



ESCUELA SUPERIOR POLITÉCNICA DE CHIMBORAZO
FACULTAD DE CIENCIAS
ESCUELA DE FÍSICA Y MATEMÁTICA

**“COMPARACIÓN DE LA DOSIS ABSORBIDA DETERMINADA
POR DOSIMETRÍA DIRECTA EN PACIENTES A TRAVÉS DE
LOS PARÁMETROS DEL EQUIPO EN ESTUDIOS DE CRÁNEO
PARA EL TOMÓGRAFO COMPUTARIZADO (TC) TOSHIBA TSX
-031A DEL HOSPITAL PROVINCIAL GENERAL DOCENTE
RIOBAMBA”**

TRABAJO DE TITULACIÓN
TIPO: TRABAJO EXPERIMENTAL

Presentado previo a la obtención del título de
BIOFÍSICA

AUTORA: TIERRA VILEMA ERIKA MAGALY
TUTORA: MSC. MYRIAN CECILIA BORJA SAAVEDRA

Riobamba – Ecuador

2018

© 2018, Erika Magaly Tierra Vilema

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 reconozca el Derecho de Autor.

ESCUELA SUPERIOR POLITÉCNICA DE CHIMBORAZO
FACULTAD DE CIENCIAS
ESCUELA DE FÍSICA Y MATEMÁTICA

El Tribunal del trabajo de titulación certifica que: El trabajo de investigación: Tipo Experimental titulado “COMPARACIÓN DE LA DOSIS ABSORBIDA DETERMINADA POR DOSIMETRÍA DIRECTA EN PACIENTES A TRAVÉS DE LOS PARÁMETROS DEL EQUIPO EN ESTUDIOS DE CRÁNEO PARA EL TOMÓGRAFO COMPUTARIZADO (TC) TOSHIBA TSX -031A DEL HOSPITAL PROVINCIAL GENERAL DOCENTE RIOBAMBA”, de responsabilidad de la señora ERIKA MAGALY TIERRA VILEMA, ha sido minuciosamente revisado por los Miembros del Tribunal del trabajo de titulación, quedando autorizada su presentación.

FIRMA

FECHA

Msc. Myrian Cecilia Borja Saavedra

**DIRECTORA DEL TRABAJO DE
TITULACIÓN**

Biof. Teresa Angélica Altamirano Novillo

MIEMBRO DEL TRIBUNAL

Yo, ERIKA MAGALY TIERRA VILEMA soy responsable de las ideas, doctrinas y resultados expuestos en este Trabajo y el patrimonio intelectual del Trabajo de Titulación pertenece a la Escuela Superior Politécnica de Chimborazo

Erika Magaly Tierra Vilema

DEDICATORIA

Este Trabajo de Titulación se lo dedico con todo mi amor y cariño a mis padres y hermanos por sus sacrificios, esfuerzos y por sus palabras de ánimo que no me dejaban decaer para que siguiera adelante y siempre sea perseverante, constante y cumpla con mis ideales.

A mis queridos sobrinos Pablito, Erika y Dayanara quienes, con sus ocurrencias, ternura y sin esperar nada a cambio me ofrecen un amor puro y sincero llenando mi vida de alegría.

A mis abuelitos María (+), Leónidas y Paula que con sus sabios consejos me han enseñado a luchar y esforzarme para lograr mis sueños y a mi tía Rosa a quien quiero como una madre, por su ayuda incondicional y apoyo moral durante toda mi vida estudiantil.

A mi querida hija Emily por ser el motorcito de mi vida y la luz que ilumina mi camino dándome fuerzas para seguir luchando día a día por un futuro mejor.

A mi amado esposo Carlos por creer en mi capacidad, aunque hemos pasado momentos difíciles siempre ha estado brindándome su apoyo, comprensión y amor, dándome la fortaleza para seguir adelante con nuestros proyectos de vida.

Magaly

AGRADECIMIENTO

Agradezco principalmente a Dios por haberme dado la vida, por protegerme y darme fuerzas para superar obstáculos y dificultades, permitiéndome llegar a este momento tan especial de mi formación profesional.

A la Escuela Superior Politécnica de Chimborazo (ESPOCH) por darme la oportunidad de educarme y formarme como profesional.

A todos los docentes de la carrera de Biofísica por haber compartido conmigo sus conocimientos en las aulas y sobre todo su amistad. De manera especial a la MSC. Myrian Borja, directora del trabajo de titulación y a la Biof. Teresa Altamirano, por su valiosa guía, asesoramiento, tiempo, apoyo y motivación para la culminación de mis estudios y elaboración del presente trabajo.

Al HPGDR y al personal del área de imagenología del mismo hospital por haberme brindado la oportunidad de desarrollar mi trabajo de titulación, por todas las atenciones prestadas y ponerme a disposición sus instalaciones, instrumentos y materiales necesarios para la realización de este trabajo, dándome la oportunidad de crecer profesionalmente y aprender nuevas cosas.

Gracias a mi cuñada Aixa, tío Pedro, tía Silvia y a mis primos Paúl, Joselyn, Dominica, quienes me ayudaron directa e indirectamente en la realización de este trabajo de titulación, en especial a mi esposo e hija por ser el apoyo fundamental en todos los momentos de mi vida y a mi hermana Tania por ayudarme en la parte estadística del presente trabajo.

Magaly

TABLA DE CONTENIDOS

RESUMEN	xvii
SUMMARY	xviii
INTRODUCCIÓN	1

CAPITULO I

1. MARCO REFERENCIAL.....	3
1.1 Identificación del Problema	3
1.2 Formulación del Problema	4
1.3 Justificación	4
1.4 Antecedentes	5
1.5 Objetivos	7
<i>1.5.1 Objetivo general.....</i>	<i>7</i>
<i>1.5.2 Objetivos específicos</i>	<i>7</i>

CAPITULO II

2. MARCO TEÓRICO.....	8
2.1 Radiación	8
<i>2.1.1 Tipos de radiación.....</i>	<i>8</i>
<i>2.1.1.1 Radiación no ionizante.....</i>	<i>9</i>
<i>2.1.1.2 Radiación ionizante.....</i>	<i>9</i>
2.2 Física del Haz de Rayos X.....	10
<i>2.2.1 Principio físico del haz de rayos X.....</i>	<i>10</i>
<i>2.2.2 Interacción de los rayos X con la materia</i>	<i>12</i>
<i>2.2.2.1 Efecto Compton.....</i>	<i>12</i>
<i>2.2.2.2 Efecto Fotoeléctrico</i>	<i>14</i>
2.3 Radiología	14
<i>2.3.1 Interacción de los rayos X con la materia en radiología.....</i>	<i>15</i>
2.4 Tomografía Computarizada (TC)	16
<i>2.4.1 Principio y parámetros de la TC.....</i>	<i>16</i>
<i>2.4.1.1 Principio de funcionamiento</i>	<i>16</i>
<i>2.4.1.2 Parámetros técnicos</i>	<i>16</i>
<i>2.4.1.3 Parámetros físicos</i>	<i>18</i>

2.4.2	Componentes del tomógrafo	19
2.4.3	Tipos de tomógrafos	19
2.4.3.1	Tomógrafo secuencial o convencional.....	19
2.4.3.2	Tomógrafo helicoidal o espiral	20
2.4.4	Estudios que se realizan en el tomógrafo	20
2.4.5	Tomografía Computarizada de Cráneo (TCC)	21
2.4.5.1	Razones por las que se realiza una TCC	21
2.5	Magnitudes Dosimétricas de la Dosis al Paciente	22
2.5.1	Magnitudes básicas para la dosis del paciente	22
2.5.1.1	Exposición (X).....	22
2.5.1.2	Dosis Absorbida (D).....	22
2.5.1.3	Dosis Equivalente (H)	22
2.5.1.4	Dosis Efectiva (E).....	23
2.5.2	Indicadores de la dosimetría en TC	24
2.5.2.1	Índice de dosis en tomografía computarizada (CTDI).....	24
2.5.2.2	Índice de dosis en tomografía computarizada a 100mm (CTDI ₁₀₀)	24
2.5.2.3	Índice de dosis en tomografía computarizada ponderada (CTDI _w).....	25
2.5.2.4	Índice de dosis en tomografía computarizada volumétrico (CTDI _{VOL}).	25
2.5.2.5	Producto de la dosis por la longitud (DLP)	26
2.5.2.6	Dosis efectiva (E)	26
2.6	Dosis de Radiación (D_R) y Niveles de Referencia en TC	27
2.6.1	Factores que influyen en la dosis de radiación sobre el paciente en TC	27
2.6.2	Niveles de referencia para diagnóstico en TC	28
2.6.2.1	Niveles de referencia para la dosis efectiva (E)	28
2.6.2.2	Niveles de referencia para el CTDI _{VOL} y el DLP	28
2.7	Detectores de Radiación	29
2.7.1	Principales tipos de dosímetros	29
2.7.1.1	Dosímetro electrónico personal de lectura directa (EPD)	29
2.8	Control de Calidad y Calibración de la Dosimetría en TC	30
2.8.1	Aspectos técnicos del control de calidad	30
2.8.2	Procedimiento de calibración de la dosimetría en TC	31
2.8.2.1	Calibración del índice de dosis en TC (CTDI)	31
2.8.2.2	Verificación del producto de la dosis por la longitud (DLP).....	33

CAPITULO III

3.	METODOLOGÍA	34
-----------	--------------------------	----

3.1	Hipótesis y Variables	34
3.1.1	<i>Hipótesis</i>	34
3.1.2	<i>Operacionalización de variables</i>	34
3.2	Tipo y Diseño de Investigación	34
3.3	Unidad de Análisis	35
3.4	Población de Estudio	35
3.5	Tamaño de la Muestra	35
3.6	Selección de la Muestra	36
3.7	Equipos y Materiales	36
3.8	Procedimiento Para la Obtención de los Datos	39
3.8.1	<i>Ubicación del paciente en el tomógrafo y colocación del dosímetro DoseRAE2</i> ..	40
3.8.2	<i>Estación de adquisición del tomógrafo</i>	41
3.8.3	<i>Parámetros de la técnica utilizada para el estudio y características de la muestra</i>	44
3.9	Técnica de recolección de datos	45
3.10	Análisis e Interpretación de Datos	47
3.10.1	<i>Detección de datos atípicos</i>	47
3.10.2	<i>Prueba de Normalidad al 95% de nivel de confianza.</i>	48
3.10.3	<i>Calculo de la dosis efectiva</i>	48
3.10.4	<i>Comparación de medias de las dosis efectivas</i>	49

CAPITULO IV

4.	RESULTADOS Y DISCUSIÓN	50
4.1	Análisis Estadístico Descriptivo de la Dosis de Radiación en Estudios de TCC Simple	50
4.2	Datos Atípicos de la Dosis Absorbida (D) obtenida del Dosímetro Electrónico Dose RAE 2 y del Tomógrafo Computarizado (TC) Toshiba TSX-031A en Estudios de TCC Simple	51
4.3	Datos Atípicos de la Dosis Absorbidas en Estudios de TCC Simple	53
4.4	Normalidad de los Datos de Dosis Absorbida en Estudios de TCC Simple	55
4.4.1	<i>Calculo estadístico de la prueba de Kolmogorov Smirnov</i>	55
4.5	Cálculo de la Dosis Efectiva en Estudios de TCC Simple	57
4.5	Pruebas de Hipótesis	59
4.5.1	<i>Comparación de medias de las dosis efectivas.</i>	59
4.6	Discusión de Resultados	61
	CONCLUSIONES	62
	RECOMENDACIONES	63

GLOSARIO
BIBLIOGRAFÍA
ANEXOS

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1-2: Valores de los factores de ponderación de la radiación recomendados.	23
Tabla 2-2: Valores de los factores de ponderación de los tejidos recomendados.	23
Tabla 3-2: Valores de dosis efectiva normalizada para adultos según la región anatómica.	26
Tabla 4-2: Influencia de los parámetros técnicos y operacionales en la dosis al paciente durante la TC.	27
Tabla 5-2: Niveles de referencia de la dosis efectiva propuesto por el ACR y el RSNA.	28
Tabla 6-2: Principales valores propuestos por CE y ACR para estudios en TC.	29
Tabla 7-2: Parámetros para el control de calidad del TC.....	30
Tabla 8-2: Factores de conversión entre el $CTDI_{100\text{ mm}}$ y el $CTDI_{\text{FDA}}$	33
Tabla 1-3: Descripción de las variables dependientes e independientes.....	34
Tabla 2-3: Características del Tomógrafo Computarizado Toshiba Activion TSX-031A del HPGDR.....	37
Tabla 3-3: Características del dosímetro electrónico DoseRAE 2 del HPGDR.	38
Tabla 4-3: Componentes de la sala de tomografía.....	39
Tabla 5-3: Procedimiento de la ubicación del paciente y colocación del dosímetro DoseRAE 2.	40
Tabla 6-3: Procedimiento para la adquisición del estudio y toma de datos.	42
Tabla 7-3: Parámetros técnicos del protocolo utilizado en el estudio.	44
Tabla 8-3: Características de la muestra.....	44
Tabla 9-3: Características porcentuales de la muestra.	44
Tabla 10-3: Datos recolectados de un estudio de TCC simple de modo helicoidal.	46
Tabla 1-4: Análisis estadístico descriptivo de los datos obtenidos en estudios de TCC simple.	50
Tabla 2-4: Datos atípicos de las dosis absorbidas en estudios de TCC simple.	53
Tabla 3-4: Valores de la prueba de normalidad de los datos de la dosis absorbida55	55
Tabla 4-4: Dosis efectivas calculadas mediante los valores obtenidos por el tomógrafo y el dosímetro.	57
Tabla 5-4: Resultados de la Prueba F de las varianzas59	59
Tabla 6-4: Resultados de la prueba t de las dos muestras60	60

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1-2: Ubicación de los tipos de radiación en el espectro electromagnético así como algunas de las fuentes.....	8
Figura 2-2: Tubo de rayos X y sus partes.....	11
Figura 3-2: Efecto Compton	13
Figura 4-2: Principio del efecto fotoeléctrico.....	14
Figura 5-2: Modelo del tomógrafo helicoidal y sus partes.	20
Figura 6-2: TC de cráneo.	21
Figura 1-3: Tomógrafo Computarizado Toshiba Activion TSX-031A del HPGDR.....	37
Figura 2-3: Dosímetro electrónico de lectura directa DoseRAE 2 del HPGDR.	38
Figura 3-3: Sala de Tomografía del HPGDR	40
Figura 4-3: Dosis de un estudio de TCC simple.....	45
Figura 5-3: Dosis detectado por el dosímetro electrónico DoseRAE 2.	46

ÍNDICE DE GRÁFICOS

Gráfico 1-4: Diagrama de cajas y bigotes de las dosis absorbidas (D) obtenidos mediante el dosímetro electrónico DoseRAE 2.	51
Gráfico 2-4: Diagrama de cajas y bigotes de los datos del producto de la dosis por la longitud (DLP) obtenido mediante el tomógrafo.....	52
Gráfico 3-4: Diagrama de cajas y bigotes luego de haber eliminado los valores atípicos de los valores de DLP.....	53
Gráfico 4-4: Curva de normalidad de la dosis absorbida obtenida por el dosímetro.....	56
Gráfico 5-4: Curva de normalidad del DLP obtenida por el tomógrafo.....	56

ÍNDICE DE ANEXOS

Anexo A: Formulario de pedido para una TCC simple

Anexo B: Certificado de calibración del dosímetro

Anexo C: Certificado de calibración de la dosimetría del tomógrafo

Anexo D: Protocolo de mantenimiento del tomógrafo computarizado (TC) Toshiba TSX-031A

Anexo E: Fotografías de la dosimetría del TC

Anexo F: Fotografías de la dosis detectado por el dosímetro electrónico DoseRAE 2

Anexo G: Certificado de aprobación de resultados por el Hospital Provincial General Docente Riobamba

LISTA DE ABREVIATURAS.

AAPM	Asociación Americana de Físicos en Medicina
ACR	Colegio americano de radiología
C	Culombios
CE	Comunidad Europea
CI	Cámara de ionización
cm	Centímetro
CSN	Consejo de Seguridad Nuclear
CTDI	Índice de dosis en tomografía computarizada
CTDI _{VOL}	Índice de dosis en tomografía computarizada volumétrico
D	Dosis absorbida
DLP	Producto de la Dosis por la Longitud
D _R	Dosis de radiación
DRL	Niveles de referencia para diagnóstico
E	Dosis Efectiva
E _C	Energía cinética
EEUU	Estados Unidos
E _{inc}	Energía incidente.
FDA	Administración de Medicamentos y Alimentos
Gy	Gray
H	Dosis equivalente
HPGDR	Hospital Provincial Docente Riobamba
Hz	Hercio
ICRP	Comisión Internacional de Radioprotección
IEC	Comisión Electrotécnica Internacional

J	Julios
KeV	Kiloelectrón voltios
Kg	Kilogramo
kV	Kilovoltaje
mA	Miliamperaje
mAs	Miliamperaje por segundo
MeV	Megaelectrón voltios
mGy	Miligrey
MPR	Reconstrucción Multiplanar
mR	Miliroentgen
mSv	Milisievert
OEM	Onda Electromagnética
RE o RS	Resolución espacial
RSNA	Sociedad radiológica de América del norte
seg	Segundos
Sv	Sievert
TC	Tomógrafo Computarizado o Tomografía Computarizada
TCC	Tomografía Computarizada de Cráneo

RESUMEN

El objetivo del trabajo de titulación fue comparar la relación existente entre la dosis de radiación obtenida por dosimetría directa con las cantidades dosimétricas del equipo utilizadas en tomografías de cráneo simple en el Hospital Provincial Regional General Docente Riobamba (HPGDR) durante el período de 01 de febrero hasta el 14 de abril del 2018. Para ellos se utilizaron el tomógrafo Toshiba TSX-031A de 16 cortes helicoidal y un dosímetro electrónico de lectura directa DoseRAE 2 el cual fue colocado a 3cm debajo de la nuca del paciente, antes de la exploración y retirado al finalizar el estudio, visualizándose también en el monitor de la consola del operador la dosis a la que fue sometido el paciente durante el estudio. Esta investigación se realizó con 48 pacientes adultos con un intervalo de edad de 18 a 60 años. Los datos fueron analizados mediante los softwares R-Studio, Excel 2016, aplicándoles el test de Kolmogorov Smirnov y la prueba de t de Student. Los resultados muestran que los valores medios de las dosis efectivas son de 4,92 mSv por dosimetría directa, 2,89 mSv por los parámetros dosimétricos del equipo, teniendo un rango de diferencia entre los dos valores obtenidos de 2.03 mSv (25,99%), mostrando que el tomógrafo tiene una emisión de radiación excesiva de 0,59 mSv sobre el valor de referencia según la Comunidad Europea y el Colegio Americano de Radiología, conociendo así la dosis a la cual se irradia el paciente; por tal motivo se recomienda que es necesaria la calibración de los parámetros dosimétricos del equipo para evitar una sobredosis y los efectos biológicos en el paciente.

Palabras clave: <CIENCIAS EXACTAS Y NATURALES>, <BIOFÍSICA>, <RADIODIAGNÓSTICO>, <RADIOLOGÍA>, <TOMOGRAFÍA COMPUTARIZADA DE CRÁNEO>, <MAGNITUDES DOSIMÉTRICAS PARA EL PACIENTE>, <DOSÍMETRO ELECTRÓNICO>, <DOSIS ABSORBIDA>, <DOSIS EFECTIVA>, <DOSIMETRÍA EN TC>, <RADIACIÓN IONIZANTE>.

SUMMARY

The objective of the titration work was to compare the relationship between the doses of radiation obtained by direct dosimetry with the dosimetric quantities of the equipment used in single-head tomography at the Hospital Provincial Regional General Docente Riobamba (HPGDR) during the period from February 1st to April 14th, 2018. They used the scanner Toshiba TSX-031A the 16 helical cuts and a direct reading electronic dosimeter DoseRAE 2 which was placed 3 cm below the nape of the patient, before exploration and removed at the end of the study, visualizing also on the operator console monitor the dose to which the patient was subject during the study. This research was carried out with 48 adult patients with an age range of 18 to 60 years. The data were analyzed using the R-studio, Excel 2016 software, applying the Kolmogorov Smirnov test and the Student T test. The results show that the average values of the effective doses are 4.92 mSv by direct dosimetry, 2.89 mSv by the dosimetric parameters of the equipment, having a difference range between the two values obtained from 2.03 mSv (25.99%), showing that the Scanner has an emission of excessive radiation of 0.59 mSv on the reference value according to the European Community and the American College of Radiology, thus knowing the dose to which the patient is irradiated; for this reason it is recommended that calibration of the dosimetric parameters of the equipment is necessary to avoid an overdose and the biological effects in the patient.

Key words: <EXACT AND NATURAL SCIENCES>, <BIOPHYSICS>, <RADIO DIAGNOSIS>, <RADIOLOGY>, <SKULL COMPUTED TOMOGRAPHY>, <DOSIMETRIC MAGNITUDES>, <ELECTRONIC DOSIMETER>, <ABSORBED DOSE>, <EFFECTIVE DOSE>, <CT DOSIMETRY>, <IONIZING RADIATION>.

INTRODUCCIÓN

El Hospital Provincial General Docente Riobamba (HPGDR) cuenta con el área de imagenología donde existen diversos equipos de radiodiagnóstico además un personal que maneja estos equipos, como propósitos del área es brindar un servicio de calidad a sus pacientes.

Entre estos equipos de radiodiagnóstico consta el Tomógrafo Computarizado Toshiba TSX -031A de tipo helicoidal de 16 cortes el cual empezó a funcionar a partir de Abril del 2009, el mismo que realiza diversos estudios de las regiones internas del cuerpo humano mostrando los órganos, huesos y otros tejidos para determinar anomalías o patologías del paciente las cuales se realizan en pocos segundos, exponiéndolos a altas dosis de radiación.

Debido a que no existe un control de la dosis de radiación emitida por el tomógrafo se hace un estudio de comparación de esta dosis con la que se obtiene en el dosímetro electrónico de lectura directa DoseRAE 2 y así conocer si los valores son los mismos o hay un rango de diferencia entre ellos; de igual forma saber si los valores de la dosimetría del equipo se encuentran calibrados y están o no dentro de los niveles de referencia según la Comunidad Europea (CE), Colegio americano de radiología (ACR) y la Sociedad radiológica de América del norte (RSNA)

El presente trabajo de titulación consta de los siguientes capítulos:

El capítulo I da a conocer el marco referencial que consta de la identificación, formulación, justificación del problema, antecedentes y los objetivos de la investigación.

El capítulo II se detalla el marco teórico el cual será guía para nuestra investigación los temas son; que es la radiación, física de los rayos X, que es la radiología, principio de funcionamiento, componentes de la tomografía computarizada, magnitudes dosimétricas de la dosis al paciente, dosis de radiación y niveles de referencia, detectores de radiación, control de calidad y calibración de la dosimetría en TC.

En el capítulo III se explica la metodología utilizada para esta investigación como la hipótesis y variables, tipo y diseño de investigación, unidad de análisis, población de estudio, tamaño de la muestra, selección de la muestra, equipos y materiales utilizados, procedimiento para la obtención de los datos, técnica de recolección de datos, análisis e interpretación de datos.

En el capítulo IV se presenta los resultados obtenidos de la comparación de la dosis de radiación en pacientes adultos sometidos a estudios por tomografía computarizada de cráneo simple de modo helicoidal, de la misma manera se discuten los resultados, se dan las conclusiones y se hacen recomendaciones a futuro.

CAPITULO I

1. MARCO REFERENCIAL

1.1 Identificación del Problema

En 1970 el físico Hounsfield desarrollo un corte tomográfico sectorial sobre la cabeza de un ser humano, por lo cual en 1971 se instala en Estados Unidos (EEUU) el primer tomógrafo computarizado (TC) específicamente para imágenes craneales, dando inicio a la revolución radiodiagnóstico (Hrescak, 2012, pp. 332-333).

