

IMPORTANCIA DE LA CARACTERIZACIÓN DEL SISTEMA RADIOLÓGICO EN LA PROTECCIÓN RADIOLÓGICA DEL PACIENTE EN RADIOLOGÍA INTERVENCIONISTA

E. Cotelo, J. Zubillaga, A. Durán, G. Paolini

Escuela Universitaria de Tecnología Médica, Facultad de Medicina, Universidad de la República
Hospital de Clínicas Dr. Manuel Quintela, Av. Italia s/n, 3er piso, CP 11.600. Montevideo, Uruguay

elenacotelo@yahoo.com

RESUMEN

La Protección Radiológica (PR) en Radiología Intervencionista (RI) guiada por fluoroscopia es un desafío pues pese a ser menos invasiva que la cirugía convencional y la única posibilidad diagnóstica o terapéutica en ciertas patologías, tiene asociado el riesgo de daño biológico radioinducido. Por eso, la caracterización del sistema radiológico es fundamental al permitir conocer la dosis “suministrada” por el sistema y la calidad de la imagen obtenida. Consiste en medir simultáneamente la tasa de kerma (en fluoroscopia) y kerma por imagen (en cine), y el contraste y la resolución de la imagen, en la entrada de fantomas de PMMA de diferentes espesores (simulando distintas dimensiones de pacientes y proyecciones radiológicas) para todos los modos de operación del sistema (diámetros del intensificador de imagen, dosis, frecuencia de fluoroscopia, etc.), y sus posibles combinaciones. De los resultados se pueden decidir acciones correctivas. Además, los intervencionistas, al conocer las dosis y calidades de imagen, poseen una herramienta indiscutible al analizar las posibilidades de optimización. El presente trabajo desarrolla la metodología y analiza los resultados de las caracterizaciones de dos sistemas radiológicos de dos centros de RI de Uruguay, en el marco del Coordinated Research Project (CRP) del OIEA “Explorando la posibilidad de establecer niveles orientativos de diagnóstico en RI”, desarrollado entre 2002 y 2006 con la participación de Chile, España, Italia, Reino Unido y Uruguay. Asimismo, se fundamenta su importancia en la PR en RI.

Palabras clave: *Protección Radiológica, Dosis, Calidad de imagen*

1. INTRODUCCIÓN

La Radiología Intervencionista (RI) es el conjunto de procedimientos diagnósticos y terapéuticos guiados por imágenes. Las ventajas que ofrece respecto a la cirugía convencional son múltiples: menos invasiva, anestésicos de menor riesgo y estadías hospitalarias de menor duración, además de ser la única terapéutica en ciertas patologías. Debido a ello ha aumentado el número de procedimientos realizados tanto en países desarrollados como en desarrollo. Sin embargo, las radiaciones ionizantes tienen asociado el riesgo inherente de daño biológico [1] del que existe abundante bibliografía [2] [3]. Por eso, la optimización (obtención de imágenes de calidad con la menor dosis posible) es imprescindible. La herramienta utilizada en radiología simple convencional es la determinación de

niveles orientativos de diagnóstico (NOD). Éstos son muy útiles pues permiten que cada hospital realice auto-evaluación de su rendimiento, posibilitando comparar sus dosis con las de otros hospitales [4].

Sin embargo, la determinación de NOD en RI presenta diversas dificultades: 1) En estudios radiológicos simples de pacientes adultos de dimensiones estándares es posible obtener muestras representativas [1], mientras que en RI la gama de patologías y protocolos dificulta el proceso; 2) Debido a los efectos determinísticos reportados en RI debería determinarse el kerma en la entrada de la piel del paciente, algo difícil dadas las múltiples incidencias y variaciones del campo de radiación, así como lo poco práctico y costoso del método.

En suma: el establecimiento de NOD en RI debe contemplar todos los factores determinantes de la dosis: complejidad clínica, protocolos, características del sistema radiológico, curva de aprendizaje del intervencionista, etc.

