UNIVERSIDAD NACIONAL PEDRO RUIZ GALLO

FACULTAD DE CIENCIAS FISICAS Y MATEMATICAS

ESCUELA PROFESIONAL DE FISICA

TESIS

“NIVELES DE REFERENCIA DE DOSIS PARA EXAMENES DE TOMOGRAFIA COMPUTADA EN UNA CLINICA DE DIAGNOSTICO POR IMÁGENES CHICLAYO-2019”

Para optar el Título Profesional de:

Licenciado En Física

Investigador:

Bach. Fis. Garnique Millones Jose Eduardo.

Asesor:

Dr. Curo Maquen Luis Alberto

Lambayeque, noviembre 2020

UNIVERSIDAD NACIONAL PEDRORUIZ GALLO

FACULTAD DE CIENCIAS FISICAS Y MATEMATICAS

ESCUELA PROFESIONAL DE FISICA

TESIS

"NIVELES DE REFERENCIA DE DOSIS PARA EXAMENES DE TOMOGRAFIA COMPUTADA EN UNA CLINICA DE DIAGNOSTICO POR IMÁGENES CHICLAYO-2019"

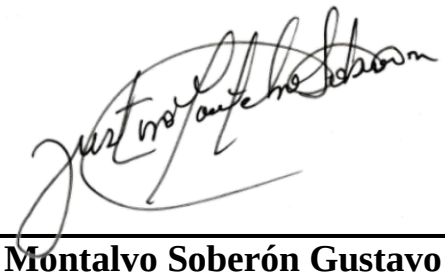
Para optar el Título Profesional de:

Licenciado En Física

Aprobada ante el siguiente Jurado:

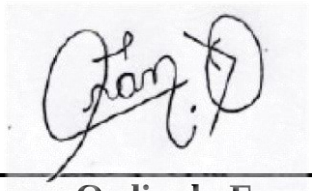
M.Sc. Rodríguez la Barrera Alejandro Wilson

Presidente



M.Sc. Montalvo Soberón Gustavo Víctor

Secretario



Lic. Fis. Salazar Ordinola Francisco Solano

Vocal

Dr. Curo Maquén Luis Alberto

Asesor

Bach. Garnique Millones Jose Eduardo

Tesista

DECLARACIÓN JURADA

Yo, Jose Eduardo Garnique Millones investigador principal, y Dr. Luis Alberto Curo Maquen, asesor del proyecto de investigación "NIVELES DE REFERENCIA DE DOSIS PARA EXAMENES DE TOMOGRAFIA COMPUTADA EN UNA CLINICA DE DIAGNOSTICO POR IMÁGENES CHICLAYO-2019" declarar bajo juramento que el presente trabajo de investigación no ha sido plagiado, tampoco contiene datos falsos. En caso se demuestre lo contrario, asumiré responsablemente la anulación de este informe y por ende el proceso administrativo a que hubiese lugar, que puede conducir a la anulación del título o grado emitido como consecuencia de este informe.

Lambayeque, enero del 2021

investigador: Bach. Jose Eduardo Garnique Millones

Asesor: Dr. Luis Alberto Curo Maquen

DEDICATORIA

A:

Dios, por brindarme la vida y ser la fuente principal de mi vida, porque está conmigo a cada momento dándome esa fuerza necesaria para seguir adelante y superar los golpes de la vida. Y de haber puesto en mí camino a personas que han sido mi apoyo y mi gran compañía durante mi etapa de estudiante universitario.

A mi padre Juan Garnique Chumioque y a mi madre Rosa Millones Reluz por ser la pieza principal de mi vida y el motivo principal de todo lo que soy ahora, gracias por apoyarme en mi educación, en mi vida académica. por brindarme su apoyo y la voluntad de guiarme por el camino del éxito. A mis hermanos y hermanas que son parte de mi motivación y lo que me hace seguir adelante por ellos, a mis abuelos, mis amigos y amigas que me brindan su apoyo y confianza para seguir adelante.

AGRADECIMIENTO

Gracias a Dios por brindarme la vida y los conocimientos necesarios para seguir adelante y mantenerme firme en las metas que me propongo. Gracias a los más valioso que me ha brindado Dios a mis padres Rosa Millones y Juan Garnique por su apoyo y por todo el esfuerzo que hicieron para poder ser la persona que soy ahora, gracias a mis hermanos Marcos, Nilton, Marina, Lucero, Celeste y Juan que me apoyaron frente a cada decisión que tomaba y que están siempre a mi lado compartiendo alegrías y tristezas que se pasa en la vida, gracias a una excelente persona Leydy Vanessa Quispe por motivarme y apoyarme moralmente día a día para la culminación de mi tesis, gracias a mis amigos cercanos Erick Cuyate, Flavio Terán, Nicolás Jiménez , Aracely Ramírez, Greta Díaz , Alexandra Ramírez por brindarme su apoyo en cada momento de mi vida.

Un agradecimiento muy especial a mi asesor de tesis al doctor Luis Alberto Curo Maquen, por tener la paciencia y depositar su confianza hacia mi persona para la realización y culminación de este trabajo de investigación, un agradecimiento total a un gran amigo y maestro el licenciado físico Juan Colchado Aguilar por haberme compartido sus vastos conocimientos de la física aplicada a la medicina para mi formación profesional como físico, un gran agradecimiento a licenciada en tecnología médica Gabriela Rojas por compartirme sus conocimientos en tomografía para la realización de mi trabajo de investigación, por último y no menos importante al doctor Carlos Fiestas, a la licenciada Luisa Díaz por haberme permitido realizar el trabajo de investigación en la clínica de diagnóstico CERIN.

RESUMEN

El principal objetivo del presente trabajo de investigación es establecer que los valores de referencia de dosis a los que se han sometido los pacientes de la clínica CERIN sean óptimos para la protección del paciente. La tomografía computada es uno de los procedimientos de diagnóstico por imágenes más utilizado para diagnosticar malformaciones o infecciones en el interior del cuerpo del paciente, utilizando grandes proporciones de radiación ionizante para obtener una buena calidad de imagen es por ello que se realizó un estudio de los niveles de referencia obtenidos en la clínica CERIN para luego compararlos con los ya propuestos por el ICRP. Metodológicamente es una investigación de diseño descriptivo y retrospectivo, de tipo observacional, con una muestra de 127 pacientes y utilizando la técnica de observación a través de la recolección de datos que se obtienen después de cada examen de tomografía en la que se utilizó el equipo tomógrafo SIEMENS SOMATOM SCOPE 2015. Los indicadores de dosis CTDIvol y DLP que se obtuvieron luego de una serie de exámenes de tomografía de cabeza y abdomen dando como resultado indicador de dosis menores a los ya establecidos por el ICRP. Concluyendo que los valores de referencia de dosis obtenidos en la clínica CERIN son óptimos para la protección de sus pacientes al no exponer a elevadas niveles de radiación.

Palabras clave: Tomografía Computada, Niveles de Referencia, Óptimos.

ABSTRACT

The main objective of this research work is to establish that the dose reference values to which the CERIN clinic patients have been subjected are optimal for the protection of the patient. Computed tomography is one of the most widely used imaging diagnostic procedures to diagnose malformations or infections inside the patient's body, using large proportions of ionizing radiation to obtain good image quality, which is why a study of the reference levels obtained at the CERIN clinic to later compare them with those already proposed by the ICRP. Methodologically it is an investigation of descriptive and retrospective design, of an observational type, with a sample of 126 patients and using the observation technique through the collection of data obtained after each tomography examination in which the tomography equipment was used. SIEMENS SOMATOM SCOPE 2015. The CTDIvol and DLP dose indicators that were obtained after a series of head and abdomen tomography examinations resulting in indicators of lower doses than those already established by the ICRP. Concluding that the dose reference values obtained at the CERIN clinic are optimal for the protection of their patients by not exposing them to high levels of radiation.

Keywords: Computed Tomography, Reference Levels, Optimal.

INDICE GENERAL

DEDICATORIA ..... **VI**

AGRADECIMIENTO ..... **VII**

RESUMEN ..... **VIII**

ABSTRACT ..... **IX**

INDICE GENERAL ..... **X**

INTRODUCCION **1**

CAPÍTULO I **5**

MARCO TEORICO **6**

1.1 TÉRMINOS FUNDAMENTALES 6

1.1.1 Radiología *6*

Tomografía computada *6*

Tomografía helicoidal *6*

Tomografía espiral Multicorte *7*

Niveles de Referencia en diagnostico medico *7*

Justificación *7*

Optimización *8*

Limitación *8*

Índice de Dosis en Tomografía Computada *8*

Índice de Dosis en Tomografía Computada en volumen. [26] *8*

Producto dosis-longitud *8*

Dosis efectiva *9*

FUNDAMENTOS TEÓRICOS 10

Física de la tomografía *10*

Detectores. [17] *22*

Los TC singleslice o Monocorte *25*

El TC Multislice o Multicorte. [17] *25*

Los Niveles de Referencia. [24] *27*

Unidades utilizadas para los Niveles de Referencia [1] *28*

Niveles de referencia para diagnóstico con tomografía computada (TC) *30*

Magnitudes dosimétricas que se utilizan para establecer los NRDs en CT *30*

Índice de Dosis en Tomografía Computada *31*

Índice de Dosis en Tomografía Computada ponderado *32*

Índice de Dosis en Tomografía Computada en volumen *33*

Producto dosis-longitud *34*

Dosis efectiva *35*

MATERIALES Y MÉTODO **39**

EQUIPOS Y MATERIALES 39

Sistema de tomografía SIEMENS SOMATOM scope (2015) *39*

Consola *40*

Fotografía de indicadores de dosis *41*

Laptop *42*

Calculadora científica *42*

METODOLOGÍA 44

RESULTADOS Y DISCUSIONES **46**

DISCUSIONES.....68

CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES.....70

CONCLUSIONES.....70

RECOMENDACIONES.....72

VII. BIBLIOGRAFÍA.....73

ANEXOS.....77

LISTA DE FIGURAS

Figura 1. Equipo Tomógrafo.....11

Figura 2. La obtención de imágenes en el equipo de Tomografía. 12

Figura 3. Gantry fuente clínica CERIN.....14

Figura 4. Cortes de Mayor Espesor por cada Rotación.....15

Figura 5. Cortes de Menor Espesor por cada Rotación (pág. 44).....16

Figura 6. Rotación Con Un Tiempo De 1 Segundo.....17

Figura 7. Corte Menor Por Rotación (pág. 44).....17

Figura 8. El tubo de rayos X (pág. 45).....18

Figura 9. Straton Tubo de Rayos-X de los Tomógrafos Modernos (pág. 47).....19

Figura 10. Esquema de colimadores (pág. 49) 21

Figura 11. Esquema de 2 colimaciones (pág. 49) 21

Figura 12. Detectores Single Slice (pág. 52).....22

Figura 13. Detectores Multi Slice (pág. 52). *23*

Figura 14. Detectores Helicoidales Y Múltiples (pág. 55) *24*

Figura 15. Los TC Multislice O Multicorte (pág. 74) *26*

Figura 16. Sistema de tomografía SIEMENS SOMATOM scope. (CLINICA CERIN) *39*

Figura 17. Consola. (CLINICA CERIN) *40*

Figura 18. Fotografía de Indicadores de Dosis. (CLINICA CERIN) *41*

Figura 19. La Laptop Marca TOSHIBA Core(TM) I7 ..... *42*

Figura 20. Calculadora científica *43*

Figura 21. Edades de los Pacientes en Tomografía computada de Cabeza *51*

Figura 22. Índice de Dosis en Tomografía Computada en Volumen ($CTDIvol$), de Tomografía computada de Cabeza De la Clínica CERIN y la ICRP. *53*

Figura 23. Producto de Dosis Longitud (DLP) de Tomografía computada de Cabeza de la Clínica CERIN y la ICRP *55*

Figura 24. Dosis Efectiva de Tomografía computada de Cabeza, de la Clínica CERIN y la ICRP. *57*

Figura 25. Edades de los Pacientes en Tomografía Computada de Abdomen *61*

Figura 26 Índice de Dosis en Tomografía Computada en Volumen ($CTDIvol$), de Tomografía computada de Abdomen, de la Clínica CERIN y el ICRP. *63*

Figura 27. Producto de Dosis Longitud (DLP) de Tomografía computada de Abdomen, de la Clínica CERIN y la ICRP *65*

Figura 28. Dosis Efectiva de Tomografía computada de Abdomen, de la Clínica CERIN y la ICRP. *67*

LISTA DE TABLAS

Tabla 1. *Niveles De Referencia En Tomografía Computada 29*

Tabla 2. *Valores Dosis Efectiva Normalizada Según la Región del Cuerpo 36*

Tabla 3. *Valores de Referencia Propuestos por la Comunidad Europea 37*

Tabla 4. *Dosis efectiva en tomografía Computada según la región anatómica.....38*

Tabla 5. *Tomografía Computada en Cabeza.....46*

Tabla 6. *Edad de Pacientes Sometidos al Diagnóstico de Tomografía Computada de Cabeza.....50*

Tabla 7. *Índice de Dosis en Tomografía Computada en Volumen ($CTDIvol$), en pacientes sometidos al diagnóstico en Tomografía computada de Cabeza que fueron atendidos en la clínica de radiodiagnóstico "CERIN" 52*

Tabla 8. *Producto de Dosis Longitud (DLP), en pacientes sometidos al diagnóstico en Tomografía computada de Cabeza que fueron atendidos en la clínica de radiodiagnóstico "CERIN" 54*

Tabla 9. *Dosis Efectiva, en pacientes sometidos al diagnóstico en Tomografía computada de Cabeza que fueron atendidos en la clínica de radiodiagnóstico "CERIN".....56*

Tabla 10. *Valores de examen de Tomografía Computada en Abdomen. 58*

Tabla 11. *Edad de Pacientes Sometidos al Diagnóstico de Tomografía Computada de Abdomen. 60*

Tabla 12. *Índice de Dosis en Tomografía Computada en Volumen ($CTDIvol$), en pacientes sometidos al diagnóstico en Tomografía computada de Abdomen que fueron atendidos en la clínica de radiodiagnóstico "CERIN" 62*

Tabla 13. *Producto de Dosis Longitud (DLP), en pacientes sometidos al diagnóstico en Tomografía computada de Abdomen que fueron atendidos en la clínica de radiodiagnóstico "CERIN"* *64*

Tabla 14. *Dosis Efectiva, en pacientes sometidos al diagnóstico en Tomografía computada de Abdomen que fueron atendidos en la clínica de radiodiagnóstico "CERIN"*..... *66*

INTRODUCCION

La tomografía es un estudio de radiodiagnóstico que utiliza los rayos x para brindar la información interna del paciente, técnico que permite registrar imágenes de distintos planos o secciones del cuerpo, con una reconstrucción de un volumen plana del cuerpo. Utiliza los rayos x y sistemas informativos que nos brinda una serie de imágenes transversales del paciente.

Los Niveles de Referencia para diagnóstico sirven para optimizar y proteger al paciente de dosis altas de radiación a las que están expuestas. (Médica, 2004). Existen valores de referencia estándar para distinto examen de diagnóstico el cual cada valor real obtenido en cada examen se deberá analizar y establecer si estos valores cumplen con los parámetros propuestos por estos organismos de protección al paciente.

Según la Comisión Internacional de Protección Radiológica(ICRP) ya tiene publicados diferentes documentos, que contiene información detallado con relación a la protección y seguridad radiológicas en aplicaciones médicas con utilización de radiación ionizante. (Sociedad Argentina de Radioprotección, 2011)

Según (Touzet, 2001), los niveles de referencia son valores establecidos o estandarizados que sirven para una de comparación con valores de dosis obtenidos durante una serie de exámenes de radiodiagnóstico y establecer si los valores de dosis son las más adecuadas para una determinada práctica, que permita mejorar la protección del paciente, sin afectar la buena calidad de imagen. “La sociedad argentina de radiología es la institución que permite determinar la forma en las que se debe establecer y aplicar los niveles de referencia en radiología, Fluoroscopia y tomografía computada” (2001, pág. 1).

Según la revista chilena de radiología confirma que estudios realizados señalan, la principal fuente de exposición a la radiación natural global se debe a las exposiciones médicas con radiación ionizante. Siendo unos de los factores principales el uso constante de procedimientos de radiodiagnóstico que utilizan dosis altas de radiación como son la tomografía y los equipos de intervencionismo en países desarrollados. “Los NRD demuestran ser una herramienta efectiva que ayuda a la optimización y protección radiológica en la exposición médica de pacientes que vienen siendo sometidos para el diagnóstico y procedimiento de intervención”. (Carlos Ubeda de la c, 2019)

Según la sociedad radiológica Argentina, los últimos años se ha sobreutilizado estudios con radiación ionizante por lo que se intenta promover estudios que permitan lograr una protección radiológica. Esto permite realizar un estudio minucioso de procedimientos en TC en diferentes hospitales y clínicas para disminuir de manera significativa la exposición de radiación y que permita una optimización y una justificación exacta de la práctica aplicando los protocolos que permiten ajustar las dosis a las de referencia. (radiologia, 2014).