La radiación emitida por el tomógrafo proviene de un procedimiento de rayos X que permite visualizar el problema médico del paciente, por lo cual su uso se ha incrementado de manera vertiginosa, fundamentalmente por la incorporación de la tomografía helicoidal la cual realiza estudios en pocos segundos; sin importar que estos procedimientos radiológicos emiten alta dosis de radiación absorbida que se incrementa hasta 960 mGy.cm. (Valdez, 2006, pp. 5-7)

La tomografía computarizada de cráneo (TCC) es uno de los estudios que se realiza con mayor frecuencia en los centros de salud ya sea por alguna lesión, control o por diagnóstico, en las cuales no se aplican ninguna medida de protección radiológica del paciente, por ende es importante conocer que cantidad de dosis de radiación absorbida recibe durante el estudio para así evitar una sobredosis en los tejidos aledaños (Valdez, 2006, pp. 5-7), ya que la Comisión Internacional de Radioprotección (ICRP) en la publicación número 60 da a conocer los niveles de referencia estándares para cada tipo de estudio para así poder comparar las dosis efectivas y evitar una probabilidad de contraer cáncer. (ICRP, 2007, p. 54)

En el Hospital Provincial Regional General Docente Riobamba (HPGDR) en el departamento de imagenología cuenta con varios equipos para el diagnóstico de enfermedades como es el tomógrafo computarizado Toshiba TSX -031A de tipo helicoidal de 16 cortes el cual se puso en funcionamiento a partir de Abril del 2009, sin embargo, no cuentan con un control de la dosis de radiación absorbida en los diferentes estudios que se realizan los pacientes como es en el caso de las TCC simples, por lo cual se realizara una comparación de la dosis absorbida entre los parámetros de la dosimetría del equipo y lo que se obtiene en el dosímetro electrónico de lectura directa DoseRAE 2 y así conocer si los valores obtenidos son los mismos o hay un rango de

diferencia el cual me permitirá buscar los correctivos necesarios para mejorar la atención a los pacientes.

1.2 Formulación del Problema

¿Cuál será el rango de diferencia de la dosis absorbida determinada por dosimetría directa en pacientes a través de los parámetros del equipo en estudios de cráneo para el tomógrafo computarizado (TC) TOSHIBA TSX-031A del Hospital Provincial General Docente Riobamba?

1.3 Justificación

En Ecuador se viene desarrollando programas de protección radiológica y controles de calidad en las áreas de radioterapia que utiliza equipos que emiten radiación con altas energías para el tratamiento del cáncer y en medicina nuclear donde se trabaja con fuentes radiactivas; mientras que en el área de imagenología aún no existen estos tipos de programas debido a que se da el diagnóstico por imagen y se trabaja con radiaciones de bajas energías, por lo cual no se tiene un control específico de la dosis absorbida por el paciente en cada tipo de estudio como son las TCC simples.

La garantía de la calidad del servicio de TC ofrecido al paciente requiere la optimización de la dosis impartida al paciente el cual es un parámetro esencial para juzgar este servicio. Es responsabilidad de los titulares de los departamentos radiológicos ofrecer las mejores prácticas y el primer paso para juzgar su acierto es determinar la dosis impartida al paciente criterio primordial para comparar, analizar y actuar.

En el HPGDR por ser una institución pública tiene una alta demanda de pacientes por lo tanto en el área de Imagenología se viene realizando estudios de TCC simples haciendo necesario realizar este tipo de trabajo asegurando una alta calidad de las imágenes médicas tomadas por el tomógrafo así como que la dosis emitida de radiación sea la que debe estar dentro de los niveles de referencia emitidos por la Comunidad Europea (CE), Colegio Americano de Radiología (ACR) y la Sociedad Radiología de América del Norte (RSNA), ya que el tomógrafo cuenta con su propia dosimetría como es el índice de dosis en tomografía computarizada volumétrica (CTDI_{VOL}) el cual representa la cantidad de radiación absorbida en cada corte y el producto de la dosis por la longitud (DLP) que indica la dosis total de radiación absorbida del paciente, los cuales son mostrados en el monitor de la consola del operador conjuntamente con la técnica y el protocolo de exploración, estos parámetros tienen mediciones industriales de fabricación según las normas de la Comisión Electrotécnica Internacional (IEC) 60601-2-44, Enmienda 2.1:2002, con fecha de septiembre de

2002 (Toshiba Medical Systems Corporation, 2007, p. 180), mediante el $CTDI_{VOL}$ y el DLP se puede calcular la dosis efectiva la cual brinda una aproximación del riesgo relativo a la radiación.

El Consejo de Seguridad Nuclear (CSN) en la actualidad tiene un mayor interés en la protección radiológica en el medio sanitario, por lo cual las autoridades promueven estudios que permitan estimar las dosis de radiación recibidas por los pacientes y disminuir los riesgos asociados.

1.4 Antecedentes

Hounsfield y Cormack en el año de 1967 inventaron el tomógrafo Computarizado (TC) con la idea de “Crear una imagen tridimensional (3D) de un objeto tomando múltiples mediciones del mismo con rayos X en distintos ángulos y usando la PC la cual permita reconstruirla a partir de cientos de “planos” sobrepuestos y entrecruzados” (Andalucía, 2009, pp. 1-3)

El 1 de Octubre de 1971 se instala en EEUU el primer equipo de tomografía computarizada específicamente para exploraciones neurológicas (TCC), progresivamente fueron surgiendo indicaciones para el estudio del resto de las regiones corporales, que han hecho que la TC sea una técnica diagnóstica esencial en procesos neoplásicos (hernias discales, patologías cerebrales, etc.). (Andalucía, 2009, pp. 1-3). Esta técnica TC ha evolucionado considerablemente con el desarrollo de los detectores, reducción del tiempo de exposición, por lo cual se da la introducción de equipos que permiten realizar irradiaciones en forma de hélice alrededor del paciente.

Los estudios en TC representan mayores fuentes de exposición, por lo cual la dosis de radiación que se imparte al paciente es significativamente alta.

La información bibliográfica que servirá de guía para el presente trabajo son los que se detallan a continuación:

En el año 2001 I. Fleitas, R. De la Mora, C. Ferrer realizaron una investigación de “*Resultados obtenidos en la ejecución de controles de calidad en tomografía computarizada. Niveles de dosis para exámenes de cráneo*” en este trabajo se presenta estudios de las dosis impartidas para estudios de cráneo por un conjunto de equipos, que incluyen TC axiales y helicoidales distribuidos en todo el país, de igual forma muestran los resultados obtenidos en la comprobación de los parámetros de calidad del equipo los cuales fueron evaluados utilizando los fantomas proporcionados por el fabricante de los tomógrafos. (Fleitas, et al., 2001, pp. 1-5)

En el año 2006 Müsel Juan Tabares Valdez realizo una investigación de *“Tomografía multidetector-16 de cráneo en niños: Estimación de dosis a órganos críticos por DTL”* En este estudio se estimaron las dosis por radiación dispersa en los órganos críticos en pacientes pediátricos del Hospital Infantil de México “Federico Gómez” de la Secretaria de salud sometidos a estudios de tomografía multicorte-16 de cráneo, con la finalidad de mostrar la relación entre las dosis a órgano con las cantidades dosimétricas utilizadas en TC, así como conocer las dosis a las cuales irradiamos a nuestros niños en tales órganos. (Valdez, 2006)

En el año 2006 R. Rodríguez, A. Calzado, N. Gómez León, A. Arenas, A. Cuevas, B. García Castaño, LM. Morán, P. Morán, y A. Turrero realizaron una investigación de *“Evaluación de la calidad de los exámenes de tomografía computarizada de cerebro en la indicación de accidente cerebro vascular agudo”*, en 5 centros de salud de la comunidad de Madrid dotados de equipos de TC helicoidal donde se aplicaron los criterios de calidad en TC que están en la guía de la CE en exploraciones de cerebro, los cuales realizaron una medida de dosis para estimar los valores del CTDI, DLP y la dosis efectiva mediante las pruebas de McNemar (permite comparar dos muestras emparejadas de datos binarios) y Friedman (demuestra una diferencia entre los datos), con los resultados obtenidos evaluaron si estos están o no cumpliendo los valores de referencia según los criterios de la CE. (Rodríguez, et al., 2006, pp. 147-154)

En el 2014 D. Andisco. S. Blancoa y A. E. Buzzi realizaron una investigación de *“Dosimetría en tomografía computada”* el cual describe las principales unidades dosimétricas en TC permitiendo trabajar con ellas de manera sencilla utilizando los valores que da el equipo y mediante el método de Montecarlo a través de múltiples simulaciones el cual determino los coeficientes de los parámetros para medir la dosis de radiación recibida por el paciente, y así poder comparar con los valores de referencia conocidos internacionalmente. (Andisco, et al., 2014, pp. 156-160)

En el 2014 Rosales Ticona, Elvis Jesús realizaron un estudio de la *“Dosis de radiación por tomografía computarizada de cráneo en pacientes con traumatismo encéfalo craneano. Hospital de Emergencias José Casimiro Ulloa”* donde compararon las dosis de radiación por tomografía computarizada, con niveles de referencia establecidos por organismos internacionales mediante el método directo dado por el mismo tomógrafo. (Ticona & Jesús, 2014)

En el año 2014 Marco Antonio Alpaca Chamba realizo una investigación de la *“Dosis media de radiación de un examen estándar en la cabeza en 250 sistemas de CT”* las cuales fueron encuestadas para determinar la dosis media de radiación en un examen estándar de TC de cabeza de un adulto mediante un protocolo que implica recolectar información técnica (kV, mAs,

colimación) y medir la dosis suministrada durante el procedimiento utilizando un fantoma de cabeza y la CI tipo lápiz, dando como resultados una medida razonable y clínicamente relevante de las dosis suministradas a los pacientes durante el estudio en un rango de 22 – 68 mGy. (Chamba, 2014, pp. 1-22)

1.5 Objetivos

1.5.1 Objetivo General

- Comparar la dosis absorbida determinada por dosimetría directa en pacientes a través de los parámetros del equipo en estudios de cráneo para el Tomógrafo Computarizado (TC) TOSHIBA TSX -031A del Hospital Provincial General Docente Riobamba

1.5.2 Objetivos Específicos

- Determinar la dosis absorbida mediante dosimetría directa en pacientes y a través de los parámetros del equipo en estudios de cráneo para el tomógrafo computarizado (TC) Toshiba TSX -031A del Hospital Provincial General Docente Riobamba
- Evaluar los valores de la dosis absorbida obtenida en los estudios de tomografías de cráneo simple.
- Comparar los valores medios de las dosis efectivas tomadas tanto en el tomógrafo computarizado (TC) Toshiba TSX-031A como en el dosímetro electrónico DoseRAE2 verificando el rango de diferencia entre ellos que me permita conocer si se encuentra dentro de los límites establecidos según el comité del colegio americano de radiología (ACR) y la sociedad radiológica de américa del norte (RSNA)

CAPITULO II

2. MARCO TEÓRICO

2.1 Radiación

La radiación es una emisión y propagación de energía a través de un medio material o del vacío, la cual puede viajar en forma de onda o partícula. Cuando la radiación incide sobre un objeto, lo afecta de diferentes formas: el cuerpo se calienta, los átomos se ionizan los electrones se desplazan de unos átomos a otros, etc. (Gay, s.f., p. 976)

2.1.1 Tipos de radiación.

La radiación en función de su energía se clasifica en radiación no ionizante y radiación ionizante, como se puede observar en la figura 1-2.

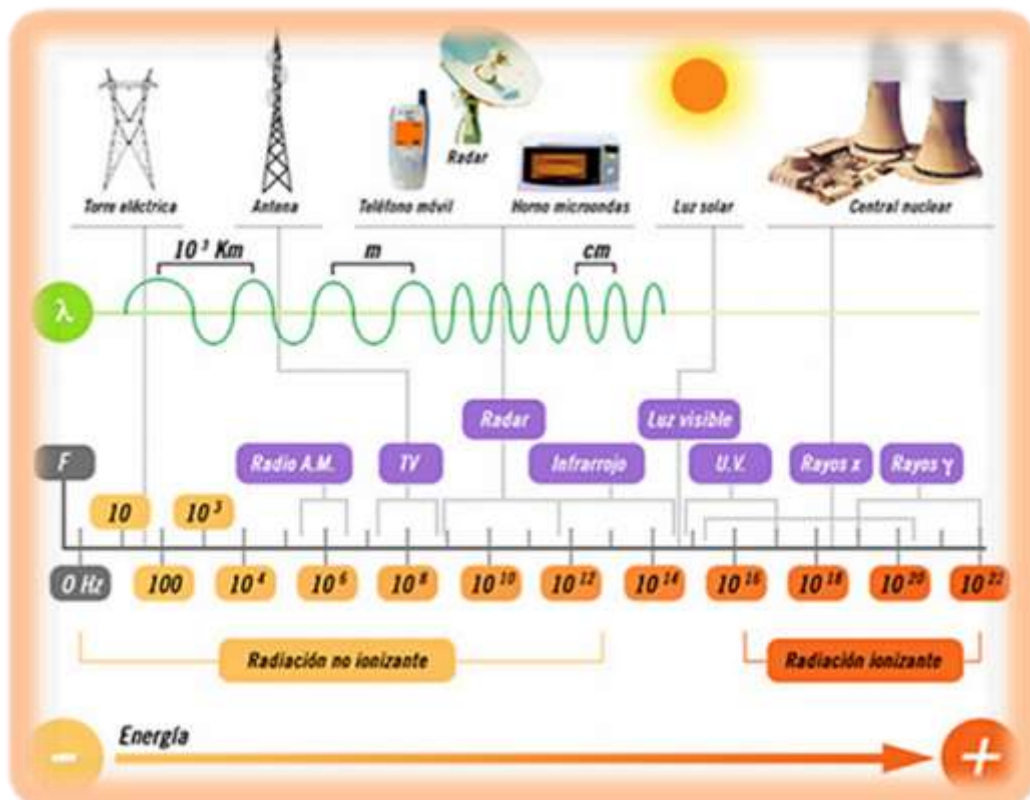


Figura 1-2: Ubicación de los tipos de radiación en el espectro electromagnético así como algunas de las fuentes.

Fuente: (Cubero, 2012)

2.1.1.1 Radiación no ionizante.

Es aquella radiación que no tiene suficiente energía para romper un electrón del átomo y producir la ionización (CSN, 2018) como es la luz visible, radiación infrarroja, microondas u ondas de radio. Este tipo de radiación también genera efectos sobre nuestro cuerpo, como es de producir una elevación de la temperatura; de tal forma en ciertas ocasiones pueden causar problemas, como daños en los ojos si se mira directamente al sol. (Cubero, 2012)

2.1.1.2 Radiación ionizante.

Es aquella radiación que tiene suficiente energía para arrancar un electrón del átomo con el que interacciona, produciendo la ionización de los átomos de la materia, al poseer una energía tan elevada que puede dañar nuestro ADN y favorecer la aparición de un cáncer. Algunos ejemplos de este tipo de radiación son los rayos ultravioletas, los rayos X, la radiación gamma, las partículas alfa y beta, la radiación de neutrones, o los rayos cósmicos. (Cubero, 2012). Todos estamos expuestos a este tipo de radiación como es la del sol, suelo, rocos entre otras, pero a bajos niveles; mientras que un piloto, astronauta, personal que trabaja en rayos X, plantas industriales o de energía nuclear están a mayores niveles de radiación.

Las radiaciones ionizantes se utilizan ampliamente en medicina, industria, agricultura, docencia e investigación.

En la medicina la radiación ionizante se encuentra en:

- 1. Radiodiagnóstico:** es el conjunto de procedimientos de visualización y exploración de la anatomía humana por imágenes y mapas, mediante la obtención de radiografías que utiliza los rayos X para identificar lesiones y enfermedades internas, el uso de radioisótopos en la tomografía computarizada para generar imágenes tridimensionales del cuerpo humano, el fluoroscopio y la radiología intervencionista, que permite el seguimiento visual de determinados procedimientos quirúrgicos.
- 2. Radioterapia:** es aquella que permite destruir células y tejidos tumorales aplicándoles altas dosis de radiación.
- 3. Medicina nuclear:** es aquella que utiliza un material radiactivo en forma no encapsulada para diagnóstico, tratamiento e investigación. (CSN, 2018)

2.2 Física del Haz de Rayos X

En el año de 1885 Roentgen descubre los rayos X que son ondas electromagnéticas (OEM) de altas frecuencias que abarcan el rango de 30 a 3.000 petaHz, cuya longitud de onda es comprendida entre 0,1 y 10 nanómetros. Tiene una energía de $20 \times 10^{-18} \text{J}$ con la cual estos fotones son capaces de ionizar los átomos de la materia; la energía transportada por un fotón X está ligada a la frecuencia según la siguiente formula:

$$E = h \cdot \nu = \frac{h \cdot c}{\lambda} \quad (1)$$

Donde h es la constante de Plank su valor es de $6.626 \times 10^{-34} \text{ J/seg}$, ν es la frecuencia de onda su unidad es el s^{-1} que es igual a un hercio (Hz), c es la velocidad de la luz su valor es de $3 \times 10^8 \text{ m/seg}$ y λ es la longitud de la onda su unidad es el metro (m).

Desde el descubrimiento de los rayos X, estos han sido utilizados en la medicina ya que pueden penetrar o atravesar en el cuerpo humano produciendo imágenes de ciertas estructuras, tales como huesos y algunos órganos para el diagnóstico de enfermedades o lesiones. (IAEA, 2013). Por tal motivo se requiere de un control sistemático pues un exceso de radiación puede causar algún daño al organismo.

Las propiedades más importantes de los rayos X son:

1. **Poder penetrante:** atraviesan la materia.
2. **Efecto biológico:** la radiación se atenúa al atravesar la materia por lo cual parte de ella es absorbida produciendo lesiones en el organismo vivo.
3. **Efecto luminiscente:** producen fluorescencia en ciertas sustancias llamadas fósforos.
4. **Efecto fotográfico:** impresionan y producen imágenes sobre las películas fotográficas.
5. **Efecto ionizante:** pueden ionizar los gases y los átomos que se encuentran en el organismo. (Pardell, 2017)

2.2.1 Principio físico del haz de rayos X

Los rayos X se producen por una conversión de energías, donde se chocan a alta velocidad los electrones emitidos por un cátodo contra los elementos de un ánodo los cuales pasan al estado de reposo, produciendo así la radiación ionizante o rayos X. (Cadavid, et al., 2004, pp. 116-118) Este fenómeno sucede dentro de un tubo de vidrio al vacío llamado **Tubo de Rayos X**. (Doménico, 2016)

El tubo de rayos X consta de las siguientes partes:

1. **Cátodo (polo negativo):** consiste en un filamento de Tungsteno caliente el cual proporciona la fuente de electrones.
2. **Ánodo (polo positivo):** consiste en el anticátodo colocado de forma inclinada en un bloque de cobre y facilita la disipación del calor.
3. **Dispositivo de enfoque:** es donde la corriente de electrones incide con el punto focal de anticátodo.
4. **Elemento de alta tensión (kilovoltaje (kV)):** está ubicado entre el cátodo y el ánodo es el encargado de acelerar la corriente de electrones desde el filamento negativo hasta el anticátodo.
5. **Corriente (miliamperaje (mA)):** circula desde el cátodo hasta el ánodo.
6. **Cubierta de plomo:** absorbe los rayos X no deseados como medida de protección contra las radiaciones ya que estas viajan en todas direcciones. (Doménico, 2016)

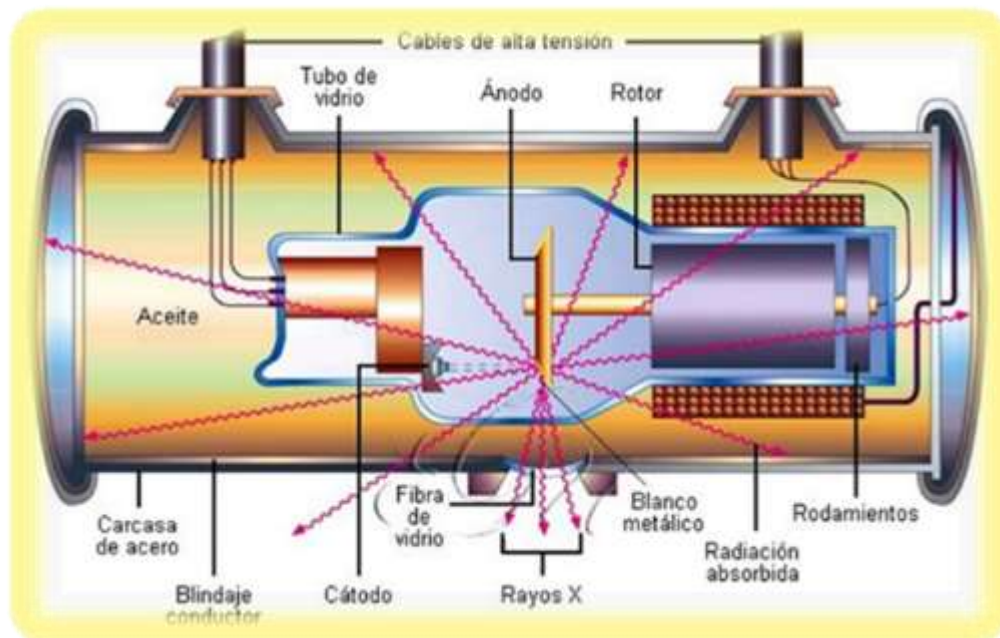


Figura 2-2: Tubo de rayos X y sus partes

Fuente: (Sanitas, 2013)

Los rayos X son el producto de la transformación de la energía cinética (E_c) de los electrones en electromagnética en un porcentaje muy poco eficiente, ya que el 99% se convierte en calor y el 1% en rayos X. (Cadavid, et al., 2004, p. 116). Se genera en los siguientes pasos:

1. **Emisión termoiónica:** pasa la corriente eléctrica a través del cátodo la cual genera calor y hace que los electrones de las últimas capas entren en emisión termoiónica, que no es

más que la separación de sus capas. A mayor miliamperaje por segundo (mAs), más electrones entran en misión, lo que implica mayor cantidad de rayos X.

- 2. Generación de corriente:** al estar los electrones en emisión termoiónica se le aplica una corriente eléctrica (kV) controlada por el equipo, donde estos electrones salen disparados hacia el ánodo con una gran cantidad de E_C . A mayor kV, más E_C se le suministra a los electrones. Se usan, además mecanismos para concentrar y dirigir los electrones hacia el ánodo.
- 3. Frenado por el ánodo:** el ánodo es generalmente un disco rotatorio constituido por elementos con alto número atómico como es el tungsteno. Los electrones que vienen del cátodo chocan con el núcleo de los elementos del ánodo, casi toda la E_C se convierte en calor, obligando a que los elementos utilizados tengan un alto punto de fusión por lo cual dentro del tubo de rayos X se puede alcanzar temperaturas de hasta 1.500°C .
- 4. Interacción con el paciente:** los rayos X generados se orientan hacia el paciente, el cual sufre ionización en sus átomos dando origen a los efectos biológicos. (Cadavid, et al., 2004, pp. 116-118)

2.2.2 Interacción de los rayos X con la materia

Mientras la energía es mayor de los rayos X su longitud de onda es menor, por lo tanto, los rayos X de:

1. Bajas energías (25 a 50 keV) tienden a interactuar con átomos completos que tienen diámetros de aproximadamente 10^{-9} a 10^{-10} m.
2. Energía media (60 a 90 keV) suelen interactuar con electrones
3. Altas energías (100 a 200 keV en diagnóstico y 40 MeV en radioterapia) lo hacen con núcleos atómicos. (Bushong, 1999, pp. 150-155)

Las principales interacciones que se dan entre los rayos X y la materia son:

2.2.2.1 Efecto Compton

Se produce por la interacción entre un fotón incidente con energía incidente (E_{inc}) y un electrón del átomo débilmente unido, cuya energía de unión es despreciable frente a la E_{inc} con motivo de esta interacción el fotón incidente desaparece donde una parte de su energía es cedida al electrón el cual es expulsado, y la otra parte de su energía es transmitida bajo la forma de un nuevo fotón dispersado conocido como fotón de retroceso. Estas emisiones se dan:

1. Para los fotones dispersados según un ángulo theta (θ) formado entre las direcciones del fotón incidente y del fotón dispersado.
2. Para el electrón Compton según el ángulo phi (Φ) determinado por las direcciones del fotón incidente y del electrón. (Dillenseger & Moerschel, 2012, pp. 5-7)

El fotón incidente con energía mayor, longitud de onda menor y que viaja a la velocidad de la luz (3×10^8 m/s) al chocar con un electrón sale un fotón dispersado el cual tiene menor energía y su dirección forma un ángulo θ con la horizontal mientras que el electrón tiene una cantidad de movimiento (P_e) que forma un ángulo Φ con la horizontal. Por lo tanto, la longitud de onda del fotón dispersado es mayor que la del incidente ya que en el choque el fotón incidente pierde parte de su energía para cederla al electrón por tanto su frecuencia disminuye y su longitud de onda aumenta (Cuadrado & Gonzales, 2017, pp. 21-22). Es decir a mayor energía del fotón incidente, menores serán los ángulos θ y Φ . (Dillenseger & Moerschel, 2012, pp. 5-7) debido a que la energía perdida por el fotón incidente es menor.

