



UNIVERSIDAD NACIONAL
PEDRO RUIZ GALLO

FACULTAD DE CIENCIAS FÍSICAS Y MATEMÁTICA
ESCUELA PROFESIONAL DE FÍSICA



TESIS

Presentada por:

Monteza Silva Alvaro Yeffersson

COMPARACIÓN DE UNIDADES DOSIMÉTRICAS EN TOMOGRFÍA COMPUTADA DE PACIENTES EN EL HOSPITAL NACIONAL ALMANZOR AGUINAGA ASENJO 2017 – 2018 CON UNIDADES DE REFERENCIA

PARA OPTAR EL TÍTULO PROFESIONAL DE:

LICENCIADO EN FÍSICA

ASESOR:

M.Sc. Tuñoque Gutierrez Justo Vladimir

COASESOR:

Lic.: Fis.: Juan Colchado Aguilar

LAMBAYEQUE – PERU

2018



UNIVERSIDAD NACIONAL
PEDRO RUIZ GALLO

FACULTAD DE CIENCIAS FÍSICAS Y MATEMÁTICA
ESCUELA PROFESIONAL DE FÍSICA



TESIS

COMPARACIÓN DE UNIDADES DOSIMÉTRICAS EN
TOMOGRAFÍA COMPUTADA DE PACIENTES EN EL
HOSPITAL NACIONAL ALMANZOR AGUINAGA
ASENJO 2017 – 2018 CON UNIDADES DE
REFERENCIA

Para optar el Título Profesional de:

LICENCIADO EN FÍSICA

Sustentada y Aprobada ante el siguiente jurado:

M. Sc. Juan Pedro Rivera Vásquez
PRESIDENTE

M. Sc. Gustavo Víctor Montalvo Soberón
SECRETARIO

M. Sc. Augusto Saaba Effio
VOCAL



M. Sc. Tuñoque Gutierrez Justo Vladimir
ASESOR



Bach. Fis. Monteza Silva Alvaro Yeffersson
TESISTA

DEDICATORIA

A mis padres (Sr. Monteza Valdez E. y Sra. Silva Peche B.), a mis hermanos (Jhair, Guianella, Ingrid), familiares y a mí pareja (Srta. Lopez Cajo S.) por su cariño, comprensión, trabajo y sacrificio en todos estos años, gracias a ustedes he logrado llegar hasta aquí y convertirme en lo que soy.

AGRADECIMIENTO

Estas pequeñas palabras sirvan para dar gracias a Dios y a todas aquellas personas que me han ayudado y apoyado antes y durante la realización de este tema de investigación.

De igual manera doy gracias a dos grandes profesionales que me ayudaron a la realización de esta tesis como son mi amigo, profesor, y asesor M.Sc. Tuñoque Gutierrez Justo Vladimir y a mi coasesor Lic. Juan Colchado Aguilar que trabajando en equipo me orientaron y apoyaron para que todo camine bien en mi tema de investigación.

INDICE

DEDICATORIA	IV
AGRADECIMIENTO.....	1
I. RESUMEN.....	10
II. INTRODUCCIÓN.....	12
2.1.-ANTECEDENTES	14
III. MARCO TEÓRICO.....	19
3.1.-CONCEPTOS BÁSICOS DE RADIACIÓN	19
3.1.1.-Rayos X:	19
3.1.2.-Radiación Ionizante:	19
3.1.3.- Interacción De La Radiación Ionizante Con La Materia.	20
3.1.4.-Interacción De Los Fotones Con La Materia.	20
3.2.- DOSIS DE RADIACIÓN.....	23
3.2.1.- Dosis Absorbida	23
3.2.2.-Dosis A Un Órgano	23
3.2.3.-Dosis Equivalente	23
3.2.4.-Dosis Efectiva	24
3.2.5.-Kerma En Aire.....	25
3.3.-TOMOGRAFÍA COMPUTADA	25
3.3.1.-Medición De La Dosis De Radiación:	27
3.3.2.-Dosis Efectiva De Radiación En Adultos:	27
3.4.- UNIDADES DOSIMÉTRICAS Y DEFINICIONES EN TC	28
3.4.1.- Índice de Dosis en Tomografía Computada (CTDI)	28

3.4.2.- Índice de Dosis Ponderado en Tomografía Computada (CTDI_{100, W})	31
3.4.3.- Índice de Dosis en Volumen en Tomografía Computada (CTDIVOL).	32
3.4.4.- Producto Dosis – Longitud en Tomografía Computada (DLP).	33
3.4.5.- Dosis Efectiva en Tomografía Computada (E).	35
3.5.- PRINCIPIO DE OBTENCION DE IMÁGENES MEDIANTE TC	35
3.5.1.- Diseño y Componentes De Equipos.....	37
3.6.- NIVELES DE REFERENCIA	45
IV. MATERIALES Y MÉTODO	47
4.1.-EQUIPOS Y MATERIALES	47
4.1.1.- Tomógrafo Multicorte De 6 Filas De Detectores Marca (Siemens – Somatom emotion) Año (2008):	47
4.1.2.- Programa ImPACT CT Patient Dosimetry Calculator Versión 1.0.4. 27/05/2011 (software libre) *:48	
4.1.3.- Laptop:.....	55
4.1.3.- Microsoft Excel 2016:	56
4.2.- METODOLOGÍA.....	57
4.2.1.- Diseño Metodológico:	58
V. RESULTADO	59
5.1.-DATA DE LA CONSOLA DEL TOMÓGRAFO EN LA REGIÓN CEREBRAL	59
5.1.1 Valor Establecido Para Determinar La Dosis Efectiva En El Cerebro	61
5.1.2 Valor Establecido Por El Programa ImPACT CT versión 1.0.4 Para Determinar el CTDI₁₀₀ Cerebral	61
5.2.-RESULTADO DE LAS DIFERENTES UNIDADES DOSIMÉTRICAS DE LA REGIÓN CEREBRAL	63
5.2.1 Promedio De Unidades Dosimétricas En La Región Cerebral Para Mujeres (29-77) a	65
5.2.2 Promedio De Unidades Dosimétricas En La Región Cerebral Para Varones (29-77) a	66
5.2.3 Diferencias De Promedios De Unidades Dosimétricas En La Región Cerebral Entre Varones y Mujeres (29-77) a	67

5.2.4 Resultado De Promedio General De Las Unidades Dosimétricas En La Región Cerebral Entre Varones y Mujeres (29-77) <i>a</i>	68
5.3.- DATA DE LA CONSOLA DEL TOMÓGRAFO EN LA REGIÓN ABDOMINAL.....	70
5.3.1 Valor Establecido Para Determinar La Dosis Efectiva En El Abdomen.....	72
5.3.2 Valor Establecido Por El Programa ImpACT CT versión 1.0.4 para determinar el CTDI100 Abdominal	72
5.4.- RESULTADO DE LAS DIFERENTES UNIDADES DOSIMÉTRICAS DE LA REGIÓN ABDOMINAL..	74
5.4.1 Promedio De Unidades Dosimétricas En La Región Abdominal Para Mujeres (29-77) <i>a</i>	76
5.4.2 Promedio De Unidades Dosimétricas En La Región Abdominal Para Varones (29-77) <i>a</i>	77
5.4.3 Diferencias De Promedios De Unidades Dosimétricas En La Región Abdominal Entre Varones y Mujeres (29-77) <i>a</i>	78
5.4.4 Resultados De Promedio General De Las Unidades Dosimétricas En La Región Abdominal Entre Varones y Mujeres (29-77) <i>a</i>	78
5.5.- DATA DE LA CONSOLA DEL TOMÓGRAFO EN LA REGIÓN TORÁCICA.	80
5.5.1 Valor Establecido Para Determinar La Dosis Efectiva En El Tórax	81
5.5.2 Valor Establecido Por El Programa ImpACT CT versión 1.0.4 Para determinar el CTDI100 Torácico	82
5.6.- RESULTADO DE LAS DIFERENTES UNIDADES DOSIMÉTRICAS DE LA REGIÓN TORÁCICA	83
5.6.1 Promedio De Unidades Dosimétricas En La Región Torácica Para Mujeres (29-77) <i>a</i>	85
5.6.2 Promedio De Unidades Dosimétricas En La Región Torácica Para Varones (29-77) <i>a</i>	86
5.6.3 Diferencias De Promedios De Unidades Dosimétricas En La Región Torácica Entre Varones y Mujeres (29-77) <i>a</i>	87
5.6.4 Resultados De Promedio General De Las Unidades Dosimétricas En La Región Torácica Entre Varones y Mujeres (29-77) <i>a</i>	88
5.7.- DATA DE LA CONSOLA DEL TOMÓGRAFO EN LA REGIÓN SENO PARANASAL	90
5.7.1 Valor Promediado Para Determinar La Dosis Efectiva En Los Senos Paranasales	90

5.7.2 Valor Establecido Por El Programa ImPACT CT versión 1.0.4 Para Determinar El CTDI100 En Los Senos Paranasales	91
--	----

5.8.- RESULTADOS DE LAS DIFERENTES UNIDADES DOSIMÉTRICAS DE LA REGIÓN SENO

PARANASAL	92
------------------------	-----------

5.8.1 Promedio De Unidades Dosimétricas En La Región Seno Paranasal Para Mujeres (29-77) a	92
5.8.2 Promedio De Unidades Dosimétricas En La Región Seno Paranasal Para Varones (29-77) a	93
5.8.3 Diferencia De Promedios De Unidades Dosimétricas En La Región Seno Paranasal Entre Varones y Mujeres (29-77) a	93
5.8.4 Resultados De Promedio General De Las Unidades Dosimétricas En La Región Seno Paranasal Entre Varones y Mujeres (29-77) a	94

5.9.- DATA DE LA CONSOLA DEL TOMÓGRAFO EN LA REGIÓN COLUMNA LUMBAR..... 96

5.9.1 Valor Referenciado Para Determinar La Dosis Efectiva En La Columna Lumbar	96
5.9.2 Valor Establecido Por El Programa ImPACT CT versión 1.0.4 Para Determinar El CTDI100 En la Columna Lumbar	97

5.10.- RESULTADOS DE LAS DIFERENTES UNIDADES DOSIMÉTRICAS DE LA REGIÓN COLUMNA

LUMBAR	98
---------------------	-----------

5.10.1 Promedio De Unidades Dosimétricas En La Región Columna Lumbar Para Mujeres (29-77) a	98
5.10.2 Promedio De Unidades Dosimétricas En La Región Columna Lumbar Para Varones (29-77) a	99
5.10.3 Diferencia De Promedios De Unidades Dosimétricas En La Región Columna Lumbar Entre Varones y Mujeres (29-77) a	99
5.10.4 Resultados De Promedio General De Las Unidades Dosimétricas En La Región Columna Lumbar Entre Varones y Mujeres (29-77) a	100

VI. DISCUSIONES102

6.1.- CUADRO COMPARATIVO DE LA REGIÓN CEREBRAL.....103

6.1.1.- Guardan Relación	103
6.1.2.- No Guardan Relación.....	103

6.2.- CUADRO COMPARATIVO DE LA REGIÓN ABDOMINAL.....	104
6.2.1.- Guardan Relación	104
6.2.2.- No Guardan Relación.....	105
6.3.- CUADRO COMPARATIVO DE LA REGIÓN TORÁCICA.....	105
6.3.1.- Guardan Relación	105
6.3.2.- No Guardan Relación.....	106
6.4.- CUADRO COMPARATIVO DE LA REGIÓN SENO PARANASAL	106
6.4.1.- Guardan Relación	106
6.4.2.- No Guardan Relación.....	107
6.5.- CUADRO COMPARATIVO DE LA REGIÓN COLUMNA LUMBAR.....	107
6.5.1.- Guardan Relación	108
6.5.2.- No Guardan Relación.....	108
6.6.- COMPARACIÓN DE CABEZA Y CUERPO	108
6.6.1.- Cabeza y Senos Paranasales	108
6.6.2.- Abdomen, Tórax y Columna Lumbar	109
6.7.- COMPARACION DEL PROGRAMA ImPACT	110
<i>VII. CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES</i>	<i>111</i>
7.1.- CONCLUSIONES	111
7.2.- RECOMENDACIONES.....	112
<i>BIBLIOGRAFÍA.....</i>	<i>113</i>
<i>ANEXOS.....</i>	<i>118</i>

LISTA DE TABLAS

TABLA 1 VALORES DE DOSIS EFECTIVA NORMALIZADA SEGÚN LA REGIÓN.....	45
TABLA 2 PRINCIPALES VALORES PROPUESTOS POR LA COMUNIDAD EUROPEA	46
TABLA 3 NIVELES DE REFERENCIA DIAGNÓSTICOS (E), PROPUESTO POR EL ACR.	46
TABLA 4 DATOS DE LA REGIÓN CEREBRAL.	59
TABLA 5 VALOR DE DOSIS EFECTIVA NORMALIZADA SEGÚN LA REGIÓN.....	61
TABLA 6 VALOR DEL $nCTDI_w$ EN EL PROGRAMA IMPACT CT VERSIÓN 1.0.4	61
TABLA 7 VALORES DE LAS DIFERENTES UNIDADES DOSIMÉTRICAS CTDI100, CTDI _w , DLP, E (CEREBRAL).....	63
TABLA 8 PROMEDIO CEREBRAL PARA MUJERES (29-77) α	65
TABLA 9 PROMEDIO CEREBRAL PARA VARONES (29-77) α	66
TABLA 10 DIFERENCIAS DE PROMEDIOS ENTRE V-M (29-77) α	67
TABLA 11 VALORES DEL PROMEDIO GENERAL DE LA REGIÓN CEREBRAL ENTRE V-M (29-77) α	68
TABLA 12 VALORES DE LAS PRUEBAS ESTADÍSTICAS DEL IC.....	69
TABLA 13 DATOS DE LA REGIÓN ABDOMINAL.	70
TABLA 14 VALOR DE DOSIS EFECTIVA NORMALIZADA SEGÚN LA REGIÓN	72
TABLA 15 VALOR DEL $nCTDI_w$ EN EL PROGRAMA IMPACT CT VERSIÓN 1.0.4	72
TABLA 16 VALORES DE LAS DIFERENTES UNIDADES DOSIMÉTRICAS CTDI100, CTDI _w , DLP, E (ABDOMINAL)	74
TABLA 17 PROMEDIO ABDOMINAL PARA MUJERES (29-77) α	76
TABLA 18 PROMEDIO ABDOMINAL PARA VARONES (29-77) α	77
TABLA 19 DIFERENCIAS DE PROMEDIOS ENTRE V-M (29-77) α	78
TABLA 20 VALORES DEL PROMEDIO GENERAL DE LA REGIÓN ABDOMINAL ENTRE V-M (29-77) α	78
TABLA 21 VALORES DE LAS PRUEBAS ESTADÍSTICAS DEL IC.....	79
TABLA 22 DATOS DE LA REGIÓN TORÁCICA	80
TABLA 23 VALOR DE DOSIS EFECTIVA NORMALIZADA SEGÚN LA REGIÓN	81
TABLA 24 VALOR DEL $nCTDI_w$ EN EL PROGRAMA IMPACT CT VERSIÓN 1.0.4	82
TABLA 25 VALORES DE LAS DIFERENTES UNIDADES DOSIMÉTRICAS CTDI100, CTDI _w , DLP, E (TORÁCICA).....	83
TABLA 26 PROMEDIO TORÁCICO PARA MUJERES (29-77) α	85
TABLA 27 PROMEDIO TORÁCICO PARA VARONES (29-77) α	86

TABLA 28 DIFERENCIAS DE PROMEDIOS ENTRE V-M (29-77) α	87
TABLA 29 VALORES DEL PROMEDIO GENERAL DE LA REGIÓN TORÁCICA ENTRE V-M (29-77) α	88
TABLA 30 VALORES DE LAS PRUEBAS ESTADÍSTICAS DEL IC	89
TABLA 31 DATOS DE LA REGIÓN DE LOS SENOS PARANASALES.....	90
TABLA 32 VALOR PROMEDIADO DE DOSIS EFECTIVA NORMALIZADA	90
TABLA 33 VALOR DEL $nCTDI_w$ EN EL PROGRAMA IMPACT CT VERSIÓN 1.0.4	91
TABLA 34 VALORES DE LAS DIFERENTES UNIDADES $CTDI_{100}$, $CTDI_w$, DLP, E (SENOS PARANASALES)	92
TABLA 35 PROMEDIO SENO PARANASAL PARA MUJERES (29-77) α	92
TABLA 36 PROMEDIO SENO PARANASAL PARA VARONES (29-77) α	93
TABLA 37 DIFERENCIAS DE PROMEDIOS ENTRE V-M (29-77) α	93
TABLA 38 VALORES DEL PROMEDIO GENERAL DE LA REGIÓN SENO PARANASAL ENTRE V-M (29-77) α	94
TABLA 39 VALORES DE LAS PRUEBAS ESTADÍSTICAS DEL IC	95
TABLA 40 DATOS DE LA REGIÓN DE LA COLUMNA LUMBAR.	96
TABLA 41 VALOR DE DOSIS EFECTIVA NORMALIZADA SEGÚN LA REGIÓN	96
TABLA 42 VALOR DEL $nCTDI_w$ EN EL PROGRAMA IMPACT CT VERSIÓN 1.0.4	97
TABLA 43 VALORES DE LAS DIFERENTES UNIDADES $CTDI_{100}$, $CTDI_w$, DLP, E (COLUMNA LUMBAR)	98
TABLA 44 PROMEDIO COLUMNA LUMBAR PARA MUJERES (29-77) α	98
TABLA 45 PROMEDIO COLUMNA LUMBAR PARA VARONES (29-77) α	99
TABLA 46 DIFERENCIAS DE PROMEDIOS ENTRE V-M (29-77) α	99
TABLA 47 VALORES DEL PROMEDIO GENERAL DE LA REGIÓN COLUMNA LUMBAR ENTRE V-M (29-77) α	100
TABLA 48 VALORES DE LAS PRUEBAS ESTADÍSTICAS DEL IC	101
TABLA 49 CUADRO COMPARATIVO DE LA REGIÓN CEREBRAL	103
TABLA 50 CUADRO COMPARATIVO DE LA REGIÓN ABDOMINAL	104
TABLA 51 CUADRO COMPARATIVO DE LA REGIÓN TORÁCICA	105
TABLA 52 CUADRO COMPARATIVO DE LA REGIÓN SENO PARANASAL	106
TABLA 53 CUADRO COMPARATIVO DE LA REGIÓN COLUMNA LUMBAR.....	107
TABLA 54 REGIÓN DE LA CABEZA.....	108
TABLA 55 REGIÓN DEL CUERPO.....	109

LISTA DE FIGURAS

FIGURA. 1. EFECTO FOTOELÉCTRICO [14]	21
FIGURA. 2. EFECTO COMPTON [14]	21
FIGURA. 3. PRODUCCIÓN DE PARES [14]	22
FIGURA. 4. PERFIL DE UN HAZ DE RAYOS X EN TOMOGRAFÍA COMPUTADA (TC) [2]	26
FIGURA. 5. CÁMARA DE IONIZACIÓN TIPO LÁPIZ. [2]	30
FIGURA. 6. FANTOMA ABDOMINAL Y CRANEAL DE ACRÍLICO (PMMA). [2]	31
FIGURA. 7. HTTPS://WWW.YOUTUBE.COM/WATCH?V=NO6RHrFtTW	36
FIGURA. 8. HTTPS://WWW.YOUTUBE.COM/WATCH?V=NO6RHrFtTW	36
FIGURA. 9. HTTPS://WWW.YOUTUBE.COM/WATCH?V=NO6RHrFtTW	37
FIGURA. 10. GANTRY DE UN TOMÓGRAFO [26]	38
FIGURA. 11. COMPONENTES DEL GANTRY [26]	39
FIGURA. 12. DETECTOR DE CRISTAL DE CENTELLEO [26]	41
FIGURA. 13. TOMÓGRAFO DEL HNAAA	47
FIGURA. 14. PROGRAMA IMPACT CT PATIENT DOSIMETRY CALCULATOR VERSIÓN 1.0.4. [29]	52
FIGURA. 15. FANTOMA DEL PROGRAMA IMPACT CT [29]	55
FIGURA. 16. LAPTOP LENOVO	55
FIGURA. 17. MICROSOFT EXCEL 2016	56

I. RESUMEN

En el presente trabajo se determinó las principales unidades dosimétricas utilizadas en Tomografía Computada (TC) para compararlas con los niveles de referencia internacional con fines de protección radiológica; donde al obtener los valores que arroja la consola del tomógrafo se ingresaron al programa ImPACT CT versión 1.0.4, al igual por fórmulas matemáticas al Excel para la verificación de resultados; obteniéndose resultados de diferentes tipos de exámenes como (cráneo, senos paranasales, tórax, abdomen, columna lumbar) en TC, con la siguiente distribución: 30% cerebro; 40% abdomen; 23% tórax; 4% senos paranasales; 3% columna lumbar lo cual estos resultados son en general de (49%) varones y (51%) mujeres; Obteniendo que en la columna lumbar sus unidades dosimétricas estuvieron dentro del margen de referencia internacional a diferencia de las demás regiones del cuerpo que sus unidades dosimétricas fueron inferiores a los valores referenciales pero cumplieron con los resultados antecedentes. Concluyendo que la calidad de imagen es buena (rango 0.75 y menor 1.5), unidades dosimétricas y sobre todo una Dosis Efectiva E inferior (exceptuando la región de la columna lumbar) se deduce que los pacientes atendidos en el Hospital Nacional Almanzor Aguinaga Asenjo (HNAAA) no corren ningún riesgo de sobreexposición de Dosis ni mucho menos obtienen una calidad de imagen inadecuada.

Palabras claves: Unidades Dosimétricas; Tomografía Computada; Niveles de Referencia.

Abstract

In the present work one determined the principal dosimetric units used in Calculated Tomography (TC) to compare them with the levels of international reference with ends of radiological protection; where on having obtained the values that the console of the tomógrafo throws there was deposited to the program ImPACT CT version 1.0.4, to the equal one for mathematical formulae to the Excel for the check of results; being obtained proved from different types of examinations as (cranium, bosoms paranasales, thorax, abdomen, lumbar column) in TC, with the following distribution: 30 % brain; 40 % abdomen; 23 % thorax; 4 % bosoms paranasales; 3 % lumbar column which these proved are in general of (49 %) males and (51 %) women; Obtaining that in the lumbar column his dosimetric units were inside the margin of international reference unlike other regions of the body that his dosimetric units were lower than the referential values but expired with the results antecedentes. Concluding that the quality of image is good (range 0.75 and minor 1.5), dosimetric units and especially an Effective And low Dose (exempting the region of the lumbar column) deduces that the patients attended in the National Hospital Almanzor Aguinaga Asenjo (HNAAA) neither traverse any risk of overexposure of Dose much less they do not even obtain a quality of inadequate image.

Keywords: *Dosimetric units; Computed Tomography; Reference levels.*

II. INTRODUCCIÓN

La tomografía computada es un método de diagnóstico por imágenes, basada en un equipo especial de Rayos X, utilizada especialmente para obtener información de los órganos y estructuras internas del cuerpo humano sin necesidad de intervenirlo, ya que el tecnólogo es el encargado de manipular el equipo enviando Dosis necesaria para que el paciente no sea irradiado innecesariamente y poder obtener una buena calidad de imagen para el correcto diagnóstico.

En el presente trabajo de investigación se busca comparar los valores de las principales unidades dosimétricas con los valores de referencia de los diferentes tipos de exámenes como (cráneo, senos paranasales, tórax, abdomen, columna lumbar) en Tomografía Computada (TC) y poder ver si los pacientes atendidos en el HNAAA¹ no corren ningún riesgo de sobreexposición de dosis con fines de protección radiológica al paciente, consistiendo en observar los valores que arroja la consola del tomógrafo para luego procesarlos en el programa ImPACT CT versión 1.0.4, donde dichos datos serán procesados igualmente por fórmulas matemáticas mediante el Excel para la verificación de resultados (Programa - Excel) teniendo en cuenta que la consola del tomógrafo arroja una de las principales unidades dosimétricas que es el Índice de Dosis de Volumen en Tomografía Computada ($CTDI_{VOL}$) la misma que no es tomada en cuenta como una evidencia de protección radiológica al paciente ya que solamente se analiza y se evalúa este valor cuando hay una supervisión de las autoridades especializadas en este ámbito y mas no para proteger a los pacientes atendidos en dicha área; existiendo además otras unidades como el Índice de Dosis en Tomografía Computada ($CTDI_{100}$), Índice de Dosis Ponderado en Tomografía Computada ($CTDI_W$), Producto Dosis–Longitud en

¹ Hospital Nacional Almanzor Aguinaga Asenjo

Tomografía Computada (*DLP*) y la Dosis Efectiva en Tomografía Computada (*E*), que muestran los niveles de dosis y nos permiten tomar decisiones sobre estas cifras comparándolas con los niveles de referencia de dosis (NRD) establecidos por organismos internacionales que acoge a los valores propuestos por la Sociedad Chilena de radiología 2016 SOCHRADI. Allende, 2016. [1]

Los principales temas que abarcan el presente trabajo de investigación son: la dosis de radiación el cual permitirá reducir de forma óptima sin poder interrumpir la calidad de imagen para el correcto diagnóstico, los conceptos básicos de tomografía y de las principales unidades dosimétricas evaluados con respecto a la dosis efectiva en pacientes adultos al igual que los componentes del tomógrafo y los niveles de referencia de las principales unidades dosimétricas con el objetivo de que los pacientes atendidos en el HNAAA estén recibiendo la dosis necesaria con fines de protección radiológica sabiendo que este estudio de investigación es necesario para que el tecnólogo encargado del área de tomografía tenga en cuenta los niveles de dosis que se expone al paciente.

