
Análisis de las dosis de radiación ionizante en tomografía computarizada para establecer los niveles y rangos de referencia para el diagnóstico por imagen en exámenes de cabeza, abdomen y tórax

Erick Raúl Alvarez Melgar



UNIVERSIDAD DEL VALLE DE GUATEMALA

Facultad de Ciencias y Humanidades



Análisis de las dosis de radiación ionizante en tomografía
computarizada para establecer los niveles y rangos de
referencia para el diagnóstico por imagen en exámenes de
cabeza, abdomen y tórax

Trabajo de graduación en modalidad de tesis presentado por Erick Raúl
Alvarez Melgar para optar al grado académico de Licenciado en Física

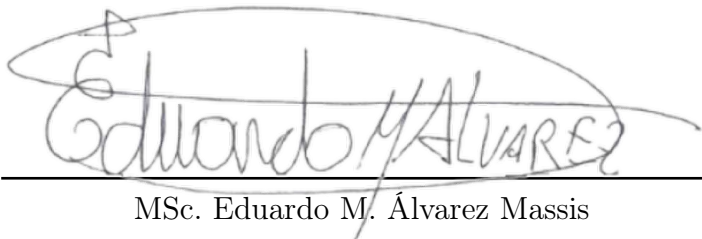
Guatemala,
2024

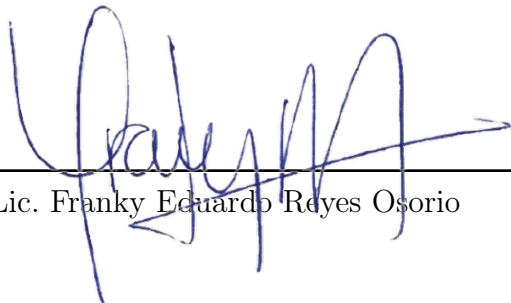
Vo.Bo.:

(f) 
M.A. Yasmin Azucena Portillo Chang

Tribunal Examinador:

(f) 
M.A. Yasmin Azucena Portillo Chang

(f) 
MSc. Eduardo M. Álvarez Massis

(f) 
Lic. Franky Eduardo Reyes Osorio

Fecha de aprobación: Guatemala, 5 de diciembre de 2024.

El presente trabajo de investigación surgió de la necesidad de implementar los niveles de referencia (DRLs) en Guatemala. Hasta el momento, no existe en el país un estudio exhaustivo que tome en cuenta los diferentes exámenes de tomografía computarizada, lo que motivó a la realización de esta investigación. Se buscó proporcionar las bases para que hospitales y centros de salud en Guatemala puedan optar los DRLs como parte de sus protocolos, garantizando una mayor protección radiológica para los pacientes.

Se espera que los resultados de este trabajo no solo contribuyan a mejorar las prácticas actuales, sino que también sirvan de referencia para futuros estudios que busquen ampliar y perfeccionar los DRLs en el ámbito nacional. Con este esfuerzo, se pretende fomentar una cultura de seguridad radiológica en el país, promoviendo estándares que velen por la salud y el bienestar de la población guatemalteca en el área del diagnóstico por imagen.

Tras la completa realización del presente trabajo de investigación, expreso mi más sincero agradecimiento a los siguientes:

A Dios, cuya guía y fortaleza me han acompañado a lo largo de este camino, brindándome la sabiduría y la perseverancia necesarias para alcanzar las metas que me he propuesto.

A mi madre, Alma Melgar, por su amor incondicional y por ser mi mayor fuente de inspiración y fortaleza. Gracias por creer en mí y por brindarme el ejemplo de perseverancia que me llevó hasta este logro.

A mis hermanos, Stephanie Alvarez y Bryan Alvarez, por el apoyo incondicional y aliento en cada momento. Sin ustedes este logro no podría ser posible.

A mi pareja, Lic. Astrid Ibañez, por alentarme siempre a seguir adelante y darme apoyo incondicional. Sus palabras de aliento, paciencia y comprensión fueron fundamentales para mantenerme motivado y enfocado.

A mi director de carrera, MSc. Eduardo Álvarez, por su liderazgo y apoyo a lo largo de la carrera. Su visión y apoyo constante fueron pilares fundamentales en mi crecimiento académico.

A mi asesora M.A. Yasmin Portillo, por su incansable dedicación, orientación y por compartir su conocimiento, guiándome con paciencia y profesionalismo a lo largo de esta investigación. Su apoyo fue esencial para lograr los objetivos propuestos.

A la Ing. Magda Moscoso y Lic. Irene Aguilar, por su constante motivación y apoyo moral y motivacional a lo largo de los estudios de la licenciatura.

Prefacio	III
Lista de figuras	VII
Lista de tablas	VIII
Glosario	IX
Resumen	X
Abstract	XI
I. Introducción	1
II. Objetivos	4
A. Objetivo general	4
B. Objetivos específicos	4
III. Justificación	5
IV. Marco teórico	6
A. Radiación	6
1. Radiación ionizante	6
2. Rayos X en medicina	7
3. Unidades de medida en radiación ionizante	9
B. Producción de rayos X	10
C. Espectro de haz de rayos X	13
D. Interacción de la radiación ionizante con la materia	16
1. Efecto fotoeléctrico	17
2. Dispersión Compton	17
E. Efectos biológicos de la radiación ionizante	18
F. Dosimetría de la radiación	20
1. Dosis absorbida	20
2. Dosis equivalente	21
3. Dosis efectiva	22
G. Diagnóstico por imagen	23
1. Tomografía computarizada (TC)	23
2. Protección radiológica	32

H. Niveles Diagnóstico de Referencia (DRL)	33
V. Metodología	35
A. Población y muestra	35
B. Recolección de datos	35
C. Análisis estadístico	36
1. Evaluación de normalidad	36
2. Cálculo de los DRLs	36
3. Comparación con estándares internacionales	37
4. Correlación entre variables dosimétricas y antropométricas	37
5. Limitaciones del estudio	37
VI. Resultados	38
A. Tomografía computarizada cerebral	38
B. Tomografía computarizada angiografía pulmonar	45
C. Tomografía computarizada abdominal	52
D. Tomografía computarizada abdominal riñones	59
VII. Discusión de resultados	66
VIII. Conclusiones	70
IX. Recomendaciones	71
X. Referencias	72
XI. Anexos	76

Lista de figuras

Figura 1. <i>Espectro electromagnético</i>	7
Figura 2. <i>Recopilación de estudios sobre la distribución del uso de rayos X en diferentes modalidades diagnósticas según informes de la ICRP y la IAEA</i>	8
Figura 3. <i>Contribución porcentual de diferentes modalidades diagnósticas a la dosis total de radiación ionizante en medicina, basado en datos recopilados por la ICRP y la IAEA</i>	9
Figura 4. <i>Esquema de un tubo de rayos X</i>	11
Figura 5. <i>Radiación X característica</i>	12
Figura 6. <i>Radiación de frenado o bremsstrahlung</i>	13
Figura 7. <i>Espectro de emisión de haces de rayos X generados con tungsteno a distintos kilovoltajes pico</i>	14
Figura 8. <i>Esquema del efecto de la variación de la corriente en la producción de rayos X</i>	15
Figura 9. <i>Variación del espectro energético en función de la corriente</i>	15
Figura 10. <i>Esquema del efecto de la variación de la tensión en la producción de rayos X</i>	16
Figura 11. <i>Variación del espectro energético en función de la tensión</i>	16
Figura 12. <i>Esquema del efecto fotoeléctrico</i>	17
Figura 13. <i>Esquema de la dispersión Compton</i>	18
Figura 14. <i>Efecto directo e indirecto de la radiación en el ADN</i>	19
Figura 15. <i>Planos anatómicos obtenidos en un estudio por tomografía computarizada. a- corte axial, b- corte coronal y c- corte sagital</i>	24
Figura 16. <i>Menú para seleccionar la región anatómica a estudiar</i>	25
Figura 17. <i>Menú selección de protocolos de abdomen predefinidos</i>	25
Figura 18. <i>Parámetros de exploración en un protocolo de tomografía en el Equipo Aquilion 64</i>	26
Figura 19. <i>Perfil de un haz de rayos x en un corte de tomografía computada. La divergencia del haz, la atenuación en el tejido y la dispersión de los rayos X provocarán la distribución de la dosis sobre el eje longitudinal, abarcando sectores fuera del espesor seleccionado</i>	28
Figura 20. <i>Esquema del fantoma JCTII para la medición del CTDI</i>	29
Figura 21. <i>Representación gráfica y análisis comparativo de la contribución de la radiación asociada a cada uno de los distintos índices de dosis tomográfica definidos</i>	30
Figura 22. <i>Diagrama de caja y bigotes de las variables para exámenes de TC cerebral</i>	39
Figura 23. <i>Comparación de los niveles de referencia de Guatemala con países y organizaciones para exámenes de tomografía cerebral bajo el protocolo cerebral simple</i>	40

Figura 24. <i>Comparación de los rangos de referencia de Guatemala con países y organizaciones para exámenes de tomografía cerebral bajo el protocolo cerebral simple</i>	41
Figura 25. <i>Histograma de las variables de interés para exámenes de tomografía computarizada cerebral</i>	42
Figura 26. <i>Gráficos de dispersión para exámenes de tomografía computarizada cerebral</i>	43
Figura 27. <i>Matriz de correlación Pearson y Spearman entre las variables de interés para exámenes de tomografía computarizada cerebral</i>	44
Figura 28. <i>Diagrama de caja y bigotes de las variables para exámenes de TC angiografía pulmonar</i>	45
Figura 29. <i>Comparación de los niveles de referencia de Guatemala con países y organizaciones para exámenes de tomografía de tórax bajo el protocolo angiografía pulmonar</i>	47
Figura 30. <i>Comparación de los rangos de referencia de Guatemala con países y organizaciones para exámenes de tomografía tórax bajo el protocolo angiografía pulmonar</i>	48
Figura 31. <i>Histograma de las variables de interés para exámenes de tomografía computarizada tórax bajo el protocolo angiografía pulmonar</i>	49
Figura 32. <i>Gráficos de dispersión para exámenes de tomografía computarizada tórax bajo el protocolo angiografía pulmonar</i>	50
Figura 33. <i>Matriz de correlación Pearson y Spearman entre las variables de interés para exámenes de tomografía computarizada tórax bajo el protocolo angiografía pulmonar</i>	51
Figura 34. <i>Diagrama de caja y bigotes de las variables para exámenes de TC abdominal</i>	52
Figura 35. <i>Comparación de los niveles de referencia de Guatemala con países y organizaciones para exámenes de tomografía de abdomen bajo el protocolo abdomen total</i>	54
Figura 36. <i>Comparación de los rangos de referencia de Guatemala con países y organizaciones para exámenes de tomografía de abdomen bajo el protocolo abdomen total</i>	55
Figura 37. <i>Histograma de las variables de interés para exámenes de tomografía computarizada abdominal bajo el protocolo abdomen total</i>	56
Figura 38. <i>Gráficos de dispersión para exámenes de tomografía computarizada abdominal bajo el protocolo abdomen total</i>	57
Figura 39. <i>Matriz de correlación Pearson y Spearman entre las variables de interés para exámenes de tomografía computarizada abdominal bajo el protocolo abdomen total</i>	58
Figura 40. <i>Diagrama de caja y bigotes de las variables para exámenes de TC abdominal protocolo UROTAC riñones</i>	59
Figura 41. <i>Comparación de los niveles de referencia de Guatemala con países y organizaciones para exámenes de tomografía de abdomen bajo el protocolo UROTAC riñones</i>	61
Figura 42. <i>Comparación de los rangos de referencia de Guatemala con países y organizaciones para exámenes de tomografía abdomen bajo el protocolo UROTAC riñones</i>	62
Figura 43. <i>Histograma de las variables de interés para exámenes de tomografía computarizada abdominal bajo el protocolo UROTAC riñones</i>	63
Figura 44. <i>Gráficos de Dispersión para exámenes de tomografía computarizada abdominal bajo el protocolo UROTAC riñones</i>	64
Figura 45. <i>Matriz de correlación Pearson y Spearman entre las variables de interés para exámenes de tomografía computarizada abdominal bajo el protocolo UROTAC riñones</i>	65

Tabla 1.	<i>Clasificación de los efectos biológicos de los rayos X</i>	20
Tabla 2.	<i>Valores de ω_R según el tipo y rango de energía de radiación</i>	21
Tabla 3.	<i>Valores de ω_T para los órganos del cuerpo humano</i>	22
Tabla 4.	<i>Valores de dosis efectiva normalizada para adultos</i>	31
Tabla 5.	<i>Límite de dosis individual de exposición a la radiación</i>	33
Tabla 6.	<i>Valores de referencia de dosis anual media de radiación para las distintas profesiones</i>	33
Tabla 7.	<i>Resumen de las variables de interés para exámenes de TC cerebral</i>	39
Tabla 8.	<i>Niveles y rangos de referencia para tomografía computarizada en exámenes cerebrales bajo el protocolo cerebral simple</i>	40
Tabla 9.	<i>Resumen de las variables de interés para exámenes de TC angiografía pulmonar</i>	46
Tabla 10.	<i>Niveles y rangos de referencia para tomografía computarizada en exámenes de angiografía pulmonar</i>	46
Tabla 11.	<i>Resumen de las variables de interés para exámenes de TC abdominal</i>	53
Tabla 12.	<i>Niveles y rangos de referencia para tomografía computarizada abdominal bajo el protocolo abdomen total</i>	53
Tabla 13.	<i>Resumen de las variables de interés para exámenes de TC abdominal protocolo UROTAC riñones</i>	60
Tabla 14.	<i>Niveles y rangos de referencia para tomografía computarizada abdominal bajo el protocolo UROTAC riñones</i>	60

- ARC:** American College of Radiology [Colegio Americano de Radiología]. Organización médica que establece estándares de calidad en radiología.
- ARPANSA:** Australian Radiation Protection and Nuclear Safety Agency [Agencia Australiana de Protección Radiológica y Seguridad Nuclear]. Agencia australiana responsable de la seguridad radiológica.
- Colimación:** proceso mediante el cual se limita el tamaño y la forma del haz de rayos X para reducir la dosis innecesaria.
- EUCLID:** misión espacial de la Agencia Espacial Europea (ESA) diseñada para estudiar la energía oscura y la materia oscura en el universo.
- Fantoma:** modelo físico utilizado para simular la absorción de radiación en tejidos humanos.
- ICRP:** Comisión Internacional de Protección Radiológica. Organización que establece normas de seguridad en el uso de radiación.
- NHS:** National Health Service [Servicio Nacional de Salud]. Sistema de salud pública del Reino Unido que proporciona atención médica gratuita.
- Pitch:** relación entre el desplazamiento de la mesa del tomógrafo y el grosor de los cortes adquiridos en una tomografía helicoidal.
- UROTAC:** examen de diagnóstico por imágenes para examinar los riñones, uréteres y vejiga. Urografía por tomografía computarizada, por sus siglas en español.
- SES-HUC:** Departamento de Seguridad y Protección Radiológica en el Hospital Universitario de Coimbra. Serviço de Engenharia de Segurança e Higiene Ocupacional do Hospital Universitário de Coimbra, por sus siglas en portugués.

El Hospital Roosevelt de Guatemala es el hospital mas grande del país y en 2019 renovó sus equipos de radiodiagnóstico del sistema convencional a un sistema digital. A raíz de este cambio, surge la incógnita si hay aumento en la dosis de radiación hacia los pacientes.

Con el fin de responder, este estudio tiene como objetivo principal establecer los DRLs en tomografía computarizada (TC) para exámenes de cabeza, abdomen y tórax, conforme a las recomendaciones de la *International commission on radiological Protection [ICRP]* en su publicación número 135. Para lograr dicho objetivo, se analizaron valores dosimétricos (CTDI_{vol} y DLP) para una muestra representativa de un mes (recolectando un total de 333 exámenes de diagnóstico de Tomografía, 41 % TC cerebrales, 20% TC angiografía pulmonar, 22 % TC abdominales y 17 % riñones) de pacientes guatemaltecos. Además, se evaluó la relación con las variables antropométricas de peso y altura.

Como resultado se obtuvieron los niveles de referencia de dosis en TC para protocolos de cabeza que corresponden a 61.60 mGy para el CTDI_{vol} y 1040.90 mGy·cm para el DLP, protocolos de angiografías pulmonares que corresponden a 14.18 mGy para el CTDI_{vol} y 777.35 mGy·cm para el DLP, protocolos de estudios de abdomen total que corresponden a 18.48 mGy para el CTDI_{vol} y 863.65 mGy·cm para el DLP, y protocolo de UROTAC riñones que corresponden a 27.67 mGy para el CTDI_{vol} y 1136.06 mGy·cm para el DLP. Se encontró que, a excepción del DLP para TC angiografía pulmonar y CTDI_{vol} para TC abdominal bajo el protocolo urografía por tomografía computarizada de riñones, los DRL calculados se encuentran dentro de los rangos y valores de instituciones internacionales, concluyendo que los protocolos se apegan a los principios de protección radiológica. Finalmente, se encontró que no existe correlación alguna entre las cantidades dosimétricas y variables antropométricas antes descritas.

Palabras clave: tomografía computarizada, niveles de referencia de dosis, protección radiológica, CTDI_{vol}, DLP, Hospital Roosevelt de Guatemala, variables antropométricas.

Hospital Roosevelt in Guatemala is the largest hospital in the country, and in 2019, it upgraded its radiodiagnostic equipment from a conventional system to a digital one. Following this change, concerns arose regarding a potential increase in radiation doses to patients.

To address this issue, the main objective of this study was to establish Diagnostic Reference Levels (DRLs) in computed tomography (CT) for head, abdomen, and chest examinations, in accordance with the recommendations of the International Commission on Radiological Protection (ICRP) Publication 135. To achieve this goal, dosimetric values (*CTDI_{vol}* and *DLP*) were analyzed from a representative sample of patients (a total of 333 diagnostic CT exams were collected: 41 % head CTs, 20 % pulmonary angiograms, 22 % abdominal CTs, and 17 % kidney UROCTs) performed on Guatemalan patients. Additionally, the relationship between dose levels and anthropometric variables such as height and weight was evaluated.

As a result, the reference dose levels for head CT protocols were found to be 61.60 mGy for *CTDI_{vol}* and 1040.90 mGy·cm for *DLP*; pulmonary angiogram protocols showed 14.18 mGy for *CTDI_{vol}* and 777.35 mGy·cm for *DLP*; abdominal study protocols yielded 18.48 mGy for *CTDI_{vol}* and 863.65 mGy·cm for *DLP*; and UROCT kidney protocols registered 27.67 mGy for *CTDI_{vol}* and 1136.06 mGy·cm for *DLP*. It was found that, except for the *DLP* in pulmonary angiograms and *CTDI_{vol}* for abdominal CT under UROCT protocols, the DRLs calculated were within the ranges and values reported by international institutions, concluding that the protocols adhere to the principles of radiological protection. Lastly, no correlation was found between the dosimetric quantities and the anthropometric variables described above.

Keywords: computed tomography, diagnostic reference levels, radiological protection, *CTDI_{vol}*, *DLP*, Roosevelt Hospital, anthropometric variables.

Los rayos X, comúnmente conocidos como radiación, son una forma de energía como las ondas de luz o las de radio. Los rayos X tienen suficiente energía como para pasar a través del cuerpo. A medida que la radiación se desplaza a través del cuerpo, pasa a través de los huesos, los tejidos, y los órganos de diferentes formas, lo que permite crear imágenes de los órganos (Organismo Internacional de Energía Atómica, 2019).

En las imágenes realizadas por medio de equipos digitales, se puede modificar el contraste y el brillo por medio de programas de computadora, corrigiendo las imágenes para que estas puedan ser utilizadas propiamente para el diagnóstico (Portillo, 2021). Sin embargo, la facilidad para eliminar archivos digitales o repetir la obtención de imágenes con el objetivo de mejorar la calidad, sin dejar evidencia de las imágenes descartadas al no utilizar película radiográfica, es un factor que contribuye al incremento de la dosis de radiación acumulada en el paciente. Este aspecto resulta relevante, ya que el número de repeticiones puede elevar la exposición a niveles que exceden los estándares recomendados, afectando así la seguridad del paciente en los procedimientos de diagnóstico por imagen (Portillo, 2021).

De acuerdo con el informe del comité científico de Naciones Unidas para el Estudio de los Efectos de las Radiaciones Atómicas, la radiación generada por procedimientos médicos constituye en un 19.7% de la dosis de radiación media total recibida por una persona durante un año. Dado esto se deben aplicar métodos para que se pueda sacar el máximo beneficio a la radiación ionizante con el mínimo riesgo para los pacientes expuestos a dicha radiación (Ríos y Muñoz, 2021).

Los DRLs son una herramienta crucial para optimizar la protección y la seguridad radiológica en procedimientos de diagnóstico por imagen. Si al comparar las dosis utilizadas se evidencia que estas superan o están por debajo del DRLs, es necesario revisar y ajustar los protocolos de optimización de la protección y seguridad para ese procedimiento específico. Esta revisión implica evaluar factores

como los parámetros técnicos de la máquina (por ejemplo, voltaje, corriente y tiempo de exposición), la capacitación del personal, las técnicas de posicionamiento y los protocolos de adquisición de imágenes. Además, se deben analizar las condiciones del equipo y realizar mantenimientos preventivos para asegurar que operen dentro de los límites adecuados. La implementación de estos ajustes y controles permite reducir dosis innecesarias y garantizar que los procedimientos radiológicos se realicen bajo los estándares óptimos de seguridad (Organismo Internacional de Energía Atómica [IAEA], 2020).

Los DRLs se utilizan en la imagen radiográfica para indicar si en condiciones rutinarias, la dosis al paciente es inusualmente alto o bajo para dicho procedimiento (Organismo Internacional de Energía Atómica [IAEA], 2020). La determinación de los DRLs implica evaluar varias magnitudes de dosis según la modalidad de imagen utilizada. En Tomografía Computarizada (TC), estas magnitudes incluyen el Producto Dosis-Longitud (DLP) y el Índice de Dosis en Tomografía Computarizada en Volumen (CTDIvol). Estas magnitudes están vinculadas a la energía proporcionada al volumen de interés, no a las dosis absorbidas en tejidos u órganos específicos del paciente (Ríos y Muñoz, 2021).

Para determinar los DRLs existen diversas metodologías que suelen ser aplicadas en el ámbito de las imágenes de diagnóstico. Se han establecido DRLs para tomografía computarizada (TC) mediante la determinación de los valores medios de CTDIvol y DLP y la clasificación de los pacientes por rangos de edad. Otra manera de trabajar con los DRLs es mediante el criterio del percentil 75 de las cantidades CTDIvol y DLP. En cuanto a la obtención de los valores de dosis, según el documento técnico “Diagnostic reference levels in medical imaging”, “ICRP Publication 135”, los DRLs pueden obtenerse ya sea por mediciones dosimétricas directas (cuando se cuenta con los equipos de dosimetría) o por el análisis de datos desde el propio equipo (Portillo, 2021). Los DRLs en tomografía computarizada se deben establecer para cada procedimiento específico (cabeza, tórax, abdomen, etc). Cabe mencionar que los DRLs son una de las bases importantes para fomentar un programa de protección radiológica y un programa de optimización de dosis en los servicios de radiología e imágenes diagnósticas, esto debido a que se realiza un seguimiento continuo a las dosis de cada procedimiento (Ríos y Muñoz, 2021).

En el año 2019, el Hospital Roosevelt modernizó el Departamento de Diagnóstico por Imágenes, cambiando los equipos convencionales a equipos con tecnología digital, principalmente los tomógrafos, donde surgió la preocupación sobre si está optimizada la dosis brindada a los pacientes en los nuevos equipos. En este sentido, Guatemala no cuenta con DRLs y se ve en la necesidad de sentar las bases para determinarlos y comparar los resultados con los DRLs establecidos a nivel internacional y saber si las dosis brindadas a los pacientes se encuentran optimizadas.

Por estas razones, el presente trabajo tiene como objetivo principal establecer los DRLs en tomografía computarizada para exámenes de cabeza, tórax y abdomen, siguiendo las recomendaciones de la ICRP en su publicación 135 para las magnitudes dosimétricas (CTDIvol y DLP) para el equipo de tomografía computarizada del Hospital Roosevelt de Guatemala. Para esta práctica se evalúan protocolos de cabeza, angiografías pulmonares, abdomen total y UROTAC riñones, tomando como base una muestra representativa de 333 tomografías computarizadas.

Además, se busca profundizar con el estudio de la radiación ionizante investigando si existe correlación alguna entre las magnitudes dosimétricas (CTDIvol y DPL) y su relación con variables antropométricas como peso y altura.

Como resultado de este estudio se obtuvieron los DRLs en TC para protocolos de cabeza que corresponden a 61.60 mGy para el CTDIvol y 1040.90 mGy·cm para el DPL, protocolos de angiografías pulmonares que corresponden a 14.18 mGy para el CTDIvol y 777.35 mGy·cm para el DPL, protocolos de estudios de abdomen total que corresponden a 18.48 mGy para el CTDIvol y 863.6 mGy·cm para el DPL, y protocolo de UROTAC riñones que corresponden a 27.67 mGy para el CTDIvol y 1136.06 mGy·cm para el DPL. Se encontró que, a excepción del DPL para TC angiografía pulmonar y CTDIvol para TC abdominal bajo el protocolo UROTAC riñones, los DRLs calculados se encuentran dentro de los rangos y valores de instituciones internacionales, concluyendo que los protocolos se apegan a los principios de protección radiológica. Finalmente, se encontró que no existe correlación alguna entre las cantidades dosimétricas y variables antropométricas antes descritas.

Este estudio se desarrollará bajo estrictas condiciones de anonimato, garantizando que los datos recopilados no incluyan identificadores personales de los pacientes. Además, se excluye la participación de menores de edad, y los datos se derivarán exclusivamente de las bases de datos de los equipos médicos, evitando así la exposición innecesaria a radiación ionizante.

A. Objetivo general

Determinar los niveles y rangos de referencia para una muestra de treinta días de tomografías computarizadas en exámenes de cabeza, tórax y riñones.

B. Objetivos específicos

- Comparar los niveles de referencia obtenidos con los estándares internacionales, a fin de evaluar su alineación y posibles áreas de mejora.
- Determinar la existencia de una correlación directa entre la dosis de radiación en tomografías computarizadas y factores específicos del paciente (el peso y la estatura).

Justificación

La ausencia de DRLs en Guatemala representa una carencia importante en la protección radiológica médica, lo que puede comprometer la seguridad de los pacientes expuestos a procedimientos de diagnóstico por imágenes. La implementación de los DRLs es esencial para controlar las dosis de radiación administradas, permitiendo identificar y corregir posibles exposiciones innecesarias.

La Comisión Internacional de Protección Radiológica (ICRP) ha recomendado en diversas publicaciones la determinación de DRLs como una herramienta clave para la optimización de la protección radiológica. En su publicación “ICRP Publication 135”, la organización proporciona directrices claras sobre cómo establecer y aplicar estos niveles de referencia, lo que garantiza un enfoque basado en estándares internacionales. Con la determinación de los DRLs, el Hospital Roosevelt de Guatemala podrá ajustar sus procedimientos radiológicos, optimizando las dosis de radiación administradas a los pacientes, minimizando los riesgos de sobreexposición y garantizando que las dosis se mantengan dentro de los márgenes recomendados por las directrices globales.

Por consiguiente, el presente trabajo de investigación tiene como objetivo establecer los valores de referencia para las dosis utilizadas en tomografías computarizadas en el Hospital Roosevelt de Guatemala para estudios de cabeza, tórax y riñones, lo que permitirá optimizar las prácticas médicas y sentará las bases para futuras investigaciones y la creación de políticas nacionales que fortalezcan la protección radiológica en el país.

A. Radiación

La radiación es un fenómeno que consiste en la propagación de energía mediante la emisión de ondas electromagnéticas o partículas subatómicas. Estas se propagan a través del espacio o de un medio material (Morbidoni, 2018).

