



FACULTAD DE MEDICINA HUMANA Y CIENCIAS DE LA SALUD

ESCUELA PROFESIONAL DE TECNOLOGÍA MÉDICA

“OPTIMIZACIÓN DEL PROTOCOLO DE TOMOGRAFIA COMPUTARIZADA DE ENCEFALO EN PACIENTES ADULTOS Y PEDIATRICOS, EN CLÍNICA INTERNACIONAL. LIMA - PERÚ 2017”

**TESIS PARA OPTAR EL TÍTULO PROFESIONAL DE
LICENCIADA EN TECNOLOGÍA MÉDICA**

ESPECIALIDAD

RADIOLOGIA

AUTORA

ROXANA, CASTILLO CORDOVA

ASESOR

Lic. WAYNNER SÁNCHEZ GARCÍA

LIMA – PERÚ

2018

HOJA DE APROBACIÓN

ROXANA CASTILLO CORDOVA

**“X LA CLINICA INTERNACIONAL SEDE LIMA EN EL
AÑO 2017”**

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

LIMA – PERÚ

2018

DEDICATORIA

Está dedicado a Dios, mis padres y especialmente a toda mi amada familia que está en todo momento conmigo.

AGRADECIMIENTO

A todas las personas que me motivaron y apoyaron siempre en la realización de mi tesis. En especial a mi familia.

RESUMEN

Introducción: Cambios estructurales en las células se pueden desencadenar debido a la exposición a radiaciones ionizantes, teniendo latente la alta probabilidad de presentar daños perjudiciales para el individuo expuesto.

Objetivo General: Determinar el beneficio de la optimización del protocolo de tomografía de encéfalo en pacientes adultos y pediátricos, en Clínica Internacional. Lima - Perú 2017.

Metodología: El estudio realizado es descriptivo, retrospectivo tipo transversal. Se obtuvo un total de 606 pacientes que se realizaron una tomografía de encéfalo sin contraste durante junio a noviembre en el año 2017. Se realizó un descriptivo para variables cuantitativas mediante el promedio y desviación central y para variables cualitativas a través de frecuencias absolutas (N) y relativas (%).

Resultados: Luego de la optimización del protocolo de encéfalo, la dosis efectiva promedio para los pacientes de 0 años de edad ha disminuido 3.27 mSv (59.18%), para pacientes de 1 – 4 ha disminuido 1.83 mSv (59.92%), para pacientes de 5 - 9 ha disminuido 1.17 mSv (44.91%), para pacientes de 10 - 15 ha disminuido 0.83 mSv (31.54%), para pacientes de 16 - 18 ha disminuido 0.31 mSv (15.96%), para pacientes adultos ha disminuido 0.09 mSv (4.67%).

Conclusiones: El beneficio de la optimización del protocolo de tomografía de encéfalo en pacientes adultos y pediátricos en Clínica Internacional es considerable con respecto a los protocolos antiguos, pues la dosis efectiva de radiación disminuye sin afectar el diagnóstico, siendo así menos perjudicial y más beneficiosa.

Palabras clave: optimización, protocolo de tomografía, encéfalo, adultos, pediátricos, dosis de radiación.

ABSTRACT

Introduction: Structural changes in the cells can be triggered due to exposure to ionizing radiation, having a high probability of presenting damaging damages for the exposed individual.

General Objective: To determine the benefit of the optimization of the encephalon tomography protocol in adult and pediatric patients, in Clínica International. Lima - Perú 2017.

Methodology: analytical, non-experimental, ambispetive, cross-sectional, observational type study. We obtained a total of 606 patients who underwent a contrast-free brain CT scan during June to November in 2017. A description was made for quantitative variables through the mean and central deviation and for qualitative variables through absolute frequencies (N) and relative (%)

Results: After optimization of the brain protocol, the average effective dose for patients of 0 years of age has decreased 3.27 mSv (59.18%), for patients of 1 - 4 has decreased 1.83 mSv (59.92%), for patients of 5 - 9 decreased by 1.17 mSv (44.91%), for patients of 10 - 15 has decreased 0.83 mSv (31.54%), for patients of 16 - 18 has decreased 0.31 mSv (15.96%), for adult patients it has decreased 0.09 mSv (4.67%).

Conclusions: The benefit of optimizing the encephalic tomography protocol in adult and pediatric patients in the International Clinic is considerable with respect to the old protocols, since the effective dose of radiation decreases without affecting the diagnostic quality of the image.

Key words: optimization, tomography protocol, encephalon, adults, pediatrics, radiation dose.

ÍNDICE

CARATULA.....	I
HOJA DE APROBACION.....	II
DEDICATORIA.....	III
AGRADECIMIENTO.....	IV
RESUMEN.....	V
ABSTRACT.....	VI
LISTA DE TABLAS.....	IX
LISTA DE GRAFICOS.....	X
LISTA DE IMÁGENES.....	XI
ANEXOS.....	XII
INTRODUCCION.....	XIII

CAPÍTULO I: EL PROBLEMA

1.1. Planteamiento del problema.....	01
1.2. Formulación del Problema	
1.2.1. Problema General.....	04
1.2.2. Problemas Específicos.....	04
1.3. Objetivos	
1.3.1. Objetivo General.....	05
1.3.2. Objetivos Específicos.....	05
1.4. Justificación.....	06
1.5. Delimitación de la investigación.....	07
1.6. Limitaciones de la Investigación.....	08
1.7. Propósito.....	08

CAPÍTULO II: MARCO TEÓRICO

2. 1. Bases teóricas.....	09
2.2 Antecedentes.....	55
2.2.1. Antecedentes Internacionales.....	55
2.2.2. Antecedentes Nacionales.....	58

CAPITULO III: METODOLOGIA

3.1 Diseño de estudio.....	61
3.2 Población.....	61
3.3 Muestra.....	61

3.3.1. Criterios de inclusión.....	61
3.3.2. Criterios de exclusión.....	62
3.4 Operacionalización de variables.....	63
3.5 Procedimientos y técnicas.....	64
3.6 Plan de análisis de datos.....	64

CAPÍTULO IV: ADMINISTRACION DEL PROYECTO DE INVESTIGACIÓN

4.1 Resultados.....	65
4.2 Discusiones.....	82
4.3 Conclusiones.....	85
4.4 recomendaciones.....	87

REFERENCIAS BIBLIOGRAFICAS.....	88
MATRIZ DE CONSISTENCIA.....	102

LISTA DE TABLAS

Tabla N° 1. Tamaño de la Muestra.

Tabla N° 2. Distribución de la Población de acuerdo al sexo.

Tabla N° 3. Distribución de la Población de acuerdo a la edad.

Tabla N° 4. Distribución de la Población de acuerdo al sexo y edad.

Tabla N° 5. Relación de dosis de radiación y edad - Antes de la Optimización.

Tabla N° 6. Relación de dosis de radiación y edad - Luego de la Optimización.

Tabla N° 7. Dosis Comparativa por Rango de Edad - Antes y Después de la Optimización.

Tabla N° 8. Ruido Comparativo por Rango de Edad - Antes y Después de la Optimización.

Tabla N° 9: Aceptabilidad Diagnóstica (Según encuesta a médicos Radiólogos)

Tabla N° 10: Diferenciación de sustancia gris, sustancia blanca y ganglios basales (Según encuesta a médicos Radiólogos).

Tabla N° 11: Visibilidad del Puente (Según encuesta a médicos Radiólogos).

Tabla N° 12: Definición del Hueso Cortical (Según encuesta a médicos Radiólogos).

Tabla N° 13: Puntaje Promedio (Según encuesta a médicos Radiólogos).

LISTA DE GRÁFICOS

Gráfico N° 1: Distribución de la Población de acuerdo al sexo.

Gráfico N° 2: Distribución de la Población de acuerdo a la edad.

Gráfico N° 3: Distribución de la Población de acuerdo al sexo y edad (Masculino).

Gráfico N° 4: Distribución de la Población de acuerdo al sexo y edad (Femenino).

Gráfico 5: Dosis Promedio de Radiación por edad – Antes de la Optimización.

Gráfico N° 6: Dosis Promedio de Radiación por edad – Luego de la Optimización.

Gráfico N° 7: Dosis Comparativa por Rango de Edad - Antes y Después de la Optimización.

Gráfico N° 8: Ruido Comparativo por Rango de Edad - Antes y Después de la Optimización.

Gráfico N° 9: Aceptabilidad Diagnóstica.

Gráfico N° 10: Diferenciación de Estructuras.

Gráfico N° 11: Visibilidad del Puente.

Gráfico N° 12: Definición de la Cortical Ósea.

Gráfico N° 13: Puntaje Promedio.

LISTA DE IMÁGENES

Imagen N°1: Características técnicas del tomógrafo.....

Imagen N°2: Datos del tiempo de rotación y resolución temporal con reconstrucción.....

Imagen N°3: Datos del tubo/generador.....

Imagen N°4: tomógrafo Simens de 16 líneas.....

Imagen N°5: Estudio encéfalo a paciente adulto.....

Anexos

Anexo N° 1: Ficha de Recoleccion de Datos.

Anexo N° 2: Encuesta de Médicos Radiólogos para Evaluar Calidad de Tomografía Computarizada de Encéfalo.

Anexo N° 3: Especificaciones del Tomógrafo Somatón Emotion 16 de Clínica Internacional sede Lima.

INTRODUCCION

Cambios estructurales en las células se pueden desencadenar debido a la exposición a radiaciones ionizantes, teniendo latente la alta probabilidad de presentar daños perjudiciales para el individuo expuesto. Por lo que podemos inferir que Mientras mayor sea la exposición a la radiación, la probabilidad de presentar estos efectos dañinos será mayor.

Los neonatos y niños son más radiosensibles que los adultos; por lo que tienen una mayor probabilidad de presentar daño estructural celular, como por ejemplo un eritema inducido por radiación, cáncer, etc.

Es importante resaltar que “radiaciones ionizantes” son aquel tipo de radiaciones en las que la energía de los fotones emitidos es suficiente para producir ionizaciones en los átomos de las moléculas absorbentes (1).

Hasta hace poco los esfuerzos de reducción de dosis de radiación se han centrado en la disminución de la corriente (mAs) y el uso de tubo de modulación actual. Bajar el kilo voltaje (kVp) ha sido un esfuerzo más reciente. De acuerdo con una encuesta realizada en 2006 por la Sociedad de Radiología Pediátrica, Arq y Frush (2), desde 2001 el kilo voltaje pico y configuración de mAs para pacientes pediátricos han disminuido significativamente por TCMD. Sin embargo, ha habido poca evaluación de los efectos reales y la eficacia de estos cambios.

El propósito de este estudio es analizar la variación de los niveles de Dosis de Radiación utilizada en pacientes adultos y pediátricos sometidos a una tomografía de encéfalo en un periodo específico del año 2017.

CAPÍTULO I: PROBLEMA DE INVESTIGACIÓN

1.1. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA:

En la actualidad es bien conocido que las radiaciones ionizantes producen lesiones en los tejidos directamente o mediante la formación de radicales libres. Además, la probabilidad de que existan efectos producto de una exposición a la radiación aumenta al incrementar la dosis. Por otro lado, se conoce que no todas las células responden a la radiación de igual forma, siendo más radiosensibles aquellas células que tienen mayor actividad reproductiva, cuanto mayor sea su porvenir cariocinético y cuanto menos diferenciadas estén sus funciones. La radiación ionizante puede provocar la rotura de enlaces covalentes en las moléculas mediante un efecto directo o puede producir la descomposición de la molécula de agua, formándose radicales libres que dañan la célula por efecto indirecto. Entre los daños que se pueden originar los más importantes son los que sufre la molécula de DNA y los cromosomas. Destacan las roturas de la cadena y la alteración o destrucción de azúcares y bases. De la rotura de los cromosomas y su incorrecta restitución pueden aparecer cromosomas anómalos: acéntricos, dicéntricos, en anillo; así como inversiones y Translocaciones. Las alteraciones producidas en la molécula de DNA pueden dar lugar a la aparición de mutaciones, transmisibles a la descendencia si éstas se producen en las células germinales (3). Un ejemplo de esto son los pacientes pediátricos, quienes son considerablemente más radiosensibles a los efectos dañinos de la radiación que los pacientes adultos al momento de ser expuestos a

radiaciones ionizantes (4); es decir, los pacientes pediátricos tienen una mayor probabilidad de presentar daño estructural celular, como un eritema inducido por radiación, neoplasias, etc. Otro ejemplo claro es el cristalino del ojo, que es más radio sensible que las demás estructuras anatómicas circundantes y que, si no se tiene medida al momento de realizar una tomografía de encéfalo en cuanto a la dosis de radiación, se puede afectar al cristalino.

En la Clínica Internacional a todos los pacientes que llegan a emergencia por traumatismo encéfalo craneano, se les solicita una tomografía de encéfalo sin contraste, con la finalidad de evaluar la severidad del trauma. Además, se sigue el mismo camino en el caso de cefaleas inespecíficas o en el caso de que se haga el seguimiento de una enfermedad neoplásica, donde se administra medios de contraste yodado y por lo tanto hay que hacer dos adquisiciones (sin contraste y con contraste). Todo esto toma relevancia ya que actualmente las indicaciones por de tomografías se han incrementado debido a la mayor información diagnóstica del parénquima cerebral y estructuras óseas.

En el segundo semestre del año 2017 se implantó de manera oficial la sexta versión del Programa de Seguridad Radiológica en Clínica Internacional, en el cual se contemplan adoptar e implementar protocolos que identifican la dosis máxima de radiación para cada tipo de estudios (5); sin embargo, no se había hecho un análisis de la dosis efectiva de radiación con la que se ha venido trabajando para así tener real conocimiento de si se estaba trabajando por debajo o encima de los valores pre determinados. Es por

este motivo que se planteó hacer este trabajo de investigación, además de poder sentar las bases de la optimización de todos los protocolos utilizados en Clínica Internacional.

Por otro lado, Hay que tener en cuenta la gran importancia de este trabajo de investigación, pues no existen datos en el Perú de los niveles de dosis de referencia de este tipo de exámenes. Es de carácter urgente debido al incremento del número de pacientes expuestos a la radiación no desestimables en tomografía computarizada. Es novedoso, pues cada vez se utiliza más la tomografía computarizada. Se considera ético por que se determinará los niveles de dosis efectiva de radiación con los que se están trabajando y dicha información servirá para la optimización de protocolos con los que se podría trabajar y a su vez tener como referencia a nivel nacional e internacional.

1.2. FORMULACIÓN DEL PROBLEMA:

1.2.1. Problema General:

¿Cuál es el beneficio de la optimización del protocolo de tomografía de encéfalo en pacientes adultos y pediátricos, en la Clínica Internacional? Lima - Perú 2017.

1.2.2. Problemas Específicos:

- ¿Cuánto es la variación de la dosis de radiación tras la optimización del protocolo de tomografía de encéfalo en pacientes adultos y pediátricos?
- ¿Cuánto es la variación de la calidad de la imagen tras la optimización del protocolo de tomografía de encéfalo en pacientes adultos y pediátricos?
- ¿Cuál la relación de los parámetros de adquisición utilizados y propuestos para la optimización del protocolo de tomografía de encéfalo en pacientes adultos, con la dosis de radiación y calidad de imagen?
- ¿Cuál la relación de los parámetros de adquisición utilizados y propuestos para la optimización del protocolo de tomografía de

encéfalo en pacientes pediátricos, con la dosis de radiación y calidad de imagen?

- ¿Cuál es el protocolo implementado para la optimización de la tomografía computarizada de encéfalo?

1.3. OBJETIVOS:

1.3.1. Objetivo General:

Determinar el beneficio de la optimización del protocolo de tomografía de encéfalo en pacientes adultos y pediátricos, en Clínica Internacional. Lima - Perú 2017.

1.3.2. Objetivos Específicos:

- Determinar la variación de la dosis de radiación luego de la optimización del protocolo de tomografía de encéfalo en pacientes adultos y pediátricos.
- Determinar la variación de la calidad de la imagen luego de la optimización del protocolo de tomografía de encéfalo en pacientes adultos y pediátricos.
- Determinar la relación de los parámetros de adquisición iniciales

y propuestos para la optimización del protocolo de tomografía de encéfalo en pacientes adultos, con la dosis de radiación y calidad de imagen y calidad de imagen.

- Determinar la relación de los parámetros de adquisición iniciales y propuestos para la optimización del protocolo de tomografía de encéfalo en pacientes pediátricos, con la dosis de radiación y calidad de imagen y calidad de imagen.
- Determinar el protocolo implementado para la optimización de la tomografía computarizada de encéfalo.

1.4. JUSTIFICACIÓN:

La energía depositada por la radiación en la materia viva produce cambios en las estructuras celulares, dando lugar a efectos que pueden ser perjudiciales ⁽⁶⁾.

Estos efectos son llamados somáticos si solo afectan a la salud del sujeto irradiado, y hereditarios cuando afectan a la descendencia. Estos se clasifican en efectos determinísticos (no estocásticos) y efectos estocásticos (al azar). Los efectos determinísticos aparecen debido a niveles de dosis altas de radiaciones ionizantes; por ejemplo, la aparición de eritema tras la irradiación, o de una anemia ⁽⁴⁾.

Para que los efectos deterministas se presenten, la dosis debe de alcanzar un cierto valor, dosis umbral, por debajo del cual dicho efecto no se produce. El grado de importancia o severidad del efecto depende de la cantidad de dosis recibida.

Teniendo en cuenta todo esto se considera de gran importancia hacer un análisis de los parámetros del protocolo de tomografía computarizada de encéfalo en pacientes adultos y pediátricos, en clínica internacional y ofrecer una optimización.

Es de vital importancia debido a que en muchas oportunidades los pacientes son sometidos a más de una tomografía de encéfalo; por ende, es preciso saber que se ha venido atendiendo a los pacientes de la mejor manera posible, tratando de disminuir la probabilidad de daño biológico por uso de radiación ionizante. Así también, estos datos nos servirán para poder comparar con las referencias internacionales y nuevas tecnologías, para así poder saber dónde estamos con respecto a este tema, y de una u otra forma compartir nuestra información con todos los centros del país que atiendan pacientes pediátricos.

1.5.-DELIMITACION DE LA INVESTIGACION

El presente trabajo fue desarrollado en el servicio de diagnóstico por imágenes de la Clínica Internacional sede Lima, durante el periodo de junio-noviembre del 2017, con los pacientes adultos y pediátricos que se realizaron una tomografía de encéfalo sin contraste

1.6.-LIMITACIONES DE LA INVESTIGACION:

Se evaluó que uno de los problemas que limitan la la investigación fue el mismo tomógrafo, ya que debido a su antigüedad no se pudieron modificar más los parámetros técnicos con la finalidad de disminuir los niveles de dosis de radiación efectiva sin afectar la calidad de la imagen.

Otra limitante fue que los datos fueron recabados del pasado (año 2017), lo cual nos indica que las variables no se pudieron medir de manera directa, lo cual es considerado una limitación del estudio.

Otra limitación radicó en el acceso a los protocolos antiguos establecidos por la clínica internacional, debido a que es acceso restringido y solo es de uso para el personal laborable; para evitar estos inconvenientes fue necesario solicitar los permisos correspondientes, no solo de la universidad, sino que también de la Clínica Internacional sede Lima

Otra limitación radicó en el acceso a los protocolos antiguos establecidos por la clínica internacional, debido a que es acceso restringido y solo es de uso para el personal laborable; para evitar estos inconvenientes fue necesario solicitar los permisos correspondientes, no solo de la universidad, sino que también de la Clínica Internacional sede Lima.

1.7.-PROPÓSITO:

El propósito de esta investigación es demostrar que mediante la optimización del protocolo de tomografía de encéfalo se pueden obtener dosis de radiación efectiva mucho más bajas de las que nos brindan protocolos de fábrica o incluso de los protocolos de los que nosotros

mismos ya habíamos optimizado anteriormente. Por otro lado, también es el propósito de esta investigación, a través de los resultados, abrir una ventana para que se sigan realizando optimizaciones de todos los exámenes tomográficos en la misma clínica y en todos los centros a nivel nacional e internacional.

CAPÍTULO II: MARCO TEÓRICO

2.1. Bases Teóricas:

2.1.1 Radiobiología:

La radiobiología es una ciencia que se originó en los inicios del siglo XX luego del descubrimiento de las radiaciones ionizantes. Nos permite analizar con fundamentos la importancia del riesgo de exponerse a radiaciones ionizantes, con la finalidad de poder controlar los riesgos.