Se somete a un paciente de 10 años de edad a un estudio de TC de cabeza, con un protocolo de indicador de dosis (CTDIvol), de 70 mGy, con una longitud de barrido de 9 cm y un indicador de dosis (DLP), de 630 mGy.cm que al multiplicarlo por el factor de conversión establecida por la AAPM según la región explorada, (630 mGy cm × 0.0042 mSv/mGy cm), la dosis efectiva resulta 2.64 mSv. (TICONA, 2015). Conclusión que la dosis efectiva de este estudio supera los valores propuestas por la ICRP y que el paciente esta propenso a sufrir efectos biológicos de radio inducción (el efecto estocástico y determinístico), es por ello que se debe hacer un control de los indicadores de dosis (CTDIvol y DLP) y que cumplan con los NR.

Según (Coras, 2017) realizo un estudio de dosis de radiación en pacientes sometidos a tomografía computada de cráneo atendidos en el servicio de radiología de la Clínica Vesalio, sometiendo pacientes a exámenes de tomografía computarizada de cráneo con una edad promedio de 59.38 años, Siendo el rango de la edad más predominante mayor a 60 años (49%), el rango mayor de pacientes fueron hombres (52.4%) y la modalidad de atención fue en su mayoría por emergencia (60.7%), Obteniendo un Indicador de dosis en tomografía computarizada en volumen (CTDIvol), se realizó un promedio del índice de dosis en tomografía computarizada (CTDIvol) fue 62.35 mGy, siendo la mayoría de los casos $\leq$ a 60 mGy, El Producto Dosis Longitud (DLP), se realizó un promedio del producto dosis longitud fue 987.66 mGy.cm. El producto dosis longitud en pacientes sometidos a tomografía computarizada de cráneo fue en su mayoría $\leq$ a 1050 mGy.cm (80.7%). Obteniendo una dosis efectiva promedio de 2.07 mSv. El 64.1% de los pacientes tuvo una radiación efectiva que osciló entre 1 – 2 mSv y el 35.9% tuvo una dosis de radiación mayor a 2mSv." Estos valores CTDIvol y DLP muestran que están por debajo de los niveles de referencia pero que sigue existiendo un porcentaje de dosis efectiva que sobrepasan a la dosis efectiva estandarizada.

Según (Morbidoni Davicino, 2018) realizo un estudio Determinación de los niveles de referencia de dosis para la optimización en la adquisición de imágenes con Tomografía Computada en Abdomen en el Instituto Oulton (Córdoba), que fueron evaluados con contraste, obteniendo los siguientes valores optimizados de 15 mGy y 653 mGy.cm para el CTDIvol y DLP respectivamente, que representa una reducción de la dosis del 40% para el CTDIvol y del 44% para el DLP, lo que determinó la optimización de la dosis en sus pacientes.

Los principales temas que abarcan este trabajo de investigación. La física de la tomografía se basa en los principios físicos de la radiación ionizante que es utilizada para procesos de radiodiagnóstico o llamada también diagnóstico por imágenes, donde veremos las partes del tomógrafo y su funcionamiento de cada uno de ellos que permitirá realizar el proceso de diagnóstico en el paciente, para después de ello continuar con la comparación de los valores obtenidos durante cada examen con y los ya establecidos, y que sean óptimas para la protección del paciente.

El presente trabajo de investigación tiene como objetivo general establecer la diferencia entre los Niveles de Referencia para Diagnostico (NRD), propuestos por la Comisión Internacional de Protección Radiológica (ICRP) con los valores obtenidos en tomografía Computada realizados en la clínica CERIN, también Establecer cuales son Niveles de Referencia para Diagnostico determinados en la clínica CERIN y Analizar que los Niveles de referencia para diagnostico (NRD), que se han obtenido estén optimizados para la protección de los pacientes vienen siendo tratados en la clínica de diagnóstico CERIN, Chiclayo-2019.

Capítulo I

MARCO TEORICO

1.1 TÉRMINOS FUNDAMENTALES

1.1.1 Radiología

Especialidad médica que se encarga de generar imágenes del interior del cuerpo mediante radiación ionizante y utiliza imágenes para el diagnóstico médico, que permite pronosticar posibles enfermedades tumorales o infecciosas. [17]

Tomografía computada

La tomografía es un procedimiento de diagnóstico médico por imágenes. “Esta técnica utiliza el uso de un equipo denominado tomógrafo que hace posible la obtención de tomogramas (imágenes)”. (Merino, 2015)

Esta técnica es una herramienta que utiliza radiación ionizante y nos sirve para ver el interior de los pacientes sometidos a estos procesos.

Tomografía helicoidal

Técnica cuya información se brinda en forma tridimensional y que se obtiene una buena calidad de imagen en un intervalo de tiempo muy corto. [17]

Tomografía espiral Multicorte

Es una técnica de tomografía que realiza escaneos en diferentes partes del cuerpo con múltiples cortes en un muy poco tiempo, y obtiene imágenes con alta resolución para un buen diagnóstico del paciente.

Niveles de Referencia en diagnostico medico

Los niveles de referencia son valores estandarizadas que permite realizar estudios de comparación de dosis en la práctica actual y que deberán cumplir con las principales medidas de protección radiológica como son la justificación, optimización y limitación de dosis. [13]

Justificación

El titular de la instalación debe asegurar que el diagnóstico de un paciente este prescrito por un médico colegiado y la actividad debe ser prescrito por un médico nuclear.

Optimización

Las exposiciones de radiación deben ser tan bajas como razonablemente posible o llamada también ALARA, estas exposiciones de radiación deben de ser mantenidos a niveles ya establecidos para la protección y seguridad del paciente frente a alta dosis de radiación.

Limitación

Las exposiciones normales frente a personas no deben sobrepasar los límites que ya están establecidos, en las exposiciones medicas los niveles de referencia no aplicara a pacientes, pero se tomara en cuenta con los niveles de referencia para optimizar la protección del paciente.

Índice de Dosis en Tomografía Computada

Es utilizado para medir la dosis de radiación en tomografía computada, los cuales se representa como el promedio de la dosis absorbida a lo largo del eje z, de una serie continua. [26]

Índice de Dosis en Tomografía Computada en volumen. [26]

Es la magnitud que se utiliza como indicador de dosis para un protocolo específico, esta cuenta la información del pitch, y la dosis media sobre el volumen rastreado para las condiciones de funcionamiento. [26]

Producto dosis-longitud

Es la energía total absorbida de una adquisición en específico y en principio, permite cuantificar mejor el potencial efecto biológico de la radiación ionizante. Se expresa como la dosis absorbida en aire por unidad de longitud. [18]

Dosis efectiva

Es la cantidad de energía absorbida por unidad de masa de un material. En la tomografía computada se debe definir factores de peso obtenidos a través de una dosis efectiva normalizada tal como se muestra en la ecuación (1). [26]

$$E = E_{DLP} \, . \, DLP \qquad (1)$$

FUNDAMENTOS TEÓRICOS

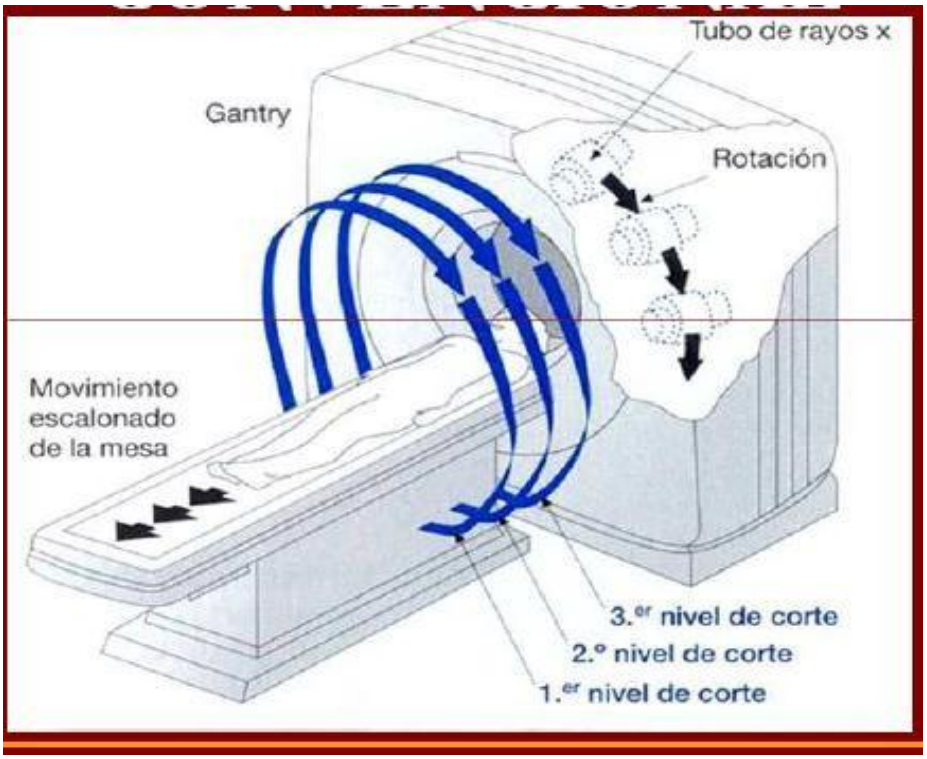
Física de la tomografía

La tomografía computada o tomografía axial computarizada (TAC), técnica comúnmente utilizada en el ámbito de la medicina que utiliza la radiación ionizante para su estudio.

La aplicación en medicina se hizo posible con el funcionamiento del primer equipo de tomografía realizado por el Dr. Godfrey Hounsfield en el año 1972, este mismo revelo que los rayos X que atravesaban al cuerpo humano, conteniendo información de ello proveniente del haz de radiación, fundamentando que el coeficiente de atenuación se produce por el haz de rayos x al atravesar la materia. [17]

La tomografía computada es un método de diagnóstico por imágenes que se basa en la atenuación de los rayos x, lo que permitirá obtener una reconstrucción del volumen planar definido de un cuerpo. El cual el tubo de rayos x que se encuentra en el interior del Gantry gira alrededor del paciente, este posee un conjunto de laminillas de plomo llamado colimador que permite determinar el espesor del haz de rayos x, estos son atenuados estimulando a los detectores y transformándolos en una señal electrónica, que va reconstruyendo la imagen en una computadora. [18]

Figura 1. *Equipo Tomógrafo*

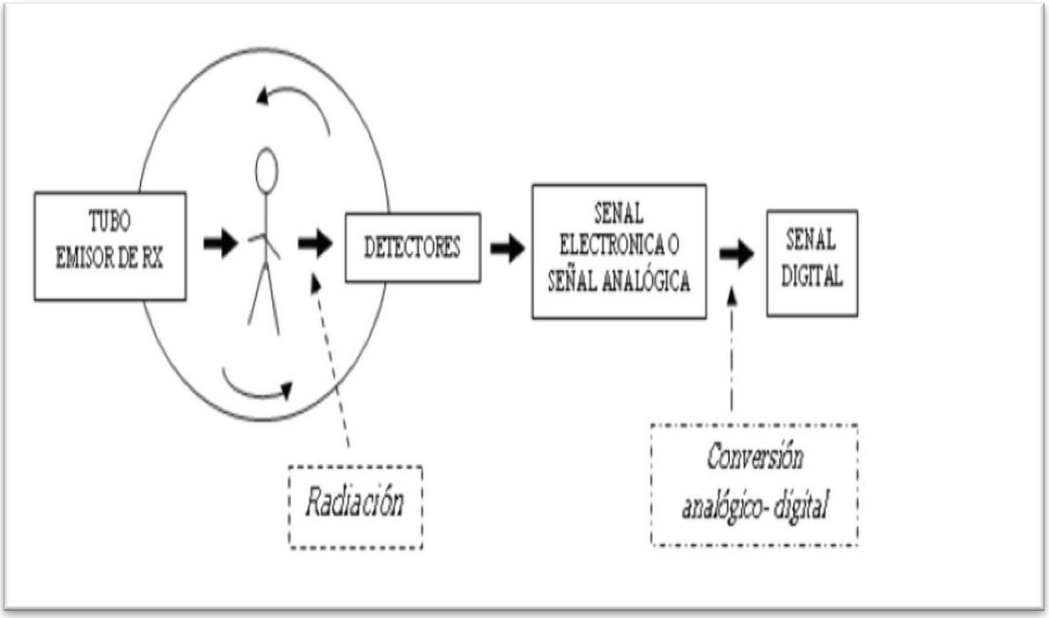


Fuente (Javier González Vásquez., 2011)

El equipo de tomografía realiza un barrido en el interior del cuerpo del paciente, este equipo utiliza los rayos para su estudio de diagnóstico por imágenes. El estudio realiza este procedimiento mediante el cual el paciente se encuentra puesto en camilla que se desplaza hacia el Gantry, este contiene un tubo emisor de rayos x, que gira alrededor de la parte anatómica a estudiar que se envía al detector que tiene un canal el cual envía señales recibidas por cada uno de los detectores en cada proyección, y a partir de ellas se reconstruye la imagen. [17]

Figura 2. *La obtención de imágenes en el equipo de Tomografía.*

Fuente (Javier González Vásquez., 2011).



Uso del tomógrafo

El ordenador analiza la señal que llega del receptor y reconstruye la imagen para luego mostrarla en la consola. [17]

1.1.1.1. Equipo de rayos x

Aparato fijo o móvil que produce radiación ionizante el cual se usa para obtener imágenes con fines de diagnóstico médico. [18]

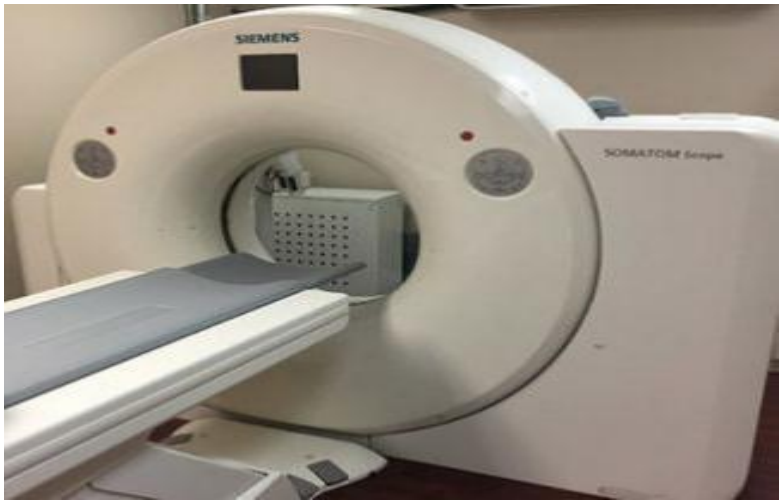
1.1.1.2. Rayos x

Son radiaciones electromagnéticas de alta energía (fotones) que interactúan con la materia. Los rayos x tienen una mayor energía y pueden penetrar la materia e incluso atravesarla. Y a la vez estos rayos x son atenuados por la interposición de un material.

1.1.1.3. Gantry. [17]

El Gantry el lugar físico donde es introducido el paciente para su examen. En su interior se encuentran, el tubo de rayos x, la matriz de los detectores, el colimador, generador de alta tensión, la camilla de soporte del paciente y todo el conjunto mecánico necesario para realizar el movimiento asociado con la exploración, mecanismos que se controlan desde la consola del operador y a su vez transmiten datos al ordenador produciendo imágenes. [17]

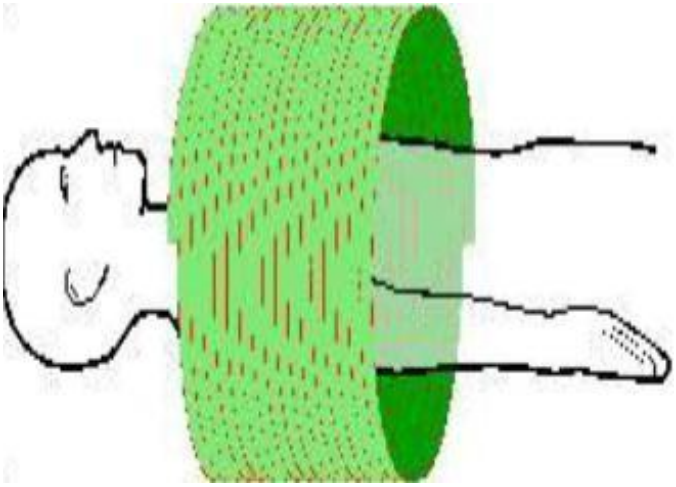
Figura 3. *Gantry fuente clínica CERIN.*



Las velocidades de rotación del Gantry ha variado con el transcurrir del tiempo, el adelanto de la tecnología ha hecho que el estudio de diagnóstico de tomografía vaya cambiando es por ello que existen tomógrafos cuyas velocidades del Gantry requieren de tiempo más largos y generan cortes de mayor espesor por cada rotación y otros con tiempos más cortos, pero generan 4 cortes por cada rotación y el espesor de corte es menor. Esto es debido a que se ha ido mejorando la tecnología en estos equipos de rayos x con el fin de realizar un buen diagnóstico en tiempos mucho más cortos.