El contenido energético del fotón que ha experimentado dispersión es igual a la diferencia entre la energía del fotón incidente y la aportada al electrón esta energía es igual a la de ligadura del electrón más la cinética con la que este sale expulsado del átomo. (Bushong, 1999, pp. 150-155)

$$E_i = E_d + (E_l + E_{EC}) \quad (2)$$

Donde E_i es la energía del fotón incidente, E_d es la energía del fotón dispersado, E_l es la energía de ligadura del electrón y E_{EC} es la energía cinética del electrón. (Bushong, 1999, pp. 150-155)

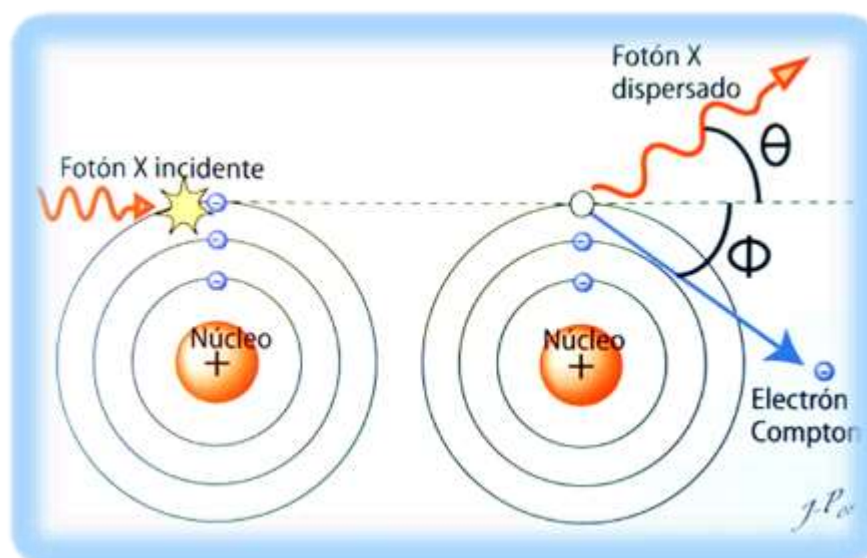


Figura 3-2: Efecto Compton

Fuente: (Dillenseger & Moerschel, 2012, pp. 5-7)

2.2.2.2 Efecto Fotoeléctrico

Se produce cuando un fotón cede toda su energía a un electrón del átomo, la transferencia de energía puede ocurrir solo si la energía de unión del electrón involucrado es inferior a la del fotón incidente. De este modo el átomo es ionizado, excitado y su vuelta al estado de equilibrio por reordenamiento electrónico se acompaña por la emisión de un fotoelectrón. (Dillenseger & Moerschel, 2012, pp. 5-7)

Es decir, el electrón eliminado del átomo, conocido como fotoelectrón, escapa con E_C igual a la diferencia entre la energía del fotón incidente y la energía de ligadura del electrón. (Bushong, 1999, pp. 150-155)

$$E_i = E_l + E_{EC} \quad (3)$$

Donde E_i es la energía del fotón incidente, E_l es la energía de ligadura del electrón y E_{EC} es la energía cinética del electrón. (Bushong, 1999, pp. 150-155)

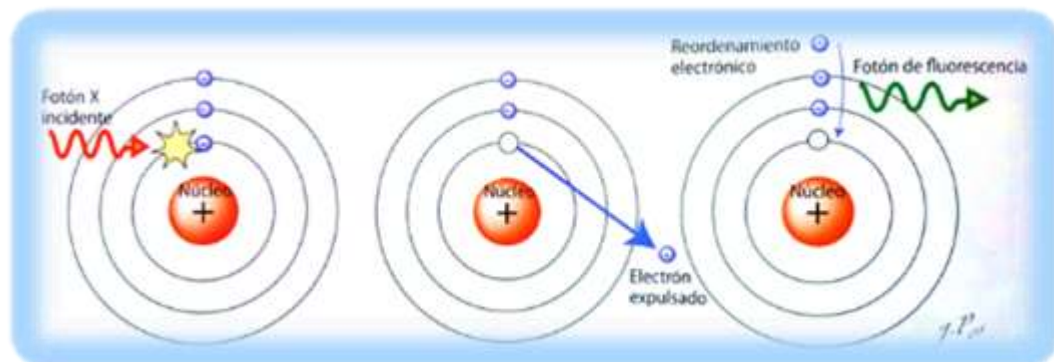


Figura 4-2: Principio del efecto fotoeléctrico

Fuente: (Dillenseger & Moerschel, 2012, pp. 5-7)

2.3 Radiología

La Radiología es un área de la medicina que permite obtener imágenes del cuerpo con la finalidad de identificar anomalías y lesiones que expliquen los síntomas como parte del proceso del diagnóstico, además permite efectuar intervenciones con fines de tratamiento al guiar los procedimientos e incluso usar las radiaciones como tratamiento. (Andrade, 2014) Se la conoce también como radiodiagnóstico o diagnóstico por imagen. (Arevalo, 2011)

Los equipos que se utilizan en radiodiagnóstico son:

1. **Ecógrafo:** es un equipo que realiza ecografías o ultrasonidos el cual utiliza ondas sonoras de alta frecuencia creando imágenes de los órganos del cuerpo humano para su respectivo diagnóstico.
2. **Mamógrafo:** es un equipo específico para la adquisición de imágenes de la glándula mamaria facilitando el diagnóstico y prevención del cáncer de mama a través de la mamografía.
3. **Equipo de rayos X:** es un equipo que permite realizar proyecciones simples tanto de hueso como de partes blandas (tórax, abdomen, columna, cráneo, etc.).
4. **Telemandado:** es un equipo que se utiliza en estudios más complejos del aparato digestivo y del sistema urinario permitiendo observar la imagen en tiempo real a través de un monitor de TV y así ser revelada para su respectivo diagnóstico. (Serreta, 2012, pp. 28-29)
5. **Tomógrafo:** es un equipo que obtiene la imagen de una sección del cuerpo para el análisis del hueso, órgano y tejidos mediante la tomografía. (Radiología, 2011)

2.3.1 Interacción de los rayos X con la materia en radiología.

En radiología la materia corresponde al tejido humano donde la interacción entre los rayos X y el tejido humano adquiere gran importancia para el estudio y diagnóstico del médico radiólogo. (Bushong, 1999, pp. 150-155)

En el rango (25 a 200 keV) de las energías utilizadas en radiología, las interacciones entre fotones y la materia ocurren esencialmente por el efecto Compton y Fotoeléctrico. (Dillenseger & Moerschel, 2012, pp. 5-7)

1. **Efecto Compton:** es considerado como molesto, dado que es el origen de una radiación difusa y perjudicial para la calidad de la imagen, salud del paciente y del personal (radioprotección). (Dillenseger & Moerschel, 2012, pp. 5-7). Los fotones dispersos no proporcionan una información útil en la radiografía, lo que producen es una intensidad uniforme en la radiografía digital dando una disminución del contraste de la imagen. (Cuya, 2015)
2. **Efecto Fotoeléctrico:** es el más buscado para la formación de la imagen radiológica, dado que los fotones experimentan interacciones de ionización con los electrones de las capas externas de los átomos. (Dillenseger & Moerschel, 2012, pp. 5-7)

2.4 Tomografía Computarizada (TC)

El término tomografía se origina de las palabras griegas tomos (corte, rebanada o sección) y grafos (imagen), por lo cual es un procedimiento con imágenes que usa un equipo especial de rayos X para crear imágenes detalladas de las regiones internas del cuerpo como los órganos, huesos y otros tejidos en una "rebanada" delgada. Se le llama también tomografía axial computarizada (TAC). (NIH, 2013)

2.4.1 Principio y parámetros de la TC

2.4.1.1 Principio de funcionamiento

El principio fundamental de la tomografía es el movimiento del tubo de rayos X en una dirección el cual gira 360°, mientras la placa radiográfica se mueve en dirección opuesta, por lo que una superficie plana de la anatomía humana es perfectamente visible mientras que las áreas por encima o por debajo quedan borradas. (Vásquez., 2011, pp. 15-16)

Este proceso se da en el gantry en cual se encuentran alineados los detectores y el tubo de rayos X que gira alrededor del paciente y la mesa donde está el paciente avanza, mientras el escáner realiza un barrido de la parte corporal que se está explorando los detectores envían la señal analógica de los diferentes cortes que es llevada al ordenador (Sanitas, 2013) donde se procesa y estudia sus patrones de superposición para reconstruir una imagen final de la estructura anatómica. (Bushong, 1999, pp. 375-393)

La superposición de las proyecciones no se produce en primera instancia ya que la señal del detector durante cada traslación se registra en incrementos de un máximo de 1.000 el valor de cada incremento está relacionado con el coeficiente de atenuación lineal de los rayos X que corresponde al trayecto total de la radiación por el tejido (Bushong, 1999, pp. 375-393) dando a conocer si la imagen vista corresponde a líquido, grasa, aire, etc. (Cadavid, et al., 2004, pp. 116-118) finalmente, la imagen es almacenada en la memoria del computador para ser visualizada cuando se requieran. (Sanitas, 2013)

2.4.1.2 Parámetros técnicos

Los parámetros técnicos son elegidos de acuerdo al estudio realizado y son:

1. **Colimación:** el haz de rayos X describe el grosor preseleccionado de las secciones tomadas del paciente de acuerdo a la necesidad del estudio a lo largo del eje longitudinal (eje Z) del cuerpo. (Hofer, 2008, p. 9)
2. **Sistema helicoidal:** mientras el tubo de rayos X está activado girando alrededor del paciente el mismo se mantiene estático, por lo cual el estudio se hace secuencialmente:
disparo de rayos X → desplazamiento del paciente → disparo de rayos X.
Esto ha permitido acortar el tiempo del examen y hacer reconstrucciones multiplanares (MPR) y tridimensionales, lo que ha multiplicado sus aplicaciones, como es en la angiografía. (Cadavid, et al., 2004, pp. 116-118)
3. **Kilovoltaje (kV):** es la que influye principalmente en la escala de contraste (Cadavid, et al., 2004, pp. 116-118). Al examinar regiones anatómicas de mayor absorción como la TC de cabeza, es aconsejable emplear niveles más altos de voltaje (kV) en vez de corriente (mAs), cuando se escoge mayor kV se endurece el haz de rayos X y puede penetrar más fácilmente en áreas anatómicas de mayor atenuación. (Hofer, 2008, p. 12)
4. **Miliamperaje (mA):** es aquella que mide la intensidad de corriente del tubo de rayos X que se utiliza durante la exposición también es conocida como la cantidad de radiación a la cual el tejido es sometido.
5. **Miliamperaje por segundo (mAs):** es el tiempo de exposición donde la corriente del tubo de rayo X tiene un efecto importante sobre la dosis de radiación entregada al paciente (Hofer, 2008, p. 12), y da principalmente la densidad óptica de la radiografía, que es el grado de ennegrecimiento (Cadavid, et al., 2004, pp. 116-118). Un paciente con un cuerpo ancho necesita mayor corriente para lograr una imagen adecuada por lo cual recibirá mayor dosis de radiación. (Hofer, 2008, p. 12)
6. **Pitch:** es un valor numérico que expresa el estiramiento de la espiral o hélice del tomógrafo, tiene una influencia sobre la calidad de la imagen, el tiempo de adquisición y sobre la irradiación del paciente. En general el Pitch corresponde a la relación entre la distancia de la mesa recorrida y la colimación. La distancia recorrida por el paciente en una rotación se conoce multiplicando la velocidad de avance de la mesa por el tiempo de una rotación. (Dillenseger & Moerschel, 2012, pp. 122-123)

$$Pitch = \frac{\text{distancia recorrida por la mesa en una rotación}}{\text{colimación (z)}} \quad (4)$$

Usualmente el pitch se encuentra entre 1 y 1,5 para garantizar una cobertura aceptable del paciente y para evitar que las rebanadas sean interpoladas entre puntos muy lejanos. (Giraldo & Clavijo, 2008, p. 15)

2.4.1.3 Parámetros físicos

1. Ruido o artefacto: se da por dos situaciones:

1. Interferencias externas que pueden desnaturalizar el fenómeno físico estudiado.
2. Las fases de detección y de transmisión de las informaciones pueden introducir perturbaciones internas que se agregan a la señal. La fase de digitalización también puede alterar la calidad de la señal. (Dillenseger & Moerschel, 2012, pp. 70-71)

Un artefacto altera la calidad y fidelidad de una imagen los cuales pueden enmascarar patologías o crear falsas imágenes los cuales son:

- **Artefacto de movimiento:** se da por el movimiento del paciente durante la adquisición y se manifiesta en la imagen por un desdoblamiento de los contornos de las diferentes estructuras, estos movimientos pueden ser por temblor, agitación, respiración y latidos cardiacos.
- **Artefacto de blanco:** se da en la forma de círculos de intensidad variable centrados sobre el eje de rotación y se generan en un vacío de información en las proyecciones los cuales corresponden a una falla en la detección o problema de calibración.
- **Artefacto metálico:** es la presencia de un elemento metálico en el volumen explorado produciendo una variación de densidad estas estructuras metálicas son prótesis, joyas, piercing, botones a presión, tubos de oxígeno, aparatos de vigilancia, cables y conectores que puedan encontrarse en el lugar a explorar.

2. Resolución espacial (RE o RS): es la distancia mínima que permite distinguir dos objetos y pequeñas estructuras con alto contraste la cual se expresa bajo la forma de frecuencia en número de ciclos (pares de líneas pL) por unidad de distancia (pL/cm). La RE se mide sobre la imagen a partir de ensayos realizados sobre fantomas y puede ser estudiada sobre las curvas función de transferencia de ondulación (FTM). (Dillenseger & Moerschel, 2012, p. 86)

3. Grosor o espesor de corte: es el criterio cualitativo (calidad) de una imagen tomográfica que corresponde a la rectitud, paralelismo y nitidez de las superficies anterior y posterior que constituye el corte. (Dillenseger & Moerschel, 2012, p. 118)

2.4.2 Componentes del tomógrafo

Los componentes de un tomógrafo son similares en todos los tipos de escáner el cual consta de las siguientes partes:

1. **Gantry:** cuerpo vertical de la unidad, donde se encuentra el tubo de rayos X y los detectores. En el centro está el orificio de entrada de la mesa con el paciente, mide aproximadamente 70cm de ancho. (Sanitas, 2013)
 - **Tubo de raros X:** es el dispositivo técnico capaz de producir la radiación ionizante mediante una fuente artificial de alimentación de tipo eléctrico.
 - **Detectores:** son aquellos que miden la energía depositada en ellos después de ser impactados por los fotones que han atravesado el cuerpo del paciente. (Bushong, 1999, pp. 375-393)
2. **Mesa de exploración:** es en donde se posiciona el paciente para la exploración tomografía, la cual permite mediante su movilidad automática realizar los barridos de las diferentes partes del cuerpo humano a estudiar (Sanitas, 2013)
3. **Consola:** donde el tecnólogo o licenciado de radiología programa el estudio combinando los parámetros de exploración como kV, mA, distancia y velocidad del tubo de rayos X entre otros de igual forma también tiene como función la visualización de las imágenes y pos proceso de las mismas. (Sanitas, 2013)

2.4.3 Tipos de tomógrafos

2.4.3.1 Tomógrafo secuencial o convencional

Estos equipos de primera generación tenían un tubo de rayos X y un solo detector fijo que realizaban una rotación de 180 grados sobre el paciente y paraba, para que la mesa corra y realice de nuevo otro barrido y así sucesivamente (Sanitas, 2013) permitiendo adquirir secuencialmente una serie de imágenes separadas por espacios iguales a través de una región específica como el abdomen o la cabeza. El grosor del corte y el intervalo de intersección se seleccionan al principio del estudio. (Hofer, 2008, p. 7) El principal inconveniente de este equipo es que no permitía realizar cortes volumétricos y hacía que el estudio tomara mucho tiempo dependiendo de la región corporal a estudiar y el tamaño del paciente (Sanitas, 2013) dando una dosis de radiación elevada.

2.4.3.2 Tomógrafo helicoidal o espiral

La tomografía helicoidal se ha introducido como una nueva herramienta de diagnóstico la cual aprovecha el giro continuo de los detectores que se ubican en el tubo de rayos X en múltiples hileras y con el movimiento continuo de la mesa de estudio se logra el acortamiento del tiempo de exploración mejorando la resolución (Hofer, 2008, p. 6) y proporcionando mejores imágenes de estructuras anatómicas que presentan dificultades en los movimientos respiratorios como es en el estudio del tórax, abdomen y pelvis, aunque también tiene la capacidad de registrar imágenes transversales convencionales en regiones del cuerpo donde el movimiento no es un problema, como la cabeza, la espina dorsal o las extremidades (Nieri, 2010) ya que permite explorar volúmenes corporales completos sin discontinuidad lo que hace posible la elaboración de imágenes de alta calidad y en tres dimensiones (3D). (Tellez, 2014)

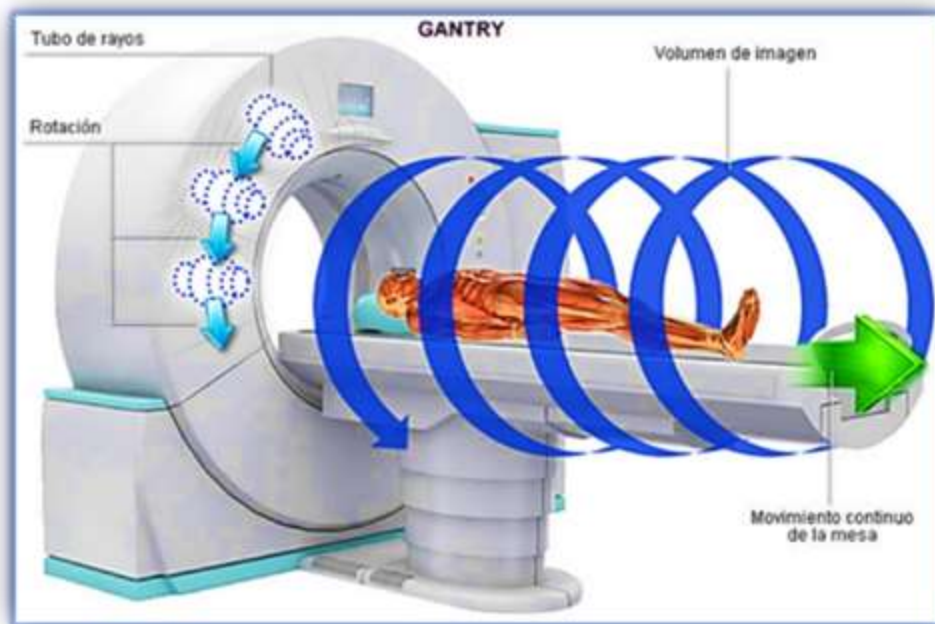


Figura 5-2: Modelo del tomógrafo helicoidal y sus partes.

Fuente: (Sanitas, 2013)

2.4.4 Estudios que se realizan en el tomógrafo

Los estudios que se realizan comúnmente en el tomógrafo son:

- TC de cabeza o cuello
- TC de torax
- TC de abdomen entre otras.

2.4.5 Tomografía Computarizada de Cráneo (TCC)

Es un examen sin dolor que utiliza un equipo especial con un tubo de rayos X creando una imagen del cráneo desde diferentes ángulos dando información detallada para poder valorar el hueso, tejidos blandos y vasos sanguíneos (Biblioteca Nacional de Medicina de los EE.UU., 2017), también se la conoce como TC del cerebro o TC de la cabeza.



Figura 6-2: TC de cráneo.

Fuente: HPGDR

2.4.5.1 Razones por las que se realiza una TCC

La TCC generalmente se utiliza para ayudar a diagnosticar, vigilar o detectar las siguientes afecciones:

1. Lesiones cerebrales, fracturas del cráneo, derrame y tumores cerebrales, enfermedades o malformaciones del cráneo
2. Detención de sangrado causado por rupturas o fisuras de aneurismas.
3. Cavidades cerebrales agrandadas (ventrículos) en pacientes con hidrocefalia.
4. Evaluar en qué medida se encuentra dañado el hueso y el tejido blando en pacientes con traumatismo facial y planificar la reconstrucción quirúrgica. (Vásquez., 2011, pp. 239-240)
5. Síntomas de daño por parte del cerebro, como problemas de visión, debilidad muscular, entumecimiento y hormigueo, dificultades para hablar o problemas para deglutir, cambios en el pensamiento o el comportamiento (Clínica DAM Madrid, 2017)

2.5 Magnitudes Dosimétricas de la Dosis al Paciente.

2.5.1 Magnitudes básicas para la dosis del paciente

Concebidas para proporcionar una medida física que se correlacione con los efectos reales o potenciales de la radiación, son en esencia un producto de magnitudes radiométricas y coeficientes de interacción. Si bien se calculan de este modo, no se definen de la misma manera, porque lo usual es que se midan directamente. (Ubeda de la C & Nocetti, 2015, p. 94)

2.5.1.1 Exposición (X)

Es simbolizada por X, y es definida como una cantidad diferencial entre la carga y la masa del cuerpo en estudio, donde el valor dQ es el valor absoluto de la carga total de los iones de un signo producidos en aire, cuando todos los electrones (negatrones o electrones y positrones) liberados por los fotones en un volumen de aire de masa dm, son completamente frenados en aire (Arranz, 2004, pp. 48-49). Su unidad es el Roentgen (R) el cual equivale a $1R = 2,58 \times 10^{-4} C/kg$.

$$X = \frac{dQ}{dm} \quad (5)$$

2.5.1.2 Dosis Absorbida (D)

Es la cantidad de energía impartida por una cierta cantidad de masa en un punto, su unidad de medida es el Gray (Gy) que corresponden a 1 J/kg. Esta por la siguiente ecuación:

$$D = \frac{dE}{dm} \quad (6)$$

Donde: dE es la energía impartida promedio (erg o julios) a la materia en un volumen infinitesimal dV en un punto de interés en un material de densidad (δ) durante un determinado período de tiempo y dm es la masa del material en un volumen. (ICRP, 2007, pp. 54-60)

2.5.1.3 Dosis Equivalente (H)

Representa la cantidad de energía en un punto específico. Se obtiene mediante la multiplicación de la dosis media absorbida en órgano (R) o tejido (T) D_{TR} por un factor de ponderación de

radiación W_R . Su unidad es el J/kg y su nombre especial es el Sieverts (Sv), la dosis equivalente en un órgano o tejido (H_{TR}) está definido por la siguiente ecuación: (ICRP, 2007, pp. 54-60)

$$H_{TR} = D_{TR} \times W_R \quad (7)$$

El factor de ponderación de la radiación tiene asignado el valor 1 para las principales radiaciones usadas en medicina (fotones y electrones), por lo tanto la dosis absorbida y la dosis equivalente son numéricamente iguales con unidades diferentes. (ICRP, 2007, pp. 54-60)

Tabla 1-2: Valores de los factores de ponderación de la radiación recomendados.

Tipo de radiación	Factor de ponderación d la radiación W_R
Fotones, electrones y muones	1
Protones y piones cargados	2
Partículas alfa, fragmentos de fisión, iones pesados	20
Neutrones	Una función continua de la energía del neutrón

Fuente: (ICRP, 2007, pp. 54-60)

2.5.1.4 Dosis Efectiva (E)

Se refiere a la dosis promedio en todo el cuerpo y está definida como la suma ponderada de las dosis equivalentes a los tejidos. Su unidad es el J/kg que es igual al Sieverts (Sv) y está definida por la siguiente ecuación:

$$E = \sum_T W_T \times H_T \quad (8)$$

Los valores del factor de ponderación de tejido W_T se escogen para representar las contribuciones de órganos individuales y de tejidos al detrimento total de la radiación para efectos estocásticos. (ICRP, 2007, pp. 54-60)

Tabla 2-2: Valores de los factores de ponderación de los tejidos recomendados.

