



## **FACULTAD DE TECNOLOGÍA MÉDICA**

DOSIS ACUMULADA EN TOMOGRAFÍA COMPUTADA EN LA CLÍNICA EL GOLF  
DURANTE EL PERIODO 2015-2018

**Línea de investigación:**

**Salud pública**

Tesis para optar el título de Especialista en Tomografía Computada

**Autora:**

Flores Montalvo, Erika Noemí

**Asesor:**

Gutarra Ingunza, José Ernesto

**Jurado:**

Bobadilla Minaya, David Elías

Meza Salas, Walter Junior

Fernández Torres, Mariela Raida

**Lima - Perú**

**2021**

**Referencia:**

Flores, E. (2021). *Dosis acumulada en tomografía computada en la Clínica El Golf durante el periodo 2015-2018* [Tesis de segunda especialidad, Universidad Nacional Federico Villarreal]. Repositorio Institucional UNFV. <http://repositorio.unfv.edu.pe/handle/UNFV/5395>



**Reconocimiento - No comercial - Sin obra derivada (CC BY-NC-ND)**

El autor sólo permite que se pueda descargar esta obra y compartirla con otras personas, siempre que se reconozca su autoría, pero no se puede generar obras derivadas ni se puede utilizar comercialmente.

<http://creativecommons.org/licenses/by-nc-nd/4.0/>



Universidad Nacional  
**Federico Villarreal**

**VRIN** | VICERRECTORADO  
DE INVESTIGACIÓN

## **FACULTAD DE TECNOLOGÍA MÉDICA**

# **DOSIS ACUMULADA EN TOMOGRAFÍA COMPUTADA EN LA CLÍNICA EL GOLF DURANTE EL PERIODO 2015-2018**

**Línea de Investigación: Salud Pública**

**Tesis para optar el Título de Especialista en Tomografía Computada**

### **AUTOR**

Flores Montalvo, Erika Noemí

### **ASESOR**

Gutarra Ingunza, José Ernesto

### **JURADO**

Bobadilla Minaya, David Elías

Meza Salas, Walter Junior

Fernández Torres, Mariela Raida

**Lima – Perú**

**2021**

## **DEDICATORIA**

A mis padres, por ser ejemplo de lucha, trabajo y amor; por brindarme su comprensión, el entusiasmo para persistir en alcanzar mis propósitos y por ser mi fuente de inspiración constante.

A cada uno de mis seres queridos por su apoyo, cariño y estar presente en los momentos más importantes de mi vida.

## **AGRADECIMIENTO**

En primer lugar, quiero expresar mi inmensa gratitud a Dios, por su infinita bondad y bendiciones, al Mg. José Ernesto Gutarra, quien me brindó su apoyo constante y su asesoramiento competente durante el desarrollo de la investigación, estando aún en proyecto.

De igual forma a mis maestros de Radiología y a todas las personas y autoridades que contribuyeron a que se haga realidad la presente investigación.

## INDICE

Resumen (Palabras Clave) .....	iv
<b>Abstract (Keywords)</b> .....	<b>v</b>
<b>I. Introducción</b> .....	<b>1</b>
1.1. Descripción y Formulación del Problema.....	2
1.2. Antecedentes .....	4
1.3. Objetivos .....	9
1.3.1. Objetivo General.....	9
1.3.2. Objetivos Específicos.....	9
1.4. Justificación.....	9
1.5. Hipótesis.....	10
<b>II: Marco Teórico</b> .....	<b>11</b>
2.1 Bases Teóricas sobre el Tema de Investigación.....	11
<b>III: Método</b> .....	<b>32</b>
3.1. Tipo de Investigación.....	32
3.2. Ambito Temporal y Espacial.....	32
3.3. Variables.....	32
3.4. Población y Muestra.....	33
3.5. Instrumentos .....	33
3.6. Procedimientos .....	34
3.7. Análisis de Datos:.....	34
3.8. Consideraciones Éticas:.....	34
<b>IV. Resultados</b> .....	<b>35</b>

<b>V. Discusión de Resultados</b> .....	40
<b>VI. Conclusiones</b> .....	43
<b>VII. Recomendaciones</b> .....	44
<b>VIII. Referencias</b> .....	45
<b>IX. Anexos</b> .....	51
Anexo A. Figuras .....	51
Anexo B. Ficha de Recolección de Datos .....	56
Anexo C. Operacionalización de Variables .....	58
Anexo D. Matriz de Contingencia.....	60
Anexo E. Formato de Solicitud.....	62
Anexo F. Protocolo de Examen .....	63

## RESUMEN

**Objetivo:** Determinar la dosis acumulada de radiación de los pacientes que se realizaron procedimiento tomográfico en el periodo 2015-2018. **Metodología:** Estudio de tipo observacional, de diseño descriptivo, retrospectivo y de corte longitudinal. Se recolectaron los datos de tomografías de 489 pacientes que fueron evaluados en la Clínica El Golf durante marzo 2019. Los datos fueron recolectados en una ficha de recolección de datos y se analizaron con el programa SPSS v.23. **Resultados:** El 53% de la totalidad de los pacientes tuvieron tomografías previas en el periodo 2015-2018, de las cuales se obtuvo una dosis acumulada promedio de  $53,23 \pm 62,18$  mSv. La región más explorada fue la cabeza (32%). La media de la dosis efectiva del total de pacientes resultó ser  $34,60 \pm 34,75$  mSv.; 36 pacientes (7,3%) excedieron el umbral de dosis de 100 mSv y 51 pacientes (10,4%) obtuvieron dosis entre 50 y 100 mSv. Las mayores dosis acumuladas se evidenciaron en el género femenino ( $57,13 \pm 67,18$  mSv); en el grupo etario de 48 a 62 años ( $59,56 \pm 63,34$  mSv); en los pacientes atendidos por modalidad ambulatoria ( $58,07 \pm 63,64$  mSv); asimismo como en los pacientes atendidos por indicación oncológica: ( $82,58 \pm 45,17$  mSv.) **Conclusión:** Se determinó una dosis acumulada de radiación promedio de  $53,23 \pm 62,18$  mSv. en los pacientes que se realizaron procedimientos tomográficos en el periodo 2015-2018.

**Palabras clave:** tomografía computarizada, dosis acumulada, radiación ionizante.

## ABSTRACT

**Objective:** To determine the cumulative radiation dose of patients who underwent a tomographic procedure in the period 2015-2018. **Methodology:** An observational study, with a descriptive, retrospective design and longitudinal section. Tomography data from 489 patients who were evaluated at the El Golf Clinic during March 2019 were collected. The data were collected in a data collection sheet and analyzed with the SPSS v.23 program. **Results:** 53% of all patients had previous CT scans in the 2015-2018 period, of which an average cumulative dose of  $53.23 \pm 62.18$  mSv was obtained. The most explored region was the head (32%). The mean effective dose of the total number of patients was  $34.60 \pm 34.75$  mSv.; 36 patients (7.3%) exceeded the 100 mSv dose threshold and 51 patients (10.4%) obtained doses between 50 and 100 mSv. The highest accumulated doses were evidenced in the female gender ( $57.13 \pm 67.18$  mSv); in the age group from 48 to 62 years ( $59.56 \pm 63.34$  mSv); in patients treated by outpatient modality ( $58.07 \pm 63.64$  mSv); also as in patients treated for oncological indication: ( $82.58 \pm 45.17$  mSv). **Conclusion:** An average cumulative radiation dose of  $53,23 \pm 62,18$  mSv was determined of patients who underwent tomographic procedures in the 2015-2018 period.

**Keywords:** computed tomography, accumulated dose, ionizing radiation

## I. INTRODUCCIÓN

La población está diariamente expuesta a radiaciones tanto de origen natural como artificial. La dosis media de radiación natural es de 2.4 mSv / año (Safety Commission, 2014). En los estudios de diagnóstico, los estudios radiológicos y especialmente la tomografía computarizada (TC) son la fuente que más aporta a la dosis colectiva (Kalra et al., 2015). Siendo el desarrollo de la tomografía computada de gran importancia en estos últimos tiempos para el diagnóstico de diversas enfermedades. El uso médico de la radiación representa el 98% de la dosis de la población proveniente de fuentes artificiales y el 20% de la exposición total de la población (Mettler et al., 2009). Numerosos estudios han demostrado el fuerte aumento de los estudios radiológicos de diagnóstico en los países desarrollados, en particular la tomografía computarizada (63 millones de estudios al año en Estados Unidos), que representa el 60% de la radiación artificial por múltiples causas: aumento de disponibilidad de tomógrafos, demanda de estudios por parte del propio paciente, medicina defensiva, repetición de estudios por falta de información, entre otros. (Brenner et al., 2011)

En nuestro país no desconocemos esta realidad mundial. El servicio de imágenes de la Clínica El Golf cuenta con un tomógrafo multicorte Siemens cuya demanda de procedimientos ha ido en incremento; dándose un notable aumento de atenciones desde el 2015 al 2018. El propósito de nuestro estudio es dar a conocer la radiación acumulada de los pacientes atendidos durante el mes de marzo del 2019 que cuenten con tomografías previas y sirva de antecedente a estudios posteriores.

## 1.1. Descripción y Formulación del Problema

Hoy en día, la tomografía computada multidetector como alternativa para el diagnóstico médico se ha convertido en una herramienta indispensable y de rutina por su extensa accesibilidad, su rápida adquisición y una precisión diagnóstica alta.

Debido al rápido desarrollo tecnológico, la incorporación de técnicas innovadoras y la mayor disposición de este equipo tanto en hospitales como en clínicas a nivel nacional, existe una alta frecuencia anual de exámenes de tomografía computada, por ende, una dosis significativa por examen, los cuales originan un importante impacto en la dosis total de la población.

A modo de comparación: una tomografía computarizada del abdomen y la pelvis sin agente de contraste comprende una dosis de radiación efectiva aproximada de 10 mSv; la cual equivale a quinientas radiografías de tórax o a 4,5 años de radiación natural de fondo. Esta dosis se duplicaría con la administración intravenosa de contraste y utilizando protocolos adaptados al problema clínico, como la realización de estudios multifásicos para lograr el máximo rendimiento diagnóstico del procedimiento.

Según el reporte del Comité Científico de Naciones Unidas sobre los Efectos de la Radiación Atómica 2008, también denominado UNSCEAR por sus siglas en inglés; durante los años 1991–1996 se estima que el número total de exámenes médicos de diagnóstico aumentaron de 2.400 millones a 3.600 millones, es decir, un incremento de aproximadamente el 50% y para el periodo 1988-2008 se estimó que la dosis efectiva colectiva y la dosis anual per-cápita se incrementaron un 70% cuyos valores han excedido a las de la fuente de radiación natural; constituyéndose la TC como la fuente que más aporta a la dosis colectiva, pese a que representa tan solo el 7% de los estudios que utilizan radiación ionizante. En tal sentido, también menciona

que en los Estados Unidos la dosis de radiación per cápita anual procedente de la exposición médica se ha incrementado de 0.53 mSv a 3.1 mSv en las últimas tres décadas. (Figura 3)

Asimismo, Raslawski (2008) sostiene que en EE. UU., la TC contribuye aproximadamente a un 65% de dosis de radiaciones en los exámenes médicos de la población, por ello es importante no olvidar que su mayor desventaja es la inevitable exposición a las radiaciones.

El Perú no es ajeno a esta realidad de tendencia mundial. La Clínica El Golf pertenece a la red de clínicas SANNA, en el Servicio de Imágenes se cuenta con un Tomógrafo Multicorte marca Siemens de 16 líneas cuya demanda de procedimientos de TC ha ido en incremento, desde el 2015 al 2018 tuvo un notable aumento del 42%. La mayoría de los pacientes que acuden al servicio de Tomografía se encuentran afiliados a una EPS (Entidad Prestadora de Salud); de tal manera que existe un enorme acceso para solicitar exámenes basados en radiación ionizante, sumado al uso de la medicina defensiva muy utilizada en la práctica médica.

Un estudio realizado en el Reino Unido sobre el uso de la TC en la infancia encontró que las dosis acumulativas de examen de la TC superaban los 50 mGy asociados con un riesgo triplicado de leucemia y las dosis acumuladas de más de 60 mGy asociadas con un riesgo triple de tumores cerebral (Gibson et al., 2014).

No cabe duda de que el uso de la TC se ha convertido en parte habitual de la práctica médica; sin embargo, el uso de radiaciones también comporta riesgos para la salud de los pacientes; la clínica El Golf es una institución que posee tres pilares fundamentales tales como el compromiso, empatía y excelencia, además de ofrecer atención profesional con gran calidad humana, por lo que es menester de los profesionales de salud mantenerse informados con investigaciones actuales y con suficientes conocimientos sobre el pertinente uso de las radiaciones ionizantes; tal como lo menciona la Comisión Europea (2000): “ Por eso es vital que la petición

de una TC esté plenamente justificada y que se apliquen técnicas en las que se minimice la dosis, al tiempo que sigue obteniéndose la información diagnóstica fundamental” (p.21).

La presente investigación tiene como propósito realizar cálculos de radiación acumulada en los pacientes que se someten a un procedimiento de TC, de tal modo que estimando la dosis efectiva y acumulada de radiación se percibirá de manera más concreta los posibles riesgos a los cuales podrían estar expuestos los pacientes, asimismo el Tecnólogo Médico, requiere interpretar los indicadores de dosis que señala el equipo (CTDIvol y DLP) teniendo en cuenta los niveles de referencia para impartir una adecuada dosis de radiación en cada procedimiento ; sobre todo en los que ya tienen historial de altas dosis acumuladas; optimizando los protocolos y siguiendo el criterio ALARA (“radiación tan bajo como sea posible”) sin comprometer la calidad de imagen necesaria para un diagnóstico certero.

### ***Formulación del Problema***

¿Cuál es la dosis acumulada de radiación de los pacientes atendidos en la Clínica El Golf que se realizaron procedimiento de TC durante el periodo 2015-2018?

