

---

# Implementación de niveles de referencia para diagnóstico en estudios tomográficos según criterios de la ICRP 135

## Diagnostic reference levels implementation for tomography studies according to ICRP 135

*Luis D. Mora-Barboza\**  
*Marvin Núñez-Sánchez\*\**  
*David Sánchez-Delgado\*\*\**  
*Jorge I. Rojas-Campos\*\*\*\**

---

---

### Resumen:

El diagnóstico médico con radiaciones ionizantes es la principal fuente de exposición a las radiaciones ionizantes artificiales a nivel mundial. Para reducir esas dosis innecesariamente altas en los pacientes, la Comisión

\* Bachiller en ingeniería eléctrica, Licenciatura Imagenología Diagnóstica y Terapéutica, Maestría Salud Pública, Maestría Gerencia de la Calidad, Posgrado en Protección Radiológica y Seguridad de las Fuentes de Radiación, egresado programa Maestría Profesional en Física Médica. Área Control de Calidad y Protección Radiológica. Caja Costarricense de Seguro Social. Correo electrónico: moraluisdiego@gmail.com

\*\* Licenciado en Química de la Universidad de Costa Rica. Estudiante de posgrado de la Maestría Profesional en Física Médica de la Universidad Nacional de Costa Rica. Profesional independiente con más de 30 años de experiencia en química analítica, validación de métodos analíticos y gestión de la calidad en laboratorios de análisis según ISO 17025. Amplia experiencia en gestión de sistemas según las normas ISO 9001, e ISO 14001. Correo electrónico: marvinnunezsanchez@gmail.com

\*\*\* Máster en Física Médica (Universidad de Valencia), Maestría en Gerencia de Proyectos (Universidad Latina de Costa Rica), Licenciatura en Imagenología diagnóstica y terapéutica (Universidad de Costa Rica). Se desempeña en el ámbito de la Protección Radiológica tanto en Costa Rica como en Honduras; en ambos países con la autorizados por la entidad reguladora. RADIATION GROUP INTERNATIONAL. Correo electrónico: dsanchezdelgado@gmail.com

\*\*\*\* Máster en Física Médica. Centro Médico Radioterapia Siglo XXI. Correo electrónico: jirojas@proxcr.com

Internacional de Protección Radiológica [ICRP] recomienda el uso de los niveles de referencia de diagnóstico o DRL. Los DRL son una herramienta eficaz en la optimización de la protección radiológica en las exposiciones médicas de los pacientes. El presente trabajo de revisión tiene como objetivo analizar la base de datos de casos de radiodiagnóstico CT comprendidos entre agosto del 2019 a marzo del 2021 en el Centro Médico de Radioterapia Siglo XXI y establecer las bases que guíen a otros profesionales de la salud y áreas afines, a revisar, establecer y poner en práctica los DRL en sus centros usando la ICRP 135 como guía. La información procesada abarcó un total de 22 áreas corporales irradiadas para un total de 147 estudios en pacientes adultos. Según lo indicado por la ICRP 135 se requieren un mínimo de 30 estudios para validar la información, por lo que en este caso sólo pueden considerarse los estudios de próstata y mama.

Los valores de las medianas  $CTDI_{vol}$  (mGy) fueron de 13 para mama y 16 para próstata. En el caso de los DLP (mGy\*cm), las medianas fueron de 609 para mama y 927 para próstata.

Palabras clave: NIVELES DIAGNÓSTICOS - DRL - NIVELES DE REFERENCIA - TOMOGRAFÍA - TC.

### **Abstract:**

Medical exposure to ionizing radiation is the primary source of exposure to artificial ionizing radiation globally. To reduce these unnecessarily high doses to patients, the International Commission on Radiological Protection [ICRP] recommends the use of Diagnostic Reference Levels, or DRLs. DRLs are an effective tool in optimizing radiological protection in medical patient exposure. The objective of this review is to analyze the database of CT radiological diagnostic cases from the Centro Médico de Radioterapia Siglo XXI between August 2019 and March 2021 and to establish a process for healthcare professionals and those in related fields to review, establish and implement the DRLs in their centers, using the ICRP 135 as a guideline. This dataset covered a total of 22 irradiated body areas for a total of 147 studies in adult patients. According to

the ICRP 135, a minimum of 30 studies are required to validate the information, so in this case, both prostate and breast studies were considered. The median  $CTDI_{vol}$  (mGy) values were 13 for breast and 16 for prostate. The median values using DLP's (mGy\*cm) were 609 for breast and 927 for prostate.

Keywords: DIAGNOSTIC LEVELS - DRL - REFERENCE LEVELS - TOMOGRAPHY - CT.

Recibido: 6 de marzo de 2023

Aceptado: 5 de mayo de 2023

## Introducción

La Comisión Internacional de Protección Radiológica [ICRP] introdujo por primera vez el término Nivel de Referencia [DRL] en la publicación 73: Protección Radiológica y Seguridad en Medicina. El concepto fue subsecuentemente desarrollado más adelante en otras publicaciones, sin embargo, como noción general, los DRL se constituyen con una herramienta de optimización de la práctica médica en el uso de radiaciones ionizantes.