La Conferencia de Protección Radiológica al Paciente realizada en Málaga, marzo 2001, incluyó la recomendación específica de “explorar la posibilidad de establecer NOD en RI” [5].

Con este fin, entre 2002 y 2006, el OIEA desarrolló el CRP “Explorando la posibilidad de establecer niveles orientativos de diagnóstico en RI”, participando Chile, España, Italia, Reino Unido y Uruguay, y luego EUA. Se estudiaron coronarioangiografías (CA) y angioplastias percutáneas coronarias (PCTA), por ser los procedimientos más frecuentes. Se analizaron los factores determinantes de la dosis del paciente, midiéndose el Producto Kerma Área (PKA) por ser un método no invasivo al colocarse la cámara de ionización transparente colocada a la salida del haz de rayos x. Se establecieron los protocolos para que los resultados fuesen comparables, proponiéndose pautas de optimización y evaluándose su puesta en práctica [6].

De sus conclusiones, se destaca la necesidad de implementar Programas de Garantía de Calidad en RI, donde la formación en PR de los profesionales sea el punto de partida al ser imprescindible conocer todos los factores que determinan la dosis para poder optimizar las prácticas.

Además, dada la influencia del sistema radiológico, éste debe ser caracterizado, midiendo las “dosis” suministradas por el sistema y la calidad de las imágenes obtenidas, en diferentes espesores de absorbentes y modos de operación del sistema, para analizar posibles anomalías. Si se tuviese varios sistemas radiológicos, es posible compararlos, buscar las causas de las diferencias y tomar medidas correctivas. Los intervencionistas deben conocer los resultados para interiorizarse del funcionamiento del

equipo y poder implementar medidas de optimización, si fuese necesario (y/o posible) [7].

El **objetivo general** del presente trabajo es contribuir a la optimización de la PR en RI guiada por fluoroscopia.

El **objetivo específico** es presentar la metodología de caracterización del sistema radiológico usado en RI, así como fundamentar su importancia en la PR.

2. METODOLOGÍA

El protocolo está basado en el Proyecto DIMOND de la Unión Europea [8]. La investigación se llevó a cabo en dos centros de cardiología intervencionista de Uruguay, uno público y universitario (HU), y otro privado (HP). En cada centro se desempeñan dos cardiólogos intervencionistas (uno trabaja en ambos). En el HU hay diez cardiólogos entrenándose, y en el HP uno sólo. El HU cuenta con tecnólogos en radiología mientras que el HP no.

Material

Sistemas radiológicos: El del HU es un Picker CV- PRO (1997) con cámara para medir PKA (DIAMENTOR M4-KDK, 11017-0230, 34044-00049, certificado de calibración PTW Freiburg 021617, Mayo de 2002). Por su parte, el del HP es un Philips Integris BH 3000 Biplano Versión 2 (1996), con cámaras (de origen) para medir PKA en ambos tubos de rayos x. La del tubo vertical (único usado en RI de adultos) es DIAMENTOR M1 tipo 57348 A No 1142, y cámara de ionización tipo 57523 No 728259 (certificado de calibración de PTW Freiburg No 951027, Abril de 1995). Las cámaras para medir PKA fueron calibradas en su sistema radiológico siguiendo el protocolo desarrollado en el CRP [8].

Los diferentes modos de operación de ambos sistemas radiológicos están esquematizados en la Tabla I.

Tabla I

Modos de operación de los sistemas Philips y Picker
¹Intensificador de imagen, ² Baja, Media y Alta

	Sistema Picker (UH)	Sistema Philips (PH)
II diámetros (cm) ¹	14,18 y 21	14,17 y 23
Modos de Fluo (pulsos/s)	3.5, 7, 15 y 20	12.5
Modos de Cine (imágenes/s)	15 y 30	12.5 y 25
Modos de Dosis	B, M y A ²	B, M y A

