

Evaluación de la intensidad y distribución de los rayos dispersos generados por equipos de rayos x portátiles en diferentes angulaciones, con el fin de determinar su impacto en la seguridad radiológica

Paula Andrea Pineda Atehortua, Wendy Carolina Ruíz Romero

**Trabajo de grado para optar el título de Especialización en Endodoncia extensión
Bogotá**

Director

Manuel Laverde

Radiólogo y Patólogo

Universidad Santo Tomás, Bucaramanga

División Ciencias de la Salud

Facultad de Odontología

2026

Dedicatoria

A mi familia, por su apoyo constante, paciencia y amor inagotable. Cada logro es también suyo.

Paula Andrea Pineda Atehortua

A mi familia, por su comprensión, cariño y ejemplo. Gracias por impulsarme siempre a dar lo mejor de mí.

Wendy Carolina Ruíz Romero

Agradecimientos

Expresamos nuestro sincero agradecimiento a la Universidad Santo Tomás - Facultad de Odontología - *FOC* por brindarnos la oportunidad de formarnos como especialistas.

A nuestros asesores científicos y asesores metodológicos por su orientación, compromiso y acompañamiento durante el desarrollo de este trabajo.

A la directora del programa, por su liderazgo, apoyo constante y motivación en nuestro proceso académico.

Al Ing. Luis Bernardo Monroy Jaramillo (Ms. en Materiales - Universidad Nacional de Colombia), por su generosa colaboración en el diseño y adaptación de las ilustraciones técnicas de esta tesis.

Paula Andrea Pineda Atehortua, Wendy Carolina Ruíz Romero

Contenido

1. Introducción	11
1.1 Planteamiento del problema	11
1.2 Pregunta problema.....	13
1.3 Justificación.....	13
2. Marco teórico	14
2.1 Marco conceptual	14
2.2 Marco referencial	27
2.3 Marco legal.....	30
3.Objetivos	31
3.1 Objetivo general	31
3.1.1 Objetivos específicos.....	32
4. Método	32
4.1 Tipo de estudio	32
4.2 Selección y descripción.....	32
4.2.1 Población	32
4.2.2 Muestra	32
4.2 Criterios de selección	33
4.3 Variables.....	33
4.4 Instrumento de recolección de datos.	33
4.5 Procedimiento.....	34
5. Resultados	38
6. Discusión.....	46
7. Conclusión	51
Referencias.....	53
Apéndices.....	58

Lista de tablas

Tabla 1. <i>Datos estadísticos de la radiación medida</i>	38
Tabla 2. <i>Prueba de normalidad</i>	39
Tabla 3. <i>Análisis bivariado</i>	41
Tabla 4. <i>Análisis Comparativo.....</i>	42
Tabla 5. <i>Comparación: Radiación cabeza - Edad del equipo – Longitud cono – Peso ..</i>	45
Tabla 6. <i>Comparación: Radiación tórax - Edad del equipo – Longitud cono – Peso</i>	45

Lista de figuras

Figura 1. <i>Operador y manejo de equipo Rx</i>	16
Figura 2. <i>Ley del cuadrado inverso de la distancia</i>	18
Figura 3. <i>Influencia del ángulo de estabilización del equipo portátil de rayos X</i>	21
Figura 4. <i>Tipos de radicación ionizante</i>	23
Figura 5. <i>Regla de posición y distancia NCRP 177</i>	25
Figura 6. <i>Tipos de diseños</i>	32
Figura 7. <i>Consultorio odontológico</i>	34
Figura 8. <i>Contador Geiger</i>	35
Figura 9. <i>Medidas de radiación</i>	37
Figura 10. <i>Cabeza y radiación</i>	40
Figura 11. <i>Tórax y Radiación</i>	41
Figura 12. <i>Correlación radiación/ edad del equipo</i>	42

Apéndices

Apéndice A. <i>Variables del estudio</i>	58
---	-----------

Apéndice B. <i>Equipos utilizados en el estudio</i>	60
--	-----------

Resumen

El uso de equipos portátiles de rayos X en odontología, particularmente en endodoncia, ha aumentado en los últimos años debido a su portabilidad y facilidad de uso. Sin embargo, su implementación ha generado preocupaciones relacionadas con la exposición ocupacional a radiación dispersa para el operador. **Objetivo:** Determinar la dosis de radiación de los rayos dispersos generados por equipos portátiles de rayos X en diferentes proyecciones. **Método:** Se realizó un estudio observacional descriptivo de corte transversal en el que se evaluaron doce equipos portátiles de rayos X utilizados en radiodiagnóstico odontológico. Las mediciones de radiación dispersa se realizaron a una distancia estandarizada de un metro utilizando medidores portátiles compensados para tejido humano, siguiendo el protocolo ARCAL XLIX-TP-003 del Organismo Internacional de Energía Atómica (OIEA). Se evaluaron variables como nivel de radiación dispersa, zona anatómica de medición (cabeza y tórax), tipo de cono y edad del equipo. Los datos fueron analizados mediante estadística descriptiva y pruebas no paramétricas utilizando el software SPSS. **Resultados:** La mediana de radiación dispersa fue de 43,28 $\mu\text{Sv/h}$ (RIC: 32,28–49,62 $\mu\text{Sv/h}$), valores que se mantuvieron por debajo del límite de referencia de 250 $\mu\text{Sv/h}$. No se encontraron diferencias estadísticamente significativas en los niveles de radiación según la zona anatómica evaluada ($p = 0,347$) ni según el tipo de cono ($p = 0,881$). Tampoco se evidenció correlación entre la radiación dispersa y la edad del equipo ($p = -0,055$; $p = 0,799$). No obstante, se identificaron variaciones entre modelos y la presencia de radiación de fuga en el botón interruptor de algunos equipos. **Conclusión:** Los equipos portátiles de rayos X evaluados generaron niveles de radiación dispersa dentro de rangos considerados seguros; sin embargo, se evidenció variabilidad entre modelos y la presencia de radiación de fuga en algunos dispositivos, lo que resalta la importancia del control de calidad, el diseño adecuado del blindaje y el cumplimiento de las medidas de protección radiológica.

Palabras clave: Radiación dispersa, rayos X portátiles, radio-protección, radiología odontológica, endodoncia.

Abstract

The use of portable X-ray devices in dentistry, particularly in endodontics, has increased in recent years due to their portability and ease of use. However, their implementation has raised concerns regarding occupational exposure to scattered radiation for operators. **Objective:** To determine the dose of scattered radiation generated by portable dental X-ray devices under different projection conditions. **Methods:** A cross-sectional observational descriptive study was conducted evaluating twelve portable dental X-ray units used for radio diagnostic procedures. Scattered radiation measurements were performed at a standardized distance of one meter using tissue-equivalent compensated portable radiation detectors, following the ARCAL XLIX-TP-003 protocol of the International Atomic Energy Agency (IAEA). Variables analysed included scattered radiation level, anatomical measurement zone (head and chest), cone type, and equipment age. Data were analysed using descriptive statistics and non-parametric tests with SPSS software. **Results:** The median scattered radiation dose was 43.28 $\mu\text{Sv/h}$ (IQR: 32.28–49.62 $\mu\text{Sv/h}$), remaining below the reference limit of 250 $\mu\text{Sv/h}$. No statistically significant differences were found in radiation levels according to anatomical zone ($p = 0.347$) or cone type ($p = 0.881$). Likewise, no significant correlation was observed between scattered radiation and equipment age ($\rho = -0.055$; $p = 0.799$). However, variability among device models was observed, and radiation leakage was detected in the exposure switch of some units. **Conclusion:** The portable X-ray devices evaluated produced scattered radiation levels within ranges considered safe; nevertheless, variability among models and radiation leakage in certain devices highlight the importance of quality control, adequate shielding design, and strict adherence to radiation protection measures.

Keywords: scattered radiation, portable X-ray, radiation protection, dental radiology, endodontics.

Glosario

Cono localizador: dispositivo de forma cónica que se coloca en la salida del tubo de rayos

Exposiciones radiográficas: los generadores de rayos X modernos están equipados con frecuente hablar de la milésima parte de esta unidad.

Microsieverts: unidad que mide la dosis de radiación. En protección radiológica es más

Proyecciones: camino que sigue el rayo central al atravesar el paciente.

radiación cuando este interactúa con una sustancia, como un tejido del cuerpo.

Radiación de fuga: radiación ionizante que escapa involuntariamente a través de la coraza protectora del tubo de rayos X.

Radiación dispersa: radiación secundaria ionizante que cambia de dirección tras interactuar con el paciente u objetos.

radiaciones, utilizado para detectar y cuantificar la radiación ionizante.

Radio protección: principios de justificación, optimización (ALARA) y limitación de dosis para minimizar la exposición a radiaciones ionizantes en pacientes y personal.

Radiología odontológica; técnica de diagnóstico por imágenes que utiliza radiación ionizante para capturar imágenes detalladas de los dientes, la mandíbula.

Rayos dispersos: radiación que se dispersa en diferentes direcciones desde un haz para delimitar el área de exposición. Colimador- Tubo de rayo

Rayos X portátiles: dispositivos de alta frecuencia, ligeros y compactos que permiten tomar radiografías intraorales fuera del consultorio.

1. Introducción

1.1 Planteamiento del problema

Desde el siglo XIX las radiografías han evolucionado la medicina desde su descubrimiento, siendo una herramienta diagnóstica esencial para áreas como la odontología, en especial la endodoncia. Su desarrollo ha considerado la optimización de aspectos propios de la atención como la disponibilidad del equipo para garantizar que el tratamiento endodóntico sea eficiente, haciendo que hoy en día el especialista tenga posibilidad de transportar estos dispositivos donde requiera dado sus características de seguridad y calidad de la imagen. (Gálvez, 2013; Nubix, 2023; MedlinePlus, 2024; NIBIB, 2022)

La evolución tecnológica en el campo de la imagenología y la radiología ha propiciado un aumento significativo en la utilización de equipos portátiles de rayos X, especialmente en el ámbito endodóntico. Estos dispositivos, por su diseño compacto, portabilidad y facilidad de uso, se han convertido en herramientas cada vez más comunes tanto en consultorios dentales como en instituciones de formación odontológica. (Zapata & Hidalgo, 2021)

En la práctica odontológica, su creciente implementación ha generado inquietudes respecto a los niveles de exposición a la radiación ionizante, tanto para los pacientes como para los operadores. Los estudios radiológicos constituyen actualmente un procedimiento rutinario e indispensable para el diagnóstico y planificación de tratamientos en la práctica odontológica. Sin embargo, este uso frecuente ha implicado un incremento acumulativo de la dosis de radiación, lo cual puede representar un riesgo, especialmente cuando no se cumplen adecuadamente los parámetros de seguridad establecidos. La evidencia científica ha demostrado que las magnitudes

de exposición y sus efectos dependen directamente de factores como los niveles de rayos X dispersos, las características del equipo y las condiciones operativas. (Pinto y col. 2023)

El uso de equipos portátiles de rayos X se ha incrementado significativamente en entornos clínicos donde el espacio es reducido y el control sobre la dispersión de la radiación es limitado. A diferencia de los equipos fijos, estos dispositivos requieren que el operador los sostenga manualmente durante la exposición, lo que dificulta el mantenimiento de una distancia segura respecto a la fuente de radiación. Diversos estudios han evidenciado que la intensidad y distribución de los rayos X dispersos varían en función de múltiples factores, como la angulación del equipo, la distancia al paciente, el tipo de tejido irradiado y las características técnicas del dispositivo, Sin embargo, la falta de datos precisos sobre estos factores limita la posibilidad de implementar medidas efectivas de protección radiológica y dificulta la optimización de los protocolos de seguridad. (Smith-Bindman y col., 2019). Además, se ha observado que, en la práctica clínica, particularmente en el área endodóntica, se omiten frecuentemente las recomendaciones de uso, como el respeto a las distancias mínimas de seguridad y el uso de mecanismos de protección adecuados tanto para el operador como para el paciente. Esto ha generado preocupación en torno a los riesgos inherentes de la exposición constante a la radiación ionizante emitida por estos equipos portátiles. A pesar de que la literatura ha abordado parcialmente los efectos nocivos de esta exposición aún persisten interrogantes sobre la magnitud real del riesgo comparado con los equipos fijos, así como sobre la eficacia de las medidas actuales de protección en condiciones reales de trabajo. (Zenóbio y col., 2019; Kim, 2012; Wilchez, y col., 2021; Zapata Fuente-Alba, & Hidalgo Rivas, 2021)

Por tal motivo, es importante darles buen uso a los servicios de los equipos portátiles de rayos X estableciendo normas de seguridad y parámetros operacionales, que permitan obtener

beneficios en cuanto al uso de los equipos portátiles, ya que estos son compactos y ocupan poco espacio, son ligeros, recargables y funcionan sin una fuente de alimentación continua; son fáciles de trasladar de un lugar a otro y su empleo es sencillo. (Marichi-Rodríguez y col. 2024)

1.2 Pregunta problema

¿Cuál es la dosis de radiación de los rayos dispersos generados por equipos de rayos X portátiles en diferentes proyecciones?