2.1.-ANTECEDENTES

D. Andisco describió las principales unidades dosimétricas utilizadas en la tomografía computada (TC), con el fin de poder trabajar con ellas de manera sencilla, utilizando los valores de los equipos modernos y los de referencia conocidos internacionalmente ya que, en los países desarrollados, más del 10% de los procedimientos radiológicos de diagnóstico son exámenes por TC cabe decir que en los Estados Unidos, por ejemplo, se realizan en total 60 millones de tomografías (incluyendo todos los grupos etarios) y, de estas, 7 millones corresponden a la población pediátrica, concluyendo que la TC es una herramienta valiosa, cuyo uso ha ido en aumento con una tasa aproximada del 10% anual.[2]

Lavié y colaboradores evaluaron la dosis efectiva en pacientes adultos y pediátricos en exámenes de Tomografía Computarizada de cráneo, tórax y abdomen, así como también el Índice de Dosis Ponderado (CTDI_w) y el Producto Dosis Longitud (DLP), obteniendo los siguientes resultados para pacientes adultos: Dosis Efectiva estuvo en el rango de 0,33 a 0,43 mSv para cráneo; 5,31 a 5,91 mSv para tórax; 3,01 a 3,53 mSv para TC de abdomen. El DLP varió desde 156,41 a 203,33 mGy.cm para cráneo, 378,95 a 421,85 mGy.cm para tórax, 206,46 a 235,37 mGy.cm para abdomen. El CTDI_w fue de 15,641 mGy para cráneo, 14,3 mGy para tórax y de 10,8 mGy para abdomen; evidenciado fundamentalmente que el tipo de examen, edad y peso del paciente pediátrico, llega ser superiores en ocasiones a los utilizados en pacientes adultos, lo que provoca el aumento de la probabilidad de que sean expuestos innecesariamente a altas dosis de radiación. [3]

Rosales Ticona identificó que el índice de dosis de radiación más altas administradas por tomografía computarizada CTDI en pacientes con traumatismo cráneo encefálico no debe ser mayor a 60 mGy. La cual en el caso de los pacientes con traumatismo cráneo

encefálico en este estudio fue de un CTDI de 42.44 mGy, donde la mayoría de los pacientes recibió CTDI inferiores a las recomendadas en las guías internacionales. Más aún, precisó que, si bien no se pudo probar la hipótesis de que, a mayor experiencia del tecnólogo médico, menor la dosis de radiación administrada a los pacientes, sí se encontraron indicios de que tal hipótesis pudiera ser cierta. [4]

Calzado y colaboradores en el año 1998 realizaron un estudio con el propósito de caracterizar dosimétricamente un modelo de equipo de tomografía computarizada (TC) y poder establecer valores de referencia de dosis en exámenes de TC en España, obteniendo valores de dosis para cada región del cuerpo lo siguiente: CTDI=0,094-0,098 mGy/mAs (maniquí de cuerpo) y de 0,203-0,205 mGy/mAs (maniquí de cabeza); $CTDI_w$ varió entre 44-74 mGy para el cerebro, 27-48 mGy en tórax, 19-33 mGy en columna lumbar y 21-33 mGy en abdomen, el producto dosis-longitud DLP fue de 499-918 mGy.cm de cerebro, 446-765 mGy.cm en tórax, 188-333 mGy.cm en columna y 406-613 mGy.cm en abdomen, la dosis efectiva (E) fue de 1,09-2,14 mSv en cerebro, 7,13-12 mSv en tórax, 3,16-4,97 mSv en columna lumbar y 6,95-8,76 mSv en abdomen; concluyendo que los resultados están muy cercanos, igualan o superan los valores de referencia propuestos en el documento europeo, por lo que se recomienda hacer esfuerzos de optimación en los exámenes de TC para disminuir las dosis, ya que para tórax trabaja con 300mAs valor trabajado por el técnico dando como resultado que existe una falta de correlación entre los valores propuestos en el citado documento para $CTDI_w$ y DLP, por lo que creemos que los valores para $CTDI_w$ propuestos son algo restrictivos y deberían revisarse. [5]

González y colaboradores en el año 2011 realizaron un estudio dosimétrico en el que se aplicó la metodología descrita en el informe N° 111 de la Asociación Americana de Físicos Médicos (AAPM) sobre un tomógrafo computado de dos cortes (SIEMENS

Somatom Spirit Power). Se utilizó un fantoma de agua cilíndrico de 30 cm de diámetro y 50 cm de longitud que simula las condiciones de absorción y dispersión de un cuerpo adulto de tamaño promedio y una cámara de ionización tipo Farmer. Las mediciones fueron corroboradas con dosimetría por termoluminiscencia (TLD). Con este estudio se confirmó que los niveles de dosis de los protocolos de próstata y mama utilizados en el IPRO² se encuentran por debajo de las dosis recomendadas por la Comisión Europea. Además los resultados indican que la información de dosis ($CTDI_{vol}$) que proporciona el tomógrafo subestima la dosis entre un 32 y un 35%. Estos datos se adicionan a otros informes que con anterioridad han manifestado que los estudios de dosimetría realizados en base a CTDI subestiman la dosis de manera considerable. [6]

Tejeda en el año 2013 calculó la Dosis Efectiva (E) donde obtuvo para abdomen-pelvis 8-14 mSv y para cráneo 1-2 mSv que con ayuda de la hoja de cálculo desarrollada por ImPACT y empleando los factores de dosis efectiva normalizada relativa a la dosis de adultos para cada grupo de edad y región anatómica concluyen que las características diferentes de cada persona para un mismo procedimiento de barrido y rango de edad, provoca el aumento de la probabilidad de que sean expuestos innecesariamente a altas dosis de radiación. Donde los valores de dosis estimada representan los primeros resultados obtenidos para estos exámenes a nivel nacional, por lo que han de constituir el punto de partida para futuras evaluaciones e implementación de acciones de optimización para la práctica. [7]

García Escobedo dio a conocer las dosis de radiación a las que están expuestos los pacientes en tomografías realizadas por médicos en formación y comparar las Dosis Efectivas (E) obtenidas con las recomendadas por la Asociación Americana de Físicos en

² Instituto de Radioterapia Oncológica

Medicina dando como resultado que los valores de las Dosis Efectivas (E) para los de cráneo, sobrepasan la dosis recomendada con un promedio de 2.82 mSv y los de tórax, sobrepasan la dosis recomendada con un promedio de 11.36 mSv. Donde se concluye que en este estudio se sobrepasaron en 25.7%, con una media de 3.1 mSv por encima de las recomendaciones de las guías internacionales, obteniéndose un mayor índice de sobreexposición en los estudios de cráneo, Donde Médicos y técnicos radiólogos deben apegarse a los principios de protección radiológica para disminuir el riesgo de efectos estocásticos, realizando una práctica responsable y evitando la sobreexposición. [8]

Córdova y Toalón determinaron la Dosis Efectiva (E) en estudios de cráneo, cuello, tórax y abdomen con un Tomógrafo Multicorte Helicoidal en el Hospital "José Carrasco Arteaga" en el catón Cuenca, durante el período de septiembre-febrero del 2014-2015 donde se analizó estudios de personas de diferentes tipos de edad entre 16 años y más, obteniendo para la dosis efectiva: 1,5mSv en cráneo, 2,47mSv en cuello, 5,51mSv en tórax y 12,28mSv en abdomen, donde la dosis máxima utilizada corresponde a los estudios de abdomen ya que la dosis efectiva en todas las tomografías en el grupo de 16 años y más no superó los niveles de referencia a comparación del abdomen; también se estudió el DLP de 16 años y más con 709,49mGy.cm en cráneo, 419,68mGy.cm en cuello, 394,45mGy.cm en tórax y 818,17mGy.cm en abdomen, lo cual dichos resultados estarán difundidos en la revista de la Facultad de Ciencias Médicas de la Universidad de Cuenca y servirá como base de estudio para futuras comparaciones. [9]

Gandiaga en el año 2004 evaluó la calidad de los exámenes de TC de abdomen y de pelvis para la indicación de linfoma, de acuerdo con los criterios propuestos en la Guía de la Comisión Europea (CE). Evaluando independiente el cumplimiento de los criterios de imagen en los exámenes seleccionados. Con el fin de Definir el índice de calidad de

imagen (ICI) para el examen completo de abdomen-pelvis en paralelo con las mediciones de dosis donde los valores de $CTDI_w$ estuvieron entre 16-23 mGy; DLP entre 430 y 750 mGy cm, y la dosis efectiva entre 7-12 mSv para abdomen-pelvis, concluyendo que no se encontró correlación entre el ICI y la dosis al paciente (DLP). La cual se sugiere criterios de calidad de imagen y niveles de dosis de referencia para exámenes de TC de abdomen-pelvis en pacientes con linfoma. [10]

Mosquera evaluó y optimizó los parámetros de adquisición, reconstrucción de imagen y de dosis de radiación de imágenes oncológicas de los exámenes de tomografía computarizada de abdomen para adultos con el fin de comparar los protocolos evaluados entre INCA / Brasil y INC / Colombia. El método de estimación de dosis de radiación que utiliza la caracterización del tomógrafo por medio de cámaras de ionización tipo lápiz para encontrar los respectivos C_w y poder relacionar la dosis medida con los datos mostrados en la consola de cada CT con respecto al grupo ImPACT, se obtiene como referencia para abdomen es decir para el cuerpo: $Kv = 130$; $colimacion = 16 \times 0.625$; $nCTDI_w = 9.3$; $pitch = 1$; esto sirvió para determinar la sobre exposición que tienen los equipos registrados sobre los datos de adquisición, el comportamiento del C_w y el ($CTDI_{VOL}$) con respecto al mAs aplicado permite encontrar el DLP para cada imagen y la sumatoria del DLP estima ampliamente la dosis total recibida en cada área anatómica evaluada. [11]

III. MARCO TEÓRICO

3.1.-CONCEPTOS BÁSICOS DE RADIACIÓN

3.1.1.-Rayos X:

Son una forma de energía, similar a las ondas de luz y de radio. Los rayos X también son denominados radiación electromagnética (invisible para el ojo humano). A diferencia de las ondas luminosas, los rayos X tienen suficiente energía como para pasar a través del cuerpo. A medida que la radiación se desplaza a través del cuerpo, pasa a través de los huesos, los tejidos y los órganos de diferentes formas, permitiéndole al radiólogo obtener una imagen adecuada de los órganos. El radiólogo observa estas imágenes en un film fotográfico o en monitores similares a los de una computadora. Los exámenes por rayos X proporcionan información valiosa sobre su salud y ayudan a su médico a hacer un diagnóstico preciso. Los rayos X se utilizan a veces para ayudar a colocar tubos y otros aparatos en el cuerpo o para tratar enfermedades. [12]

3.1.2.-Radiación Ionizante:

Se denominan radiaciones ionizantes aquellas que son capaces de liberar electrones ligados en orbitales atómicos, para lo que se requieren energías superiores a unos 10 eV. estas se clasifican atendiendo en primer lugar a la carga eléctrica de las partículas (neutras o cargadas). La segunda característica relevante es la masa de las mismas.

- Partículas neutras: fotones (X , γ) y neutrones.
- Partículas cargadas: ligeras ($M = m_e$) y pesadas ($M \gg m_e$).

A la radiación formada por partículas cargadas se la califica como directamente ionizante, mientras que las partículas neutras se denominan indirectamente ionizante. [13]

3.1.3.- Interacción De La Radiación Ionizante Con La Materia.

Cuando la radiación incide sobre un material se producen una serie de fenómenos que dependen del tipo de radiación (fotones, electrones, neutrones...) con la que incide, del tipo de material y de su estado (densidad, estado físico...).

Si la radiación incidente es suficientemente elevada, arrancará electrones a los átomos, que a su vez podrán seguir ionizando. Se habla así de radiación primaria (incidente) y secundaria (electrones arrancados). Ya que la gran parte de radiación ionizante se debe a la radiación secundaria. [14]

3.1.4.-Interacción De Los Fotones Con La Materia.

La atenuación de un haz de fotones por el material absorbente es causada por tres tipos de interacción:

- **Efecto Fotoeléctrico:** Es la emisión de electrones por un material al incidir sobre él una radiación electromagnética (luz visible), la energía del fotón se utiliza para liberar al electrón de su ligadura y suministrarle energía cinética al átomo (fig.1). [15]

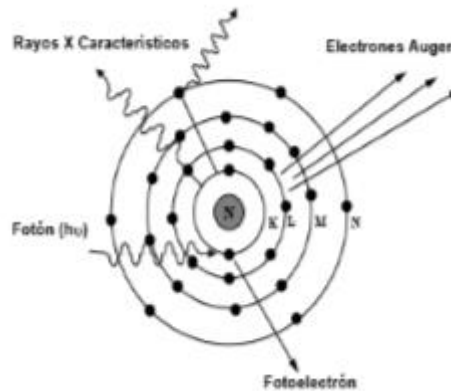


Figura. 1. Efecto Fotoeléctrico [14]

- **Efecto Compton:** Es el aumento de la longitud de onda de un fotón cuando choca con un electrón libre y pierde parte de su energía, considerando que la radiación dispersa dependerá únicamente del ángulo de dispersión. Es decir, el fotón dispersado se mueve en dirección distinta a la del fotón primario y posee una cantidad de movimiento diferente (fig.2). [16].

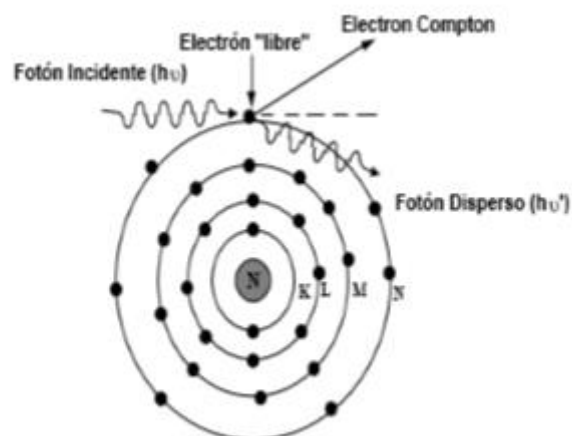


Figura. 2. Efecto Compton [14]

- **Producción De Pares:** Es la interacción de un fotón con el núcleo de un átomo cercano produciendo en esta interacción la descomposición del fotón por las fuerzas electromagnéticas de interacción entre el núcleo y el fotón, pero a energías elevadas de 1.02 MeV, desapareciendo el fotón y en su lugar aparece un electrón y un positrón, la energía cinética total de dichas partículas está dada por: $(h\nu - 1.02) \text{ MeV}$, cuando el positrón pierde toda su energía, se aniquila, dando lugar a dos fotones de 0.51 MeV cada uno, en direcciones opuestas (fig.3).

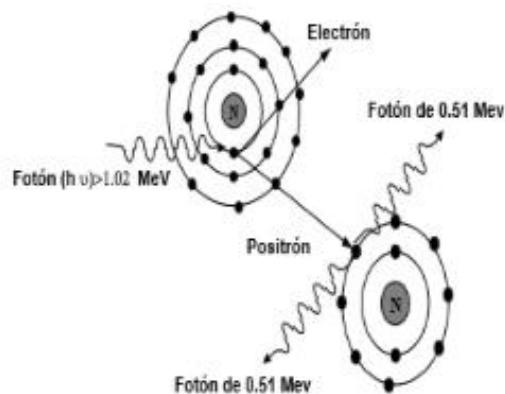


Figura. 3. Producción De Pares [14]

3.2.- DOSIS DE RADIACIÓN

La dosis de radiación es una medida de la cantidad de energía atenuada por un material cuando se expone a los Rayos X midiéndose de varias formas. [17]

3.2.1.- Dosis Absorbida

Es la energía absorbida por unidad de masa en un determinado punto. La unidad es el julio por kilogramo (J kg^{-1}) y se le da la denominación especial de gray (Gy). Se puede encontrar una descripción más detallada en el Informe 74 de la ICRU³ y en la publicación n° 457 de la Colección de informes técnicos del OIEA⁴. [18]

3.2.2.-Dosis A Un Órgano

Es una magnitud relacionada con la probabilidad de producir efectos estocásticos (principalmente la inducción de cáncer), y está definida en la Publicación 60 de la ICRP⁵ como el promedio de la dosis absorbida en un órgano, es decir, el cociente entre la energía total impartida a un órgano y la masa total de dicho órgano. La unidad es el julio por kilogramo (J kg^{-1}) y recibe el nombre especial de Gray (Gy). [18]

3.2.3.-Dosis Equivalente

La dosis equivalente a un órgano o tejido es la dosis al órgano corregida por un factor de ponderación del tipo de radiación que tiene en cuenta la eficacia biológica relativa de la radiación incidente para producir efectos estocásticos. Este

³ Comisión Internacional de Unidades y Medidas de Radiación

⁴ Organismo Internacional de Energía Atómica

⁵ Comisión Internacional de Protección Radiológica

factor es numéricamente 1 para rayos X y por ser una constante sin dimensión su unidad es julio por kilogramo (J kg^{-1}) recibiendo el nombre especial de sievert (Sv). [18]

3.2.4.-Dosis Efectiva

Es una magnitud definida en la Publicación 60 de la ICRP como la suma ponderada de las dosis equivalentes a todos los tejidos y órganos pertinentes “con el fin de indicar la combinación de diferentes dosis en diferentes tejidos de manera que sea posible la correlación con el total de los efectos estocásticos”. Esto es, por tanto, aplicable, aunque la distribución de la dosis absorbida por el cuerpo humano no sea homogénea. La unidad es el julio por kilogramo (J kg^{-1}) y se le da el nombre especial de sievert (Sv). [18]

Según el Informe 2000 del UNSCEAR a la ONU: "la dosis efectiva no debe utilizarse directamente para realizar estimaciones del daño producido por exposiciones médicas, ... aplicando coeficientes de probabilidad nominal de mortalidad ... La dosis efectiva en términos generales puede subestimar el daño por exposiciones diagnósticas a pacientes jóvenes en un factor de 2 y, por el contrario, podría sobreestimar en daño a los pacientes de edad avanzada en un factor 5 por lo menos ... A pesar de la advertencia anterior ... se resume el estado de la práctica de radiodiagnóstico ... principalmente en términos de dosis efectiva a los individuos expuestos ... y de dosis efectiva colectiva a las poblaciones expuestas, considerando el número de exploraciones ...”

3.2.5.-Kerma En Aire

Es la suma de la energía cinética de todas las partículas cargadas liberadas por unidad de masa ($k = \frac{dE}{dm}$). Sin embargo publicaciones recientes y el Código de práctica del OIEA indican que hay dificultades experimentales para determinar la dosis en aire, especialmente en la proximidad de una interfaz entre dos medios distintos, y que, en realidad, lo que indican los equipos de dosimetría no es la energía de la radiación absorbida por el aire, sino la energía transferida por la radiación a las partículas cargadas resultantes de la ionización. Por estas razones, el Código de práctica del OIEA y el informe 74 de la ICRU recomiendan utilizar el Kerma en aire en lugar de la dosis absorbida en aire. La unidad es el julio por kilogramo ($J\ kg^{-1}$) y su nombre especial es el gray (Gy) consistiendo en evaluar la radiación al interactuar con la materia. [18]

3.3.-TOMOGRAFÍA COMPUTADA

González y colaboradores en el año 2011 indicaron que el paradigma actual para caracterizar la dosis entregada en TC está basado en el Índice de Dosis de Tomografía Computada (*CTDI*) hace 30 años. [6]

La cantidad de estudios de tomografía computada (TC) que se realizan por año en el mundo crece de manera casi exponencial, fundamentalmente por la incorporación de la tomografía helicoidal multicorte que permite la realización de estudios en pocos segundos. [19]

Tanto en la TC como en otras técnicas convencionales, es imposible medir directamente la dosis efectiva. Por ello, es preciso recurrir a modelos simplificados (basados en aproximaciones idealizadas de la anatomía) para, a partir de medidas externas o sobre

fantomas, calcular las magnitudes relevantes desde el punto de vista dosimétrico. Estos han tenido un desarrollo notable en los últimos tiempos, pero también se pueden buscar relaciones entre las dosis en órganos a partir de dosis medidas en el exterior. [20]

En la radiología convencional suele usarse la dosis de entrada en piel (*entrance skin dose*) como indicador dosimétrico directo o como dato base para un cálculo posterior de la dosis efectiva o en órganos. Sin embargo, en la TC este indicador no resulta práctico ni útil, por lo que se utilizan otros parámetros. [21]

En la fig.4 puede verse un perfil de corte donde se muestra la dosis relativa (eje vertical). La cual su representación indica que es un corte único de TC, donde el haz incide sobre una zona muy fina de tejido. La divergencia del haz, la atenuación en el propio tejido y la dispersión de los rayos X provocan que la distribución de las dosis sobre el eje del paciente (z) alcance sectores fuera de la zona seleccionada con una forma que no es rectangular y simétrica, sino ajustada a una curva suavizada. [22]

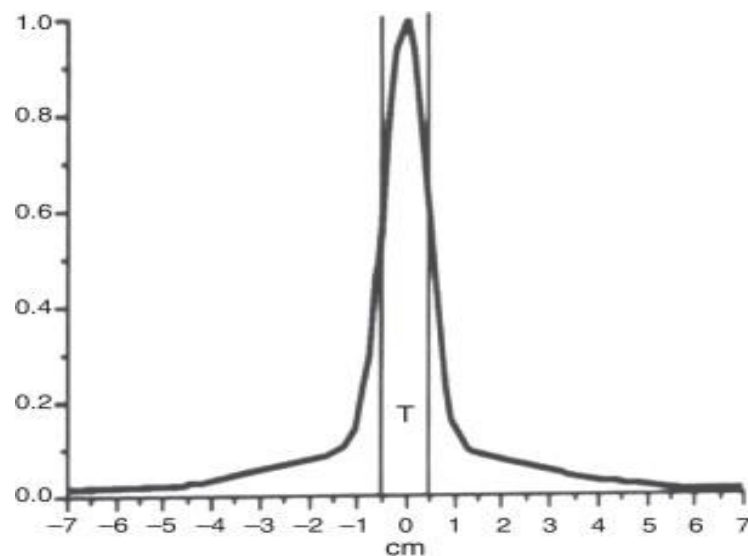


Figura. 4. Perfil De Un Haz De Rayos X En

Tomografía Computada (TC) [2]

3.3.1.-Medición De La Dosis De Radiación:

Debido a que la radiación puede pasar a través del cuerpo, la dosis de radiación se mide de acuerdo a la cantidad de radiación recibida por todo el cuerpo. La unidad científica de medición para la dosis de radiación del cuerpo entero, llamada "dosis efectiva" es el millisievert (mSv). Otras unidades de medición de la dosis de radiación incluyen el rad, el rem, el roentgen, el sievert, y el Gray. Los médicos utilizan la "dosis efectiva" cuando hablan sobre los riesgos de la radiación en el cuerpo entero. Los riesgos se refieren a los posibles efectos secundarios, tales como la posibilidad de desarrollar un cáncer más adelante durante la vida. La dosis efectiva tiene en cuenta cuán sensibles son los diferentes tejidos a la radiación. Si le hacen un examen por rayos X de los tejidos u órganos que son más sensibles a la radiación, su dosis efectiva será más alta. La dosis efectiva le permite a su médico evaluar su riesgo y compararlo con fuentes de exposición más familiares, tales como la radiación natural de fondo. [23]

3.3.2.-Dosis Efectiva De Radiación En Adultos:

Las dosis efectivas son valores típicos para un adulto de tamaño promedio. La dosis puede variar sustancialmente dependiendo del tamaño de la persona como así también de las diferencias en la forma en que se toman las imágenes. [23]

El Reporte 103 de la Comisión Internacional sobre la Protección Radiológica (ICRP, por sus siglas en inglés) menciona que: "El uso de la dosis efectiva para evaluar la exposición de los pacientes tiene importantes limitaciones que deben ser consideradas cuando se cuantifica la exposición médica" y "La evaluación e interpretación de la dosis efectiva para la exposición médica de pacientes es muy problemática cuando los órganos y tejidos reciben solamente una exposición

parcial o una exposición muy heterogénea, que es el caso en particular del diagnóstico con rayos X".

En otras palabras, la dosis efectiva no siempre es la misma para todos. Puede variar en base al peso y altura de una persona, y al área del cuerpo que está siendo examinada.

3.4.- UNIDADES DOSIMÉTRICAS Y DEFINICIONES EN TC

3.4.1.- Índice de Dosis en Tomografía Computada (CTDI)

Usualmente se utiliza un indicador de dosis denominado Índice de Dosis en Tomografía Computada (*CTDI*, por sus siglas en inglés: *Computed Tomography Dose Index*). [2]

La *CTDI*, representa la dosis absorbida para una exploración axial (una rotación del tubo de rayos X), es decir la dosis de una serie de irradiaciones continuas promediada a lo largo del eje z.

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

Donde:

- $D(z)$ es el perfil de dosis de radiación a lo largo del eje z.
- N el número de cortes en una exploración axial.
- T el espesor de corte a lo largo del eje z para un sólo canal de datos.

El *CTDI* siempre se mide en modo axial y la dosis para modo helicoidal se calcula a partir de la información en modo axial.

Para normalizar las medidas de $CTDI$, la FDA⁶ estandarizó el medio de dispersión. Éste consiste en dos cilindros de polimetilmetacrilato (PMMA) de 14 cm de longitud y de 16cm y 32 cm de diámetro para estimar valores para exámenes de cabeza y cuerpo, respectivamente. [24]

Suponiendo que puede despreciarse la dosis correspondiente a la radiación dispersa, y luego de hacer las correcciones necesarias utilizando la presión y temperatura atmosféricas (no indicadas en esta fórmula), la ionización detectada por la cámara en toda su longitud puede expresarse de manera simplificada [2] como:

$$CTDI_{100} = \frac{1}{NT} \int_{-50mm}^{50mm} D(z) dz \quad (2)$$

$$CTDI_{100} = \frac{100mm}{T} \cdot D_R \quad (3)$$

Las ecuaciones (2 y 3)⁷ son diferentes pero con igual resultado.

