtenido de la dosis efectiva. En la figura 14-3, se observa la matriz completa para un paciente adulto.

DATOS PERSONALES		EQUIPO	
Nombre:	DANIEL MUÑOZ	Marca:	SIEMENS
Edad:	25 años	Modelo:	Definition (dual source)
Sexo:	Masculino	Modo de Escaneo:	Espiral
Peso:	70 kg	Kilovoltaje:	100
		Región a examinar:	Abdomen
PARÁMETROS DE ADQUISICIÓN		RESULTADOS	
Corriente del Tubo:	420 mA	CTDIw:	35 mGy
Tiempo de Rotación:	0.5 s	nCTDIw:	0.16667 mGy/mAs
Pitch:	0.6	CTDIvol:	17 mGy
mAs/trot:	210 mAs	DLP:	429.25 mGy.cm
mAs efectivo:	350 mAs	E:	6.4387 mSv
Colimación:	38.4 mm		

Figura 14-3. Matriz completa de DosisMath-S para un paciente adulto
Realizado por: León, Sofía, 2020

Después de realizar el cálculo se debe guardar la información para que se almacene en la base de datos. El usuario puede acceder a esta base de datos en la ventana de inicio, al seleccionar *Lista de Pacientes*, estos datos se pueden exportar en Excel como se visualiza en la figura 15-3. Contar con un registro de dosis de los pacientes nos permite conocer el nivel de exposición al que han estado sometidos y poder llevar un análisis adecuado en el transcurso del tiempo.

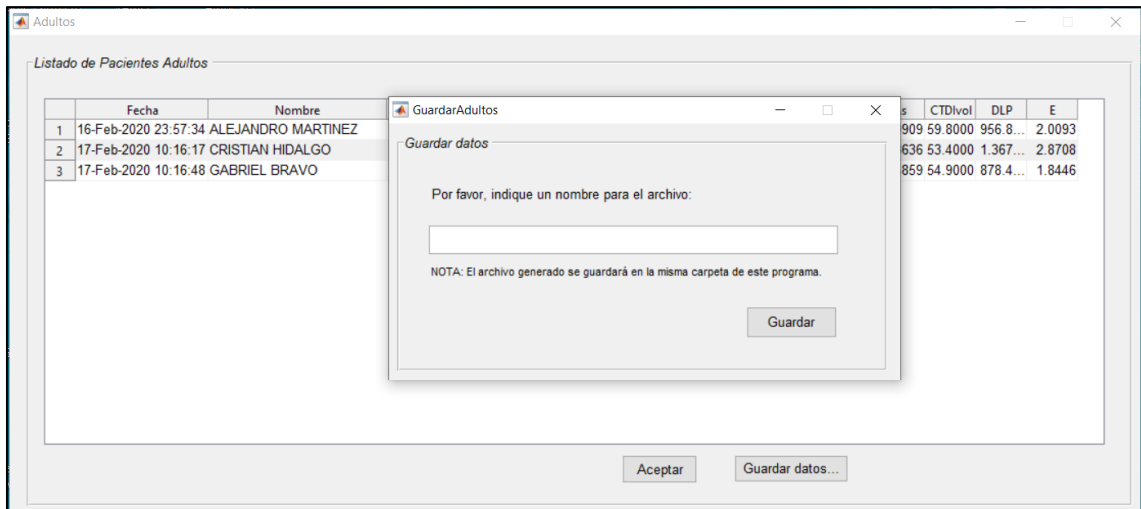


Figura 15-3. Listado de pacientes en DosisMath-S
Realizado por: León, Sofía, 2020

3.2. Resultados de dosis efectivas en pacientes adulto

3.2.1. Protocolo de cabeza (rutina)

En la tabla 21-3 se muestran los parámetros del protocolo de Cabeza de acuerdo a los modelos de equipos seleccionados, con un kV de 120 para cada uno y mAs de 390 vs 150 del equipo GE y un CTDI_{VOL} adecuado para estos modelos. La dosis efectiva va a estar en función del DLP, que esta depende de la longitud de escaneo L.

Tabla 21-3. Parámetros del protocolo de Cabeza rutinario

Protocolo	Marca	Modelo	kV	mAs	CTDI _{vol} (mGy)
Cabeza	GE	LigthSpeed VCT	120	150	54,15
		Discovery CT570 HD	120	150	54,9
	Siemens	Definition (Dual Source)	120	390	59,8
		Definition Flash (Dual source 128-slice)	120	350	53,4

Realizado por: Leon, Sofía, 2020

Tabla 22-3. Comparación de los Niveles de referencia de estudios de TC de cabeza con los valores de dosis efectivas (E) obtenidos por DosisMath-S para el modelo LigthSpeed VCT

LigthSpeed VCT								
Valores de dosis efectivas (E) obtenidos por DosisMath-S			Niveles de referencia para dosis efectiva en estudios de TC (DRL)					
L (cm)	DLP (mGy.cm)	E (mSv)	AAPM N°96	AAPM N°96 & Mettler et al	Costa & Soria		Galanski, Nagel & Stamm	
			1 mSv	2 mSv	2,87 mSv (M)	3,07 mSv (F)	2,3 mSv (M)	2,5 mSv (F)
12	649,8	1,36	36%	32%	52%	56%	41%	45%
15	812,25	1,71	71%	15%	41%	44%	26%	32%
16	866,4	1,82	82%	9%	37%	41%	21%	27%
20	1083	2,27	127%	14%	21%	26%	1%	9%
25,6	1386,24	2,91	191%	46%	1%	5%	27%	16%
26,35	1424,145	2,99	199%	50%	4%	3%	30%	20%

Realizado por: León, Sofía, 2020

En la tabla 22-3 se compara los DRL recomendados por la AAPM N° 96, Mettler et al., Costa & Soria y Galanski, Nagel & Stamm con los valores de dosis efectivas (E) obtenidos por DosisMath-S para el modelo LigthSpeed VCT, se determina que para una longitud mínima de 12 cm se tiene una dosis efectiva de 1,36 mSv, valor que para 1 mSv (AAPM N°96) excede en un 36%, pero se encuentra dentro de los niveles de referencia de dosis efectiva AAPM N°96 (2 mSv), al igual que, los DRL recomendados por Costa & Soria (2.87 mSv para hombre y 3,07 mSv para mujer) y para Galanski, Nagel & Stamm, se tiene que E es menor en el 41% (2,3 mSv en hombres) y 45% (2,5 mSv para mujeres) de los DRL, esto se debe a que la longitud de escaneo que ellos utilizan es de 13.2 cm (Galanski, Nagel y Stamm 2005, pág IX). Para una longitud de escaneo máxima de 26,35 cm se tiene una dosis efectiva de 2,99 mSv, resultado que discrepa con el valor mínimo de AAPM N°96 (1 mSv), pero para 2 mSv, el DRL excede en un 50%, debido a la longitud de escaneo de 14.5 cm para estudios de cráneo típico, esto se debe a que ellos en su metodología utilizan exploraciones en fantasmas de 16 cm de diámetro para cabeza (Serrano 2018, pág 31). Para los DRL de Galanski, Nagel & Stamm E excede en un 30% para hombre y en un 20% para mujer, mientras que para los DRL recomendados por Costa & Soria, E se encuentra dentro de los DRL para el género

femenino, pero excede en un 4% para hombres, debido a que la longitud de escaneo que ellos utilizan es de 25,6 cm.

Tabla 23-3. Comparación de los Niveles de referencia de estudios de TC de cabeza con los valores de dosis efectivas (E) obtenidos por DosisMath-S para el modelo Discovery CT750 HD

Discovery CT570 HD								
Valores de dosis efectivas (E) obtenidos por DosisMath-S			Niveles de referencia para dosis efectiva en estudios de TC (DRL)					
L (cm)	DLP (mGy.cm)	E (mSv)	AAPM N°96	AAPM N°96 & Mettler et al	Costa & Soria		Galanski, Nagel & Stamm	
			1 mSv	2 mSv	2,87 mSv (M)	3,07 mSv (F)	2,3 mSv (M)	2,5 mSv (F)
12	658,8	1,38	38%	31%	21%	55%	40%	45%
15	823,5	1,73	73%	14%	9%	44%	25%	31%
16	878,4	1,84	84%	8%	35%	40%	20%	26%
20	1098	2,31	131%	15%	20%	25%	0,3%	8%
25,6	1405,44	2,95	195%	48%	33%	4%	28%	18%
26,35	1443,87	3,03	203%	52%	6%	1%	32%	21%

