



**FACULTAD DE MEDICINA HUMANA
Y CIENCIAS DE LA SALUD
ESCUELA ACADÉMICO PROFESIONAL DE
DE TECNOLOGÍA MÉDICA
AREA DE RADIOLOGÍA**

**“DOSIS DE RADIACIÓN EN LOS ESTUDIOS DE
TOMOGRFÍA HELICOIDAL MULTICORTE CEREBRAL
DE PACIENTES PEDIÁTRICOS ABRIL – JUNIO 2017,
HOSPITAL VÍCTOR LAZARTE, ESSALUD”**

**TESIS PARA OPTAR EL TÍTULO DE LICENCIADA
TECNÓLOGO MÉDICO EN EL AREA DE RADIOLOGÍA**

CAROL EDITH LAYZA RUESTA

ASESOR:

MG. KATHERINE CUETO TORRES

Trujillo, Perú

2017

HOJA DE APROBACIÓN

Carol Edith Layza Ruesta

DOSIS DE RADIACIÓN EN LOS ESTUDIOS DE TOMOGRAFÍA HELICOIDAL MULTICORTE CEREBRAL DE PACIENTES PEDIÁTRICOS ABRIL – JUNIO 2017, HOSPITAL VÍCTOR LAZARTE, ESSALUD”

Esta tesis fue evaluada y aprobada para la obtención del título de Licenciada en Tecnología Médica en el área de Radiología por la Universidad Alas Peruanas.

TRUJILLO – PERÚ

2017

Se dedica este trabajo:

A DIOS por permitirme estar donde estoy, por ser mi fuerza, mi aliento cada día al despertar.

A MI PADRE, por ser mi modelo a seguir, por ser mi motivo de crecer poco a poco no solo profesionalmente sino también de modo espiritual, por demostrarme que con perseverancia se logra el éxito.

A todas aquellas personas que me demostraron su amistad, su bondad y sobre todo su cariño, personas que cuando creía que todo estaba perdido siempre había una palabra de aliento para seguir adelante.

Agradecer a mi querida profesora, asesora de tesis, MG. KATHERINE CUETO TORRES, gracias por su dedicación y esmero en mi formación académica, por su vehemencia y sobre todo su paciencia.

Agradecer a la Universidad “ALAS PERUANAS” que ha sido una fuente de conocimientos a lo largo de toda mi carrera profesional, asimismo a cada uno de mis docentes que me colmaron de conocimientos y grandes enseñanzas.

Agradecer al Hospital VICTOR LAZARTE ECHEGARAY, Por acogerme como interna, por brindarme la oportunidad de desenvolverme como futura profesional, por permitir que desarrolle este trabajo de tesis y de esta manera hacer conocer la importancia de esta investigación para poder mejorar como profesionales de la salud.

RESUMEN

La dosis de radiación en tomografía viene hacer la cantidad de dosis absorbida en un paciente, en este caso pediátrico que se ha expuesto. Esta tiene que ser óptima para no comprometer la calidad de estudio, a su vez tratando de evitar perjudicar al paciente con dosis desmedidas a los pacientes.

Se busca hacer conocer cuánto exponemos al paciente en un estudio con la intención de mejorar día a día el protocolo a seguir así mismo la dosificación y tener un equilibrio en la emisión de radiación con la calidad de imagen en el estudio. .

El tipo de estudio de la presente investigación es no experimental de corte transversal, el objetivo principal es identificar la dosis de radiación en los estudios de tomografía helicoidal multicorte cerebral suministrada a los pacientes pediátricos entre las edades 1-10 años en el Hospital Víctor Lazarte Echegaray que se realizaron en los meses de abril – junio del 2017.

Los resultados obtenidos de la presente investigación fue de: Valores de $CTDI_{VOL}$, en pacientes pediátricos atendidos por estudios de tomografía helicoidal multicorte cerebrales durante el periodo comprendido entre abril – junio 2017, presenta una media de 39.51; con un mínimo de 9.56 y un máximo de 78.47 y una desviación estándar de 20.66; el producto Dosis – Longitud (DLP) en los estudios de los pacientes pediátricos atendidos por estudios de tomografía helicoidal multicorte cerebrales durante el periodo comprendido entre abril – junio 2017, el cual presenta una media de 748.09; con un mínimo de 66.55 y un máximo de 2106.05 y una desviación estándar de 452.32.

Palabras claves: Dosis en Tomografía, pacientes pediátricos

ABSTRACT

The dose of radiation in tomography comes to make the amount of absorbed dose in a patient, in this pediatric case that has been exposed. This has to be optimal to not compromise the quality of study, in turn trying to avoid harming the patient with excessive doses to patients. It seeks to make known how much we expose the patient in a study with the intention of improving day to day protocol to follow the same dosage and to have a balance in the emission of radiation with the image quality in the study. It is estimated that over the years the exposed patient undergoes changes in his body so we become aware that pediatric patients are the most sensitive to these changes. The type of study of the present investigation is non-experimental cross-sectional, the main objective is to identify the radiation dose in studies of helical colonic brain tumor supplied to the pediatric patients between the ages 1-10 years in Hospital Víctor Lazarte Echegaray Which were carried out in the months of April – June 2017.

The results obtained from the present investigation were: Values of $CTDI_{VOL}$, in pediatric patients attended by studies of multi - brain helical tomography during the period between April - June 2017, presents an average of 39.51; With a minimum of 9.56 and a maximum of 78.47 and a standard deviation of 20.66; The product Dose - Length (DLP) in the studies of pediatric patients attended by studies of multi - brain helical tomography during the period between April - June 2017, which presents an average of 748.09; With a minimum of 66.55 and a maximum of 2106.05 and a standard deviation of 452.32

Key words: Dose in Tomography, pediatric patients

LISTA DE FIGURAS

Figura N°01: Distribución por sexo	38
Figura N°02: Índice de dosis en TC en volumen (CTDI _{vol}).....	39
Figura N°03: Producto Dosis – Longitud (DLP)	40

LISTA DE TABLAS

Tabla N°01: Edad de la muestra.....	37
TablaN°02: Distribución por sexo	37
TablaN°03: Índice de Dosis en TC en volumen (CTDI _{vol})	38
Tabla N°04: Producto Dosis – Longitud (DLP)	39

ÍNDICE

CARÁTULA	01
HOJA DE APROBACIÓN	02
DEDICATORIA	03
AGRADECIMIENTO	04
RESUMEN	05
ABSTRACT	06
LISTA DE FIGURAS	07
LISTA DE TABLAS	08
INTRODUCCIÓN	11
CAPÍTULO I: PROBLEMA DE INVESTIGACIÓN	
1.1. Planteamiento del Problema.....	12
1.2. Formulación del Problema.....	15
1.2.1. Problema General.....	15
1.2.2. Problemas Específicos.....	15
1.3. Objetivos.....	15
1.3.1. Objetivo General.....	15
1.3.2. Objetivos Específicos.....	16
1.4. Justificación.....	16
CAPÍTULO II: MARCO TEÓRICO	
2.1. Bases teóricas.....	18
2.1.1. Unidades de dosis en CT.....	18
2.1.1.1 Índice de dosis en tomografía computada (CTDI 100).....	18
2.1.1.2. Índice Ponderado de Dosis en Tomografía (CTDI 100,w).....	20
2.1.1.3. Índice de Dosis en Tomografía Computada en volumen (CTDI _{vol}).....	20
2.1.1.4. Producto dosis-longitud.....	22
2.1.1.5. Dosis Efectiva.....	23
2.1.1.6. Niveles de Referencia.....	24
2.1.1.7. Monitorización.....	25
2.2 Antecedentes de la investigación.....	26
CAPÍTULO III: METODOLOGÍA	
3.1. Tipo de investigación.....	31
3.2. Diseño de investigación.....	31
3.3. Población y muestra de la investigación.....	31
3.3.1. Población.....	31
3.3.2. Muestra.....	31
3.4. Variables, dimensiones e indicadores.....	33
3.5. Técnicas e instrumentos de recolección de datos.....	34
3.5.1. Técnicas.....	34
3.5.2. Instrumentos.....	34
3.5.3. Procedimiento.....	34
3.6. Método de análisis de datos.....	35
CAPÍTULO IV: RESULTADOS ESTADÍSTICOS	
4.1. Resultados.....	36
4.2. Discusiones de resultados.....	39
4.3. Conclusiones.....	41
4.4. Recomendaciones.....	42

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS	44
ANEXOS	46
- Instrumento.....	46
- Imágenes.....	48

INTRODUCCIÓN

Entre los medios de diagnóstico por imagen que emplean las radiaciones ionizantes la Tomografía Computarizada (CT) juega un rol primordial debido a su disimiles atributos y a su valor clínico incuestionable, lo que ha causado un incremento en su uso convirtiéndola en una de las principales contribuyentes a la dosis colectiva a la población: 67% en Estados Unidos y 40% en Europa.

