

Niveles de radiación ambiental en radiología intervencionista en el Instituto Nacional de Cancerología

Ambient radiation levels for interventional radiology procedures performed at the National Cancer Institute

Daniel Agudelo^{1, 2}, Lady García¹, Karen Carrillo^{1, 2}

Citación: D. Agudelo, L. García y K. Carrillo, “Niveles de radiación ambiental en radiología intervencionista en el Instituto Nacional de Cancerología”, *Revista Investigaciones y Aplicaciones Nucleares*, n.º 5, pp. 44-53, 2021. <https://doi.org/10.32685/2590-7468/invapnuclear.5.2021.602>

Revista Investigaciones y Aplicaciones

Nucleares, 5, 44-53, 2021

Recibido: 30 de junio de 2021

Aceptado: 29 de septiembre de 2021

Publicado en línea: 23 de diciembre de 2021

Doi: [https://doi.org/10.32685/2590-7468/](https://doi.org/10.32685/2590-7468/invapnuclear.5.2021.602)

invapnuclear.5.2021.602



Esta obra está bajo licencia internacional
Creative Commons Reconocimiento 4.0.

Resumen

En el Instituto Nacional de Cancerología de Bogotá (Colombia) se realizan diversos procedimientos de radiología intervencionista. En aras de caracterizar los niveles de radiación presentes en la sala de rayos X para el personal ocupacionalmente expuesto, se adopta, en primer lugar, una metodología para estimar las superficies de isodosis en la sala con un arco en C en un plano a 45° del eje de la tabla móvil (camilla del paciente). Se encuentra una relación de la tasa de equivalente de dosis ambiental promedio de 12 a 1, aproximadamente, entre las configuraciones con el tubo de rayos X por encima y debajo de la tabla. Luego, se estudian los niveles de radiación para el médico radiólogo e instrumentador, teniendo en cuenta sus posiciones en los planos laterales a la tabla, y se encuentra que el médico recibe un promedio de 2 veces el equivalente de dosis ambiental del instrumentador. Por último, se estima la dosis efectiva anual mediante el uso de datos propios de frecuencia y duración del procedimiento de inserción de catéter venoso central, asumiendo el uso de delantal plomado; así, la tasa de dosis efectiva tiene una relación de 6 a 1 para el médico, con respecto al instrumentador.

Palabras clave: protección radiológica, superficies isodosis, radiología intervencionista, monitoreo de niveles de radiación.

Abstract

Various interventional radiology procedures are performed at the National Cancer Institute of Bogotá, Colombia. The X-ray radiation levels to which personnel in the C-arm fluoros-

¹ Instituto Nacional de Cancerología E.S.E., Bogotá, Colombia.

² Universidad Nacional de Colombia, Bogotá, Colombia.

Autor de correspondencia: Daniel Agudelo, dagudeloan@unal.edu.co

copy room are exposed are determined by estimating isodose surfaces at a 45° oblique plane to the right of the patient table, where a ratio of approximately 12 to 1 is found between the mean ambient dose equivalent rates for over- and under-couch X-ray configurations. A 2:1 ratio is found for the mean ambient dose equivalent to the physician and the surgical technologist considering lateral planes with respect to the table. Last, an approximate annual effective dose is determined using data for the frequency of in-house procedures and duration of central venous catheter insertion, assuming the use of a leaded apron. The effective dose rate to the physician is six times larger than that to the surgical technologist.

Keywords: radiological protection, isodose surfaces, interventional radiology, radiation level assessment.

1. Introducción

Uno de los objetivos de la protección radiológica está basado en el principio ALARA (*As Low As Reasonably Achievable*), que establece que la dosis a la cual un grupo poblacional esté expuesto debe ser tan baja como razonablemente posible. Dentro de estos grupos poblacionales se encuentran los trabajadores ocupacionalmente expuestos (TOE) y aquellos que no necesariamente son TOE, pero que dentro de sus funciones tienen la posibilidad de una exposición a la radiación ionizante (RI).

Los procedimientos realizados por medio de la radiología intervencionista han sido uno de los puntos centrales de importantes reportes de la Comisión Internacional de Protección Radiológica (ICRP, por su sigla en inglés) [1], [2]. La constante evolución de estos procedimientos, teniendo en cuenta su creciente importancia en diferentes ramas de la medicina, ha generado de igual forma un incremento en los niveles de radiación tanto para pacientes como para el personal que trabaja con equipos emisores de RI, en este caso con un arco en C. La contextura del paciente, la complicación de la enfermedad, el estado del equipo emisor de rayos X e, incluso, la falta de experiencia por parte del operador principal pueden ser algunos de los factores que involucran el incremento de los niveles de radiación en los pacientes [2], [3]; mientras que el consecuente incremento en la radiación dispersa es el causante de una mayor exposición en el personal presente en la sala.

A pesar del uso obligatorio de los implementos de protección radiológica para el personal, como delantales, gafas, cuellos plomados, y el monitoreo radiológico por medio de la dosimetría personal, estas recomendaciones en muchos casos son ignoradas por los trabajadores que se encuentran

dentro de una sala de procedimientos guiados con equipos emisores de RI, lo cual ha sido documentado en numerosos casos. Estudios han demostrado que la sobreexposición a la RI puede causar eritemas en la piel de los pacientes y cataratas en las personas que, por sus funciones, están expuestas constantemente [4], [5], [6], [7], [8].

De acuerdo con lo enunciado, el presente trabajo tiene como primer objetivo realizar una comparación de los niveles de radiación dispersa para dos asignaciones (configuraciones) distintas de un equipo emisor de rayos X tipo arco C móvil, ubicando para la primera asignación el tubo de rayos X debajo del paciente en posición supina y el intensificador en la parte superior. Para la segunda asignación, se situó el tubo de rayos X sobre el paciente y el intensificador debajo, corroborando el hecho bastante conocido, pero no tan bien documentado, de la reducción de la radiación dispersa con la primera de las configuraciones mencionadas [9], [10], [11]. El segundo objetivo consistió en analizar los niveles de radiación a los que están expuestos el médico intervencionista y el personal que está aproximadamente a 50 cm, en un procedimiento estándar de inserción de catéter venoso central, procedimiento seleccionado por ser el más frecuente en la unidad de trabajo. Por último, se estimó la dosis efectiva anual del personal a partir de estadísticas de duración y frecuencia propias y algoritmos de cálculo reportados en la literatura [12], [13].

2. Metodología

Para el desarrollo del presente trabajo se empleó un equipo emisor de RI en arco en C (Siemens Cios Select; Erlangen, Alemania) empleado en salas de cirugía de la instalación; además, se recurrió al multidetector de muestreo X2 (Unfors

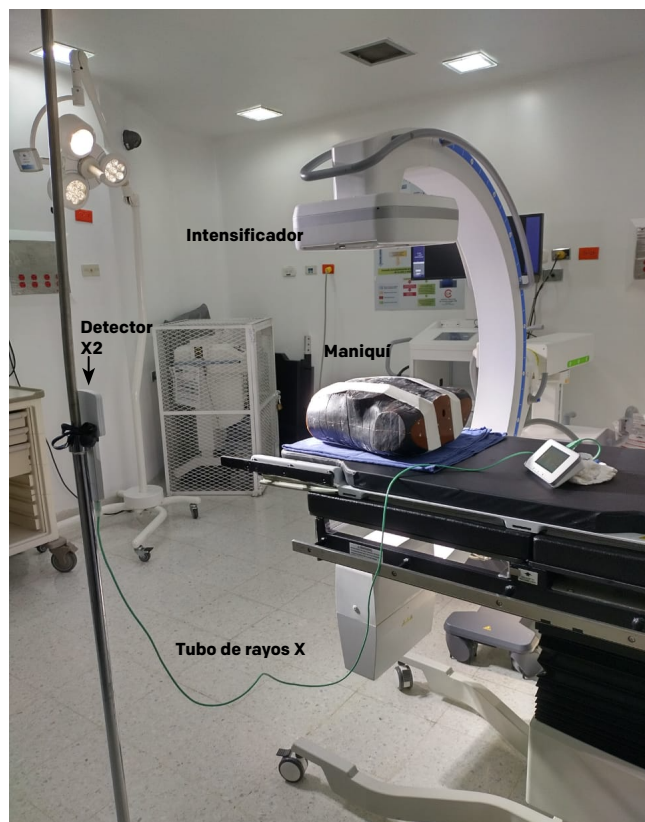


Figura 1. Montaje experimental del estudio. En el centro está el maniquí antropomórfico en posición supina sobre la tabla móvil, el arco en C con el tubo de rayos X por debajo de esta última y en la parte izquierda, el detector de muestreo X2 conectado a la unidad de almacenamiento y visualización.

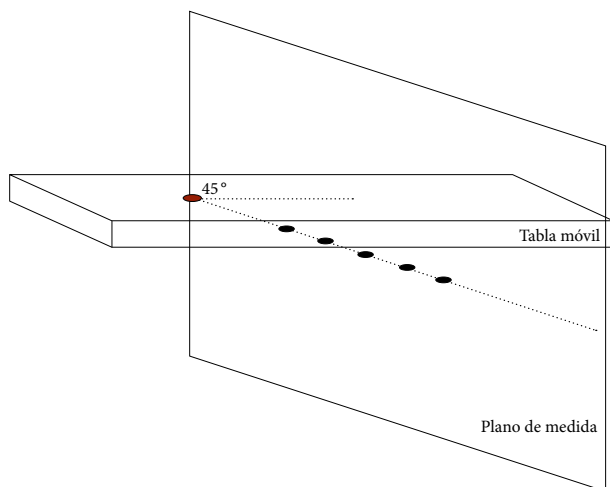


Figura 2. Esquema básico de la ubicación espacial del plano de medida respecto a la tabla móvil en la primera etapa del experimento. El punto rojo señala la ubicación del rayo central, y los puntos negros, los puntos de medición en la horizontal del plano; por simplicidad, no se muestra el maniquí ni el arco en C; este último se ubica en el lado opuesto del plano de medida respecto a la tabla móvil.

Raysafe; Billdal, Suecia), especializado en mediciones de haces de rayos X; este multidetector tiene una configuración de diodos con capacidad de medir equivalente de dosis ambiental $H^*(10)$ de 0 nSv a 9999 Sv y tasa de $H^*(10)$, para fotones de 0 $\mu\text{Sv/h}$ a 150 mSv/h, ambas cantidades con una incertidumbre del 10 % [14]. Adicionalmente, se trabajó con el maniquí de tórax antropomórfico Rando modelo femenino (Phantom laboratories; Nueva York, EE. UU.), el cual consta de un esqueleto humano encapsulado en material equivalente a tejido, con secciones transversales de 2,5 cm de grosor [15]; este maniquí se escogió con el objetivo de simular la dispersión de fotones producto entre la interacción entre el haz primario y el paciente, tabla móvil e intensificador (figura 1). Para las mediciones se utilizaron parámetros convencionales de uso clínico en el equipo arco en C, como un tamaño de campo de $20,58 \times 20,58$ cm, tiempo de fluoroscopia continua de 5 s por cada medición del detector X2, y parámetros de adquisición de imagen de 110 kV y 15 mA.

Con los parámetros mencionados, se realizaron las diferentes mediciones de la tasa de $H^*(10)$, en donde el lado sensible del detector X2 se posiciona hacia al rayo central, sin una protección adicional, simulando una exposición sin delantal plomado. Posteriormente, se construyeron las curvas de isodosis, que permitieron caracterizar cada una de las posiciones tanto del equipo emisor de RI como del personal que se encuentra a una distancia determinada del equipo, para lo cual se contó con dos etapas de observación y medición que se describen a continuación:

Etap 1. Se midió la tasa de dosis y, posteriormente, se construyeron las curvas de isodosis con relación al personal que se encuentra ubicado a la derecha de la tabla móvil, sobre un plano de medida. Este último se define a partir de una línea recta con un ángulo de 45° respecto al eje longitudinal de la tabla móvil (figura 2); el rayo central de rayos X se ubicó mediante indicadores luminosos sobre el hígado (costado derecho del abdomen, justo debajo del diafragma) del maniquí Rando que simula al paciente en posición supina, metodología adoptada del estudio realizado por Schueler *et al.* [16]. Inicialmente se fijó el detector X2 a una distancia horizontal x_0 sobre el plano de medida y luego se desplazó cada 30 cm en cinco puntos consecutivos hasta alcanzar una distancia de 150 cm respecto a x_0 ; en el eje y , que corresponde a la altura de medida, se tomó como punto y_0 la altura inicial de

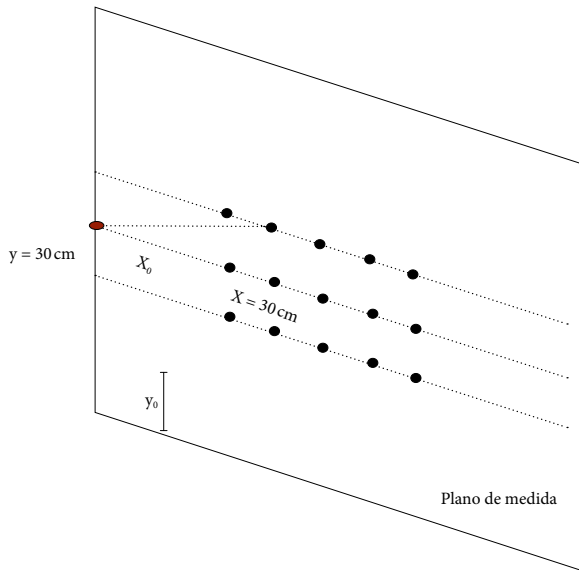


Figura 3. Esquema con las posiciones de los puntos donde se realizaron las mediciones de la primera etapa del experimento. El punto rojo señala el punto donde se ubica el rayo central, y los puntos negros, los puntos de medición.

30 cm, y de igual manera, se varió la posición del detector cada 30 cm hasta alcanzar una altura máxima de medición de 150 cm respecto al suelo (figura 3).

En esta etapa se buscó comparar las curvas de isodosis de $H^*(10)$ obtenidas a partir de dos posiciones del arco en C. La configuración del tubo de rayos X bajo el paciente se denomina configuración tipo A, y la del tubo sobre el paciente configuración tipo B.

Tipo A: la distancia de la superficie del maniquí al intensificador fue de 20 cm, entre la tabla móvil y el suelo se tuvo una distancia de 95 cm y del tubo al suelo una distancia de 38 cm (figura 4). El punto inicial x_0 sobre el plano de medida para este caso se especifica como 37,5 cm.

Tipo B: el tubo de rayos X en este caso se ubicó a una distancia de 46 cm de la superficie del maniquí, entre el piso y el borde superior de la tabla móvil se tuvo una distancia de 94 cm y, finalmente, del intensificador al suelo una distancia de 71 cm (figura 5). El punto inicial x_0 sobre el plano de medida se especifica como 50 cm.

Se realizaron un total de 25 mediciones para cada tipo de posicionamiento del tubo, tipo A y tipo B. Se utilizaron las medidas de tasa de $H^*(10)$ registradas por el detector

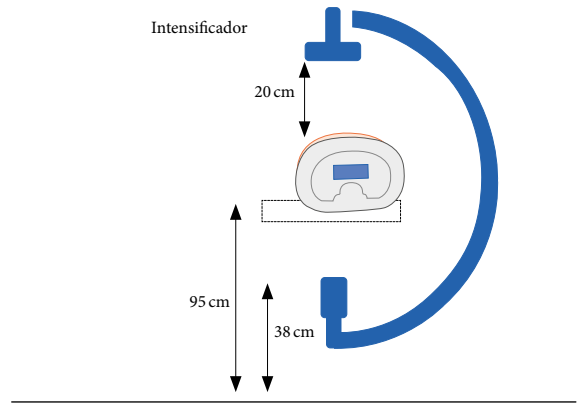


Figura 4. Configuración del arco en C para las mediciones tipo A. El intensificador en la parte superior y el tubo de rayos X en la parte inferior de la tabla móvil muestran los detalles de las distancias.

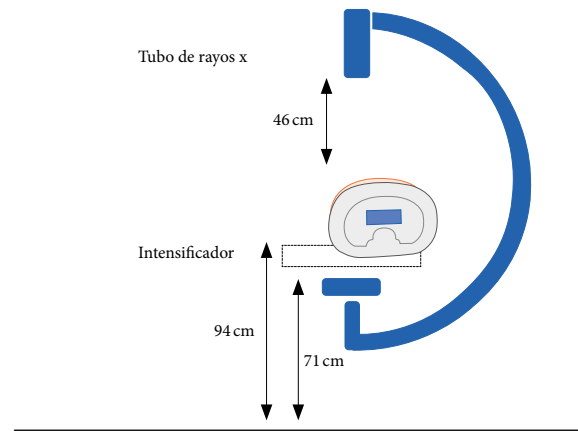


Figura 5. Configuración del arco en C para las mediciones tipo B. El tubo de rayos X en la parte superior y el intensificador en la parte inferior de la tabla móvil muestran los detalles de las distancias.

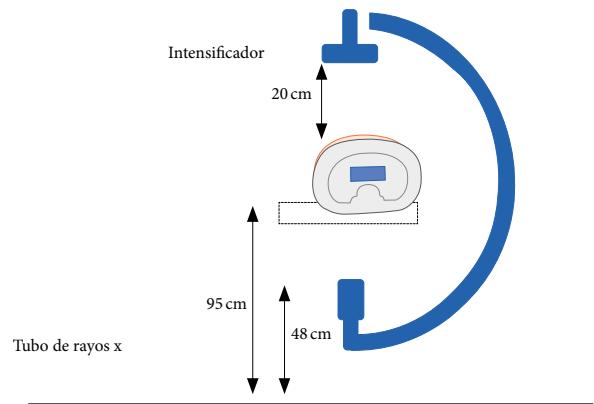


Figura 6. Configuración del arco en C para la segunda etapa del experimento. El intensificador en la parte superior y el tubo de rayos X en la parte inferior de la tabla móvil.

X2 y se interpolaron los puntos de la malla con el *software Matlab 9.8.0.1451342 (R2020a)* (Matlab©; Massachusetts, EE. UU.) mediante el algoritmo de interpolación cúbico, más exactamente bicúbico; dicho método utiliza información de los puntos de medida, de sus vecinos, y sus gradientes para obtener una superficie y su derivada continuas [17], [18].

Etapa 2. Se tomaron como base los resultados y la configuración anteriormente explicada como tipo A, en la cual el tubo de rayos X se encontraba en la posición inferior de la tabla móvil y el intensificador de imagen en la parte superior del paciente. En este caso, el tubo estaba a una distancia de 48 cm del suelo (figura 6). Se definieron dos planos de medida, uno de ellos ubicado a la derecha de la tabla, construido a partir de una línea recta con un ángulo de 90° con respecto al eje de longitudinal de la tabla. A este se le denominó *plano central* y el primer punto de medida se ubicó a una distancia de $x_0 = 25,5$ cm del rayo central de rayos X, el cual se ubicó nuevamente sobre el hígado del maniquí; este plano simula la posición del médico interaccionista principal. Luego, se tomó otro plano paralelo a una distancia de 50 cm del plano central, simulando una posición semejante a la que podría tener una persona que apoye el procedimiento (instrumentador o médico asistente), a este plano se le denominó *plano derecho* (figura 7).

Para estos puntos iniciales anteriormente indicados, se realizó la medición de $H^*(10)$ desde x_0 con una variación de distancias entre sí de 20 cm cada una hasta una distancia de 105,5 cm en el eje horizontal. Se tomaron mediciones desde $y_0 = 30$ cm hasta una altura de 150 cm, con variaciones de 30 cm entre mediciones (figura 8). Se tuvieron en cuenta estos planos como la ubicación usual de los médicos interaccionistas en un procedimiento estándar de inserción de catéter venoso central, uno de los más frecuentes en esta unidad de trabajo. La base de datos adquirida fue la información de los registros realizados en las salas de cirugía durante 10 meses (de julio de 2020 a abril de 2021); para 31 procedimientos, se identificaron datos de frecuencia de 4 médicos interaccionistas y 8 instrumentadores y una duración promedio de 132 s para este procedimiento.

En el análisis de resultados para esta parte se contó de igual manera con la herramienta de cálculo *Matlab*, de la

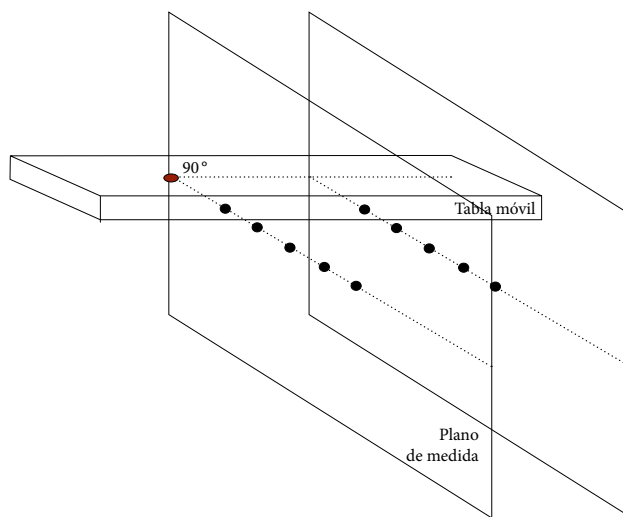


Figura 7. Esquema básico de la ubicación espacial del plano de medida respecto a la tabla móvil en la segunda etapa del experimento. El punto rojo señala el punto donde se ubica el rayo central, y los puntos negros, los puntos de medición en la horizontal del plano; por simplicidad, no se muestra el maniquí ni el arco en C.

que se obtuvieron las curvas de isodosis con el algoritmo de interpolación. Adicionalmente, se utilizaron los datos de duración y frecuencia del procedimiento para estimar la dosis efectiva anual. Es posible estimar la dosis efectiva a partir de mediciones de dosis equivalente personal $Hp(10)$ o $Hp(0,07)$, medidas en el cuello sobre el delantal o en el pecho, por debajo del delantal. El reporte 139 del ICRP [2] recomienda el uso de doble dosímetro para estimar la dosis efectiva como una combinación lineal de la lectura $Hp(10)$ por debajo del delantal plomado en el pecho, H_u , y sobre el delantal a la altura del cuello, H_o :

$$E = \alpha H_u + \beta H_o \tag{1}$$

los términos α y β dependen de cada algoritmo [13]. Los algoritmos que mejor cumplen el criterio de no subestimación y sobreestimación mínima se pueden encontrar en el reporte del ICRP 139 [2]; sin embargo, el reporte menciona la posibilidad de trabajar la relación:

$$E = 0,1H_o \tag{2}$$

como una aproximación conservativa, utilizando un único dosímetro sobre el delantal plomado a la altura del cuello, entendiendo que un algoritmo más sofisticado –como los

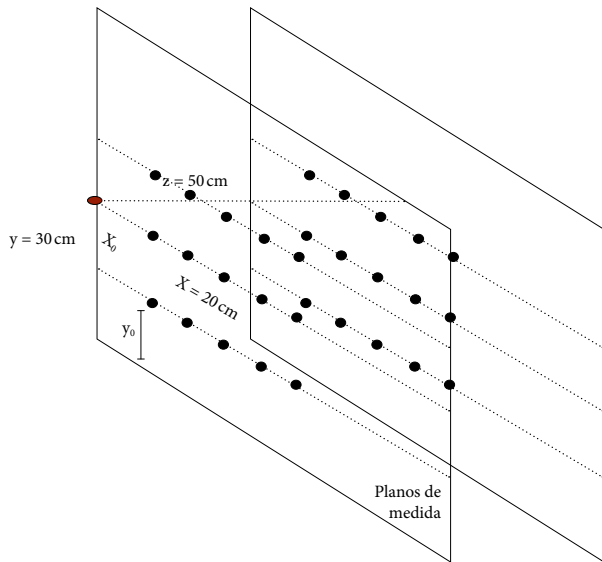


Figura 8. Segunda etapa del experimento.

Posiciones de los puntos donde se realizaron las mediciones: el punto rojo señala la ubicación del rayo central, y los puntos negros, los puntos de medición. Por claridad solo se muestran 6 de los 10 grupos de puntos.

presentados en [19]– sería necesario cuando E se aproxime a 20 mSv/año (o de igual forma, que E se aproxime a 1,7 mSv/mes). Finalmente, se adoptaron las lecturas de $H^*(10)$ en vez de H_0 , teniendo en cuenta que las condiciones necesarias de direccionalidad del haz dispersado para que H_0 se aproxime a $H^*(10)$ se cumplen en nuestro caso [20].

3. Resultados y discusión

3.1 Valores representativos y curvas de isodosis etapa 1

Como resultado de la interpolación de los puntos de medida de la etapa 1, se encontró que la configuración denominada tipo B –en la cual el tubo de rayos X se encontraba sobre el maniquí– conlleva a una tasa de $H^*(10)$ significativamente mayor a la de tipo A, como muestran las figuras 9 y 10. Cabe aclarar que las escalas de color se ajustaron para dar una idea de esta diferencia; el equivalente de dosis ambiental es alrededor de diez veces superior para el caso de tubo sobre el paciente. A manera de referencia, se presentan los datos de la tasa de $H^*(10)$ medidas en las posiciones ($x = 37,5$ cm, $y = 90$ cm), ($x = 37,5$ cm, $y = 150$ cm), ($x = 50$ cm, $y = 90$ cm) y ($x = 50$ cm, $y = 150$ cm) (tabla 1), donde x corresponde al eje paralelo al piso, y y , a la altura respecto al suelo. Estos puntos corresponden a las posiciones estimadas de la cintura y el cuello del personal en las asignaciones tipo A y B, respec-

tivamente. Estas mediciones indican una relación de $\approx 8:1$ en la zona de la cintura de la configuración tipo B respecto a la configuración tipo A; más llamativa es la misma relación para la posición del cuello con $\approx 27:1$, entre las mismas configuraciones. Finalmente, se tiene una relación de $\approx 12:1$ entre el promedio de las mediciones de la tasa $H^*(10)$ de la asignación tipo B respecto a la tipo A.

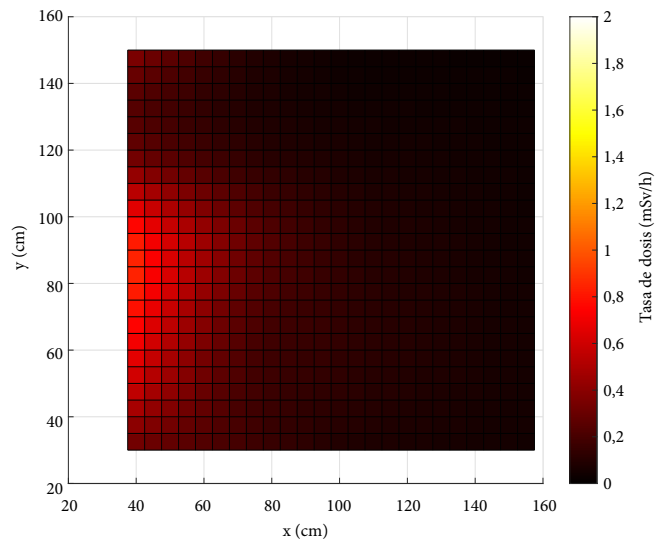


Figura 9. Curvas de isodosis para las medidas tipo A en la primera etapa Tasa de $H^*(10)$ en mSv/h, la tasa máxima es de $\approx 1,2$ mSv/h.

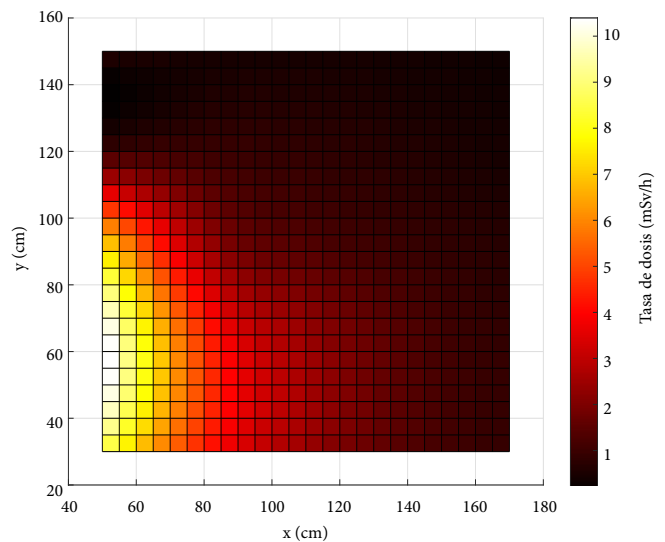


Figura 10. Curvas de isodosis para las medidas tipo B en la primera etapa Tasa de $H^*(10)$ en mSv/h. La tasa máxima es de ≈ 10 mSv/h.

Estas diferencias se explican en la literatura, debido a que la radiación dispersa es mayor en el punto de entrada del haz al cuerpo que a la salida; la configuración con el tubo por debajo de la tabla móvil garantiza que la componente retrodispersada del haz primario esté dirigida principalmente hacia el suelo y que la dispersión frontal sea atenuada de forma considerable por la tabla móvil [10], [11]. Se evidencia que esta ubicación del tubo es la indicada para la reducción de la dosis al personal que realiza procedimientos de intervencionismo, cuando se utiliza el arco en C (salas de cirugía, sala de angiografía, etc.).

Tabla 1. Valores para los puntos representativos para la primera parte.

Asignación	Tasa de $H^*(10)$ mSv/h en cintura	Tasa de $H^*(10)$ mSv/h en cuello	Promedio de tasa de $H^*(10)$ mSv/h
Tipo A	0,82	0,33	0,19
Tipo B	6,8	8,8	2,2

Se presenta el promedio de las mediciones en todo el plano, para las medidas tipo A y B.

3.2 Valores representativos y curvas de isodosis etapa 2

Para la segunda etapa se usó el algoritmo bicúbico nuevamente para obtener las curvas de isodosis para los planos central y derecho con las medidas registradas de la tasa de $H^*(10)$. Se evidencia una semejanza entre la gráfica del plano central (posición semejante al médico intervencionista) y las medidas tipo A (figura 11). Sin embargo, la tasa máxima es más alta, debido a que en la configuración tipo A la distancia inicial de medida estuvo a $x_0 = 25,5$ cm, comparado con los 37,5 de la primera etapa. Por otro lado, en el plano de la derecha ubicado a 50 cm, se puede ver un comportamiento diferente (figura 12); la figura 13 ilustra que ahora la zona de máxima tasa no está ubicada en el punto más cercano a la tabla móvil, sino en las coordenadas ($x = 50$ cm, $y = 60$ cm), lo cual se explica por la atenuación adicional de la radiación dispersa, por la posición relativa de la tabla móvil y los datos tomados en la columna (x_0, y). Al hacer una comparativa entre los valores de $H^*(10)$ entre el plano central y el derecho, se puede notar la diferencia cualitativa entre sus magnitudes, principalmente en las posibles posiciones del personal, que es la zona más cercana a la tabla (figura 14).

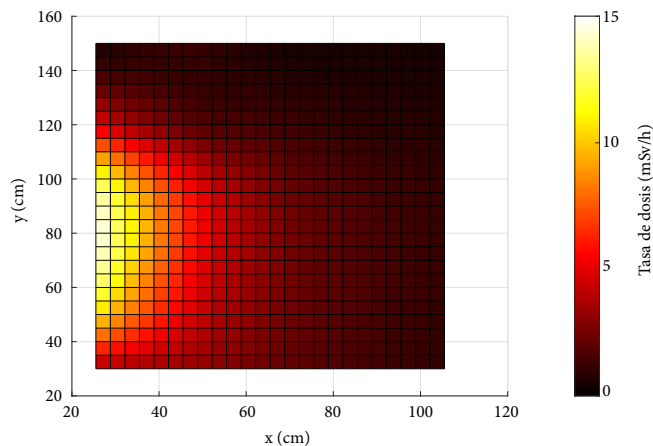


Figura 11. Curvas de isodosis para el plano central en la segunda etapa Tasa de $H^*(10)$ en mSv/h; la tasa máxima es de ≈ 15 mSv/h.

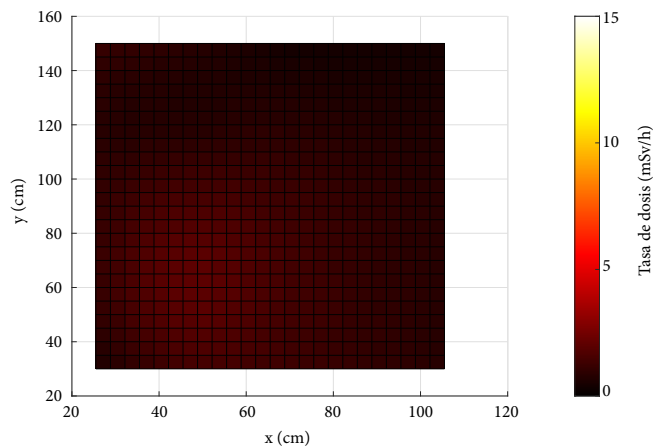


Figura 12. Curvas de isodosis para el plano central en la segunda etapa Tasa de $H^*(10)$ en mSv/h; la tasa máxima es de ≈ 2 mSv/h.

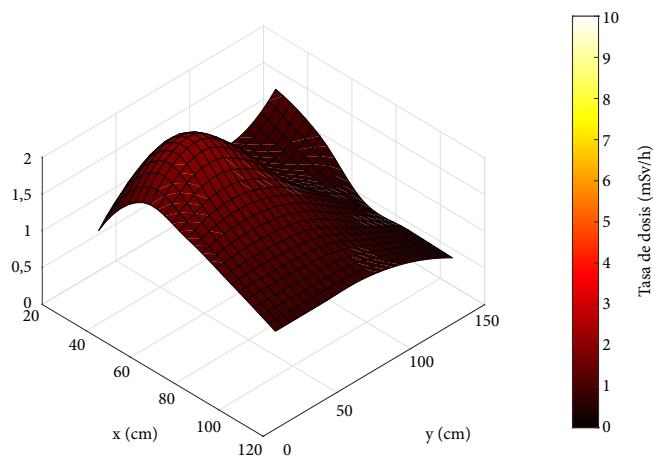


Figura 13. Curvas de isodosis para el plano central de la segunda parte Tasa de $H^*(10)$ en mSv/h; puede verse cómo el punto máximo no está ubicado sobre el segmento $x = x_0$ más cercano a la tabla móvil.

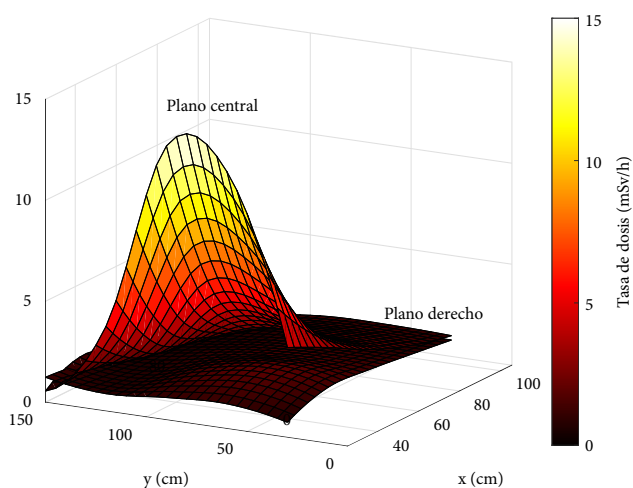


Figura 14. Tasa de $H^*(10)$ medida superpuesta para los dos planos. Las unidades del eje z en la gráfica son mSv/h.

Los valores representativos de $H^*(10)$ para personas ubicadas sobre estos dos planos en las coordenadas ($x = 25,5$ cm, $y = 90$ cm) y ($x = 25,5$ cm, $y = 150$ cm) son característicos de la cintura y el cuello, respectivamente, tanto del médico que está realizando el procedimiento intervencionista (plano central) y del instrumentador o apoyo (plano derecho). En la tabla 2 se evidencia que los valores comprenden una relación de las lecturas en el plano central respecto al plano derecho de $\approx 13:1$ en cintura, y $\approx 6:1$ en cuello. Finalmente, el mismo cálculo para el caso del promedio de la tasa de $H^*(10)$ arroja una relación de $\approx 2,4:1$, y señala que los puntos del plano central reciben más radiación dispersa, dada su cercanía al punto de intersección del rayo central con el paciente, la tabla móvil y el intensificador.

Tabla 2. Datos representativos para la segunda parte, para las mediciones en el plano central y el plano derecho

Plano de medida	Tasa de $H^*(10)$ mSv/h en cintura	Tasa de $H^*(10)$ mSv/h en cuello	Promedio de tasa de $H^*(10)$ mSv/h
Plano central	14	4,5	4,4
Plano derecho	1,1	0,75	1,8

3.2.1. Dosis efectiva anual estimada

A partir de los resultados de las mediciones del cuello de la etapa 2, y utilizando la ecuación (2), se tiene una tasa de dosis efectiva estimada de 0,45 mSv/h para el médico intervencionista, 6 veces mayor que 0,075 mSv/h para el instrumentador.

Teniendo en cuenta la base de datos de los 10 meses registrados para un procedimiento de inserción de catéter venoso central, el cual tiene una duración promedio de 132 s de fluoroscopia continua, según los registros institucionales por procedimiento, se estimó la dosis efectiva anual que reciben los médicos intervencionistas e instrumentadores. Por ejemplo, para el médico A (ver tabla 3), que tiene el mayor número de procedimientos (24), ajustando ese número en un año se obtiene un aproximado de 29 en 12 meses; entonces, se calcula la dosis efectiva estimada anual E_{anual} de la siguiente manera:

$$E_{\text{anual}} = 29 \times 0,45 \text{ mSv/h} \times 1 \text{ h}/60 \text{ min} \times 1 \text{ min}/60 \text{ s} \times 132 \text{ s}, \quad (3)$$

$$E_{\text{anual}} \approx 0,48 \text{ mSv}.$$

Este cálculo se realiza para los demás médicos intervencionistas y los resultados se muestran en la tabla 3. Se realiza el mismo análisis para los instrumentadores y los resultados se detallan en la tabla 4.

Tabla 3. E_{anual} para médicos intervencionistas por procedimientos de implantación de catéter venoso central

Médicos intervencionistas	Número de procedimientos al año	Dosis efectiva anual estimada (mSv)
A	29	0,48
B	13	0,22
C	7	0,12
D	2	0,03

Tabla 4. E_{anual} para médicos auxiliares o instrumentadores por procedimientos de implantación de catéter venoso central

Instrumentador	Número de procedimientos al año	Dosis efectiva anual estimada (mSv)
A	7	0,019
B	6	0,016
C	6	0,016
D	5	0,013
E	5	0,013
F	5	0,013
G	1	0,0028
H	1	0,0028

E_{anual} para los médicos intervencionistas e instrumentadores no alcanza los límites recomendados por la normativa tanto para el público y como para los TOE, de 1 y 20 mSv/año respectivamente. De igual forma, la dosis efectiva anual en

el caso del plano central –correspondiente a la ubicación del médico intervencionista– es mayor en promedio en un orden de magnitud a la correspondiente al plano de la derecha –personal de apoyo–, debido tanto a una menor frecuencia de participación de este personal en los procedimientos, como a una mayor distancia a la fuente de radiación dispersa.

4. Conclusiones

Los resultados de la primera etapa del experimento evidencian lo reportado en las recomendaciones internacionales; en lo posible, es necesario tener el intensificador en la parte superior cuando la configuración del arco en C sea vertical, de manera que la dosis ambiental que recibe el personal ocupacionalmente expuesto sea reducida por un orden de magnitud. Los resultados de la interpolación de la tasa $H^*(10)$ para las dos posiciones del tubo en la primera etapa son diferentes entre sí, con una mayor tasa para la configuración tipo B respecto a la tipo A; así, se corrobora el hecho de que una componente significativa de la radiación dispersa está presente cuando se tiene el tubo sobre la tabla.

Para la segunda etapa del estudio, se tienen resultados coherentes con lo esperado: el plano ubicado a la derecha recibe una tasa de $H^*(10)$ que demuestra una tasa de dosis efectiva estimada considerablemente más baja que el plano central. Sin embargo, se resalta que el punto máximo de tasa de dosis en el plano derecho no tiene su máximo ubicado en el punto más cercano al haz dispersado (intersección del rayo central con la tabla móvil y el paciente) sino en el punto ($x = 50$ cm, $y = 60$ cm), debido a la atenuación extra que tiene la radiación dispersa debido a la tabla móvil.

La cantidad operacional utilizada $H^*(10)$ es diferente a la dosis equivalente personal $H_p(10)$; no obstante, bajo las condiciones de direccionalidad del haz, estas dos son equivalentes, por ello se puede seguir la sugerencia del ICRP 139 [2]. Esto conlleva a que el resultado es una idea conservativa de la dosis efectiva anual y, por ende, ninguno de los resultados sugiere la necesidad de utilizar un algoritmo más especializado que requiera dos dosímetros. Este estudio confirma que los principios de protección radiológica como el uso de delantal plomado y el correcto posicionamiento del tubo emisor de RI logran optimizar la dosis efectiva para el personal expuesto en procedimientos de intervencionismo.

Referencias

- [1] J. Valentin, "Avoidance of radiation injuries from medical interventional procedures", *Annals of the ICRP*, vol. 30, n.º 2, pp. 7-22, 2000. [https://doi.org/10.1016/S0146-6453\(01\)00004-5](https://doi.org/10.1016/S0146-6453(01)00004-5)
- [2] P. O. López, L. T. Dauer, R. Loose *et al.*, "Occupational radiological protection in interventional procedures", *Annals of the ICRP*, vol. 47, n.º 2, pp. 1-118, 2018. <https://doi.org/10.1177/0146645317750356>
- [3] J. R. Steele, A. K. Jones y E. P. Ninan, "Quality initiatives: Establishing an interventional radiology patient radiation safety program", *RadioGraphics*, vol. 32, n.º 1, pp. 277-287, 2012. <https://doi.org/10.1148/rg.321115002>
- [4] P. Ferrari, F. Becke, Z. Jovanovic *et al.*, "Simulation of h p (10) and effective dose received by the medical staff in interventional radiology procedures", *Journal of Radiological Protection*, vol. 39, n.º 3, pp. 809-824, 2019. <https://doi.org/10.1088/1361-6498/ab2c42>
- [5] K. Chida, Y. Kaga, Y. Haga *et al.*, "Occupational dose in interventional radiology procedures", *American Journal of Roentgenology*, vol. 200, n.º 1, pp. 138-141, 2013. <https://doi.org/10.2214/AJR.11.8455>
- [6] E. Vañó, L. González, F. Beneytez y F. Moreno, "Lens injuries induced by occupational exposure in non-optimized interventional radiology laboratories", *The British Journal of Radiology*, vol. 71, n.º 847, pp. 728-733, 1998. <https://doi.org/10.1259/bjr.71.847.9771383>
- [7] E. P. Efstathopoulos, I. Pantos, M. Andreou *et al.*, "Occupational radiation doses to the extremities and the eyes in interventional radiology and cardiology procedures", *The British Journal of Radiology*, vol. 84, n.º 997, pp. 70-77, 2011. <https://doi.org/10.1259/bjr/83222759>
- [8] O. Ciraj-Bjelac, M. M. Rehani, K. H. Sim *et al.*, "Risk for radiation-induced cataract for staff in interventional cardiology: Is there reason for concern?", *Catheterization & Cardiovascular Interventions*, vol. 76, n.º 6, pp. 826-834, 2010. <https://doi.org/10.1002/ccd.22670>
- [9] R. Moura y F. A. Bacchim, "Proteção radiológica aplicada à radiologia intervencionista", *Jornal Vascular Brasileiro*, vol. 14, n.º 3, pp. 197-199, 2015. <https://doi.org/10.1590/1677-5449.1403>
- [10] J. K. Dave, "Why is the X-ray tube usually located underneath the patient instead of above the patient for interventional fluoroscopic procedures?", *American Jour-*

- nal of Roentgenology*, vol. 207, n.º 3, W24-W25, 2016. <https://doi.org/10.2214/AJR.16.16454>
- [11] N. W. Marshall y K. Faulkner, “The dependence of the scattered radiation dose to personnel on technique factors in diagnostic radiology”, *The British Journal of Radiology*, vol. 65, n.º 769, pp. 44-49, 1992. <https://doi.org/10.1259/0007-1285-65-769-44>
- [12] K. Faulkner y B. M. Moores, “An assessment of the radiation dose received by staff using fluoroscopic equipment”, *The British Journal of Radiology*, vol. 55, n.º 652, pp. 272-276, 1982. <https://doi.org/10.1259/0007-1285-55-652-272>
- [13] H. Jarvinen, N. Buls, P. Clerinx *et al.*, “Overview of double dosimetry procedures for the determination of the effective dose to the interventional radiology staff”, *Radiation Protection Dosimetry*, vol. 129, pp. 333-339, n.º 1-3, 2008. <https://doi.org/10.1093/rpd/ncn082>
- [14] *RaySafe x2 - Product specifications brochure*, RaySafe, Billdal, Suecia, may. 2021. Disponible en https://www.raysafe.com/sites/default/files/2021-07/raysafe_x2_specification_brochure.pdf
- [15] D. Followill, *The Phantoms of Medical and Health Physics*, 1.ª ed., Nueva York: Springer-Verlag, 2014.
- [16] B. A. Schueler, “The aapm/rsna physics tutorial for residents general overview of fluoroscopic imaging”, *Radiographics*, vol. 20, n.º 4, pp. 1115-1126, 2000. <https://doi.org/10.1148/radiographics.20.4.g00j1301115>
- [17] D. B. Rowe, “BiLinear, bicubic, and in between spline interpolation”, Department of Mathematics, Statistics, and Computer Science, Marquette University, Wisconsin, feb. 2018. Disponible en https://www.mssc.mu.edu/~daniel/pubs/RoweTalkMSCS_BiCubic.pdf
- [18] J. Liu, Z. Gan, en X. Zhu, “Directional bicubic interpolation — A new method of image super-resolution”, en *Proceedings of 3rd International Conference on Multimedia Technology (ICMT-13)*, 2013, pp. 463-470.
- [19] R. Padovani, C. Foti y M. Malisan, “Staff dosimetry protocols in interventional radiology”, *Radiation Protection Dosimetry*, vol. 94, n.º 1-2, pp. 193-197, 2001. <https://doi.org/10.1093/oxfordjournals.rpd.a006471>
- [20] “Units of radiation. Calculation of equivalent dose and effective dose”, Ministry of the Environment Government of Japan, Tokio, Japan, ene. 2019. Disponible en <https://www.env.go.jp/en/chemi/rhm/basic-info/1st/pdf/basic-1st-02-03-06.pdf>