1.3 Justificación

El presente estudio se justifica por la necesidad de generar información precisa sobre las dosis de radiación dispersa generadas por equipos portátiles de rayos X en diferentes proyecciones. Esta información es esencial para evaluar los niveles reales de exposición del operador, especialmente cuando no se mantiene una distancia segura o no se utilizan correctamente las barreras de protección. Además, permitirá establecer recomendaciones claras para el manejo seguro de estos equipos, con base en normas internacionales como las emitidas por la Comisión Internacional de Protección Radiológica (ICRP). En consecuencia, este trabajo contribuirá significativamente a la seguridad radiológica en el entorno odontológico y específicamente endodóntico, promoviendo prácticas clínicas más seguras y responsables frente al uso de tecnologías portátiles de diagnóstico por imagen.

Asimismo, los equipos portátiles de rayos X en odontología tienen un impacto significativo en los campos económico y social, también ofrecen beneficios importantes para el operador. En el impacto económico y social, aportará acceso a la atención dental, ya que con estos equipos la atención odontológica llegará a comunidades remotas, hogares de ancianos, escuelas y otros lugares donde el acceso a clínicas dentales fijas es limitado. No obstante, estos beneficios no deben

comprometer la seguridad del personal clínico, lo que refuerza la necesidad de estudios que evalúen y mejoren las practicas actuales de protección.

2. Marco teórico

2.1 Marco conceptual

La radiación es energía que se emite, propaga y transfiere en forma de ondas electromagnéticas o partículas y existen diferentes fuentes de radiación naturales como el sol (luz visible), rayos cósmicos y fuentes artificiales como los rayos X; esta fuente artificial de radiación electromagnética se clasifica según su energía, en ionizante o con alta energía como los rayos X y no ionizantes o con baja energía como los microondas; actualmente las fuentes artificiales de radiación ionizantes más comunes son las de uso médico y odontológico para radiodiagnóstico, como los rayos X y los escáneres de tomografía computarizada (TC); de uso médico encontramos radiación ionizantes que nombraremos pero no son de uso odontológico como radioterapia que genera grandes dosis de radiación que permite la destrucción de células y tejidos tumorales y medicina nuclear en la cual además requieren de materias radioactivo para diagnóstico y tratamiento (Puerta-Ortiz et al., 2020)

El potencial o voltaje es la medida de la intensidad del campo eléctrico. Un ejemplo que presenciamos regularmente es la generación de rayos en las tempestades. Las nubes generan cargas electrostáticas y la tierra tiende a atraer estas cargas. Esa tensión entre las nubes y la tierra puede entenderse como voltaje o diferencia de potencial.

En un momento dado, la acumulación de cargas es tal que ellas encuentran un camino por el cual bajar a tocar tierra, y lo que vemos es el resplandor de tal fenómeno. La velocidad con la cual esas cargas bajan puede entenderse como la corriente eléctrica. Los rayos X en el ejemplo

anterior son el resplandor, la reacción lumínica de la atmósfera. Los rayos son una consecuencia de tener un potencial entre las nubes y la tierra y luego un camino por la atmósfera ionizada que permite el transporte de esas cargas.

Los rayos X son una forma de radiación electromagnética, que a diferencia de la luz visible tienen mayor energía y pueden atravesar la mayoría de los objetos; esta característica distintiva está dada por su longitud de onda extremadamente corta responsable de la capacidad de penetración y la energía producida por la onda se mantiene en relación con la longitud de la onda, es decir a mayor longitud de onda menor energía y a menor longitud de onda mayor energía (Victor Mikla, 2014).

Los rayos X, como muchas otras radiaciones se miden en unidades de energía por unidad de tiempo. En este caso, al producirse mediante campos electromagnéticos, Se puede determinar su magnitud mediante el producto simple del Voltaje y la corriente eléctrica de la fuente que los produce.

Hay que entender que los rayos X se generan bombardeando un ánodo (cargado positivamente) con electrones y la velocidad con la que se mueven estos electrones es la corriente eléctrica medida en Amperios.

En rayos X, entendemos el voltaje o kilovoltaje (miles de voltios porque la dimensión es de esta magnitud) como el potencial del tubo, que para los sistemas dentales de rayos X puede tener un rango entre 50 y 110 kilovoltios. la corriente de un tubo de Rayos X puede estar en un rango entre 1 y 20 mA, dependiendo del modelo (Victor Mikla, 2014). Así las cosas, podemos tener potencias de entre 50 W y 2200 W.

Los rayos X viajan a través de los tejidos y pasan a través de un detector de rayos X al otro lado del paciente y se formará la imagen representada por sombras formadas por los objetos dentro

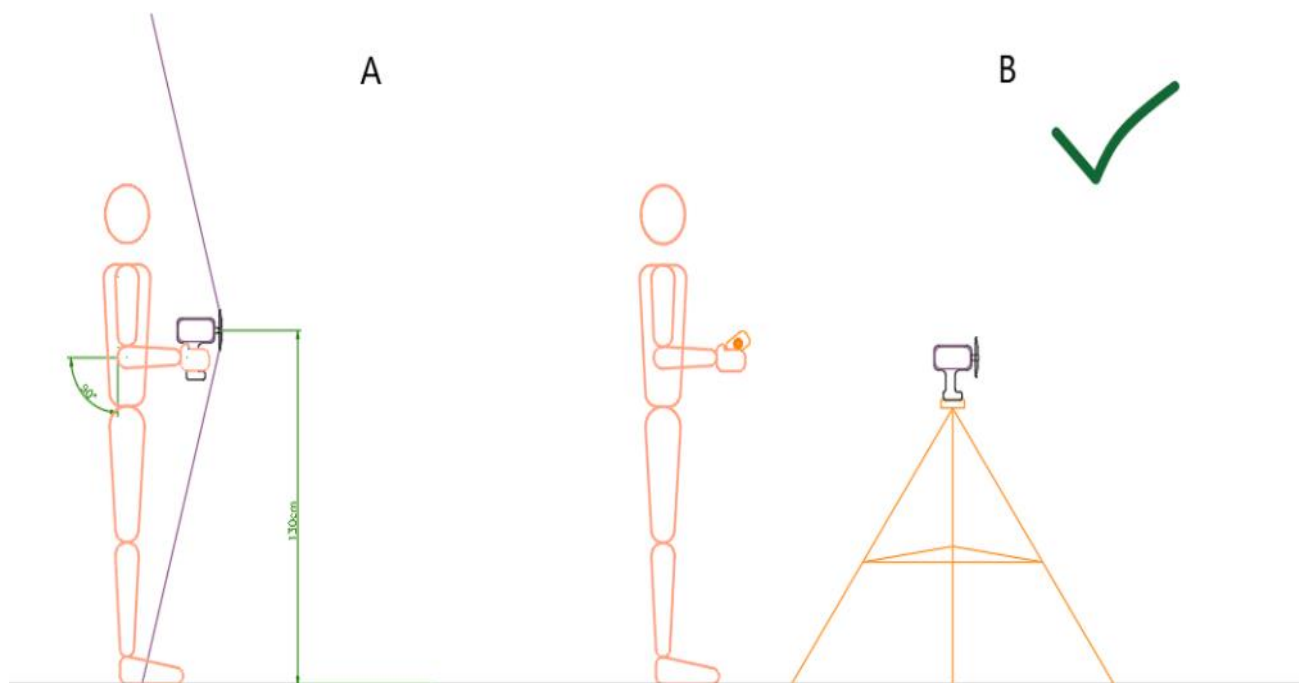
del cuerpo, de modo que la parte del cuerpo que se encuentra entre la fuente y el detector de rayos X, sea de tipo películas o placas radiográficas o detectores digitales; estos rayos viajan a través del cuerpo y son absorbidos en diferentes cantidades dependiendo de la densidad del tejido irradiado y del número atómico, es decir el número de protones en el núcleo del átomo del tejido que interactúa o absorbe rápidamente los rayos x; como resultado las estructuras más densas aparecen más blancas o radiopacas; por el contrario los rayos x viajan más fácil por los tejidos blandos o menos densos o radiolúcidos, como la grasa, los músculos y cavidades llenas de aire (Whaites & Drage, 2014).

Los equipos radiográficos portátiles son equipos generadores de rayos X que se utilizan en odontología para la toma de radiografías. Las unidades portátiles de rayos X desafían el concepto de acceso restringido al "área controlada", ya que son sostenidas por el operador. Para solucionar este problema, los fabricantes han incluido un protector de plomo en la unidad. Además, en el extremo del cabezal del tubo de rayos X hay un protector acrílico con plomo incrustado que crea una zona de protección contra la retrodispersión (Makdissi, 2016; Martins, 2023).

Estos equipos portátiles de rayos X están diseñados para usarse de manera fija, sobre una base o trípode y con un disparador remoto (Figura 1B). (Barba Ramírez y col., 2020)

Sin embargo, como pueden acoplarse y desacoplarse de la base, estos equipos pueden usarse libremente, el operador puede estabilizarlos al sujetarlos con ambas manos (Figura 1A). En estos casos, la exposición se realiza mientras el operador sostiene el equipo y presiona el disparador para realizar la imagen. (Smith R, 2019)

Figura 1. *Operador y manejo de equipo Rx*



Nota: Adaptado de Smith (2019).

Para la medición de radiaciones ionizantes se utilizan distintos métodos y tiene como principio general cambiar el estado electrónico del material en el detector, de forma que pueda tanto detectarse como cuantificarse; se utilizan métodos que incluyen las cámaras de ionización, los diodos de semiconductores, los detectores de centelleo, dosímetros de película y los tubos de Geiger- Müller; siendo los dos últimos los más utilizados para monitoreo de la exposición ocupacional y control de calidad de los equipos, tanto por costo como por accesibilidad (Flakus, 1981).

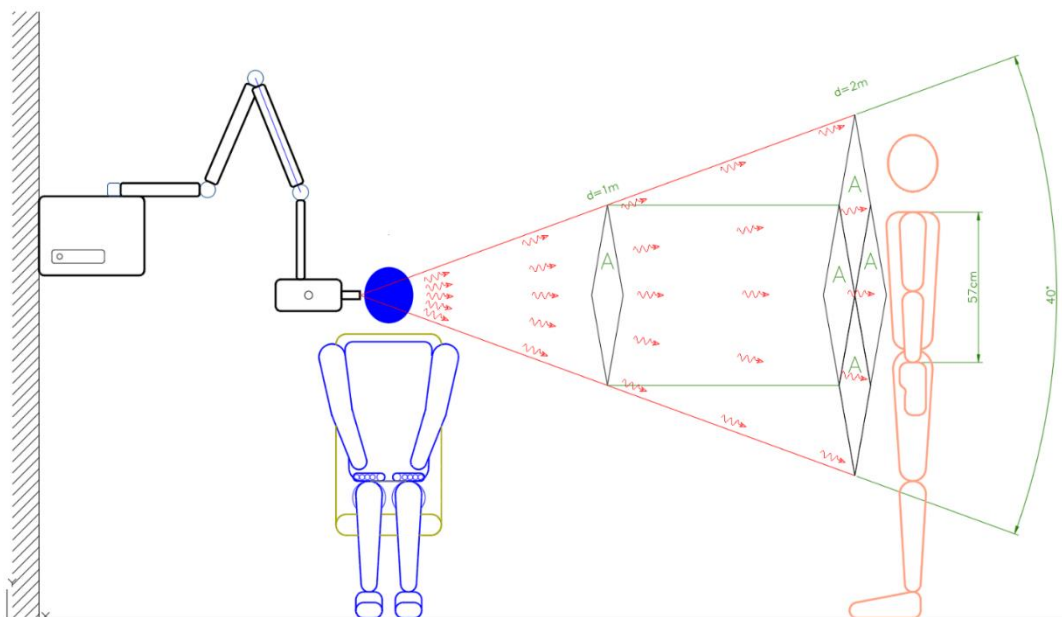
Por otro lado, en cuanto al detector de radiación, el contador Geiger-Müller contiene un gas (xenón o argón) que se ioniza al paso de esta, de forma que cuenta el número de partículas o fotones independientemente de su naturaleza o de su energía. Su funcionamiento se basa en que, tras crearse pares electrón-ion positivo en la ionización del gas producida por la radiación, estos

son desplazados hacia dos electrodos en los que se establece a priori una diferencia de potencial. (Alcaraz y col., 2024)

El operador del equipo portátil experimenta un mayor riesgo debido a que está más expuesto a la radiación, esto ocurre por la cercanía con el equipo, al sostenerlo con sus manos mientras toma la radiografía; esto imposibilita el cumplimiento del principio de limitación de dosis, ya que no se puede mantener una distancia mínima del equipo portátil. Esta distancia está dispuesta por directrices internacionales del Consejo Nacional de Protección Radiológica y Mediciones en su informe NCRP 177: debe ser de al menos 1.8 m a 2 m entre el equipo de rayos X y el operador para disminuir la exposición a radiación ionizante, y por lo tanto el riesgo de presentar efectos estocásticos. (Mallya & Lam, 2018)

La ley del cuadrado inverso de la radiación establece que la intensidad de la radiación disminuye con el cuadrado de la distancia a la fuente (Figura 2).