Donde:

- D_R es la lectura del electrómetro.
- T es el ancho del haz de radiación
- 100 es el subíndice de referencia que indica que el cálculo integra una longitud de 100_{mm}.

⁶ FDA: Food and Drug Administration (Agencia de Alimentos y Medicamentos).

⁷ Ecuación (2): Bibliografía [6]

Ecuación (3): Bibliografía [2]

El $CTDI_{100}$ representa la dosis de cortes múltiples acumulada al centro de una exploración de 100_{mm} , donde en la fig.5 la cámara de ionización es de tipo “lápiz” disponible comercialmente. [6]



Figura. 5. Cámara De Ionización Tipo Lápiz. [2]

La unidad usualmente utilizada para el $CTDI$ es el miligray (mGy), al igual que en la lectura del dosímetro. El $CTDI$ puede calcularse tanto en aire como en el interior de un fantoma de acrílico (polimetilmetacrilato [PMMA]). En la fig.6 se observa que los fantomas son habitualmente cilíndricos (aunque también hay elípticos y antropomorfos) y tienen alturas de entre 15 y 20 cm, y diámetros de 16 (maniquí representativo para cabeza) o 32 cm (maniquí representativo del cuerpo estándar). Siempre llevan un alojamiento central para la cámara lápiz y al menos cuatro alojamientos periféricos, perforados a 1 cm de la superficie exterior del cilindro y situados regularmente a 90° entre sí. [2]



Figura. 6. Fantoma Abdominal Y Craneal De Acrílico (PMMA). [2]

3.4.2.- Índice de Dosis Ponderado en Tomografía Computada ($CTDI_{100,W}$)

Las medidas del $CTDI$ deben efectuarse tanto en el centro como en la periferia del fantoma (los valores periféricos se promedian, obteniendo el ($CTDI_{100,perif}$). Para los maniqués de cabeza los valores de uno y otro, con la geometría y filtración habitual, no suelen ser muy diferentes, pero para el maniquí de tórax y abdomen el valor central es menor que el de la periferia, debido a la mayor atenuación. En los últimos años, se ha propuesto unir las medidas en un $CTDI$ ponderado ($CTDI_{100,W}$) [2], calculado como:

$$CTDI_{100,W} = \frac{1}{3}(CTDI_{100,centro} + 2 \cdot CTDI_{100,perif}) \quad (4)$$

En muchos casos es usual ver los índices expresados sin el número 100, ya que se utilizan generalmente cámaras de 100_{mm} .

Donde:

- 1/3 aproximan las áreas relativas representadas por valores centrales.
- 2/3 aproximan las áreas relativas representadas por valores periféricos.

3.4.3.- Índice de Dosis en Volumen en Tomografía Computada ($CTDI_{vol}$).

Como primera aproximación a la estimación de la dosis aplicada en un protocolo específico, se ha definido una magnitud denominada Índice de Dosis en Tomografía Computada en volumen ($CTDI_{vol}$); donde las medidas son también en mGy [2], cuya expresión para cortes axiales es:

$$CTDI_{vol} = \frac{N.T}{I} \cdot CTDI_w \quad (5)$$

Donde:

- N es el número de cortes axiales a realizar.
- T es el espesor de cada uno de los cortes expresados en mm .
- I es el avance de la camilla entre cortes.
- $CTDI_w$ representa la dosis promedio de radiación atribuible a un corte en el plano $x - y$.
- $CTDI_{vol}$ establece la dosis promedio de radiación en el volumen $x - y - z$, atribuible a un desplazamiento unitario de la camilla en el eje z .

A medida que aumenta el número de cortes que contribuyen al perfil de dosis de cortes múltiples, la dosis promedio del perfil de dosis múltiple alcanza un valor límite. [6]

D. Andisco indicó que, en la tomografía helicoidal, el parámetro que describe la relación entre el espesor del haz de radiación y el avance de la camilla es el pitch [2]. En este caso, el $CTDI_{vol}$ viene definido en función del pitch mediante la expresión:

$$CTDI_{vol} = \frac{1}{pitch} \cdot CTDI_w \quad (6)$$

Esta última magnitud es muy utilizada como indicador de dosis para un protocolo específico, porque tiene cuenta la información del pitch.

El valor del $CTDI_{vol}$ suele estar aclarado por el fabricante del equipo en los informes de dosis por estudio, pero es aconsejable comprobar, tanto al inicio como a lo largo de la vida del tomógrafo, que los valores reales coincidan con los especificados. Además, es importante tener en cuenta que en muchos casos el fabricante detalla los valores de $CTDI$ como “dosis en metacrilato”, ya que, si las cámaras y electrómetros están calibrados para dar dosis en agua o en aire, el valor directamente leído (con las correcciones exactas por presión, temperatura, etc.) será superior. Estas mediciones deben ser hechas por *físicos médicos* que, por su especialización y entrenamiento, realizarán un análisis específico de las dosis, siguiendo las metodologías establecidas internacionalmente en los protocolos. [2]

3.4.4.- Producto Dosis – Longitud en Tomografía Computada (DLP).

Para tratar de disponer de una magnitud que se correlacione con la Dosis Efectiva y que pueda indicar el riesgo, se ha establecido el producto dosis-longitud (DLP , por sus siglas en inglés: *dose-length product*). Este se expresa, para una exploración completa, de acuerdo con la ecuación:

$$DLP = \sum_i CTDI_{100,w,i} \cdot T_i \cdot N_i \quad (7)$$

En ella, la sumatoria se extiende sobre toda la serie (definida por el índice i) de cortes de una secuencia.

Donde:

- T_i es el espesor de corte nominal.
- N_i es el número de cortes con ese espesor.

Esta magnitud tiene la ventaja de ser proporcional a la energía total que se imparte al paciente y, por tanto, con algunas limitaciones, también a la Dosis Efectiva. De hecho, se pueden encontrar valores que permiten el cálculo de la Dosis Efectiva a partir del cálculo de la energía total. En la tomografía helicoidal existen expresiones especialmente establecidas para esta magnitud. [2]

González y colaboradores indicaron que de manera práctica para el área médica la energía total suministrada por un protocolo de exploración dado (y su potencial efecto biológico), la dosis absorbida se puede integrar a lo largo de la longitud de exploración para calcular el producto dosis-longitud (DLP) [6], donde se puede utilizar la expresión:

$$DLP(mGy.cm) = CTDI_{vol}(mGy) \times L(cm) \quad (8)$$

Donde:

- L es la longitud real escaneada a lo largo del eje z del paciente. La unidad habitualmente utilizada es el $(mGy.cm)$, por su practicidad.

3.4.5.- Dosis Efectiva en Tomografía Computada (E).

Para estimar el riesgo de llevar a cabo una Tomografía en el paciente, se deberían tener en cuenta las dosis absorbidas por cada órgano en función de la radiación. Además, en el caso de la TC, es necesario definir factores de peso obtenidos a través de una Dosis Efectiva normalizada, utilizándose la siguiente fórmula:

$$E = E_{DLP} \cdot DLP \quad (9)$$

Donde:

“E” representa la dosis efectiva expresada en milisieverts (mSv), DLP es el producto Dosis - Longitud expresado en $mGy \cdot cm$ y el E_{DLP} es la Dosis Efectiva normalizada expresada en ($mSv \cdot mGy^{-1} \cdot cm^{-1}$) en una región específica. [2]

3.5.- PRINCIPIO DE OBTENCION DE IMÁGENES MEDIANTE TC

FACTOR DE DESPLAZAMIENTO

Bushong indica que el factor de desplazamiento helicoidal conocido (*pitch*) es la relación entre el movimiento de la camilla del paciente y la anchura del haz de Rayos X, un incremento del *pitch* por encima de 1 aumenta el volumen de tejido del cual se puede tomar una imagen en un tiempo determinado. Esta es la ventaja principal de la TC helicoidal multicorte. [25]

En la práctica, el *pitch* de la TC helicoidal multicorte suele ser de 1 debido a que se obtiene múltiples cortes y la localización del eje z y la anchura de reconstrucción puede seleccionarse después (**incremento:** 0.75:1= imagen muy buena; 1:1 imagen buena; 1.5:2 = imagen borrosa)⁸.

En la figura 7,8 y 9 se puede ver la calidad de imagen con respecto al valor del *pitch*.



Figura. 7. <https://www.youtube.com/watch?v=no6RHriFtTw>



Figura. 8. <https://www.youtube.com/watch?v=no6RHriFtTw>

⁸ <https://www.youtube.com/watch?v=no6RHriFtTw>

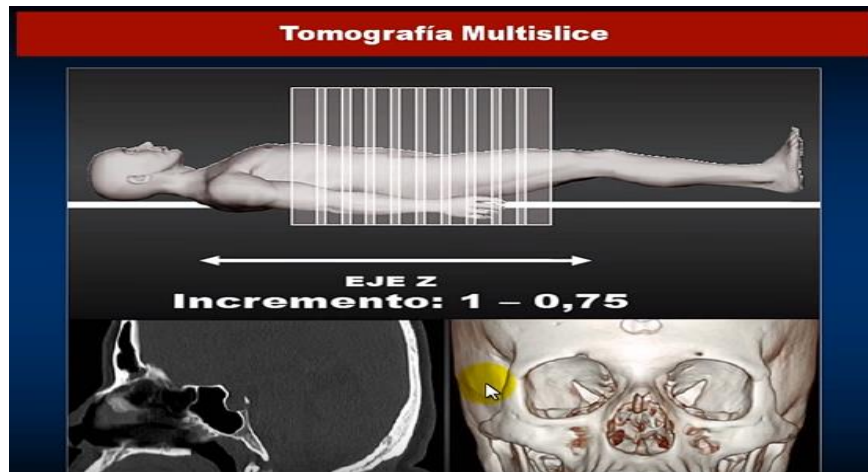


Figura. 9. <https://www.youtube.com/watch?v=no6RHriFtTw>

3.5.1.- Diseño y Componentes De Equipos

Redacto Romero en el año 2009 que los diseños de equipo han ido evolucionando a lo largo del tiempo; donde los elementos más evolucionados son [26]:

- El gantry, ha aumentado su tamaño.
- El tubo de RX, ha aumentado su tamaño y potencia.
- Los detectores, han aumentado en número, eficiencia y rendimiento.
- El ordenador, ha aumentado su potencia, lo cual de más posibilidades de mejorar sus tareas.
- Almacén de información, se ha aumentado la capacidad de almacenaje.

Estos componentes se pueden dividir en 3 grandes sistemas:

1. Sistema de recogida de datos: **Gantry.**
2. Sistema de procesado de datos y de reconstrucción de la imagen:
Ordenador.
3. Sistema de visualización y archivo: **Consola de Control.**

GANTRY

Se llama gantry al cuerpo vertical de la unidad que presenta un orificio central, en el que se introduce la camilla de exploración con el enfermo, con aproximadamente 70 cm de ancho como se observa en la fig.10. El gantry está constituido por un conjunto de elementos controlados desde la consola del operador y que en el transcurso de la prueba transmite datos para el análisis y producción de la imagen TC. Interiormente tiene un anillo giratorio que contiene el tubo de rayos X y los detectores para la producción y detección de la radiación.

El gantry es una de las partes más importantes del equipo y se encuentra en la sala de exploración, en la fig.11 se observa sus componentes [26]:

- Tubo de rayos X
- La matriz de detectores
- El generador de alta tensión
- Sistema de adquisición de datos (DAS)
- Los colimadores
- Posicionamiento del paciente y mesa de soporte



Figura. 10. Gantry De Un Tomógrafo [26]

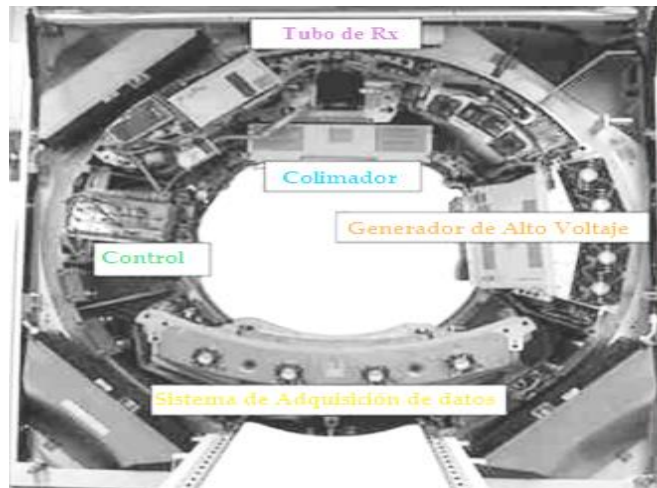


Figura. 11. Componentes Del Gantry [26]

Tubos de Rayos X

El tubo de RX para un equipo de TC debe cumplir una serie de exigencias especiales. Debe ser tan potente como para ser capaz de emitir un haz de radiación de alta energía entre 125-150 Kv. Y además estará construido con los materiales necesarios para que el haz sea monoenergético y que todos los fotones que lo compongan tengan la misma longitud de onda.

La alimentación del tubo de rayos X se realiza de forma distinta según el tipo de aparatos:

- a) los equipos de traslación-rotación (1ª y 2ª generación), el generador recibe energía durante la traslación, utilizando corriente de 50 mA.
- b) los equipos que sólo rotan (sin traslación: 3ª y 4ª generación) se trabaja de dos formas: con un haz de Rayos X continuo y pulsante.
 - **Continuo:** Corrientes va desde 100 a 400 mA Se generan durante toda la rotación.

- **Pulsante:** Corrientes hasta 1000 *mA*. Pulsos de 1 a 5 *mseg* . Tasas de repetición de pulsos de 60 Hz.

Matriz de Detectores

Los detectores miden la energía depositada en ellos después de ser impactados por los fotones de Rayos X que han atravesado el cuerpo del paciente. Esta energía la transforman en corriente eléctrica que llegará al ordenador y será cuantificada por un sistema electrónico. Los primeros equipos utilizaban un solo detector y los modernos emplean más de 2.400 detectores.

Los detectores pueden ser de tres tipos, según han ido apareciendo cronológicamente en las distintas generaciones:

- a) Detector de Cristal de Centelleo (primeras generaciones).
- b) Detector de gas o de cámara de ionización (3ª generación).
- c) Detectores sólidos o detectores semiconductores (en los equipos de 3ª generación en adelante y en TAC helicoidal).

Se sabe que los detectores de cristal son más caros que el de gas, debido a los componentes electrónicos que posee, pero tienen una señal eléctrica más fuerte y, por tanto, no hay tanta necesidad de amplificarla posteriormente como ocurre con los de gas y tiene una conformidad de transformar y distribuir una señal hasta aparecer en el monitor. En la mayoría de los detectores actuales este proceso es casi instantáneo, de forma que tras efectuar el corte la imagen aparece inmediatamente en el monitor.

Detector de Cristal de Centelleo (primeras generaciones):

Están compuestos por dos partes, la primera es el cristal de centelleo y la segunda, el tubo fotomultiplicador. En los equipos de TAC más antiguos, el CRISTAL DE CENTELLEO mostrado en la fig.12 era de Yoduro de sodio y luego se sustituyó rápidamente por los de Germanato de Bismuto. Los que se usan en la actualidad son cristales de Yoduro de Cesio, de Tungstato de Calcio y de Wolframato de Calcio (WO_4Ca). Es decir, cuando sobre el primero incide un electrón, este emitirá dos, que inciden en el segundo y emite cuatro y así sucesivamente, de esta forma, el impulso inicial se ve reforzado en intensidad de modo que por cada electrón remitido por el fotocátodo se recogen miles de electrones a la salida del fotomultiplicador. El resultado final es la amplificación de la señal. La parte del tubo fotomultiplicador más alejada del cristal de centelleo es el fotoánodo que es una placa metálica, y por ella sale el total de electrones generados. Hoy en día podemos agrupar los detectores de modo que no quede espacio entre ellos. Eficiencia: 90%

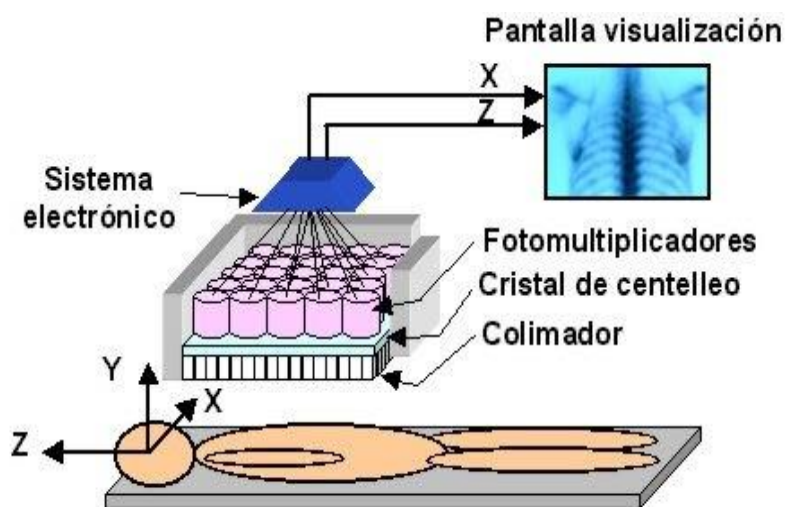


Figura. 12. Detector De Cristal De Centelleo [26]

Detector de gas o de cámara de ionización (3ª generación):

Consisten en una gran cámara metálica con separadores espaciales situados a intervalos de aproximadamente 1mm. Estos separadores llamados **baffles** o paredes son como las tiras de una rejilla y dividen la cámara grande (o cámara mayor) en muchas pequeñas. Cada cámara pequeña será un detector de radiación y cada uno funciona por separado. Cada detector de gas funciona como una cámara de ionización, es decir, se trata de un recinto cerrado lleno de gas Xenón, donde se encuentran 2 electrodos entre los cuales se aplica una tensión eléctrica que generalmente es de 1000 voltios. Los rayos entrantes ionizan el gas y los electrones son atraídos por una placa cargada positivamente. La corriente generada es proporcional a la cantidad de rayos absorbidos. Eficiencia: 45%.

Detectores sólidos o detectores semiconductores (en los equipos de 3ª generación en adelante y en TAC helicoidal)

Son una modificación del detector de centelleo y a igual que ellos, el cristal traduce la energía de los Rayos X en luz visible. Esta tecnología, varía sólo con el detector de centelleo, en que NO lleva tubo multiplicador, sino un FOTODIODO, donde se comporta como un generador de corriente, que forma un conjunto con el cristal en forma de pastilla (conjunto cristal-fotodiodo), a la que se le añade un amplificador de la corriente eléctrica cuyas capacidades se fundamenta en la tecnología de los semiconductores de Silicio.

Sistema de Adquisición de Datos (DAS)

Muestrea la señal eléctrica y realiza la conversión analógica - digital, para que el ordenador procese los datos.

Generador de Alta Tensión

Se encarga de alimentar al tubo de rayos X y Muchos fabricantes reducen espacio instalando el generador de alto voltaje en la rueda giratoria del gantry.

Colimadores

Son aquellos medios técnicos que se emplean para diafragmar el haz de radiación X. existen 2 colimadores:

Colimador Prepaciente: En el tubo de Rayos X o adyacente a él determina la dosis para el paciente.

Colimador Predetector: Restringe el haz de rayos X visto desde los detectores; Reduce la radiación dispersa incidente en los detectores y Define el grosor de sección.

Posicionamiento del Paciente y Mesa de Soporte

Acomodar confortablemente al paciente y la mesa debe estar construida con un material de baja impedancia de forma que no interfiera con la transmisión del haz de rayos X.

ORDENADOR

Los primeros ordenadores de TC tenían que realizar los procesos de uno en uno, por lo que el tiempo de reconstrucción de las imágenes oscilaba entre 15 segundos y hasta varios minutos, dependiendo del nivel del programa instalado. Las máquinas actuales son capaces de hacer el barrido del paciente, recoger los datos, reconstruir la imagen, archivarla e iniciar el barrido siguiente en alrededor de 2 a 5 segundos.

El ordenador en TC se encarga del funcionamiento total del equipo; almacena las imágenes reconstruidas y los datos primarios; debe ser de gran potencia para realizar los cálculos de forma muy rápida y en la actualidad se presentan los datos forma casi instantánea. [26]

CONSOLA

La consola del operador es el punto desde el que el técnico controla el escáner. Esto tiene doble misión: Programar la exploración a realizar y seleccionar los datos requeridos para la obtención de la imagen (zoom, flechas aclarativas) donde permite ajustar el espesor de la sección a explorar (ajuste del colimador) y controlar el movimiento de la mesa de exploración. [26]

3.6.- NIVELES DE REFERENCIA

Para la realización de actividades de optimización en TC y obtención de imágenes confiables (con la calidad adecuada para un correcto diagnóstico, pero aplicando en el paciente la menor dosis posible), es necesario comparar los valores utilizados por los niveles de referencia de la ACR⁹ y la sociedad europea. [27] [1]; En Tomografía Computada, se utiliza el $CTDI_w$; DLP y E , en lo cual la consola del Tomógrafo del Hospital Nacional Almanzor Aguinaga Asenjo (HNAAA) arroja valores de una de las principales unidades dosimétricas que es el Índice de Dosis de volumen en Tomografía Computada $CTDI_{vol}$.

Para el cálculo de las demás unidades $CTDI_w$ y DLP tomaremos como referencia el programa ImPACT CT Versión 1.0.4 27/05/2011¹⁰ (programa libre).

Los valores de referencia internacional de las unidades dosimétricas en TC nos indica que en la tabla 1. Muestra la Dosis Efectiva normalizada en TC (E_{DLP}) para cada región del cuerpo propuesta por Organismos Internacionales, en la tabla 2. Muestra ($CTDI_w$ y DLP) y en la tabla 3. Muestra la dosis efectiva E propuestos por Organismos Internacionales.

Tabla 1

Valores de dosis efectiva normalizada según la región¹¹

Región	Dosis efectiva normalizada $E_{DLP} [mSv. mGy^{-1}. cm^{-1}]$
Cabeza	0,0023
Cuello	0,0054
Tórax	0,017
Abdomen	0,015
Pelvis	0,019

Fuente: (Dirección General de Medio Ambiente (Comisión Europea), 1999)^[27]

⁹ Colegio Americano de Radiología

¹⁰ Bibliografía [29]

¹¹ Bibliografía [27]

En el caso de la región de los senos paranasales para hallar en valor de E_{DLP} tomaremos como aproximación de referencia el valor de la cabeza y cuello dándonos un valor de $0.00385 \text{ (mSv.mGy}^{-1}.cm^{-1})$ y para la región de la columna lumbar tomaremos como referencia la región de la pelvis dándonos un valor de $0.019 \text{ (mSv.mGy}^{-1}.cm^{-1})$ ya que dichos valores no son especificados para poder determinar la Dosis Efectiva E en dichas regiones, sin embargo para los pacientes pediátricos, existen otros valores o correcciones que permiten realizar mejores aproximaciones. [28]

Tabla 2

Principales valores propuestos por la comunidad europea¹²

Tipo de estudio	CTDIw (mGy)	DLP (mGy.cm)
Cabeza rutina	60	1050
Tórax	30	650
Abdomen	35	780
Pelvis	25	570
Cara y fosas nasales	35	360
Trauma vertebral	70	460
Pulmones alta resolución	35	280
Hígado	35	900
Pelvis ósea	25	520

Fuente: (Dirección General de Medio Ambiente (Comisión Europea), 1999)^[27]

Tabla 3

Niveles de referencia diagnósticos (E), propuesto por el ACR¹³.

Examen	E(mSv)
TC craneal	2 – 4
TC torácica	5 – 7
TC abdomen y pelvis	8 – 11

Fuente: (Dirección General de Medio Ambiente (Comisión Europea), 1999)^[27]

¹² Bibliografía [27]

¹³ Bibliografía [27]

IV. MATERIALES Y MÉTODO

4.1.-EQUIPOS Y MATERIALES

4.1.1.- Tomógrafo Multicorte De 6 Filas De Detectores Marca (Siemens – Somatom emotion) Año (2008):

La máquina SOMATOM Emotion 6 CT de Siemens como se muestra en la (fig.13) es un escáner de tomografía computarizada espiral multicorte, de cuerpo entero, diseñado para un rápido rendimiento del paciente.

Equipado con aplicaciones clínicas avanzadas, pórtico delgado, amplio, de alta velocidad para pacientes y reservas de alta potencia, un escáner SOMATOM Emotion 6 CT reacondicionado permitirá que su clínica brinde atención clínica rápida y de alta calidad con dosis bajas de radiación. El Emotion 6 utiliza el sistema CARE Dose 4D de Siemens, que reduce la dosis promedio en un 68% menos que el escáner convencional.



Figura. 13. Tomógrafo Del HNAAA.

4.1.2.- Programa ImPACT CT Patient Dosimetry Calculator Versión 1.0.4.

27/05/2011 (software libre) *:

Esta hoja de cálculo es una herramienta para determinar las unidades dosimétricas al igual que la dosis efectiva de cada órgano interno de los pacientes obtenidos del escáner CT. Haciendo uso de los conjuntos de datos de dosis de NRPB Monte Carlo producidos en el informe SR250 para la obtención de la dosis efectiva de cada órgano.

El SR250 proporciona datos de dosis de órgano normalizados para la irradiación de un espectro matemático mediante una gama de escáneres CT.

Como SR250 se produjo en 1993, no incluye datos para escáneres más modernos. Para superar este problema, la encuesta de dosis del escáner CT de ImPACT fue realizada por físicos en el Reino Unido y Europa.

Los resultados producidos por las hojas de cálculo de CTDosimetry se compararon con los producidos por CTDOSE, producido por John Le Heron, el software estándar utilizado para calcular las dosis de los conjuntos de datos NRPB SR250. Los dos métodos producen resultados idénticos para una gama de escaneos y escáneres, con la excepción de pequeñas diferencias entre las dosis calculadas para el músculo y para los órganos "restantes". Estas diferencias están presentes a pesar de una aparente similitud en el método de cálculo, y son típicamente del 1-2%. [29]

***NOTA IMPORTANTE**

La hoja de cálculo ImPACT CTDosimetry NO funcionará sin los conjuntos de datos de Monte Carlo.