Realizado por: León, Sofia, 2020

En la tabla 23-3 se compara los DRL recomendados por la AAPM N°96, Mettler et al., Costa & Soria y Galanski, Nagel & Stamm con los valores de dosis efectivas (E) obtenidos por *DosisMath-S* para el modelo Discovery CT570, se determina que para una longitud mínima de 12 cm se tiene una dosis efectiva de 1,38 mSv, valor que para 1 mSv (AAPM N°96) excede en un 38%, pero se encuentra dentro de los niveles de referencia de dosis efectiva AAPM N°96 (2 mSv), al igual que, los DRL recomendados por Costa & Soria (2.87 mSv para hombre y 3,07 mSv para mujer) y por Galanski, Nagel & Stamm, se tiene que E es menor en el 40% (2,3 mSv en hombres) y 45% (2,5 mSv para mujeres) de los DRL, esto se debe a que la longitud de escaneo que ellos utilizan es de 13.2 cm (Galanski, Nagel y Stamm 2005, pág IX). Para una longitud de escaneo máxima de 26,35 cm se tiene una dosis efectiva de 3,03 mSv, resultado que discrepa con el valor mínimo de AAPM N°96 (1 mSv), pero para 2 mSv, el DRL excede en un 52%, debido a la longitud de escaneo de 14.5 cm para estudios de cráneo típico (Serrano 2018, pág 31). Para los DRL recomendados por Galanski, Nagel & Stamm, E se encuentra superando en un 32% para hombres y en un 21% para mujeres,

mientras que para los DRL recomendados por Costa & Soria, E se encuentra dentro de los DRL para el género femenino, pero excede en un 6% para hombres, debido a que la longitud de escaneo que ellos utilizan es de 25,6 cm.

Tabla 24-3. Comparación de los Niveles de referencia de estudios de TC de cabeza con los valores de dosis efectivas (E) obtenidos por DosisMath-S para el modelo Definition (Dual source)

Definition (Dual Source)								
Valores de dosis efectivas (E) obtenidos por DosisMath-S			Niveles de referencia para dosis efectiva en estudios de TC (DRL)					
L (cm)	DLP (mGy.cm)	E (mSv)	AAPM N°96	AAPM N°96 & Mettler et al	Costa & Soria		Galanski, Nagel & Stamm	
			1 mSv	2 mSv	2,87 mSv (M)	3,07 mSv (F)	2,3 mSv (M)	2,5 mSv (F)
12	717,6	1,51	51%	25%	47%	51%	34%	40%
15	897	1,88	88%	5,8%	34%	39%	18%	25%
16	956,8	2,01	101%	0,5%	30%	35%	13%	20%
20	1196	2,51	151%	26%	12%	18%	9%	0%
25,6	1530,88	3,21	221%	61%	12%	5%	40%	29%
26,35	1572,74	3,30	230%	65%	15%	8%	44%	32%

Realizado por: Leon, Sofia, 2020

En la tabla 24-3 se compara los DRL recomendados por la AAPM N°96, Mettler et al., Costa & Soria y Galanski, Nagel & Stamm con los valores de dosis efectivas (E) obtenidos por *DosisMath-S* para el modelo Definition (Dual source), se determina que para una longitud mínima de 12 cm se tiene una dosis efectiva de 1,51 mSv, valor que para 1 mSv (AAPM N°96) excede en un 51%, pero se encuentra dentro de los niveles de referencia de dosis efectiva AAPM N°96 (2 mSv), al igual que, los DRL recomendados por Costa & Soria (2.87 mSv para hombre y 3,07 mSv para mujer) y por Galanski, Nagel & Stamm, se tiene que E es menor en el 34% (2,3 mSv en hombres) y 40% (2,5 mSv para mujeres) de los DRL, esto se debe a que la longitud de escaneo que ellos utilizan es de 13.2 cm (Galanski, Nagel y Stamm 2005, pág IX). Para una longitud de escaneo máxima de 26,35 cm se tiene una dosis efectiva de 3,30 mSv, resultado que discrepa con el valor mínimo de AAPM N°96 (1 mSv), pero para 2 mSv, el DRL excede en un 65%, debido a la longitud de escaneo de 14.5 cm para estudios de cráneo típico, ya que ellos en su metodología utilizan exploraciones en fantasmas de 16 cm para cabeza (Serrano 2018, pág 31). Para los DRL recomendados

por Galanski, Nagel & Stamm, E se encuentra superando en un 44% para hombres y en un 32% para mujeres, mientras que para los DRL recomendados por Costa & Soria, E se encuentra dentro de los DRL para el género femenino, pero excede en un 15% para hombres, debido a que la longitud de escaneo que ellos utilizan es de 25,6 cm.

Tabla 25-3. Comparación de los Niveles de referencia de estudios de TC de cabeza con los valores de dosis efectivas (E) obtenidos por DosisMath-S para el modelo Definition Flash (Dual source 128-slice)

Definition Flash (Dual source 128-slice)								
Valores de dosis efectivas (E) obtenidos por DosisMath-S			Niveles de referencia para dosis efectiva en estudios de TC (DRL)					
L (cm)	DLP (mGy.cm)	E (mSv)	AAPM N°96	AAPM N°96 & Mettler et al	Costa & Soria		Galanski, Nagel & Stamm	
			1 mSv	2 mSv	2,87 mSv (M)	3,07 mSv (F)	2,3 mSv (M)	2,5 mSv (F)
12	640,8	1,35	35%	33%	53%	56%	41%	46%
15	801	1,68	68%	16%	41%	45%	27%	33%
16	854,4	1,79	79%	10%	37%	42%	22%	28%
20	1068	2,24	124%	12%	22%	27%	2%	10%
25,6	1367,04	2,87	187%	44%	0%	6%	25%	15%
26,35	1404,42	2,95	195%	47%	3%	4%	28%	18%

Realizado por: León, Sofía, 2020

En la tabla 25-3 se compara los DRL recomendados por la AAPM N°96, Mettler et al., Costa & Soria y Galanski, Nagel & Stamm con los valores de dosis efectivas (E) obtenidos por DosisMath-S para el modelo Definition Flash (Dual source 128-slice), se determina que para una longitud mínima de 12 cm se tiene una dosis efectiva de 1,35 mSv, valor que para 1 mSv (AAPM N°96) excede en un 35%, pero se encuentra dentro de los límites de referencia de dosis efectiva AAPM N°96 (2 mSv), al igual que, los DRL recomendados por Costa & Soria (2.87 mSv para hombre y 3,07 mSv para mujer) y por Galanski, Nagel & Stamm, se tiene que E es menor en el 41% (2,3 mSv en hombres) y 46% (2,5 mSv para mujeres) de los DRL, esto se debe a que la longitud de escaneo que ellos utilizan es de 13.2 cm (Galanski, Nagel y Stamm 2005, pág IX). Para una longitud de escaneo máxima de 26,35 cm se tiene una dosis efectiva de 2,95 mSv, resultado que discrepa con el valor mínimo de AAPM (1 mSv), pero para 2 mSv, el DRL excede en un 47%, debido a la

longitud de escaneo de 14.5 cm para estudios de cráneo típico (Serrano 2018, pág 31). Para los DRL recomendados por Galanski, Nagel & Stamm, E se encuentra superando en un 28% para hombres y en un 18% para mujeres, mientras que para los DRL recomendados por Costa & Soria, E se encuentra dentro de los DRL para el género femenino, pero excede en un 3% para hombres, debido a que la longitud de escaneo que ellos utilizan es de 25,6 cm.

En la gráfica 1-3 se observa que, para las 6 longitudes de exploración en estudios de TC de cabeza rutinaria con 4 modelos diferentes de TC, con una adecuada longitud de escaneo se puede lograr reducir la dosis de radiación que recibe el paciente, por lo que a menor longitud de escaneo se tiene menor dosis de radiación dispersa y menor cantidad de dosis.