1. Radiación ionizante

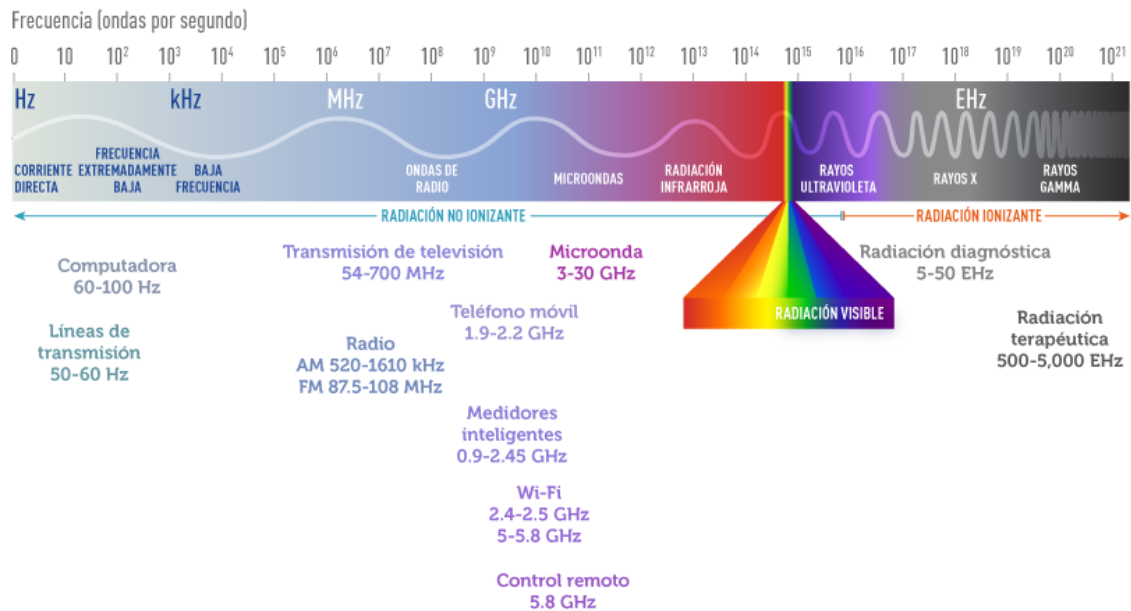
La radiación transfiere parte de su energía al incidir sobre un material. Si transporta suficiente energía, puede arrancar electrones ligados en orbitales atómicos o moleculares. A este tipo de radiación se le denomina radiación ionizante (Morbidoni, 2018). El arrancar electrones puede causar daño a las estructuras moleculares de la materia, como las células vivas. Algunos ejemplos de radiación ionizante son:

- Rayos X y rayos Gamma γ : ondas electromagnéticas de alta energía con longitudes de onda más cortas que la luz visible y el ultravioleta.
- Partículas Alfa α : Núcleos de helio que se emiten durante la desintegración de elementos radiactivos. Tienen mucha energía, pero poca capacidad de penetración. Su principal uso se da en el campo de la energía nuclear (Organismo Internacional de Energía Atómica, 2019).
- Partículas Beta β : Electrones o positrones emitidos por núcleos inestables. Partículas emitidas durante la desintegración beta. Estas tienen mayor capacidad de penetración en comparación que las partículas alfa. Son usadas en medicina nuclear e investigación científica (Organismo Internacional de Energía Atómica, 2019).
- Neutrones: Partículas sin carga capaces de ionizar al momento de chocar con núcleos de otros átomos. Estos son generados principalmente en la fisión o la fusión nuclear. Se utilizan en

medicina (terapia con neutrones), así como en radiografías de neutrones o en la industria de la energía nuclear (Organismo Internacional de Energía Atómica, 2019).

Los distintos tipos de radiación ionizante se sitúan dentro del contexto del espectro electromagnético. Los diferentes rangos de frecuencia de las ondas electromagnéticas, como se muestra en la Figura 1, poseen nombres y propiedades específicas. A este conjunto de rangos se le denomina espectro electromagnético, donde se encuentran tanto las radiaciones ionizantes como las no ionizantes, cada una con efectos y aplicaciones variadas en función de su energía.

Figura 1: *Espectro electromagnético*



Nota. Adaptada de Kumar (2020)

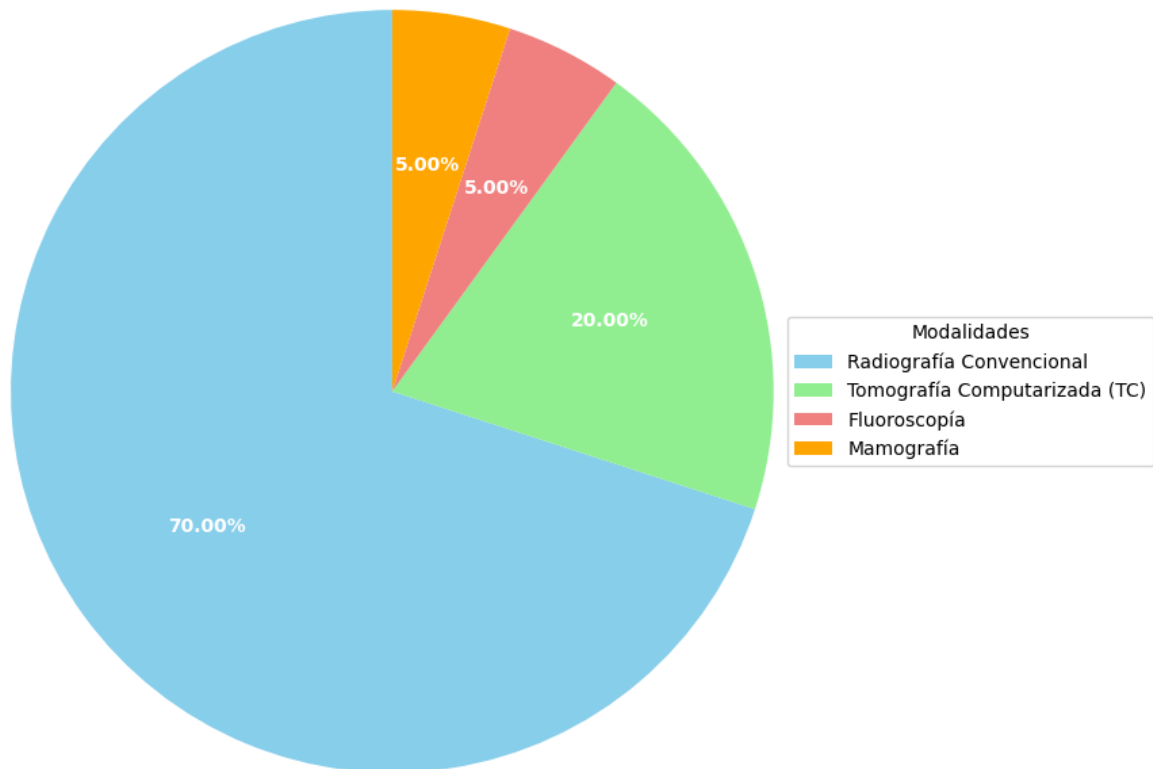
2. Rayos X en medicina

Los rayos X son una de las formas de radiación electromagnética que más se utiliza en el diagnóstico médico. Su funcionamiento se basa en la capacidad de penetrar el cuerpo humano y crear imágenes de estructuras internas, lo que permite a los médicos diagnosticar una gran variedad de enfermedades y condiciones médicas acorde a lo observado (Morbidoni, 2018).

El diagnóstico se consigue al emitir una fuente de radiación, en este caso rayos X, hacia el cuerpo, donde diferentes tejidos absorben y dispersan dicha radiación. Acorde con la densidad del cuerpo, tejidos densos como los huesos absorben una mayor cantidad de rayos X y aparecen blancos en una imagen, mientras que tejidos más suaves, como los músculos y la grasa, absorben una menor cantidad de radiación y se ven en tonos más oscuros. Además, no toda la radiación es absorbida; una parte se dispersa dentro del cuerpo debido al efecto Compton, lo cual también contribuye a la formación de la imagen (Morbidoni, 2018).

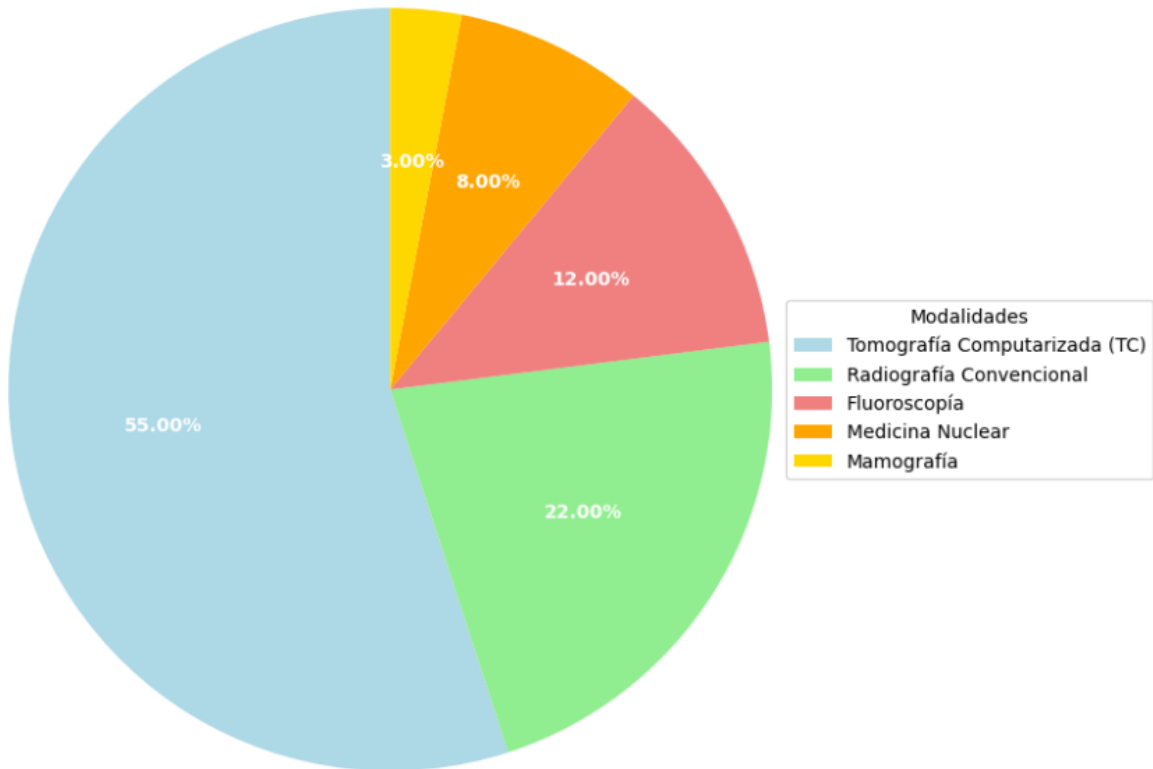
El uso de los rayos X en medicina sigue siendo una de las aplicaciones más extendidas de la radiación ionizante. Según informes de la “International Commission on Radiological Protection” (ICRP) y la “International Atomic Energy Agency” (IAEA), una gran proporción de los exámenes médicos que implican radiación ionizante provienen de la radiografía convencional, la tomografía computarizada (TC) y la fluoroscopia. Si bien las exploraciones de la tomografía computarizada no son las pruebas médicas más frecuentes, si son las que contribuyen una mayor cantidad de dosis absorbida (International Atomic Energy Agency, s.f.), (International Commission on Radiological Protection, 2017).

Figura 2: Recopilación de estudios sobre la distribución del uso de rayos X en diferentes modalidades diagnósticas según informes de la ICRP y la IAEA



Nota. Elaboración propia

Figura 3: Contribución porcentual de diferentes modalidades diagnósticas a la dosis total de radiación ionizante en medicina, basado en datos recopilados por la ICRP y la IAEA



Nota. Elaboración propia

Estos porcentajes indican la importancia central de la radiografía y la tomografía computarizada en el diagnóstico médico. A pesar de los beneficios diagnósticos que ofrece la tomografía computarizada, la radiación emitida en estos procedimientos es una preocupación constante en la comunidad médica. Por ello, es esencial reducirla al mínimo posible mediante la optimización de los protocolos (Morbidoni, 2018).

3. Unidades de medida en radiación ionizante

En el ámbito de la radiación ionizante, es fundamental utilizar las unidades de medición estandarizadas para cuantificar de manera precisa las cantidades de radiación a la cual ha sido expuesta una persona.

- Gray (Gy): Unidad que mide la dosis absorbida. Mide la cantidad de energía transferida por la radiación a un material específico. Esta es expresada en energía por kilogramo, es equivalente a un joule de energía por cada kilogramo de tejido. Es necesaria para controlar la cantidad de radiación absorbida por los órganos durante procedimientos como la tomografía computarizada (TC) (Torres, 2019), (Garnique, 2020).
- Sievert (Sv): Unidad que mide la dosis equivalente y la dosis efectiva. Mide la cantidad de

radiación absorbida teniendo en cuenta el efecto biológico en los tejidos humanos. Esto permite ajustar la dosis en función del impacto de diferentes tipo de radiación (partículas y ondas electromagnéticas). Esta unidad de medida es fundamental para evaluar los riesgos a largo plazo generados por la exposición a la radiación (Torres, 2019), (Garnique, 2020).

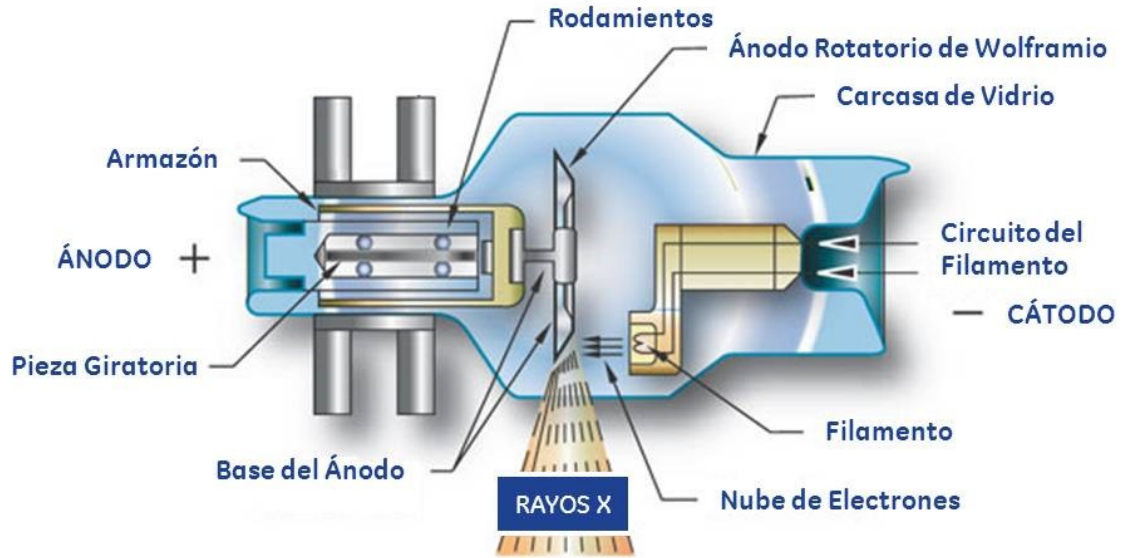
- Becquerel (Bq): Unidad que mide la actividad radiactiva. Mide el número de desintegraciones nucleares por segundo en una sustancia radiactiva. Un becquerel equivale a una desintegración por segundo y es utilizado comúnmente en medicina nuclear (Morbidoni, 2018).

B. Producción de rayos X

La producción de los rayos X es un proceso fundamental en aplicaciones médicas y científicas, particularmente en el diagnóstico por imágenes. Estos se dan en los tubos de rayos X los cuales están conformados por un cátodo y un ánodo inmersos en una válvula de vacío.

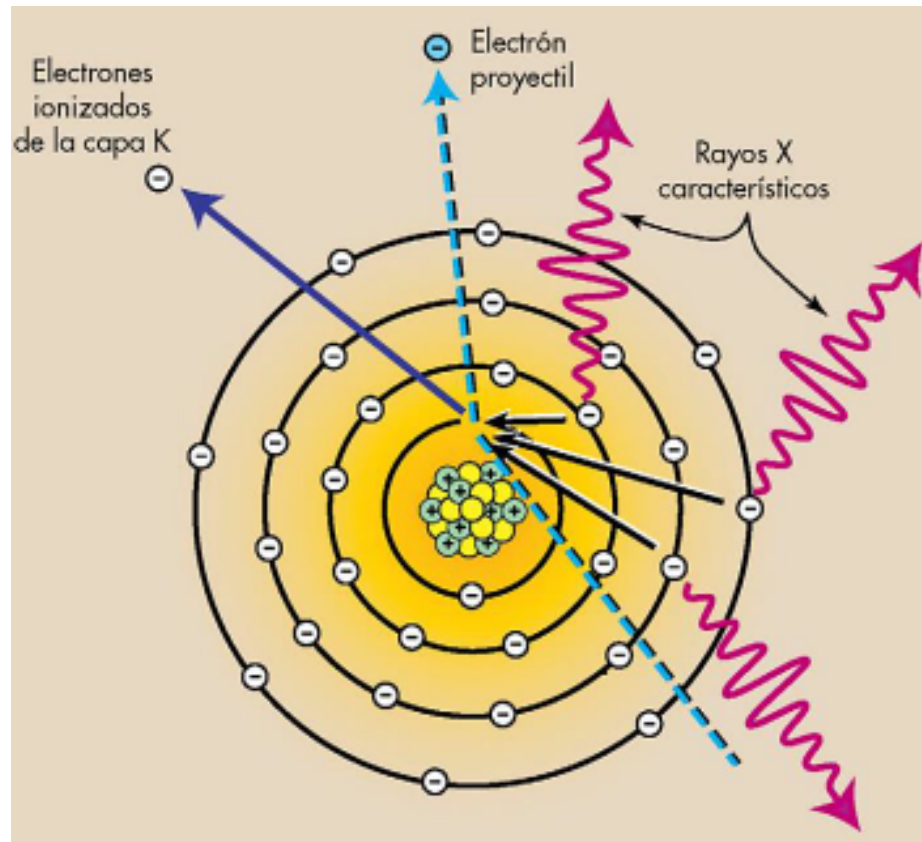
1. Emisión de electrones: el cátodo consiste en un alambre enrollado por el cual circula una corriente y se calienta hasta ponerse incandescente. Esto hace que los electrones se desprendan del cátodo caliente formando una nube de electrones, lo cual es conocido como el efecto termoiónico (Morbidoni, 2018).
2. Aceleración de los electrones: los electrones liberados son acelerados por una diferencia de potencial entre el cátodo y el ánodo (en el caso de la tomografía tiene un valor entre 80 y 140 kV). El voltaje aplicado depende de la energía de los rayos X deseada y del tipo de estudio radiológico que se realice (García, 2020). En cuando mayor sea el voltaje, mayor será la energía cinética de los electrones, en consecuencia, incrementara la penetración de los rayos X generados.
3. Interacción con el ánodo: cuando los electrones acelerados impactan en el ánodo, estos pierden energía al interactuar con los átomos del material. En consecuencia, se da lugar a dos tipos de rayos X (radiación característica y radiación de frenado o Bremsstrahlung) (García, 2020), (Morbidoni, 2018).

Figura 4: Esquema de un tubo de rayos X



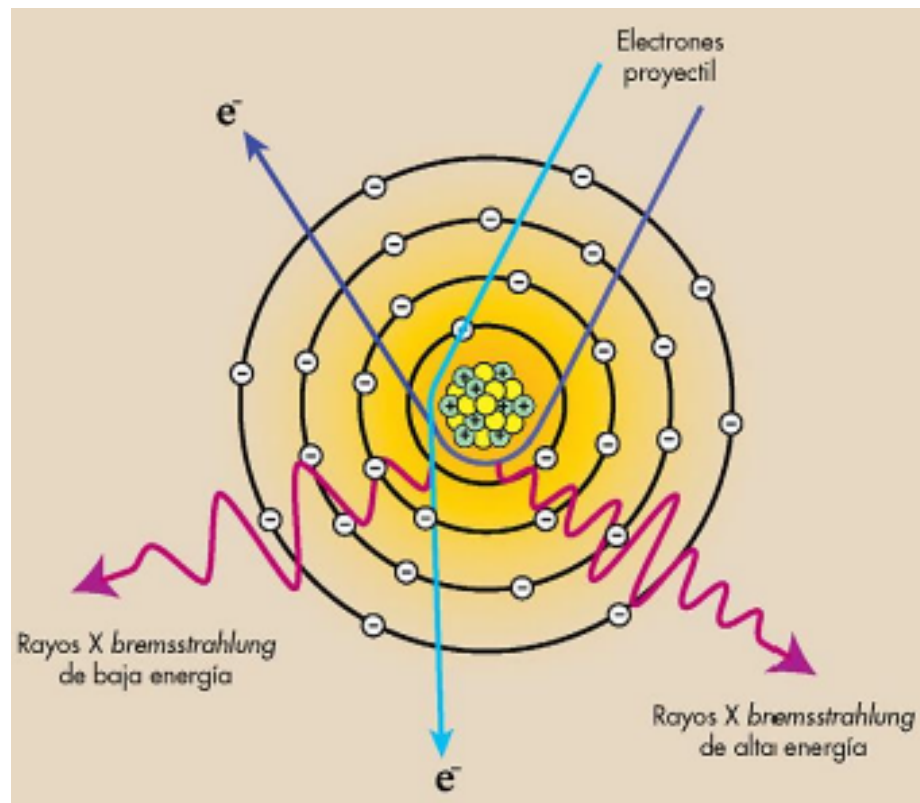
Nota. Adaptada de Bushong (2010)

La mayor parte de la energía de los electrones se convierte en calor cuando interactúan con los electrones de los átomos del ánodo, los cuales se excitan al pasar a un nivel de energía más alto y luego regresan rápidamente a su estado normal emitiendo radiación infrarroja en forma de calor (Morbidoni, 2018). Sin embargo, una fracción de esta energía se convierte en radiación característica, representada en la Figura 5. Esta radiación se genera cuando los electrones impactan los átomos del ánodo y expulsan electrones de sus órbitas internas, creando un vacío que es ocupado por un electrón de una capa externa. Esta transición entre capas orbitales produce un fotón de rayos X cuya energía es igual a la diferencia de energías de enlace entre los orbitales, y depende del elemento utilizado en el ánodo (Portillo, 2021), (Morbidoni, 2018).

Figura 5: Radiación X característica

Nota. Adaptada de Bushong (2010)

Por otro lado, el resultado de la desaceleración de los electrones al pasar cerca del núcleo de los átomos del material del ánodo es llamada “radiación de frenado o Bremsstrahlung” como se muestra en la Figura 6 (Morbidoni, 2018). El electrón proyectil puede ser frenado y desviado de su trayectoria inicial. En este proceso el electrón pierde energía cinética que reaparece en forma de fotón. Al ser frenado, el electrón proyectil puede perder energía cinética, generando un espectro continuo, lo que produce una amplia gama de energías de rayos X (Morbidoni, 2018).

Figura 6: Radiación de frenado o bremsstrahlung

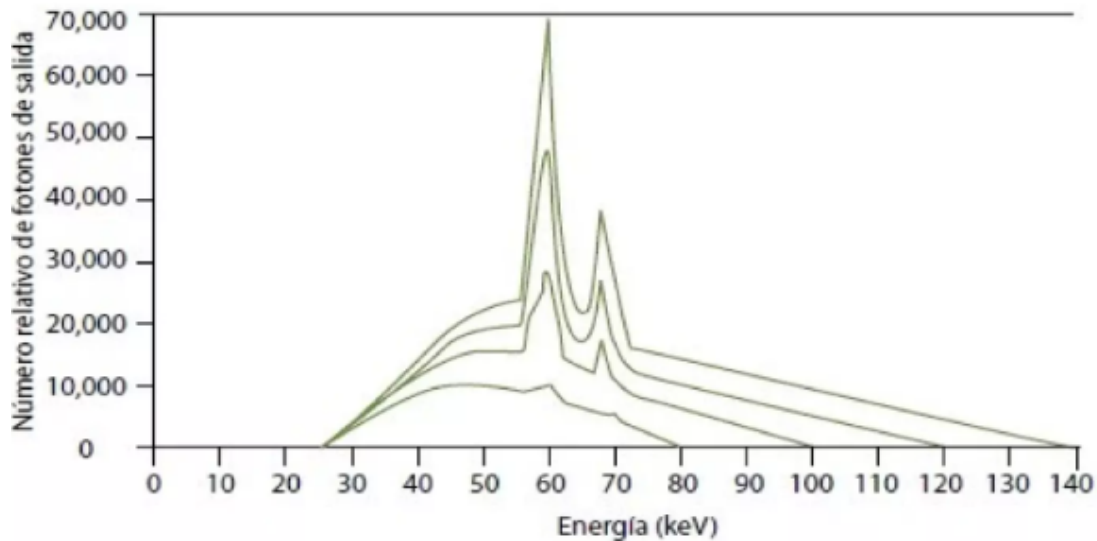
Nota. Adaptada de Bushong (2010)

C. Espectro de haz de rayos X

El espectro de emisión de un haz de rayos X es una representación gráfica de la distribución de la energía de los fotones que constituyen el haz (Morbidoni, 2018). En el espectro podemos observar tanto el espectro continuo procedente de la radiación de frenado como el espectro discreto procedente de la radiación característica.

La energía máxima que un fotón en un haz de rayos X puede tener es igual a la tensión pico seleccionada para generar el haz (kVp-kilo voltaje pico). Un aumento en el kVp incrementa tanto el número de fotones de alta energía como la energía promedio del espectro, resultando en un incremento en la capacidad de penetración del haz de rayos X (García, 2020).

Figura 7: Espectro de emisión de haces de rayos X generados con tungsteno a distintos kilovoltajes pico

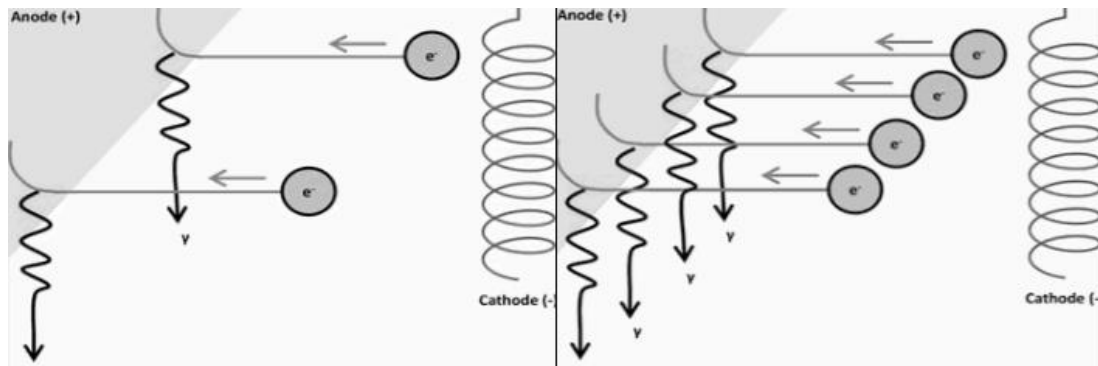


Nota. Adaptada de Ríos y Muñoz (2021)

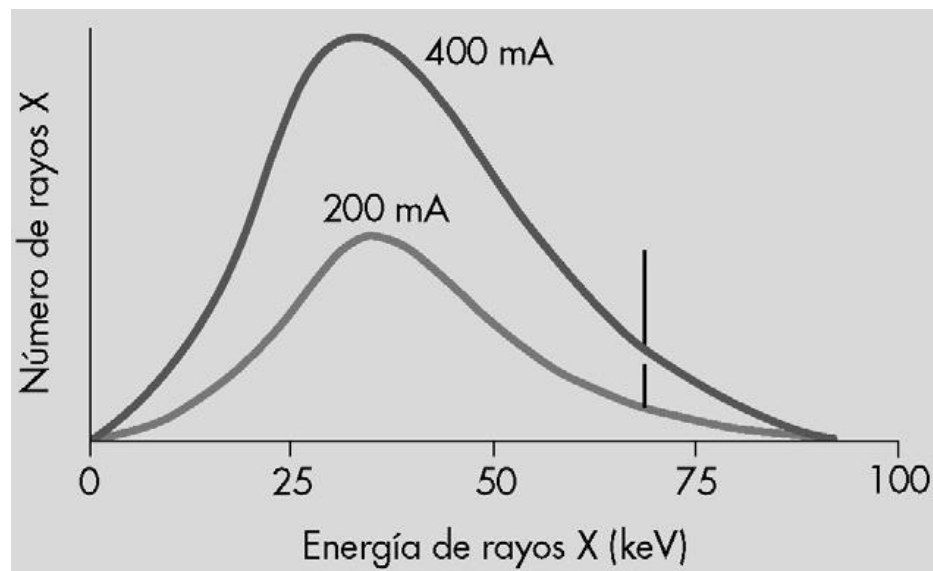
El conocimiento del espectro de emisión de los rayos X es fundamental para comprender cómo los cambios en parámetros como el voltaje, la corriente, el tiempo de exposición y la filtración afectan las interacciones del haz de rayos X con los tejidos, el receptor de imagen y cualquier material que se interponga en su trayectoria (Morbidoni, 2018). Este entendimiento permite estimar la dosis absorbida por el paciente, evaluar la calidad de la imagen obtenida en términos de contraste, densidad óptica y nivel de señal, así como la cantidad de radiación dispersa. Además, al manipular el espectro de rayos X, es posible optimizar estos parámetros, lo que permite ajustar tanto la dosis absorbida como la calidad de la imagen para maximizar la eficacia del diagnóstico y la seguridad del paciente (García, 2020).