Radiobiología, en términos generales, es la ciencia que evalúa los efectos de la radiación en los organismos vivos. En el campo de la radio oncología, se define como la ciencia que investiga las interacciones entre la radiación ionizante y los sistemas vivos, y las consecuencias de estas interacciones (7).

2.1.2 Historia de la radiobiología:

Poco tiempo después del descubrimiento de Roentgen, los médicos observaron que los rayos X parecían destruir células tanto normales como neoplásicas. El propio Dr. Freund, tras haber observado que esta nueva radiación había provocado la caída del pelo de uno de sus colaboradores, trató con rayos X el nevus piloso de un niño. La observación de los efectos biológicos que se desprendieron de las primeras aplicaciones empíricas de las radiaciones ionizantes y el hecho de que su utilidad clínica originara un profuso empleo de las mismas fueron los resortes que pusieron en marcha el estudio razonado de estos efectos (8).

El propio Becquerel, en 1901, se causó una quemadura en el vientre por llevar radium en un tubo de ensayo en el bolsillo de su chaleco, y Pierre Curie se produjo deliberadamente una reacción similar en su antebrazo.

2.1. 3. Radiaciones ionizantes:

El empleo de rayos X con fines diagnósticos y de los rayos X y los materiales radiactivos con fines terapéuticos, se extendió a los pocos años del descubrimiento de los rayos X por Röntgen en 1895 y de la radiactividad por Becquerel en 1896.

No cabe duda de que los riesgos derivados de la mayoría de los métodos de diagnóstico y tratamiento radiológico son mínimos en comparación con los beneficios que aportan. Sin embargo, los riesgos de irradiación de algunos de los métodos utilizados en el pasado fueron importantes, como en el caso de un preparado de Torio (Thorotrastusado) en las arteriografías, o el tratamiento de la espondilitis anquilosante severa con rayos X o inyecciones de radio. No obstante, en la actualidad, siguiendo las recomendaciones de la Comisión Internacional para la Protección Radiológica y de otros organismos nacionales e internacionales en cuanto a los requisitos de protección necesarios para el correcto empleo de las radiaciones ionizantes en medicina, los efectos indeseables se han minimizado (9).

El término de radiaciones ionizantes se refiere a aquellas regiones del

espectro electromagnético en que la energía de los fotones emitidos es suficiente para producir ionizaciones en los átomos de las moléculas absorbentes.

Según la Organización Mundial de la Salud (OMS) La radiación ionizante es un tipo de energía liberada por los átomos en forma de ondas electromagnéticas o partículas (1).

- Las personas están expuestas a fuentes naturales de radiación ionizante, como el suelo, el agua o la vegetación, y a fuentes artificiales, tales como los rayos X y algunos dispositivos médicos.
- Las radiaciones ionizantes tienen muchas aplicaciones beneficiosas en la medicina, la industria, la agricultura y la investigación.
- A medida que aumenta el uso de las radiaciones ionizantes también lo hacen los posibles peligros para la salud si no se utilizan o contienen adecuadamente.
- Cuando las dosis de radiación superan determinados niveles pueden tener efectos agudos en la salud, tales como quemaduras cutáneas o síndrome de irradiación aguda.
- Las dosis bajas de radiación ionizante pueden aumentar el riesgo de efectos a largo plazo, tales como el cáncer.

Las radiaciones ionizantes (rayos X, neutrones, protones, partículas α y β y rayos gamma) producen lesiones en los tejidos directamente (efecto directo) o mediante reacciones secundarias (efecto indirecto).

Las fuentes peligrosas proceden de los rayos X de alta energía, usados tanto en Radiodiagnóstico como en tratamiento, del radio y de otros materiales radiactivos naturales, así como reactores nucleares, ciclotrones, aceleradores lineales, fuentes de cobalto y cesio y otros materiales radiactivos que se producen artificialmente y se emplean en medicina o en la industria (10).

2..1.3.1. Las Dosis:

La radiactividad no se puede ver, tocar, ni oler y es capaz de causar daños incluso a través de las paredes, esto hace que nos produzca el temor de lo desconocido. Pero la radiactividad hemos de admitir que forma parte de la vida cotidiana por existir en la naturaleza y como producto de la actividad humana. Sobre la incidencia en el hombre de las radiaciones ionizantes hay diversos estudios, acerca de la relación de la dosis con los efectos posibles: muerte rápida (10 000 mSv), mortalidad en cinco meses (3 500 mSv), afecciones en la piel y caída de pelo (3 000 mSv), náuseas y vómitos (1 000 mSv), 250 mSv es la dosis máxima establecida en el Plan Básico de Emergencia Nuclear para la evacuación de poblaciones y también

la dosis admisible para el personal que trabaje en la emergencia, 100 mSv es la Dosis admitida en varios países europeos como máxima para bomberos en intervención, 50 mSv es la dosis máxima anual para los trabajadores (fue la dosis recibida en un radio de 30 Km de Chernobyl), 05 mSv es el límite de dosis anual para el público en general, 02 mSv es la irradiación natural media, 01 mSv es la irradiación médica media (10).

2.1.3.2. Relación Dosis - Respuesta:

Es la relación matemática entre niveles graduales de dosis de radiación y la magnitud de respuesta observada. Puede ser lineal o no lineal, además de tener umbral o no tener umbral. En la radiología diagnóstica hablamos de la relación dosis – respuesta de tipo lineal sin umbral, es decir que siempre se esperará una respuesta ante cualquier dosis por pequeña que sea esta (11).

2.1.3.3. KERMA:

El fotón transfiere al electrón únicamente energía cinética y este electrón va perdiendo energía cinética, es decir va depositando su energía en el medio. Kerma (kinetic Energy Released in material, energía cinética liberada en la materia), mide la energía transferida por radiación electromagnética al electrón en un punto, mientras que la energía transferida por el electrón al medio es la dosis absorbida.

Se denomina Kerma(K) al cociente de la energía total transferida por unidad de masa irradiada. El Kerma de una radiación es función de su energía (aumentar esta) y de la masa del material irradiado:

$$K=\text{energía cinética/masa}$$

Los electrones que adquieran la energía transferida por la radiación se desplazaran, ya que tiene un alcance que no es nulo. Por ellos no toda la energía transferida en un punto (kerma) se comunica al medio en este punto (dosis absorbida), ya que los electrones la irán depositando en otros puntos a lo largo de su recorrido.

Sus unidades son el Julio/Kg o el ergio/g. ⁽⁶⁹⁾

2.1.3.4. Aplicaciones de los Rayos X:

Una de las aplicaciones más simple de los Rayos X es la de delimitar los huesos, dientes y otras estructuras calcificadas en contraste con las partes blanda y vías aéreas como los pulmones. También se pueden obtener contrastes entre la densidad de distintos órganos (por ejemplo, en el interior del abdomen) o a partir de la distribución del gas presente en el tracto intestinal.

Además, se obtiene información importante al delinear órganos mediante la administración de sustancias que rellenan el órgano en cuestión o se concentran en él y que, como el calcio, son relativamente opacas a los rayos X. Dichas sustancias incluyen las

sales de bario, que atraviesan el estómago y el intestino sin ser absorbidas; los compuestos yodados, selectivamente concentrados y secretados por la vesícula biliar o los riñones, destacando así los conductos biliares y las vías urinarias; y sustancias que pueden inyectarse al líquido cefalorraquídeo.

El desarrollo de métodos de tomografía axial computarizada (TAC) ha aumentado mucho la precisión en la localización por rayos X de las estructuras corporales. En esta técnica, se hace pasar un fino haz de rayos X a través del organismo, en multitud de direcciones diferentes y de forma sucesiva, en planos sagitales separados.

Las estructuras corporales situadas a una determinada distancia sólo interrumpirán, y absorberán radiación, del alguno de los haces de rayos X que atraviesan el cuerpo a dicha sustancia axial. De esta forma pueden calcularse la localización de las estructuras con diferentes absorciones de rayos X a partir de las cantidades relativas de absorción de los haces de rayos X que atraviesan el cuerpo en distintas direcciones.

2.1.3.5. Energía dual

La tomografía computarizada de doble energía (DECT, por sus siglas en inglés) o la tomografía computarizada (TC) espectral es una forma avanzada de CT que utiliza diferentes espectros de rayos X para mejorar la diferenciación del material y la caracterización del tejido. Los actuales sistemas clínicos disponibles comercialmente utilizan 2 foton-espectros diferentes para el escaneo, y, por lo tanto, el termDECT a veces se usa indistintamente con la TC espectral. Sin embargo, cabe mencionar que la TC espectral del término también podría abarcar sistemas más avanzados capaces de discriminación entre más de 2 espectros, como los escáneres de photoncounting actualmente en investigación y desarrollo. Por lo tanto, estrictamente hablando, los términos no son sinónimos y DECT es un subconjunto de TC espectral.

Las aplicaciones de DECT para uso clínico se exploraron inicialmente en la década de 1970. Sin embargo, los avances tecnológicos y computacionales necesarios para la implementación de DECT y la introducción exitosa en la arena clínica aún no se hicieron. Por lo tanto, los intentos de implementación se abandonaron temporalmente, solo para ser revividos luego de la introducción del primer sistema DECT en el ámbito clínico en 2006. El escaneo de DECT, como su nombre lo indica, se basa en la adquisición de imágenes con 2 espectros de energía diferentes. Los datos obtenidos se combinan para generar imágenes para la interpretación clínica de la rutina o para una caracterización de materiales más avanzada. Los objetivos de esta revisión de 2 partes son proporcionar una visión general

de (1) los principios físicos detrás de la TC espectral y la diferenciación de materiales, (2) los principales sistemas espectrales de adquisición de CT disponibles clínicamente, y (3) los conceptos básicos de implementación y uso de la tecnología en la práctica clínica.⁽⁷⁾

2.1.3.6. Efectos de la Radiación:

El estudio de las interacciones de las radiaciones ionizantes con la materia viva permite diferenciar distintas etapas; primero los fenómenos producidos a escala atómica, luego molecular y finalmente, celular y tisular (12). Los efectos producidos dependen de numerosos factores y hay que tener en cuenta las siguientes generalidades (3).

- La interacción de la radiación en la célula tiene lugar al azar (carácter probabilístico).
- La cesión de la energía a la célula ocurre en un tiempo muy corto (femto segundos).
- No existe ningún componente celular por el que la radiación presente apetencia o afinidad.
- La lesión que se produce es inespecífica.

- Existe un periodo de latencia entre la irradiación y la aparición de las lesiones, que varía según la dosis recibida.

Los efectos que produce la radiación que se sintetizan inmediatamente. Si la acción de agrupan en dos clases: no estocásticos o los radicales libres es sobre el DNA, los efectos son deterministas y estocásticos. Los efectos no mucho más importantes ya que puede producirse: estocásticos sólo se producen cuando la dosis alcanza un valor umbral determinado, su gravedad depende de la dosis recibida y su aparición es inmediata (ej. radio dermatitis). Por el contrario, los efectos estocásticos no precisan umbral, la probabilidad de que aparezcan aumenta con la dosis y suelen ser graves y de aparición tardía (ej. cáncer radio inducido).

Desde el punto de vista biológico, los efectos pueden ser somáticos, cuando aparecen en el sujeto que recibe la radiación, o genéticos, cuando aparecen en su descendencia en virtud de la lesión que recibieron las células germinales de los progenitores. La probabilidad de aparición de efectos aumenta al incrementar la dosis de radiación.

2.1.3.7. Radio sensibilidad:

En 1906, dos científicos franceses teorizaron por primera vez que la radio sensibilidad era una función del estado metabólico del tejido que se irradiaba. Sus teorías son conocidas como la Ley de Bergonie y Trebondeau y declaran lo siguiente: a) Las células madre son radios sensibles, las células maduras lo son menos; b) el tejido joven es más radio sensible que el tejido más viejo; c) la actividad metabólica alta es radio sensible, la tasa metabólica baja es radio resistente, y d) Aumentos en la proliferación y tasas de crecimiento de las células las hace las radios sensibles (13).

2.1.3.8. Interacciones de las Radiaciones Ionizantes con la Materia:

Las radiaciones se dividen en directamente ionizantes (rayos alfa, beta, electrones, y protones) e indirectamente ionizantes (neutrones, ondas electromagnéticas, rayos X y fotones gamma. Los efectos físicos corresponden a las primeras interacciones y reacciones que tienen lugar en tiempos muy cortos y que se resumen en las ionizaciones y excitaciones de los átomos del medio. Específicamente en el caso de los rayos X y fotones gamma el factor determinante es la energía de los fotones incidentes, pero en todos los casos, la mayor proporción de ionizaciones serán ionizaciones indirectas dadas por el efecto fotoeléctrico y efecto compton (12).

2.1.3.9. Efectos de la Radiación sobre los Cromosomas:

Debido a la interacción de los rayos X con la materia (cuerpo humano) se generan lesiones a nivel molecular. Para la materia viva se trata esencialmente de la molécula de ADN dentro de los cromosomas.

A escala molecular los efectos directos los podemos observar como diferentes lesiones que resultan del depósito de energía muy localizada en el ADN: roturas de cadenas simple o cadenas dobles, modificaciones químicas de bases o azúcares, puentes intermoleculares o intramoleculares: la energía es cedida por los electrones resultante de la radiación con la materia. Mientras que los efectos indirectos las lesiones en la molécula de ADN serán provocadas por los productos resultantes de la radiólisis del agua. Los radicales libres, como las sustancias formadas por sus recombinaciones, son tóxicos y por lo tanto perjudiciales para los tejidos biológicos, dado que son capaces de desnaturalizar las proteínas, el ADN o las membranas celulares por oxidación o por reducción (12).

Los cromosomas sufren importantes cambios estructurales por acción de la radiación, ya sea por acción directa o indirecta, que desembocan en la rotura del mismo formándose dos o más fragmentos que pueden volver a unirse y repararse totalmente o pueden unirse con otros fragmentos mutilados, originándose nuevos cromosomas distintos de

los normales. Entre los cambios estructurales que se producen destacan: Roturas simples, con restitución anómala y formación de translocaciones, cromosomas dicéntricos y fragmentos acéntricos. Roturas dobles, con restitución anómala y formación de inversiones, cromosomas en anillo y fragmentos acéntricos (3).

2.1.3.10. Mutaciones:

Las alteraciones que se producen en el DNA, genes o cromosomas pueden dar lugar a mutaciones, que representan variaciones en alguna función celular transmisible a la descendencia.

En general los seres vivos presentan mutaciones espontáneas en su evolución que se resisten sin daño aparente. El riesgo de la radiación no está en la producción de mutaciones sino en el hecho de que aumenta su incidencia por encima de la media; circunstancia que no asimila el organismo.

De forma muy resumida podemos clasificar las mutaciones en Puntuales: que afectan a un gen o grupo de genes y no producen una alteración apreciable del cromosoma. Cromosómicas: las cuales producen graves alteraciones en la estructura del cromosoma. Las mutaciones siguen las siguientes pautas generales: Su número o incidencia aumenta con la dosis absorbida, no existe umbral de dosis, por lo que una mínima cantidad de radiación puede dar lugar a la

aparición de una mutación, a igualdad de dosis, las radiaciones que producen más mutaciones son las de mayor LET (transferencia lineal de energía) (3). Desde un punto de vista de radio protección hay que considerar siempre una mutación como lesiva.

2.1.4. ORIGEN Y EVOLUCIÓN DE LA PROTECCIÓN RADIOLÓGICA:

La protección radiológica es la disciplina dedicada a la protección de las personas contra los peligros de las radiaciones. Es necesario comprender cómo ha progresado el conocimiento en radiobiología, el significado de las magnitudes y unidades de medida adoptadas para correlacionar la exposición a las radiaciones con sus riesgos y los criterios adoptados a lo largo del tiempo en torno a la protección de las personas (14). La Comisión Internacional de Protección Radiológica a través de los años siempre va recomendando los Límites de exposición anual recomendados para los trabajadores tal es así que en el año 1934 el límite era de 720 mSv, en 1950 los límites recomendados fueron 180 mSv, en 1958 se recomendó 50 mSv y en 1990 se llegó a 20 mSv (15).

Proyecto para fomentar y desarrollar la Cultura de Seguridad en sus organizaciones, directivos y trabajadores vinculados al trabajo con fuentes de radiación

Como ya hemos visto los rayos X, pueden afectar a la salud de las personas (aun cuando la energía absorbida sea muy pequeña) debido a la capacidad que poseen estas radiaciones de ionizar los átomos que encuentran en su trayecto, peculiaridad que les valió la denominación de radiaciones

ionizantes. Las moléculas que poseen átomos ionizados aumentan su reactividad química y pueden provocar alteraciones en las estructuras celulares, siendo de particular importancia las que ocurren en las moléculas de ácido desoxirribonucleico (ADN). Otras radiaciones electromagnéticas de mayor longitud de onda y por consiguiente de menor energía fotónica, denominadas radiaciones no ionizantes, no tienen esa posibilidad y solo pueden afectar a la salud mediante otros procesos biofísicos que requieren niveles de exposición miles de veces superiores en términos de la energía absorbida (16).

2.1.4.1. Los efectos de las Radiaciones Ionizantes y el inicio de la Protección Radiológica:

Los médicos fueron los primeros en emplear fuentes de radiaciones ionizantes para realizar exploraciones radiológicas y también en sufrir los daños provocados por las radiaciones. Esto llevó a que, en el Segundo Congreso Internacional de Radiología, celebrado en Estocolmo, Suecia, en 1928, se recomendara la creación de un organismo internacional para ocuparse de este problema. Así nació la protección radiológica como disciplina y se creó un organismo que en la actualidad se denomina Comisión Internacional de Protección Radiológica (CIPR).

Durante el Primer Congreso Internacional de Radiología, celebrado en Londres, Reino Unido, en 1925, se había creado la Comisión Internacional de Unidades y Medidas de Radiación (CIUR) con el fin de proponer

magnitudes y unidades de medida apropiadas para evaluar la exposición a las radiaciones. Tanto la CIUR como la CIPR —dos organizaciones nacidas de la radiología médica— han contribuido a definir las magnitudes y unidades que se emplean en la protección radiológica.

Las Magnitudes y unidades empleadas en la protección radiológica son:

- **La Dosis Absorbida en un órgano:** Representa la relación entre la energía total de radiación absorbida por un órgano o tejido y la masa del mismo, su unidad es el Gray (Gy), equivale a 1 Joule/Kg.
- **Dosis Equivalente en un órgano:** Representa la dosis de radiación absorbida en un órgano o tejido, ponderada según la efectividad relativa del tipo de radiación. El factor de ponderación varía entre 1 y 20. Su unidad es el Sievert (Sv) que equivale a 1 Joule/Kg.
- **Dosis Efectiva:** Es la suma de las dosis equivalentes recibidas por todos los órganos y tejidos de una persona, ponderadas según la radiosensibilidad relativa de cada órgano o tejido. Su unidad es el Sievert (Sv) que equivale a 1 Joule/Kg (16).

Algunos experimentos llevados a cabo en animales e investigaciones realizadas con personas expuestas a radiaciones ionizantes por razones

médicas o laborales han contribuido a conocer los efectos biológicos de dichas radiaciones. Sin embargo, la mayor investigación epidemiológica llevada a cabo hasta la fecha es la realizada en las poblaciones japonesas de Hiroshima y Nagasaki con la participación de los sobrevivientes de las explosiones atómicas de agosto de 1945. En ese estudio, que aún no ha concluido, han participado alrededor de 86 000 personas. Además, como consecuencia del accidente nuclear que ocurrió en 1986 en Chernóbil, antigua Unión Soviética, se ha reunido información importante sobre la incidencia de cáncer de tiroides en niños y niñas expuestos a las radiaciones.

En 1955, la Organización de las Naciones Unidas creó el Comité Científico para el Estudio de los Efectos de las Radiaciones Atómicas (ONU/CCEERA) con el fin de recopilar información sobre ese particular. Desde entonces, este comité publica periódicamente informes sobre las fuentes de radiación existentes en el mundo, los niveles de exposición de las personas y los resultados de las investigaciones sobre los efectos de la radiación en la salud (17).