Tipo de tejido	W_T	$\sum W_T$
Medula ósea, colon, pulmón, estómago, mama, resto de tejidos	0.12	0.72
Gónadas	0.08	0.08

Vejiga, esófago, hígado, tiroides	0.04	0.16
Superficie del hueso: glándulas salivales, piel	0.01	0.04
	Total	1.00
Resto de los tejidos: adrenales, región extra torácica (ET), vesícula, corazón, riñones, nódulos linfáticos, muslo, mucosa oral, páncreas, próstata, intestino delgado, brazo, timo, útero/cérvix.		

Fuente: (ICRP, 2007, pp. 54-60)

2.5.2 Indicadores de la dosimetría en TC

Las magnitudes dosimétricas en TC son útiles para conocer el daño de la radiación y determinar las medidas de protección radiológica para los pacientes.

2.5.2.1 Índice de dosis en tomografía computarizada (CTDI)

El CTDI representa el promedio de la dosis absorbida a lo largo del eje z de una serie de exposiciones contiguas, esta se calcula dividiendo la integral de la dosis absorbida por el grosor o espesor del corte (T) de la sección estudiada. (Giraldo & Clavijo, 2008, pp. 22-23) Su unidad es el mGy y permite conocer con precisión la dosis de cada corte.

$$CTDI = \frac{1}{NT} \int_a^b D(z) dz \quad (12)$$

Donde $D(z)$ es el perfil de la dosis a lo largo del eje z entre dos puntos a y b, T es el grosor o espesor de la sección estudiada y N es el número de rebanadas tomografías escaneadas durante una rotación del gantry. (Giraldo & Clavijo, 2008, pp. 22-23)

El CTDI definido por la Administración de Medicamentos y Alimentos (FDA) de Estados Unidos exige que los límites de integración sean $\pm 7T$ y viene dada por la integral:

$$CTDI_{FDA} = \frac{1}{NT} \int_{-7T}^{+7T} D(z) dz \quad (13)$$

2.5.2.2 Índice de dosis en tomografía computarizada a 100mm (CTDI₁₀₀)

Para ajustar el equipo se utiliza el CTDI₁₀₀ que corresponde a un segmento de 100mm el cual emplea una cámara de ionización en forma de lápiz y fantasmas de acrílico estandarizados. (Giraldo

& Clavijo, 2008, pp. 22-23). Las mediciones del CTDI en un fantoma estándar de cabeza o cuerpo puede ser utilizada para proporcionar una indicación del CTDI promedio sobre el corte tomográfico produciendo en una exploración axial. (Valdez, 2006, pp. 32-35)

$$CTDI_{100} = \frac{1}{NT} \int_{5cm}^{5cm} D_{(z)} dz \quad (14)$$

Este índice puede ser medido en el centro y en la periferia a 1 cm para describir la variación alrededor del plano de exploración, por lo cual la dosis en la superficie son mayores que la dosis que en el centro del paciente, en la exploración de cabeza la razón periférica – centro es 1:1 y en la exploración de cuerpo la razón periférica – centro es 2:1. Se asume que la dosis en un fantoma se disminuye linealmente con la posición radial de la superficie al centro, entonces el promedio del CTDI dentro de una sección tomográfica es aproximadamente el CTDI₁₀₀ ponderado (CTDI_w) (Valdez, 2006, pp. 32-35)

2.5.2.3 Índice de dosis en tomografía computarizada ponderada (CTDI_w)

Esta magnitud expresa la dosis recibida por el paciente que es necesaria para la obtención de cada corte es decir considera el perfil del corte. En efecto tiene en cuenta la parte útil de la radiación (espesor de corte) y la penumbra de un lado y del otro del corte que no interviene en la imagen, pero que forma parte de la dosis recibida por el paciente. (Dillenseger & Moerschel, 2012, pp. 134-136) Por lo cual el CTDI_w va a variar dependiendo del FOV.

$$CTDI_w = \frac{1}{3} CTDI_{100,central} + \frac{2}{3} CTDI_{100,periferia} \quad (15)$$

Los valores 1/3 y 2/3 aproximan las áreas relativas representadas por los valores centrales y periféricos. El CTDI_w se expresa en miligrays (mGy), pero también puede ser referir a la carga (mAs), por lo que es entonces mGy/mAs en este caso se refiere al CTDI normalizado (CTDI_n). (Dillenseger & Moerschel, 2012, pp. 134-136)

2.5.2.4 Índice de dosis en tomografía computarizada volumétrico (CTDI_{VOL}).

Es la dosis media o promedio para un volumen total de un estudio a realizar, teniendo en cuenta el Pitch el cual es agregado al informe cuando se realiza una adquisición helicoidal por ende el CTDI_{VOL} es igual al CTDI_w dividido por el Pitch (Dillenseger & Moerschel, 2012, pp. 134-136). El valor del CTDI_{VOL} aparece en la consola de los equipos, al hacer la selección de los parámetros de operación y se expresa en mGy. (García & Gandiaga, 2004, p. 30)

$$CTDI_{VOL} = \frac{CTDI_w}{Pitch} \quad (16)$$

El $CTDI_{VOL}$ indica la dosis administrada en función de los parámetros del corte (espesor, paso de hélice y carga), pero no refleja la dosis total recibida por el paciente, teniendo en cuenta la dosis administrada en cada punto del eje z. (Dillenseger & Moerschel, 2012, pp. 134-136)

2.5.2.5 Producto de la dosis por la longitud (DLP)

El DLP sirve para tener en cuenta la dosis administrada al paciente durante el transcurso de un examen tomográfico. El DLP es igual al producto del $CTDI_{VOL}$ por la longitud (L) del volumen irradiado (Dillenseger & Moerschel, 2012, pp. 134-136), donde a mayor DLP mayor será el riesgo de exposición a la radiación (Méndez, 2012, pp. 92-93) y se expresa en mGy.cm.

$$DLP = CTDI_{VOL} \times L \quad (17)$$

2.5.2.6 Dosis efectiva (E)

El DLP estima la E teniendo en cuenta los órganos presentes en el volumen estudiado. Para ello es suficiente multiplicar el DLP por el coeficiente de dosis normalizada (E_{DLP}) que depende de la región explorada. La E se expresa en milisievert (mSv). (Dillenseger & Moerschel, 2012, pp. 134-136)

$$E = DLP \times E_{DLP} \quad (18)$$

Tabla 3-2: Valores de dosis efectiva normalizada para adultos según la región anatómica.

Región explorada	Dosis efectiva normalizada E_{DLP} (mSv/mGy.cm)
Cabeza	0.0021
Cuello	0.0054
Tórax (hombre)	0.017
Tórax (mujer)	0.020
Abdomen	0.015

Fuente: (Dillenseger & Moerschel, 2012, pp. 134-136)

El conocimiento y la comprensión de sus diferentes valores permiten comparar racionalmente los parámetros de adquisición de los aparatos y de los diferentes protocolos. (Dillenseger & Moerschel, 2012, pp. 134-136)

2.6 Dosis de Radiación (D_R) y Niveles de Referencia en TC

Los estudios mediante TC tienen exposiciones más intensas donde los rayos X duros (alta energía) se dispersan, por lo que la D_R varía mucho debido al diferente coeficiente de riesgo de los distintos tipos de tejidos y a las características diversas de las aplicaciones del radiodiagnóstico, esta dosis es más comparable a la dosis efectiva (E) (Hofer, 2008, pp. 174-175)

2.6.1 Factores que influyen en la dosis de radiación sobre el paciente en TC

La dosis en TC está determinada según las características de fabricación del tomógrafo, así como el protocolo, la elección de la técnica (mA y kV), la longitud del barrido de estudio, la talla, peso, edad y región anatómica a explorar. La dosis en el paciente y la dosis efectiva depende de la calidad del haz de rayos X por lo cual la dosis está relacionada linealmente con el producto de la corriente (mA) y el tiempo de examinación, mientras que la dosis absorbida por una parte del cuerpo depende inversamente del pitch para un mA constante y así poder satisfacer el requerimiento diagnóstico. Los parámetros técnicos y operacionales que son aplicados tanto en la tomografía convencional como helicoidal se detallan en la tabla 4-2. (Valdez, 2006, pp. 35-36)

Tabla 4-2: Influencia de los parámetros técnicos y operacionales en la dosis al paciente durante la TC.

Parámetro	Influencia en la dosis del paciente
Alto voltaje del tubo de rayos X	Un mayor kV es útil (a un ruido constante en la imagen)
Filtración	Una mayor filtración es provechoso
Corriente del tubo de rayos X	Incremento lineal con el mA
Tiempo de exploración	Incremento lineal con el tiempo (seg)
Espesor del corte	Incremento aproximadamente lineal en la dosis con el espesor.
Volumen explorado	Incremento lineal en la dosis con el aumento de volumen

Tomado: Kalender 2000

Fuente: (Valdez, 2006, pp. 35-36)

El mAs es el factor más importante en el manejo de la dosis en el paciente donde la intensidad de los rayos X es directamente proporcional al mA, por lo que este debe variar con la talla y la región anatómica explorada ya que su reducción disminuye la dosis al paciente y se alarga la vida útil del tubo de rayos X, otro factor que contribuye con mayor dosis al paciente es la demanda de mayor resolución espacial (Valdez, 2006, pp. 35-36)

2.6.2 Niveles de referencia para diagnóstico en TC

Los niveles de referencia para diagnóstico (DRL) son un instrumento práctico para promover que se evalúen los protocolos existentes y se desarrollen protocolos nuevos y mejorados en cada centro de TC, facilitando la comparación entre las dosis obtenidas en las prácticas actuales.

El objetivo de los niveles de referencia nacionales (NDRLs) es fomentar la toma de conciencia, la auditoría de la dosis y la comparación como base para mejorar la protección radiológica del paciente, manteniendo la calidad diagnóstica de las imágenes.

Los DRL se deberían establecer en la práctica es decir el $CTDI_{VOL}$ y el DLP que aparecen en la consola del equipo son indicadores de dosis que sirven para caracterizar la exposición en TC con fines comparativos entre las prácticas según el modelo de dosis que se adopte. (IAEA, 2013)

2.6.2.1 Niveles de referencia para la dosis efectiva (E)

Según el comité del Colegio Americano de Radiología (ACR) y la Sociedad Radiológica de América del Norte (RSNA) dan a conocer un nivel de referencia de la E para diagnóstico en pacientes adultos.

Tabla 5-2: Niveles de referencia de la dosis efectiva propuesto por el ACR y el RSNA.

Tipo de exploración	Órgano o tejido	Dosis efectiva órgano	Dosis efectiva
TC de cráneo	Medula ósea	5 mSv	2.3 mSv
TC de tórax	Pulmones, mamas	20 mSv	7 mSv
TC de abdomen	Medula ósea	10 mSv	11 mSv

Fuente: (RadiologyInfo.org, 2017)

El informe 103 de la Comisión Internacional de Protección Radiológica (ICRP) establece: El uso de la dosis efectiva (E) para evaluar la exposición de los pacientes presenta limitaciones severas que deben considerarse al cuantificar la exposición médica, y la evaluación e interpretación de la dosis E de exposición médica de los pacientes es muy problemático cuando los órganos y tejidos reciben solo una exposición parcial o una exposición muy heterogénea, que es el caso especialmente con el diagnóstico de rayos X. (RadiologyInfo.org, 2017)

2.6.2.2 Niveles de referencia para el $CTDI_{VOL}$ y el DLP

La Comunidad Europea (CE) da a conocer los niveles de referencia para el DLP y el Colegio Americano de Radiología (ACR) da a conocer los valores de referencia del $CTDI_{VOL}$. Los valores

de referencia dan la obtención de imágenes de calidad para un correcto diagnóstico donde el paciente reciba la menor dosis posible.

Tabla 6-2: Principales valores propuestos por CE y ACR para estudios en TC.

Tipo de estudio	CTDI _{VOL} (mGy)	DLP (mGy.cm)
Cabeza de rutina	60	1050
Tórax	30	650
Abdomen	35	780
Cara y fosas nasales	35	360

Fuente: (Andisco, et al., 2014, p. 117)

2.7 Detectores de Radiación.

Los órganos y tejidos permiten detectar la presencia de la radiación ionizante, por lo cual se recurre a dispositivos que sean capaces de detectar la presencia de la radiación. (Baños, 2003, pp. 50-51)

2.7.1 Principales tipos de dosímetros

Hay una gran variedad de dosímetros en el mercado, tanto pasivos como activos cada uno con sus propias ventajas y desventajas como por ejemplo:

2.7.1.1 Dosímetro electrónico personal de lectura directa (EPD)

Los dosímetros electrónicos están basados en 2 tipos de detectores el de Geiger-Muller y diodos de silicio (Si) los cuales son capaces de medir un amplio rango de energía, están calibrados en la magnitud operacional de equivalente de dosis personal además pueden incluir la lectura instantánea en la pantalla de la dosis y la tasa de dosis equivalente, así como que el usuario pueda establecer alarmas al superar ciertos valores, donde el rango de equivalente de dosis personal es de 0.01 μ Sv a 10 Sv y la tasa puede ir de 1 μ Sv/h a 1 Sv/h. Es conveniente verificar la respuesta del dosímetro con la tasa de dosis, ya que a tasas elevadas pueden presentar saturación. (Anónimo, 2009, pp. 13-14)

Los EPD basados en detectores de semiconductor suelen incorporar uno o más diodos, por tal motivo los EPD comerciales más extendidos en la actualidad utilizan diodos, por ejemplo, EPD 2 de Siemens, Dosicard de Eurisy Measures, RAD 62 de Rados, etc.

2.8 Control de Calidad y Calibración de la Dosimetría en TC

Para una garantía de calidad hay 3 indicadores que pueden dar una idea de la calidad con la que se está trabajando en una unidad de radiodiagnóstico como son:

1. **La dosis impartida al paciente:** se evalúa a partir de muestras de pacientes y se comparan con los valores de referencia establecidos por la CE.
2. **La calidad de la imagen obtenida:** se evalúa la imagen mediante los criterios de la CE o mediante objetos de prueba, los cuales valoran los parámetros físicos de la imagen entre ellos el límite de la resolución espacial.
3. **La tasa de rechazo de películas:** se evalúa mediante un estudio que consiste en el conteo de las imágenes rechazadas expresando la tasa de rechazo como un porcentaje el número total de imágenes obtenidas durante un cierto periodo de tiempo.

En estos indicadores no solo se refleja el estado del equipo si no también los protocolos utilizados en las exploraciones, además su evaluación permite conocer sobre que elemento se debe actuar en caso de resultados inaceptables. (Serreta, 2012, pp. 176-177)

2.8.1 Aspectos técnicos del control de calidad

El control de calidad es el conjunto de pruebas a realizarse en el equipo para verificar su estado de funcionamiento y comparar si existen anomalías o cambios que pueda degradar la calidad de la imagen o dar un incremento en la dosis impartida al paciente (Serreta, 2012, p. 181). Los parámetros a considerarse para el control de calidad según el Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico (PECCR) son los siguientes:

Tabla 7-2: Parámetros para el control de calidad del TC.

Parámetro	Medidas	Frecuencia de realización
Geométricos	Alineación luz-haz de radiación	Bianual
	Desplazamiento de la camilla	Bianual
	Espesor efectivo de corte	6 meses
	Exactitud de la selección de la posición del corte sobre el topograma	6 meses
Calidad de imagen	Ruido de la imagen	Semanalmente
	Verificación de la ausencia de artefactos en la imagen	Semanal

	Valor medio del número de TC	6 meses
	Linealidad y escala de contraste	Bianual
	Resolución a bajo contraste	Mensual
	Resolución a alto contraste	Inicial, mensual y luego de algún cambio

Realizado por: Autora, 2018

Fuente: (Serreta, 2012, pp. 217-226)

2.8.2 Procedimiento de calibración de la dosimetría en TC.

La dosis recibida por el paciente durante una exploración de TC son relativamente altas comparados con otras exploraciones de radiodiagnóstico, cuando se requiere evaluar esta dosis se relaciona con el siguiente método a seguir:

1. Se realiza a través de resultados de mediciones de magnitudes dosimétricas sobre cada paciente de modo individual.
2. Se estiman las dosis indirectamente basándonos en valores obtenidos sobre fantomas o mediante cálculos de simulación.

La elección de cualquier metodología condiciona los pasos a seguir y las magnitudes relacionadas con la dosis que debemos utilizar. (Serreta, 2012, pp. 305-314)

2.8.2.1 Calibración del índice de dosis en TC (CTDI)

El valor del CTDI está relacionado directamente con las características del haz de radiación y por lo tanto es particularmente sensible a las diferencias de generación, filtración y colimación. Como solo es posible medir el perfil de dosis en un intervalo finito se han propuesto una serie de definiciones prácticas según la longitud de integración escogida, una de las más habituales es el $CTDI_{100\text{ mm}}$ el cual se puede medir en aire o en el seno de fantomas cilíndricos de polimetilmetacrilato (PMMA) de longitud entre 14 y 16 cm con un diámetro de 16 cm para estudios de cabeza. (Serreta, 2012, pp. 305-314)

El $CTDI_{100\text{ mm}}$ puede ser determinado por varios métodos distintos, según el tipo de detector empleado:

1. Método 1: Cámara de ionización (CI)

Se realiza por medio de la CI de tipo lápiz de 10 cm de longitud y 0,3 cm² de volumen la cual debe estar calibrada en dosis absorbida en aire. Para la toma de la medida se colocará la CI con su eje longitudinal paralelo al eje de rotación del equipo de TC centrada con respecto al plano de corte la cual esta calibrada en un campo de radiación uniforme, la lectura del electrómetro (M) una vez aplicada las correcciones por precisión y temperatura atmosférica (f(p,T)) y el coeficiente de calibración (f_{cal}) representa el promedio de la dosis en el volumen de la CI y el producto del promedio de dosis por la longitud (L) es igual a la integral del perfil de dosis a lo largo de la longitud de la CI. (Serreta, 2012, pp. 305-314)

$$CTDI = \frac{1}{NT} \cdot L \cdot M \cdot f(p, T) \cdot f_{cal} \quad (19)$$

2. Método 2: Dosímetros termoluminiscentes (TLD)

Para obtener el CTDI_{100 mm} se da por la medida directa del perfil de dosis a lo largo de la línea de integración, por medio de detectores de suficiente resolución espacial la cual se puede emplear un conjunto de TLD alineados paralelamente al eje z en un soporte adecuado, los dosímetros deben cubrir un intervalo de al menos 10 cm centrados en la posición del plano de corte. Suelen agruparse más densamente en el centro de intervalo de medida donde el perfil de dosis varía más rápidamente en la dirección longitudinal. (Serreta, 2012, pp. 305-314)

La integral del perfil de dosis se obtiene de la suma de las dosis medidas por los dosímetros individuales (D_i), multiplicando por la distancia entre los centros del TLD_i y el del siguiente en la dirección del eje z (Δz_i).

$$CTDI = \frac{1}{NT} \cdot \sum_i D_i \cdot \Delta z_i \quad (20)$$

3. Método 3. Película radiográfica

El CTDI_{100 mm} se puede medir a partir del perfil de dosis por medio de la película radiográfica esto se da cuando no se disponga de la instrumentación adecuada para la determinación del CTDI se puede estimar a partir de las especificaciones del fabricante del equipo. En este caso el usuario debe tener en cuenta que muchos fabricantes especifican el CTDI de sus equipos siguiendo la definición adoptada por la FDA, donde el CTDI_{FDA} difiere apreciablemente del CTDI_{100 mm}

utilizado en las directrices de la CE debido a que la integración del perfil de dosis se realiza sobre una longitud igual a 14 veces del espesor de corte y se expresa en términos de dosis absorbida en polimetilmetacrilato (PMMA). En la siguiente tabla se puede encontrar factores de conversión para obtener el $CTDI_{100\text{ mm}}$ cuando solo se dispones del $CTDI_{\text{FDA}}$. (Serreta, 2012, pp. 305-314)

Tabla 8-2: Factores de conversión entre el $CTDI_{100\text{ mm}}$ y el $CTDI_{\text{FDA}}$

Maniquí	Espesor de corte (mm)	$nCTDI_{100\text{ mm}} / nCTDI_{\text{FDA}}$	
		Centro del maniquí	Periferia (a 1cm de la superficie)
Cabeza ($\Phi = 16\text{ cm}$)	10	1,0	1,1
	5	1,3	1,2
	3	1,6	1,3
	2	2,0	1,5

Fuente: (Serreta, 2012, pp. 305-314)

2.8.2.2 Verificación del producto de la dosis por la longitud (DLP)

Para calcular el DLP va a depender si se trata de un estudio formado por series de cortes axiales o helicoidales, en este caso se trata de una adquisición helicoidal la cual se realiza por la siguiente formula:

$$DLP = \sum_i nCTDI_{W,i} \cdot T_i \cdot I_i \cdot t_i \quad (21)$$

Donde la suma se realiza para las distintas series helicoidales (i) multiplicando en cada una de ellas el $nCTDI_W$ por el espesor nominal de corte (T), la corriente del tubo en mA (I_i) y el tiempo total de adquisición de la serie en segundos (t_i). (Serreta, 2012, pp. 305-314)

El $nCTDI_W$ ($CTDI$ normalizado) viene definido por el $CTDI_W$ dividido por la carga del tubo empleado en la adquisición del corte (Q) es decir el producto mAs: (Serreta, 2012, pp. 305-314)

$$nCTDI_W = \frac{CTDI_W}{Q} \quad (22)$$

CAPITULO III

3. METODOLOGÍA

3.1 Hipótesis y Variables

3.1.1 Hipótesis

La comparación de la dosis absorbida determinada por dosimetría directa en pacientes a través de los parámetros del equipo en estudios de cráneo para el Tomógrafo Computarizado (TC) TOSHIBA TSX -031A del Hospital Provincial General Docente Riobamba

3.1.2 Operacionalización de variables

Tabla 1-3: Descripción de las variables dependientes e independientes.

Variable independiente	Definición conceptual	Indicador	Índice
Pacientes	Aquellos que requieran información más detallada sobre lesiones craneales, derrames cerebrales, tumores cerebrales u otras enfermedades cerebrales	Tomografías de cráneo simple	Cantidad de dosis de radiación recibida
Variable dependiente	Definición conceptual	Indicador	Índice
Dosis de radiación	Cantidad de energía que recibe el tejido humano durante una exploración de TC	Dosis absorbida	Gy

Realizado por: Autora, 2018

3.2 Tipo y Diseño de Investigación

Esta investigación es de tipo experimental, observacional y descriptiva, los datos obtenidos mediante radiación directa tomada por el dosímetro electrónico DoseRAE 2 y el tomógrafo serán recolectados, almacenados y analizados, los mismos que al compararse nos permitirán conocer si la dosimetría del equipo ha sido calibrado y conocer si los pacientes reciben una dosis absorbida

que este dentro de los límites recomendados por los organismos internacionales de control, como uno de ellos es la guía de calidad en TC de la CE.

3.3 Unidad de Análisis

En esta unidad se analizó la dosis absorbida por los pacientes que se realizaron exploraciones de TCC simple, en el área de imagenología del HPGDR donde la variable observable es la cantidad de dosis recibida en una exploración y la variable de descripción es la dosis absorbida por el paciente.

3.4 Población de Estudio

La población de estudio para esta investigación son los pacientes que se realizan TCC simple en el HPGDR el cual está ubicado en la Avenida Félix Proaño y Chile al sur de Riobamba, la misma que tiene un servicio de 24 horas y diferentes departamentos de atención entre ellos el de imagenología.

3.5 Tamaño de la Muestra

Debido a que el HPGDR tiene una gran demanda de pacientes ya sea por consulta externa o emergencia, por tal motivo no se conoce exactamente la población de estudio. Para obtener el tamaño de la muestra se realiza estadísticamente con un nivel de confianza del 95% y con un riesgo de equivocarse de 5% donde se tiene una muestra de 48 pacientes que se realicen una exploración de TCC simple para nuestro estudio.