Figura 2. Ley del cuadrado inverso de la distancia



Nota: La radiación al doble de distancia (2m) de la fuente de radiación (equipo de rayos X) se esparce sobre el cuádruplo del área (A), por lo que disminuye la dosis de radiación ionizante que llega al personal ocupacionalmente expuesto (b). Adaptada de (Mejia, Morales , Hidalgo, & Lucía, 2021)

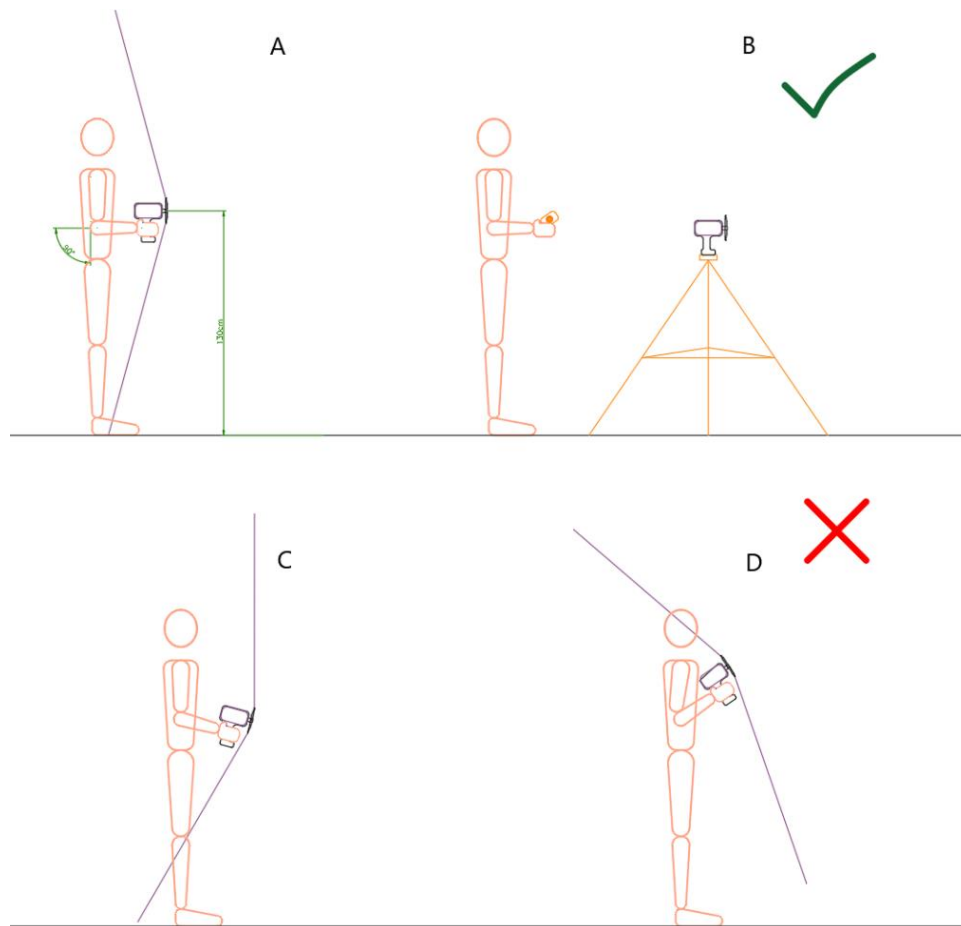
El daño potencial de la dosis absorbida, que se expresa en una unidad llamada Gray (Gy) depende del tipo de radiación y de la sensibilidad de los diferentes tejidos y órganos tanto del operador como del paciente; El sievert (Sv) es la unidad de dosis efectiva que considera el tipo de radiación y la sensibilidad de los tejidos y órganos. Es una forma de medir la radiación ionizante en términos de su potencial de causar daño. Además de la cantidad de radiación (dosis), la velocidad a la que se administra la dosis (tasa de dosis), expresada en microsievarts por hora ($\mu\text{Sv/hora}$) o milisieverts por año (mSv/año), es un parámetro importante para determinar el riesgo. (World Health Organization, 2023)

La retrodispersión es definida como la dispersión de radiación en sentido contrario al de la radiación incidente. Esto ocurre cuando las ondas chocan con un material y se reflejan en el mismo ángulo, regresando a su fuente.

En el caso de la radiación dispersa, ésta se irradia en diferentes direcciones después de interactuar con una sustancia. Asimismo, las máquinas de radiología, como los equipos de rayos X, están diseñadas para reducir la cantidad de radiación dispersa. (Cho & Han, 2012).

Es por esto por lo que el disco de retrodispersión es un dispositivo que se recomienda como barrera de protección al operador. Este disco genera una zona de seguridad para que el operador se proteja de la radiación dispersa. Asimismo, el disco de retrodispersión debe tener un espesor mínimo de 0,25 mm y 15,2 cm de diámetro, pudiendo estar fijo en el equipo o ser adaptable, en este caso, debe colocarse a no más de 1 cm del extremo del dispositivo indicador de posición para que se pueda bloquear eficazmente la radiación de retrodispersión. (Makdissi, 2016). Con el uso del disco de retrodispersión se ha encontrado una disminución en dosis en manos de hasta 32%, y una disminución de hasta 37% a nivel de pecho y cintura del operador. (Cho & Han, 2012)

Cabe destacar, que la forma y el tamaño de la zona de seguridad puede variar dependiendo de la altura del operador, del largo de sus brazos y el ángulo que se le da al equipo (Makdissi, 2016). Si se quiere tener una mayor protección con el disco de retrodispersión es necesario que se coloque en una zona específica del equipo, siempre y cuando se sigan las recomendaciones internacionales y del fabricante, y manteniendo el equipo lejos del cuerpo con una angulación horizontal (Figura 3). Se describe en esta figura: A, Uso correcto del disco de retrodispersión. con el cilindro localizador paralelo al piso; B. Uso correcto con disco de retrodispersión, trípode y disparador con distancia. Los hallazgos sugieren que los equipos portátiles son peligrosos a menos de 2 metros; C. Uso incorrecto del disco de retrodispersión con el cilindro apuntando hacia el piso; D. Uso incorrecto del disco de retrodispersión con el cilindro apuntando hacia el techo. Es importante señalar que las manos reciben la mayor exposición, aunque se ubique el equipo en una posición horizontal (Figura 3), razón por la cual se recomienda el uso de guantes plomados, que pueden reducir la dosis en las manos hasta en un 31% (Cho & Han, 2021).

Figura 3. *Influencia del ángulo de estabilización del equipo portátil de rayos X.*

Nota: Adaptado de Barba Ramírez (2020).

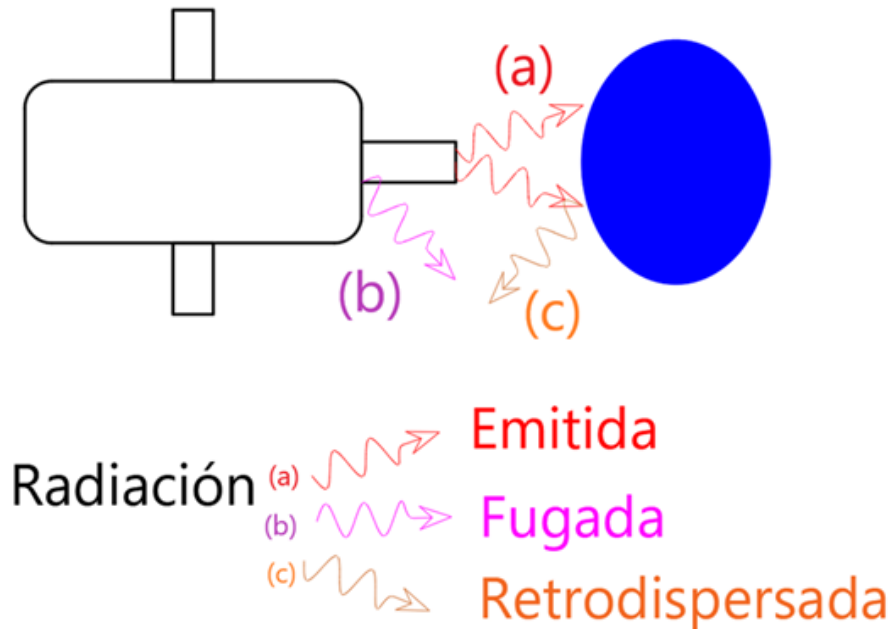
Según la Asociación Dental Americana (American Dental Association) y el Departamento de Salud Pública de Inglaterra, con respecto a la dosis de radiación se establece que los equipos de rayos X portátiles no representan un mayor riesgo de radiación que los equipos fijos, tanto para el paciente como para el operador, esto se debe a que el equipo portátil está a unos cuantos centímetros del cuerpo del operador (Otaka & Harata, 2024).

Se han realizado estudios que mencionan que cuando se realiza una radiografía dental, la radiación ionizante pasa a través de los tejidos y una pequeña parte de dosis efectiva es absorbida, a pesar de lo anterior y debido a que la radiación que generan los equipos portátiles es baja, son

considerados uno de los equipos más seguros en el mercado médico y radiológico. Se han obtenido reportes en cuanto a la dosis de radiación ionizante liberada por equipos de rayos X portátiles, donde se describe que la dosis para un operador de un equipo portátil es inferior a 0.6 mSv/año, cumpliendo con cada una de las recomendaciones que da el fabricante del equipo. Por su parte, la dosis equivalente en la cabeza y las extremidades del operador del equipo portátil no excede 0.6 mSv/año y 20 mSv/año respectivamente, estos datos están dentro de los límites considerados aceptables por la Comisión Internacional de Protección Radiológica por lo que la exposición a radiación en las extremidades del operador de equipos portátiles no supera valores como 0,6 mSv/año, los cuales se encuentran dentro de los límites ocupacionales establecidos, siendo el máximo recomendado de 20 mSv/año según la Comisión Internacional de Protección Radiológica (ICRP, 2007; Makdissi, 2016).

Por consiguiente, se sugiere que las dosis para operadores capacitados en el uso de equipos de rayos X portátiles y que cumplen con las normas establecidas deben ser inferiores a 1.0 mSv/año, lo que representa el 2% del límite de dosis ocupacional anual, esto permite realizar diferentes técnicas radiográficas intraorales.

Aunque la dosis recibida por los odontólogos es baja respecto a la de los pacientes, las medidas de protección son necesarias para disminuir la exposición laboral. Para ello, se considera que existen tres tipos de radiación ocupacional: I) primaria (del haz de radiación); II) dispersada (proveniente del paciente) y III) de fuga (la que escapa del tubo de rayos X), siendo de forma decreciente de mayor importancia y relevancia la radiación dispersa y primaria (Wilches-Visbal et al., 2021).

Figura 4. *Tipos de radiación ionizante*

Nota:(a). La radiación secundaria puede ser por fuga (b) y (c) dispersa. Cuando el haz primario interactúa con la materia (paciente), puede cambiar su dirección y se denomina “radiación dispersa”. Al usar equipos radiográficos dentales portátiles, la radiación dispersa vuelve en la misma dirección en que fue emitida y se denomina “radiación retrodispersa” (c). La radiación que proviene directamente desde la fuente de radiación y que no es parte del haz primario, se denomina “radiación de (b).”

La radiación dispersa observada en la práctica odontológica portátil tiene su fundamento físico en el Efecto Compton, descrito por primera vez por Arthur Compton en 1923. Según esta teoría, los fotones de rayos X incidentes interactúan con los electrones periféricos de los átomos del tejido del paciente, perdiendo parte de su energía y cambiando de dirección. Este fenómeno explica por qué el operador recibe una dosis de radiación incluso encontrándose fuera del haz primario (Compton, 1923). De acuerdo con Bushberg et al. (2012), en el rango de energías utilizado en radiología dental (60-70 kV), la interacción dominante entre los fotones y los tejidos es el Efecto Compton, el cual es responsable de la mayor parte de la radiación dispersa que llega al operador. (Bushberg et al., 2012; Webster, 2006)

La protección radiológica es fundamental en odontología para minimizar la exposición a la radiación tanto para el paciente como para el operador. La protección del paciente se puede dar

a través de una selección de la técnica radiográfica para proporcionar la menor dosis de radiación a fin de obtener la información requerida. Se deben utilizar colimadores rectangulares o redondos para limitar el tamaño del haz de rayos X para una reducción de la cantidad del tejido irradiado y al mismo tiempo se reduce la dosis de radiación. (Cho & Han, 2012; Kim, 2012)