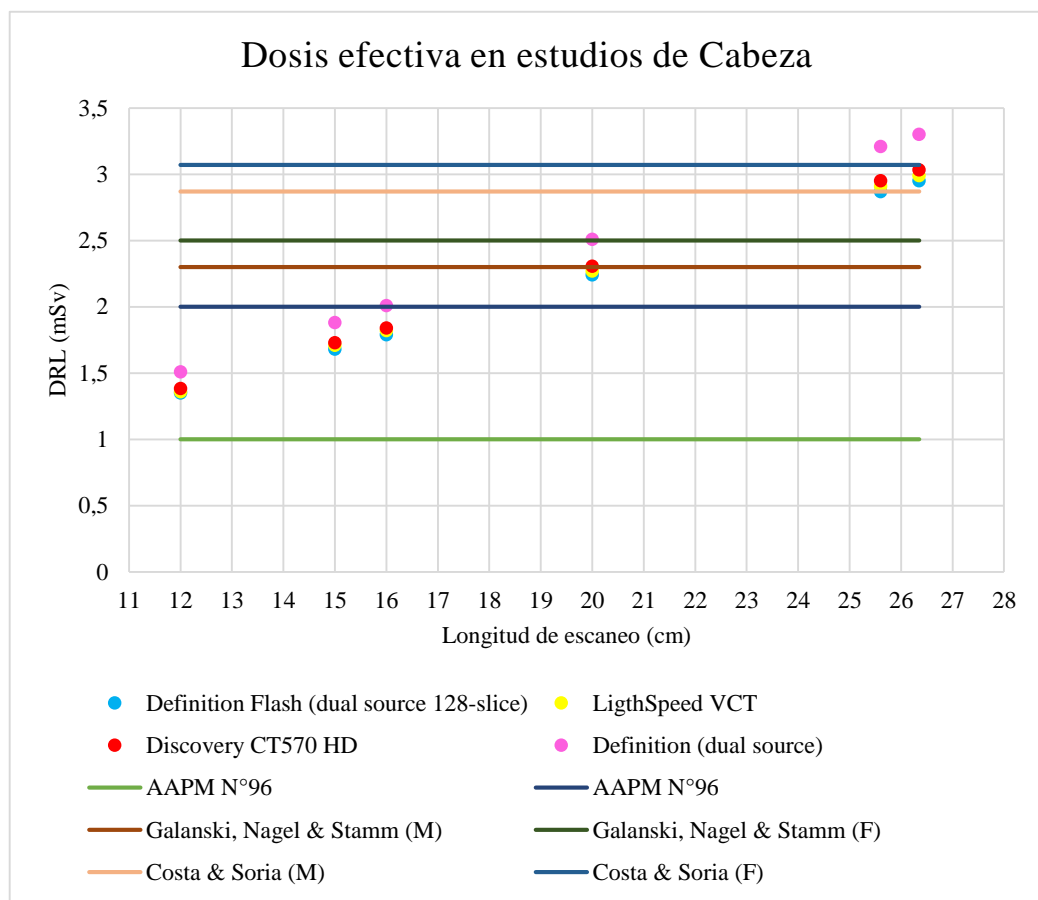


Gráfico 1-3. Comparación de los DRL con la dosis efectiva obtenida por DosisMath-S para estudios rutinarios de Cabeza.

Realizado por: León, Sofía, 2020

3.2.2. Protocolo de tórax (rutina)

Tabla 26-3. Parámetros para el protocolo de tórax

Protocolo	Marca	kV	mAs	L (cm)	CTDI _{vol} (mGy)
Tórax	GE	120	200	32,4	4 - 22
	Siemens	120	110	32,4	4 - 22

Realizado por: León, Sofía, 2020

En la tabla 26-3 se muestran los parámetros para el protocolo de tórax de acuerdo a los modelos de equipos seleccionados con un kV de 120 para cada uno, con una corriente de 110 para Siemens y 200 para GE, la longitud de escaneo va a permanecer constante porque para este protocolo se tiene el CTDI_{VOL} que está en función del peso y funciona para los dos equipos.

Tabla 27-3. Comparación de los Niveles de referencia de estudios de TC de tórax con los valores de dosis efectivas (E) obtenidos por DosisMath-S para los equipos de GE y Siemens

Tórax			Niveles de referencia para dosis efectiva en estudios de TC (DRL)					
			AAPM N°96	AAPM N°96 & Mettler et al	Costa & Soria		Galanski, Nagel & Stamm	
Masa corporal (kg)	CTDI _{vol} (mGy)	E promedio (mSv)	5 mSv	7 mSv	3,86 mSv (M)	4,98 mSv (F)	5,2 mSv (M)	6,8 mSv (F)
50 - <70	4 - 10	3,11	38%	56%	20%	38%	40%	31%
≥70 - < 90	10 - 16	5,83	17%	17%	51%	17%	12%	9%
≥ 90 - 120	16 - 22	8,62	72%	23%	123%	73%	66%	50%

Realizado por: León, Sofía, 2020

En la tabla 27-3 se compara los DRL recomendado por la AAPM N°96, Mettler et al., Costa & Soria y Galanski, Nagel & Stamm con los valores de dosis efectivas promedias (E) obtenidos por DosisMath-S, se analizan los resultados en función de la masa corporal: para pacientes pequeños (50 - <70 kg) se tiene un CTDI_{VOL} de (4 - 10) mGv respectivamente, con lo cual se obtiene una dosis efectiva promedio de (3,11 ± 0,81) mSv, determinando que para los DRLs establecidos la E promedio está dentro de los niveles recomendados. Para los pacientes promedio (≥70 - < 90 kg) se tiene un CTDI_{VOL} de (10 - 16) mGv, obteniendo una dosis efectiva promedio de (5,83 ± 0,81) mSv con una discrepancia en los valores de DRL de 5 mSv; 3,86 mSv; 4,98 mSv y 5,2 mSv en un 17% , 51% para hombre, 17% para mujer, 12% para mujer respectivamente, esto se debe a que los DRL que AAPM N°96, Costa & Soria y Galanski, Nagel & Stamm calculan DRL utilizando fantomas antropomórficos con pesos estándar de 50 kg para mujer con 32 cortes axiales y para hombre de 70 - 80 kg con 34 cortes axiales con una longitud de exploración de 30-35 cm y con

valores encontrados o propios de $CTDI_w$, $CTDI_{VOL}$, DLP, factor de ponderación promedio k , evidenciando que para pacientes pequeños el cálculo de dosis efectivas es óptima, mientras que para los pacientes de talla grande ($\geq 90 - 120$ kg) con un $CTDI_{VOL}$ de (16 – 22) mSv y una dosis efectiva promedio de $(8,62 \pm 0,82)$ mSv, sus valores discrepan con los DRL por sus diferentes valores de adquisición (mAs, tiempo de rotación, pitch, colimación L, $CTDI_w$, $CTDI_{vol}$, DLP, k), corroborando con Bushong que sustenta que a mayor grosor del paciente se tiene un incremento en la radiación dispersa y por ende existe un aumento de dosis efectiva (Bushong 2010, págs 226-227).

En la gráfica 2-3, se presentan los resultados de la comparación de dosis efectiva promedio con los DRL establecidos por los Organismos internacionales. Por lo que en el eje X los números representan la masa corporal de los pacientes: pequeños (1), promedio (2) y grandes (3). Evidenciando que a mayor espesor del paciente existe un incremento en la radiación dispersa y por ende se incrementa la dosis debido a los diferentes parámetros que han sido empleados en los DRL.

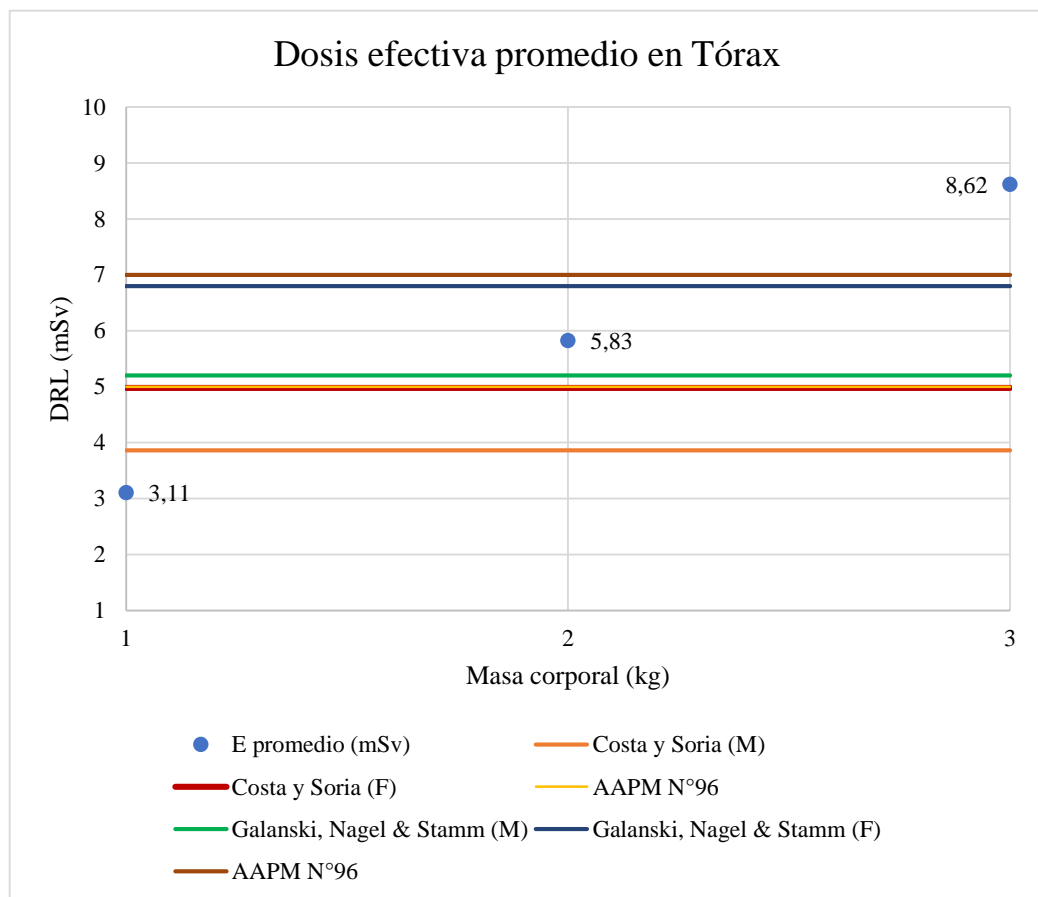


Gráfico 2-3. Comparación de los DRL con la dosis efectiva obtenida por DosisMath-S para estudios de tórax rutinario.
Realizado por: León, Sofía, 2020

3.2.3. Protocolo de abdomen y pelvis (rutina)

En la tabla 28-3, se presentan los datos para el protocolo de abdomen/pelvis, con diferentes longitudes de escaneo para cada protocolo, pero con el mismo $CTDI_{VOL}$ para ambas regiones.