### **1.2. Antecedentes**

**Stopsack y Cerhan (2019)** en Minnesota, EE.UU., en su investigación titulada “Dosis acumuladas de radiación ionizante de la tomografía computarizada: un estudio poblacional” tuvo como objetivo evaluar las dosis de radiación acumulada de la tomografía computarizada (TC), las características de los pacientes y las indicaciones clínicas de la TC en una muestra de la población. Se trató de un estudio de cohorte utilizando la vinculación de registros médicos como parte del Proyecto de Epidemiología de Rochester para determinar todos los exámenes de TC en el condado de Olmsted, Minnesota, realizados entre el 1 de enero de 2004 y el 31 de diciembre de 2013, entre todos los adultos que estuvieron vivos durante 3 años o más después de completar el seguimiento

(para excluir exposiciones antes de la muerte). Las dosis efectivas acumuladas de radiación ionizante durante 10 años se estimaron en base a las dosis típicas por modalidad de TC. En los pacientes que recibieron una dosis alta (100 mSv / 10 años), se revisaron las tomografías computarizadas en busca de antecedentes clínicos, indicaciones y hallazgos.

Sus resultados fueron que 54,447 adultos (edad media, 44,0 años en el momento de la inclusión), 26,377 (48,4%) se sometieron al menos a una tomografía computarizada. Las dosis de radiación a los 10 años de la tomografía computarizada fueron de 0,1 a 9,9 mSv en el 15,8% de la población (8593 pacientes), de 10 a 24,9 mSv en el 16,9% (9502), de 25 a 99,9 mSv en 13,8% (7492) y de 100 mSv o más en 1,9% (1041). La tomografía computarizada de abdomen y pelvis supuso el 67,2% de la dosis estimada. En modelos multivariados, las dosis difirieron de 1,21 a 2,16 veces entre las categorías extremas de edad, índice de masa corporal, nivel de educación, tabaquismo y raza. De 600 tomografías computarizadas en 200 pacientes que recibieron dosis altas, el 70,5% se obtuvieron para reclasificación de cánceres sólidos y linfomas, dolor abdominal, infecciones, cálculos renales, seguimiento de nódulos o masas y evaluación del dolor de pecho / embolia pulmonar. Se concluyó que la exposición a las radiaciones ionizantes de la tomografía computarizada fue desproporcionada en subgrupos específicos de la población. Un número limitado de indicaciones clínicas contribuyó a la mayor parte de la radiación entre adultos con dosis altas.

**Servente et al. (2018)** en la ciudad de Montevideo, en su investigación titulada “Dosis acumulada en tomografía computada 2014-2017: análisis descriptivo de una población del Hospital de Clínicas”, el objetivo del trabajo fue determinar la frecuencia de estudios tomográficos repetidos y estimar la dosis de radiación acumulada durante el período 2014/2017 de una muestra de pacientes atendidos en julio / agosto de 2017 en el hospital de Clínicas. Para ello se incluyó a

los pacientes que acudieron al servicio de imagenología, y a los cuales su médico tratante indicó una tomografía computarizada. Fue un estudio descriptivo, longitudinal y retrospectivo. Se completó un formulario con datos demográficos y de procedimiento. Se realizó una búsqueda de estudios tomográficos previos en el sistema de archivo de imágenes médicas y en el registro de informes de los últimos tres años. Para sus resultados, la muestra incluyó 110 pacientes; 59 (54,1%) tenían más de una TC, siendo el abdomen y la pelvis las zonas más estudiadas. Siete pacientes (6,4%) superaron el umbral de dosis de 100 mSv y 16 (14,5%) recibieron dosis entre 50 y 100 mSv. A su vez, 23 pacientes (20,9%) tuvieron más de cuatro tomografías computarizadas, un promedio de más de una por año. Se concluyó que la tomografía computarizada es una herramienta beneficiosa para el diagnóstico siempre que se utilice de forma racional, equilibrando los riesgos y beneficios. Se deben conocer los riesgos asociados con la dosis acumulada en varios estudios tomográficos.

**Kritsaneepai boon et al. (2018)** en Tailandia, en su estudio titulado “Exposición acumulada a la radiación y riesgo estimado de cáncer de por vida en pacientes adultos con lesiones múltiples que se someten a TC repetidas o múltiples”, su propósito era estimar la exposición acumulada a la radiación y el riesgo atribuible de por vida (LAR) del cáncer inducido por radiación a partir de la tomografía computarizada (TC) de pacientes adultos con múltiples lesiones traumáticas. El estudio incluyó a 328 pacientes adultos con múltiples lesiones que se sometieron a un diagnóstico de TC durante el 2013. Se calculó la exposición acumulada de cada paciente a la radiación por tomografía computarizada y se utilizaron el método de los efectos biológicos de la radiación ionizante VII para estimar el LAR de la incidencia de cáncer en función del género y la edad en cada exposición. Obtuvieron como resultado que la dosis media acumulada por paciente fue de 19,4 mSv. El 1.5% de los pacientes recibieron una dosis eficaz acumulada  $\geq 100$  mSv y el

63,7% de los pacientes recibieron una dosis eficaz acumulada  $\leq 20$  mSv. El LAR promedio para la incidencia de cáncer fue de 0,14% o 1 en 714 pacientes. Solo un paciente tenía LAR > 1%, un varón <30 años. El grupo de lesiones graves tuvo una dosis efectiva acumulativa significativamente más alta y un LAR ligeramente más alto que el grupo de lesiones más pequeñas. Concluyeron entonces que más de la mitad de los pacientes con politraumatismo se clasificaron como dosis acumulada efectiva de bajo riesgo ( $\leq 20$  mSv) y casi todos los pacientes tuvieron bajo riesgo LAR de incidencia de cáncer según los estudios de TC. Los pacientes que tenían el mayor riesgo de cáncer por tomografías computarizadas eran los menores de 30 años que tenían varias o repetidas tomografías, especialmente en el tronco.

**Gibson et al. (2014)** en su trabajo titulado “La carga de riesgo desproporcionada de la tomografía computarizada en mujeres y adultos más jóvenes en Australia”. Este estudio de cohorte retrospectivo utilizó registros de TC de Australia subvencionados por Medicare (2006/07 a 2011/12) y dosimetría de TC de Australia. El número anual, la tasa y la probabilidad ajustada de TC se determinaron por sexo, edad y tipo de examen. La incidencia del cáncer y la mortalidad relacionada con el cáncer atribuible a la TC en Australia se estimaron utilizando coeficientes de riesgo atribuible de por vida, dosimetría y números de exploración. Se observó que el número de tomografías computarizadas aumentó en un 36% desde 2006/07 hasta 2011/12. Solo los pacientes de 0 a 4 años no mostraron un aumento en las tasas de TC. Las mujeres tenían un 11% más de probabilidades de ser escaneadas que los hombres. Las tomografías computarizadas de cabeza, abdomen / pelvis y columna vertebral fueron las áreas más probables para escanear. A las mujeres se les atribuyó el 61% de los casos de cáncer y la mortalidad relacionada con el cáncer en el 55% de las exploraciones realizadas. A los pacientes de 15 a 44 años se les atribuyó el 37% de los casos de cáncer y el 30% de la mortalidad relacionada con el cáncer en el 26% de las tomografías

computarizadas. Luego concluyeron que la TC en Australia está aumentando, incluso en grupos con un mayor riesgo de radiación ionizante. Esto presenta un conjunto complejo de consideraciones de riesgo / beneficio para los médicos y los responsables de la toma de decisiones.

**Lumbreras et al. (2019)** en la comunidad valenciana (España), en su investigación titulada “Exposición Acumulada a las radiaciones ionizantes de las pruebas de diagnóstico por imagen: un análisis poblacional de seguimiento de 12 años en España”, el objetivo del trabajo fue calcular la exposición a la radiación acumulada de los pacientes, ejecutar pruebas recurrentes durante 12 años según sexo y edad en un hospital general con una población total de 224 751 personas, en el sureste de España. Utilizaron un diseño de cohorte retrospectivo; se incluyeron a los pacientes que acudieron al hospital durante el año 2007, recogiendo todas las pruebas de imagen diagnósticas que incluían radiación a las que eran sometidas esta población hasta el 31 de diciembre del 2018. Resultando que, de los 224 751 pacientes, el 68,8% se sometieron a alguna prueba de imagen (154 520). Esta población tuvo 1 335 752 pruebas de imagen durante el tiempo de estudio: 83% radiografía simple (1 110 077); 11.8% tomografía computada (156 848); 4.8% fluoroscopia (63 157) y el 0,4 % radiografía intervencionista (5670). El 25,4% de los pacientes a los que realizó una tomografía computada se realizaron de 5 a más TC (5,4% en el grupo correspondiente de 0 a 20 años). La mediana de la dosis efectiva total acumulada fue de 2.10 mSv (máximo 3980,30) y 16,30 mSv (máximo 1419,30 mSv) si consideramos solo las dosis asociadas con la TC. Las mujeres recibieron una dosis eficaz mayor que los hombres (mediana 2,38 frente a la mediana de 1,90,  $p < 0,001$ ). El 4,6% de los pacientes (7142) recibieron más de 50 mSv, con diferencias entre hombres y mujeres ( $p < 0,001$ ) y 2,5% de los pacientes del grupo de 0-20 años, si consideramos solamente las dosis asociadas a la TC. Concluyendo que casi el 5% de los pacientes recibieron dosis superiores a 50 mSv durante el periodo de estudio de 12 años y el 2,5% de los pacientes en

el grupo de edad de 0 a 20 años si consideramos solo las dosis asociadas a la TC. La tasa de exámenes recurrentes fue alta, especialmente en pacientes de edad avanzada, pero también fue relevante en el grupo de 0 a 20 años.

### **1.3. Objetivos**

#### ***1.3.1. Objetivo General***

Determinar la dosis acumulada de radiación de los pacientes que se realizaron procedimiento tomográfico en el periodo 2015-2018.

#### ***1.3.2. Objetivos Específicos***

- Describir las características de los pacientes según sexo, rango de edad, modalidad de atención, motivo de indicación y cantidad de tomografías previas.
- Describir las características de los pacientes con tomografías previas durante el periodo 2015-2018 según sexo, rango de edad, modalidad de atención y motivo de indicación.
- Identificar la frecuencia de tomografías computadas según las regiones anatómicas exploradas durante el periodo 2015-2018.
- Describir la dosis de radiación efectiva de los pacientes sometidos a exámenes de tomografía computada.
- Describir la dosis acumulada según sexo, rango de edad, modalidad de atención y motivo de indicación de pacientes con tomografías previas.

### **1.4. Justificación**

Se justifica esta investigación por diversos motivos:

Desde el punto de vista teórico, porque resume el aporte teórico de los autores más importantes que hacen referencia a las variables en estudio.

Posee una justificación práctica debido a que, de acuerdo con los objetivos de la investigación, los resultados aportarían en generar conocimiento válido y confiable acerca de la

situación actual en tema de dosimetría utilizada en tomografía computada y, por ende, plantear estrategias que permitan encontrar soluciones concretas al problema.

Igualmente presenta una justificación social en razón que se trabajará con pacientes que se encuentran envueltos en una problemática de salud mundial.

Desde el punto de vista metodológico, la presente investigación, está diseñado para que en un futuro pueda ser de apoyo y sirva de referencia a otros trabajos de investigación, contribuyendo de esta manera a nuevas investigaciones en lo que respecta a dosimetría y protección radiológica.

### **1.5. Hipótesis**

No requiere formulación de hipótesis por ser un estudio descriptivo.

## II. MARCO TEÓRICO

### 2.1. Bases Teóricas sobre el Tema de Investigación

#### 2.1.1. Tipos y Fuentes de Radiación Ionizante

**Radiación Natural.** Todos están expuestos a la radiación natural causada por elementos radiactivos en la naturaleza. Las fuentes naturales de radiación son los rayos cósmicos y las sustancias radiactivas que se producen en la naturaleza del planeta y en el cuerpo humano. Los radionucleidos más importantes en la tierra son potasio-40, uranio-238 y torio-232 y junto con los radionucleidos en los que se descomponen, emiten radiación. Un radionucleido hecho de uranio-238 es radón-222 o simplemente "radón" que emana del suelo y puede concentrarse en los hogares. El radón representa aproximadamente la mitad de la exposición promedio a las fuentes naturales de radiación. La dosis total generada por esta radiación natural es de 2.4 mSv /año. Las estimaciones de exposición externa fluctúan según la ubicación geográfica (UNSCEAR, 2000).

**Radiación Artificial.** Los seres humanos, además de estar expuestos a la radiación ionizante del entorno natural, también están expuestos a fuentes de radiación ionizante de origen artificial. Las actividades humanas a menudo también causan exposición a la radiación, pero representan una pequeña fracción del nivel promedio global de exposición natural; tenemos entre ellas actividades resultantes de la minería, materiales nucleares para fines militares, plantas de energía nuclear, materiales radiactivos en la industria, la agricultura y la investigación.

De acuerdo con la Comisión Internacional de Protección Radiológica 2011 o ICRP por sus siglas en inglés; afirman que la radiación artificial producida por dispositivos médicos constituye el 48% de la radiación que las personas reciben (dosis colectiva) a través de pruebas de diagnóstico, procedimientos de intervención o radioterapia.

UNSCEAR (2000) comparó las estimaciones para los períodos 1985-1990 y 1991-1996 y concluyó que, si bien la población mundial aumentó solo en un 10%, la dosis anual efectiva por persona en el mundo debido a la exposición médica de los pacientes aumentó en un 35% y la dosis colectiva aumentó en un 50% (ICRP, 2011).

Además, UNSCEAR (2000) destacó la contribución desproporcionada de la tomografía computarizada a la dosis de radiación de la población.

En los países industrializados, la TC representa solo un pequeño porcentaje de los procedimientos, pero contribuye a la mitad de la exposición a la radiación del diagnóstico médico. Por lo tanto, la TC constituye la mayor fuente de exposición pública a la radiación ionizante (Gibson et al., 2014).