2.1.4.2. ¿Se pueden evitar del todo los efectos de las radiaciones ionizantes?

Esta pregunta refleja la esencia del problema que atañe a la filosofía de la protección radiológica. Ciertos efectos denominados “deterministas”, tales como la esterilidad, la catarata, el eritema, los trastornos hematopoyéticos

y el síndrome agudo por radiación, pueden evitarse del todo si las dosis que reciben las personas no sobrepasan determinados umbrales; estos son de alrededor de 0,5 gray (Gy) en el caso de la exposición aguda y de 0,1 Gy en el de la exposición crónica. Sin embargo, otros efectos llamados “estocásticos” (la inducción del cáncer y algunos trastornos hereditarios) no pueden evitarse por completo. No hay datos comprobatorios que permitan establecer una dosis umbral para la aparición de estos efectos y se considera que cualquier exposición a las radiaciones ionizantes, por pequeña que sea la dosis, contribuye a aumentar la probabilidad de inducción de cáncer y, si la exposición es de las gónadas, también de trastornos hereditarios. Los términos “determinista” y “estocástico” aluden a la naturaleza pronosticable o probabilística de estos efectos.

Según estimaciones de la CIPR, los trabajadores que se exponen a dosis pequeñas y a tasas de dosis de radiación bajas en su lugar de trabajo tienen una probabilidad de 4% de morir de un cáncer radio inducido por cada sievert (Sv) de dosis efectiva recibida (10). En el caso de miembros de la población en general, que en algunas circunstancias pudieran verse expuestos a dosis pequeñas y a tasas de dosis de radiación bajas, la probabilidad de morir de un cáncer inducido por las radiaciones es de 5% por cada Sv de dosis efectiva recibida. Estas cifras se conocen como coeficientes de riesgo y la diferencia entre los valores correspondientes a los trabajadores y a personas de la población en general se debe a que en la categoría de los “trabajadores” no se incluye a los menores de 18 años de edad, cuya sensibilidad a las radiaciones es mayor. Estas cifras

podrían verse ligeramente modificadas en las nuevas recomendaciones generales de la CIPR, no solamente debido a la actualización de la información epidemiológica, sino a una posible revisión del criterio empleado para definir los coeficientes de riesgo.

Hasta el momento no se han comprobado efectos hereditarios en la descendencia de las personas expuestas a las radiaciones; sin embargo, estudios realizados en animales permiten suponer que esos efectos estocásticos pueden ocurrir también en los seres humanos. Se estima que la relación entre los efectos hereditarios observados en la primera generación y la dosis de radiación es 10 veces menor que la relación entre los efectos cancerígenos y la dosis (18).

Por lo tanto, los efectos estocásticos de las radiaciones no se pueden evitar por completo si la exposición no es nula. A los fines de la protección radiológica se acepta la hipótesis de que la probabilidad de que ocurran estos efectos aumenta en proporción con las dosis cuando estas y las tasas de dosis son pequeñas.

2.1.5. LA PROTECCIÓN RADIOLÓGICA EN LA ACTUALIDAD:

Las últimas recomendaciones generales elaboradas por la ICRP sobre la protección radiológica datan de 2015 (8) y se ha anunciado su actualización para fines de 2016. Aunque no se esperan cambios sustanciales en cuanto a la filosofía de la protección radiológica, es posible que en las nuevas recomendaciones generales se modifique el énfasis que antes se ponía en algunos conceptos.

Las bases filosóficas de la protección radiológica Los riesgos asociados con la exposición a las radiaciones dependen de las dosis de radiación que reciben las personas expuestas. Por lo tanto, para reducir esos riesgos se deben reducir las dosis que se reciben y la exposición innecesaria a las radiaciones.

Para un organismo internacional no es una tarea sencilla recomendar valores límites de riesgo. El conocimiento actual sobre los efectos de las radiaciones ionizantes en los seres humanos se aplica a diversas culturas y nacionalidades, pero, a pesar del llamado proceso de globalización, la situación económica y social de los diversos países es extremadamente desigual. Si los límites recomendados fueran muy bajos, muchos países no podrían adoptarlos debido al alto costo que implicaría la protección, mientras que la recomendación de límites elevados no contribuiría a disminuir los riesgos en grado significativo. En ambos casos, las recomendaciones resultarían desacertadas. Ante este dilema, la CIPR

decidió recomendar límites de riesgo intermedios y aplicar principios de justificación y optimización.

Optimizar la protección significa comprender que el uso de las fuentes de radiación conduce a la exposición inevitable de algunas personas que estarán tanto mejor protegidas cuanto menor sean las dosis de radiaciones que reciben, y actuar en consecuencia. Pero, ¿hasta dónde se deben reducir las dosis? La respuesta no la pueden proporcionar solamente los estudios científicos; también es necesario tener en cuenta las condiciones económicas y sociales imperantes en cada país.

No les corresponde a los organismos internacionales determinar el grado de esfuerzo económico que cada país debe realizar para proteger a sus ciudadanos contra un riesgo laboral o ambiental. Por consiguiente, el concepto de optimización es un criterio genérico —sin alusiones a valores específicos— que ha pasado a tener mayor trascendencia que los límites numéricos. Según la CIPR, se deben reducir las dosis individuales de radiación, el número de personas expuestas y la probabilidad de que ocurran exposiciones accidentales tanto como sea razonablemente posible (por debajo de los límites) teniendo en cuenta los factores económicos y sociales, es decir, las restricciones económicas y las necesidades de la sociedad (9). De este modo, los organismos internacionales compatibilizan su responsabilidad de ofrecer la mejor recomendación con la ineludible realidad de que lo mejor no es igual para todos. Queda a criterio de cada país definir sus objetivos en materia de protección radiológica tomando los

límites recomendados como una cota superior. Solo en casos excepcionales, una persona quedaría expuesta a riesgos cercanos a los límites.

En el Perú se toma como referencia los valores de los límites anuales de dosis recomendados por la CIPR en 1991. Estos valores se encuentran registrados en el “Reglamento de la Ley N° 28028, Ley de Regulación del Uso de Fuentes de Radiación Ionizante”, publicada en el diario El Peruano el 19 de julio del 2008 y que tiene vigencia hasta hoy en día (19). Estos límites no establecen una frontera entre el riesgo y la seguridad, sino que indican los valores de riesgo máximos tolerables recomendados por la CIPR. Muchos países han adoptado estos valores.

2.1.5.1. Límites de Dosis: Según el Reglamento de la Ley N° 28028, Ley de Regulación del Uso de Fuentes de Radiación Ionizante

1. Las dosis de los trabajadores expuestos ocupacionalmente deben limitarse de modo que no excedan:
 - a. 20 mSv de dosis efectiva en un año, como promedio, en un período de 5 años consecutivos.
 - b. 50 mSv de dosis efectiva en un año, siempre que no sobrepase 100 mSv en 5 años consecutivos,
 - c. 150 mSv de dosis equivalente en un año, en el cristalino,

- d. 500 mSv de dosis equivalente en un año, para la piel y extremidades.

2. Para personal en formación, los límites de dosis son:

- a. una dosis efectiva de 6 mSv en un año,
- b. una dosis equivalente al cristalino de 50 mSv en un año,
- c. una dosis equivalente a las extremidades o piel de 150 mSv en un año

3. La exposición al público como consecuencia de las prácticas no debe exceder de:

- a. una dosis efectiva de 1 mSv por año,
- b. una dosis equivalente en cristalino de 15 mSv por año,
- c. una dosis equivalente a la piel de 50 mSv por año.

2.1.6. Evolución de la tomografía computarizada por rayos X:

En julio de 1972, el ingeniero eléctrico Sir Godfrey Newbold Hounsfield publicó un artículo en la Revista *British Journal of Radiology*, donde describía una técnica basada en rayos X, llamada tomografía computarizada (20, 21), que utilizaba métodos matemáticos que A.M. Cormack había desarrollado una década antes (22). El método de Hounsfield dividía la cabeza en varias tajadas, cada una de las cuales era irradiada por sus bordes. De esta manera, la radiación podía ser confinada dentro de la misma porción. A diferencia de la técnica convencional de rayos X, la información obtenida no se veía afectada por variaciones del material, que se presentaran a ambos lados de la tajada en cuestión (21).

La técnica tomografía buscaba superar tres limitaciones que Hounsfield consideraba evidentes en la radiología convencional. Primero, la imposibilidad de mostrar en una imagen radiológica bidimensional toda la información contenida en una escena tridimensional, debido a la superposición de los objetos en la imagen que se obtenía; segundo, la limitada capacidad para distinguir tejidos blandos; y finalmente, la imposibilidad de cuantificar las densidades de los tejidos (23).

Las primeras imágenes de tomografía reconstruidas con el primer escáner desarrollado en los Laboratorios EMI contaban con una muy baja resolución espacial, una matriz de 80x80 píxeles, y tardaba nueve horas en total para cubrir un cerebro humano (24, 25). El primer escáner comercializado en

1973 fue el EMI Mark I, y a pesar que tomaba imágenes con una muy baja resolución espacial, comparadas con los estándares actuales, representó una revolución en el campo de la radiología.

En los tomógrafos de primera generación, se producían rayos paralelos gracias a un movimiento de traslación a largo del objeto, y este proceso se repetía con pequeños incrementos rotacionales hasta barrer 180 grados. Los equipos de segunda generación funcionaban bajo un principio de traslación-rotación similar; sin embargo, podían realizar el proceso un poco más rápido, gracias al uso de un mayor número de detectores, y una fuente que emitía rayos en forma de abanico, además, aprovechaban mejor la potencia de los rayos X emitidos (26).

La búsqueda de una mayor velocidad de adquisición de las imágenes hizo que se eliminara el movimiento de traslación; así, aparecieron los equipos de tercera generación, en 1975. En este tipo de escáneres, el tubo de rayos X y el detector rotan simultáneamente, cubriendo el paciente con un haz de rayos X en forma de abanico. Los primeros prototipos de tercera generación contaban con arreglos (unidimensionales) de hasta 250 detectores y permitían tiempos de adquisición de sólo 5 segundos (24, 26, 27). A pesar de una ganancia considerable en los tiempos de adquisición, esta geometría presenta un problema: dado que los tubos de rayos X están firmemente unidos a los detectores, cada detector sólo puede medir los rayos que pasan a una distancia específica del centro de rotación, dependiendo de la ubicación del detector en el arreglo. Cualquier error en

la calibración de cada detector con respecto a los demás, se retro-proyecta a lo largo de estos rayos, y resulta en la formación de un artefacto en forma de anillo en las imágenes reconstruidas. Otro problema adicional es la dispersión de rayos X, que se produce a causa de las proyecciones en forma de abanico del sistema (27).

En 1976, aparecieron los tomógrafos de cuarta generación, que consistían en un arreglo estacionario de detectores en forma de anillo, que rodeaban completamente al paciente, de modo que la rotación se limita al tubo de rayos X. En este caso, cada detector podía medir rayos que se encontraran a cualquier distancia del centro de rotación y podía ser calibrado dinámicamente, lo que evitaba la presencia de artefactos en forma de anillo. No obstante, el tamaño del anillo necesario para mantener una distancia adecuada entre la piel del paciente y la fuente de rayos X, y la cantidad de detectores requerida para alcanzar una resolución espacial aceptable, hicieron que este diseño resultara particularmente costoso (8).

En 1980 se introdujo la tomografía por rayo de electrones EBCT (del inglés *Electron Beam CT*), que constituye la quinta generación. El EBCT utiliza una arquitectura estacionaria (sin rotación), donde un rayo de electrones hace un barrido a lo largo de cuatro placas semicirculares que rodean al paciente. La mayor innovación de este escáner fue su alta resolución temporal (33 ms a 100 ms), suficiente para tomar imágenes del corazón (28). Sin embargo, el uso de la EBCT ha sido limitado por dos desventajas: la trayectoria está limitada a un arco de 220°, y a un plano que no coincide

con aquel de los detectores; y, por otro lado, no pueden introducirse colimadores anti-dispersión (del inglés *anti-scatter*), debido a que el detector es estacionario (26). Persiguiendo una alta resolución temporal y espacial, investigadores de la Clínica Mayo construyeron el DSR (del inglés *Dynamic Spatial Reconstructor*), que contaba con una alta resolución temporal adquiriendo hasta 60 tajadas volumétricas por segundo; así como una resolución isotrópica de hasta 1 mm³, y generando datos de hasta 3 Gb en solo 20 segundos en 1979. Este escáner, muy delante de las posibilidades técnicas de la época, contaba con 14 fuentes de rayos X y nunca se hizo comercial, entre otras porque pesaba más de 15 toneladas y un costo de varios millones de dólares (29).

Durante la mayor parte de los años ochenta, aparecieron pocas innovaciones en la tomografía computarizada, lo que, incluso, llevó a especular que esta área de investigación estaba acabada, especialmente con el florecimiento de la resonancia magnética (26). No obstante, 1989 resultó ser un año crucial, con la aparición de la sexta generación, cuando Kalender y sus colaboradores inventaron la tomografía en espiral (30).

La tomografía en espiral (o helicoidal) utiliza la arquitectura de tercera generación, pero se caracteriza porque hay un movimiento continuo de la camilla a través del *gantry* (parte del tomógrafo en continua rotación que contiene el tubo de rayos X y el arreglo de detectores). Estos tomógrafos efectúan las mediciones en los bordes de la tajada y, como es necesario estimar el valor correspondiente al interior de la misma, requieren de la interpolación de tajadas en el eje z. Este concepto permite un registro

rápido de regiones de interés a lo largo del eje z, en algunos casos, durante una sola respiración sostenida del paciente (15 a 25 segundos), lo que permite tomar imágenes de órganos en movimiento (26, 30). Una de las variables más importantes en la tomografía helicoidal (o de espiral) es el *pitch* (19), que relaciona la distancia d (en mm) que se desplaza la camilla en una rotación del gantry, y el espesor e (en mm) determinado por el colimador. Usualmente, el *pitch* se encuentra entre 1 y 1,5, para garantizar una cobertura aceptable del paciente y, al mismo tiempo, evitar que las tajadas sean interpoladas entre puntos muy lejanos (25).

$$\mathbf{Pitch = d/e} \qquad (1)$$

La posibilidad de escanear órganos y regiones anatómicas continuamente, en un período muy corto de tiempo, demostró las ventajas de esta innovación. Sin embargo, en la tomografía en espiral, los tubos de rayos X se podían sobrecalentar, especialmente cuando se deseaba una mayor resolución espacial con tajadas más delgadas (31). Este hecho impulsó el desarrollo de las arquitecturas con múltiples detectores y, en 1998, llevó a la introducción de modelos de séptima generación: tomógrafos multi-tajadas (MSCT, del inglés *Multi-Slice Computed Tomography*), también llamados multi-detectores (MDCT, del inglés *Multi-Detector Computed Tomography*). Estos equipos se caracterizan, principalmente, por tener arreglos multidimensionales (varias líneas de detectores) y se basan en la geometría de tercera generación, aunque, en este caso, en lugar de un rayo en forma de abanico, el rayo tiene forma de cono (del inglés *cone-beam*).

Así, permiten recoger datos correspondientes a varias tajadas simultáneamente y, por consiguiente, reducen el número de rotaciones del tubo de rayos X necesaria para cubrir una región anatómica específica.

2.1.6.1. Producción de los Rayos X:

Un tubo de rayos X está compuesto por un cátodo, un ánodo y una fuente de poder. El cátodo es, generalmente, un filamento de tungsteno, que se calienta y eleva la energía de los electrones lo suficiente para que se liberen del átomo. Los electrones libres se aceleran hacia el ánodo, gracias a la diferencia de potencial que existe entre este y el cátodo, y, por consiguiente, adquieren una significativa cantidad de energía cinética (del orden de keV y MeV). Cuando estos electrones chocan con la placa de tungsteno que hay en el ánodo, pierden su energía cinética, bien sea mediante excitación (la energía es empleada para mover electrones a capas más exteriores del átomo), ionización (la energía es suficiente para remover un electrón de un átomo) o radiación (la energía se utiliza para crear un fotón directamente). Los rayos X característicos, se generan cuando se produce la emisión de un fotón, luego de que se llenan las vacancias producidas mediante los dos primeros mecanismos. Por el contrario, los rayos X de Bremsstrahlung se producen mediante radiación y en un espectro continuo, a diferencia de los característicos, que se generan en bandas específicas de energía (32).

La energía de los rayos X de Bremsstrahlung es directamente proporcional a la proximidad del electrón al núcleo, y está determinada por el potencial del tubo de rayos X. La probabilidad de que un electrón impacte directamente el núcleo, decrece linealmente con el aumento de la energía. Por esa razón, el espectro de Bremsstrahlung tiene una forma triangular. Sin embargo, los rayos X de muy baja energía son absorbidos (filtrados) por el material del ánodo y tienen una alta probabilidad de no abandonar el tubo.

2.1.6.2. El Coeficiente de Atenuación Lineal:

El coeficiente de atenuación lineal μ refleja la habilidad de un material para detener fotones, y es directamente proporcional al número atómico del material (Z) y su densidad, mientras que se relaciona inversamente con la energía. Esta variable μ depende de dos mecanismos básicos de interacción de los rayos X con la materia: Compton y el efecto fotoeléctrico (33). El primero predomina en los tejidos blandos (como el pulmón), y se caracteriza porque se absorbe parte de la energía del fotón incidente, y el resto se invierte en la expulsión de un electrón de alta energía y la dispersión de un fotón de menor energía. El segundo prevalece en los materiales de alto número atómico, y, aunque también se caracteriza porque el fotón incidente causa la expulsión de un electrón y la producción de un fotón de baja energía, la diferencia, con respecto al anterior fenómeno, radica en que este fotón se dispersa, debido a que un electrón de las capas exteriores se desplaza hacia una capa más interior, y en que

no se presenta absorción de energía. La probabilidad de estas interacciones, decrece a medida que la energía del fotón se aleja de la energía de unión de la capa K (denominada, en inglés, *k-edge*), que es la capa de electrones más cercana al núcleo.

A medida que el coeficiente de atenuación lineal de un material aumenta, más blanco aparecerá este en la imagen, y viceversa (los materiales con bajo μ dejan pasar más rayos X a través de ellos, y por eso se ven más negros en la imagen). Por otro lado, es importante tener en cuenta que los fotones dispersados (fenómeno conocido como *scattering*) contribuyen negativamente al contraste de la imagen, puesto que no aportan información, y cambian la energía y dirección de los rayos incidentes (34).

Sin embargo, existen varios métodos para reducir la cantidad de dispersión: usar colimadores para hacer el rayo más estrecho, utilizar una película antidispersión que sólo deje pasar los rayos paralelos a los colimadores, y, finalmente, reducir el campo de visión *FOV* (del inglés *Field Of View*), es decir, el tamaño de la región que se está registrando.

Otro fenómeno que es importante considerar es el endurecimiento del rayo, que se refiere a un incremento gradual en la energía efectiva de los espectros poli cromáticos, a medida que penetran más profundamente en el material. Esto ocurre a causa de que los fotones de baja energía son más fácilmente atenuados, y hace que el mismo tejido, a una profundidad mayor, tenga un coeficiente de atenuación menor. Por consiguiente, un objeto hecho del mismo material aparecerá más oscuro en el centro

(menor μ), y más claro en la periferia de la imagen (mayor μ). Con el fin de corregir este artefacto, Hounsfield, en su primer prototipo, propuso el uso de una caja llena de agua para realizar una corrección al fenómeno de endurecimiento del rayo. Lo que hacía era medir el μ resultante del paso del rayo a través de agua exclusivamente, y compararlo con el obtenido con el rayo que pasaba tanto a través de la caja de agua, como del paciente (fig. 3). Posteriormente, calculaba un μ equivalente igual a la diferencia entre ambas medidas y aplicaba un factor de corrección (27). Debido a esto, y al hecho de que las diferencias entre los coeficientes de atenuación lineales de distintos materiales son muy pequeñas (alrededor del 0,5 %), surgieron las unidades Hounsfield (HU), o números CT, que se definen como:

$$HU = 1000 \cdot \frac{\mu - \mu_{water}}{\mu_{water}} \quad (2)$$

Los Valores de atenuación (en unidades Hounsfield HU) para diferentes tejidos humanos como el hueso se encuentran entre +400 y +1000, mientras que los tejidos blandos se encuentran entre +10 y +60 (ejemplo el hígado = +40 , +60), el agua tiene 0 unidades Hounsfield, el tejido adiposo -50, -100, los pulmones -600, -400, aire -1000.