La variación del espectro de rayos X en función de la tensión (kVp) y la corriente (mA) aplicada al tubo de rayos X influye directamente en la forma general del espectro de emisión energética, la cual permanece constante, aunque su posición relativa en el eje de energías puede variar. A medida que el espectro se desplaza hacia la derecha, aumenta la energía efectiva o calidad del haz de rayos X. Asimismo, el área bajo la curva del espectro representa la intensidad del haz; cuanto mayor sea esta área, mayor será la cantidad de rayos X generados (Morbidoni, 2018).

El incremento en el número de electrones emitidos por el cátodo resulta en un aumento de los fotones producidos en el tubo de rayos X. Esto implica que la intensidad del haz de rayos X depende directamente de la corriente catódica. En este sentido, la variación de la corriente del tubo (mA) afectará la amplitud del espectro energético sin alterar su forma como se observa en la Figura 9 (Morbidoni, 2018).

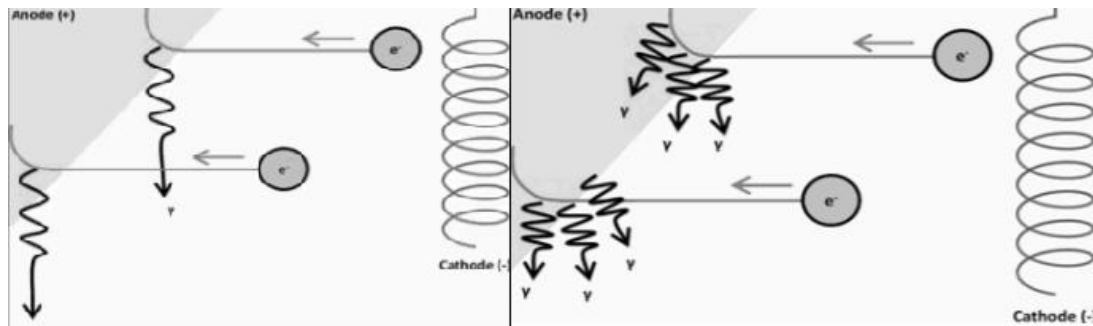
Figura 8: Esquema del efecto de la variación de la corriente en la producción de rayos X

Nota. Adaptada de Morbidoni (2018)

Figura 9: Variación del espectro energético en función de la corriente

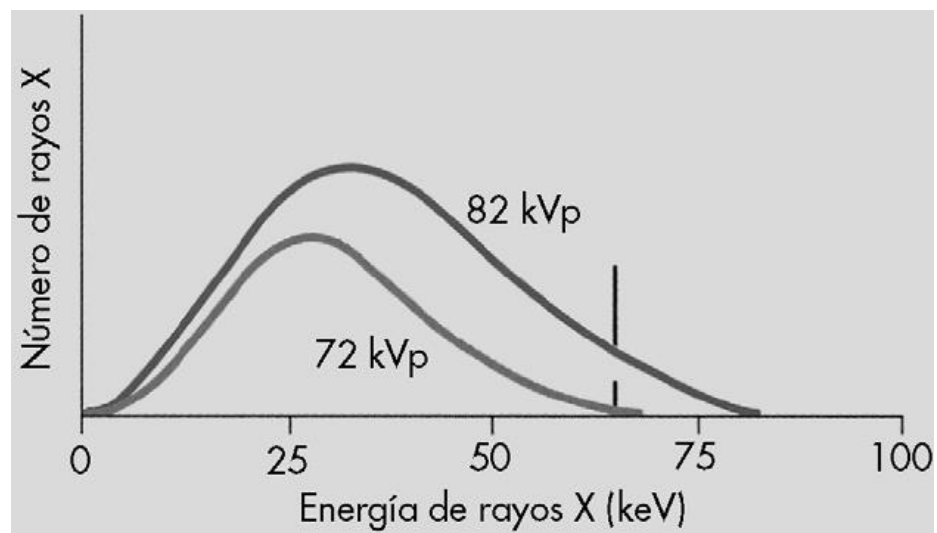
Nota. Adaptada de Morbidoni (2018)

Por otro lado, un incremento en la tensión del tubo provoca que los electrones acelerados adquieran mayor cantidad de energía cinética, lo que resulta en una mayor transferencia de energía al impactar contra el blanco objetivo. En consecuencia, se genera un aumento en la cantidad de rayos X proporcional al cuadrado de la tensión aplicada al tubo como se observa en la Figura 10 (Morbidoni, 2018).

Figura 10: Esquema del efecto de la variación de la tensión en la producción de rayos X

Nota. Adaptada de Morbidoni (2018)

La variación en la tensión del tubo determina la energía máxima de los rayos X emitidos, en consecuencia el espectro se desplaza a la izquierda o derecha como se muestra en la Figura 11 (Morbidoni, 2018).

Figura 11: Variación del espectro energético en función de la tensión

Nota. Adaptada de Morbidoni (2018)

D. Interacción de la radiación ionizante con la materia

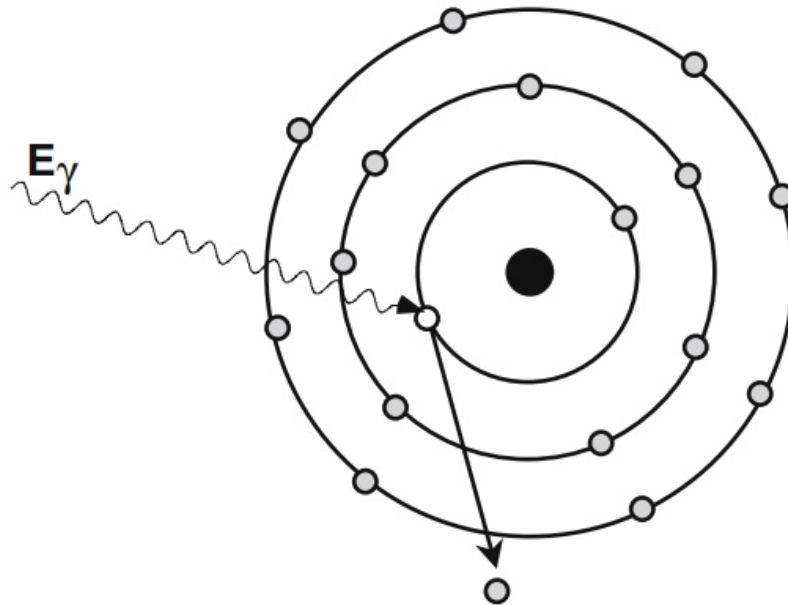
La interacción de los rayos X con la materia es fundamental para comprender cómo se producen distintas imágenes médicas y los efectos que la radiación tiene al interactuar con el tejido humano (Torres, 2019).

1. Efecto fotoeléctrico

El efecto fotoeléctrico ocurre cuando un fotón de rayos X incidente interactúa con un electrón en el orbital unido a un átomo. Se transfiere toda su energía al electrón expulsándolo del átomo. Este efecto es posible si el fotón incidente tiene una mayor energía a la energía de enlace ($\hbar\nu > E_b$). Posteriormente el átomo queda en un estado excitado debido a esta vacante en sus capas internas. Para estabilizarse, un electrón de la capa superior del átomo cae para ocupar el lugar de ese electrón expulsado. Este cambio de estado libera energía en forma de radiación electromagnética (Torres, 2019).

El efecto fotoeléctrico es esencial para la creación de contraste en la radiografía diagnóstica, ya que los elementos de alto número atómico presentan un mayor número de interacciones fotoeléctricas, lo que genera una mayor absorción y mayor contraste en las imágenes médicas (Torres, 2019), (García, 2020).

Figura 12: Esquema del efecto fotoeléctrico



Nota. Adaptada de Vaño y Miller (2017)

2. Dispersión Compton

El efecto Compton es otro tipo de interacción de los rayos X con la materia que ocurre cuando un fotón de alta energía colisiona con un electrón débilmente ligado a un átomo. Durante la interacción, el fotón de rayos X no es absorbido, como ocurre en el efecto fotoeléctrico, sino solo se transfiere parcialmente su energía al electrón, lo que provoca que el electrón sea expulsado del átomo (García, 2020).

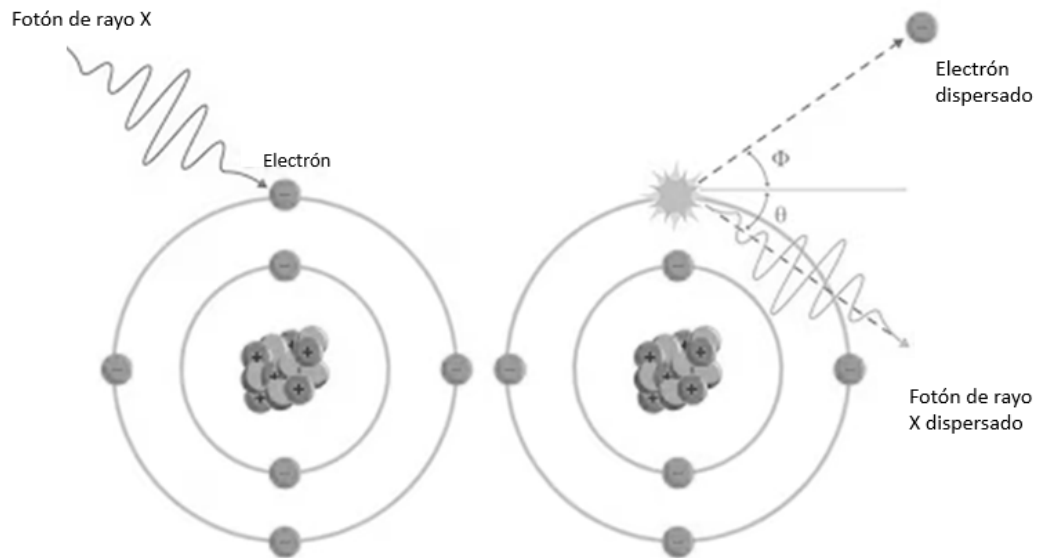
El fotón después de esta colisión cambia de dirección y continúa con una energía menos a la inicial.

El fotón dispersado tiene menos energía y mayor longitud de onda que el original. La variación en la energía depende del ángulo en el que es dispersado: a mayor ángulo de dispersión, mayor es la energía que pierde el fotón (Torres, 2019).

Este efecto puede tener un impacto negativo en la calidad de las imágenes, ya que la radiación dispersa generada puede interferir con los rayos X que llegan directamente al detector. En consecuencia, puede reducir el contraste entre las diferentes estructuras del cuerpo, reduciendo la nitidez de la imagen (García, 2020).

Es posible reducir los efectos de la dispersión Compton mediante la colimación adecuada del haz de rayos X y el uso de técnicas de filtración para eliminar los fotones de baja energía que son más propensos a dispersarse (Morbidoni, 2018).

Figura 13: Esquema de la dispersión Compton



Nota. Adaptada de Vaño y Miller (2017)

E. Efectos biológicos de la radiación ionizante

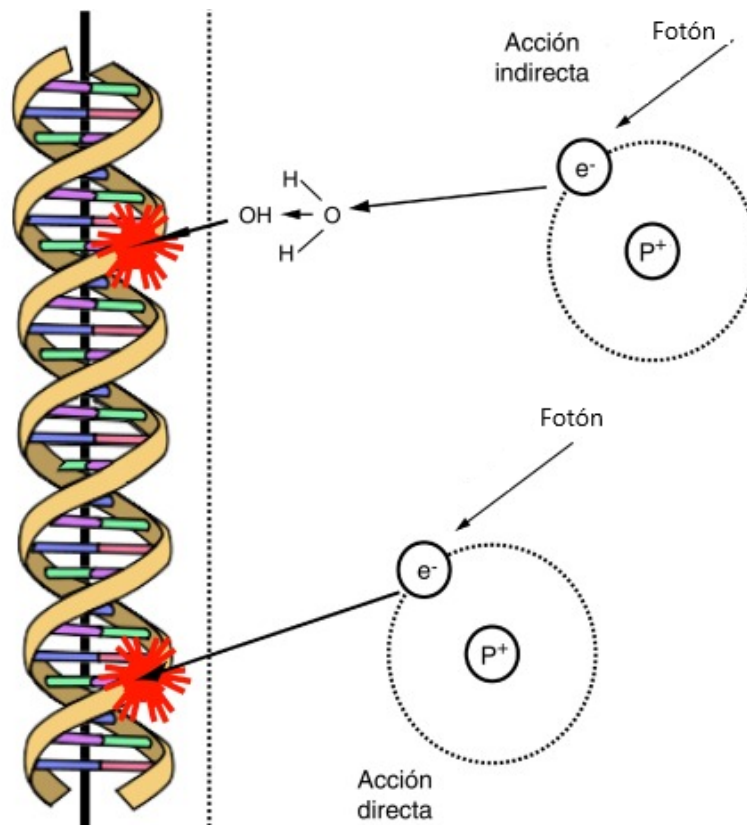
La exposición a los rayos X puede tener efectos significativos sobre los tejidos biológicos debido a su capacidad para ionizar átomos y moléculas en las células. Este proceso puede alterar la estructura del ADN, lo que puede desencadenar una serie de efectos biológicos. En respuesta a la acumulación de energía en el tejido, se pueden generar reacciones celulares que van desde reparaciones exitosas de las células hasta mutaciones genéticas o, inclusive, la muerte celular (Morbidoni, 2018), (Portillo, 2021).

La radiación puede ocasionar daño depositando energía directamente en el ADN a lo que se

conoce como efecto directo. Por otra parte, se pueden ionizar otras moléculas asociadas al ADN, como las moléculas de agua, para formar radicales libres que pueden dañar el ADN de las células, a lo que se conoce como efecto indirecto (Morbidoni, 2018), (Portillo, 2021).

Las lesiones que la radiación puede inducir en el ADN son diversas. Entre ellas se pueden nombrar las rotura de una cadena o daño a la base (donde existe la posibilidad de reparación) o la rotura de las dos cadenas en la misma ubicación (donde no existe reparación) (Portillo, 2021). En algunos casos, los cambios en la estructura del ADN pueden traducirse como aberraciones cromosómicas.

Figura 14: *Efecto directo e indirecto de la radiación en el ADN*



Nota. Adaptada de Lacharro y Marín (2016)

La mayoría de los efectos adversos para la salud por la exposición a la radiación se pueden agrupar en dos categorías generales: los efectos deterministas y los efectos estocásticos.

- **Efectos deterministas:** son aquellos que tienen un umbral de dosis específico. Estos efectos aumentan en gravedad a medida que se incrementa la dosis de radiación. Son predecibles y se presentan de manera uniforme en todos los individuos expuestos a una dosis superior al umbral. Entre los efectos podemos encontrar el eritema cutáneo, cataratas, daño tisular o necrosis (Portillo, 2021).

Estos efectos son aprovechados en radioterapia para destruir células cancerosas, aunque aún

existe el problema de minimizar los daños en los tejidos circundantes sanos (Portillo, 2021).

- Efectos estocásticos: son aquellos que no tienen un umbral de dosis específico, por lo que pueden producirse con exposiciones a dosis bajas de radiación. Sin embargo, la gravedad no depende de la dosis recibida. Estos son probabilísticos y entre los más relevantes tenemos: cáncer inducido por radiación, mutaciones genéticas (Portillo, 2021).

En la Tabla 1 se muestra la clasificación de los efectos biológicos de los rayos X

Tabla 1: *Clasificación de los efectos biológicos de los rayos X*

Característica	Efectos Estocásticos	Efectos Deterministas
Mecanismo	Lesión subletal (una o pocas células)	Lesión letal (muchas células)
Naturaleza	Somática o Hereditaria	Somática
Gravedad	Independiente de la dosis	Dependiente de la dosis
Dosis Umbral	No	Sí
relación Dosis-Efecto	Lineal o Cuadrática	Lineal
Aparición	Tardía	Inmediata o tardía

Nota. Adaptada de Morbidoni (2018)

F. Dosimetría de la radiación

Dados los efectos colaterales que pueden generar las exposiciones a las radiaciones ionizantes, fue necesario determinar cuantitativamente los niveles de radiación a los que se exponen los trabajadores, el público cercano y los pacientes durante un procedimiento de radiodiagnóstico (Portillo, 2021). La dosimetría es la ciencia encargada de medir y evaluar la dosis de radiación recibida por un material o un organismo. En medicina es esencial para garantizar que las dosis de radiación administradas a los pacientes sean las mínimas necesarias para lograr un diagnóstico eficaz (Portillo, 2021), (Morbidoni, 2018).

1. Dosis absorbida

Es la cantidad de energía depositada por la radiación en un tejido o material por unidad de masa. Esta se utiliza para todos los tipos de radiación ionizante y para cualquier material (Morbidoni, 2018).

$$D = \frac{E}{m} \quad (\text{IV.1})$$

- D : dosis absorbida (Gy).
- E : energía depositada por la radiación (J).
- m : masa del tejido (kg).

La dosis absorbida sirve para medir los efectos físicos de la radiación en los tejidos, sin embargo no tienen en cuenta la sensibilidad del tejido ni los efectos biológicos (Morbidoni, 2018).

2. Dosis equivalente

La dosis equivalente es una magnitud de protección definida especialmente para las personas con el fin de garantizar que las incidencias de los efectos estocásticos. Ajusta la dosis absorbida en función del tipo de radiación. Este concepto tiene en cuenta el riesgo biológico relativo de los diferentes tipos de radiación ionizante (Morbidoni, 2018).

$$H = D \times \omega_R \quad (\text{IV.2})$$

- H : dosis equivalente (Sv).
- D : dosis absorbida (Gy).
- ω_R : factor de ponderación por tipo de radiación.

En el caso que existan radiaciones y energías con distintos valores de ω_R , la dosis equivalente en el órgano o tejido será la suma para todos los tipos de radiaciones involucrados.

$$H = \sum D \times \omega_R \quad (\text{IV.3})$$

El ajuste de la dosis se realiza multiplicando la dosis absorbida por un factor de ponderación según el tipo de radiación como podemos ver en la Tabla 2

Tabla 2: Valores de ω_R según el tipo y rango de energía de radiación

Tipo y rango de energía	ω_R
Fotones de energía	1
Electrones de energía	1
Neutrones de energía <10 keV	5
Neutrones de energía 10 - 100 keV	10
Neutrones de energía 100 keV - 2MeV	20
Neutrones de energía 2 - 20 MeV	10
Neutrones de energía >20 MeV	5
Protones de energía >2MeV	5
Partículas alfa	20

Nota. Adaptada de Morbidoni (2018)

3. Dosis efectiva

La probabilidad de aparición de efectos estocásticos depende no solo del tipo de radiación, sino también depende del órgano considerado. No todos los órganos y tejidos del cuerpo humano tienen la misma radiosensibilidad. Cada órgano tiene un factor de ponderación que refleja su susceptibilidad a los efectos estocásticos inducidos por la radiación (Morbidoni, 2018).

La dosis efectiva se define entonces como la suma de las dosis equivalentes ponderadas en todos los órganos y tejidos del cuerpo:

$$E = \sum \omega_T \times H_T \quad (\text{IV.4})$$

- E : dosis efectiva (Sv).
- H_T : dosis equivalente (Sv).
- ω_T : factor de ponderación para un tejido u órgano específico.

Los factores de ponderación para los distintos órganos del cuerpo humano representan la proporción del riesgo que se debe al órgano o tejido dentro del riesgo total cuando el cuerpo se irradia uniformemente.

Tabla 3: Valores de ω_T para los órganos del cuerpo humano

Tejido/ órgano	ω_T
Gónadas	0.20
Médula Ósea	0.12
Colon	0.12
Pulmón	0.12
Vejiga	0.05
Mama	0.05
Hígado	0.05
Esófago	0.05
Tiroides	0.05
Piel	0.01
Superficie ósea	0.01
Resto del organismo	0.01
Total	1.00

Nota. Adaptada de Morbidoni (2018)

La dosis efectiva presenta limitaciones para cuantificar la exposición médica. Esto se debe a que esta dosimetría no está basada en datos individuales de personas, sino en phantomas computacionales. Su uso principal es comparar las dosis debidas a diferentes procedimientos de diagnóstico. Por ello se utiliza principalmente como magnitud de protección para propósitos de optimización o regulación para la radioprotección (Morbidoni, 2018), (García, 2020).

Los principios fundamentales de la protección radiológica es la optimización de la dosis. El principio ALARA (“As Low As Reasonably Achievable”) establece que la magnitud de la dosis administrada debe mantenerse tan baja como sea razonablemente posible, sin comprometer la calidad del diagnóstico o el éxito del tratamiento. El principio AHAN (“As high as you need”) establece que la magnitud de la dosis administrada debe ser tan alta como sea necesario para obtener calidad de imagen diagnóstica (Portillo, 2021)

G. Diagnóstico por imagen

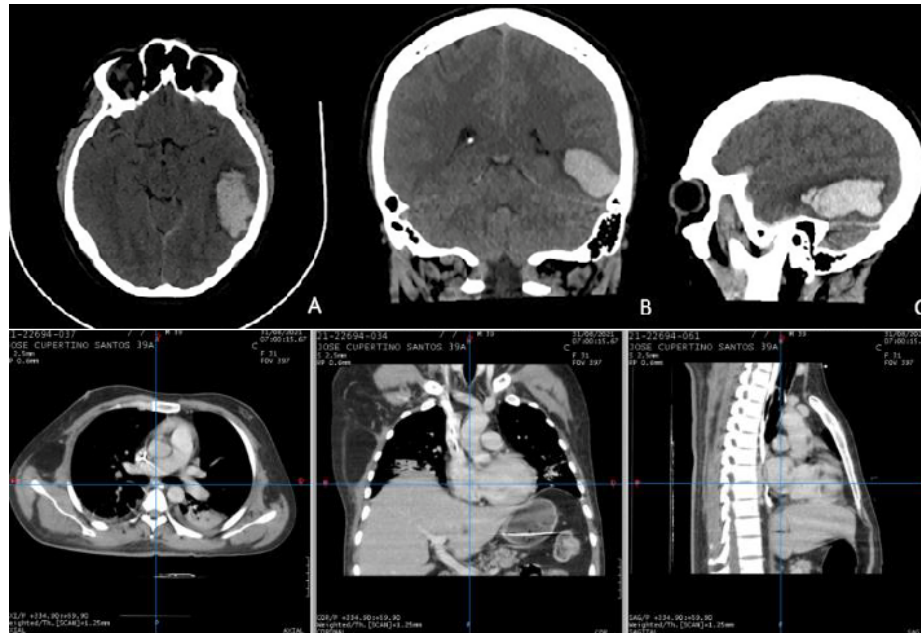
El diagnóstico por imagen es un conjunto de estudios que recogen y procesan imágenes del interior del cuerpo humano, esto con la finalidad de identificar y analizar diversas enfermedades o condiciones. Durante el proceso se emplean diferentes tipos de radiación, ondas sonoras o campos magnéticos para generar representaciones visuales de órganos, tejidos y estructuras internas (Portillo, 2021). Las ondas sonoras son utilizadas en las ecografías que utilizan los ultrasonidos. La radiación ionizante se emplea en la radiografía, la tomografía computarizada, la mamografía y la tomosíntesis para obtener imágenes. Los campos magnéticos son utilizados en la resonancia magnética que interactúan con átomos del cuerpo humano produciendo señales que al ser registradas generan la imagen (Portillo, 2021).

1. Tomografía computarizada (TC)

La tomografía computarizada es una técnica de diagnóstico por imágenes que utiliza rayos X. Este método permite una visualización tridimensional de las estructuras internas, lo que facilita un análisis más preciso en comparación con las radiografías convencionales (Portillo, 2021). Un tubo de rayos X gira alrededor del paciente mientras múltiples detectores capturan los rayos X que atraviesan el cuerpo desde distintos ángulos.

La tomografía computarizada fue una de las primeras aplicaciones en las cuales se puso en práctica la reconstrucción de imágenes en el campo de la radiología médica. Posterior a la recolección de los cortes por la computadora, estos se amplían digitalmente y juntos forman una imagen tridimensional. Una de las ventajas que presenta la TC es la capacidad de brindar vistas del cuerpo humano desde las perspectivas axial, sagital y coronal (Portillo, 2021).

Figura 15: Planos anatómicos obtenidos en un estudio por tomografía computarizada. a-corte axial, b- corte coronal y c- corte sagital



Nota. Adaptada de Portillo (2021)

La tomografía computarizada helicoidal es una variante de la tomografía convencional. Esta variante permite la adquisición continua de imágenes, ya que se basa en la tecnología de rotación continua. Esto permite el giro sin interrupciones de todo el soporte donde se alojan los tubos de rayos X (Morbidoni, 2018). Esta variante reduce considerablemente el tiempo de exploración, dado que la adquisición continua permite completar estudios en un menor tiempo. Así mismo, hay una mejora en la calidad de la imagen dada la capacidad de capturar datos continuamente sin interrupciones, lo que permite obtener imágenes más detalladas y con menor cantidad de artefactos. Finalmente ofrece una amplia cobertura del cuerpo, ya que al desplazarse de forma helicoidal, el escáner puede cubrir áreas más grandes del cuerpo en una sola exploración (Morbidoni, 2018).

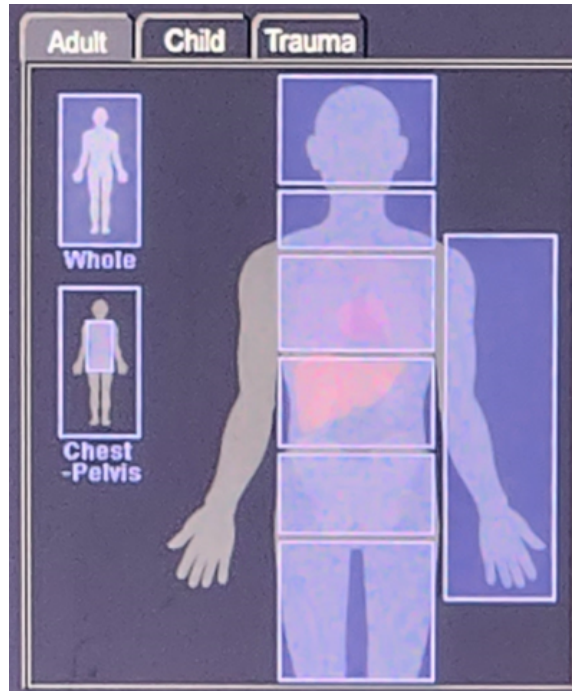
Las tomografías computarizadas helicoidales presentan características arraigadas a su funcionamiento específico, como lo es el paso de la hélice llamado “pitch” (Morbidoni, 2018). Este se define como la relación entre la longitud del desplazamiento de la camilla en una revolución completa y el espesor de corte. El pitch determina la separación de las espirales en una helicoidal, siendo este igual a uno cuando las espirales están todas continuas sin espacios ni solapamientos. Esta métrica es importante dado que para valores de pitch comprendidos entre 0 y 1 existe una redundancia de datos que permite lograr una imagen más detallada a costa de aumentar la dosis al paciente (Morbidoni, 2018).

Protocolos en tomografía

Antes de realizar un examen de diagnóstico, los técnicos radiólogos deben definir el protocolo de exploración mediante el cual se obtendrán las imágenes. Inicialmente se selecciona la parte del

cuerpo que se desea explorar, para posteriormente ver los protocolos programados. A continuación, se presenta un ejemplo de protocolos programados para la región abdominal:

Figura 16: Menú para seleccionar la región anatómica a estudiar



Nota. Elaboración propia

Figura 17: Menú selección de protocolos de abdomen predefinidos

Group A			Group B			Group C			Default Protocol	User Protocol	Service Protocol
	Abdomen -C	144	SU/FF	L		Pielo TAC -C (Simple)	150	SU/FF	L		
	Abdomen +C (2 Fases)	145	SU/FF	L		Pielo TAC +C (2 Fases)	151	SU/FF	L		
	Abdomen +C (3 Fases)	146	SU/FF	L		CTA Renal	152	SU/FF	L		
	Abdomen +C (SureStart)	147	SU/FF	L		CTA Aorta	153	SU/FF	L		
	Abdomen +C (SureStart)(2 Fases)	148	SU/FF	L		Colonoscopia Supino	154	SU/FF	L		
	Abdomen +C (SureStart)(3 Fases)	149	SU/FF	L		Biopsias Protocolo	155	SU/FF	L		

Nota. Elaboración propia

Una vez seleccionado el protocolo, se pueden ajustar los valores de ciertos parámetros y modificarlos según el tipo de estudio que se requiera. El técnico radiólogo encargado debe tener en cuenta que la variación de los valores va a tener implicaciones en la calidad de la imagen, así como en la radiación proporcionada al paciente.