Los Niveles de Referencia Diagnósticos o Diagnostic Reference Levels (DRL por sus siglas en inglés) son una forma de nivel de investigación utilizada como herramienta para ayudar en la optimización de la protección en la exposición médica de pacientes sometidos a procedimientos diagnósticos y

de intervencionismo. Por otra parte, una magnitud DRL, es una magnitud común y fácilmente medible o de determinada métrica de radiación que permita evaluar la cantidad de radiación ionizante utilizada para realizar una tarea imagenológica.

La manera en que se documentan los DRL varía dependiendo de la aplicación diagnóstica, para el caso particular de tomografía se recomienda el uso del índice de dosis en tomografía computarizada (subíndice volumen)  $[CTDI_{vol}]$  medido en mGy y el producto dosis longitud  $[DLP]$  medido en  $mGy \cdot cm$  (Vañó et al., 2017).

Los descriptores de dosis utilizados para definir los DRL en la tomografía computada  $[TC]$  o por sus siglas en inglés  $CT$  (Computed Tomography):

- (a) El índice de dosis de tomografía computarizada por volumen  $[CTDI_{vol}]$ , el descriptor estándar para estimar la dosis de salida de un escáner de TC, basado en las mediciones obtenidas al escanear un maniquí de 16 cm o 32 cm (Bauhs et al., 2008, pp. 245-253) y la unidad utilizada es mGy.
- (b) Total de producto de longitud de dosis  $[DLPt]$ , que es la suma de los valores de DLP de cada adquisición/fase de TC, que representa la medida de la cantidad total de radiación utilizada para realizar el examen de TC. El DLP es el producto de  $CTDI_{vol}$  (mGy) y la longitud de exploración (cm), y la unidad utilizada es  $mGy \cdot cm$ . Tanto el  $CTDI_{vol}$  como el  $DLPt$  son herramientas esenciales para la optimización de TC sin embargo, es importante comprender el hecho de que solo representan la salida del escáner de TC y, en consecuencia, no son estimaciones de la dosis del paciente (Paulo et al., 2020, 1-9).

### Marco Teórico

La tomografía computarizada, a menudo abreviada como TC, se refiere a un procedimiento de rayos X computarizado en el que se proyecta un haz estrecho de rayos X sobre el paciente y se gira rápidamente alrededor del cuerpo, produciendo señales que son procesadas por una computadora para crear imágenes transversales o “rebanadas” del cuerpo. Estas secciones se denominan imágenes tomográficas y contienen información más detallada que las radiografías simples (Bushberg et al., 2003, pp. 312-317).

Después de que la computadora de la máquina haya recopilado varias secciones consecutivas, se pueden “apilar” digitalmente para formar una imagen tridimensional del paciente, lo que permite identificar y localizar estructuras clave y posibles tumores o anomalías con mayor facilidad.

A diferencia de las imágenes de rayos X convencionales, que usan un tubo de rayos X fijo, un escáner TC usa una fuente de rayos X motorizada que gira alrededor de una abertura circular en una estructura en forma de rosquilla llamada pórtico. Durante una tomografía computarizada, el paciente se acuesta en una cama que se mueve lentamente a través de un pórtico mientras un tubo de rayos X gira alrededor del paciente y envía haces de rayos X estrechos a través del cuerpo. En lugar de películas, los escáneres de tomografía computarizada usan detectores de rayos X digitales especiales que se ubican directamente en frente de la fuente de rayos X, y cuando los rayos X salen del paciente los detectores los recogen y los transmiten a una computadora. Cada vez que la fuente de rayos X realiza una revolución completa, la computadora TC utiliza técnicas matemáticas complejas para crear una imagen 2D del paciente. El grosor del tejido que se muestra en cada sección de la imagen puede variar según la máquina de TC utilizada, pero suele estar entre 1 y 10 milímetros. Cuando finaliza toda la operación, la imagen se guarda y la cama motorizada avanza gradualmente sobre el pórtico. La exploración de rayos X se repite para producir una nueva imagen. Este proceso continúa hasta recolectar el número deseado de cortes (Suetens, 2017, 33-3).

La computadora puede mostrar imágenes de cortes en formatos individuales o apilados para crear una imagen 3D del paciente que muestre el esqueleto, los órganos y tejidos y cualquier anomalía que el médico esté tratando de detectar. Este método tiene muchas ventajas, incluida la capacidad de rotar la imagen 3D en el espacio o ver las secciones secuencialmente, lo que facilita la localización de la lesión (Cody, 2002, pp. 1261-1262).

### **Aplicación de la TC para Radioterapia**

Existen múltiples aplicaciones de la TC en oncología, entre los que se pueden citar:

1. Exámenes para detección del cáncer.
2. Ayudar a diagnosticar la presencia de tumores.
3. Obtener información acerca del estadio de un cáncer.
4. Determinar con exactitud en dónde efectuar (guiar) un procedimiento de biopsia.
5. Guiar algunos tratamientos locales, como la crioterapia, ablación con radiofrecuencia y la implantación de semillas radiactivas (fiduciales).
6. Ayudar en la planificación la radioterapia de haz externo o la cirugía.
7. Determinar si un cáncer reacciona al tratamiento.
8. Detectar la recurrencia de un tumor.