La fórmula para el cálculo de la muestra sin conocer el tamaño de población es:

$$n = \frac{Z^2 \times p \times q}{e^2} \quad (23)$$

Donde Z es el nivel de confianza, p es la probabilidad de éxito o proporción esperada, q es la probabilidad de fracaso y “e” es el error de precisión.

En nuestro caso para encontrar el tamaño de la muestra se estimó un Z del 95% que es igual a 1,96, un p de 0,5, q que 1-p= 1-0,5=0,5 y e que en este caso usaremos un error de tipo II que va en un intervalo del 5% al 20% por tal motivo se utilizara un 14.1%

$$n = \frac{(1,96)^2 \times 0,5 \times 0,5}{(0,141)^2}$$

$$n = 48,3$$

3.6 Selección de la Muestra

Para esta investigación se tomará en cuenta solo a los pacientes que se realicen exploraciones helicoidales de TCC simple en un intervalo de edad de 18 a 60 años, los cuales no deben estar en una situación crítica.

3.7 Equipos y Materiales

Se utilizó el tomógrafo computarizado (TC) Toshiba TSX-031A y el dosímetro electrónico de lectura directa DoseRAE 2 para la toma de datos en los estudios de TCC simple.

Exploración Craneal por TC

La exploración craneal por TC consiste en un examen médico de diagnóstico no invasivo ni doloroso que producen imágenes por la combinación de un equipo de rayos X especialmente con computadoras sofisticadas para producir múltiples imágenes o visualizaciones del interior del cuerpo. Luego estas imágenes transversales pueden ser vistas en un monitor de computadora o imprimirse. (Vásquez., 2011, pp. 239-240)

La TC utiliza un tubo de rayos X para la obtención de las imágenes, el mismo que gira alrededor de la cabeza del paciente emitiendo radiación, parte de esta es absorbida por el paciente y el resto son almacenados por una fila de detectores, la mesa se desplaza progresivamente hasta que se completa la exploración en la cual se obtiene múltiples proyecciones en un giro de 360° y con la información obtenida el ordenador elabora múltiples imágenes claras, con mayores detalles de visualización de los órganos internos, huesos, tejidos blandos o vasos sanguíneos; permitiendo conocer una información más detallada sobre lesiones de la cabeza, derrames cerebrales, tumores cerebrales que no se puede observar en una radiografía convencional (rayos X). (Vásquez., 2011, pp. 239-240)

Se recomienda en una exploración de TCC angular el gantry de 10 a 12° por encima de la línea orbito-meatal para reducir la exposición de los lentes oculares. (Hofer, 2008, p. 6)



Figura 1-3: Tomógrafo Computarizado Toshiba Activion TSX-031A del HPGDR
Fuente: Autora, 2018

Tabla 2-3: Características del Tomógrafo Computarizado Toshiba Activion TSX-031A del HPGDR.

Marca y modelo	Tomógrafo Computarizado Toshiba Activion de 16 cortes
Modo	Helicoidal
Velocidad	0,75 seg a 10 seg por rotación
Tensión	80 kV a 140 kV
Corriente	10 mA a 500 mA
Marca y modelo del tubo de rayos X	TSX – 031A
Espesor de corte	0,5mm a 10,0mm
Imágenes	Bidimensionales (2D), tridimensionales (3D) y reconstrucción multiplanar (MPR)
Reducción de exploración	Incorpora el filtro de reducción de ruido cuántico para la reducción de la dosis de exposición al paciente
Porcentaje de error ($\pm 10\%$)	$\pm 1\%$
Fecha de instalación	Abril del 2009

Realizado por: Autora, 2018

Fuente: (Toshiba Medical Systems Corporation, 2007, pp. 42-43)



Figura 2-3: Dosímetro electrónico de lectura directa DoseRAE 2 del HPGDR.
Fuente: Autor, 2018

Tabla 3-3: Características del dosímetro electrónico DoseRAE 2 del HPGDR.

Marca / modelo	Dosímetro electrónico personal DoseRae 2 / PRM-1200	
Certificado	ISO 9001	
Detección de radiación	Rayos X y rayos gamma	
Sensores	Doble canal que emplea un diodo semiconductor y un cristal de centelleo	
Lee directamente	Dosis equivalente y tasa de dosis equivalente	
Tamaño	85mm x 55mm x 9,6mm	
Peso	1,8 onzas (50 mg)	
Rango de dosis	0 μ Sv a 10 Sv (0 μ R a 1140 R)	
Rango de la tasa de dosis	0.01 μ Sv/h a 10 Sv/h (1 μ R/h a 1140 R/h)	
Exactitud de la dosis	\pm 15%	
Precisión de la tasa de dosis	\pm 20% (10 μ Sv/h a 10 Sv/h o 1,14 mR/h a 1140 R/h) \pm 30% (0,01 μ Sv/h a 10 μ Sv/h o 1 μ R/h a 1,14 mR/h)	
Respuesta energética	20 keV a 6 MeV	
Temperatura ambiente	-4 °F a 122 °F o -20 °C a 50°C	
Humedad	0% a 95% (sin condensación)	
Batería	Tipo	LIR2450 recargable
	Tiempo de carga	1,5 a 2 horas

Realizado por: Autora, 2018

Fuente: (Systems, 2011)

3.8 Procedimiento Para la Obtención de los Datos

Esta investigación solo se realizó en exámenes de TCC simple en pacientes adultos en un rango de edad de 18 a 60 años ya sea hombres y mujeres los cuales no debían estar en una situación crítica para la toma de datos ya que se podría perjudicar la salud del paciente.

La sala de tomografía es una área amplia y blindada que está conformada por el medico radiólogo, técnicos radiólogos, enfermeras, personal administrativo y de mantenimiento, la misma cuenta con los componentes mencionados a continuación:

Tabla 4-3: Componentes de la sala de tomografía.

Parámetros	Descripción
Condiciones ambientales	Temperatura de 20°C a 23°C
	Humedad relativa de 30 a 60% sin condensación (cambio de estado)
	Iluminación apropiada, aire acondicionado
Espacio físico	Sala de exploración donde está el equipo, consola del operador
	Vestidor para la preparación del paciente
	Sala de baño
Eléctrica	Enchufes con entradas trifásicas
	Tomacorrientes de 110 V y 250 V
	Lámparas de techo graduables
Protección contra la radiación	Señales visuales de radiación
	Paredes y puertas plomadas
	Ventanas con vidrios plomados
	Protector de tiroides y gónadas
	Mandil, gafas y guantes plomados
Materiales auxiliares	Inyector para el medio de contraste
	Toma de oxígeno, monitor multiparamétrico, sondas endotraqueales
	Botiquín de urgencias fármacos para situaciones de emergencia
	Inmovilizadores para el paciente

Realizado por: Autora, 2018





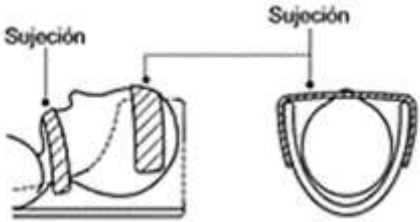

Figura 3-3: Sala de Tomografía del HPGDR

Fuente: Autora, 2018

3.8.1 Ubicación del paciente en el tomógrafo y colocación del dosímetro DoseRAE2

Tabla 5-3: Procedimiento de la ubicación del paciente y colocación del dosímetro DoseRAE 2.

Fotografías	Descripción
	<p style="text-align: center;">Entrada del paciente</p> <p>En caso de ser mujer y es necesario preguntar si está embarazada o cree estarlo.</p> <p>El paciente debe encontrarse tranquilo sin objetos metálicos como aretes, prótesis dentales removibles, lentes, audífonos y broches para el cabello ya que pueden afectar en la imagen. Cerrar la puerta de ingreso.</p>
	<p style="text-align: center;">Ubicación del paciente para el estudio</p> <p>Se le ubica al paciente boca arriba en la mesa con el cuello en extensión (mentón pegado hacia el pecho) y la cabeza en el cabezal del equipo la cual se desliza hacia el centro del</p>

	<p>gantry. El técnico utiliza un sistema de luces como guía para el correcto posicionamiento del paciente quedando alineadas en el centro de la cabeza donde la luz superior debe pasar por el nasión (interacción del huso frontal y nasal) y la luz inferior por el meato auditivo externo. Las manos del paciente se colocan en el abdomen o lateralmente. Se recomienda al paciente que durante la exploración mantenga los ojos cerrados para que no se irradie directamente el cristalino del ojo.</p>
	<p style="text-align: center;">Inmovilizador</p> <p>Este dispositivo se coloca en el caso de que el paciente no pueda permanecer en el posicionamiento correcto durante el estudio como por ejemplo en pacientes con Parkinson.</p>
	<p style="text-align: center;">Ubicación del dosímetro</p> <p>El dosímetro es colocado en el cabezal del tomógrafo pegado con un adhesivo en la almohadilla debajo de la nuca del paciente a una altura de 3 cm para que al momento de la exploración no cause ningún artefacto a la imagen.</p>


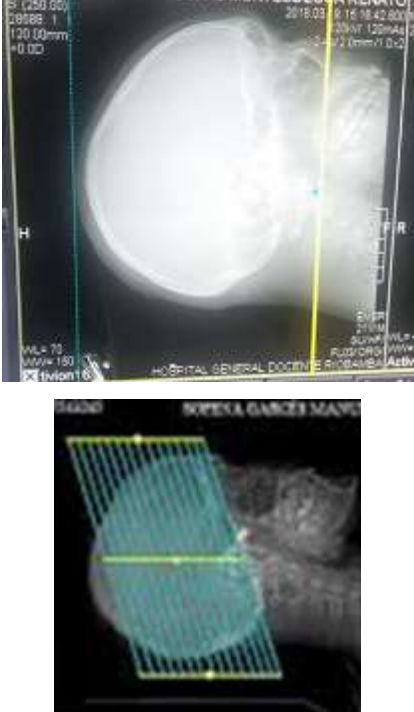
Realizado por: Autora, 2018






Fuente: HPGDR


3.8.2 Estación de adquisición del tomógrafo

Después de haber ubicado al paciente en el tomógrafo, colocado el dosímetro y haber tenido todas las precauciones debidas para la exploración el técnico cierra todas las puertas de ingreso y se traslada a la consola del operador para la realización del estudio.

Tabla 6-3: Procedimiento para la adquisición del estudio y toma de datos.

Fotografías	Descripción
	<p>Introducción de los datos del paciente</p> <p>El técnico anota los datos del paciente en la pantalla del monitor en las pestañas correspondientes como el número de cedula o historia clínica, apellidos y nombres completos, sexo y edad.</p> <p>Toda la información ingresada del paciente se imprimirá conjuntamente con las imágenes obtenidas.</p> <p>Elección del protocolo</p> <p>Seleccionar la cabeza del muñeco en la cual se despliega varios protocolos de estudio en este caso elegir la técnica de cráneo helicoidal.</p>
	<p>Realización del topograma</p> <p>Primero se debe realizar una imagen simple de la cabeza la cual se visualiza en el monitor para la selección de donde a donde se requiere el estudio en este procedimiento el tubo de rayos X no se mueve.</p> <p>Se recomienda que de preferencia se debe angular el gantry de 10 a 12° por encima de la línea orbito-meatal para reducir la exposición de los lentes oculares.</p> <p>Luego de haber seleccionado la parte a explorar presionar el botón confirmar.</p>
	<p>Iniciación del estudio</p> <p>Al confirmar el estudio en el teclado se prendera el botón de disparo para iniciar la adquisición.</p> <p>En la cual la cabeza se encuentra dentro del escáner donde el tubo de rayos X gira</p>

 	<p>alrededor del mismo emitiendo radiación y la camilla se desplaza progresivamente hasta terminar la exploración en la cual el paciente no debe moverse.</p> <p>La exploración dura de 1 a 2 seg aproximadamente y el estudio completo 5 min.</p>
 	<p style="text-align: center;">Fin del estudio</p> <p>Presionar el botón stop rotate (dejar de girar) para detener el tubo de rayos X y así poder obtener los datos para esta investigación, en la cual se selecciona la ventana dose (dosis) para tomar apuntes de la dosis que fue suministrada al paciente, luego de esto dar clic en el botón quit exam (dejar el examen) para finalizar el estudio.</p> <p>Luego se ingresa a la sala de tomografía para extraer el dosímetro y poder anotar la dosis que fue leída en la exploración.</p>
	<p style="text-align: center;">Creación de las imágenes</p> <p>Las imágenes se van construyendo en el monitor con una vista previa donde el operador determinara si las imágenes son de calidad, si es necesario completarlo o se da por concluido el estudio en el cual el paciente debe esperar.</p>

	<p>Luego de un tiempo las imágenes son completamente reconstruidas para su debida impresión en una placa fotográfica, las mismas que son guardadas automáticamente en la unidad de almacenamiento del sistema por 3 días si es un estudio patológico se lo protege para que no sea borrado.</p>
	<p style="text-align: center;">Salida del paciente</p> <p>Luego que el operador da por concluido el estudio después de su previa revisión el paciente puede abandonar la sala de tomografía.</p>

Realizado por: Autora, 2018

Fuente: HPGDR

3.8.3 Parámetros de la técnica utilizada para el estudio y características de la muestra.

Tabla 7-3: Parámetros técnicos del protocolo utilizado en el estudio.

Protocolo	kV	mA	Pitch	mAs	Espesor o grosor de corte	Intervalo de reconstrucción	Colimación
Cráneo helicoidal	120	150	1,5	225	5,0 mm	5,0 mm	1,0 x 16

Realizado por: Autora, 2018

Fuente: HPGDR

Tabla 8-3: Características de la muestra.

Genero	Total	De 18 a 31 años	De 32 a 45 años	De 46 a 60 años
Mujeres	29	13	10	6
Hombres	19	7	6	6
Total de pacientes	48	20	16	12

Realizado por: Autora, 2018

Fuente: HPGDR

Tabla 9-3: Características porcentuales de la muestra.

Genero	Total	De 18 a 31 años	De 32 a 45 años	De 46 a 60 años
Mujeres	60,42%	27,09%	20,83%	12,5%
Hombres	39,58%	14,58%	12,5%	12,5%

Realizado por: Autora, 2018

Fuente: HPGDR

3.9 Técnica de recolección de datos

La obtención de los datos se realizó en el servicio de radiología del HPGDR en la sala de tomografía donde el procedimiento más influyente en la dosis a pacientes es el estudio de TCC simple, los mismos que se recolectaron en un tiempo de 3 meses aproximadamente en días laborables con horario de 9 am a 17 pm. Para asegurar la representatividad de la muestra de pacientes se tuvieron en cuenta la edad y las indicaciones clínicas donde se estimaron las dosis de 48 pacientes adultos.

El tomógrafo tiene su propia dosimetría la cual es calculada automáticamente por el equipo y se la puede visualizar en la pantalla del monitor luego de haber realizado el estudio al paciente, dando la facilidad de obtener los datos de la dosis administrada mediante los indicadores CTDI_{VOL} y DLP.



Figura 4-3: Dosis de un estudio de TCC simple.

Fuente: HPGDR

A demás se utilizó un dosímetro electrónico personal DoseRAE 2 debidamente calibrado el cual provee un valor de la dosis equivalente es decir las interacciones detectadas se expresa en mSv, el cual fue colocado a cada paciente durante la exploración, al obtener la lectura de la dosis esta es borrada para otra medida.



Figura 5-3: Dosis detectado por el dosímetro electrónico DoseRAE 2.
Fuente: HPGDR

Los datos se recolectaron mediante la técnica de observación los cuales fueron anotados en hojas de un cuaderno como borrador tomando en cuenta el nombre y apellido del paciente, edad, dosis del dosímetro y la dosis que nos da el tomógrafo como el $CTDI_{VOL}$ y el DLP, para mayor respaldo de los datos se tomaron fotografías, los mismo que fueron transportados a un sistema operático como es Excel 2016.

Tabla 10-3: Datos recolectados de un estudio de TCC simple de modo helicoidal.

Paciente	Edad	Dosímetro	Tomógrafo Computarizado Toshiba TSX - 031 A			
		Dosis Equivalente (mSv)	$CTDI_{VOL}$ (mGy)	DLP (Gy.Cm)	Longitud (mm)	N° de imágenes
P 1	58	8,868	81,0	1,84	170,0	35
P 2	50	9,073	81,0	1,52	160,0	33
P 3	29	6,075	81,0	1,35	140,0	29
P 4	33	8,688	81,0	1,27	130,0	27
P 5	21	7,680	81,0	1,39	145,0	30
P 6	37	2,540	78,7	1,55	170,0	35
P 7	21	9,304	81,0	1,35	140,0	29
P 8	47	9,380	81,0	1,60	170,0	35
P 9	46	2,319	82,3	1,50	155,0	32
P 10	60	15,740	78,7	1,39	150,0	31
P 11	38	4,120	81,0	1,43	150,0	31
P 12	36	6,225	81,0	1,27	130,0	27
P 13	39	7,321	81,0	1,27	130,0	27
P 14	35	6,390	81,0	1,39	145,0	30
P 15	18	5,710	81,0	1,39	145,0	30
P 16	25	6,030	81,0	1,35	140,0	29
P 17	18	7,180	81,0	1,39	145,0	30

P 18	18	7,157	81,0	1,19	120,0	25
P 19	44	6,127	81,0	1,39	145,0	30
P 20	51	7,058	81,0	1,52	160,0	33
P 21	26	12,970	81,0	1,43	150,0	31
P 22	28	6,944	81,0	1,15	115,0	24
P 23	43	7,605	81,0	1,35	140,0	29
P 24	34	4,363	81,0	1,43	150,0	31
P 25	21	7,506	81,0	1,35	140,0	29
P 26	35	6,756	81,0	1,35	140,0	29
P 27	43	4,690	81,0	1,35	140,0	29
P 28	27	6,806	78,7	1,39	150,0	31
P 29	32	6,607	81,0	1,35	140,0	29
P 30	28	6,494	81,0	1,35	140,0	29
P 31	29	5,083	81,0	1,23	125,0	26
P 32	18	5,933	81,0	1,31	135,0	28
P 33	21	7,018	81,0	1,35	140,0	29
P 34	21	16,530	81,0	1,56	165,0	34
P 35	23	6,843	81,0	1,31	135,0	28
P 36	43	8,806	81,0	1,48	155,0	32
P 37	32	6,305	81,0	1,35	140,0	29
P 38	29	6,053	81,0	1,35	140,0	29
P 39	58	7,302	78,7	1,31	140,0	29
P 40	47	7,290	78,7	1,31	140,0	29
P 41	50	8,033	81,0	1,27	130,0	27
P 42	46	8,031	81,0	1,48	155,0	32
P 43	30	13,520	81,0	1,43	150,0	31
P 44	22	4,172	81,0	1,39	145,0	30
P 45	53	4,829	81,0	1,43	150,0	31
P 46	39	6,370	81,0	1,31	150,0	31
P 47	36	5,290	81,0	1,43	135,0	28
P 48	53	9,574	82,3	1,37	140,0	29

Realizado por: Autora, 2018

Fuente: HPGDR

3.10 Análisis e Interpretación de Datos

3.10.1 Detección de datos atípicos

Con los datos obtenidos de las dosis de la dosis absorbida en estudios de TCC simple se realizó la identificación de los valores atípicos utilizando el diagrama de cajas y bigotes que describe la dispersión y simetría, el cual es graficado y analizado mediante el programa R-Studio.

El diagrama de cajas y bigotes es un método que analiza la presencia de datos atípicos, la variabilidad de la información, los cuartiles (Q1, Q2, Q3), el tipo de asimetría y el ajuste de las mediciones a una distribución normal, los cuales forman la caja en donde se encuentran la mitad de los datos, mientras que los bigotes corresponde a los límites superior e inferior en donde pueden estar ubicados los valores atípicos mediante un símbolo de círculo (°) los cuales van hacer diferentes al resto de los datos que posiblemente son homogéneos. En este trabajo de investigación se tomaron varios datos en un mismo punto los cuales deben estar agrupados en un punto en general, por lo que al aplicar este método se pudo obtener un grupo de datos atípicos los cuales fueron separados de los datos normales, es decir se realizó una limpieza de datos, a partir de esto se adquirió un total de 43 datos del DLP del tomógrafo y 42 datos de la dosis absorbida del dosímetro de las TCC simple, luego se procedió a calcular si estos datos son o no normales.

3.10.2 Prueba de Normalidad al 95% de nivel de confianza.

Se realizó una prueba de normalidad para comprobar si los valores de una variable siguen una distribución normal; mediante el programa R-Studio se aplicó la prueba de Kolmogorov Smirnov que da como resultado, si los datos de las variables dosis absorbidas del dosímetro y el DLP del tomógrafo, provienen de una distribución normal, la cual se basa de la comparación de una distribución teórica propuesta frente a una distribución observable.

La prueba de Kolmogorov Smirnov sigue las siguientes hipótesis:

1. H_0 : La variable aleatoria sigue una distribución normal.
2. H_1 : La variable aleatoria no sigue una distribución normal.

Si el valor de p es menor a un nivel de significancia del 0,05 entonces se rechaza la hipótesis nula ya que los datos provienen de dicha distribución.

3.10.3 Calculo de la dosis efectiva.

Para el cálculo de la dosis efectiva (mSv) se trabajó directamente con los valores obtenidos del dosímetro electrónico DoseRAE 2 (mSv) y los del tomógrafo (mGy.cm) previamente de haber hecho una limpieza de datos a las dos variables.

Para calcular la dosis efectiva (mSv) con los valores obtenidos del dosímetro electrónico DoseRAE 2 el cual me da una lectura de dosis equivalente (mSv) se lo realiza con la siguiente fórmula:

$$E = \sum_T W_T \times H_T \quad (24)$$

Donde $\sum_T W_T$ es el factor de ponderación de tejido para este caso utilizamos el valor de 0,72 (medula ósea) y H_T es la dosis equivalente.

Mediante los valores obtenidos del DLP (mGy.cm) del tomógrafo se calcula la dosis efectiva (mSv) por la siguiente formula:

$$E = DLP \times E_{DLP} \quad (25)$$

Donde DLP es el producto de la dosis por la longitud y E_{DLP} es el coeficiente de dosis normalizada para este caso utilizamos el valor de 0,0021 mSv/mGy.cm (cabeza)

3.10.4 Comparación de medias de las dosis efectivas

Se realizó una comparación de las medias de las dosis efectivas para la prueba de hipótesis mediante el programa Excel 2016 donde se aplicó la prueba t de Student que da a conocer se las medias de las dos variables son diferentes el cual utiliza las siguientes hipótesis:

1. Hipótesis nula:

$$H_0: \mu_1 = \mu_2$$

2. Hipótesis alternativa:

$$H_A: \mu_1 \neq \mu_2$$

Donde μ_1 y μ_2 son las medias de las dos variables a analizar.

CAPITULO IV

4. RESULTADOS Y DISCUSIÓN

4.1 Análisis Estadístico Descriptivo de la Dosis de Radiación en Estudios de TCC Simple

En el presente trabajo de investigación, se detectó la dosis de radiación en estudios de TCC simple considerando como parámetro importante la dosis equivalente dada por el dosímetro electrónico DoseRAE 2 y el DLP dada por el tomógrafo. El valor de la dosis equivalente obtenida por el dosímetro electrónico DoseRAE 2, multiplicada por un factor adimensional de ponderación de la radiación en este caso es el valor 1 para las principales radiaciones utilizadas en medicina (fotones y electrones) (ICRP, 2007, pp. 54-60), por lo tanto la dosis absorbida y la equivalente son numéricamente iguales con unidades distintas. El análisis estadístico descriptivo de los datos obtenidos en estudios de TCC simple se presenta en la siguiente tabla:

Tabla 1-4: Análisis estadístico descriptivo de los datos obtenidos en estudios de TCC simple.

	Edad (años)	Dosímetro	Tomógrafo			
		Dosis absorbida mGy	CTDI _{VOL} mGy	DLP mGy.cm	Longitud cm	Nº de imágenes
Promedio	35,23	7,306	80,81	1385,83	14,41	29,81
Desviación Estándar		2,792	0,77	113,40	1,19	
Máximo	60	16,53	82,3	1840	17	35
Mínimo	18	2,319	78,7	1150	11,5	24
Rango		14,211	3,6	690	5,5	11

Realizado por: Autora, 2018

En la tabla 19-4 se presenta el control dosimétrico en TCC simple donde se realizó a 48 pacientes con un intervalo de edad de 18 a 60 años y una edad promedio de 35 años, donde el 60,42% fueron del género femenino y el 39,58% del masculino.