2.1.7. Dosimetría en tomografía computarizada:

La dosis de radiación D está relacionada con el número total de fotones N , y sus energías individuales E_i . La distribución de estos fotones depende del

voltaje aplicado (en kV), así como de los filtros espectrales utilizados para absorber la región de bajas energías del espectro (filtro plano), así como el filtro *bow tie* utilizado para atenuar la exposición en regiones periféricas. En la práctica, obtener imágenes de calidad, con buena resolución y bajo ruido, viene con el costo de una mayor dosis de radiación; esto implica que hay un compromiso entre la calidad de la imagen que obtendrá el radiólogo y la dosis de radiación a la que el paciente es expuesto. Las relaciones más importantes para entender el compromiso entre la dosis de radiación D , el ruido R (medido con la desviación estándar), la relación señal ruido SNR, la resolución (en x , y , z), el grosor T de la rebanada, y el proceso de adquisición, son las siguientes: (35, 36)

$$\frac{1}{SNR} \propto R \propto \frac{1}{\sqrt{mAs}}$$

$$D \propto N \propto mAs$$

Donde mAs significa miliamperios por segundos. Los $D \propto \frac{SNR^2}{\Delta x \cdot \Delta y \cdot \Delta z \cdot T}$ mAs relacionan la corriente aplicada (en mA) con el tiempo (en s), y constituyen el término que el operador encontrará en el escáner (y en la literatura especializada).

En las ecuaciones 3, 4 y 5 puede notarse, además, que el número de fotones que alcanza al detector es directamente proporcional al número de mAs aplicado; así, mientras más fotones se tengan, menor será la desviación estándar y, por ende, menor el ruido. De acuerdo con estas

relaciones, es claro que el ruido R disminuye a medida que se aumenta la corriente o el tiempo (que a su vez aumentan M), pero el costo que se paga es incrementar la dosis de radiación. De igual forma, mejorar la resolución espacial también implica una mayor dosis, pues para obtener la misma calidad de imagen (una SNR equivalente), se necesitará compensar aumentando la cantidad de mAs, para obtener fotones suficientes para contrarrestar el ruido.

2.1.7.1. Unidades de Dosimetría en Tomografía Computarizada:

Las unidades más utilizadas para medir las dosis de radiación son el Gray (Gy), que cuantifica la dosis absorbida, y el Sievert (Sv), que mide la dosis equivalente. La unidad de dosis absorbida, se define como la cantidad de energía absorbida por una masa ($1 \text{ Gy} = 1 \text{ J/kg}$). La radiación medida en Gy no toma en cuenta los efectos biológicos de la radiación, y por esto se propuso utilizar la dosis equivalente (en Sv), que indica la cantidad de energía absorbida por una masa multiplicada por un factor F (entre 0 y 1), que refleja cómo esta energía produce daño a los tejidos biológicos, de acuerdo con el tipo de radiación utilizada ($1 \text{ Sv} = 1 \text{ Gy} \times F$). Para la radiación por rayos-X, $F=1$.

2.1.7.1.1. El índice CTDI:

El índice CTDI (del inglés *Computed Tomography Dose Index*) es usado

para medir las dosis de radiación en tomografía computarizada por rayos X (32). El CTDI representa el promedio de la dosis absorbida, a lo largo del eje z, de una serie de exposiciones contiguas. Se calcula dividiendo la integral de la dosis absorbida por el grosor de la sección estudiada.

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

Donde $D(z)$ es el perfil de la dosis a lo largo del eje z entre dos puntos a y b, T se refiere *grosor* de la sección (determinado por el colimador) y N es el número de rebanadas tomográficas escaneadas durante una rotación del *gantry*; así, para los tomógrafos convencionales (de una rebanada), $N=1$. En un esfuerzo por estandarizar los diferentes equipos, usualmente se utiliza el CTDI corresponde a un segmento de 100 mm, que emplea una cámara de ionización y fantomas acrílico estandarizados. Similarmente, existe el CTDIFDA, donde la *Food and Drug Administration* (*FDA*) exige que los límites de integración sean $\pm 7T$ (33, 34). Como, además, CTDI, cuando se utiliza para tomografía del cuerpo, varía dependiendo del FOV (región central periferia) se define el CTDI_w, así (37):

$$CTDI_w = 1/3 CTDI_{100, \text{central}} + 2/3 CTDI_{100, \text{periferia}} \quad (7)$$

A pesar de que el CTDI es un índice estándar para medir las dosis de

radiación, usualmente brinda un valor ponderado. En los últimos años, numerosas publicaciones propuesto mejorarlo y, así, estimar las dosis de radiación con mayor exactitud; por ejemplo, calculando dosis efectivas y específicas para cada órgano o región del cuerpo (38). Similarmente, algunos autores han identificado que la eficiencia de las herramientas usadas en el cálculo del CTDI100 es menor al 90%, así que al optimizarle es posible aumentar su exactitud (39). Nótese que, aunque estas propuestas, y otras no citadas aquí, son apenas lógicas, es difícil establecer un estándar que todos sigan, y que a la vez sea fácil de implementar tanto por fabricantes como centros prestadores del servicio. La implementación efectiva de dichas medidas, habitualmente se desprende de la aplicación de leyes que obligan el cumplimiento de estándares, como sucede en EE. UU. o Europa (40).

2.1.7.1.2. El Producto Dosis-Longitud DLP:

Para representar mejor la dosis de radiación total de un protocolo en particular, el CTDI (en mGy) es multiplicado por la longitud de la región total a escanear *SL*, para calcular el producto dosis-longitud DLP (del inglés *Dose-Length Product*).

$$\mathbf{DLP = CTDI \cdot SL} \qquad (8)$$

El DLP (en mGy-cm) refleja la energía total absorbida de una adquisición en específico y, en principio, permite cuantificar mejor el potencial efecto biológico de la radiación ionizante establece que a medida que se toman imágenes que cubren una mayor porción anatómica, se obtienen valores DLP mayores (41).

2.1.7.2. Efectos de la Radiación por Tomografía de Rayos X: La Controversia:

Las dosis de radiación asociadas con la tomografía de rayos X son, tal vez, la principal limitante de esta técnica. Sin embargo, es muy importante resaltar que los riesgos de desarrollar cáncer debidos a la radiación de rayos X, aún siguen siendo discutidos, rebatidos y redefinidos. Primero, porque constantemente es necesario hacer un compromiso entre la calidad de las imágenes obtenidas y la dosis de radiación, buscando la mejor calidad diagnóstica para el radiólogo, que desemboca en el mejor resultado para el paciente, y, aunque discutible, es un hecho que el beneficio puede ser significativamente mayor al riesgo implicado. Segundo, porque aun hoy día es investigado cómo medir las dosis de radiación de la manera más exacta; y no es claro, por ejemplo, cuáles son los umbrales para determinar cuándo la radiación genera un riesgo significativo. Finalmente, diferentes estudios han mostrado ser contradictorios. Por un lado, el estudio más citado para evaluar los riesgos

de la radiación se basa en datos de más de 25.000 sobrevivientes de las bombas atómicas en Japón, y que fueron expuestos a radiación menor a 50 mSv, comparable, entonces, con las que se obtienen por tomografía de rayos (42). Pero, de otro lado, un estudio que por 100 años (1897-1997) evaluó a los radiólogos británicos, un grupo que evidentemente acumula exposición a dosis de radiación importante, encontró que no había ninguna diferencia estadística significativa entre muertes por cáncer y muertes por otro tipo de enfermedades (43). Es más, en un controversial artículo, un prestigioso físico médico, el Dr. James R. Cameron, propuso que la longevidad es la medida más apropiada para medir los efectos de la radiación en la salud; y que, de hecho, el estudio británico y otro realizado en EE. UU., sugerían que bajas dosis de radiación, incluso podrían ser beneficiosas para la salud (44). No obstante, una limitante en las conclusiones del Dr. Cameron fue que dichos estudios no contenían datos consolidados de los efectos de las dosis de radiación por tomografía por rayos X, dosis que son significativamente mayores a las de la radiografía convencional.

El reconocimiento de los riesgos asociados a la tomografía de rayos X ha generado gran controversia, y dos buenos ejemplos son los estudios publicados en dos de las más influyentes revistas médicas a nivel mundial, señalando las altas dosis de radiación a las que pueden ser expuestos los pacientes cuando se realizan estudios utilizando el escáner multi-detector u otras generaciones de la tomografía por rayos X (45, 46). Dichos estudios no desconocen la utilidad de la técnica, sino que resaltan que hay que realizarla de manera responsable, evitando tomografías

innecesarias, así como modificando apropiadamente los protocolos en la población infantil, que es la más sensible a estos tipos de radiación. De otro lado, hay que señalar que la mayoría de estudios en este tema, se realizan con simulaciones que usan métodos de Monte Carlo, y ajustando métodos de regresión basados en modelos cuantitativos (45). Si se tiene en cuenta que el riesgo de desarrollar cáncer por la radiación de rayos X es bajo, y además es difícil diferenciarlo del riesgo implícito de desarrollarlo por otros motivos (modelo LAR), sería necesario hacer estudios poblacionales con muestras muy elevadas, que en la práctica son muy complicados de realizar, lo que hace complejo demostrar efectos adversos, especialmente con las más bajas dosis de radiación (p.ej. 10 mSv) (47). Aun así, se han emprendido proyectos retrospectivos y prospectivos en este campo, y probablemente serán fundamentales para entender mejor los efectos de las bajas dosis de radiación por tomografía de rayos X (48).

2.1.7.3. Estrategias para Disminuir las Dosis de Radiación:

Las estrategias para reducir las dosis de radiación dependen de la parte del proceso de adquisición y procesamiento de los datos que se seleccione. El primer punto donde puede optimizarse la dosis de radiación es en el *hardware* del equipo, con detectores más eficientes como los que se basan en estado sólido (49), u otras estrategias como el empleo de detectores contadores de fotones (50), que prometen incrementar considerablemente la eficiencia en la detección de los rayos X. Una segunda estrategia, está relacionada con la reconstrucción de las

imágenes de tomografía, bien sea utilizando el método convencional (proyección hacia atrás filtrada FBP) y encontrando mejores filtros, dependiendo de la aplicación, o implementando métodos de reconstrucción iterativos (sección III). Otra posibilidad para reducir las dosis durante la reconstrucción de la imagen es el uso de algoritmos como HYPR (del inglés *HighLY constrained backPRojection*), recientemente propuesto por Mistretta y colaboradores en la Universidad de Wisconsin (51); o PICCS (del inglés *Prior Image Constrained Compressed Sensing*). Ambos algoritmos pueden considerarse bajo la denominación de *Compressed Sensing (CS)*, cuya teoría ha sido recientemente propuesta por Candes *et al.* (2006) (52) y Donoho (2006) (53). La teoría del CS demuestra que es posible “violar” el criterio de Nyquist y reconstruir la imagen con un número menor de proyecciones siempre y cuando la información pueda expresarse en un dominio de baja densidad, utilizando una matriz incoherente que cumpla las propiedades de la isometría restringida y finalmente resolviendo un sistema de optimización con una función objetivo que usa una norma l_1 (53, 54). La utilización de los métodos de CS en tomografía aún está en una etapa muy temprana y básicamente por explorar, si bien potencialmente podría implicar disminuciones muy considerables en la exposición de los rayos X, aumentar la resolución temporal y alcanzar muy buenos niveles de SNR.

Diferentes fabricantes han incluido novedosos avances tecnológicos en sus equipos, para reducir las dosis de radiación. Un ejemplo representativo es la modulación de la corriente del tubo de rayos X en los

ejes x, y, z. En estos, la calidad de la imagen se optimiza de acuerdo con el tamaño y peso del paciente (p. ej. adultos normales, personas obesas o niños), dependiendo de la región anatómica y, además, del objetivo diagnóstico (54).

Es importante concientizar al lector, de que algunas estrategias, no necesariamente técnicas, pueden disminuir considerablemente las dosis de radiación. Entre otras, estas incluyen: educar a los pacientes para que sostengan la respiración durante el procedimiento (usualmente 5 a 15 segundos) y, de este modo, se eviten artefactos de movimiento que pudiesen requerir repetir la adquisición de las imágenes. Asimismo, es aconsejable utilizar técnicas alternativas a la tomografía de rayos X cuando estas se encuentran disponibles (p. ej. ultrasonido o resonancia magnética) siempre y cuando estas puedan brindar un diagnóstico equivalente. Finalmente, es deseable que en cada institución de salud se generen tablas técnicas que especifiquen parámetros como la relación corriente-tiempo (mAs) de acuerdo con el peso, sexo y edad de los pacientes, buscando un buen balance entre la calidad de la imagen y el mínimo de radiación alcanzable razonablemente (55).

2.1.7.4. Presente y Futuro de la Tomografía Computarizada por Rayos

X:

* **Tomografía de Múltiples Fuentes de Rayos X:** La tomografía de doble fuente de rayos X, DSCT (por sus siglas en inglés, *Dual Source CT*), fue recientemente introducida comercialmente por Siemens (Somaton

Definition DS) (51). Este escáner cuenta con dos fuentes de rayos X y sus respectivos arreglos multi-detectores. Ambas fuentes se encuentran desfasadas 90 grados, una con respecto a la otra. El FOV de la primera fuente es 50 cm, mientras el FOV de la segunda es 26 cm. Como es evidente, al utilizar ambos tubos de rayos X simultáneamente, no se tienen problemas de registro de las imágenes y, más importante aún, las proyecciones sobre un objeto pueden tomarse de manera más rápida, lo que beneficia aplicaciones cardíacas y otras donde se requiere alta resolución temporal. Adicionalmente, dos fuentes de rayos X, han permitido tener potencia suficiente para tomar imágenes adecuadas de pacientes obesos, que, de otra manera, no podrían beneficiarse del diagnóstico por tomografía (56).

2.1.7.5. Tomografía Computarizada En Pediatría:

Exámenes de TC se realizan comúnmente en la población pediátrica. Aunque tales exámenes representan un porcentaje relativamente pequeño de los estudios de imagen, contribuyen a un gran porcentaje de la dosis de radiación total de la formación de imágenes (57). Los niños son considerablemente más sensibles a los efectos nocivos de la radiación de la población adulta. Brenner et al. (58) calcula los riesgos de mortalidad por cáncer de por vida atribuibles a la exposición a la radiación de un solo CT en un niño de 1 año de edad, siendo el 0,18% (abdominal) y 0,07% (cabeza).

La dosis de radiación en relación con CT ha convertido en un problema de salud pública, y la reducción adecuada de la dosis de radiación se ha convertido en un objetivo importante en CT pediátrica. Hasta hace poco los esfuerzos de reducción de dosis se han centrado en la disminución de la corriente (mAs) y el uso de tubo de modulación actual. Bajar el kilovoltaje (kVp) ha sido un esfuerzo más reciente. De acuerdo con una encuesta realizada en 2006 por la Sociedad de Radiología Pediátrica, Arg y Frush (1), desde 2001 el kilovoltaje pico y configuración de mAs para pacientes pediátricos han disminuido significativamente por TCMD. Sin embargo, ha habido poca organizada evaluación de los efectos reales y la eficacia de estos cambios.

2.1.7.6. Dosis Efectiva de Tomografía en Pacientes Pediátricos y Adultos:

Dosis efectiva (ED) se estimó mediante el método de DLP multiplicado por los factores de conversión dependientes de la edad; los cuales tenemos a continuación (59, 60):

- Recién nacidos (0.011).
- 1-4 años (0.0067).
- 5-9 años (0.0040)
- 10-15 años (0.0032)

- Adultos (0.0021)

La reducción de tubo de voltaje de corriente o tubo es el método más directo y eficaz de lograr la reducción de la dosis de radiación (61). Debido a que la corriente del tubo es más fácil modificar con resultados predecibles lineales, la modificación de este parámetro ha sido ampliamente adoptada. Varios estudios han demostrado que es posible disminuir la corriente del tubo considerablemente sin perjudicar la calidad de imagen (62, 63). Reducción de voltaje del tubo se usa con menos frecuencia que el tubo de modificación actual debido al efecto más complejo de ruido de la imagen y el contraste. Además, los cambios de voltaje de tubo son limitados; los usuarios normalmente pueden elegir entre varias opciones de configuración pico kilovoltaje preestablecidos (por lo general 80, 100, 120, o 140 kVp). La reducción de los cables de kilovoltaje a una disminución considerable de la dosis de radiación en un entorno corriente del tubo constante porque la dosis de radiación varía con el cuadrado de la kilovoltaje de reducción de 120 a 100 kVp sin otros cambios debería resultar en una reducción del 40% en la dosis de radiación y una reducción del 80% con un cambio 120-80 Kv

2. ANTECEDENTES:

2.2.1. Antecedentes Internacionales:

2.2.1.1. Según **Vergara E, et al. (2003)** realizado en Chile, llevo a cabo en su artículo “Reducción de Dosis al Paciente en Tc: Un Estudio de Resultados en la Práctica Clínica” Concluye que los estudios de tomografía computada corresponden al 10% del total de los estudios radiológicos, pero superan el 40% de la dosis de radiación colectiva al paciente. Además, que ello ha generado una gran presión internacional por reducir las dosis en tomografía computada. Se revisaron los protocolos vigentes en estudio de cefalea, abdomen, disfunción patelo-femoral y sinusitis. Ellos conforman aproximadamente el 60 % de los estudios de tomografía computada en un centro hospitalario. Esta revisión, tanto bibliográfica como de series técnicas propias, permitieron reducir las dosis de radiación al paciente en un 30% a un 50% de sus valores originales. Ello sin disminuir su calidad diagnóstica y con obvio beneficio para el paciente ⁽⁶⁴⁾.

2.2.1.2. Mondaca R. (2006) en su artículo “Por qué reducir las Dosis de Radiación en Pediatría” realizado en Chile, nos dice que el mayor efecto de las radiaciones en niños nos obliga a tomar medidas necesarias para racionalizar su uso especialmente el de la TC, método que aporta las mayores dosis. Estas medidas se pueden

resumir en: 1.- Selección adecuada por parte del clínico de los casos que se van a beneficiar con el método. 2.- Disminuir los factores de exposición. 3.- Dirigir el examen sólo al área que es necesario estudiar. 4.- Salvo excepciones, realizar estudios de TC monofásicos. 5.- Protección de órganos superficiales. 6.- Instructivo para padres y público en general. Lo ideal es la conformación de un comité de protección radiológica ⁽⁶⁵⁾.

2.2.1.3. Pearce M. et al. (2012) En el artículo “Radiation exposure from CT scans in childhood and subsequent risk of leukaemia and brain tumours: a retrospective cohort study” nos dice que el uso de la TC en niños con dosis acumuladas de aproximadamente 50 mGy podría casi triplicar el riesgo de leucemia; y con dosis de aproximadamente 60 mGy podría triplicar el riesgo de cáncer cerebral. Debido a que estos cánceres son relativamente raros, los riesgos absolutos acumulados son pequeños: en los 10 años después de la primera exploración de los pacientes menores de 10 años, un exceso de caso de la leucemia y uno exceso de casos de tumor cerebral por cada 10 000 tomografías computarizadas de cabeza se estima en ocurrir. Sin embargo, aunque los beneficios clínicos deben ser mayores que los pequeños riesgos absolutos, las dosis de radiación de las TC deben mantenerse lo más bajo posible y alternativa procedimientos, que no impliquen la radiación ionizante, se debe considerar si es apropiado (66).

2.2.1.4. Loreto G, Vásquez A. (2014) en su estudio “Estandarización de Protocolos de Tomografía Computarizada de Cerebro en Pacientes Pediátricos, basado en la disminución de Dosis y la mantención de la Calidad de la Imagen” Realizado en Argentina. Donde la población a estudiar fueron pacientes pediátricos menores de 15 años a los que se les realizaron exámenes de Tomografía Computarizada de cerebro. Los pacientes pediátricos se subdividieron en cuatro grupos dependiendo de sus edades y se crearon nuevos protocolos, modificando los parámetros de adquisición para cada subgrupo de edad. Se realizaron mediciones de ruido y también se aplicó una encuesta a los Médicos Radiólogos para evaluar la calidad de imagen diagnóstica. Se concluyó que con los protocolos propuestos fue posible reducir las dosis de los exámenes de Tomografía Computarizada de Cerebro, sin afectar significativamente el Ruido, ni presentar problemas para el diagnóstico a los médicos radiólogos. Esto se ve reflejado estadísticamente en los exámenes de los pacientes menores a 1 año, con la reducción de un 47,58% del CTDI ⁽⁶⁷⁾.