Los rayos X y los materiales radiactivos se utilizan para diagnosticar enfermedades y representan la mayor fuente de exposición a la radiación artificial a la que están sometidas las personas. UNSCEAR estima que la dosis promedio utilizada con fines médicos por cada paciente en un país de nivel de salud I (como es el caso en España) es de 1.28 mSv por año, de los cuales 1.2 mSv se deben a técnicas de diagnóstico con rayos X y 0.08 mSv a medicina nuclear (Consejo de Seguridad Nuclear, 2012).

### ***2.1.2. Tomografía Computada Multidetector***

**2.1.2.1. Evolución de la Tomografía Computarizada.** En julio de 1972, el ingeniero eléctrico Sir Godfrey Newbold Hounsfield publicó un artículo en el *British Journal of Radiology* que describe una técnica basada en rayos X llamada tomografía computarizada que utilizaba métodos matemáticos que A.M. Cormack ya había desarrollado una década antes. Las primeras imágenes tomográficas reconstruidas con el primer escáner desarrollado tenían una resolución

espacial baja, una matriz de 80 x 80 píxeles, y tardó un total de nueve horas en cubrir un cerebro humano (Raudales, 2014).

Desde entonces, se han desarrollado diversos modelos de dispositivos CT que fueron evolucionando durante generaciones:

En los escáneres CT de primera generación, se generaban haces paralelos por movimiento de traslación a lo largo del objeto y este proceso se repitió con pequeños pasos de rotación para barrer 180 grados. Dispositivos de segunda generación que funcionaron según el principio de rotación traslacional podían hacer el proceso un poco más rápido utilizando una mayor cantidad de detectores y una fuente que emitía haces en forma de abanico. El dispositivo de tercera generación se desarrolló en 1975, su principio de funcionamiento era la rotación simultánea del tubo de rayos X y el detector, cubriendo al paciente con un haz de rayos X en forma de abanico. En 1976, aparecieron tomógrafos de cuarta generación, que consistían en una disposición estacionaria de detectores en forma de anillo que rodeaban completamente al paciente (Ramírez et al., 2008).

En 1989, Kalender y sus colaboradores inventaron la tomografía espiral (o helicoidal), que utiliza una arquitectura de tercera generación, pero se caracteriza por el movimiento continuo de la camilla a través del pórtico; esta innovación demostró la posibilidad de un escaneo continuo de órganos y regiones anatómicas en muy poco tiempo. Sin embargo, en la tomografía helicoidal, el tubo de rayos X podría sobrecalentarse, especialmente cuando se deseaba una resolución espacial más alta con secciones más delgadas. Este hecho favorecería el desarrollo en 1998 de tomógrafos multicorte o MSCT (tomografía computarizada multicorte), también llamados multidetectores MDCT (tomografía computarizada multidetector), que permiten recopilar datos correspondientes

a varios cortes simultáneamente y, en consecuencia, reducir el número de rotaciones del tubo de rayos X necesario para cubrir una región anatómica específica (Raudales, 2014).

Si bien solo se usó una fila de detectores en un escáner de tomografía computarizada helicoidal de una sola capa, se agregaron filas adyacentes (4, 8, 10, 16, 64, etc.) en dispositivos multicapa, todos los cuales eran susceptibles de detección y medición simultánea del número correspondientemente grande de perfiles de transmisión de rayos X (Del Cura et al., 2010).

La tomografía computarizada comenzó como una modalidad de rayos X que permitía obtener solo imágenes axiales del cerebro de interés en neurorradiología, con el paso del tiempo se ha convertido en una técnica de imagen versátil, con la cual las imágenes tridimensionales se obtienen de cualquier área anatómica, y cuenta con una amplia gama de aplicaciones en oncología, radiología vascular, cardiología, trauma o radiología intervencionista, entre otras (Costa y Soria, 2015).

Hoy en día, se usa ampliamente en diagnósticos, en estudios de seguimiento de pacientes, en la planificación de tratamientos de radioterapia e incluso en la detección de subpoblaciones asintomáticas con factores de riesgo específico.

Los elementos del detector están hechos de materiales centelleantes muy eficientes, y la velocidad de rotación del tubo ha aumentado, de modo que el tiempo utilizado para una rotación completa es del orden de 0.3 a 0.4 segundos. Por lo tanto, con el equipo de tomografía computarizada de corte múltiple más moderno, es posible explorar prácticamente todo el cuerpo de un adulto durante una suspensión respiratoria única con grosores de corte submilimétricos (Del Cura et al., 2010).

En la década de 2000, se mejoró la diversidad y el escaneo de volumen aún más rápido, esta tendencia fue particularmente exitosa; los haces cónicos más anchos, la introducción de CT

de doble fuente, CT de doble energía y varias formas de CT de detector de plano, son algunos de los avances significativos que se han agregado a la diversidad; los escáneres de cuatro canales se han desarrollado a ocho, dieciséis, sesenta y cuatro, ciento veintiocho, y más recientemente, trescientos veinte, escaneando en milisegundos y reconstruyendo una imagen de 2048x2048 píxeles. Cuando compara los primeros escáneres con los sucesores de hoy, el avance en diseño y fabricación en un tiempo extremadamente corto es sorprendente (Kalender, 2011).

Todos estos avances han elevado las expectativas de los médicos a la hora de obtener un diagnóstico por tomografía computarizada.

**2.1.2.2. Tomógrafo Siemens Somaton Emotion 16.** Tomógrafo marca Siemens modelo Somaton Emotion 16, posee una amplia gama de aplicaciones clínicas, rápido y eficiente en pequeños detalles anatómicos para una representación clara de los vasos sanguíneos. Está equipado con el software pionero y multimodal: syngo CT 2012E. Los componentes principales del sistema se muestran en la Figura 4 (Siemens, 2012).

**2.1.2.3. Exploraciones en Tomografía Multicorte.** El escáner CT multicorte utiliza una fuente de rayos X en rotación continua transmitida con varias filas de detectores, en combinación con el movimiento constante de la mesa en la que se coloca al paciente para obtener datos del área a escanear; este sistema está conectado a una computadora que procesa los datos usando varios algoritmos para producir imágenes de calidad de diagnóstico. Durante la reconstrucción del examen, los parámetros técnicos se seleccionan de acuerdo con la estructura a representar, el grosor del corte, el filtro y la ventana, para generar imágenes de volumen producidas por los datos de cada espiral. De esta forma, obtenemos la posibilidad de generar innumerables imágenes en los tres ejes que componen los planos del espacio: planos axial, coronal y sagital, así como planos oblicuos. Al mismo tiempo, se utilizan formatos de procesamiento posterior de imágenes como:

Reforma multiplanar y de curvas, MIP (intensidad de proyección máxima), MinIP (intensidad de proyección mínima) y VRT (técnica de representación de volumen) (Hofer, 2008).

### **2.1.3. Medio de Contraste (MC).**

Los estudios de CT se pueden realizar con o sin administración intravenosa de medio de contraste yodado; pero, en general, cuando se usa contraste intravenoso, se obtiene mayor información diagnóstica, permitiendo identificar con mejor precisión órganos y estructuras. En general, éstas se administran para aumentar las diferencias de densidad entre distintos tejidos (Herring, 2012). El aumento en la densidad de los vasos sanguíneos no solo permite su mejor definición respecto a los músculos y órganos, sino que también proporciona información sobre el grado de perfusión sanguínea (absorción de MC) en los tejidos patológicos: por ejemplo, alteraciones de la barrera hematoencefálica, los contornos de abscesos o la captación heterogénea de lesiones tumorales. Este fenómeno genera mejora de contraste: aumenta de densidad, a la vez que se intensifica la señal (Hofer, 2008).

También llamado simplemente "estudios contrastados", el tecnólogo médico selecciona los parámetros del estudio para optimizar el procedimiento de acuerdo al problema clínico del paciente. Para la administración intravenosa de MC, la cantidad de contraste se determina a partir de una concentración de 300-350 g de yodo / ml, el caudal (flujo) de la bomba de inyección en ml / segundo y el inicio oportuno del escaneo (retraso); que se programan en el panel de control del inyector automático de doble cabezal Medrad Stellant.

Actualmente, los MC son soluciones no iónicas de baja osmolaridad con una alta concentración de yodo que circulan en el torrente sanguíneo, opacificando tejidos y órganos que tienen un flujo sanguíneo alto y son absorbidos por los rayos X para ser finalmente eliminado por los riñones a través de la orina (Herring, 2012).

**2.1.3.1. Preparación del Paciente Para Estudios con Sustancia de Contraste.** Son ampliamente utilizados y casi siempre son seguros y efectivos cuando se administran correctamente. Antes de realizar un examen con sustancia de contraste, se debe evaluar el historial médico del paciente y la función renal respectiva verificando los resultados de urea y creatinina, cuyos valores deben encontrarse dentro de los parámetros normales. El paciente debe permanecer en ayunas 6 horas antes de realizarse el procedimiento, encontrándose lo suficientemente hidratado como medida auxiliar.

El paciente completa sus datos y firma en la ficha de consentimiento informado para la administración intravenosa del MC; en la que registra sus antecedentes previos de reacción alérgica al contraste, alergia a los mariscos, asma, diabetes mellitus, hipertensión arterial, insuficiencia renal.

#### **2.1.3.2. Condiciones Especiales de Uso:**

**A. Medio de contraste y metformina.** En caso de pacientes en tratamiento con metformina y la indicación de una sustancia de contraste, existen 3 categorías: 1) pacientes con función renal normal, sin comorbilidades y para quienes no es necesario suspender el tratamiento; 2) pacientes con función renal normal pero con ciertas comorbilidades que aumentan la probabilidad de acidosis láctica (disfunción hepática, alcoholismo, administración de fármacos nefrotóxicos, insuficiencia cardíaca o respiratoria, y estudios repetidos con altas dosis de contraste intravenoso); para esta categoría, el tratamiento se debe suspender el día del examen hasta 48 horas después del procedimiento; 3) pacientes diabéticos que además presentan insuficiencia renal, en quienes el tratamiento con metformina será discontinuado el momento del estudio y será necesario un seguimiento cauteloso de la función renal para reintroducirla (Pérez et al., 2018).

**B. Medio de contraste y diálisis.** Si el uso de MC es indispensable en pacientes que se someten a diálisis, ésta debe programarse inmediatamente después de la tomografía computarizada, ya que la función renal residual puede verse afectada por el contraste circulante (Hofer, 2008).

**C. Medio de contraste y enfermedad tiroidea.** El uso de sustancia de contraste está contraindicado en pacientes con hipertiroidismo activo; por lo que se sugiere que para pacientes en tratamiento con yodo radiactivo no se utilice sustancia de contraste yodado por al menos 2 meses previos al procedimiento. Los pacientes con enfermedad de Basedow-Graves o con bocio multinodular tendrán que ser reevaluados por endocrinología posterior al procedimiento (Garrido et al., 2020).

Es importante que el tecnólogo médico corrobore este antecedente, con la finalidad de evitar la crisis tiroidea inducida. Si bien la idea de administrar agente de contraste a los pacientes en algunos estudios de tomografía parece ser apropiada, debe recordarse que los medios de contraste yodados pueden producir efectos no deseados y causar reacciones graves en individuos susceptibles.

#### **2.1.4. Magnitudes Dosimétricas**

Se utilizan 3 definiciones diferentes: dosis absorbida, dosis equivalente y dosis efectiva.

**2.1.4.1. Dosis absorbida (D).** Caracteriza la cantidad de energía depositada en un material después de la exposición a una cierta cantidad de radiación; la unidad de medida utilizada es Gray (Gy) y se define como la cantidad de radiación requerida para depositar un joule (J) de energía en 1 kilogramo de cualquier tipo de materia. En consecuencia:

$$1 \text{ Gy} = 1 \text{ J} / \text{Kg}$$

La dosis absorbida  $D = \text{Energía de radiación absorbida} / \text{Kg de material}$ .

Desafortunadamente, esta simple descripción solo define una cantidad física y no refleja los efectos biológicos de la radiación, ya que no tiene en cuenta el tipo de radiación o el daño que puede causar a diferentes tejidos (Siemens Healthcare,2012).

**2.1.4.2. Dosis equivalente (H).** Se define como la dosis absorbida multiplicada por un factor ( $W_f$ ) que mide el daño causado al tejido biológico por un tipo particular de radiación. En el caso de los rayos X, los rayos  $\beta$  y los rayos  $\gamma$ , el factor de ponderación es 1, por lo que la dosis equivalente es igual a la dosis absorbida. (Costa y Soria, 2015). La unidad utilizada para medir la dosis equivalente es el sievert (Sv) y la dosis equivalente H es:

$$H = D \cdot W_r$$

Donde  $W_r$  es una estimación de la cantidad de daño biológico causado por 1 Gy del tipo de radiación correspondiente, D es la dosis absorbida.

Del mismo modo, Cascón (2014) define una dosis equivalente como "la dosis promedio absorbida por un órgano o tejido, multiplicada por un factor de ponderación según el tipo de radiación" (p. 84).

**2.1.4.3. Dosis efectiva (E).** La posibilidad de que ocurran efectos estocásticos en un determinado órgano o tejido depende no solo de la dosis equivalente recibida por dicho órgano o tejido, sino también de la radiosensibilidad del órgano irradiado. Por esta razón, y en base a la irradiación que una persona recibiría en todo su cuerpo, se asignó un factor de peso ( $W_i$ ) a cada órgano (Comisión Internacional de Protección Radiológica, 2007), que cuantifica la sensibilidad del tejido orgánico específico a la radiación recibida. Cada uno de los coeficientes representa un porcentaje de la irradiación en todo el cuerpo (100%), y su suma total es igual a 1 (Andisco et al., 2014).

Los factores de ponderación  $W_i$  factores de los diferentes tejidos y órganos del cuerpo humano de acuerdo con ICRP 103 son:

$W_i$  de médula ósea, colon, pulmón, estómago, mama y otros tejidos: 0.12

$W_i$  Gónada: 0.08

$W_i$  de la vejiga, el esófago, el hígado y la tiroides: 0.04

$W_i$  de la superficie ósea, cerebro, glándulas salivales y piel: 0.01

De esta manera, la dosis efectiva hace posible diferenciar 2 estudios realizados con los mismos parámetros radiológicos, pero que en diferentes partes del cuerpo tendrán diferentes valores por irradiar órganos diferentes. (Figura 5)

Cabe señalar que estos valores se dan solo como una referencia y se utilizan para conocer el daño biológico generado en cada tipo de estudio, pero que también pueden ser modificados por el tecnólogo médico al administrar una dosis más baja.