Los valores de la dosis absorbida obtenida mediante la lectura del dosímetro electrónico DoseRAE 2 ubicado en la nuca del paciente tubo una dosis promedio de 7,306 mGy teniendo una desviación estándar de 2,792 mGy, esta dosis se encuentra en un intervalo de 16,53 a 2,319 mGy con un rango de 14,211 mGy.

El valor del $CTDI_{VOL}$ se obtuvo del monitor de la consola del operador al terminar la exploración del estudio, donde su valor promedio fue de 80,81 mGy teniendo una desviación estándar de 0,77 mGy, en un intervalo de 82,3 a 78,7 mGy con un rango de 3,6 mGy. El valor del DLP se obtuvo de la misma forma que el $CTDI_{VOL}$ donde su valor promedio fue de 1385,83 mGy.cm teniendo una desviación estándar de 113,40 mGy.cm, en un intervalo de 1840 a 1150 mGy con un rango de 690 mGy.cm.

El valor de la longitud se obtuvo al terminar la exploración del estudio en el monitor de la consola mediante la diferencia de la posición final con la inicial del paciente, donde su valor promedio fue de 14,41 cm teniendo una desviación estándar de 1,19 cm, en un intervalo 17 a 11,5 cm con un rango de 5,5 cm.

El valor del número de imágenes representa la cantidad de imágenes que se imprimirá del estudio este dato se obtiene del monitor de la consola al terminar la exploración, donde su valor promedio es de 29,81 imágenes en un intervalo de 35 a 24 imágenes con un rango de 11 imágenes.

4.2 Datos Atípicos de la Dosis Absorbida (D) obtenida del Dosímetro Electrónico DoseRAE 2 y del Tomógrafo Computarizado (TC) Toshiba TSX-031A en Estudios de TCC Simple

Para obtener los datos atípicos de las dos variables se utilizó el diagrama de cajas y bigotes donde se detalla los resultados a continuación:

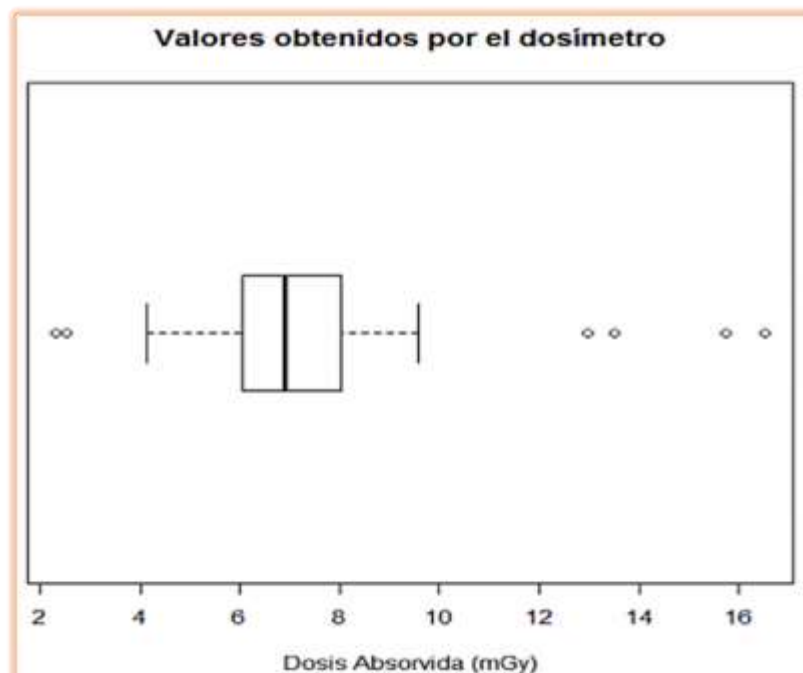


Gráfico 1-4: Diagrama de cajas y bigotes de las dosis absorbidas (D) obtenidos mediante el dosímetro electrónico DoseRAE 2.

Realizado por: Autora, 2018.

En el gráfico 1-4, se visualiza el análisis de los datos obtenidos mediante el dosímetro electrónico DoseRAE 2 donde se puede identificar los valores atípicos los cuales están entre 2 a 4 mGy existe dos valores, 12 a 14 mGy existen dos valores, 14 a 16 mGy existe un valor y a partir de 16 mGy existe un valor, obteniéndose 6 valores atípicos los cuales son 2,319 mGy, 2,54 mGy, 12,97 mGy, 13,52 mGy, 15,74 mGy y 16,53 mGy.

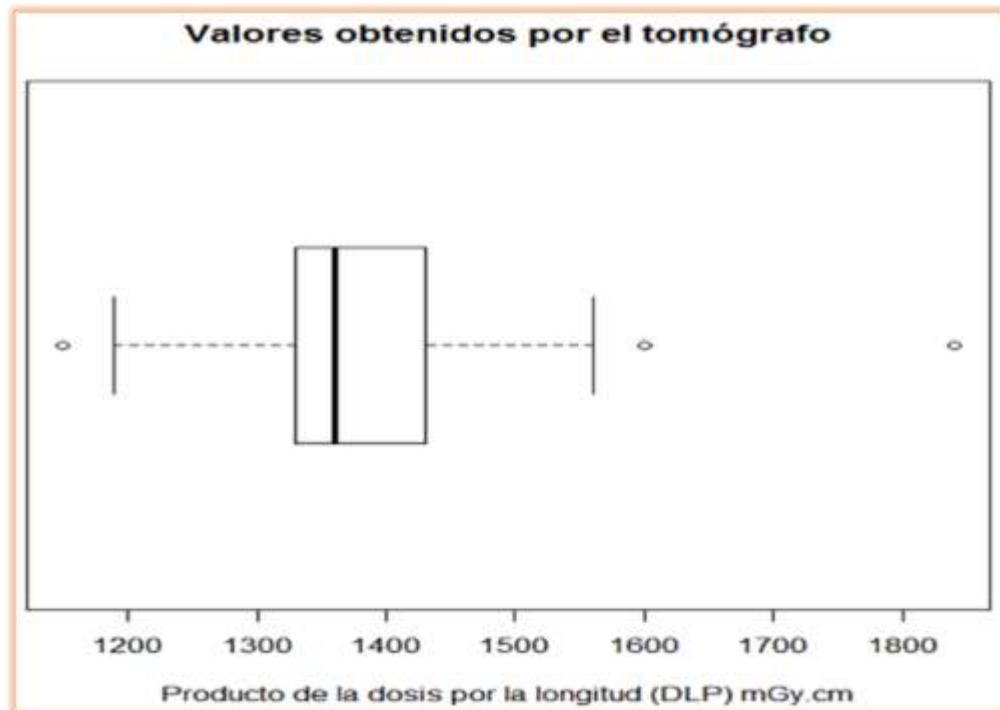


Gráfico 2-4: Diagrama de cajas y bigotes de los datos del producto de la dosis por la longitud (DLP) obtenido mediante el tomógrafo

Realizado por: Autora, 2018

En el gráfico 2-4 se visualiza los datos obtenidos mediante el tomógrafo donde se puede identificar los valores atípicos los cuales están entre 0 a 1200 mGy.cm existe un valor y a partir de 1800 mGy.cm existe un valor, mientras que 1600 mGy.cm es un valor atípico dando como resultado tres valores atípicos los cuales fueron eliminados de la tabla y al momento de volver a analizar volvieron aparecer dos valores atípicos más que se está entre 0 a 1200 mGy.cm existe un valor y a partir de 1500 mGy.cm existe un valor dándonos dos valores atípicos los cuales se observa en el gráfico 3-4, como resultado tenemos 5 valores atípicos que son 1150 mGy.cm, 1190 mGy.cm, 1560 mGy.cm, 1600 mGy.cm y 1840mGy.cm.

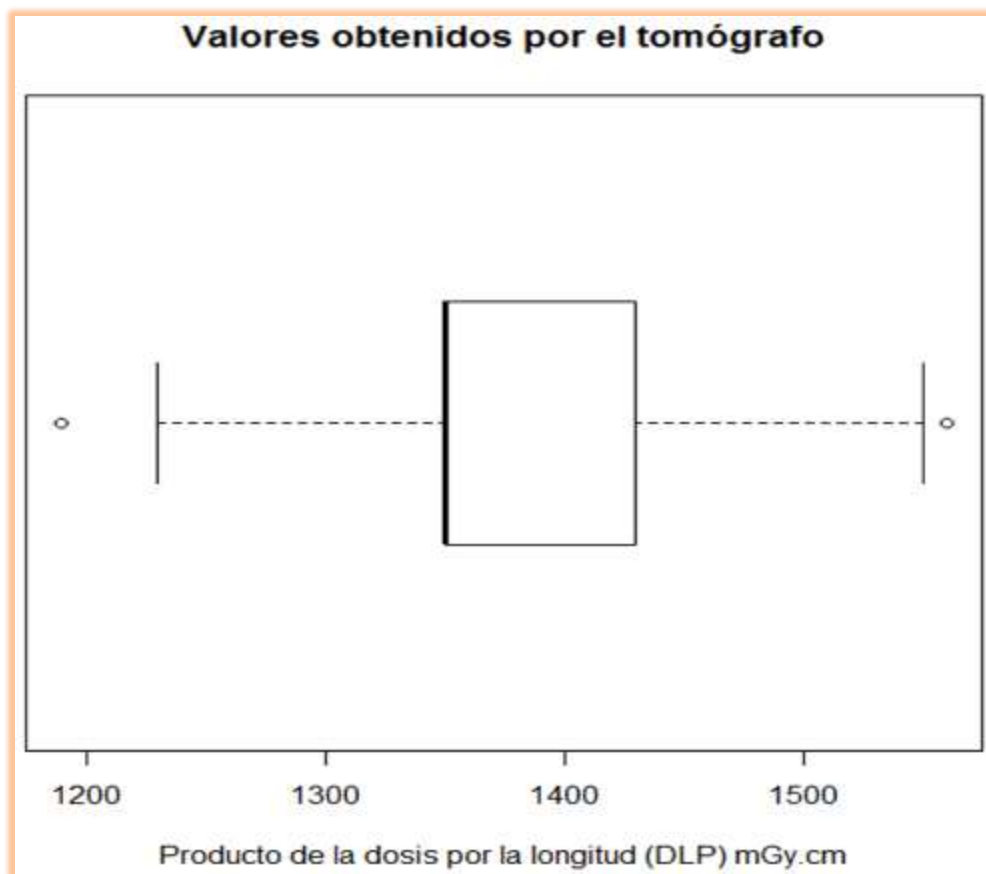


Gráfico 3-4: Diagrama de cajas y bigotes luego de haber eliminado los valores atípicos de los valores de DLP.

Realizado por: Autora, 2018

4.3 Datos Atípicos de la Dosis Absorbidas en Estudios de TCC Simple

En la tabla 20-4, se presenta los datos atípicos de la dosis absorbida en estudios de TCC simple.

Tabla 2-4: Datos atípicos de las dosis absorbidas en estudios de TCC simple.

Paciente	Dosis absorbida mSv	Datos atípicos	DLP mGy.cm	Datos atípicos
P 1	8,868	2,54	1840	1840
P 2	9,073	2,319	1520	1600
P 3	6,075	15,74	1350	1150
P 4	8,688	12,97	1270	1190
P 5	7,680	16,53	1390	1560
P 6	2,540	13,52	1550	
P 7	9,304		1350	
P 8	9,380		1600	
P 9	2,319		1500	
P 10	15,740		1390	
P 11	4,120		1430	
P 12	6,225		1270	

P 13	7,321		1270	
P 14	6,390		1390	
P 15	5,710		1390	
P 16	6,030		1350	
P 17	7,180		1390	
P 18	7,157		1190	
P 19	6,127		1390	
P 20	7,058		1520	
P 21	12,970		1430	
P 22	6,944		1150	
P 23	7,605		1350	
P 24	4,363		1430	
P 25	7,506		1350	
P 26	6,756		1350	
P 27	4,690		1350	
P 28	6,806		1390	
P 29	6,607		1350	
P 30	6,494		1350	
P 31	5,083		1230	
P 32	5,933		1310	
P 33	7,018		1350	
P 34	16,530		1560	
P 35	6,843		1310	
P 36	8,806		1480	
P 37	6,305		1350	
P 38	6,053		1350	
P 39	7,302		1310	
P 40	7,290		1310	
P 41	8,033		1270	
P 42	8,031		1480	
P 43	13,520		1430	
P 44	4,172		1390	
P 45	4,829		1430	
P 46	6,370		1310	
P 47	5,290		1430	
P 48	9,574		1370	

Realizado por: Autora, 2018

Se presentó 11 datos atípicos de las medidas tomadas en estudios de TCC simple analizadas por el diagrama de cajas y bigotes, siendo importante el estudio de los datos atípicos debido a que distorsionan el análisis estadístico por lo que es necesario eliminarlos.

4.4 Normalidad de los Datos de Dosis Absorbida en Estudios de TCC Simple

4.4.1 Cálculo estadístico de la prueba de Kolmogorov Smirnov

La prueba de Kolmogorov Smirnov se utilizó para conocer si los datos de la dosis absorbida y el DLP cumplen con una distribución normal. Las hipótesis para la prueba de normalidad son:

1. Hipótesis nula H_0 : La variable aleatoria sigue una distribución normal.
2. Hipótesis alternativa H_1 : La variable aleatoria no sigue una distribución normal.

El valor de Kolmogorov Smirnov se calcula mediante la siguiente expresión:

$$D = \max(|F_i - \Phi(Z_i)| \text{ o } |F_{i-1} - \Phi(Z_i)|) \quad (26)$$

Regla de decisión:

1. Si $D \geq D_{n,\alpha}$ rechazo H_0
2. Si $p\text{-value} \leq \alpha$ rechazo H_0

Donde n es el número total de datos a analizar, α nivel de significancia, F_i es la equiprobabilidades y $\Phi(Z_i)$ es el percentil.

Para el cálculo se tienen las siguientes condiciones:

1. Nivel de significancia $\alpha = 0.05$
2. Nivel de confianza = 95%
3. Valor crítico de la dosis absorbida (42) = 0,20517
4. Valor crítico del DLP (43) = 0,20283

Tabla 3-4: Valores de la prueba de normalidad de los datos de la dosis absorbida

Prueba de Kolmogorov Smirnov (D)		
Variabes	Valor de D	p-value
Dosis absorbida	0,080	0,9292
DLP	0,152	0,2725

Realizado por: Autora, 2018

En el estudio de normalidad de los datos de la dosis absorbida en estudios de TCC simple se muestra en la tabla 21-4, donde se pudo identificar que el valor de Kolmogorov Smirnov tanto para los datos de la dosis absorbida obtenida mediante el dosímetro electrónico DoseRAE2 y los datos del DLP que da a conocer el tomógrafo al terminar la exploración del estudio es menor al valor crítico por lo tanto esta prueba indica que los datos siguen una distribución normal, en los gráficos 4-4 y 5-4 se puede observar donde los datos siguen una distribución normal.

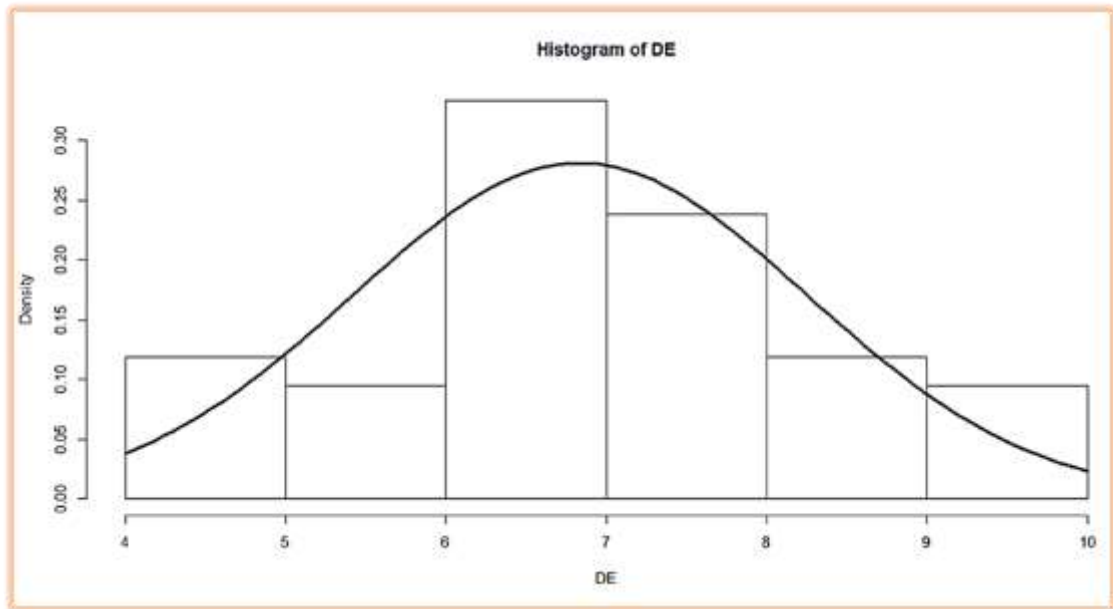


Gráfico 4-4: Curva de normalidad de la dosis absorbida obtenida por el dosímetro.
Realizado por: Autora, 2018

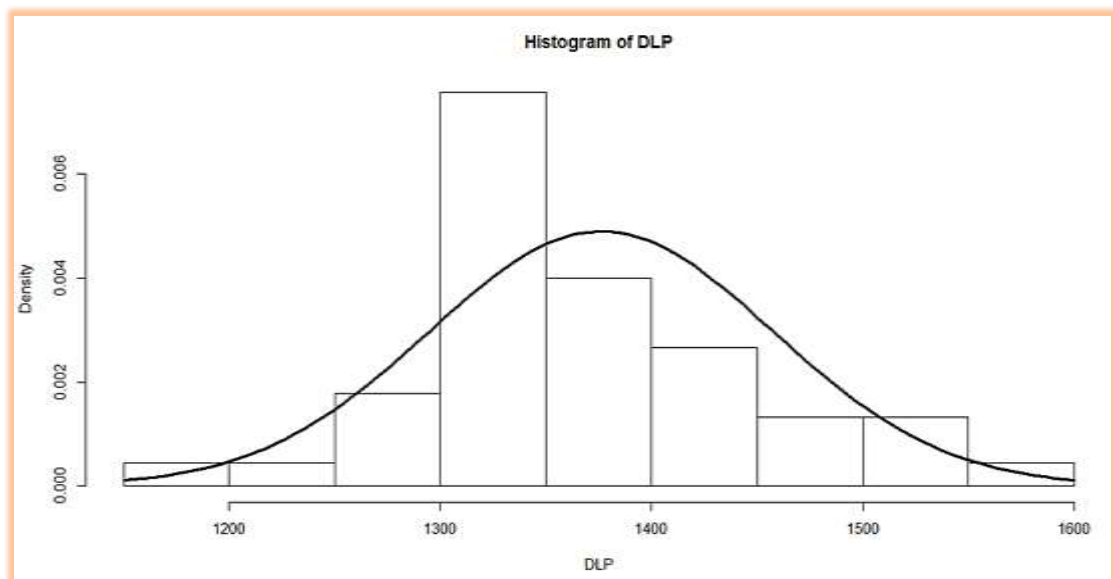


Gráfico 5-4: Curva de normalidad del DLP obtenida por el tomógrafo
Realizado por: Autora, 2018

4.5 Cálculo de la Dosis Efectiva en Estudios de TCC Simple

Para el cálculo de la dosis efectiva (E) utilizamos los datos que cumplen con la distribución normal y las formulas propuestas en la sección 3.8.3 de la misma forma como ya se dijo en la sección 4.1 que la dosis absorbida (mGy) y la dosis equivalente (mSv) son numéricamente iguales con unidades distintas en el caso de los datos tomados mediante el dosímetro electrónico DoseRAE 2.

Tabla 4-4: Dosis efectivas calculadas mediante los valores obtenidos por el tomógrafo y el dosímetro.

Paciente	Dosímetro	Tomógrafo		
	Dosis Equivalente (mSv)	Dosis Efectiva mSv	DLP (mGy.cm)	Dosis Efectiva mSv
P 1	8,868	6,385	1520	3,192
P 2	9,073	6,533	1350	2,835
P 3	6,075	4,374	1270	2,667
P 4	8,688	6,255	1390	2,919
P 5	7,680	5,530	1550	3,255
P 6	9,304	6,699	1350	2,835
P 7	9,380	6,754	1500	3,15
P 8	4,120	2,966	1390	2,919
P 9	6,225	4,482	1430	3,003
P 10	7,321	5,271	1270	2,667
P 11	6,390	4,601	1270	2,667
P 12	5,710	4,111	1390	2,919
P 13	6,030	4,342	1390	2,919
P 14	7,180	5,170	1350	2,835
P 15	7,157	5,153	1390	2,919
P 16	6,127	4,411	1390	2,919
P 17	7,058	5,082	1520	3,192
P 18	6,944	5,000	1430	3,003
P 19	7,605	5,476	1350	2,835
P 20	4,363	3,141	1430	3,003
P 21	7,506	5,404	1350	2,835
P 22	6,756	4,864	1350	2,835
P 23	4,690	3,377	1350	2,835
P 24	6,806	4,900	1390	2,919
P 25	6,607	4,757	1350	2,835
P 26	6,494	4,676	1350	2,835
P 27	5,083	3,660	1230	2,583
P 28	5,933	4,272	1310	2,751
P 29	7,018	5,053	1350	2,835

P 30	6,843	4,927	1310	2,751
P 31	8,806	6,340	1480	3,108
P 32	6,305	4,540	1350	2,835
P 33	6,053	4,358	1350	2,835
P 34	7,302	5,257	1310	2,751
P 35	7,290	5,249	1310	2,751
P 36	8,033	5,784	1270	2,667
P 37	8,031	5,782	1480	3,108
P 38	4,172	3,004	1430	3,003
P 39	4,829	3,477	1390	2,919
P 40	6,370	4,586	1430	3,003
P 41	5,290	3,809	1310	2,751
P 42	9,574	6,893	1430	3,003
P 43			1370	2,877
Promedio		4,922		2,890
Error Típico		0,158		0,023
Desviación Estándar		1,021		0,153
Máximo		6,893		3,255
Mínimo		2,966		2,583
Rango		3,927		0,672

Realizado por: Autora, 2018

Los valores de la dosis efectiva que es obtenida a partir de la dosis equivalente de la dosimetría del dosímetro electrónico DoseRAE 2 multiplicado por un factor de ponderación (1) tuvo una dosis promedio de 4,922 mSv teniendo una desviación estándar de 1,021 mSv, con un error típico de 0,158, esta dosis se encuentra en un intervalo de 6,893 mSv a 2,966 mSv en un rango de 3,927 mSv.

Según la literatura nos da un valor de referencia para la dosis efectiva que es calculada mediante los parámetros de las magnitudes dosimétricas básicas en pacientes este valor es de 5 mSv (RadiologyInfo.org, 2017) esta dosis comparada con el valor máximo de la dosis efectiva calcula que es de 6,893 mSv es mayor a la recomendada, mientras que con el valor mínimo 2,966 mSv y el valor promedio 4,922 mSv estas se encuentran bajo el valor recomendado.

El valor del DLP se obtuvo del monitor de la consola del tomógrafo, a partir de este se pudo calcular la dosis efectiva (E) multiplicándolo por el factor de conversión para cabeza que es de 0.0021 mSv/mGy.cm (Dillenseger & Moerschel, 2012, pp. 134-136) dándonos un valor promedio de 2,890 mSv teniendo una desviación estándar de 0,153 mSv, con un error típico de 0,023 en un intervalo de 3,255 a 2,583 mSv con un rango de 0,672.

Según la literatura da una dosis efectiva de referencia para estudios de TCC Simple que es de 2,3 mSv (RadiologyInfo.org, 2017) comparada con el valor máximo 3, 255 mSv está sobre paso con el valor de referencia mientras que el valor mínimo 2,583 mSv y el valor promedio 2,890 mSv se puede observar que no hay mucha diferencia con la de referencia

4.5 Pruebas de Hipótesis

4.5.1 Comparación de medias de las dosis efectivas.

Esta comparación realizamos para verificar si hay o no una diferencia entre las medias de las dos E para esto aplicamos la prueba t de Student, para este análisis primeramente los datos deben cumplir una distribución normal o aproximadamente normal y conocer si las varianzas pueden ser o no iguales. La normalidad ya se lo conoció anteriormente aplicando la prueba de Kolmogorov Smirnov.