4.1.2.1.- Instalación:

El sistema debería funcionar en cualquier PC con Microsoft Excel 2000 o superior. Todavía no se ha probado en una computadora Apple, pero se espera que funcione en una Mac.

La instalación es bastante simple y solo requiere que los conjuntos de datos SR250 (MCSET01.DAT a MCSET23.DAT) estén presentes en el mismo directorio que esta hoja de cálculo. (SR250 es vendido por el NRPB). [29]

4.1.2.2.-Hojas De Trabajo:

CTDosimetry consta de las siguientes hojas de trabajo [29]:

- **Cálculo de escaneo**: La entrada de datos y la hoja de resultados
- **Pediátrico**: Información sobre dosis relativas a pacientes adultos y pediátricos.
- **Fantoma**: Permite la selección interactiva del rango de exploración utilizado para el cálculo de la dosis mediante un diagrama del espectro utilizado para generar el SR250.
- **Escáneres**: Proporciona datos sobre modelos de escáneres CT, incluyendo CTDI en aire y fantoma, así como los datos de coincidencia del escáner.
- **MatchData**: Proporciona los datos necesarios para realizar las coincidencias del escáner en la hoja de trabajo de Escáneres.
- **Colimación**: Enumera los valores relativos de CTDI en diferentes colimaciones para una gama de escáneres CT. Estos valores son

más útiles para los escáneres de múltiples cortes, ya que el CTDI puede variar considerablemente en el rango de colimaciones disponibles.

- **MonteCarloData**: Contiene el conjunto de datos SR250 sin formato.
- **Dosis**: Contiene los datos de dosis formateada del conjunto de datos SR250 que está cargado actualmente.
- **Cálculos De Dosis**: Realiza los cálculos de la dosis del órgano y el cálculo de las dosis de órganos restantes, etc.
- **Trazos Escogidos**: Proporciona datos para los cuadros de selección desplegables en la hoja de trabajo Cálculo de escaneo, y realiza cálculos para dosis de órgano 'restante'

4.1.2.3.-Utilizacion:

Para calcular las dosis con CTDosimetry, el usuario debe ingresar una serie de parámetros relacionados con el escáner y la serie de escaneo.

Las siguientes selecciones, realizadas en el cuadro superior de la hoja de cálculo de Escaneo, definen el conjunto de datos que se utiliza:

- **Fabricante**: Seleccione el fabricante del escáner de la lista desplegable.
- **Escáner**: Seleccione el modelo de escáner o grupo de modelos de escáner para la lista desplegable.
- **Kv**: Elija el escaneo apropiado kV.
- **Región de escaneo**: Elija cabeza o cuerpo.

- **Corriente de tubo:** La corriente del tubo de rayos X. Tenga en cuenta que este debe ser el escáner real mA, y no los “mAs efectivos” que se muestran en algunos escáneres de múltiples cortes.
- **Tiempo de rotación:** El tiempo de rotación del tubo del escáner.
- **Pitch espiral:** Paso de escaneo (recorrido de la mesa por rotación / ancho de corte colimado total). Para escaneo axial se debe utilizar (incremento de sofá) / (ancho de corte colimado)
- **Colimación:** El ancho total del haz de rayos X nominal a lo largo del eje z, seleccionado de un rango de valores posibles en el cuadro desplegable. Esto determina la CTDI relativa en comparación con la colimación de referencia (generalmente 10 mm).
- **Posición inicial:** La posición de inicio de la serie de escaneo. El diagrama en la hoja de trabajo del fantoma muestra la posición de los órganos del fantoma en relación con la escala numérica, que es 0 en la base del tronco. Este valor puede ingresarse manualmente en la hoja de trabajo, o puede tomarse del área sombreada en el diagrama de la hoja de trabajo del fantoma. Esto se puede ajustar usando las flechas hacia arriba y hacia abajo. Al presionar el botón "Obtener del diagrama fantoma" se ingresan estos valores en los cuadros de posición de inicio y final en Cálculo de escaneo.

- **Posición final:** La posición final de la serie de escaneo: tenga en cuenta que esto debe incluir el grosor de corte, por lo que, por ejemplo, una sola porción de 5 mm a 20 cm

Los datos del escáner y del paciente se ingresan en el cuadro en la parte superior derecha e izquierda de la Hoja de cálculo de escaneo, así como se observa en la fig.14 [29]

ImPACT CT Patient Dosimetry Calculator
Version 1.0 28/08/2009

Scanner Model:				Acquisition Parameters:			
Manufacture	Siemens	Tube current	100	mA			
Scanner	Siemens Emotion 6	Rotation time	1	s			
kV	120	Spiral pitch	1				
Scan Region	Body	mAs / Rotation	100	mAs			
Data Set	MCSET19	Effective mAs	100	mAs			
Current Data	MCSET19	Collimation	12	mm			
Scan range		Rel. CTDI	Look up	1.15	at selected collimation		
Start Position	20	CTDI (air)	Look up	30.6	mGy/100mAs		
End Position	45	CTDI (soft tissue)	Look up	32.7	mGy/100mAs		
		CTDI _w	Look up	10.7	mGy/100mAs		
Organ weighting scheme	ICRP 60	CTDI _w	10.7	mGy			
		CTDI _{air}	10.7	mGy			
		DLP	268	mGy.cm			

Organ	w _T	H _T (mGy)	w _T .H _T	Remainder Organs	H _T (mGy)
Gonads	0.2	1.1	0.23	Adrenals	13
Bone Marrow	0.12	3.4	0.41	Small Intestine	9.5
Colon	0.12	7.4	0.89	Kidney	17
Lung	0.12	3.1	0.37	Pancreas	13
Stomach	0.12	15	1.8	Spleen	14
Bladder	0.05	0.54	0.027	Thymus	0.53
Breast	0.05	0.64	0.032	Uterus	1.9
Liver	0.05	14	0.72	Muscle	3.4
Oesophagus (Thymus)	0.05	0.53	0.026	Brain	0.0025
Thyroid	0.05	0.044	0.0022	Not Applicable	N/A
Skin	0.01	2.8	0.028	Not Applicable	N/A
Bone Surface	0.01	5.3	0.053	Not Applicable	N/A
Not Applicable	0	0	0	Not Applicable	N/A
Not Applicable	0	0	0	Other organs of interest	H _T (mGy)
Remainder	0.025	3.5	0.087	Eye lenses	0.004
Kidneys	0.025	17	0.42	Testes	0.041
Total Effective Dose (mSv)			5.1	Ovaries	2.2
				Uterus	1.9
				Prostate	0.54

Scan Description / Comments

Figura. 14. Programa ImPACT CT Patient Dosimetry Calculator Versión 1.0.4. [29]

4.1.2.4.-Descripción:

- **mAs / rotación**: El total de mA por rotación del pórtico. No ingrese datos en este cuadro; se calcula automáticamente.
- **mAs efectivos**: Los mAs / por rotación divididos por el tono espiral. Este es un valor calculado que proporciona una base para la comparación de protocolos en espiral con diferentes tonos.
- **Rel. CTDI**: El CTDI en el espesor del haz de rayos X colimado seleccionado, en relación con el CTDI en la colimación de referencia (generalmente 10 mm)
- **CTDI (aire)**: El valor libre en el aire CTDI100 (en mGy / 100mAs), como se define en EUR 16262: Directrices europeas sobre los criterios de calidad para la tomografía computada. Los valores de CTDI para la mayoría de los escáneres se enumeran en la Hoja de trabajo del escáner. Presionando el botón 'Buscar' ingresará el valor en esta celda. El valor en esta celda se corrige para el valor CTDI relativo en la celda anterior.
- **CTDI (tejido blando)**: El músculo CTDI a ICRU, utilizado como una aproximación a la dosis de tejido blando dentro del cuerpo. Este es el CTDI (aire) x 1.07 para las energías del escáner CT
- **nCTDIw**: "CTDI ponderado medido en un espectro CTDI estándar (normalizado para 100 mA). $CTDIw = (CTDI_{centre} + 2 * CTDI_{periphery}) / 3$."
- **CTDIw**: "CTDI ponderado medido en un espectro CTDI estándar. $CTDIw = (CTDI_{centre} + 2 * CTDI_{periphery}) / 3$."

- **CTDIvol**: CTDI ponderado en volumen, dado por $CTDIvol = CTDIw / Pitch$ en espiral
- **DLP**: Producto de longitud de dosis, dado por $CTDIvol \times$ longitud del escáner.

4.1.2.4.-Incorporacion Del Programa:

La NRPB realizó una encuesta en exámenes de TC en el Reino Unido obteniendo que 75 escáneres de aproximadamente 200 es decir el 2% de todos los exámenes médicos son de TC, el cual aportaba más del 20% de la dosis efectiva colectiva de estas exposiciones.

Después de la publicación de los datos de la encuesta NRPB, se puso a disposición un paquete de datos informáticos, CTDOSE. Este software requiere una entrada de modelo de escáner, kV y tipo de escaneo (cabeza / cuerpo). [29]

Concluyendo que el programa Dosimetry viene implementada su propio fantoma como se observa en la fig.15 con los 27 órganos evaluados a través de rayos X calculados en un adulto, hermafrodita y espectro matemático.

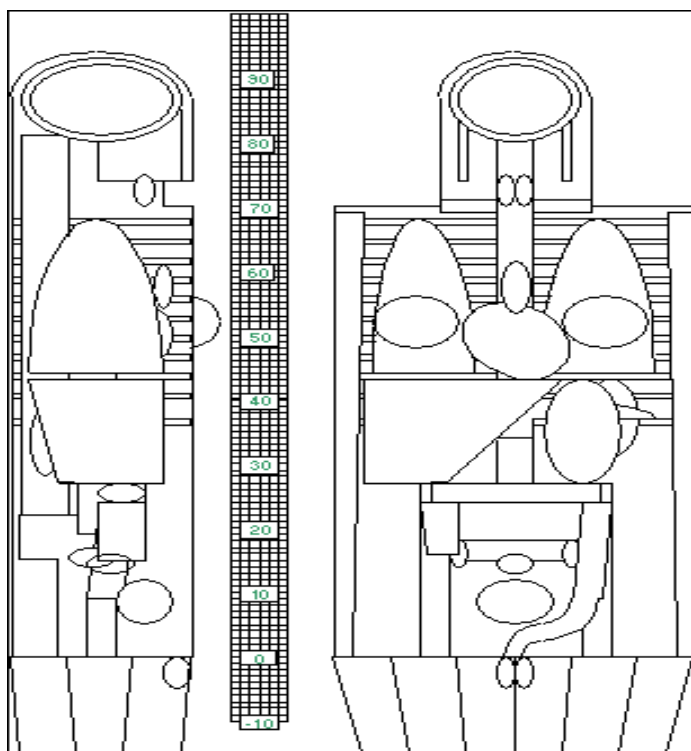


Figura. 15. Fantoma Del Programa ImPACT CT [29]

4.1.3.- Laptop:

La laptop marca LENOVO como se muestra en la fig.16 cuenta con un procesador Intel(R)Core(TM) i5-7200U CPU @2.50 GHz, memoria RAM de 6.00 GB, disco duro 1TB, con un sistema operativo Microsoft Windows 10 Home 64 Bit, pantalla 15.6", giro 180° Windows 10 original.

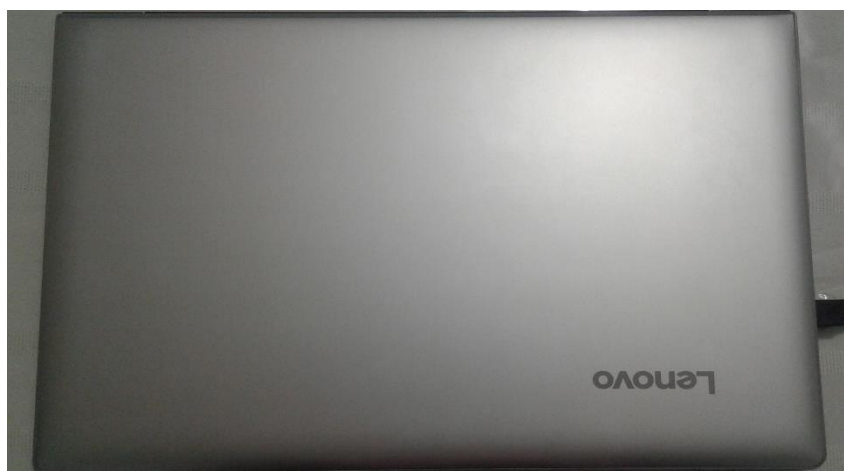


Figura. 16. Laptop Lenovo

4.2.- METODOLOGÍA

En este trabajo de investigación para determinar la dosis efectiva E y poder analizarla con fines de protección radiológica se tuvo que obtener valores de las principales unidades dosimétricas en TC como (índice de dosis $CTDI_{100}$, índice de dosis ponderado $CTDI_w$, índice de dosis en volumen $CTDI_{vol}$, producto dosis longitud DLP y la dosis efectiva E) dado que cada unidad dosimétrica da origen a una nueva unidad empezando por el $CTDI_{100}$ que se requiere un valor tanto en aire y en tejido pero con una colimación de $100mm$ es decir se obtendrá un $CTDI_{100}$ normalizado a partir del valor referencial del programa ImPACT CT versión 1.0.4 " $nCTDI_w (mGy/100mAs)$ " junto con el " $mAs(ef.)$ " ya que el programa teniendo su propio fantoma y una colimación establecida dará resultado de dicha unidad dosimétrica, esto conllevará a determinar el $CTDI_w$ que si no se tuviera el valor del $CTDI_{vol}$ necesitaríamos valores del $CTDI_{100}$ en el centro y en la periferia del fantoma pero como la consola del tomógrafo del HNAAA arroja una de las principales unidades dosimétricas $CTDI_{vol}$ se despejará y se obtendrá el $CTDI_w$ por fórmulas matemáticas, de igual forma el $CTDI_{vol}$ dará origen junto con la longitud del tejido (L) al Producto Dosis Longitud (DLP); el DLP junto con un valor establecido por organismos internacionales que es la Dosis Efectiva normalizada E_{DLP} de cada región del cuerpo dará origen a la dosis efectiva (E) el cual conllevará a analizarla sometiéndolo a pruebas, sabiendo que el $CTDI_{vol}$ servirá como referencia para poder comparar mis resultados procesados en el Excel con los del programa ImPACT CT versión 1.0.4, esta comparación de resultados (Excel - Programa) es con el fin de poder ver si mis resultados del Excel son iguales al del programa, es decir que los resultados que se obtiene del programa de las demás unidades dosimétricas ($CTDI_{100}$; $CTDI_w$; DLP ; E) me ayudará a tener una orientación de mis resultados obtenidos por el Excel y así poder compararlos

con los valores internacionales, esperando que no exista ninguna sobreexposición de dosis en los pacientes atendidos en el HNAAA.

4.2.1.- Diseño Metodológico:

Comparación de las unidades dosimétricas obtenidas con las unidades de referencia establecidos por organismos internacionales con el fin de que las unidades estudiadas ($CTDI_{100}$; $CTDI_{VOL}$; $CTDI_W$; DLP ; E) estén dentro del margen de referencia, teniendo en cuenta que se evaluará la Dosis Efectiva E ya que las demás unidades dosimétricas la comprenden y poder ver si se acepta la H_0 o H_a

$$H_0: \mu_E = \mu_R$$

$$H_a: \mu_E < \mu_R$$

Donde:

- $\mu_E = \text{Dosis efectiva}_{\text{promedio.}}$
- $\mu_R = \text{Dosis efectiva}_{\text{referencia}}$

V. RESULTADO

5.1.-DATA DE LA CONSOLA DEL TOMÓGRAFO EN LA REGIÓN CEREBRAL

Tabla 4

Datos de la región cerebral.

CEREBRAL								
EDAD	N	T (mm)	PITCH	L (cm)	Kv	mAs(ef.)	# EXP	SEXO
29	72	2	0.8	17.70	130	250	12	V
	72	2	0.8	14.20	130	250	12	V
	66	2	0.837	14.20	130	274	12	M
30	72	2	0.8	14.22	130	250	12	M
	72	2	0.8	14.02	130	250	12	M
31	78	2	0.8	15.20	130	250	13	M
33	72	2	0.8	14.02	130	250	12	M
37	66	2	0.831	13.54	130	241	11	V
	78	2	0.866	16.70	130	270	13	V
39	78	2	0.798	15.40	130	298	13	V
40	72	2	0.898	16.01	130	252	12	V
41	72	2	0.799	14.20	130	298	12	V
43	66	2	0.834	13.54	130	273	11	V
	66	2	0.834	13.56	130	273	11	V
	66	2	0.8	12.82	130	250	11	V
44	72	2	0.8	14.22	130	250	12	M
47	72	2	0.8	14.00	130	250	12	V
48	66	2	0.8	13.02	130	250	12	V
	72	2	0.798	14.20	130	276	12	M
49	72	2	0.833	14.83	130	240	12	M
51	84	2	0.8	22.20	130	250	14	V
	84	2	0.8	22.20	130	250	14	V
	78	2	0.798	15.40	130	291	13	V
	78	2	0.7986	15.40	130	294	13	V
52	78	2	0.8	20.10	130	250	13	V
56	72	2	0.798	14.20	130	279	12	M
59	84	2	0.8	16.40	130	250	14	M
61	84	2	0.8	14.22	130	250	12	M
	90	2	0.8	17.80	130	250	15	V
62	66	2	0.8	12.82	130	250	11	M
	66	2	0.8	12.84	130	250	11	M
	72	2	0.866	15.40	130	260	12	M

...

CEREBRAL								
EDAD	N	T (mm)	PITCH	L (cm)	Kv	mAs(ef.)	# EXP	SEXO
63	72	2	0.8	14.00	130	250	12	V
64	72	2	0.706	14.24	130	283	12	M
	72	2	0.8	13.80	130	250	12	V
	78	2	0.8	15.40	130	250	13	M
66	72	2	0.8	19.70	130	250	12	V
	72	2	0.833	19.20	130	240	12	V
67	78	2	0.8	21.20	130	250	13	M
	72	2	0.8	14.00	130	240	12	M
	66	2	0.8	13.04	130	250	11	M
	78	2	0.8	15.40	130	341	13	M
68	72	2	0.833	14.81	130	240	12	M
	72	2	0.832	14.81	130	264	12	M
	78	2	0.798	15.40	130	268	13	M
	84	2	0.8	16.40	130	250	14	V
69	72	2	0.8	14.02	130	250	12	V
	72	2	0.8	14.02	130	250	12	V
70	78	2	0.798	15.40	130	276	13	M
71	78	2	0.8	15.20	130	250	13	M
72	78	2	0.8	21.80	130	250	13	V
	78	2	0.8	15.40	130	315	13	V
73	66	2	0.8	12.82	130	250	12	M
	66	2	0.8	12.82	130	250	11	M
74	66	2	0.83	13.56	130	258	11	M
	78	2	0.867	16.72	130	273	13	V
75	72	2	0.8	20.00	130	250	12	M
77	84	2	0.8	20.80	130	250	14	V

EDAD= años; N=número de cortes; T= espesor del corte(z); PITCH=relación entre el movimiento de la camilla y anchura de RX; L=longitud escaneada a lo largo del eje (z); Kv= kilovolts; mAs efectivo; #EXP= número de exploraciones(z); SEXO=mujeres(M), varones(V).

5.1.1 Valor Establecido Para Determinar La Dosis Efectiva En El Cerebro

Valor establecido de la Dosis Efectiva normalizada por Organismos Internacionales como muestra la tabla 5 para la determinación de la Dosis Efectiva (E).

Tabla 5

Valor de dosis efectiva normalizada según la región¹⁴

Dosis efectiva normalizada $E_{DLP} [mSv \cdot mGy^{-1} \cdot cm^{-1}]$	0.0023
--	--------

Fuente: (Dirección General de Medio Ambiente (Comisión Europea), 1999)^[27]

5.1.2 Valor Establecido Por El Programa ImPACT CT versión 1.0.4 Para

Determinar el $CTDI_{100}$ Cerebral

El $CTDI_{100}$ se mide colocando cámaras de ionización en forma de lápiz de 100 mm de longitud en el centro y la periferia de los maniqués, donde en el programa teniendo su propio maniquí nos dan el valor normalizado del " $nCTDI_w$ ", lo cual se tomará como referencia el valor que nos arroja el programa junto con el mAs ($ef.$) para la obtención del $CTDI_{100}$ según cada región del cuerpo en este caso comprende la región de la cabeza, cuyo valor se muestra en la tabla 6.

Tabla 6

Valor del $nCTDI_w$ en el programa ImPACT CT versión 1.0.4

$nCTDI_w$ ($mGy/100mAs$)	18.9
----------------------------	------

Fuente: (<http://www.impactscan.org/ctdosimetry.htm>)

¹⁴ Bibliografía [27]

ImPACT CT Versión 1.0.4 27/05/2011

ImPACT CT Patient Dosimetry Calculator			
Version 1.0.4 27/05/2011			
Scanner Model:			
Manufacturer:	Siemens	▼	
Scanner:	Siemens Emotion 6	▼	
kV:	130	▼	
Scan Region:	Head	▼	
Data Set	MCSET22	Update Data Set	
Current Data	MCSET00		
Scan range			
Start Position	0	cm	Get From Phantom Diagram
End Position	17.7	cm	
Organ weighting scheme		ICRP 60 ▼	
Acquisition Parameters:			
Tube current	200	mA	
Rotation time	1	s	
Spiral pitch	0.8		
mAs / Rotation	200	mAs	
Effective mAs	250	mAs	
Collimation	10	mm	
Rel. CTDI	Look up	1.00	at selected collimation
CTDI (air)	Look up	26.6	mGy/100mAs
CTDI (soft tissue)		28.5	mGy/100mAs
$nCTDI_w$	Look up	18.9	mGy/100mAs
$CTDI_w$		37.7	mGy
$CTDI_{vol}$		47.2	mGy
DLP		835	mGy.cm

El programa describe:

$nCTDI_w$ ¹⁵: es medido en un espectro *CTDI* estándar

$$(\text{normalizado para } 100 \text{ mA}) \cdot (CTDI_{\text{centre}} + 2 * CTDI_{\text{periphery}}) / 3$$

D. Andisco et al ¹⁶ describe que $CTDI_{100}$ puede calcularse tanto en aire como en el interior de un fantoma con una longitud de referencia de 100mm el cual la cámara de ionización es mayormente de 100mm.

¹⁵ Bibliografía [29]

¹⁶ Bibliografía [2]

5.2.-RESULTADO DE LAS DIFERENTES UNIDADES DOSIMÉTRICAS DE LA REGIÓN CEREBRAL

Tabla 7

Valores de las diferentes unidades dosimétricas $CTDI_{100}$, $CTDI_w$, DLP , E (cerebral)

CEREBRAL					
EDAD	$CTDI_{100}$ (mGy)	$CTDI_{vol}$ (mGy)	$CTDI_w$ (mGy)	DLP (mGy.cm)	E (mSv)
29	47.25	47.20	37.76	835.44	1.92
	47.25	47.20	37.76	670.24	1.54
	51.71	51.58	43.17	732.44	1.68
30	47.25	47.20	37.76	671.18	1.54
	47.25	47.20	37.76	661.74	1.52
31	47.25	47.20	37.76	717.44	1.65
33	47.25	47.20	37.76	661.74	1.52
37	45.49	45.41	37.74	614.85	1.41
	51.07	50.98	44.15	851.37	1.96
39	56.37	56.29	44.92	866.87	1.99
40	47.57	47.51	42.66	760.64	1.75
41	56.30	56.29	44.98	799.32	1.84
43	51.67	51.66	43.08	699.48	1.61
	51.67	51.66	43.08	700.51	1.61
	47.25	47.20	37.76	605.10	1.39
44	47.25	47.20	37.76	671.18	1.54
47	47.25	47.20	37.76	660.80	1.52
48	47.25	47.20	37.76	614.54	1.41
	52.11	52.04	41.53	738.97	1.70
49	45.38	45.31	37.74	671.95	1.55
51	47.25	47.20	37.76	1047.84	2.41
	47.25	47.20	37.76	1047.84	2.41
	54.95	54.87	43.79	845.00	1.94
	55.62	55.58	44.39	855.93	1.97
52	47.25	47.20	37.76	948.72	2.18
56	52.82	52.75	42.09	749.05	1.72
59	47.25	47.20	37.76	774.08	1.78
61	47.25	47.20	37.76	671.18	1.54
	47.25	47.20	37.76	840.16	1.93
62	47.25	47.20	37.76	605.10	1.39
	47.25	47.20	37.76	606.05	1.39
	49.11	49.02	42.45	754.91	1.74

...