2.2.1.5 Allende F. (2014) en su estudio “Estandarización de Protocolos de Tomografía Computarizada de Cerebro en Pacientes Pediátricos, basado en la disminución de Dosis y la mantención de la Calidad de la Imagen” realizado en Argentina. Donde la población a estudiar fueron pacientes pediátricos menores de 15 años a los que se les realizaron exámenes de Tomografía

Computarizada de cerebro. Los pacientes pediátricos se subdividieron en cuatro grupos dependiendo de sus edades y se crearon nuevos protocolos, modificando los parámetros de adquisición para cada subgrupo de edad. Se realizaron mediciones de ruido y también se aplicó una encuesta a los Médicos Radiólogos para evaluar la calidad de imagen diagnóstica. Se concluyó que con los protocolos propuestos fue posible reducir las dosis de los exámenes de Tomografía Computarizada de Cerebro, sin afectar significativamente el Ruido, ni presentar problemas para el diagnóstico a los médicos radiólogos. Esto se ve reflejado estadísticamente en los exámenes de los pacientes menores a 1 año, con la reducción de un 47,58% del CTDI ⁽⁶⁸⁾.

2.2.2. Antecedentes Nacionales:

2.2.2.1. Fernández H. (2016) en su estudio “Dosis de Radiación en Pacientes Pediátricos sometidos a Angiotomografía de Corazón y Grandes Vasos en el Instituto Nacional Cardiovascular, Periodo 2010 – 2015”. Determinó que la dosis efectiva disminuye cuando menor KV se utiliza, al comparar valores de 80 KV, 100 KV Y 120 KV. Teniendo los siguientes resultados; La dosis efectiva promedio para los pacientes de 0 años de edad es de 12.47 mSv (mínimo: 0.78mSv, máximo: 106.13 mSv), pacientes de 1 - 4 es de 11.00 mSv (mínimo: 0.60 mSv, máximo: 41.84), pacientes de 5 - 9 es de 8.17 mSv (mínimo: 0.09 mSv, máximo: 18.91 pacientes de 10 - 15 es de 9.8 mSv (mínimo: 4.77 mSv, máximo: 20.38) (69).

2.2.2.2.-Sánchez (2016), Perú, realizó un estudio titulado “Dosis de radiación efectiva en pacientes sometidos a tomografía computarizada de cráneo atendidos en el Servicio de Radiología de la Clínica Vesalio. Enero a agosto del 2016” con el propósito de identificar la dosis de radiación efectiva el cual es superior en pacientes con edades mayores a 60 años (1-2 mSv: 49.5%; > 2 mSv: 48.1%) y la dosis de radiación de 1 – 2 mSv fue mayor en pacientes de sexo femenino y > 2mSv fue en pacientes de sexo masculino (71).

2.2.2.3.-Rosales E (2015), Perú, realizó un estudio titulado “Dosis de radiación por tomografía computarizada de cráneo en pacientes con traumatismo encéfalo craneano” con el objetivo de identificar cuáles fueron las dosis de radiación más altas administradas por tomografía computarizada en pacientes con traumatismo cráneo encefálico atendidos de urgencia en el Hospital de Emergencias José Casimiro Ulloa, 2014. Se analizaron un total de 79 pacientes con traumatismo cráneo encefálico atendidos de urgencia. Tuvo como resultado que el promedio de edad de los participantes fue de 44 ± 23 años de edad, siendo la mayoría (54%) varones. tomográficamente la mayoría de los casos fueron sometidos a radiación ionizante en una sola ocasión (85%), 13 utilizándose con mayor frecuencia un protocolo de 300 miliamperios (85%), 120 kilovoltios (90%) y un índice de dosis por tomografía computarizada (CTDI) de 42.44 mGy (85%). Concluye que según los indicadores de

radiación ningún paciente (0%) recibió más de 60 mGy de CTDI por sesión, todo ello debido a que el tecnólogo médico no modificó el protocolo de adquisición del tomógrafo para este segmento, porque la mayoría de los pacientes de estudio son adultos y su volumen del cráneo es relativamente constante (72).

CAPÍTULO III: METODOLOGÍA

3.1. Diseño del Estudio:

El estudio realizado es descriptivo, retrospectivo, tipo transversal.

3.2. Población:

El universo de la siguiente investigación comprende de 606 pacientes atendidos en el Servicio de diagnóstico por imagen, a los que se realizaron una tomografía de encéfalo sin contrastes en la Clínica Internacional sede Lima.

3.3. Muestra:

No se realizó el cálculo del tamaño muestral, ya que se estudiará a toda la población que cumpla con los criterios de inclusión.

3.3.1. Criterios de Inclusión:

- Todos los datos de los pacientes que se realizaron una tomografía computarizada de encéfalo sin contraste en Clínica Internacional – Sede Lima, periodo junio – noviembre 2017.
- Todos los pacientes que cuenten con datos de adquisición y dosimetría estén guardados en el PACS (Sistema de archivamiento de imágenes)

3.3.2. Criterios de Exclusión:

- Todos los datos de dosis de pacientes que cuentan con una tomografía computarizada de encéfalo con contraste y además de otras regiones del cuerpo al mismo tiempo.
- Todas las pacientes mujeres gestantes.

3.4.-Operacionalización de Variables:

VARIABLES	
VARIABLE DEPENDIENTE	OPTIMIZACION DE PROTOCOLO
	Dosis de Radiación (mSv)
VARIABLES INDEPENDIENTES	Calidad de Imagen (Ruido)
	kilo Voltaje (Kv)
	mili Amper segundos (mAs)
	Pitch
	Tiempo de Rotación del tubo
	Número de adquisiciones

VARIABLE DEPENDIENTE	VARIABLES	TIPO	ESCALA DE MEDICION	DEFINICION Conceptual	DEFINICION OPERACIONAL	PROCEDIMIENTO
	VARIABLES INDEPENDIENTES	Optimización de protocolo	Cuantitativa	Discreta	Protocolo de encéfalo que sugiere modificación de parámetros técnicos.	La variación de factores técnicos reduce la dosis de radiación, manteniendo una buena calidad de imagen.
DOSIS DE RADIACION		Cuantitativa	Continua	Dosis de Radiación según Valores de Dosis Efectiva (mSv) * Si cuantifica daño biológico.	Dosis de Radiación según Valores de Dosis Efectiva (mSv) Se obtiene luego de la obtención del DLP y la multiplicación de un factor de conversión específico para cada edad.	Multiplicar DLP (lo brinda tomógrafo) por factor de conversión según edad de paciente: 0 años (DLP x 0.011) 1 – 4 años (DLP x 0.0067) 5 – 9 años (DLP x 0.0040) 10 – 15 años (DLP x 0.0032) 16 a más años (DLP x 0.0021)
Calidad de Imagen (Ruido)		Cuantitativa	Discreta	Fluctuaciones en los números Hounsfield, de un punto a otro, dentro de una imagen correspondiente a un corte.	La variación de la dosis de radiación disminuye la calidad de imagen.	*Revisión del PACS y cálculo del ruido con ROI *Aplicación de encuesta a médicos radiólogos del servicio.
		Cualitativa	Nominal			
Kilo Voltaje (Kv)		Cuantitativa	Discreta	Diferencia de potencial aplicada entre el cátodo y el ánodo del tubo de rayos x para generar el choque de electrones con el ánodo y producir rayos X.	La variación del potencial de Kv reduce la dosis de radiación	Revisión del PACS
mili Amper segundos (mAs)		Cuantitativa	Discreta	Promedio de la cantidad de electrones que pasa a través de un tubo de rayos X.	La variación de la cantidad de corriente mAs reduce la dosis de radiación	Revisión del PACS
Pitch		Cuantitativa	Continua	Es el índice de desplazamiento de la mesa durante una rotación completa del gantry respecto al espesor del corte.	La variación del Pitch es directamente proporcional a la dosis de radiación.	Revisión del PACS
Tiempo de Rotación del tubo		Cuantitativa	Continua	Es el tiempo que demora el tubo de rayos X en dar una vuelta de 360 grados alrededor del paciente.	La variación del tiempo de rotación del tubo es directamente proporcional a la dosis de radiación.	Revisión del PACS
Número de adquisiciones	Cuantitativa	Discreta	El número de adquisiciones del examen se refiere a las fases con las que puede adquirirse (fase arterial, venosa, tardía)	La variación del número de fases reduce la dosis de radiación	Revisión del PACS	

3.7 Procedimientos y Técnicas:

Al tratarse de un estudio retrospectivo, se recolectó del PACS toda información de los pacientes que cuentan con una tomografía de encéfalo durante el periodo junio - noviembre del 2017 en una ficha de recolección de datos.

Luego se aplicaron a todas las fichas, los criterios de inclusión y exclusión para seleccionar a la población de estudio.

Finalmente, los datos fueron registrados en una base de datos mediante el programa Microsoft Excel.

3.8-Análisis de Datos:

Los datos fueron analizados mediante el programa estadístico SPSS versión 23.0. Se determinaron medidas de tendencia central, se determinó la asociación entre variables a través a través de análisis univariado, bivariado y multivariado. Se emplearon tablas de frecuencia y de contingencia.

CAPÍTULO IV: RESULTADOS Y DISCUSIONES

4.1. Resultados:

Tabla N° 1. Tamaño de la Muestra: 606 pacientes.

Antes de la Optimización			Luego de la Optimización		
Rango	Cantidad	%	Rango	Cantidad	%
0 años	9	3,08	0 años	11	3,50
1 - 4 años	20	6,85	1 - 4 años	22	7,01
5 - 9 años	29	9,93	5 - 9 años	21	6,69
10 - 15 años	41	14,04	10 - 15 años	53	16,88
16 - 18 años	56	19,18	16 - 18 años	48	15,29
adultos	137	46,92	adultos	159	50,64
TOTAL	292	100	TOTAL	314	100

Fuente: Elaboración propia.

El presente estudio se realizó con un total de 606 pacientes; de los cuales 292 datos de pacientes corresponden a antes de la optimización del protocolo de encéfalo y 314 pacientes corresponden a luego de la optimización del protocolo de encéfalo.

Tabla N°2. Distribución de la Población de acuerdo al sexo.

Sexo	N	%
Masculino	359	59,24
Femenino	247	40,76
TOTAL	606	100

Fuente: Elaboración propia.

La población estuvo constituida por 606 pacientes, cuyos datos estaban archivados en el PACS de Clínica Internacional; de los cuales 359 fueron

del sexo masculino, representando el 59.24%; y los restantes fueron del sexo femenino, representando el 40.76%. Los datos se muestran en la Tabla 2 y el gráfico 1.

Gráfico N°1.

DISTRIBUCIÓN DE LA POBLACIÓN DE ACUERDO AL SEXO

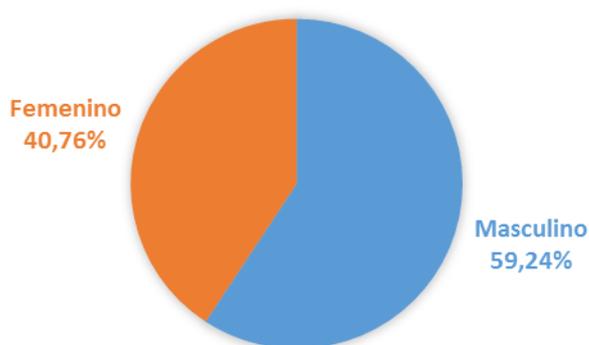


Tabla N°3. Distribución de la Población de acuerdo a la edad.

Edad	N	%
0 años	20	3,30
1–4 años	42	6,93
5–9 años	50	8,25
10–15 años	94	15,51
16–18 años	104	17,16
Adultos	296	48,84
TOTAL	606	100

Fuente: Elaboración propia. De los 606 pacientes; 20 pacientes tenían 0 años de edad (3.30%), 42 pacientes estaban en el rango de 1 - 4 años (6.93%), 50

pacientes estaban en el rango de 5 – 9 años (8.25%), 94 pacientes estaban en el rango de 10 – 15 años (15.51%), 104 pacientes estaban en el rango de 16 – 18 años (17.16%), 296 pacientes eran adultos (48.84%). Los datos se muestran en la Tabla 3 y el gráfico 2.

Gráfico N° 2:

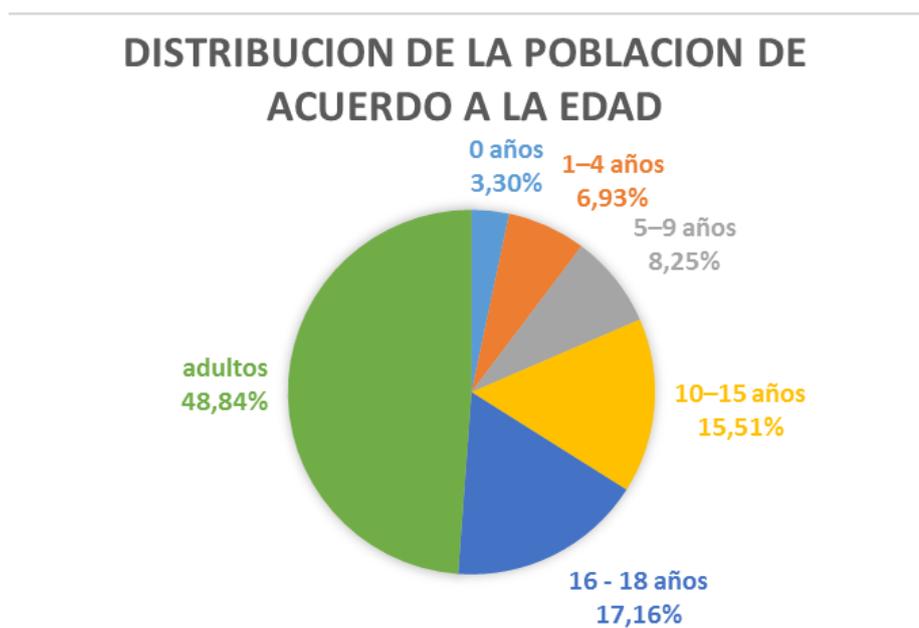


Tabla N°4. Distribución de la Población de acuerdo al sexo y edad.

Edad	Masculino		Femenino	
	N	%	n	%
0 años	13	3,62	7	2,83
1-4 años	27	7,52	15	6,07
5 -9 años	28	7,80	32	12,96
10-15 años	54	15,04	40	16,19
16-18 años	49	13,65	55	22,27
Adultos	188	52,37	98	39,68
TOTAL	359	100	247	100

Fuente: Elaboración propia.

De los 359 pacientes del sexo masculino; 13 tenían 0 años de edad (3.62%), 27 pacientes estaban en el rango de 1 - 4 años (7.52%), 28 pacientes estaban en el rango de 5 – 9 años (7.8%), 54 pacientes estaban en el rango de 10 – 15 años (10.3%), 49 pacientes estaban en el rango de 16 – 18 años (13.65%), y 188 pacientes eran adultos (52.37%). Mientras que, de los 247 pacientes del sexo femenino, 07 tenían 0 años de edad (2.83%), 15 pacientes estaban en el rango de 1 - 4 años (6.07%), 32 pacientes estaban en el rango de 5 – 9 años (12.96%), 40 pacientes estaban en el rango de 10 – 15 años (16.19%), 55 pacientes estaban en el rango de 16 – 18 años (22.27%), y 98 pacientes eran adultos (39.68%). Los datos se muestran en la Tabla 4 y los gráficos 3 y 4.

Gráfico N°3.

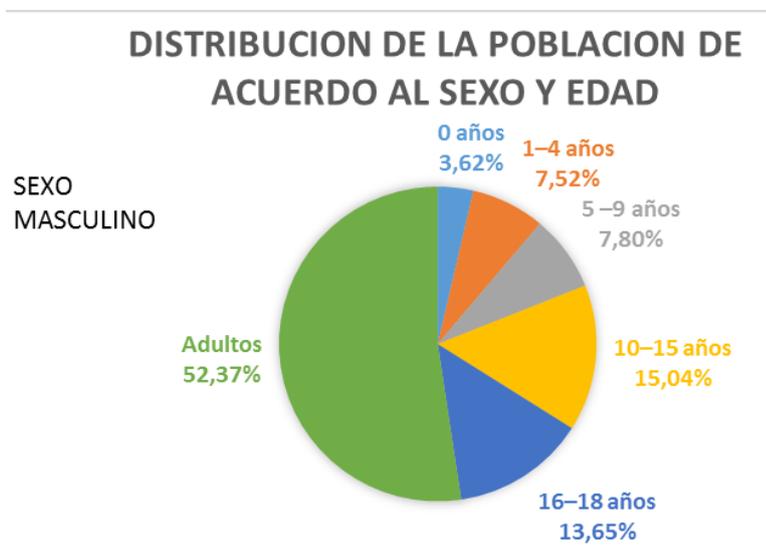


Gráfico N°4.

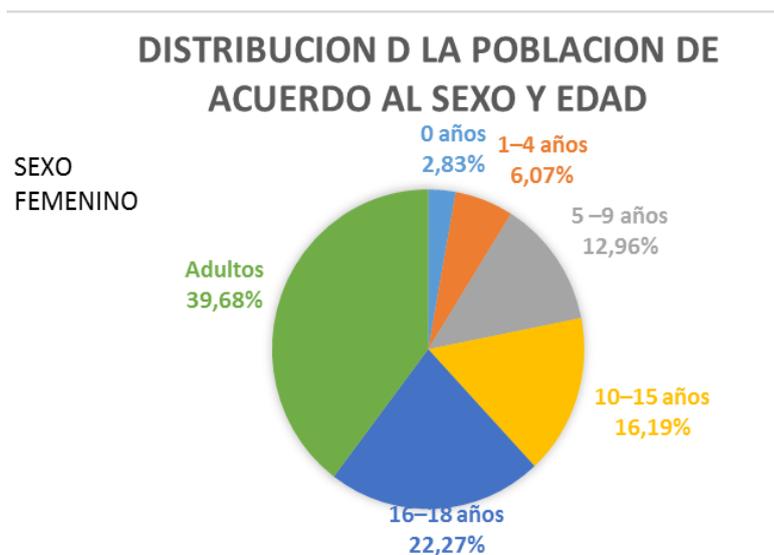


Tabla N°5. Relación de dosis de radiación y edad - Antes de la Optimización

Relación de dosis de radiación y edad - Antes de la Optimización							
Dosis		Edad (años)					
		0	1 - 4	5 - 9	10 - 15	16 - 18	ADULTOS
mSv	MIN mSv	4,72	3,26	2,20	2,42	1,89	1,89
	PROM mSv	5,52	3,47	2,61	2,63	1,94	1,96
	MAX mSv	7,36	6,33	3,93	4,27	3,05	3,47
DLP	MIN DLP	429,33	487,26	549,01	756,00	899,90	902,07
	PROM DLP	502,20	517,33	653,40	821,56	926,10	933,09
	MAX DLP	669,54	945,10	982,12	1334,20	1450,23	1650,50

Fuente: Elaboración propia.

La dosis efectiva promedio para los pacientes que tenían 0 años de edad era de 5.52 mSv (nivel mínimo de dosis: 4.72 mSv, nivel máximo máximo de dosis: 7.36 mSv), la dosis efectiva promedio para los pacientes de 1 - 4 es de 3.47 mSv (nivel mínimo de dosis: 3.26 mSv, nivel máximo máximo de dosis: 6.33 mSv), la dosis efectiva promedio para los pacientes de 5 - 9 es de 2.61 mSv (nivel mínimo de dosis: 2.20 mSv, nivel máximo máximo de dosis: 3.93 mSv), las dosis efectiva promedio para los pacientes de 10 - 15 es de 2.63 mSv (nivel mínimo de dosis: 2.42 mSv, nivel máximo máximo de dosis: 4.27 mSv), las dosis efectiva

promedio para los pacientes de 16 - 18 es de 1.94 mSv (nivel mínimo de dosis: 1.89 mSv, nivel máximo máximo de dosis: 3.05 mSv), las dosis efectiva promedio para los pacientes adultos es de 1.96 mSv (nivel mínimo de dosis: 1.89 mSv, nivel máximo máximo de dosis: 3.47 mSv). Además, se muestra el DLP (mGy-cm) promedio, mínimo y máximo correspondiente a cada rango de edad, que al ser multiplicado por el factor de conversión según edad nos brinda la dosis efectiva en mSv (revisar marco teórico). Los datos se muestran en la Tabla 5 y el gráfico 5.