Tabla 28-3. Parámetros para el protocolo de abdomen y pelvis

Protocolo	Marca	Modelo	kV	mAs	L (cm)		CTDI _{vol} (mGy)
					Abdomen	Pelvis	
Abdomen/Pelvis	GE	LigthSpeed VCT/Discovery CT570 HD	120	175/187,5	25,25	21,5	10 – 35
	Siemens	Definition (Dual Source)/Definition Flash (Dual source 128-slice)	120	210/210	25,25	21,5	10 – 35

Realizado por: León, Sofía, 2020

3.2.3.1. Protocolo abdomen

Tabla 29-3. Comparación de los Niveles de referencia de estudios de TC de abdomen con los valores de dosis efectivas (E) obtenidos por DosisMath-S para los equipos de GE y Siemens

Abdomen			Niveles de referencia para dosis efectiva en estudios de TC (DRL)						
			AAPM N°96		Mettler et al	Costa & Soria		Galanski, Nagel & Stamm	
Masa corporal (kg)	CTDI _{VOL} (mGy)	E promedio (mSv)	5 mSv	7 mSv	8 mSv	4,52 mSv (M)	6,53 mSv (F)	8,5 mSv (M)	12,3 mSv (F)
50 – <70	10 – 17	5,05	1%	28%	37%	12%	23%	41%	59%
≥70 - <90	17 – 25	7,95	59%	14%	1%	76%	22%	6%	35%
≥90 - 120	25 – 35	11,36	129%	63%	43%	153%	75%	34%	8%

Realizado por: León, Sofía, 2020

En la tabla 29-3 se compara los DRL recomendado por la AAPM N°96, Costa & Soria, Mettler et al y Galanski, Nagel & Stamm con los valores de dosis efectivas promedias (E) obtenidos por DosisMath-S, se analizan los resultados en función de la masa corporal: para pacientes pequeños (50 – <70 kg) se tiene un $CTDI_{VOL}$ de (10 – 17) mSv respectivamente, con lo cual se obtiene una dosis efectiva promedio de (5,05 ± 0,78) mSv, determinando que se tiene una discrepancia para los DRLs de 5 mSv (1%) debido a su longitud de exploración de 37,5 y para 4,52 mSv (12%) por la longitud de escaneo de 51,2 cm que abarcan toda la región abdominopélvica. Para los pacientes

promedio (≥ 70 - < 90 kg) se tiene un $CTDI_{VOL}$ de (17 – 25) mGv, obteniendo una dosis efectiva promedio de $(7,95 \pm 0,94)$ mSv con una discrepancia en los valores de DRL de AAPM N° 96 y Costa & Soria, esto se debe por los fantasmas antropomorfos que utilizan, la longitud de escaneo, los valores de $CTDI_w$, $CTDI_{vol}$, DLP y factor k, evidenciando que para pacientes pequeños el cálculo de dosis efectivas es óptima a partir de los 6,53 mSv, mientras que para los pacientes de talla grande (≥ 90 – 120 kg) con un $CTDI_{VOL}$ de (15– 35) mGv y una dosis efectiva promedio de $(11,36 \pm 1,15)$ mSv, sus valores discrepan con todos los DRL por sus diferentes valores de adquisición (mAs, tiempo de rotación, p, colimación L, $CTDI_w$, $CTDI_{vol}$, DLP, k), excepto para el valor de 12,3 mSv (8%). Corroborando con Bushong que sustenta que a mayor grosor del paciente se tiene un incremento en la radiación dispersa y por ende existe un aumento de dosis efectiva (Bushong 2010, págs 226-227).

En la gráfica 3-3, se presenta la comparación de las dosis efectivas promedias para las establecidas por los Organismos internacionales, evidenciando que a mayos espesor se aumenta la dosis efectiva.

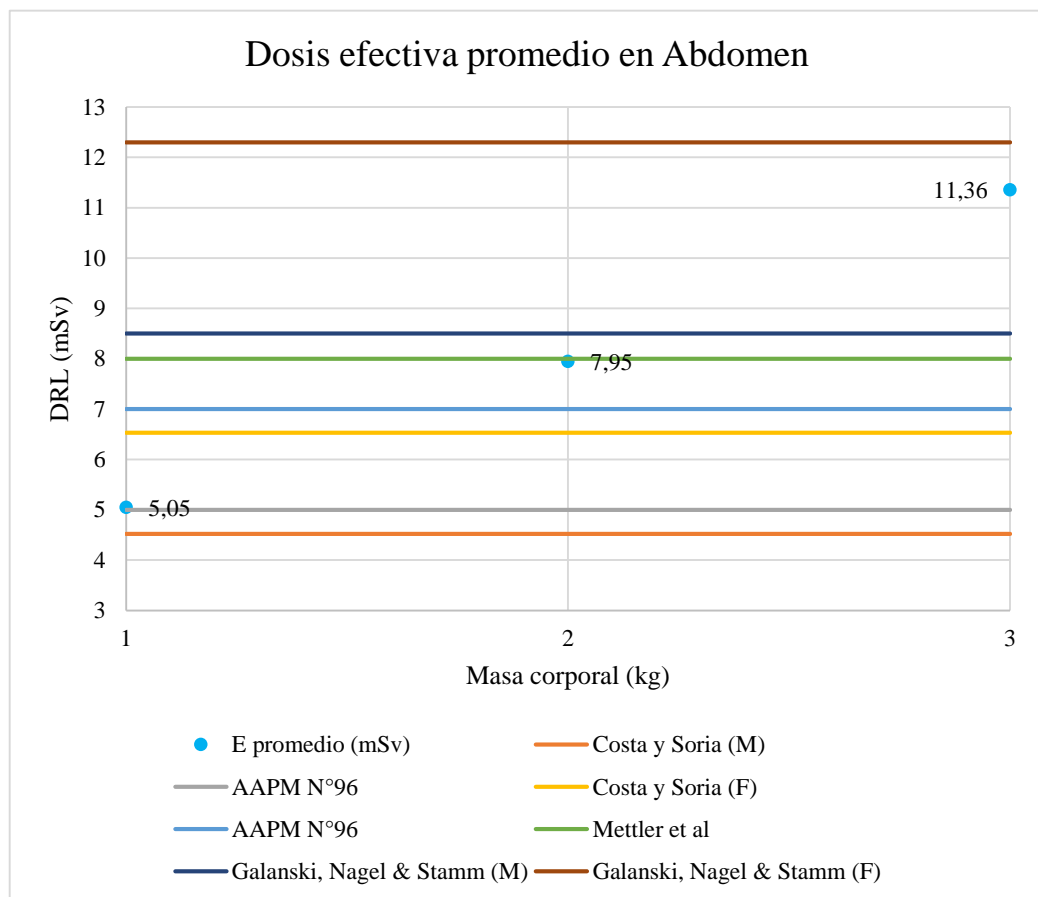


Gráfico 3-3. Comparación de los DRL con la dosis efectiva obtenida por DosisMath-S para estudios de abdomen de rutina.