Para conocer si las varianzas son o no iguales se emplea la prueba F el cual se puede calcular en Excel 2016 ya que hay una función con el nombre de “Prueba F”, los resultados se los demuestra en la siguiente tabla:

Tabla 5-4: Resultados de la Prueba F de las varianzas

Prueba F para varianzas de dos muestras		
Parámetros	Dosímetro Dosis efectiva mSv	Tomógrafo Dosis efectiva mSv
Media	4,92	2,89
Varianza	1,04	0,03
Observaciones i	42,00	45,00
Grados de libertad	41,00	44,00
F	35,57	
P(F<=f) una cola	3,79E-23	
Valor crítico para F (una cola)	1,66	

Realizado por: Autora, 2018

Dado que el estadístico $F = 35,57$ por lo tanto es mayor que el valor crítico que es de 1,66 y que la probabilidad de estadístico es de 3,79E-23 es menor a 0,05, entonces podemos asumir que las varianzas presentan diferencias estadísticamente significativas.

Luego de todo este análisis ya se puede aplicar la prueba t de Student con un nivel de significancia (α) de 0,05 mediante la siguiente formula:

$$T = \frac{\bar{X} - \bar{Y}}{\sqrt{\frac{S_1^2}{n_1} + \frac{S_2^2}{n_2}}} \quad (27)$$

Donde \bar{X} y \bar{Y} son las medias de cada muestra, S_1^2 y S_2^2 son las varianzas muestrales de cada muestra, n_1 y n_2 son los datos totales de cada muestra.

Regla de decisión:

1. Si $T > T_{\alpha/2}$ rechazo H_0
2. Si $p\text{-value} \leq \alpha$ rechazo H_0

Prueba de hipótesis:

1. Hipótesis nula $H_0: \mu_1 = \mu_2$
2. Hipótesis alternativa $H_1: \mu_1 \neq \mu_2$

En la siguiente tabla se presenta los resultados de la prueba t de Student calculada en Excel 2016 mediante la función prueba t.

Tabla 6-4: Resultados de la prueba t de las dos muestras

Prueba t para dos muestras suponiendo varianzas desiguales		
Parámetros	Dosímetro Dosis efectiva mSv	Tomógrafo Dosis efectiva mSv
Media	4,92	2,89
Varianza	1,04	0,03
Observaciones	42,00	45,00
Diferencia hipotética de las medias	0,00	
Grados de libertad	43,00	
Estadístico t	12,73	
P(T<=t) una cola	1,77E-16	
Valor crítico de t (una cola)	1,68	
P(T<=t) dos colas	3,53E-16	
Valor crítico de t (dos colas)	2,02	

Realizado por: Autora, 2016

Dado que el estadístico $T = 12,73$ es mayor que el valor crítico que es de 1,68 y que la probabilidad de estadístico en el caso bilateral (dos colas) toma el valor de 3,53E-16 es menor a 0,025 (0,05/2)

= 0,025), podemos asumir que el estadístico esta dado al azar, por lo tanto, se rechaza la hipótesis nula y se afirma que las medias presentan diferencias estadísticamente significativas.

4.6 Discusión de Resultados

En cuanto a los parámetros dosimétricos del tomógrafo que se visualizan en el monitor de la consola da a conocer el $CTDI_{VOL}$ y el DLP al terminar la exploración de un estudio de TCC simple, donde el CTDI es la principal cantidad dosimétrica en TC ya que es considerado un buen índice de exposición y es utilizado para determinar el DLP y a partir de esta la dosis efectiva.

Se observó que el valor máximo y mínimo del $CTDI_{VOL}$ que es de 82,3 – 78,7 mGy con un rango de 3,6 mGy que prácticamente es mayor a lo recomendado según la ACR este valor de referencia es de 60 mGy (Andisco, et al., 2014, p. 117) para el caso de TCC simple, para el valor máximo y mínimo del DLP es de 1840 – 1150 mGy.cm con un rango de 690 mGy de igual forma se observa que es mayor al valor de referencia según la CE que es de 1050 mGy.cm (Andisco, et al., 2014, p. 117)

Al realizar la comparación de medias de las dosis efectivas (E) obtenidas mediante las mediciones del dosímetro electrónico DoseRAE 2 y de los parámetros que se pueden observar en el monitor de la consola del tomógrafo en estudios de TCC simple, al ser analizados estadísticamente dieron como resultado que existe diferencias estadísticamente significativamente, donde las medias de las dosis efectivas (E) son 4,92 mSv (dosímetro) y 2,89 mSv (tomógrafo).

Según la literatura el comité ACR y la RSNA dan a conocer el valor de referencia de la dosis efectiva (E), tanto para las magnitudes dosimétricas en órgano como para la dosimetría en TC, es de 5 mSv en órgano y 2,3 mSv en TC craneal. (RadiologyInfo.org, 2017)

La media de la E emitida por el dosímetro es inferior a la E de referencia dando así a conocer que el paciente durante la exploración no recibe una sobre exposición, en el caso de la media de la E obtenida mediante los parámetros del tomógrafo es superior a al valor de referencia, esto puede ser debido a la técnica y protocolo usado, por no ingresar toda la información de las medidas antropométricas (peso, talla, edad) del paciente ya que estos factores influyen en la dosis de radiación o porque la dosimetría del tomógrafo no se encuentre calibrada correctamente.

CONCLUSIONES

Determinamos las cantidades dosimétricas en TC ($CTDI_{VOL}$, DLP) las que tienen una relación respecto a la dosis absorbida, estas están determinadas por las características inherentes del tomógrafo dependiendo de la edad del paciente con respecto a la región anatómica explorada, así como el protocolo y la técnica usada, mostrando una diferencia entre estas medidas.

Evaluamos los valores de las dosis absorbidas por el paciente de la radiación emitida por el tomógrafo computarizado (TC) Toshiba TSX-031A y el dosímetro electrónico DoseRAE 2 respecto a los límites establecidos por el comité europeo (CE) y el colegio americano de radiología (ACR), para el tomógrafo son $CTDI_{VOL}$ de 60 mGy y el DLP 1050 mGy.cm para cráneo de rutina (TC de cráneo simple), mientras que el ACR y la sociedad radiológica de américa del norte (RSNA) dan a conocer el valor límite de la dosis efectiva para el tomógrafo es de 2,3 mSv en TC de cráneo y para el dosímetro electrónico es de 5 mSv en medula ósea.

Comparamos los valores medios de las dosis efectivas tanto del tomógrafo como del dosímetro electrónico DoseRAE 2 los cuales muestran una diferencia estadística afirmando la hipótesis alternativa, la cual nos permite evaluar los riesgos de la radiación en los pacientes como la posibilidad de desarrollar cáncer en un determinado tiempo, la misma que tiene en cuenta la sensibilidad de los tejidos u órganos a la radiación.

RECOMENDACIONES

Solicitar la clave que no ha sido entregada por la empresa que vendió el tomógrafo para poder ingresar a la información dosimétrica del paciente que debe ser conocida por el médico tratante.

Las pruebas de TC necesitan información como edad, peso y talla del paciente para que se complete la información pedida por el tomógrafo y se pueda conocer con exactitud la dosis de radiación que debe ser emitida.

Requerir profesionales expertos en el área que se encargue de la calibración dosimétrica del tomógrafo computarizado Toshiba TSX-031A, y así asegurar la protección radiológica del paciente brindando un servicio de calidad y además que capacite al personal que labora en el servicio de imagenología acerca del uso y manejo de las radiaciones ionizantes y sobre los efectos biológicos que éstas producen cuando hay una mala utilización.

GLOSARIO

Atenuación: disminución de la intensidad del haz de rayos X al pasar a través de la materia.

Átomo: es una partícula muy pequeña de la materia y tiene un núcleo

Calibración: es un procedimiento técnico para que el equipo funcione correctamente, mediante un proceso de comparación de la lectura de los valores obtenidos de un instrumento de medición con respecto a un patrón de referencia. Este procedimiento se realiza mediante un fantoma de prueba apropiado.

Coefficiente de atenuación lineal: es la reducción de la intensidad de la radiación por unidad de recorrido cuando un haz de rayos X pasa a través de un material absorbente.

Desviación estándar (σ): es una medida de dispersión que indica que tan dispersos están los datos con respecto a la medida.

Efecto estocástico: se da por dosis bajas de radiación produciendo una mutación en el ADN aumentando la probabilidad de padecer cáncer o efectos biológicos hereditarios.

Electrómetro: es un aparato para medir el potencial eléctrico de un cuerpo.

Electrón (e^-): es una partícula subatómica con carga eléctrica negativa ($-1,602 \times 10^{-19}$ C) y se encuentra alrededor del núcleo del átomo.

Energía: es la capacidad que tiene todo cuerpo para realizar una acción o trabajo.

Energía cinética: es aquella energía que posee un cuerpo para su movimiento.

Energía de ligadura: es aquella energía mínima que comunica al átomo para arrancar un electrón.

Fantoma: es un aparato que se utiliza para el calibrado de equipos de imagen y contiene en su interior elementos con características similares a los del organismo humano.

Fantoma de dosimetría TC: son aquellos aparatos que tienen la forma de cilindros de PMMA utilizados para mediciones estándar de dosis en TC que tienen un diámetro de 16cm (fantoma de cabeza) o 32cm (fantoma de cuerpo) y una longitud de 14cm.

Fantoma antropomórfico: es un aparato de forma, tamaño y estructuras particulares a un ser humano, utilizado para la calibración y evaluación del rendimiento del TC.

Filtro de reducción de ruido cuántico: es un filtro adaptativo que permite reconocer los objetos reconstruidos.

Fotoelectrón: es el electrón emitido por el efecto fotoeléctrico.

Fotón: es la cantidad mínima de cualquier tipo de radiación electromagnética, se representa como un pequeño haz de energía llamado cuanto y recorre el espacio a la velocidad de la luz (3×10^8 m/s)

Función de transferencia de modulación (FTM): es aquella que estima la capacidad que tiene un detector para reproducir (sobre la imagen) el contraste para diferentes valores de la resolución espacial.

Ionización: es la extracción de un electrón del átomo neutro que produce un ion negativo (electrón) y un ion positivo (átomo estable)

Intensidad: es la cantidad de energía de radiación que fluye por unidad de área.

Medula ósea: es el tejido blando que está en las cavidades de los huesos donde se producen las células sanguíneas.

Medula ósea hematopoyética: son células sanguíneas.

Neutrón: es una partícula subatómica que no tienen carga y está presente en el núcleo atómico.

Perfil de dosis: representación gráfica de la dosis en función de la posición a lo largo de una línea perpendicular al plano tomográfico (eje z)

Polimetilmetacrilato (PMMA): es un polímero de plástico claro irrompible que se usa en remplazo del cristal.

Positrón: es una partícula elemental conocida también como antielectrón con carga eléctrica igual al electrón, pero positiva.

Protón: es una partícula de carga positiva que se encuentra en el núcleo del átomo

Punto de fusión: es la temperatura en la cual la materia cambia de estado (sólido a líquido).

Radiación dispersa: también conocida como radiación secundaria es aquella radiación que se dispersa en diferentes direcciones al interactuar el haz primario de rayos X con el tejido del cuerpo humano.

Radiación continua o de frenado: es cuando las corrientes de los electrones en movimiento rápido inciden en un objeto de metal. La energía cinética de los electrones se transforma en energía de radiación X.

Radiación discontinua o característica: es la provocación del salto de otros electrones entre dos capas internas de un átomo irradiándose la diferencia de las energías de enlace entre ambas capas, como un fotón X.

Radiación incidente: es aquella radiación electromagnética que choca con la materia.

Rebanada: es una sección o corte tomográfico (grosor o espesor) durante una exploración en TC.

Tiempo de exposición: es el tiempo de duración de la emisión de radiación por el tubo de rayos X su unidad es el segundo (seg). En un escaneo axial es el tiempo de un corte individual y en un escaneo helicoidal es el tiempo de adquisición total de una secuencia.

Tiempo muerto: es cuando se detectada una partícula donde debe transcurrir un tiempo mínimo para que se pueda detectar la siguiente partícula.

BIBLIOGRAFÍA

Andrade, Maria Paz. Radiología. *Definición ABC*. [En línea] 12 de Septiembre de 2014. [Consulta: 15 de Agosto de 2017.] <https://www.definicionabc.com/salud/radiologia.php>.

Andisco, Blanco; & Buzzi, A.E. "Dosimetría en tomografía computada". *Revista Argentina de Radiología*, Vol. 78, (2014), (Argentina) págs. 114-160.

Anónimo. "Dosímetros electrónicos de lectura directa". *Consejo de Seguridad Nuclear*, Vol. 48, (2009), (EEUU) págs. 13-14.

Arevalo, Estefania. Radiologia. *Blogger*. [En línea] 16 de Febrero de 2011. [Consulta: 15 de Agosto de 2017.] <http://estefaarevalo18.blogspot.com/2011/02/definicion.html>.

Arranz, Jorge. Exposicion. *La protección radiológica en el medio sanitario*. Madrid : ARTEGRAF, S.A., 2004, págs. 48-49.

Baños, Miguel Alcaraz. Detección de Radiación Ionizante. *Bases físicas y biológicas del radiodiagnóstico médico*. Segunda. Murcia : Universidad de Murcia, 2003, págs. 50-51.

Biblioteca Nacional de Medicina de los EEUU. Tomografía computarizada de la cabeza. *MedlinePlus*. [En línea] 05 de Julio de 2017. [Consulta: 21 de Marzo de 2018.] <https://medlineplus.gov/spanish/ency/article/003786.htm>.

Bushong, Stewart C. Interacción de los rayos X con la materia y Tomografía Computarizada. *Manual de radiología para técnicos*. Sexta. Madrid : Harcourt, 1999, págs. 150-155; 375-393.

Cadavid, Juan et.al. Principio físico de los rayos X y Tomografía computarizada. [aut. libro] Rodrigo Restrepo González, Jorge Andrés Soto Jiménez Juan Esteban Gutiérrez Cadavid. [ed.] José Luis Criales Cortes. *Radiología e imágenes diagnósticas*. Segunda. Medellín : Corporación para Investigación Biológica, 2004, págs. 116-118.

Chamba, Marco; & Antonio Alpaca. *Dosis media de radiación de un examen estándar en la cabeza en 250 sistemas de CT*. (tesis) Universidad Nacional del Callao. Peru : s.n., 2014. págs. 1-22

Clínica DAM Madrid. Tomografía computarizada del cráneo. *www.clinicadam.com*. [En línea] 27 de Abril de 2017. [Consulta: 21 de Marzo de 2018.] <https://www.clinicadam.com/salud/5/003786.html>.

Corporation, Toshiba Medical Systems. Información sobre el escáner Toshiba Activion TSX-031A. *Manual de utilización del escáner Toshiba Activion TSX-031A*. 2007, págs. 42-43.

CSN. *Las radiaciones*. [En línea] 2018. [Consulta: 27 de Enero de 2018.] [https://www.csn.es/documents/10182/927453/Las%20radiaciones%20\(Monograf%C3%ADa\)](https://www.csn.es/documents/10182/927453/Las%20radiaciones%20(Monograf%C3%ADa)).

Cuadrado Camacuari, Caroline Esthefany; & Gonzales Jacay, Katherine Gabriela. *Efecto Compton*. Lima : s.n., 2017.

Cubero, Iván García. WIS PHYSICS. [En línea] 2012. [Consulta: 8 de Febrero de 2018.] <http://www.wisphysics.es/2012/02/que-son-las-radiaciones>.

Cuya Torres, Luis Cesar. Interacción de los rayos X con la materia. *SCRIBD*. [En línea] 10 de Octubre de 2015. [Consulta: 19 de Marzo de 2018.] <https://es.scribd.com/presentation/284310632/12-Interaccion-de-Los-Rayos-x-Con-La-Materia>.

Dillenseger, Jean Phillippe; & Moerschel, Elisabeth. Técnicas en radiología convencional y Técnica elemental de la tomografía computarizada. *Manual para técnicos radiólogos*. Primera. Buenos Aires : Journal, 2012, 1 y 3, págs. 5-7; 121-136.

Doménico Pier, Bruno. Física de los rayos X. *SlideShare*. [En línea] 25 de Octubre de 2016. [Consulta: 15 de Marzo de 2018.] <https://es.slideshare.net/brunopierdomenico/fisica-de-los-rayos-x-67651292>.

Emily. Equipos Radiológicos Convencionales Y Digitales, Areas donde se utiliza la Radiología. *Blogger*. [En línea] 2011. [Consulta: 26 de Abril de 2018.] <http://emilyradiologiaconvdig.blogspot.com/2011/12/equipos-de-rayos-x.html>.

Federacion de Enseñanza de CC.OO. "Principios de la tomografía computarizada". *Revista digital para profesionales de la enseñanza*. n°4, (2009), (EEUU) págs. 1-2.

Fleitas, Mora; & Ferrer, C. "Resultados obtenidos en la ejecución de controles de calidad en tomografía computarizada. Niveles de dosis para exámenes de cráneo". *Sociedad Cubana de Bioingeniería*, n° 296, (2001), (Habana) págs. 1-5.

García, Begoña; & Gandiaga, Castaño. *Calidad de los exámenes de tomografía computarizada helicoidal de abdomen y pelvis en pacientes con linfoma*. Madrid : s.n., 2004. pág. 30.

Gay, José. Enciclopedia Autodidactica Océano. [ed.] Carlos Gispert. *La Radiación*. España : Océano, Vol. II, pág. 976.

Giraldo Ramírez, Juan Carlos; & Clavijo Arboleda, Carolina. "Tomografía computarizada por rayos X: fundamentos y actualidad". *Ingeniería Biomédica*. Vol. 2. n°4, (2008) págs. 13-31.

Hrescak Ortega, María Cinthya. "Historia e impacto de la tomografía computada". *SciELO*, Vol. 76, n° 4, (2012), (Buenos Aires) págs. 331-341.

Hofer, Matthias. Fundamentos físicos y técnicos de TC; Dosis radiactiva. [ed.] Alberto Alcocer. *Manual Practico de TC*. Quinta. Buenos Aires : Panamericana, 2008, págs. 6-12; 174-175.

IAEA. Rayos X. [En línea] 2013. [Consulta 1: 25 de Enero de 2018.] <https://rpop.iaea.org/RPOP/RPoP/Content-es/InformationFor/Patients/patient-information-x-rays/>.

IAEA, International Atomic Energy Agency. *Niveles de referencia para diagnóstico con tomografía computada (CT)*. Austria : s.n., 2013.

ICRP, Publicacion 105 del. 2007. Tomografía Computarizada. [ed.] Sociedad Argentina de Radioproteccion. *Proteccion Radiologica en Medicina*. Primera. Buenos Aires, 2007, pág. 54.

INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION. *Las Recomendaciones 2007 de la Comisión Internacional de Protección Radiológica*. Madrid : s.n., 2007. págs. 54-60.

Méndez Mendizábal, Ana Luisa. "Radiación ionizante en tomografía computada: un tema de reflexión". *Revista de Radiología de México*, Vol. 2, (2012), (México) págs. 92-93.

Nieri, Martin A. Tomografía Helicoidal. *Blogger*. [En línea] 23 de Agosto de 2010. [Consulta: 15 de Marzo de 2018.] <http://dxiparatecnicos.blogspot.com/2010/08/tomografia.html>.

Pardell, Xavier. Física de los rayos X. *Apuntes de Electromedicina*. [En línea] 18 de Noviembre de 2017. [Consulta: 15 de Marzo de 2018.] <http://www.pardell.es/fisica-de-los-rayos-x.html>.

RadiologyInfo.org. *Dosis de radiación en exámenes de rayos X y CT*. 2017, Image Gently. *Evaluación de la calidad de los exámenes de tomografía computarizada de cerebro en la indicación de accidente cerebro vascular agudo*.

Sanitas, Fundacion Universitaria. Fundamentos básicos tomografía computarizada. *e-sanitas.edu.co*. [En línea] 2013. [Consulta: 19 de Marzo de 2018.] http://www.e-sanitas.edu.co/Cursos/radiologia_tecnologos/Modulo%203/tomografia_computarizada.html.

Serreta, Antonio Brosed. *Fundamentos de Física Médica*. [ed.] Pedro Ruiz Manzano. Madrid : ADI, 2012. Vol. II.

Systems, RAE. 2011. *DoseRAE 2 Electronic Personal Dosimeter For X-Ray & Gamma Radiation User's Guide*. Estados Unidos : s.n., 2011.

Tellez, Mariana. 2014. Principios físicos de radiología. *SlideShare*. [En línea] 5 de Octubre de 2014. [Consulta: 21 de Marzo de 2018.] <https://es.slideshare.net/marianatellez104/imagen-39899686>.

Ticona, Rosales; & Jesús, Elvis. Dosis de radiación por tomografía computarizada de cráneo en pacientes con traumatismo encéfalo craneano. Hospital de Emergencias José Casimiro Ulloa. *REPOSITORIO ACADEMICO*. [En línea] 2014. [Consulta: 21 de Marzo de 2018.] <http://www.repositorioacademico.usmp.edu.pe/handle/usmp/1301>.

Ubeda, Carlos; & Nocetti, Diego. "Magnitudes y unidades para dosimetría a pacientes en radiodiagnóstico e intervencionismo". *Revista Chilena de Radiología*, (2015), (Chile) págs. 94-99.

Valdez Tabares, Müsel Juan. *Tomografía multidetector-16 de cráneo en niños: Estimación de dosis a órganos críticos por DTL*. Mexico : Universidad Autónoma Metropolitana-Iztapalapa, 2006. págs. 1-58.

Vásquez., Javier González. La Tomografía y Exploracion de la cabeza por TAC para el paciente. *Manual Practico de Tomografia*. Cuarta. 2011, págs. 15-18; 239-240.

ANEXOS

Anexo A: Formulario de pedido para una TCC simple

INSTITUCIÓN DEL SISTEMA		UNIDAD OPERATIVA		COD. UO	COD. LOCALIZACIÓN			NUMERO DE HISTORIA CLÍNICA				
M.S.P.		H.P.G.D.R.		06	PERIODO	UNIDAD	PLANIFIC.					
APELLIDO PATERNO	APELLIDO MATERNO	PRIMER NOMBRE		SEGUNDO NOMBRE	EDAD		CÓDIGO DE CIUDADANA					
SERVICIO			SALA	CAMA	PREVIO		FECHA DE TOMA					
1 ESTUDIO SOLICITADO												
COMUNICACIONAL	TOPOGRAFIA	RESONANCIA	ECOGRAFIA	PROCEDIMIENTO	OTROS							
DESCRIPCIÓN												
PARED MOVILIZABLE		PARED ANTIRREFLECTANTE APERTURA 11 X 11.5		EL MOTOR DE UNA FRECUENCIA DE 50 HZ.			TUBO DE VENTILACIÓN EN LA UNID.					
2 MOTIVO DE LA SOLICITUD												
MOTIVO DE LA SOLICITUD (INDICAR EL MOTIVO DE LA SOLICITUD)												
3 RESUMEN CLÍNICO					4 DIAGNÓSTICOS							
					CIE-10 CLASSIFICACIÓN INTERNACIONAL DE ENFERMEDADES							
					PRE. PRESENTE					CE	PRE	DEF
					1							
					2							
					3							
					4							
FECHA					HORA		NOMBRE DEL PROFESIONAL		NUMERO DE HOJA			

SNS-MSP / HCU-form.012A / 2008 IMAGENOLOGÍA - SOLICITUD

Anexo B: Certificado de calibración del dosímetro



RAE Systems (Shanghai) Inc.
No.990 HuiWang Road(East), Jiading District
Shanghai 201815 P.R. China
Tel: 86-21-6952-2616 Fax: 86-21-6952-2602
<http://www.raesystems.com>

CALIBRATION CERTIFICATE

DESCRIPTION OF INSTRUMENT CALIBRATED

Type of Instrument : Personal Radiation Detector and Dosimeter
Product / Make : DoseRAE 2 / RAE Systems
Model : PRM-1200
Serial No. : 03520051Q9
Date Calibrated : September 9, 2016

REFERENCE SOURCES AND CONDITIONS

CALIBRATION SOURCE : Cs-137, 0.7Ci / No. 2011H00-10-194351
Cs-137, 10Ci / No. 2011H00-10-194351

TEMPERATURE: 24 Degree Celsius PRESSURE: 101.0 KPa HUMIDITY: 65%RH

Optical laser alignment system for aligning and positioning the instrument for calibration are used to ensure accuracy of calibration.