Gráfico 5.

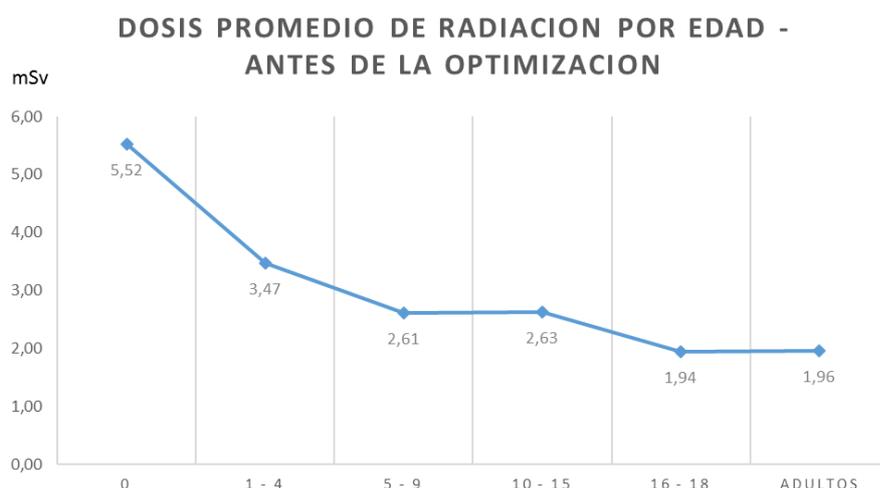


Tabla N° 6. Relación de dosis de radiación y edad - Luego de la Optimización

Relación de dosis de radiación y edad - Luego de la Optimización							
Dosis		Edad (años)					
		0	1 - 4	5 - 9	10 - 15	16 - 18	ADULTOS
mSv	MIN mSv	2,19	1,49	1,28	1,43	1,26	1,35
	PROM mSv	2,26	1,63	1,44	1,80	1,63	1,87
	MAX mSv	3,68	4,31	2,90	3,19	2,40	2,73
DLP	MIN DLP	199,26	222,50	321,05	446,98	601,23	645,12
	PROM DLP	205,01	243,55	359,99	562,45	778,30	889,50
	MAX DLP	334,20	643,30	725,63	995,66	1144,87	1299,33

Fuente: Elaboración propia.

La dosis efectiva promedio para los pacientes que tenían 0 años de edad fue de 2.26 mSv (nivel mínimo de dosis: 2.19 mSv, nivel máximo máximo de dosis: 3.68 mSv), la dosis efectiva promedio para los pacientes de 1 - 4 es de 1.63 mSv (nivel mínimo de dosis: 1.49 mSv, nivel máximo máximo de dosis 4.31 mSv), la dosis efectiva promedio para los pacientes de 5 - 9 es de 1.44 mSv (nivel mínimo de dosis: 1.28 mSv, nivel máximo máximo de dosis: 2.90 mSv), las dosis efectiva promedio para los pacientes de 10 - 15 es de 1.80 mSv (nivel mínimo de dosis: 1.43 mSv, nivel máximo máximo de dosis: 3.19 mSv), las dosis efectiva promedio para los pacientes de 16 - 18 es de 1.63 mSv (nivel mínimo de dosis: 1.26 mSv, nivel máximo máximo de dosis: 2.40 mSv), las dosis efectiva promedio para los pacientes adultos es de 1.87 mSv (nivel mínimo de dosis: 1.35 mSv, nivel máximo máximo de dosis: 2.73 mSv). Además, se muestra el DLP (mGy-cm) promedio, mínimo y máximo correspondiente a cada rango de edad, que al ser multiplicado por el factor de conversión según edad nos brinda la dosis efectiva en mSv (revisar marco teórico). Los datos se muestran en la Tabla 6 y el gráfico 6.

Gráfico N° 6.

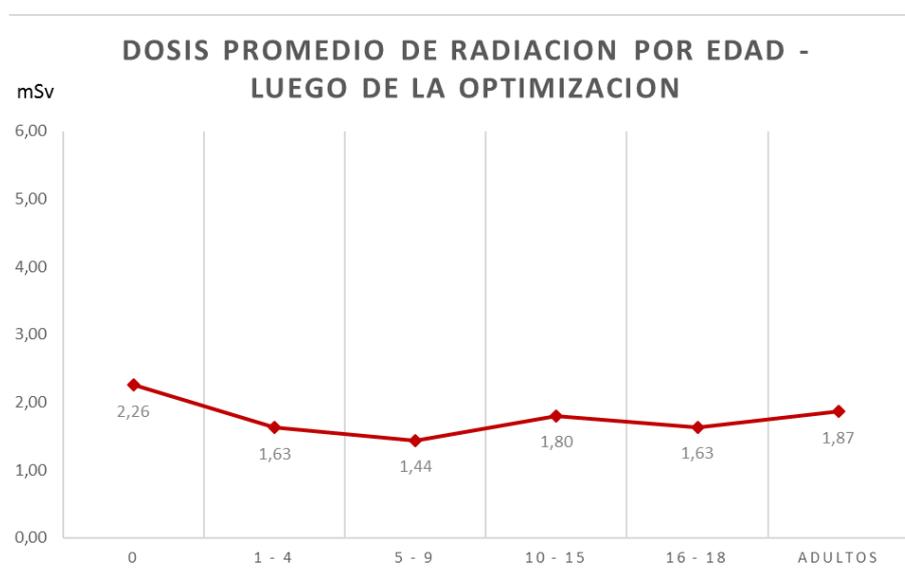


Tabla N° 7. Dosis Comparativa por Rango de Edad - Antes y Después de la Optimización

Dosis Comparativa por Rango de Edad - Antes y Después de la Optimización							
OPTIMIZACIÓN	Dosis	Edad (años)					
		0	1 - 4	5 - 9	10 - 15	16 - 18	ADULTOS
ANTES	PROM mSv	5,52	3,47	2,61	2,63	1,94	1,96
LUEGO	PROM mSv	2,26	1,63	1,44	1,80	1,63	1,87
DIFERENCIA		3,27	1,83	1,17	0,83	0,31	0,09
DIFERENCIA %		59,18	52,92	44,91	31,54	15,96	4,67

Fuente: Elaboración propia.

La dosis efectiva promedio para los pacientes que tenían 0 años de edad luego de la optimización ha disminuido 3.27 mSv (59.18%), la dosis efectiva promedio para los pacientes de 1 – 4 luego de la optimización ha disminuido 1.83 mSv (59.92%), la dosis efectiva promedio para los pacientes de 5 - 9 luego de la optimización ha disminuido 1.17 mSv (44.91%), las dosis efectiva promedio para los pacientes de 10 - 15 luego de la optimización ha disminuido 0.83 mSv (31.54%), las dosis efectiva promedio para los pacientes de 16 - 18 luego de la optimización ha disminuido 0.31 mSv (15.96%), las dosis efectiva promedio para los pacientes adultos luego de la optimización ha disminuido 0.09 mSv (4.67%). Los datos se muestran en la Tabla 7 y el gráfico 7.

Gráfico N° 7.

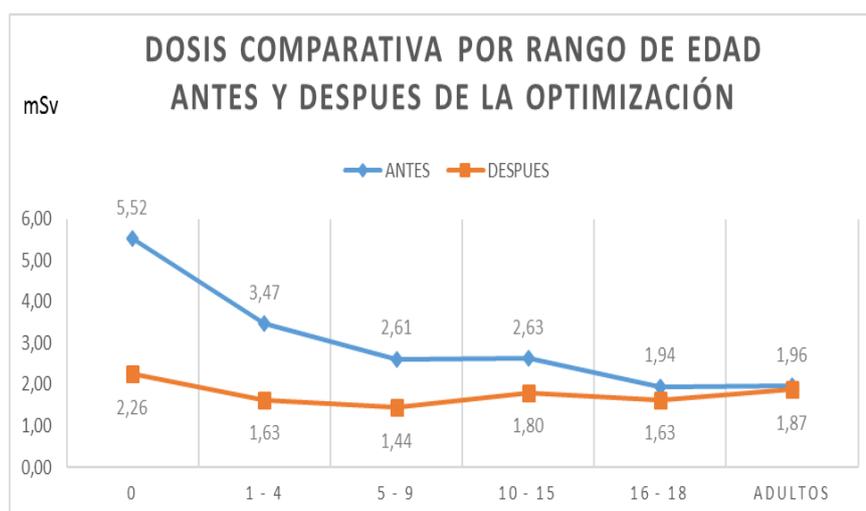


Tabla N° 8. Ruido Comparativo por Rango de Edad - Antes y Después de la Optimización

Ruido Comparativo por Rango de Edad - Antes y Después de la Optimización							
OPTIMIZACIÓN	RUIDO	Edad (años)					
		0	1 - 4	5 - 9	10 - 15	16 - 18	ADULTOS
ANTES	PROM Ruido	45,5	48,1	50,9	56,3	57,4	60,2
LUEGO	PROM Ruido	36,10	37,60	43,30	48,20	45,90	49,80
DIFERENCIA		9,40	10,50	7,60	8,10	11,50	10,40

Fuente: Elaboración propia.

La diferencia o variación del ruido promedio para los pacientes que tenían 0 años de edad luego de la optimización es de 9.40, la diferencia o variación del ruido promedio para los pacientes de 1 – 4 luego de la optimización es de 10.50, la diferencia o variación del ruido promedio para los pacientes de 5 - 9 luego de

la es de 7.60, la diferencia o variación del ruido promedio para los pacientes de 10 - 15 luego de la optimización 8.10, la diferencia o variación del ruido promedio para los pacientes de 16 - 18 luego de la optimización es de 11.50, la diferencia o variación del ruido promedio para los pacientes adultos luego de la optimización es de 10.40. Los datos se muestran en la Tabla 8 y el gráfico 8.

Gráfico N° 8.

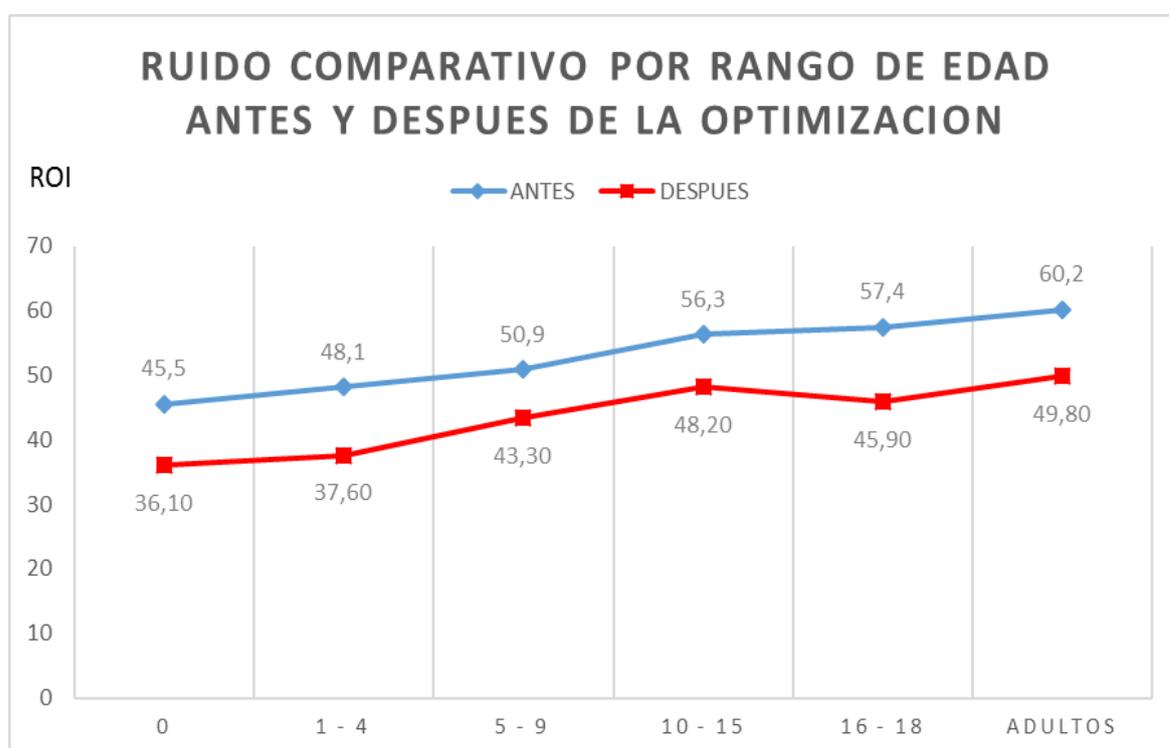


Tabla N°9: Aceptabilidad Diagnóstica (Según encuesta a médicos Radiólogos)

ACEPTABILIDAD DIAGNÓSTICA	PUNTAJE ACUMULADO	%
1 Inaceptable, estructuras no definidas.	0	0,00
2 Calidad severamente limitada, se puede observar mínimas evidencias de algunas estructuras	0	0,00
3 Aceptable, pero limitado por poca resolución de bordes de estructuras.	15	5,91
4 Buena calidad de imagen con mínima falta de resolución.	144	56,69
5 Estructuras claramente definidas, excelente calidad de imagen.	95	37,40

Fuente: Elaboración propia.

Según la encuesta realizada a 10 médicos radiólogos de Clínica Internacional (anexo N° 2); la alternativa con mayor aceptación es la número 4 con un 56.69% y que nos indica que las imágenes son de buena calidad con mínima falta de resolución. La segunda alternativa con mayor aceptación es la número 5 con un 37.40% que nos dice que las estructuras son claramente definidas y con excelente calidad de imagen. La tercera alternativa mas aceptada es la numero 3 con un 5.91% que nos dice que las imágenes son aceptables, pero limitadas por poca resolución de bordes de estructuras. Los datos se muestran en la Tabla 9 y el gráfico 9.

Gráfico N° 9.

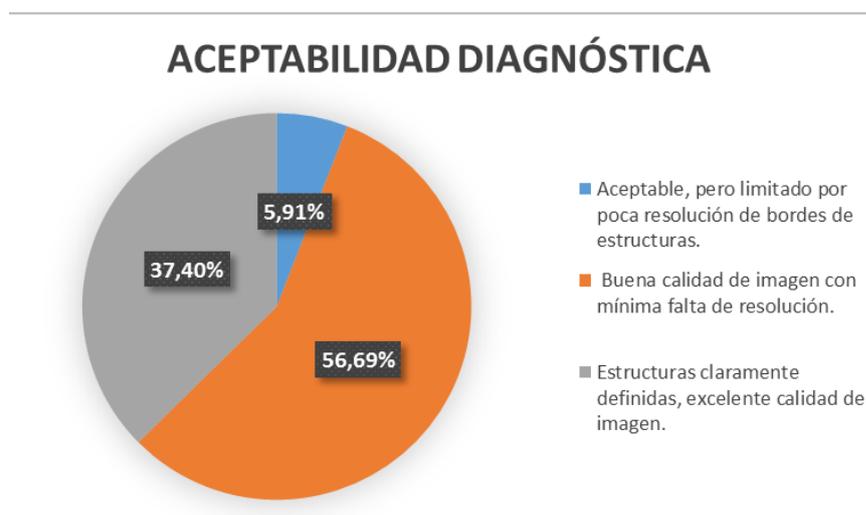


Tabla N°10: Diferenciación de sustancia gris, sustancia blanca y ganglios basales (Según encuesta a médicos Radiólogos).

DIFERENCIACION DE SUSTANCIA GRIS, SUSTANCIA BLANCA Y GANGLIOS BASALES		PUNTAJE ACUMULADO	%
1	Imposible de diferenciar.	0	0
2	Sustancia Gris y Blanca apenas diferenciable, inadecuado para la interpretación.	0	0
3	Sustancia Gris y Blanca visible, posibilita la derivación de información clínica.	18	7,03
4	Sustancia Gris y Blanca visible en buena calidad con leve pérdida de definición.	128	50,00
5	Sustancia Gris y Blanca bien diferenciada con buena definición de márgenes	110	42,97

Fuente: Elaboración propia.

Según la encuesta realizada a 10 médicos radiólogos de Clínica Internacional (anexo N° 2); la alternativa con mayor aceptación es la número 4 con un 50.00% y que nos indica que la sustancia gris y blanca son visibles en buena calidad con leve pérdida de definición. La segunda alternativa con mayor aceptación es la número 5 con un 42.97% que nos dice que las sustancia gris y blanca son bien diferenciadas con buena definición de márgenes. La tercera alternativa mas aceptada es la numero 3 con un 7.03% que nos dice que la sustancia gris y blanca son visibles, posibilita la derivación de información clínica. Los datos se muestran en la Tabla 10 y el gráfico 10.

Gráfico N° 10.

DIFERENCIACION DE ESTRUCTURAS

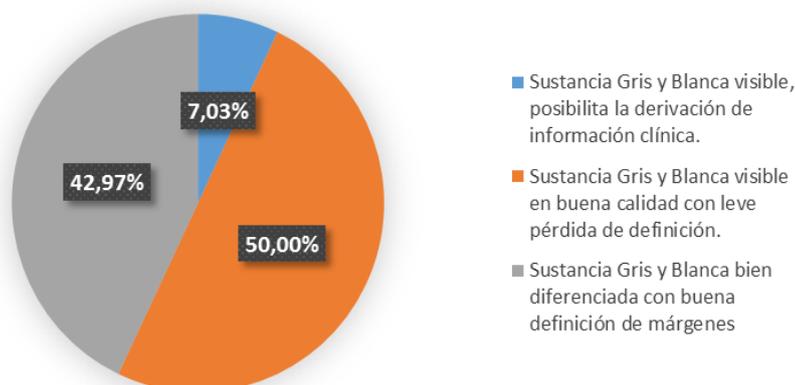


Tabla N°11: Visibilidad del Puente (Según encuesta a médicos Radiólogos).

VISIBILIDAD DEL PUENTE	CANTIDAD	%
1 No visible.	0	0
2 Visible, pero imposible de obtener información imagenológica relevante.	0	0
3 Visible en forma incompleta, grandes defectos presentes.	3	1,13
4 Visible con definición para informar anormalidades, pero no completamente definido.	128	48,12
5 Bien visualizado, las patologías pueden verse en forma adecuada.	135	50,75

Fuente: Elaboración propia.

Según la encuesta realizada a 10 médicos radiólogos de Clínica Internacional (anexo N° 2); la alternativa con mayor aceptación es la número 5 con un 50.75% que nos indica que el puente es bien visualizado, las patologías pueden verse en forma adecuada. La segunda alternativa con mayor aceptación es la número 4 con un 48.12% que nos dice que el puente es visible con definición para informar anormalidades, pero no completamente definido. La tercera alternativa mas aceptada es la numero 3 con un 1.13% que nos dice que el puente es visible en forma incompleta, grandes defectos presentes. Los datos se muestran en la Tabla 11 y el gráfico 11.

Gráfico 11.

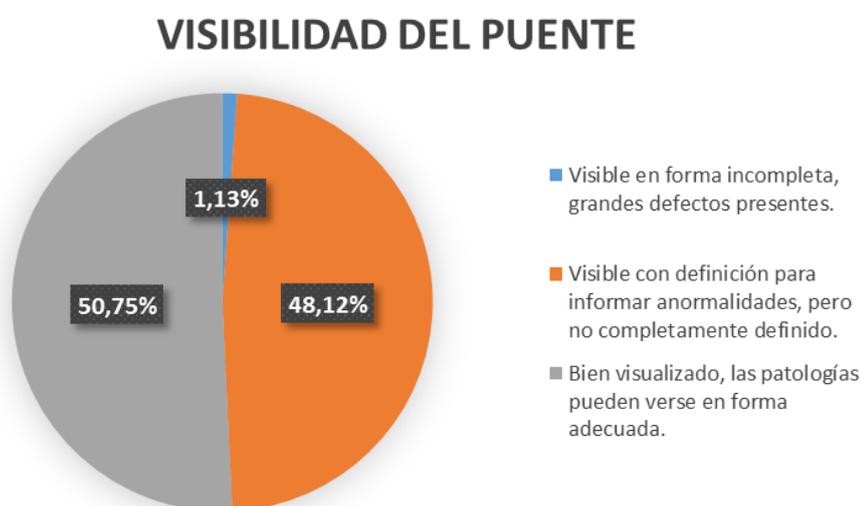


Tabla N° 12: Definición del Hueso Cortical (Según encuesta a médicos Radiólogos).