CEREBRAL					
EDAD	CTDI ₁₀₀ (mGy)	CTDI _{vol} (mGy)	CTDI _w (mGy)	DLP (mGy.cm)	E (mSv)
63	47.25	47.20	37.76	660.80	1.52
64	53.54	53.45	37.74	761.13	1.75
	47.25	47.20	37.76	651.36	1.50
	47.25	47.20	37.76	726.88	1.67
66	47.25	47.20	37.76	929.84	2.14
	45.38	45.31	37.74	869.95	2.00
67	47.25	47.20	37.76	1000.64	2.30
	45.36	45.31	36.25	634.34	1.46
	47.25	47.20	37.76	615.49	1.42
	64.50	64.43	51.54	992.22	2.28
68	45.38	45.31	37.74	671.04	1.54
	49.98	49.96	41.57	739.91	1.70
	50.68	50.62	40.39	779.55	1.79
	47.25	47.20	37.76	774.08	1.78
69	47.25	47.20	37.76	661.74	1.52
	47.25	47.20	37.76	661.74	1.52
70	52.11	52.04	41.53	801.42	1.84
71	47.25	47.20	37.76	717.44	1.65
72	47.25	47.20	37.76	1028.96	2.37
	59.54	59.47	47.58	915.84	2.11
73	47.25	47.20	37.76	605.10	1.39
	47.25	47.20	37.76	605.10	1.39
74	48.73	48.60	40.34	659.02	1.52
	51.66	51.63	44.76	863.25	1.99
75	47.25	47.20	37.76	944.00	2.17
77	47.25	47.20	37.76	981.76	2.26

EDAD= años; CTDI₁₀₀= Índice de Dosis en TC con un índice de referencia 100mm (mGy);
 CTDI_{vol}= Índice de Dosis por Volumen en TC (mGy); CTDI_w= Índice de Dosis Ponderado
 en TC (mGy); DLP= Producto Dosis – Longitud (mGy.cm); E= Dosis efectiva (mSv)

5.2.1 Promedio De Unidades Dosimétricas En La Región Cerebral Para Mujeres

(29-77) \bar{a}

Tabla 8

Promedio cerebral para mujeres (29-77) \bar{a} ¹⁷

PROMEDIO DE (CTDI ₁₀₀ ,CTDI _{vol} ,CTDI _w ,DLP,E)DE LA REGION CEREBRAL SEXO (MUJERES) - EDAD(29-77)							
EDAD	CTDI ₁₀₀ (mGy)	CTDI _{vol} (mGy)	CTDI _w (mGy)	DLP (mGy.cm)	E (mSv)	# DE MUJERES	TOTAL
29	51.71	51.58	43.17	732.44	1.68	1	1
30	47.25	47.20	37.76	666.46	1.53	2	1
31	47.25	47.20	37.76	717.44	1.65	1	1
33	47.25	47.20	37.76	661.74	1.52	1	1
44	47.25	47.20	37.76	671.18	1.54	1	1
48	52.11	52.04	41.53	738.97	1.70	1	1
49	45.38	45.31	37.74	671.95	1.55	1	1
56	52.82	52.75	42.09	749.05	1.72	1	1
59	47.25	47.20	37.76	774.08	1.78	1	1
61	47.25	47.20	37.76	671.18	1.54	1	1
62	47.87	47.81	39.32	655.35	1.51	3	1
64	50.40	50.33	37.75	744.00	1.71	2	1
67	51.09	51.04	40.83	810.67	1.86	4	1
68	48.68	48.63	39.90	730.17	1.68	3	1
70	52.11	52.04	41.53	801.42	1.84	1	1
71	47.25	47.20	37.76	717.44	1.65	1	1
73	47.25	47.20	37.76	605.10	1.39	2	1
74	48.73	48.60	40.34	659.02	1.52	1	1
75	47.25	47.20	37.76	944.00	2.17	1	1
	48.74	48.68	39.16	722.19	1.66	29	19

Valores promedios de las unidades dosimétricas obtenidas por la consola del Tomógrafo del HNAAA en mujeres (29 – 77) años; donde el total es un promedio de edades para la obtención de un dato y el 19 indica la cantidad de edades promediadas de mujeres que fueron sometidas a exámenes cerebral.

¹⁷ \bar{a} : años.

5.2.2 Promedio De Unidades Dosimétricas En La Región Cerebral Para Varones

(29-77) \bar{a}

Tabla 9

Promedio cerebral para varones (29-77) \bar{a}

PROMEDIO DE (CTDI ₁₀₀ ,CTDI _{vol} ,CTDI _w ,DLP,E) DE LA REGION CEREBRAL SEXO (VARONES) - EDAD(29-77)							
EDAD	CTDI ₁₀₀ (mGy)	CTDI _{vol} (mGy)	CTDI _w (mGy)	DLP (mGy.cm)	E (mSv)	# DE VARONES	TOTAL
29	47.25	47.20	37.76	752.84	1.73	2	1
37	48.28	48.20	40.94	733.11	1.69	2	1
39	56.37	56.29	44.92	866.87	1.99	1	1
40	47.57	47.51	42.66	760.64	1.75	1	1
41	56.30	56.29	44.98	799.32	1.84	1	1
43	50.20	50.17	41.31	668.36	1.54	3	1
47	47.25	47.20	37.76	660.80	1.52	1	1
48	47.25	47.20	37.76	614.54	1.41	1	1
51	51.27	51.21	40.92	949.15	2.18	4	1
52	47.25	47.20	37.76	948.72	2.18	1	1
61	47.25	47.20	37.76	840.16	1.93	1	1
63	47.25	47.20	37.76	660.80	1.52	1	1
64	47.25	47.20	37.76	651.36	1.50	1	1
66	46.31	46.26	37.75	899.90	2.07	2	1
68	47.25	47.20	37.76	774.08	1.78	1	1
69	47.25	47.20	37.76	661.74	1.52	2	1
72	53.39	53.34	42.67	972.40	2.24	2	1
74	51.66	51.63	44.76	863.25	1.99	1	1
77	47.25	47.20	37.76	981.76	2.26	1	1
	49.15	49.10	39.92	792.62	1.82	29	19

Valores promedios de las unidades dosimétricas obtenidas por la consola del Tomógrafo del HNAAA en varones (29 – 77) años; donde el total es un promedio de edades para la obtención de un dato y el indica la cantidad de edades promediadas de varones que fueron sometidas a exámenes cerebral.

5.2.3 Diferencias De Promedios De Unidades Dosimétricas En La Región Cerebral

Entre Varones y Mujeres (29-77) \bar{a}

Tabla 10

Diferencias de promedios entre V-M¹⁸ (29-77) \bar{a}

DIFERENCIAS DE LOS (CTDI ₁₀₀ ,CTDI _{vol} ,CTDI _w ,DLP,E) ENTRE VARONES Y MUJERES (29-77)				
CTDI ₁₀₀ (mGy)	CTDI _{vol} (mGy)	CTDI _w (mGy)	DLP (mGy.cm)	E (mSv)
0.41	0.42	0.76	70.43	0.16

Los valores obtenidos separados se diferenciaron con el propósito de poder ver cuánto obtuvieron de Dosis Efectiva E de más tanto varones como mujeres y además observar si cada órgano estudiado afecta el volumen de la persona ya que si lo es; quiere decir que en un examen de tórax por tener más volumen en las mamas la mujer será más el Índice de Dosis en Volumen ($CTDI_{VOL}$) para mujeres que para varones, pero eso se corroborará con respecto a los datos obtenidos del Tomógrafo del Hospital Nacional Almanzor Aguinaga Asenjo.

Ya que los resultados nos dice que en la región cerebral los valores de las unidades de ($CTDI_{100}$; $CTDI_{VOL}$; $CTDI_w$; DLP ; E) son mayores los resultados en varones que en mujeres por lo cual los resultados están en la tabla 10.

¹⁸ V-M: varones – mujeres.

5.2.4 Resultado De Promedio General De Las Unidades Dosimétricas En La Región Cerebral Entre Varones y Mujeres (29-77) \bar{a}

Tabla 11

Valores del promedio general de la región cerebral entre V-M¹⁹ (29-77) \bar{a}

Promedio General ($CTDI_{100}$, $CTDI_{VOL}$, $CTDI_W$, DLP , E) Región Cerebral				
$CTDI_{100}$ (mGy)	$CTDI_{VOL}$ (mGy)	$CTDI_W$ (mGy)	DLP (mGy.cm)	E (mSv)
49.10	49.05	39.64	762.14	1.75

El ($CTDI_{100}$; $CTDI_{VOL}$; $CTDI_W$; DLP) están dentro de la Dosis Efectiva E por lo cual nos enfocaremos a ser pruebas con la Dosis Efectiva E ; estos resultados conllevarán a comparar los datos obtenidos de la consola del Tomógrafo con los resultados sometidos a pruebas estadísticas y poder ver si los resultados obtenidos están dentro del rango de Referencia Internacionales, ya que las pruebas estadísticas del IC²⁰ al 95% nos dice que: “si están dentro del rango de referencia se dice que corroborará a un 95% de certeza y si no lo está corroborará a un 5% de error” [31]
[32]

¹⁹ V-M: varones – mujeres.

²⁰ IC: Intervalo de Confianza.

Se utilizará la ecuación:

$$IC(1 - \alpha) = \bar{X} \pm Z_{\alpha} \frac{\sigma}{\sqrt{n}}$$

\bar{X} es el promedio general (E^{21}) = 1.75 mSv

Z_{α} es el valor crítico del intervalo de confianza $\equiv 1.96$

σ es la desviación estándar = 0.29

n es el número de muestra = 58

Tabla 12

Valores de las pruebas estadísticas del IC²²

Intervalo de confianza del 95% de la Región Cerebral
[1.68 – 1.83]

El valor promedio de la dosis efectiva E obtenida en los resultados para la región cerebral es de **1.75 mSv**, la cual sometidos a pruebas estadísticas del IC nos arroja resultados que está entre (1.68 - 1.83) mSv como se muestra en la tabla 12. Ya que la Referencia Internacional de Dosis Efectiva E para la región cerebral es de 2 - 4 mSv. Esto indica que los pacientes están recibiendo una Dosis Efectiva E inferior a los de referencia pero no muy lejanos a los valores establecidos internacionalmente; lo cual los pacientes atendidos en el HNAAA no corren ningún riesgo de sobreexposición de Dosis.

²¹ E: Dosis Efectiva promediado en la región cerebral

²² IC: intervalo de confianza

5.3.- DATA DE LA CONSOLA DEL TOMÓGRAFO EN LA REGIÓN ABDOMINAL

Tabla 13

Datos de la región abdominal.

ABDOMINAL							
EDAD	N	T (mm)	PITCH	L (cm)	Kv	mAs(ef.)	SEXO
29	164	2	1.42	41.50	130	125	V
	128	2	1.41	40.60	130	133	M
	150	2	1.38	40.30	130	133	M
30	174	2	1.42	41.00	130	125	M
34	150	2	1.39	42.62	130	132	M
36	181	2	1.47	42.97	130	126	V
37	160	2	1.38	40.10	130	126	M
38	156	2	1.375	42.15	130	127	V
39	153	2	1.47	42.52	130	133	V
43	148	2	1.39	40.98	130	132	M
44	145	2	1.1	41.32	130	129	M
	164	2	1.42	41.30	130	125	M
45	150	2	1.42	40.23	130	125	M
48	144	2	1.42	40.92	130	125	M
49	159	2	1.47	40.10	130	127	M
51	164	2	1.42	42.65	130	125	V
	125	2	1.48	40.20	130	126	M
	125	2	1.39	40.23	130	136	M
52	142	2	1.41	40.20	130	133	M
	156	2	1.4	41.10	130	125	M
53	165	2	1.47	41.22	130	126	M
	165	2	1.47	41.25	130	126	M
54	147	2	1.15	41.21	130	133	V
	147	2	1.15	42.26	130	131	V
	136	2	1.09	44.10	130	134	V
	137	2	1.148	43.12	130	133	V
55	158	2	1.42	42.31	130	125	V
56	148	2	1.39	41.20	130	130	M
57	160	2	1.42	44.20	130	125	V
58	145	2	1.41	42.80	130	125	M
60	177	2	1.46	40.70	130	126	M
61	162	2	1.22	43.80	130	148	V
	164	2	1.22	43.74	130	148	V
	164	2	1.25	41.24	130	141	M
	154	2	1.42	43.10	130	125	M
62	145	2	1.4	42.40	130	127	V
	146	2	1.39	41.20	130	132	V
	147	2	1.39	42.30	130	132	V
	146	2	1.42	43.80	130	125	M

...

ABDOMINAL							
EDAD	N	T (mm)	PITCH	L (cm)	Kv	mAs(ef.)	SEXO
63	128	2	1.36	40.20	130	126	V
	147	2	1.46	42.96	130	137	V
66	144	2	1.37	43.12	130	134	V
	146	2	1.55	39.80	130	128	M
	158	2	1.42	41.55	130	125	V
	160	2	1.42	41.55	130	125	V
68	141	2	1.42	41.53	130	125	M
	157	2	1.46	43.25	130	127	V
69	161	2	1.42	45.10	130	125	V
	158	2	1.42	42.25	130	125	V
	184	2	1.42	43.62	130	125	M
70	148	2	1.4	42.89	130	133	V
71	147	2	1.46	39.95	130	127	M
	147	2	1.46	39.95	130	127	M
72	154	2	1.148	39.89	130	135	M
	154	2	1.42	40.60	130	125	V
	152	2	1.3	42.16	130	129	V
	153	2	1.2	39.89	130	129	M
73	157	2	1.15	43.23	130	133	M
	149	2	1.15	42.25	130	133	M
	160	2	1.42	42.37	130	128	V
	147	2	1.23	40.10	130	126	M
	142	2	1	40.13	130	129	M
74	144	2	1.42	42.30	130	125	V
	166	2	1.42	43.33	130	125	V
	156	2	1.38	38.40	130	106	M
	166	2	1.42	41.23	130	125	M
75	166	2	1.42	42.84	130	125	M
	146	2	1.42	40.98	130	125	V
	157	2	1.42	40.87	130	125	V
	174	2	1.49	42.33	130	128	V
	151	2	1.44	41.72	130	124	V
76	148	2	1.42	41.23	130	125	V
	148	2	1.42	43.21	130	125	V
77	156	2	1.39	43.73	130	132	V
	156	2	1.38	42.38	130	133	V
	154	2	1.37	41.96	130	134	V
	174	2	1.42	41.27	130	125	V

EDAD= años; N=número de cortes; T= espesor del corte(z); PITCH=relación entre el movimiento de la camilla y anchura de RX; L=longitud escaneada a lo largo del eje (z); Kv= kilovolts; mAs efectivo; SEXO=mujeres(M), varones(V).

5.3.1 Valor Establecido Para Determinar La Dosis Efectiva En El Abdomen

Valor establecido de la Dosis Efectiva normalizada por Organismos Internacionales como muestra la tabla 14 para la determinación de la Dosis Efectiva (E).

Tabla 14

*Valor de dosis efectiva normalizada según la región*²³

Dosis efectiva normalizada $E_{DLP} [mSv. mGy^{-1}. cm^{-1}]$	0,015
--	-------

Fuente: (Dirección General de Medio Ambiente (Comisión Europea), 1999)^[27]

5.3.2 Valor Establecido Por El Programa ImPACT CT versión 1.0.4 para determinar el $CTDI_{100}$ Abdominal

El $CTDI_{100}$ se mide colocando cámaras de ionización en forma de lápiz de 100 mm de longitud en el centro y la periferia de los maniqués, donde en el programa teniendo su propio maniquí nos dan el valor normalizado del " $nCTDI_w$ ", lo cual se tomará como referencia el valor que nos arroja el programa junto con el mAs ($ef.$) para la obtención del $CTDI_{100}$ según cada región del cuerpo en este caso comprende la región del cuerpo, cuyo valor se muestra en la tabla 15.

Tabla 15

Valor del $nCTDI_w$ en el programa ImPACT CT versión 1.0.4

$nCTDI_w (mGy/100mAs)$	9.3
------------------------	-----

Fuente: (<http://www.impactscan.org/ctdosimetry.htm>)

²³ Bibliografía [27]

ImPACT CT Versión 1.0.4 27/05/2011²⁴

ImPACT CT Patient Dosimetry Calculator			
Version 1.0.4 27/05/2011			
Scanner Model:			
Manufacturer:	Siemens	▼	
Scanner:	Siemens Emotion 6	▼	
kV:	130	▼	
Scan Region:	Body	▼	
Data Set	MCSET19	Update Data Set	
Current Data	MCSET00		
Scan range			
Start Position	0	cm	Get From Phantom Diagram
End Position	43.74	cm	
Organ weighting scheme		ICRP 60 ▼	
Acquisition Parameters:			
Tube current	225.25	mA	
Rotation time	0.8	s	
Spiral pitch	1.22		
mAs / Rotation	180.2	mAs	
Effective mAs	147.7049	mAs	
Collimation	10	mm	
Rel. CTDI	Look up 1.00	at selected collimation	
CTDI (air)	Look up 26.6	mGy/100mAs	
CTDI (soft tissue)	28.5	mGy/100mAs	
n CTDI _w	Look up 9.3	mGy/100mAs	
CTDI _w	16.8	mGy	
CTDI _{vol}	13.8	mGy	
DLP	603	mGy.cm	

²⁴ <http://www.impactscan.org/ctdosimetry.htm>

5.4.- RESULTADO DE LAS DIFERENTES UNIDADES DOSIMÉTRICAS DE LA REGIÓN ABDOMINAL

Tabla 16

Valores de las diferentes unidades dosimétricas $CTDI_{100}$, $CTDI_w$, DLP , E (abdominal)

ABDOMINAL					
EDAD	$CTDI_{100}$ (mGy)	$CTDI_{vol}$ (mGy)	$CTDI_w$ (mGy)	DLP (mGy.cm)	E (mSv)
29	11.58	11.60	16.47	481.40	7.22
	12.35	12.40	17.48	503.44	7.55
	12.37	12.43	17.15	500.93	7.51
30	11.58	11.60	16.47	475.60	7.13
34	12.28	12.32	17.12	525.08	7.88
36	11.72	11.80	17.35	507.05	7.61
37	11.72	11.86	16.37	475.59	7.13
38	11.84	11.90	16.36	501.59	7.52
39	12.41	12.48	18.35	530.65	7.96
43	12.28	12.32	17.12	504.87	7.57
44	12.02	12.10	13.31	499.97	7.50
	11.58	11.60	16.47	479.08	7.19
45	11.58	11.60	16.47	466.67	7.00
48	11.58	11.60	16.47	474.67	7.12
49	11.84	11.91	17.51	477.59	7.16
51	11.58	11.60	16.47	494.74	7.42
	11.76	11.80	17.46	474.36	7.12
	12.65	12.70	17.65	510.92	7.66
52	12.35	12.42	17.51	499.28	7.49
	11.58	11.60	16.24	476.76	7.15
53	11.72	11.80	17.35	486.40	7.30
	11.72	11.80	17.35	486.75	7.30
54	12.37	12.40	14.26	511.00	7.67
	12.23	12.30	14.15	519.80	7.80
	12.47	12.54	13.67	553.01	8.30
	12.39	12.47	14.32	537.71	8.07
55	11.58	11.60	16.47	490.80	7.36
56	12.06	12.14	16.87	500.17	7.50
57	11.58	11.60	16.47	512.72	7.69
58	11.64	11.70	16.50	500.76	7.51
60	11.70	11.75	17.16	478.23	7.17
61	13.74	13.81	16.85	604.88	9.07
	13.74	13.80	16.84	603.61	9.05
	13.09	13.15	16.44	542.31	8.13
	11.58	11.60	16.47	499.96	7.50
62	11.84	11.90	16.66	504.56	7.57
	12.28	12.30	17.10	506.76	7.60
	12.28	12.30	17.10	520.29	7.80
	11.58	11.60	16.47	508.08	7.62

...

ABDOMINAL					
EDAD	CTDI ₁₀₀ (mGy)	CTDI _{vol} (mGy)	CTDI _w (mGy)	DLP (mGy.cm)	E (mSv)
63	11.69	11.70	15.91	470.34	7.06
	12.71	12.00	17.52	515.52	7.73
66	12.42	12.50	17.13	539.00	8.09
	11.90	11.94	18.51	475.21	7.13
	11.58	11.60	16.47	481.98	7.23
	11.58	11.60	16.47	481.98	7.23
68	11.58	11.60	16.47	481.75	7.23
	11.82	11.90	17.37	514.68	7.72
69	11.58	11.60	16.47	523.16	7.85
	11.58	11.60	16.47	490.10	7.35
	11.58	11.60	16.47	505.99	7.59
70	12.33	12.40	17.36	531.84	7.98
71	11.82	11.88	17.34	474.61	7.12
	11.82	11.88	17.34	474.61	7.12
72	12.54	12.62	14.49	503.41	7.55
	11.58	11.60	16.47	470.96	7.06
	12.02	12.08	15.70	509.29	7.64
	12.03	12.08	14.50	481.87	7.23
73	12.37	12.40	14.26	536.05	8.04
	12.37	12.40	14.26	523.90	7.86
	11.95	12.00	17.04	508.44	7.63
	11.73	11.80	14.51	473.18	7.10
	11.98	12.00	12.00	481.56	7.22
74	11.58	11.60	16.47	490.68	7.36
	11.58	11.60	16.47	502.63	7.54
	9.85	9.86	13.61	378.62	5.68
	11.58	11.60	16.47	478.27	7.17
75	11.58	11.60	16.47	496.94	7.45
	11.58	11.60	16.47	475.37	7.13
	11.58	11.60	16.47	474.09	7.11
	11.92	12.00	17.88	507.96	7.62
	11.57	11.61	16.72	484.37	7.27
76	11.58	11.60	16.47	478.27	7.17
	11.58	11.60	16.47	501.24	7.52
77	12.26	12.31	17.11	538.32	8.07
	12.35	12.41	17.13	525.94	7.89
	12.44	12.51	17.14	524.92	7.87
	11.58	11.60	16.47	478.73	7.18

EDAD= años; CTDI₁₀₀= Índice de Dosis en TC con un índice de referencia 100mm (mGy);
 CTDI_{vol}= Índice de Dosis por Volumen en TC (mGy); CTDI_w= Índice de Dosis Ponderado
 en TC (mGy); DLP= Producto Dosis – Longitud (mGy.cm); E= Dosis efectiva (mSv)

5.4.1 Promedio De Unidades Dosimétricas En La Región Abdominal Para Mujeres

(29-77) \bar{a}

Tabla 17

Promedio abdominal para mujeres (29-77) \bar{a} ²⁵

PROMEDIO DE (CTDI ₁₀₀ ,CTDI _{vol} ,CTDI _w ,DLP,E)DE LA REGION ABDOMINAL SEXO (MUJERES) - EDAD(29-77)							
EDAD	CTDI ₁₀₀ (mGy)	CTDI _{vol} (mGy)	CTDI _w (mGy)	DLP (mGy.cm)	E (mSv)	# DE MUJERES	TOTAL
29	12.36	12.42	17.32	502.18	7.53	2	1
30	11.58	11.60	16.47	475.60	7.13	1	1
34	12.28	12.32	17.12	525.08	7.88	1	1
37	11.72	11.86	16.37	475.59	7.13	1	1
43	12.28	12.32	17.12	504.87	7.57	1	1
44	11.80	11.85	14.89	489.53	7.34	2	1
45	11.58	11.60	16.47	466.67	7.00	1	1
48	11.58	11.60	16.47	474.67	7.12	1	1
49	11.84	11.91	17.51	477.59	7.16	1	1
51	12.20	12.25	17.56	492.64	7.39	2	1
52	11.96	12.01	16.88	488.02	7.32	2	1
53	11.72	11.80	17.35	486.57	7.30	2	1
56	12.06	12.14	16.87	500.17	7.50	1	1
58	11.64	11.70	16.50	500.76	7.51	1	1
60	11.70	11.75	17.16	478.23	7.17	1	1
61	12.34	12.38	16.45	521.13	7.82	2	1
62	11.58	11.60	16.47	508.08	7.62	1	1
66	11.90	11.94	18.51	475.21	7.13	1	1
68	11.58	11.60	16.47	481.75	7.23	1	1
69	11.58	11.60	16.47	505.99	7.59	1	1
71	11.82	11.88	17.34	474.61	7.12	2	1
72	12.28	12.35	14.49	492.64	7.39	2	1
73	12.11	12.15	13.76	503.67	7.56	4	1
74	10.72	10.73	15.04	428.45	6.43	2	1
75	11.58	11.60	16.47	496.94	7.45	1	1
	11.83	11.88	16.54	489.07	7.34	37	25

Valores promedios de las unidades dosimétricas obtenidas por la consola del Tomógrafo del HNAAA en mujeres (29 – 77) años; donde el total es un promedio de edades para la obtención de un dato y el indica la cantidad de edades promediadas de mujeres que fueron sometidas a exámenes abdominales.

²⁵ \bar{a} : años.

5.4.2 Promedio De Unidades Dosimétricas En La Región Abdominal Para Varones

(29-77) \bar{a}

Tabla 18

Promedio abdominal para varones (29-77) \bar{a}

PROMEDIO DE (CTDI ₁₀₀ ,CTDI _{vol} ,CTDI _w ,DLP,E) DE LA REGION ABDOMINAL SEXO (VARONES) - EDAD(29-77)							
EDAD	CTDI ₁₀₀ (mGy)	CTDI _{vol} (mGy)	CTDI _w (mGy)	DLP (mGy.cm)	E (mSv)	# DE VARONES	TOTAL
29	11.58	11.60	16.47	481.40	7.22	1	1
36	11.72	11.80	17.35	507.05	7.61	1	1
38	11.84	11.90	16.36	501.59	7.52	1	1
39	12.41	12.48	18.35	530.65	7.96	1	1
51	11.58	11.60	16.47	494.74	7.42	1	1
54	12.37	12.43	14.10	530.38	7.96	4	1
55	11.58	11.60	16.47	490.80	7.36	1	1
57	11.58	11.60	16.47	512.72	7.69	1	1
61	13.74	13.81	16.84	604.25	9.06	2	1
62	12.14	12.17	16.95	510.54	7.66	3	1
63	12.20	11.85	16.72	492.93	7.39	2	1
66	11.86	11.90	16.69	500.99	7.51	3	1
68	11.82	11.90	17.37	514.68	7.72	1	1
69	11.58	11.60	16.47	506.63	7.60	2	1
70	12.33	12.40	17.36	531.84	7.98	1	1
72	11.80	11.84	16.09	490.13	7.35	2	1
73	11.95	12.00	17.04	508.44	7.63	1	1
74	11.58	11.60	16.47	496.65	7.45	2	1
75	11.66	11.17	16.89	485.45	7.28	4	1
76	11.58	11.60	16.47	489.75	7.35	2	1
77	12.15	12.21	16.96	516.98	7.75	4	1
	11.95	11.95	16.68	509.45	7.64	40	21

Valores promedios de las unidades dosimétricas obtenidas por la consola del Tomógrafo del HNAAA en varones (29 – 77) años; donde el total es un promedio de edades para la obtención de un dato y el 21 indica la cantidad de edades promediadas de varones que fueron sometidas a exámenes abdominales.