Esta imagen se relaciona con la velocidad del Gantry, que se realiza una rotación con menor tiempo y adquiere múltiples cortes y su exposición de radiación es muy baja.

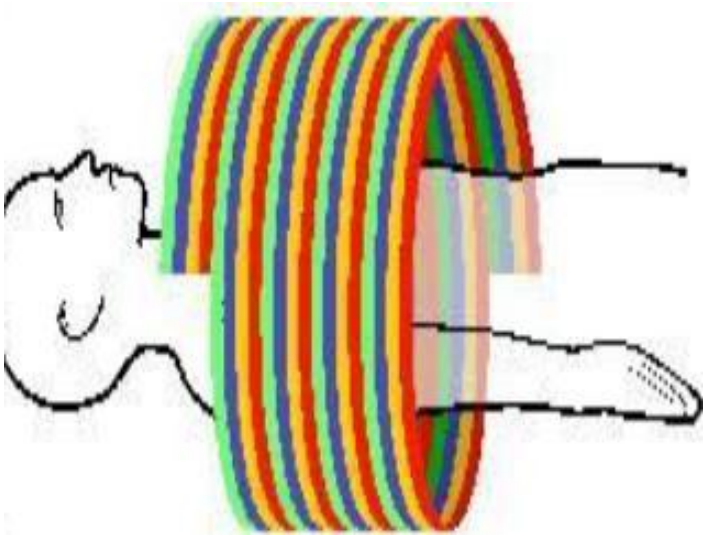
Figura 4. *Cortes de Mayor Espesor por cada Rotación.*



Fuente (pág. 44).

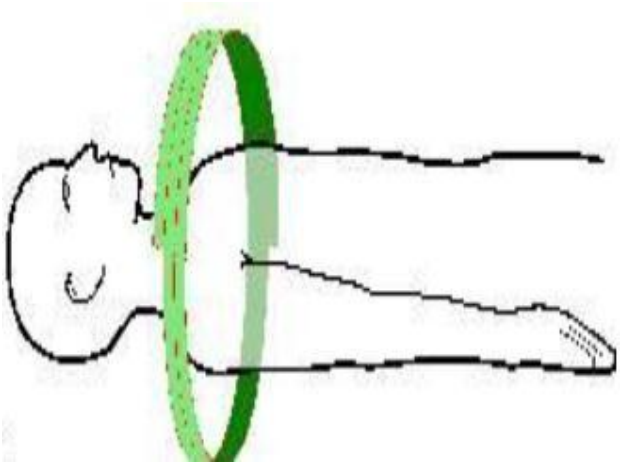
A mayor número de cortes por rotación, el espesor de este corte será menor

Figura 5. *Cortes de Menor Espesor por cada Rotación* **(pág. 44)**.



Esta imagen se relaciona la velocidad del Gantry, que se realiza una rotación con un tiempo de 1 segundo que adquiere un solo corte, su exposición de radiación es más alta.

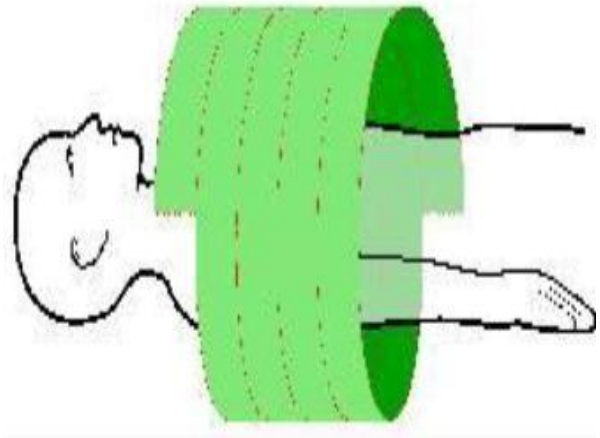
Figura 6. *Rotación Con Un Tiempo De 1 Segundo.*



Fuente (pág. 44).

A menor número de cortes por rotación, el espesor de este corte será menor.

Figura 7. *Corte Menor Por Rotación* **(pág. 44)**.

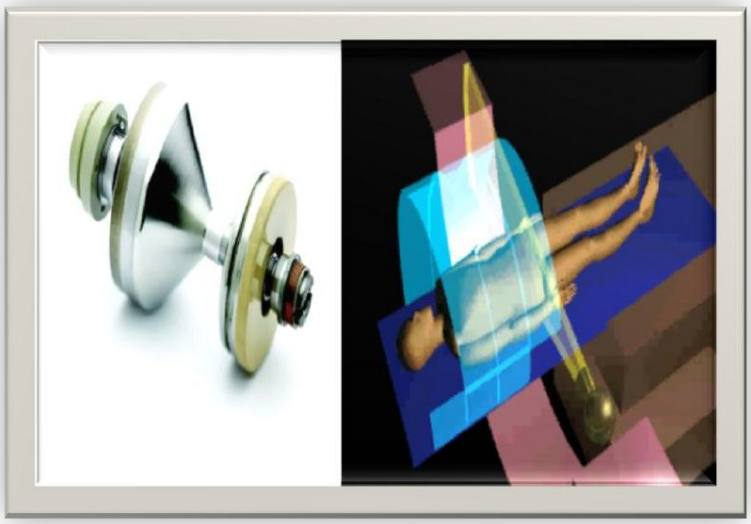


1.1.1.4. Tubo de rayos x. [17]

Un tubo de rayos X es un recipiente de vidrio vacío que es utilizada para la producción de rayos X, que son emitidos mediante la colisión de los electrones producidos en el cátodo contra los átomos del ánodo, es, el lugar físico donde se genera la radiación electromagnética mediante un proceso. [17]

Los sistemas de rayos x están diseñados para la producción de imágenes de alta resolución espacial y que incorporan tubos de rayos x con un punto focal pequeña. [17]

Figura 8. ***El tubo de rayos X*** **(pág. 45).**

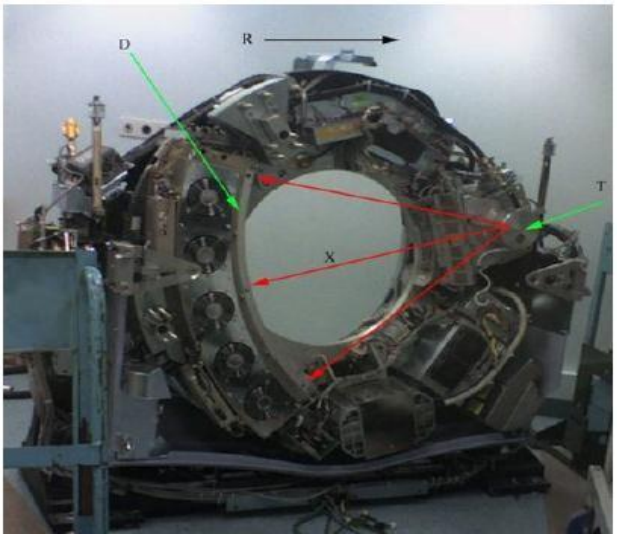


1.1.1.5. Straton tubo de rayos-x de los tomógrafos modernos.

Los tubos convencionales de Rayos X “Straton” son equipos modernos que brinda una mejoría en la visualización de los detalles más delicados para el diagnóstico rápido. [17]

El tubo de rayos X, se encuentra actualmente disponible como una opción de 16 escáneres Sensación, lo cual es necesario tener en cuenta para la adquisición de un tomógrafo es muy importante ver el grado de refrigeración del tubo (capacidad calorífica) que depende de la cantidad de filas. Es decir, a mayor potencia se necesita mayor capacidad calorífica teniendo en cuenta que la capacidad calorífica del tubo Straton es cero ya que se encuentra en constante refrigeración y no se calienta. [17]

Figura 9. *Straton Tubo de Rayos-X de los Tomógrafos Modernos.* **[17] (pág. 47)**.



Entrañas del anillo de un TAC.

T: tubo de rayos X.

D: detector.

X: haz de rayos X.

R: sentido de rotación.

1.1.1.6. Colimador

Elemento que regula el tamaño y la forma del haz de rayos X, en la técnica de Tomografía se utilizan 2 colimadores.

El primer colimador se encuentra por encima de la cubierta del tubo o en sus proximidades, y limita el área del paciente que intercepta el haz de rayos X útil, determinando así el espesor del corte y la dosis de radiación impartida al paciente. El segundo colimador (pos paciente), limita el campo de Radiación visto por la matriz de receptores. Este colimador disminuye la radiación dispersa que incide sobre los detectores. [17]

- Estos son enviados al computador para la formación de la imagen. [17]

Figura 10. *Esquema de colimadores* **(pág. 49)**.

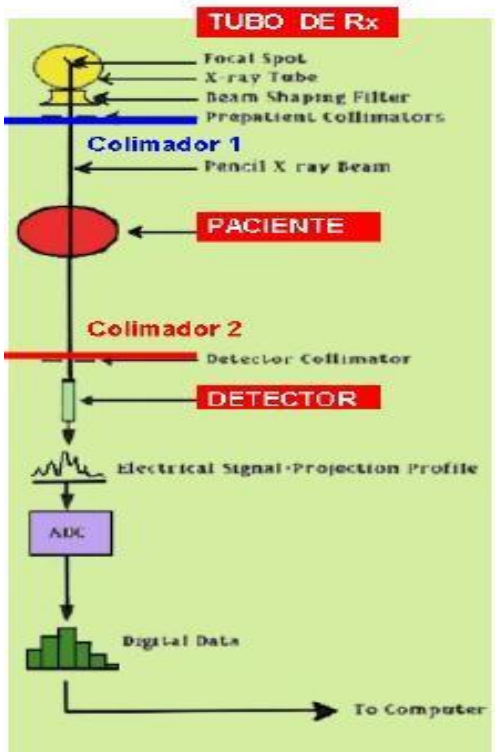
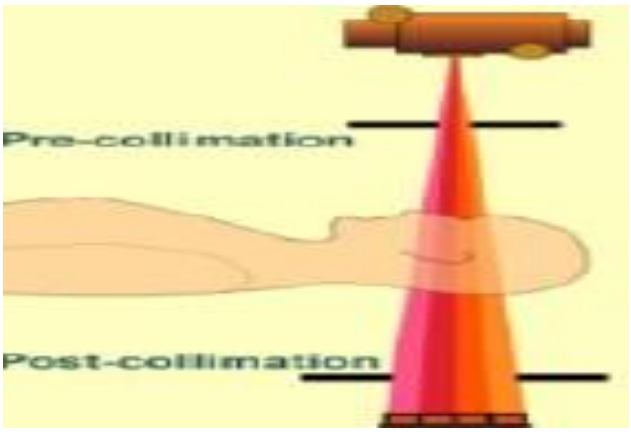


Figura 11. *Esquema de 2 colimaciones* **(pág. 49)**.



Detectores. [17]

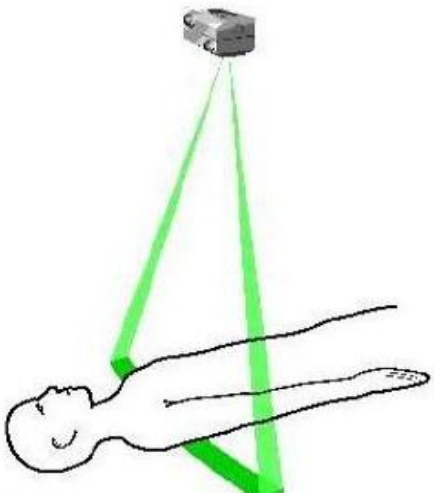
Los detectores reciben los rayos x que atraviesan el cuerpo del paciente para convertirlos en una señal.

Existen detectores como el de gas xenón, cámara que contiene gas de xenón de alta presión y dos placas. Luego se encuentran detectores de cristal, material que transforma los rayos x en luz. El detector contiene un fotodiodo, que convierte la luz en una señal eléctrica, que es proporcional al número de fotones de rayos X, que entran en la celda. [17]

Canales de detectores tenemos

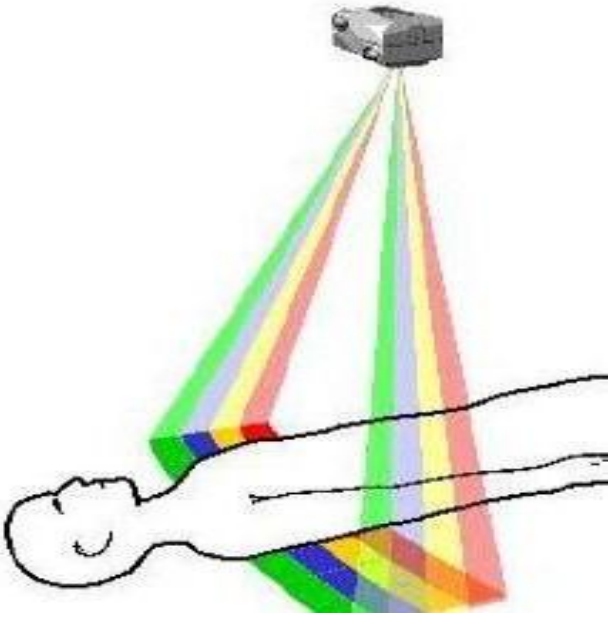
El Single slice: genera 1 corte por segundo y posee 1 dila única de detectores.

Figura 12. *Detectores Single Slice* ***(pág. 52)***.



- **El Multi slice:** genera 4 cortes por 0.5 segundos y posee 4 dilas de detectores (4) sistemas de adquisición de datos, estos canales de detectores solo lo poseen los tomógrafos multicortes.

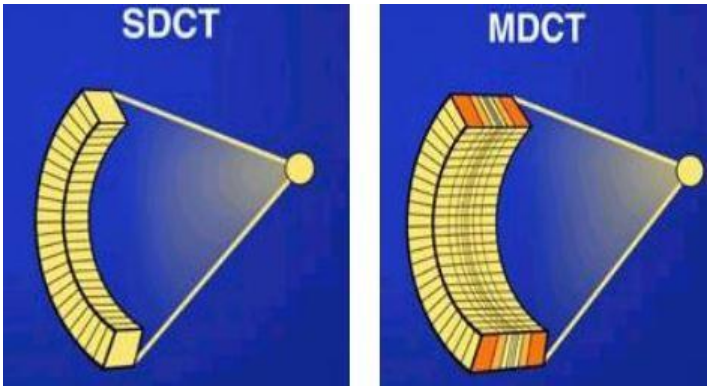
Figura 13. *Detectores Multi Slice* **(pág. 52)**.



- El CT helicoidal convencional posee entre 500 y 900 detectores orientados en una sola fila.

- El CTMD posee múltiples filas de detectores, entre 500 y 900 detectores por fila (Matriz de detectores).

Figura 14. *Detectores Helicoidales Y Múltiples* **(pág. 55)**.