Realizado por: León, Sofía, 2020

3.2.3.2. Protocolo de pelvis

Tabla 30-3. Comparación de los Niveles de referencia de estudios de TC de pelvis con los valores de dosis efectivas (E) obtenidos por DosisMath-S para los equipos de GE y Siemens

<i>Pelvis</i>			<i>Niveles de referencia para dosis efectiva en estudios de TC (DRL)</i>						
			AAPM N°96		Mettler et al	Costa y Soria		Galanski, Nagel & Stamm	
<i>Masa corporal (kg)</i>	<i>CTDI_{VOL} (mGy)</i>	<i>E promedio (mSv)</i>	3 mSv	4 mSv	6 mSv	5,46 mSv (M)	6,88 mSv (F)	8,5 mSv (M)	12,3 mSv (F)
50 – <70	10 – 17	4,30	43%	7%	28%	21%	38%	49%	65%
≥70 - < 90	17 – 25	6,77	126%	69%	13%	24%	2%	20%	45%
≥ 90 - 120	25 – 35	9,67	224%	143%	62%	78%	41%	14%	21%

Realizado por: León, Sofía, 2020

En la tabla 30-3 se compara los DRL recomendado por la AAPM N°96, Costa & Soria, Mettler et al y Galanski, Nagel & Stamm con los valores de dosis efectivas promedias (E) obtenidos por DosisMath-S, se analizan los resultados en función de la masa corporal: para pacientes pequeños (50 – <70 kg) se tiene un CTDI_{VOL} de (10 – 17) mSv respectivamente, con lo cual se obtiene una dosis efectiva promedio de (4,30 ± 0,67) mSv, determinando que se tiene una discrepancia para los DRLs de la AAPM N°96 debido a su longitud de exploración de 37,5 cm que abarcan toda la región abdominopélvica. Para los pacientes promedio (≥70 - < 90 kg) se tiene un CTDI_{VOL} de (17 – 25) mGv, obteniendo una dosis efectiva promedio de (6,77 ± 0,80) mSv con una discrepancia para los DRL de AAPM N° 96, Mettler et al y en hombres para Costa & Soria, esto se debe por lo que utilizan fantasmas antropomorfos, la longitud de escaneo, los valores de CTDI_w, CTDI_{VOL}, DLP y factor k, evidenciando que para pacientes pequeños el cálculo de dosis efectivas es óptima a partir de los 5,46 mSv, mientras que para los pacientes de talla grande (≥ 90 – 120 kg) con un CTDI_{VOL} de (25– 35) mGv y una dosis efectiva promedio de (9,73 ± 0,95) mSv, sus valores discrepan con todos los DRL por sus diferentes valores de adquisición (mAs, tiempo de rotación, p, colimación L, CTDI_w, CTDI_{vol}, DLP, k), excepto para el valor de 12,3 mSv (21%). Corroborando con Bushong que sustenta que a mayor grosor del paciente se tiene un incremento en la radiación dispersa y por ende existe un aumento de dosis efectiva (Bushong 2010, págs 226-227).

En la gráfica 4-3, se presenta la comparación de las dosis efectivas promedias obtenidas por DosisMath-S para las establecidas por los Organismos internacionales.

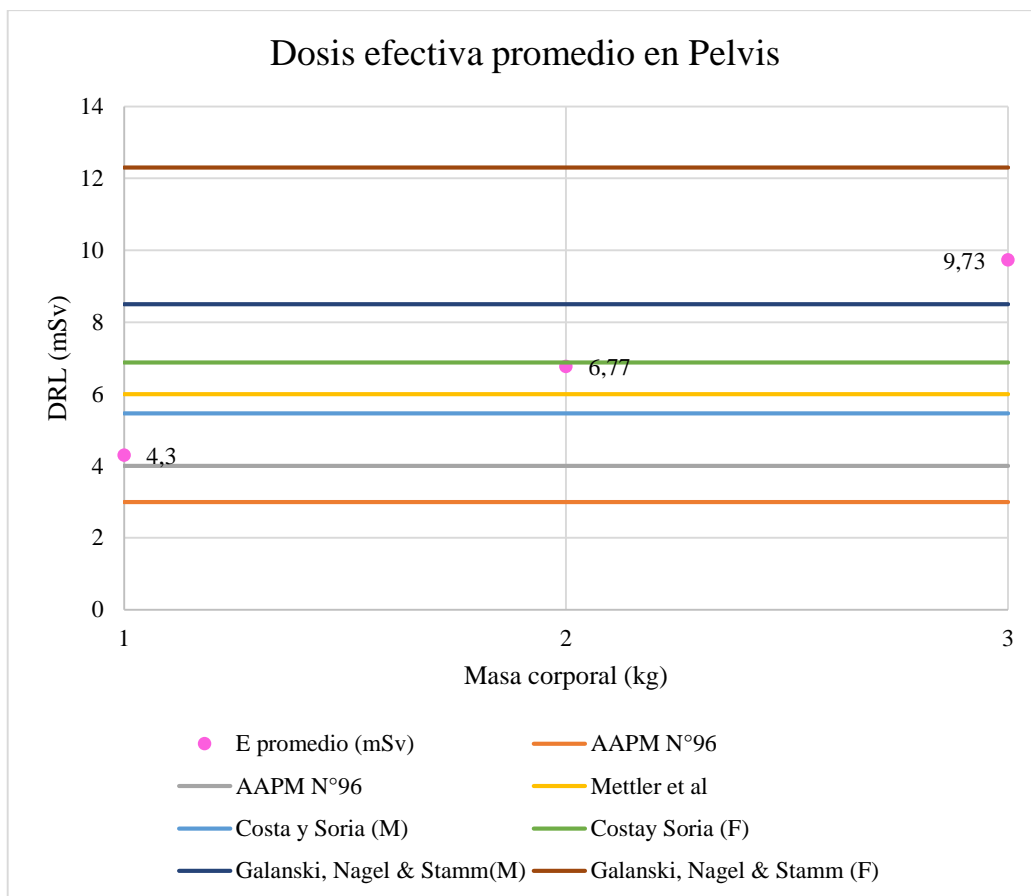


Gráfico 4-3. Comparación de los DRL con la dosis efectiva obtenida por DosisMath-S para estudios de pelvis
Realizado por: León, Sofía, 2020

3.3. Resultados de dosis efectivas en pacientes pediátricos

3.3.1. Protocolo tórax pediátrico

En la tabla 31-3 se representan los datos del protocolo de Tórax pediátrico en el cual el kV para Siemens es de 120 pero para GE el kV es de 100 a 120 kV, esto es de acuerdo a las edades de estos pacientes (1 – 15) años.

Tabla 31-3. Parámetros para el protocolo de tórax pediátrico

Tórax pediátrico					
Edad promedio (años)	Dimensión lateral (cm)	Masa corporal promedio (kg)	GE		Siemens
			LigthSpeed VCT	Discovery CT570 HD	Definition (Dual Source) / Definition Flash (Dual source 128-slice)

1	7 – 11	6 – 12	100 kV	28 mAs	100 kV	48 mAs	120/120 kV	100/112 mAs
2 – 5	12 – 18	12 – 18	100 kV	27 mAs	120 kV	36 mAs	120/120 kV	100/112 mAs
6 - 10	19 – 23	18 – 30	100 kV	30 mAs	120 kV	44 mAs	120/120 kV	100/112 mAs
11 – 15	24 – 28	30 – 50	120 kV	32 mAs	120 kV	48 mAs	120/120 kV	100/112 mAs

Realizado por: León, Sofía, 2020

Tabla 32-3. Comparación de los Niveles de referencia de estudios de TC de tórax pediátrico con los valores de dosis efectivas (E) obtenidos por DosisMath-S para los equipos de GE y Siemens

Tórax pediátrico						Niveles de referencia para dosis efectiva en estudios de TC (DRL)			
						Galanski, Nagel & Stamm			
Edad (años)	L (cm)	CTDI _{VOL} (mGy)	DLP (mGy.cm)	E (mSv)	SSDE (mGy)	E1 mSv (M)	E1 vs E	E2 mSv (F)	E2 vs E
1	9	2,5	22,5	0,88	6,5	1,9	54%	2,4	63%
2 – 5	15	3,025	45,375	1,18	6,9	2,2	46%	2,8	58%
6-10	21	3,66	76,86	1,38	7,2	2,6	47%	3,3	58%
11 – 15	26	4,82	125,32	1,63	8,2	2,8	42%	3,7	56%

Realizado por: León, Sofía, 2020

En la tabla 32-3 se compara los DRL recomendado por Galanski, Nagel & Stamm con los valores obtenido por DosisMath-S; para estudios de tórax pediátricos se analizaran los resultados en función de la edad: para 1 año se observa que es 0,88 mSv, de 2 a 5 años es $(1,18 \pm 0,13)$ mSv, de 6 a 10 años es $(1,38 \pm 0,19)$ mSv y de 11 a 15 años es $(1,63 \pm 0,24)$ mSv, valores que se encuentran dentro de los niveles de referencia.

En la gráfica 5-3, se representa los resultados de las dosis efectivas promedios para los pacientes pediátricos en estudios de TC de tórax, evidenciando que a menor edad se recibe una dosis menor, esto es de acuerdo a los parámetros que se utilizó para realizar el algoritmo. En el eje X se representa los grupos de edad, los cuales se dividen en 4, para el grupo 1 representa edades de 1 año, para el grupo 2 representan las edades de 2 a 5 años y así respectivamente para el grupo 3 (6 a 10 años) y grupo 4 (11 a 15 años).