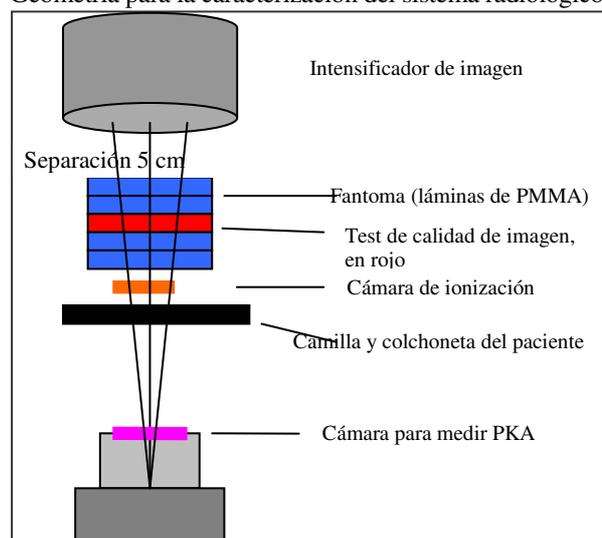
Para la caracterización: 1) Cámara de ionización 10 x 5 – 6 E (Radcal Corporation, N serie 91-0619, certificado de calibración 13406, Radcal 20/04/01) y electrómetro (Radcal, modelo 9015S, N serie 9294, certificado de calibración 13406, Radcal, 20/04/01). 2) Cinta métrica. 3) Test de calidad de imagen TOR -18 FG (Universidad de Leeds) ó NEMA XR21-2000 (Nacional Electrical Manufacturers Associated) con objetos con yodo y patrón de resolución; 4) Láminas de PMMA de 25 cm x 25 cm para lograr los espesores recomendados por los tests (TOR: 16, 20, 24 y 28 cm; NEMA: 5, 10, 20 y 30 cm). 5) Láminas de Cu de 2.0 mm para proteger la superficie de entrada del II.

Método:

Se mide y evalúa, simultáneamente, la tasa de kerma (fluoroscopia) y el kerma por imagen (cine) en la entrada de un fantoma de PMMA que simula pacientes de diversos espesores (o un paciente en distintas proyecciones radiológicas). Por ello, debe efectuarse en condiciones clínicas: con la camilla y la colchoneta del paciente. Las medidas se realizarán para cada combinación posible de operación, tomándose como variables los modos de adquisición de cine, la frecuencia de fluoroscopia, los diámetros de entrada del II, así como los modos de dosis (baja, media, alta). La geometría del sistema para la caracterización se presenta en la Figura 1.

Figura 1

Geometría para la caracterización del sistema radiológico



Dado que los intervencionistas evalúan la imagen clínica, se recomienda que participen en el proceso para comprender la relación entre “dosis” entregada por el sistema en distintos espesores de pacientes, proyecciones radiológicas y modos de operación, y su relación con la calidad de imagen.

Es conveniente que las especificaciones técnicas del sistema sean analizadas previamente para ahorrar tiempo y esfuerzo. En realidad, muchas veces ya se conocen al ser la caracterización una de las pruebas de aceptación del sistema (verificación de las especificaciones del contrato de compra).

Se debe confeccionar una planilla Excel que registre: tamaño del punto focal, formato del II, espesor de PMMA, modo de operación (fluoroscopia, cine) y modo de dosis (baja, media y alta: fluoroscopia, A, B, C: cine), kVp, filtración adicional (si el equipo cambia la filtración en distintos modos de operación o para diversos espesores del paciente), kerma de entrada, número de imágenes (cine), tasa de kerma de entrada para fluoroscopia o kerma por imagen para series, mA (promedio) y, mA pico y ancho del pulso.

Pautas generales (por razones de espacio sólo se detallará la metodología usando el **test de imagen TOR -18 FG**):

1) el espesor total del fantoma de PMMA incluirá el del objeto del test de imagen (colocado en la mitad del espesor de PMMA); 2) el objeto del test siempre debe estar en el *isocentro* del sistema (simulando la posición de la región de interés del cuerpo), y el II 5 cm por encima del fantoma; 3) si

el sistema no tiene rejilla antidifusora, colocar el objeto del test de forma que los patrones de resolución de barras o líneas se visualicen en ángulos rectos con las líneas de exploración del monitor. Si la rejilla está incluida, mover el objeto de test 45 grados evitando la interferencia de las líneas de exploración y de la estructura de la rejilla. 4) las lecturas de la cámara de ionización deben corregirse con los factores de calibración (energía, temperatura y presión).