CT helicoidal **CTDM**

Los TC singleslice o Monocorte

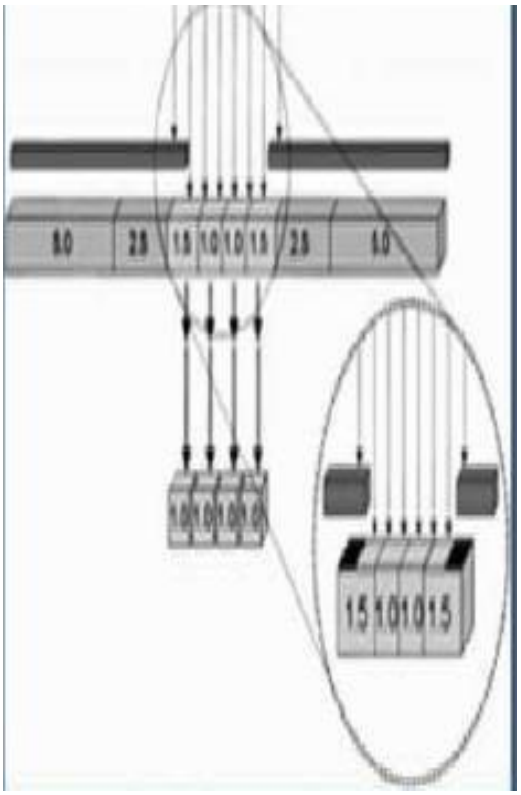
Los equipos de Tomografía Computada (TC) poseen un solo canal, obtiene una imagen por rotación del tubo a 360°y Obtiene una información volumétrica que permite variar el intervalo de corte, cuando el ordenador ha reconstruido la imagen. El singleslice su grosor de corte está dado por el tamaño de los colimadores. [17]

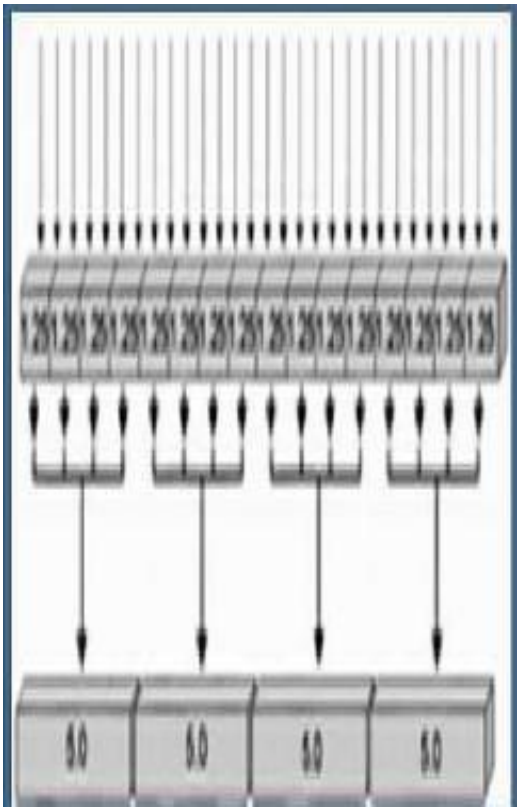
El TC Multislice o Multicorte. [17]

Los equipos de Tomografía Computada son los que poseen varios canales de data (2, 4, 6, 8, 16, 32 o 64), obtienen la mayor cantidad de imágenes por rotación en 360°, su rotación del tubo es mucho mayor. En scanner Multicorte varía tanto el intervalo de corte como el espesor de corte. [17]

En el caso del espesor de corte depende de la colimación y además de cómo se agrupe la información, captada por los detectores. Estos TC multidetectores se pueden dividir de acuerdo a la matriz como son el tipo fijo o también simétrico y los adaptables o también asimétricos. [17]

Figura 15. *Los TC Multislice O Multicorte* **(pág. 74)**.





Los Niveles de Referencia. [24]

Los niveles de referencia (NRD) son propuestos por la comisión internacional de protección radiológica (ICRP) cuya finalidad es de optimizar la protección del paciente. [24]

Los niveles de referencia son valores numéricos que permite al profesional comparar y conocer si los valores de dosis son "inherentes a una determinada práctica", por eso es muy importante definir el objetivo del diagnóstico y las partes anatómicas involucradas, la técnica a utilizar y sus condiciones de trabajo. [24]

Existen niveles de referencia establecidos para diferentes exámenes de radiodiagnóstico que se encuentran propuestas por diferentes instituciones internacionales que promueven la protección radiología.

- Radiología
- Radiología pediátrica.
- Fluoroscopia.
- Tomografía Computada.
- Medicina Nuclear.

Unidades utilizadas para los Niveles de Referencia [1]

Existe una gran variedad de magnitudes y unidades que son utilizas con más frecuencia en el uso clínico del radiodiagnóstico. El Kerma o exposición en aire producido por el haz antes de ingresar al paciente, lo cual es proporcional a la dosis de entrada en piel. [1]

Los valores de kerma que ingresan al paciente presentan dos condicione reales; con la presencia de un maniquí de agua o de un tejido plástico equivalente en lugar del paciente El sistema de medida que emplea la radiación ionizante retrodispersada por el material a medir y por todos los materiales adyacentes a medir. [28]

Retrodispersion: “en física, es la reflexión de ondas, partículas o señales en dirección hacia el lugar donde de donde provienen” [15]

Tabla 1. *Niveles De Referencia En Tomografía Computada.* [9]

NIVELES DE REFERENCIA (*)			
Técnica	Protocolo	Nivel de Referencia	Unidades
Tomografía computada	Cabeza (Rutinario)	60 1050	mGy mGy.cm
Tomografía computada	Trauma vertebral	70 460	mGy mGy.cm
Tomografía computada	Pelvis ósea	25 520	mGy mGy.cm

FUENTE (Dirección General de Medio Ambiente, 1999)

Se entiende como nivel de referencia para diagnostico un nivel establecido para exámenes tipo grupos de pacientes de talla estándar o maniquíes estándar, al mismo tiempo se recomienda revisar el procedimiento y el equipo utilizado cuando supere sistemáticamente dicho nivel en los procedimientos estándar, con los protocolos del instituto de protección radiológica (CIPR). En tal caso superen sistemáticamente los NRD se debe realizar revisiones locales.

Niveles de referencia para diagnóstico con tomografía computada (TC)

Los niveles de referencia son un instrumento practico para evaluar los protocolos nuevos y mejorados en tomografía, facilitando la comparación de dosis en una práctica actual. Es preciso aplicar los protocolos de exploración específicos para cada tipo de examen, ajustados a la edad y corpulencia del paciente, a la zona a examinar y a la indicación clínica con el fin de asegurar que la dosis a cada paciente sea tan baja como sea razonable como el especifica en los parámetros de tomografía computada (CT). (IAEA, Radiation Protection of Patients (RPOP), 2013)

Magnitudes dosimétricas que se utilizan para establecer los NRDs en CT

Las magnitudes dosimétricas que se emplean para monitorizar las prácticas de la tomografía computada (CT) son:

El índice de dosis de tomografía computada ponderado en volumen ($CTDI_{vol}$ en mGy) y el producto de dosis por la longitud (DLP en mGy*cm), son los indicadores de dosis de los equipos de tomografía, que sirven para caracterizar la exposición en tomografía computada.

Índice de Dosis en Tomografía Computada

Índice de Dosis en Tomografía Computada (CTDI, por sus siglas en inglés: Computed Tomography Dose Índex), que ha sido definido en la ecuación (2):

$$CTDI = \frac{1}{T} \int_{-\infty}^{+\infty} D(z).dz \qquad (2)$$

Dónde:

- ✓ D(z): es la dosis en función de la posición "z" para corte único en el plano x-y
- ✓ T: es la colimación (el ancho del haz de radiación X)

Índice de Dosis en Tomografía Computada ponderado

Las mediciones del CTDI se deberán efectuar en el centro de la periferia del fantoma o maniquí (los valores periféricos se promedian, obteniendo el $CTDI_{100,perif}$). Para los fantomas de cabeza los valores de uno y otro, con la geometría y filtración habitual, no suelen ser muy diferentes, pero para el maniquí de tórax y abdomen el valor central es menor que el de la periferia, debido a la mayor atenuación. (2014)

En los últimos años, se ha propuesto unir las medidas de un CTDI ponderado o efectivo $CTDI_{\mathrm{w}}$que se calcula con la siguiente ecuación (3):

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

Dónde:

- Los índices son 100 por las cámaras que generalmente se utilizan.

Índice de Dosis en Tomografía Computada en volumen

Es la aproximación a la estimación de la dosis aplicada en un protocolo específico $CTDI_{vol}$, esta expresión para cortes axiales se calcula con la siguiente ecuación:

$$CTDI_{vol} = \frac{N.T}{I}.CTDI_{W} \qquad (4)$$

Dónde:

- N : número de cortes axiales
- T : espesor de cada uno de los cortes en mm
- I :es el avance de la camilla entre los cortes

Las medidas utilizadas son el mGy. En la tomografía helicoidal, el parámetro lo describe en relación entre el espesor del haz de radiación y el desplazamiento de la camilla. En este caso, el $CTDI_{vol}$ viene definido en función del pitch mediante la expresión:

$$CTDI_{vol} = \frac{1}{pitch}.CTDI_{W} \qquad (5)$$

El $CTDI_{W}$ representa el dosis de promedio de radiación a un corte en el plano x-y, el $CTDI_{vol}$ establece la dosis promedio de radiación en el volumen x-y-z. $CTDI_{vol}$ Es el indicador de dosis para un protocolo específico, porque cuenta la

información del pitch. Su valor suele esta aclarado el fabricante del equipo en los informes de dosis por estudio por tanto se debe comprobar, tanto al inicio como a lo largo de la vida del tomógrafo, que sus valores reales coincidan con los especificados. Estas mediciones deben ser realizadas por físicos médicos siguiendo los métodos establecidas por los protocolos. (radiologia, 2014)

Producto dosis-longitud

El DLP (en mGy-cm) es la energía total absorbida de una adquisición en específico y, 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. (pág. 23)

> "Para tratar de disponer de una magnitud que se correlacione con la dosis efectiva y que pueda indicar el riesgo, se ha establecido el producto dosis-longitud (DLP, por sus siglas en inglés: dose-length product). Este se expresa, para una exploración completa, de acuerdo con la ecuación" [18]

$$DLP = \sum_{\mathrm{i}} CTDI_{100,\mathrm{W},I} \,.\, T_{\mathrm{i}} . N_{\mathrm{i}} \qquad (6)$$

La sumatoria se extiende sobre toda la serie (definida por el índice i) de cortes de una secuencia, donde:

- T_{i}: es el corte del espesor nominal.
- N_{i}: número de cortes con ese espesor.

Esta magnitud es ser proporcional a la energía total que se imparte al paciente,

por tanto, con algunas limitaciones, también a la dosis efectiva.

De hecho, se pueden encontrar valores que permiten el cálculo de la dosis efectiva a partir del cálculo de la energía total. En la tomografía helicoidal existen expresiones especialmente establecidas para esta magnitud.

De manera equivalente y práctica para el área médica, se puede utilizar la siguiente expresión

$$DLP = CTDI_{V0L}.L \tag{7}$$

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

Dosis efectiva

Es la dosis absorbida por cada órgano en función de la radiación. En la CT se debe definir factores de peso obtenidos a través de una dosis efectiva normalizada, de la siguiente manera:

$$E = E_{DLP}\,.DLP \tag{8}$$

Dónde:

- E : dosis efectiva (mSv)
- DLP : producto dosis longitud (mGy, cm)
- E_{DLP} : dosis efectiva normalizada ($.mSv.mGy^{-1}.cm^{-1}$)

Tabla 2. *Valores Dosis Efectiva Normalizada Según la Región del Cuerpo*

Región	Dosis Efectiva Normalizada $E_{DLP} = [mSv.mGy^{-1}.cm^{-1})]$
Cabeza	0,0023
Cuello	0.0054
Tórax	0.017
abdomen	0,015
Pelvis	0,019

FUENTE (Europea, 1999)

Tabla 3. *Valores de Referencia Propuestos por la Comunidad Europea*

Tipo de estudio	$\mathrm{CTDI_{VOL}[mGy]}$	$\mathrm{DLP[mGy.cm]}$
Cabeza rutina	60	1050
Tórax	30	650
Abdomen	35	780
Pelvis	25	570
Trauma vertebral	35	360
Trauma vertebral	70	460
Pulmones de alta resolución	35	280
Hígado	35	900
Pelvis ósea	25	520

Fuente: *Comisión Europea*

Tabla 4. *Dosis efectiva en tomografía Computada según la región anatómica*

Región Anatómica	Dosis Efectiva TC (mSv)
Cráneo/Cara	2
Columna cervical/Cuello	2
Columna dorsal/Tórax	8
Abdomen	7.5
Pelvis	7.5
Abdomen y pelvis/Columna lumbar	15
Extremidades	0

Fuente: Comisión Internacional de Protección Radiológica

MATERIALES Y MÉTODO

EQUIPOS Y MATERIALES

Sistema de tomografía SIEMENS SOMATOM scope (2015)

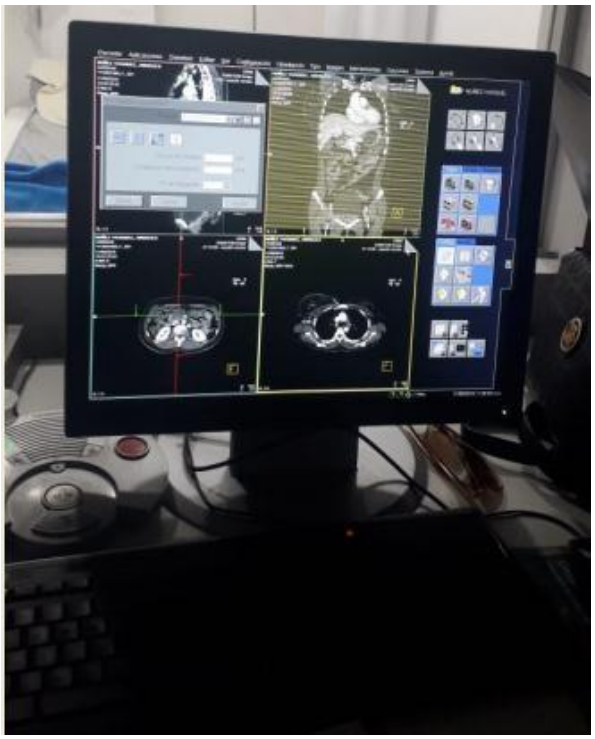
El SIEMENS SOMATOM scope es un sistema de radiología general, que es utilizado para la realización de exámenes de diagnóstico médico en el área tomografía computarizada, contiene un detector de cerámica ultrarrápida que entrega imágenes nítidas y detalladas con dosis bajas de radiación, y un software amigable con el usuario que mejora el flujo de trabajo y reduce los tiempos de espera, ofrece capacidades clínicas completas que incluyen Aplicaciones Combinadas para Reducir la Exposición (CARE); y Aplicaciones de Escáner Totalmente Asistido (FAST), tales como FAST Planning, que reduce el tiempo de preparación, detecta las regiones anatómicas de interés y configura los parámetros de escaneo; FAST 3D Align.

Figura 16. *Sistema de tomografía SIEMENS SOMATOM scope. (CLINICA CERIN)*

Consola

Sistema que sirve para controlar la operación del equipo, desde este sistema el tecnólogo medico realizan los tomogramas a los pacientes, procesa la imagen del órgano irradiado con los parámetros que se ha establecido.

Figura 17. *Consola. (CLINICA CERIN)*



Fotografía de indicadores de dosis

Estas fotografías se proporcionaran después de cada topograma que se realiza al paciente, nos brindara resultados de los indicadores de dosis como son el $CTDI_{VOL}$ y el DLP , que ha recibido el paciente en el proceso de su examen de diagnóstico.

Figura 18. Fotografía de Indicadores de Dosis. (CLINICA CERIN)

Laptop

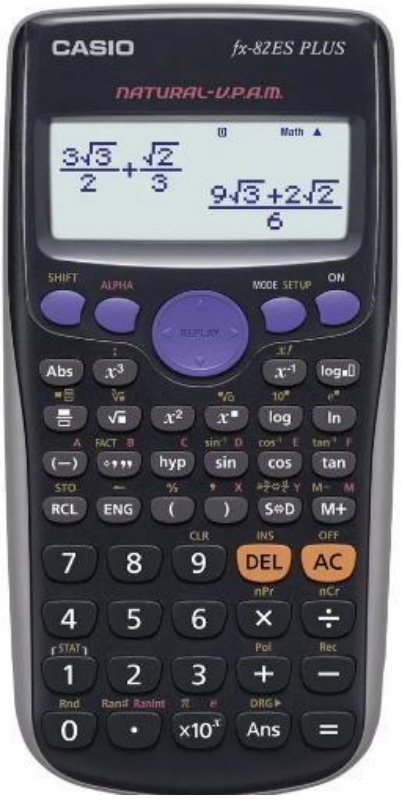
La laptop marca TOSHIBA cuenta con un procesador Intel(R) Core(TM) i7-4500U CPU @2.40 GHz, memoria RAM de 8.00 GB, con un sistema operativo de 67 bits y Windows 8.1

Figura 19. *La Laptop Marca TOSHIBA Core(TM) I7*

Calculadora científica

Calculadora científica CASIO fx-82ES PLUS, se utilizara para el cálculo matemático de esta investigación.

Figura 20. Calculadora científica



Metodología

La metodología usada es la evaluación simultánea de una serie de exámenes de diagnóstico en tomografía computada en cabeza y abdomen realizados a pacientes de edad estándar entre 23-75 años de edad realizados en la clínica CERIN por un tecnólogo médico experto en el área de radiología.

Se realizaron una recolección de exámenes de diagnóstico de tomografía en cabeza y abdomen, el cual después de cada proceso de dicho examen tomográfico se obtendrán indicadores de dosis como son: el índice de dosis en tomografía computada en volumen ($CTDI_{vol}$) y el producto de dosis longitud (DLP), como resultado de valores de referencia de cada paciente sometido a dicho examen, con edades entre treinta y sesenta años que fueron atendidos desde el 05 de agosto hasta el 31 de setiembre. Estos exámenes fueron separados en dos grupos los de diagnóstico en tomografía computada en cabeza y los de abdomen, dichos indicadores de dosis se obtendrán después de que se realicen los exámenes de diagnóstico a cada paciente aplicando los parámetros que ya se encuentran establecidos para cada tipo de examen de tomografía, como son el kV (Tensión), mAs (carga), pitch, y el número de cortes por adquisición.