Como lo señala el Instituto Nacional del Cáncer (2019), la TC puede ser eficaz como prueba de detección del cáncer de colon (incluida la detección de pólipos grandes) y como prueba de detección del cáncer de pulmón. La colonografía por TC (también conocida como colonoscopia virtual) se puede utilizar para examinar colones grandes y pólipos rectales, así como tumores colorrectales. La colonografía por TC utiliza la misma dosis de radiación que una tomografía computarizada estándar del abdomen y la pelvis, que es de aproximadamente 10 milisieverts (mSv) (Amis et al., 2007, p. 273) (RadiologyInfo, 2014, pp. 1-5). En comparación, la dosis anual promedio de fuentes de radiación natural es de aproximadamente 2,4 mSv (Rodríguez, 1999, p. 18).

A pesar de la efectividad de la TC espiral de baja dosis como herramienta de detección del cáncer de pulmón en fumadores empedernidos, se han establecido los riesgos y beneficios. Por ejemplo, las personas que fueron examinadas con tomografía computarizada en espiral de dosis baja tuvieron más falsos positivos (resultados que parecían anormales, aunque no había cáncer presente) que aquellas que fueron examinadas con radiografías simples.

El beneficio de la TC espiral como prueba de detección del cáncer de pulmón puede variar según la similitud con los participantes del estudio de seguimiento. El beneficio también puede ser mayor en aquellos con mayor riesgo de cáncer de pulmón, y el daño puede ser mayor en aquellos con más problemas médicos (como enfermedad cardíaca u otra afección pulmonar) que pueden aumentar los problemas con la biopsia y

otros procedimientos. Sin embargo, debido a que una tomografía computarizada de baja dosis de los pulmones puede obtener imágenes de órganos y tejidos fuera de los pulmones, se pueden encontrar otras anomalías además de los pulmones, como masas renales o tiroideas. Al igual que con los hallazgos de la colonografía por TC extracolónica, algunos de estos hallazgos son importantes, pero muchos no lo son. (pp. 3-5).

### **Magnitudes Dosimétricas Utilizadas en TC para DRL Maniquí para Determinar el Índice de Dosis Tomográfico Computarizado [CTDI] por sus Siglas en Inglés (Computed Tomography Dose Index)**

El maniquí utilizado para dosimetría en tomografía está fabricado en polimetilmetacriato [PMMA], con una densidad aproximada de  $1.19 \text{ g/cm}^3$ . En términos generales, pues pueden presentarse variantes entre las diferentes marcas comerciales existentes. El maniquí se construye como un cilindro con insertos removibles que permiten colocar una cámara de ionización tipo lápiz en ellos. Propiamente, se puede decir que son dos maniqués, uno de cabeza con una longitud de 160 mm de diámetro y uno de cuerpo que se crea al utilizar el de cabeza más un anillo extra, para un total de 320 mm de diámetro. Ambos arreglos poseen una perforación central, y cuatro periféricas. Cada perforación que no está siendo utilizada deber ser tapada con los insertos. La figura 1 ilustra la manera más común de construcción del maniquí CTDI (Comisión Internacional de Unidades Radiológicas [ICRU], Reporte No. 87, p. 38).

**Figura 1.** Maniquí CTDI de marca PTW.



*Nota.* Tomado de Radiation Medicin QA Solutions de PTW. (PTW, 2019)

En el documento ICRU Report No. 87 se señala lo siguiente respecto a las variables utilizadas para los DRL y sus respectivas relaciones matemáticas indicadas en las ecuaciones (1) a (5):

### ***Índice de Dosis en Tomografía Computarizada (subíndice 100) [CTDI<sub>100</sub>]***

El CTDI<sub>100</sub> representa el kerma en aire acumulado en el centro de un escaneo de 100 mm. El CTDI<sub>100</sub> subestima el kerma en aire acumulado para casos de escaneos con longitudes mayores. Este valor es obtenido utilizando una rotación de 2p del gantry en modo axial. El maniquí se centra en coincidencia del isocentro del eje de rotación del tomógrafo.

$$CTDI_{100} = \frac{1}{nT} \int_{-50\text{ mm}}^{50\text{ mm}} K(z) dz \quad (1)$$

K(z): Kerma en aire.