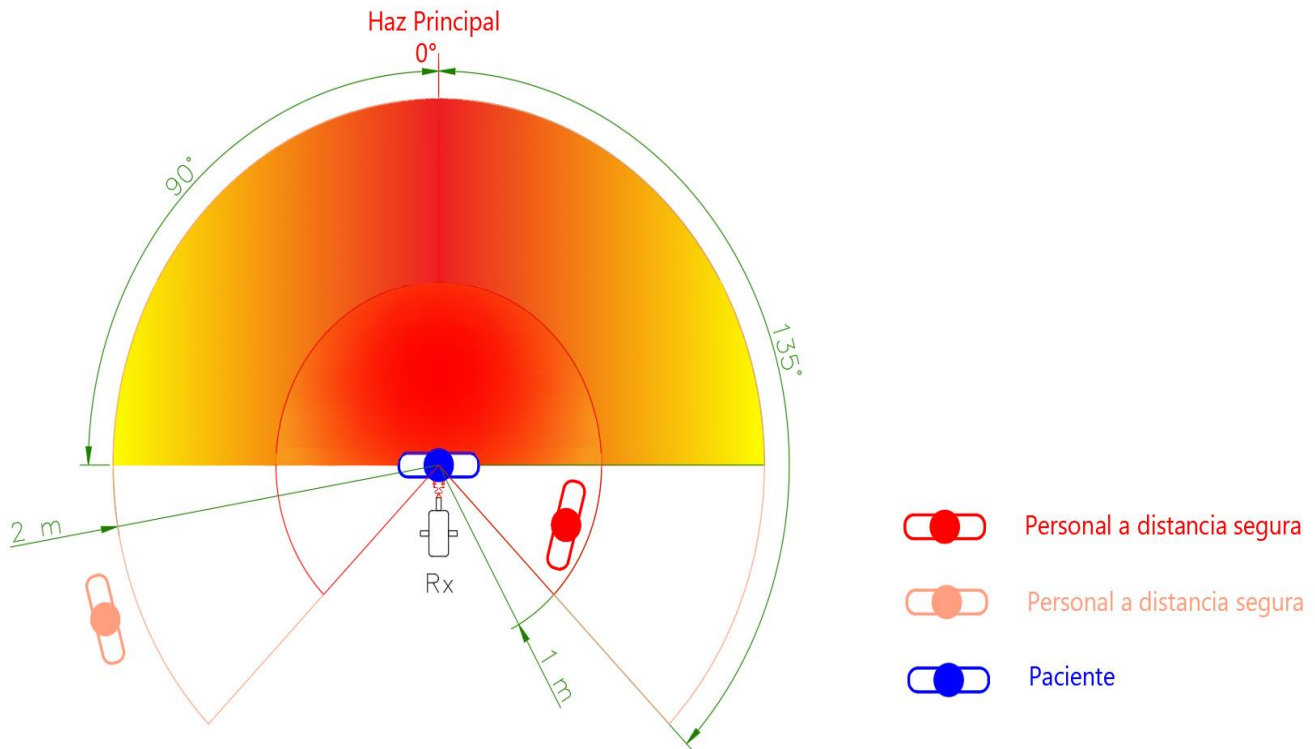
Es importante la protección del operador, manteniendo una distancia segura de la fuente de radiación, así como el uso del blindaje de protección, paredes plomadas o pantallas de plomo que ayudan a proteger de la radiación dispersa. Del mismo modo, utilizar dosímetros personales para tener el control a la exposición de la radiación donde se busca garantizar que se mantenga dentro de los límites permisibles. El operador del equipo de rayos X portátil debe usar guantes plomados, para disminuir la dosis que reciben las manos y también deben utilizar discos de retrodispersión para disminuir la radiación dispersa. (Organismo Internacional de Energía Atómica OIEA, 2022)

En concordancia, el operador debe recibir la capacitación y educación de forma continua sobre los principios de protección radiológica y las mejores prácticas en odontología, Los operadores deben conocer y cumplir las normas y reglamentos de seguridad radiológica. Al utilizar este tipo de equipos, es de vital importancia seguir las recomendaciones del fabricante, y las recomendaciones internacionales, para la correcta colocación del equipo, con el fin de disminuir la radiación dispersa. (Otaka, y col., 2024)

El consejo Nacional de protección y medicina radiológica, en el informe NCRP N°. 177 (2019), establece reglas estrictas para mitigar el riesgo asociado a la radiación dispersa con respecto al uso de dispositivos portátiles. La normativa enfatiza que, debido a la naturaleza del efecto Compton, el operador debe maximizar la distancia y optimizar su angulación de posición con respecto al haz primario. Específicamente, se recomienda la regla de posición y distancia, la cual indica que el operador debe ubicarse a una distancia mínima de 2 metros (7 pies) de la fuente

y en un ángulo de 90° y 135° respecto al haz primario de rayos X saliente del paciente. En este sector, la radiación dispersa es mínima debido a la protección que ofrece el cabezal y la física de la dispersión de los fotones.(figura 5)

Figura 5. Regla de posición y distancia NCRP 177



Nota: El personal ocupacionalmente expuesto debe ubicarse formando un ángulo comprendido entre 90° y 135° con respecto al rayo central, manteniendo una distancia mínima de 2 metros, lo que establece dos posibles posiciones de ubicación.

Sin embargo, los efectos nocivos de la radiación dependen de factores que influyen en aspectos biológicos, tanto de la cantidad de energía o dosis absorbidas, como de la radiosensibilidad de las células afectadas. Los efectos biológicos pueden ser producidos por las radiaciones ionizantes y son nocivos; se clasifican en somáticos y hereditarios; son somáticos si se manifiestan en el individuo expuesto y son hereditarios si se presentan en la descendencia del

individuo irradiado. Ambos efectos se clasifican en estocásticos y determinísticos (Puerta-Ortiz et al., 2020)

Los efectos determinísticos (no-estocásticos) son aquellos en los que la severidad del daño producido depende de una determinada dosis de radiación; estos efectos se producen poco después de la exposición identificando cambios tales como el eritema cutáneo o la mucositis; o pueden aparecer meses o años después de la exposición y son determinados como reacciones tisulares tardías. Por otro lado, los efectos estocásticos no tienen umbral de dosis definido y su probabilidad de aparición aumenta proporcionalmente con la exposición, sin depender de su intensidad; los principales efectos son los hereditarios y la carcinogénesis, este último es un efecto somático de importancia crítica para la protección radiológica; es por esto, que los efectos estocásticos son más probables que ocurran en odontología, puesto que el equipo de rayos X entrega bajas dosis de radiación (Whaites, 2014; Pinto Nicodemo et al., 2023).

La radiobiología estudia los efectos biológicos de la radiación ionizante y la relación entre los parámetros de la irradiación y la magnitud del efecto. El funcionamiento normal de los órganos y tejidos depende del grado de diferenciación de las células, las cuales dependen del sistema de renovación del cual hacen parte y que representa un equilibrio entre la formación, proliferación, diferenciación y muerte. Los sistemas de renovación rápida son, en general, los primeros en sufrir efectos determinísticos; así, la piel y los tejidos hematopoyéticos se consideran los más radiosensibles, mientras que las células del tejido nervioso y muscular son las más resistentes. Así mismo, el éxito de las radiaciones para el tratamiento de algunos tipos de cáncer está en que las células de estos tumores se reproducen muy rápidamente y, por tanto, son muy radiosensibles; En resumen, un efecto biológico dado depende del tipo de partícula, de la energía de la radiación

incidente, de la transferencia lineal de energía (LET, su sigla en inglés), la dosis y la distribución temporal de la dosis al medio biológico (Puerta-Ortiz et al., 2020).

2.2 Marco referencial

El presente marco referencial se construye a partir de una revisión de la literatura científica pertinente que aborda la evolución, características y finalmente los desafíos en materia de seguridad y protección radiológica asociados al uso de equipos de rayos X portátiles en el ámbito odontológico, con especial énfasis en la radiación dispersa y el impacto de las angulaciones de exposición. Los estudios seleccionados proporcionan el sustento teórico y empírico necesario para contextualizar la problemática de la presente investigación y evidenciar la brecha de conocimiento que se pretende abordar.

La irrupción de los equipos de rayos X portátiles de mano ha transformado significativamente la práctica odontológica, ofreciendo una flexibilidad y eficiencia diagnóstica que los equipos convencionales no proveen. Sus dimensiones compactas, facilidad de operación y la capacidad de generar imágenes radiológicas de calidad comparable a las de equipos fijos han sido ampliamente reconocidas como ventajas distintivas, tal y como lo destacan Manchini, Serrano, Ortiz, & Vásquez (2024): "sus dimensiones pequeñas, su facilidad de operar y las imágenes radiológicas con la misma calidad que un equipo fijo son algunas de las ventajas que ofrecen los equipos portátiles." Sin embargo, la conveniencia de estos dispositivos no exime la imperativa necesidad de implementar rigurosas medidas de seguridad radiológica. Aunque la radiación directa al paciente se ha minimizado, la radiación dispersa sigue siendo un foco de preocupación para el personal expuesto. En este sentido, la literatura subraya que es esencial mantener un control estricto del área de trabajo, asegurar el funcionamiento correcto del equipo y

que el operador esté debidamente capacitado en su uso, empleando siempre los elementos de protección personal pertinentes como chalecos, guantes y lentes. A pesar de que la dosis de radiación a la que se expone el operador con estos equipos es generalmente menor a los límites permitidos, se enfatiza que la protección radiológica es continua y vital (Marichi-Rodríguez, 2024).

El uso de rayos X, si bien indispensable para el diagnóstico y la planificación de tratamientos dentales, conlleva un riesgo inherente para la salud que exige una gestión rigurosa. A pesar de que las dosis de exposición en procedimientos odontológicos suelen ser bajas, la acumulación a lo largo del tiempo o la exposición inadecuada pueden generar efectos biológicos adversos, incluyendo la inducción de cáncer. Wilchez, Castillo, & Khoury (2021) enfatizan este punto al debatir que "el uso de rayos X juega un papel esencial en el diagnóstico y planificación de tratamientos dentales. A pesar de que la exposición a la radiación es baja en estos procedimientos, todavía existe un riesgo que debe reducirse a fin de evitar efectos nocivos para el paciente y el personal involucrado." Estos autores subrayan la adopción de medidas de protección radiológica como un imperativo para mitigar los efectos radio-inducidos y garantizar el menor daño posible a los trabajadores ocupacionalmente expuestos, pacientes y miembros del público. La revisión de los principios básicos de radio-protección, como la justificación, la optimización y la limitación de dosis (principio ALARA tan bajo como sea razonablemente posible), se presenta como fundamental en la práctica dental para salvaguardar la salud de todos los implicados en los procedimientos radiográficos. (Wilchez, y col., 2021; Martins, 2023)

Un aspecto crítico y menos explorado en profundidad es cómo las diferentes angulaciones verticales, comúnmente empleadas en la toma de radiografías dentales (especialmente en endodoncia), influyen en la intensidad y distribución de la radiación retrodispersa hacia el

operador. El estudio de Fuentealba, Rodríguez, & Espinoza (2024) abordó directamente esta problemática, evaluando la exposición a rayos X del operador utilizando un equipo portátil con angulaciones verticales correctas (0°) e incorrectas ($+40^\circ$ y -20°). Los hallazgos de esta investigación son particularmente relevantes, al demostrar que "los mayores valores de dosis absorbida por órgano fueron en cristalino con $0,22 \mu\text{Gy}$ (Microgray: Unidad de absorción de la radiación) con angulación vertical -20° y gónadas masculinas ($0,196 \mu\text{Gy}$) con angulación $+40^\circ$." Además, concluyeron que "La dosis efectiva anual fue mayor al usar angulación vertical incorrecta, con valores: 0,9, 1,7 y 3,5 mSv (Unidad de medida que determina la dosis de radiación), para cargas de trabajo: 5, 10 y 20 mA-min/semana respectivamente." Los autores concluyeron que la absorción nociva de radiación retrodispersa fue mayor con angulación vertical incorrecta. Aunque estas dosis se mantuvieron por debajo de los límites internacionales, este estudio refuerza el principio de que toda dosis de radiación, por pequeña que sea, implica un riesgo potencial de efectos estocásticos. Este hallazgo subraya la necesidad crítica de comprender la dinámica de la radiación dispersa en función de la angulación, ya que la variación de las dosis absorbidas en órganos sensibles del operador según la posición de disparo representa un factor de riesgo que requiere una gestión y optimización más específica de las prácticas de protección. (Fuentealba y col., 2024)

Sin embargo, un estudio de Tabakov, Slavik (2024) donde se menciona que, "Las pruebas de control de calidad se realizaban regularmente en países desarrollados. Sin embargo, con el tiempo, su importancia disminuyó". Esto correspondió a diversos factores, como los contratos entre hospitales y fabricantes, que sugieren el cambio de los equipos antes de la caducidad, adquisición de equipos de rayos X más modernos con control automático de exposición; además enfatiza en que si los equipos de rayos X no son sometidos a controles de calidad adecuados la

variabilidad en la dosis de salida podría llevar a una mayor o impredecible radiación dispersa, afectando la seguridad radiológica; también se señala que en los países en desarrollo esos controles de calidad pueden no ser tan rigurosos, al igual que en zonas rurales. (Tabakov, 2024)

A pesar de los avances en la tecnología de equipos portátiles y el conocimiento sobre los principios de radio-protección, la literatura revisada revela una necesidad continua de investigación que profundice en la caracterización de la radiación dispersa en escenarios de uso real y variables. Si bien existen estudios sobre dosimetría de equipos portátiles y la importancia general de la protección, la información específica sobre la intensidad y distribución de la radiación dispersa generada por estos equipos en diferentes angulaciones comúnmente utilizadas en endodoncia y su impacto directo en la seguridad radiológica del operador y el entorno, aún representa una brecha significativa. Esta laguna de conocimiento impide la formulación de recomendaciones de protección radiológica más precisas y adaptadas a la variabilidad de la práctica clínica endodóntica, es significativo mencionar que para algunos de estos estudios anteriormente mencionados se utilizan aditamentos como el arco de retrodispersión, dispositivo que se ubica en el cono para minimizar la radiación, trípode y disparador a distancia; aditamentos que no se usan en entornos reales, ya que algunos equipos no vienen con él o no se utilizan por parte del operador; haciendo que la presente investigación sea indispensable para aportar evidencia empírica que contribuya a la optimización de la seguridad radiológica.

2.3 Marco legal

- Normativa Internacional: Comisión Internacional de Protección Radiológica (ICRP): La ICRP establece las recomendaciones internacionales para la protección contra la radiación ionizante.

- Define los límites de dosis de radiación para trabajadores y público en general.
- Proporciona directrices sobre la optimización de la protección radiológica.
- Organismo Internacional de Energía Atómica (OIEA): El OIEA publica normas y guías de seguridad para el uso de radiaciones ionizantes en medicina y promueve la aplicación de los principios de protección radiológica en todo el mundo.
- Resolución 1811 de 2025 que sustituye y actualiza la resolución 482 de 2018: emitida por el Ministerio de Salud y Protección Social. Es la principal norma que reglamenta el uso de equipos generadores de radiación ionizante en Colombia.
- Establece los requisitos para el control de calidad de estos equipos, la prestación de servicios de protección radiológica y otras disposiciones relacionadas.
- Categoriza la práctica que utiliza de radiación ionizante, siendo la categoría I (baja complejidad) la analizada en el estudio.
- En esta norma se estipulan los procedimientos para la obtención de licencias para la prestación de servicios de protección radiológica y control de calidad.
- Es de gran importancia ya que regula todo el uso de equipos generadores de radiación ionizante.

3.Objetivos

3.1 Objetivo general

Determinar la dosis de radiación de los rayos dispersos generados por equipos de rayos X portátiles en diferentes proyecciones.

3.1.1 Objetivos específicos

Medir los niveles de radiación dispersa en equipos de rayos X portátil, utilizando cámara de ionización de Geiger-Müller.

Identificar zonas de mayor exposición con base en las mediciones de niveles de radiación en una instalación de 2,0 m x 4,0 m.

Analizar la relación entre las variables operativas del proceso de la toma (tiempo y distancia) con la dosis de radiación de los rayos dispersos generados.

4. Método

4.1 Tipo de estudio

Observacional, descriptivo de corte transversal.

4.2 Selección y descripción

4.2.1 Población

Equipos de rayos X portátil

4.2.2 Muestra

Doce equipos para rayos X dentales biomédicos radiodiagnósticos de diferentes marcas y diseños a conveniencia. (Figura 6)

Figura 6. Tipos de diseños



Nota: Tipos de diseño de equipos portátiles de rayos X. A) Diseño tipo pistola con cono corto. B) Diseño tipo cámara con cono largo.

4.2 Criterios de selección

- **Criterios de inclusión**

Equipos de rayos X seleccionados por los investigadores por ser accesibles y convenientes para la investigación.

Equipos nuevos adquiridos para el estudio que estén dentro del periodo de garantía por parte del proveedor.

Equipos entre 1 a 5 años que cumplan con control de calidad, vigente con concepto favorable y licencia bajo norma colombiana (resolución 1811 de 2023) y la Guía de Seguridad Específica SSG-44 del OIEA (2023).

- **Criterios de exclusión**

Los equipos que no están disponibles al momento de realizar la muestra debido a fallas técnicas.

Equipos que no cumplan con los requerimientos técnicos mínimos establecidos por el protocolo de estudio.

4.3 Variables

Las variables de este estudio se pueden apreciar en el anexo A página 58 la tabla de variables.

4.4 Instrumento de recolección de datos.

La investigación se realizó en consultorios odontológicos donde se llevó a cabo las mediciones, en horas donde no se interfiera con la jornada laboral y que no haya pacientes. Se aplicó el control de calidad siguiendo el protocolo ARCAL 49 del Organismo Internacional de

Energía Atómica (OIEA), para unidades de radiografías intraorales ARCAL XLIX – TP-003, levantamiento radiométrico.

Para la lista de equipos utilizados en el estudio ver el anexo B en página 62

4.5 Procedimiento

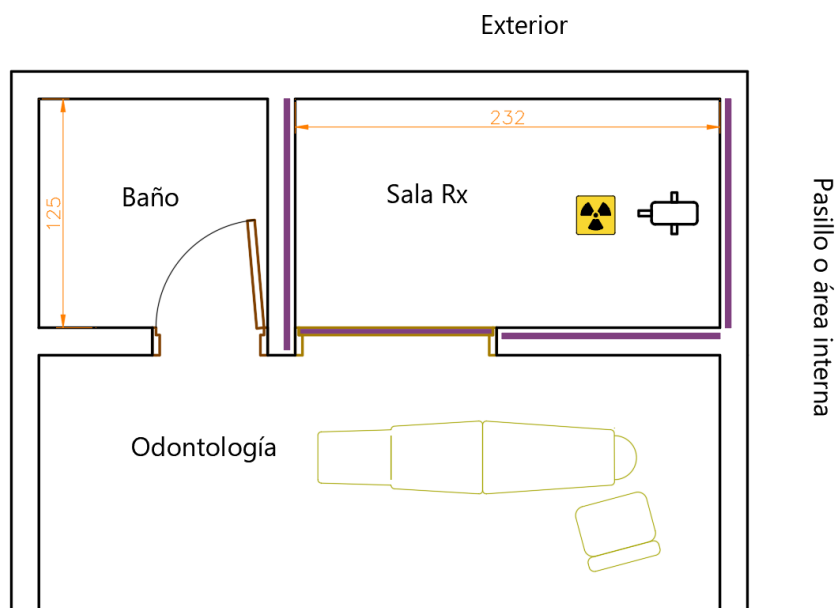
Se solicitó la colaboración y autorización para realizar las muestras en los consultorios odontológico en el departamento de Antioquia y Bogotá.

Las mediciones se realizarán por los investigadores con la accesoría de Wilinton Santiago Castrillon Giraldo Ingeniero Físico; empresa Radio protección e Ingeniería SAS.

Se establecieron los lugares de medición de radiación dispersa en los que también se llevó a cabo la inspección del equipo radiológico, de acuerdo con la ubicación de los equipos de rayos X.

Elaboración del croquis de la instalación. (Figura 7)

Figura 7. Consultorio odontológico



Nota: Dibujo a escala del esquema de la sala de rayos X y sus áreas adyacentes.

- Representar en el croquis el tubo de rayos X, el comando, las puertas y las ventanas.
- Indicar la naturaleza de las áreas adyacentes. Ejemplo: cuarto oscuro, pasillos, salas adyacentes, sala de espera, recepción, baños, etc.
- Identificar con letras mayúsculas los puntos de interés situados dentro y fuera de la sala, donde individuos del público y/o miembros del equipo del servicio puedan estar expuestos a radiación.

Seguidamente se procedió a medir la radiación en el ambiente, antes de realizar las tomas radiográficas con los 12 equipos portátiles, utilizando medidores portátiles Geiger compensado para tejido humano. (Figura 8)

Figura 8. Contador Geiger-Müller Gamma Scout (A) – Geiger counter GQ GMS-800 (B)



Medidas de radiación

- Colocar un centro dispersor en la posición usual de la cabeza del paciente con un volumen de 2 litros para todas las tomas.
- Colocar el cono en contacto con el posicionador a la fantoma y orientado a la posición frontal con relación al paciente. (zona de molares).
- Fijar el parámetro de exposición correspondiente a la mayor técnica utilizada en los exámenes de rutina.
- Registrar los parámetros de exposición, los datos del monitor de área (incluyendo datos de la calibración y de la unidad de lectura utilizada).
- Realizar la medida con la cámara de ionización en uno de los puntos identificados utilizando los parámetros preseleccionados.
- Repetir dos veces la medición en cada punto y anotar el valor máximo.
- Repetir la medida para los otros puntos seleccionados.
- Repetir el mismo procedimiento para las otras tres posiciones del tubo (derecha e izquierda y centro con relación al paciente) (ver figura 9).

Figura 9. *Medidas de radiación*



Nota: Evidencia del procedimiento metodológico: toma de mediciones de radiación, verificación de las dimensiones del cono y pesaje de los dispositivos de rayos X portátiles analizados.

Cálculo y análisis de los resultados.

Las mediciones obtenidas para cada equipo, se utilizó el software estadístico SPSS en su versión 27, propiedad de IBM. La información obtenida se digitó en una hoja de cálculo Excel. El análisis de resultados se llevó a cabo mediante un análisis descriptivo basado en medianas y rangos intercuartílicos debido a la asimetría positiva de los datos. Tras verificar la ausencia de normalidad mediante la prueba de Shapiro-Wilk y gráficos Q-Q, se procedió con un análisis inferencial no paramétrico, empleando la prueba U de Mann-Whitney para la comparación de grupos y el coeficiente Rho de Spearman para el análisis bivariado de correlación.

Se realizó un análisis multivariado de caracterización técnica, integrando variables físicas (peso, longitud de cono y antigüedad) con mediciones de distribución espacial. Este enfoque

permitió realizar un diagnóstico de fallas estructurales y una evaluación de la eficacia del blindaje interno, identificando puntos críticos de exposición ocupacional que no son detectables mediante análisis estadísticos descriptivos convencionales.

5. Resultados

Análisis descriptivo de la radiación. Los datos obtenidos fueron procesados y analizados mediante el software estadístico SPSS versión 27. Inicialmente, se realizó un análisis descriptivo de las mediciones de radiación dispersa registradas detrás de los equipos de rayos X portátiles ($n = 12$), expresadas en microsievets por hora ($\mu\text{Sv/h}$). La Tabla 1 presenta los datos estadísticos descriptivos de la tasa de radiación medida por disparo a una distancia estandarizada de un metro. La mediana de la radiación fue de $43,28 \mu\text{Sv/h}$, con un rango intercuartílico entre $32,28 - 49,62 \mu\text{Sv/h}$. Estos valores se encontraron por debajo del límite de referencia de $250 \mu\text{Sv/h}$, establecido para este tipo de exposición, lo que indica que las mediciones puntuales evaluadas se mantienen dentro de rangos considerados seguros bajo las condiciones del estudio.

Tabla 1. *Datos estadísticos de la radiación medida*

Estadístico	Valor $\mu\text{Sv/h}^*$
Percentil 25 (P25)	32,28
Mediana (P50)	43,28
Percentil 75 (P75)	49,62
Rango intercuartílico (RIC)	32,28 – 49,62

Nota: Estadísticos descriptivos de la tasa de dosis de radiación ($\mu\text{Sv/h}$). Se detallan los valores del percentil 25, la mediana (P50), el percentil 75 y el rango intercuartílico (RIC).

La estandarización de la distancia de medición a un metro permitió simular el entorno habitual de trabajo del operador y facilitó la comparación con los límites de seguridad radiológica reportados en la literatura.

Con respecto a la evaluación de la normalidad de los datos obtenidos (Tabla 4), la distribución de los valores de radiación fue evaluada mediante análisis gráfico y pruebas estadísticas de normalidad. Los resultados de las pruebas de Kolmogorov-Smirnov y Shapiro-Wilk, presentados en la Tabla 2, evidenciaron que los datos correspondientes a la zona de cabeza no siguieron una distribución normal ($p < 0,05$), mientras que los valores de tórax mostraron un comportamiento compatible con la normalidad ($p > 0,05$).

Tabla 2. *Prueba de normalidad*

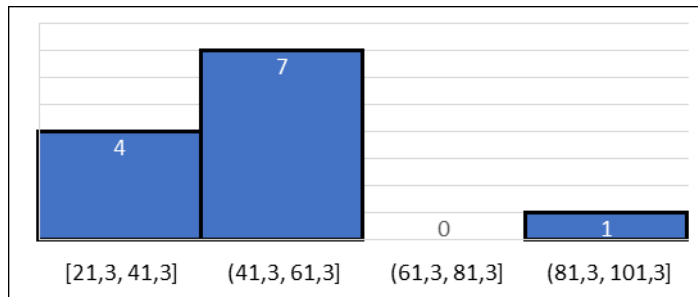
	Zona	Kolmogorov-Smirnov ^a			Shapiro-Wilk		
		Estadístico	gl	Sig.	Estadístico	Gl*	Sig.
Radiación	CABEZA	,327	12	,001	,695	12	,001
	TÓRAX	,149	12	,200*	,922	12	,307

Nota: Grados de libertad = número de casos (n) 12 datos válidos.

No obstante, teniendo en cuenta el tamaño reducido de la muestra y la ausencia de normalidad en al menos uno de los grupos evaluados, se optó por la aplicación de pruebas estadísticas no paramétricas para los análisis comparativos posteriores. Teniendo en cuenta la comparación de la radiación según zona anatómica de cabeza y tórax se realizó mediante la prueba estadística U de Mann-Whitney. Como se observa en la Figura 9, la radiación medida en tórax

presentó una mediana ligeramente superior y una mayor dispersión en comparación con la zona de cabeza.

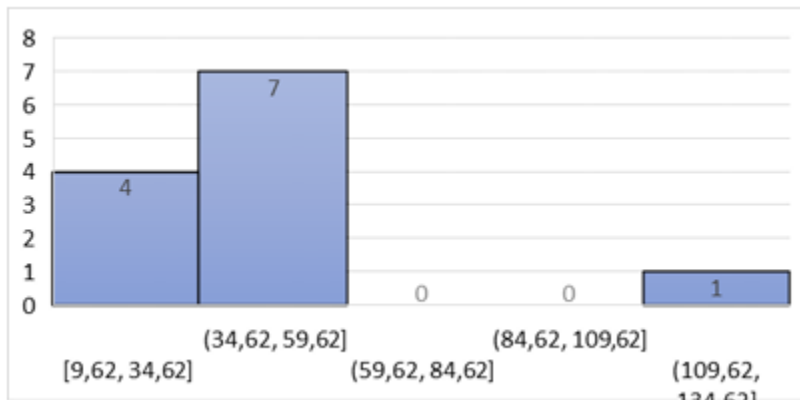
Figura 10. *Cabeza y radiación*



Nota: Distribución de frecuencias por intervalos de clase. Los números sobre las barras representan la cantidad de observaciones en cada rango.

Sin embargo, estas diferencias no fueron estadísticamente significativas ($p = 0,347$), lo que indica que, bajo las condiciones evaluadas, los niveles de radiación dispersa fueron similares entre ambas zonas anatómicas. En cuanto a la comparación de la radiación según el tipo de cono (corto vs. largo), empleando igualmente la prueba U de Mann-Whitney. En la Figura 10 se observa una distribución comparable de los valores de radiación entre ambos tipos de cono, donde no se evidenciaron diferencias estadísticamente significativas entre los grupos de comparación ($p = 0,881$), lo que sugiere que la longitud del cono no influyó de manera significativa en los niveles de radiación dispersa medidos detrás del equipo. Este comportamiento podría estar más relacionado con características internas del equipo, como el diseño del tubo o el blindaje, que con la longitud del cono.

Figura 11. *Tórax y Radiación*



Nota: Distribución de frecuencias absolutas por intervalos de clase. Las etiquetas numéricas sobre las barras indican la cantidad de datos registrados en cada rango.

La relación entre la radiación dispersa y la edad del equipo de rayos X portátil fue evaluada mediante el coeficiente de correlación de Spearman, debido al tamaño de la muestra y a la falta de normalidad en la distribución de los datos. El análisis no mostró una correlación estadísticamente significativa entre ambas variables ($p = -0,055$; $p = 0,799$), como se resume en la Tabla 5.

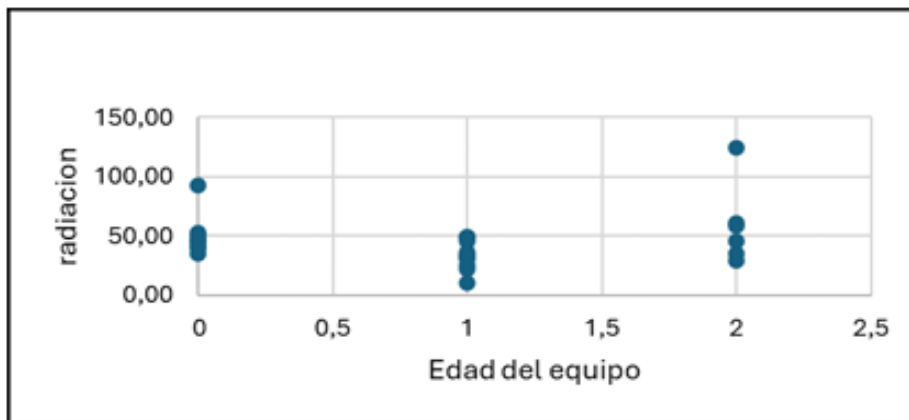
Tabla 3. *Análisis bivariado*

Correlaciones						
Rho de Spearman	Radiación	Coeficiente de correlación	de	Radiación		
				1,000	Edad del equipo	
					-,055	
	Edad del equipo	Coeficiente de correlación	de	Edad del equipo		
				-,055	Radiación	
					1,000	
		Sig. (bilateral)		.	Sig. (bilateral)	
		N		12	N	
					12	12

Nota: Coeficientes de correlación no paramétrica (Rho de Spearman) y niveles de significancia bilateral para las variables Radiación y Edad del equipo.

El diagrama de dispersión presentado en la Figura 11 evidenció una distribución aleatoria de los datos, sin una tendencia definida, lo cual respalda la ausencia de asociación entre la antigüedad del equipo y los niveles de radiación dispersa registrados.

Figura 12. *Correlación radiación/ edad del equipo*



Nota: Diagrama de dispersión de las variables radiación frente a la edad del equipo para evaluar la relación lineal entre los datos analizados.

La Tabla 4 presenta un resumen de los análisis comparativos realizados, incluyendo la comparación de la radiación según la zona anatómica, el tipo de cono y la edad del equipo. En ninguno de los casos se identificaron diferencias o asociaciones estadísticamente significativas.

Tabla 4. *Análisis Comparativo*

Comparación	Prueba estadística	Valor p	Interpretación
Radiación según zona (cabeza vs tórax)	U de Mann-Whitney	0,347	No se encontraron diferencias estadísticamente significativas
Radiación según tipo de cono (corto vs largo)	U de Mann-Whitney	0,881	No se encontraron diferencias estadísticamente significativas
Comparación	Prueba estadística	Valor p	Interpretación
Radiación versus edad del equipo	Correlación de Spearman	0,799	No se encontró correlación estadísticamente significativa

Nota: Resultados de las pruebas estadísticas y valores p para la comparación y correlación de los niveles de radiación según variables anatómicas, técnicas y temporales.

A diferencia de los equipos de rayos X fijos que están en salas blindadas, los equipos portátiles que se están analizando se usan cerca del paciente. La dispersión lateral es la principal

responsable de que el odontólogo reciba radiación en sus manos, brazos y torso, ya que esta "rebota" desde la zona irradiada del paciente hacia afuera.

Al realizar un análisis ocupacional de los doce equipos de diferentes modelos, antigüedad, dosis de dispersión en cabeza y tórax en diferentes proyecciones (centro, derecha, izquierda); longitud de cono y peso se puede observar lo siguiente:

El peso no es solo una medida física, en los equipos de rayos X suele ser un indicador de un mayor espesor de plomo del cabezal, donde los equipos con mayor masa como el equipo XRAY con un peso de 8,5 kg, tiende a presentar dosis más estables con una antigüedad de 5 años, el equipo ODISSEY con un peso de 6,5 kg, este presenta la menor dosis, aunque poco estable entre las dosis de cabeza y tórax y una antigüedad de 3 años; esto valida la hipótesis de que, en equipos portátiles, la ligereza puede comprometer el blindaje, aumentando la radiación de fuga hacia el operador con alta radiación lateral donde los valores de los costados son muy cercanos o incluso superiores al centro, lo que indica que el blindaje no está conteniendo la dispersión. Si un equipo tiene un mal blindaje interno y un cono muy corto, esa dispersión lateral será más intensa, aumentando el riesgo radiológico que buscamos determinar en el objetivo general.

La longitud del cono actúa como el colimador físico, los equipos con cono largo permiten que el haz del cono sea más paralelo, disminuyendo la dispersión lateral que se asocia con la desviación en diferentes direcciones especialmente hacia los lados del eje principal del haz primario como en el caso de los equipos XRAY, HYPERLIGHT-G/B y ODISSEY, este último aunque tiene cono corto compensa la retrodispersión con el blindaje interno, reduciendo el área de exposición innecesario compensando no solo la fuga de radiación sino además la distancia de exposición; en comparación con conos cortos que al estar más cerca, el haz de rayos x se abre más rápido aumentando la dispersión lateral; como es el caso de equipos HYPERLIGHT-G/A,

MICRORAY, MCD1189; donde la medición en "Derecha" o "Izquierda", muestran niveles altos y muy uniformes en los tres puntos, lo que sugiere que la radiación se expande hacia los lados con mucha intensidad.

Al momento del análisis se encontraron los siguientes hallazgos: Distribución asimétrica es el caso del equipo MINI RAY (centro 45.73, derecha 46.32, izquierda baja a 31.86), donde la medición de radiación lateral izquierda es más baja que las demás medidas, lo que sugiere que el diseño interno del equipo protege más un lado que del otro, con lo que se puede suponer que es más seguro pararse al lado izquierdo que el derecho al momento de la toma.

En el caso del equipo SMART RAY, es muy simétrico (35.76 centro, derecha 35.47, izquierda 33.94) sería un equipo predecible y fácil de estandarizar en protocolos de seguridad; pero con un hallazgo que al momento de las mediciones se identificó una anomalía significativa en los modelos SMART RAY, MICRORAY y MCD1189, consistente en niveles críticos de radiación de fuga localizados específicamente en el botón interruptor de exposición. A pesar de que el modelo SMART RAY demostró una distribución simétrica y predecible en las mediciones periféricas, la fuga detectada en el comando de activación (89,66 $\mu\text{Sv/h}$), representando un riesgo directo para la mano del operador; este fenómeno se acentúa en los modelos MICRORAY (93,68 $\mu\text{Sv/h}$) y MCD1189(171,52 $\mu\text{Sv/h}$), sugiriendo una falla estructural común.

Los equipos con cono largo y mayor peso (como el Odissey y el XRAY) demuestran un control superior de la dispersión. El riesgo principal para el operador de endodoncia en el estudio se concentra en los modelos MCD1189 y MICRORAY, donde la radiación lateral es prácticamente igual a la directa y HYPERLIGHT-G/A, en el cual se acentúa más en el tórax, aumentando la dosis acumulada en manos y torso si no se usa delantal plomado. (Ver tablas 5 – 6)

Tabla 5. Comparación: Radiación cabeza - Edad del equipo – Longitud cono – Peso

MEDICIONES	MODELO	LONGITUD CONO	PESO kg	MEDICION 1	MEDICION 2	MEDICION 3
CABEZA		cm		CENTRO	DERECHA	IZQUIERDA
NUEVOS	HYPERLIGHT-M	7	2,03	39,01	38,48	39,66
	HYPERLIGHT-G/A	7	1,9	56,41	48,12	45,16
	MINI RAY	15,2	2,64	45,73	46,32	31,86
	SMART RAY	14,7	2,08	35,76	35,47	33,94
1-5 AÑOS	JYF-10P	7,5	2,08	36,41	34,43	36,15
	ODISSEY	6,8	6,5	12,96	6,44	9,46
	MC-RAY II	8	2,11	33,03	32,38	34,33
	HYPERLIGHT-G /B	15,4	1,52	48,03	48,81	48,31
	DCMRAYX III	6	1,56	30,25	33,35	32,64
MAYOR 5 AÑOS	XRAY	15	8,5	29,61	28,63	29,42
	MICRORAY	8,5	2,75	45,38	38,36	52,28
	MCD1189	9,5	1,96	103,25	171,52	97,98

Nota: Matriz de mediciones de radiación en la zona de la cabeza según el modelo de equipo, longitud del cono (cm) y peso (kg). Los datos se agrupan cronológicamente por antigüedad del equipo (Nuevos, 1-5 años, y mayores a 5 años), detallando tres réplicas de medición (Centro, Derecha e Izquierda) por cada unidad evaluada.

Tabla 6. Comparación: Radiación tórax - Edad del equipo – Longitud cono – Peso

MEDICIONES	MODELO	LONGITUD CONO	PESO kg	MEDICION 1	MEDICION 2	MEDICION 3
TORAX		cm		CENTRO	DERECHA	IZQUIERDA
NUEVOS	HYPERLIGHT-M	7	2,03	52,74	52,8	52,89
	HYPERLIGHT-G/A	7	1,9	92,78	99,17	85,32
	MINI RAY	15,2	2,64	41,52	43,34	30,93
	SMART RAY	14,7	2,08	45,87	48,66	46,32
1-5 AÑOS	JYF-10P	7,5	2,08	29,29	36,19	30,04
	ODISSEY	6,8	6,5	21,08	22,66	20,16
	MC-RAY II	8	2,11	28,36	22,43	21,43
	HYPERLIGHT-G /B	15,4	1,52	49,12	50,13	48,01
	DCMRAYX III	6	1,56	49,02	37,03	49,98
MAYOR 5 AÑOS	XRAY	15	8,5	36,17	32,31	36,28
	MICRORAY	8,5	2,75	59,48	60,18	56,48
	MCD1189	9,5	1,96	74,62	57,05	51,11

Nota: Matriz de mediciones de radiación en la zona del tórax según el modelo de equipo, longitud del cono (cm) y peso (kg). Los datos se estructuran por bloques cronológicos según la antigüedad de los dispositivos (Nuevos, 1-5 años, y mayores a 5 años), registrando tres réplicas de posicionamiento (Centro, Derecha e Izquierda) para cada unidad.

6. Discusión

Debido a la creciente adopción de la radiología portátil en la práctica endodóntica y la necesidad de validar los protocolos de protección para el operador, la presente investigación se propuso determinar la dosis de radiación, evaluar la intensidad y distribución de la radiación dispersa en doce equipos de uso comercial. Los resultados del presente estudio evidencian que las mediciones de radiación dispersa registradas detrás de los equipos de rayos X portátiles se mantuvieron por debajo del valor de referencia de $250 \mu\text{Sv/h}$, lo cual indica que, bajo las condiciones evaluadas, los niveles de exposición para el operador se encuentran dentro de rangos considerados seguros. Estos hallazgos son coherentes con lo reportado en la literatura, donde se señala que la dosis de radiación asociada al uso de equipos portátiles suele ser baja cuando se cumplen adecuadamente las medidas de protección radiológica. (Organismo Internacional de Energia Atomica OIEA, 2022)

En este sentido, Marichi-Rodríguez (2024) destaca que, aunque la exposición ocupacional generada por estos equipos generalmente no supera los límites permisibles, es indispensable mantener un control estricto del área de trabajo, garantizar el correcto funcionamiento del equipo y asegurar que el operador cuente con una capacitación adecuada. Asimismo, enfatiza el uso permanente de elementos de protección personal como chalecos plomados, guantes y lentes, reforzando el principio de que la protección radiológica debe entenderse como un proceso continuo y no como una medida ocasional.