El índice de dosis en tomografía computada en volumen ($CTDI_{vol}$), estima la dosis de radiación promedio dentro de un volumen irradiado que nos resulta al dividir $CTDI_w$ (índice de dosis en tomografía computarizada ponderado con el pitch, es el indicador de dosis más accesible ya que se encuentra establecido en el equipo como un parámetro establecido por el fabricante y el producto de dosis longitud (DLP), es proporcional a la radiación total absorbida, por lo tanto si hay mayor DLP existen un mayor riesgo de exposición de radiación, también se encuentra como un parámetro establecido por el fabricante, estos son indicadores de dosis que nos permitirán saber

si al comparar con los valores de referencia ya establecidos por la ICRP se establecerá si son óptimas para la protección del paciente.

RESULTADOS Y DISCUSIONES

Tabla 5. *Tomografía Computada en Cabeza.*

Edad Pacientes (años)	$CTDI_{VOL}[mGy]$	$DLP[mGy.cm]$
35	34.2	541.79
30	35.59	623.58
40	35.9	576.96
38	38.28	606.41
50	42.99	742.88
35	37.03	639.85
62	43.3	685.94
52	40.48	641.21
30	35.77	515.13
32	38.52	588.65
37	39.91	672.32
40	39.22	677.51
33	43.02	753.72
60	40.24	646.15
53	43.68	737.46
48	36.4	524.17
41	37.66	650.7
50	34.28	546.76
48	46.31	807.24
37	39.93	582.92
53	36.09	623.58
51	49.85	886.25

Edad Pacientes (años)	$CTDI_{VOL}[mGy]$	$DLP[mGy.cm]$
43	38.91	616.35
33	37.76	606.41
40	39.1	626.3
38	35.46	510.62
45	41.45	661.09
63	39.27	569.66
60	38.28	606.41
62	40.17	578.4
30	37.97	601.44
32	33.26	526.88
65	33.97	541.79
66	39.64	710.76
62	36.09	571.62
44	40.03	649.74
45	37.56	596.47
56	36.09	519.65
43	44.56	705.82
31	38.98	616.35
61	35.59	519.65
33	37.34	537.73
49	40.48	641.21
27	43.17	674.8
23	41.11	651.15
31	39.23	564.84
65	39.76	626.29

Edad Pacientes (años)	$CTDI_{VOL}[mGy]$	$DLP[mGy.cm]$
32	39.76	656.12
29	33.58	531.85
30	37.14	542.25
65	38.38	616.35
38	36.21	581.56
51	39.89	578.4
43	38.28	606.41
41	35.28	566.65
61	40.2	641.21
55	39.62	636.24
66	43.01	685.94
53	42.73	690.91
47	41.22	631.03
52	42.73	690.91
60	41.22	671.63
31	35.46	510.62
30	43.57	781.13
29	33.89	536
67	36.4	576.59
37	40.79	587.43
26	40.17	578.4
39	44.25	578.4
57	41.42	715.77
62	43.92	799.16
59	42.78	792.73

Edad Pacientes (años)	$CTDI_{VOL}[mGy]$	$DLP[mGy.cm]$
36	35.46	561.68
29	40.79	646.18
38	30.09	571.62
66	39.54	626.29
55	44.73	697.91
63	47.22	673.03
31	32.43	520.67
30	43.37	761.13
29	31.67	536.53
42	44.25	700.85

Fuente: Sala de Tomografía clínica de diagnóstico CERIN.

Al aplicar el estudio de los indicadores de dosis $CTDI_{vol}$, y DLP en la realización de Tomografía computada de Cabeza y Abdomen, al que han sometido a 127 pacientes entre 23 a 75 años, de los cuales están distribuidas en las siguientes tablas empezando desde las edades de los pacientes que han sido sometidos a los exámenes de Tomografía computada, luego cuales han sido los indicadores de dosis, $CTDI_{vol}$, DLP y Dosis Efectiva que se han obtenido por los resultados de sus exámenes de diagnóstico.

Tabla 6. *Edad de Pacientes Sometidos al Diagnóstico de Tomografía Computada de Cabeza.*

Edad Promedio		50.63
Edad (Años)	Cantidad	**%**
< 40	34	41%
40 a 60	29	35%
> 60	20	24%
Total	83	100%

Fuente: Sala de Tomografía clínica de diagnóstico CERIN.

En la Tabla N° 6. Se observa la característica de los pacientes con respecto a las edades, que fueron sometidos para la realización de diagnóstico en Tomografía computada de Cabeza, siendo el promedio de las edades 44.89 años, obteniéndose el rango más predominante entre las edades menores a 40 años con el 41%, mientras pacientes entre las edades de 40 a 60 fueron un 35% y finalmente los pacientes mayores a 60 años con el 20%. (Figura 21)

Figura 21. *Edades de los Pacientes en Tomografía computada de Cabeza.*

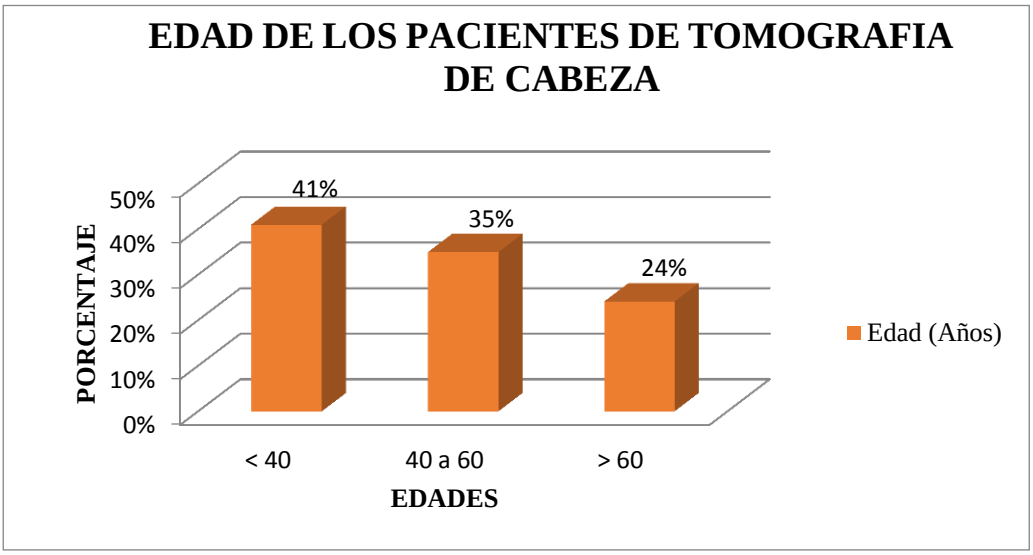


Tabla 7. *Índice de Dosis en Tomografía Computada en Volumen ($CTDI_{vol}$), en pacientes sometidos al diagnóstico en Tomografía computada de Cabeza que fueron atendidos en la clínica de radiodiagnóstico "CERIN".*

Promedio Edad (Años)	50.63
CTDIvoι (mGy)	
CERIN	44.89
ICRP	60

Fuente: Sala de Tomografía clínica de diagnóstico CERIN.

En la Tabla N° 7. El promedio del indicador de dosis $CTDI_{vol}$, que se obtuvo tras una serie de exámenes de Tomografía computada de cabeza, que fueron sometidos pacientes entre las edades de 25 a 75 años en la clínica CERIN, fue de 44.89 mGy que fue comparado con el $CTDI_{vol}$, ya establecido por el ICRP con un valor de 60 mGy, siendo el $CTDI_{vol}$ obtenido en la clínica CERIN un valor óptimo para la protección del paciente cumpliendo el protocolo especificado por la ICRP. (Tal como se muestra en la Figura 22).

Figura 22. *Índice de Dosis en Tomografía Computada en Volumen* ($\boldsymbol{CTDI_{vol}}$), *de Tomografía computada de Cabeza De la Clínica CERIN y la ICRP.*

en

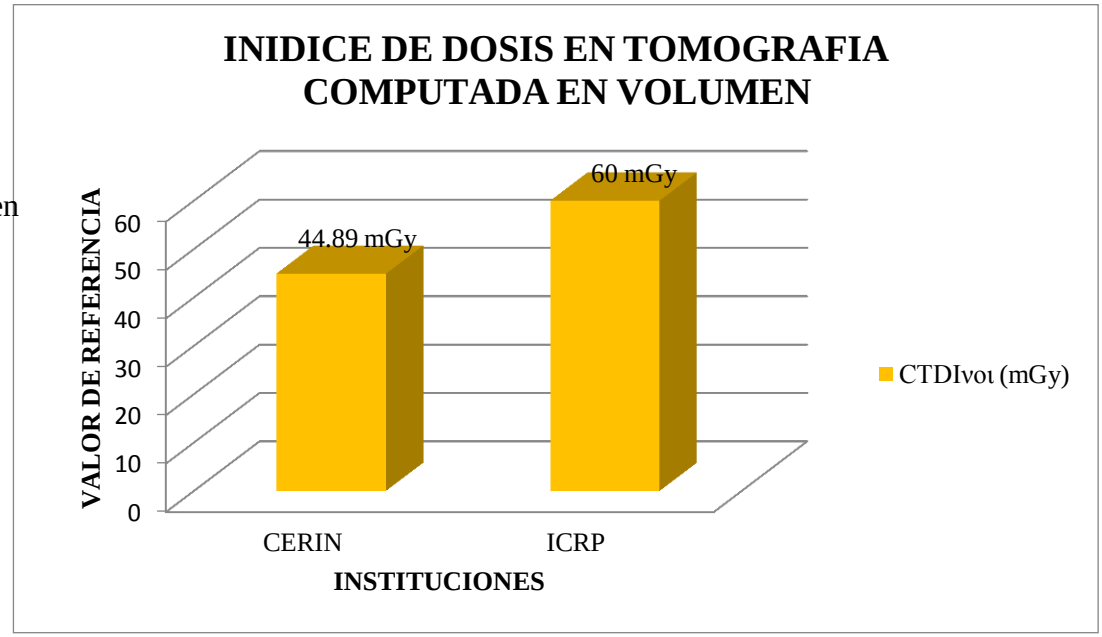


Tabla 8. *Producto de Dosis Longitud (DLP), en pacientes sometidos al diagnóstico en Tomografía computada de Cabeza que fueron atendidos en la clínica de radiodiagnóstico "CERIN".*

Promedio Edad (Años)	50.63
DLP (mGy.cm)	
CERIN	626.61
ICRP	1050

Fuente: Sala de Tomografía clínica de diagnóstico CERIN

En la Tabla N° 8. El promedio del indicador de dosis DLP, obtenido tras una serie de exámenes de Tomografía computada de cabeza, al que fueron sometidos pacientes entre las edades de 25 a 75 años en la clínica CERIN, fue de 626.61 mGy.cm y en el cual que fue comparado con el $CTDI_{vol}$, ya establecido por la ICRP con un valor de 1050 mGy.cm, demostrando que el DLP obtenido en la clínica CERIN es un valor que óptimo para la protección del paciente cumpliendo el protocolo especificado por la ICRP que no supera los límites de exposición de radiación (Tal como se muestra en la Figura 23).

Figura 23. *Producto de Dosis Longitud (**DLP**) de Tomografía computada de Cabeza de la Clínica CERIN y la ICRP.*

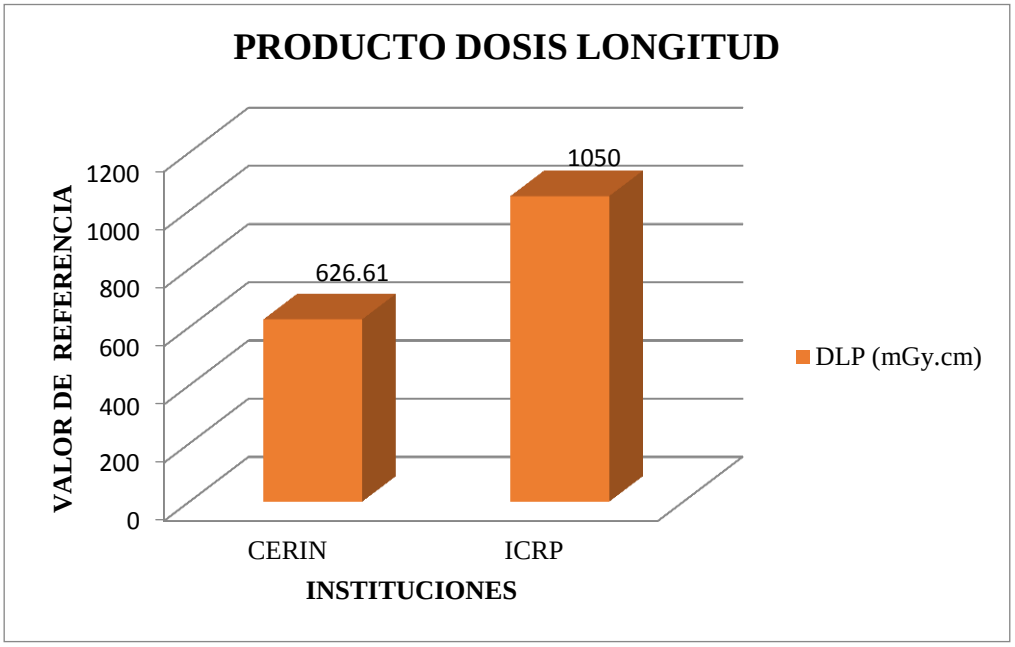


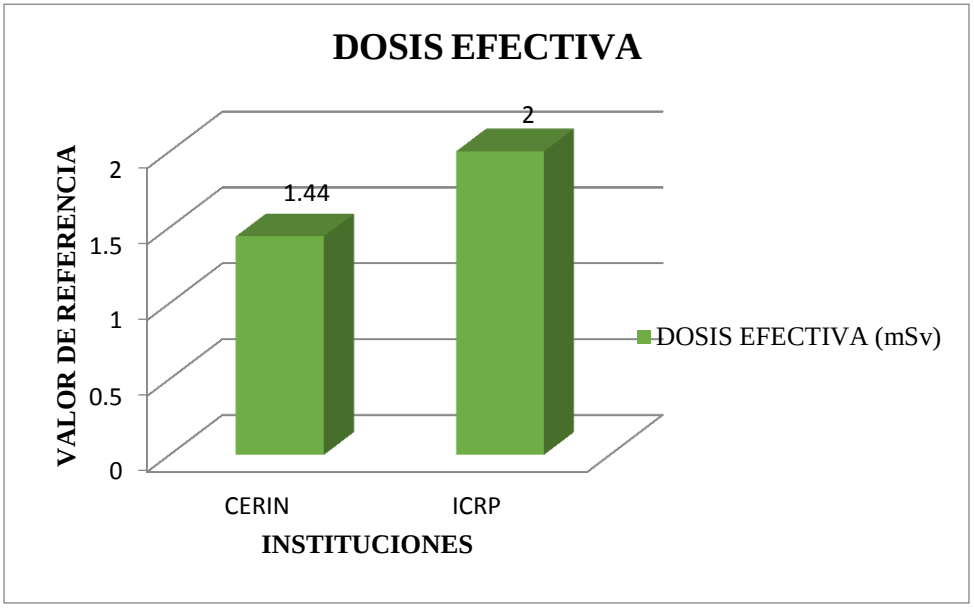
Tabla 9. *Dosis Efectiva, en pacientes sometidos al diagnóstico en Tomografía computada de Cabeza que fueron atendidos en la clínica de radiodiagnóstico "CERIN".*

	Factor Ponderación	0.0023
	DLP (mGy.cm)	626.61
CERIN	DOSIS EFECTIVA (mSv)	1.44
ICRP	DOSIS EFECTIVA (mSv)	2

Fuente: Sala de Tomografía clínica de diagnóstico CERIN.

En la Tabla N° 9. La Dosis Efectiva, se obtuvo utilizando el promedio del indicador de dosis DLP, la cual fue de 626.61 mGy.cm y multiplicando este valor con el factor ponderación o dosis efectiva normalizada de cabeza 0.0023 $mSv.mGy^{-1}.cm^{-1}$ obteniendo el valor de la Dosis Efectiva de 1.441203 mSv y que también fue comparado con la dosis efectiva, que ya se encuentran establecido por el ICRP con un valor de 2 mSv, demostrando que la dosis efectiva obtenida en la clínica CERIN es un valor óptimo para la protección del paciente cumpliendo el protocolo especificado por la ICRP ya que no supera los límites de exposición de radiación. (Tal como se muestra en la Figura 24).

Figura 24. *Dosis Efectiva de Tomografía computada de Cabeza, de la Clínica CERIN y la ICRP.*



El valor obtenido en la clínica CERIN no supera el valor establecido por la ICRP por lo tanto es un valor óptimo para la protección del paciente.