Del mismo modo, Badel et al. (2018) afirman que la dosis efectiva resulta ser la suma promedio de las radiaciones recibidas de todos los tejidos expuestos, teniendo en cuenta la radiosensibilidad de cada tejido para su cálculo; su valor se obtiene multiplicando la dosis absorbida por un valor de peso previamente definido para cada tejido expuesto y se expresa en milisieverts (mSv).

#### ***2.1.5. Parámetros Específicos de Dosis en TC***

Las condiciones de exposición durante las tomografías computarizadas son muy diferentes de los procedimientos radiográficos convencionales, por lo que existen magnitudes dosimétricas específicas para las tomografías computarizadas.

Cuando se habla específicamente de CT, el estándar de dosis se conoce como el índice de dosis de CT, o CTDI, que tiene múltiples derivados, de los cuales estamos particularmente

interesados: el CTDI de 100 mm (CTDI<sub>100</sub>), el ponderado (CTDI<sub>w</sub>), volumétrico (CTDI<sub>vol</sub>) y producto dosis longitud (DLP) (Mendizábal, 2012).

Los valores DLP y CTDI<sub>vol</sub> se pueden mostrar antes y después de cada examen de acuerdo con los parámetros elegidos para el estudio, y se almacenan automáticamente en la carpeta llamada "protocolo del paciente".

### **2.1.5.1. CTDI (Índice de Dosis en TC o Computed Tomography Dose Index).**

Representa la dosis promedio absorbida a lo largo del eje longitudinal de la exploración (eje z), durante una rotación completa del tubo de rayos X, y su medición se lleva a cabo mediante detectores termoluminiscentes colocados dentro de un maniquí acrílico cilíndrico, ya sea de 16 o 32 cm de diámetro (Mendizábal, 2012).

La unidad utilizada para su medición es mGy y matemáticamente el CTDI se calcula como la integral de la dosis absorbida a lo largo del eje z dividida por el grosor de corte nominal S.

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

El CTDI se mide en el centro del fantoma y también en sus partes periféricas (12,3, 6 y 9 en sentido horario) para representar así una distribución espacial de la dosis absorbida.

Las fantomas utilizados para medir los valores son cilindros de polimetilmetacrilato (PMMA) con un diámetro de 16 cm (para aplicaciones de cabeza) o 32 cm (para aplicaciones en el cuerpo) con una longitud de al menos 14 cm. Contienen agujeros paralelos al eje del fantoma (A-E) para contener cámaras dosimétricas de 100 mm; los fantomas se alinean con el eje del escáner y se enfocan en el campo de escaneo. Para las mediciones de dosificación, se utiliza una cámara dosimétrica con una longitud activa de 100 mm. (Siemens Healthcare, 2014).

**2.1.5.2. El CTDI 100.** Se obtiene colocando cámaras de ionización en forma de bolígrafo y con una longitud de 100 mm en el centro y en la periferia de los maniqués. Estas medidas se agregan considerando que el centro corresponde a un tercio del volumen del maniqué y la periferia a dos tercios, obteniendo así el CTDI<sub>w</sub>. (Granados, 2016)

$$CTDI_{CTDI_w} = \frac{CTDI_{centro}}{3} + \frac{2 \cdot CTDI_{periferia}}{3}$$

Por lo tanto, considera la radiación absorbida en el plano de la exploración, es decir, los ejes X e Y.

**2.1.5.3. CTDI vol.** Para obtener este índice, el CTDI<sub>w</sub> se divide entre el pitch; este resulta de dividir la longitud del escaneo por la colimación. La radiación en los tres ejes del examen se considera en un volumen de tamaño estandarizado, por lo que no representa la radiación recibida por un paciente durante un examen de cierta longitud (Mendizábal, 2012).

$$CTDI_{vol} = \frac{\frac{CTDI_{centro}}{3} + \frac{2 * CTDI_{periferia}}{3}}{Avance\ mesa\ (mm) \cdot ciclo(360^\circ) / grosor\ corte(mm)}$$

**2.1.5.4. DLP (Producto Dosis Longitud).** Para calcular la dosis absorbida total de una tomografía computarizada completa, se debe evaluar el rango completo de adquisición del estudio. Granados (2016) afirma que el DLP se obtiene multiplicando el CTDI<sub>vol</sub> por la longitud del escaneo en centímetros, estos datos son proporcionales a la radiación absorbida, por lo que cuanto mayor sea el DLP, mayor será el riesgo de exposición a la radiación. Se mide en mGy \* cm.

$$DLP\ (mGy \cdot cm) = CTDI_{vol}\ (mGy) \cdot Largo\ escáner(cm)$$

La dosis absorbida está relacionada también con el tamaño del paciente; si un paciente es más pequeño que el fantoma de 32 cm utilizado para determinar la CTDI del cuerpo, la dosis real absorbida será mayor; si el paciente es más grande, la dosis real absorbida será menor. Finalmente,

si el tamaño del paciente es similar al del fantoma de CTDI,  $CTDI_{vol}$  se puede usar como una estimación de la dosis absorbida por el paciente (Costa y Soria, 2015).

**2.1.5.5. Estimación de Dosis Efectiva en TC.** La dosis efectiva es una medida diseñada para representar el efecto biológico nocivo general de la exposición a la radiación, ya que tiene en cuenta las diferentes radiosensibilidades de los órganos en un área irradiada.

$$E = k * DLP$$

E representa la dosis efectiva expresada en milisieverts (mSv); DLP es la dosis de producto\*longitud expresada en mGy.cm; k es el coeficiente de conversión (también llamado factor K) expresado en  $mSv.mGy^{-1}.cm^{-1}$  cuyo propósito es considerar los órganos expuestos a la radiación en la región estudiada con su relativa radiosensibilidad (Figura 6). Para los pacientes pediátricos, existen factores de conversión que tienen en cuenta la edad del paciente (Andisco et al., 2014).

La dosis efectiva no tiene en cuenta las diferencias de género, el tamaño del paciente o las variaciones propias de la radiosensibilidad del paciente. Además, con la excepción de los pacientes pediátricos, la estimación de las dosis efectivas no tiene en cuenta la edad del sujeto (Ramírez et al., 2008).

### **2.1.6. Información de la Dosis de Radiación**

Al finalizar un examen de CT, el procedimiento se transfiere inmediatamente a CARESTREAM PACS (Archivo de imagen y sistema de comunicación) para la revisión y la preparación del informe respectivo, realizado por el radiólogo; por lo tanto, se encontrarán los informes de las dosis cuando se realice la búsqueda de un paciente específico en el PACS.

Del Cura et al. (2010) afirman que se han definido magnitudes para expresar las características dosimétricas de los equipos de TC, la medición de estas cantidades se emplea en

garantía de calidad y en la evaluación de los protocolos de adquisición, con fines de calcular las dosis recibidas por los pacientes, así como los riesgos asociados con la exposición a la radiación ionizante.

El sistema TC proporciona información sobre el CTDI<sub>vol</sub> y el producto dosis\*longitud (DLP), ambos valores se muestran en la interfaz de usuario del escáner antes y después de cada rango de exploración; además, estos valores se registran en el protocolo del paciente y en el informe estructurado de dosis DICOM (Siemens AG, 2012).

**Niveles de Referencia para Diagnóstico con TC.** Primero se implementaron con éxito para rayos X convencionales en la década de 1980, luego se desarrollaron para tomografía computarizada en la década de 1990. Para realizar actividades de optimización en CT y la obtención de imágenes (con calidad adecuada para un diagnóstico correcto, pero aplicando la dosis más baja posible al paciente), es necesario comparar los valores utilizados por los niveles de referencia, en tomografía computarizada se emplea el CTDI<sub>vol</sub> y DLP (Andisco et al., 2014). (Figura 7)

Los niveles de referencia utilizadas en diagnóstico son guías complementarias destinadas a evitar las dosis de radiación que no contribuyen a la mejora de la imagen y, por consiguiente, al diagnóstico (Cascón, 2014).

Para optimizar la protección de los pacientes en tomografía computarizada, es necesario aplicar protocolos de examen específicos para cada tipo de examen, adaptados a la edad y el tamaño del paciente, al área a examinar y a la indicación clínica, y con ello asegurar que la dosis para cada paciente sea tan baja como sea razonablemente alcanzable. Los niveles de referencia de diagnóstico son una herramienta práctica para promover la evaluación de los protocolos existentes

y el desarrollo de protocolos nuevos y mejorados en cada centro de CT, lo que facilita la comparación entre las dosis obtenidas en la práctica actual (Granados, 2016).

**Niveles de Dosis de Radiación en Tomografía.** UNSCEAR 2008 sostiene que la dosis efectiva "per cápita" para 1980 fue de 3.1 mSv en todo el mundo, el 79% de la cual se debió a la radiación de fondo natural y el 20% debido a la radiología de diagnóstico, mientras que para 2006 fue de 6.2 mSv; lo que corresponde al doble de lo mencionado anteriormente, pero ahora solo el 50% está asociado con radiación de fondo, mientras que el resto está asociado con procedimientos radiológicos, de los cuales la TC contribuye al 24% de esta dosis de radiación (Palacios, 2014).

### ***2.1.7. Parámetros de TC que Afectan a la Dosis***

Los parámetros de CT que el operador puede controlar y cambiar durante la adquisición y que afectan la dosis de radiación recibida por el paciente son los siguientes:

- Corriente del tubo de rayos X (mA)
- Voltaje del tubo de rayos X (kVp)
- Pitch
- Tiempo / rotación de los barridos.
- Volumen del paciente a examinar.

En estudios de cuerpo y extremidades, los protocolos de CT deben crearse en función del tamaño del paciente con modificaciones de mA, tiempo de barrido, factor de Pitch y kVp. En general, cada técnica de imagen debe estar justificada y optimizada y la dosis mínima posible de radiación utilizada para obtener una TC diagnóstica debe seguir siendo el objetivo en cualquier escenario clínico. Una visualización destacada de la información de dosis de radiación con el procedimiento de CT para cada paciente puede ayudar a los médicos, radiólogos y tecnólogos médicos a ser más conscientes de aquellos procedimientos con dosis más altas. La información

sobre la dosis de radiación debe incluirse en la información DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine) de un estudio de pacientes para futuros análisis (Payne, 2005).

**A. Corriente del Tubo.** Medida en miliamperios (mA); es la intensidad de la corriente del filamento catódico y controla el número de electrones emitidos. Existe una relación lineal con la dosis; a menor amperaje más ruido en la imagen por lo que su calidad se verá afectada en la imagen por TC; al igual que en radiología convencional, la cantidad de mAs dependerá del grosor del paciente y la densidad de la región a explorar (Costa y Soria, 2015).

El producto de los miliamperios por el tiempo de exploración se conoce como miliamperios por segundo (mAs). Por ejemplo, si se incrementa el miliamperaje de 200 mAs a 300 mAs, la corriente se incrementa en un 50% y también lo hace en esta proporción la exposición del paciente. En consecuencia, la corriente del tubo tiene un efecto importante sobre la dosis de radiación entregada al paciente.

***Modulación Automática de la Corriente Radiactiva.*** Los equipos actuales de tomografía multicorte disponen de mecanismos de control automático de exposición que operan modulando la cantidad de mAs según el área a examinar. En los tomógrafos Siemens se denominan CARE Dose 4D.

La corriente del tubo se ajusta automáticamente al tamaño y la forma del paciente, la modulación de la corriente toma en cuenta las diferencias en la atenuación de los rayos X en las diferentes regiones del cuerpo y es la forma más eficiente de disminuir la dosis de radiación en TC (Costa y Soria, 2015).

Usando la topografía del paciente, CARE Dose4D evalúa dos perfiles de atenuación de rayos X del paciente en las direcciones anteroposterior y lateral. A partir de estos perfiles, el producto mAs se adapta al paciente en tomografías computarizadas posteriores y sigue una curva

de adaptación que determina la correlación entre la atenuación de rayos X y la corriente del tubo. La curva de adaptación se derivó de la optimización clínica para lograr una calidad de imagen de diagnóstico constante (Siemens, 2014). (Figura 8)

**B. Voltaje del Tubo.** La energía de los fotones y su fuerza de penetración está determinada por la diferencia de potencial entre el cátodo y el ánodo. Para Costa y Soria (2015) "La manipulación de Kv es más limitada que la de mAs, ya que generalmente es entre 120 y 140 Kv en adultos, mientras que 80 Kv es suficiente para un paciente pediátrico" (p. 36).

Al examinar a los niños o realizar cortes de seguimiento del bolo de contraste, es aconsejable usar un Kv más bajo que el estándar.

Se debe hacer una selección correcta de mAs y Kv para reducir la cantidad de radiación que cae sobre el paciente y lograr una buena calidad de imagen. Una disminución de 120 kV a 90 kV se asocia con una reducción de la dosis del 57% sin afectar las estructuras con bajo contraste (Costa y Soria, 2015).

**C. Pitch.** En un examen helicoidal, el movimiento de rotación del tubo y el movimiento de la mesa se combinan al mismo tiempo, logrando una adquisición volumétrica.

El pitch se define como la relación obtenida dividiendo el desplazamiento longitudinal de la mesa de examen, para cada rotación de 360° del tubo, por el producto del número de cortes producidos en la rotación por el espesor nominal del corte (Costa y Soria, 2015).

Factor de paso = movimiento de la mesa cada 360 ° / (número de filas de sensores activos x grosor de corte)

El aumento en el pitch da como resultado una menor superposición entre sucesivas adquisiciones de datos, mientras que una disminución da como resultado una mayor superposición; la dosis de radiación es inversamente proporcional al pitch, por lo que un aumento doble en el

pitch da como resultado una reducción del 50% en la dosis, manteniendo todos los demás parámetros constantes (Hofer, 2008).