Figura 18: *Parámetros de exploración en un protocolo de tomografía en el Equipo Aquilion 64*

The image shows a control panel for a CT scanner with the following parameters and controls:

Thickness 0.5 x 64	kV 120	mA 300	Rot. Time 0.5	Range 40.0	Max.Range 1705.0
HP 41.0	D-FOV 400.0 (L)	Eff. mAs 235	Total ScanTime 2.0	Direction IN	
Sure Exp. 3D OFF	CE OFF	Focus Small	Comment []		Max. Exp. Time 42.585

Buttons at the bottom: Add Scan, Previous, BreathControl, Confirm.

Nota. Elaboración propia

Los principales parámetros técnicos que afectan la dosis emitida de radiación al paciente son los siguientes:

- *mA*: su variación cambia la intensidad de la corriente del tubo de rayos X.
- *kV*: indica la tensión del tubo de rayos X.
- “Rotation Time”: tiempo de rotación del tubo, tiempo programado para dar una vuelta completa.
- “Thickness”: define el espesor del corte. Esta está ligada al ajusta automático del colimador.

Efectos del voltaje del tubo en la dosis impartida

Uno de los parámetros más importantes que afectan la dosis impartida en la tomografía computarizada es la tensión aplicada al tubo. Este es el encargado de acelerar los electrones desde el cátodo hacia el ánodo. Por lo tanto, determina la energía del haz de rayos X (Morbidoni, 2018), (Portillo, 2021). Un aumento en la tensión del tubo incrementa la energía de los rayos X, lo que mejora su capacidad de atravesar tejidos más densos en el cuerpo. De esta manera se reduce la atenuación en tejidos densos. Sin embargo, la mejora en la penetración de los fotones resulta en un aumento de la dosis de radiación de manera no lineal. La dosis de radiación aumenta en función del cuadrado de la tensión (kVp) (Morbidoni, 2018), (García, 2020). Por otro lado, la reducción en la tensión disminuye la energía de los fotones, lo que implica que los rayos X son más atenuados por los tejidos del cuerpo. Esto es útil para mejorar el contraste de los tejidos blandos en imágenes de

bajo contraste. Sin embargo, una alta reducción de tensión puede aumentar el ruido de la imagen lo que puede comprometer la calidad diagnóstica (Torres, 2019), (García, 2020).

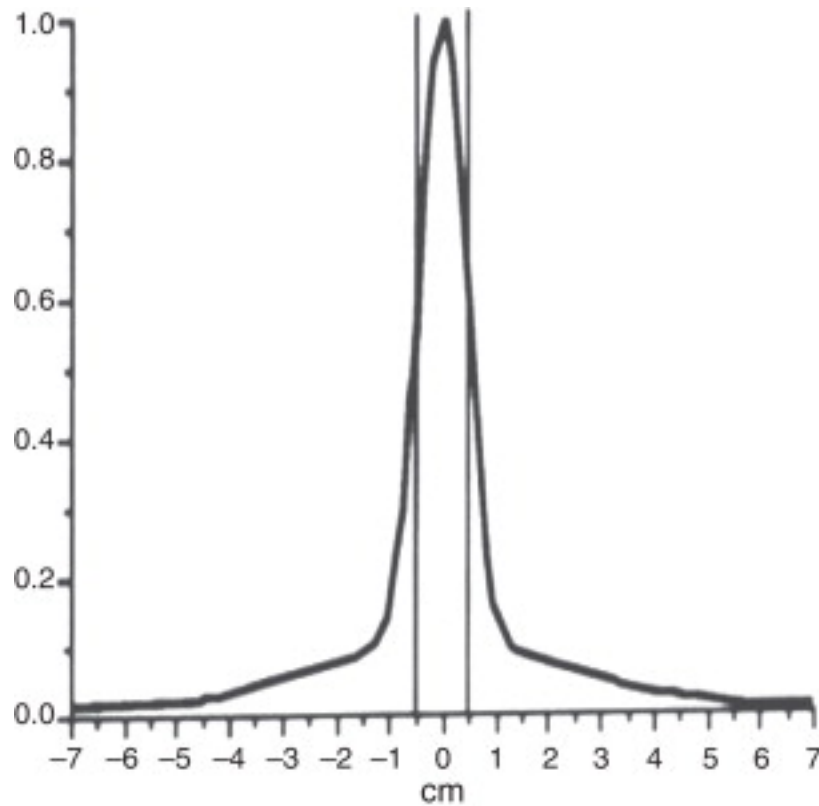
Dosimetría en tomografía computarizada

La dosimetría en tomografía computarizada es un aspecto clave para garantizar que las dosis de radiación administradas a los pacientes sean seguras y efectivas. No es posible medir directamente la dosis efectiva para un paciente en particular, ya que habría que colocar detectores en el interior de los tejidos del cuerpo. Por ello, se han desarrollado índices de dosis que son modelos para calcular la dosis efectiva a partir de medidas externas o sobre fantomas (Morbidoni, 2018), (Benmessaoud y Housni, 2021).

Los índices caracterizan la exposición a la radiación, con el fin de poder comparar los procedimientos de radiodiagnóstico e intervencionismo. Al final de cada escaneo la ICRP establece que se deben proporcionar dos cantidades dosimétricas: índice de dosis de tomografía computada (CTDI) y el producto dosis-longitud (DPL) (Morbidoni, 2018).

El “índice de dosis de tomografía computada (CTDI)” es una medida estandarizada de la dosis de radiación emitida por el equipo. El CTDI refleja la dosis absorbida en un solo corte axial de tomografía computarizada y se utiliza para medir la dosis impartida por el escáner a lo largo del eje longitudinal del paciente.

Figura 19: Perfil de un haz de rayos x en un corte de tomografía computada. La divergencia del haz, la atenuación en el tejido y la dispersión de los rayos X provocarán la distribución de la dosis sobre el eje longitudinal, abarcando sectores fuera del espesor seleccionado



Nota. Adaptada de Morbidoni (2018)

El CTDI está definido como:

$$CTDI = \frac{1}{T} \int_{-\infty}^{\infty} D(z) dz \quad (IV.5)$$

- $CTDI$: índice de dosis computada en tomografía (Gy).
- T : grosor de la sección irradiada (m)
- $D(z)$: dosis absorbida a lo largo del eje z (Gy)

Para realizar la medición de la dosis $D(z)$ se utiliza una cámara de ionización colocado en posición paralela al eje z de barrido del equipo en el interior de un fantoma. De esta manera la cámara recibe una carga correspondiente a una irradiación parcial y la lectura incluye no sólo la componente de radiación directa de la zona central, sino las componentes de la radiación dispersa (Serra y Ramírez, 2020), (Morbidoni, 2018).

Como no es posible medir un perfil de dosis en un intervalo infinito. La ICRP establece que se puede realizar un intervalo de integración entre $\pm 50 \text{ mm}$ en relación con el plano de corte. Esto

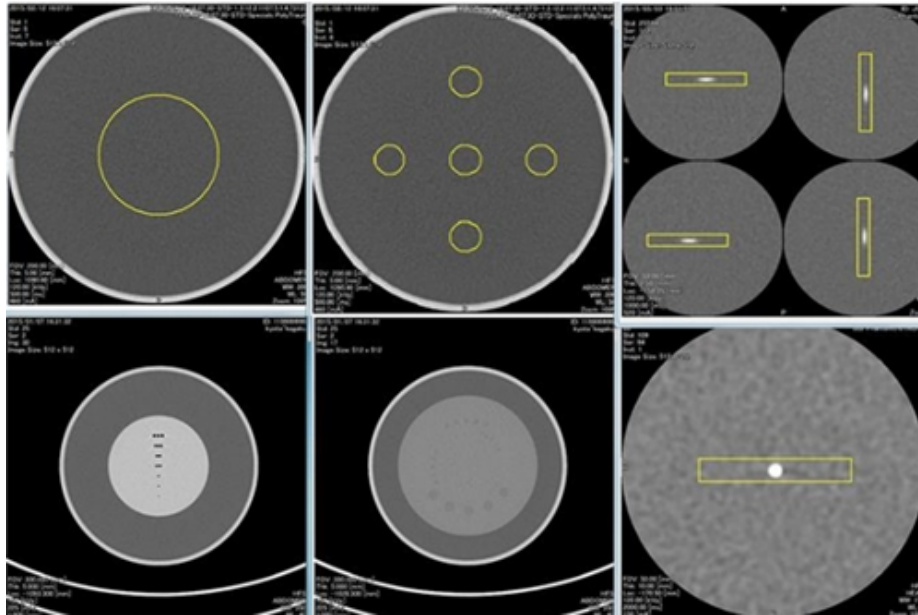
debido a que las cámaras de ionización de tipo lápiz (que son las más utilizadas) suelen ser de 100 mm de longitud (Almén y Guðjónsdóttir, 2021). Entonces, la ionización que es detectada puede expresarse de la siguiente manera:

$$CTDI_{100} = \frac{100 \text{ mm}}{T} \times D_r \quad (\text{IV.6})$$

Donde D_r es la lectura de la cámara de ionización en forma de lápiz y T es el ancho del haz de radiación. El subíndice 100 hace referencia a los límites de integración. El $CTDI_{100}$ se mide en Gy al igual que la lectura del dosímetro utilizado (Morbidoni, 2018), (Almén y Guðjónsdóttir, 2021).

El CTDI puede determinarse en el interior de un fantoma, los cuales suelen tener una longitud de 16 y 20 cm. Estos fantomas poseen un alojamiento central para la cámara de ionización en forma de lápiz, donde luego se agregan alojamientos periféricos.

Figura 20: Esquema del fantoma JCTII para la medición del CTDI



Nota. Adaptada de Serra y Ramírez (2020)

Al medir utilizando el fantoma, surge el concepto del índice de dosis en tomografía ponderado, donde las mediciones deben realizarse en el centro como en la periferia del fantoma. Este índice está descrito por la siguiente ecuación:

$$CTDI_w = \frac{1}{3} (CTDI_{100,centro} + 2 \times CTDI_{100,perif}) \quad (\text{IV.7})$$

Donde $CTDI_w$ es el índice de dosis en tomografía ponderado. Este valor se utiliza para estimar la dosis aplicada en cada protocolo específico de tomografía axial, el cual es definido como el “índice de dosis en tomografía computarizada en volumen” ($CTDI_{vol}$) dado por la siguiente expresión:

$$CTDI_{vol} = \frac{N \cdot T}{I} \times CTDI_w \tag{IV.8}$$

Donde:

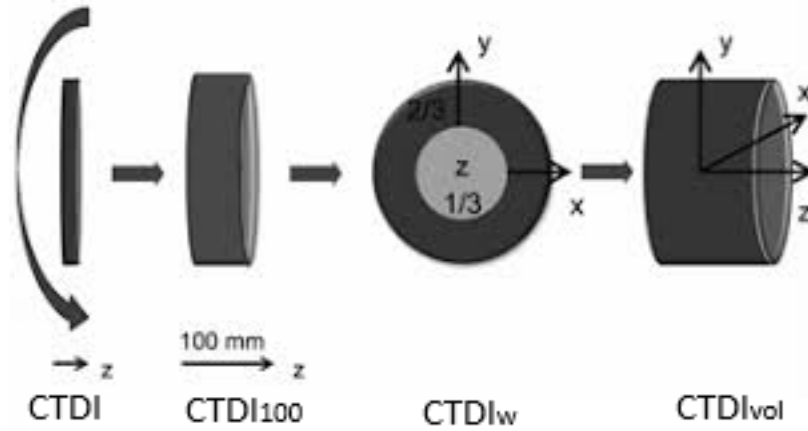
- $CTDI_{vol}$: índice de dosis en tomografía computarizada en volumen (Gy).
- N : número de cortes por rotación del equipo.
- T : grosor del corte longitudinal (m).
- I : intervalo del paso de la mesa entre cortes consecutivos (m).
- $CTDI_w$: índice de dosis en tomografía ponderado (Gy).

Para la tomografía computarizada helicoidal, se incluyó en consideración el pitch, el cual describe la relación entre el espesor del haz de radiación ionizante y el corrimiento de la camilla. Por lo que el índice de dosis en tomografía computarizada en volumen se define como:

$$CTDI_{vol} = \frac{1}{pitch} \times CTDI_w \tag{IV.9}$$

El siguiente esquema muestra la representación de la radiación de cada definición de $CTDI$. Cabe mencionar que el $CTDI_w$ representa la dosis promedio de radiación atribuible a un corte a lo largo del plano x-y, y el $CTDI_{vol}$ establece la dosis promedio de radiación ionizante en un volumen x-y-z. El $CTDI_{vol}$ es el indicador de dosis más apropiado al conocer el pitch para un protocolo específico (Morbidoni, 2018) (Serra y Ramírez, 2020).

Figura 21: Representación gráfica y análisis comparativo de la contribución de la radiación asociada a cada uno de los distintos índices de dosis tomográfica definidos



Nota. Adaptada de Morbidoni (2018)

El “producto dosis-longitud” (DPL) es un indicador de dosis que combina la dosis por corte con la longitud de la región del cuerpo explorada. Se define como:

$$DPL = \sum_i CTDI_{w,i} \cdot e_i \cdot I_{ii} \tag{IV.10}$$

- DPL : producto dosis longitus ($mGy - cm$).
- e : factor de eficiencia de la dosis en función de la geometría del paciente.
- I : corriente del tubo de rayos X (mA).
- t : tiempo de exposición en una región específica (s).

Esta ecuación se puede simplificar utilizando el concepto del $CTDI_{vol}$:

$$DPL = CTDI_{vol} \times L \quad (IV.11)$$

Donde L es la longitud escaneada a lo largo del eje z del paciente medida en cm .

Comparando los índices, el DPL refleja el total de energía que se le imparte al paciente en una adquisición completa en comparación con el $CTDI_{vol}$, sin embargo el DPL no tiene en cuenta qué tipo de órgano es el que se está irradiando, por lo que es necesario establecer una relación entre el DPL y la dosis efectiva para poder estimar el riesgo (Morbidoni, 2018).

La “dosis efectiva en tomografía computarizada” es el indicador más útil para cuantificar los efectos estocásticos de la radiación en tomografía computarizada. Esta tiene en cuenta la combinación de la dosis en diferentes órganos como consecuencia de la irradiación y la dosis administrada por longitud (DPL) (Morbidoni, 2018).

$$E = DPL \times E_{DPL} \quad (IV.12)$$

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

El E_{DPL} varía acorde a la región anatómica que se quiere estudiar. La Tabla 4 muestra los valores de la dosis efectiva normalizada para regiones anatómicas.

Tabla 4: Valores de dosis efectiva normalizada para adultos

Región anatómica	$E_{DPL}(mSv \cdot mGy^{-1} \cdot cm^{-1})$
Cabeza	0.0023
Cuello	0.0054
Tórax	0.017
Abdomen-Pelvis	0.015
Abdomen	0.019

Nota. Adaptada de Morbidoni (2018)

2. Protección radiológica

Todas las personas están expuestas a radiaciones ionizante. Sin embargo, no todas las situaciones de exposición son iguales. La ICRP (International Commission on Radiological Protection, 2017) ha definido tres principales tipos de exposición: exposición ocupacional la cual es la exposición a radiaciones para los trabajadores en el área de medicina y radiodiagnóstico; la exposición del público (todo aquel que no es paciente ni trabajador); la exposición médica que se da a los pacientes que son sometidos a procedimientos de diagnóstico, intervenciones o terapias con radiación ionizante (Organismo Internacional de Energía Atómica [IAEA], 2020).

Los principios fundamentales de la protección radiológica son:

- Principio de justificación: cualquier práctica que implique una exposición a la radiación debe realizarse únicamente si existe una justificación clínica. Es decir si ésta produce un beneficio al individuo expuesto que compense el daño producido por la exposición a la radiación (Portillo, 2021), (Morbidoni, 2018).
- Principio de optimización de dosis: se refiere a la necesidad de mantener la dosis de radiación tan baja como sea razonablemente posible, esto sin comprometer la calidad de la imagen o la efectividad del tratamiento (ALARA). Esto significa que se debe ajustar correctamente los factores como la tensión, la corriente, el tiempo de exposición, los colimadores, etc. de forma adecuada (Morbidoni, 2018).
- Principio de aplicación de límites de dosis: la dosis total de cualquier individuo no debe ser mayor que los límites pertinentes recomendados por la comisión internacional de protección radiológica ICRP o por la autoridad reguladora correspondiente. Para los pacientes no existen límites de dosis ya que las exposiciones están justificadas por las necesidades médicas (Morbidoni, 2018) (Portillo, 2021).

La exposición a la radiación ionizante se monitorea de forma intencional para maximizar los beneficios para el paciente. En este escenario, no se fijan restricciones de dosis para los pacientes para evitar afectar la eficacia del tratamiento y su beneficio terapéutico o diagnóstico. En lugar de establecer límites concretos, se enfatiza en la justificación del proceso, garantizando que los beneficios sean mayores que los riesgos. Además se asegura que las dosis sean las menores posibles para alcanzar el objetivo clínico. En el campo del diagnóstico, se emplean Niveles de Referencia Diagnósticos (DRL), los cuales orientan sobre cómo mantener las dosis dentro de límites adecuados sin afectar la calidad de las imágenes logradas (García, 2020), (Morbidoni, 2018).

La protección radiológica en pacientes se refiere a reducir al mínimo la cantidad de radiación a la cual se exponen estos durante los distintos procedimientos de diagnóstico y tratamiento. Para ello se crean protocolos para minimizar la radiación, se emplean la variación de la corriente y los colimadores y se utilizan algoritmos de reconstrucción de imágenes para reducir la exposición a la radiación de los pacientes (Morbidoni, 2018).

De igual manera los niveles de referencia que son definidos para cada procedimiento son utilizados como puntos de comparación para determinar si la cantidad de medicamento administrada durante

un procedimiento se encuentra dentro de los límites internacionales que garantizan la seguridad del paciente (Morbidoni, 2018).

La protección radiológica en trabajadores, como radiólogos y técnicos de imagen, se implementan mediante el uso de barreras plomadas, dosímetros personales, delantales de plomo entre otros. Para los trabajadores expuestos la ICRP estableció un límite de dosis individual de exposición a la radiación, el cual se describe en la Tabla 5 y Tabla 6:

Tabla 5: *Límite de dosis individual de exposición a la radiación*

Categoría	Trabajador	Público
Trabajador ocupacionalmente expuesto	100 mSv cada 5 años (sin exceder los 50 mSv por año)	1mSv por año
Mujer embarazada	5 mSv cada 3 meses	1mSv por año
Concepción al nacimiento	1mSv (exposición interna)	1mSv por año
Piel y Extremidades	500 mSv por año	50 mSv por año
Cristalino	150 mSv por año	15 mSv por año
Embarazo	2mSv	—

Nota. Adaptada de Portillo (2021)

Tabla 6: *Valores de referencia de dosis anual media de radiación para las distintas profesiones*

Profesión	Dosis anual media (mSv)
Personal médico	0.5
Radiografía industrial	1.5
Trabajadores de centrales nucleares	<1.5
Tripulación aérea	4.0
Minería	6.0

Nota. Adaptada de Portillo (2021)

H. Niveles Diagnóstico de Referencia (DRL)

A nivel mundial se plantea la necesidad de darle seguimiento a las dosis de radiación ionizante las cuales se administran a los pacientes en radiodiagnóstico, como lo es el caso de la tomografía

computarizada. La propuesta de establecer los DRLs surgió debido a encuestas de diagnóstico, donde se recibían dosis muy variadas para un mismo examen de radiodiagnóstico. La comisión internacional de protección radiológica ICRP fue la primera en proponer el establecimiento de los DRL en 1996 (Acuña y Fresno, 2022).

Según la ICRP, los DRLs representan el nivel de dosis por encima del cual se considera inadecuado aceptar que se produzcan exposiciones a la radiación (Acuña y Fresno, 2022). Esto significa que no son límites. Son guías o valores de referencia que ayudan a los técnicos a comparar las dosis de radiación administradas en sus procedimientos con las de otras instalaciones y con los valores de referencia a nivel nacional e internacional. Por ende, su objetivo principal es identificar los procedimientos que utilizan dosis más altas de lo necesario, fomentando el desarrollo y mejora de protocolos radiológicos para optimizar las dosis (Geryes y Hornbeck, 2019).

Los DRLs se establecen a partir de magnitudes dosimétricas específicas en cada técnica. En el caso de la tomografía computarizada, se toma en cuenta el índice de dosis en tomografía computarizada $CTDI_{vol}$ y el producto dosis longitud (DPL) (García, 2020). Los DRLs son aplicables en aquellos casos en que los objetivos de diagnóstico, las características del paciente y la técnica son efectivamente comparables con las condiciones en que se estableció el nivel de referencia.

Mediante una comparación a nivel nacional e internacional de los DRLs, se busca identificar procedimientos que superen los niveles recomendados, los cuales deben ser investigados, justificados y optimizados introduciendo mejoras a los protocolos con el fin de optimizar la protección radiológica de los pacientes (Paulo y Damilakis, 2020).

Este estudio sigue un diseño basado en la metodología propuesta por la “International Commission on Radiological Protection” (ICRP) publicación número 135 (International Commission on Radiological Protection, 2017) para el establecimiento de DRLs en tomografía computarizada (TC).

A. Población y muestra

El estudio se enfoca en los pacientes adultos sometidos a exámenes de tomografía computarizada (TC) en el Hospital Roosevelt. La recolección de los datos en este caso se realizó durante el mes de agosto y la primera semana del mes de septiembre del año 2024.

La selección de esta muestra fue realizada con base en la metodología de la ICRP publicación 135, que sugiere la recolección de datos de al menos 30 pacientes por protocolo de examen. La muestra final incluye 333 exámenes de tomografía computarizada, con la siguiente distribución:

- 41 % exámenes de cabeza (TC cerebral).
- 20 % exámenes de tórax (TC de angiografía pulmonar).
- 22 % exámenes de abdomen (TC abdominal).
- 17 % exámenes de riñones (UROTAC).

Se excluyeron menores de edad y cualquier examen incompleto, tal como lo establece la metodología de la ICRP.

B. Recolección de datos

Los datos dosimétricos fueron obtenidos directamente del sistema PACS (Picture Archiving and Communication System) del Hospital Roosevelt de Guatemala, garantizando la precisión de

la información obtenida de los equipos de tomografía computarizada. Las variables recolectadas incluyen:

- Edad: edad del paciente.
- Sexo: sexo del paciente.
- KV: tensión aplicada al tubo de rayos X.
- MAs: amperaje aplicado al tubo de rayos X.
- Time: tiempo de exposición.
- CTDIvol (índice de dosis en volumen en tomografía computarizada).
- DLP (producto dosis-longitud).
- Altura: estatura del paciente.
- Peso: peso del paciente.
- Imágenes: número de imágenes obtenidas en el examen.
- Tipo: área donde se realiza el examen (cabeza, tórax, abdomen).
- Contraste: indicador del uso de contraste durante la exposición.
- Barridos: número de barridos realizados durante el examen.
- Examen: protocolo del examen realizado.

C. Análisis estadístico

1. Evaluación de normalidad

Se verifica que las variables a analizar siguen una distribución normal. Para ello se realizarán gráficos de histogramas y se empleará la prueba de “Shapiro-Wilk”, esto con la finalidad de seleccionar métodos estadísticos paramétricos y no paramétricos para los análisis de correlaciones entre variables posteriores.

2. Cálculo de los DRLs

Para establecer los DRLs, se calcularán los percentiles 75 de los valores de CTDIvol y DLP para cada tipo de examen (cabeza, tórax, abdomen y riñones). Este método es recomendado por la ICRP 135, ya que el percentil 75 se utiliza como umbral de referencia, de modo que cualquier valor superior debe ser evaluado para ajustar o mejorar el protocolo radiológico.

3. Comparación con estándares internacionales

Los resultados obtenidos de los DRL serán comparados con los valores de referencia establecidos en otras publicaciones internacionales, tales como los valores internacionales establecidos por la ICRP, valores europeos establecidos por “European Diagnostic Reference Levels” y los valores propuestos por el “American College of Radiology”, así como otros valores publicados en revistas científicas de distintos países. Esta comparación ayudará a evaluar si los protocolos utilizados en el Hospital Roosevelt están dentro de los rangos aceptables de exposición y si es necesario optimizar la administración de dosis de radiación.

4. Correlación entre variables dosimétricas y antropométricas

Para evaluar la relación entre los parámetros dosimétricos (CTDIvol y DLP) y los datos antropométricos (peso y altura), se realizarán gráficos de dispersión mediante los cuales se analizará visualmente si existe relación alguna. De ser positivo, se procederá a analizar el tipo de relación con variables como el RMSE o R^2 .

Además se realizarán matrices de correlación para un análisis posterior. Se utilizarán dos enfoques dependiendo de la normalidad de los datos:

- Coeficiente de correlación de Pearson: variables sigan una distribución normal.
- Coeficiente de correlación de Spearman: variables no sean normales.

Esto permitirá determinar si el peso y la altura del paciente influyen en la dosis de radiación administrada durante los estudios de TC. Para este análisis se utilizará el lenguaje de programación “Python” en el IDE “Jupyter Notebook”.

5. Limitaciones del estudio

Entre las limitaciones del estudio se encuentra la recolección de datos de un solo hospital, lo que podría limitar la generalización de los resultados a nivel nacional. Además, la falta de información sobre estudios rechazados o repetidos.

Se recolectaron un total de 333 exámenes de diagnóstico de Tomografía Computarizada, donde el 41 % de los exámenes corresponde a TC cerebrales, el 20 % corresponde a TC de angiografía pulmonar, el 22 % a TC abdominal y el 17 % TC bajo el protocolo UROTAC riñones. La información de las cantidades dosimétricas fueron extraídas directamente del Tomógrafo Aquilion Lighting, activo del Hospital Roosevelt de Guatemala tal y como lo indica las consideraciones de la ICRP en su publicación número 135 con respecto a la recolección y el análisis estadístico de la muestra. Se ajustaron los valores de los DRL por área anatómica con los 4 estudios más recurrentes en la institución.

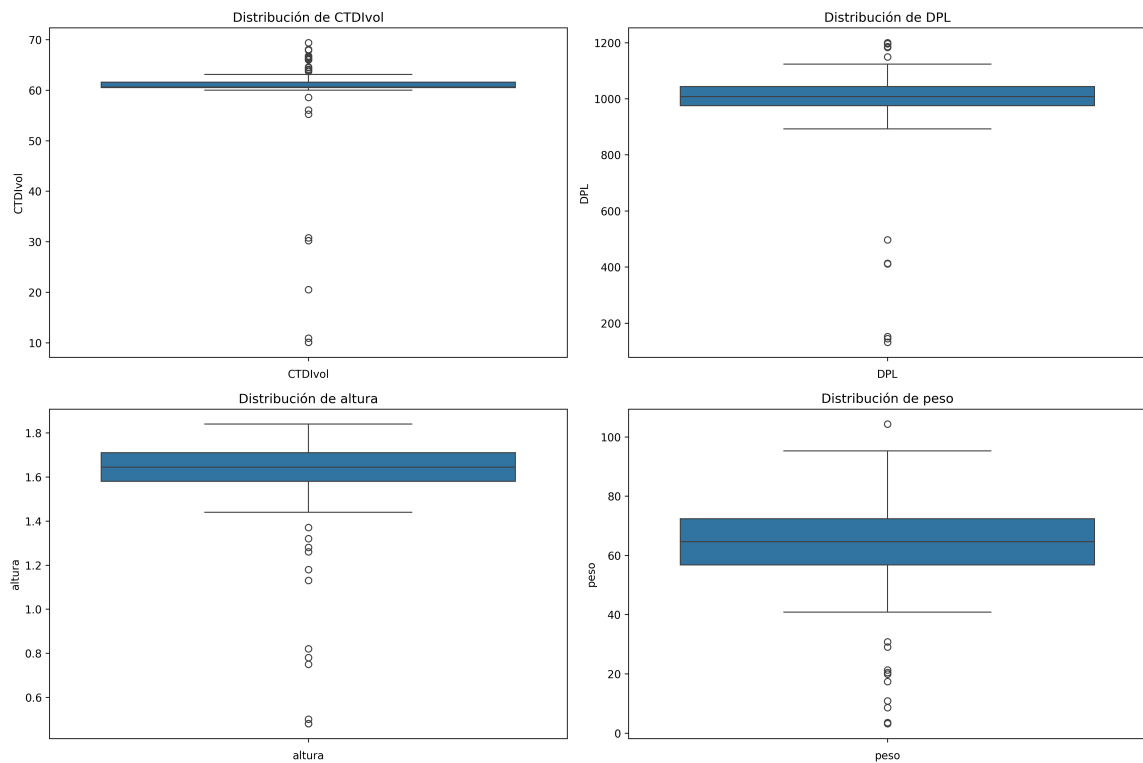
Para los estudios obtenidos, se tomaron como variables de interés las dosimétricas para establecer los DRL ($CTDI_{vol}$ y DPL), así como las variables altura, peso y edad del paciente consideradas para este trabajo de graduación.