La dosis de radiación impartidas presentan el riesgo de inducir efectos estocásticos con las consiguientes anomalías genéticas y carcinógenas, ya que en general no alcanzan los valores umbrales para la inducción de efectos deterministas. En algunos casos llegan a ser superiores a la deseada necesitándose que sea reducida sin la pérdida significativa de información diagnóstica, tal como lo recomienda la Comisión Internacional de Protección Radiológica (ICRP), si tenemos en cuenta su elevada radiosensibilidad y la creciente probabilidad de aparición de daños por la radiación con pacientes adultos.

El presente trabajo tiene como objetivo evaluar la dosis recibida por pacientes pediátricos debido a la ejecución de exámenes de Tomografía Computarizada cerebrales, así concientizar al personal tecnólogo médico haciéndolo saber la dosis que ha utilizado en cada estudio basándose en la dosis tomografía pediátrica de referencia establecida por la comisión europea.

I. PROBLEMA DE LA INVESTIGACIÓN

1.1 Planteamiento del problema

La tomografía es un estudio para diagnóstico médico muy valioso no solo para ayudar a descartar una amplia gama de anomalías que pueden ser causadas por lesiones o enfermedades sino también por ser un procedimiento no invasivo y muy rápido indicado especialmente para niños que podrían tener dificultades para permanecer quietos por mucho tiempo.

A nivel mundial la cantidad de estudios 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; por ejemplo Nigeria que tiene más centros de adquisición de equipos de Tomografía Computarizada (TC) en los últimos 3-5 años. Lo más importante es el mayor aumento en la categoría de diagnóstico pediátrica (1).

En los países desarrollados, más del 10% de los procedimientos radiológicos de diagnóstico son exámenes por TC. 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 (1).

Actualmente, no existe ningún sistema para realizar un seguimiento de la dosis al paciente y la dosis acumulativa de por vida a partir de fuentes médicas (2).

El uso generalizado de la TC, incluso en los países en desarrollo ha planteado cuestiones relativas a la posible amenaza para la salud pública, especialmente en los niños. Las mejores estimaciones de riesgo disponibles sugieren que la TC pediátrica dará lugar a aumento significativo del riesgo de radiación de por vida sobre la TC para adultos (2).

El índice de dosis en tomografía computarizada (CTDI) expresada en miligray (mGy) que viene a ser la cantidad de radiación absorbida en cada corte por una persona en cualquier exploración de tomografía computarizada y el otro indicador que es mas preciso: Producto Dosis Longitud (DLP), indica la dosis total que absorbido una persona a la que se practicado un examen de TC, proyecta la eventualidad de riesgos en pacientes pediátricos irradiados y a su vez en adultos (1).

En la edición de febrero del 2001 el American Journal Radiology publica artículos relacionados con el tema. El primero evaluó y advirtió sobre la falta de ajuste en los factores de exposición en niños sometidos a TC, ya que se mantenía la dosis de adultos. Este estudio recomendó reducir la dosis lo cual no altera la calidad del examen. Un segundo trabajo investigó la dosis de radiación de la TC y el riesgo estimado de cáncer. Se comparó con sobrevivientes de la bomba atómica en Japón que recibieron dosis bajas de irradiación. En ellos se demostró un incremento del riesgo de mortalidad por cáncer con dosis mayores a 100 milisievert (mSv), buena evidencia con dosis entre 50 y 100 mSv y razonable evidencia de incremento del riesgo con dosis entre 10 y 50 mSv (3).

Posteriormente al año 2001, numerosas mesas redondas, reuniones y publicaciones se han preocupado de entender mejor el tema y resolverlo. El

compromiso en EE.UU. y Europa, que incluye organismos de salud, autoridades y fabricantes de equipos, es reducir al mínimo las dosis de radiación en niños (3).

Se debe tener en cuenta los efectos nocivos de la radiación post emisión de dosis, considerando y promoviendo la protección radiológica.

Está determinado que a cualquier dosis asociada a un evento específico como un estudio radiológico, su repetición en el tiempo futuro acumula el daño asociado y aumenta la probabilidad de aparición de cáncer. El riesgo en la edad infantil por la práctica de estudios de tomografía computarizada se incrementa por debajo de los 10 años y progresa conforme se acerca al período neonatal (3).

Es claro entonces que el mayor riesgo en población pediátrica sometida a estudios radiológicos está relacionado con el mayor potencial de vida y la probabilidad de estudios radiológicos futuros. A ello se suma la alta capacidad mitótica y mayor sensibilidad a la radiación a esta edad, especialmente de algunos órganos como tiroides, mama, gónadas y médula ósea. La frecuencia se duplica en el sexo femenino por la presencia del cáncer de mama y factores hormonales no bien aclarados (3).

Para una población global el riesgo de cáncer se incrementa en un 10% cuando se recibe una dosis única de 1 Sv (1000 mSv). Si se limita al adulto de edad media el riesgo llega al 1%. Al contrario, cuando se acota a edades inferiores a los 10 años asciende al 15% (3).

En Perú, departamento La Libertad en el Hospital Víctor Lazarte Echeagaray, no existe un estatuto que reglamente la dosis tomográfica a

utilizar clasificando a los grupos de pacientes de acuerdo a la edad, catalogando a pacientes pediátricos y adultos; y respecto a ello utilizar una dosis optimizada en cada exploración.

1.2 FORMULACIÓN DEL PROBLEMA

1.2.1 Problema principal

Pp. ¿Cuál es la dosis de radiación en los estudios de Tomografía helicoidal multicorte cerebral de pacientes pediátricos entre las edades de 1 a 10 años que se realizaron en el Hospital Base Víctor Lazarte Echegaray durante los meses de abril - junio 2017?

1.2.2 Problemas secundarios

Ps1. ¿Cuál es el índice de dosis en tomografía computarizada en volumen (CTDI_{vol}) en los estudios de Tomografía helicoidal multicorte cerebral de pacientes pediátricos entre las edades 1 a 10 años que se realizaron en el Hospital Base Víctor Lazarte Echegaray durante los meses de abril – junio 2017?

Ps2. ¿Cuál es el producto dosis – longitud (DLP) en los estudios de Tomografía helicoidal multicorte cerebral de pacientes pediátricos entre las edades 1 a 10 años que se realizaron en el Hospital Base Víctor Lazarte Echegaray durante los meses de abril – junio 2017?

1.3 OBJETIVO DE LA INVESTIGACIÓN

1.3.1 Objetivo general

Og. Identificar la dosis de radiación en los estudios de Tomografía helicoidal multicorte cerebral suministrada a los pacientes pediátricos entre las edades 1 a 10 años en el Hospital Base Víctor Lazarte Echegaray que se realizaron en los meses de abril- junio 2017.

1.3.2 Objetivos específicos

Oe1. Identificar el Índice de dosis en Tomografía Computarizada en volumen (CTDI_{vol}) en los estudios de Tomografía helicoidal multicorte cerebral de pacientes pediátricos entre las edades 1 a 10 años que se realizaron en el Hospital Base Víctor Lazarte Echegaray durante los meses de abril – junio 2017.