5.4.3 Diferencias De Promedios De Unidades Dosimétricas En La Región Abdominal Entre Varones y Mujeres (29-77) \bar{a}

Tabla 19

Diferencias de promedios entre V-M²⁶ (29-77) \bar{a}

DIFERENCIAS DE LOS (CTDI ₁₀₀ ,CTDI _{vol} ,CTDI _w ,DLP,E) ENTRE VARONES Y MUJERES (29-77)				
CTDI ₁₀₀ (mGy)	CTDI _{vol} (mGy)	CTDI _w (mGy)	DLP (mGy.cm)	E (mSv)
0.12	0.08	0.14	20.39	0.31

Los resultados nos dice que en la región abdominal los valores de (CTDI₁₀₀; CTDI_{vol}; CTDI_w; DLP; E) son mayores los resultados en varones que en mujeres por lo cual los resultados están en la tabla 19.

5.4.4 Resultados De Promedio General De Las Unidades Dosimétricas En La Región Abdominal Entre Varones y Mujeres (29-77) \bar{a}

Tabla 20

Valores del promedio general de la región abdominal entre V-M (29-77) \bar{a}

Promedio General (CTDI ₁₀₀ ,CTDI _{vol} ,CTDI _w ,DLP,E) Región Abdominal				
CTDI ₁₀₀ (mGy)	CTDI _{vol} (mGy)	CTDI _w (mGy)	DLP (mGy.cm)	E (mSv)
11.94	11.98	16.40	500.18	7.50

El (CTDI₁₀₀; CTDI_{vol}; CTDI_w; DLP) están dentro de la Dosis Efectiva E por lo cual nos enfocaremos a ser pruebas con la Dosis Efectiva E para poder comparar los datos obtenidos de la consola del Tomógrafo con los resultados de las pruebas

²⁶ V-M: varones – mujeres.

estadísticas del IC al 95% y poder corroborar si están dentro del rango de Referencia Internacionales, Utilizando la ecuación:

$$IC(1 - \alpha) = \bar{X} \pm Z_{\alpha} \frac{\sigma}{\sqrt{n}}$$

\bar{X} es el promedio general (E^{27}) = 7.50 mSv

Z_{α} es el valor crítico del intervalo de confianza $\equiv 1.96$

σ es la desviación estándar = 0.45

n es el número de muestra = 77

Tabla 21

Valores de las pruebas estadísticas del IC²⁸

Intervalo de confianza del 95% de la Región Abdominal
[7.40 – 7.60]

El valor promedio de la dosis efectiva E obtenida en los resultados para la región abdominal es de **7.50 mSv**, la cual sometiéndolos a pruebas estadísticas del IC nos arroja resultados que está entre (7.40 – 7.60) mSv como se muestra en la tabla 21. Ya que la Referencia Internacional de Dosis Efectiva E para la región abdominal es de 8-11 mSv. Esto indica que los pacientes están recibiendo una Dosis Efectiva E inferior a los de referencia pero no muy lejanos a los valores establecidos internacionalmente; lo cual los pacientes atendidos en el HNAAA no corren ningún riesgo de sobreexposición de Dosis.

²⁷ E: Dosis Efectiva promediado en la región abdominal

²⁸ IC: intervalo de confianza

5.5.- DATA DE LA CONSOLA DEL TOMÓGRAFO EN LA REGIÓN TORÁCICA.

Tabla 22

Datos de la región torácica

TORAX							
EDAD	N	T (mm)	PITCH	L (cm)	Kv	mAs(ef.)	SEXO
29	132	2	0.987	26.08	130	97	M
30	214	2	1.44	42.50	130	85	V
35	474	1	1.24	48.30	130	99	M
42	156	2	1.44	31.00	130	85	M
43	168	2	1.44	33.30	130	85	M
47	156	2	1.44	31.00	130	85	M
48	160	2	0.987	32.05	130	97	V
	190	2	1.44	37.70	130	85	V
49	120	3	0.88	35.85	130	99	M
	80	2	0.816	35.85	130	104	M
54	188	2	1.44	37.55	130	85	V
55	240	2	1.44	33.15	130	85	V
58	124	2	1.44	24.45	130	85	M
	125	2	1.44	24.45	130	85	V
59	154	2	1.44	25.75	130	85	M
	172	2	1.44	34.35	130	85	M
60	146	2	1.44	29.15	130	85	M
61	454	2	0.81	30.65	130	59	M
62	172	2	1.44	34.20	130	85	M
	182	2	1.44	34.45	130	85	M
	164	2	1.44	31.15	130	85	V
64	144	2	1.44	28.60	130	85	V
65	152	2	1.44	28.20	130	85	M
	160	2	1.44	31.90	130	85	M
67	153	2	0.81	30.10	130	49	M
	112	3	0.87	33.25	130	47	M
	79	2	0.82	35.45	130	49	M
	178	2	1.44	35.40	130	85	M

...

TORAX							
EDAD	N	T (mm)	PITCH	L (cm)	Kv	mAs(ef.)	SEXO
68	145	2	0.81	28.90	130	70	M
	164	2	0.82	32.40	130	63	M
	154	2	1.44	30.80	130	85	V
69	184	2	1.44	33.00	130	85	V
	168	2	1.43	33.35	130	67	V
	138	2	1.4	27.25	130	53	M
	138	2	1.4	28.25	130	53	M
70	144	2	0.987	28.53	130	97	M
	264	1	1.24	26.51	130	99	M
71	140	2	0.987	28.10	130	97	M
	150	2	1.07	28.10	130	97	M
	140	2	0.987	27.38	130	97	V
74	150	2	1.44	29.85	130	85	M
76	173	2	0.82	34.50	130	34	V
	148	1	1.27	29.24	130	113	V
77	160	2	1.44	32.10	130	85	V
	170	2	0.8	33.70	130	50	V

EDAD= años; N=número de cortes; T= espesor del corte(z); PITCH=relación entre el movimiento de la camilla y anchura de RX; L=longitud escaneada a lo largo del eje (z); Kv= kilovolts; mAs efectivo; SEXO=mujeres(M), varones(V).

5.5.1 Valor Establecido Para Determinar La Dosis Efectiva En El Tórax

Valor establecido de la Dosis Efectiva normalizada por Organismos Internacionales como muestra la tabla 23 para la determinación de la Dosis Efectiva (E).

Tabla 23

Valor de dosis efectiva normalizada según la región²⁹

Dosis efectiva normalizada $E_{DLP}[mSv \cdot mGy^{-1} \cdot cm^{-1}]$	0,017
---	-------

Fuente: (Dirección General de Medio Ambiente (Comisión Europea), 1999)^[27]

²⁹ Bibliografía [27]

5.5.2 Valor Establecido Por El Programa ImPACT CT versión 1.0.4 Para determinar el $CTDI_{100}$ Torácico

El $CTDI_{100}$ se mide colocando cámaras de ionización en forma de lápiz de 100 mm de longitud en el centro y la periferia de los maniquíes, donde en el programa teniendo su propio maniquí nos dan el valor normalizado del " $nCTDI_w$ ", lo cual se tomará como referencia el valor que nos arroja el programa junto con el mAs (*ef.*) para la obtención del $CTDI_{100}$ según cada región del cuerpo en este caso comprende la región del cuerpo, cuyo valor se muestra en la tabla 24.

Tabla 24

Valor del $nCTDI_w$ en el programa ImPACT CT versión 1.0.4

$nCTDI_w$ (mGy/100mAs)	9.3
------------------------	-----

Fuente:(<http://www.impactscan.org/ctdosimetry.htm>)

ImPACT CT Versión 1.0.4 27/05/2011³⁰

ImPACT CT Patient Dosimetry Calculator			
Version 1.0.4 27/05/2011			
Scanner Model:			
Manufacturer:	Siemens		
Scanner:	Siemens Emotion 6		
kV:	130		
Scan Region:	Body		
Data Set	MCSET19	Update Data Set	
Current Data	MCSET00		
Scan range			
Start Position	0	cm	Get From Phantom Diagram
End Position	29.15	cm	
Organ weighting scheme		ICRP 60	
Acquisition Parameters:			
Tube current	153.125	mA	
Rotation time	0.8	s	
Spiral pitch	1.44		
mAs / Rotation	122.5	mAs	
Effective mAs	85.06944	mAs	
Collimation	10	mm	
Rel. CTDI	Look up 1.00	at selected collimation	
CTDI (air)	Look up 26.6	mGy/100mAs	
CTDI (soft tissue)	28.5	mGy/100mAs	
$nCTDI_w$	Look up 9.3	mGy/100mAs	
$CTDI_w$	11.4	mGy	
$CTDI_{vol}$	7.9	mGy	
DLP	231	mGy.cm	

³⁰ <http://www.impactscan.org/ctdosimetry.htm>

5.6.- RESULTADO DE LAS DIFERENTES UNIDADES DOSIMÉTRICAS DE LA REGIÓN TORÁCICA

Tabla 25

Valores de las diferentes unidades dosimétricas $CTDI_{100}$, $CTDI_w$, DLP , E (torácica)

TORAX					
EDAD	$CTDI_{100}$ (mGy)	$CTDI_{vol}$ (mGy)	$CTDI_w$ (mGy)	DLP (mGy.cm)	E (mSv)
29	9.05	9.12	9.00	237.85	4.04
30	7.91	7.97	11.48	338.73	5.76
35	9.19	9.23	11.45	445.81	7.58
42	7.91	7.97	11.48	247.07	4.20
43	7.91	7.97	11.48	265.40	4.51
47	7.91	7.97	11.48	247.07	4.20
48	9.05	9.12	9.00	292.30	4.97
	7.91	7.97	11.48	300.47	5.11
49	9.19	9.24	8.13	331.25	5.63
	9.69	9.76	7.96	349.90	5.95
54	7.91	7.97	11.48	299.27	5.09
55	7.91	7.97	11.48	264.21	4.49
58	7.91	7.97	11.48	194.87	3.31
	7.91	7.97	11.48	194.87	3.31
59	7.91	7.97	11.48	205.23	3.49
	7.91	7.97	11.48	273.77	4.65
60	7.91	7.97	11.48	232.33	3.95
61	5.51	5.56	4.50	170.41	2.90
62	7.91	7.97	11.48	272.57	4.63
	7.91	7.97	11.48	274.57	4.67
	7.91	7.97	11.48	248.27	4.22
64	7.91	7.97	11.48	227.94	3.88
65	7.91	7.97	11.48	224.75	3.82
	7.91	7.97	11.48	254.24	4.32
67	4.59	4.65	3.77	139.97	2.38
	4.38	4.41	3.84	146.63	2.49
	4.54	4.56	3.74	161.65	2.75
	7.91	7.97	11.48	282.14	4.80

...

TORAX					
EDAD	CTDI ₁₀₀ (mGy)	CTDI _{vol} (mGy)	CTDI _w (mGy)	DLP (mGy.cm)	E (mSv)
68	6.54	6.57	5.32	189.87	3.23
	5.90	5.93	4.86	192.13	3.27
	7.91	7.97	11.48	245.48	4.17
69	7.91	7.97	11.48	263.01	4.47
	6.26	6.31	9.02	210.44	3.58
	4.96	5.00	7.00	136.25	2.32
	4.96	5.00	7.00	141.25	2.40
70	9.05	9.12	9.00	260.19	4.42
	9.19	9.23	11.45	244.69	4.16
71	9.05	9.12	9.00	256.27	4.36
	9.04	9.12	9.76	256.27	4.36
	9.05	9.12	9.00	249.71	4.24
74	7.91	7.97	11.48	237.90	4.04
76	3.18	3.19	2.62	110.06	1.87
	10.54	10.56	13.41	308.77	5.25
77	7.91	7.97	11.48	255.84	4.35
	4.65	4.65	3.72	156.71	2.66

EDAD= años; CTDI₁₀₀= Índice de Dosis en TC con un índice de referencia 100mm (mGy);
 CTDI_{vol}= Índice de Dosis por Volumen en TC (mGy); CTDI_w= Índice de Dosis Ponderado
 en TC (mGy); DLP= Producto Dosis – Longitud (mGy.cm); E= Dosis efectiva (mSv)

5.6.1 Promedio De Unidades Dosimétricas En La Región Torácica Para Mujeres

(29-77) \bar{a}

Tabla 26

Promedio torácico para mujeres (29-77) \bar{a} ³¹

PROMEDIO DE (CTDI ₁₀₀ ,CTDIvol,CTDIw,DLP,E)DE LA REGION TORACICA SEXO (MUJERES) - EDAD(29-77)							
EDAD	CTDI ₁₀₀ (mGy)	CTDIvol (mGy)	CTDIw (mGy)	DLP (mGy.cm)	E (mSv)	# DE MUJERES	TOTAL
29	9.05	9.12	9.00	237.85	4.04	1	1
35	9.19	9.23	11.45	445.81	7.58	1	1
42	7.91	7.97	11.48	247.07	4.20	1	1
43	7.91	7.97	11.48	265.40	4.51	1	1
47	7.91	11.48	11.48	247.07	4.20	1	1
49	9.44	9.50	8.05	340.58	5.79	2	1
58	7.91	7.97	11.48	194.87	3.31	1	1
59	7.91	7.97	11.48	239.50	4.07	2	1
60	7.91	7.97	11.48	232.33	3.95	1	1
61	5.51	5.56	4.50	170.41	2.90	1	1
62	7.91	7.97	11.48	273.57	4.65	2	1
65	7.91	7.97	11.48	239.50	4.07	2	1
67	5.36	5.40	5.70	182.60	3.10	4	1
68	6.22	6.25	5.09	191.00	3.25	2	1
69	4.96	5.00	7.00	138.75	2.36	2	1
70	9.12	9.18	10.22	252.44	4.29	2	1
71	9.04	9.12	9.38	256.27	4.36	2	1
74	7.91	7.97	11.48	237.90	4.04	1	1
	7.73	7.98	9.65	244.05	4.15	29	18

Valores promedios de las unidades dosimétricas obtenidas por la consola del Tomógrafo del HNAAA en mujeres (29 – 77) años; donde el total es un promedio de edades para la obtención de un dato y el 18 indica la cantidad de edades promediadas de mujeres que fueron sometidas a exámenes torácicos.

³¹ \bar{a} : años.

5.6.2 Promedio De Unidades Dosimétricas En La Región Torácica Para Varones

(29-77) \bar{a}

Tabla 27

Promedio torácico para varones (29-77) \bar{a}

PROMEDIO DE (CTDI ₁₀₀ ,CTDIvol,CTDIw,DLP,E) DE LA REGION TORACICA SEXO (VARONES) - EDAD(29-77)							
EDAD	CTDI ₁₀₀ (mGy)	CTDIvol (mGy)	CTDIw (mGy)	DLP (mGy.cm)	E (mSv)	# DE VARONES	TOTAL
30	7.91	7.97	11.48	338.73	5.76	1	1
48	8.48	8.55	10.24	296.38	5.04	2	1
54	7.91	7.97	11.48	299.27	5.09	1	1
55	7.91	7.97	11.48	264.21	4.49	1	1
58	7.91	7.97	11.48	194.87	3.31	1	1
62	7.91	7.97	11.48	248.27	4.22	1	1
64	7.91	7.97	11.48	227.94	3.88	1	1
68	7.91	7.97	11.48	245.48	4.17	1	1
69	7.09	7.14	10.25	236.72	4.02	2	1
71	9.05	9.12	9.00	249.71	4.24	1	1
76	6.86	6.88	8.01	209.41	3.56	2	1
77	6.28	6.31	7.60	206.27	3.51	2	1
	7.76	7.82	10.45	251.44	4.27	16	12

Valores promedios de las unidades dosimétricas obtenidas por la consola del Tomógrafo del HNAAA en varones (29 – 77) años; donde el total es un promedio de edades para la obtención de un dato y el indica la cantidad de edades promediadas de varones que fueron sometidas a exámenes torácicos.

5.6.3 Diferencias De Promedios De Unidades Dosimétricas En La Región Torácica

Entre Varones y Mujeres (29-77) \bar{a}

Tabla 28

Diferencias de promedios entre V-M³² (29-77) \bar{a}

DIFERENCIAS DE LOS (CTDI ₁₀₀ ,CTDIvol,CTDIw,DLP,E) ENTRE VARONES Y MUJERES (29-77)				
CTDI ₁₀₀ (mGy)	CTDIvol (mGy)	CTDIw (mGy)	DLP (mGy.cm)	E (mSv)
0.03	-0.16	0.80	7.39	0.13

Los resultados nos dice que en la región torácica los valores de (CTDI₁₀₀; CTDI_w; DLP; E) son mayores los resultados en varones que en mujeres pero en el (CTDI_{vol}) nos da un resultado negativo ya que la diferencia es porque la mujer tiene más volumen en las mamas a diferencia del varón y por lo tanto se puede corroborar que tiene que ver mucho el volumen de la persona para poder enviar Dosis y poder tener una Tomografía de dicha región; es decir será más el Índice de Dosis en Volumen (CTDI_{vol}) para mujeres que para varones debido al mayor volumen del pecho, lo cual los resultados están en la tabla 28.

³² V-M: varones – mujeres.

5.6.4 Resultados De Promedio General De Las Unidades Dosimétricas En La Región Torácica Entre Varones y Mujeres (29-77) \bar{a}

Tabla 29

Valores del promedio general de la región torácica entre V-M³³ (29-77) \bar{a}

Promedio General ($CTDI_{100}$, $CTDI_{VOL}$, $CTDI_W$, DLP , E) Región Torácica				
$CTDI_{100}$ (mGy)	$CTDI_{VOL}$ (mGy)	$CTDI_W$ (mGy)	DLP (mGy.cm)	E (mSv)
7.54	7.60	9.48	240.85	4.09

El ($CTDI_{100}$; $CTDI_{VOL}$; $CTDI_W$; DLP) están dentro de la Dosis Efectiva E por lo cual nos enfocaremos a ser pruebas con la Dosis Efectiva E para poder comparar los datos obtenidos de la consola del Tomógrafo con los resultados de las pruebas estadísticas del IC al 95% y poder corroborar si están dentro del rango de Referencia Internacionales.

³³ V-M: varones – mujeres.

Utilizando la ecuación:

$$IC(1 - \alpha) = \bar{X} \pm Z_{\alpha} \frac{\sigma}{\sqrt{n}}$$

\bar{X} es el promedio general (E^{34}) = 4.09 mSv

Z_{α} es el valor crítico del intervalo de confianza $\equiv 1.96$

σ es la desviación estándar = 1.09

n es el número de muestra = 45

Tabla 30

Valores de las pruebas estadísticas del IC³⁵

Intervalo de confianza del 95% de la Región Torácica
[3.78 – 4.41]

El valor promedio de la dosis efectiva E obtenida en los resultados para la región torácica es de **4.09 mSv**, la cual sometidos a pruebas estadísticas del IC nos arroja resultados que está entre (3.78 – 4.41) mSv como se muestra en la tabla 30. Ya que la Referencia Internacional de Dosis Efectiva E para la región torácica es de 5 -7 mSv. Esto indica que los pacientes están recibiendo una Dosis Efectiva E inferior a los de referencia pero no muy lejanos a los valores establecidos internacionalmente; lo cual los pacientes atendidos en el HNAAA no corren ningún riesgo de sobreexposición de Dosis.

³⁴ E: Dosis Efectiva promediado en la región torácica

³⁵ IC: intervalo de confianza

5.7.- DATA DE LA CONSOLA DEL TOMÓGRAFO EN LA REGIÓN SENO PARANASAL

Tabla 31

Datos de la región de los senos paranasales

SENOS PARANASALES							
EDAD	N	T (mm)	PITCH	L (cm)	Kv	mAs(ef.)	SEXO
29	165	1	1.24	16.20	130	145	V
31	115	1	1.24	11.62	130	145	V
33	150	1	1.24	14.80	130	145	M
46	165	1	1.24	16.30	130	145	V
41	150	1	1.24	14.74	130	145	M
46	150	1	1.24	14.70	130	145	V
54	153	1	1.24	15.00	130	145	M
55	174	1	1.24	17.34	130	145	V

EDAD= años; N=número de cortes; T= espesor del corte(z); PITCH=relación entre el movimiento de la camilla y anchura de RX; L=longitud escaneada a lo largo del eje (z); Kv= kilovolts; mAs efectivo; SEXO=mujeres(M), varones(V).

5.7.1 Valor Promediado Para Determinar La Dosis Efectiva En Los Senos

Paranasales

Para hallar el valor de la Dosis Efectiva normalizada E_{DLP} en los senos paranasales tomaremos como aproximación de referencia el valor de la cabeza y cuello porque al ser el valor del fotón un escalar se puede obtener un valor promediado como muestra la tabla 32 para la determinación de la Dosis Efectiva (E).

Tabla 32

Valor promediado de dosis efectiva normalizada

Región	Dosis efectiva normalizada $E_{DLP}[mSv.mGy^{-1}.cm^{-1}]$	Valor promediado $E_{DLP}[mSv.mGy^{-1}.cm^{-1}]$
Cabeza	0.0023	0.00385
cuello	0.0054	

5.7.2 Valor Establecido Por El Programa ImPACT CT versión 1.0.4 Para Determinar El $CTDI_{100}$ En Los Senos Paranasales

El $CTDI_{100}$ se mide colocando cámaras de ionización en forma de lápiz de 100 mm de longitud en el centro y la periferia de los maniquíes, donde en el programa teniendo su propio maniquí nos dan el valor normalizado del " $nCTDI_w$ ", lo cual se tomará como referencia el valor que nos arroja el programa junto con el mAs (*ef.*) para la obtención del $CTDI_{100}$ según cada región del cuerpo en este caso comprende la región de la cabeza, cuyo valor se muestra en la tabla 33.

Tabla 33

Valor del $nCTDI_w$ en el programa ImPACT CT versión 1.0.4

$nCTDI_w$ (mGy/100mAs)	18.9
------------------------	------

Fuente:(<http://www.impactscan.org/ctdosimetry.htm>)

ImPACT CT Versión 1.0.4 27/05/2011³⁶

ImPACT CT Patient Dosimetry Calculator			
Version 1.0.4 27/05/2011			
Scanner Model:		Acquisition Parameters:	
Manufacturer:	Siemens	Tube current	180 mA
Scanner:	Siemens Emotion 6	Rotation time	1 s
kV:	130	Spiral pitch	1.24
Scan Region:	Head	mAs / Rotation	180 mAs
Data Set	MCSET22	Effective mAs	145.1613 mAs
Current Data	MCSET00	Collimation	10 mm
Scan range		Rel. CTDI	Look up 1.00 at selected collimation
Start Position	0 cm	CTDI (air)	Look up 26.6 mGy/100mAs
End Position	14.8 cm	CTDI (soft tissue)	28.5 mGy/100mAs
Organ weighting scheme		$nCTDI_w$	Look up 18.9 mGy/100mAs
ICRP 60		CTDI _w	34.0 mGy
		CTDI _{vol}	27.4 mGy
		DLP	405 mGy.cm

³⁶ <http://www.impactscan.org/ctdosimetry.htm>

5.8.- RESULTADOS DE LAS DIFERENTES UNIDADES DOSIMÉTRICAS DE LA REGIÓN SENO PARANASAL

Tabla 34

Valores de las diferentes unidades $CTDI_{100}$, $CTDI_w$, DLP , E (senos paranasales)

SENOS PARANASALES					
EDAD	$CTDI_{100}$ (mGy)	$CTDI_{vol}$ (mGy)	$CTDI_w$ (mGy)	DLP (mGy.cm)	E (mSv)
29	27.44	27.40	33.98	443.88	1.71
31	27.44	27.40	33.98	318.39	1.23
33	27.44	27.40	33.98	405.52	1.56
46	27.44	27.40	33.98	446.62	1.72
41	27.44	27.40	33.98	403.88	1.55
46	27.44	27.40	33.98	402.78	1.55
54	27.44	27.40	33.98	411.00	1.58
55	27.44	27.40	33.98	475.12	1.83

EDAD= años; $CTDI_{100}$ = Índice de Dosis en TC con un índice de referencia 100mm (mGy); $CTDI_{vol}$ = Índice de Dosis por Volumen en TC (mGy); $CTDI_w$ = Índice de Dosis Ponderado en TC (mGy); DLP = Producto Dosis – Longitud (mGy.cm); E = Dosis efectiva (mSv)

5.8.1 Promedio De Unidades Dosimétricas En La Región Seno Paranasal Para Mujeres (29-77) \bar{a}

Tabla 35

Promedio seno paranasal para mujeres (29-77) \bar{a}^{37}

PROMEDIO DE ($CTDI_{100}$, $CTDI_{vol}$, $CTDI_w$, DLP , E) DE LA REGION SENO PARANASAL SEXO (MUJERES) - EDAD(29-77)							
EDAD	$CTDI_{100}$ (mGy)	$CTDI_{vol}$ (mGy)	$CTDI_w$ (mGy)	DLP (mGy.cm)	E (mSv)	# DE MUJERES	TOTAL
33	27.44	27.40	33.98	405.52	1.56	1	1
41	27.44	27.40	33.98	403.88	1.55	1	1
54	27.44	27.40	33.98	411.00	1.58	1	1
	27.44	27.40	33.98	406.80	1.57	3	3

Valores promedios de las unidades dosimétricas obtenidas por la consola del Tomógrafo del HNAAA en mujeres (29 – 77) años; donde el total es un promedio de edades para la obtención de un dato y el 3 indica la cantidad de edades promediadas de mujeres que fueron sometidas a exámenes de senos paranasales.