A. Tomografía computarizada cerebral

Para TC de cabeza se tomaron los datos de los exámenes cerebrales, donde el número de barridos y el protocolo utilizado es el mismo.

En la Figura 22, se muestran los diagramas de cajas de las variables de interés para el estudio de tomografía computarizada. Así mismo en la Tabla 7 se resumieron las variables de interés del estudio, obteniendo los siguientes resultados.

Figura 22: Diagrama de caja y bigotes de las variables para exámenes de TC cerebral



Nota. Elaboración propia

Tabla 7: Resumen de las variables de interés para exámenes de TC cerebral

	CTDIvol (mGy)	DPL (mGy · cm)	Altura (m)	Peso (kg)
Conteo	138.0	138.0	138.0	138.0
Media	59.7	988.5	1.6	62.4
Desviación	9.8	163.5	0.2	17.1
Mínimo	10.1	131.8	0.5	3.2
25 %	60.5	975.1	1.6	56.8
50 %	60.6	1007.7	1.6	64.6
75 %	61.6	1042.9	1.7	72.4
Máximo	69.4	1199.5	1.8	104.3

Nota. Elaboración propia

Se determinaron los niveles de referencia y rangos de referencia acorde a las indicaciones de la

IRCP en su publicación número 135 (Vaño y Miller, 2017), obteniendo los resultados de la Tabla 8

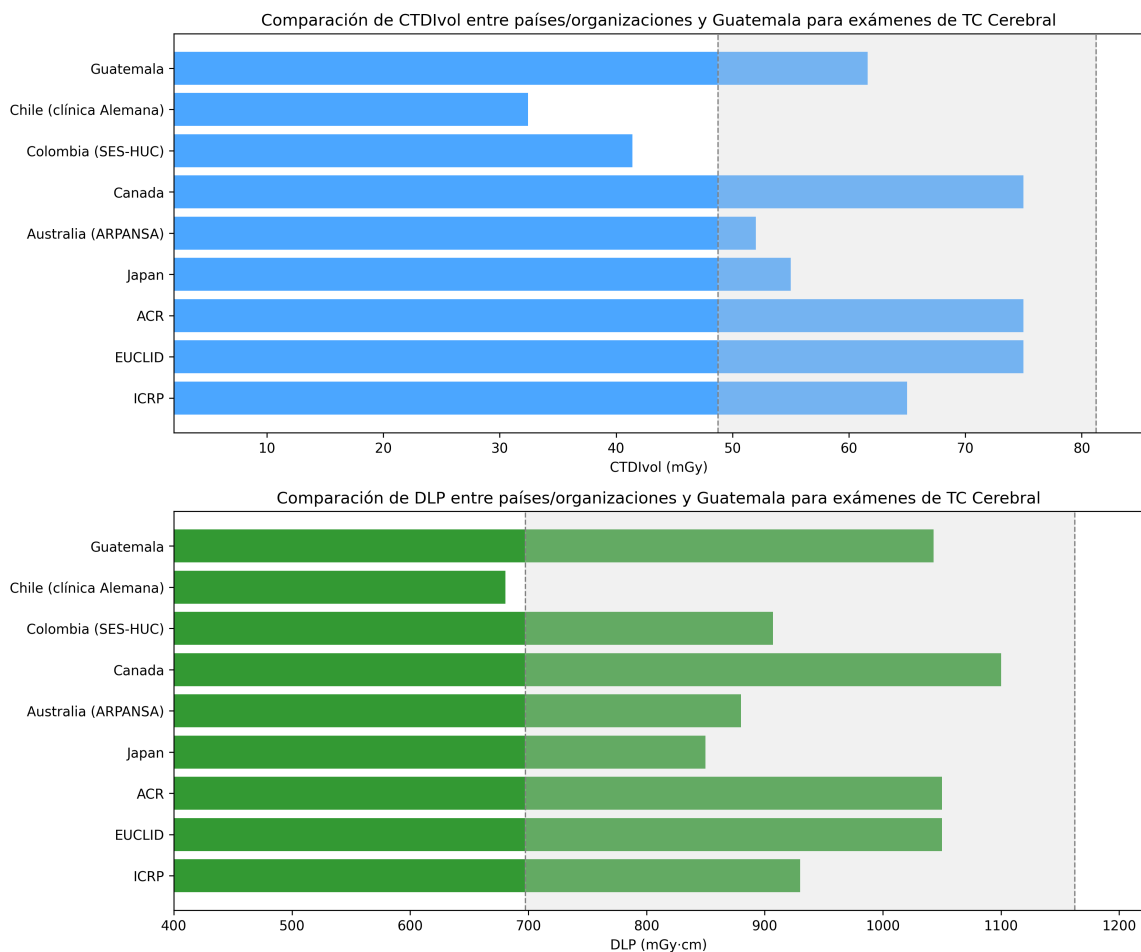
Tabla 8: Niveles y rangos de referencia para tomografía computarizada en exámenes cerebrales bajo el protocolo cerebral simple

	CTDIvol (mGy)	DPL (mGy · cm)
DRL	61.6	1042.90
Rango de referencia	60.5 - 61.6	975.10 - 1042.9

Nota. Elaboración propia

Se investigaron niveles y rangos de referencia de organizaciones internacionales y países para tomografía cerebral simple. Se compararon los datos con los resultados obtenidos en Figura 23 y Figura 24

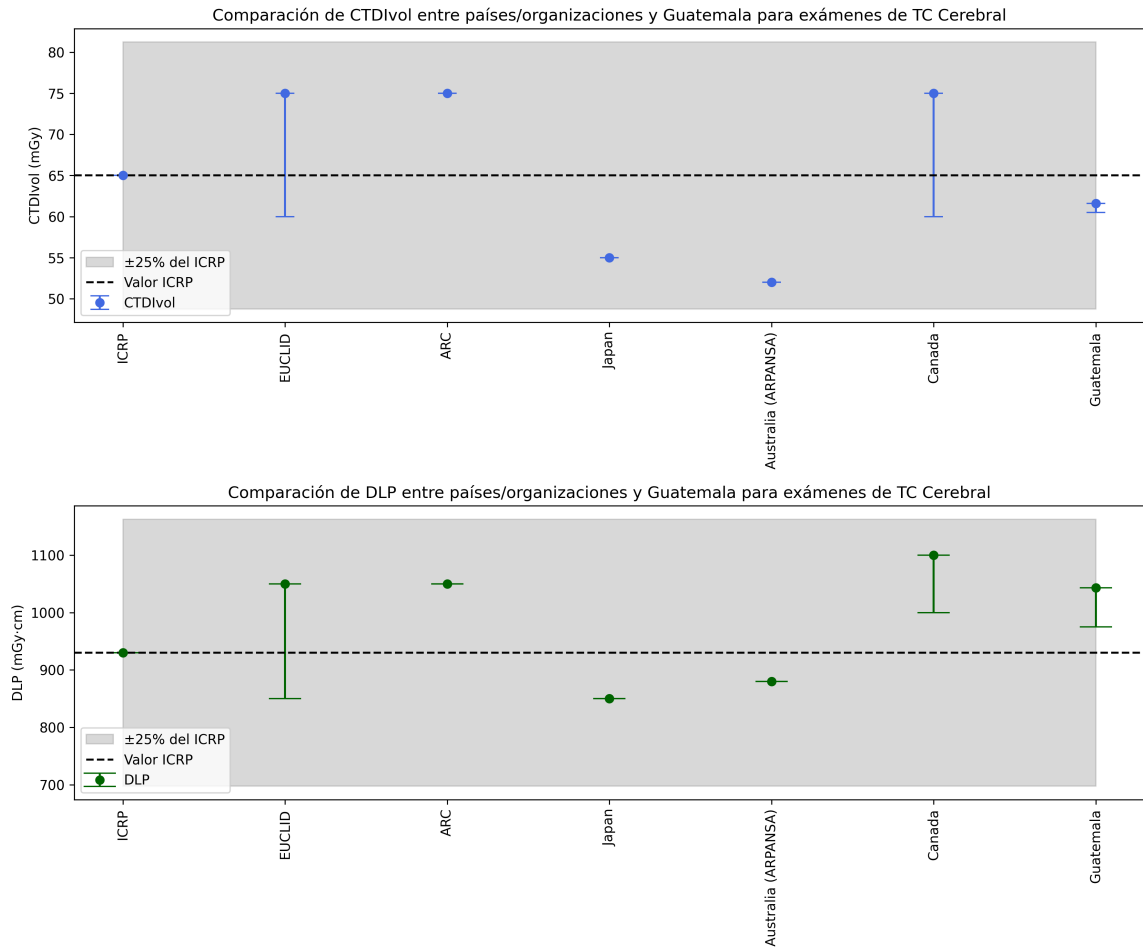
Figura 23: Comparación de los niveles de referencia de Guatemala con países y organizaciones para exámenes de tomografía cerebral bajo el protocolo cerebral simple



Nota. Elaboración propia

La región sombreada representa un intervalo de ± 0.25 con respecto al valor de referencia internacional, la ICRP.

Figura 24: Comparación de los rangos de referencia de Guatemala con países y organizaciones para exámenes de tomografía cerebral bajo el protocolo cerebral simple

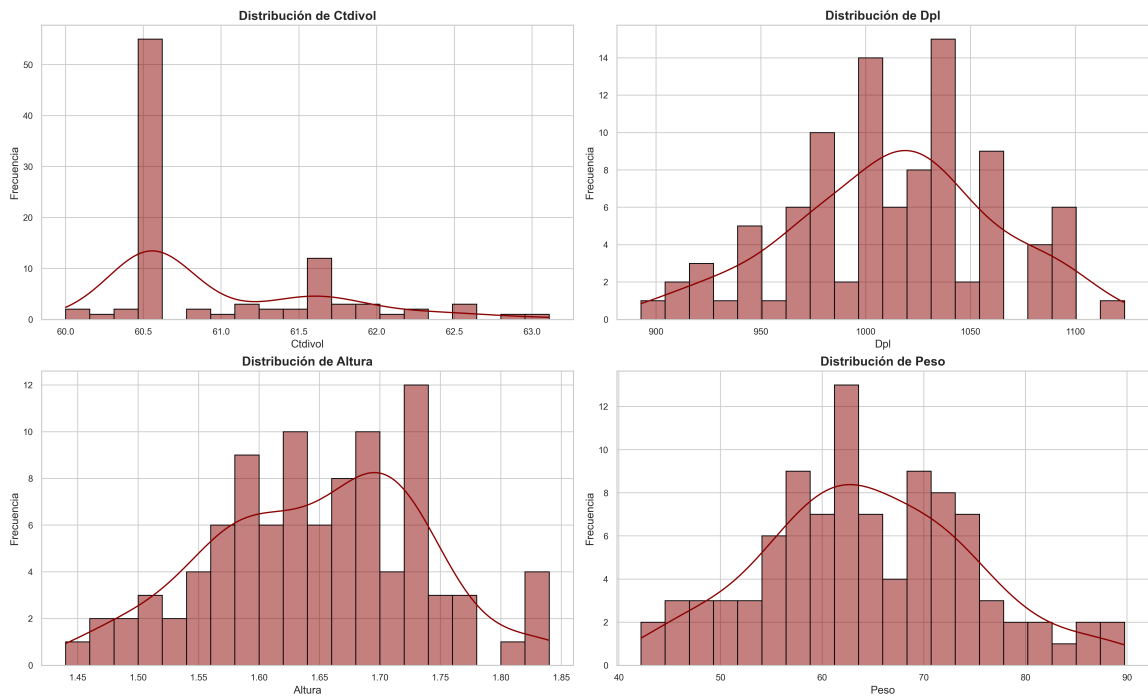


Nota. Elaboración propia

La región sombreada representa un intervalo de ± 0.25 con respecto al nivel de referencia del valor de referencia internacional, la ICRP. La línea negra punteada representa el nivel de referencia de la ICRP.

Se analizó la normalidad de las variables de interés. Para ello se realizaron histogramas como se observa en la Figura 25 y se realizó la prueba de Shapiro-Wilk para analizar si la muestra de datos proviene de una distribución normal, donde la hipótesis nula fue que los datos provienen de una distribución normal y la hipótesis alternativa que los datos no provienen de una distribución normal.

Figura 25: Histograma de las variables de interés para exámenes de tomografía computarizada cerebral



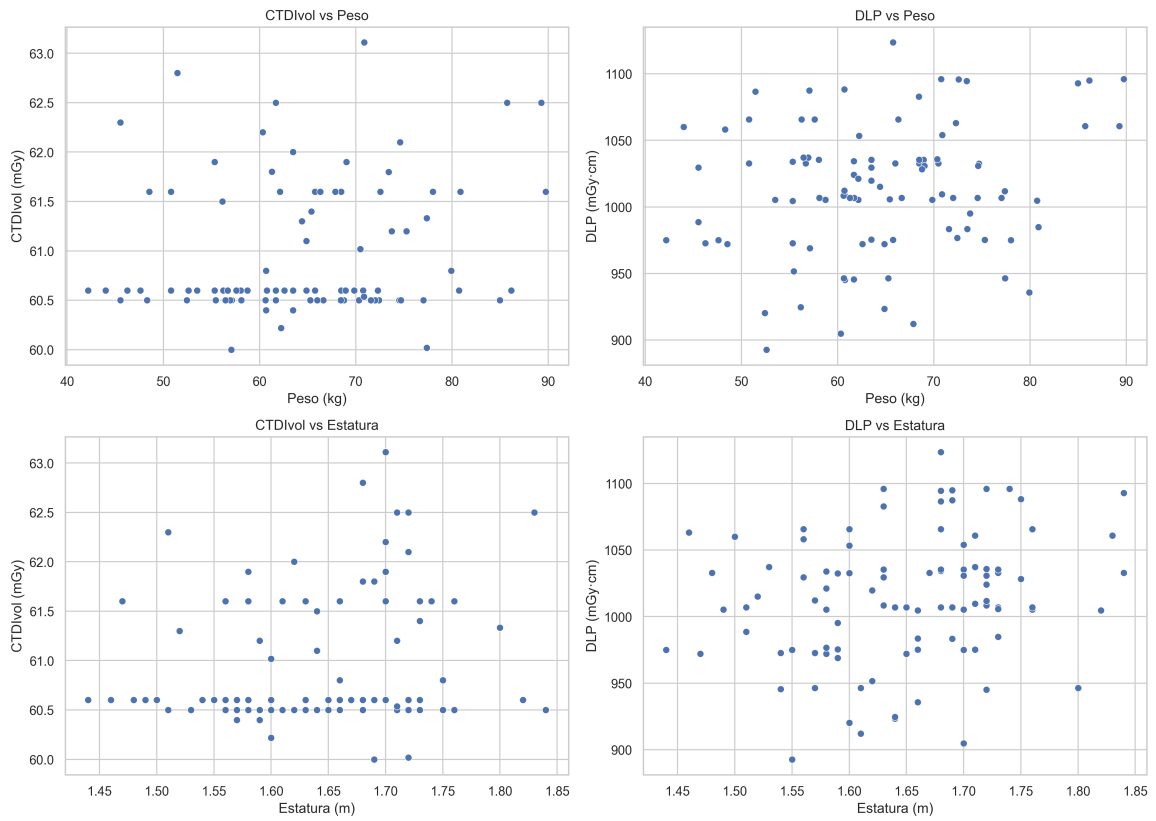
Nota. Elaboración propia

Se obtuvieron de la prueba Shapiro-Wilk los siguientes resultados:

- El $CTDI_{vol}$ con un valor $p = 0.00$ no sigue una distribución normal.
- El DPL con un valor $p = 0.198$ sigue una distribución normal.
- El $Altura$ con un valor $p = 0.284$ sigue una distribución normal.
- El $Peso$ con un valor $p = 0.703$ sigue una distribución normal.

Para determinar la correlación entre variables. Se realizaron gráficos de dispersión y matrices de correlación Pearson y Spearman como se puede observar en las Figura 26 y Figura 27.

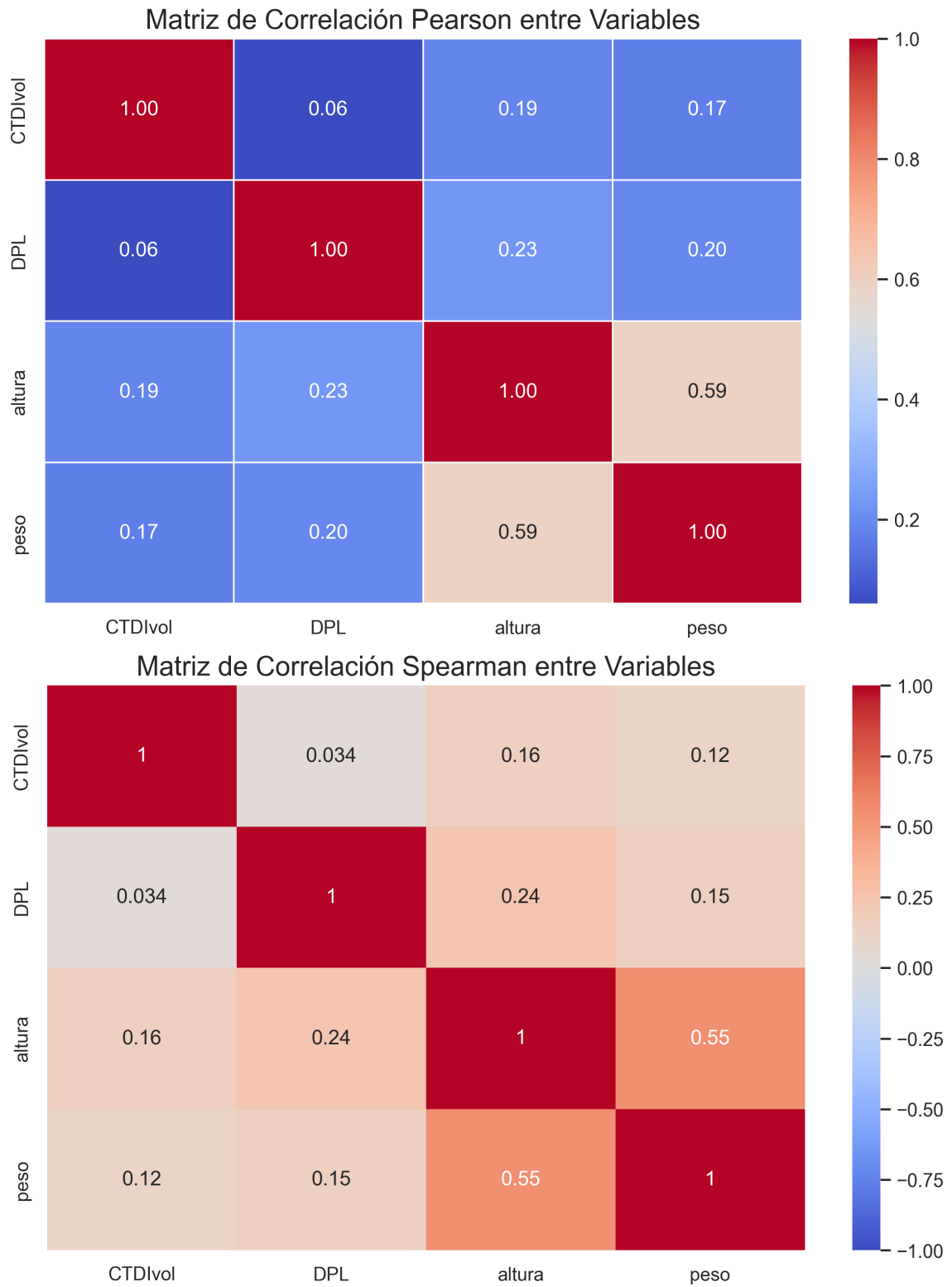
Figura 26: Gráficos de dispersión para exámenes de tomografía computarizada cerebral



Nota. Elaboración propia

Los valores de la Figura 27 muestran el coeficiente de correlación Pearson y el coeficiente de correlación Spearman para un análisis posterior sobre la correlación de las variables.

Figura 27: Matriz de correlación Pearson y Spearman entre las variables de interés para exámenes de tomografía computarizada cerebral

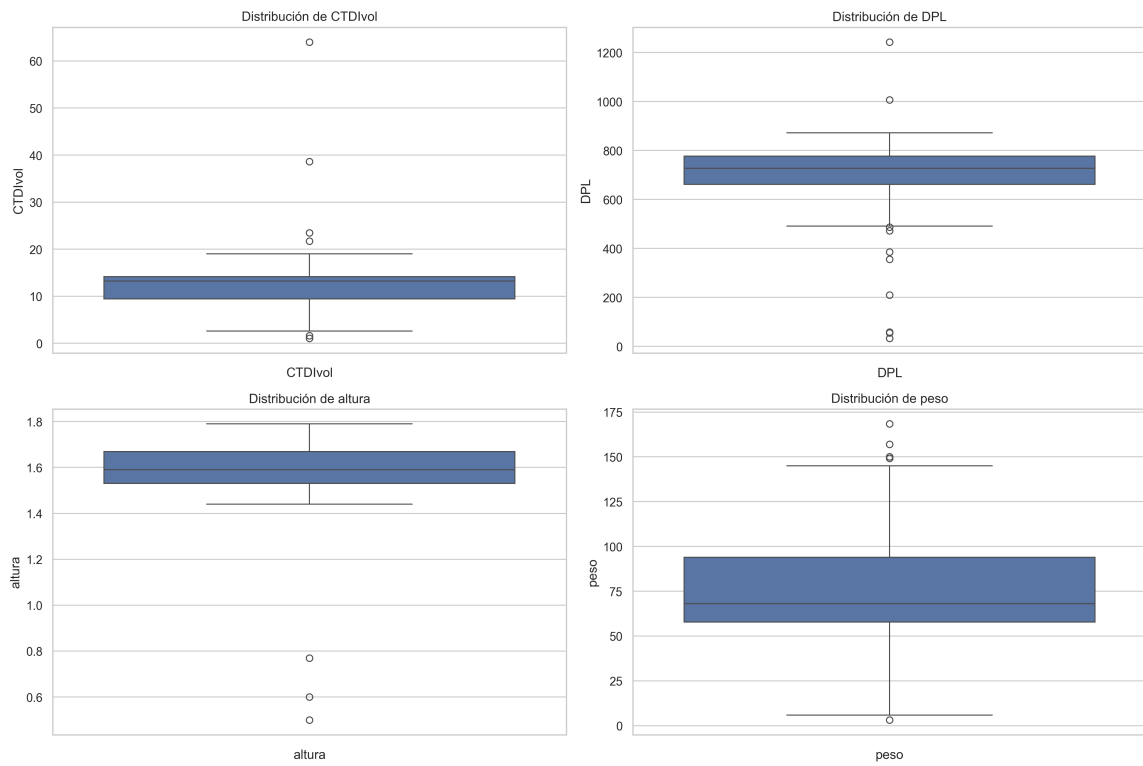


Nota. Elaboración propia

B. Tomografía computarizada angiografía pulmonar

Para TC de tórax se tomaron los datos de los exámenes con el protocolo para angiografía pulmonar. En la Figura 28 y Tabla 9, se muestran los diagramas de cajas y resumen de las variables de interés.

Figura 28: Diagrama de caja y bigotes de las variables para exámenes de TC angiografía pulmonar



Nota. Elaboración propia

Tabla 9: Resumen de las variables de interés para exámenes de TC angiografía pulmonar

	CTDIvol (mGy)	DPL ($mGy \cdot cm$)	Altura (m)	Peso (kg)
Conteo	67.0	67.0	67.0	67.0
Media	13.2	681.0	1.6	78.8
Desviación	8.2	195.4	0.2	35.0
Mínimo	1.1	33.8	0.5	3.2
25 %	9.4	661.8	1.5	57.7
50 %	13.2	727.1	1.6	68.0
75 %	14.2	777.4	1.7	94.0
Máximo	64.0	1242.6	1.8	168.4

Nota. Elaboración propia

Se determinaron los niveles de referencia y rangos de referencia acorde a las indicaciones de la IRCP en su publicación número 135 (Vaño y Miller, 2017), obteniendo los siguientes resultados:

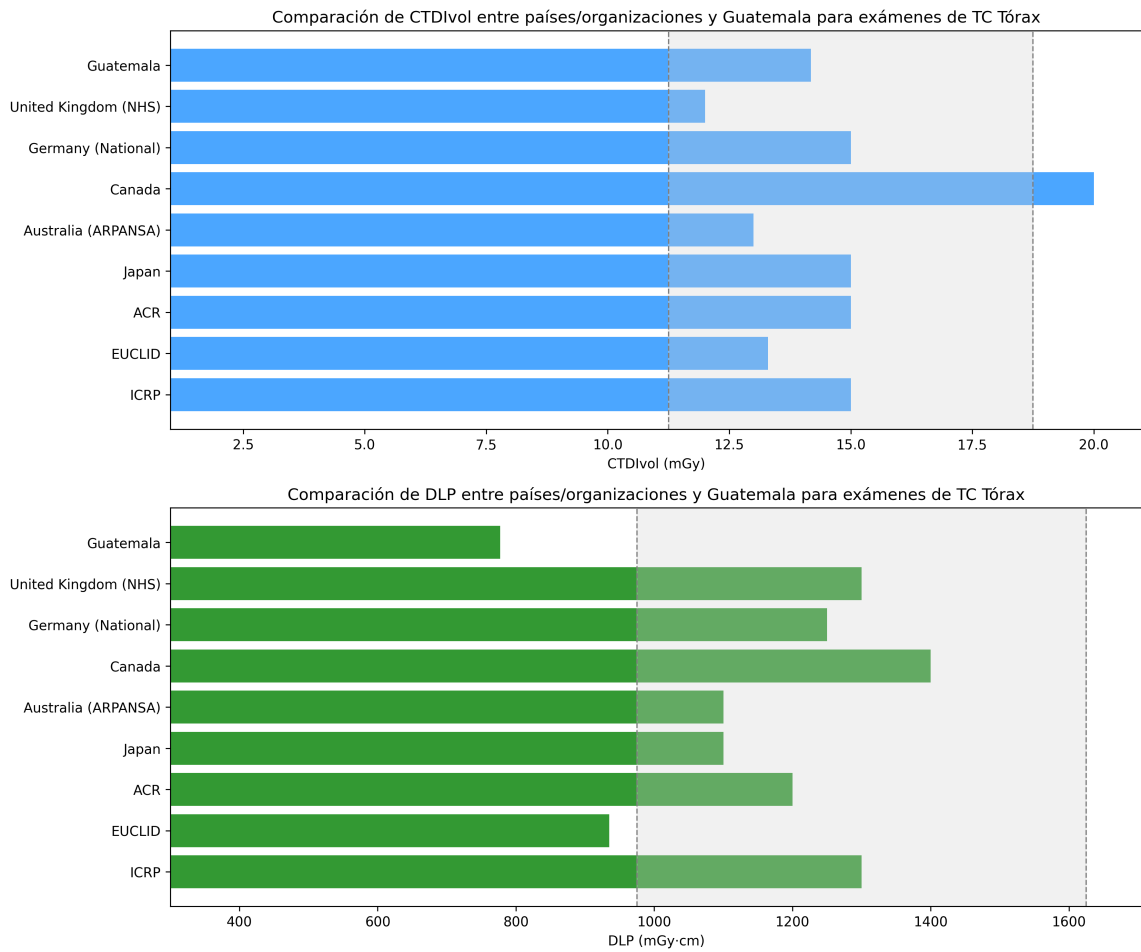
Tabla 10: Niveles y rangos de referencia para tomografía computarizada en exámenes de angiografía pulmonar

	CTDIvol (mGy)	DPL ($mGy \cdot cm$)
DRL	14.2	777.4
Rango de referencia	9.4 - 14.2	661.8 - 777.4

Nota. Elaboración propia

Se investigaron niveles y rangos de referencia de organizaciones internacionales y países para TC de tórax bajo el protocolo angiografía pulmonar, obteniendo los resultados de la Figura 29 y Figura 30.