### ***Índice de Dosis en Tomografía Computarizada Ponderado (subíndice W) [CTDI<sub>w</sub>]***

Debido a que existe una variación en la dosis a través del campo de visión o *field of view* [FOV], es importante tomarlo en cuenta. El CTDI<sub>w</sub> atiende esta necesidad dado que es un valor promediado, calculado a partir de mediciones en el centro y la periferia del maniquí.

$$CTDI_w = \frac{1}{3} * CTDI_{100}^{centro} = \frac{2}{3} CTDI_{100}^{periferie} \quad (2)$$

### ***Índice de Dosis en Tomografía Computarizada por Volumen (subíndice vol) (CTDI<sub>vol</sub>)***

Para representar los niveles de radiación (Kerma en aire) en un maniquí para un protocolo de escaneo en específico, el cual casi siempre involucra una serie de escaneos, es esencial tomar en cuenta cualquier espaciamiento o traslape entre el haz de rayos X proveniente de rotaciones consecutivas de la fuente de rayos X.

$$CTDI_{vol} = \frac{nT}{b} * CTDI_w = \frac{1}{p} CTDI_w \quad (3)$$

nT: Ancho nominal del haz.

b: Incremento en la traslación de la mesa por escaneo axial.

p: Pitch.

### *Producto Dosis-Longitud (Dose-Length Product o DLP)*

Una manera que permite estimar la energía total  $\varepsilon$  depositada en el maniquí, por un protocolo de escaneo dado es multiplicando el  $CTDI_{vol}$  por la masa directamente irradiada del maniquí  $\pi r^2 \rho L$ , donde  $L$  es la longitud de escaneo y  $\rho$  es la densidad de la masa. (p. 40)

$$\varepsilon = \pi r^2 \rho L * CTDI_{vol} \quad (4)$$

$$DLP = CTDI_{vol} * L \quad (5)$$

### **Uso de DRL por Indicación Clínica**

El concepto de DRL no es algo nuevo, fue presentado por primera vez en la publicación 60 de la ICRP en el año 1990, donde se indicaba que debería considerarse el uso de restricciones de dosis, o niveles de investigación, seleccionados por la autoridad profesional o reguladora apropiada, para su aplicación a los procedimientos diagnósticos comunes. Estas restricciones se deberían aplicar con cierta flexibilidad, con el fin de permitir el uso de ciertas dosis cuando así lo indique una fundada valoración clínica (Sowby, 1981, pp. 1-201). De esta forma el uso de los DRL fue finalmente recomendado en la Publicación 73 de la misma Comisión, en el año 1996 se vuelve a enfatizar en el tema puntualizando que los niveles de referencia se usan en el diagnóstico clínico para indicar si, en condiciones de rutina, los niveles de dosis al paciente o la actividad administrada (la cantidad de material radiactivo) en un procedimiento de imagen específico, son excepcionalmente altos o bajos para ese procedimiento. En ese caso debe comenzarse una revisión local para determinar si la protección se ha

optimizado adecuadamente o si se necesita una acción correctiva (ICRP, 1996, pp. 1-47).

Tal y como lo señala la ICRP (2001), los DRL no están destinados a fines regulatorios o comerciales, ni representan una restricción de dosis, ni están vinculados a límites o restricciones. (pp. 1-3).

La Unión Europea ha introducido formalmente el concepto y el uso obligatorio de DRL en todos los Estados miembros desde 1997, reforzando su obligatoriedad y establecimiento revisión periódica y uso en 2013 a través de la Directiva del Consejo 2013/59/EURATOM (BSSD), sobre la protección de la salud de las personas contra la peligros de la radiación ionizante en relación con la exposición médica (European Society of Radiology [ESR] et al., 2015, pp. 411-417).

La mayoría de los DRL existentes (independientemente de la modalidad de imagen) se han establecido con base en ubicaciones anatómicas. Sin embargo, se señalaron algunas limitaciones de este enfoque para la TC, ya que, para la misma ubicación anatómica, se pueden tener varias indicaciones clínicas y, en consecuencia, diferentes protocolos correspondientes a diferentes niveles de exposición. Por ejemplo, la TC de tórax podría corresponder al estudio de la embolia pulmonar, el cáncer de pulmón o incluso la puntuación de calcio coronario, cada uno de los cuales requiere parámetros de calidad de imagen y longitud de exploración correspondientes y, por lo tanto, debe tener diferentes DRL (Roch et al., 2020, pp. 1127-1136).

El enfoque clínico de los DRL ya se menciona desde hace algunos años por la ICRP pero la mayoría de las Autoridades Nacionales Competentes [NCA] europeas todavía consideran las DRL por la ubicación anatómica y no por la indicación clínica. Sin embargo, algunos países han establecido recientemente DRL basado en indicaciones clínicas (DRL<sub>ci</sub>) y otros planean hacerlo en un futuro próximo. (Vaño et al., 2017, pp. 25-26).

También la European Society of Radiology [ESR] EuroSafe Imaging Call for Action 2018 ha definido el objetivo de desarrollar DRL<sub>ci</sub> para adultos y niños, bajo la acción número 2 (Vano et al., 2020, pp. 2-5).