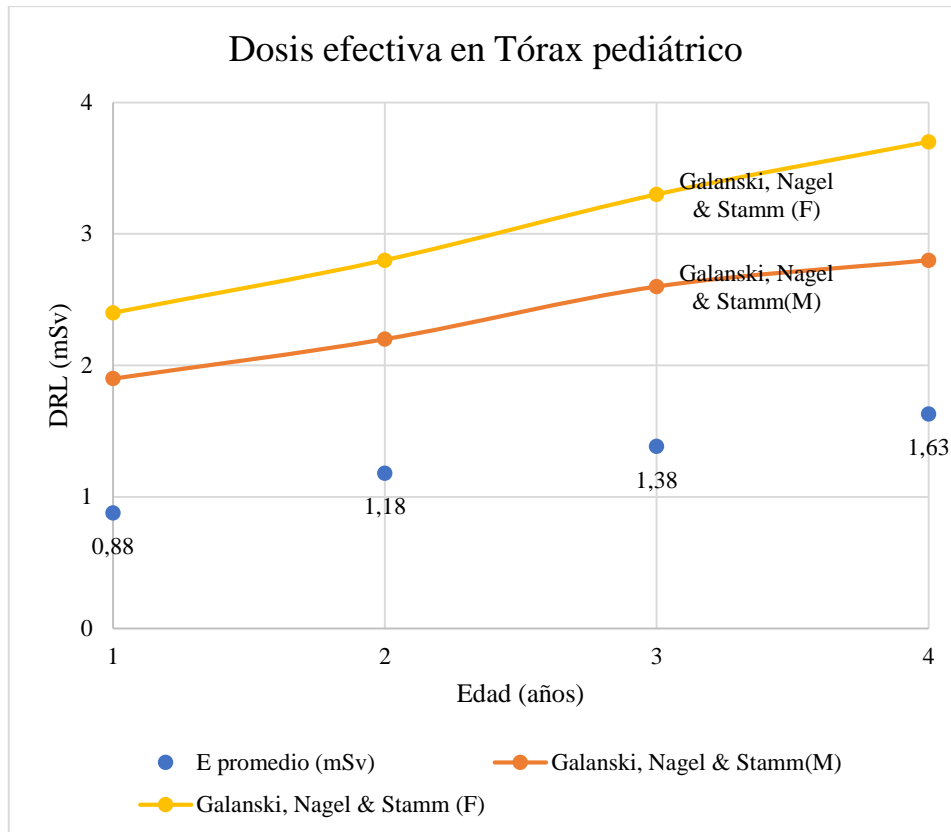


Gráfico 5-3. Comparación de los DRL con la dosis efectiva obtenida por DosisMath-S para tórax pediátrico
Realizado por: León, Sofía, 2020

3.3.2. Protocolo abdomen pediátrico

En la tabla 33-3 se presentan los datos para el protocolo de abdomen en los cuales se tiene 120 kV para GE y 100 kV para Siemens con diferentes corrientes para GE acorde a las edades del paciente y para Siemens se tiene corrientes fijas.

Tabla 33-3. Parámetros para el protocolo de abdomen pediátrico

Abdomen pediátrico								
Edad promedio (años)	Dimensión lateral (cm)	Peso promedio (kg)	GE				Siemens	
			LigthSpeed VCT		Discovery CT570 HD		Definition (Dual Source) / Definition Flash (Dual source 128-slice)	
1	7 – 13	6 – 12	120 kV	39 mAs	120 kV	56 mAs	100/100 kV	279/297 mAs
2– 5	14 – 16	12 – 18	120 kV	36 mAs	120 kV	52 mAs	100/100 kV	279/297 mAs
6 – 10	17 – 22	18 – 30	120 kV	38 mAs	120 kV	58 mAs	100/100 kV	279/297 mAs
11 – 15	23 – 27	30 – 50	120 kV	48 mAs	120 kV	68 mAs	100/100 kV	279/297 mAs

Realizado por: León, Sofía, 2020

Tabla 34-3. Comparación de los Niveles de referencia de estudios de TC de abdomen pediátrico con los valores de dosis efectivas (E) obtenidos por DosisMath-S para los equipos de GE y Siemens

Abdomen pediátrico						Niveles de referencia para dosis efectiva en estudios de TC (DRL)			
						Galanski, Nagel & Stamm			
Edad (años)	L (cm)	CTDI _{vol} (mGy)	DLP (mGy.cm)	E (mSv)	SSDE (mGy)	E1 mSv (H)	E1 vs E	E2 mSv (M)	E2 vs E
1	10	3,5	35	1,72	8,93	3,9	56%	5,6	69%
2 – 5	15	4,2	62,8125	1,88	9,59	4,4	57%	6,4	71%
6-10	19,5	5,2	101,79	2,04	10,73	4,7	57%	6,8	70%
11 – 15	25	5,98	149,5	2,24	10,52	5,4	58%	7,9	72%

Realizado por: León, Sofía, 2020

En la tabla 34-3 se compara los DRL recomendado por Galanski, Nagel & Stamm con los valores obtenido por DosisMath-S; para estudios de tórax pediátricos se analizaran los resultados en función de la edad: para 1 año se observa que es 0,88 mSv, de 2 a 5 años es (1,18 ± 0,13) mSv, de 6 a 10 años es (1,38 ± 0,19) mSv y de 11 a 15 años es (1,63 ± 0,24) mSv, valores que se encuentran dentro de los niveles de referencia.

En la gráfica 6-3, representa los valores de la dosis efectiva promedio comparando con los DRL que se tiene para cada edad.

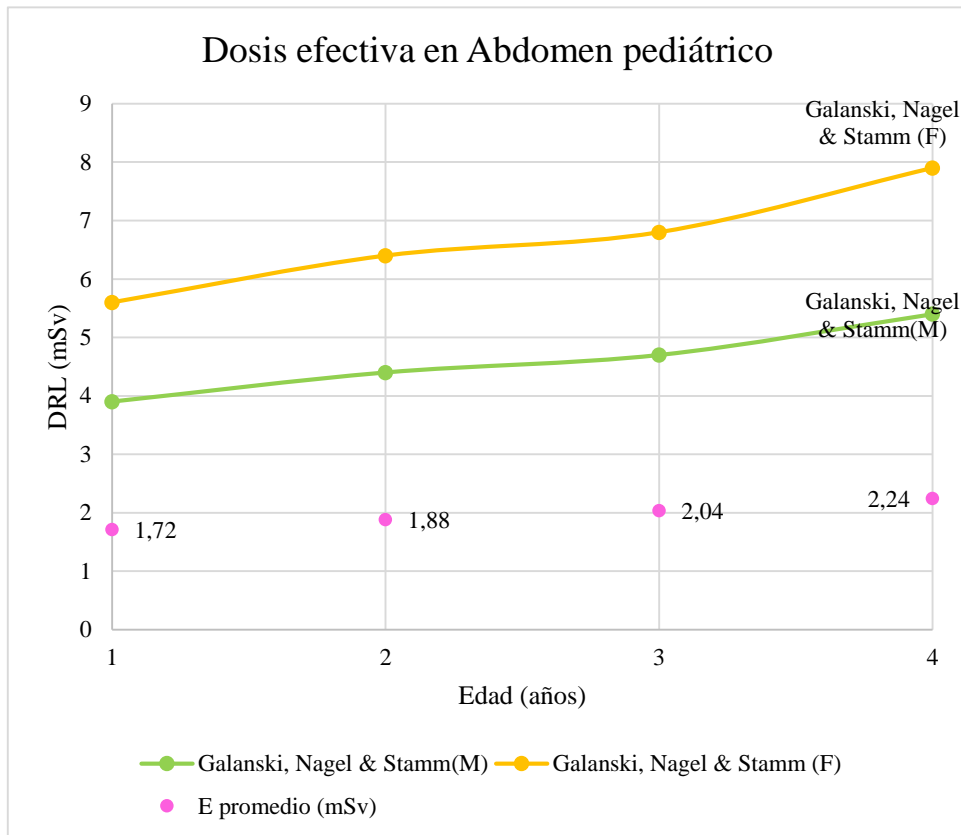


Gráfico 6-3. Comparación de los DRL con la dosis efectiva obtenida por DosisMath-S para abdomen pediátrico
Realizado por: León, Sofia, 2020