**D. Tiempo de Rastreo o Barrido.** Es apropiado seleccionar el tiempo de exploración lo más corto posible, especialmente en estudios de tórax o abdomen, donde los movimientos del corazón y el peristaltismo pueden afectar la calidad de la imagen. Al reducir los tiempos de respuesta, minimizamos la radiación recibida por el paciente mientras evitamos los artefactos de movimiento (Hofer, 2008).

### ***2.1.8. Efectos Biológicos de las Radiaciones Ionizantes***

La radiación también puede causar cambios celulares. Por lo general, este daño puede repararse, pero si la reparación no es perfecta, el cambio resultante se transmitirá a más células y puede ocurrir cáncer. Si las células alteradas transmiten información hereditaria a la descendencia de los afectados, pueden ocurrir trastornos hereditarios. Los efectos biológicos de la radiación ionizante son causados por el daño celular, resultado de la interacción de la radiación con la materia, el daño puede producir la muerte o modificación de las células, lo que a su vez puede afectar la función normal de diferentes órganos o tejidos (García et al., 2003).

Los efectos biológicos de la radiación ionizante tienen ciertas características propias. Entre ellos destacan que son aleatorios, es decir que la interacción de la radiación con la materia se da en función de la probabilidad y el azar; no son específicos, es decir, pueden producirse lesiones por otras causas y no es posible distinguir la diferencia; no son selectivos porque la radiación no muestra preferencia por ninguna molécula; tienen un período de latencia que, dependiendo de la dosis y el tiempo de exposición, puede tardar desde horas, días e incluso años para manifestarse; la exposición a la radiación puede ocasionar efectos no deseados (Cascón, 2014).

La inducción del cáncer es el principal efecto tardío causado por la exposición a la radiación ionizante, cualquier dosis de radiación ionizante podría inducir cáncer en los expuestos, por lo que la probabilidad de su aparición aumenta con la dosis de radiación recibida de acuerdo con la hipótesis de dosis-efecto lineal sin umbral.

La principal fuente de información sobre los riesgos de cáncer inducidos por la radiación ionizante proviene del seguimiento a largo plazo de los sobrevivientes de las bombas atómicas lanzadas en Hiroshima y Nagasaki; esta base de datos proporciona información sobre una población de más de 90,000 personas que entraron en seguimiento desde 1950, de todas las edades, considerando que todo el organismo estuvo expuesto a la radiación. La información de este monitoreo se complementa con estudios realizados en personas expuestas por tratamiento médico a radiación ionizante, exposición laboral o exposición accidental (García et al., 2003).

Los efectos biológicos se agrupan en dos categorías generales:

**Efectos Deterministas.** Los efectos deterministas rara vez ocurren en las tomografías computarizadas, están más asociados con procedimientos de intervencionismo o contaminación radiactiva en medicina nuclear. Implican altas dosis en grandes partes del cuerpo. Se caracterizan por un umbral de dosis por debajo del cual no se observa ningún efecto, un período de latencia corto y una gravedad de los efectos dependiente de la dosis. Los efectos deterministas se pueden clasificar en efectos tempranos y tardíos. Los primeros efectos ocurren durante el primer año de exposición y están relacionados con la cantidad de células muertas, la reparación del daño producido, incluido el eritema, la pérdida de cabello, la neumonitis por radiación; los efectos tardíos ocurren después de un año de recibir la dosis, incluyen queratosis, fibrosis pulmonar y cataratas, entre otros (Núñez, 2008).

**Efectos Estocásticos.** También llamado probabilístico o sin umbral; son los que no necesitan algún umbral de dosis para su aparición, pero su probabilidad aumenta con la misma. Ocurren a bajos niveles de exposición a la radiación. Por lo general, afectan a una célula y pueden causar daño en el ADN y posteriormente cáncer o efectos genéticos; está relacionado con las bajas dosis de radiación que están presentes en todos los procedimientos radiológicos de diagnóstico. La ICRP (Comisión Internacional de Protección Radiológica) estima que, por 1 mSv, la probabilidad de desarrollar cáncer es 0.005%.

### ***2.1.9. Protección Radiológica***

El uso de fuentes artificiales de radiación ionizante fue un gran avance en el desarrollo científico de la sociedad, pero pronto se reveló el daño que su mal uso podría tener en la salud de la población. Por lo tanto, la necesidad de establecer medidas de protección se hizo evidente, lo que dio origen a la disciplina llamada protección radiológica.

El Consejo de Seguridad Nuclear (2012) declara que la protección radiológica es una actividad multidisciplinaria, de naturaleza científica y técnica, cuyo objetivo es proteger a las personas y al medio ambiente contra los efectos nocivos que pueden resultar de la exposición a la radiación ionizante.

Desde 1928, la ICRP ha emitido recomendaciones y ha brindado asesoramiento sobre todos los aspectos relacionados con la protección contra la radiación ionizante; son la base para el establecimiento de reglamentos y normas por parte de organizaciones internacionales y autoridades regionales y nacionales. Los tres principios fundamentales que subyacen a las recomendaciones de la ICRP son:

**2.1.9.1. Justificación.** No se debe aplicar ninguna práctica que implique exposición a radiación ionizante a menos que la introducción proporcione un beneficio neto positivo. Por

supuesto, la práctica de la exposición a la radiación ionizante debe beneficiar a la sociedad. Se deben considerar los efectos negativos y las posibles alternativas.

**2.1.9.2. Optimización o “Principio Alara”.** El término ALARA corresponde al acrónimo en inglés de la expresión "tan bajo como sea razonablemente posible" (*As Low As Reasonably Achievable*). Todas las exposiciones a la radiación deben realizarse a niveles tan bajos como sea razonablemente posible con respecto a los factores sociales y económicos (Consejo de Seguridad Nuclear, 2012).

**2.1.9.3. Limitación de Dosis.** Las dosis de radiación recibidas por los humanos no deben exceder los límites establecidos en las reglamentaciones nacionales, de acuerdo con las recomendaciones de la ICRP para cada caso. Estos siempre deben respetarse sin tener en cuenta las consideraciones financieras. El uso del criterio ALARA también es legalmente necesario.

Del mismo modo, según Decreto Supremo N° 009-97-EM, para los estados de seguridad radiológica, en su Artículo 35 afirma que las exposiciones médicas están justificadas solo si los beneficios diagnósticos o terapéuticos superen el daño radiológico que pudiesen ocasionar, se deberá de utilizar otras técnicas que no involucren exposición médica, así como el uso de fuentes que causen menos riesgo que otras, pero que logren el mismo propósito.

### III. MÉTODO

#### 3.1. Tipo de Investigación

Es de tipo observacional, porque el investigador observa y mide el evento, mas no interviene.

Es descriptivo, el investigador describe y explica el evento y no existe manipulación de las variables.

Es retrospectivo, los datos recopilados fueron adquiridos antes de realizarse el estudio.

Es de corte longitudinal, porque las variables han sido medidas más de una vez en el tiempo.

#### 3.2. Ámbito Temporal y Espacial

##### *Temporal:*

La presente investigación será desarrollada utilizando una muestra de pacientes durante marzo 2019; recabando información sobre sus respectivas dosis efectivas de radiación durante los años 2015-2018.

##### *Espacial:*

Unidad de Tomografía Computada del Departamento de Diagnóstico por Imágenes de la Clínica El Golf.

#### 3.3. Variables

- Sexo
- Edad
- Motivo de la indicación de las tomografías computadas
- Modalidad de atención
- Dosis acumulada

### **3.4. Población y Muestra**

#### ***Población:***

La población estará constituida por los 541 pacientes que se realizaron algún procedimiento tomográfico en la Clínica El Golf durante marzo 2019, según el listado de registro de atenciones.

#### ***Muestra:***

Se trabajó con una muestra no probabilística por conveniencia. En el estudio se incluirán a todos los pacientes que cumplan con los criterios de selección en el periodo de tiempo establecido.

#### ***Criterios de Selección:***

##### **Criterios de Inclusión:**

- Pacientes con estudios tomográficos sin contraste pertenecientes a las regiones anatómicas de cabeza, tórax, abdomen, pelvis y cuello.
- Pacientes con estudio tomográfico proveniente del servicio de emergencia, hospitalización o atendidos por consulta ambulatoria.
- Pacientes de ambos sexos mayores de 18 años que se realicen procedimiento tomográfico en marzo 2019.

##### **Criterios de Exclusión:**

- Pacientes con datos incompletos en el sistema Spring.
- Pacientes con estudios tomográficos pertenecientes a áreas anatómicas distintas a las especificadas para el estudio.

### **3.5. Instrumentos**

Se utilizará la ficha de recolección de datos, estructurada en 3 partes; la primera parte registrará las características propias del paciente, la segunda parte contendrá las características asociadas a

dosis efectiva y cantidad de estudios tomográficos, en la última parte se registrará la estimación de dosis en tomografía computada, incluyendo la dosis acumulada total del paciente.

### **3.6. Procedimientos**

- Se dirigió un oficio de autorización de ejecución a la dirección de Clínica El Golf (Anexo E)
- Se realizó la búsqueda de manera retrospectiva de los pacientes atendidos durante marzo del 2019 empleando el registro de atenciones, sistema Spring y PACS y se seleccionó las que corresponden al estudio de acuerdo a los criterios de selección.
- Se recolectó la información en una ficha de recolección de datos para su posterior análisis estadístico.

### **3.7. Análisis de Datos:**

Para el procesamiento de datos se utilizó el software estadístico SPSS versión 23.0 y el programa de cálculo Excel 2019; ambos permitieron el preciso análisis de los resultados obtenidos, estableciendo cálculos estadísticos, frecuencias y figuras. Se utilizó un análisis descriptivo; para las variables cuantitativas se utilizaron las medidas de tendencia central y de dispersión, también se hizo el análisis mediante estadística inferencial (T de Student y Anova).

### **3.8. Consideraciones Éticas:**

Según lo establecido en el artículo N ° 22 de la Declaración de Helsinki de la Asociación Médica Mundial, el comité de ética de la clínica El Golf fue el encargado de supervisar el respeto de los aspectos éticos de este estudio, esta información fue examinada en toda reserva por el investigador, debido a que esta investigación incluyó pacientes, se realizó de acuerdo con los 4 principios básicos del código deontológico: respeto a la persona, beneficencia, no maleficencia y justicia. Los datos recolectados solo fueron usados para fines académicos que impliquen el incremento del conocimiento científico sobre la línea de investigación.

#### IV. RESULTADOS

**Tabla 1.**

*Características de los pacientes según sexo, rango de edad, modalidad de atención, motivo de indicación y cantidad de tomografías previas atendidos en la Clínica El Golf (2015-2018)*

<b>Características Generales</b>		<b>N</b>	<b>%</b>
Género	Masculino	266	54,40
	Femenino	223	45,60
<b>M ± DE</b>		<b>47,15 ± 18,50</b>	
Edad	18-33	129	26,38
	34-47	163	33,33
	48-62	80	16,35
	63-76	73	14,92
	76-91	44	8,99
Modalidad de atención	Ambulatorio	183	37,42
	Emergencia	266	54,39
	Hospitalizado	40	8,17
Motivo de indicación	Oncológico	36	7,36
	No oncológico	453	92,63
Tomografías Previas	0	227	46,42
	1-2	164	33,53
	3-4	45	9,20
	5-9	40	8,17
	10 <	13	2,65
<b>Total</b>		<b>489</b>	<b>100</b>

*Fuente.* Elaboración propia

Nota. En la Tabla 1 se observa que de un total 489 pacientes incluidos en la investigación, 223 fueron mujeres (45,6%) y 266 varones (54,4%). La edad media fue 47,15 ± 18,5 años, siendo el rango de edad más predominante entre los 34-47 años (33.3%). La modalidad de atención fue en

su mayoría procedente de emergencia (54,4%); y según el motivo de indicación, el 92,6% de los casos fueron no oncológicos. El 53,6% tuvieron alguna tomografía computada realizada anteriormente, siendo el rango de mayor frecuencia aquellos que contaban con 1 a 2 tomografías previas (33,53%).

**Tabla 2.**

*Características de los pacientes atendidos en la Clínica El Golf con tomografías previas durante el periodo 2015-2018 según sexo, rango de edad, modalidad de atención y motivo de indicación.*

Características Generales		N	%
Género	Masculino	113	43,12
	Femenino	149	56,87
<b>M ± DE</b>		<b>53,32 ± 18,52</b>	
Edad	18-33	39	14,88
	34-47	77	29,38
	48-62	55	20,99
	63-76	56	21,37
	76-91	35	13,35
Modalidad de atención	Ambulatorio	105	40,07
	Emergencia	127	48,47
	Hospitalizado	30	11,45
Motivo de indicación	Oncológico	34	12,97
	No oncológico	228	87,02
<b>Total</b>		<b>262</b>	<b>100</b>

*Fuente.* Elaboración propia

Nota. En la Tabla 2 se observa un total 262 pacientes incluidos en la investigación que tuvieron alguna tomografía previa entre el periodo 2015-2018; de las cuales 149 fueron mujeres (56,9%) y 113 varones (43,1%). La edad media fue 53,32 ± 18,5 años; el mayor porcentaje de estudios se encuentra en el rango de edad de 34-47 años (29,4%). La modalidad de atención fue en su mayoría

proveniente de emergencia (48,5%) y según el motivo de indicación, fueron en su mayoría casos de tipo no oncológico (87%).