La exhaustiva revisión bibliográfica llevada a cabo por Paulo y colaboradores (2020), permitió la recopilación de datos de 65 artículos y entre ellos 23 incluyeron  $DRL_{ci}$ , donde 3 de ellos eran de países fuera de Europa (Estados Unidos de América, Japón y Egipto) y 12 de países europeos: Austria, Dinamarca, Finlandia, Francia, Alemania, Irlanda, Italia, Noruega, Suecia, Suiza, Países Bajos, Reino Unido. Además, también se incluyeron datos proporcionados por las NCA. Considerando que el concepto de  $DRL_{ci}$  es reciente, se encontraron algunas discrepancias e inconsistencias en la clasificación de la indicación clínica. Los valores de  $DRL_{ci}$  encontrados fueron para varias características anatómicas. Se han identificado un total de 28 indicaciones clínicas para 6 áreas anatómicas, en donde las áreas anatómicas con más valores de  $DRL_{ci}$  fueron “cabeza” y “abdomen”, con un total de 6 cada una. (p. 2).

## Metodología

El centro médico Radioterapia Siglo XXI cuenta con un tomógrafo marca General Electric [GE], modelo LightSpeed. El equipo cuenta con 16 cortes, y el mecanismo de reconstrucción es mediante retroproyección filtrada. Los parámetros máximos de operación son 120 kVp y 330 mA. Este equipo es utilizado para radiodiagnóstico y planificación de tratamientos.

Como criterio de aceptabilidad para determinar el DRL de un estudio diagnóstico la ICRP recomienda un grupo mínimo de 30 exámenes diagnósticos para TC. Para la investigación desarrollada, se analizaron un total de 147 exámenes diagnósticos que incluían diversas regiones anatómicas. Del total de estudios incluidos en la investigación, se pudo determinar que solamente los correspondientes a mama y próstata cumplieron con el criterio mínimo de admisibilidad de la investigación, según se puede ver en la Tabla 1.

El uso del tercer cuartil como valor de referencia del DRL fue sustituido por la mediana, ya que la ICRP 135 lo recomienda de esta manera para centros que inician el proceso de establecimiento de DRL con miras a optimizar prácticas diagnósticas.

**Tabla 1**

*Distribución de estudios tomográficos según indicación en el centro médico Radioterapia Siglo XXI agosto 2019 a marzo 2021.*

Indicación clínica para TC	Número de estudios	Porcentaje
Abdomen	3	2,0
Amígdala	4	2,7
Cerebro	1	0,7
Cérvix	7	4,8
Columna lumbar	3	2,0
Cráneo	10	6,8
Cuello	3	2,0
Endometrio	1	0,7
Faringe	1	0,7
Ingle	2	1,4
Laringe	1	0,7
Linfoma	2	1,4
Mama	41	27,9
Mediastino	1	0,7
Miembro inferior	3	2,0
Pelvis	5	3,4
Próstata	35	23,8
Pulmón	1	0,7
Recto	6	4,1
Sistema nervioso central	4	2,7
Senos paranasales	1	0,7
Tórax	12	8,2
<b>Total</b>	<b>147</b>	<b>100</b>

*Nota.* Fuente propia de la investigación.

## Análisis y Resultados

De toda la información recopilada durante el periodo de estudio (Tabla 1) solo la información sobre DRL para mama y próstata califican para llevar a cabo el análisis estadístico según los requisitos de ICRP 135. Es importante recapitular que cuando se trata el tema de los DRL, se está hablando específicamente de los indicadores  $CTDI_{vol}$  y DLP. Ambos indicadores tienen un desarrollo teórico matemático para su cálculo tal y como se indica en la sección sobre las magnitudes dosimétricas utilizadas en TC para DRL y las ecuaciones de (1) a (5). En la práctica los equipos TC ya incorporan en sus cálculos e indicadores los valores de  $CTDI_{vol}$  y DLP. Esta ventaja tecnológica es una de las razones por las que la ICRP recomienda el uso de estos indicadores como parámetros de vigilancia para la protección radiológica de los pacientes. Su posición válida en el uso rutinario de los DRL es que habrá un esfuerzo inicial para el arranque del proceso porque se necesitará la construcción de la base de datos inicial, pero una vez fundada será la guía comparativa en el tiempo para los estudios de la misma clínica u hospital y luego hacer la extensión para hospitales de una misma región, luego entre regiones hasta abarcar el país.

Otro factor importante en el uso de las magnitudes para los DRL es la denominada indicación clínica. La extensión del uso de las radiaciones ionizantes para diagnóstico está generando gran preocupación en el área de la seguridad radiológica porque debe ponerse atención en los efectos estocásticos y determinísticos por las eventuales consecuencias de superar las dosis umbrales establecidas para los diferentes tejidos del organismo (Puerta-Ortiz & Morales-Aramburo, 2020, pp. 67, 69).

La Comisión Internacional sobre la Protección Radiológica en su reporte 103 menciona que el uso de la dosis efectiva para evaluar la exposición de los pacientes tiene importantes limitaciones que deben ser consideradas cuando se cuantifica la exposición médica. La evaluación e interpretación de la dosis efectiva para la exposición médica de pacientes es muy problemática cuando los órganos y tejidos reciben solamente una exposición parcial o una exposición muy heterogénea, que es el caso en particular del diagnóstico con rayos X. El uso de la dosis efectiva para evaluar la exposición de los pacientes tiene importantes limitaciones que deben ser consideradas cuando se cuantifica la exposición médica (ICPR Reporte 103, 2007, pp. 107-109).