5.8.2 Promedio De Unidades Dosimétricas En La Región Seno Paranasal Para Varones (29-77) \bar{a}

Tabla 36

Promedio seno paranasal para varones (29-77) \bar{a}

PROMEDIO DE (CTDI ₁₀₀ ,CTDIvol,CTDIw,DLP,E) DE LA REGION SENO PARANASAL SEXO (VARONES) - EDAD(29-77)							
EDAD	CTDI ₁₀₀ (mGy)	CTDIvol (mGy)	CTDIw (mGy)	DLP (mGy.cm)	E (mSv)	# DE VARONES	TOTAL
29	27.44	27.40	33.98	443.88	1.71	1	1
31	27.44	27.40	33.98	318.39	1.23	1	1
46	27.44	27.40	33.98	446.62	1.72	1	1
46	27.44	27.40	33.98	402.78	1.55	1	1
55	27.44	27.40	33.98	475.12	1.83	1	1
	27.44	27.40	33.98	417.36	1.61	5	5

Valores promedios de las unidades dosimétricas obtenidas por la consola del Tomógrafo del HNAAA en varones (29 – 77) años; donde el total es un promedio de edades para la obtención de un dato y el 5 indica la cantidad de edades promediadas de varones que fueron sometidas a exámenes de senos paranasales.

5.8.3 Diferencia De Promedios De Unidades Dosimétricas En La Región Seno

Paranasal Entre Varones y Mujeres (29-77) \bar{a}

Tabla 37

Diferencias de promedios entre V-M³⁸ (29-77) \bar{a}

DIFERENCIAS DE LOS (CTDI ₁₀₀ ,CTDIvol,CTDIw,DLP,E) ENTRE VARONES Y MUJERES (29-77)				
CTDI ₁₀₀ (mGy)	CTDIvol (mGy)	CTDIw (mGy)	DLP (mGy.cm)	E (mSv)
0.00	0.00	0.00	10.56	0.04

³⁸ V-M: varones – mujeres.

Los resultados nos dice que en la región seno paranasal los valores de ($CTDI_{100}$; $CTDI_{VOL}$; $CTDI_W$) son iguales los resultados en varones y en mujeres, en cambio (DLP ; E) los resultados nos dice que tienen una diferencia mínima en que los resultados en varones son mayores que en mujeres lo cual los resultados están en la tabla 37.

5.8.4 Resultados De Promedio General De Las Unidades Dosimétricas En La Región Seno Paranasal Entre Varones y Mujeres (29-77) \bar{a}

Tabla 38

Valores del promedio general de la región seno paranasal entre V-M (29-77) \bar{a}

Promedio General ($CTDI_{100}$, $CTDI_{VOL}$, $CTDI_W$, DLP , E) Región Seno Paranasal				
$CTDI_{100}$ (mGy)	$CTDI_{VOL}$ (mGy)	$CTDI_W$ (mGy)	DLP (mGy.cm)	E (mSv)
27.44	27.40	33.98	413.40	1.59

El ($CTDI_{100}$; $CTDI_{VOL}$; $CTDI_W$; DLP) están dentro de la Dosis Efectiva E por lo cual nos enfocaremos a ser pruebas con la Dosis Efectiva E para poder comparar los datos obtenidos de la consola del Tomógrafo con los resultados de las pruebas estadísticas del IC al 95% y poder corroborar si están dentro del rango de Referencia Internacionales.

Utilizando la ecuación:

$$IC(1 - \alpha) = \bar{X} \pm Z_{\alpha} \frac{\sigma}{\sqrt{n}}$$

\bar{X} es el promedio general (E^{39}) = 1.59 mSv

Z_{α} es el valor crítico del intervalo de confianza $\equiv 1.96$

σ es la desviación estándar = 0.18

n es el número de muestra = 8

Tabla 39
Valores de las pruebas estadísticas del IC⁴⁰

Intervalo de confianza del 95% de la Región Seno Paranasal
[1.47 – 1.72]

El valor promedio de la dosis efectiva E obtenida en los resultados para la región de los senos paranasales es de **1.59 mSv**, la cual sometidos a pruebas estadísticas del IC nos arroja resultados que está entre (1.47 – 1.72) mSv como se muestra en la tabla 39. Ya que la Referencia Internacional de Dosis Efectiva E para la región seno paranasal no está especificada la cual tomaremos como referencia la Dosis Efectiva del cerebro por lo que la región de los senos paranasales está comprendida en la región de la cabeza teniendo un valor de referencia internacional de 2 - 4 mSv. Esto indica que los pacientes están recibiendo una Dosis Efectiva E inferior a los de referencia pero no muy lejanos a los valores establecidos internacionalmente; lo cual los pacientes atendidos en el HNAAA no corren ningún riesgo de sobreexposición de Dosis.

³⁹ E: Dosis Efectiva promediado en la región seno paranasal.

⁴⁰ IC: intervalo de confianza

5.9.- DATA DE LA CONSOLA DEL TOMÓGRAFO EN LA REGIÓN COLUMNA LUMBAR

Tabla 40

Datos de la región de la columna lumbar.

COLUMNA LUMBAR							
EDAD	N	T (mm)	PITCH	L (cm)	Kv	mAs(ef.)	SEXO
38	252	1	1.275	27.20	130	169	V
47	324	1	1.275	32.30	130	169	V
51	240	1	1.275	23.89	130	169	M
65	267	1	1.275	26.49	130	169	V
73	252	1	1.275	25.00	130	169	V

EDAD= años; N=número de cortes; T= espesor del corte(z); PITCH=relación entre el movimiento de la camilla y anchura de RX; L=longitud escaneada a lo largo del eje (z); Kv= kilovolts; mAs efectivo; #EXP= número de exploraciones(z); SEXO=mujeres(M), varones(V).

5.9.1 Valor Referenciado Para Determinar La Dosis Efectiva En La Columna Lumbar

Se tomará de referencia la Dosis Efectiva normalizada $E_{DLP}[mSv.mGy^{-1}.cm^{-1}]$ de la región de la pelvis ya que está cerca a la columna lumbar para dicho estudio. Como se muestra en la tabla 41 para la determinación de la Dosis Efectiva (E).

Tabla 41

Valor de dosis efectiva normalizada según la región⁴¹

Dosis efectiva normalizada $E_{DLP}[mSv.mGy^{-1}.cm^{-1}]$	0,019
---	-------

Fuente: (Dirección General de Medio Ambiente (Comisión Europea), 1999)^[27]

⁴¹ Bibliografía [27]

5.9.2 Valor Establecido Por El Programa ImPACT CT versión 1.0.4 Para Determinar El $CTDI_{100}$ En la Columna Lumbar

El $CTDI_{100}$ se mide colocando cámaras de ionización en forma de lápiz de 100 mm de longitud en el centro y la periferia de los maniquíes, donde en el programa teniendo su propio maniquí nos dan el valor normalizado del " $nCTDI_w$ ", lo cual se tomará como referencia el valor que nos arroja el programa junto con el mAs (*ef.*) para la obtención del $CTDI_{100}$ según cada región del cuerpo en este caso comprende la región del cuerpo, cuyo valor se muestra en la tabla 42.

Tabla 42

Valor del $nCTDI_w$ en el programa ImPACT CT versión 1.0.4

$nCTDI_w$ (mGy/100mAs)	9.3
------------------------	-----

Fuente:(<http://www.impactscan.org/ctdosimetry.htm>)

ImPACT CT Versión 1.0.4 27/05/2011⁴²

ImPACT CT Patient Dosimetry Calculator			
Version 1.0.4 27/05/2011			
Scanner Model:			
Manufacturer:	Siemens		
Scanner:	Siemens Emotion 6		
kV:	130		
Scan Region:	Body		
Data Set	MCSET19	Update Data Set	
Current Data	MCSET00		
Scan range			
Start Position	0	cm	Get From Phantom Diagram
End Position	26.49	cm	
Organ weighting scheme		ICRP 60	
Acquisition Parameters:			
Tube current	216	mA	
Rotation time	1	s	
Spiral pitch	1.275		
mAs / Rotation	216	mAs	
Effective mAs	169.4118	mAs	
Collimation	10	mm	
Rel. CTDI	Look up	1.00	at selected collimation
CTDI (air)	Look up	26.6	mGy/100mAs
CTDI (soft tissue)		28.5	mGy/100mAs
$nCTDI_w$	Look up	9.3	mGy/100mAs
CTDI _w			
	20.2	mGy	
CTDI _{vol}			
	15.8	mGy	
DLP			
	419	mGy.cm	

⁴² <http://www.impactscan.org/ctdosimetry.htm>

5.10.- RESULTADOS DE LAS DIFERENTES UNIDADES DOSIMÉTRICAS DE LA REGIÓN COLUMNA LUMBAR

Tabla 43

Valores de las diferentes unidades $CTDI_{100}$, $CTDI_w$, DLP , E (columna lumbar)

COLUMNA LUMBAR					
EDAD	$CTDI_{100}$ (mGy)	$CTDI_{vol}$ (mGy)	$CTDI_w$ (mGy)	DLP (mGy.cm)	E (mSv)
38	15.76	15.84	20.20	430.85	8.19
47	15.76	15.84	20.20	511.63	9.72
51	15.76	15.84	20.20	378.42	7.19
65	15.76	15.84	20.20	419.60	7.97
73	15.76	15.84	20.20	396.00	7.52

EDAD= años; $CTDI_{100}$ = Índice de Dosis en TC con un índice de referencia 100mm (mGy); $CTDI_{vol}$ = Índice de Dosis por Volumen en TC (mGy); $CTDI_w$ = Índice de Dosis Ponderado en TC (mGy); DLP = Producto Dosis – Longitud (mGy.cm); E = Dosis efectiva (mSv)

5.10.1 Promedio De Unidades Dosimétricas En La Región Columna Lumbar Para

Mujeres (29-77) \bar{a}

Tabla 44

Promedio columna lumbar para mujeres (29-77) \bar{a}

PROMEDIO DE ($CTDI_{100}$, $CTDI_{vol}$, $CTDI_w$, DLP , E) DE LA REGION COLUMNA LUMBAR SEXO (MUJERES) - EDAD(29-77)							
EDAD	$CTDI_{100}$ (mGy)	$CTDI_{vol}$ (mGy)	$CTDI_w$ (mGy)	DLP (mGy.cm)	E (mSv)	# DE MUJERES	TOTAL
51	15.76	15.84	20.20	378.42	7.19	1	1
	15.76	15.84	20.20	378.42	7.19	1	1

Valores promedios de las unidades dosimétricas obtenidas por la consola del Tomógrafo del HNAAA en mujeres (29 – 77) años; donde el total es un promedio de edades para la obtención de un dato y el 1 indica la cantidad de edades promediadas de mujeres que fueron sometidas a exámenes de columna lumbar.

5.10.2 Promedio De Unidades Dosimétricas En La Región Columna Lumbar Para Varones (29-77) \bar{a}

Tabla 45

Promedio columna lumbar para varones (29-77) \bar{a}

PROMEDIO DE (CTDI ₁₀₀ ,CTDIvol,CTDIw,DLP,E) DE LA REGION COLUMNA LUMBAR SEXO (VARONES) - EDAD(29-77)							
EDAD	CTDI ₁₀₀ (mGy)	CTDIvol (mGy)	CTDIw (mGy)	DLP (mGy.cm)	E (mSv)	# DE VARONES	TOTAL
38	15.76	15.84	20.20	430.85	8.19	1	1
47	15.76	15.84	20.20	511.63	9.72	1	1
65	15.76	15.84	20.20	419.60	7.97	1	1
73	15.76	15.84	20.20	396.00	7.52	1	1
	15.76	15.84	20.20	439.52	8.35	4	4

Valores promedios de las unidades dosimétricas obtenidas por la consola del Tomógrafo del HNAAA en varones (29 – 77) años; donde el total es un promedio de edades para la obtención de un dato y el 4 indica la cantidad de edades promediadas de varones que fueron sometidas a exámenes de columna lumbar.

5.10.3 Diferencia De Promedios De Unidades Dosimétricas En La Región Columna Lumbar Entre Varones y Mujeres (29-77) \bar{a}

Tabla 46

Diferencias de promedios entre V-M⁴³ (29-77) \bar{a}

DIFERENCIAS DE LOS (CTDI ₁₀₀ ,CTDIvol,CTDIw,DLP,E) ENTRE VARONES Y MUJERES (29-77)				
CTDI ₁₀₀ (mGy)	CTDIvol (mGy)	CTDIw (mGy)	DLP (mGy.cm)	E (mSv)
0.00	0.00	0.00	61.10	1.16

⁴³ V-M: varones – mujeres.

Los resultados nos dice que en la región de la columna lumbar los valores de ($CTDI_{100}$; $CTDI_{VOL}$; $CTDI_W$) son iguales los resultados en varones y en mujeres, en cambio (DLP ; E) los resultados nos dice que tienen una diferencia mínima en que los resultados en varones son mayores que en mujeres lo cual los resultados están en la tabla 46.

5.10.4 Resultados De Promedio General De Las Unidades Dosimétricas En La Región Columna Lumbar Entre Varones y Mujeres (29-77) \bar{a}

Tabla 47

Valores del promedio general de la región columna lumbar entre V-M⁴⁴ (29-77) \bar{a}

Promedio General ($CTDI_{100}$, $CTDI_{VOL}$, $CTDI_W$, DLP , E) Región Columna Lumbar				
$CTDI_{100}$ (mGy)	$CTDI_{VOL}$ (mGy)	$CTDI_W$ (mGy)	DLP (mGy.cm)	E (mSv)
15.76	15.84	20.20	427.30	8.12

El ($CTDI_{100}$; $CTDI_{VOL}$; $CTDI_W$; DLP) están dentro de la Dosis Efectiva E por lo cual nos enfocaremos a ser pruebas con la Dosis Efectiva E para poder comparar los datos obtenidos de la consola del Tomógrafo con los resultados de las pruebas estadísticas del IC al 95% y poder corroborar si están dentro del rango de Referencia Internacionales.

⁴⁴ V-M: varones – mujeres.

Utilizando la ecuación:

$$IC(1 - \alpha) = \bar{X} \pm Z_{\alpha} \frac{\sigma}{\sqrt{n}}$$

\bar{X} es el promedio general (E^{45}) = 8.12 mSv

Z_{α} es el valor crítico del intervalo de confianza $\equiv 1.96$

σ es la desviación estándar = 0.98

n es el número de muestra = 5

Tabla 48

Valores de las pruebas estadísticas del IC⁴⁶

Intervalo de confianza del 95% de la Región Columna Lumbar
[7.26 – 8.97]

El valor promedio de la dosis efectiva E obtenida en los resultados para la región de la columna lumbar es de **8.12 mSv**, la cual sometidos a pruebas estadísticas del IC nos arroja resultados que está entre (7.26 – 8.97) mSv como se muestra en la tabla 48. Ya que la Referencia Internacional de Dosis Efectiva para la región de la columna lumbar no está especificada por eso tomaremos como referencia la Dosis Efectiva de la pelvis por lo que la región de la columna lumbar está comprendida en la región de la pelvis teniendo un valor de referencia internacional de 8 - 11 mSv. Esto indica que los pacientes están recibiendo una Dosis Efectiva adecuada a los de referencia Internacional; lo cual los pacientes atendidos en el HNAAA no corren ningún riesgo de sobreexposición de Dosis.

⁴⁵ E: Dosis Efectiva promediado en la región columna lumbar

⁴⁶ IC: intervalo de confianza

VI. DISCUSIONES

A partir de los hallazgos obtenidos para cada región del cuerpo estudiado se rechaza la hipótesis nula **H₀**, aceptando la hipótesis alternativa **H_a**. Exceptuando la región de la columna lumbar que este se acepta la hipótesis nula **H₀** y por ende la hipótesis alternativa **H_a**.

Según la comunidad europea y la ACR⁴⁷ la Referencia Internacional de **CTDI_w** para la región cerebral es de (60) mGy; para la región torácica es de (30) mGy; para la región abdomen es de (35) mGy; pelvis es de (25) mGy; fosas nasales es de (35) mGy. **DLP** para la región cerebral es de (1050) mGy.cm; para la región torácica es de (650) mGy.cm; para la región abdomen es de (780) mGy.cm; pelvis es de (570) mGy.cm; fosas nasales es de (360) mGy.cm. Dosis efectiva **E** para la región cerebral es de (2 – 4) mSv; para la región torácica es de (5 – 7) mSv; para la región abdomen y pelvis es de (8 – 11) mSv. [27]

Teniendo en cuenta que los resultados obtenidos de los diferentes tipos de órganos se compararán cumpliendo el objetivo con el fin de poder corroborar si los resultados obtenidos cumplen con los valores de referencia, cabe saber que se empleara cuadros comparativos para dicha discusión.

⁴⁷ Colegio Americano de Radiología (ACR)

6.1.- CUADRO COMPARATIVO DE LA REGIÓN CEREBRAL

Tabla 49

Cuadro comparativo de la región cerebral

Cerebro	<i>CTDI</i> 100 (mGy)	<i>CTDI</i> <i>W</i> (mGy)	<i>DLP</i> (mGy.cm)	<i>E</i> (mSv)
R*	49.10	39.64	762.14	1.75
A*				
3		15.641 [*]	156.41-203.33 [*]	0.33-0.43 [*]
4	42.44			
5		44-74 [*]	499-918	1.09-2.14
7				1-2
9			709.49	1.5 [*]
Referencia		60	1050	2-4[*]

R*=resultados obtenidos en el estudio; A*=antecedentes; (*)=no guardan relación

Rosales Ticona sostiene que en la región cerebral según las guías del Reino Unido y la Comunidad Europea dice “un paciente no debería ser sometido a una Tomografía de Cráneo con un (*CTDI*) mayor a 60 mGy por cada examen”. [4]

6.1.1.- Guardan Relación

Analizando el cuadro comparativo se deduce que con respecto a la región cerebral los que guardan relación en este estudio son: *CTDI* anecdotal [4]; *DLP* anecdotal [5] [9]; (*E*) anecdotal [5] [7] y con respecto a los valores de referencia internacional solamente el *CTDI**w* y el *DLP* concuerdan con mis valores obtenidos, donde dichos valores están dentro del margen de referencia observándose en la tabla 49.

6.1.2.- No Guardan Relación

En este estudio los que no guardan relación (*) son: *CTDI**w* anecdotal [3] [5]; *DLP* anecdotal [3]; (*E*) anecdotal [3] [9] y la *E* internacional, donde dichos valores están en la tabla 49.

6.2.- CUADRO COMPARATIVO DE LA REGIÓN ABDOMINAL

Tabla 50

Cuadro comparativo de la región abdominal

Abdomen	<i>CTDI</i> 100 (mGy)	<i>CTDI</i> <i>W</i> (mGy)	<i>DLP</i> (mGy.cm)	<i>E</i> (mSv)
R*	11.94	16.40	500.18	7.50
A*				
3		10.8*	206.46-235.37*	3.01-3.53*
5		21-33*	406-613	6.95-8.76
7				8-14*
9			818.17*	12.28*
10		16-23	430-750	7-12
Referencia		35	780	8-11*

R*=resultados obtenidos en el estudio; A*=antecedentes; (*)=no guardan relación

Calzado y colaboradores en el año 1998 realizaron un estudio con el propósito de caracterizar dosimétricamente un modelo de equipo de tomografía computarizada (TC) concluyendo que los resultados están muy cercanos, igualan o superan los valores de referencia propuestos en el documento europeo, por lo que este autor recomienda hacer esfuerzos de optimación en los exámenes de TC para disminuir las dosis [5]. Por otro lado Gandiaga en el año 2004 evaluó la calidad de los exámenes de TC de abdomen y de pelvis para la indicación de linfoma sugiriendo criterios de calidad de imagen y niveles de dosis de referencia para exámenes de TC de abdomen-pelvis en pacientes con linfoma. [10]

6.2.1.- Guardan Relación

Analizando el cuadro comparativo se deduce que con respecto a la región abdominal los que guardan relación en este estudio son: *CTDI**w* antecedente [10]; *DLP* antecedente [5] [10]; (*E*) antecedente [5] [10] y con respecto a los valores de referencia internacional solamente el *CTDI**w* y el *DLP* concuerdan con mis valores obtenidos, donde dichos valores están dentro del margen de referencia observándose en la tabla 50.

6.2.2.- No Guardan Relación

En este estudio los que no guardan relación (*) son: $CTDI_w$ antecedental [3] [5]; DLP antecedental [3] [9]; (E) antecedental [3] [7] [9] y la (E) internacional, donde dichos valores están en la tabla 50.

6.3.- CUADRO COMPARATIVO DE LA REGIÓN TORÁCICA

Tabla 51

Cuadro comparativo de la región torácica

Tórax	$CTDI_{100}$ (mGy)	$CTDI_w$ (mGy)	DLP (mGy.cm)	E (mSv)
R* A*	7.54	9.48	240.85	4.09
3		14.3	378.95-421.85*	5.31-5.91*
5		27-48*	446-765*	7.13-12*
9			394.45*	5.51*
Referencia		30	650	5-7*

R*=resultados obtenidos en el estudio; A*=antecedentes; (*)=no guardan relación

Calzado y colaboradores deducen que para los exámenes tomográficos de la región torácica trabaja con 300mAs (valor trabajado por el técnico) dando como resultado que existe una falta de correlación entre los valores propuestos en el citado documento para $CTDI_w$ y DLP , por lo que este autor cree que los valores para $CTDI_w$ propuestos son algo restrictivos y deberían revisarse. [5]

6.3.1.- Guardan Relación

Analizando el cuadro comparativo se deduce que con respecto a la región torácica solamente guarda relación el $CTDI_w$ antecedental [3]; y con respecto a los valores de referencia internacional solamente el $CTDI_w$ y el DLP concuerdan con mis valores obtenidos, donde dichos valores están dentro del margen de referencia observándose en la tabla 51.

6.3.2.- No Guardan Relación

En este estudio los que no guardan relación (*) son: *CTDI_w* antecedental [5]; *DLP* antecedental [3] [5] [9]; (*E*) antecedental [3] [5] [9] y la (*E*) internacional, donde dichos valores están en la tabla 51.

Concluyendo que los resultados antecedentes del *CTDI_w* y *DLP* son 3 veces mayores ya que utilizan una *mAs* efectiva elevada; a lo que el Tomógrafo del HNAAA trabajo con un *mAs* efectiva de 3 veces menor por lo que los valores serían más bajos esto cabe decir que si el producto corriente-tiempo de exposición expresado en (*mAs*) produce una reducción de la Dosis Efectiva (*E*) directamente proporcional se deduce que mis valores están lejos a los resultados antecedentes y para compensar este efecto se puede aumentar la corriente.

6.4.- CUADRO COMPARATIVO DE LA REGIÓN SENO PARANASAL

Tabla 52

Cuadro comparativo de la región seno paranasal

<i>Senos Paranasales</i>	<i>CTDI₁₀₀</i> (mGy)	<i>CTDI_w</i> (mGy)	<i>DLP</i> (mGy.cm)	<i>E</i> (mSv)
R*	27.44	33.98	413.40	1.59
Referencia		35	360	2-4*

R*=resultados obtenidos en el estudio; (*) =no guardan relación; [2-4]=valor de referencia craneal

6.4.1.- Guardan Relación

Analizando el cuadro comparativo se deduce que con respecto a la región seno paranasal solamente los valores de referencia internacional (*CTDI_w* y *DLP*) concuerdan con mis valores obtenidos, donde dichos valores están dentro del margen de referencia observándose en la tabla 52.

6.4.2.- No Guardan Relación

La región de los senos paranasales comprende parte de la región craneal por tal motivo lo tomaremos como referencia; deduciéndose en este estudio solamente el que no guardan relación (*) es la Dosis Efectiva (*E*) internacional, donde dichos valores están en la tabla 52.

Cabe recordar que no hay valores antecedentes por lo que los valores referenciales nos indican que están dentro del margen de referencia internacional, por otro lado, al no tener un valor referencial internacional se comparó con la dosis efectiva (*E*) del cráneo (región de los senos paranasales comprende parte de la región craneal) obteniendo que la (*E*) es inferior.

6.5.- CUADRO COMPARATIVO DE LA REGIÓN COLUMNA LUMBAR

Tabla 53

Cuadro comparativo de la región columna lumbar

<i>Columna Lumbar</i>	<i>CTDI100 (mGy)</i>	<i>CTDIW (mGy)</i>	<i>DLP (mGy.cm)</i>	<i>E (mSv)</i>
<div style="text-align: center;">R* A*</div>	15.76	20.20	427.30	8.12
5		19-33	188-333*	3.16-4.97*
10		16-23	430-750	7-12
Referencia		25	570	8-11

R*=resultados obtenidos en el estudio; A*=antecedentes; (*)=no guardan relación; [8-11]=valor de referencia abdomen y pelvis.

Estos resultados obtenidos guardan relación con los exámenes de TC de abdomen - pelvis para la indicación de linfoma con lo que sostiene Gandiaga en el año 2004 sugiriendo referencia para exámenes de TC de abdomen-pelvis en pacientes con linfoma.

6.5.1.- Guardan Relación

Analizando el cuadro comparativo se deduce que con respecto a la región columna lumbar los que guardan relación en este estudio son: *CTDI_w* antecedental [5] [10]; *DLP* antecedental [10]; (*E*) antecedental [10] y con respecto a los valores de referencia internacional (*CTDI_w*, *DLP*, *E*) concuerdan con mis valores obtenidos, donde dichos valores están dentro del margen de referencia observándose en la tabla 53.

6.5.2.- No Guardan Relación

En este estudio los que no guardan relación (*) son: *DLP* antecedental [5] y el (*E*) antecedental [5], donde dichos valores están en la tabla 53.

Cabe recordar que al no tener un valor referencial internacional se comparó con la dosis efectiva (*E*) de la pelvis (región de la columna lumbar comprende parte de la región pélvica) obteniendo que la (*E*) está dentro del margen de referencia internacional.