DEFINICION DEL HUESO CORTINAL	CANTIDAD	%
1 Imposible de interpretar.	0	0
2 Visible, pero con amplios sectores defectuosos presentes, imposible de definir.	0	0
3 Visibilidad mejorada, pueden visualizarse fracturas mínimamente desplazadas.	3	1,10
4 Se define la mayoría de las lesiones, pero bordes y rasgos más sutiles no están bien	104	38,24
5 Buena visualización de cualquier rasgo de fractura, fracturas se ven bien definidas	165	60,66

Fuente: Elaboración propia.

Según la encuesta realizada a 10 médicos radiólogos de Clínica Internacional (anexo N° 2); la alternativa con mayor aceptación es la número 5 con un 60.66% que nos indica que la cortical osea presenta buena visualización de cualquier rasgo de fractura, fracturas se ven bien definidas. La segunda alternativa con mayor aceptación es la número 4 con un 38.24% que nos dice que la cortical osea se define la mayoría de las lesiones, pero bordes y rasgos más sutiles no están bien. La tercera alternativa mas aceptada es la numero 3 con un 1.10% que nos dice que la cortical osea presenta visibilidad mejorada, pueden visualizarse fracturas mínimamente desplazadas. Los datos se muestran en la Tabla 12 y el gráfico 12.

Gráfico 12.

DEFINICIÓN DE LA CORTICAL OSEA

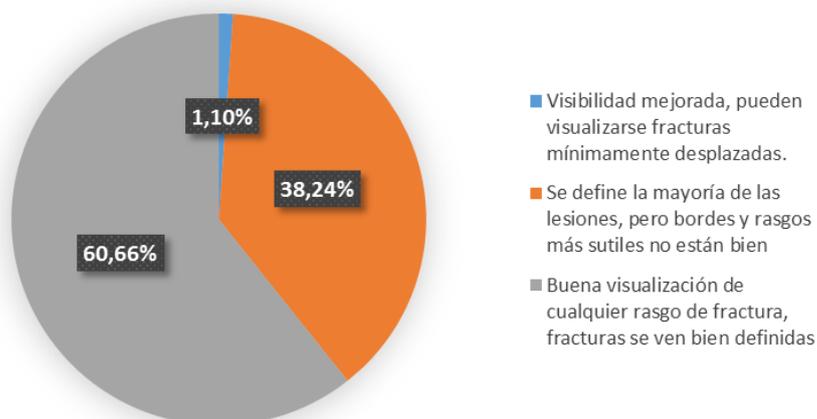


Tabla N° 13: Puntaje Promedio (Según encuesta a médicos Radiólogos).

Puntaje Promedio de encuestas a Médicos según Edad						
ITEM	Edad (años)					
	0	1 - 4	5 - 9	10 - 15	16 – 18	ADULTOS
ACEPTABILIDAD	4,30	4,20	4,40	4,30	4,20	4,00
DIFERENCIACION	4,30	4,30	4,70	4,00	4,10	4,20
VISIBILIDAD	4,20	4,70	4,50	4,30	4,50	4,40
DEFINICION	4,70	4,60	4,70	4,40	4,50	4,30
PUNTAJE TOTAL	17,50	17,80	18,30	17,00	17,30	16,90

Fuente: Elaboración propia.

Según la encuesta realizada a 10 médicos radiólogos de Clínica Internacional (anexo N° 2); el puntaje promedio total de las imágenes obtenidas luego de la optimización del protocolo de encefalo paralos pacientes de 0 años es de 17.50, para los pacientes de 1 – 4 años es de 17.80, para los pacientes de 5 – 9 años es de 18.30, para los pacientes de 10 – 15 años es de 17.00, para los pacientes de 16 – 18 años es de 17.30, y para os adultos es de 16.90. Los datos se muestran en la Tabla 13 y el gráfico 13.

Gráfico 13.

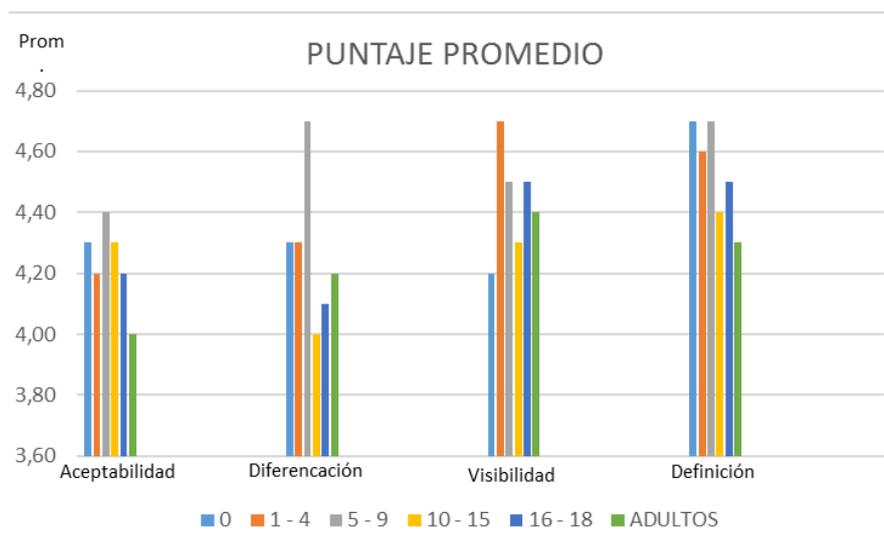


Tabla N° 14: PROTOCOLO ANTIGUO VS PROTOCOLO OPTIMIZADO

COMPARATIVO DE PROTOCOLO ANTIGUO VS PROTOCOLO OPTIMIZADO							
PROTOCOLOS	FACTORES	Edad (años)					
		0	1 - 4	5 - 9	10 - 15	16 - 18	ADULTOS
PROTOCOLO ANTIGUO	PROM mSv	5,52	3,47	2,61	2,63	1,94	1,96
	RUIDO	45,50	48,10	50,90	56,30	57,40	60,20
	Kv	110	110	110	130	130	130
	mAs	200	200	200	300	300	300
	PITCH	1	1	1	1	1	1
	T. ROTACION	1	1	1	1	1	1
	N°. ADQUISICIONES	1	1	1	1	1	1
PROTOCOLO OPTIMIZADO	PROM mSv	2,26	1,63	1,44	1,80	1,63	1,87
	RUIDO	36,10	37,60	43,30	48,20	45,90	49,80
	Kv	80	80	80	110	110	110
	mAs	150	150	150	200	220	230
	PITCH	1	1	1	1	1	1
	T. ROTACION	0,5	0,5	0,5	1	1	1
	N°. ADQUISICIONES	1	1	1	1	1	1

Fuente: elaboración propia

En el cuadro comparativo podemos apreciar los distintos factores utilizados al momento de realizar una tomografía de encéfalo en Clínica Internacional. Se observan los factores que se utilizaban hasta antes de la optimización y posteriormente la aplicación de los nuevos protocolos de acuerdo al rango de edad; También Se observa como varía las dosis con los cambios realizados. Los datos se muestran en la Tabla 14.

4.2. Discusiones:

- En el presente estudio se encontró, que de la población estudiada es de (606 pacientes); el 59.24% es representada por el sexo masculino y el 40.76% por el sexo femenino. A su vez, se observa que la mayor cantidad de pacientes sometidos a tomografía de encéfalo son pacientes adultos (48.84%), seguido de los pacientes que están entre 16 - 18 años de edad (17.16%), luego pacientes que están entre 10 - 15 años de edad (15.51%), le siguen los pacientes que están entre los 5 – 9 años de edad (8.25%), luego están los pacientes que están entre los 1 – 4 años de edad (6.93%) y finalmente los niños de 0 años (3.3.%). Es importante resaltar que a menor edad existe mayor radio sensibilidad, por lo que estas cifras nos invitan a estar atentos en los casos de pacientes pediátricos, debido a que son los que menos se realizan y el personal tiene que estar preparado para cuando se presente la oportunidad y poder realizar la tomografía de encéfalo con la menor dosis posible con una buena calidad de imagen.
- Se observa que La dosis efectiva promedio para todos los pacientes ha disminuido luego de la optimización; tal es así que para los pacientes de 0 años de en 59.18%, la dosis efectiva promedio para los pacientes de 1 – 4 ha disminuido 59.92%, la dosis efectiva promedio para los pacientes de 5 - 9 ha disminuido 44.91%, las dosis efectiva promedio para los pacientes de 10 - 15 ha disminuido 31.54%,

las dosis efectiva promedio para los pacientes de 16 - 18 ha disminuido 15.96%, las dosis efectiva promedio para los pacientes adultos ha disminuido 4.67%. Estos datos encajan con los datos obtenidos por Allende F. (2014) en su estudio “Estandarización de Protocolos de Tomografía Computarizada de Cerebro en Pacientes Pediátricos, basado en la disminución de Dosis y la mantención de la Calidad de la Imagen”.

- La calidad de imagen evaluada mediante el ruido se obtiene en promedio variaciones de -9.5, lo cual nos dice que la calidad es “buena” y la valoración que hacen los médicos radiólogos en promedio en promedio es de 17.5; lo cual nos indica que la valoración de las imágenes obtenidas con los protocolos optimizados es “buena”. Todo esto corrobora la información de Loreto G, Vásquez A. (2014) en su estudio “Estandarización de Protocolos de Tomografía Computarizada de Cerebro en Pacientes Pediátricos, basado en la disminución de Dosis y la mantención de la Calidad de la Imagen”.
- La dosis efectiva disminuye cuando se optimizan los parámetros de adquisición; tal es así que podemos observar en la tabla N^o 14 que al comparar el protocolo antiguo vs el protocolo optimizado obtenemos dosis efectivas promedio que pueden disminuir hasta en 59.92% en el caso de los pacientes con edades entre 1 – 4 años respectivamente; y todo esto lo logramos modificando el Kv, mAs, pitch, tiempo de rotación y número de adquisiciones. Todo esto corrobora los datos brindados

Mondaca R. (2006) en su artículo “Por qué reducir las dosis de radiación en pediatría”. De la misma se corroboran los datos brindados por Vergara E, et al. (2003) en su artículo “Reducción De Dosis Al Paciente En Tc: Un Estudio De Resultados En La Práctica Clínica”. Finalmente, Fernández H. (2016) en su estudio “dosis de Radiación en Pacientes Pediátricos Sometidos a Angiotomografi de Corazón y Grandes Vasos en el Instituto Nacional Cardiovascular, Periodo 2010 – 2015” también obtiene resultados acordes con esta investigación.

- Los protocolos optimizados han sido estandarizados y oficializados, sin embargo, estos protocolos solo pueden ser aplicados para el modelo y marca del tomógrafo con el que cuenta Clínica Internacional de sede Lima. Ver características del tomógrafo en anexo N° 3.

CAPÍTULO V: CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

5.1. Conclusiones:

- El beneficio de la optimización del protocolo de tomografía de encéfalo en pacientes adultos y pediátricos en Clínica Internacional es considerable con respecto a los protocolos antiguos, pues la dosis efectiva de radiación disminuye sin afectar la calidad diagnóstica de la imagen.
- La variación de la dosis de radiación tras la optimización del protocolo de tomografía de encéfalo en pacientes adultos y pediátricos es significativa debido a que se logró disminuir la dosis de la siguiente manera: La dosis efectiva promedio para los pacientes que tenían 0 años de edad luego de la optimización ha disminuido 3.27 mSv (59.18%), la dosis efectiva promedio para los pacientes de 1 – 4 luego de la optimización ha disminuido 1.83 mSv (59.92%), la dosis efectiva promedio para los pacientes de 5 - 9 luego de la optimización ha disminuido 1.17 mSv (44.91%), las dosis efectiva promedio para los pacientes de 10 - 15 luego de la optimización ha disminuido 0.83 mSv (31.54%), las dosis efectiva promedio para los pacientes de 16 - 18 luego de la optimización ha disminuido 0.31 mSv (15.96%), las dosis efectiva promedio para los pacientes adultos luego de la optimización ha disminuido 0.09 mSv (4.67%).

- La variación de la calidad de la imagen tras la optimización del protocolo de tomografía de encéfalo en pacientes adultos y pediátricos no es considerable, ya que la calidad de imagen evaluada mediante el ruido se obtiene en promedio variaciones de -9.5, lo cual nos dice que la calidad es “buena”. Por otro lado, la valoración que hacen los médicos radiólogos en promedio es de 17.5 sobre 20; lo cual nos indica que la valoración de las imágenes obtenidas con los protocolos optimizados es “buena”. Por lo tanto, se puede hacer un diagnóstico de calidad sin ningún problema.
- La relación de los parámetros de adquisición utilizados y propuestos para la optimización del protocolo de tomografía de encéfalo en pacientes adultos y pediátricos, con la dosis de radiación y calidad de imagen son directa e inversamente proporcionales respectivamente ya que, al disminuir el Kv, el mAs, tiempo de rotación la dosis disminuye en mayor cantidad en la población pediátrica y en menor cantidad en la población adulta. Además, la calidad de la imagen es buena para poder realizar el diagnóstico médico.

5.2. Recomendaciones:

- Realizar una optimización de todos los protocolos de tomografía de Clínica Internacional que vienen siendo utilizados en la actualidad para otras regiones anatómicas y de esta manera optimizar la dosis de radiación efectiva de los pacientes; pues como hemos visto los valores de dosis efectiva (mSv) son altos comparados con los valores recomendados por Vega F. et al. Como por ejemplo para exámenes de tórax o angiotomografías de corazón y grandes vasos se pueden obtener valores menores a 1mSv.
- Valorar la posibilidad de realizar una optimización de protocolos para los tomógrafos de 64 líneas y 256 líneas de la sede Lima de Clínica Internacional, considerando obtener información de los mismos pacientes en el antes y el después de la optimización.
- Tener protocolos óptimos para pacientes pediátricos, debido a la gran exposición que se someten en cada estudio y así evitar daños secundarios en el desarrollo celular.
- Realizar estudios con modulación de dosis acumulativa, en pacientes hospitalizados que requieran controles post operatorios.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- 1- Radiaciones ionizantes: efectos en la salud y medidas de protección. Nota descriptiva N°371. Noviembre de 2012.
- 2- Arch M. Pediatric body MDCT: a 5-year follow-up survey of scanning parameters used by pediatric radiologists. AJR 2008; 191:611 –617 [Abstract] [Medline].
- 3- Bayo N. Reacción celular ante la radiación. Radiobiología. 2001;1(1):9–11.
- 4- Brenner D. et al. Estimated risks of radiation-induced fatal cancer from pediatric CT. AJR 2001; 176:289 –296 [Abstract] [Medline].
- 5- Clínica Internacional. Programa de Seguridad Radiológica. 2017. Sexta versión.
- 6- Hall E. Radiobiology for the Radiologist. The Physics and Chemistry of Radiation Absorption. Philadelphia, 1994, 8-10.
- 7- Beyzadeoglu M. et al. Basic Radiation Oncology. Springer, 2010, 71.
- 8- De la Peña L. Historia de la Radiobiología. Encuentros en la Biología, 2001.

- 9- International Comisión on Radiological Protection. 1990
Recomendations of the International Comisión on radiological
Protection. Vol.21. Nº.1-3 of Annals of the ICPR. Oxford, England:
Pergamon Press, 1991. (ICRP publication nº. 60).
- 10-Radiobiología. Josep Alfred Piera i Pelliçer - Buscar con Google [Internet].
[citado 3 de diciembre de 2015]. Recuperado a partir de:
<https://www.google.com.pe/search?hl=es&q=Radiobiolog%C3%ADa.+Josep+Alfred+Piera+i+Pelli%C3%A7er>.
- 11- Medina E. Ramírez R. Protección Radiológica en Radiodiagnóstico
Médico. Centro Superior de Estudios Nucleares. Editorial Imprenta Cadillo
S.R.L. 2006.p27.
- 12-Dillesenger J, Moerschel E. Manual para técnicos radiólogos. Cuando la
teoría enriquece la práctica. Buenos Aires: Journal; 2012. p353-p369.
- 13-Bushong S. Manual de Radiología para Técnicos. Física, Biología y
Protección Radiológica. Ed. Elsevier. 8va edición. 2005. P499.
- 14-Taylor L. Radiation protection standards. London: CRC Press; 1971.
- 15- Skvarka J. Normas y estándares aplicables a los campos
electromagnéticos de radiofrecuencias en América Latina: guía para los
límites de exposición y los protocolos de medición. Rev Panam Salud
Publica. 2006;20(2/3):205–12.

- 16-International Commission on Radiation Units and Measurements. Quantities and units in radiation protection dosimetry. Oxford: ICRU; 1993. (ICRU Report No. 51).
- 17-Comité Científico de las Naciones Unidas para el Estudio de los Efectos de las Radiaciones Atómicas. Informe 2000. Viena: UNSCEAR; 2000.
- 18-Comité Científico de las Naciones Unidas para el Estudio de los Efectos de las Radiaciones Atómicas. Informe sobre efectos hereditarios. Viena: UNSCEAR; 2001.
- 19-Diario El Peruano. Reglamento de la Ley N° 28028, Ley de Regulación del Uso de Fuentes de Radiación Ionizante”; 2008.
- 20-Bosch E. Sir Godfrey Newbold Hounsfield y la tomografía computada, su contribución a la medicina moderna. *Revista Chilena de Radiología*, 10, 183-185, 2004.
- 21-Hounsfield G. Computerized transverse axial scanning (tomography): Part I. Description of system. *British Journal of Radiology*, 1016-1022, 1973.
- 22-Cormack A. Representation of a function by its line integrals, with some radiological applications. *Journal of Applied Physics*, 34, 2722-2727, 1963.
- 23-Hounsfield G.N. Computed medical imaging. *Science*, 210, 22-28, 1980.

- 24-Beckman E. CT scanning the early days. *The British Journal of Radiology*, 5-8, 2006.
- 25-Kalender W. CT: the unexpected evolution of an imaging modality. *European Radiology Supplements*, 15, 21-24, 2005.
- 26-Kalender W. X-ray computed tomography. *Physics in Medicine and Biology*, 29-43, 2006.
- 27-Goldman L. Principles of CT and CT technology. *Journal of Nuclear Medicine and Technology*, 115-128, 2007.
- 28-Boyd D. et al. proposed dynamic cardiac 3D densitometer for early detection and evaluation of heart disease. *IEEE Trans Nucl Sci*, 26, 2724-2727, 1979.
- 29-Ritman E. et al.. Three-dimensional imaging of heart, lungs, and circulation. *Science* %R 10.1126/science.7423187, 210, 273-280, 1980.
- 30-Kalender W. et al. Spiral volumetric CT with single-breath-hold technique, continuous transport, and continuous scanner rotation. *Radiology*, 176, 181-3, 1990.
- 31-Goldman L. Principles of CT: multislice CT. *Journal of Nuclear Medicine and Technology*, 57-68, 2008.

- 32-McCollough C. The AAPM/RSNA Physics Tutorial for Residents: X-ray production. *RadioGraphics*, 967-984, 1997.
- 33-Lehmann L. et al. Generalized image combinations in dual kVp digital radiography. *Medical Physics*, 659-667, 1981.
- 34-Bushberg J. The essential physics of medical imaging. Second Edition ed: Lippincot Williams & Wilkins, 2002.
- 35-Zou Y. Partial volume and aliasing artefacts in helical cone-beam CT. *Phys Med Biol*, 49, 2365-75, 2004.
- 36-Shepp L. The Fourier reconstruction of a head section. *IEEE Transactions on Nuclear Science*, 21, 21-43, 1974.
- 37-International Electrotechnical Commission. Medical Electrical Equipment. Part 2-44: Particular requirements for the safety of x-ray equipment for computed tomography. IEC publication No. 60601-2-44. Ed. 2.1. International Electrotechnical Commission (IEC) Central Office: Geneva, Switzerland, 2002.
- 38- Bauhs J. et al.. CT dosimetry: comparison of measurement techniques and devices. *Radiographics*, 28, 245-53, 2008.
- 39-Boone J. The trouble with CTD100. *Medical Physics*, 34, 1364-71, 2007.