Cuando se habla de dosis efectivas debe tenerse presente que no siempre es la misma para todos los individuos y su variación se debe por ejemplo a las diferencias en la altura y peso de los pacientes, forma de realizar el procedimiento, y al área de cuerpo que se expone a la radiación. Por lo expuesto anteriormente es que ha tomado relevancia el concepto de indicación clínica cuando se lleva a cabo un procedimiento de radiodiagnóstico. Con la indicación clínica del diagnóstico se desea que las clínicas y hospitales tengan definidos los niveles de exposición mínimos y máximos para conseguir las imágenes adecuadas y necesarias para el radiodiagnóstico. La importancia de los niveles de irradiación según la indicación clínica es que torna las exposiciones y las dosis respectivas en un proceso dinámico sometidos a revisiones periódicas para optimizar el proceso aplicando los principios de “tan bajo como sea posible” [ALARA] siglas de su significado en inglés As Low As Reasonably Achievable (ICRP, 1977, pp. 1-53). Esto significa que se hacen todos los esfuerzos posibles para disminuir el riesgo de irradiación. Es importante recordar que una persona se encuentra en riesgo si el profesional médico no puede diagnosticar con precisión una enfermedad o lesión. Se puede decir entonces que el beneficio de tomar imágenes médicas, el cual se considera un diagnóstico preciso, es significativamente mayor comparado con el pequeño riesgo que causa su uso.

La información presentada en este estudio corresponde a procedimientos para diagnósticos típicos y protocolizados para la irradiación de las áreas generales de mamas (tórax) y próstata (abdomen) sin que se apeguen específicamente a la indicación clínica correspondiente. La indicación clínica permitirá en el futuro de los DRL una mejoría de los protocolos y la armonización de los reportes de DRL.

Las tablas 2 y 3 resumen los valores de las medianas para  $CTDI_{vol}$  de 13 y 16 mGy y DLP de 609 y 927 mGy\*cm para mama y próstata respectivamente. El uso de la mediana se prefiere al promedio porque el promedio tiende a ser una medida de valor central que se ve significativamente afecta por la dispersión de los datos. En las figuras 2 y 3 se presentan los gráficos de cajas para los datos recopilados de  $CTDI_{vol}$  y DLP. El punto rojo representa el valor del promedio y la línea negra acentuada la mediana. Se observa como existen diferencias en ambos valores debido principalmente a la influencia de la dispersión de los datos en el caso del promedio. Los resultados para próstata

muestran una mayor dispersión en ambos indicadores, sin embargo, no hay presencia de datos atípicos (“outliers”). Para el caso de mama hay un par de valores altos atípicos. Vale la pena aprovechar la ocurrencia de estos valores atípicos para acotar que bajo un plan de revisión y seguimiento de los DRL estos puntos deben ser evaluados para encontrar una explicación de su presencia. Es muy probable que haya una razón de peso que justifique su ocurrencia y por lo general se asocia a la necesidad de mejorar las imágenes para permitir una mejor precisión y exactitud del diagnóstico y tratamiento del paciente.

En la tabla 4 se presenta un resumen de los indicadores DRL recopilados de diferentes países y en donde se puede apreciar que los valores para el  $CTDI_{vol}$  tienen una mayor coincidencia, mientras que para el DLP hay una mayor variabilidad. La idea de la ICRP es que con el tiempo haya una armonización clínica, local y regional de estos indicadores de manera que los pacientes tengan la seguridad de que los protocolos para la revisión y comparación de los DRL, en los procedimientos de radiodiagnóstico, van a garantizar su seguridad radiológica.

**Tabla 2**

*Valores de  $CTDI_{vol}$  usados como DRL para mama y próstata.*

Región según indicación clínica	CTDI <sub>vol</sub> (mGy)
	Mediana
Mama	13
Próstata	16

Fuente: propia de la investigación.

**Tabla 3**

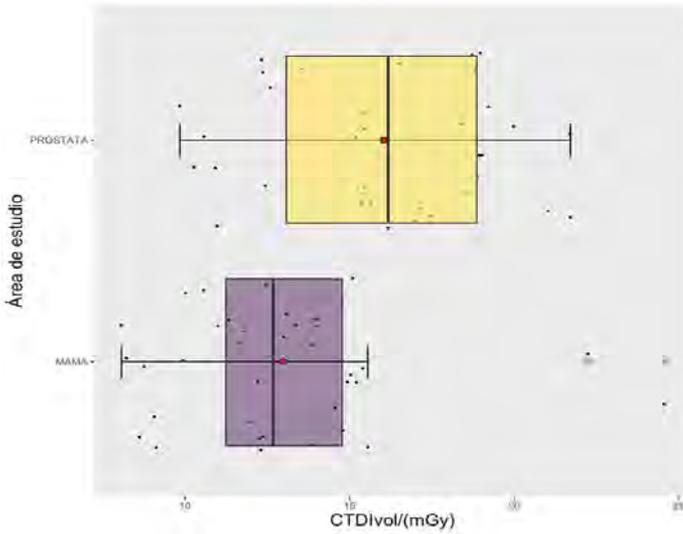
*Valores de DLP usados como DRL para mama y próstata.*

Región según indicación clínica	DLP (mGy*cm)
	Mediana
Mama	609
Próstata	927

*Nota.* Fuente propia de la investigación.