### Tabla 3.

*Frecuencia de tomografías computadas atendidas en la clínica el Golf según las regiones anatómicas exploradas durante el periodo 2015-2018.*

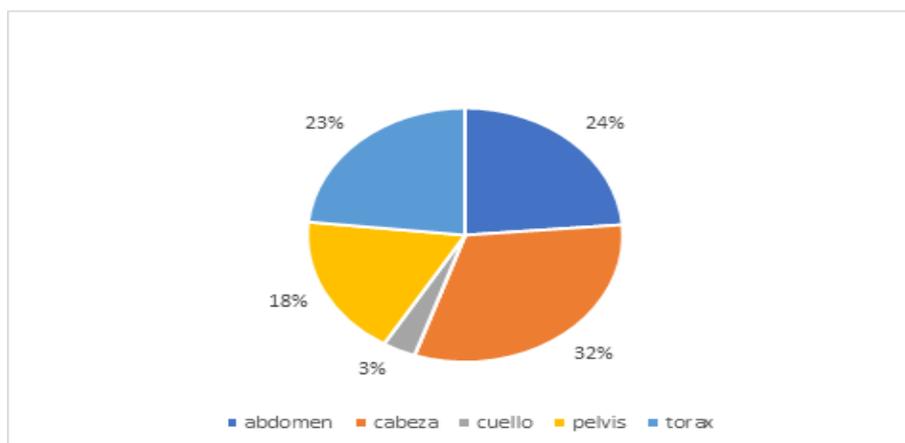
<b>Estructura Anatómica</b>	<b>N</b>	<b>Porcentaje</b>
Abdomen	335	24%
Cabeza	445	32%
Cuello	48	3%
Pelvis	255	18%
Tórax	330	23%
<b>Total</b>	<b>1413</b>	<b>100%</b>

*Fuente.* Elaboración propia

Nota. En la Tabla 3 se observa que la región anatómica explorada con mayor frecuencia fue de la cabeza con 445 tomografías computadas (32%), seguida por el abdomen (24%) y la menor fue la región del cuello con 48 tomografías computadas (3%).

### Figura 1.

*Frecuencia de T.C. según regiones anatómicas exploradas durante el 2015-2018*



*Fuente:* Elaboración Propia

**Tabla 4.**

*Dosis de radiación efectiva de los pacientes sometidos a exámenes de tomografía computada atendidos en la Clínica El Golf durante el periodo 2015-2018*

<b>Dosis Efectiva</b>	<b>N</b>	<b>%</b>
[0 - 50> mSv	402	82,3%
[50-100] mSv	51	10,4%
>100 mSv	36	7,3%
<b>Total</b>	<b>489</b>	<b>100%</b>

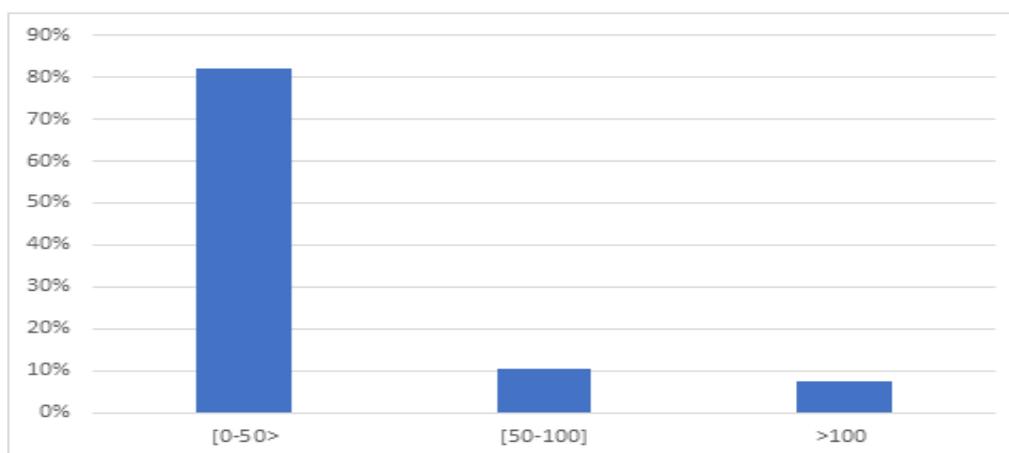
	MEDIA	DE	Max.	Min.
<b>Dosis Efectiva Total</b>	34,60	34,75	178	2

*Fuente.* Elaboración propia

En la tabla 4 se observa que, de los 489 pacientes sometidos a exámenes de tomografía computada, 402 pacientes (82,3%) tuvieron dosis efectivas menores de 50 mSv, 51 pacientes (10,4%) recibieron dosis entre 50 y 100 mSv y 36 pacientes (7,3%) acumularon dosis por encima del umbral de los 100 mSv. Además, la media de la dosis efectiva total resultó ser de  $34,60 \pm 34,75$  mSv.

**Figura 2.**

*Dosis de radiación efectiva de los pacientes sometidos a exámenes de TC*



*Fuente:* Elaboración Propia

**Tabla 5 .**

*Dosis acumulada según sexo, rango de edad, modalidad de atención y motivo de indicación de pacientes con tomografías previas atendidos en la Clínica El Golf durante el periodo 2015-2018*

		<b>Dosis Acumulada</b>		<b>P-valor**</b>
		<b>Media</b>	<b>DE*</b>	
<b>Género</b>	Masculino	48,09	54,76	0,245
	Femenino	57,13	67,18	
<b>Edad</b>	18-33	39,06	33,22	0,404
	34-47	51,05	64,70	
	48-62	59,56	63,34	
	63-76	46,17	44,16	
	76-91	44,02	43,18	
<b>Modalidad de atención</b>	Ambulatorio	58,07	63,64	0,004**
	Emergencia	42,63	49,39	
	Hospitalizado	48,76	36,10	
<b>Motivo de indicación</b>	Oncológico	82,58	45,17	0,000**
	No oncológico	38,20	35,94	
<b>Total</b>		<b>53,23</b>	<b>62,18</b>	

\*DE: desviación estándar.

\*\* p-valor <0.05

*Fuente.* Elaboración propia

Nota. En la Tabla 5 se observa que la dosis acumulada en la muestra tuvo una media de  $53,23 \pm 62,18$  mSv. Se destaca que de acuerdo con el género las mujeres recibieron una dosis de  $57,13 \pm 67,18$  mSv; el grupo etario que recibió mayor dosis se encontró en el rango de 48 a 62 años y tuvo una media de  $59,56 \pm 63,64$  mSv; según la modalidad de atención, los atendidos de forma ambulatoria recibieron una dosis superior respecto a las otras:  $58,07 \pm 63,64$  mSv y según el motivo de indicación, los del tipo oncológico con una media de  $82,58 \pm 45,17$  mSv. Se determinó que existen diferencias estadísticas significativas en cuanto a la dosis acumulada según la modalidad de atención y el motivo de indicación.

## V. DISCUSIÓN DE RESULTADOS

El avance de la tecnología en imágenes médicas como la tomografía computada y su uso habitual en el campo diagnóstico, ha traído como consecuencia una alta demanda de la frecuencia de exámenes solicitados y a su vez el aumento de una dosis acumulada significativa por paciente. Cabe recalcar que la demanda de exámenes por TC se incrementó en 42% durante el periodo de estudio, cifra similar al estudio de Gibson et al. (2014) que fue de 36% durante el periodo de 5 años. En la investigación se obtuvo que el 53,6% de la muestra estudiada tuvo al menos una tomografía computada previa durante el periodo 2015 al 2018 con una dosis acumulada promedio de  $53,23 \pm 62,18$  mSv.

La población estudiada fue en su mayoría del sexo masculino con una edad promedio de 47 años, atendidos por emergencia, por patología de tipo no oncológica, el 53% se realizó más de una tomografía, el 20% tuvieron más de 3 estudios tomográficos, comparable con el estudio de Servente et al. (2018) y de Stopsack y Cerhan (2019) que pese a que utilizaron una muestra bastante mayor, tuvieron resultados similares. El estudio de Kritsaneeipaiboon et al. (2018) y Gibson et al. (2014) utilizan distintos tipos de población y periodo de estudio.

Dentro de las características de los 262 pacientes que tuvieron tomografías previas hallamos que en su mayoría fueron mujeres (56%) con edad media de 53 años, provenientes de emergencia (48%) del tipo no oncológico (87%); estos resultados son parecidos al trabajo de Servente et al. (2018) en cuanto al sexo y edad media pero difieren en cuanto a la modalidad de atención y motivo de indicación, porque en éste último predominaron los atendidos de forma ambulatoria (59%) y por patología oncológica (56%).

Respecto al área explorada por TC, se determina que las más frecuentes fueron cabeza y abdomen, se puede suponer que el aumento de dosis acumulada está relacionado con la frecuencia

de estudios tomográficos de abdomen, debido a que esta estructura entrega una mayor dosis efectiva. En las investigaciones de Servente et al. (2018), Gibson et al (2014) y Stopsack y Cerhan (2019) determinan el abdomen y pelvis como los estudios más frecuentes coincidiendo con nuestra investigación, posiblemente porque sea uno de los exámenes más solicitados en casos de abdomen agudo donde la tomografía computada juega un papel importante.

La media de la dosis efectiva por paciente es de  $34,60 \pm 34,75$  mSv, resultado que difiere de la investigaciones de Kritsaneepaiboon et al. (2018) y de Lumbreras et al. (2019) que resultaron ser de 19,4 mSv y de 16,30 mSv respectivamente; estos resultados no son comparables con el nuestro ya que se tratan de poblaciones distintas y tiempo de estudio diferentes; también hay que considerar el tipo de tecnología y estrategias de modulación de dosis que juegan un papel importante en la entrega de dosis. El 7,3% de los pacientes acumuló dosis superiores a 100 mSv, siendo de preocupación este resultado debido a la alta probabilidad de riesgo de contraer cáncer por los efectos estocásticos; este resultado es similar al estudio de Lumbreras et al. (2019) y de Servente et al. (2018) pero contrastan con las investigaciones de Stopsack y Cerhan (2019) y de Kritsaneepaiboon et al. (2018) ya que se les atribuyó un 1,9% y 1,5% respectivamente. Se resalta que Stopsack y Cerhan (2019) estudió una cohorte de 10 años (2004-2013) y en la práctica actual existen más probabilidades de que un paciente sea sometido a múltiples procedimientos de TC que hace más de diez años atrás y además en el estudio de Kritsaneepaiboon et al. (2018) la modalidad de atención y el área explorada predominante de estudio fueron diferentes.

En cuanto a la dosis acumulada de los pacientes con tomografías previas; se obtuvo una dosis promedio de  $53,23 \pm 62,18$  mSv, resultado similar al estudio de Servente et al. (2018) que presentó una dosis media acumulada de  $50,30 \pm 37,1$  mSv. El grupo etario que recibió mayor dosis fue en el rango de 48 a 62 años, predominaron las atenciones ambulatorias ( $58,07 \pm 63,64$  mSv.)

del tipo oncológica ( $82,58 \pm 45,17$  mSv.). Esto se puede justificar debido a la alta demanda de solicitudes en conjunto de la región de tórax, abdomen y pelvis que se realizan periódicamente en casos oncológicos.

En síntesis, es de consideración la modalidad de atención y el motivo de indicación, para la determinación de la dosis acumulada en un periodo de tiempo, debido a que, existen factores externos tales como la complejidad de evolución de una patología, y los controles que necesita a largo plazo. La debida capacitación del personal de salud responsable de adquisición de imágenes tiene papel relevante también, puesto que, en efecto de cumplir el principio ALARA, el tecnólogo médico en radiología tendrá que optimizar protocolos para la disminución de la entrega de dosis al paciente.

La recaudación de datos para esta investigación estuvo limitada por el lugar de adquisición, es decir, no se tomaron en cuenta las dosis de estudios tomográficos realizados en otra institución. No se consideró población pediátrica, debido a la baja demanda de tomografías por estos pacientes; sin embargo, se espera que se incentive a realizar estudios en este tipo de población de mayor riesgo.

## VI. CONCLUSIONES

- ✓ La tomografía computarizada es una herramienta útil en el campo médico siempre que se utilice de forma racional, equilibrando riesgos y beneficios. En la investigación se obtuvo una dosis acumulada de radiación promedio de  $53,23 \pm 62,18$  mSv.
- ✓ Se determinó que, de la totalidad de pacientes, la mayoría fueron varones de edad promedio, atendidos por la modalidad de emergencia con patologías del tipo no oncológico, y el 53,6% tuvieron tomografías previas.
- ✓ De los 262 pacientes que tuvieron al menos una tomografía previa, en su mayoría fueron mujeres de edad promedio, atendidos por la modalidad de emergencia, casos de tipo no oncológico.
- ✓ La región anatómica mayormente explorada fue de la cabeza (32%).
- ✓ El promedio de la dosis efectiva resultó ser de  $34,60 \pm 34,75$  mSv. El 7,3% de los pacientes acumularon una dosis de radiación superior a 100 mSv, rango en el que existe un mayor riesgo de carcinogénesis inducida por radiación.
- ✓ Las mayores dosis acumuladas se evidenciaron en el género femenino ( $57,13 \pm 67,18$  mSv), en el grupo etario de 48 a 62 años ( $59,56 \pm 63,34$  mSv), en los pacientes atendidos por modalidad ambulatoria ( $58,07 \pm 63,64$  mSv), asimismo como en los pacientes atendidos por indicación oncológica ( $82,58 \pm 45,17$  mSv). Existen diferencias estadísticas significativas en cuanto a la dosis acumulada según la modalidad de atención y el motivo de indicación.

## VII. RECOMENDACIONES

- ✓ Se recomienda realizar estudios de diversidad de factores externos que contribuyen al aumento de la dosis acumulada del paciente.
- ✓ Se recomienda realizar el mismo estudio donde se incluya a la población más vulnerable a los efectos de la radiación como los pacientes pediátricos.
- ✓ Se sugiere optimizar protocolos de adquisición en las exploraciones de TC con la finalidad de disminuir las dosis a las que se exponen los pacientes, manteniendo el principio ALARA, sin que la calidad de imagen sea afectada logrando un diagnóstico certero.
- ✓ Se sugiere implementar estrategias que permitan el registro de dosis de radiación administradas a los pacientes de todos sus estudios de Tomografía Computarizada.
- ✓ El proceso de realizar estudios de TC eficientes y seguros en el Servicio de Imágenes requiere la participación continua de todas las partes implicadas, para ello se recomienda realizar capacitaciones que involucren también la participación de los médicos en temas de protección radiológica asociado al peligro de las radiaciones con el objetivo de evitar su uso excesivo o inadecuado.