CONCLUSIONES

- Los principales parámetros que influyen en la dosis efectiva que reciben los pacientes adultos y pediátricos que acuden a estudios de diagnóstico utilizando tomografía computarizada, en cabeza, tórax, abdomen y pelvis son el factor peso (kg), longitud de escaneo en adultos, factor de ponderación promedio (k) y edad en pediátricos, debido a que a mayor espesor se incrementa la calidad del haz de radiación y a mayor longitud de escaneo (L) se incrementa la dispersión del haz y la edad por la radiosensibilidad por la alta tasa de reproducción celular y la esperanza de vida más larga que la de un adulto.
- El algoritmo en la herramienta computacional Matlab, denominado DosisMath-S, calcula de manera rápida y precisa las dosis efectivas en pacientes pediátricos y adultos en los estudios de tomografía computarizada; tomando en cuenta como los pacientes pediátricos, la edad de 1 a 15 años, y para los adultos de 16 a 50 años; las marcas de equipos seleccionados fueron GE y Siemens que ofrecen una amplia variedad de modelos de equipos, escogiendo LigthSpeed VCT y Discovery CT570 HD para GE, y para Siemens Definition (Dual source) y Definition Flash (dual source 128-slice).
- Para una longitud de exploración mínima de 12 cm en pacientes adultos de tomografía computarizada en cabeza, se tiene una dosis efectiva de 1,35 a 1,51 mSv, mientras que para una longitud de escaneo máxima de 26,35 cm la dosis efectiva es de 2,95 a 3,30 mSv. Para las regiones de tórax, abdomen y pelvis se demuestra que a mayor grosor del paciente se tiene un aumento en la radiación dispersa y por ende existe un aumento de dosis efectiva.
- Para un paciente pediátrico de tórax, considerando una longitud de exploración es de 9 cm con una dosis efectiva de 0,87 mSv para 1 año y para longitud de escaneo de 25 cm la E es 2,24 mSv para edades de 11 a 15 años, valores que varían de acuerdo al rango de edad, longitud de escaneo y la región a explorar, y, que se encuentran dentro de los DRL recomendados por Galanski, Nagel & Stamm.
- Al realizar la comparación de los niveles de referencia de dosis efectiva para estudios tomográficos de cabeza en pacientes adultos para los equipos de GE y Siemens, los valores se encuentran dentro de los niveles de referencia recomendados, evidenciando que para DRL mayores a 2 mSv y con una longitud de escaneo adecuada (< 20 cm) se obtiene óptimos resultados, mientras que, para los pacientes pediátricos, las dosis efectivas obtenidas por DosisMath-S se encuentran dentro de los niveles de referencia recomendados.

RECOMENDACIONES

- Para mejores comparaciones de resultados con los niveles de referencia establecidos se debe hacer uso de los protocolos propuestos por los organismos internacionales de Protección Radiológica, en base a las diferentes regiones a explorar y de los equipos de TC.
- Llevar un registro dosimétrico para pacientes de estudios tomográficos con el número de exploraciones, a fin de cuantificar la dosis efectiva a la que han estado expuesto durante toda su vida y así poder llevar un análisis adecuado en el transcurso del tiempo.
- Obtener niveles de referencia nacionales, para poder comparar los resultados obtenidos, debido a que la mayoría de DRL se basan en directrices europeas y estadounidenses.

BIBLIOGRAFÍA

AAPM. “Adult routine abdomen/pelvis CT protocols”. *American Association of Physicist in Medicine*, vol. 1, n°1 (2015), pp. 1-12.

AAPM. “Adult routine head CT protocols”. *American Association of Physicist in Medicine*, vol. 2, (2016a), pp. 1-20.

AAPM. “Routine adult chest CT protocols”. *American Association of Physicist in Medicine*, vol. 2, n°1 (2016b), pp. 1-14.

AAPM. “Pediatric routine abdomen and pelvis CT protocol. *American Association of Physicist in Medicine*, (2017a), pp. 1-17.

AAPM. “Pediatric routine chest CT protocol”. *American Association of Physicist in Medicine*, (2017b), pp. 1-17.

ALLENDE, F; et al. “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*, vol. 22, no. 2 (2016), ISSN 0717201X. DOI 10.1016/j.rchira.2016.06.002., pp. 61-69.

ANDISCO, D., BLANCO, S. & BUZZI, A.E. “Dosimetría en tomografía computada”. *Revista Argentina de Radiología*, vol. 78, no. 3 (2014), pp. 156-160. ISSN 18529992. DOI 10.1016/j.rard.2014.07.004.

ARÉVALO GARCÍA, A. & TROYA, L. V. “Tomografía computarizada (T.C.)”. *Revista de enfermería*, vol. 7, no. 75 (2013), (*Barcelona, Spain*), pp. 21-25. ISSN 02105020.

BOONE, J; et al. “AAPM report No. 204: Specific Dose Estimates (SSDE) in Pediatric and Adult Body CT Examinations,”. *American Association of Physicists in Medicine*. (2011). pp. 10-11.

BUSHONG, S.C. *Manual de radiología para técnicos: física, biología y protección radiológica*. Barcelona, España: Elsevier España, S.L. 2010. ISBN 978-84-8086-636-1. pp. 109-375.

COLOMA E., A. Simulaciones montecarlo para el cálculo de los índices de dosis en el tomógrafo brillante big bore del hospital oncológico Solca núcleo Quito (Trabajo de titulación). Escuela Politécnica Nacional, Facultad de Ciencias. Quito-Ecuador. 2014 pp. ix.

COMISIÓN ECUATORIANA DE ENERGÍA ATÓMICA. 2002. *Curso básico de protección radiológica: Efectos biológicos de las radiaciones ionizantes*. Quito-Ecuador: PPL «Impresores», pp. 72-77.

COMPONENTES ELECTRÓNICAS. 7 ventajas de usar MATLAB [en línea]. 2018. [Consulta: 14 enero 2020]. Disponible en: <https://www.compelect.com.co/2018/01/26/7-ventajas-de-usar-matlab/>.

CONSEJO DE SEGURIDAD NUCLEAR. Las radiaciones: Radiaciones ionizantes [en línea]. 2019. [Consulta: 7 agosto 2019]. Disponible en: <https://www.csn.es/radiaciones-ionizantes>.

COSTA, J. & SORIA, J. *Tomografía Computarizada dirigida a técnicos superiores en Imagen para el diagnóstico*. España: Elsevier España, 2015, pp. 3-142.

DE LA CERDA ROMERO, A. “Equipos de tomografía computarizada (tac)”. *Revista Digital para Profesionales de la Enseñanza*, vol. 5, (2009), pp. 1-17.

DILEK CAKMAK, E., TUNCEL, N. & SINDIR, B. “Assessment of Organ Dose by Direct and Indirect Measurements for a Wide Bore X-Ray Computed Tomography Unit That Used in Radiotherapy”. *International Journal of Medical Physics, Clinical Engineering and Radiation Oncology*, vol. 04, no. 02 (2015), pp. 132-142. ISSN 2168-5436. DOI 10.4236/ijmpcero.2015.42017.

EUROPEAN COMMISSION. European Guidance on Quality Criteria for Computed Tomography, Report EUR 16262 (2004).

FEDERACIÓN DE ENSEÑANZA DE CC.OO DE ANDALUCÍA. “Principios de la tomografía computarizada”. *Revista Digital para Profesionales de la Enseñanza*, vol. 4, (2009), pp. 1-15.

FERNÁNDEZ, J.M.; et al. *Fundamentos de Física Médica: Medida de la radiación*. A. Brosed (ed.). Madrid: ADI, 2016. ISBN 2009201020112. pp. 87.

FRUSH, D.P. “Riesgos de la radiación Imagenológica en niños”. *Revista Médica Clínica*, vol. 24, no. 1 (2013), pp. 21-22.

FUNDAMEDIOS. En Ecuador la esperanza de vida es de 80 años el hombre y 83 años de la

mujer. *Ecuador Chequea* [en línea]. 2019. [Consulta: 10 enero 2020]. Disponible en: <http://www.ecuadorchequea.com/2019/04/16/paul-granda-en-ecuador-la-esperanza-de-vida-es-de-80-anos-el-hombre-y-83-anos-de-la-mujer-falso/>.

GALANSKI, M., NAGEL, H.D. & STAMM, G. *Paediatric CT Exposure Practice in the Federal Republic of Germany: Results of a Nation-wide Survey in 2005/06*. Germany: 2006, pp. 56.

GARCÍA ESCOBEDO, A. & GONZÁLEZ VERGARA, C. “Tomografía computada : grandes beneficios con gran responsabilidad”. *Acta Médica Grupo Angeles*, vol. 13, no. 4 (2015), pp. 232-237.

GARDI, C. 2017. Factores asociados a la dosis absorbida de radiación en tomografías abdominales realizadas en el hospital municipal. Los Olivos , enero - abril del 2017 (Trabajo de titulación). Universidad Nacional Mayor de San Marcos, Facultad de medicina. 2017. pp. 25-26.