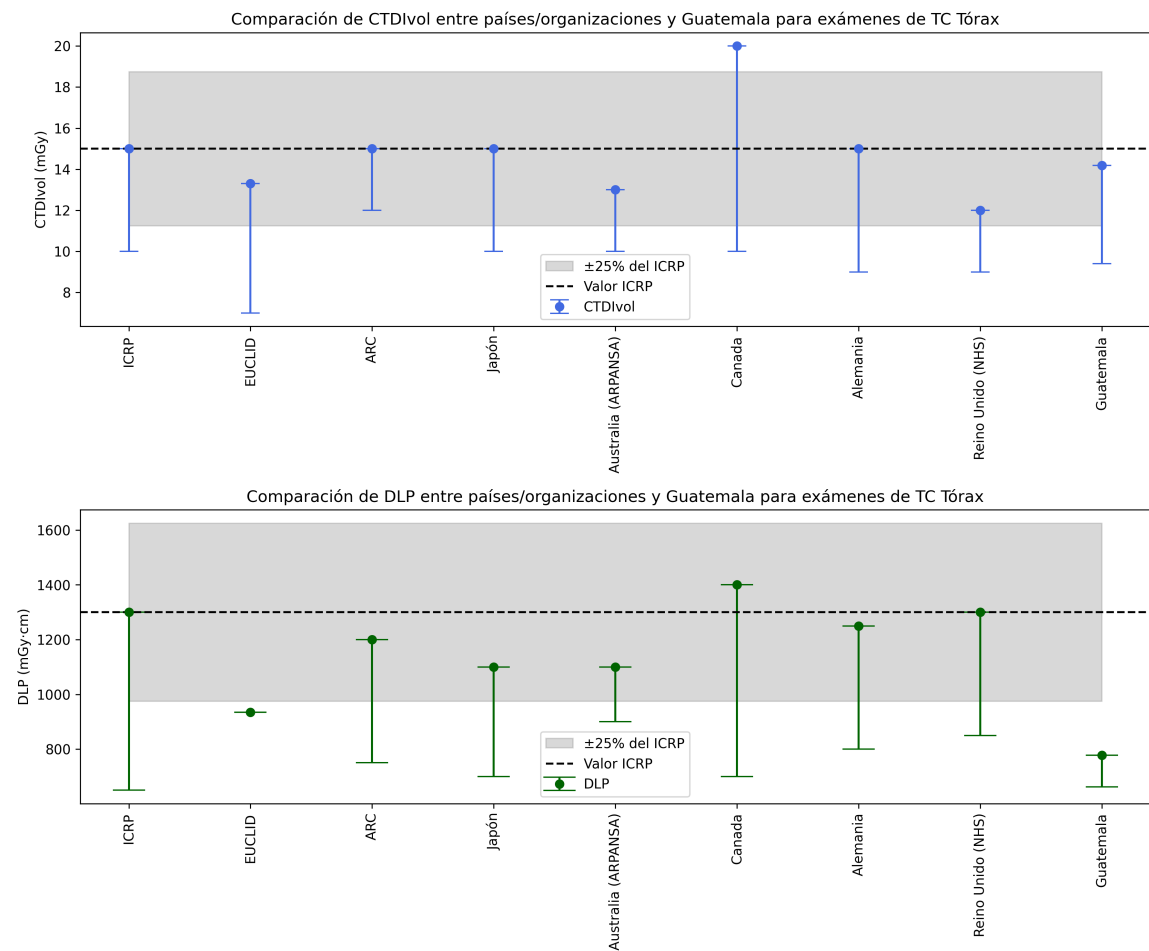
Figura 29: Comparación de los niveles de referencia de Guatemala con países y organizaciones para exámenes de tomografía de tórax bajo el protocolo angiografía pulmonar



Nota. Elaboración propia

La región sombreada representa un intervalo de ± 0.25 con respecto al valor de referencia internacional, la ICRP.

Figura 30: Comparación de los rangos de referencia de Guatemala con países y organizaciones para exámenes de tomografía tórax bajo el protocolo angiografía pulmonar

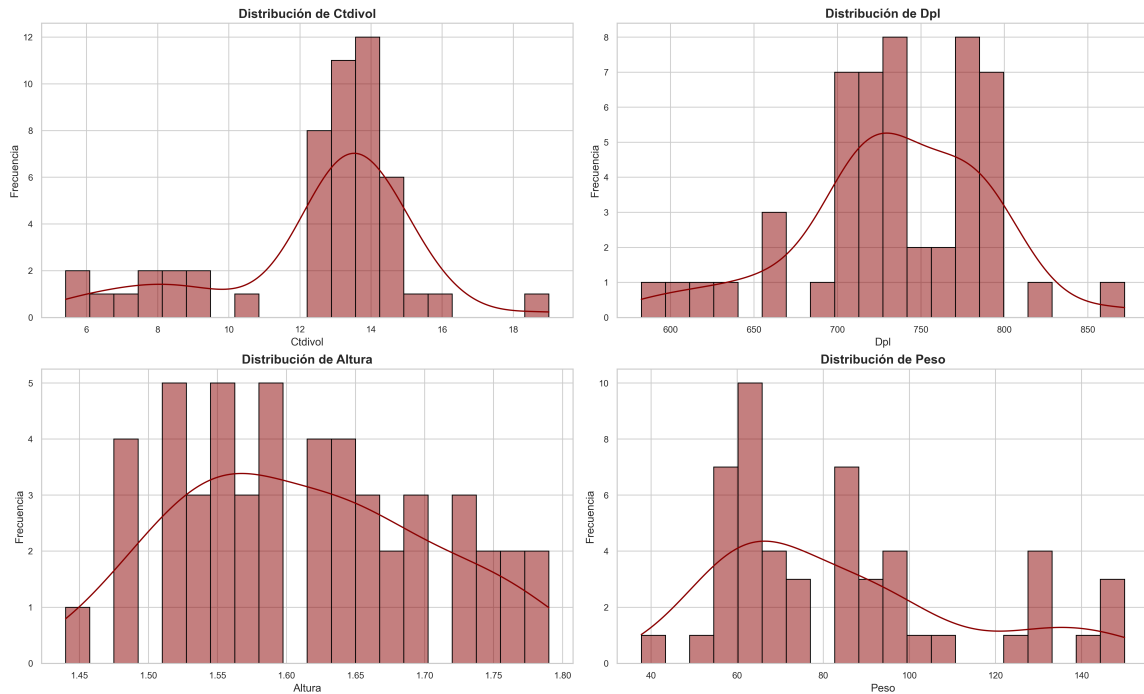


Nota. Elaboración propia

La región sombreada representa un intervalo de ± 0.25 con respecto al nivel de referencia del valor de referencia internacional, la ICRP. La línea negra punteada representa el nivel de referencia de la ICRP.

Se analizó la normalidad de las variables de interés. Para ello se realizaron histogramas que se muestra en la Figura 31 y se realizó la prueba de Shapiro-Wilk para analizar si la muestra de datos proviene de una distribución normal, donde la hipótesis nula fue que los datos provienen de una distribución normal y la hipótesis alternativa que los datos no provienen de una distribución normal.

Figura 31: Histograma de las variables de interés para exámenes de tomografía computarizada tórax bajo el protocolo angiografía pulmonar



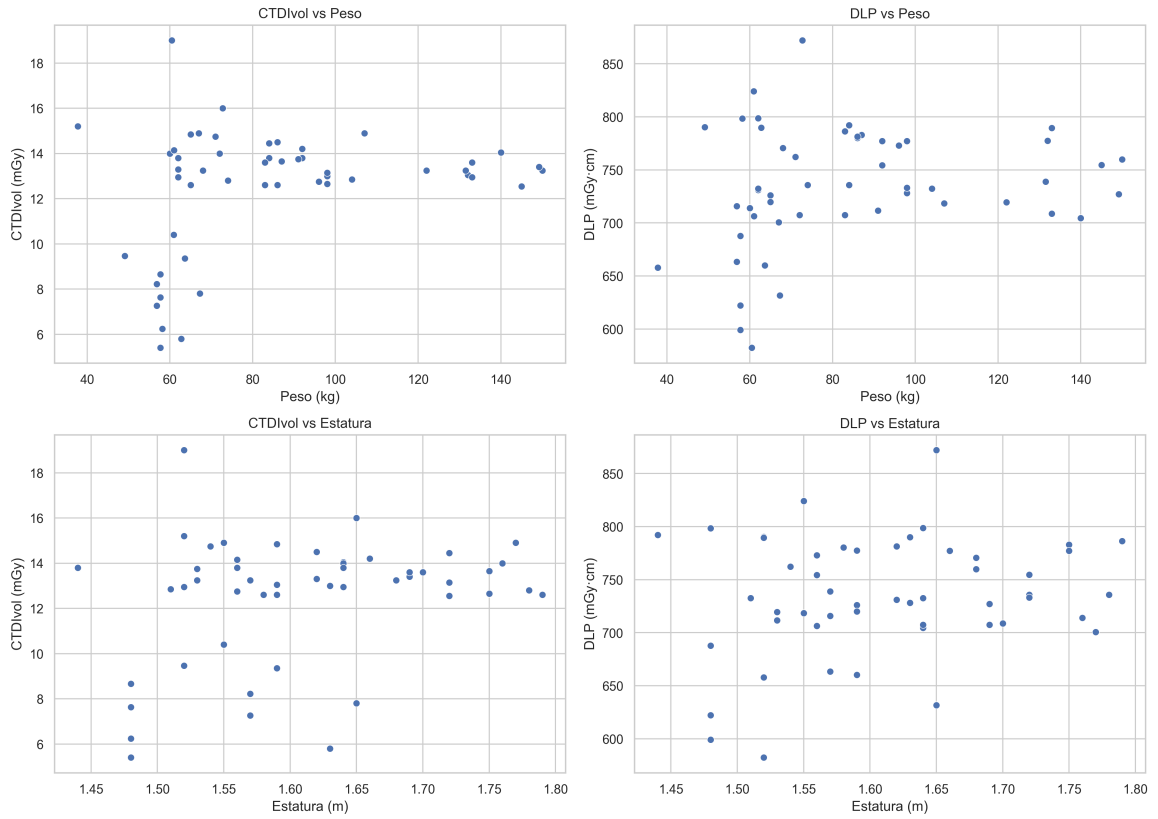
Nota. Elaboración propia

Se obtuvieron de la prueba Shapiro-Wilk los siguientes resultados:

- El $CTDI_{vol}$ con un valor $p = 0.035$ no sigue una distribución normal.
- El DPL con un valor $p = 0.325$ sigue una distribución normal.
- El $Altura$ con un valor $p = 0.219$ sigue una distribución normal.
- El $Peso$ con un valor $p = 0.000$ no sigue una distribución normal.

Para determinar la correlación entre variables. Se realizaron gráficos de dispersión y matrices de correlación Pearson y Spearman como se puede observar en la Figura 32 y Figura 33.

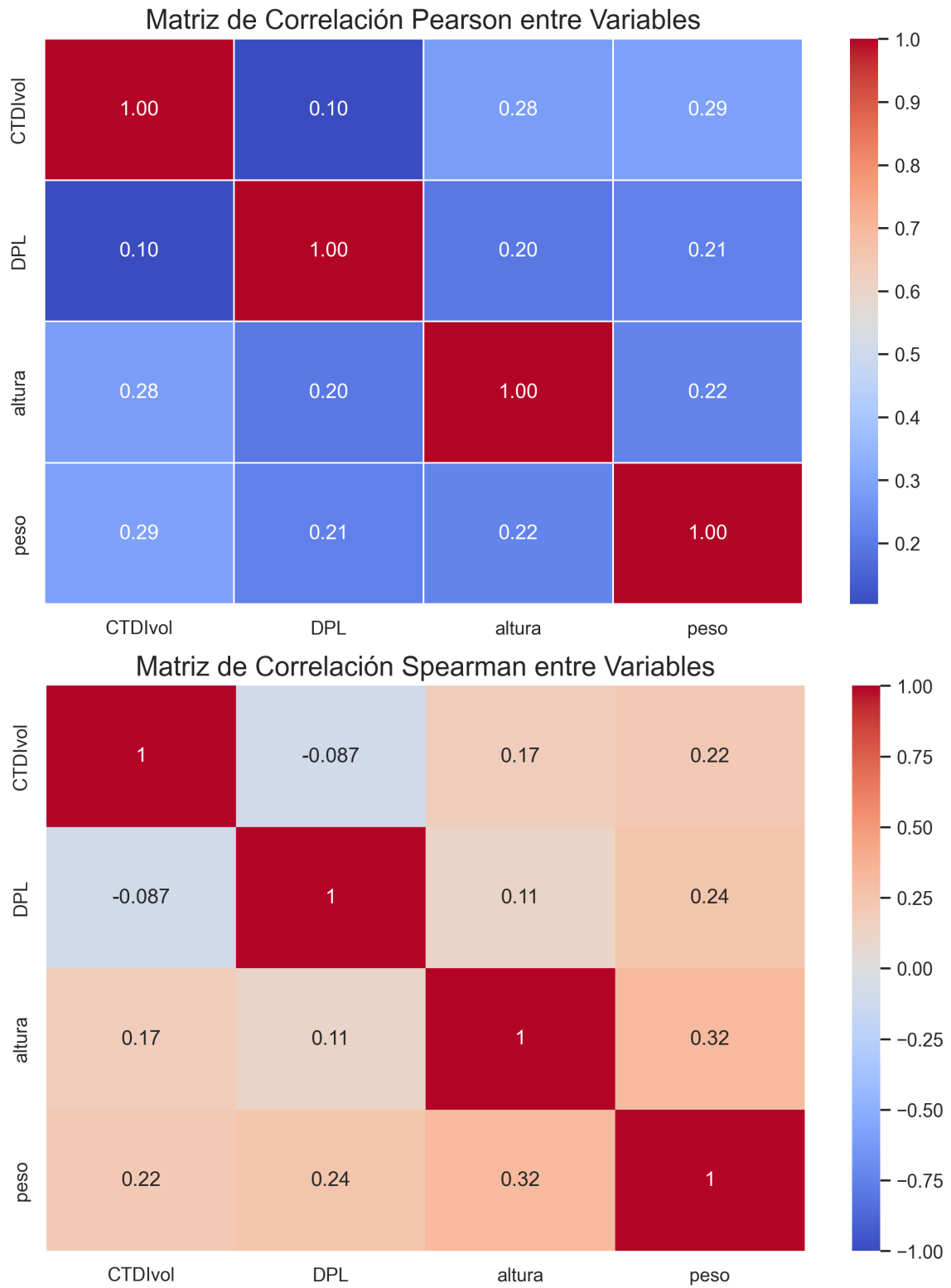
Figura 32: Gráficos de dispersión para exámenes de tomografía computarizada tórax bajo el protocolo angiografía pulmonar



Nota. Elaboración propia

Los valores de la Figura 33 muestran el coeficiente de correlación Pearson y el coeficiente de correlación Spearman para un análisis posterior sobre la correlación de las variables.

Figura 33: Matriz de correlación Pearson y Spearman entre las variables de interés para exámenes de tomografía computarizada tórax bajo el protocolo angiografía pulmonar

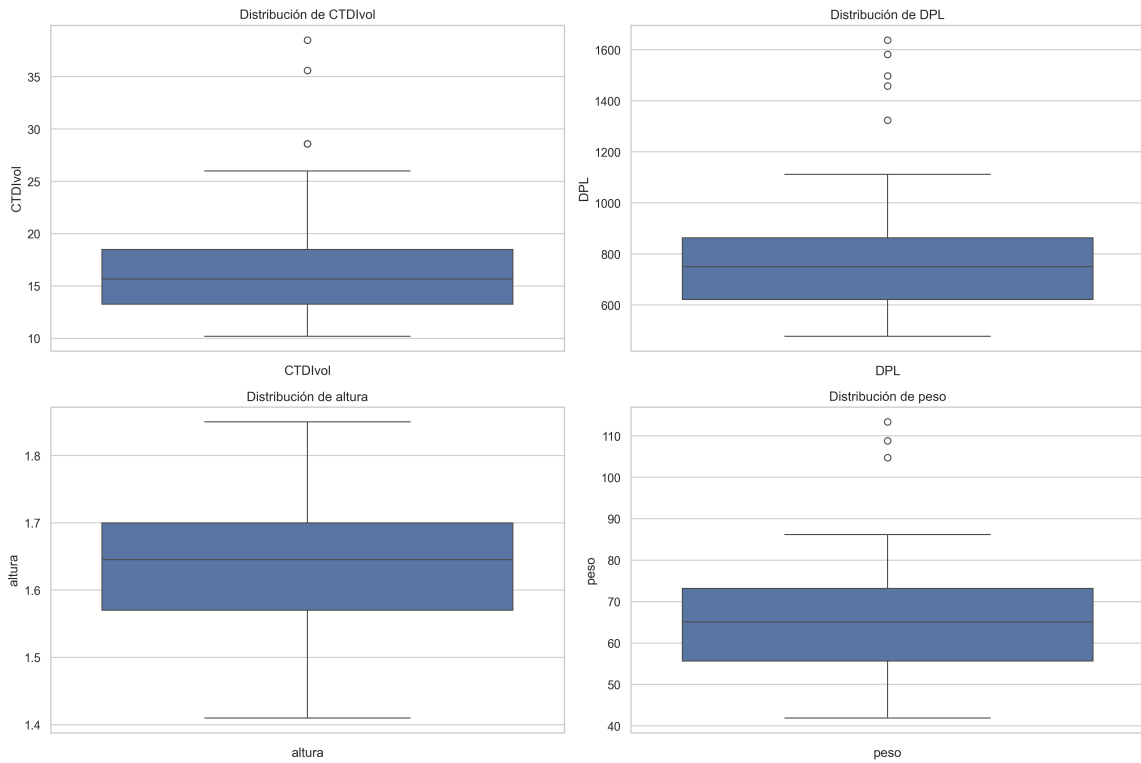


Nota. Elaboración propia

C. Tomografía computarizada abdominal

Para tomografía computarizada abdominal se tomaron los datos de los exámenes con el protocolo para abdomen total. En la Figura 34 y Tabla 11, se muestran los diagramas de cajas y resumen de las variables de interés.

Figura 34: Diagrama de caja y bigotes de las variables para exámenes de TC abdominal



Nota. Elaboración propia

Tabla 11: Resumen de las variables de interés para exámenes de TC abdominal

	CTDIvol (mGy)	DPL ($mGy \cdot cm$)	Altura (m)	Peso (kg)
Conteo	74.0	74.0	74.0	74.0
Media	16.8	792.0	1.6	65.6
Desviación	5.6	246.3	0.1	14.1
Mínimo	10.2	477.9	1.4	41.9
25 %	13.2	621.6	1.6	55.7
50 %	15.7	750.0	1.6	65.1
75 %	18.5	863.6	1.7	73.2
Máximo	38.5	1637.6	1.8	113.4

Nota. Elaboración propia

Se determinaron los niveles de referencia y rangos de referencia acorde a las indicaciones de la IRCP en su publicación número 135 (Vaño y Miller, 2017), obteniendo los siguientes resultados:

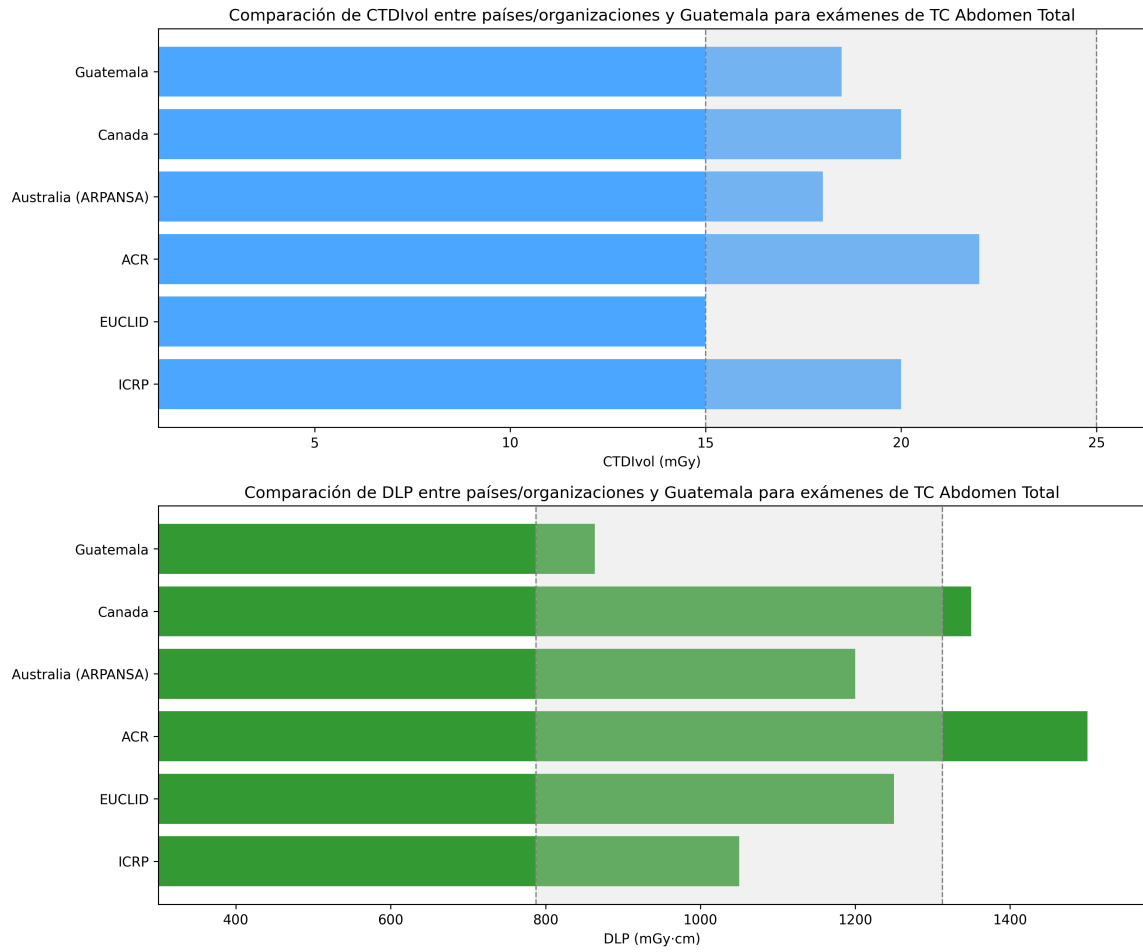
Tabla 12: Niveles y rangos de referencia para tomografía computarizada abdominal bajo el protocolo abdomen total

	CTDIvol (mGy)	DPL ($mGy \cdot cm$)
DRL	18.5	863.6
Rango de referencia	13.2 - 18.5	621.6 - 863.6

Nota. Elaboración propia

Se investigaron niveles y rangos de referencia de organizaciones internacionales y países para TC de abdomen bajo el protocolo abdomen total, obteniendo los resultados de la Figura 35 y Figura 36.

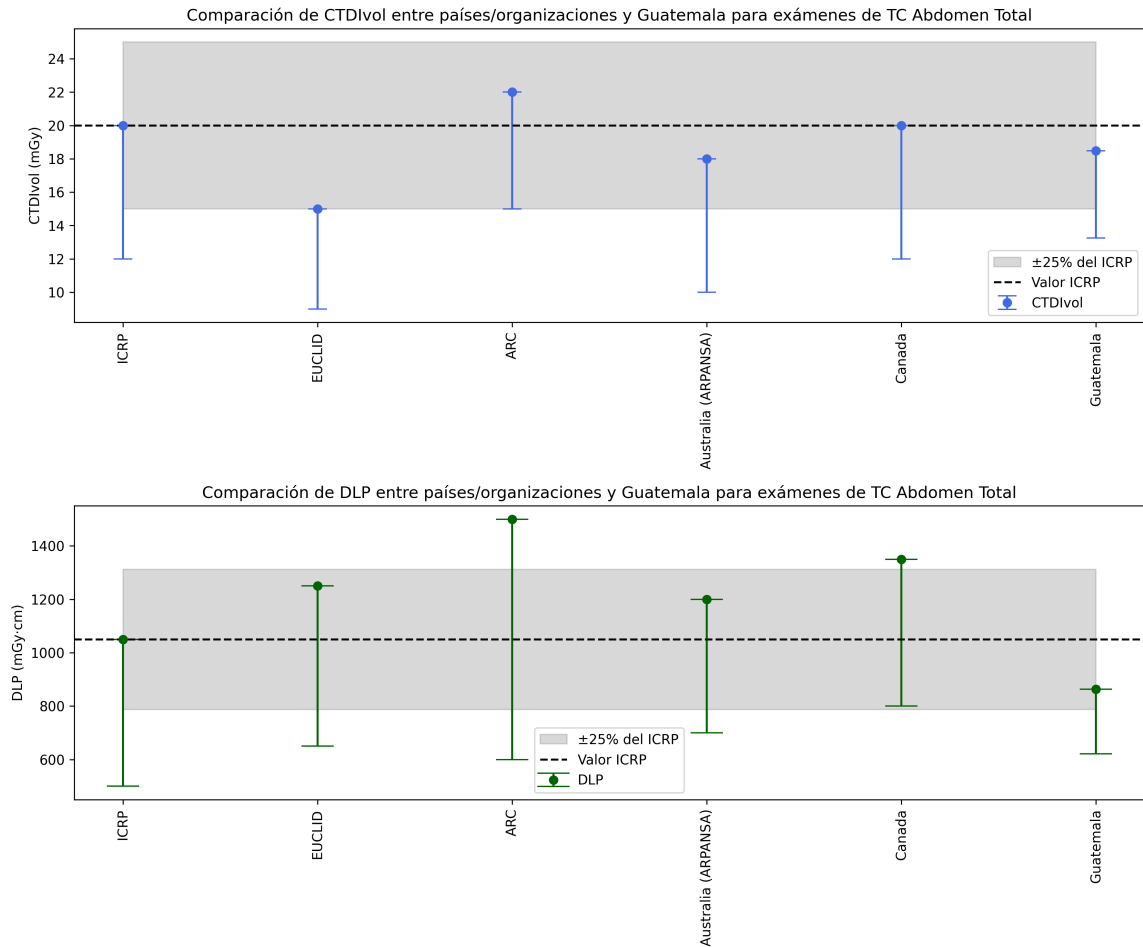
Figura 35: Comparación de los niveles de referencia de Guatemala con países y organizaciones para exámenes de tomografía de abdomen bajo el protocolo abdomen total



Nota. Elaboración propia

La región sombreada representa un intervalo de ± 0.25 con respecto al valor de referencia internacional, la ICRP.

Figura 36: Comparación de los rangos de referencia de Guatemala con países y organizaciones para exámenes de tomografía de abdomen bajo el protocolo abdomen total

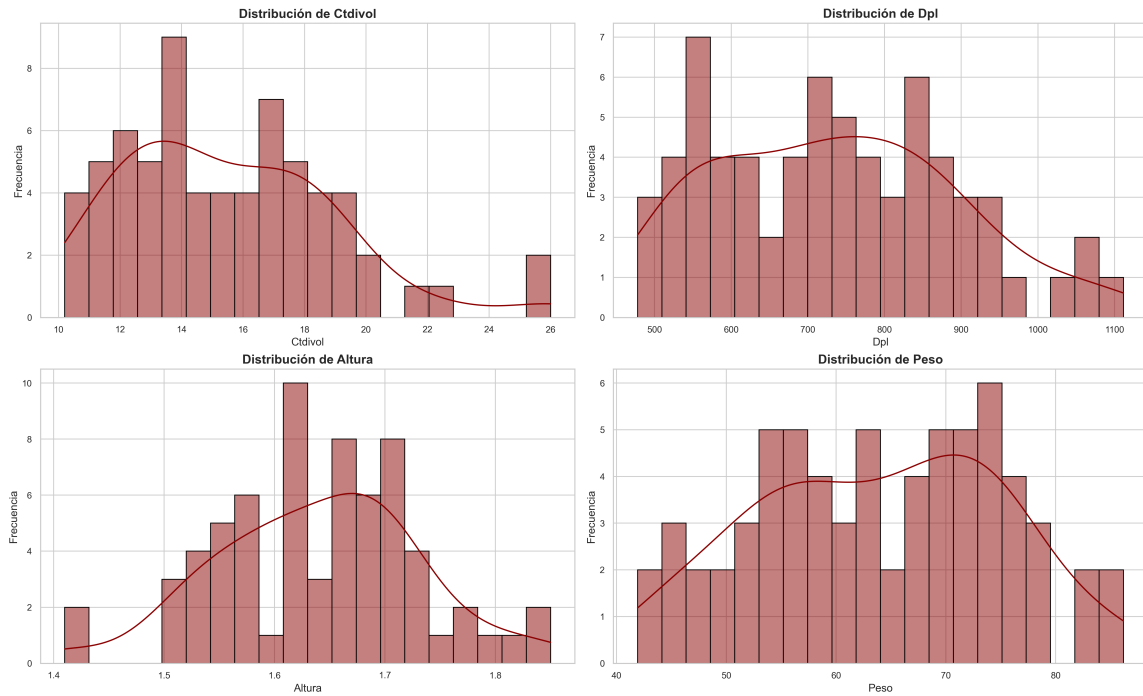


Nota. Elaboración propia

La región sombreada representa un intervalo de ± 0.25 con respecto al nivel de referencia del valor de referencia internacional, la ICRP. La línea negra punteada representa el nivel de referencia de la ICRP.