Tabla 10. *Valores de examen de Tomografía Computada en Abdomen.*

Edad Pacientes (Años)	$CTDI_{VOL}$[mGy]	DLP[mGy. cm]
45	6.51	362.08
37	7.62	395.65
32	7.69	366.15
59	7.75	280.57
38	7.89	429.64
48	8.15	281.37
59	8.57	226.59
43	8.74	435.08
35	8.87	516.74
64	9.89	299.1
52	10.46	273.13
48	11.3	393.11
57	11.44	531.62
70	11.76	294.12
63	12.86	581.98
27	8.48	344.85
59	7.89	279.39
23	10.88	491.62
72	6.57	220.34
25	7.69	322.77
45	10.12	393.47
66	11.79	426.36
59	9.74	359.87
85	4.73	171.66
60	6.97	214.41
58	7.56	259.44

Edad Pacientes (Años)	$CTDI_{VOL}$[mGy]	DLP[mGy. cm]
43	5.52	213.24
32	16	361.27
69	4.27	189.46
29	11.76	510.76
59	8.35	287.76
31	12.6	499.75
57	6.97	241.57
74	4.47	179.99
46	10.41	395.65
62	9	294.98
58	11.76	420.57
32	9.74	384.71
47	7.69	299.1
57	11.33	505.29
65	6.71	231.78
73	5.78	201.41
33	12.37	437.49

Fuente: Sala de Tomografía clínica de diagnóstico CERIN.

Al aplicar el estudio de los indicadores de dosis $CTDI_{vol}$, y DLP en la Abdomen, al que han sometido a 44 pacientes entre 23 a 75 años, de los cuales están distribuidas en las siguientes tablas empezando desde las edades de los pacientes que han sido sometidos a los exámenes de Tomografía computada, luego cuales han sido los indicadores de dosis, $CTDI_{vol}$, DLP y Dosis Efectiva que se han obtenido por los resultados de sus exámenes de diagnóstico.

Tabla 11. *Edad de Pacientes Sometidos al Diagnóstico de Tomografía Computada de Abdomen.*

Promedio Edad (Años)		50.63
	Porcentaje	
Edad (Años)	cantidad	%
< 40	13	30%
40 a 60	20	45%
> 60	11	25%
Total	43	100%

Fuente: Sala de Tomografía clínica de diagnóstico CERIN.

En la tabla N° 11 se observa la característica de los pacientes con respecto a las edades, que fueron sometidos para la realización de diagnóstico en Tomografía computada de Abdomen, siendo el promedio de las edades 50.63 años, obteniéndose el rango más predominante entre las edades de 40 a 60 años con el 45%, mientras pacientes menores a 40 años fueron un 30% y finalmente los pacientes mayores a 60 años con el 25%. (Ver Figura 25).

Figura 25. *Edades de los Pacientes en Tomografía Computada de Abdomen.*

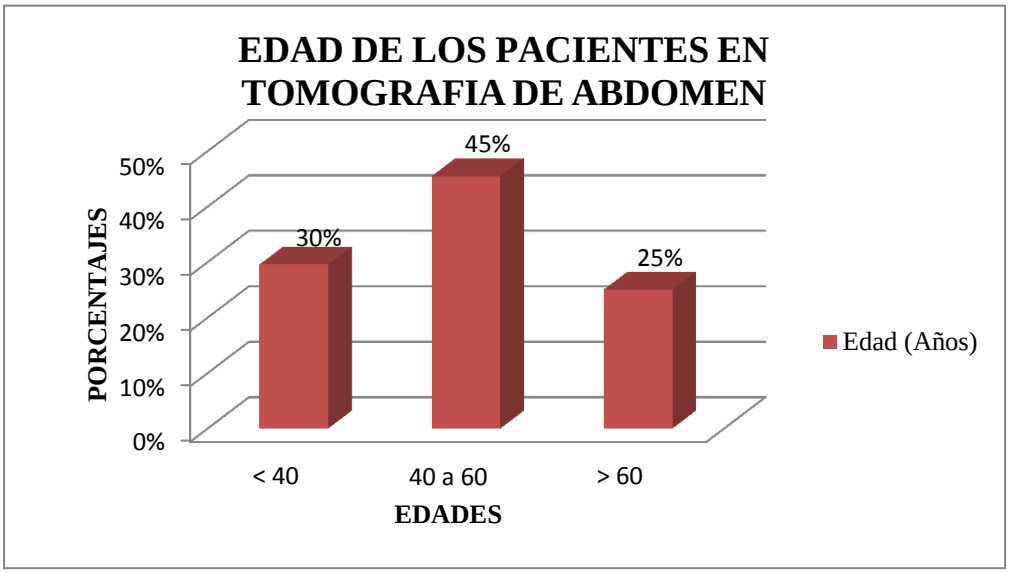


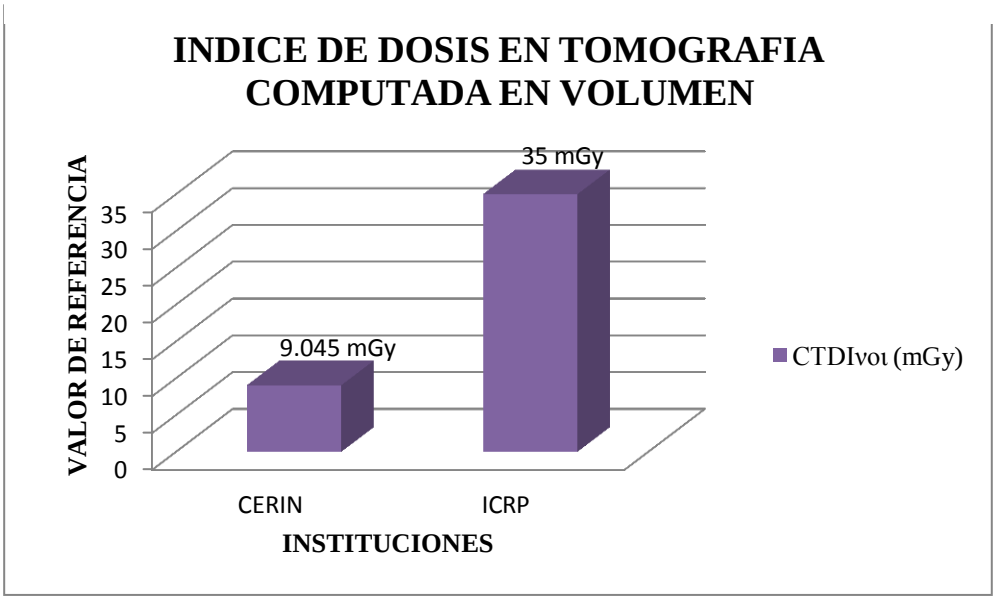
Tabla 12. *Índice de Dosis en Tomografía Computada en Volumen ($CTDI_{vol}$), en pacientes sometidos al diagnóstico en Tomografía computada de Abdomen que fueron atendidos en la clínica de radiodiagnóstico "CERIN".*

Edad (Años)	50.63
CTDIvoι (mGy)	
CERIN	9.045
ICRP	35

Fuente: Sala de Tomografía clínica de diagnóstico CERIN

En la Tabla N° 12 El promedio del indicador de dosis $CTDI_{vol}$, que se obtuvo tras una serie de exámenes de Tomografía computada de Abdomen, que fueron sometidos pacientes entre las edades de 23 a 74 años en la clínica CERIN, fue de 9.045 mGy fue comparado con el $CTDI_{vol}$, ya establecido por la ICRP con un valor de 35 mGy, siendo el $CTDI_{vol}$ obtenido en la clínica CERIN es un valor óptimo para la protección del paciente cumpliendo el protocolo especificado por el ICRP. (Tal como se muestra en la Figura 26).

Figura 26 *Índice de Dosis en Tomografía Computada en Volumen* ($\boldsymbol{CTDI_{vol}}$), *de Tomografía computada de Abdomen, de la Clínica CERIN y el ICRP.*



En la Gráfica se visualiza que el $CTDI_{vol}$ de la Tomografía computada de Abdomen, obtenido en la clínica CERIN se encuentra dentro del parámetro establecido por la ICRP al no superar los 35 mGy.

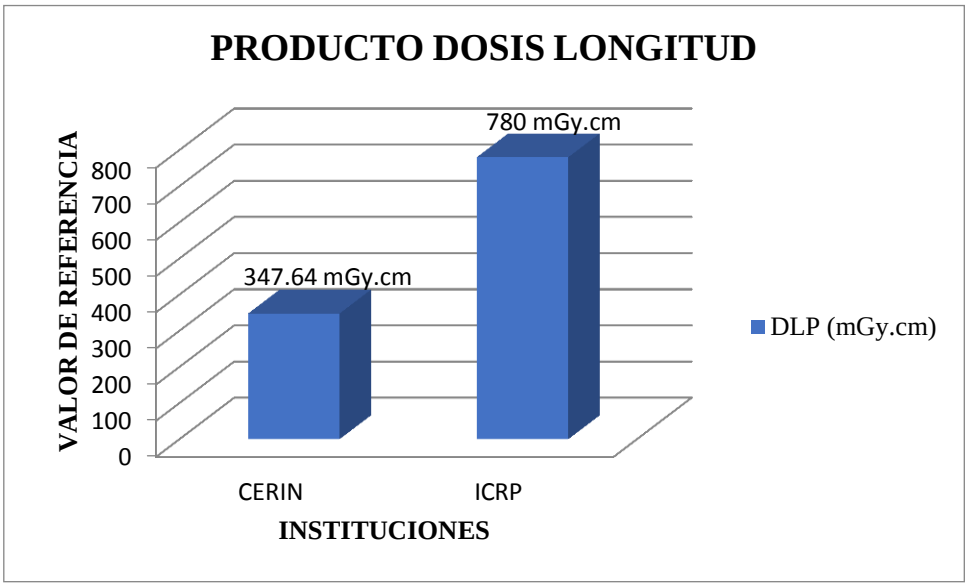
Tabla 13. *Producto de Dosis Longitud (DLP), en pacientes sometidos al diagnóstico en Tomografía computada de Abdomen que fueron atendidos en la clínica de radiodiagnóstico "CERIN".*

Edad (Años)	50.63
DLP (mGy.cm)	
CERIN	347.64
ICRP	780

Fuente: Sala de Tomografía clínica de diagnóstico CERIN.

En la Tabla 13. El promedio del indicador de dosis DLP, obtenido tras una serie de exámenes de Tomografía computada de Abdomen, al que fueron sometidos pacientes entre las edades de 23 a 74 años en la clínica CERIN, fue de 347.64 mGy.cm y que fue comparado con el $CTDI_{vol}$, ya establecido por la ICRP con un valor de 780 mGy.cm, demostrando que el DLP obtenido en la clínica CERIN es un valor que óptimo para la protección del paciente cumpliendo el protocolo especificado por el ICRP que no supera los límites de exposición de radiación (Tal como se muestra en la Figura 27).

Figura 27. *Producto de Dosis Longitud (**DLP**) de Tomografía computada de Abdomen, de la Clínica CERIN y la ICRP.*



En la Gráfica se visualiza que el DLP de la Tomografía computada de Abdomen obtenido en la clínica CERIN, se encuentra dentro del parámetro establecido por la ICRP al no superar los 780 mGy.cm.

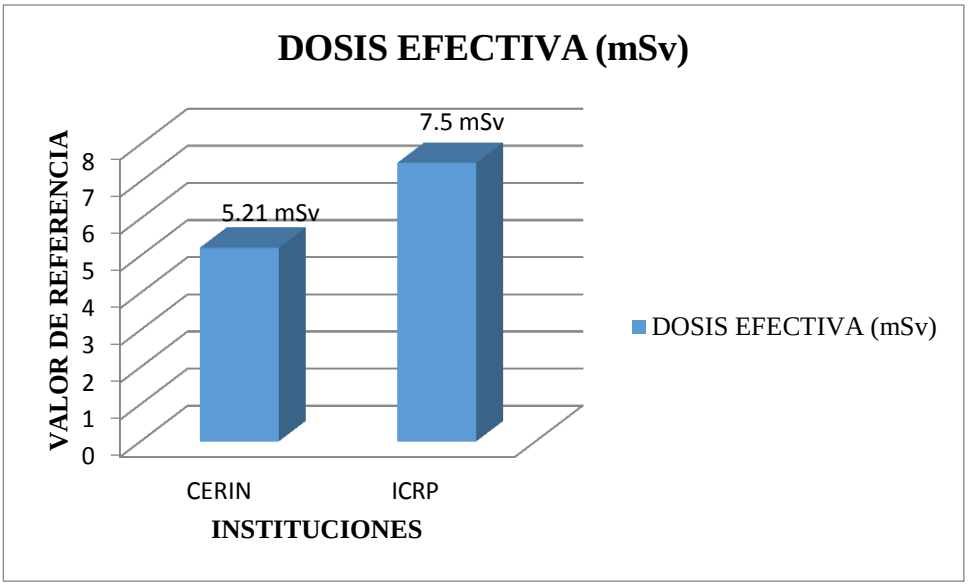
Tabla 14. *Dosis Efectiva, en pacientes sometidos al diagnóstico en Tomografía computada de Abdomen que fueron atendidos en la clínica de radiodiagnóstico "CERIN"*

	Pacientes Edad(años)	50.63
	factor ponderación	0.015
	DLP (mGy.cm)	347.64
CERIN	DOSIS EFECTIVA (mSv)	5.21
ICRP	DOSIS EFECTIVA (mSv)	7.5

Fuente: Sala de Tomografía clínica de diagnóstico CERIN

En la Tabla 14. La Dosis Efectiva, se obtuvo utilizando el promedio del indicador de dosis DLP, la cual fue de 347.64 mGy.cm y que multiplicamos este valor con el factor ponderación o dosis efectiva normalizada de Abdomen 0.015 $mSv.\ mGy^{-1}.\ cm^{-1}$ obteniendo el valor de la Dosis Efectiva de 5.21 mSv, que también fue comparado con la dosis efectiva, que ya se encuentran establecido por la ICRP con un valor de 7.5 mSv, demostrando que la dosis efectiva en Abdomen obtenida en la clínica CERIN es un valor óptimo para la protección del paciente cumpliendo el protocolo especificado por la ICRP ya que no supera los límites de exposición de radiación. Esto quiere decir que los niveles de referencia se encuentran dentro de los parámetros establecidos por el ICRP. (Tal como se muestra en la Figura 28).

Figura 28. *Dosis Efectiva de Tomografía computada de Abdomen, de la Clínica CERIN y la ICRP.*



La Dosis Efectiva que se muestra en el grafico nos indica que los pacientes no se encuentran en un riesgo Determinístico ni Estocástico siendo la dosis acumulada en el paciente muy mínima.

DISCUSIONES

A partir de los hallazgos encontrados en el estudio de la comparación de los niveles de referencia $CTDI_{vol}$, y DLP obtenidos en la clínica de radiodiagnóstico CERIN con los valores ya propuestos por la Comisión Internacional de Protección Radiológica (ICRP), aceptamos la hipótesis general establece que los valores de referencia son óptimas para la protección del paciente y la buena calidad de la imagen del radiodiagnóstico.

Estos resultados guardan relación con lo que sostiene (Coras, 2017) quien realizó un estudio en Tomografía computada de Cabeza en la clínica vesalio, aun cierto número de pacientes obteniendo la edad promedio de 50.63 años y con un promedio de los indicadores de dosis, $CTDI_{vol}$ promedio de 62 mGy siendo un valor muy alto que sobrepasa al establecido por el IRCP mientras al estudio realizado se obtuvo un $CTDI_{vol}$ promedio de 44.89 mGy indicando que se encuentra entre el rango ya establecido por la ICRP al no exceder el 60 mGy, por consiguiente (Coras, 2017) obtiene un DLP de 987.66 mGy.cm cumpliendo con los parámetros ya establecidos al no exceder el valor permitido de 1050 mGy.cm, de igual forma en el estudio realizado se obtuvo un DLP promedio de 626.61 mGy.cm cumpliendo con el parámetro ya establecido y por ultimo este obtiene una Dosis Efectiva de 2.07 mSv que sobrepasa la Dosis de radiación permitida mientras en el estudio realizado se obtiene una Dosis Efectiva promedio de 1.44 mSv y

se encuentra en un valor de Dosis de radiación permitido ya que no excede el 2 mSv.

Los siguientes resultados en el estudio de Tomografía computada de abdomen guardan relación con lo que sostiene (Morbidoni Davicino, 2018) quien realizó un estudio de niveles de referencia en el instituto OULTON (CORDOVA), obteniendo en su estudio indicadores de dosis, $CTDI_{vol}$ de 15 mGy y un DLP de 653 mGy.cm lo cual fueron óptimos para la protección del paciente, de igual manera en el estudio realizado se obtuvo un $CTDI_{vol}$ promedio de 9.045 mGy, un DLP promedio de 347.64 mGy.cm y una Dosis Efectiva de 5.2 mSv, cumpliendo con los parámetros establecidos por la ICRP y encontrándose optimizadas para la protección del paciente.