## VIII. REFERENCIAS

- Allende, F., Lobos, V., & Zúñiga, A. (2016). Corrección de índice de dosis en tomografía computarizada por parámetro de diámetro efectivo según reporte 204 de la Asociación Americana de Físicos Médicos. *Revista Chilena de Radiología*, 22(2), 61-69. <https://doi.org/10.1016/j.rchira.2016.06.002>
- Andisco, D., Blanco, S., y Buzzi, A. (2014). Dosimetría en tomografía Computada. *Revista Argentina de Radiología*, 78(3), 156-160.
- Badel, A., Rico-Mesa, J., Gaviria, M., Arango-Isaza D., Hernández, C. (2018). Radiación ionizante: revisión de tema y recomendaciones para la práctica. *Revista Colombiana de Cardiología*, 25(3), 222-229. <https://doi.org/10.1016/j.rccar.2017.10.008>
- Brenner, D. J., & Hall, E. J. (2007). Computed tomography—An increasing source of radiation exposure. *The New England Journal of Medicine*, 357(22), 322277–2284. <https://doi.org/10.1056/NEJMra072149>
- Cascón, A. S. (2014). Radiaciones ionizantes en las prácticas médicas “Primum non nocere”. *Revista del Hospital Interzonal General de Agudos (HIGA) Eva Perón*, 4(2), 80-87. <http://ppct.caicyt.gov.ar/index.php/inmanencia/article/view/6256/5635>
- Comisión Europea (2000). *Protección Radiológica 118. Guía de Indicaciones para la correcta solicitud de pruebas de diagnóstico por imágenes*. Luxemburgo
- Consejo de Seguridad Nuclear. (2012). *Protección Radiológica*. Madrid.
- Costa, J. y Soria, J. (2015). *Tomografía Computarizada dirigida a Técnicos superiores en Imagen para el Diagnóstico*. Elsevier.
- Del Cura, J., Pedraza, S., y Gayete, A. (2010). *Radiología Esencial*. (tomo I). Médica Panamericana.

Decreto Supremo N° 009-97-EM. *Reglamento de Seguridad Radiológica*. 20 de Mayo del 1997.

Diario Oficial El Peruano

García, F., Fernández, M., Castell, R., y Valls, A. (2003). *Protocolos de vigilancia sanitaria específica. Radiaciones ionizantes*. Comisión de salud pública. Madrid: Junta de Castilla y León. <https://www.saludcastillayleon.es/profesionales/en/saludlaboral/protocolos-vigilancia-salud-especifica.files/1224229-Ionizantes.pdf>

Garrido, F., Rivera, S., Pesenti, J., Riquelme, C., y Huete, Á. (2020). Medios de contraste intravascular en tomografía computada y resonancia magnética: lo que el clínico necesita saber. *ARS MEDICA Revista De Ciencias Médicas*, 45(1), 57-66. doi:<https://doi.org/10.11565/arsmed.v45i1.1625>

Gibson, D., Moorin, R., Semmens, J., & Holman, D. (2014). The disproportionate risk burden of CT scanning on females and younger adults in Australia: a retrospective cohort study. *Australian and New Zealand Journal of Public Health*, 38, 441-448. <https://doi.org/10.1111/1753-6405.12278>

Granados, D. (2016). *Métodos de estimación de dosis a pacientes en tomografía computarizada*. [Trabajo de grado, Universidad de Valladolid, Facultad de Ciencias]. Repositorio Documental UVA-DOC. <http://uvadoc.uva.es/handle/10324/19015>

Griffey, R. T., & Sodickson, A. (2009). Cumulative radiation exposure and cancer risk estimates in emergency department patients undergoing repeat or multiple CT. *AJR. American Journal of Roentgenology*, 192(4), 887–892. <https://doi.org/10.2214/AJR.08.1351>

Hendee, W. R., & O'Connor, M. K. (2012). Radiation Risks of Medical Imaging: Separating Fact from Fantasy. *Radiology*, 264(2), 312–321. <https://doi.org/10.1148/radiol.12112678>

- Hricak H. et al. (2011). Managing radiation use in medical imaging: A multifaceted challenge. *Radiology*, 258(3), 889–905. <https://doi.org/10.1148/radiol.10101157>
- Herring, W. (2012). *Radiología Básica. Aspectos Fundamentales*. (2da ed.). Elsevier Saunders.
- Hofer, M. (2008). *Manual Práctico de TC: Introducción a la TC*. (5ta ed.). Editorial Médica Panamericana.
- ICRP.(2011). *Publicación 105. Protección Radiológica en Medicina*. Sociedad Argentina de Radioprotección.
- Kalender, W. (2011). *Computed Tomography.Fundamentals, System Technology, Image Quality, Applications* (3ra ed.). Publicis Publishing.
- Kalra, M. K., Sodickson, A. D., & Mayo-Smith, W. W. (2015). CT Radiation: Key Concepts for Gentle and Wise Use. *RadioGraphics*, 35(6), 1706–1721. <https://doi.org/10.1148/rg.2015150118>
- Kritsaneepaiboon, S., Jutiyon, A., & Krisanachinda, A. (2018). Cumulative radiation exposure and estimated lifetime cancer risk in multiple-injury adult patients undergoing repeated or multiple CTs. *Eur J Trauma Emerg Surg*, 44(1), 19-27. doi:10.1007/s00068-016-0665-6
- Lumbreras, B., Salinas, J. M., & Gonzales-Alvarez, I. (2019). Cumulative exposure to ionising radiation from diagnostic imaging tests: a 12-year follow-up population-based analysis in Spain. *BMJ open*, 9(9), 1-10. doi:10.1136/bmjopen-2019-030905
- Mendizábal , A. (2012). Radiación ionizante en tomografía computada: un tema de reflexión. *Anales de Radiología México* 2012, 2, 90-97. <http://www.medigraphic.com/pdfs/anaradmex/arm-2012/arm122d.pdf>

- Mettler, Jr. F., Bhargavan, M., Faulkner, K., Gilley, D., Gray, J., Ibbott, G., Lipoti, G., Mahesh, M., McCrohan, J., Stabin, M., Thomadsen, B., Yoshizumi, T. (2009). Radiologic and Nuclear Medicine Studies in the United States and Worldwide: Frequency, Radiation Dose, and Comparison with Other Radiation Sources 1950–2007. *Radiology*, 253(2), 520–531. <https://doi.org/10.1148/radiol.2532082010>
- Núñez, M. (2008). *Efectos biológicos de las radiaciones - Dosimetría*. Montevideo.
- Palacios, M. (2014). *Estudio Comparativo de dosis de radiación en la angi tomografía coronaria con y sin sistema de modulación del haz*. Caracas: Universidad Central de Venezuela. Retrieved Mayo 2019, from [https://www.researchgate.net/profile/Mayerlin\\_Palacios2/publication/331177499\\_ESTUDIO\\_COMPARATIVO\\_DE\\_DOSIS\\_DE\\_RADIACION\\_EN\\_LA\\_ANGIOTOMOGRAFIA\\_CORONARIA\\_CON\\_Y\\_SIN\\_SISTEMA\\_DE\\_MODULACION\\_DEL\\_HAZ/links/5c6aed614585156b57069932/ESTUDIO-COMPARATIVO-DE-DOSIS-DE-](https://www.researchgate.net/profile/Mayerlin_Palacios2/publication/331177499_ESTUDIO_COMPARATIVO_DE_DOSIS_DE_RADIACION_EN_LA_ANGIOTOMOGRAFIA_CORONARIA_CON_Y_SIN_SISTEMA_DE_MODULACION_DEL_HAZ/links/5c6aed614585156b57069932/ESTUDIO-COMPARATIVO-DE-DOSIS-DE-)
- Payne, J. T. (2005). CT Radiation Dose and Image Quality. *Radiol Clin North Am.*, 43(6), 953-962. doi:10.1016/j.rcl.2005.07.002.
- Pérez, A., Rodríguez, A., Sánchez-Carpintero, M., Liberato, C., y García, C. (2018). Revisando los contrastes Yodados. *Seram*, 1-15. <https://piper.espacio-seram.com/index.php/seram/article/view/1994>
- Ramírez, J. C., Arboleda, C., y McCollough, C. (2008). Tomografía computarizada por rayos X: fundamentos y actualidad. *Revista Ingeniería Biomédica*, 2(4), 54-66. <http://www.scielo.org.co/pdf/rinbi/v2n4/v2n4a08.pdf>

- Raslaws, E. C. (2008). Tomografía computada. Una fuente considerable. *Arch Argent Pediatr*, 106(3), 273-274.  
<https://www.sap.org.ar/docs/publicaciones/archivosarg/2008/v106n3a16.pdf>
- Raudales, I. R. (2014). Imágenes diagnósticas :Conceptos y generalidades. *Revista de la Facultad de Ciencias Médicas*, 35-43
- Safety Commission, C. N. (2014, febrero 3). *Introduction to radiation*.  
<http://nuclearsafety.gc.ca/eng/resources/radiation/index.cfm>
- Servente Luquetti, L., Martinucci Silva, F., Chozza Lecuna, N., Hartmann Larronda, H., Irazoqui Cortazzo, M., Maguna Baubeta, Romero Larrosa, L., Dibarboure Bassagoda, L. (2018). Dosis acumulada en tomografía computada 2014-2017: análisis descriptivo de una población del Hospital de Clínicas. *Revista Médica del Uruguay*, 34(3), 19-44.  
doi:<https://dx.doi.org/10.29193/rmu.34.3.1>
- Siemens AG. (2012). *Somaton Emotion. Manual del propietario del sistema* . Alemania .
- Stopsack, K., & Cerhan, J. (2019). Cumulative Doses of Ionizing Radiation From Computed Tomography: A Population-Based Study. *Mayo Clin Proceedings*, 94(10), 2011-2021.  
doi:<https://doi.org/10.1016/j.mayocp.2019.05.022>
- United Nations. Sources and Effects of Ionizing Radiation. Volume I: Sources; Volume II: Effects. United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation, 2000 Report to the General Assembly, with scientific annexes. United Nations sales publication E.00.IX.3 and E.00.IX.4. United Nations, New York, 2000.
- UNSCEAR. Sources and Effects of Ionizing Radiation. Volume I: Sources. Report to the General Assembly, Scientific Annexes A and B. y 2008 Report. United Nations Scientific

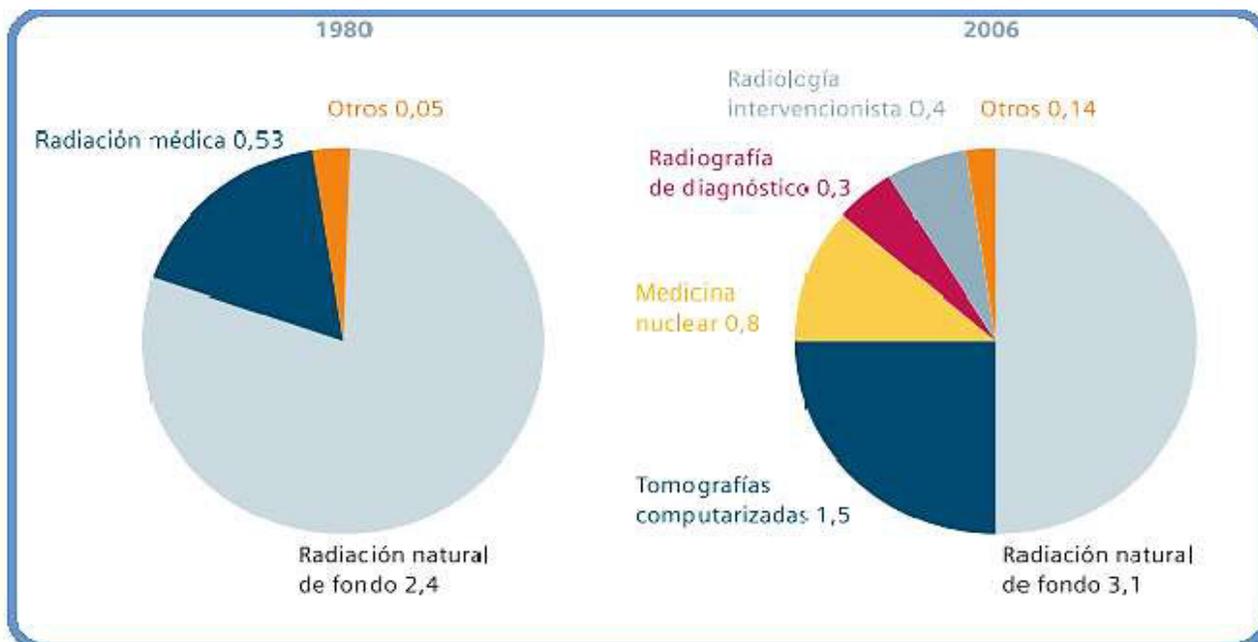
Committee on the Effects of Atomic Radiation. United Nations sales publication E.10.XI.3.  
United Nations, New York, 2010.

## IX. ANEXOS

### Anexo A. Figuras

**Figura 3.**

*Distribución de la dosis anual per cápita en mSv de la población estadounidense (1980 a 2006), como ejemplo del desarrollo en los países industrializados*



*Nota.* En los EE. UU., la dosis de radiación per cápita anual proveniente de la exposición médica se incrementó de 0.53 mSv. a 3.1 mSv en los últimos 30 años. Adaptado de *Sources and effects of Ionizing Radiation*, por UNSCEAR 2008 Report, United Nations Scientific Committee on the effects of Atomic Radiation, New York, 2010

Figura 4.