Siguiendo los principios del Efecto Compton (1923), la radiación detectada en las posiciones laterales (Derecha e Izquierda) de los equipos evaluados, los rayos X se comportan como partículas (fotones) que "chocan" con los electrones de la materia (el paciente) y rebotan con

una longitud de onda mayor (menor energía); es el resultado de la colisión elástica de los fotones del haz primario con los tejidos del paciente. Los altos valores encontrados en el equipo MCD1189, MICRORAY y HYPERLIGHT-G/A sugieren una mayor tasa de interacciones Compton o una falla en el blindaje retrogrado, lo que aumenta el riesgo de exposición ocupacional. (Cho & Han, 2012)

Un hallazgo clínico de extrema relevancia en este estudio, que supera la dispersión esperada por el efecto Compton, fue la detección de radiación de fuga en el botón interruptor de exposición de los equipos SMART RAY (89.66 $\mu\text{Sv/h}$), MICRORAY (93.68 $\mu\text{Sv/h}$) y MCD1189 (171.52 $\mu\text{Sv/h}$). Este fenómeno sugiere una vulnerabilidad crítica en el diseño estructural de estos modelos, los cuales comparten una arquitectura externa similar. Mientras que la literatura estándar (OIEA, 2022) se enfoca en la radiación que rebota del paciente, nuestros datos advierten sobre un riesgo ocupacional localizado en la mano del operador especialmente en el dedo. La dosis de fuga en el interruptor del MCD1189 supera significativamente a los demás, lo que podría categorizarlo como un equipo de mayor riesgo si no se implementan disparadores remotos o blindajes adicionales en el chasis. De manera similar, Wilchez, Castillo y Khoury (2021) señalan que el uso de rayos X es fundamental para el diagnóstico y la planificación de tratamientos odontológicos; sin embargo, advierten que, a pesar de tratarse de dosis bajas, existe un riesgo inherente que debe ser minimizado. Estos autores subrayan la necesidad de aplicar medidas de protección radiológica con el fin de reducir los posibles efectos radioinducidos tanto en el personal expuesto como en los pacientes y el público en general, lo cual concuerda con los resultados del presente estudio al evidenciar niveles de radiación controlados, pero no exentos de riesgo.

Al comparar la radiación según la zona anatómica evaluada (cabeza y tórax), no se encontraron diferencias estadísticamente significativas. No obstante, se observó una tendencia a valores ligeramente mayores y más variables en la zona de tórax. Este comportamiento puede

explicarse por diferencias en la técnica de posicionamiento y en las características del haz primario y disperso, aunque sin alcanzar significancia estadística. Estos hallazgos refuerzan la idea de que, aun cuando las diferencias no sean significativas, la variabilidad en la radiación dispersa debe ser considerada dentro de las estrategias de optimización de la protección radiológica.

Los resultados respecto a la variabilidad en la zona del tórax se alinean con lo expuesto por Fuentealba y col., (2024), quienes evaluaron la dosis dispersa en diferentes órganos del operador. Ellos reportaron que, aunque la dosis efectiva es baja, la glándula tiroides y el torso reciben una carga mayor de radiación dispersa dependiendo de la angulación del cabezal. Esto coincide con la tendencia observada en este estudio, donde el tórax presentó valores ligeramente superiores a la cabeza, reforzando la necesidad del uso mandatorio del collarino tiroideo y chaleco plomado, incluso si los niveles generales están por debajo de los 250 $\mu\text{Sv/h}$. Los hallazgos de esta investigación coinciden con lo expuesto por Hoogeveen et al. (2015), quien subraya que la seguridad de los dispositivos portátiles depende intrínsecamente del diseño del blindaje del cabezal.

Los resultados del presente estudio también mostraron que el tipo de cono (corto o largo) no influyó de manera significativa en los niveles de radiación dispersa medida detrás del equipo. Este hallazgo coincide parcialmente con estudios previos que sugieren que la radiación dispersa no depende exclusivamente de la longitud del cono, sino de otros factores técnicos como el diseño del tubo, el blindaje del equipo y las condiciones de uso.

En contraste, el estudio realizado por Fuentealba, Rodríguez y Espinoza (2024) evidenció que la angulación vertical incorrecta del equipo portátil se asocia con un incremento en la dosis absorbida por órganos sensibles del operador, como el cristalino y las gónadas. Dichos autores reportaron mayores valores de dosis efectiva anual cuando se utilizaron angulaciones verticales

inadecuadas, concluyendo que la radiación retrodispersa aumenta significativamente bajo estas condiciones. Aunque las dosis reportadas se mantuvieron por debajo de los límites internacionales, estos hallazgos refuerzan el principio de que toda exposición a radiación ionizante implica un riesgo potencial de efectos estocásticos, lo cual resalta la importancia de una correcta técnica radiográfica y una adecuada capacitación del operador. En relación con la antigüedad de los equipos, el presente estudio no encontró una correlación significativa entre la edad del equipo y los niveles de radiación dispersa. Este resultado sugiere que la radiación medida no depende directamente del tiempo de uso del equipo, sino de factores como el mantenimiento, el diseño tecnológico y el cumplimiento de los controles de calidad. En este contexto, Tabakov y Slavik (2024) señalan que, aunque en países desarrollados las pruebas de control de calidad se realizaban de forma regular, su importancia ha disminuido con el tiempo debido a la renovación tecnológica y a los contratos con fabricantes. Sin embargo, advierten que la ausencia de controles de calidad adecuados puede generar variabilidad en la dosis de salida del equipo y, por ende, una radiación dispersa mayor o impredecible, situación que podría comprometer la seguridad radiológica, especialmente en países en desarrollo y en contextos rurales. Desde el punto de vista normativo, los resultados obtenidos se encuentran alineados con las recomendaciones de la Comisión Internacional de Protección Radiológica (ICRP), que establece límites de dosis para trabajadores ocupacionalmente expuestos y promueve el principio de optimización de la protección radiológica. De igual manera, el Organismo Internacional de Energía Atómica (OIEA) resalta la necesidad de implementar medidas de seguridad y control de calidad en el uso de radiaciones ionizantes en el ámbito médico.

Aunque el informe del Consejo Nacional de Protección Radiológica y Mediciones (NCRP) en el Informe n.º 177 asume que el operador está protegido por la distancia; los niveles de fuga

detectados en el interruptor del equipo MCD1189 (171.52 $\mu\text{Sv/h}$) invalidan parcialmente la seguridad de la distancia si el operador sostiene el equipo manualmente sin un disparador remoto. Este hallazgo subraya la necesidad de complementar la regla de posición con un blindaje estructural íntegro, como sugiere la normativa para garantizar que la dosis ocupacional se mantenga ALARA (tan baja como sea razonablemente posible).

En el contexto colombiano, la Resolución 1811 de 2025, que actualiza la Resolución 482 de 2018, establece los lineamientos para el uso de equipos generadores de radiación ionizante, incluyendo los requisitos de control de calidad y la prestación de servicios de protección radiológica. Dicha normativa clasifica la práctica evaluada en este estudio como de categoría I (baja complejidad), lo cual coincide con los bajos niveles de radiación registrados. No obstante, la norma también enfatiza la obligatoriedad del cumplimiento de los procedimientos de licenciamiento y control, reforzando la importancia de mantener estándares adecuados de seguridad radiológica independientemente de la complejidad del procedimiento.

En conjunto, los hallazgos del presente estudio aportan evidencia local que respalda el uso seguro de equipos de Rayos X portátiles cuando se cumplen las condiciones técnicas, normativas y de protección radiológica. Sin embargo, también subrayan la necesidad de fortalecer la capacitación del personal, el control de calidad de los equipos y la correcta aplicación de las técnicas radiográficas, como estrategias clave para minimizar la radiación dispersa y proteger al operador.

Fortalezas y limitaciones: logística por obtención de equipos, literatura, norma

La principal fortaleza de esta investigación radica en la evaluación de una muestra diversa de 12 equipos con diferentes estados de vida útil, lo que permitió identificar que la seguridad no depende de la edad del aparato, sino de su diseño técnico y mantenimiento. Además, la inclusión

de mediciones de fuga en puntos críticos (interruptor) aporta un valor diferenciador a la literatura local.

Como limitaciones, se reconoce la dificultad logística para la obtención de una muestra más amplia de equipos de una misma marca para estandarizar comparaciones. Asimismo, la transición normativa en Colombia hacia la Resolución 1811 de 2025 plantea un reto para la actualización de los protocolos de licenciamiento en los consultorios de endodoncia, donde la percepción de riesgo suele ser baja debido al carácter portátil de la tecnología.

7. Conclusión

Las mediciones de radiación dispersa registradas detrás de los equipos de rayos X portátiles se encontraron dentro de rangos considerados seguros. No se identificaron diferencias estadísticamente significativas según la zona anatómica evaluada, sin embargo, la radiación se observó más en tórax que en la cabeza, lo que respalda el uso de estos dispositivos en contextos clínicos de baja complejidad, siempre que se cumplan las medidas de protección radiológica y el control de calidad.

Sin embargo, existe una variabilidad significativa entre modelos; el equipo ODISSEY se posiciona como el de mayor eficiencia en protección radiológica, mientras que el MCD1189 presenta los niveles de dispersión más elevados, lo que demuestra que la seguridad no está ligada a la antigüedad del equipo, sino a la robustez de su blindaje y diseño técnico.

Relación entre el *Efecto Compton* y la distribución de dosis a través del análisis de las mediciones laterales (derecha/izquierda), se validó el impacto del Efecto Compton (1923) en la distribución de la radiación dispersa. Se determinó que la cabeza y el tórax del operador reciben dosis de radiación resultantes de la colisión de fotones con los tejidos del paciente, confirmando lo planteado por Bushberg (2012). La tendencia a mayores valores en la zona del tórax refuerza la

necesidad crítica de seguir la Regla de Posición y Distancia del NCRP 177, ubicando al operador en ángulos de entre 90° y 135° para minimizar la recepción de estos fotones desviados.

Riesgo Crítico por Radiación de Fuga en el Diseño del Chasis. Un hallazgo fundamental de este estudio es la identificación de radiación de fuga en el botón disparador de los modelos SMART RAY, MICRORAY y MCD1189, alcanzando niveles críticos de hasta 171.52 $\mu\text{Sv/h}$. Este defecto de manufactura representa un riesgo ocupacional directo para las manos del operador, validando las advertencias de García-Cupitira et al. (2021) sobre la exposición en extremidades. Se concluye que el cumplimiento de los límites de dosis general no garantiza la seguridad total, y es imperativo que estos equipos incorporen disparadores remotos para distanciar la mano del operador de la fuente de fuga detectada.

Se recomienda a los profesionales y especialistas en endodoncia, integrar como protocolo obligatorio previo al uso de tecnologías portátiles, la revisión exhaustiva de los manuales de usuario y las guías de recomendaciones de seguridad proporcionadas por los fabricantes. Esta investigación evidenció que las características técnicas (como el peso, el blindaje y la colimación) varían significativamente entre modelos; por lo tanto, el conocimiento profundo de las especificaciones de cada equipo es indispensable para una correcta gestión del riesgo. Se insta a los profesionales a no subestimar la capacitación técnica inicial, asegurando que la práctica clínica se alinee con los parámetros de exposición y las zonas de ocupación segura definidas por el fabricante, minimizando así la exposición innecesaria tanto para el operador como para el paciente.

Se sugiere que futuras líneas de investigación evalúen el nivel de adherencia de los profesionales a los manuales de seguridad de equipos portátiles, con el fin de desarrollar programas de capacitación continua que cierren la brecha entre la adquisición tecnológica y la seguridad radiológica aplicada.