6.6.- COMPARACIÓN DE CABEZA Y CUERPO

6.6.1.- Cabeza y Senos Paranasales

Tabla 54

Región de la cabeza

<div style="text-align: center;"> <div style="transform: rotate(-45deg); display: inline-block;">R*</div> <div style="display: inline-block;">A*</div> </div>	<i>CTDI</i> 100 mGy/mAs	
	Cerebro	Seno Paranasales
	0.18884	0.18924
5	0.203 – 0.205	

R*=resultados obtenidos en el estudio; A*=antecedente.

Como se observa en la tabla 54 el valor del $CTDI_{100}$ para el cerebro es 49.10 mGy con un promedio de 260 mAs , de igual forma el valor de los senos paranasales es 27.44 mGy con un promedio de 145 mAs ; teniendo un valor promedio en cerebro y senos paranasales de 0.18904 el cual se asemeja al valor antecedente (≈ 0.204) [5]*

6.6.2.- Abdomen, Tórax y Columna Lumbar

Tabla 55
Región del cuerpo

<div style="text-align: center;"> R^* A^* </div>	$CTDI_{100}$ mGy/mAs		
	Abdomen	Tórax	Columna Lumbar
	0.09328	0.09308	0.09325
5	0.094 – 0.098		

R^* =resultados obtenidos en el estudio; A^* =antecedente.

Como se observa en la tabla 55 el valor del $CTDI_{100}$ para el abdomen es 11.94 mGy con un promedio de 128 mAs , de igual forma el valor del $CTDI$ para el tórax es 7.54 mGy con un promedio de 81 mAs y finalmente el valor del $CTDI$ para la columna lumbar es 15.76 mGy con un promedio de 169 mAs ; teniendo un valor promedio en abdomen, tórax y columna lumbar de 0.09320 $\hat{3}$ el cual se asemeja al valor antecedente (≈ 0.096) [5]*

*NOTA IMPORTANTE

El valor antecedente [5] es obtenido por maniquí, mientras mis resultados son directamente con el paciente.

6.7.- COMPARACION DEL PROGRAMA ImPACT

ImPACT CT Patient Dosimetry Calculator			
Version 1.0.4 27/05/2011			
Scanner Model:			
Manufacturer:	Siemens		
Scanner:	Siemens Emotion 6		
kV:	130		
Scan Region:	Body		
Data Set	MCSET19	Update Data Set	
Current Data	MCSET00		
Scan range			
Start Position	0	cm	Get From Phantom Diagram
End Position	43.74	cm	
Organ weighting scheme		ICRP 60	
Acquisition Parameters:			
Tube current	225.25	mA	
Rotation time	0.8	s	
Spiral pitch	1.22		
mAs / Rotation	180.2	mAs	
Effective mAs	147.7049	mAs	
Collimation	10	mm	
Rel. CTDI	Look up 1.00	at selected collimation	
CTDI (air)	Look up 26.6	mGy/100mAs	
CTDI (soft tissue)	28.5	mGy/100mAs	
nCTDI _w	Look up 9.3	mGy/100mAs	
CTDI _w	16.8	mGy	
CTDI _{vol}	13.8	mGy	
DLP	603	mGy.cm	

Los valores obtenidos del programa ($CTDI_w$, DLP , $CTDI_{vol}$) para obtener precisión y poder dar valides debemos ingresar la data al programa ImPACT CT versión 1.0.4, ya que dicho programa incluye un fantoma PMMA⁴⁸ y una cámara de ionización de 100mm de referencia sabiendo que cuyos valores de referencia del programa para abdomen es decir para el cuerpo son:

$$Kv = 130; colimacion = 16 \times 0.625; nCTDI_w = 9.3; pitch = 1$$

Cabe decir que estos resultados obtenidos guardan relación con los exámenes de referencia del programa obtenido en el estudio de Mosquera el cual indica que el programa se evaluó y optimizó los parámetros de adquisición, reconstrucción y dosis de radiación de imagen en abdomen para adultos con el fin de comparar los protocolos evaluados entre INCA / Brasil y INC / Colombia.

⁴⁸ PMMA: fantoma de acrílico (polimetilmetacrilato) de cuerpo entero

VII. CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

7.1.- CONCLUSIONES

- El presente trabajo de investigación demuestra que los resultados de las unidades dosimétricas (*CTDI_w* y el *DLP*) obtenidas en el estudio de las mencionadas regiones del cuerpo (cerebral, abdomen, tórax y seno paranasales) están dentro de los niveles de referencia internacional.
- El análisis de la Dosis Efectiva (*E*) sometidas a pruebas estadísticas al 95% de confiabilidad en la región del cerebro, abdomen, tórax y seno paranasales corrobora que se obtuvo como resultados una dosis efectiva (*E*) inferior con respecto a los niveles de referencia internacional pero cumpliendo con los resultados antecedentes.
- Los resultados de la región de la columna lumbar cumple con los niveles (*CTDI_w* y *DLP*) establecidos internacionalmente, al igual que el análisis de su Dosis Efectiva *E*.
- El valor del Índice de Dosis por Volumen en Tomografía Computada (*CTDI_{vol}*) obtenido directamente de la consola del tomógrafo permitió tener un margen de referencia para la determinación de las demás unidades dosimétricas.
- El programa ImPACT CT Patient Dosimetry Calculator Versión 1.0.4. permitió obtener resultados confiables.
- Se obtuvo generalmente en todas las regiones del cuerpo estudiadas un (*CTDI₁₀₀*, *CTDI_{vol}*, *CTDI_w*, *DLP*) y sobre todo una Dosis Efectiva (*E*) inferior (exceptuando la región de la columna lumbar que sus resultados están dentro de los niveles de referencia internacional), deduciendo que los pacientes atendidos en el HNAAA no corren ningún riesgo de sobreexposición de Dosis ni mucho menos obtienen una calidad de imagen inadecuada ya que se analizó estos estudios obteniendo resultados favorables.

7.2.- RECOMENDACIONES

- Es recomendable establecer valores de referencia de Dosis Efectiva E para la región de los senos paranasales y columna lumbar ya que en esas regiones no están establecidas sus valores por la ACR con la finalidad de poder obtener una orientación de los niveles de dosis para un correcto diagnóstico de los pacientes.
- Se recomienda tener nuevos valores de referencia internacional para tener mas óptimos los resultados.
- Para próximas investigaciones de este tema, sería muy recomendable tener estos resultados como referencia ya que son resultados óptimos a los establecidos internacionalmente, pero con una calidad de imagen buena.
- Es recomendable que en este estudio mientras menor es la dosis y la calidad de imagen es adecuada la labor del tecnólogo será favorable en el aspecto de que se siga optimizando la dosis ya que se puede evitar una sobreexposición de dosis al paciente.

BIBLIOGRAFÍA

- [1] Allende, F. (2016). Corrección de índice de dosis en tomografía computarizada por parámetro de diámetro efectivo según reporte 204 de la Asociación Americana de Físicos Médicos. *Chilena de Radiología*, 61-69.
- [2] D. Andisco et al. (2014). Dosimetría en Tomografía Computada. *Elsevier Doyma*, 157-160.
- [3] Lavié, L. M., & MSc. Adalberto Machado Tejeda. (2013). EVALUACIÓN DE LA DOSIS RECIBIDA POR PACIENTES ADULTOS Y PEDIÁTRICOS EN EXÁMENES DE TOMOGRAFÍA COMPUTARIZADA. Revisado el 24 de Junio del 2017 en:
<http://www.sbpr.org.br/irpa13/AnaisdoIRPA2013/Radioprotecciondelpacientetrabajadoresmiembrosdelpublicoymedioambiente/3137.pdf>
- [4] Rosales Ticona, E. J. (2015). DOSIS DE RADIACIÓN POR TOMOGRAFÍA COMPUTARIZADA. Revisado el 15 de Julio del 2017 en:
http://www.repositorioacademico.usmp.edu.pe/bitstream/usmp/1301/5/Rosales_e.pdf
- [5] Calzado, A., Ricardo Rodríguez, & Miguel López. (1998). Física Médica Medidas Dosimétricas y Estimación de la Dosis a los pacientes en algunas Exploraciones habituales con una gama de equipos de Tomografía Computarizada. *Elsevier España S.L.*, 461-467.
- [6] González, M., Descamps, C., & Garigó, E. (2011). DETERMINACIÓN DE LA DOSIS EN ESTUDIOS TOMOGRÁFICOS UTILIZADOS PARA RADIOTERAPIA IMPLEMENTANDO EL PROTOCOLO RECOMENDADO EN EL REPORTE TG 111 DE LA ASOCIACIÓN AMERICANA DE FÍSICOS MÉDICOS. Revisado el 17 de Julio del

2017 en:

http://www.sabi2011.fi.mdp.edu.ar/proceedings/SABI/Pdf/SABI2011_131.pdf

[7] Tejeda, M. A. (2013). EXPOSICIÓN MÉDICA EN TOMOGRAFÍA COMPUTARIZADA

PEDIÁTRICA. Revisado el 22 de Julio del 2017 en:

[http://www.sbpr.org.br/IRPA2013/programacaoirpa2013/IRPA2013/AMBAR/Dia16/14h50AdalbertoMachadoTejeda\[IleanaFleitas\]AmbarDia16.pdf](http://www.sbpr.org.br/IRPA2013/programacaoirpa2013/IRPA2013/AMBAR/Dia16/14h50AdalbertoMachadoTejeda[IleanaFleitas]AmbarDia16.pdf)

[8] García-Escobedo, A. (2015). GRANDES BENEFICIOS CON GRAN RESPONSABILIDAD

EN TOMOGRAFIA COMPUTADA. Revisado el 7 de Octubre del 2017 en:

<http://www.medigraphic.com/pdfs/actmed/am-2015/am154d.pdf>

[9] Córdova, A. C., & Henry Paul Toalón Idrovo. (2015). UNIVERSIDAD DE CUENCA-

DOSIS EFECTIVA DE RADIACIÓN UTILIZADA EN ESTUDIOS DE CRÁNEO,

CUELLO, TÓRAX Y ABDOMEN CON UN TOMÓGRAFO MULTICORTE DE 64

CANALES EN EL HOSPITAL "JOSÉ CARRASCO ARTEAGA" CUENCA, SEPTIEMBRE

DEL 2014 - FEBRERO DEL 2015. Revisado el 14 de Setiembre del 2017 en:

<http://dspace.ucuenca.edu.ec/bitstream/123456789/21562/1/Tesis.pdf>

[10] Gandiaga, B. G.-C. (2004). CALIDAD DE LOS EXÁMENES DE TOMOGRAFÍA

COMPUTARIZADA HELICOIDAL DE ABDOMEN Y PELVIS EN PACIENTES CON

LINFOMA. Revisado el 21 de Setiembre del 2017 en: <http://eprints.ucm.es/5458/>

[11] Mosquera, D. M. (2013). Optimización de protocolos oncológicos en tomografía

computarizada: experiencia en Hospitales de referencia de Brasil y Colombia. Tesis doctoral, Universidad Nacional de Colombia.

- [12] RadiologyInfo.org (2012) Dosis de Radiación en los Exámenes por Rayos X y por TC/TAC. (2012). Revisado el 25 de Mayo del 2017 en:
<https://www.radiologyinfo.org/sp/info.cfm?pg=safety-xray>.
- [13] Sociedad Española de Física Médica. (2012). Fundamentos de Física Médica. 1er volumen - Medida de la Radiación.
- [14] Sánchez Galiano P. (1993) Introducción a la física de la radioterapia. Unidad de Radiofísica Hospital Central de Asturias.
- [15] Cember H., Johnson T. (2009). Introduction to Health Physics. 4ª ed. Estados Unidos: McGraw-Hill.
- [16] Kaplan I. (1961). Física Nuclear. 2ª ed. Madrid.
- [17] IAEA. (2013). CONCEPTOS DE RADIACIÓN Y DE DOSIS DE RADIACIÓN. Revisado el 16 de Octubre del 2017 en: https://rpop.iaea.org/rpop/rpop/content-es/informationfor/healthprofessionals/6_otherclinicalspecialities/dental/concept-radiation-dose.htm
- [18] IAEA. (2013). MAGNITUDES Y UNIDADES DE RADIACIÓN. Revisado el 17 de Octubre del 2017 en: https://rpop.iaea.org/RPOP/RPoP/Content-es/InformationFor/HealthProfessionals/1_Radiology/QuantitiesUnits.htm
- [19] Comission, E. (1999). EUROPEAN GUIDELINES ON QUALITY CRITERIA FOR COMPUTED TOMOGRAPHY. EUROPA: EUR 16262 EN. 12

- [20] Salvadó Artells M, L. T. (2003). Cálculo de dosis impartidas con equipos de tomografía computarizada (TC) sobre maniqués divididos en voxels. Validación preliminar de un programa de simulación basado en el método de Montecarlo. *Física Médica.*, 107-115.
- [21] Fleitas I, De la Mora R, Ferrer C. (2001). Niveles de dosis para exámenes de cráneo (ponencia en línea). II Congreso Latinoamericano de Ingeniería Biomédica; La Habana, Cuba. ISBN 959-7132-57-5. Revisado el 24 de Julio del 2017 en: <http://www.hab2001.sld.cu/arrepdf/00296.pdf> (consultado Jun 2014).
- [22] Guideline, P. (2016). ACR–AAPM PRACTICE PARAMETER FOR DIAGNOSTIC REFERENCE LEVELS AND ACHIEVABLE DOSES IN MEDICAL X-RAY IMAGING. Revisado el 5 de Mayo del 2018 en: <https://www.acr.org/~media/0DAB1CD6FFC44F09A05E0BD0FCA175F8.pdf>
- [23] RadiologyInfo.org. (2012). DOSIS DE RADIACIÓN POR RAYOS X PARA PACIENTES. Revisado el 23 de Mayo del 2017 en: <https://www.radiologyinfo.org/sp/info.cfm?pg=safety-xray>.
- [24] Phelps, B. (2008). REPORTING AND MANAGEMENT OF RADIATION DOSE IN CT. Revisado el 17 de Julio del 2017 en: https://www.aapm.org/pubs/reports/RPT_96.pdf
- [25] Bushong, S. C. (2013). *Manual de Radiología para Tecnicos* (decima ed.). Elsevier.
- [26] Romero, A. d. (2009). EQUIPOS DE TOMOGRAFIA COMPUTERIZADA (TAC). *temas para la educacion*, 1-17.
- [27] Dirección General de Medio Ambiente C. E. (1999). GUIDANCE ON DIAGNOSTIC REFERENCE LEVELS (DRLS) FOR MEDICAL EXPOSURES. Revisado el 24 de Mayo del 2018 en: <file:///C:/Users/USER/Downloads/7a29147a-9545-4a44-b6d3-14310e28cff5.en.pdf>

- [28] IAEA. (2013). SAFETY REPORTS SERIES NO 71-IAEA PUBLICATIONS-
INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. Revisado el 19 de Octubre del 2017
en: http://www-pub.iaea.org/MTCD/Publications/PDF/Pub1543_web.pdf
- [29] CTDosimetry versión 1.0.4. (2011). IMPACTSCAN.ORG. Revisado el 3 de Julio del 2017
en: <http://www.impactscan.org/ctdosimetry.htm#CTDoseDownload>
- [30] Esparza, J. (2008). EXPOSICIÓN A LA RADIACIÓN DE LA POBLACIÓN EN
RADIODIAGNÓSTICO. Pamplona. *elsevier-radiologia*, 50-61.
- [31] Diaz, R., & Wärnberg, J. (2014). *BIOESTADISTICA* (Segunda ed.). Paraninfo.
- [32] Gonzalez, M. A., Villegas, A. S., Atucha, E. A., & Fajardo, J. F. (s.f.). (2014).
BIOESTADÍSTICA AMIGABLE (Tercera ed.). Elsevier

ANEXOS

ANEXO 1

Corroboración de Hipótesis con la Prueba t de student

Aplicación de la prueba t de student para verificar si se acepta las hipótesis **H₀** o **H_a**, en la cual se va analizar la dosis efectiva E sabiendo que es la más importante con fines de protección radiológica ya que esta comprobación se dará con los valores inferiores que están establecidas internacionalmente en cada región del cuerpo y poder corroborar si se aceptan las hipótesis.

$$H_0: Dosis\ efectiva_{promedio} = Dosis\ efectiva_{ACR}$$

$$H_a: Dosis\ efectiva_{promedio} < Dosis\ efectiva_{ACR}$$

Donde:

- $\mu_E = Dosis\ efectiva_{promedio}$.
- $\mu_R = Dosis\ efectiva_{referencia}$

DIAGNOSTICO CEREBRAL

Estadísticas de muestra única

	N	Media	Desviación estándar	Media de error estándar
Dosis Efectiva Cerebral	58	1,75	0,30	0,04

N \equiv *número de muestra.*

Prueba de muestra única

	Valor de prueba = 2					
	t	gl	Sig. (bilateral)	Diferencia de medias	95% de intervalo de confianza de la diferencia	
					Inferior	Superior
Dosis Efectiva Cerebral	-6,389	57	$3,287 \times 10^{-8}$	-0,24776	-0,3254	-0,1701

gl= grados de libertad

De la toma de datos de la dosis efectiva en la zona cerebral, se obtiene un promedio de 1.75 ± 0.30 mSv. Por otro lado de acuerdo a la ACR⁴⁹ la dosis efectiva para cerebro oscila entre 2 y 4 mSv. El promedio obtenido que es de 1.75 mSv no se ubica dentro del Intervalo de Confianza dado por ACR, donde podemos afirmar que su valor de dosis efectiva es inferior que la ACR.

Esta afirmación queda corroborada al aplicar un test de hipótesis ($H_0: \mu_E \equiv \mu_R$; $H_a: \mu_E < \mu_R$) de donde se obtiene un valor $p = 3,287 \times 10^{-8}$ ($p < 0.05$) en consecuencia se rechaza la hipótesis nula **H₀**, aceptando la hipótesis alternativa **H_a**.

Por lo tanto, la dosis efectiva en cerebro por parte de los estudios tomográficos en el servicio de diagnóstico por imágenes del HNAAA es inferior que la dosis efectiva referencial dado por la ACR.

⁴⁹ Colegio Americano de Radiología

DIAGNOSTICO ABDOMINAL**Estadísticas de muestra única**

	N	Media	Desviación estándar	Media de error estándar
Dosis Efectiva Abdominal	77	7,50	0,45	0,052

$N \equiv$ *número de muestra.*

Prueba de muestra única

	Valor de prueba = 8					
	t	gl	Sig. (bilateral)	Diferencia de medias	95% de intervalo de confianza de la diferencia	
					Inferior	Superior
Dosis Efectiva Abdominal	-9,634	76	$8,225 \times 10^{-15}$	-0,49753	-0,6004	-0,3947

$gl =$ *grados de libertad*

De la toma de datos de la dosis efectiva en la zona abdominal, se obtiene un promedio de 7.50 ± 0.45 mSv. Por otro lado de acuerdo a la ACR la dosis efectiva para abdomen oscila entre 8 y 11 mSv. El promedio obtenido que es de 7.50 mSv no se ubica dentro del Intervalo de Confianza dado por ACR, donde podemos afirmar que su valor de dosis efectiva es inferior que la ACR.

Esta afirmación queda corroborada al aplicar un test de hipótesis ($H_0: \mu_E \equiv \mu_R$; $H_a: \mu_E < \mu_R$) de donde se obtiene un valor $p = 8,225 \times 10^{-15}$ ($p < 0.05$) en consecuencia se rechaza la hipótesis nula **H₀**, aceptando la hipótesis alternativa **H_a**.

Por lo tanto, la dosis efectiva en abdomen por parte de los estudios tomográficos en el servicio de diagnóstico por imágenes del HNAAA es inferior que la dosis efectiva referencial dado por la ACR.

DIAGNOSTICO TORÁCICO

Estadísticas de muestra única

	N	Media	Desviación estándar	Media de error estándar
Dosis Efectiva Torácica	45	4,10	1,09	0,162

N \equiv *número de muestra.*

Prueba de muestra única

	Valor de prueba = 5					
	t	gl	Sig. (bilateral)	Diferencia de medias	95% de intervalo de confianza de la diferencia	
					Inferior	Superior
Dosis Efectiva Torácica	-5,567	44	1 x 10 ⁻⁶	-0,90556	-1,2334	-0,5777

gl= *grados de libertad*

De la toma de datos de la dosis efectiva en la zona torácica, se obtiene un promedio de 4.10 ± 1.09 mSv. Por otro lado de acuerdo a la ACR la dosis efectiva para tórax oscila entre 5 y 7 mSv. El promedio obtenido que es de 4.10 mSv no se ubica dentro del Intervalo de Confianza dado por ACR, donde podemos afirmar que su valor de dosis efectiva es inferior que la ACR.

Esta afirmación queda corroborada al aplicar un test de hipótesis ($H_0: \mu_E \equiv \mu_R$; $H_a: \mu_E < \mu_R$) de donde se obtiene un valor $p = 1 \times 10^{-6}$ ($p < 0.05$) en consecuencia se rechaza la hipótesis nula **H₀**, aceptando la hipótesis alternativa **H_a**.

Por lo tanto, la dosis efectiva en tórax por parte de los estudios tomográficos en el servicio de diagnóstico por imágenes del HNAAA es inferior que la dosis efectiva referencial dado por la ACR.

DIAGNOSTICO DE SENOS PARANASALES

Estadísticas de muestra única

	N	Media	Desviación estándar	Media de error estándar
Dosis Efectiva Senos Paranasales	8	1,59	0,18	0,063

N \equiv *número de muestra.*

Prueba de muestra única

	Valor de prueba = 2					
	t	gl	Sig. (bilateral)	Diferencia de medias	95% de intervalo de confianza de la diferencia	
					Inferior	Superior
Dosis Efectiva Senos Paranasales	-6,482	7	34×10^{-6}	-0,40875	-0,5579	-0,2596

gl= *grados de libertad*

De la toma de datos de la dosis efectiva en la zona de los senos paranasales, se obtiene un promedio de 1.59 ± 0.18 mSv. Por otro lado de acuerdo a la ACR la dosis efectiva para los senos paranasales no está especificado por eso se tomará el valor de referencia de la región de la cabeza la cual oscila entre 2 y 4 mSv. El promedio obtenido que es de 1.59 mSv no se ubica dentro del Intervalo de Confianza dado por ACR, donde podemos afirmar que su valor de dosis efectiva es inferior que la ACR.

Esta afirmación queda corroborada al aplicar un test de hipótesis ($H_0: \mu_E \equiv \mu_R$; $H_a: \mu_E < \mu_R$) de donde se obtiene un valor $p = 34 \times 10^{-6}$ ($p < 0.05$) en consecuencia se rechaza la hipótesis nula **H₀**, aceptando la hipótesis alternativa **H_a**.

Por lo tanto, la dosis efectiva en senos paranasales por parte de los estudios tomográficos en el servicio de diagnóstico por imágenes del HNAAA es inferior que la dosis efectiva referencial dado por la ACR.

DIAGNOSTICO DE COLUMNA LUMBAR

Estadísticas de muestra única

	N	Media	Desviación estándar	Media de error estándar
Dosis Efectiva Columna Lumbar	5	8,12	0,98	0,437

N \equiv *número de muestra.*

Prueba de muestra única

	Valor de prueba = 8					
	t	gl	Sig. (bilateral)	Diferencia de medias	95% de intervalo de confianza de la diferencia	
					Inferior	Superior
Dosis Efectiva Columna Lumbar	0,270	4	0,800	0,11800	-1,0942	1,3302

gl= grados de libertad

De la toma de datos de la dosis efectiva en la zona de la columna lumbar, se obtiene un promedio de 8.12 ± 0.98 mSv. Por otro lado de acuerdo a la ACR la dosis efectiva para columna lumbar no está especificado por eso se tomará el valor de referencia de la región de la pelvis la cual oscila entre 8 y 11 mSv. El promedio obtenido que es de 8.12 mSv se ubica dentro del Intervalo de Confianza dado por ACR, donde podemos afirmar que su valor de dosis efectiva está dentro de los valores de la ACR.

Esta afirmación queda corroborada al aplicar un test de hipótesis ($H_0: \mu_E \equiv \mu_R$; $H_a: \mu_E < \mu_R$) de donde se obtiene un valor $p = 0.800$ ($p > 0.05$) en consecuencia se acepta la hipótesis nula **H₀** al igual que la hipótesis alternativa **H_a**.

Por lo tanto, la dosis efectiva en columna lumbar por parte de los estudios tomográficos en el servicio de diagnóstico por imágenes del HNAAA están dentro de la dosis efectiva referencial dado por la ACR.

ANEXO 2

Análisis del Factor de Calidad de Imagen.

Los resultados promedios obtenidos del *pitch* en las regiones del cerebro, abdomen, tórax, senos paranasales y columna lumbar son 0.81; 1.37; 1.23; 1.24; 1.28 respectivamente, cuyos resultados representan el factor de calidad de imagen (*pitch*) lo cual sostiene Bushong indicando que para obtener una calidad de imagen adecuada el valor debe estar en el rango de (0.75:1= imagen muy buena; 1:1 imagen buena; 1.5:2 = imagen borrosa)⁵⁰ deduciendo que mis resultados promedios estuvieron en el rango de 0.75 y menores de 1.5 cumpliendo con los parámetros establecidos en relación a la calidad de imagen.

ANEXO 3

Ficha de Recolección de Datos

Tipo de Examen: _____

Paciente: _____

Sexo () : Varón (V) o Mujer (M)

Edad: _____ años

$T_{rotacion}$ = _____ *seg*

$CTDI_{vol}$: _____ *mGy*

$T_{duracion}$ = _____ *seg*

N = _____

Kv = _____

T = _____ *mm*

mAs = _____

$Pitch$ = _____

L = _____ *mm*

⁵⁰ <https://www.youtube.com/watch?v=no6RHriFtTw>

Lambayeque, 30 de Octubre del 2018

Bach. Fis. Monteza Silva Alvaro Yeffersson

TESISTA

M Sc. Tuñoque Gutierrez Justo Vladimir.

ASESOR