Componentes principales del Tomógrafo Siemens Somaton Emotion 16

<b>Gantry:</b>	Apertura del gantry(cm.): 70 Rango de inclinación del gantry(grados): $\pm 3$
<b>Tubo de Rayos X y generador:</b>	Tipo y marca del tubo de rayos x: Siemens Dura 422-MV Siemens Straton
	Capacidad de acumulación térmica del ánodo (MHU): 5
	Potencia máxima del generador (KW):50
	Filtración total en el tubo de rayos X en mm Al (inherente + filtro de conformación del haz): 6.3 (140 Kv)
	Tipo de detector: Estado sólido (Ultra Fast Ceramic o cerámica ultrarrápida)
	Tiempo de rotación del Tubo(segundos): 0,6 /1,0/1,5
	Numero de detectores por fila :736 (1472 canales)
	Tamaño del punto focal (mm.): 0.5 mm x 0.8
	Longitud efectiva de cada elemento en el isocentro (mm): 16 x 0,6 / 8 x 1,2
	Configuraciones de potencia (kW) kV disponibles :50, 80.110.130
	Rango de mA: 20 a 345
	Pitch: 0.4-1.5 en modo de volumen/ 0.4-2.0 en modo de corte
	Resolución Temporal (ms): 250
	Grosor de Corte (mm): 0.6 -10
	Tubo de vida garantizado: 200 000 segundos de escaneo
Matriz de reconstrucción :512 x 512 píxeles	
Modulación automática de dosis: CARE DOSE	
<b>Generador/Potencia :</b>	Tipo: Alta frecuencia
	Configuración de kV disponible: 50, 80, 110, 130 kW
	Máximo de mA permitido para cada kV (propiedades de soporte de peso) 80 kV: 345 mA
<b>Consola Principal</b>	Dimensiones de la matriz del área de la imagen: 1024 x 1024.
	Información de la dosis mostrado en la consola: CTDI ponderado y producto de longitud de dosis (DLP)

Nota. Adaptado de Somaton Emotion. Manual del propietario del sistema. por Siemens AG.2012

Figura 5.

*Dosis efectivas características en radiodiagnóstico*

Procedimiento diagnóstico	Dosis efectiva característica (mSv)	Nº equivalente de RX de tórax	Periodo equivalente aproximado de radiación natural de fondo (¹)
<i>Radiografías:</i>			
Extremidades y articulaciones (excluida la cadera)	< 0,01	< 0,5	< 1,5 días
Tórax (sencilla, posteroanterior)	0,02	1	3 días
Cráneo	0,07	3,5	11 días
Columna dorsal	0,7	35	4 meses
Columna lumbar	1,3	65	7 meses
Cadera	0,3	15	7 semanas
Pelvis	0,7	35	4 meses
Abdomen	1,0	50	6 meses
UIV	2,5	125	14 meses
Esofagograma	1,5	75	8 meses
Esofagogastroduodenal	3	150	16 meses
Tránsito intestinal	3	150	16 meses
Enema opaco	7	350	3,2 años
TC de cabeza	2,3	115	1 año
TC de tórax	8	400	3,6 años
TC de abdomen o pelvis	10	500	4,5 años
<i>Gammagrafías:</i>			
Pulmonar de ventilación (Xe-133)	0,3	15	7 semanas
Pulmonar de perfusión (Tc-99m)	1	50	6 meses
Renal (Tc-99m)	1	50	6 meses

*Nota.* Adaptado de *Protección Radiológica 118. Guía de indicaciones para la correcta solicitud de pruebas de diagnóstico por imagen*, por Comisión Europea, Dirección General de Medio Ambiente, 2000

**Figura 6.**

Valores del factor de conversión  $K$  normalizada según la región

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

Nota. Adaptado de *Dosimetría en Tomografía Computada* (p. 159), por Andisco et al, 2014, Revista Argentina de Radiología, 78(3)

**Figura 7.**

Principales valores propuestos por la Comunidad Europea

Tipo de estudio	CTDI <sub>w</sub> [mGy]	DLP [mGy.cm]
Cabeza rutina	60	1050
Tórax	30	650
Abdomen	35	780
Pelvis	25	570
Cara y fosas nasales	35	360
Trauma vertebral	70	460
Pulmones alta resolución	35	280
Hígado	35	900
Pelvis ósea	25	520

Nota. Adaptado de *Dosimetría en Tomografía Computada* (p. 159), por Andisco et al, 2014, Revista Argentina de Radiología, 78(3)

**Figura 8.**

*Efecto de la modulación automática de la corriente radiactiva*

Region corporal	Reduccion de la dosis (%)
Cráneo	14-26
Hombros	22-56
Torax	19-27
Abdomen	11-24
Pelvis	21-30
Extremidades	33-41

*Nota.* La posibilidad de reducción de la dosis con esta técnica sin afectar la calidad de la imagen es excelente; el aprovechamiento máximo se da en la regiones del hombro y de la pelvis, determinando una absorción considerable de la radiación. Adaptado de *Manual Práctico de TC* (p. 177), por Matthias Hofer, 2008, Editorial Medica Panamericana

### Anexo B. Ficha de Recolección de Datos

UNIVERSIDAD NACIONAL FEDERICO VILLARREAL

“AÑO DE LA UNIVERSALIZACION DE LA SALUD”

**TITULO: Dosis acumulada en Tomografía Computada en la Clínica El Golf durante el periodo 2015-2018**

Fecha: \_\_\_\_\_

N° ID: \_\_\_\_\_

#### I). Datos del Paciente

**Id del Paciente:**

Sexo: Femenino  Masculino

**Rango de Edad:**

18-33  34-47  48-62  63-76  76-91

**Modalidad de Atención:**

Ambulatorio  Emergencia  Hospitalización

**Motivo de Indicación de TC:**

Tipo Oncológico  Tipo no oncológico

#### II). Características asociadas a Dosis Efectiva en TC Multicorte

**Cantidad de estudios tomográficos previos (a partir del 2015):**

Ninguno  5-9   
 1-2  10 a +   
 3-4

**III) Registro de Estimación de Dosis en TC Multicorte**

<b>Fecha</b>	<b>Tipo de Estudio</b>	<b>Área explorada</b>	<b>Dosis efectiva(mSv):</b>
		<b>Dosis Acumulada(mSv):</b>	

**Dosis Acumulada:**

Moderada: &lt;50 mSv

Alta: 50-100 mSv

Muy alta: &gt;100 mSv

## Anexo C. Operacionalización de Variables

Variable de Interés	Definición conceptual	Dimensiones	Definición conceptual dimensiones	Tipo de variable	Escala de medición	Indicador	Valores finales	Instrumento
<b>Dosis acumulada en tomografía computada</b>	Resultado de la sumatoria de las dosis efectivas por estudio. Hace referencia a la dosis total en todo el cuerpo, la cual toma en cuenta la sensibilidad relativa de los diversos tejidos expuestos	Tomografías previas	Exámenes de TC realizados al paciente a la fecha.	Cuantitativa	Razón	Número de tomografías previas	Ninguna 1-2 3-4 5-9 10-mas	Ficha de recolección de datos
		Región anatómica	Sección corporal explorada por TC	Cualitativa	Nominal	Área corporal	Abdomen Cabeza Cuello Pelvis Tórax	Ficha de recolección de datos
		Dosis efectiva por estudio	Resultado de multiplicar el DLP por el factor de conversión "K"	Cuantitativa	Razón	mSv	Cantidad en mSv	Valor numérico que indica el tomógrafo.
		Dosis total acumulada	Dosis total de radiación administrada por la TC	Cuantitativa	Razón	mSv	<50 mSv 50-100 mSv >100 mSv	Ficha de recolección de datos

<b>Variable de caracterización</b>	<b>Definición conceptual</b>	<b>Dimensiones</b>	<b>Definición conceptual dimensiones</b>	<b>Tipo de variable</b>	<b>Escala de medición</b>	<b>Indicador</b>	<b>Valores finales</b>	<b>Instrumento</b>
<b>Características de la población</b>	Características o peculiaridades del paciente	Sexo	Condición orgánica según genotipo: XX/ XY	Cualitativa	Nominal	Directo	Femenino Masculino	Ficha de recolección de datos
		Rango de edad	Cantidad de años transcurridos desde el nacimiento.	Cuantitativa	Intervalo	Años	15-24 25-44 45-64 ≥65	Ficha de recolección de datos
		Modalidad de atención	Condición de asistencia médica que requiere el paciente	Cualitativa	Nominal	Modo de atención	Ambulatorio Hospitalizado Emergencia	Ficha de recolección de datos
		Motivo de Indicación de TC	Motivo de consulta según condición clínica del paciente	Cualitativa	Nominal	Tipo de consulta	Oncológico No oncológico	Ficha de recolección de datos

Fuente: Elaboración Propia

### Anexo D. Matriz de Contingencia

<b>PROBLEMAS</b>	<b>OBJETIVOS</b>	<b>HIPÓTESIS</b>	<b>VARIABLE</b>
<b>Problema General</b>	<b>Objetivo General</b>		<b>Variable de Interés</b>
¿Cuál es la dosis acumulada de radiación de los pacientes atendidos en la Clínica El Golf que se realizaron procedimiento de TC durante el periodo 2015-2018?	Determinar la dosis promedio acumulada de radiación de los pacientes que se realizaron procedimiento tomográfico en el periodo 2015-2018	El presente proyecto carece de hipótesis por tratarse de un estudio descriptivo simple.	Dosis acumulada en tomografía computada
<b>Problemas específicos</b>	<b>Objetivos Específicos</b>		<b>Variable de caracterización</b>
<p>¿Cuáles son características de los pacientes según sexo, rango de edad, modalidad de atención, motivo de indicación y cantidad de tomografías previas?</p> <p>¿Cuáles son las características de los pacientes con tomografías previas durante el periodo 2015-2018 según sexo, rango de edad, modalidad de atención y motivo de indicación?</p>	<p>Describir las características de los pacientes según sexo, rango de edad, modalidad de atención, motivo de indicación y cantidad de tomografías previas.</p> <p>Describir las características de los pacientes con tomografías previas durante el periodo 2015-2018 según sexo, rango de edad, modalidad de atención y motivo de indicación.</p>		Características de la población de estudio

<p>¿Cuál es la frecuencia de tomografías computadas según las regiones anatómicas exploradas durante el periodo 2015-2018?</p> <p>¿Cuál es la dosis de radiación efectiva de los pacientes sometidos a exámenes de tomografía computada?</p> <p>¿Cuál es la dosis acumulada según sexo, rango de edad, modalidad de atención y motivo de indicación de pacientes con tomografías previas?</p>	<p>Identificar la frecuencia de tomografías computadas según las regiones anatómicas exploradas durante el periodo 2015-2018.</p> <p>Describir la dosis de radiación efectiva de los pacientes sometidos a exámenes de tomografía computada.</p> <p>Describir la dosis acumulada según sexo, rango de edad, modalidad de atención y motivo de indicación de pacientes con tomografías previas.</p>		
---	--	--	--

**Anexo E. Formato de Solicitud****UNIVERSIDAD NACIONAL FEDERICO VILLARREAL  
FACULTAD DE TECNOLOGÍA MÉDICA  
SECCIÓN DE POSGRADO  
SEGUNDA ESPECIALIDAD EN TOMOGRAFÍA COMPUTADA**

Señor:

Dr.

Jefe del Servicio de Imágenes

Clínica El Golf

Asunto: Autorización para realizar Investigación Científica.

Yo, \_\_\_\_\_ identificado con CTMP \_\_\_\_\_, DNI \_\_\_\_\_ y con domicilio en \_\_\_\_\_, en calidad de responsable del proyecto, ante usted respetuosamente expongo:

Solicito permiso para poder realizar la investigación científica titulada **“Dosis acumulada en Tomografía Computada en la Clínica el Golf durante el periodo 2015-2018”**, en el período de marzo del año 2019.

Por lo expuesto, agradeceré a usted acceder a lo solicitado.

Atte.

Lima,... de..... del 2019

~~Lic. TM . Erika N. Flores Montalvo~~\_\_\_\_\_

**Anexo F. Protocolo de Examen**

<b>Órgano</b>	<b>Colimación</b>	<b>Pitch o avance de mesa</b>	<b>Tensión del tubo (Kv)</b>	<b>Corriente del tubo (mAs)</b>	<b>Tiempo rotación (seg.)</b>	<b>Producto corriente del tubo * tiempo</b>	<b>Filtro de Reconstrucción</b>	<b>Ventana</b>	<b>Reconstrucción MPR</b>
Cráneo	16x0.6	7.2 mm	110 Kv	180 mA	1.5	270 mAs	Parte Bl:H31s Parte ósea: B80s	Cerebrum Osteo	Axial Coronal Sagital
Senos Paranasales	16x0.6	0.7	80 Kv	200 mA	0.6	120 mAs	Parte Bl:H31s Parte ósea: B80s	Sinuses	Axial Coronal Sagital
Orbitas	16x0.6	0.5	110 Kv	200 mA	1	200 mAs	Parte Bl:H31s Parte ósea: B80s	Cerebrum Osteo	Axial Coronal Sagital oblicuo
Hueso Temporal	16x0.6	0.7	130 Kv	180 mA	1	180 mAs	Parte Bl: H20s Parte Osea:H90s	Base Orbita Inner Ear	Axial Coronal Sagital oblicuo
Macizo Facial	16x0.6	0.8	130 Kv	200 mA	1	200 mAs	Parte Bl:H40s Parte ósea: B80s	Larynx Osteo	Axial Coronal Sagital
Cuello/ Col.cervical	16x0.6	0.8	110 Kv	130 mA	1	130 mAs	Parte Bl:H20s Parte ósea: B80s	Larynx Osteo	Axial Coronal Sagital
Columna Dorsal	16x1.2	0.8	130 Kv	300 mA	0.6	180 mAs	Parte Bl:H20s Parte ósea: B80s	Mediastinum Osteo	Coronal Sagital
Columna Lumbosacra	16x1.2	1	130 Kv	250 mA	1	250 mAs	Parte Bl:H20s	Abdomen	Axial Coronal

							Parte ósea: B80s	Osteo	Sagital
Parrilla Costal	16x0.6	0.8	130 Kv	200 mA	0.6	120 mAs	Parte Bl:H31s Parte ósea: B80s	Mediastinum Osteo	Axial Coronal Sagital
Abdomen Pelvis	16x0.6	0.8	130 Kv	200 mA	0.6	120 mAs	Parte Bl:H31s Parte ósea: B80s	Mediastinum Osteo	Axial Coronal Sagital
Tórax	16x0.6	0.8	130 Kv	180 mA	0.6	108 mAs	Parte Blanda:H31s Parénquima: B80s	Mediastinum  Lung	Axial  Coronal Sagital