- 40-AAPM Report. The Measurement, Reporting, and Management of Radiation Dose in CT. Task Group 23: CT Dosimetry Diagnostic Imaging Council CT Committee. Consultado el 5 de agosto 2008 en: http://www.aapm.org/pubs/reports/RPT_96.pdf, 2008.
- 41- Alliance for radiation safety in pediatric imaging. The image gently campaign. Consultado el 31 de Julio de 2008 en: <http://www.pedrad.org/associations/5364/ig/>, 2015.
- 42-Preston D. et al. Effect of recent changes in atomic bomb survivor dosimetry on cancer mortality risk estimates. *Radiat Res*, 162, 377-89, 2004.
- 43-Berrington. et al. years of observation on British radiologists: mortality from cancer and other causes 1897-1997. *The British Journal of Radiology*, 74, 507-19, 2001.
- 44-Cameron J. Longevity Is the Most Appropriate Measure of Health Effects of Radiation. *Radiology*, 229, 14-15, 2003.
- 45-Brenner D. CT: an increasing source of radiation exposure. *N. Engl. J. Med.*, 357, 2277-2284, 2007.
- 46-Einstein A. et al. Estimating risk of cancer associated with radiation exposure from 64-slice computed tomography coronary angiography. *JAMA*, 298, 317-23, 2007.

- 47-Prokop M. Cancer screening with CT: dose controversy. *European Radiology*, 15, 4, D55-61, 2005.
- 48- Giles J. Study warns of 'avoidable' risks of CT scans. *Nature*, 431, 391, 2004.
- 49-Fuchs T. Direct comparison of a xenon and a solid-state CT detector system: measurements under working conditions. *IEEE Trans Med Imaging*, 19, 941-8, 2000.
- 50-Shikhaliev P. Molloy S. Photon counting computed tomography: concept and initial results. *Medical Physics*, 32, 427-36, 2005.
- 51-Speidel M. et al. ECG-gated HYPR reconstruction for undersampled CT myocardial perfusion imaging. *Proceedings of SPIE*, 2007.
- 52-Candes E. et al. Robust uncertainty principles: exact signal reconstruction from highly incomplete frequency information. *IEEE Transactions on Information Theory*, 52, 489-509, 2006.
- 53-Donoho D.L. Compressed Sensing. *IEEE Transactions on Information Theory*, 52, 2006.
- 54-McCollough C. et al. CT dose reduction and dose management tools: overview of available options. *Radiographics*, 26, 503-12, 2006.

- 55-Flohr T. et al.. First performance evaluation of a dual-source CT (DSCT) system. *European Radiology*, 16, 256-68, 2006.
- 56- Bruder H. et al. Correction of cross-scatter in next generation dual source CT (DSCT) scanners. *Progress in Biomedical Optics and Imaging- Proceedings of SPIE 6913*, art. 69131W, 2008.
- 57-Mettler F. et al. CT scanning: patterns of use and dose. *J Radiol Prot* 2000; 20:353–359 [CrossRef] [Medline].
- 58-Brenner D. et al. Estimated risks of radiation-induced fatal cancer from pediatric CT. *AJR* 2001; 176:289 –296 [Abstract] [Medline].
- 59-Shrimpton P. et al. National survey of doses from CT in the UK: 2003. *Br J Radiol* 2006; 79:968 –980 [CrossRef] [Medline].
- 60-Shrimpton PC, Hillier MC, Lewis MA MD. Doses from Computed Tomography (CT) Examinations in the UK – 2003 Review. *Natl. Radiol. Prot. Board. Londres*; 2003;57:1–107.
- 61-Kubo T. et al. Radiation dose reduction in chest CT: a review. *AJR* 2008; 190:335–343 [Abstract] [Medline].
- 62-Frush D. et al. Computer-simulated radiation dose reduction for abdominal multidetector CT of pediatric patients. *AJR* 2002; 179:1107 –1113 [Abstract] [Medline].

- 63-Mayo JR, Hartman TE, Lee KS, Primack SL, Vedal S, Müller NL. CT of the chest: minimal tube current required for good image quality with the least radiation dose. AJR 1995; 164:603–607 [Abstract] [Medline].
- 64-Vergara M, Castro M, Matas J, Arias M, Martínez G, Rosales J. Reducción de dosis al paciente en TC: Un estudio de resultados en la práctica clínica. Revista chilena de radiología. 2003;9(1):29–32.
- 65-Mondaca R. Por qué reducir las dosis de radiación en pediatría. Revista chilena de radiología. 2006;12(1):28–32.
- 66-Pearce MS, Salotti JA, Little MP, McHugh K, Lee C, Kim KP, et al. Radiation exposure from CT scans in childhood and subsequent risk of leukaemia and brain tumours: a retrospective cohort study. The Lancet. 2012;380(9840):499–505.
- 67-Loreto G, Vásquez A. Estandarización de Protocolos de Tomografía Computarizada de Cerebro en Pacientes Pediátricos, basado en la disminución de Dosis y la mantención de la Calidad de la Imagen. [citado el 02 de octubre de 2017]; Disponible en: <http://www.irpabuenosaires2015.org>.
- 68-Fernandez H. Dosis De Radiación En Pacientes Pediátricos Sometidos A Angiotomografía De Corazón Y Grandes Vasos En El Instituto Nacional Cardiovascular, Periodo 2010 – 2015. 2016.

- 69-Fernando Finestres Z. Protección en Radiología odontológica. Departamento de odontoestomatología, universidad de Barcelona, octubre 2011; pág. 44.
- 70-Reza Foghani, Bruno de Man, et al. Dual-Energy Computed Tomography Physical Principles, Approaches to Scanning, Usage, and Implementation: Part 1. 27(3):371-384 · August 2017.
https://www.researchgate.net/publication/318404427_Dual-Energy_Computed_Tomography
- 71- Ciprian. -Dosis de radiación efectiva en pacientes sometidos a tomografía computarizada de cráneo atendidos en el Servicio de Radiología de la Clínica Vesalio. Enero a agosto del 2016
- 72-Rosales E. Dosis de radiación por tomografía computarizada de cráneo en pacientes con traumatismo encéfalo craneano. [Tesis]. Tesis para optar el título de Especialista en radiología. Lima, Perú: Repositorio Académico USMP; 2014.

ANEXO 1

ANEXO 01: FICHA DE RECOLECCION DE DATOS

CASO N°													
FECHA DEL ESTUDIO:													
	DIA	MES	AÑO										
SEXO	M	F											
EDAD													
CONTRASTE	SI		NO										
FACTORES DE ADQUISICION													
Tipo de adquisición:	<table border="1" style="width: 100%; border-collapse: collapse;"> <tr><td>Monofasica</td></tr> <tr><td>Bifásica</td></tr> <tr><td>Trifasica</td></tr> </table>	Monofasica	Bifásica	Trifasica	DLP								
Monofasica													
Bifásica													
Trifasica													
PITCH	0.5	1	1.5										
TIEMPO DE ROTACION DEL TUBO:	0.5 seg.		1 seg.										
			1.5 seg										
Kilo voltaje	<table border="1" style="width: 100%; border-collapse: collapse;"> <tr><td>80Kv</td></tr> <tr><td>100Kv</td></tr> <tr><td>120Kv</td></tr> <tr><td>140Kv</td></tr> </table>	80Kv	100Kv	120Kv	140Kv	mili Amper segundos	<table border="1" style="width: 100%; border-collapse: collapse;"> <tr><td>80 - 100 mAs</td></tr> <tr><td>101 - 120 mAs</td></tr> <tr><td>121 - 140 mAs</td></tr> <tr><td>141 - 160 mAs</td></tr> <tr><td>161 - 180 mAs</td></tr> <tr><td>181 - 200 mAs</td></tr> </table>	80 - 100 mAs	101 - 120 mAs	121 - 140 mAs	141 - 160 mAs	161 - 180 mAs	181 - 200 mAs
80Kv													
100Kv													
120Kv													
140Kv													
80 - 100 mAs													
101 - 120 mAs													
121 - 140 mAs													
141 - 160 mAs													
161 - 180 mAs													
181 - 200 mAs													
HALLAZGOS:													
CALIDAD DE IMAGEN													
	$\Delta + - 30$	$\Delta + - 15$	$\Delta + - 10$	$\Delta + - 5$									
	MALA	REGULAR	BUENA	EXCELENTE									

ANEXO 2

INSTRUCTIVO DE ENCUESTA DE MÉDICOS RADIOLOGOS PARA EVALUAR CALIDAD DE TOMOGRAFÍA COMPUTARIZADA DE ENCEFALO

Se pide evaluar los siguientes exámenes de cerebros pediátricos por medio de la siguiente encuesta con el fin de disminuir las dosis, manteniendo la calidad de imagen.

Se presentan cuatro preguntas que refieren a la calidad de la imagen y a las posibilidades de observar ciertas estructuras del cerebro.

Cada pregunta cuenta con cinco posibles opciones de visualización de las estructuras, las cuales van del uno al cinco, siendo el número uno la de menor calidad y puntuación, así como el número cinco será la de mayor calidad.

De estas cinco opciones sólo debe elegir una, marcando con una X en el recuadro correspondiente al final de cada pregunta.

ANEXO 2

ENCUESTA DE MÉDICOS RADIOLOGOS PARA EVALUAR LA CALIDAD DE TOMOGRAFÍA COMPUTARIZADA ENCEFALO

Nombre Radiólogo:	
Fecha:	
Nombre Paciente:	
Iniciales Paciente:	
Edad Paciente:	
ID:	

Grado de Aceptabilidad Diagnóstica.	
1	Inaceptable, estructuras no definidas.
2	Calidad severamente limitada, se puede observar mínimas evidencias de algunas estructuras.
3	Aceptable, pero limitado por poca resolución de bordes de estructuras.
4	Buena calidad imagen con mínima falta de resolución.
5	Estructuras claramente definidas, excelente calidad de imagen.

Grado de Diferenciación de Materia Gris/Blanca y Ganglios Basales.	
1	Imposible de diferenciar.
2	Sustancia Gris y Blanca apenas diferenciable, inadecuado para la interpretación.
3	Sustancia Gris y Blanca visible, posibilita la derivación de información clínica.
4	Sustancia Gris y Blanca visible en buena calidad con leve pérdida de definición.
5	Sustancia Gris y Blanca bien diferenciada con buena definición de márgenes.

Grado de Visibilidad del Puente.	
1	No visible.
2	Visible, pero imposible de obtener información imagenológica relevante.
3	Visible en forma incompleta, grandes defectos presentes.
4	Visible con definición para informar anormalidades, pero no completamente definido.
5	Bien visualizado, las patologías pueden verse en forma adecuada.

Grado de Definición del Hueso Cortical.	
1	Imposible de interpretar.
2	Visible pero con amplios sectores defectuosos presentes, imposible de definir.
3	Visibilidad mejorada, pueden visualizarse fracturas mínimamente desplazadas.
4	Se define la mayoría de las lesiones, pero bordes y rasgos más sutiles no están bien definidos.
5	Buena visualización de cualquier rasgo de fractura, fracturas se ven bien definidas.

TOTAL PUNTAJE	
----------------------	--

ANEXO 4

ESPECIFICACIONES DEL TOMOGRAFO SOMATON EMOTION 16 DE CLINICA INTERNACIONAL SEDE LIMA

Características técnicas

General

Clasificación	Clase del equipo	I
	Componente Mesa de paciente	Tipo B
	Clasificación IEC 60529	IP X0
	Modo de operación	Funcionamiento continuo con carga intermitente
Clasificación (Optional)	Componente Unidad ECG	Tipo BF
Topograma	Longitud	128–1500 mm
	Tiempos de exploración	1.5–15.8 s
	Vistas	a.p., p.a., lateral

MATRIZ DE CONSISTENCIA

PROBLEMA DE INVESTIGACIÓN	OBJETIVOS DE LA INVESTIGACIÓN	VARIABLES DE ESTUDIO	DIMENSIONES E INDICADORES	INSTRUMENTO DE MEDICIÓN	METODOLOGÍA
<p>Problema General:</p> <p>¿Cuál es el beneficio de la optimización del protocolo de tomografía de encéfalo en pacientes adultos y pediátricos, en Clínica Internacional? ¿Lima - Perú 2017?</p>	<p>Objetivo General:</p> <p>Determinar el beneficio de la optimización del protocolo de tomografía de encéfalo en pacientes adultos y pediátricos, en Clínica Internacional. Lima - Perú 2017.</p>	<p>Variable Dependiente:</p> <p>Optimización de protocolo</p>	<p>La variación de factores técnicos reduce la dosis de radiación, manteniendo una buena calidad de imagen, con índice de ruido aceptable. Puede variar desde excelente, bueno, regular y malo.</p>	<p>* ficha de recolección de datos</p> <p>* Comparación de protocolo anterior y propuesta.</p>	<p>Diseño de Estudio:</p> <p>El estudio realizado es descriptivo, retrospectivo ya que la información de donde recolecte forma parte de hechos pasados de tipo transversales por que se realizó una sola medida. población</p> <p>El estudio realizado es descriptivo, retrospectivo ya que la información de donde recolecte forma parte de hechos pasados de tipo transversales por que se realizó una sola medida.</p>
<p>Problemas Específicos:</p> <p>¿Cuánto es la variación de la dosis de radiación tras la optimización del protocolo de tomografía de encéfalo en pacientes adultos y pediátricos?</p>	<p>Objetivos Específicos:</p> <p>Determinar la variación de la dosis de radiación luego de la optimización del protocolo de tomografía de encéfalo en pacientes adultos y pediátricos.</p>	<p>Variables Independientes</p> <p>:</p> <p>Dosis de Radiación (mSv)</p>	<p>Valores de Dosis Efectiva (mSv)</p> <p>Se obtiene luego de la obtención del DLP y la multiplicación de un factor de conversión específico para cada edad.</p>	<p>Multiplicar DLP (lo brinda tomógrafo) por factor de conversión según edad de paciente:</p> <p>0 años (DLP x 0.011)</p> <p>1 – 4 años (DLP x 0.0067)</p> <p>5 – 9 años (DLP x 0.0040)</p> <p>10 – 15 años (DLP x 0.0032)</p> <p>16 a más años (DLP x 0.0021)</p>	<p>El estudio realizado es descriptivo, retrospectivo ya que la información de donde recolecte forma parte de hechos pasados de tipo transversales por que se realizó una sola medida.</p>
<p>¿Cuánto es la variación de la calidad de la imagen tras la optimización del protocolo de tomografía de encéfalo en pacientes adultos y pediátricos?</p>	<p>Determinar la variación de la calidad de la imagen luego de la optimización del protocolo de tomografía de encéfalo en pacientes adultos y pediátricos.</p>	<p>Calidad de Imagen (Ruido)</p>	<p>La variación de la dosis de radiación disminuye la calidad de imagen.</p>	<p>*Ficha de recolección de datos (Revisión del PACS y cálculo del ROI)</p>	<p>El estudio realizado es descriptivo, retrospectivo ya que la información de donde recolecte forma parte de hechos pasados de tipo transversales por que se realizó una sola medida.</p>
<p>¿Cuál la relación de los parámetros de adquisición utilizados y propuestos para la optimización del protocolo de tomografía de encéfalo en pacientes adultos, con la dosis de radiación y calidad de imagen?</p>	<p>Determinar la relación de los parámetros de adquisición iniciales y propuestos para la optimización del protocolo de tomografía de encéfalo en pacientes adultos, con la dosis de radiación y calidad de imagen.</p>	<p>kilo Voltaje (Kv)</p>	<p>La variación del potencial de Kv reduce la dosis de radiación</p>	<p>*Ficha de recolección de datos</p>	<p>El estudio realizado es descriptivo, retrospectivo ya que la información de donde recolecte forma parte de hechos pasados de tipo transversales por que se realizó una sola medida.</p>
		<p>mili Amper segundos (mas)</p>	<p>La variación de la cantidad de corriente más reduce la dosis de radiación</p>	<p>*Ficha de recolección de datos</p>	<p>.</p>
		<p>Pitch</p>	<p>La variación del Pitch es directamente proporcional a la dosis de radiación.</p>	<p>*Ficha de recolección de datos</p>	<p>Criterios de Inclusión:</p> <p>Todos los datos de dosis de pacientes que cuentan con una tomografía computarizada de encéfalo sin contraste y los datos de adquisición y dosimetría estén guardados en el PACS.</p>
		<p>Tiempo de Rotación del tubo</p>	<p>La variación del tiempo de rotación del tubo es directamente proporcional a la dosis de radiación.</p>	<p>*Ficha de recolección de datos</p>	<p>Los datos de dosis de pacientes que cuentan con una tomografía computarizada de encéfalo sin contraste y los datos de adquisición y dosimetría estén guardados en el PACS.</p>
		<p>Número de adquisiciones</p>	<p>La variación del número de fases reduce la dosis de radiación</p>	<p>*Ficha de recolección de datos</p>	<p>Criterios de Exclusión:</p> <p>Todos los datos de dosis de pacientes que cuentan con una</p>
<p>¿Cuál es el protocolo implementado para la</p>	<p>Determinar el protocolo implementado para la</p>				

optimización de la tomografía computarizada de encéfalo?	optimización de la tomografía computarizada de encéfalo				tomografía computarizada de encéfalo con contraste y además de otras regiones del cuerpo al mismo tiempo Muestra: Poblacional
--	---	--	--	--	--

IMAGEN 1

(Emotion 6-slice configuration, Optional)	Resolución temporal con reconstrucción específica	300 ms	
Datos de espiral (Emotion 16-slice configuration)	Tiempo de rotación	0.6; 1.0; 1.5 s	
	Factor del pitch	0.4-1.5	
	<i>Condición: con reconstrucción del haz cónico</i>		
	Pitch del volumen	6.4-24.0	
	Factor del pitch	0.4-2.0	
	<i>Condición: sin reconstrucción del haz cónico</i>		
	Pitch del volumen	6.4-32.0	
	Tiempo de exploración de la espiral	máx. 100 s	± 10 %
	Longitud de exploración	máx. 1.500 mm	
	<i>Condición: limitada por la aceleración de la mesa</i>		
Tiempo de reconstrucción	8 imágenes/s		
Tiempo de retardo	4-600 s		

IMAGEN 2

Datos técnicos		Manuale dell'utilizzatore
Datos de espiral (Emotion 16-slice configuration, Optional)	Tiempo de rotación	0.5 s <i>Condición: HeartView CT</i>
	Resolución temporal con reconstrucción específica	250 ms <i>Condición: HeartView CT</i>
	Tiempo de reconstrucción	12 images/s <i>Condición: con licencia recon_plus</i>

IMAGEN 3

Tubo/generador (Emotion 16-slice configuration)		
Tubo	DURA 422 MV	
Tensiones del tubo de rayos X	80; 110; 130 kV	± 10 %
Rango de corrientes del tubo de rayos X	20–345 mA	± 20 %
Tiempo breve 10 min	4.5 kW	
Continuo	3.5 kW	
Potencia máx. del generador	50 kW	
Potencia de salida máx.	345 mA; 130 kV	
Capacidad de acumulación térmica del ánodo	5.0 MHU (3.7 MJ)	
Tubo de filtro CARE	equivalente a 5.5 mm Al <i>Condición: 140 kV</i>	
Dispositivo limitador del haz del filtro CARE	equivalente a 0.5 mm Al	
Capa hemirreductora (CHR)	5.1 mm Al	± 0.2 mm Al <i>Condición: 80 kV</i>
Capa hemirreductora (CHR)	6.9 mm Al	± 0.2 mm Al <i>Condición: 110 kV</i>
Capa hemirreductora (CHR)	7.9 mm Al	± 0.2 mm Al <i>Condición: 130 kV</i>
Tamaño del foco grueso	0.8 x 0.7 mm / 7° <i>Condición: de acuerdo con IEC 60 336</i>	
Tamaño del foco fino	0.8 x 0.5 mm / 7° <i>Condición: de acuerdo con IEC 60 336</i>	

IMAGEN 4



IMAGEN 5