Se analizó la normalidad de las variables de interés. Para ello se realizaron histogramas que se muestran en la Figura 37 y se realizó la prueba de Shapiro-Wilk para analizar si la muestra de datos proviene de una distribución normal, donde la hipótesis nula fue que los datos provienen de una distribución normal y la hipótesis alternativa que los datos no provienen de una distribución normal.

Figura 37: Histograma de las variables de interés para exámenes de tomografía computarizada abdominal bajo el protocolo abdomen total



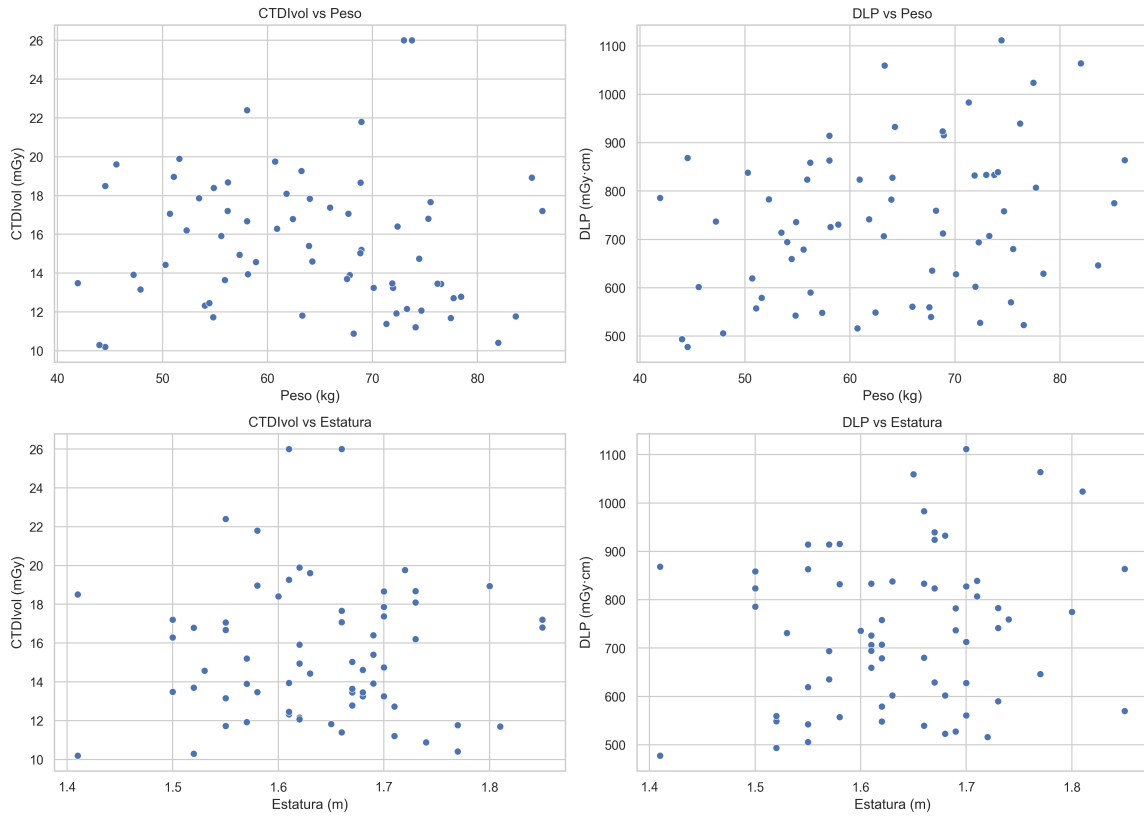
Nota. Elaboración propia

Se obtuvieron de la prueba Shapiro-Wilk los siguientes resultados:

- El $CTDI_{vol}$ con un valor $p = 0.098$ sigue una distribución normal.
- El DPL con un valor $p = 0.101$ sigue una distribución normal.
- El $Altura$ con un valor $p = 0.566$ sigue una distribución normal.
- El $Peso$ con un valor $p = 0.225$ sigue una distribución normal.

Para determinar la correlación entre variables. Se realizaron gráficos de dispersión y matrices de correlación Pearson y Spearman como se puede observar en la Figura 38 y Figura 39.

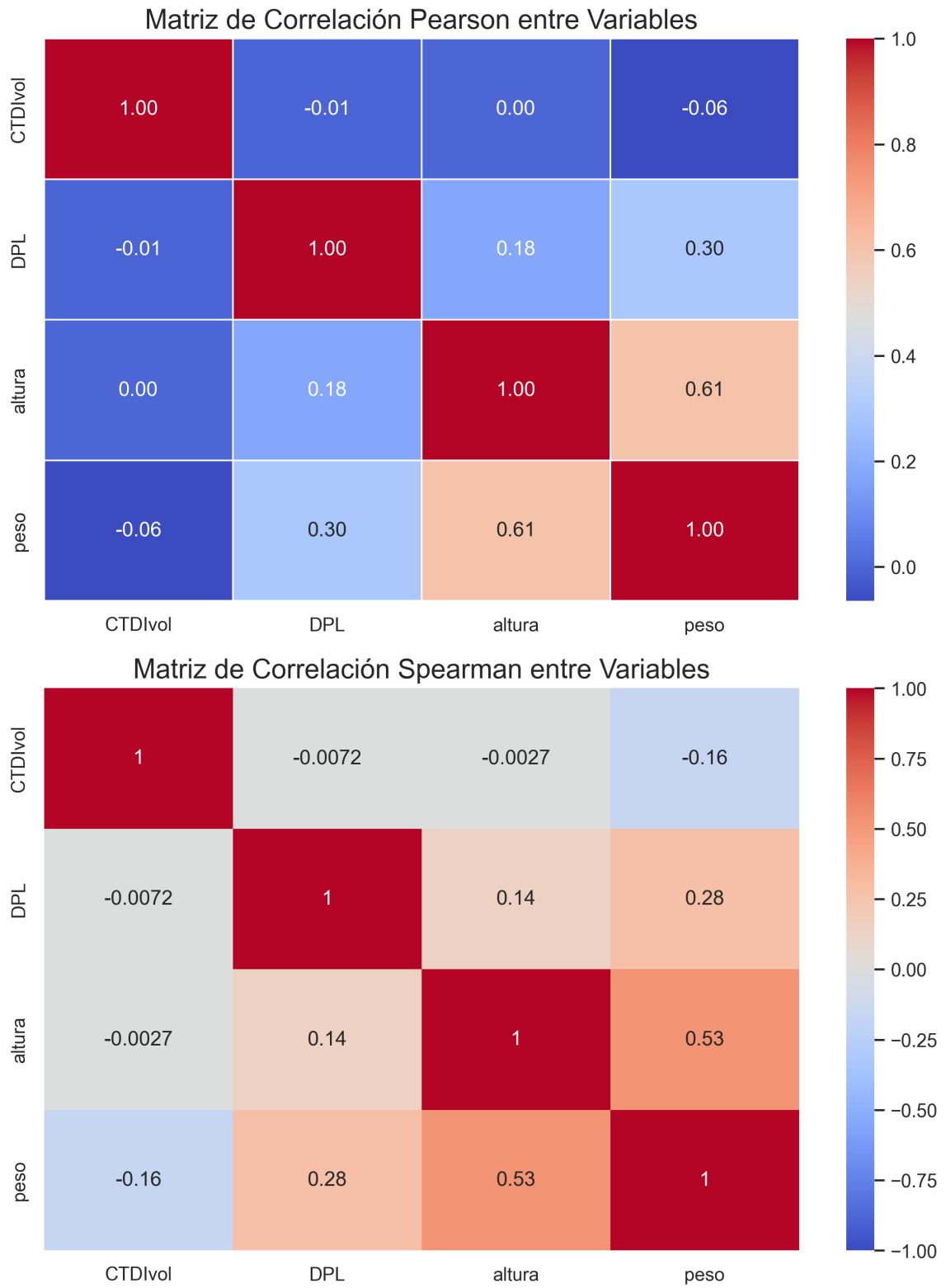
Figura 38: Gráficos de dispersión para exámenes de tomografía computarizada abdominal bajo el protocolo abdomen total



Nota. Elaboración propia

Los valores de la Figura 39 muestran el coeficiente de correlación Pearson y el coeficiente de correlación Spearman para un análisis posterior sobre la correlación de las variables.

Figura 39: Matriz de correlación Pearson y Spearman entre las variables de interés para exámenes de tomografía computarizada abdominal bajo el protocolo abdomen total

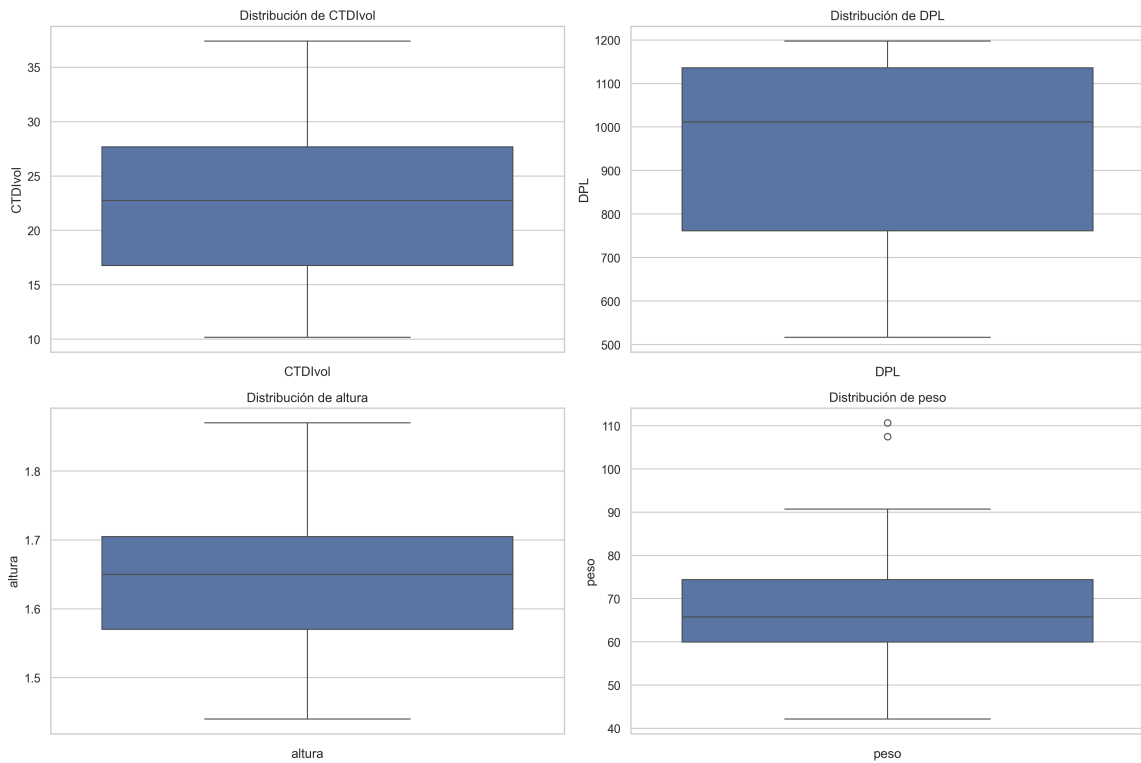


Nota. Elaboración propia

D. Tomografía computarizada abdominal riñones

Para TC abdominal se tomaron los datos de los exámenes con el protocolo UROTAC para riñones. En la Figura 40 y Tabla 13, se muestran los diagramas de cajas y resumen de las variables de interés.

Figura 40: Diagrama de caja y bigotes de las variables para exámenes de TC abdominal protocolo UROTAC riñones



Nota. Elaboración propia

Tabla 13: *Resumen de las variables de interés para exámenes de TC abdominal protocolo UROTAC riñones*

	CTDIvol (mGy)	DPL ($mGy \cdot cm$)	Altura (m)	Peso (kg)
Conteo	54.0	54.0	54.0	54.0
Media	21.8	937.4	1.6	67.5
Desviación	6.9	205.2	0.1	13.7
Mínimo	10.2	517.0	1.4	42.2
25 %	16.8	761.7	1.6	60.0
50 %	22.8	1011.4	1.6	65.8
75 %	27.7	1136.1	1.7	74.4
Máximo	37.4	1197.3	1.9	110.6

Nota. Elaboración propia

Se determinaron los niveles de referencia y rangos de referencia acorde a las indicaciones de la IRCP en su publicación número 135 (Vaño y Miller, 2017), obteniendo los siguientes resultados:

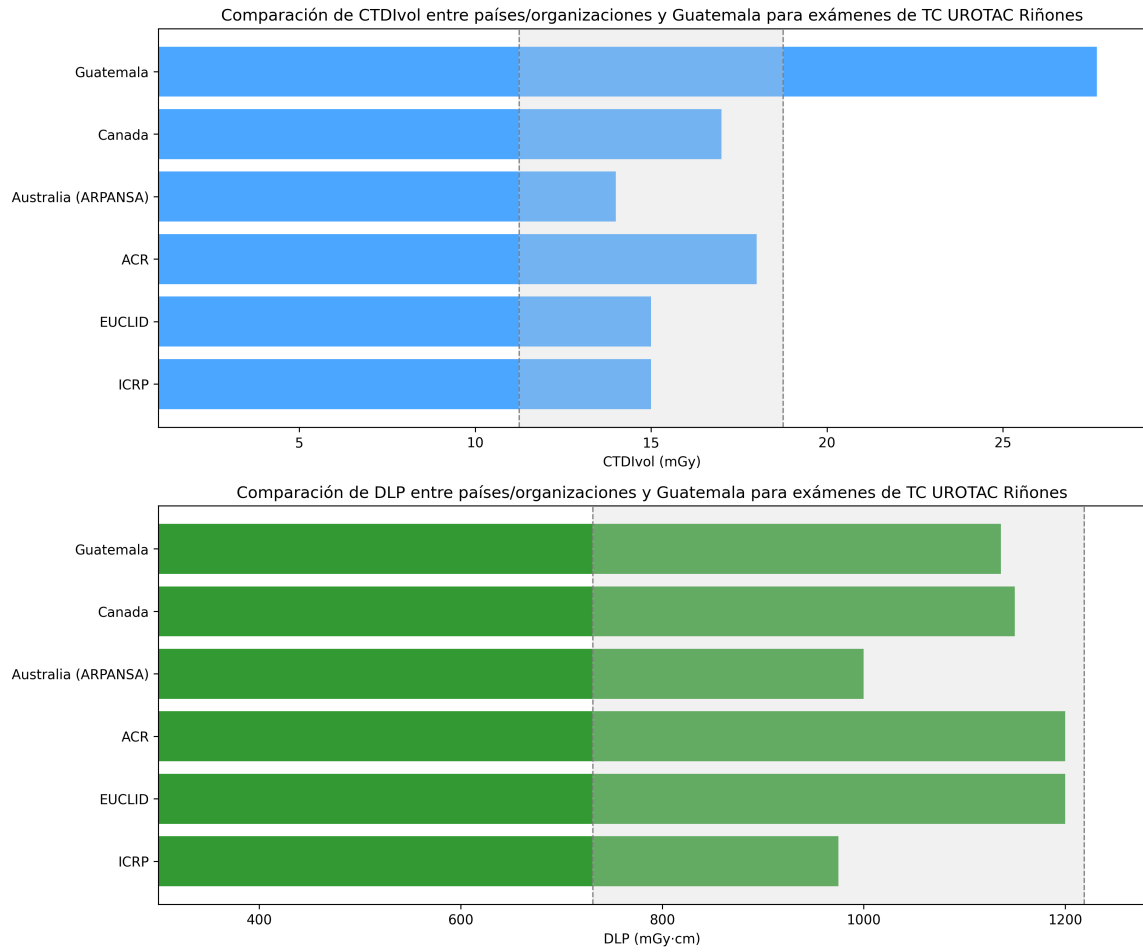
Tabla 14: *Niveles y rangos de referencia para tomografía computarizada abdominal bajo el protocolo UROTAC riñones*

	CTDIvol (mGy)	DPL ($mGy \cdot cm$)
DRL	27.7	1136.1
Rango de referencia	16.8 - 27.7	761.7 - 1136.1

Nota. Elaboración propia

Se investigaron niveles y rangos de referencia de organizaciones internacionales y países para TC de abdomen bajo el protocolo UROTAC riñones, obteniendo los siguientes resultados mostrados en la Figura 41 y Figura 42.

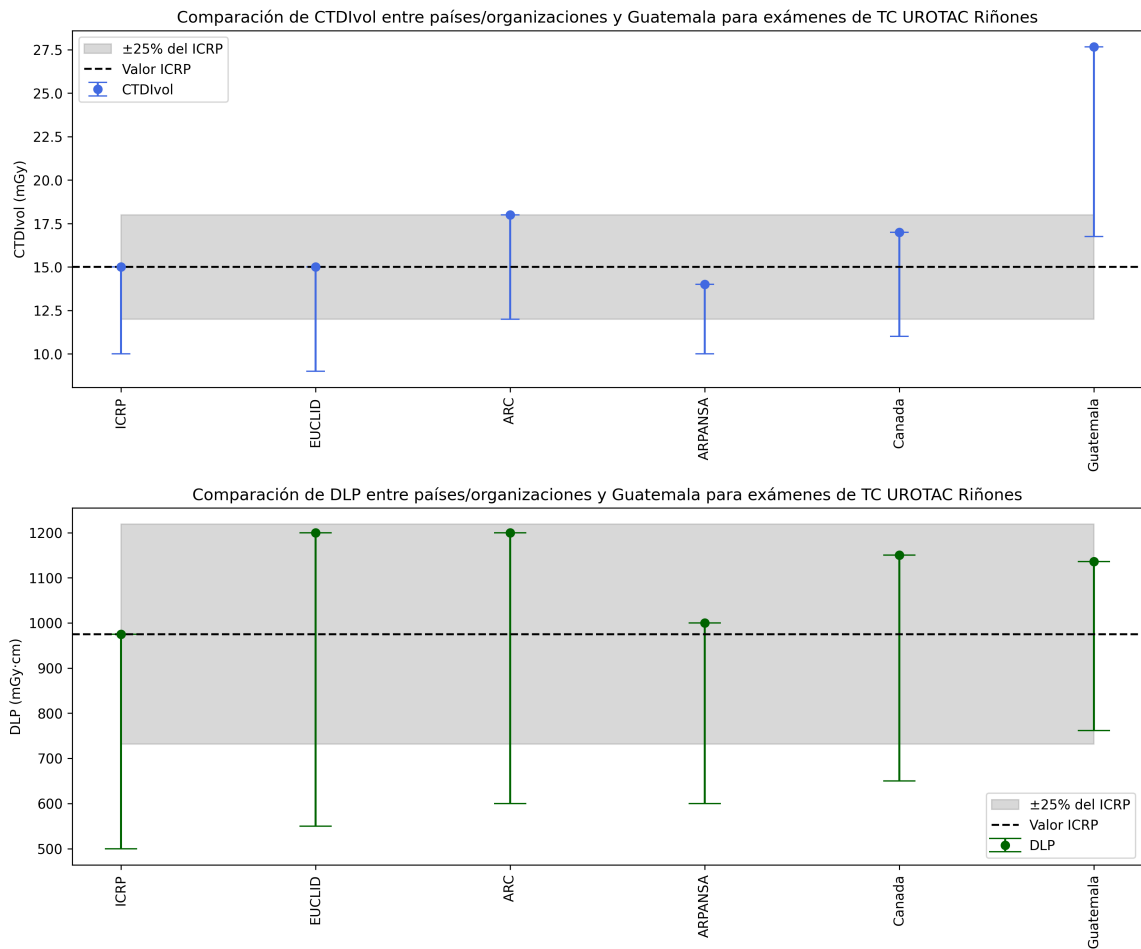
Figura 41: Comparación de los niveles de referencia de Guatemala con países y organizaciones para exámenes de tomografía de abdomen bajo el protocolo UROTAC riñones



Nota. Elaboración propia

La región sombreada representa un intervalo de ± 0.25 con respecto al valor de referencia internacional, la ICRP.

Figura 42: Comparación de los rangos de referencia de Guatemala con países y organizaciones para exámenes de tomografía abdomen bajo el protocolo UROTAC riñones

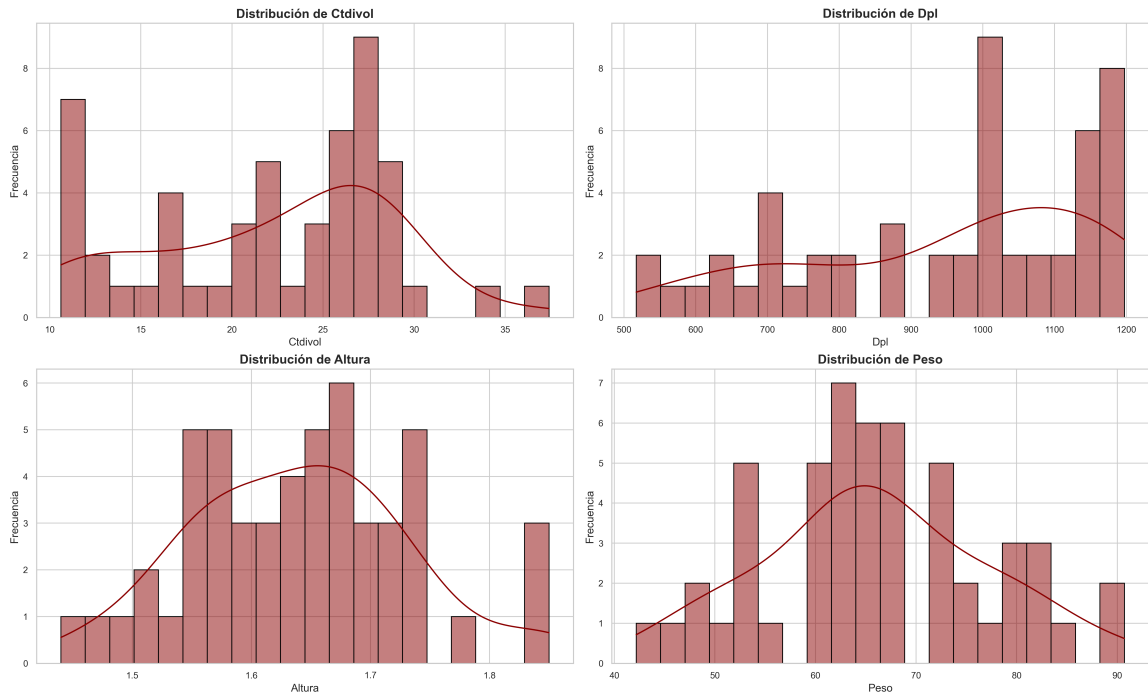


Nota. Elaboración propia

La región sombreada representa un intervalo de ± 0.25 con respecto al nivel de referencia del valor de referencia internacional, la ICRP. La línea negra punteada representa el nivel de referencia de la ICRP.

Se analizó la normalidad de las variables de interés. Para ello se realizaron histogramas que se muestran en la Figura 43 y se realizó la prueba de Shapiro-Wilk para analizar si la muestra de datos proviene de una distribución normal, donde la hipótesis nula fue que los datos provienen de una distribución normal y la hipótesis alternativa que los datos no provienen de una distribución normal.

Figura 43: Histograma de las variables de interés para exámenes de tomografía computarizada abdominal bajo el protocolo UROTAC riñones



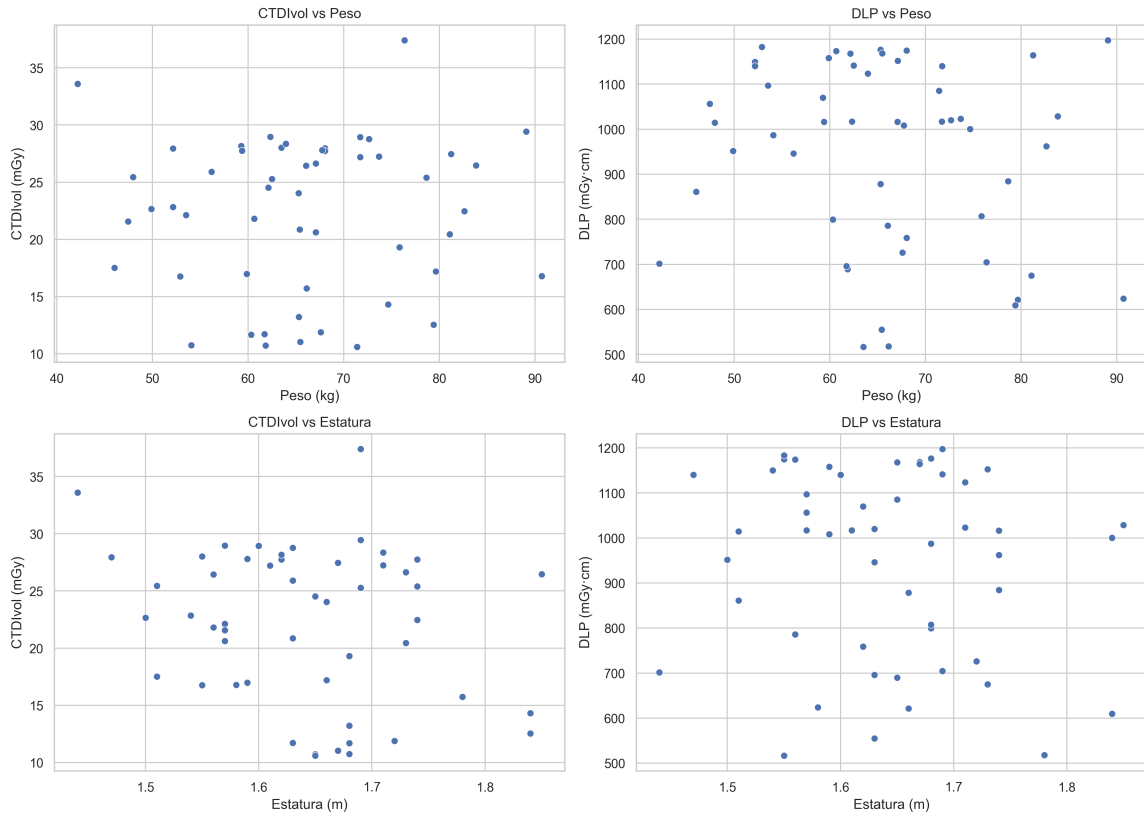
Nota. Elaboración propia

Se obtuvieron de la prueba Shapiro-Wilk los siguientes resultados:

- El $CTDI_{vol}$ con un valor $p = 0.006$ no sigue una distribución normal.
- El DPL con un valor $p = 0.000$ no sigue una distribución normal.
- El $Altura$ con un valor $p = 0.676$ sigue una distribución normal.
- El $Peso$ con un valor $p = 0.849$ sigue una distribución normal.

Para determinar la correlación entre variables. Se realizaron gráficos de dispersión y matrices de correlación Pearson y Spearman como se puede observar en la Figura 44 y Figura 45.