Referencias

- Actual Pacs. (2017, 1 de junio). *Radiología y radioterapia: ¿En qué se diferencian estas especialidades?* <https://actualpacs.com/blog/radiologia-y-radioterapia-en-que-se-diferencian-estas-especialidades/>
- Alcaraz Baños, M., Olivares, A., García Gamuz, J. A., Berná Mestre, J. D., & Navarro Fernández, J. L. (2024). The teaching of Radiology in other university studies. *Radiología*, 66(2), 196–204. <https://doi.org/10.1016/j.rxeng.2023.06.007>
- Barba Ramírez, L., Ruiz García de Chacón, V., & Hidalgo Rivas, A. (2020). El uso de rayos X en odontología y la importancia de la justificación de exámenes radiográficos. *Avances en Odontoestomatología*, 36(3), 131–142. <https://doi.org/10.4321/s0213-12852020000300002>
- Bushberg, J. T., Seibert, J. A., Leidholdt, E. M., Jr., & Boone, J. M. (2012). *The essential physics of medical imaging* (3.^a ed.). Lippincott Williams & Wilkins.
- Cho, J.-Y., & Han, W.-J. (2012). The reduction methods of operator's radiation dose for portable dental X-ray machines. *Restorative Dentistry and Endodontics*, 37(3), 160–164. <https://doi.org/10.5395/rde.2012.37.3.160>
- Clínica Universidad de Navarra. (2024). *Radiación difusa o dispersa*. Diccionario médico. <https://www.cun.es/diccionario-medico/terminos/radiacion-difusa-dispersa>
- Flakus, F. (1981). Detección y medición de las radiaciones ionizantes. *Boletín del OIEA*, 23(4), 31–36.
- Fuentealba Muñoz, C., Rodríguez Casas, A. M., Espinoza Leyton, A., & Hidalgo Rivas, A. (2024). Exposición a rayos X del operador de equipos radiográficos portátiles de mano en

- odontología con distintas angulaciones verticales. *Avances en Odontoestomatología*, 40(3), 158–166. <https://doi.org/10.4321/S0213-12852024000400003>
- Gálvez, C., Arenas-Jiménez, J., del Campo, J., Maroto, S., Sirera, M., & Lirio, F. (2020). Diagnostic imaging pathways in the setting of acute chest wall trauma. *Journal of Visualized Surgery*, 6. <https://doi.org/10.21037/jovs.2019.11.08>
- Goren, A. D., Bonvento, M., Biernacki, J., & Colosi, D. C. (2008). Radiation exposure with the NOMAD portable X-ray system. *Dentomaxillofacial Radiology*, 37(2), 109–112. <https://doi.org/10.1259/dmfr/33303181>
- Hoogeveen, R. C., Meertens, B. R., & Berkhout, W. E. (2015). The handheld X-ray device: Radiation safety and clinical considerations. *Dentomaxillofacial Radiology*, 44(4). <https://doi.org/10.1259/dmfr.20140303>
- International Commission on Radiological Protection. (2007). *The 2007 recommendations of the International Commission on Radiological Protection* (ICRP Publication 103). Elsevier.
- Kim, E. (2012). Effect of battery charge on tube voltage in portable dental X-ray systems. *Imaging Science in Dentistry*, 42(1), 1–4. <https://doi.org/10.5624/isd.2012.42.1.1>
- Mahesh, M. (2013). Book review: The essential physics of medical imaging (3rd ed.). *Medical Physics*, 40(7). <https://doi.org/10.1118/1.4811156>
- Makdissi, J. P. (2016). The effects of device position on the operator's radiation dose when using a handheld portable X-ray device. *Dentomaxillofacial Radiology*, 45(3), 20150245. <https://doi.org/10.1259/dmfr.20150245>
- Mallya, S. M., & Lam, E. W. N. (2018). *White and Pharoah's oral radiology: Principles and interpretation* (8.^a ed.). Mosby.

- Marichi-Rodríguez, F. J., Serrano-Bello, J., Ortiz-Magdaleno, M., & Vázquez-Vázquez, F. C. (2024). Seguridad y protección radiológica con el uso de rayos X portátiles: Revisión de literatura. *Revista Odontológica Mexicana*, 28(1), 3–12. <https://doi.org/10.22201/fo.1870199xp.2024.28.1.89973>
- Martins, G. C., Rocha, T. G., de Lima Azeredo, T., de Castro Domingos, A., Visconti, M. A., & Villoria, E. M. (2023). Hand-held dental X-ray device: Attention to correct use. *Imaging Science in Dentistry*, 53(3), 265–266. <https://doi.org/10.5624/isd.20230137>
- MedlinePlus. (2024). Rayos X. <https://medlineplus.gov/spanish/diagnosticimaging.html>
- Ministerio de Salud y Protección Social. (2025). *Resolución 1811 de 2025: Por la cual se establecen los lineamientos para el uso de equipos generadores de radiación ionizante*. Gobierno de Colombia. <https://www.minsalud.gov.co>
- National Institute of Biomedical Imaging and Bioengineering. (2022, 1 de junio). Rayos X. <https://www.nibib.nih.gov/espanol/temas-cientificos/rayos-x>
- National Council on Radiation Protection and Measurements (NCRP). (2019). *Radiation protection in dentistry and oral and maxillofacial imaging* (Report No. 177).
- Nubix. (2023). *Evolución histórica de las radiografías: Desde los rayos X hasta imágenes digitales*. <https://nubix.cloud/tecnologia-medica/evolucion-historica-de-las-radiografias-desde-rayos-x-hasta-imagenes-digitales>
- Otaka, Y., Harata, Y., Izawa, M., Shiba, N., Takahashi, N., & Kito, S. (2024). Experimental study of the reduction of the dose to the radiographic operator using an additional rectangular collimator and detector holder during handheld exposure with a portable intraoral X-ray device. *Journal of Indian Academy of Oral Medicine & Radiology*, 36(4), 381–386. https://doi.org/10.4103/jiaomr.jiaomr_332_23

- Pinto Nicodemo, O., Fiori-Chíncaro, G. A., & Agudelo-Botero, A. M. (2023). Radiation dose permitted in dentistry patients: A review. *Revista Facultad de Odontología Universidad de Antioquia*, 11(1). <https://doi.org/10.21142/2523-2754-1101-2023-144>
- Puerta-Ortiz, J. A., & Morales-Aramburo, J. (2020). Efectos biológicos de las radiaciones ionizantes. *Revista Colombiana de Cardiología*, 27(1), 61–71. <https://doi.org/10.1016/j.rccar.2020.01.005>
- Smith-Bindman, R., Wang, Y., Chu, P., Chung, R., Einstein, A. J., Balcombe, J., ... & Miglioretti, D. L. (2019). International variation in radiation dose for computed tomography examinations: Prospective cohort study. *BMJ*, 364, k4931. <https://doi.org/10.1136/bmj.k4931>
- Tabakov, S. (2024). Some radiographic quality control tests with specific importance for developing countries. *Medical Physics International*, 12(1), 13–16.
- Vikla, V., & Mikla, V. I. (2014). Advances in imaging from the first X-ray images. En V. I. Mikla & V. V. Mikla (Eds.), *Medical imaging technology* (pp. 1–22). Academic Press. <https://doi.org/10.1016/B978-0-12-417021-6.00001-0>
- Webster, J. G. (Ed.). (2006). *Encyclopedia of medical devices and instrumentation* (2.^a ed., Vol. 5). John Wiley & Sons.
- Whaites, E., & Drage, N. (2014). *Fundamentos de radiología dental* (5.^a ed.). Elsevier Masson.
- Wilches-Visbal, J. H., Castillo Pedraza, M. C., & Khoury, H. J. (2021). Protección radiológica en radiología dental. *Revista CES Odontología*, 34(1), 52–67. <https://doi.org/10.21615/cesodon.34.1.6>

Zapata Fuente-Alba, K., & Hidalgo Rivas, A. (2021). Equipos radiográficos dentales portátiles: revisión de la literatura. *Avances en Odontoestomatología*, 37(4), 160–168.

<https://doi.org/10.4321/s0213-12852021000400003>

Zenóbio, E. G., Zenóbio, M. A., Azevedo, C. D., Nogueira, M. D. S., Almeida, C. D., & Manzi, F. R. (2019). Assessment of image quality and exposure parameters of an intraoral portable X-rays device. *Dentomaxillofacial Radiology*, 48(3), 20180329.

<https://doi.org/10.1259/dmfr.20180329>

Apéndices

Apéndice A. Operacionalización de variables

Categoría	Definición conceptual	Variable	Tipo de Variable	Definición Operacional	Indicador / Medida
Variable Dependiente	Cantidad de energía ionizante depositada en un medio por unidad de tiempo.	Tasa de Dosis de Radiación	Cuantitativa Continua	Intensidad de la energía ionizante (dispersa y de fuga) captada tras el disparo.	μSv/h (Microsieverts por hora)
Variable Independiente	Magnitud escalar que separa la fuente de emisión (foco del tubo de rayos X) del receptor o del operador.	Distancia	Cuantitativa continua	45 cm del codo al equipo- del paciente al equipo 13,5cm. (posicionador de sensor) Longitud del cono (dependiendo el equipo)	cm
Variable Independiente	Atributos de identificación técnica y comercial que determinan el diseño estructural, la configuración del blindaje interno y los componentes electrónicos específicos del fabricante	Modelo y Marca	Cualitativa Nominal	Los 12 dispositivos seleccionados para la muestra (MCD1189, ODISEY, etc.).	Nombre del fabricante / Modelo
Variable Independiente	Tiempo de vida útil o periodo de funcionamiento del emisor de radiación, relacionado con el posible desgaste de componentes de blindaje	Antigüedad	Cuantitativa Discreta	Tiempo transcurrido desde la fabricación o puesta en marcha del equipo.	Años de uso
Variable Independiente	Ubicación geométrica relativa del observador respecto al eje del haz primario, que determina la distribución espacial de la nube de dispersión.	Posición de Medición	Cualitativa Nominal	Ubicación geométrica del detector respecto al haz (Derecha, Izquierda, Detrás).	Ángulo (135°, 180°, 225°)

Variable Independiente	Regiones específicas del cuerpo del operador expuestas a la radiación ionizante, categorizadas según su radiosensibilidad y ubicación espacial.	Zona Anatómica	Cualitativa Nominal	Nivel de altura donde se posiciona el detector para simular al operador.	Cabeza / Tórax
Variable Independiente	Dispositivo de colimación física encargado de limitar el tamaño del haz de rayos X y reducir la divergencia de los fotones.	Tipo de Cono	Cualitativa Nominal	Longitud física del sistema de colimación del equipo.	Corto / Largo cm
Variable Independiente	Magnitud física que, en equipos portátiles, correlaciona directamente con la cantidad de blindaje de plomo interno para la contención de radiación.	Peso	Cuantitativa continua	Masa total del equipo evaluado, indicativo de la densidad del blindaje.	kg
Variable de Control	Factores técnicos cuantitativos (Kilovoltaje, Miliamperaje y Tiempo) que controlan la calidad (energía/penetración) y cantidad (intensidad) del haz de rayos X producido, determinando la magnitud de la interacción de los fotones con la materia.	Parámetros de Exposición	Constante	Configuración técnica de disparo propia de cada equipo para endodoncia.	kV y mA

Apéndice B. *Equipos utilizados en el estudio*

Equipo	Marca	Modelo	Parámetros equipos	Serie
1	ELITYPOWER	XRAY	Voltaje del tubo: 70 kV Corriente del tubo: 8 mA Punto focal(mm): 0.8 mm (IEC 366) Rango tiempo exposición: Ajustable voltaje :100-130 V CA monofásico auto rectificado	2132-110 V
2	PIOWAY	JYF-10P	Voltaje del tubo: 60kv Corriente del tubo: 1 mA Punto focal(mm): 0,3*0,3mm Rango tiempo exposición: 0.02-2 seg Voltaje: AC100V-240V±10%	202206008
3	EIGHTEETH	HYPERLIGHT -M	Voltaje del tubo: 70 kV Corriente del tubo: 3 mA Punto focal(mm): 0,4mm Rango tiempo exposición: 0.02-2 seg voltaje: 100V-240V 50 Hz/60Hz	7080306
4	EIGHTEETH	HYPERLIGHT -G A Cono corto	Voltaje del tubo: 65 kV Corriente del tubo: 2 mA Alcance del tiempo de exposición: 0.02 – 2 seg. Voltaje de línea: 100V-240V, 50 Hz/60Hz Punto focal(mm): 0,4mm	7080104
5	FIAD	ODISSEY	Voltaje del tubo: 70 kV Corriente del tubo: 8 mA ± 2 mA Punto focal(mm): 0.8 mm (IEC 366) Rango tiempo exposición: 0.02-2 seg Voltaje: 108-132 VAC monofásico auto rectificado	70PP1-1263
6	PROBYOMEDIC	MICRORAY	Voltaje del tubo: 60 kV Corriente del tubo: 3 mA Punto focal(mm): 0.8 mm (IEC 366)	440

			Rango tiempo exposición: 0.02-1.2 seg	
			voltaje: 100V-240V 50 Hz/60Hz	
7	MECCO	MC-RAY II	Voltaje del tubo: 60 kV- 70kV	950000063031
			Corriente del tubo: 2 mA	
			Punto focal(mm): 0,4mm	
			Rango tiempo exposición 0.01-2 seg	
			Voltaje: 100V-240V 50 Hz/60Hz	
8	WOODPECKER	MINI RAY	Voltaje del tubo fijo a 70 kV, error de ± 10 %	XR2580706M
			Corriente del tubo: 2 mA	
			Rango tiempo exposición: 0.02-2 seg	
			Punto focal: 0,4 mm	
			Corriente: ~100-240 V 50/60 Hz 800 mA.	
9	WOOPECKER	SMART RAY	Voltaje del tubo: fijo a 70 kV, con un error de ± 10 %	XR2590161SR
			corriente del tubo a 2 mA, con un error de ± 20 %	
			Tiempo de carga: exposición es de 0,02 s a 2 s.	
			Entrada de corriente: 100-240 V~ 50/60 Hz 1,1 A	
10	EIGHTEETH	HYPERLIGHT -G	Voltaje del tubo: 65 kV	EX2E1107A144
			B Cono largo	
			Corriente del tubo: 2 mA	
			Alcance del tiempo de exposición: 0.02 – 2 seg.	
			Voltaje de línea: 100V-240V, 50 Hz/60Hz	
			Punto focal(mm): 0,4mm	
11	XRIDENT	DCMRAYX III	Voltaje del tubo: 70 kV	WE - 202404012
			Corriente del tubo: 2mA	
			Tiempo de exposición: 0.02-2.5 s	
			Enfoque: 0.4 mm * 0.4 mm	
12	MECANOMED	MCD1189	Voltaje del tubo:60KV	MIC- ASR2211664
			Corriente del tubo: 1mA	
			Tiempo de exposición:0.1-2.0S	
			Frecuencia:30 kHz	
			Potencia de velocidad:120VA	
			Punto focal: 0,3 mm	