Oe2. Identificar el producto dosis – longitud (DLP) en los estudios de Tomografía helicoidal multicorte cerebral de pacientes pediátricos entre las edades 1 a 10 años que se realizaron en el Hospital Base Víctor Lazarte Echegaray durante los meses de abril – junio 2017

1.4 JUSTIFICACIÓN E IMPORTANCIA DE LA INVESTIGACIÓN

La introducción de la tomografía computarizada revolucionó la radiología, ya que se considera una de las herramientas más útiles en ayuda al diagnóstico por su eficacia, esta técnica emite imágenes en tres dimensiones evitando de esta manera la superposición de estructuras y experimenta rápidos avances tecnológicos (tiempos de adquisición y reconstrucción rápida, modo de adquisición de caracol, la capacidad multicorte).

En los últimos años su uso ha crecido considerablemente, como resultado, el número de exámenes han aumentado en la medida en que la

CT ha hecho un impacto sustancial en la exposición del paciente especialmente en el pediátrico ya que por su naturaleza implica dosis de radiación mayores que los procedimientos de formación de imágenes de rayos X convencionales más comunes, incrementando la probabilidad de presentar efectos nocivos en años de adultez del paciente.

Esta investigación se realiza con la intención de hacer conocer y concientizar al personal tecnólogo medico sobre la dosis a utilizar en pacientes pediátricos y promover la protección radiológica estimando las posibles consecuencias que podrían ocurrir en años posteriores a la toma de la CT.

II. MARCO TEORICO

2.1 BASES TEORICAS:

2.2.1. Unidades de dosis en CT.

El índice de dosis en CT y el Producto Dosis Longitud conforman las magnitudes apropiadas para el establecimiento de niveles de referencia a fin de optimizar la exposición del paciente (4).

Estos parámetros de CTDI y DLP son recabados por el tomógrafo y aparecen en el informe de dosis por paciente durante una exploración de tomografía computada. Ésta es una de las principales aportaciones de los tomógrafos computados modernos. Todos los fabricantes de escáneres han adoptado el indicador CTDI aconsejado por la FDA (*Food and Drug Administration*) norteamericana (5).

2.2.1.1 Índice de dosis en tomografía computada (CTDI₁₀₀).

El CTDI (Computed Tomography Dose Index) o Índice de Dosis de Tomografía Computarizada expresa, en miliGray (mGy) la cantidad de radiación absorbida en cada corte, por una persona, en cualquier exploración de Tomografía Computarizada (6).

El CTDI₁₀₀ representa la dosis de cortes múltiples acumulada al centro de una exploración de 100 mm; estos límites de integración específicos (± 50 mm) se corresponden con los 100 mm de largo de la cámara de ionización "lápiz" disponible comercialmente, esta se ubica en diferentes orificios de un Fantoma de acrílico – [mGy] (**Anexo N°01**) (5).

En esta fórmula, $D(z)$ es la dosis, también en función de la posición “z” para un corte único en el plano x-y, y T es la colimación (es decir, el ancho del haz de radiación X). Además, a efectos prácticos y para obviar la dificultad de integrar entre extremos infinitos, a la hora de evaluar el CTDI se acorta arbitrariamente el intervalo de integración a una distancia finita (generalmente entre -5 y +5 cm) en relación con el plano de interés, debido al uso de cámaras de ionización de 10 cm de longitud. Esto se ha definido así, porque la dosimetría suele realizarse con una cámara de ionización tipo lápiz unida a un electrómetro **(Anexo N°02)** (7).

Las cámaras lápiz más utilizadas poseen una longitud activa de 100 mm y un volumen aproximado de 3 cm³ (esto corresponde a un diámetro ligeramente mayor de 6 mm). Para las mediciones de dosis, se utilizan maniqués (fantomas) de acrílico compacto. Cuando la cámara lápiz se coloca en aire o en el interior de un fantoma, en posición paralela al eje z de barrido del equipo, y se efectúa un corte por el plano que pasa por el centro de la cámara, esta recoge una carga que corresponde a una irradiación parcial. La lectura incluye no sólo el componente de radiación directa que llega a su zona central, sino también los componentes de radiación dispersa que llegan a ambos lados. 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 como: **(Anexo N°03)** (7).

En la fórmula, DR es la lectura del electrómetro y T es el ancho del haz de radiación, siendo el subíndice 100 la referencia que indica que el

cálculo integra una longitud de 100 mm, en coincidencia con la longitud de la cámara. La unidad usualmente utilizada para el CTDI es el miligray (mGy), 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]). Estos habitualmente son 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 (**Anexo N°04**) (7).

2.2.1.2 Índice Ponderado de Dosis en Tomografía (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 (7).

En los últimos años, se ha propuesto unir las medidas en un CTDI ponderado o efectivo (CTDI_{100,w}), calculado como: (**Anexo N°05**) (7).

En muchos casos es usual ver los índices expresados sin el número 100, ya que se utilizan generalmente cámaras de 100 mm (7).

2.2.1.3 Índice de Dosis en Tomografía Computada en volumen (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}), cuya expresión para cortes axiales es: **(Anexo N°06)** (7).

En la fórmula, N es el número de cortes axiales a realizar, T es el espesor de cada uno de los cortes expresados en mm el es el avance de la camilla entre cortes. Las medidas también son en mGy. 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. En este caso, el CTDI_{VOL} viene definido en función del pitch mediante la expresión: **(Anexo N°07)** (7).

El CTDI_w representa la dosis promedio de radiación atribuible a un corte en el plano x-y, mientras que el 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. Esta última magnitud es muy utilizada como indicador de dosis para un protocolo específico, porque tiene cuenta la información del pitch (7).

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 (7).

2.2.1.4 Producto dosis-longitud (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) (6). Se toma en cuenta la longitud de exploración en centímetros y la multiplicamos por el $CTDI_{VOL}$, obtenemos el producto “dosis por longitud” (DLP), que es proporcional a la radiación total absorbida; por lo tanto, a mayor DLP existe un mayor riesgo relacionado con la exposición a la radiación (5).

Este se expresa, para una exploración completa, de acuerdo con la ecuación: **(Anexo N°08)** (7).

En ella, la sumatoria se extiende sobre toda la serie (definida por el índice i) de cortes de una secuencia, siendo T_i el espesor de corte nominal y N_i 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. De manera equivalente y práctica para el área médica, se puede utilizar la expresión: **(Anexo N°09)** (7).

En esta, 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 (7).

2.2.1.5 Dosis Efectiva

Viene hacer la suma ponderada de las dosis equivalentes en los distintos órganos y tejidos del cuerpo. Nos da información sobre el riesgo global en el organismo humano. Su unidad es el Sievert (Sv) (7).

La dosis efectiva es la suma ponderada de las dosis equivalentes a todos los tejidos y órganos, e indica la combinación de diferentes dosis en diferentes tejidos, de manera que sea posible la correlación con los efectos estocásticos, que son aleatorios. Esto hace que sea aplicable aunque la distribución de la dosis absorbida por el cuerpo humano no sea homogénea. La unidad de medición de la dosis efectiva es el Julio por kilogramo (J/kg), y se le da el nombre especial de "Sievert" (Sv). La diferencia con la unidad de la dosis absorbida, que se expresa en Grays (Gy), es que el Sv está corregido por el daño biológico, es decir tiene en cuenta las distintas radiosensibilidades de los órganos en una determinada área irradiada (5).

Para obtener una medición aproximada en mSv de la dosis efectiva a la que el paciente fue expuesto en un estudio tomográfico, se multiplica el DLP por un factor constante, el cual se encuentra determinado y es diferente para cada área anatómica. Estos valores constantes están de acuerdo con las guías europeas de criterios de calidad para la TC (5).

La dosis efectiva es normalizada por el producto de DLP para adultos y pacientes pediátricos de varias edades en diferentes partes del cuerpo (5).

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: **(Anexo N°10)** (7).

Así, E representa la dosis efectiva expresada en milisieverts (mSv), DLP es el producto dosis-longitud expresado en mGy.cm y EDLP es la dosis efectiva normalizada expresada en $\text{mSv.mGy}^{-1}.\text{cm}^{-1}$ en una región específica: **(Anexo N° 11)** (7).

Si bien estos valores son empíricos y han sido establecidos para adultos (como resultado de numerosas mediciones en un rango de edades muy variable y simulaciones a través de sistemas informáticos), no deberían ser utilizados para un estudio individual de cada paciente. Por su naturaleza, estos solo se utilizan como referencia para la confrontación entre protocolos o estudios dosimétricos obtenidos en diferentes equipos, o bien para el cotejo con niveles de referencia (7).

En el caso de los pacientes pediátricos, existen otros valores o correcciones que permiten realizar mejores aproximaciones (7).

2.2.1.6 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. En tomografía computada, se utiliza el CTDI_w y DLP. **(Anexo N°12)** (7).

Se debe realizar una adecuada exploración ajustando la técnica de la exploración a las dimensiones del paciente: protocolos específico de pediatría y no aplicar protocolos de adultos (8).

Los valores de CTDI_w y DLP son los propuestos por la comunidad europea para pacientes pediátricos de 1-10 años, tomando en cuenta el siguiente nivel de referencia. **(Anexo N°13)** (9).

2.2.1.7 Monitorización

El equipo en el que se recolectaron los datos de los estudios tomográficos fue General Electric Lightspeed Ultra de 16 cortes el cual proporciona información de la dosis de cada estudio como una imagen DICOM, en el cual arroja datos del paciente que se ha tomado el examen como el nombre del mismo, edad, fecha que se realizó el examen, número de examen, la sede en donde fue realizada la tomografía, el tipo de examen que se tomó y por supuesto el informe de dosis dejando a conocer el Índice de Dosis en CT y el Dosis Producto – Longitud. **(Anexo N°14)**

2.2 ANTECEDENTES DE LA INVESTIGACIÓN

-En el año 2004 se realizó un estudio prospectivo sobre los parámetros de exploración en TC pediátricos en el Hospital Universitario La Paz, titulado "Dosis de TC pediátricos", llevado a cabo por Santa-Olalla y col. Este estudio comenzó con TC de cráneo y, posteriormente, se amplió a exploraciones de tórax y abdomen. Durante 10 meses se recogieron datos relativos a la técnica empleada en el escáner Siemens Somatom Plus, en niños de edades comprendidas entre 0 y 15 años. También se recogieron datos relativos al paciente (edad, sexo y peso), con el fin de calcular la dosis efectiva que reciben en cada exploración. Los objetivos planteados en este estudio son, determinar si se utilizan protocolos concretos en función de las características morfológicas del niño y si las dosis de radiación recibidas son inferiores a los valores de referencia en TC de cráneo, tórax y abdomen. Conocer los protocolos de exploración y las dosis recibidas por los pacientes en un hospital universitario de referencia en pediatría será el primer paso para la optimización. Los principales parámetros de exploración determinantes de la dosis son el kilovoltaje (kVp), la corriente de tubo (mA), la colimación y el pitch, y en los niños deben ajustarse en función del tamaño de las distintas partes del cuerpo. Como resultados obtuvieron lo siguiente: En las exploraciones de TC realizadas a pacientes pediátricos en nuestro hospital no existen protocolos concretos de exploraciones de TC en función de la edad y/o peso de los niños. El valor de CTDI_w de referencia se supera en exploraciones de cráneo en todos los grupos de edad y el de DLP sólo en el grupo de 0-1 año. Los valores de DLP para exploraciones de tórax de niños menores de 1 año y de abdomen de niños entre 1 y 5 años

son superiores a los valores de referencia. Es necesario protocolizar las exploraciones de TC pediátricas en función del peso para tórax y abdomen y en función de la edad para cráneo porque el uso de parámetros adecuados disminuye las dosis de radiación recibida. Por ello se realizará un esfuerzo en la optimización de técnicas de exploración, relacionándolas con parámetros de calidad de imagen y se empezará por las exploraciones en las que se superen los valores de referencia (9).

-Posteriormente en el año 2010 Pediatric Environmental Health Speciality Unit Valencia desarrollo un trabajo “Como disminuir el uso de Radiaciones Ionizantes en Pediatría” llegando a la conclusión que el incremento de riesgo de cáncer en la población infantil por la práctica de estudios de Tomografía Computarizada está relacionado, no sólo con la mayor expectativa de vida y superior actividad mitótica, sino también con los valores absolutos de radiación profunda recibidos como consecuencia del menor diámetro corporal. Así, en estudios experimentales, se constata que para un adulto de 30 cm de diámetro abdominal la dosis profunda en su centro geométrico es del 50%. En un paciente pediátrico de 10 cm de diámetro la dosis central es del 100%” (10).

-En el trabajo de investigación “Optimización de protocolo de baja dosis de tomografía computarizada en pacientes pediátricos con deformidad craneal” que se desarrolló en el año 2012 en la Universidad de Santiago de Compostela Vázquez Castelo, José Luis determina que en los últimos años, se está desarrollando una sensibilización sanitaria y social a la exposición a radiaciones ionizantes con fines médicos. Los niños son más radiosensibles y debemos desarrollar protocolos de imagen optimizados.

Durante 32 meses desarrollamos un protocolo optimizado de TC de baja dosis para niños con deformidad craneal. El estudio se realizó en el Complejo Hospitalario Universitario de Vigo, con un total de 91 exploraciones realizadas. Conseguimos una reducción de dosis de ocho veces respecto a nuestro estudio de cráneo estándar. Conclusiones de objetivos específicos: 1. Presentamos una sistemática en la evaluación de los estudios, constándose su buena calidad. 2. La dosis efectiva del estudio radiológico simple es sólo ligeramente inferior al protocolo TC de cráneo optimizado. 3. Proponemos la realización del estudio de TC de baja dosis en pacientes cuidadosamente seleccionados. 4. Proponemos un protocolo pormenorizado que puede ser aplicado en otros servicios de radiodiagnóstico. 5. La sedación es necesaria en menos de la mitad de los pacientes. 6. Valoramos el riesgo de inducción de cáncer, demostrándose que el riesgo adicional es despreciable frente al riesgo basal de cáncer (11).

-Dos años más tarde en el Hospital de Emergencias José Casimiro Ulloa en la ciudad de Lima-Perú, Rosales Ticona Elvis Jesús elaboró un trabajo de investigación "Dosis de radiación por tomografía computarizada de cráneo en pacientes con traumatismo encéfalo craneano" cuyo estudio determina que la gran mayoría de los pacientes con traumatismo craneoencefálico atendidos de urgencia en el Hospital de Emergencias José Casimiro Ulloa recibió dosis de radiación inferiores a los niveles de referencia establecidos por organismos internacionales específicamente a los valores de referencia planteados en las guías del Reino Unido y la Comunidad Europea. De acuerdo con estas guías un paciente no debería ser sometido a una tomografía de cráneo con un Índice de Dosis por

Tomografía Computarizada (CTDI) mayor a 60 mGy por cada examen. El tecnólogo médico no modifico el protocolo de adquisición del tomógrafo para este segmento, porque la mayoría de los pacientes son adultos y su volumen del cráneo es relativamente constante, a diferencia de otros órganos de cuerpo, donde el volumen varía y es necesario ajustar el kilovoltaje y miliamperaje para obtener imágenes con calidad diagnóstica. Sin embargo hubieron algunos casos en los que se tuvo que modificar el protocolo de adquisición, como es el caso de los niños que por el menor volumen de su cráneo se utilizó menor radiación, y otros en los cuales se incrementó la dosis de radiación porque se tuvo que abarcar un mayor área de exploración por el compromiso parcial del macizo facial, o en pacientes con compromiso del sensorio que se movieron durante la adquisición del estudio, se tuvo que repetir el estudio (12).

Finalmente en el año 2015 se publicó un artículo de un trabajo de investigación realizado en el Hospital Angeles Mocel en el cual se documentaron tomografías realizadas desde un equipo General Electric Lightspeed Ultra de 16 cortes, capturándose los datos de 419 estudios tomográficos de diferentes áreas corporales , cuyo objetivo de esta investigación fue conocer la dosis de radiación a las que están expuestos los pacientes en tomografías realizadas por médicos en formación y comparar la dosis efectivas obtenidas con las recomendadas por la Asociación Americana de Físicos en Medicina. Demostrando que en el 25.7% del total de los casos se excedió la dosis en un promedio de 3.1 mSv por arriba de lo recomendado por las guías europeas; aunque no es clínicamente significativo, debe hacerse énfasis al personal médico que se

apegue a las diferentes técnicas de reducción y modulación de dosis, las cuales siguen el principio ALARA (*as low as reasonably achievable*), que se refiere a realizar “el mejor estudio con la menor dosis posible”. Así se conseguirá disminuir la dosis de exposición a radiación, sobre todo en pacientes que continuamente son sometidos a estudios que utilizan radiación ionizante por requerimiento médico, como aquellos con enfermedad cerebro-vascular o en el seguimiento de neoplasias (5).

III. METODOLOGÍA

3.1 TIPO DE INVESTIGACIÓN

El presente estudio es de tipo descriptivo, retrospectivo.

3.2 DISEÑO DE LA INVESTIGACIÓN

El diseño de la presente investigación es no experimental de corte transversal.

3.3 POBLACIÓN Y MUESTRA DE LA INVESTIGACIÓN

3.3.1 Población

La población comprende 53 pacientes pediátricos de 1 a 10 años de edad atendidos en el Hospital Base Víctor Lazarte Echegaray por estudios de tomografía helicoidal multicorte cerebrales durante el periodo comprendido entre abril – junio 2017.

3.3.2 Muestra

El tamaño de la muestra seleccionada para la presente investigación está constituida por la totalidad de la población. Por ser una población finita.

- **Criterios de inclusión:**

- ✓ Pacientes pediátricos de 1 a 10 años de edad

- ✓ Pacientes pediátricos de ambos sexos.

- **Criterios de exclusión:**

- ✓ Pacientes pediátricos cuya tomografía computarizada abarque otras zonas del cuerpo que no sean exámenes cerebrales.

✓ Pacientes pediátricos que no tenga registro de dosis de radiación,
o datos incompletos.

✓ Pacientes que no estén con edad requerida.

3.4 VARIABLES, DIMENSIONES E INDICADORES

VARIABLE	DEFINICION CONCEPTUAL	DEFINICION OPERACIONAL	INDICADORES	INSTRUMENTO DE RECOLECCION
Dosis de Radiación en tomografía helicoidal multicorte cerebral	Es la cantidad de energía absorbida en el cuerpo del paciente por emisión de rayos x en un examen de tomografía helicoidal multicorte cerebral.	✓ CTDI vol: Índice de dosis de tomografía computarizada.	mGy 60 - 70	FICHA DE DATOS
		✓ DLP: Dosis de producto longitud	mGy-cm 600 - 750	

3.5 TÉCNICAS E INSTRUMENTOS DE LA RECOLECCIÓN DE DATOS

3.5.1 Técnicas

Para la presente investigación se utilizó:

✓ **La observación**; proceso sensorio-mental que, con o sin ayuda de aparatos, hechos o fenómenos provocados te permite el primer encuentro con el problema.

✓ **Análisis documentarios**; Se revisa datos de dosificación de radiación en la Work station del Servicio de Tomografía.

✓ **Búsqueda bibliográfica**; Se revisó fuentes de internet para complementar las bases teóricas.

3.5.2 Instrumentos

Se elaboró una ficha de recolección de datos adecuada para poder registrar la dosis de radiación en tomografía helicoidal multicorte cerebral de pacientes pediátricos de 1 a 10 años en el Hospital Base Víctor Lazarte Echegaray en los meses de abril – junio 2017.

3.5.3 Procedimiento

Se solicitó permiso al Licenciado(a) a cargo del Servicio de Radiología- Tomografía en el Hospital Víctor Lazarte Echegaray - EsSalud, para desarrollar el estudio de investigación, por medio de una solicitud, adjuntando los requisitos impuestos por el Comité de Investigación de dicha institución.

Presentación correspondiente con el comité del Servicio de Radiología-Tomografía en el Hospital Víctor Lazarte Echeagaray - EsSalud, presentando el documento que acredita el permiso correspondiente para realizar el trabajo de investigación.

Cada uno de los usuarios recibió una explicación sobre el propósito de la investigación, solicitándoles su participación voluntaria para formar parte del estudio, como prueba de su aceptación tendrán que firmar una hoja de consentimiento informado.

Por último se procedió a la toma de datos en la consola del tomógrafo, colectando el informe de dosis de cada paciente en el periodo seleccionado. Esta incluye los datos generales del paciente; apellidos y nombres, edad, sexo, y la dosificación utilizada.

3.5 MÉTODOS DE ANALISIS DE DATOS

Los datos que se obtuvieron en la recolección de datos fueron procesados mediante Microsoft Excel 2013 y con el software estadístico SPSS versión 22.

IV RESULTADOS ESTADÍSTICOS

4.1. RESULTADOS

4.1.1. CARACTERÍSTICA DE LA MUESTRA

TABLA N° 01: Edad de la muestra

N	Válido	53
	Perdidos	0
Media		5.06
Mediana		5.00
Desviación estándar		2.938
Rango		9
Mínimo		1
Máximo		10

La tabla N°01 nos presenta la muestra formada por 53 pacientes pediátricos de 1 a 10 años de edad atendidos en el Hospital Base Víctor Lazarte Echeagaray por estudios de tomografía helicoidal multicorte cerebrales durante el periodo comprendido entre abril – junio 2017, el cual nos presentó una media de 5.06, una desviación estándar de 2.938, con un mínimo de 1 y una máximo de 10.

DISTRIBUCIÓN POR SEXO

Tabla N° 02: Distribución por sexo de la muestra

		Frecuencia	Porcentaje
Válido	Femenino	24	45.3
	Masculino	29	54.7
	Total	53	100.0

La tabla N° 02 nos presenta la distribución por sexo de los pacientes pediátricos atendidos por estudios de tomografía helicoidal multicorte cerebrales durante el periodo comprendido entre abril – junio 2017, el cual presenta 24 pacientes del sexo femenino y 29 pacientes del sexo masculino.

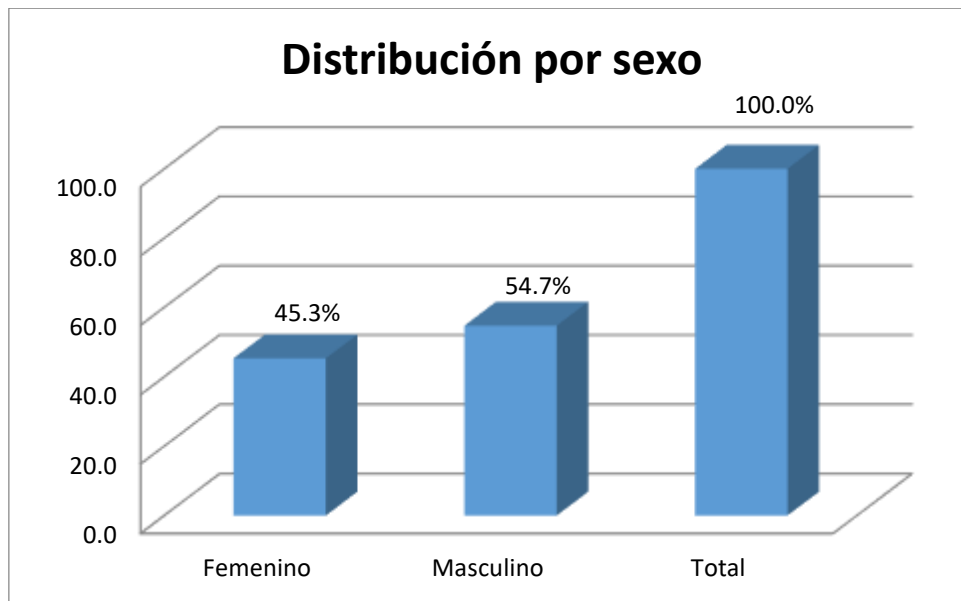


Figura N° 01: Distribución por sexo de la muestra

Los porcentajes correspondientes se muestran en la figura N° 01

4.1.2 RESULTADOS DE LA INVESTIGACIÓN

ÍNDICE DE DOSIS EN TOMOGRAFÍA COMPUTARIZADA EN VOLUMEN (CTDIVOL)

Tabla N°03: Índice de dosis en TC en volumen (CTDI_{vol})

	N	Mínimo	Máximo	Media	Desviación estándar
CTDI _{vol}	53	9.56	78.47	39.5115	20.66348
N válido (por lista)	53				

La tabla N° 03 nos muestra la valores de CTDI_{vol}, de los pacientes pediátricos atendidos por estudios de tomografía helicoidal multicorte cerebrales durante el periodo comprendido entre abril – junio 2017, el cual presenta una media de 39.51; con un mínimo de 9.56 y un máximo de 78.47 y una desviación estándar de 20.66.

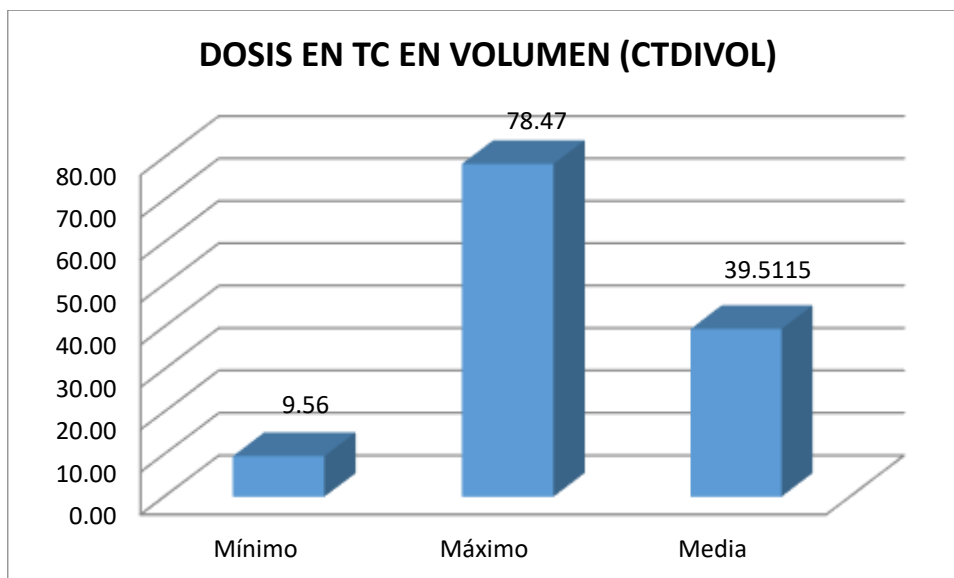


Figura N°02: Índice de dosis en TC en volumen (CTDI_{vol})

La figura N° 02 nos muestra los valores mínimos y máximos del CTDI_{vol}

PRODUCTO DOSIS – LONGITUD (DLP) EN LOS ESTUDIOS DE TOMOGRAFÍA HELICOIDAL

Tabla N°04: Producto Dosis – Longitud (DLP)

	N	Mínimo	Máximo	Media	Desviación estándar
DLP	53	66.55	2106.05	748.0862	452.31697
N válido (por lista)	53				

La tabla N° 04 nos muestra el producto Dosis – Longitud (DLP) en los estudios de los pacientes pediátricos atendidos por estudios de tomografía helicoidal multicorte cerebrales durante el periodo comprendido entre abril – junio 2017, el cual presenta una media de 748.09; con un mínimo de 66.55 y un máximo de 2106.05 y una desviación estándar de 452.32.

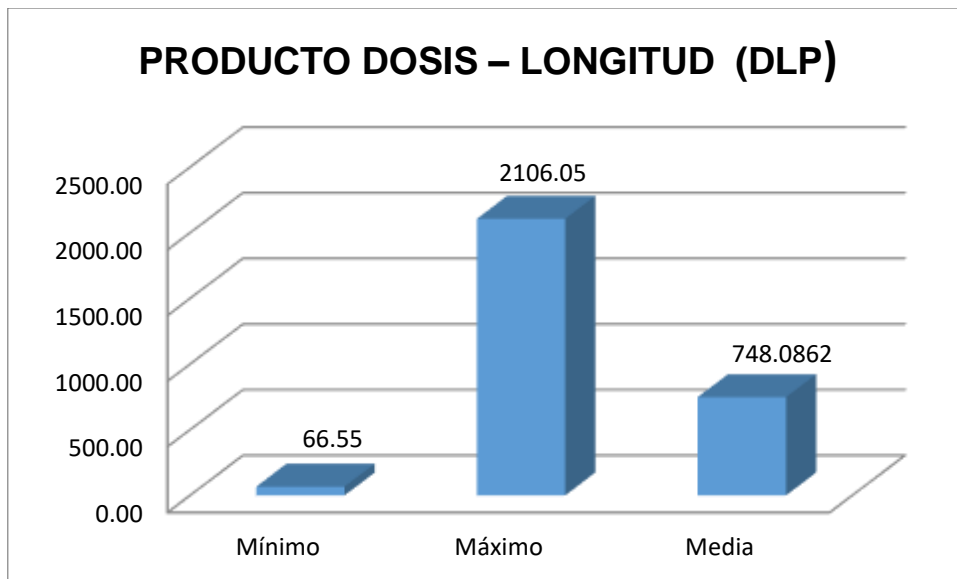


Figura N°03: Producto Dosis – Longitud (DLP)

La figura N° 03 nos muestra los valores mínimos y máximos de DLP

4.2 DISCUSIÓN.

- Realizando una comparación entre los resultados de mi investigación, con respecto al estudio realizado por Santa-Olalla hecho en La Paz, podríamos mencionar que nuestro estudio se encuentra dentro de los límites de referencia para estos tipos de exámenes, si bien es cierto el estudio en referencia realiza una comparación de las dosis usadas según edad, sexo y peso, en nuestra investigación se analizó la media tanto del CTDI_{VOL} y de la DLP que fueron de 39.52 mGy y de 748.08 mGy-cm respectivamente, de los cuales incluso el CTDI_{VOL} se encuentra por debajo de lo recomendado por la referencias empleadas para esta investigación.

- Respecto al trabajo que se realizó en el año 2010 por Pediatric Environmental Health Speciality Unit Valencia llamado "Como disminuir el uso de radiaciones ionizantes en pediatría", tomamos en cuenta que en nuestra investigación no se sobrepasó a los valores de referencia utilizados en nuestro

estudio, evitando el incremento de riesgo de cáncer en la población infantil por la práctica de estudios de tomografía computarizada.

- Relacionando el trabajo de investigación titulado “Optimización de protocolo de baja dosis en tomografía computarizada en pacientes pediátricos con deformidad craneal” realizado en el año 2012 en el complejo Hospitalario Universidad de Vigo por José Luis con nuestro estudio podríamos referir que los protocolos utilizados en los exámenes de tomografía computarizada no se excedieron de los valores referenciales recomendados por la Guía Europea, resaltando que se optimizaron las exploraciones, mas no se consiguió una reducción de dosis ocho veces en el estudio de cráneo estándar como se obtuvo en el trabajo de José Luis.

- Existe la controversia ya que en el estudio que realice no se superaron los límites de los valores de referencia guiados por la comunidad europea ya que se abarco solo pacientes pediátricos y nos enfocamos únicamente en exámenes tomográficos cerebrales, sin embargo en el estudio que realizo Elvis Jesús Rosales en el año 2014 en nuestro país en la ciudad de Lima no se modificó el protocolo de Adquision en pacientes adultos ya que el volumen del cráneo es relativamente constante pero si en los pediátricos, y cabe resaltar que se excedió de los valores de referencia en exploraciones en las que se tenía que abarcar el macizo facial y en aquellos pacientes con compromiso del sensorio ya que se movieron durante la Adquision y se tuvo que repetir el estudio.

- Confrontando los resultados de mi investigación con la investigación realizada en el año 2015 en el Hospital Angeles Mocel en México, aludimos

que en nuestro estudio se respetaron los valores umbrales de dosis en tomografía cerebral pediátrica, constatando que en el estudio de mención obtuvieron resultados que demuestran que la población en general está siendo sometida a elevados niveles de dosis efectivas de radiación a realizarse estudios tomográficos, comprobando que en el 25.7% del total de los casos de excedió la dosis en un promedio de 3.1 mSv por arriba de lo recomendado por las Guías Europeas, si bien es cierto en este trabajo toma en cuenta la dosis efectiva y en el nuestro no, esta situación por la cual debe hacerse énfasis al personal médico que se apegue a las diferentes técnicas de reducción y modulación de dosis, las cuales siguen el principio ALARA (as low as reasonably achievable), que se refiere a realizar “el mejor estudio con la menor dosis posible”; así se conseguirá disminuir la dosis de exposición a radiación.

4.3 CONCLUSIONES

1. El estudio nos muestra los valores del El índice de dosis en tomografía computarizada en volumen (CTDIvol) en Tomografía helicoidal multicorte cerebral de pacientes pediátricos entre las edades 1 a 10 años durante el periodo comprendido entre abril – junio 2017, obteniendo como media 39.51 mGy; con un mínimo de 9.56 mGy y un máximo de 78.47 mGy y una desviación estándar de 20.66 mGy.

2. El estudio nos muestra El producto dosis – longitud (DLP) en los estudios de Tomografía helicoidal multicorte cerebral de pacientes pediátricos entre las edades 1 a 10 años durante el periodo comprendido entre abril – junio 2017, el cual presenta una media de 748.09 mGy.cm; con un mínimo de 66.55

mGy.cm y un máximo de 2106.05 mGy.cm y una desviación estándar de 452.32 mGy.cm.

4.4. RECOMENDACIONES

Se recomienda el personal Tecnólogo Médico concientizarse y respetar los niveles de referencia establecidos por organismos internacionales; específicamente a los valores de referencia planteados en las Guías del Reino Unido y la Comunidad Europea, donde refiere que un paciente pediátrico no debería ser sometido a una tomografía cerebral con un índice de Dosis en Tomografía Computarizada (CTDI) mayor a 60 mGy y Producto Dosis Longitud (DLP) mayor a 750 mGy.cm por cada examen.

Hacer énfasis al personal Tecnólogo Médico en regirse a diferentes técnicas de reducción y modulación de dosis, las cuales siguen el principio ALARA (*as low as reasonably achievable*), que se refiere a realizar “el mejor estudio con la menor dosis posible”. Así se conseguirá disminuir la dosis de exposición a radiación, sobre todo en pacientes que continuamente son sometidos a estudios que utilizan radiación ionizante por requerimiento médico.

Dar a conocer los resultados de esta investigación al personal Tecnólogo Médico del Área de Radiología- Tomografía en el Hospital Víctor Lazarte Echegaray para que consideren las dosis utilizadas en exploraciones no solo en pacientes pediátricos si no también incluir a pacientes adultos.

Tener en cuenta que los pacientes pediátricos son más sensibles a la radiación ionizante por la alta actividad mitótica en su células, por lo cual están más sujetos a mutaciones en el ADN y causar cáncer radioinducido a los largo de su vida por exposiciones medicas de este rango.

Protocolizar la dosis tomografica a utilizar clasificando a los grupos de pacientes de acuerdo a la edad, catalogando a pacientes pediátricos y adultos y respecto a ello utilizar una dosis optimizada en cada exploración.

REFERENCIAS BIBLIOGRAFICAS

1. Revista Argentina de Radiología. Dosimetría en tomografía computada. (Internet). 2014. (Citado 10 de oct 2016). Disponible en: http://www.scielo.org.ar/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1852-99922014000300005
2. Us National Library of Medicine National Institutes of Health. Radiation Dose In Paediatric Computed Tomography: Risks And Benefits. (Internet). 2010. (Citado 4 de oct 2016). Disponible en: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4111023/>
3. Mondaca A. Roberto. Por Que Reducir Las Dosis De Radiación En Pediatría. (Internet). 2006. (Citado 10 oct 2016); Disponible en: http://www.scielo.cl/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0717-93082006000100008
4. Jiménez Lavié, Maria F. et al. Evaluación de la Dosis Recibida por pacientes adultos y pediátricos en exámenes de tomografía computarizada. 2013.
5. García Escobedo, Arturo y González Vergara, Carolina. Tomografía computada: Grandes beneficios con gran responsabilidad. 2015, 13(4): 232-237.
6. El baúl Radiológico. Indicadores De La Dosis De Radiación Absorbida En Tomografía Computarizada. (Internet). 2011. (citado 4 de marzo 2017). Disponible en:

- <http://www.elbaurradiologico.com/2011/12/indicadores-de-dosis-absorbida-en-tc.html>
7. D. Andisco, S. Blanco y A.E. Buzzi. Dosimetría en Tomografía computada. Rev Argent Radiol. 2014;78(3):156 – 160.
 8. Ruiz Martinez, Agustin y Ribas Morales, Montserrat. Cuantificación de la dosis de radiación en tomografía computarizada.(Internet).(Citado 19 junio 2017). Disponible en: http://seguretatdelspacients.gencat.cat/web/.content/minisite/seguretatpacients/professionals/jornades/07-vii_jornada_per_a_la_seguretat_dels_pacients_a_catalunya__pediatria/02_agusti_ruiz.pdf
 9. Santa-Olalla Carcedo et al. Dosis en TC pediátricos. 2005; 6(3): 231-235
 10. Pediatric Environmental Health Speciality Unit Valencia. Como disminuir el uso de Radiaciones Ionizantes en Pediatría. (Internet). 2010. (Citado 12 oct 2016). Disponible en: <http://www.pehsu.org/research/hsostenible/rx/rx.htm>
 11. Vázquez Castelo, José Luis. Optimización de protocolo de baja dosis de tomografía computarizada en pacientes pediátricos con deformidad craneal. (Internet). 2012. (Citado 14 oct 2016). Disponible en: <https://minerva.usc.es/xmlui/handle/10347/3686>
 12. Rosales Ticona, Elvis Jesús. Dosis De Radiación Por Tomografía Computarizada De Cráneo En Pacientes Con Traumatismo Encéfalo Craneano (Internet). 2015. (Citado 16 Oct 2016). Disponible En: http://www.repositorioacademico.usmp.edu.pe/bitstream/usmp/1301/5/Rosales_e.pdf.

ANEXOS

CONSOLIDADO DE DATOS OBTENIDOS PARA LOS ESTUDIOS DE LA PRESENTE INVESTIGACIÓN

Nº EXAMEN	FECHA DEL EXAMEN	SEXO	EDAD DEL PACIENTE(AÑOS)	CTDI	DLP
1160	03/04/2017	F	8	17.83	566.04
1171	03/04/2017	M	5	57.88	965.11
1196	04/04/2017	M	6	57.88	1022.99
1197	04/04/2017	F	2	75.22	2106.04
1199	04/04/2017	M	9	42.46	750.42
1231	04/04/2017	F	9	75.22	1203.46
1484	10/04/2017	F	2	27.27	454.89
1488	11/04/2017	M	2	42.46	665.5
1490	11/04/2017	M	5	42.46	707.96
1506	11/04/2017	F	1	15.66	443.84
1538	11/04/2017	M	8	58.24	815.43
1543	11/04/2017	F	4	57.53	698.94
1568	12/04/2017	M	1	75.22	902.59
1596	13/04/2017	M	10	29.85	492.13
1793	19/04/2017	M	10	42.46	729.19
1662	15/04/2017	M	3	42.46	1005.18
1687	17/04/2017	F	8	75.22	1203.46
1735	18/04/2017	M	5	23.91	1051.96
2010	24/04/2017	F	4	29.18	946.85
2021	24/04/2017	F	7	59.18	1657.01
2052	25/04/2017	M	7	59.18	1893.7
2234	28/04/2017	M	3	23.91	669.42
2317	30/04/2017	M	8	78.47	1429.57
2344	02/05/2017	F	5	53	1467.76
2345	02/05/2017	F	9	10.9	232.78
2392	03/05/2017	M	8	29.85	525.71
2488	04/05/2017	M	3	59.18	1065.21
2526	06/05/2017	F	10	75.22	2106.05
2684	09/05/2017	M	3	9.56	163.73
2829	11/05/2017	M	10	23.05	371.6
3032	15/05/2017	M	2	45.22	753.99
3049	16/05/2017	F	8	14.86	519.99
3166	18/05/2017	M	3	23.05	371.6
3661	30/05/2017	M	5	42.64	642.24
3948	05/06/2017	F	1	33.17	549.2
3956	06/06/2017	M	8	20.83	318.51
3970	06/06/2017	F	5	23.32	659.58
4272	11/06/2017	F	4	39.81	820.2
4342	13/06/2017	M	5	41.46	683.16

4607	17/06/2017	F	1	15.3	260.47
4609	18/06/2017	F	2	17.22	293.06
4616	18/06/2017	F	1	40.13	727.9
4617	18/06/2017	F	1	15.65	271.41
4706	20/06/2017	M	3	20.4	331.78
4694	20/06/2017	F	6	20.4	324.13
4691	20/06/2017	M	1	20.4	347.09
4692	20/06/2017	F	6	20.4	643.16
4902	24/06/2017	M	7	23.05	714.25
4969	25/06/2017	M	7	78.47	1436.66
4994	26/06/2017	M	1	20.4	336.89
5041	27/06/2017	F	8	59.18	828.5
5044	27/06/2017	F	2	57.43	710.14
5045	27/06/2017	M	6	31.41	1093.42



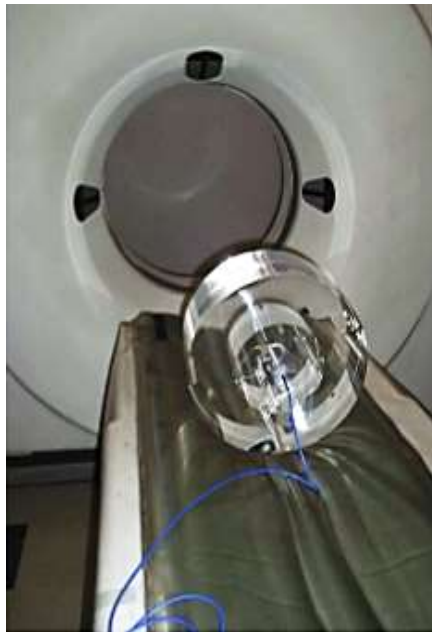
Anexo N° 01: Cámara de Ionización tipo lápiz.

$$CTDI = \frac{1}{T} \int_{-\infty}^{+\infty} D(z).dz$$

Anexo N° 02: Índice de Dosis en Tomografía Computada

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

Anexo Nº 03: La ionización detectada por la cámara en toda su longitud puede expresarse de manera simplificada



Anexo Nº 04: Fantoma abdominal y craneal de acrílico (PMMA) Donde puede observarse la cámara de ionización colocada en el orificio central.

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

Anexo N°05: CTDI Ponderado o Efectivo

$$CTDI_{VOL} = \frac{N.T}{I} . CTDI_W$$

Anexo N°06: Índice de dosis en tomografía computada en volumen.

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

Anexo N°07: $CTDI_{vol}$ definido en función del pitch.

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

Anexo N°08: Ecuación de Producto Dosis-longitud.

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

Anexo N°09: En áreas médicas el DLP tiene esta expresión

$$E = E_{DLP} \cdot DLP$$

Anexo N°10: Formula de Dosis Efectiva

Tabla 1. Valores de dosis efectiva normalizada según la región⁶

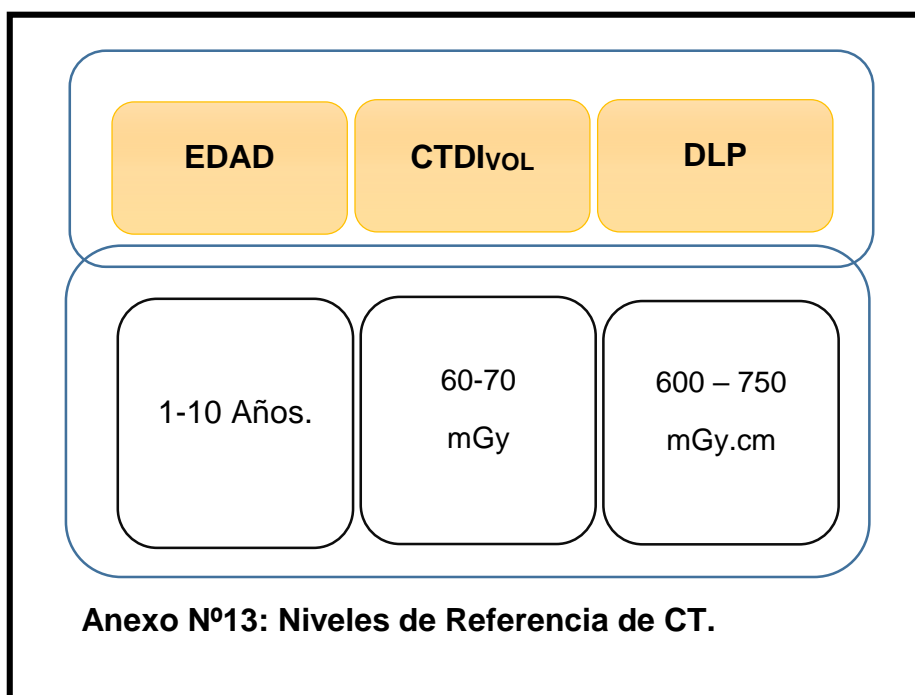
Región	Dosis efectiva normalizada E_{DLP} [mSv.mGy ⁻¹ .cm ⁻¹]
Cabeza	0,0023
Cuello	0,0054
Tórax	0,017
Abdomen	0,015
Pelvis	0,019

Anexo N°11: Valores de dosis efectiva según la región.

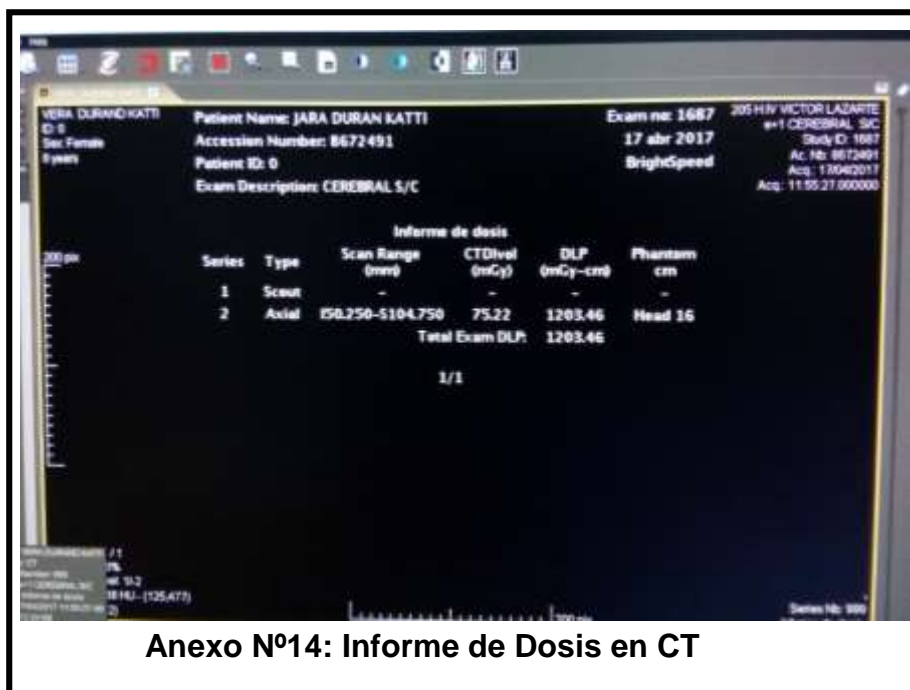
Tabla 2. Principales valores propuestos por la Comunidad Europea⁶

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

Anexo N°12: Principales valores para pacientes adultos propuestos por la comunidad Europea.



Anexo N°13: Niveles de Referencia de CT.



Anexo N°14: Informe de Dosis en CT

Nº EXAMEN	FECHA DEL EXAMEN	HOMBRE DEL PACIENTE	SEXO	EDAD DEL PACIENTE(AÑOS)	CTDI	DLP

Anexo N°15: Ficha de recolección de Datos