Por consiguiente estos valores de referencia obtenido en nuestro estudio de investigación no guardan relación con el estudio de investigación de (TICONA, 2015) que muestra un CTDIvol de 70 mGy, longitud de la exploración de 9 cm y DLP de 630 mGy.cm y una Dosis Efectiva de 2.64 mSv que no se encuentran óptimos para la protección del paciente ya que exceden a los valores de referencia establecidos por la ICRP.

Finalmente el estudio de investigación realizado muestra que los valores que se obtuvieron en la clínica CERIN cumplen con los valores establecidos por la Comisión Internacional de Protección Radiológica (ICRP), y que se encuentran óptimas para la protección del paciente.

CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

CONCLUSIONES

- Los niveles de referencia que se han obtenido en los exámenes en Tomografía computada de Cabeza en la clínica CERIN fueron el $CTDI_{vol}$ de 44.89 mGy, DLP de 987.66 mGy.cm y una Dosis Efectiva de 1.44 mSv, mientras en la ICRP sus niveles de referencia ya establecidos son $CTDI_{vol}$ de 60 mGy, DLP de 1050 mGy.cm y Dosis Efectiva de 2 mSv, en los exámenes en Tomografía computada de abdomen el $CTDI_{vol}$ fue de 9.045 mGy, DLP de 347.64 mGy.cm y la Dosis Efectiva de 5.2 mSv, mientras en la ICRP sus niveles de referencia ya establecidos son $CTDI_{vol}$ de 35 mGy, DLP de 360 mGy.cm y la Dosis Efectiva de 7 mSv. Estableciendo que los niveles de referencias comparadas en la clínica CERIN con la ICRP se encuentran óptimos para la protección del paciente.

- Los niveles de referencia que se han obtenido en la clínica CERIN en los exámenes de Tomografía computada de Cabeza en la clínica CERIN fueron el $CTDI_{vol}$ de 44.89 mGy, DLP de 987.66 mGy.cm y una Dosis Efectiva de 1.44 mSv y en los exámenes en Tomografía computada de abdomen el $CTDI_{vol}$ fue de 9.045 mGy, DLP de 347.64 mGy.cm y la Dosis Efectiva de 5.2 mSv. Estableciendo que estos niveles de referencias obtenidas en la clínica CERIN Chiclayo-2019. se encuentran óptimos para la protección del paciente.

- Al analizar el presente trabajo de investigación de los niveles de referencia que se han obtenido en la clínica CERIN y que han sido comparados con la ICRP, se concluye que estos valores de referencia obtenidos en la clínica CERIN, se encuentran optimizados para la protección del paciente y que no existen posibles riesgos biológicos (efecto estocástico y determinístico) provocados por la radiación.

RECOMENDACIONES

- Es recomendable realizar este tipo de estudio cada cierto tiempo para limitar y optimizar la protección de los pacientes que vienen siendo tratados en la clínica CERIN ya que los equipos también tienen cada cierto tiempo un control de calidad para verificar si se encuentran en un buen funcionamiento y uso.

- Este estudio puede servir para investigaciones a futuro a diferentes clínicas que realicen este tipo radiodiagnóstico ya que estas investigaciones no suelen realizarse por falta de profesionales que quieran dedicar tiempo a este estudio y sería de gran importancia estas investigaciones ya que se podría prevenir que los pacientes estén expuestos a grandes dosis radiación y que se encuentren en posibles riesgos biológicos (efecto estocástico y determinístico).

VII. BIBLIOGRAFÍA

[1] wikilengua del español. (s.f.). *sistema de medida de la radiación retrodispersada*. Recuperado el 16 de mayo de 2019, de wikilengua: http://www.wikilengua.org/index.php/Terminesp:sistema_de_medida_de_la_radiaci%C3%B3n_retrodispersada

[2] ATÓMICA, O. I. (2010). *Organismo Internacional de Energía Atómica.* Obtenido de Establecimiento de Niveles orientativos: https://www-pub.iaea.org/MTCD/publications/PDF/TE_1646_CD/PDF/TECDOC_1646.pdf

[3] Carlos Ubeda de la c, E. V. (03 de 2019). Niveles de referencia para diagnóstico: Una herramienta efectiva para la protección radiológica de pacientes. *revista chilena de radiologia* , 1.

[4] Clay, G. M. (10 de 12 de 2012). *10 cosas que necesita saber acerca de dosis de radiación en TC" - Parte 2* . Obtenido de TOSHIBA MEDICAL SYSTEM CORPORATION: http://www.griensu.com/novedades/article/2-novedades/187-%E2%80%9C10-cosas-que-necesita-saber-acerca-de-dosis-de-radiaci%C3%B3n-en-tc%E2%80%9D-parte-2

[5] Coras, C. S. (2017). *Dosis de radiación efectiva en pacientes sometidos a.* lima.

[6] Coras, C. S. (2017). *Dosis de radiación efectiva en pacientes sometidos a.* Obtenido de https://cybertesis.unmsm.edu.pe/bitstream/handle/cybertesis/6293/Sanchez_cc.pdf?sequence=1&isAllowed=y

[7] defensoria del asegurado ESSALUD. (s.f.). *GUÍA DE ATENCIÓN AL*

ASEGURADO. Obtenido de tomografia axisl computarizada : http://www.essalud.gob.pe/transparencia/pdf/defensoria/Guia_rayos_tomografia_Axial_Comp.pdf

[8] Dirección General de Medio Ambiente, S. N. (1999). *proteccíon radiológica 109.* Obtenido de http://www.pediatricrad.info/wo/docent/lex/rp109-es.pdf

[9] Dirección General de Medio Ambiente, S. N. (1999). proteccíon radiológica 109. 28.

[10] Egea, MA. (02 de 03 de 2016). *radiologia club.* Obtenido de https://radiologiaclub.com/2016/03/02/la-dosis-que-podra-conocer-el-paciente-radiologico/

[11] Europea, C. (24 de 11 de 1999). *proteccion radiologica 109.* Obtenido de http://www.pediatricrad.info/wo/docent/lex/rp109-es.pdf

[12] Europea, C. (24 de 11 de 1999). *proteccion radiologica 109.* Medio Ambiente, Seguridad Nuclear.

[13] IAEA, I. A. (2013). *Radiation Protection of Patients (RPOP).* Obtenido de niveles de referencia en tomografia computada: https://rpop.iaea.org/RPOP/RPoP/Content-es/InformationFor/HealthProfessionals/1_Radiology/ComputedTomography/diagnostic-reference-levels.htm

[14] IAEA, I. A. (2013). Radiation Protection of Patients (RPOP). 12.

[15] ingles, B. d. (06 de 02 de 2017). *Retrodispersión*. Recuperado el 16 de 05 de 2019, de wikipedia: https://es.wikipedia.org/wiki/Retrodispersi%C3%B3n

[16] Instituto Nacional Del Cancer. (s.f.). Recuperado el 27 de 08 de 2019, de cancer del diccionario del NCI: https://www.cancer.gov/espanol/publicaciones/diccionario/def/tomografia-

computarizada

[17] Javier González Vásquez. (2011). *MANUAL PRACTICO DE TOMOGRAFIA.* https://www.academia.edu/10780497/MANUAL_PRACTICO_DE_TOMOGRAFIA.

[18] Juan Carlos Ramírez Giraldo1, C. A. (04 de julio de 2008). *revista ingenieria biomedica.* Obtenido de Tomografía computarizada por rayos X:: http://www.scielo.org.co/pdf/rinbi/v2n4/v2n4a08.pdf

[19] L. González, R. B. (20 de 06 de 2010). *Control de calidad en radiodiagnóstico podológico:*. (N. 1. Revista Internacional de Ciencias Podológicas Vol. 5, Ed.) Recuperado el 31 de 05 de 2019, de Control de calidad en radiodiagnóstico podológico:: https://revistas.ucm.es

[20] Médica, S. E. (2004). *Fundamentos de fisica medica.* Antonio Brosed Serreta.

[21] Médica, S. E. (2004). *Fundamentos de fisica medica* . Recuperado el 20 de 05 de 2019, de http://www.sefm.es/userfiles/VF_2012_10_BAEZA_V2.pdf

[22] Merino, J. P. (2015). *definicion de tomografia* . Obtenido de https://definicion.de/tomografia/

[23] Morbidoni Davicino, B. (07 de 2018). *Determinación de los niveles de referencia de dosis para la optimización en la adquisición deimágenes con Tomografía Computada.* Recuperado el 11 de 10 de 2019, de https://rdu.unc.edu.ar/bitstream/handle/11086/11407/Proyecto_Integrador-Bruno-Morbidoni.pdf?sequence=1&isAllowed=y

[24] Radiologia, r. a. (septiembre de 2014). *Dosimetría en tomografía computada*. Obtenido de https://www.elsevier.es/es-revista-revista-argentina-radiologia-383-articulo-dosimetria-tomografia-computada-S0048761914000362

[25] SALUT, A. V. (2007). *tomografia computarizada.* Recuperado el 15 de 09 de

2019, de http://www.san.gva.es/documents/151744/512072/Tomografia+computarizada.pdf?version=1.0

[26] Sociedad Argentina de Radioprotección, 2. (05 de 2011). *ICRP publicación 105 : protección radiológica en medicina.* Obtenido de http://www.icrp.org/docs/P%20105%20Spanish.pdf

[27] TICONA, E. J. (2015). *DOSIS DE RADIACIÓN POR TOMOGRAFÍA.* Obtenido de http://www.repositorioacademico.usmp.edu.pe/bitstream/usmp/1301/5/Rosales_e.pdf

[28] Touzet, R. (07 de 09 de 2001). *El uso de "niveles de referencia".* Recuperado el 20 de 05 de 2019, de http://www.foroiberam.org/documents/193375/199920/El+uso+de+niveles+de+referencia+en+el+radiodiagn%C3%B3stico+m%C3%A9dico/02fe3daf-35e5-477c-8d34-755dd108edca;version=1.0

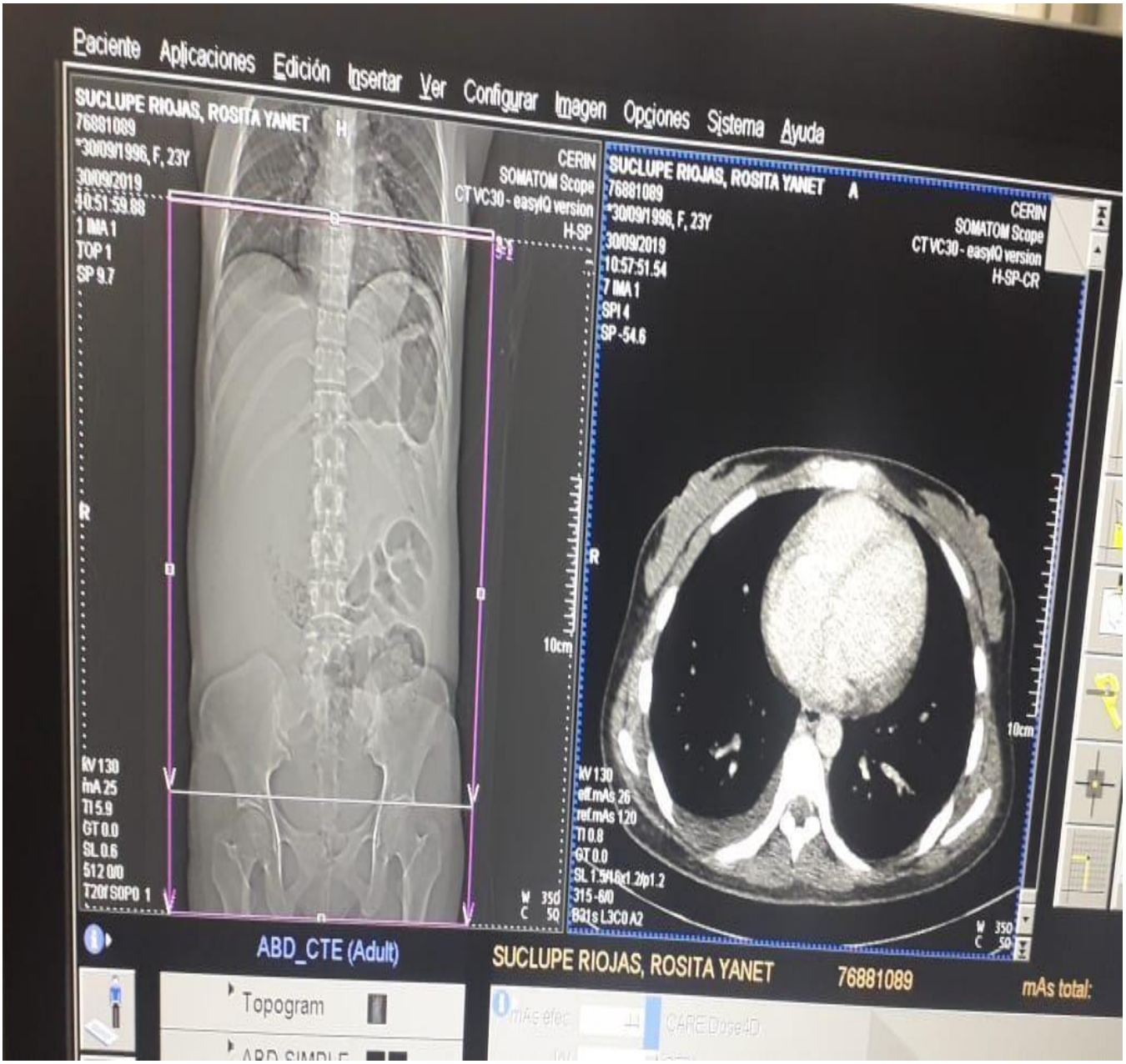
[29] Wikipedia, c. d. (23 de 03 de 2018). *Wikipedia, La enciclopedia libre.* Obtenido de https://es.wikipedia.org/wiki/Radiolog%C3%ADa

ANEXOS

Resultado de un Examen de Tomografía Computada de Abdomen con sus indicadores de dosis.

Examen de Tomografía Computada de Abdomen con aplicando sus parámetros.

Imagen de Tomograma de Abdomen.



Examen de Tomografía Computada de Cabeza con sus Indicadores de Dosis.