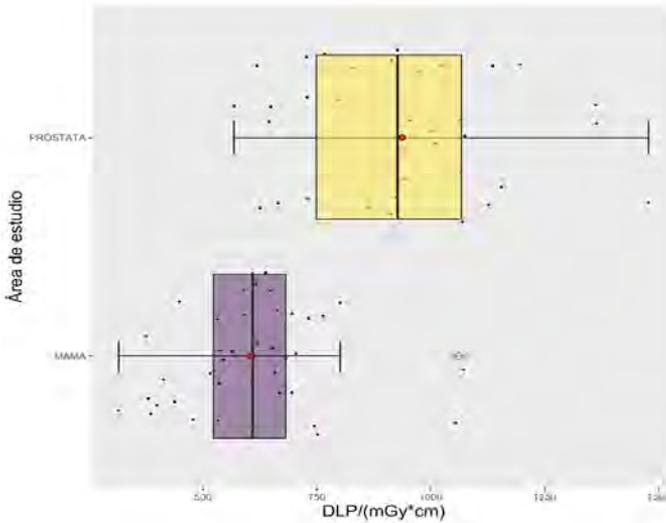
## Figura 2

Gráfica de cajas para la comparación del  $CTDI_{vol}$  en mama y próstata.



## Figura 3

Gráfica de cajas para la comparación del DLP en mama y próstata.



**Tabla 4**

*Comparación valores DRL CT para las áreas de estudio mama y próstata en otros países. (Erem et al., 2022)*

Lugar del estudio	Año	Mama		Próstata	
		CTDI <sub>vol</sub>	DLP	CTDI <sub>vol</sub>	DLP
<sup>1</sup> Estudio actual	2022	13	609	16	927
United Kingdom	2022	10	390	16	570
Uganda	2022	7,8	377	12,5	1418
Australia	2020	10	390	13	600
Francia	2015	15	475	17	800
Kenia	2015	19	895	-	-
Turquía	2015	11,6	289	13,3	204
Irlanda	2012	9,3	393	12.3	598

*Nota.* <sup>1</sup>Centro Médico de Radioterapia Siglo XXI.

## Conclusiones

Luego del proceso de análisis y selección, se determinó que solamente los estudios diagnósticos de mama y próstata cumplían los criterios de admisibilidad para establecimiento de DRL.

Como medida de referencia, los resultados fueron comparados con las recomendaciones incluidas en Consejo sobre la Protección y Mediciones de la Radiación (National Council on Radiation Protection and Measurements) [NCRP] Report 172 *Reference Levels and Achievable Doses in Medical and Dental Imaging: Recommendations for the United States* el cual para el caso específico de tomografía recomienda un valor de DRL (CTDI<sub>vol</sub>) de 21 mGy y de 14 mGy como alcanzable para estudios de tórax; el caso de abdomen-pelvis los valores son de 25 mGy y 17 mGy respectivamente. (CNRP, 2012).

Una revisión rápida de la información contenida en la Tabla 4 puede desencadenar un análisis comparativo con múltiples conclusiones de si los valores de este estudio están o no alineados con las prácticas de otras latitudes. Objetivamente

hablando no se puede llegar a ese tipo de conclusiones puesto que los DRL para TC aun estan en un proceso de armonización que necesitará de algunos años más de revisión a nivel local, nacional y regional para por ejemplo llegar al consenso de estandarizarlos por indicación clínica y no por área de estudio, este fue uno de los principales retos encontrados por la Unión Europea en el proyecto EUCLID (Paulo et al., 2020).

La revisión de valores de DRL para indicaciones clínicas similares muestra por ejemplo que para el caso de Inglaterra (United Kingdom) los valores de  $CTDI_{vol}$  al 14 de junio del 2022 fueron 10 mGy para mama y 16 mGy para próstata. En el caso de los DPL fueron 390 mGy\*cm para mama y 570 mGy\*cm para próstata (Health et al., 2022).

En términos generales hay más similitudes entre los valores de  $CTDI_{vol}$  que los DLP, sin embargo, hay que mantener el contexto de que a pesar de que dichas magnitudes son valores obtenidos del equipo TC el concepto de área de estudio puede ser (y probablemente lo es) homologado con la indicación clínica.

La posibilidad de determinar más valores de DRL para exámenes diagnósticos está limitada por el cumplimiento del criterio mínimo necesario, por lo tanto, es necesario contar con más datos para involucrar más estudios que a la vez delimiten la indicación clínica para ir ajustando las revisiones a las nuevas tendencias de los DRL.

Los DRL de mama y próstata obtenidos son un nivel base, que permite reflejar la manera en que se obtienen estos estudios diagnósticos. A la luz de los resultados, es importante identificar e implementar acciones que optimicen las prácticas, para posteriormente reevaluar y determinar los DRL.