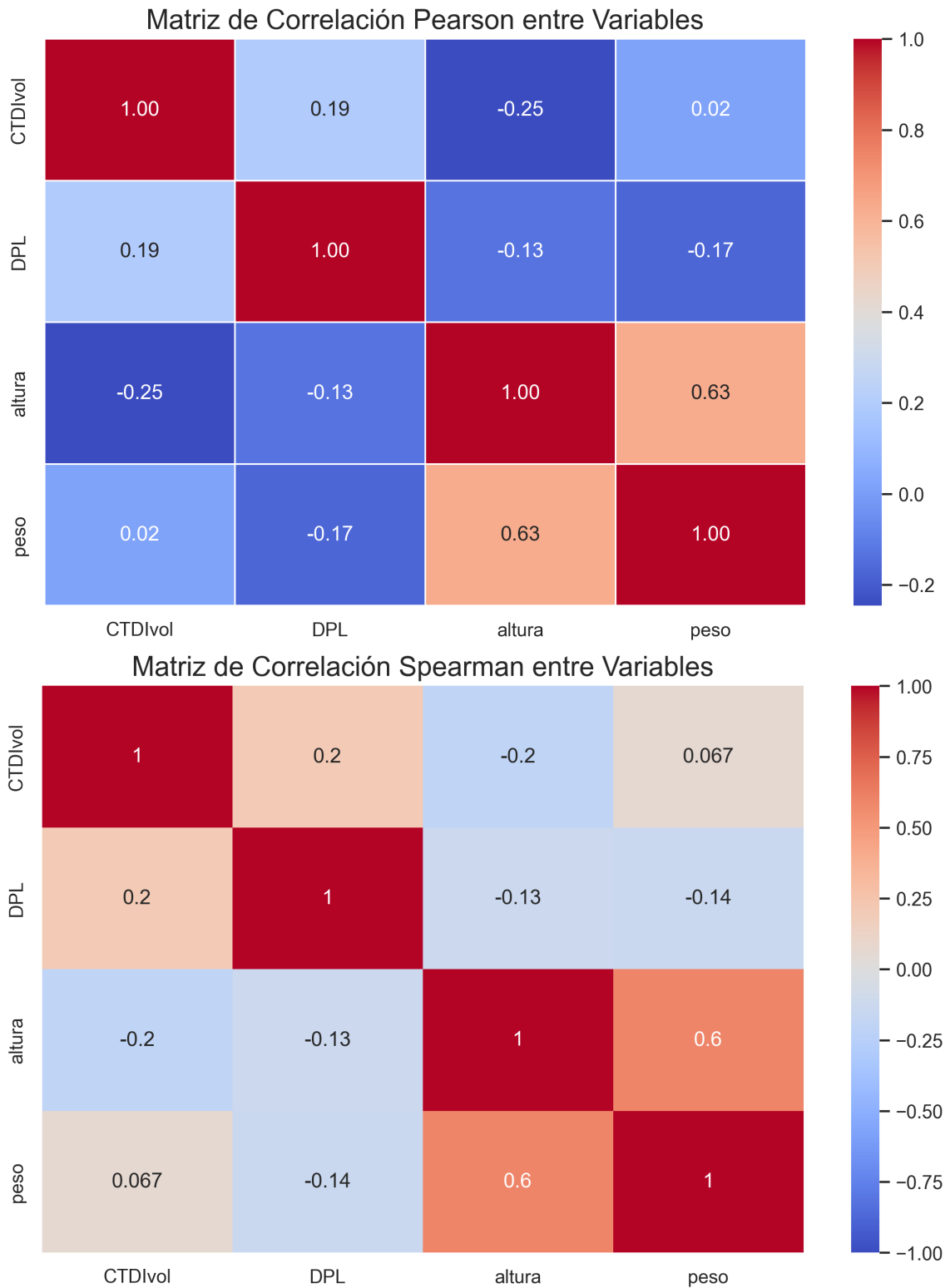
Figura 44: Gráficos de Dispersión para exámenes de tomografía computarizada abdominal bajo el protocolo UROTAC riñones



Nota. Elaboración propia

Los valores de la Figura 45 muestran el coeficiente de correlación Pearson y el coeficiente de correlación Spearman para un análisis posterior sobre la correlación de las variables.

Figura 45: Matriz de correlación Pearson y Spearman entre las variables de interés para exámenes de tomografía computarizada abdominal bajo el protocolo UROTAC riñones



Nota. Elaboración propia

Discusión de resultados

El estudio de los niveles de los DRLs es de vital importancia para darle un seguimiento adecuado a las dosis administradas de radiación ionizante a los pacientes, velando porque los protocolos de un centro de salud u hospital cumplan con los principios de protección radiológica. Con la metodología planteada para este trabajo de graduación se lograron determinar los niveles y rangos de referencia en dosis en TC de cabeza, tórax y riñones. Además, se logró realizar una comparativa con niveles de referencia publicados por organismos internacionales, europeos y países vecinos, donde se demostró que, para exámenes cerebrales y abdomen, los protocolos del Hospital Roosevelt se encuentran alineados con los estándares internacionales. Finalmente, se demostró que no existe correlación alguna entre las métricas en TC y factores como el peso y la estatura del paciente, debido a los valores de la métrica de Pearson y Spearman obtenidos en el análisis estadístico.

Los resultados mostrados en los diagramas de caja y bigotes para los diferentes exámenes de TC muestran una variabilidad en los parámetros de dosis y las características antropométricas de los pacientes. Para las TC de cabeza, se presentan una mayor cantidad de puntos atípicos en comparación con los datos de los otros exámenes. Esto se debe a que, independientemente de la edad, la cabeza es una de las principales áreas anatómicas donde se realiza una mayor cantidad de estudios (Alzyoud y Al-Murshedi, 2024). Esto hace más probable que pacientes de diferentes edades, y por ende de distintos tamaños y pesos, se sometan a este tipo de examen.

Para todos los exámenes realizados, se observó un valor considerablemente alto en la desviación estándar en comparación con la mediana en la métrica del *DPL*. Esta variación puede ser resultado debido a que no hay un protocolo estandarizado al momento de seleccionar el área a escanear. Dado que, en todos los casos, los técnicos radiólogos escogen manualmente el área a escanear en la interfaz gráfica del tomógrafo. Si los protocolos no son uniformes en cuanto a la longitud del escaneo resulta en exámenes que cubren una mayor parte del cuerpo en comparación con los otros (Paulo y Damilakis, 2020). Cabe mencionar que la principal razón se debe a las diferencias en los protocolos

de adquisición. Una desviación estándar alta es un indicador de que no existe estandarización estricta en los parámetros de adquisición de los exámenes de TC. Esto debido a que existe la posibilidad de que los técnicos ajusten los valores de la tensión y corriente a la hora de realizar los estudios (Mansouri y Talbi, 2022) (Narciso y Lima, 2015). Se infiere que esta es la principal razón dado que durante el tiempo de captura de datos, se observó una variación en la forma en que se establecen estas cantidades. Mientras que uno de los técnicos se ajustaba a los protocolos programados en el tomógrafo, aprovechando la inteligencia artificial de este, mientras que el otro ajustaba los parámetros a valores que el consideraba acorde a la calidad de la imagen. La estandarización de los exámenes de TC es crucial para garantizar que los resultados sean consistentes y comparables entre diferentes instalaciones. Es de crucial importancia aplicar los criterios de protección radiológica para garantizar la integridad de los pacientes (Department of Health and Social Care [Reino Unido], 2023).

Países como Canadá, Estados Unidos, Reino Unido, Australia, Japón, Chile y Colombia e instituciones internacionales llevan años trabajando en la implementación de los DRL para la optimización de las dosis de radiación ionizante. Por ende, resulta esperable que en ciertas áreas los DRL que se obtienen por primera vez estén fuera de los rangos y niveles de referencia de estas (Morbidoni, 2018). Para los exámenes de tomografía computarizada, observamos en la Figura 23 y Figura 24, se observó que los DRLs del *DPL* y *CTDI_{vol}* del tomógrafo del Hospital Roosevelt se encuentran dentro de los rangos de organizaciones europeas como EUCLID. Cabe mencionar que los valores de *DPL* se encuentran superior acorde a lo planteado por la ICRP. Sin embargo, en comparación con países como Estados Unidos y Canadá, los valores se encuentran por debajo de los niveles de referencia. Esto puede ser un indicador de que los protocolos no estén optimizados al momento de seleccionar el área a irradiar.

Para el caso de los exámenes de angiografía pulmonares, ocurrió lo opuesto en comparación de los exámenes de cabeza. Los valores del *DPL* se encuentran muy por debajo de las organizaciones investigadas como se observa en la Figura 29 y Figura 30. Los valores inferiores a los DRLs pueden reflejar la aplicación de protocolos demasiado conservadores que priorizan la reducción de la dosis a expensas de la calidad de la imagen (Kanal y Butler, 2017) (Organismo Internacional de Energía Atómica [OIEA], 2019). El equipo utilizado fue un tomógrafo Aquilion Lighting, a pesar de ser un equipo para muchos estudios rutinarios, este no es el más indicado para angiografías pulmonares si se busca una calidad de imagen superior. Equipos de TC multicorte pueden ser más adecuados para estudios vasculares (Pema y Kritsaneepaiboon, 2020) (Bushong, 2010). El equipo Aquilion Lighting tiene un número limitado de cortes, lo que puede resultar en una configuración subóptima para este tipo de exámenes. Cabe resaltar que existe la limitante sobre si los estudios utilizados para este análisis fueron rechazados o repetidos por mala calidad de imagen.

El valor que más llamó la atención al momento del análisis de los datos fue el *CTDI_{vol}* para los estudios riñones (TC abdominal bajo el protocolo UROTAC riñones). Estos se encuentran 1.84 veces por encima de lo recomendado por la ICRP y 1.54 veces por encima de Estados Unidos (país con los DRLs más altos) como se observa en la Figura 41 y Figura 42. Los estudios TC abdominal UROTAC riñones fueron diseñados para el estudio de los riñones uréteres y la vejiga, tanto en la detección de

cuerpos extraños como el funcionamiento de estos (Kalra y Maher, 2004). Estos estudios requieren de imágenes de alta resolución que permitan la visualización clara de estructuras anatómicamente pequeñas y complejas (Tack y Kalra, 2012). Esto podría causar que los protocolos utilicen dosis de radiación más altas para asegurar una calidad de imagen adecuada. Muchas veces los protocolos locales pueden estar ajustados para priorizar la calidad de la imagen razón por la cual los DRLs de las cantidades dosimétricas son superiores en comparación con los investigados (Brenner y Hall, 2007).

Cabe mencionar que los DRLs obtenidos de *CTDIvol* y *DPL* para los otros exámenes no discutidos en los párrafos anteriores, se encuentran dentro de los rangos internacionales de instituciones internacionales y países. Esto indica que los protocolos utilizados son los adecuados y óptimos para garantizar la seguridad radiológica de los pacientes (Damilakis y Frija, 2021), (Tsapaki y Damilakis, 2021).

Analizando los histogramas de las variables y los resultados de las pruebas Shapiro-Wilk. Se observó que para algunas variables se rechaza la hipótesis nula de normalidad, lo que implica que las variables que no pasan esta prueba no siguen una distribución normal. Utilizar las métricas de Pearson en estas condiciones puede ser deficiente dado a posibles sesgos en los coeficientes de correlación (Smith-Bindman y Miglioretti, 2008), (Bushong, 2010). La tarea más difícil de un técnico radiólogo es la evaluación del paciente. El tamaño y la configuración de este influyen en la técnica radiográfica a utilizarse. Un gran error es que el grosor del paciente no debe estimarse al ojo. Según sea el tipo de TC, la selección de la tensión y el amperaje deben colocarse en función del grosor de la parte anatómica (Londoño, 2022). Uno de los errores observados que influyen en que las variables no se distribuyan de manera normal, fue la manera en que se selecciona la tensión y la corriente aplicada al tubo de rayos X. Los técnicos hacen dicha selección automática (mismos parámetros) a no ser que el paciente tenga un IMC muy elevado. Sin embargo, todos los cambios y ajustes los basan en experiencia y no en seguimiento al protocolo.

Para poder determinar la correlación entre variables, dado que tenemos variables que siguen una distribución normal y otras que no. Se analizaron visualmente gráficos de dispersión y matrices de correlación con métricas de Person (para las variables que siguen una distribución normal) y Spearman (mejores para analizar variables que no cumplen con la normalidad dado que es una métrica no paramétrica (McCollough y Primak, 2009)). Para todos los casos, se observó que no existe correlación alguna entre las variables dosimétricas *CTDIvol* y *DPL* con las variables altura y peso del paciente. Los gráficos de correlación mostrados en la Figura 26, Figura 32, Figura 38 y Figura 44, muestran que no existe correlación alguna entre estas variables. Esto se validó por medio de las matrices de correlación, donde únicamente se observó correlación fuerte positiva entre la altura y el peso como era de esperarse. Esta ausencia en la correlación era de esperarse debido a lo observado sobre el ajuste de las cantidades dosimétricas al momento de realizar los exámenes. Además, tal y como se discutió respecto al ajuste manual de la tensión y la corriente en las TC cerebrales. Esta observación puede contrastarse al observar el gráfico de dispersión mostrado en la Figura 26. Dada a la selección manual de la tensión y la corriente, se observa una mayor concentración de puntos a lo largo de los valores cercanos a 60.5 mGy. La ausencia de correlación sugiere que la

dosis administrada a través de la TC no depende directamente de factores antropométricos (Ukoha y Idigo, 2023), (Organismo Internacional de Energía Atómica [OIEA], 2011). Este hallazgo cuestiona la práctica de ajustar la dosis basada en factores como la altura y el peso, lo que puede tener implicaciones en la optimización de las dosis de radiación ionizante (Smith-Bindman y Miglioretti, 2008).

Conclusiones

Considerando el objetivo general planteado en el capítulo II, se cumplió con éxito la determinación de los niveles y rangos de referencia de dosis (DRL) para una muestra de un mes para cuatro de los exámenes de TC más frecuentes del Hospital Roosevelt, exámenes de cabeza, tórax, abdomen y riñones. Los hallazgos revelan que, para TC cerebral, angiografía de tórax y abdominal tanto el DPL como el $CTDI_{vol}$ se encuentran por debajo de estándares europeos e internacionales. Caso contrario con el $CTDI_{vol}$ de exámenes de riñones, donde es notablemente más alto que los estándares internacionales. Al establecer estos parámetros se espera que se puedan tomar acciones que permitan optimizar la dosis de radiación administrada a los pacientes prestando atención y ajustando los protocolos actuales.

Con respecto a los objetivos específicos, en el mismo orden en el que fueron presentados en el capítulo II se concluye lo siguiente:

- Al comparar los niveles y rangos de referencia de dosis obtenidos en los exámenes de cabeza, tórax y riñones con instituciones internacionales y otros países, se observaron diferencias tanto superiores como inferiores para los exámenes de riñones y tórax respectivamente. Esto indica una sobreexposición a la radiación en las exploraciones renales y plantea dudas sobre la calidad de la imagen en los exámenes de angiografía pulmonar.
- El análisis de la relación entre las cantidades dosimétricas en TC y el peso y altura del paciente, no reveló una correlación directa. Esto sugiere que, aunque el peso y la estatura de un paciente puede influir en ajustes a la tensión y corriente aplicada al tubo de rayos X, no son los principales determinantes de las dosis resultantes.

Este trabajo contribuye a la mejora de la seguridad del paciente y a la adopción de prácticas alineadas a los protocolos internacionales, asegurando que las dosis sean óptimas para obtener imágenes diagnósticas de alta calidad sin comprometer la seguridad ni integridad de los pacientes.

Recomendaciones

Tras la realización de la investigación literaria, el proceso de captura de datos y análisis estadístico, se identificó un conjunto de recomendaciones para futuras investigaciones que continúen con la optimización de los DRLs y la obtención de estos en distintos centros de salud y hospitales.

- Se recomienda implementar auditorías periódicas de las dosis de radiación en los exámenes de TC para garantizar que los DRL permanezcan dentro de rangos seguros y efectivos para los pacientes. Por ello se recomienda establecer una base de datos local para una comparación continua con distintas entidades y organizaciones para garantizar el cumplimiento de estándares internacionales.
- Los DRLs van de la mano con la calibración y controles de calidad de los equipos. Por lo que se recomienda una periódica revisión de estos. Además de una constante capacitación del personal para que se concienticen los riesgos de la exposición a la radiación ionizante y velen por aplicar los principios de protección radiológica.
- Con base en los resultados obtenidos para los exámenes de tórax y riñones. Al Hospital Roosevelt se le recomienda una reevaluación de los protocolos en exámenes renales y una evaluación de la calidad de las imágenes en examen de tórax. Esto debido a que los DRLs obtenidos se encuentran fuera de los estándares internacionales.
- Se recomienda la determinación de los niveles de referencia en otros estudios realizados en el hospital, tales como pelvis, cadera, y principalmente en el estudio de columna total, estudios los cuales tienen una menor frecuencia, pero tienen la misma relevancia en el ámbito médico.
- Se recomienda a los centros de salud y hospitales la determinación de los niveles de referencia en búsqueda de la optimización de las dosis de radiación ionizante en pro de la protección radiológica del paciente en los distintos estudios de radiodiagnóstico.

- Acuña, F., y Fresno, G. (2022). Determinación de niveles de referencia para diagnóstico (drl) en indicación de tomografía computada de accidente vascular encefálico en clínica alemana de santiago en el año 2019-2020. *Revista Confluencia*, 5 (1), 31–35. doi: [10.52611/confluencia.num1.2022.710](https://doi.org/10.52611/confluencia.num1.2022.710)
- Almén, A., y Guðjónsdóttir, J. (2021). Establishing paediatric diagnostic reference levels using reference curves - a feasibility study including conventional and ct examinations [establecimiento de niveles de referencia diagnósticos pediátricos utilizando curvas de referencia: un estudio de viabilidad que incluye exámenes convencionales y de tomografía computarizada]. *Physica Medica*, 87, 65–72. doi: [10.1016/j.ejmp.2021.05.035](https://doi.org/10.1016/j.ejmp.2021.05.035)
- Alzyoud, K., y Al-Murshedi, S. (2024). Diagnostic reference levels of radiographic and ct examinations in jordan: A systematic review [niveles de referencia diagnósticos de exámenes radiográficos y de tomografía computarizada en jordania: una revisión sistemática]. *Health Physics*, 126(3), 156–162. doi: [10.1097/HP.0000000000001778](https://doi.org/10.1097/HP.0000000000001778)
- Benmessaoud, M., y Housni, A. (2021). Derivation of local diagnostic reference levels for common adult computed tomography examinations in moroccan hospital [derivación de niveles de referencia diagnósticos locales para exámenes comunes de tomografía computarizada en adultos en un hospital marroquí]. *Radiation Protection Dosimetry*, 194(4), 208–213. doi: [10.1093/rpd/ncab095](https://doi.org/10.1093/rpd/ncab095)
- Brenner, D., y Hall, E. (2007). Computed tomography — an increasing source of radiation exposure [tomografía computarizada: una fuente creciente de exposición a la radiación]. *New England Journal of Medicine*, 357(22), 2277–2284. doi: [10.1056/NEJMra072149](https://doi.org/10.1056/NEJMra072149)
- Bushong, S. (2010). *Manual de radiología para técnicos*. España: Elsevier.
- Damilakis, J., y Frija, G. (2021). *European study on clinical diagnostic reference levels for x-ray medical imaging: Euclid [estudio europeo sobre niveles de referencia diagnósticos clínicos para*

- imágenes médicas con rayos x: Euclid*]. Informe técnico de la Comisión Europea. Publications Office of the European Union.
- Department of Health and Social Care [Reino Unido]. (2023). *Diagnostic radiology: National diagnostic reference levels (ndrls) [radiología diagnóstica: niveles de referencia diagnósticos nacionales (nrn)]*. Sitio web del gobierno del Reino Unido.
- García, L. (2020). *Determinación de los niveles de referencia de Índice de dosis en tomografía computarizada (ctdi) y producto dosis longitud (dlp) en exámenes de tórax y abdomen en el instituto nacional de cancerología*. Colombia. (Tesis de pregrado, Universidad Nacional de Colombia)
- Garnique, J. (2020). *Niveles de referencia de dosis para exámenes de tomografía computada en una clínica de diagnóstico por imágenes*. Repositorio Institucional de la Universidad Nacional Pedro Ruiz Gallo. (Tesis de licenciatura, Universidad Nacional Pedro Ruiz Gallo)
- Geryes, H., y Hornbeck, A. (2019, May). Patient dose evaluation in computed tomography: A french national study based on clinical indications [evaluación de la dosis al paciente en tomografía computarizada: un estudio nacional francés basado en indicaciones clínicas]. *Physica Medica*, 61, 18–27. doi: [10.1016/j.ejmp.2019.04.004](https://doi.org/10.1016/j.ejmp.2019.04.004)
- International Atomic Energy Agency. (2014). *Diagnostic reference levels in medical imaging: Review and additional advice [niveles de referencia diagnóstica en imagenología médica: Revisión y recomendaciones adicionales]*, IAEA Safety Reports Series No. 73, International Atomic Energy Agency, Vienna, Austria,.
- International Commission on Radiological Protection. (2017). Diagnostic reference levels in medical imaging [niveles de referencia diagnósticos en imagenología médica]. *Annals of the ICRP*, 46(1).
- Kalra, M., y Maher, M. (2004). Strategies for ct radiation dose optimization [estrategias para la optimización de la dosis de radiación en tomografía computarizada]. *Radiology*, 230(3), 619–628. doi: [10.1148/radiol.2303021726](https://doi.org/10.1148/radiol.2303021726)
- Kanal, K., y Butler, P. (2017, Julio). U.s. diagnostic reference levels and achievable doses for 10 adult ct examinations [niveles de referencia diagnósticos y dosis alcanzables en eeuu para 10 exámenes de tomografía computarizada en adultos]. *Radiology*, 284(1), 120–133. doi: [10.1148/radiol.2017161911](https://doi.org/10.1148/radiol.2017161911)
- Londoño, M. (2022). *Niveles de referencia de diagnóstico en tomografía computarizada en un hospital pediátrico de alta complejidad de la ciudad de bogotá*. Repositorio Institucional de la Universidad Nacional de Colombia. (Tesis académica, Universidad Nacional de Colombia)
- Mansouri, M., y Talbi, M. (2022). Establishing local diagnostic reference levels for adult computed tomography in morocco [establecimiento de niveles de referencia diagnósticos locales para tomografía computarizada en adultos en marruecos]. *Radioprotection*, 57(1), 61–66. doi: [10.1051/radiopro/2021035](https://doi.org/10.1051/radiopro/2021035)
- McCullough, C., y Primak, A. (2009). Strategies for reducing radiation dose in ct [estrategias para reducir la dosis de radiación en tomografía computarizada]. *Radiologic Clinics of North America*, 47(1), 27–40. doi: [10.1016/j.rcl.2008.10.006](https://doi.org/10.1016/j.rcl.2008.10.006)
- Morbidoni, B. (2018). *Determinación de los niveles de referencia de dosis para la optimización en la adquisición de imágenes con tomografía computada*. España. (Tesis de pregrado)
- Narciso, L., y Lima, N. (2015). A contribution to the establishment of diagnostic reference levels in

- computed tomography in brazil [una contribución al establecimiento de niveles de referencia diagnósticos en tomografía computarizada en brasil]. En D. Jaffray (Ed.), *World congress on medical physics and biomedical engineering, Toronto, Canada* (Vol. 51, pp. 728–731). Springer, Cham. doi: [10.1007/978-3-319-19387-8_181](https://doi.org/10.1007/978-3-319-19387-8_181)
- Organismo Internacional de Energía Atómica. (2019). *Course: Radiation protection training course for occupationally exposed workers [curso: Curso de capacitación en protección radiológica para trabajadores ocupacionalmente expuestos]*. Curso en línea.
- Organismo Internacional de Energía Atómica [IAEA]. (2020). *Bonn call for action: 10 actions to improve radiation protection in medicine in the next decade [llamado de bonn a la acción: 10 acciones para mejorar la protección radiológica en la medicina en la próxima década]*. Sitio web del Organismo Internacional de Energía Atómica. (Disponible en línea)
- Organismo Internacional de Energía Atómica [OIEA]. (2011). *Dosimetry in diagnostic radiology: An international code of practice [dosimetría en radiología diagnóstica: un código de práctica internacional]* (IAEA TECDOC No. 1646). Vienna, Austria: Organismo Internacional de Energía Atómica.
- Organismo Internacional de Energía Atómica [OIEA]. (2019). *Curso e-learning de gestión de la dosis de radiación en la tomografía computarizada*. Curso en línea.
- Paulo, G., y Damilakis, J. (2020). Diagnostic reference levels based on clinical indications in computed tomography: A literature review [niveles de referencia diagnósticos basados en indicaciones clínicas en tomografía computarizada: una revisión de la literatura]. *Insights into Imaging*, 11(96). doi: [10.1186/s13244-020-00901](https://doi.org/10.1186/s13244-020-00901)
- Pema, D., y Kritsaneepai boon, S. (2020). Radiation dose from computed tomography scanning in patients at songklanagarind hospital: Diagnostic reference levels [dosis de radiación por escaneo de tomografía computarizada en pacientes del hospital songklanagarind: niveles de referencia diagnósticos]. *Journal of Health Science and Medical Research*, 38(2).
- Portillo, Y. (2021). *Análisis de las dosis de radiación ionizante en diferentes técnicas de imagen médica para establecer los niveles de referencia para el diagnóstico por imagen* (Tesis de Master no publicada). Universidad Internacional de Valencia. (Tesis de maestría)
- Ríos, E., y Muñoz, E. (2021). Determinación de los niveles de referencia de dosis (drls) para diagnóstico de baja y media complejidad en servicios especiales de salud hospital universitario de caldas de colombia (sed-huc). *Revista de Investigaciones y Aplicaciones Nucleares*, 5(1).
- Serra, A., y Ramírez, C. (2020). Valores típicos de dosis para tomografía computada de cerebro en pacientes adultos. *Revista Chilena de Radiología*, 26(1), 25–30.
- Smith-Bindman, R., y Miglioretti, D. (2008). Rising use of diagnostic medical imaging in a large integrated health system [aumento del uso de la imagenología médica diagnóstica en un gran sistema de salud integrado]. *Health Affairs (Millwood)*, 27(6), 1491–1502. doi: [10.1377/hlthaff.27.6.1491](https://doi.org/10.1377/hlthaff.27.6.1491)
- Tack, D., y Kalra, M. (Eds.). (2012). *Radiation dose from multidetector ct [dosis de radiación en tomografía computarizada multidetectores]* (2.^a ed.). Berlin, Heidelberg: Springer.
- Torres, L. (2019). *Determinación de los niveles de referencia para estudios de radiología convencional en el hospital universitario nacional de colombia*. Repositorio Institucional de la Universidad Nacional de Colombia. (Tesis de licenciatura, Universidad Nacional de Colombia)

- Tsapaki, V., y Damilakis, J. (2021, July). Ct diagnostic reference levels based on clinical indications: Results of a large-scale european survey [niveles de referencia diagnósticos en tomografía computarizada basados en indicaciones clínicas: resultados de una encuesta europea a gran escala]. *European Radiology*, *31*(7), 4459–4469. doi: [10.1007/s00330-020-07652-5](https://doi.org/10.1007/s00330-020-07652-5)
- Ukoha, P., y Idigo, F. (2023). Clinical indication diagnostic reference level (drlci) and post-optimization image quality for adult computed tomography examinations in enugu, south eastern nigeria [nivel de referencia diagnóstico por indicación clínica (nrdic) y calidad de imagen posterior a la optimización para exámenes de tomografía computarizada en adultos en enugu, sureste de nigeria]. *Radiation Physics and Chemistry*, *206*, doi: [10.1016/j.radphyschem.2022.110728](https://doi.org/10.1016/j.radphyschem.2022.110728)
- Vaño, E., y Miller, D. (2017, October). Icrp publication 135: Diagnostic reference levels in medical imaging [publicación 135 de la icrp: Niveles de referencia diagnósticos en imagenología médica]. *Annals of the ICRP*, *46*(1), 1–144. (Authors on behalf of ICRP) doi: [10.1177/0146645317717209](https://doi.org/10.1177/0146645317717209)

En el presente anexo se pone a disposición del lector los recursos digitales utilizados para el desarrollo del análisis estadístico descrito en este trabajo de graduación. Se incluyen tanto las bases de datos recolectadas en el Hospital Roosevelt de Guatemala como los códigos en lenguaje Python, empleados para el procesamiento y análisis de los datos. Esta información complementaria permite verificar, replicar y profundizar en la metodología empleada, garantizando la transparencia y la trazabilidad de los resultados obtenidos.

Enlace de “Google Drive”: https://drive.google.com/drive/folders/18B8tbGCgCQAsyPUYtbXEJSsbCwP7BTCD?usp=drive_link

En la carpeta “Bases de Datos”, se encuentran los datos obtenidos en el Hospital Roosevelt de Guatemala. Estos se reparten en tres bases de datos distribuidos por protocolo analizado, TC cerebral, tórax (angiografía pulmonar) y abdominal.

En la carpeta “Programas”, se encuentran archivos “Jupyter Notebooks” con el cual se procesaron las bases de datos y se realizó el trabajo estadístico de este trabajo de graduación.