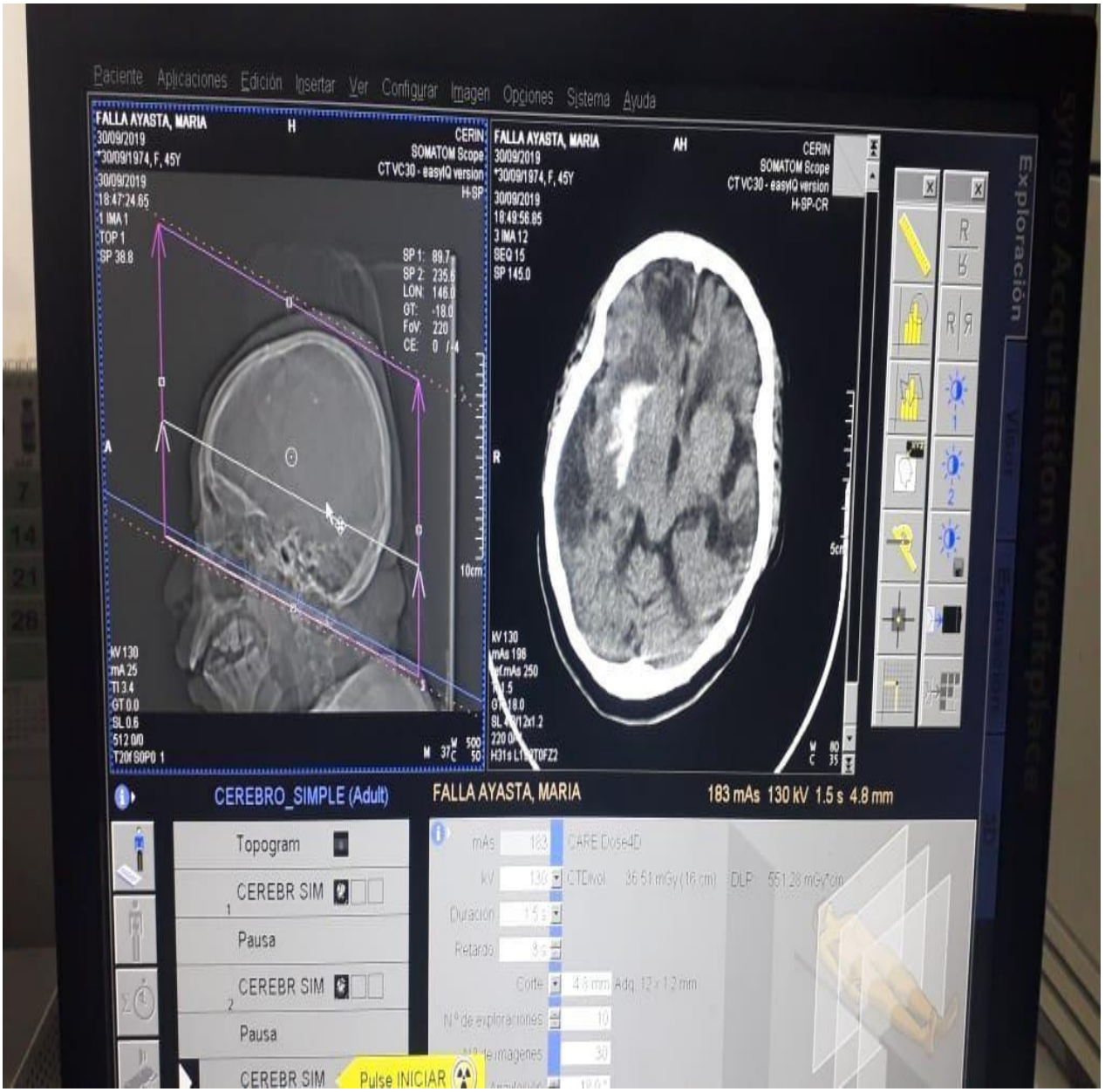


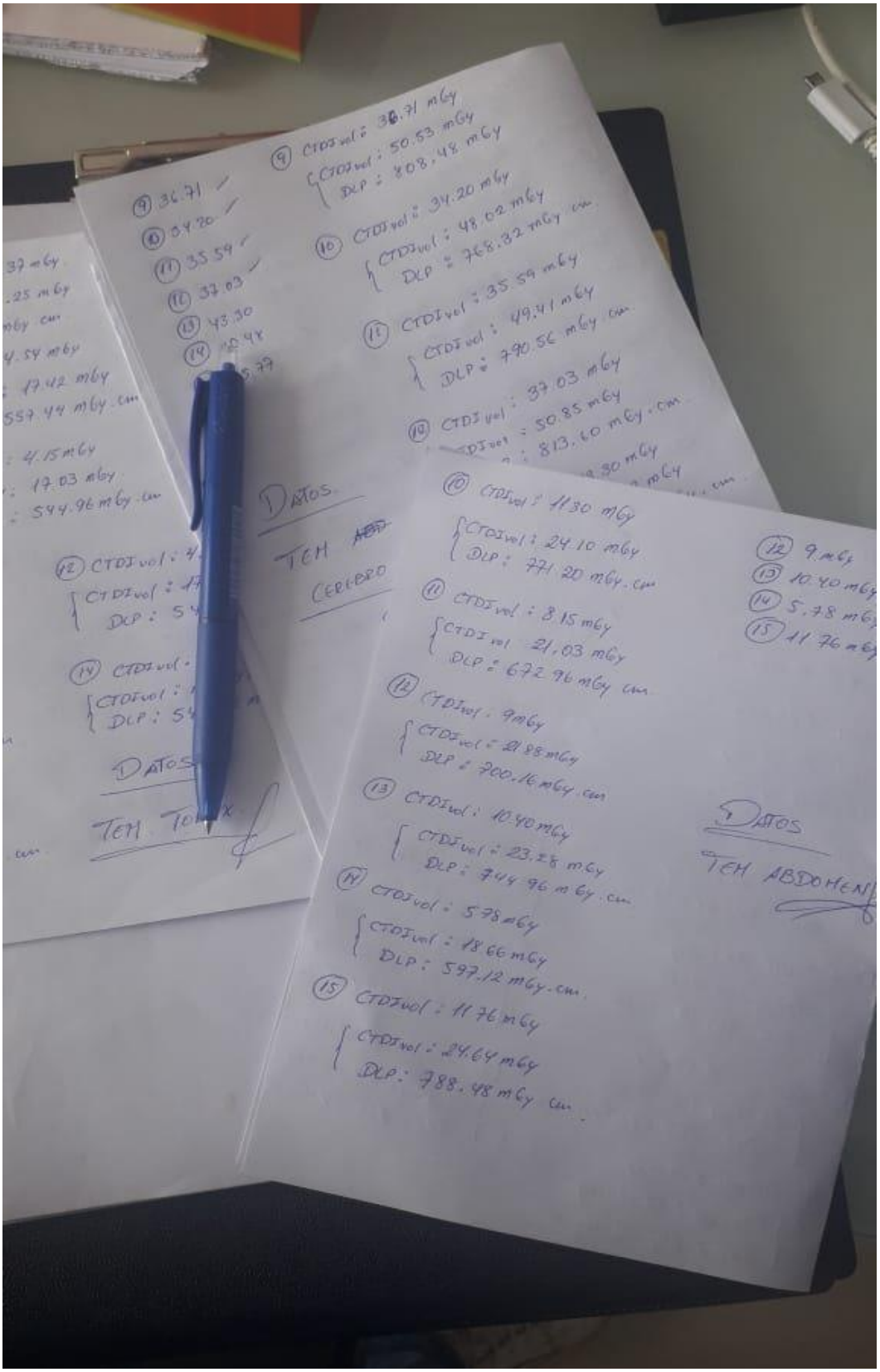
Imagen de Tomograma de cabeza sin contraste

Imagen del Equipo de Tomografía de la Clínica CERIN.

Imagen de la Consola.

.

Hoja de toma de datos.



Recolectando datos en la Clinica CERIN

UNIVERSIDAD NACIONAL PEDRO RUIZ GALLO
FACULTAD DE CIENCIAS FÍSICAS Y MATEMÁTICAS
DECANATO
Ciudad Universitaria - Lambayeque

ACTA DE SUSTENTACIÓN VIRTUAL Nº 014-2021-D/FACFyM

Siendo las 12 **horas** del día **30 de Marzo de 2021**, se reunieron vía plataforma virtual, **https://meet.google.com/buh-ivxj-tdo** los miembros del jurado evaluador de la Tesis titulada:

"Análisis en Niveles de Referencia de Dosis para Exámenes de Tomografía Computada de Diagnóstico por Imágenes en la Clínica CERIN CHICLAYO - 2019"

Designados por Resolución N° **1450-2019-D/FACFyM** de fecha **14 de noviembre de 2019**

Con la finalidad de evaluar y calificar la sustentación de la tesis antes mencionada, conformada por los siguientes docentes:

M.Sc. Alejandro Wilson Rodríguez La Barrera	Presidente
M.Sc. Gustavo Víctor Montalvo Soberón	Secretario
Lic. Fís. Francisco Solano Salazar Ordinola	Vocal

La tesis fue asesorada por el Dr. **Luis Alberto Curo Maquén** nombrado por Resolución N° 887-2019-D/FACFyM de fecha **04 de Julio de 2019**

El Acto de Sustentación fue autorizado por Resolución N° **203-2021-VIRTUAL-D/FACFyM** de fecha 25 **de marzo de 2021**

La Tesis fue presentada y sustentada por el **Bachiller en Física, Garnique Millones José Eduardo**: y tuvo una duración de 1 hora con 10 minutos.

Después de la sustentación, y absueltas las preguntas y observaciones de los miembros del jurado se procedió a la calificación respectiva, otorgándole el Calificativo de **18 (dieciocho)** en la escala vigesimal, mención Muy Bueno.

Por lo que queda apto para obtener el Título Profesional de **Licenciado en Física** de acuerdo con la Ley Universitaria 30220 y la normatividad vigente de la Facultad de Ciencias Físicas y Matemáticas y la Universidad Nacional Pedro Ruiz Gallo.

Siendo las 1.10 pm se dio por concluido el presente acto académico, dándose conformidad al presente acto con la firma de los miembros del jurado.

M.Sc. Alejandro Wilson Rodríguez La Barrera
Presidente

M.Sc. Gustavo Víctor Montalvo Soberón
Secretario

Lic. Fís. Francisco Solano Salazar Ordinola
Vocal

Dr. Luis Alberto Curo Maquén
Asesor

CERTIFICO: Que, es copia fiel del original
FECHA: 05 / 07 / 2021

Dra. Iris Margarita Tejada Romero
SECRETARIO DOCENTE - FACFyM
VÁLIDO PARA TRÁMITES INTERNOS DE LA UNPRG

UNIVERSIDAD NACIONAL PEDRO RUIZ GALLO

FACULTAD DE CIENCIAS FISICAS Y MATEMATICAS

ESCUELA PROFESIONAL DE FISICA

TESIS

"ANÁLISIS EN NIVELES DE REFERENCIA DE DOSIS PARA EXÁMENES DE TOMOGRAFÍA COMPUTADA DE DIAGNÓSTICO POR IMÁGENES EN LA CLINICA CERIN CHICLAYO-2019"

Investigador:

Bach. Fis. Garnique Millones Jose Eduardo.

Asesor:

Dr. Curo Maquen Luis Alberto

Lambayeque, noviembre 2020

“ANÁLISIS EN NIVELES DE REFERENCIA DE DOSIS PARA EXÁMENES DE TOMOGRAFÍA COMPUTADA DE DIAGNÓSTICO POR IMÁGENES EN LA CLINICA CERIN CHICLAYO-2019”

INFORME DE ORIGINALIDAD

18%	17%	1%	6%
INDICE DE SIMILITUD	FUENTES DE INTERNET	PUBLICACIONES	TRABAJOS DEL ESTUDIANTE

FUENTES PRIMARIAS

1	edoc.pub Fuente de Internet	4%
2	cybertesis.unmsm.edu.pe Fuente de Internet	3%
3	www.elsevier.es Fuente de Internet	2%
4	rdu.unc.edu.ar Fuente de Internet	2%
5	Submitted to Universidad Nacional Pedro Ruiz Gallo Trabajo del estudiante	2%
6	www.buenastareas.com Fuente de Internet	1%
7	es.unionpedia.org Fuente de Internet	1%

Recibo digital

Este recibo confirma quesu trabajo ha sido recibido por Turnitin. A continuación podrá ver la información del recibo con respecto a su entrega.

La primera página de tus entregas se muestra abajo.

Autor de la entrega:	José Eduardo Garnique Millones
Título del ejercicio:	Presentaciones
Título de la entrega:	“ANÁLISIS EN NIVELES DE REFER…
Nombre del archivo:	tesis_final_docx.pdf
Tamaño del archivo:	2.07M
Total páginas:	100
Total de palabras:	11,000
Total de caracteres:	61,192
Fecha de entrega:	02-feb-2021 02:41p.m. (UTC-0500)
Identificador de la entrega:	1500122870

UNIVERSIDAD NACIONAL PEDRO RUIZ GALLO

FACULTAD DE CIENCIAS FISICAS Y MATEMATICAS

ESCUELA PROFESIONAL DE FISICA

TESIS

“ANÁLISIS EN NIVELES DE REFERENCIA DE DOSIS PARA EXÁMENES DE TOMOGRAFÍA COMPUTADA DE DIAGNÓSTICO POR IMÁGENES EN LA CLINICA CERIN CHICLAYO-2019”

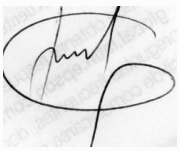
Investigador:

Bach. Fis. Garnique Millones Jose Eduardo.

Asesor:

Dr. Curo Maquen Luis Alberto

Lambayeque, noviembre 2020



Derechos de autor 2021 Turnitin. Todos los derechos reservados.

(ANEXO 01)

UNIVERSIDAD NACIONAL PEDRO RUIZ GALLO
FACULTAD DE CIENCIAS FISICAS Y MATEMATICAS

CONSTANCIA DE APROBACIÓN DE ORIGINALIDAD DE TESIS

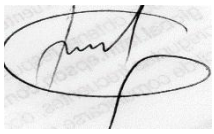
Yo, **LUIS ALBERTO CURO MAQUEN**, Asesor de la Tesis, del estudiante, José Eduardo Garnique Millones,

Titulada: "**ANALISIS EN NIVELES DE REFERENCIA DE DOSIS PARA EXAMENES DE TOMOGRAFIA COMPUTADA DE DIAGNOSTICO POR IMÁGENES EN LA CLINICA CERIN CHICLAYO-2019"**

Luego de la revisión exhaustiva del documento constato que la misma tiene un índice de similitud de 18% verificable en el reporte de similitud del Programa Turnitin.

El suscrito analizó dicho reporte y concluyó que cada una de las coincidencias detectadas no constituyen plagio. A mi leal saber y entender la tesis cumple con todas las normas para el uso de citas y referencias establecidas por la Universidad Nacional Pedro Ruiz Gallo.

Lambayeque,1 de Julio de 2021



Nombres y Apellidos
DNI: 17594217
ASESOR

(ANEXO 01)

UNIVERSIDAD NACIONAL PEDRO RUIZ GALLO
FACULTAD DE CIENCIAS FISICAS Y MATEMATICAS

CONSTANCIA DE APROBACIÓN DE ORIGINALIDAD DE TESIS

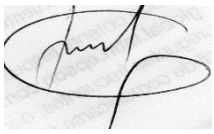
Yo, **LUIS ALBERTO CURO MAQUEN**, Asesor de la Tesis, del estudiante, José Eduardo Garnique Millones,

Titulada: "**ANALISIS EN NIVELES DE REFERENCIA DE DOSIS PARA EXAMENES DE TOMOGRAFIA COMPUTADA DE DIAGNOSTICO POR IMÁGENES EN LA CLINICA CERIN CHICLAYO-2019"**

Luego de la revisión exhaustiva del documento constato que la misma tiene un índice de similitud de 18% verificable en el reporte de similitud del Programa Turnitin.

El suscrito analizó dicho reporte y concluyó que cada una de las coincidencias detectadas no constituyen plagio. A mi leal saber y entender la tesis cumple con todas las normas para el uso de citas y referencias establecidas por la Universidad Nacional Pedro Ruiz Gallo.

Lambayeque,1 de Julio de 2021



Nombres y Apellidos
DNI: 17594217
ASESOR

“ANÁLISIS EN NIVELES DE REFERENCIA DE DOSIS PARA EXÁMENES DE TOMOGRAFÍA COMPUTADA DE DIAGNÓSTICO POR IMÁGENES EN LA CLINICA CERIN CHICLAYO-2019”

INFORME DE ORIGINALIDAD

18%	17%	1%	6%
INDICE DE SIMILITUD	FUENTES DE INTERNET	PUBLICACIONES	TRABAJOS DEL ESTUDIANTE

FUENTES PRIMARIAS

1	edoc.pub Fuente de Internet	4%
2	cybertesis.unmsm.edu.pe Fuente de Internet	3%
3	www.elsevier.es Fuente de Internet	2%
4	rdu.unc.edu.ar Fuente de Internet	2%
5	Submitted to Universidad Nacional Pedro Ruiz Gallo Trabajo del estudiante	2%
6	www.buenastareas.com Fuente de Internet	1%
7	es.unionpedia.org Fuente de Internet	1%

8	www.repositorioacademico.usmp.edu.pe Fuente de Internet	1%
9	www.analesderadiologiamexico.com Fuente de Internet	<1%
10	openpress.alaska.edu Fuente de Internet	<1%
11	Submitted to Universidad Católica de Santa María Trabajo del estudiante	<1%
12	losmundosdebrana.com Fuente de Internet	<1%
13	pt.scribd.com Fuente de Internet	<1%
14	Submitted to BENEMERITA UNIVERSIDAD AUTONOMA DE PUEBLA BIBLIOTECA Trabajo del estudiante	<1%
15	Submitted to Universidad Catolica de Santo Domingo Trabajo del estudiante	<1%
16	repository.eia.edu.co Fuente de Internet	<1%
17	rpop.iaea.org Fuente de Internet	<1%
18	Submitted to Universidad San Gregorio De	

Portoviejo

Trabajo del estudiante

<1%

Excluir citas	Activo	Excluir coincidencias	< 15 words
Excluir bibliografía	Activo		

Recibo digital

Este recibo confirma quesu trabajo ha sido recibido por Turnitin. A continuación podrá ver la información del recibo con respecto a su entrega.

La primera página de tus entregas se muestra abajo.

Autor de la entrega:	José Eduardo Garnique Millones
Título del ejercicio:	Presentaciones
Título de la entrega:	“ANÁLISIS EN NIVELES DE REFER…
Nombre del archivo:	tesis_final_docx.pdf
Tamaño del archivo:	2.07M
Total páginas:	100
Total de palabras:	11,000
Total de caracteres:	61,192
Fecha de entrega:	02-feb-2021 02:41p.m. (UTC-0500)
Identificador de la entrega:	1500122870

UNIVERSIDAD NACIONAL PEDRO RUIZ GALLO

FACULTAD DE CIENCIAS FISICAS Y MATEMATICAS

ESCUELA PROFESIONAL DE FISICA

TESIS

“ANÁLISIS EN NIVELES DE REFERENCIA DE DOSIS PARA EXÁMENES DE TOMOGRAFÍA COMPUTADA DE DIAGNÓSTICO POR IMÁGENES EN LA CLINICA CERIN CHICLAYO-2019”

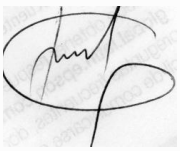
Investigador:

Bach. Fis. Garnique Millones Jose Eduardo.

Asesor:

Dr. Curo Maquen Luis Alberto

Lambayeque, noviembre 2020



Derechos de autor 2021 Turnitin. Todos los derechos reservados.