RESULTS OF CALIBRATION

True Dose Rate Value	Detector Reading	Within Acceptable Range
127 mR/h	134 mR/h	Y
1224 mR/h	1225 mR/h	Y
-	-	-
		Pass

REMARKS

An average% variance of $\pm 20\%$ may be considered acceptable for most radiation monitoring purposes.

Calibration Performed By:

Yao Bin

Verified By:

Wang Bin

Approved By:

Anexo C: Certificado de calibración de la dosimetría del tomógrafo

HOSPITAL DOCENTE DE RIOBAMBA / IMAGENES /
TOMOGRAFIA
Session: CTDI (CT Dose Profiler)



CTDI (CT Dose Profiler)

Report date: 02/02/2018

Tester: jorge lema
Company: helsolution

Site information

Facility name:	HOSPITAL DOCENTE DE RIOBAMBA	Phone:	
Address:	ACTIVION 18	Fax:	
City:	RIOBAMBA	Mobile phone:	
State/province:		Note #1	
Postal code:		Note #2	
Country:	ECUADOR	Note #3	
Facility ID:		Note #4	
Contact person:		Department:	IMAGENES
E-mail:		Room:	TOMOGRAFIA

Session summary

Title	Status	Performed	Result
CT Test	Finished	02/02/2018	Pass

CT Test

Test date: 02/02/2018

Tested equipment

Generator		
Name: X-ray generator	Model: 42	Type: HF/DC
Serial #:	Manufacturer: SPELLMAN	
Tube		
Name: CXB400C	Insert type:	Serial #:
Manufacturer: TOSHIBA		

Summary

CTDI - Head Pass
CTDI - Body Pass
CTDI - Air Pass

Measurements

#	Set kV (kV)	CT phantom type	CT phantom position	Collimatio n (mm)	Pitch	Scan time (s)	Scan length (mm)	Tube rotation time (s)	Scan speed (mm/s)	Measuring time (s)	Exposure (mGy)
1	120	Head	A (center)	20	1,000	10,0	170	1,00	20,00	10	45,00
2	120	Body	A (center)	40	1,000	10,0	600	1,00	40,00	21	34,00
3	120	Free-in-air		40	1,000	5,0	100	1,00	40,00	5	22,00

Analysis

CTDI - Head

Result Pass

Set kV 120 kV
CTDI(100,c) --- mGy
CTDI(w) --- mGy
CTDIvol --- mGy
DLP --- mGycm

(Waveform not available)

Measurements

#	Set kV (kV)	CT phantom type	CT phantom position	Collimator n (mm)	Pitch	Scan time (s)	Scan length (mm)	Tube rotation time (s)	Scan speed (mm/s)	Measuring time (s)	Exposure (mGy)
1	120	Head	A (center)	20	1,000	10,0	170	1,00	20,00	10	45,00
2	120	Body	A (center)	40	1,000	10,0	600	1,00	40,00	21	34,00
3	120	Free-in-air		40	1,000	5,0	100	1,00	40,00	5	22,00

Analysis

CTDI - Head

Result:

Set kV 120 kV
 CTDI(100,C) 36,6mGy
 CTDI(w) 37,3mGy
 CTDIvol 38,5mGy
 DLP 655

CTDI - Body

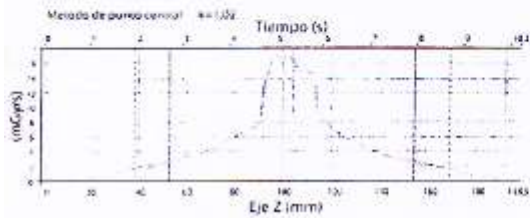
Result:

Set kV 120 kV
 CTDI(100,C) 46,6mGy
 CTDI(w) 47,3mGy
 CTDIvol 58,5mGy
 DLP 890

CTDI - Air

Result:

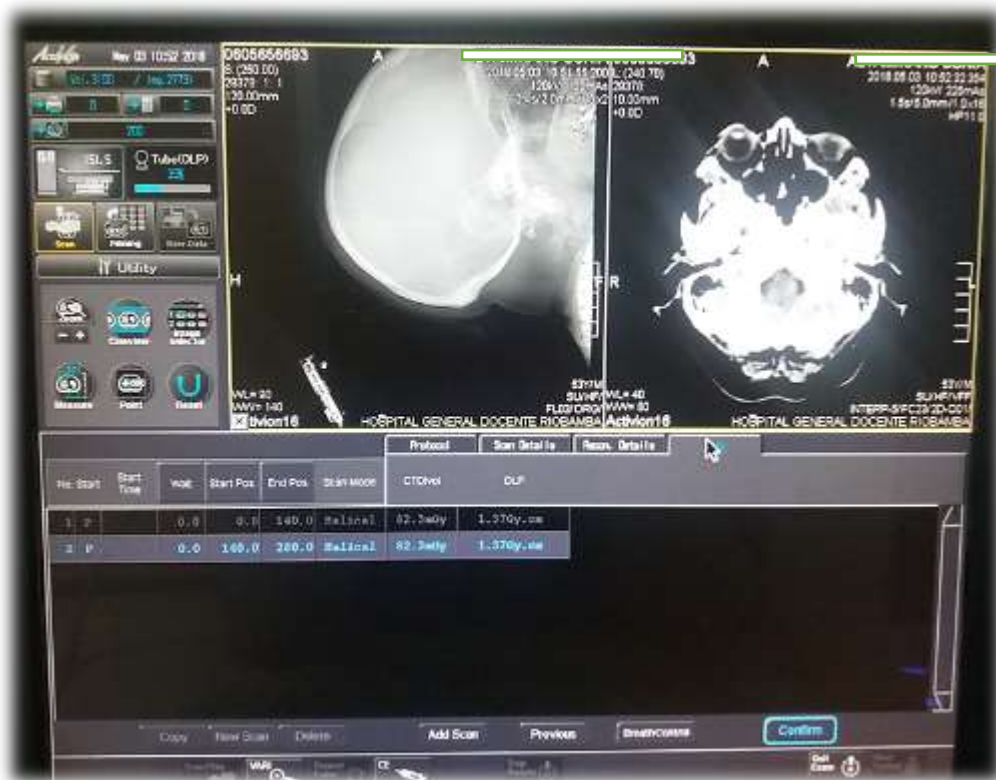
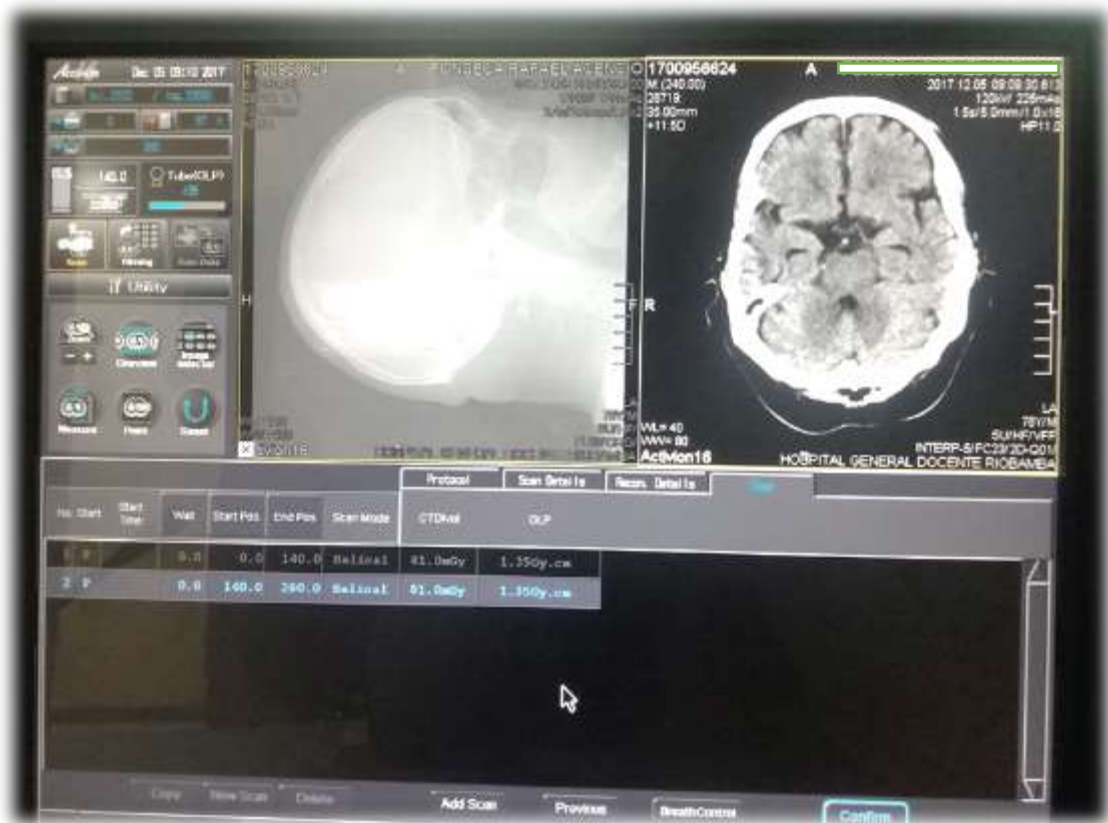
Set kV 120 kV
 CTDI(100,C) 20,8mGy
 CTDI(w) 38,3mGy
 CTDIvol 17,5mGy
 DLP 312

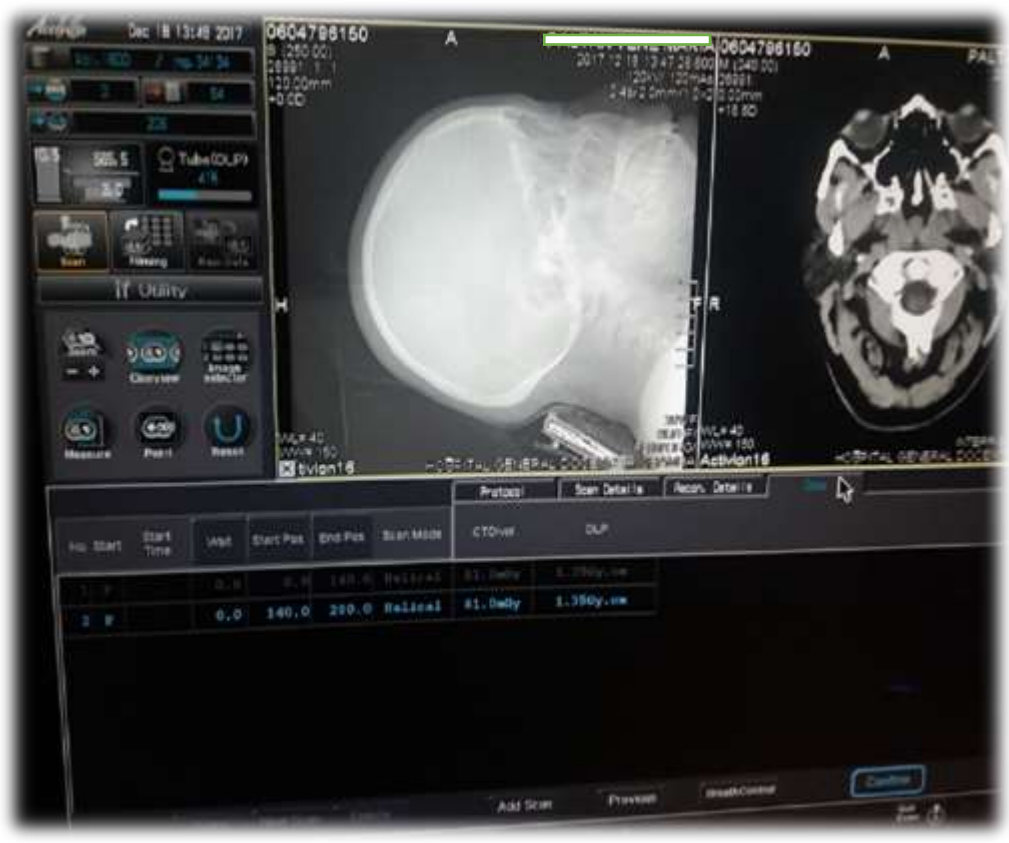


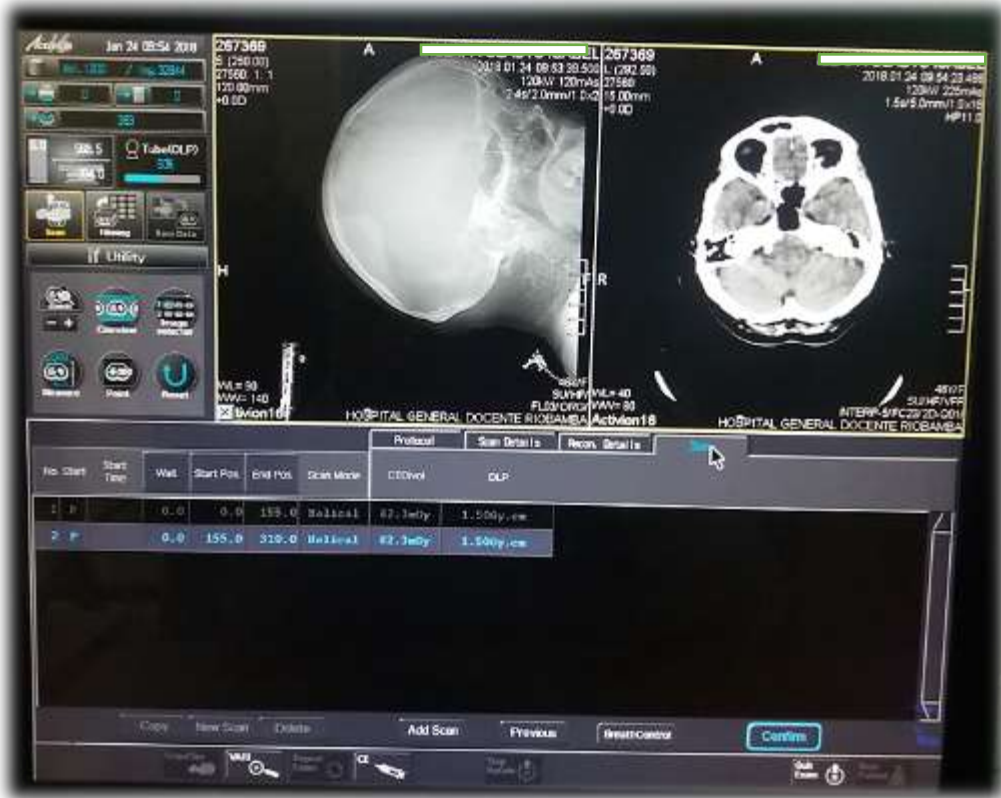
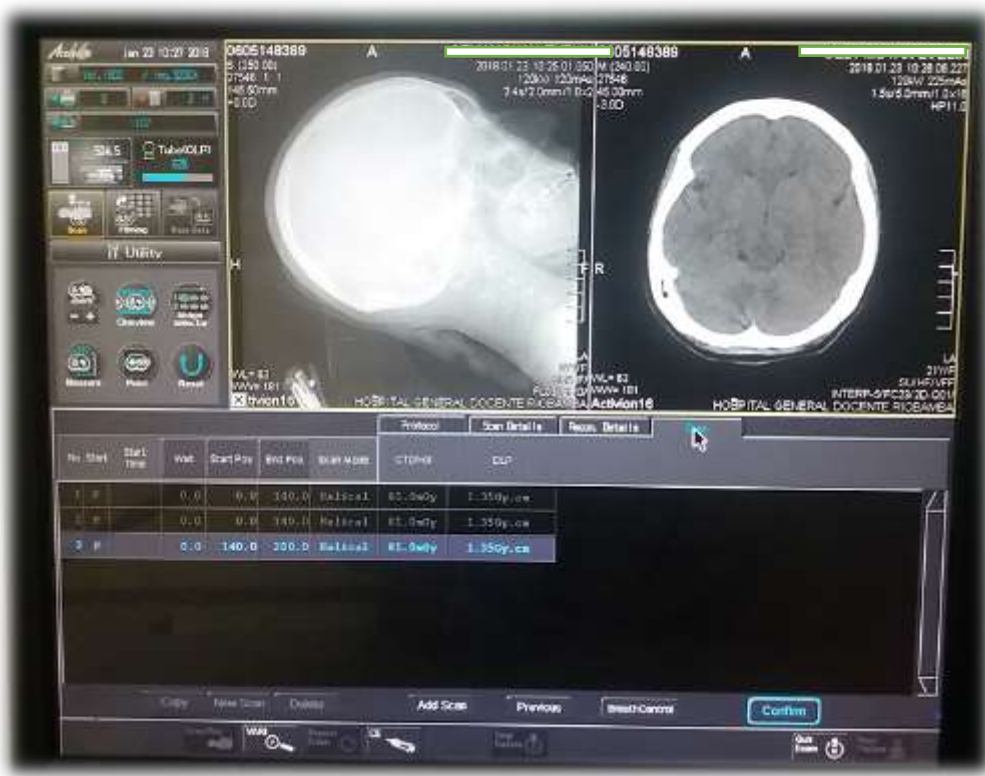
Anexo D: Protocolo de mantenimiento del tomógrafo computarizado (TC) Toshiba TSX-031A.

<u>PROTOCOLO DE MANTENIMEINTO</u>	<u>REMARK</u>
1. LIMPIEZA	
2. Gantry	√
3. Couch	√
4. Consolas	√
5. Monitor	√
6. Teclado	√
7. DICOM	
8. IP, AET, Host	√
9. CONSOLA	
10. Chequeo de PC	√
11. Chequeo de voltaje DC	√
12. Chequeo de Teclado	√
13. IMAGEN	
14. Medición de Ruido en imagen (Artefactos)	√
15. Medición de CT Nro con TOS Phantom	√
16. Calibraciones NRA	√
17. COUCH	
18. Comprobación de extracción e inserción del reposacabezas y si tiene machas	√
19. Chequeo de fuente DC	√
20. Chequeo visual de altura de couch	√
21. Chequeo de velocidad del movimiento couch	√
22. GANTRY	
23. Numero de rotaciones	√
24. Ajuste de pernos de anclaje	√
25. Revisión MUDAT	√
26. Limpieza de anillos deslizantes	√
27. Ajustes de tornillos HFG	√
28. Ajustes de tornillos WEDGE SLIT	√
29. Ajuste de tornillos HEAD EXCAHNGER	√
30. Ajustes de tornillos STARTER	√
31. Ajustes tornillos INVERTER	√
32. Chequeo mecanismo de seguridad	√
33. Chequeo rotación de ventiladores	√
34. Chequeo de voltaje de línea en exposición	√
35. Chequeo de fugas de aceite en el tubo de Rayos X	√
36. Chequeo de fuga de líquidos en enfriador	√
37. Chequeo de rotor	√
38. Chequeo de corriente y Voltaje en tubo de Rayos X	√
39. Ajuste de pernos DAS	√
40. Chequeo de fusibles DAS	√
41. Chequeo de ventilador DAS	√
42. Limpieza de detector principal	√
43. Medición de voltaje de fuentes DC	√
44. Calibraciones NRA, AIRE	√
45. Prueba de imagen TOS Phantom	√

Anexo E: Fotografías de la dosimetría del TC

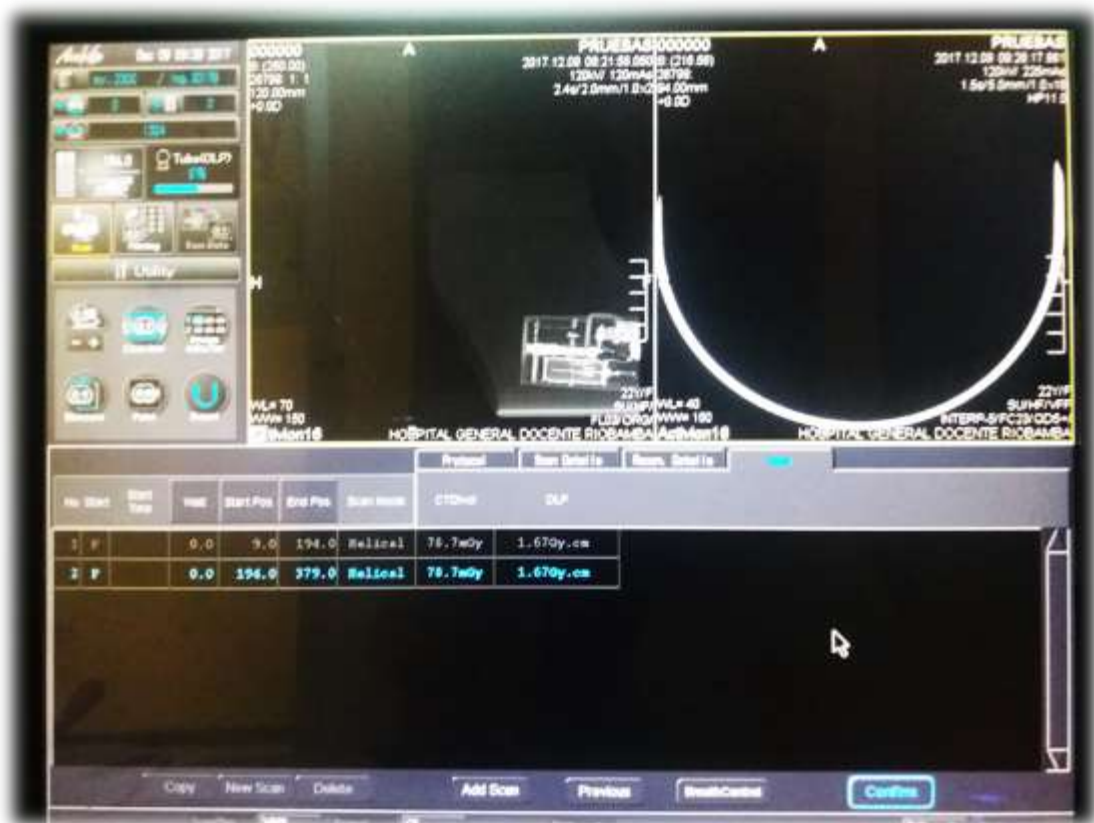






Anexo F: Fotografías de la dosis detectado por el dosímetro electrónico DoseRAE 2

En la siguiente fotografía se demuestra una prueba realizada al dosímetro electrónico DoseRAE 2 para verificar si detecta o no radiación.







Anexo G: Certificado de aprobación de resultados por el Hospital Provincial General Docente Riobamba



**HOSPITAL PROVINCIAL GENERAL DOCENTE RIOBAMBA
UNIDAD DE IMAGENOLÓGÍA**

**CERTIFICADO DE APROBACIÓN DE LOS RESULTADOS DEL TRABAJO
DE TITULACIÓN**

En calidad de coordinador del servicio de imagenología, certifico que la señora Erika Magaly Tierra Vilema con cedula N° 0604464917 egresada de la Escuela de Física y Matemática, Facultad de Ciencia de la Escuela Superior Politécnica de Chimborazo, ha desarrollado el Trabajo de Titulación con el tema **“Comparación de la Dosis Absorbida Determinada por Dosimetría Directa en Pacientes a través de los Parámetros del Equipo en Estudios de Cráneo para el Tomógrafo Computarizado (Tc) Toshiba TSX -031A del Hospital Provincial General Docente Riobamba”**, aplicando las disposiciones institucionales, metodológicas y técnicas que regulan esta actividad académica, por lo que autorizo a la mencionada egresada, reproduzca el documento definitivo, presente a las autoridades de la carrera de biofísica, y proceda a la exposición de su contenido

Es cuanto puedo certificar, facultando a la interesada hacer uso del presente con fines académicos.

Atentamente

MSC. Néstor Hidalgo
Coordinador del servicio de imagenología

Nestor F. Hidalgo Torres



No. REG. 1042-13-86040130