GONZÁLEZ V., J. *Manual práctico de tomografía*. Cuarta. 2011. pp. 31-41.

HOJREH, A., WEBER, M. & HOMOLKA, P. “Effect of staff training on radiation dose in pediatric CT”. *European Journal of Radiology* [en línea], 2015, vol. 84 (no. 8), pp. 1574-1578. [Consulta: 2 julio 2019]. DOI <https://doi.org/10.1016/j.ejrad.2015.04.027>. Disponible en: <https://www.sciencedirect.com/science/article/abs/pii/S0720048X15002272>.

IAEA. “Niveles de referencia para diagnóstico con tomografía computada (CT)”. *Radiation Protection of Patients (RPOP)* [en línea], 2013a, [Consulta: 5 julio 2019]. Disponible en: https://rpop.iaea.org/RPOP/RPoP/Content-es/InformationFor/HealthProfessionals/1_Radiology/ComputedTomography/diagnostic-reference-levels.htm.

IAEA. Optimización de la CT. [en línea]. 2013b. [Consulta: 30 junio 2019]. Disponible en: https://rpop.iaea.org/RPOP/RPoP/Content-es/InformationFor/HealthProfessionals/1_Radiology/ComputedTomography/CTOptimization.htm#CTFAQ07.

ICRP. *Las Recomendaciones 2007 de la Comisión Internacional de Protección Radiológica*. Senda Edit.: Sociedad Española de Protección Radiológica, 2007.

ICRU. *Radiation Dose and Image-Quality Assessment in Computed Tomography*. ICRU Report 87: Journal of the ICRU, 2012. ISBN 2065187892365. pp. 43.

IMPACT. *ImPACT's CT dosimetry tool version 1.0.4.* [en línea]. 2011. [Consulta: 5 enero 2020]. Disponible en: <http://www.impactscan.org>.

INSTITUTO NACIONAL DE ESTADÍSTICA Y CENSOS. Boletín técnico N°01-2017-Recursos y Actividades de Salud (RAS). Ecuador.

INSTITUTO NACIONAL DEL CÁNCER. Tomografía computarizada (TC) y exploraciones para cáncer. [en línea]. 2013 [Consulta: 30 junio 2019]. Disponible en: <https://www.cancer.gov/espanol/cancer/diagnostico-estadificacion/hoja-informativa-tomografia-computarizada>.

MATHWORKS. MATLAB. [en línea]. 2020. [Consulta: 14 enero 2020]. Disponible en: <https://es.mathworks.com/products/matlab.html>.

MCCOLLOUGH, C., CODY, D.; et al. *The Measurement, Reporting, and Management of Radiation Dose in CT, AAPM report No. 96.* American Association of Physics in Medicine, 2008. ISBN 9781888340730. pp. 6-11.

MENDIZÁBAL M., A.L. “Radiación ionizante en tomografía computada: un tema de reflexión”. *Anales de Radiología México*, vol. 2, (2012), pp. 95.

METTLER, F.A.; et al. “Effective doses in radiology and diagnostic nuclear medicine: A catalog”. *Radiology*, vol. 248, no. 1 (2008), pp. 254-263. ISSN 00338419. DOI 10.1148/radiol.2481071451.

MONTOYA M., N. & FRANCO C., M. “Objetivos para un Programa de Protección Radiológica para el Paciente en servicios de tomografía computada en México”. *Anales de Radiología México*, vol. 14, (2015), pp. 101-102.

NAUMANN, D.N.; et al. “Radiation exposure during pediatric emergency CT: Time we took notice?”. *Journal of Pediatric Surgery* [en línea], 2014, vol. 49 (no. 2), pp. 305-307. DOI <https://doi.org/10.1016/j.jpedsurg.2013.11.044>. Disponible en: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0022346813009044>.

OMS. Comunicando los riesgos de la radiación en radiodiagnóstico pediátrico. España: *Ministerio de Sanidad, Servicios Sociales e Igualdad de España*, 2016. pp. 3-9.

VELAR FERRERO, A., ESPARZA ESTAÚN, J., et al. Desentrañando la tecnología de la tomografía computarizada helicoidal multicorte (TCMC). *SERAM 2014 / S-0630* [en línea]. [Consulta: 1 enero 2020]. Disponible en:

https://posterng.netkey.at/esr/viewing/index.php?module=viewing_poster&task=viewsection&pi=123801&ti=411497&searchkey=.

PACHACAMA, K. *Principios de Tomografía*. Ecuador: Universidad Central del Ecuador, 2015. pp. 74.

PASCUAL, A. & GADEA, E. NTP 614: Radiaciones ionizantes: normas de protección. . España: 2001. pp. 2-3.

RAMÍREZ, J.C., ARBOLEDA, C. & MCCOLLOUGH, C.H. “Tomografía computarizada por rayos x: fundamentos y actualidad”. *Revista Ingeniería Biomédica*, vol. 2, no. 4 (2008), pp. 14-15. ISSN 1909–9762.

RAMOS N., O. & VILLARREAL U., M. “Disminución de la dosis de radiación en el radiodiagnóstico”. *Revista Chilena de Radiología*, vol. 19, no. 1 (2013), pp. 5-11.

RSNA. “Exploracion del cuerpo por TAC”. *Radiologyinfo.org.*, 2018. pp. 1-9.

RSNA. “Dosis de radiación en exámenes de rayos X y TC/TAC”. *RadiologyInfo.org.*, 2019. pp. 1-5.

SABA, L. & SURI, J. *Multi-Detector CT Imaging*. New York: Taylor & Francis Group, 2014. ISBN 9781439893845. pp. 112-115.

SÁNCHEZ CORAS, C. Dosis de radiación efectiva en pacientes sometidos a tomografía computarizada de cráneo atendidos en el Servicio de Radiología de la Clínica Vesalio (Trabajo de titulación). Universidad Nacional Mayor de San Marcos, Facultad de medicina. 2017. pp. 27.

SANTA-OLALLA CARCEDO, I.; et al. “Dosis en TC pediátricos”. *Revista de Física Médica*, vol. 6, no. 3 (2005), pp. 231-235.

SERRANO, S., Estimación rápida de la dosis absorbida por los órganos durante una tomografía con el escáner Discovery ST8. Escuela Politécnica Nacional, Facultad de ciencias. 2018. pp. 31.

SERVENTE LUQUETTI, L., MARTINUCCI SILVA, F.; et al. “Dosis acumulada en tomografía computada 2014-2017: análisis descriptivo de una población del Hospital de Clínicas”. *Revista Medica Del Uruguay*, vol. 34, no. 3 (2018), pp. 139-147. DOI 10.29193/rmu.34.3.1.

SHRIMPTON, P.C.P.C. & WALL, B.F. “Reference Doses for Pediatric Computed Tomography”. *Radiation Protection Dosimetry* [en línea], 2000, vol. 90 (no. 1-2), pp. 249–252.

[Consulta: 10 noviembre 2019]. DOI <https://doi.org/10.1093/oxfordjournals.rpd.a033130>.
Disponible en: <https://academic.oup.com/rpd/article-abstract/90/1-2/249/1655707?redirectedFrom=fulltext%0D>.

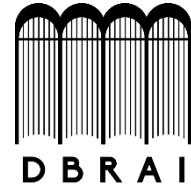
SOCIEDAD ESPAÑOLA DE FÍSICA MÉDICA. *Fundamentos de Física Médica: Protección radiológica hospitalaria.* Madrid: ADI, 2016a. ISBN 9788494418624. pp. 35-37.

SOCIEDAD ESPAÑOLA DE FÍSICA MÉDICA. *Fundamentos de Física Médica: Radiodiagnóstico: bases físicas, equipos y control de calidad.* Madrid: ADI, 2016b. ISBN 2009201020112. pp.135-139.

TACK, D., KALRA, M.K. & GEVENOIS, P.A., *Radiation Dose from Multidetector CT.* Berlin: Springer Heidelberg, 2012. ISBN 9783642230349. pp. 109-240.



**ESCUELA SUPERIOR POLITÉCNICA DE
CHIMBORAZO**



**DIRECCIÓN DE BIBLIOTECAS Y RECURSOS
PARA EL APRENDIZAJE Y LA INVESTIGACIÓN**

UNIDAD DE PROCESOS TÉCNICOS
REVISIÓN DE NORMAS TÉCNICAS, RESUMEN Y BIBLIOGRAFÍA

Fecha de entrega: 12 / marzo / 2020

INFORMACIÓN DEL AUTOR/A (S)
Nombres – Apellidos: Lizbeth Sofía León Quishpe
INFORMACIÓN INSTITUCIONAL
Facultad: Ciencias
Carrera: Biofísica
Título a optar: Biofísica
f. Analista de Biblioteca responsable: