



**UNIVERSIDAD ESPECIALIZADA DE LAS AMÉRICAS**  
**Facultad de Ciencias Médicas y Clínicas**  
**Escuela de Ciencias Médicas y de Enfermería**

**Trabajo de grado para optar por el título de Licenciada en**  
**Radiología Médica e Imágenes**

Modalidad de Tesis

Dosis efectiva de radiación en estudios de tomografías computadas de cráneo, realizadas en el Departamento de Radiología del Hospital General Cecilio A. Castillero

Presentado por:

Díaz Montenegro, Celeste Isabel 6-723-1673

Asesor:

Sergio Landires Rojas

Panamá, 2022

## **DEDICATORIA**

A Dios, el que siempre me acompaña y siempre me levanta, por darme la sabiduría para alcanzar mis objetivos.

A mí, por seguir adelante, por ser valiente y no desmayar esas veces que quise abandonar, me agradezco, me valoro y me felicito.

(Celeste)

## **AGRADECIMIENTOS**

Agradezco a la universidad UDELAS por abrirme las puertas para estudiar esta maravillosa carrera.

A mis profesores los cuales me brindaron sus conocimientos para poder llegar hasta aquí.

A mi asesor, Dr. Sergio Landires, por compartir sus conocimientos, orientación y ayuda no solo durante la tesis, sino durante toda la carrera.

A la profesora Susana, por siempre creer en mí y en mis capacidades.

Al profesor Gil, por guiarme en la investigación a nivel secundario como universitario.

A los profesionales de los distintos hospitales donde realicé mis prácticas.

A mi mejor amigo Pablo de la Cruz, por vivir esta experiencia conmigo, por su apoyo y ayuda incondicional.

A mi familia por darme el ejemplo de superación, humildad y sacrificio.

A todos, espero contar siempre con su incondicional apoyo.

(Celeste)

## RESUMEN

En esta investigación se abordó la medición de dosis de radiación efectiva que reciben los pacientes que se realizan estudios de tomografía computarizada de cráneo.

Para verificar los índices de dosis, se tomó en cuenta la técnica utilizada la cual da el resultado del DLP (producto dosis longitud) por sus siglas en inglés: dose-length product), el peso del paciente y el factor de ponderación del área de interés, en este caso el cráneo.

Los valores de dosis efectivas resultantes fueron comparados con los valores normalizados para estudios de tomografía de cráneo, por distintas instituciones de protección radiológica como lo es el Consejo Nacional de Protección y Mediciones de Radiación y el Consejo de Seguridad Nuclear.

Finalmente, se elaboró una propuesta de intervención a la problemática, para que los servicios de tomografía determinen una atención personalizada en base al peso y tamaño del paciente. También, para que se acerquen al conocimiento y aplicación de los distintos parámetros utilizados en tomografía computarizada, como lo son: el CTDI (índice de dosis de tomografía computarizada), el DLP (producto dosis longitud) y la dosis efectiva adecuada obtenida de los parámetros anteriores, esto dado a la necesidad de la aplicación de distintas técnicas de reducción de dosis, para prevenir los efectos estocásticos o a largo plazo de la radiación.

**Palabras claves:** dosis efectiva, tomografía computarizada, factor de ponderación, producto dosis longitud, índice de dosis, efectos estocásticos.

## **ABSTRACT**

This research addressed the measurement of effective radiation dose received by patients undergoing cranial computed tomography.

To verify the dose indexes, the technique used was considered, which gives the result of the DLP (dose-length product), the weight of the patient and the weighting factor of the area of interest, in this case the skull.

The resulting effective dose values were compared with the normalized values for skull tomography studies, by different radiation protection institutions, such as the National Council on Radiation Protection and Measurements, and the Nuclear Safety Council.

Finally, an intervention proposal to the problem was elaborated, so that the tomography services determine a personalized attention based on the weight and size of the patient. And also, so that they approach the knowledge and application of the different parameters used in computed tomography, such as: the CTDI (computed tomography dose index), the DLP (dose-length product) and the adequate effective dose obtained from the parameters above, this, given the need to apply different dose reduction techniques to prevent stochastic or long-term effects of radiation.

**Keywords:** effective dose, computed tomography, weighting factor, dose-length product, dose rate, stochastic effects.

## CONTENIDO GENERAL

	<b>Páginas</b>
INTRODUCCIÓN.....	10
CAPÍTULO I: ASPECTOS GENERALES DE LA INVESTIGACIÓN .....	14
1.1 Planteamiento del problema.....	14
1.1.1 El problema de investigación.....	19
1.2 Justificación.....	19
1.3 Hipótesis .....	20
1.4 Objetivos .....	20
1.4.1 General:.....	20
1.4.2 Específicos: .....	20
CAPÍTULO II: MARCO TEÓRICO .....	22
2.1 Rayos X.....	22
2.1.1 Antecedentes históricos.....	22
2.1.2 Definición .....	22
2.2 La Tomografía.....	23
2.2.1 Antecedentes históricos.....	23
2.2.2 Definición .....	24
2.2.3 Importancia .....	24
2.2.4 Beneficios y riesgos.....	26
2.2.4.1 Beneficios de la TC para una asistencia sanitaria más eficaz	26
2.2.4.2 Riesgos .....	26
2.2.5 Evolución .....	27
2.2.5.1 Escáneres .....	28
2.2.5.1.1 Escáneres de primera y segunda generación .....	28
2.2.5.1.2 Escáneres de tercera y cuarta generación .....	28
2.2.5.1.3 Escáneres de quinta y sexta generación .....	29
2.2.5.1.4 Séptima generación.....	29
2.2.6 Componentes del tomógrafo .....	29
2.2.6.1 Gantry .....	29
2.2.6.2 Tubo de rayos X.....	29

2.2.6.3	Tipos de detector .....	30
2.2.6.4	Sistema DAS.....	30
2.2.6.5	Colimador.....	30
2.2.6.6	Mesa .....	31
2.2.6.7	El ordenador.....	31
2.2.6.8	Consola.....	31
2.3	Área de estudio – Tomografía de cráneo .....	31
2.3.1	Definición.....	31
2.3.2	¿Cuándo se necesita?.....	32
2.3.3	Riesgos.....	33
2.4	Protección radiológica .....	33
2.4.1	Definición .....	33
2.4.2	El átomo .....	33
2.4.3	Radiactividad .....	34
2.4.4	Radiación ionizante .....	34
2.4.5	Clasificación de radiación ionizante.....	34
2.5.1	Efectos deterministas .....	36
2.5.2	Efectos estocásticos .....	36
2.5.3	Existen efectos a largo plazo en la salud por la exposición a la radiación .....	37
2.5.3.1	Cáncer .....	37
2.5.3.2	Exposición prenatal a la radiación.....	38
2.5.3.3	Salud mental .....	38
2.6	Medición de radiación .....	38
2.6.1	Dosis absorbida.....	38
2.6.2	Dosis equivalente .....	39
2.6.3	Dosis efectiva .....	39
Tabla 1.	Dosis efectiva normalizada según el área anatómica.....	39
2.6.4	Factores de ponderación .....	40
Tabla 2.	Factores de ponderación de órganos y tejidos. ....	40
2.7	Dosimetría.....	40
2.7.1	CTDI .....	41

2.7.2	CTDI100 .....	41
2.7.3	CTDI W.....	42
2.7.4	CTDIvol.....	42
2.7.5	DLP.....	43
Tabla 3 Valores sugeridos por la comunidad europea. ....		44
Tabla 4. Valores típicos de dosis para tomografía computada de cerebro en pacientes adultos.....		44
2.7.6	Pitch.....	45
2.8	SAR.....	45
2.9	Calidad de imagen .....	45
2.9.1	Ruido de la imagen.....	46
Imagen Nº 1. Ruido en la imagen. ....		47
2.9.2	Artefactos .....	47
2.9.3	Resolución espacial.....	48
2.9.4	Resolución de contraste .....	48
2.9.5	Manipulación de imágenes por tomografía.....	48
2.9.6	Reconstrucción multiplanar .....	48
2.9.7	Vista de Máxima Proyección de Intensidades (MIP).....	49
2.9.8	Volumerendering .....	50
CAPÍTULO III: MARCO METODOLÓGICO .....		52
3.1	Diseño de investigación y tipo de estudio .....	52
3.1.2	Tipo de estudio .....	52
3.2	Sujetos o grupo estudio:.....	53
3.3	Tipo de muestra estadística: .....	53
3.4	Variables .....	53
3.5	Instrumentos, técnicas de recolección de datos y/o materiales .....	54
3.6	Procedimiento .....	55
CAPITULO IV: PROPUESTA DE INTERVECIÓN.....		58
4.1	Introducción.....	58
4.2	Objetivos .....	58
4.2.1	Objetivo general.....	58
4.2.2	Objetivos específicos.....	58

4.3	Justificación de la propuesta .....	58
4.4	Componentes .....	60
CAPÍTULO V: ANÁLISIS DE RESULTADOS .....		62
5.1	Análisis de los resultados obtenidos .....	62
5.1.1	Datos generales.....	63
Tabla 5. Distribución de los pacientes de tomografía computada de cráneo realizadas en el hospital Cecilio A. Castellero por grupo etario según sexo.....		63
Gráfica 1. Distribución de los pacientes de tomografía computada de cráneo realizadas en el hospital Cecilio A. Castellero por grupo etario según sexo.....		63
Tabla 6. Distribución de los pacientes de tomografía computada de cráneo realizadas en el hospital Cecilio A. Castellero por peso según el género.....		64
Gráfica 2. Distribución de los pacientes de tomografía computada de cráneo realizadas en el hospital Cecilio A. Castellero por peso según el género.....		65
Tabla 7. Distribución de los pacientes de tomografía computada de cráneo realizadas en el hospital Cecilio A. Castellero por dosis efectiva según el género. ....		66
Gráfica 3. Distribución de los pacientes de tomografía computada de cráneo realizadas en el hospital Cecilio A. Castellero por dosis efectiva según el género. ....		66
Tabla 8. Distribución de los pacientes de tomografía computada de cráneo realizadas en el hospital Cecilio A. Castellero por nivel dosis efectiva según el peso y género.....		68
Gráfica 4. Distribución de los pacientes de tomografía computada de cráneo realizadas en el hospital Cecilio A. Castellero por nivel dosis efectiva según el peso y género.....		69
CONCLUSIONES.....		70
BIBLIOGRAFÍA.....		73
ANEXO No 1.....		80
ÍNDICE DE TABLAS.....		92
ÍNDICE DE GRÁFICAS .....		93
ÍNDICE DE IMÁGENES.....		94

## INTRODUCCIÓN

Los procedimientos de diagnóstico por imagen generalmente se basan en el uso de radiación, donde si no se aplica un uso correcto puede causar efectos perjudiciales para el paciente.

El número de estudios de tomografía computarizada, realizados cada año en el mundo ha crecido exponencialmente, en gran parte debido al uso de la tomografía computarizada multicorte (MCCT), que se puede realizar en segundos; pero, a pesar de la ventaja diagnóstica para los pacientes, la dosis de radiación recibida por este tipo de práctica es motivo de preocupación para la comunidad profesional debido a la necesidad de reducirla lo más razonablemente posible.

El Consejo Nacional de Protección y Mediciones de Radiación NCRP, en su reporte NCRP 184 a pesar de que registra la disminución de 15-20% en las dosis efectivas de radiación médica en el lapso de 2006-2016, anuncia que los estudios de TC en el mismo periodo se han incrementado del 50% al 63%, respecto de otras modalidades de radiología (fluoroscopia intervencionista cardiaca y no cardiaca, radiografía y fluoroscopia general y medicina nuclear), en los Estados Unidos (National Council on Radiation Protection and Measurements).

**Según el Consejo de Seguridad Nuclear:**

**La irradiación de un organismo vivo disminuye los mecanismos de defensa con los cuales el organismo intenta reparar el daño producido. Las alteraciones finales serán más o menos importantes dependiendo del nivel del éxito alcanzado por tales mecanismos. En este caso, la gravedad del efecto biológico y el tipo de efecto producido también dependerá de la especie de organismo, del órgano afectado y del período durante el que ha sido irradiado de manera continua o discontinua. (p.7)**

Un efecto probabilístico o estocástico ocurre en donde la probabilidad aumenta con la cantidad de radiación recibida. Cabe destacar que la gravedad de los efectos no depende de la cantidad de radiación recibida. En el caso de los efectos estocásticos, aunque no existe una certeza absoluta, se acepta que por pequeña

que sea la dosis recibida, habrá algún efecto; tales efectos, cuando ocurren, son siempre significativos. Un ejemplo de tal efecto es la propagación del cáncer o los efectos genéticos, por ello es recomendable utilizar la dosis tan baja como sea razonablemente posible.

La dosis efectiva es utilizada para evaluar las posibilidades de los efectos a largo plazo que pueden ocurrir en un futuro; es decir, que se toma en cuenta el riesgo en general a largo plazo correspondiente a un procedimiento radiológico (RSNA, 2022).

Según la Comisión Internacional de Protección Radiológica se propone que la dosis efectiva se utilice como una magnitud de protección; los usos principales de la dosis efectiva son para la evaluación de la dosis probable en la planificación y la optimización de la protección radiológica y en la demostración, para fines reguladores, del cumplimiento de los límites de dosis.

En la tomografía existen tres conceptos fundamentales para tener en cuenta la radiación que reciben los pacientes, que son el CTDI, DLP y la dosis efectiva de radiación. En esta investigación se plantea que se le dé un uso adecuado de la dosis efectiva de radiación que reciben los pacientes en los estudios de cráneo por tomografía computarizada.

Para esta se realizó un estudio mixto no experimental, utilizando una lista de cotejo como instrumento de recolección de datos para obtener el valor de la dosis efectiva de radiación.

Esta investigación cuenta con 5 capítulos y se estructura de la siguiente manera:

En el capítulo I se muestran los aspectos generales del problema, como lo son el planteamiento del problema, la situación actual, al igual que la justificación y los objetivos que guían esta investigación; el capítulo II se basa en el marco teórico, en el cual se definen los distintos conceptos de esta investigación, según los distintos autores; el capítulo III, está compuesto por el marco metodológico, donde se muestra el diseño de investigación y tipo de estudio, el sujeto y muestra, las

variables, e instrumentos, las técnicas de recolección de datos como las distintas etapas del proceso.

En el capítulo IV se presenta la propuesta de intervención, la planificación de estrategias tomadas para tomar acción en el problema de la investigación; el último capítulo, no es más que el desarrollo del análisis de los resultados obtenidos en cuanto al instrumento de recolección de datos; y finalmente, se encuentran las conclusiones, recomendaciones, las referencias y los anexos.

Gracias a cada una de las partes de este trabajo se llegó a concluir que la dosis efectiva es fundamental para estimar el riesgo relativo del paciente por la radiación recibida; es lo que nos ayuda a cuantificar el efecto biológico de la radiación según las características de cada paciente.

# CAPÍTULO I

## **CAPÍTULO I: ASPECTOS GENERALES DE LA INVESTIGACIÓN**

### **1.1 Planteamiento del problema**

La investigación tiene como propósito la expansión de conocimiento acerca de la dosis efectiva de radiación en estudios de tomografía de cráneo; ya que esta es una excelente magnitud porque toma en cuenta el daño y las consecuencias biológicas de la exposición a la radiación.

**Andisco et al. (2014)** indica que:

**La dosis absorbida es una magnitud que denota la cantidad de energía absorbida por unidad de masa de un material. Esta es una magnitud genérica, concreta para cualquier tipo de radiación o material, que se emplea en radiobiología debido a que es una excelente magnitud para evaluar el daño ocasionado por la radiación en un órgano que ha sido irradiado por un tipo propio de radiación. En el SI, su unidad es el Gy, que es igual a J/kg. Un Gy equivale a 100 rad de las remotas unidades. Si se pretende convertir un valor de exposición (R) en dosis absorbida (Gy), deben emplearse factores de conversión que dependen del material. En este aspecto de haces de rayos X usados en el radiodiagnóstico, los factores de conversión admiten valores entre 0,91 y 0,95 aproximadamente, para la mayoría de los tejidos. (p. 114)**

Una dosis equivalente es una dosis calculada para un solo órgano. La dosis equivalente se basa en la dosis absorbida por el órgano y se ajusta según la eficacia del tipo de radiación, es decir, es la dosis absorbida corregida por los factores de ponderación.

Según el Consejo de Seguridad Nuclear (S.F) en el caso de los organismos vivos como los humanos, no todos los individuos (o sus órganos y tejidos) son igualmente sensibles a la radiación, por lo que el daño biológico, en especial los efectos estocásticos, pueden variar entre los órganos o tejidos irradiados, incluso si todos reciben la misma dosis (absorbida) y el mismo tipo de radiación.

Para tener en cuenta este efecto, es necesario asignar un factor de ponderación (WT) a cada tejido T que corrija la dosis efectiva en cada tipo de tejido u

órgano. Esto permite la homogeneización de varios tipos de tejidos en términos de dosis efectiva y permite compararlos y combinarlos para correlacionarlos con un efecto aleatorio general.

Se utiliza para evaluar los riesgos estocásticos para la salud debido a los campos de radiación externos que penetran uniformemente en todo el cuerpo. Sin embargo, actualmente requiere correcciones cuando el campo se aplica solo a una parte del cuerpo o mide el riesgo de salud estocástico general del cuerpo de manera no uniforme. Para ello se debe utilizar una dosis adicional denominada “dosis efectiva”.

La dosis efectiva se define como la suma de las dosis equivalentes de órganos ponderadas por el factor de ponderación de órganos ICRP  $w_T$ , que tiene en cuenta las diferentes sensibilidades de los diferentes órganos y tejidos a la radiación.

En 1977, la Comisión Internacional de Protección Radiológica (ICRP) propuso una serie de factores de ponderación,  $w_T$ , promediados para hombres, mujeres y población adulta en edad laboral, publicados en ICRP-261 y posteriormente revisados.

En ICRP-602 de 1991. Recientemente, ICRP publicó nuevas recomendaciones en ICRP-1033, que modifica los valores de los factores de ponderación de tejidos y la forma en que se obtiene la dosis efectiva relacionada con la exploración.

En los países desarrollados, la dosis efectiva mediana cada año debido a la exposición a rayos X por receta o prescripción médica, está en el orden de 1 mSv. El límite de dosis para los trabajadores expuestos sería 100 mSv. 5 años consecutivos. La dosis efectiva máxima es de 50 mSv a cualquier año.

Para generar imágenes de los tejidos y las estructuras dentro del cuerpo, los médicos han utilizado los rayos X. Esto es debido a que, según el *National Institute of Biomedical Imaging and Bioengineering*(s.f.), “Los rayos X son una forma de radiación electromagnética, parecido a la luz visible. Pero, a diferencia de la luz,

los rayos X poseen mayor energía y esto permite pasar a través de la mayoría de los objetos, incluyendo el cuerpo”.

Los rayos X se utilizan para crear imágenes de tejidos y estructuras en el cuerpo. Hay distintas maneras de medir la dosis de radiación, es similar a la luz solar en que el efecto de la luz solar sobre nuestra piel va a depender de su intensidad y del tiempo que una persona esté expuesta a esta, de ahí vienen estos puntos fundamentales; la intensidad, el tiempo y la sensibilidad de la piel. Las personas suelen identificar los niveles de exposición solar en función de lo que ven en su piel, como enrojecimiento, ardor, etc. De manera similar, una dosis de radiación expresará el efecto de la radiación sobre el tejido. La dosis de radiación se puede medir de diferentes maneras.

**Según Pastor et al. (2014)**

**El término EXPOSICIÓN se refiere a la intensidad de un haz de rayos X, midiendo su capacidad de ionizar el aire. Es más fácil entender el concepto si lo consideramos como el número de fotones de rayos X que atraviesa un área determinada y se mide generalmente usando una cámara de ionización y un electrómetro. (p.2)**

Hay tres términos de dosis diferentes. Primero, la dosis absorbida, que se usa para estimar posibles cambios bioquímicos en un tejido en particular. Luego, la dosis equivalente, que se usa para determinar el grado esperado de daño biológico de la dosis absorbida. Y por último, la dosis efectiva que se utiliza para evaluar la probabilidad de que se produzcan efectos a largo plazo en el futuro. Los diferentes tipos de radiación tienen diferentes propiedades dañinas.

Cuando la radiación atraviesa el cuerpo, se absorbe una parte. Los rayos X no absorbidos se utilizan para crear imágenes. La cantidad absorbida contribuye a la dosis de radiación del paciente. La radiación que atraviesa el cuerpo no es compatible con la dosis de radiación del paciente. La unidad científica de medida de la dosis de radiación en todo el cuerpo, denominada "dosis efectiva", es el

milisievert (mSv). Otras unidades de medida para la dosis de radiación incluyen rad, rem, roentgen, sievert y gray.

Para la población mundial, recibir una dosis única de 1 Sv (1000 mSv) aumenta el riesgo de cáncer en un 10 %. Si se limita a personas de mediana edad, el riesgo alcanza el 1%. En cambio, aumenta al 15% cuando se limita a menos de 10. Se ha determinado que a cualquier dosis asociada con un evento en particular (por ejemplo, estudios de radiología), las repeticiones futuras acumulan daño asociado y aumentan la probabilidad de desarrollo de cáncer.

Los procedimientos de investigación con tomografía computarizada aumentan su riesgo en menores de 10 años e incrementan a medida que se acerca al período neonatal.

Las consecuencias organizativas de la radiación se dividen en dos categorías: efectos aleatorios o probabilísticos y efectos no aleatorios o no probabilísticos. Los efectos no aleatorios antes conocidos como deterministas están asociados con el exceso de los umbrales de dosis, es decir, si se ha depositado una dosis efectiva suficientemente alta, definitivamente se manifestarán cierto tipo de consecuencias. Por ejemplo, si la dosis equivalente de rayos X excede 1 sievert (Sv); 100 REM - Roentgen Equivalent Man - en unidades más antiguas, se notará enrojecimiento de la piel; después de un cierto nivel de dosis se desarrollarán cataratas en el ojo (más de 2 gris [Gy]), etc. Por otro lado, los efectos estocásticos o probabilísticos son aquellos cuya probabilidad de ocurrencia aumenta con la dosis de radiación, pero la severidad es la misma (no depende de la dosis).

Un efecto estocástico no tiene umbral porque, como sugiere el significado de la palabra, ocurre aleatoriamente y es inherentemente aleatorio. Los ejemplos más famosos son las mutaciones genéticas y el desarrollo del cáncer.

Las unidades de medida de dosis más utilizadas en radiología incluyen la exposición (C/kgaireoroentgen [R]), la dosis absorbida (Gy o rad), la dosis equivalente (Sv o REM) y la dosis efectiva (Sv o REM).

Ciertas radiaciones son más efectivas que otras para causar estos efectos estocásticos. Con esto en mente, se introdujo un orden de magnitud, la dosis equivalente. El valor del factor de ponderación de radiación de 1 se asigna a las principales radiaciones (fotones y electrones) utilizadas en medicina, por lo que la dosis absorbida y la dosis equivalente son numéricamente iguales. Para las partículas alfa, el factor de ponderación de la radiación es 20; para los protones, el factor de ponderación de la radiación es 2, y para los neutrones, el factor de ponderación de la radiación es una función continua de la energía del neutrón que incide sobre el objeto.

Los efectos aleatorios o probabilísticos son aquellos que se diferencian porque la probabilidad de que ocurra el efecto depende de la dosis de radiación; porque una mayor exposición a la radiación conduce a una mayor probabilidad de transformación de ciertas células del organismo. Sin embargo, el efecto en sí mismo o su gravedad no depende de la dosis recibida, sino de otros aspectos, como el tipo de radiación o las características individuales.

Los efectos estocásticos ocurren después de dosis indeterminadamente altas de radiación, y sus manifestaciones suelen ser inmediatas o dentro de un corto período de tiempo después de la radiación. Para dar cuenta de los efectos deterministas se utiliza la magnitud (dosis absorbida), que es la cantidad de energía absorbida por unidad de masa, se utiliza la unidad de joules por kilogramo, identificada como gray (Gy). Teniendo en cuenta que el mecanismo que produce estos efectos es la muerte celular, es importante identificarlo, ya que se define de varias maneras, pertinentes al tipo de célula en cuestión. Así, para las células diferenciadas que no proliferan, la muerte se define como una reducción de la función para la que se han especializado; así, para las células en división, una definición adecuada puede ser la pérdida de la capacidad proliferativa, la pérdida de la capacidad reproductiva o la muerte mitótica. Por lo tanto, después de la irradiación, las células indiferenciadas pueden existir físicamente y aparecer intactas, pero han perdido la capacidad de sufrir una división continua.

### **1.1.1 El problema de investigación**

¿Se utilizan dosis efectivas normalizadas en pacientes con estudios de tomografía de cráneo, realizadas por el Departamento de Radiología en el Hospital General Cecilio A. Castillero?

### **1.2 Justificación**

Debido a la gran cantidad de pacientes que se realizan estudios de tomografía computarizada de cráneo en la actualidad, hoy es más que necesario el interés en la dosis efectiva de radiación por el paciente a realizarse dicho estudio. La predilección de este estudio se inclina a la importancia y el valor que ofrecen los tecnólogos a la dosis de radiación, en este caso a la dosis efectiva la cual es de suma importancia en la radiología, ya que con esta se ve la probabilidad de aparición de efectos estocásticos, este estudio está enfocado a la tomografía computada de cráneo debido a la importancia de este y la cantidad de estudios que se realizan hoy día, ya que ayuda a evaluar lesiones, dolores de cabeza severos, sangrados, derrames cerebrales y tumores. La obtención de imágenes por tomografía computarizada es un procedimiento radiológico de utilidad en la salud para un sinnúmero de personas, pero también tienen un grado de riesgo. Todos los estudios imagenológicos con radiaciones ionizantes se deben llevar a cabo con dosis conocidas, para poder trabajar con temas de optimización y así reducir las dosis tanto como sea razonablemente posible, tomando en cuenta una calidad de imagen apropiada para su buen diagnóstico, como lo expresa el criterio ALARA. En la tomografía se utilizan parámetros dosimétricos distintos a los de otros estudios radiológicos los cuales son de suma importancia para poder utilizar una dosis adecuada para cada paciente. Teniendo en cuenta que los estudios de tomografía computada y otros estudios radiológicos, será mayor el beneficio que los riesgos con tal de que estos procesos se apliquen dentro de las normas de protección radiológica del paciente, aumentando los beneficios y reduciendo el riesgo. En dosis elevadas, la radiación puede ocasionar un grave daño a los tejidos y aumentar el riesgo de que una persona padezca cáncer más adelante.

Un estudio de tomografía de utilidad es el que aporta un resultado ya sea positivo o negativo, y aporta al diagnóstico del paciente.

Tomando en cuenta que la atenuación de la radiación va a depender de la cantidad de tejido que se atravesará, es de suma importancia tener en consideración el tamaño y peso del paciente, por esta razón, los estudios de tomografía computada deben llevarse a cabo aplicando todos los parámetros posibles para obtener el objetivo diagnóstico con el mínimo de exposición al paciente.

### **1.3 Hipótesis**

H1 Se están aplicando valores de dosis de radiación, por encima de los valores establecidos a nivel mundial.

H0 Se están aplicando valores de dosis de radiación normalizados, establecidos a nivel mundial.

### **1.4 Objetivos**

#### **1.4.1 General:**

Evaluar la dosis efectiva de radiación en pacientes con estudios de tomografía computada de cráneo.

#### **1.4.2 Específicos:**

- Determinar la cantidad de pacientes que se realizan una tomografía de cráneo en dicho hospital.
- Aplicar los datos del sistema de cada paciente tomando en cuenta el miliamperaje y el kilo voltaje para la obtención de la dosis efectiva.
- Comparar los valores sugeridos de radiación, con los que son utilizados en el Departamento de Radiología del Hospital Cecilio A. Castellero.

## **CAPÍTULO II**

## **CAPÍTULO II: MARCO TEÓRICO**

### **2.1 Rayos X**

#### **2.1.1 Antecedentes históricos**

Ramírez-Arias (2019) relata que:

**El 8 de noviembre de 1895, el director del Instituto de Física de la Universidad de Würzburg, Alemania y profesor de física, Wilhem Conrad Röntgen, estudia los rayos catódicos en tubos al alto vacío de los que existían en ese entonces, los cuales eran tipo Lennard o Hittorf Crookes, y descubrió los rayos X; realizó la primera radiografía, en la que se visualiza la mano de su esposa, la Sra. Bertha Ludwing. Al no tener conocimiento de qué tipo de energía se había producido, la denominó rayos X, y publicó el artículo “Una nueva clase de rayos” en la revista Uebereineneue Art von Strahlen (Vorläufige Mittheilung) (p. 8-14).**

Los rayos x se generan en el tubo de rayos x, el tubo es un componente que se encuentra en el interior de un revestimiento y por lo tanto es inaccesible. Las estructuras del tubo son el cátodo y el ánodo, el cátodo es un filamento que al calentarse emite electrones, cuando un alto voltaje es suministrado al tubo, los electrones del cátodo son acelerados hasta calentar (chocar) con el ánodo y generar los rayos x.

A medida que los rayos X atraviesan el cuerpo de un paciente, son absorbidos y dispersados por las estructuras anatómicas en estas rutas de rayos X. La cantidad o dosis de radiación absorbida depende de la energía de estos rayos X. También se incluyen las densidades composicionales y anatómicas.

#### **2.1.2 Definición**

Los rayos X son un tipo de radiación conocida como radiación electromagnética, que tienen ondas muy cortas y altas frecuencias, y son capaces de ionizar los átomos del material con el que chocan. La ionización es un fenómeno en el que cuando los rayos X chocan con los átomos, los electrones se separan de los orbitales, convirtiendo los átomos en iones positivos y los electrones separados

en iones negativos. Otros tipos de radiación se incorporan al espectro de radiación electromagnética, como ultravioleta, gamma, luz visible, infrarrojos, ondas de radio y microondas. De los mencionados, solo la radiación UV y los rayos X son ionizantes. Se llaman radiación y ionización porque producen este.

## **2.2 La Tomografía**

### **2.2.1 Antecedentes históricos**

En 1972, Godfrey Hounsfield creó la posibilidad de reconstruir secciones transversales humanas basándose en múltiples adquisiciones radiográficas en diferentes lugares. Seis años más tarde, ganó el Premio Nobel de Medicina por traducir ese hecho en una técnica que podía usarse casi indefinidamente. Con el dispositivo de primera generación se puede obtener una imagen de cada apnea, estudiada en el plano axial.

La tomografía helicoidal hace su aparición en el año 1989, esto tiene ventajas considerables debido a la tomografía axial computarizada. Porque permite adquirir múltiples imágenes sucesivas por inspiración, gracias a la consistencia que se produce entre camilla, detector y tubo de rayos X. En 1998, la tomografía computarizada multidetector, también conocida como tomografía computarizada multicorte, (MSCT), un avance en la tecnología fue que ya existían varias matrices de detectores (el primer dispositivo de este tipo fue de 4 matrices o filas), con el refinamiento cada vez mayor de instrumentos, diseños y tecnologías ha ido en aumento. Hasta ahora se han descubierto escáneres con mayor cantidad de filas de detectores. Cabe señalar que cuantas más filas de detectores, mejor es el efecto. La tomografía nos permite obtener imágenes de cortes de objetos, brindándonos en un diagnóstico adecuado de las diferentes lesiones y aplicaciones que se dan durante el tratamiento con implantes, ya que nos facilita evaluar la altura, la calidad ósea y el grosor antes de la cirugía, técnica invasiva.

### **2.2.2 Definición**

El Diccionario de Cáncer del NCI (2022) nos dice que la tomografía computarizada es un método que usa una computadora, que está sincronizada con una máquina de rayos X, para una colección de imágenes muy detalladas del interior del cuerpo. En este se pueden crear reconstrucciones 3D específicas de órganos en el cuerpo, y también se utilizan estudios de medios de contraste, que se inyectan en una vena por vía oral o rectal para resaltar el órgano. Este método de obtención de imagen ayuda en el diagnóstico de las enfermedades y también se utiliza para planificar el tratamiento.

A diferencia de los rayos X tradicionales que usan un tubo de rayos X fijo, los escáneres de rayos X en tomografía computarizada usan una fuente de rayos X motorizada que gira alrededor de una abertura circular en una estructura en forma de anillo llamada pórtico. Durante una tomografía computarizada, el paciente se acuesta en una cama que se mueve lentamente a través del pórtico, mientras que el tubo de rayos X gira alrededor del paciente y envía un haz estrecho de rayos X a través del cuerpo. En lugar de película, los escáneres CT utilizan un detector de rayos X digital especial directamente en frente de la fuente de rayos X, y cuando se emiten los rayos X, el detector recoge la información del paciente y la transmite a una computadora. Cada vez que la fuente de rayos X completa una rotación completa, la computadora CT utiliza técnicas matemáticas complejas para construir una imagen bidimensional del paciente (Tomografía Computarizada (TC) ,2013).

### **2.2.3 Importancia**

La tomografía computarizada es importante hoy en día porque nos brinda muchos beneficios, como determinar cuándo se necesita cirugía, también reduce estos riesgos, brinda una mejor calidad de imagen para un mejor diagnóstico, reduce el periodo de internación. También guía el tratamiento de enfermedades comunes como enfermedades cardíacas y carrera. Otra ventaja de la tomografía

computarizada es que, con un buen diagnóstico, es más fácil ubicar a los pacientes en las áreas adecuadas.

Ayuda a los radiólogos y otros médicos a visualizar e identificar las estructuras internas en función de la forma, el tamaño, la textura y la densidad; información útil para determinar si existe un problema médico o identificar la ubicación exacta de un problema. También en situaciones de emergencia, este tipo de exploración por imágenes puede minimizar el tiempo para evaluar la condición de un paciente, ya que puede ser necesaria una cirugía de emergencia. La tomografía computarizada puede adquirir imágenes rápidamente, brindando información clara y específica (RSNA, 2022).

RSNA, 2020 dice que el diagnóstico con imágenes usando tomografía computada es:

- Para examinar a pacientes lesionados por trauma, como un accidente automovilístico.
- Para pacientes con síntomas agudos, como dolor torácico o abdominal, o dificultad para respirar.
- A menudo, la mejor forma de detectar cánceres de tórax, abdomen y pelvis, incluidos linfoma y cáncer de pulmón, hígado, riñón, ovario y páncreas.
- Desempeña un rol importante en la detección, tratamiento y diagnóstico de enfermedades vasculares que pueden causar un accidente cerebrovascular, insuficiencia renal e incluso la muerte. Las tomografías computarizadas a menudo se usan para detectar embolias pulmonares (coágulos de sangre en los vasos sanguíneos de los pulmones) y aneurismas aórticos.
- Es considerado el mejor procedimiento porque las imágenes les permiten a los médicos ratificar la presencia de un tumor, medir su tamaño, decretar su posición exacta y determinar su extensión a otros tejidos cercanos.

## **2.2.4 Beneficios y riesgos**

### **2.2.4.1 Beneficios de la TC para una asistencia sanitaria más eficaz**

- Determinar cuándo se necesita cirugía.
- Menor necesidad de cirugía exploratoria.
- Mejorar el diagnóstico y el tratamiento del cáncer.
- Estancia hospitalaria reducida.
- Orientación sobre el tratamiento de afecciones comunes, como lesiones, ataques cardíacos y accidentes cerebrovasculares.
- Mejorar la provisión de pacientes a las áreas de atención adecuada, como las unidades de cuidados intensivos (RSNA, 2022).

### **2.2.4.2 Riesgos**

- La sobreexposición a la radiación siempre tiene una pequeña posibilidad de cáncer. Sin embargo, los beneficios de un diagnóstico preciso superan con creces los riesgos.
- La dosis de radiación efectiva para este procedimiento es de aproximadamente 2 mSv, aproximadamente igual al porcentaje de radiación de fondo que recibe la persona promedio durante un período de ocho meses.
- Las mujeres siempre deben informar a su médico y al tecnólogo de rayos X o tomografía computarizada sobre cualquier posibilidad de embarazo.
- A menos que sea médicamente necesario, las tomografías computarizadas generalmente no se recomiendan para mujeres embarazadas debido al riesgo potencial para el bebé. Sin embargo, este riesgo es mínimo para las tomografías computarizadas de la cabeza.
- Las madres lactantes deben reanudar la lactancia 24 horas después de recibir contraste intravenoso.
- Debido a que los niños son más sensibles a la radiación, las tomografías computarizadas solo deben realizarse cuando son críticas para el

diagnóstico y no deben repetirse a menos que sea absolutamente necesario.

- El riesgo de reacciones alérgicas graves a los medios de contraste yodados es muy raro y el departamento de radiología tiene la capacidad de tratar tales reacciones (Exploración de la cabeza por TAC, 2010).

### **2.2.5 Evolución**

Criales Vera, S. y Kimura Hayama, E. (2017) relatan que el primer equipo de tomografía computarizada usaba un haz angosto de rayos X, llamado "haz de lápiz", y el tubo de rayos X estaba equipado con cables que se desplazaban horizontalmente y luego giraban para completar una rotación de 360 grados, una técnica llamada "translación" - efecto "rotación"; primera generación. Originalmente, solo se usaban para obtener imágenes de la cabeza, aunque el primer escáner CT de cuerpo completo se creó en 1973, que también usaba un haz más abierto y más detectores. Este modo axial consume más tiempo debido al intervalo en el que la tabla se mueve de una adquisición a otra, y también es propenso a la pérdida de información en el caso de cortes no consecutivos. En la tomografía helicoidal, la mesa del paciente se mueve continuamente mientras se realiza la adquisición, mientras que el tubo de rayos X se gira y avanza continuamente en el eje craneocaudal del paciente (eje Z). En la tomografía helicoidal se añade el concepto de paso, que está relacionado con el grosor del corte y la velocidad de movimiento de la mesa. Desde el año 2000, los tremendos avances en la TC han llevado a un aumento fundamental en la velocidad de adquisición, expandiendo así su uso, especialmente en la evaluación cardíaca y vascular. Gran parte del desarrollo se ha centrado no solo en aumentar la cantidad de detectores alineados en el eje Z, sino también en mejorar la resolución espacial y la resolución temporal más alta de los detectores más pequeños al aumentar la velocidad de rotación del gantry.

Según redacta Tiznado G. (2014), en 1998 se creó la tomografía multidetector, también conocida como multicorte. El avance de la tecnología es que ya hay varias

filas de detectores en el primer dispositivo. Es importante señalar que estos detectores aumentan el refinamiento del mecanismo a medida que se agregan bocetos y técnicas. Hasta que pueda encontrar los escáneres actuales, también es importante saber que cuando aumente la cantidad de detectores, la calidad de la imagen será mejor.

### **2.2.5.1 Escáneres**

El desarrollo o evolución de la tomografía ha sido tan impresionante que la inclusión de nuevos avances tecnológicos en este dispositivo ha llevado a la necesidad de una división que agrupe a los tipos de exploradores por sus características, y es así donde se empieza a hablar de generaciones de la tomografía.

#### **2.2.5.1.1 Escáneres de primera y segunda generación**

En los escáneres de tomografía de primera generación, se creaban rayos paralelos debido al movimiento de traslación a lo largo del objeto, y este proceso se repetía en pequeños incrementos de rotación hasta escanear 180°. Se basa en un solo detector que se cierne sobre el paciente y rota entre exploraciones sucesivas.

La principal desventaja de estos equipos es el tiempo requerido para realizar un estudio completo, que tomó casi 5 minutos por proyección.

Las computadoras de segunda generación funcionan con un principio de traslación-rotación similar; sin embargo, pueden realizar el proceso más rápido debido al uso de más detectores y fuentes que emiten rayos de abanico, y además hacen un mejor uso de la energía X emitida de los rayos. (Carlos et al., 2012)

#### **2.2.5.1.2 Escáneres de tercera y cuarta generación**

La tercera generación (1975) está basada de rayos en abanico y giraba 360° alrededor del paciente. La cuarta generación (1976) La cuarta generación se basa en la rotación estacionaria, tiene dos tipos de geometría; rayos en forma de

abánico donde el tubo se ubica de manera fija, este se mueve en el círculo, chocando así los rayos con un detector y los rayos X no se producen al mismo tiempo como en la tercera generación y tubo fuera del anillo de detectores y se inclina de manera que los rayos X se choquen con detectores alejados al tubo.

#### **2.2.5.1.3 Escáneres de quinta y sexta generación**

La quinta generación (1980) tiene muchas fuentes de rayos X las cuales no se mueven, y también muchos detectores fijos, tiene un tiempo de corte relativamente corto.

La sexta generación (1989) TC espiral, se basa en un anillo que puede girar continuamente alrededor de un área permitiendo tomar imágenes de órganos en movimiento.

#### **2.2.5.1.4 Séptima generación**

Correa (2022) encontró que **“La séptima generación (1998) aparece con Una matriz de múltiples detectores y una fuente de RX que emite haces en forma de cono. Permite la adquisición de gran cantidad de información en corto tiempo.”**

### **2.2.6 Componentes del tomógrafo**

#### **2.2.6.1 Gantry**

Contiene un tubo de rayos X, una fila de detectores, generadores, camilla para el paciente y asistencia mecánica, por ejemplo, sensores de posición y velocidad, elementos que generan la rotación del tubo y la inclinación del pórtico. Estos componentes son controlados por una señal electrónica transmitida por un computador basado en comandos ingresados desde la consola del operador.

#### **2.2.6.2 Tubo de rayos X**

Un tubo de rayos X es un recipiente de vidrio al vacío con una cubierta de plomo alrededor y una pequeña ventana que deja salir la radiación. El detector recibe los

rayos X emitidos tras atravesar el cuerpo del paciente y los convierte en señales eléctricas.

### **2.2.6.3 Tipos de detector**

Detector de xenón: el detector es una cámara que contiene gas xenón a alta presión y un par de placas. El haz incidente ioniza el gas y los electrones son atraídos hacia la placa cargada positivamente. La corriente resultante es entonces proporcional a la cantidad de radiación absorbida.

Detectores de cristal o de estado sólido: Están hechos de materiales cerámicos que convierten los rayos X en luz.

El detector a su vez tiene un fotodiodo que convierte la luz en una señal eléctrica proporcional al número de fotones de rayos X que ingresan a la celda.

### **2.2.6.4 Sistema DAS**

Después de cada escaneo, el sistema de adquisición de datos (DAS) convierte la señal del detector en datos digitales y transmite a la computadora. Para reconstruir la imagen, la computadora debe recibir múltiples pistas después de escanear al paciente en diferentes ángulos. La computadora es capaz de integrar la información enviada por el DAS y la imagen se reconstruye casi al instante.

### **2.2.6.5 Colimador**

Esta combinación es básicamente otro tipo de filtración de plomo que, debido a su alto número atómico, regula la cantidad de radiación que deja pasar el tubo y la forma de la radiación emitida. Existen dos tipos de colimadores, el primero se ubica después del filtro de aluminio en un tubo de rayos X denominado colimador pre-paciente, consta de un conjunto de cortes que, por la forma y ubicación del detector, producen el sector más delgado y paralelo, denominado post-paciente o pre-detector, porque situado encima del bloque detector, uno para cada detector, este conjunto de colimadores ayuda a definir de alguna manera el grosor del corte o cortes en estudio y mejorar la calidad de la imagen del detector.

#### **2.2.6.6 Mesa**

Donde se posiciona al paciente, lo que nos permite realizar los escaneos necesarios en cada estudio a través de su movilidad automática. Debe estar hecho de materiales con números atómicos bajos para no interferir con la transmisión del haz de rayos X.

#### **2.2.6.7 El ordenador**

La computadora reconstruye la imagen y la muestra en el monitor. La reconstrucción de partes anatómicas en una computadora se logra a través de ecuaciones matemáticas (algoritmos) adaptadas al proceso computarizado. La computadora es un subsistema único en un sistema de imágenes por TC. Dependiendo del formato de la imagen, se deben resolver hasta 250.000 ecuaciones simultáneamente, por lo que se requiere una potencia de cálculo considerable.

#### **2.2.6.8 Consola**

Las consolas de trabajo suelen tener controles y monitores para diferentes factores técnicos. Un radiólogo usa una consola para operar el sistema. Se puede usar otra consola para postprocesar imágenes para capturar y clasificación.

### **2.3 Área de estudio – Tomografía de cráneo**

#### **2.3.1 Definición**

RSNA (2020) nos dice que:

**La tomografía computarizada de la cabeza utiliza un equipo especial de rayos X para ayudar a evaluar lesiones en la cabeza, dolores de cabeza severos, mareos, y otros síntomas de aneurisma, sangrados, derrame y tumores cerebrales. También ayuda a su médico a evaluar su cara, senos paranasales y cráneo, o a planear la radioterapia para el cáncer de cerebro. En casos de emergencia, puede identificar lesiones y hemorragias internas lo suficientemente rápido como para ayudar a salvar vidas.**

La tomografía de cráneo no es más que la recopilación de imágenes por cortes transversales de la zona de estudio, en este caso el cráneo las cuales se observan en un monitor proporcionando información detallada de los órganos internos, huesos y tejidos blandos, revelando mayor detalle de lo que se observa en una radiografía común.

### **2.3.2 ¿Cuándo se necesita?**

En múltiples ocasiones, un golpe en la cabeza puede ser alarmante, ya que a veces puede causar una conmoción cerebral, fracturas y hemorragias. Generalmente la tomografía de cráneo no es de utilidad para una conmoción, en una tomografía de cráneo se puede observar si hay fractura o sangrado; y una conmoción cerebral afecta la funcionabilidad y normalmente las personas tienen una recuperación corta.

Las siguientes razones son para ayudar al diagnóstico o vigilar usando como medio una tomografía de cráneo:

- Tumor cerebral
- Defectos congénitos del cráneo
- Traumatismo
- Acopio de líquido cerebral
- Desmayos
- Pérdida de la audición
- Dolor insoportable de cabeza
- Cambios bruscos de comportamiento

**Según Radioimágenes de Oriente (s.f.) la tomografía también se utiliza para:**

- **Evaluar el grado de daño del hueso y de tejidos blandos en pacientes con traumatismo facial, y para la planificación de la reconstrucción quirúrgica.**
- **Diagnosticar enfermedades del hueso temporal del lado del cráneo, que pueden estar causando problemas de audición.**
- **Determinar si la inflamación u otros cambios están presentes en los senos paranasales.**

- **Plan de radioterapia para el cáncer del cerebro y otros tejidos.**
- **Guía de la aprobación de una aguja utilizada para obtener una muestra de tejido (biopsia) del cerebro.**
- **Evaluar aneurismas o malformaciones arteriovenosas mediante una técnica llamada angiografía por tomografía computarizada.**

### **2.3.3 Riesgos**

Se conoce que las radiaciones tienen efectos secundarios, y comúnmente estos riesgos son olvidados hoy en día. En ciertas cantidades de la dosis de radiación puede causar la aparición de una neoplasia también conocida como blastoma o tumor y está demostrado que luego de realizarse 2 a 3 tomografías de cerebro, aumenta significativamente el riesgo de pasar por una leucemia o cáncer cerebral. (El TAC Cerebral ¿Es Peligroso?, 2018)

## **2.4 Protección radiológica**

### **2.4.1 Definición**

Si bien el uso inicial de fuentes artificiales de radiación ionizante representó un gran avance en el desarrollo de las ciencias sociales, pronto quedó claro que su mal uso podría causar daños a la salud. Se hizo evidente la necesidad de desarrollar medidas de protección, lo que dio origen a la disciplina conocida como protección radiológica. La protección radiológica es una actividad multidisciplinar, de carácter científico y técnico, cuyo fin es proteger a las personas y al medio ambiente. El medio ambiente está protegido de los efectos nocivos que pueden ser causados por la exposición a las radiaciones ionizantes.

### **2.4.2 El átomo**

Es un fragmento de materia, conocido como la más pequeña. El mismo está compuesto por un núcleo con dos clases de partículas; protones, el cual tiene carga positiva y un neutrón que no cuenta con una carga eléctrica. También a su alrededor se ubican los electrones, su número es igual al de los protones.

### **2.4.3 Radiactividad**

La radiactividad es una manifestación en núcleos de átomos inestables la cual se genera de forma automática en los mismos, arrojando una cantidad grande de energía a manera de radiaciones y ionizantes.

También existe forma de crear radiactividad de forma artificial donde se descomponen los átomos por colisión con otras partículas. Es de forma necesaria bombardear a propósito el núcleo atómico de un material en específico para obtener la energía artificial.

### **2.4.4 Radiación ionizante**

En base a la Agencia de Protección Ambiental de los Estados Unidos 2017 “La radiación es energía. Proviene de átomos inestables sometidos a la desintegración radiactiva o puede ser producida por máquinas. La radiación se desplaza desde su fuente en forma de ondas de energía o partículas energizadas.” En cambio, cuando la radiación no tiene suficiente energía para extraer electrones del núcleo del átomo con el que interactúa, se denomina no ionización. Estos tipos son las ondas de radio, las microondas, las ondas utilizadas en los teléfonos móviles o la radiación infrarroja.

### **2.4.5 Clasificación de radiación ionizante**

La radiación ionizante se clasifica en:

- Partículas alfa  $\alpha$

Es el producto de las partículas de helio ionizadas; están cargadas positivamente y no son más que protones y neutrones dentro del núcleo, está conformada por dos protones y dos neutrones. Cuando ocurre una desintegración alfa, se está emitiendo núcleos de helio.

- Partículas beta  $\beta$

Las partículas beta son electrones emitidos a grandes velocidades próximas a las de la luz; es un flujo de electrones o positrones. En cuanto a la radiación beta, la misma ocurre cuando la relación de protones y neutrones en el núcleo atómico es elevada y el núcleo se estabiliza emitiendo una partícula beta y esta es más penetrante que la alfa.

- Radiación gamma  $\gamma$

Los rayos gamma son ondas electromagnéticas de gran energía parecidas a los rayos X, y en ocasiones se presentan cuando ocurre una emisión de positrones. Por esta razón esta no contiene carga eléctrica, es altamente penetrante.

## **2.5 Efectos de la radiación**

El uso correcto de la radiación no debería presentar problemáticas para nuestra salud, de hecho la radiación tiene grandes ventajas ya que se utiliza en el área de la salud para la producción de imagen por diagnóstico.

No es un mito que las radiaciones pueden alterar las estructuras de nuestro cuerpo a nivel molecular, pero de una forma controlada no es perjudicial ya que si el número de células que muere es pequeño nuestro cuerpo posee la capacidad de reponer las mismas; pero el mal uso de la misma puede traer consecuencias y también producir un daño severo, cuando el número de células destruidas es mayor puede causar la muerte de un tejido u órgano y la serie de estos efectos causados por el uso de la radiación se conocen como efectos deterministas.

Estos efectos, los menos severos se dan con la aparición de tan sólo un Gray, ya que con tan sólo esta dosis puede ocurrir un daño o un accidente radiológico. Por lo general estos van en conjunto con algunos efectos como lo son el enrojecimiento superficial de la piel, vómitos, mareos entre otros; también se puede manifestar la pérdida o caída del cabello.

En muchas ocasiones la exposición a la radiación no causa el daño o muerte celular, sino que cuando se dan dosis bajas de radiación hay un daño leve el cual hace una modificación a nivel de la molécula de ADN, se conoce como mutación genética y esto también favorece el desarrollo de enfermedades como el cáncer. Esta serie de efectos se le conoce como efectos estocásticos ya que son de naturaleza probabilística.

La radiación ionizante puede desplazar electrones en los átomos. La ionización cambia la estructura electrónica de una sustancia y, por lo tanto, sus propiedades. En algunos casos, el daño del ADN puede causar aberraciones cromosómicas cuyos recuentos pueden utilizarse para estimar la dosis absorbida.

### **2.5.1 Efectos deterministas**

Si este efecto ocurre solo cuando muere una gran cantidad de células en el órgano o tejido, entonces este efecto solo se observa clínicamente cuando la dosis de radiación está por encima de un umbral. La magnitud de este umbral dependerá de la tasa de dosis (es decir, la dosis por unidad de tiempo) y la transferencia de energía lineal de la radiación, el órgano o tejido irradiado, el volumen de la porción irradiada del órgano o tejido y el efecto clínico de interés. A medida que aumenta la dosis, más allá del umbral, la probabilidad de ocurrencia aumenta bruscamente al 100%, es decir, cada persona expuesta presenta el efecto, y la gravedad del efecto aumenta con el aumento de la dosis. La Comisión dice que los efectos son "seguros" (respuestas organizacionales). Este efecto puede ocurrir en la aplicación de radiaciones ionizantes en radioterapia y procedimientos intervencionistas, especialmente cuando los procedimientos intervencionistas guiados por fluoroscopia son complejos y requieren tiempos de examen radiográfico muy prolongados o la adquisición de un gran número de imágenes (ICRP, 2011).

### **2.5.2 Efectos estocásticos**

De acuerdo con el Consejo de Seguridad Nuclear (s.f) los efectos estocásticos

- No dan un umbral de dosis por debajo del cual la radiación no tiene consecuencias.
- La probabilidad de estos efectos aumenta con el aumento de la dosis recibida.
- Se estima que el momento en que se recibe la dosis tiene un efecto doble sobre la probabilidad de un efecto aleatorio.
- Si ocurren, siempre son graves.

Dos efectos aleatorios:

- Si las células afectadas son somáticas: tumores cancerosos o benignos.
- Si las células afectadas son células germinales: efectos genéticos.

Aparece después de un retraso de varios años "efecto tardío"

- Período mínimo de incubación: leucemia (2 años)
- Pueden ocurrir después de algunas generaciones.

### **2.5.3 Existen efectos a largo plazo en la salud por la exposición a la radiación**

Las personas que reciben dosis de radiación elevadas pueden tener riesgos mayores en etapas posteriores de su vida dependiendo del nivel de dosis a la que estuvieron expuestas.

#### **2.5.3.1 Cáncer**

El cáncer es la enfermedad en donde ciertas células del cuerpo pasan por un cambio del material genético y se multiplican de forma descontrolada y pueden dispersarse a otras áreas del cuerpo.

Las personas que reciben dosis elevadas de radiación pueden tener un riesgo mayor de tener cáncer en etapas posteriores de su vida, dependiendo del nivel de radiación al que estuvieron expuestas.

### **2.5.3.2 Exposición prenatal a la radiación**

Es particularmente importante que las mujeres embarazadas sigan las instrucciones de las autoridades de emergencias y busquen atención médica tan pronto como les indiquen que es seguro hacerlo después de una emergencia por radiación.

**Según la Organización Mundial de la Salud (2016):**

**La radiación ionizante puede producir daños cerebrales en el feto tras la exposición prenatal aguda a dosis superiores a 100 mSv entre las 8 y las 15 semanas de gestación y a 200 mSv entre las semanas 16 y 25. Los estudios en humanos no han demostrado riesgo para el desarrollo del cerebro fetal con la exposición a la radiación antes de la semana 8 o después de la semana 25. Los estudios epidemiológicos indican que el riesgo de cáncer tras la exposición fetal a la radiación es similar al riesgo tras la exposición en la primera infancia.**

### **2.5.3.3 Salud mental**

La salud mental es la ausencia de un trastorno mental, incluye el bienestar psicológico de las personas, reconocimiento intelectual y emocional.

Las urgencias de radiación, o cualquier urgencia pueden ocasionar pesadumbre emocional o psicológica.

## **2.6 Medición de radiación**

Actualmente hay tres formas de medir la radiación:

### **2.6.1 Dosis absorbida**

La dosis absorbida se aplica a radiación de cualquier tipo y requiere la especificación del material a partir del cual se produce la interacción.

Julio/kilogramo; Gray. Energía absorbida por unidad de masa.

### 2.6.2 Dosis equivalente

La dosis equivalente se define actualmente como la dosis absorbida promedio en tejido u órgano ponderado solo por un factor de ponderación de radiación. Julio/kilogramo; Sievert. Dosis absorbida ponderada por el factor de ponderación de la radiación.

### 2.6.3 Dosis efectiva

Para evaluar los efectos de las radiaciones ionizantes en una población, La ICRP recomienda que las personas aisladas con localización de la dosis en cualquier tejido u órgano un rango de magnitudes derivadas, con dosis efectivas prominentes. La dosis efectiva es el valor más usado para comparar los procesos radiológicos, siendo de gran utilidad para evaluar el riesgo potencial biológico de un examen en específico. Julio/kilogramo; Sievert. Dosis equivalente ponderada por el factor de ponderación de tejido.

**Tabla 1.** Dosis efectiva normalizada según el área anatómica.

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

Fuente: Andisco et al.,2014.

Estas dosis han sido normalizadas para pacientes adultos, se recomienda tener valores personalizados por paciente. Tomada de Dosimetría en tomografía computada.

## 2.6.4 Factores de ponderación

Para tomar en cuenta el efecto de las dosis, es necesario asignar un factor de ponderación a cada tejido T que corrija la dosis en cada tipo de tejido u órgano. Esto permite la homogeneización de varios tipos de tejidos en términos de dosis efectivas y permite compararlos y combinarlos para correlacionarlos con un efecto aleatorio general.

**Tabla 2.** Factores de ponderación de órganos y tejidos.

Órgano o tejido	Factores de ponderación*		
	ICRP-26	ICRP-60	ICRP-103
Mamas	0,15	0,05	0,12
Estómago	-	0,12	0,12
Colon	-	0,12	0,12
Pulmones	0,12	0,12	0,12
Médula ósea	0,12	0,12	0,12
Gónadas: ovarios-testículos	0,25	0,20	0,08
Vejiga	-	0,05	0,04
Hígado	-	0,05	0,04
Esófago	-	0,05	0,04
Tiroides	0,03	0,05	0,04
Superficie ósea	0,03	0,01	0,01
Glándulas salivares	-	-	0,01
Piel	-	0,01	0,01
Cerebro	-	-	0,01
Resto	0,3	0,05	0,12

Fuente: Comisión Internacional de protección Radiológica, s. f

En ICRP-26, restante se definió como los cinco órganos o tejidos restantes que recibieron la dosis más alta, pero que no tenían su propio factor de ponderación. En ICRP60, el resto consiste en el útero, las glándulas suprarrenales, el intestino delgado, riñones, músculos, páncreas, bazo y timo. En ICRP-103, el resto incluye útero/cuello uterino: próstata, glándula suprarrenal, vesícula biliar, intestino delgado, corazón, riñón, músculo, páncreas, bazo, timo, ganglios linfáticos, regiones extratorácicas y mucosa oral.

## 2.7 Dosimetría

La Comisión Internacional de Protección Radiológica (2015) promueve que: “El concepto de que no hay una dosis segura. Cuanto mayor es la dosis mayor es el

riesgo para cualquier efecto. El riesgo siempre es mayor en mujeres que en hombres y mayor en niños que en adultos.”

El CTDI y el DLP son los parámetros de dosis universalmente interpretables que deben especificarse en todos los protocolos de tomografía computarizada.

### **2.7.1 CTDI**

El índice de dosis de tomografía computarizada (CTDI) es la suma de la dosis absorbida en el corte y las contribuciones fuera de la rebanada más su espesor en un examen de tomografía computarizada.

Los parámetros CTDI se miden en miliGrays (mGy). Durante una tomografía computarizada se irradian secciones transversales de cuerpo, sin embargo, la dosis de rayos x irradiada al paciente no delimita las rebanadas definidas por el técnico, sino que se extienden fuera de la zona debido a la dispersión de la radiación. Normalmente se utiliza un indicador de dosis denominado Índice de Dosis en Tomografía Computarizada, por sus siglas en inglés CTDI el cual es denominado con la siguiente expresión:

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

D(z): dosis.

T: colimación (ancho del haz de radiación)

### **2.7.2 CTDI<sub>100</sub>**

Para efectos prácticos a la hora de evaluar el CTDI se corta arbitrariamente el intervalo de integración a una distancia finita entre -5 y +5 en relación con el plano de interés debido a su uso de cámaras de ionización de 10 cm de longitud, esto se define así porque la dosimetría suele realizarse con una cámara de ionización tipo lápiz unida a un electrómetro.

Este ha sido definido de la siguiente forma:

$$CTDI = \frac{1}{M \times T} \int_{-50mm}^{+50mm} D(z). dz$$

M: número de secciones

T: anchura nominal de cada sección

Z: cualquier dirección perpendicular al plano axial

D(z): es la dosis. (Daniela, 2020)

### 2.7.3 CTDI W

Índice de dosis en tomografía computarizada ponderado, se obtiene a partir de las diferencias entre dosis absorbidas en la periferia y en el centro del cuerpo del paciente. Su fórmula es:

$$CTDI_w = \frac{1}{3}CTDI_c + \frac{2}{3}CTDI_p$$

CTDI<sub>c</sub>: valor medido en el centro.

CTDI<sub>p</sub>: periferia.

### 2.7.4 CTDI<sub>vol</sub>

Esta nos indica índice de dosis en tomografía computarizada en volumen, establece la dosis promedio de radiación en el volumen de exploración xyz, atribuible a un desplazamiento unitario de la camilla en el eje Z. En tomografía helicoidal el parámetro que describe la relación entre el espesor del haz de radiación y el avance de la camilla, es el pitch, por esta razón su fórmula es:

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

Y en una tomografía secuencial la expresión para cortes axiales es:

$$CTDI_{vol} = \frac{NT}{I} CTDI_w$$

N: número de cortes axiales a realizar.

T: espesor de cada corte.

I: avance de la camilla entre cortes.

### **2.7.5 DLP**

Producto dosis-longitud. Para obtener una magnitud relacionada con la dosis efectiva y que pueda indicar riesgo, se ha establecido el producto dosis-longitud (DLP). Para un escaneo completo, esto se expresa de acuerdo con la siguiente ecuación:

$$DLP = \sum_i CTDI_{100} \cdot w_i \cdot T_i \cdot N_i$$

Donde la suma se distribuye sobre toda la serie de cortes en la secuencia (definida por el índice *i*), donde *T<sub>i</sub>* es el espesor nominal del corte y *N<sub>i</sub>* es el número de cortes con ese espesor.

La ventaja de esta magnitud es que es proporcional a la energía total entregada al paciente y por tanto a la dosis efectiva dentro de ciertos límites. De hecho, es posible encontrar a partir del cálculo de la energía total, el valor que permite el cálculo de la dosis efectiva. En tomografía helicoidal existe una expresión especialmente establecida para esta magnitud.

**Tabla 3** Valores sugeridos por la comunidad europea.

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: Andisco et al.,2014.

Valores de CTDI e DLP por área anatómica. Tomada de Dosimetría en tomografía computada.

**Tabla 4.** Valores típicos de dosis para tomografía computada de cerebro en pacientes adultos.

Estimadores	CTDIvol (mGy)	DLP (mGy*cm)	CTDIvol (mGy)	DLP(mGy*cm)
	18 a 45 años		Mayores 45 años	
Número observaciones	25		48	
Valor mínimo	50,1	961,2	50,100	966,600
Valor máximo	52,4	1215,5	80,200	1459,200
<b>Mediana (p50)</b>	<b>50,1</b>	<b>1084,5</b>	<b>52,400</b>	<b>1087,400</b>
Media	51,112	1087,26	53,190	1110,885
Desviación estándar	1,165	65,825	5,986	93,439

Fuente: Serra et al., 2020

Valores comunes de dosis de tomografías computarizadas de cerebro, de los exámenes de tomografía computada de cerebro, en vocablos de CTDIvol y DLP en cuanto a la edad.

### **2.7.6 Pitch**

El factor de desplazamiento de corte de pitch es un parámetro físico relacionado con la calidad de la imagen radiográfica, y la velocidad se estudia por tomografía. Según la International Electrotechnical Commission, el pitch se define como un parámetro de unidad de medida que está relacionado con la velocidad de avance de la camilla por revolución y el ancho total del haz de colimación. Es la relación entre el desplazamiento de la camilla por revolución del tubo de rayos X y la colimación o ancho del haz de rayos X en mm (FACTOR PITCH Y DETECTORES, 2018)

Pastor et al. (s.f.) habla de que el pitch tiene un efecto directo sobre la dosis de radiación al paciente, principalmente porque cuando este aumenta, el tiempo que se pasa bajo el haz en cualquier punto del espacio se vuelve más corto, por lo que el CTDIvol cambia. Por otro lado, el aumento del espaciado también afecta la calidad de la imagen, lo que limita la resolución espacial alcanzable a lo largo del eje de corte. Aumentar el tono aumenta el nivel de ruido en la imagen. Sin embargo, la mayoría de los escáneres de TC tienen la capacidad de modificar automáticamente los valores y las dosis de mAs para mantener los niveles de ruido especificados mientras que otros parámetros, como el grosor del corte, el tamaño de la matriz, el campo de visión o el espaciado. Por tanto, el beneficio de aumentar el pitch es reducir el tiempo de exploración, no reducir la dosis.

### **2.8 SAR**

Es el ritmo de adquisición de cortes. Es una medición de la eficacia del sistema de adquisición de imagen, en tomógrafos helicoidales, es de aproximadamente 1 segundo lo que demora en completar la rotación, pero en TC multicorte ha sido posible reducir ese tiempo. SAR: cortes adquiridos cada  $360^\circ$ / tiempo de rotación.

### **2.9 Calidad de imagen**

De las primordiales preocupaciones actuales es el aumento del número de tomografías computarizadas realizadas en todo el mundo, especialmente en los

países desarrollados. A nivel mundial, la frecuencia y el tipo de estudios y la dosis por estudio se ha incrementado al punto que, en varios centros de referencia en los Estados Unidos, la dosis por TC es del 60% al 70% de la dosis del paciente, por solo mencionar un ejemplo.

Pero, la calidad de la imagen es proporcional a la dosis de radiación, por lo que al reducir la dosis se pierde información útil en la imagen y la precisión del diagnóstico experto. El problema es que al reducir la dosis de radiación en la TC aumenta la cantidad de ruido en la imagen. Por lo tanto, el ruido puede oscurecer los detalles anatómicos y reducir la detectabilidad de las lesiones.

Para reducir el ruido en las imágenes se han propuesto diferentes algoritmos y métodos matemáticos. Estos incluyen algoritmos que filtran directamente las proyecciones de rayos X o reconstruyen imágenes.

Los principales factores que se interrelacionan en la determinación de la calidad de imagen de una tomografía computarizada serían: el ruido, la resolución espacial y la resolución de contraste.

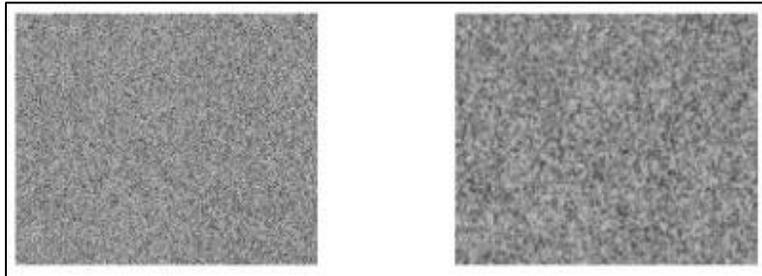
### **2.9.1 Ruido de la imagen**

Cuando se utilizan grandes cantidades de radiación, la visibilidad del ruido estadístico es muy baja y casi imperceptible. Si bien esto puede producir una imagen agradable a la vista, también puede significar que se utilizan niveles de exposición innecesariamente altos, lo que da como resultados pacientes sobreexpuestos.

Por esta razón, la mayoría de los radiólogos prefieren ver "algo de ruido" en la imagen. Esto les indica que se utilizó un nivel adecuado de radiación, por lo que la exposición del paciente fue baja. Los radiólogos están expuestos a más ruido al diagnosticar lesiones fáciles de diagnosticar, como fracturas graves, que a la patología sutil que puede ser difícil de discernir en las características de la enfermedad. Siempre es necesario encontrar un equilibrio y utilizar la radiación suficiente para un diagnóstico clínico fiable, utilizando la dosis más baja posible.

Tal vez conozcas la regla de oro de la seguridad radiológica: “tan baja como sea razonablemente posible (ALARA)”.

**Imagen No. 1:** Ruido en la imagen.



Fuente: Remis, 2020

La imagen de la izquierda muestra ruido electrónico, creando una apariencia de "sal y pimienta". Esto es típico en exposiciones muy bajas. La imagen de la derecha muestra el ruido cuántico, cuya apariencia "granulada" es causada por la dispersión de la luz en el centellador, representa una mayor exposición.

### **2.9.2 Artefactos**

Para Sartori et al. (2015):

**Un artefacto o artificio se define como una distorsión, adición o error en una imagen que no tiene correlato en el sujeto o región anatómica estudiada. Como término, deriva de las palabras latinas artis (artificial) y actum (efecto), y refiere a un efecto artificial que altera la calidad y fidelidad de una imagen, pudiendo encubrir una patología o crear hallazgos falsos.**

Estos pueden ser causados por múltiples razones, por ejemplo, algún objeto metálico, movimientos de parte del paciente o calibración ineficiente de los detectores. En la tomografía multicorte se sabe que se reducen los artefactos por el movimiento del paciente, ya que tiene la ventaja de adquirir la información volumétrica con rapidez, generalmente en una sola apnea, y los algoritmos de reconstrucción asociados al electrocardiograma, en una sola fase de movimiento puede adquirir imágenes cardíacas. La adquisición depende de la colimación de la emisión, el número de matrices de detectores disponibles, el pitch y la velocidad de la camilla.

### **2.9.3 Resolución espacial**

Según indica la Revista Chilena de Radiología (2017):

**La resolución espacial es la capacidad de diferenciar dos estructuras pequeñas y muy próximas como unidades independientes, es el detalle de la imagen, es decir, es una medida de lo pequeño que puede verse un objeto en una imagen, la que depende del tamaño de píxel y el grosor de corte, teniendo en cuenta que a menor tamaño de ambos parámetros se obtiene una mejor resolución espacial. Vol. 23 No. 3; 131**

### **2.9.4 Resolución de contraste**

En Calidad de la Imagen en Tomografía Computada s.f nos dice que la resolución de contraste es la capacidad de un sistema de imágenes para mostrar pequeños cambios en el contraste entre los tejidos. En tomografía, la resolución de contraste es significativamente mejor que en radiología convencional. La radiología tradicional puede distinguir diferencias cercanas al 10%, mientras que la tomografía puede distinguir en el rango de 0,25% a 0,5%, dependiendo del tomógrafo.

### **2.9.5 Manipulación de imágenes por tomografía**

Existen tres maneras de manipular imágenes por tomografía, estas son imágenes obtenidas de las imágenes fuente o imágenes axiales después de recibir un tratamiento:

### **2.9.6 Reconstrucción multiplanar**

La sociedad española de Imagen cardíaca (2018) habla que:

**El MPR o reconstrucción multiplanar consiste en la edición de una imagen que va a “pasar” por un camino que previamente hemos trazado (en el ejemplo, una estructura vascular). El grosor de corte mínimo es el tamaño del detector, y nosotros podemos engrosarlo en caso de que nos interese. Se trata de una reconstrucción 2D.**

Usando imágenes planas o 2D, puede hacer clips que engrosan las partes de interés. De hecho, puede obtener una vista en 3D a partir de dos coordenadas.

En algunos estudios, esta técnica es muy útil debido a las pequeñas secciones que no se identifican fácilmente en el metraje general; cabe señalar que todas estas reconstrucciones son posibles gracias a la disponibilidad de los sistemas PACS y los visores DICOM más sofisticados realizados, que permiten el uso de herramientas MPR de alta calidad sin errores. (Reconstrucción Multiplanar ¿Cuáles son las Ventajas? | Eva, 2021)

Los planos observados en MPR son:

**Axial:** El plano transversal o también llamado plano axial es la forma que tenemos de dividir anatómicamente e imaginativamente el cuerpo humano. Es entonces un plano con relación exclusiva al eje longitudinal, dividiendo el cuerpo en partes superior e inferior.

**Sagital:** el corte sagital divide el cuerpo en dos mitades "casi" iguales, una derecha y otra izquierda. Solo hay un corte semisagital, y los otros cortes paralelos a él se llaman cortes parasagitales. La representación de la incisión se realizará siempre de derecha a izquierda del paciente.

**Coronal:** Es el que va de un lado del cuerpo al otro, es decir, de izquierda a derecha o viceversa, es el plano frontal, también llamado coronal porque tiene la misma orientación que la sutura coronal del cráneo. Divide el cuerpo en partes delanteras y traseras.

**Oblicuo:** plano el cual atraviesa el cuerpo en ángulos axial, coronal y sagital.

### **2.9.7 Vista de máxima proyección de intensidades (MIP)**

MIP es una técnica de visualización muy conocida dado a la llegada de TAC rebanadas múltiples. Cuando se genera corte fino (hasta 0,5 mm) cada corte tiene una resolución espacial muy elevada, pero solo un corte no permite por sí mismo dar una idea de configuración 3D de la estructura analizada. La imagen generada MIP al detectar voxels con valores de densidad más altos, permite al radiólogo mejorar la visualización de algunas estructuras tales como arterias y nódulos, calcificaciones, cuerpos extraños, etc. También el médico tiene la capacidad de

analizar complejas estructuras en distintos planos disminuyendo el tiempo necesario. (Ledo y González, 2013)

### **2.9.8 Volumen rendering**

El volumen rendering incluye una agrupación de técnicas para mostrar imágenes en 2D, transformándolas en imágenes en 3D.

La obtención de datos volumétricos ofrece la posibilidad de visualizar relaciones tridimensionales en varios órganos a través de complejos procesos computacionales. Esto es útil en áreas como la ortopedia y la enfermedad vascular. (Volume Rendering 3D, 2016)

Algunas ventajas:

- Velocidad de adquisición de imágenes
- Adquisición de volumen
- Reconstrucción 3D
- Capacidad de sincronización
- Diagnóstico y seguimiento de enfermedades
- Detección de factores de riesgo.

## **CAPÍTULO III**

## **CAPÍTULO III: MARCO METODOLÓGICO**

En este capítulo se especificará los procesos y la metodología utilizada para realizar el análisis apropiado de la problemática descrita.

### **3.1 Diseño de investigación y tipo de estudio**

El presente trabajo, abarca un diseño de investigación mixta, ya que este es el que mejor se adapta a las necesidades de la investigación.

En (Investigación Mixta. Qué Es Y Tipos Que Existen, 2021) nos indican que:

**La investigación mixta es una metodología de investigación que consiste en recopilar, analizar e integrar tanto investigación cuantitativa como cualitativa. Este enfoque se utiliza cuando se requiere una mejor comprensión del problema de investigación, y que no se podría dar cada uno de estos métodos por separado.**

Del enfoque mixto, en cuanto a lo cualitativo se tomará la técnica de la observación, para tomar información acerca de los procedimientos y técnicas utilizadas para la realización de los estudios de tomografías computadas de cráneo; así como también una lista de cotejo para la recopilación de datos de estos pacientes en lo cuantitativo.

#### **3.1.2 Tipo de estudio**

Por último, el estudio es de tipo descriptivo, ya que se especifica las características y los perfiles de las personas recolectando datos sobre una serie de cuestiones, efectuando mediciones; correlacional, ya que se evalúa la relación existente entre conceptos o variables, y tiene como objetivo conocer cómo se comporta una variable conociendo a otra variable, es decir, intenta predecir el valor aproximado que tendrá una variable en un grupo de individuos a partir del valor obtenido en las variables relacionadas y, por último, explicativo porque se responde las causas de los sucesos. Según la planificación y la toma de datos, es un estudio prospectivo, ya que el estudio empieza antes que los hechos estudiados; observándose a medida que suceden.

### 3.2 Sujetos o grupo estudio:

La población de esta investigación la conforman los pacientes que se realizan una tomografía computarizada de cráneo en el Departamento de Radiología del Hospital General Cecilio A. Castellero.

### 3.3 Tipo de muestra estadística:

El tipo de muestra de este estudio está conformado por 40 personas de las cuales 12 son hombres, 15 mujeres, 7 niños y 6 niñas.

El tipo de muestra utilizado para esta investigación es no probabilística por conveniencia, ya que se seleccionan bajo los criterios establecidos.

(Muestreo no Probabilístico: Definición, Tipos y Ejemplos, 2018) indica que:

**El muestreo por conveniencia es una técnica de muestreo no probabilística donde las muestras de la población se seleccionan solo porque están convenientemente disponibles para el investigador. Estas muestras se seleccionan solo porque son fáciles de reclutar y porque el investigador no consideró seleccionar una muestra que represente a toda la población.**

### 3.4 Variables

<b>variables</b>	<b>Definición conceptual</b>	<b>Definición operacional</b>
Técnica radiográfica utilizada (independiente)	KV: Es responsable de la calidad de los rayos X, es decir, de la penetración, también es el principal factor de control del contraste. mAs: Responsable de la cantidad de rayos X emitidos por el tubo, es la cantidad de amperios por segundo que se utilizarán para realizar el estudio. Ambos son tiempos	Se tomará el valor DLP arrojado por el equipo, el cual depende del KV y mAs utilizados por el tecnólogo.

	de exposición, el profesional tecnólogo trata de usar menor tiempo de mAs para evitar en el paciente mucha radiación, bajando el kv, aumentando el mAs para una buena claridad de imagen, pero emitiendo más radiación.	
Dosis efectiva (dependiente)	La dosis efectiva es la cantidad de dosis, la cual se define como la sumatoria de las dosis equivalentes, ponderadas por factor de ponderación.	Será calculada con la aplicación Dose Calculator Free, la cual cuenta con los factores de ponderación por área anatómica, arrojando el resultado con el uso del DLP.

### 3.5 Instrumentos, técnicas de recolección de datos y/o materiales

Los instrumentos de investigación son la recopilación de herramientas, utensilios, y procesos empleados para la obtención de datos e información para avalar la operatividad del proceso de la investigación.

En la confección de esta investigación se aplica una lista de cotejo para recopilación de los datos, en donde indica el tipo de estudio, sexo, edad, observación del KV y mAs utilizados, para obtener el DLP arrojado por el equipo, esta lista fue utilizada en los pacientes a realizarse una tomografía computarizada de cráneo. Los materiales utilizados para la recolección fueron: cuaderno, pesa, computador, celular, aplicación Dose Calculator Free.

### **3.6 Procedimiento**

La presente investigación se origina de la siguiente forma:

#### **Etapas I**

La investigación comienza con la selección de un tema con la orientación del asesor, seguido de la búsqueda de información en fuentes bibliográficas fiables, selección de artículos u otros documentos teóricos de investigación, y con ello, la elaboración de planteamientos de problemas, que nos lleven a formular objetivos generales y específicos; seguidos del capítulo dos conformado por el marco teórico, en el que se desarrollan definiciones conceptuales a partir de fundamentos teóricos y luego elaborado con base en la investigación las características necesarias para seleccionar una muestra para que pueda cumplir con los objetivos de la investigación.

#### **Etapas II**

En esta etapa abarca más en lo que es el marco teórico, seleccionando y ordenando los temas en consideración para el mismo. En esta etapa también se confeccionó una lista de cotejo que cumple con los objetivos de la investigación, anotando las técnicas utilizadas por el licenciado especialista en tomografía durante los exámenes y también se anotaron datos (peso, edad, sexo), observación y anotación del KV y mAs para la obtención del valor DLP, obtenidos de los pacientes que se realizaron una tomografía de cráneo.

#### **Etapas III**

A igual forma de poder realizar la parte práctica del estudio y poder analizar el problema más de cerca, también durante las horas de práctica se seleccionó la población la cual consiste en los pacientes que se realizan una tomografía de cráneo utilizando el instrumento de recolección de datos.

#### **Etapas IV**

Una vez conocida la información se tabuló un total de 40 pacientes incluyendo hombres, mujeres y niños para realizar las tablas y gráficas de los resultados obtenidos y obtener la dosis efectiva utilizada en los mismos, para verificar si se usa una dosis adecuada.

# **CAPÍTULO IV**

## **CAPÍTULO IV: PROPUESTA DE INTERVENCIÓN**

### **4.1 Introducción**

La presente propuesta de intervención consiste en implementar un Manual de Medidas de Optimización para aumentar la protección contra los efectos nocivos de las radiaciones. El mismo será de gran utilidad para la comunidad científica, en especial para los estudiantes de la licenciatura en Radiología Médica y para los especialistas en tomografía.

### **4.2 Objetivos**

#### **4.2.1 Objetivo General**

- Implementar medidas de optimización para la reducción de dosis en tomografía computarizada.

#### **4.2.2 Objetivos Específicos**

- Utilizar en principio ALARA en el manual de medidas de optimización.
- Establecer procedimientos para ampliar el conocimiento y a la vez formar a los trabajadores sobre los riesgos que existen sobre la dosis de radiación y las precauciones que deben tomar.
- Aplicar los parámetros establecidos en el Manual de Medidas de Optimización.

### **4.3 Justificación de la propuesta**

Hoy en día existen distintos métodos de optimización para reducir la dosis de radiación. En tomografía computada está en CTDI por sus siglas en inglés, que significa índice de dosis en tomografía computada y el DLP, producto dosis longitud. Actualmente existen tablas de valores ideales de CTDI y DLP por la Comunidad Radiológica Europea, por ejemplo. También existen otros métodos para reducir el daño por radiación.

Cabe destacar que la tomografía computarizada es una de las técnicas más importantes de producción de imágenes médicas, donde el número de estudios en el mundo va incrementando cada vez más por la duración tan corta que dura el mismo gracias a el procesamiento de las imágenes, la TC helicoidal, menor costo, y facilidad de acceso, lo que implica mayor dosis a la población.

En Estados Unidos está comprobado que el 50% de los estudios no tienen la justificación debida para realizarse, por esto la justificación y razones de la realización del estudio deben ser tomadas en cuenta a la hora de realizarse.

Para conseguir estos objetivos, se deben aplicar los principios del Sistema de Protección Radiológica propuestos por la Comisión Internacional de Protección Radiológica (ICRP):

- Los diferentes tipos de actividades que implican una exposición a las radiaciones ionizantes deben estar previamente justificados por las ventajas que proporcionen, frente al detrimento que puedan causar.
- Las dosis individuales, el número de personas expuestas y la probabilidad de que se produzcan exposiciones potenciales, deberán mantenerse en el valor más bajo que sea razonablemente posible, teniendo en cuenta factores económicos y sociales.
- La suma de dosis recibidas y comprometidas no debe superar los límites de dosis establecidos en la legislación vigente, para los trabajadores expuestos, las personas en formación, los estudiantes y los miembros del público.

Las distintas formas de medir la radiación las cuales se miden mediante CTDI y DLP, son conceptos primordiales y fundamentales para obtener una buena imagen utilizando la menor cantidad de radiación posible.

El conocimiento de estos indicadores es indispensable para el tecnólogo en tomografía computarizada, ya que son usados para medir las dosis de radiación en tomografía computarizada por rayos X. También existen otros métodos para

reducir el daño por radiación; es por ello por lo que esta propuesta aportará a la realización de un trabajo tanto eficiente como eficaz; reduciendo el daño por radiación a los pacientes, brindar una atención más actualizada y de gran beneficio para los mismos.

#### **4.4 Componentes**

El programa de intervención se compone de la creación de un manual de medidas de optimización en tomografía computarizada; garantizando un nivel adecuado de protección para las personas y el medio ambiente sin restringir indebidamente las prácticas beneficiosas de exposición a la radiación. Este objetivo se puede lograr no sólo a través de la aplicación del concepto científico. Es necesario hacer normas para garantizar la prevención de incidencia de efectos biológicos deterministas “mantener la dosis por debajo de ciertos umbrales” y la aplicación de un nivel aceptable para reducir el surgimiento de efectos biológicos estocásticos (probabilidades).

En este manual se deberá:

- Determinar el soporte teórico basado en tomografía para el desarrollo de medidas para las instalaciones.
- Establecer las acciones básicas a realizar por los trabajadores expuestos y los servicios brindados, unidades o personas responsables de la consecución de estos objetivos, cumplir las leyes vigentes y determinar la relación entre ellas.
- Equipar normas básicas de protección contra los riesgos derivados de exposición a la radiación, incluyendo la justificación del estudio.

Además, la capacitación de los tecnólogos servirá para una mejor comprensión y la aplicación de los parámetros establecidos en el manual, y así adaptar el mismo a la hora de realizar una tomografía computarizada, ofreciendo una atención de calidad y con mayor cuidado a la hora de la utilización de valores de radiación y parámetros para reducir la misma en los pacientes.

# **CAPÍTULO V**

## **CAPÍTULO V: ANÁLISIS DE RESULTADOS**

### **5.1 Análisis de los resultados obtenidos**

Luego de la recolección de los datos que nos permiten llevar a cabo este estudio, se procede a analizar los resultados obtenidos y realizar los cálculos de la dosis efectiva para dar respuesta a los objetivos, hipótesis y pregunta de investigación las cuales se mencionan anteriormente en el capítulo 1.

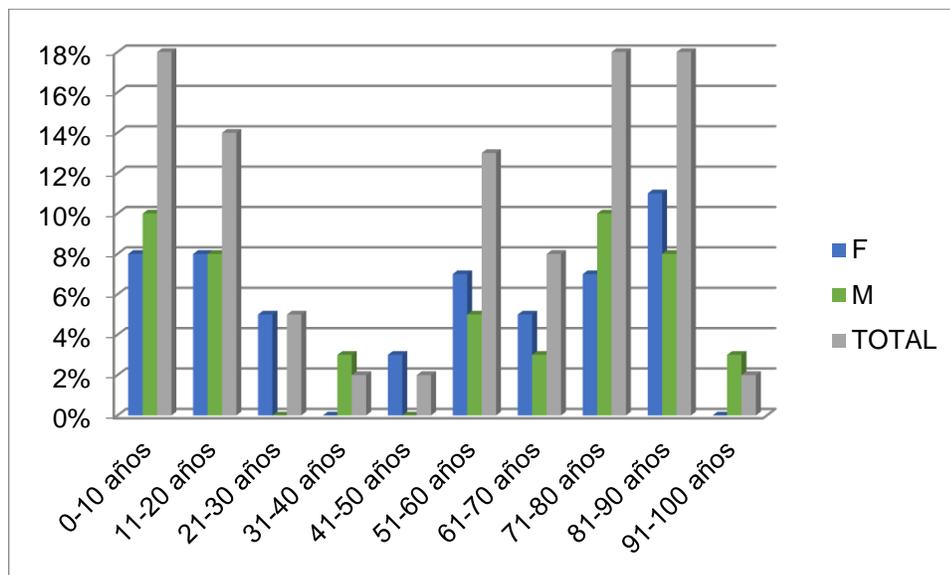
### 5.1.1 Datos Generales

**Tabla 5.** Distribución de los pacientes de tomografía computada de cráneo realizadas en el hospital Cecilio A. Castellero por grupo etario según sexo.

EDAD	PACIENTES				TOTAL	
	F	%	M	%	Cantidad	porcentaje
0-10 años	3	14%	4	21%	7	18%
11-20 años	3	14%	3	16%	6	14%
21-30 años	2	10%	0	0%	2	5%
31-40 años	0	0%	1	5%	1	2%
41-50 años	1	5%	0	0%	1	2%
51-60 años	3	14%	2	11%	5	13%
61-70 años	2	10%	1	5%	3	8%
71-80 años	3	14%	4	21%	7	18%
81-90 años	4	19%	3	16%	7	18%
91-100 años	0	0%	1	5%	1	2%
<b>Total</b>	<b>21</b>	<b>100%</b>	<b>19</b>	<b>100%</b>	<b>40</b>	<b>100%</b>

Fuente: Díaz, 2022.

**Gráfica 1.** Distribución de los pacientes de tomografía computada de cráneo realizadas en el hospital Cecilio A. Castellero por grupo etario según sexo.



Fuente: Díaz, 2022.

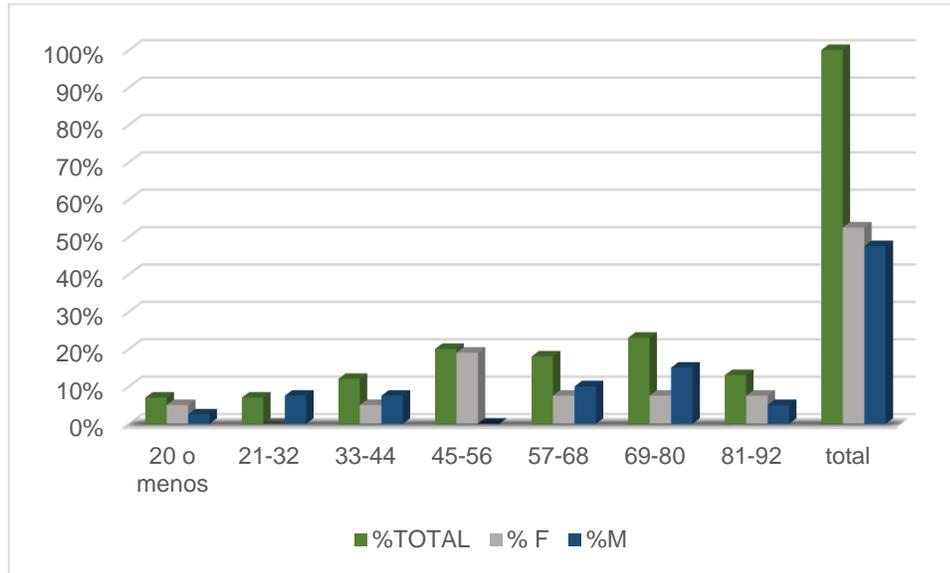
En esta gráfica se aprecia la distribución de pacientes por edad donde, de 0 a 10 años representa un 18%; de 11 a 20 años, 15%; de 21 a 30 años un 5%; de 31 a 40 años un 2%; de 41 a 50 años un 2%; de 51 a 60 años, 12%; de 61 a 70 años, 8%; de 71 a 80 años, 18%; de 81 a 90 años, 18%; y de 91 a 100 años un 2%. Cabe destacar que el 53% de los pacientes son femeninas y 48% masculinos; los grupos etarios que prevalecieron fueron: de 0 a 10, de 71 a 80 y de 81 a 90 años con un 18% por grupo.

**Tabla 6.** Distribución de los pacientes de tomografía computada de cráneo realizadas en el hospital Cecilio A. Castellero por peso según el género.

PESO (Kg)	PACIENTES				TOTAL	
	F	%	M	%	CANTIDAD	%
20 o menos	2	10%	1	5%	3	7%
21-32	0	0%	3	16%	3	7%
33-44	2	10%	3	16%	5	12%
45-56	8	38%	0	0%	8	20%
57-68	3	14%	4	21%	7	18%
69-80	3	14%	6	32%	9	23%
81-92	3	14%	2	11%	5	13%
<b>total</b>	<b>21</b>	<b>100%</b>	<b>19</b>	<b>100%</b>	<b>40</b>	<b>100%</b>

Fuente: Díaz, 2022.

**Gráfica 2.** Distribución de los pacientes de tomografía computada de cráneo realizadas en el hospital Cecilio A. Castellero por peso según el género.



Fuente: Díaz, 2022.

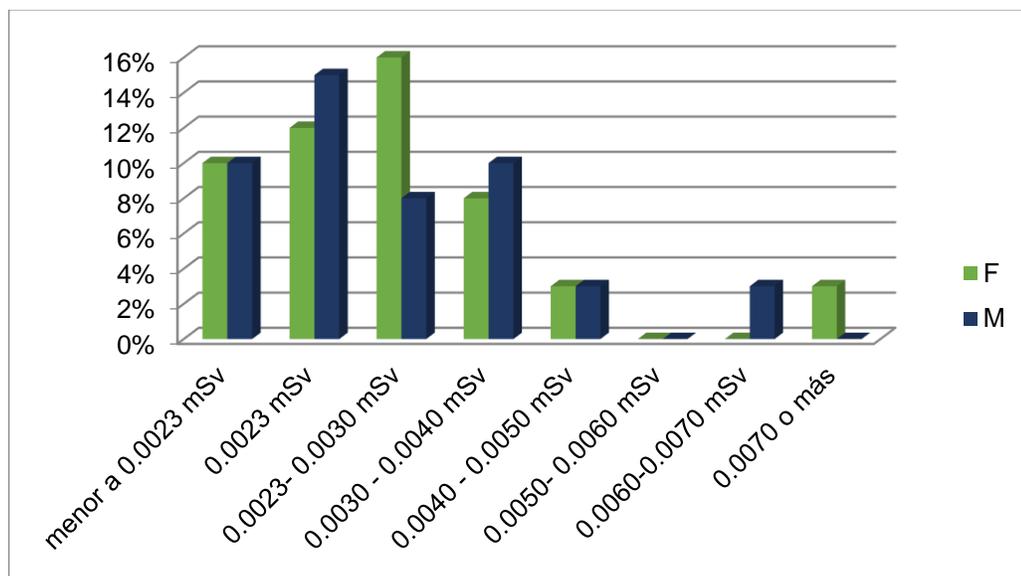
En cuanto a los pacientes femeninos, 5% pesan 20 kilos o menos; 5% pesan entre 21 y 32 kilos; 8% entre 57 y 68 kilos; un 8%, entre 69 y 80 kilos, un 8%, entre 81 y 92 kilos y un 19% entre 45 y 56 kilos, siendo este grupo el 52%. En cuanto a los pacientes masculinos, un 2% de los pacientes pesan 20 kilos o menos; un 5%, entre 81 y 92 kilos; un 8%, entre 33 y 44 kilos; un 8% entre 45 y 56 kilos; un 10% entre 57 y 68 kilos y un 15% pesan entre 69 y 80 kilos, siendo este grupo el 48%; en las pacientes femeninas prevalece el grupo de 45 a 56 kilos, el los pacientes masculinos el grupo de 69 a 80 kilos.

**Tabla 7.** Distribución de los pacientes de tomografía computada de cráneo realizadas en el hospital Cecilio A. Castellero por dosis efectiva según el género.

DOSIS EFECTIVA	GÉNERO				TOTAL	
	F	%	M	%	cantidad	porcentaje
menor a 0.0023 mSv	4	19%	4	21%	8	19%
0.0023 mSv	5	24%	6	32%	11	28%
0.0023- 0.0030 mSv	7	33%	3	16%	9	23%
0.0030 - 0.0040 mSv	3	14%	4	21%	8	19%
0.0040 - 0.0050 mSv	1	5%	1	5%	2	5%
0.0050- 0.0060 mSv	0	0%	0	0%	0	0%
0.0060-0.0070 mSv	0	0%	1	5%	1	3%
0.0070 o más	1	5%	0	0%	1	3%
<b>Total</b>	<b>21</b>	<b>100%</b>	<b>19</b>	<b>100%</b>	<b>40</b>	<b>100%</b>

Fuente: Díaz, 2022.

**Gráfica 3.** Distribución de los pacientes de tomografía computada de cráneo realizadas en el hospital Cecilio A. Castellero por dosis efectiva según el género.



Fuente: Díaz, 2022.

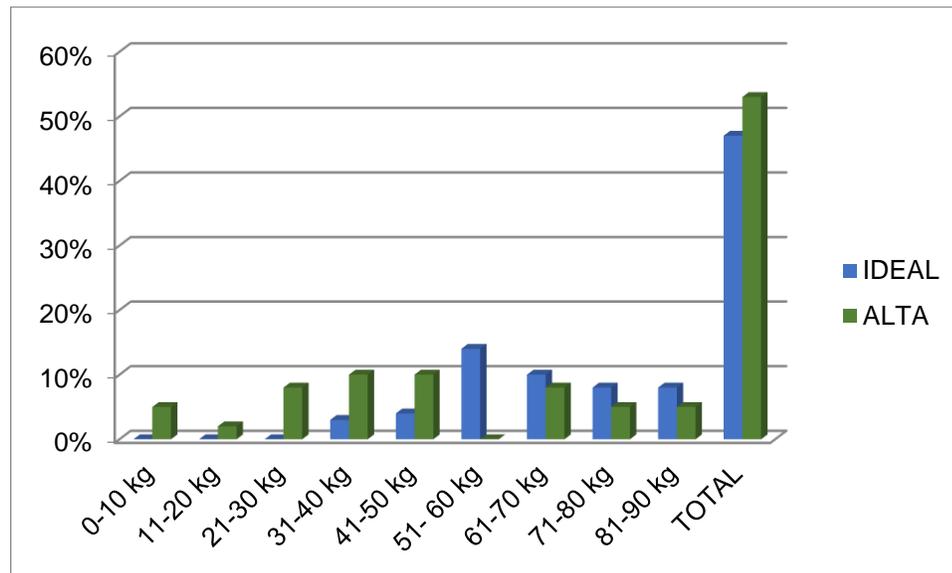
En esta gráfica se observa que hubo un 0% en el rango de 0.0050- 0.0060 mSv; 3% con dosis entre 0.0060 y 0.0070 mSv; en el rango de 0.0070 o más, 3%; en el rango de 0.0040 a 0.0050 mSv, 5%; en los pacientes con dosis menor a 0.0023, 20%; en pacientes con dosis entre 0.0030 y 0.0040 mSv, 20%; en pacientes con dosis de 0.0023 a 0.0030 mSv, 22% y, por último, en pacientes con 0.0023, 27%. La persona más afectada fue un paciente pediátrico de 4.5 kg, donde recibió una dosis efectiva de 0.0102 mSv, valor muy alejado del normalizado para este estudio el cual es 0.0023 mSv.

**Tabla 8.** Distribución de los pacientes de tomografía computada de cráneo realizadas en el hospital Cecilio A. Castellero por nivel dosis efectiva según el peso y género.

PESO	DOSIS EFECTIVA SEGÚN GÉNERO							
	FEMENINO		MASCULINO		TOTAL			
	IDEAL	ALTA	IDEAL	ALTA	IDEAL	%	ALTA	%
0-10 kg	0	1	0	1	0	0%	2	10%
11-20 kg	0	1	0	0	0	0%	1	5%
21-30 kg	0	0	0	3	0	0%	3	14%
31-40 kg	0	2	1	2	1	5%	4	19%
41-50 kg	2	4	0	0	2	11%	4	19%
51- 60 kg	5	0	1	0	6	32%	0	0%
61-70 kg	1	2	3	1	4	21%	3	14%
71-80 kg	0	0	3	2	3	16%	2	10%
81-90 kg	1	2	2	0	3	16%	2	10%
<b>TOTAL</b>	<b>9</b>	<b>12</b>	<b>10</b>	<b>9</b>	<b>19</b>	<b>100%</b>	<b>21</b>	<b>100%</b>

Fuente: Díaz, 2022.

**Gráfica 4.** Distribución de los pacientes de tomografía computada de cráneo realizada en el hospital Cecilio A. Castellero por nivel, dosis efectiva, según el peso y género.



Fuente: Díaz, 2022.

En esta gráfica se observa que el grupo de 0-10 kg presentó un 0% en dosis ideal y 5% en dosis alta; el grupo de 11-20 kg, un 0% en dosis ideal y un 2% en dosis alta; el grupo de 21-30 kg, 0% en dosis ideal y 8% en dosis alta, destacando que en pacientes menores a 30 kg ningún paciente obtuvo una dosis efectiva ideal. Por otra parte, el grupo de 31 a 40 kg presentó un 3% en dosis ideal y un 10% en dosis alta; de 41-50 kg, 4% en dosis ideal y 10% en dosis alta; de 51 a 60 kg, 14% en dosis ideal y 0% en dosis alta; en grupo de 61-70 kg, 10% en dosis ideal y 8% en dosis alta; el grupo de 71-80 kg, 8% en dosis ideal y 5% en dosis alta y, finalmente, en los pacientes de 81-90 kg, 8% en dosis ideal y 5% en dosis alta. Esto da un total de 47% en dosis ideal y 53% en dosis alta, destacando que los pacientes con mayor porcentaje de dosis alta son los de menor peso.

## CONCLUSIONES

- En tomografía se utilizan 3 factores; dos estándares indispensables en todos los tomógrafos, el CTDI y el DLP y el tercer parámetro que es medible, la dosis efectiva.
- La dosis efectiva de radiación es lo que se utiliza para estimar el riesgo relativo del paciente por la radiación recibida; es lo que nos ayuda a cuantificar el efecto biológico de la radiación.
- El CTDI y el DLP son parámetros muy importantes en la tomografía computarizada, estandarizados para la medición, estos varían en base al miliamperaje, al kilovoltaje, al pitch, es decir, a factores puramente técnicos.
- El CTDI se define como el valor de radiación en mGy a un solo corte, luego este valor es multiplicado por la longitud y volumen de la exploración dando como resultado el DLP y a la vez, este es multiplicado por una constante dada en mili gray\* sieverts \* centímetros; donde la constante E varía según la región anatómica, según la edad y volumen del paciente.
- Los parámetros técnicos deben ser personalizados para la obtención de una dosis efectiva normalizada.
- Los pacientes que tuvieron una dosis efectiva por encima del valor normalizado fueron pacientes pediátricos o con poco peso, por ende, podemos concluir que no se deben aplicar a los pacientes pediátricos o con poco peso las técnicas que se aplican a los adultos debido a que por su tamaño reducido se obtendrá una dosis superior en la misma técnica.
- Se afirma la hipótesis alternativa: “se están aplicando valores de dosis de radiación, por encima de los valores establecidos a nivel mundial”, ya que el 53% de los pacientes resultaron con una dosis efectiva por encima de la dosis normalizada establecida para el estudio de tomografía de cráneo, esto debido a que no se utiliza una atención y técnicas personalizadas para cada paciente.

- En respuesta a la pregunta de investigación “¿Se utilizan dosis efectivas normalizadas en pacientes con estudios de tomografía de cráneo, realizadas del Departamento de Radiología en el Hospital General Cecilio A. Castellero?” Podemos concluir que no se están llevando a cabo el uso de dosis normalizadas, ya que, al no aplicar el uso de técnicas y atención personalizada en cada paciente, un 53% de los pacientes obtuvo una dosis efectiva alta, siendo su mayoría pacientes pediátricos o pacientes con menor peso.

## RECOMENDACIONES

- Dada la sobreutilización de la investigación diagnóstica de las radiaciones ionizantes mediante tomografía computarizada en los últimos años, cuyo uso ha ido aumentando a un ritmo aproximado del 10% anual, se debe realizar un esfuerzo concertado para sensibilizar y promover la protección radiológica en esta disciplina, tener a disponibilidad de técnicas alternativas y modalidades que no requiera el uso de radiación ionizante, así como una cuidadosa revisión de las peticiones de tomografía.
- Optimizar los protocolos con la disminución de los factores técnicos sin pérdida de calidad diagnóstica.
- Utilizar factores técnicos personalizados en cada paciente, fundamentalmente en pediatría pensando en el concepto ALARA, de manera que se pueda alcanzar una dosis efectiva normalizada.
- Utilizar protección mediante el blindaje (para tiroides, protectores de mama, gónadas, cristalino (bismuto), que reducen entre 30 – 60% dosis en órgano).
- Evitar los cortes en zonas innecesarias.
- Una forma importante de reducir las dosis de radiación es evitando realizar pruebas complementarias innecesarias, es decir, repetir exploraciones.

## BIBLIOGRAFÍA

¿Qué es la dosis de radiación? (2018). Radiologyinfo.org.

[https://www.radiologyinfo.org/es/info/safety-hiw\\_09?google=amp](https://www.radiologyinfo.org/es/info/safety-hiw_09?google=amp)

¿Qué es la radiactividad? (2017, May 24). ULPGC - Universidad de Las Palmas de Gran Canaria; ULPGC. <https://www.ulpgc.es/sprlyupr/que-es-radiactividad>

Alcaraz, M. (s.f.). *MAGNITUDES Y UNIDADES RADIOLÓGICAS*.

<https://webs.um.es/mab/miwiki/lib/exe/fetch.php?media=t3.pdf>

Allende, F., Araya, K., Madariaga, E., Bitar, P. y Paolinelli, P. (2017) Calidad de imagen y reducción de dosis en angiotomografía computarizada de arterias coronarias usando protocolo de baja energía. *Revista chilena de radiología*, Vol. 23 N° 3; 130-139. <https://scielo.conicyt.cl/pdf/rchradiol/v23n3/art07.pdf>

Andisco, D., Blanco, S., & Buzzi, A. E. (2014). Dosimetría en tomografía computada. *Revista Argentina de Radiología*, 78(3), 156–160.

<https://doi.org/10.1016/j.rard.2014.07.004>

Angel, M. (2015, November 22). *Dosis Radiológica: qué es, magnitudes y recomendaciones*. Radiología Club; Radiología Club.

<https://radiologiaclub.com/2015/11/22/dosis-radiologica-que-es-magnitudes-y-recomendaciones/>

ASPECTOS GENERALES DE LA INTERACCIÓN DE LA RADIACIÓN CON EL MEDIO BIOLÓGICO. (2013). *Curso de supervisores de instalaciones radiactivas*.

[https://csn.ciemat.es/MDCSN/recursos/ficheros\\_md/1581136598\\_1572009112950.pdf](https://csn.ciemat.es/MDCSN/recursos/ficheros_md/1581136598_1572009112950.pdf)

Barba Ramírez, L, Ruiz, Rivas, H. (2020). El uso de rayos X en odontología y la importancia de la justificación de exámenes radiográficos. *Avances En Odontoestomatología*, 36(3), 131–142.

[https://scielo.isciii.es/scielo.php?script=sci\\_arttext&pid=S0213-](https://scielo.isciii.es/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0213-)



<https://www.csn.es/documents/10182/950714/Curso+General+de+Formaci%C3%B3n+de+Actuantes+en+Emergencias+Nucleares.+TEMA+00.+Conceptos+b%C3%A1sicos+sobre+protecci%C3%B3n+radiol%C3%B3gica>

*Guía orientativa en diagnóstico por la imagen.* (2022). Sergas.es.

<https://www.sergas.es/Docs/asistenciasanitaria/goxdpi/optimizacion.html>

HISTORIA DE LA TOMOGRAFÍA COMPUTARIZADA. (s.f.). Timetoast.

<https://www.timetoast.com/timelines/linea-de-tiempo-e9af100f-095c-459c-af23-21b87d86e7dd>

Huérfano, Y., Vera, M., Mar, D., Chacón, J., Vera, M., Bautista, N., Martínez, María Sofía, Rojas, J., Bermúdez, V., Contreras-Velásquez, J., Graterol-Rivas, M., Duran, W., Torres, M., Prieto, C., Sigüencia, W., Ortiz, R., Aguirre, M., Angarita, L., Cerda, M., & Garicano, C. (2016). Imagenología médica: Fundamentos y alcance. *Archivos Venezolanos de Farmacología Y Terapéutica*, 35(3), 71–76.

[http://ve.scielo.org/scielo.php?](http://ve.scielo.org/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0798-02642016000300002)

[script=sci\\_arttext&pid=S0798-02642016000300002](http://ve.scielo.org/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0798-02642016000300002)

ICRP, 2007. Las Recomendaciones 2007 de la Comisión Internacional de Protección Radiológica. ICRP Publicación 103.

[https://www.icrp.org/docs/P103\\_Spanish.pdf](https://www.icrp.org/docs/P103_Spanish.pdf)

*Investigación mixta. Qué es y tipos que existen.* (2021, April 14). QuestionPro.

<https://www.questionpro.com/blog/es/investigacion-mixta/>

*La radioactividad | Secretaría de Cultura, Recreación y Deporte.* (2022).

Culturarecreacionydeporte.gov.co.

<https://www.culturarecreacionydeporte.gov.co/es/bogotanitos/biodiverciudad/la-radioactividad>

*Las tomografías del cerebro para las lesiones de la cabeza.* (2018, April

12). <https://www.choosingwisely.org/patient-resources/las-tomografias-del-cerebro-para-las-lesiones-de-la-cabeza/>

Ledo, A., González, I. (2013). *MÓDULO DE RECONSTRUCCIÓN MULTIPLANAR PARA ESTUDIOS DE TOMOGRAFÍA AXIAL*

COMPUTARIZADA SLD25.

[http://www.informatica2013.sld.cu/index.php/informaticasalud/2013/paper/vi  
ewFile/242/128](http://www.informatica2013.sld.cu/index.php/informaticasalud/2013/paper/vi<br/>ewFile/242/128)

Mondaca A, R. (2006). POR QUÉ REDUCIR LAS DOSIS DE RADIACIÓN EN PEDIATRÍA. *Revista Chilena de Radiología*, 12(1).

<https://doi.org/10.4067/s0717-93082006000100008>

*Partículas Alfa, Beta y Gamma: el gran descubrimiento de Rutherford y Soddy - Rincón educativo*. (2022, August 12). Rincón Educativo.

<https://rinconeducativo.org/es/recursos-educativos/particulas-alfa-beta-y-gamma-el-gran-descubrimiento-de-rutherford-y-soddy/>

*Posibles efectos en la salud de la exposición a la radiación y la contaminación por radiación*|CDC. (2022).

<https://www.cdc.gov/nceh/radiation/emergencias/es/healtheffects.htm>

*Protección radiológica - CSN*. (2022). [Www.csn.es](http://www.csn.es).

<https://www.csn.es/proteccion-radiologica>

*Protección Radiológica en Medicina Traducción oficial al español de la Publicación 105. Editada por la Sociedad Argentina de Radioprotección con la autorización de la International Commission on Radiological Protection (ICRP)*. (n.d.).

<https://www.icrp.org/docs/P%20105%20Spanish.pdf>

*Protección Radiológica en Tomografía Computarizada. - Protección Radiológica es SEROFCA*. (2022, February 23). Protección Radiológica Es SEROFCA.

<https://serofca.com/2022/02/23/proteccion-radiologica-en-tomografia-computarizada/#:~:text=%2D%20Protecci%C3%B3n%20Radiol%C3%B3gica%20es%20SEROFCA&text=La%20cantidad%20de%20estudios%20de,d e%20estudios%20en%20pocos%20segundos.%20Protecci%C3%B3n%20radiol%C3%B3gica%20-%20CSN>

*Radiaciones Ionizantes: Efectos biológicos*. (2018). [Www.uco.es](http://www.uco.es).

[http://www.uco.es/RiesgosLaborales/fisicoyquimico/radiaciones/tutorials/vie  
w/4-Efectos-](http://www.uco.es/RiesgosLaborales/fisicoyquimico/radiaciones/tutorials/vie<br/>w/4-Efectos-)

biologicos#:~:text=Efectos%20probabil%C3%ADsticos%20o%20estoc%C3%A1sticos,de%20alguna%20c%C3%A9lula%20del%20organismo

Ramírez, J. (2019). Radiología e imagen. *Revista de La Facultad de Medicina*, 62(2), 8–14.

<https://doi.org/10.22201/fm.24484865e.2019.62.2.03>

Real, A. (s.f.). Efectos biológicos de las radiaciones ionizantes.

<https://www.ucm.es/data/cont/media/www/pag->

[19202/Efectos%20de%20las%20RI\\_UCM\\_27%20nov%202014\\_A%20Real.pdf.pdf](https://www.ucm.es/data/cont/media/www/pag-19202/Efectos%20de%20las%20RI_UCM_27%20nov%202014_A%20Real.pdf.pdf)

*Reconstrucción MIP de imágenes médicas: casos de uso.* (2021, May 13).

ALMA. <https://alma-medical.com/reconstruccion-mip-imagenes-medicas-casos->

[duso/#:~:text=La%20reconstrucci%C3%B3n%20MIP%20de%20una,una%20mayor%20sensaci%C3%B3n%20de%20profundidad](https://alma-medical.com/reconstruccion-mip-imagenes-medicas-casos-#:~:text=La%20reconstrucci%C3%B3n%20MIP%20de%20una,una%20mayor%20sensaci%C3%B3n%20de%20profundidad)

Remis, K. (2020, June 17). *Comprensión y Gestión de Fuentes de Ruido en Imágenes de Rayos X - Everything Rad.* Everything Rad.

<https://www.carestream.com/blog/2020/06/17/compression-y-gestion-de-fuentes-de-ruido-en-imagenes-de-rayos-x/>

Remis, K. (2020, June 17). *Comprensión y Gestión de Fuentes de Ruido en Imágenes de Rayos X - Everything Rad.* Everything Rad.

<https://www.carestream.com/blog/2020/06/17/compression-y-gestion-de-fuentes-de-ruido-en-imagenes-de-rayos-x/>

*Riesgos de la radiación relacionados con los estudios por imágenes.* (2012).

Cancer.org. <https://www.cancer.org/es/tratamiento/como-comprender-su-diagnostico/pruebas/riesgos-de-la-radiacion-asociados-con-los-estudios-por-imagenes.html#:~:text=para%20el%20c%C3%A1ncer->

[Riesgos%20de%20la%20radiaci%C3%B3n%20relacionados%20con%20los%20estudios%20por%20im%C3%A1genes,persona%20padezca%20c%C3%A1ncer%20m%C3%A1s%20adelante](https://www.cancer.org/es/tratamiento/como-comprender-su-diagnostico/pruebas/riesgos-de-la-radiacion-asociados-con-los-estudios-por-imagenes.html#:~:text=para%20el%20c%C3%A1ncer-)

- RSNA, A. (2022). *¿Cuáles son los beneficios de las exploraciones por TC?* Radiologyinfo.org. [https://www.radiologyinfo.org/es/info/safety-hiw\\_04](https://www.radiologyinfo.org/es/info/safety-hiw_04)
- Secretaría de Cultura, Recreación y Deporte. (2022). *La radioactividad.* <https://www.culturarecreacionydeporte.gov.co/es/bogotanitos/biodiverciudad/la-radioactividad>
- SEIC. (2018). *¿Qué son las reconstrucciones MPR, MIP, MiniP y volumen rendering?* Ecocardio.com. <https://ecocardio.com/documentos/biblioteca-preguntas-basicas/preguntas-al-radiologo/894-que-son-reconstrucciones-mpr-mip-minip-y-volumen-rendering.html>
- Sosa, E. (2016, December 2). *TOMOGRAFÍA.* Blogspot.com. <http://enmiradiologia.blogspot.com/2016/12/tomografia.html>
- Soto, C. (2022). *TOMOGRAFÍA COMPUTADA MULTISLICE PRINCIPIOS Y APLICACIONES.* [https://www.unsam.edu.ar/escuelas/ciencia/alumnos/PUBLIC.1999-2006-%20Alumnos%20P.F.I/\(TAC\)%20SOTO%20CECILIA.pdf](https://www.unsam.edu.ar/escuelas/ciencia/alumnos/PUBLIC.1999-2006-%20Alumnos%20P.F.I/(TAC)%20SOTO%20CECILIA.pdf)
- Spinelli, C. (2016). *Calidad de la imagen en tomografía.* <https://www.unsam.edu.ar/escuelas/ciencia/alumnos/PUBLIC.1999-2006-%20Alumnos%20P.F.I/%28TAC%29%20SPINELLI%20CARLA.pdf>
- Términos y unidades de la radiación | US EPA.* (2017, November 16). US EPA. <https://espanol.epa.gov/espanol/terminos-y-unidades-de-la-radiacion>
- Tidito. (2013, April 12). *Componentes de un Tomógrafo - Imagen Diagnóstica y Enfermería.* Imagen Diagnóstica y Enfermería. <http://www.needgoo.com/componentes-de-un-tomografo/>
- Tiznado, G. (2014) *Cómo nace la tomografía.* *Revista Tamé*, 3 (8): 250 [https://www.uan.edu.mx/d/a/publicaciones/revista\\_tame/numero\\_8/Tam148-1.pdf](https://www.uan.edu.mx/d/a/publicaciones/revista_tame/numero_8/Tam148-1.pdf)
- Tomografía Cerebral.* (s.f.). Radioimágenes de Oriente. <http://www.radioimagenes.com/sitio/servicios/12-tomografia-helicoidal/29-tomografia-cerebral>

Tomografía Computarizada (TC). (2013). Instituto Nacional de Bioingeniería e Imágenes Biomédicas. <https://www.nibib.nih.gov/sites/default/files/2020-06/Tomografia%20Computarizada%20%28TC%29.pdf>

Vañó, E., Fernández, J., Sánchez, R., Ten, J. (2013). Niveles de referencia de dosis en radiología intervencionista. *Elsevier*, 55, 17–24. <https://doi.org/10.1016/j.rx.2013.08.001>

# **ANEXO No. 1**

**(Lista de cotejo)**



## UNIVERSIDAD ESPECIALIZADA DE LAS AMÉRICAS

### Facultad de Ciencias Médicas y Clínicas

### Escuela de Ciencias Médicas y de la Enfermería

#### Lista de cotejo

La finalidad de esta lista de cotejo o control de verificación es analizar los datos, para evaluar el uso adecuado de los valores sugeridos de radiación y los efectos adversos de esta en los pacientes que se realizan tomografía computarizada de cráneo en el Hospital General Cecilio A. Castillero.

Estudio por realizar	Simple___	contrastado___
Sexo	F___	M___
Peso (Kg)		
Edad		
KV		
mAs		
CTDI		
DLP		
Dosis efectiva		

# **ANEXO No. 2**

**(Datos arrojados por el sistema)**

**Imagen No. 2:** Datos del sistema en paciente femenina adulta.

Patient ID [REDACTED] Acc. No. 20221166 Sex Female  
Name [REDACTED] Age 77

Protocol Name  
**Craneo 5/2i (300mAs)**

Scan Type			Direction		
Volume	[REDACTED]	[REDACTED]	OUT	[REDACTED]	[REDACTED]
Tube Voltage	120 kV	Tube Current	300 mA	Geo. Effic.	73.0 %
Collimation	0.625 X 16	Thickness	5.0 mm	CTDIvol	72.1 mGy
Filter	11 (0)	Table Pitch	0.8125	Recon. Index	5.0 mm
		B.H.C.	ON	FOV	198 mm
				Dose Validation Phantom	Head Phantom

Fuente: Díaz, 2022. Tomado con el consentimiento del paciente.

**Imagen No. 3:** Datos del sistema en paciente masculino adulto.

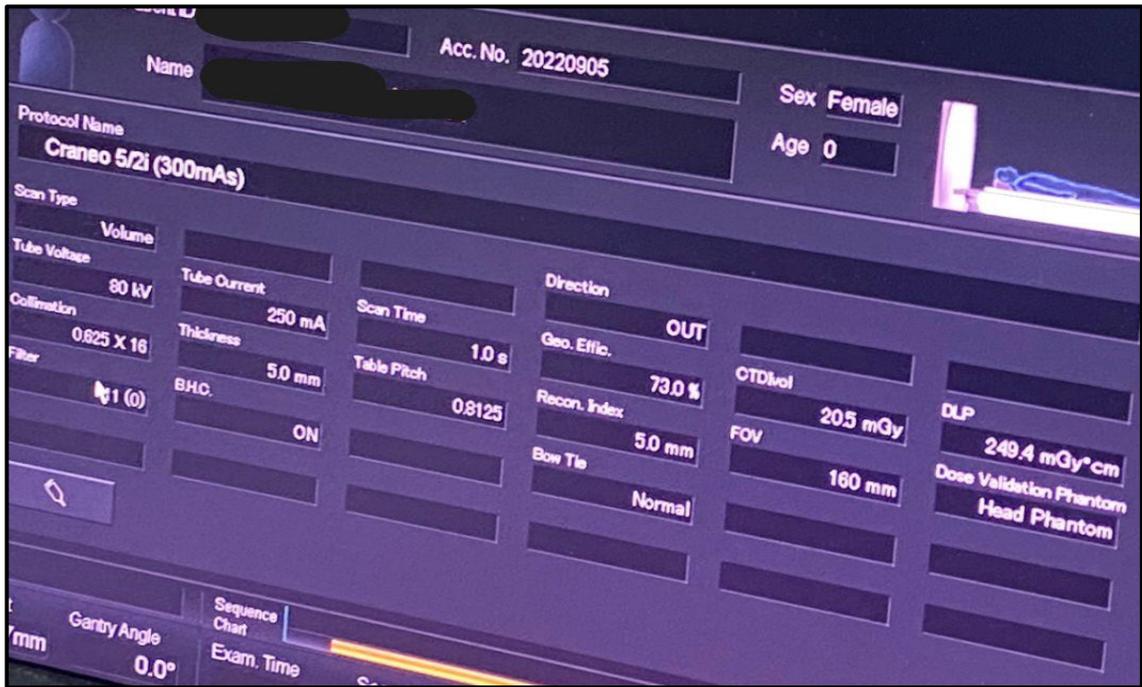
Patient ID [REDACTED] Acc. No. 20221176 Sex Male  
Name [REDACTED] Age 71

Protocol Name  
**Craneo 5/2i (300mAs)**

Scan Type			Direction		
Volume	[REDACTED]	[REDACTED]	OUT	[REDACTED]	[REDACTED]
Tube Voltage	120 kV	Tube Current	300 mA	Geo. Effic.	73.0 %
Collimation	0.625 X 16	Thickness	5.0 mm	CTDIvol	72.1 mGy
Filter	11 (0)	Table Pitch	0.8125	Recon. Index	5.0 mm
		B.H.C.	ON	FOV	220 mm
				Dose Validation Phantom	Head Phantom

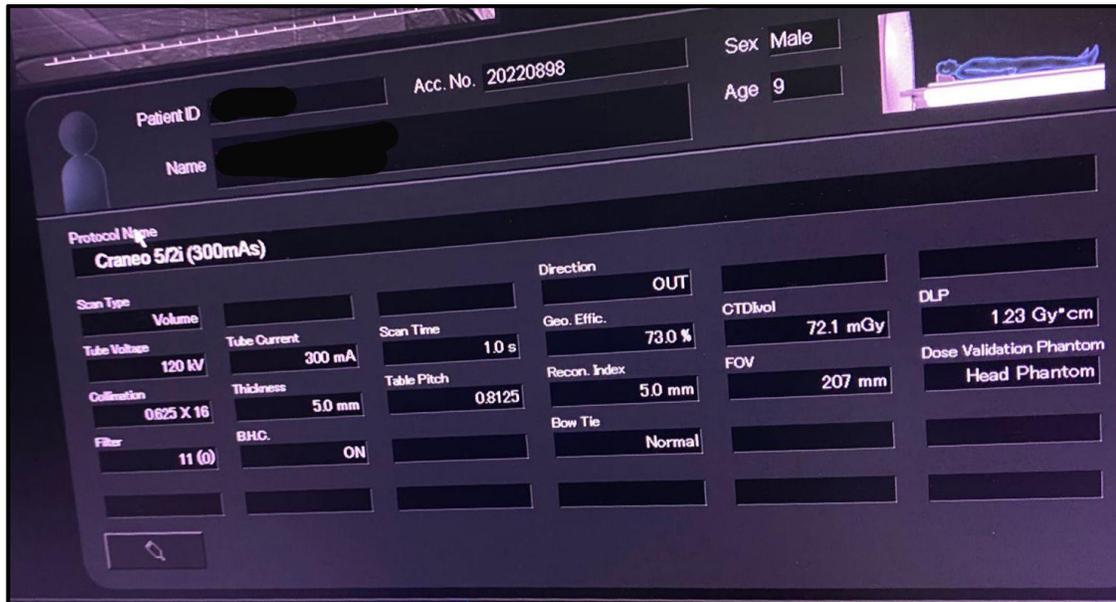
Fuente: Díaz, 2022. Tomado con el consentimiento del paciente.

Imagen No. 4: Datos del sistema en paciente femenina pediátrica.



Fuente, Díaz, 2022. Tomado con el consentimiento del paciente.

Imagen No. 5: Datos del sistema en paciente masculino pediátrico.

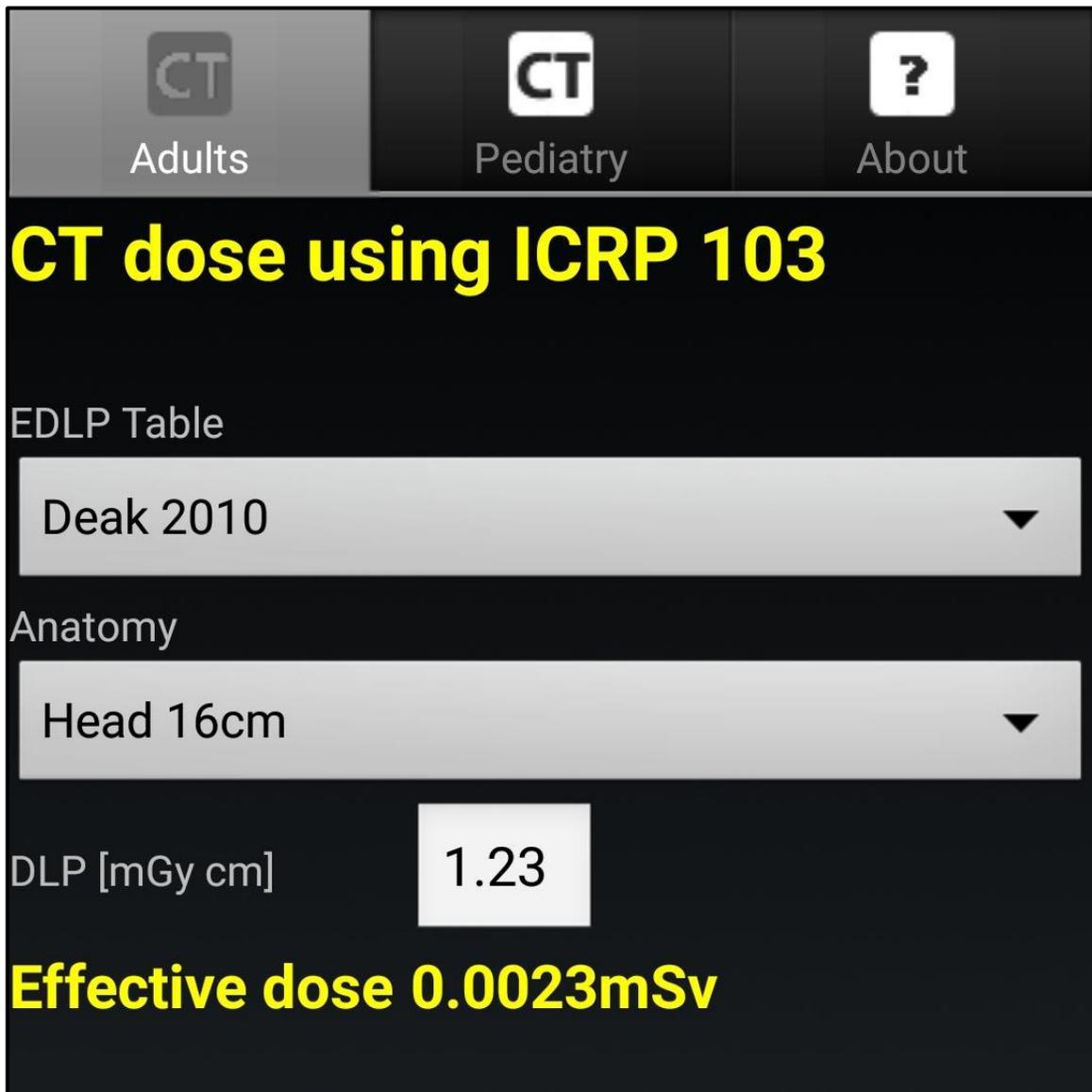


Fuente: Díaz, 2022. Tomado con el consentimiento del paciente.

# **ANEXO No. 3**

**(App Dose Calculator)**

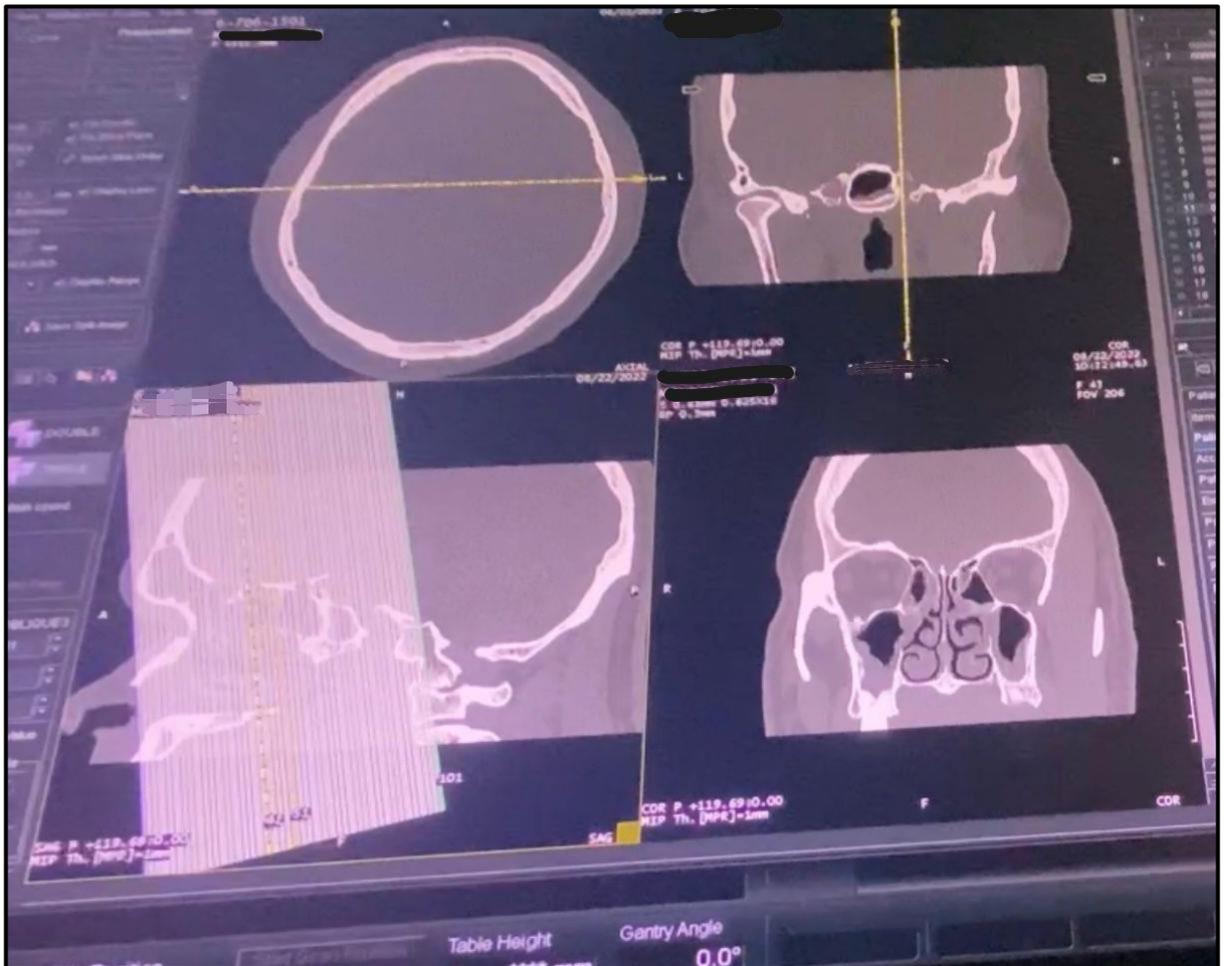
Imagen No. 3: Aplicación CT dose calculator.



Fuente: Díaz, 2022.

En esta imagen se observa la vista de la app CT Dose Calculator desde dispositivo Android, utilizando la tabla de factores de ponderación de Deak 2010.

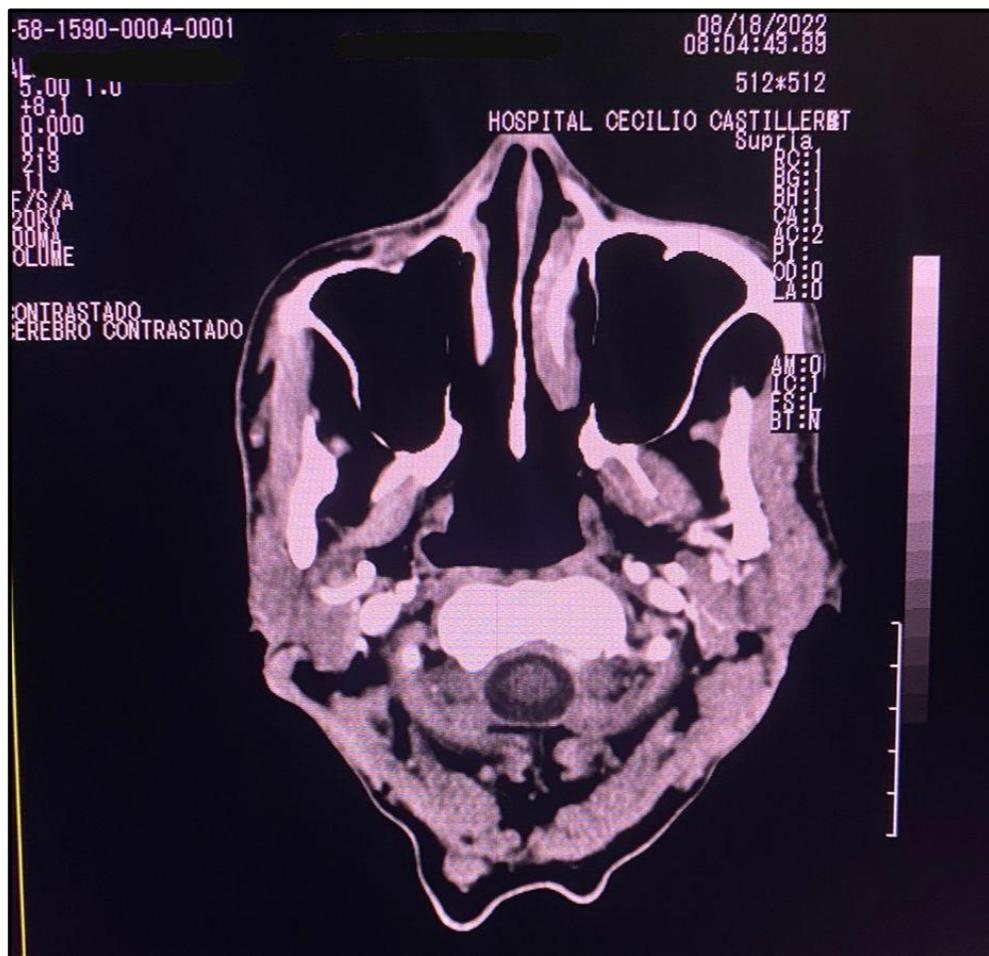
## Imagen No. 7: Reconstrucción multiplanar.



Fuente: Díaz, 2022. Tomado con el consentimiento del paciente.

La reconstrucción multiplanar o MPR, una técnica que nos permite reconstruir las imágenes a otro plano de visualización desde una sola serie, permitiendo al médico analizar los exámenes en otros cortes como, coronal axial o sagital.

**Imagen No. 8:** Tomografía de cerebro contrastado.



Fuente: Díaz, 2022. Tomado con el consentimiento del paciente.

En esta imagen se aprecia un corte axial del estudio de cerebro contrastado.

# **ANEXO No. 4**

**(resultado de dosis por paciente)**

**Tabla 9.** Dosis efectiva en pacientes femeninas.

Pacientes femeninas			
peso kg	Edad	Dosis efectiva	
4.5	0	0.0102 mSv	alta
18	6	0.0039 mSv	alta
34.3	11	0.0036mSv	alta
36.8	6	0.0045 mSv	alta
45	13	0.0030 mSv	alta
46	82	0.0023 mSv	ideal
46.21	83	0.0025mSv	alta
46.26	89	0.0025 mSv	alta
47.62	78	0.0022 mSv	ideal
47.65	13	0.0032 mSv	alta
56.43	59	0.0022 mSv	ideal
56.69	87	0.0023 mSv	ideal
58.05	48	0.0023 mSv	ideal
58.24	67	0.0023 mSv	ideal
59.85	19	0.0018 mSv	ideal
70	60	0.0024 mSv	alta
70.3	73	0.0023 mSv	ideal
70.76	62	0.0025 mSv	alta
83	74	0.0025 mSv	alta
83.35	29	0.0025 mSv	alta
89.1	57	0.0022 mSv	ideal

Fuente: Díaz, 2022.

**Tabla 10.** Dosis efectiva en pacientes masculinos.

<b>Pacientes masculinos</b>			
<b>Peso kg</b>	<b>Edad</b>	<b>Dosis efectiva</b>	
9.9	2	0.0066 mSv	alta
24.65	9	0.0033 mSv	alta
24.2	5	0.0039 mSv	alta
26.7	7	0.0041 mSv	alta
35	11	0.0036 mSv	alta
37.1	15	0.0023 mSv	ideal
39.35	11	0.0033 mSv	alta
58.05	88	0.0023 mSv	ideal
63.5	59	0.0025 mSv	alta
63.04	77	0.0023 mSv	ideal
65.77	88	0.0023 mSv	ideal
70	90	0.0021 mSv	ideal
73.75	93	0.0023 mSv	ideal
75	74	0.0025 mSv	alta
77.34	71	0.0025 mSv	alta
79.37	73	0.0021 mSv	ideal
80.28	65	0.0021 mSv	ideal
87.2	56	0.0023 mSv	ideal
88.55	33	0.0022 mSv	ideal

Fuente: Díaz, 2022.

## ÍNDICE DE TABLAS

**Tabla 1.** Dosis efectiva normalizada según área anatómica.

**Tabla 2.** Factores de ponderación de órganos y tejidos.

**Tabla 3.** Valores sugeridos por la comunidad europea.

**Tabla 4.** Valores típicos de dosis para tomografía computada de cerebro en pacientes adultos.

**Tabla 5.** Distribución de los pacientes de tomografía computada de cráneo realizadas en el hospital Cecilio A. Castellero por grupo etario según sexo.

**Tabla 6.** Distribución de los pacientes de tomografía computada de cráneo realizadas en el hospital Cecilio A. Castellero por peso según el género.

**Tabla 7.** Distribución de los pacientes de tomografía computada de cráneo realizadas en el hospital Cecilio A. Castellero por dosis efectiva según el género.

**Tabla 8.** Distribución de los pacientes de tomografía computada de cráneo realizadas en el hospital Cecilio A. Castellero por nivel dosis efectiva según el peso y género.

**Tabla 9.** Dosis efectiva en pacientes femeninas.

**Tabla 10.** Dosis efectiva en pacientes masculinos.

## ÍNDICE DE GRÁFICAS

**Gráfica 1.** Distribución de los pacientes de tomografía computada de cráneo realizadas en el hospital Cecilio A. Castellero por grupo etario según sexo.

**Gráfica 2.** Distribución de los pacientes de tomografía computada de cráneo realizadas en el hospital Cecilio A. Castellero por peso según el género.

**Gráfica 3.** Distribución de los pacientes de tomografía computada de cráneo realizadas en el hospital Cecilio A. Castellero por dosis efectiva según el género.

**Gráfica 4.** Distribución de los pacientes de tomografía computada de cráneo realizadas en el hospital Cecilio A. Castellero por nivel dosis efectiva según el peso y género.

## ÍNDICE DE IMÁGENES

**Imagen No. 1:** Ruido en la imagen.

**Imagen No. 2:** Datos del sistema en paciente femenina adulta.

**Imagen No. 3:** Datos del sistema en paciente masculino adulto.

**Imagen No. 4:** Datos del sistema en paciente femenina pediátrica.

**Imagen No. 5:** Datos del sistema en paciente masculino pediátrico.

**Imagen No. 6:** Aplicación CT dose calculator.

**Imagen No. 7:** Reconstrucción multiplanar.

**Imagen No. 8:** Tomografía de cerebro contrastado.