## **Agradecimiento**

Los autores agradecen al Centro Médico de Radioterapia Siglo XXI por facilitar la data empleada en este artículo y por el tiempo de equipo que fue requerido para su recopilación.

## **Conflicto de intereses**

Los autores declaran no tener algún conflicto de interés.

## **Declaración de la contribución de los actores**

Todos los autores afirmamos que se leyó y aprobó la versión final de este artículo. El porcentaje total de contribución para la conceptualización, preparación y corrección de este artículo fue la siguiente: L.D.M.B. 30%, M.N.S. 30%, D.S.V. 20% y J.I.R.C. 20%.

## **Declaración de disponibilidad de los datos**

Los datos que respaldan los resultados de este estudio serán puestos a disposición por el autor correspondiente M.N.S., previa solicitud razonable.

## Referencias

- CNRP. (2012). Diagnostic Reference Levels in Medical and Dental Imaging : Recommendations for Applications in the United States. In *Spine* (172). <https://ncrponline.org/publications/reports/ncrp-report-172/>
- Erem, G., Ameda, F., Otike, C., Olwit, W., Mubuuke, A. G., Schandorf, C., Kisolo, A., & Kawooya, M. G. (2022). Adult Computed Tomography examinations in Uganda : Towards determining the National Diagnostic Reference Levels. *BMC Medical Imaging*, 1–12. <https://doi.org/10.1186/s12880-022-00838-x>
- European Society of Radiology (ESR), Akata, D., Adam, E. J., Damilakis, J., Ducou le Pointe, H., Loose, R., Owens, C., Frija, G., Kainberger, F., Oleaga, L., Prokop, M., Vano, E., Meghzifene, A., Paulo, G., Koff, D., Stiller, W., & Sheppard, D. (2015). Summary of the European Directive 2013/59/ Euratom: essentials for health professionals in radiology. *Insights into Imaging*, 6(4), 411–417. <https://doi.org/10.1007/s13244-015-0410-4>
- Health, U. K., Agency, S., Drls, N., & Drls, N. (2022). *National Diagnostic Reference Levels ( NDRLs ) from 14 June 2022*. <https://www.gov.uk/government/publications/diagnostic-radiology-national-diagnostic-reference-levels-ndrls/ndrl#national-dose-reference-levels-for-radiotherapy-planning-ct-scans>
- ICRP. (2007). *Publicación 103 Las Recomendaciones 2007 de la Comisión Internacional de Protección Radiológica*.
- ICRP. (1977). Recommendations of the Radiological Protection Commission on Radiological Protection. In *ICRP Publication 26*. [https://journals.sagepub.com/doi/pdf/10.1177/ANIB\\_1\\_3](https://journals.sagepub.com/doi/pdf/10.1177/ANIB_1_3)
- ICRP. (1996). *Annals of the ICRP. Radiological Protection and Safety in Medicine. ICRP Publication 73, 26* (2).

- ICRP. (2001). Diagnostic reference levels in medical imaging: review and additional advice. *Annals of the ICRP*, 31(4), 33–52.
- Paulo, G., Damilakis, J., Tsapaki, V., Schegerer, A. A., Repussard, J., Jaschke, W., Frija, G., Hierath, M., & Clark, J. (2020). Diagnostic Reference Levels based on clinical indications in computed tomography: a literature review. *Insights into Imaging*, 11(1). <https://doi.org/10.1186/s13244-020-00899-y>
- PTW. (2019). *Radiation Medicine QA Solutions* (Nov 2019). <https://www.ptwdosimetry.com/en/products/ctdi-equipment/>
- Puerta, J. A., & Morales, J. (2020). Biological effects of ionising radiation. *Revista Colombiana de Cardiología*, 27, 61–71. <https://doi.org/10.1016/j.rccar.2020.01.005>
- Roch, P., Célier, D., Dessaud, C., Etard, C., & Rehani, M. M. (2020). Long-term experience and analysis of data on diagnostic reference levels: the good, the bad, and the ugly. *European Radiology*, 30(2), 1127–1136. <https://doi.org/10.1007/s00330-019-06422-2>
- Sowby, F. D. (1981). *Annals of the ICRP*. *Annals of the ICRP*, 6(1), 1. [https://doi.org/10.1016/0146-6453\(81\)90127-5](https://doi.org/10.1016/0146-6453(81)90127-5)
- Vano, E., Frija, G., Stiller, W., Efstathopoulos, E., Granata, C., Loose, R., Paulo, G., Pekarovic, D., Sjöberg, J., & Donosobach, L. (2020). Harmonisation of imaging dosimetry in clinical practice: practical approaches and guidance from the ESR EuroSafe Imaging initiative. *Insights into Imaging*, 11(1). <https://doi.org/10.1186/s13244-020-00859-6>
- Vañó, E., Miller, C. J., Rehani, M. M., Kang, K., Rosenstein, M., Ortiz-López, P., Mattsson, S., Padovani, R., & Rogers, A. (2017). ICRP135 *Annals of the ICRP*. In *Protection, International Commission on Radiological* 44 (1). <https://www.icrp.org>