Se procederá de la siguiente manera:

1) Comenzar con un espesor total de 16 cm; 2) Ubicar la cámara en la mesa de modo que no quede bajo el peso del fantoma; 3) Verificar que la cámara esté totalmente incluida en el campo; 4) Comenzar con fluoroscopia y anotar la tasa de kerma y los factores de exposición; 5) Repetir para todas las combinaciones posibles de modos (fluoroscopia, dosis, y dimensiones del II). Como el tamaño del campo debe cubrir completamente la cámara de ionización, existirá un límite en la dimensión del II para ser usado con el mayor espesor del fantoma (mayor magnificación geométrica); 6) Repetir para todos los modos disponibles de cine o de adquisición de imagen; 7) Aumentar los espesores de PMMA (20, 24 y 28 cm), repitiendo todas las medidas cubriendo el rango de espesores de pacientes (y espesores típicos en incidencias oblicuas). Todos los valores se anotan en la planilla Excel.

Evaluación subjetiva de la calidad de imagen

Recordar: se realiza simultáneamente con la medición de tasa de kerma y kerma por imagen. Los observadores deben identificar el menor contraste visible y la más alta resolución espacial, anotándolos para cada combinación de modos de operación en la planilla Excel. Si es posible, las imágenes se grabarán con formato DICOM en CD.

El **test de imagen TOR -18 FG** permite estudiar: 1) ajustes de brillo y contraste en el monitor; 2) linealidad de la TV (geometría circular); 3) sensibilidad de bajo contraste (encontrando el contraste umbral); y 4) límite de resolución espacial. Las especificaciones son:

a) 18 detalles circulares de 8 mm de diámetro que forman una serie gradual contrastes decrecientes. Las tablas del fabricante (no incluidas por falta de espacio) dan los contrastes de rayos x de los discos para 70 kVp y 1 mm de filtración de cobre (valores nominales). El contraste está sujeto a tolerancias de fabricación de $\pm 5\%$.

b) 21 grupos separados de patrones de barras. Cada uno con 5 barras y 4 espacios, dando $4\frac{1}{2}$ "pares de líneas". La tabla del fabricante da las frecuencias espaciales en pares de líneas por mm.

1) Observar los cuadrados claro y oscuro fijando los controles de brillo hasta que ambos círculos sean claramente visibles dentro de los cuadrados. El rango entre negro y blanco debe ser el más amplio posible, con un verdadero negro en el medio (plomo) y sin resplandor. 2) El aro circular que rodea los detalles del test debe aparecer perfectamente circular en la pantalla, si no, ajustar las líneas de exploración de tiempo (vertical y horizontal. 3) *Medición de la sensibilidad de bajo contraste:* consiste en determinar qué disco está situado en el límite o umbral de visibilidad. La medida se realiza a una distancia fija del monitor para no afectar la percepción del ruido de la imagen (se recomienda cuatro veces el diámetro del círculo del monitor). El último disco visible se determina contando el número que puede ser detectado, y el valor del

umbral (límite de contraste) se encuentra en la tabla del fabricante. Para poder comparar los resultados siempre deben darse las mismas condiciones de exposición y de visualización, con el monitor correctamente ajustado y una distancia de visualización estandarizada. La iluminación ambiental puede estar en niveles normales, pero las luces no deben reflejarse en la pantalla del monitor. 4) *Medición del Límite de Resolución:* debe realizarse bajo condiciones de alto contraste y bajo ruido, y a una distancia de observación confortable (puede ser menor a la anterior). La tabla del fabricante permite determinar la máxima frecuencia espacial observada con resolución. Los controles del monitor no deben ser alterados para estas mediciones, aunque puedan obtenerse mejores resultados reduciendo Brillo o incrementando Contraste.

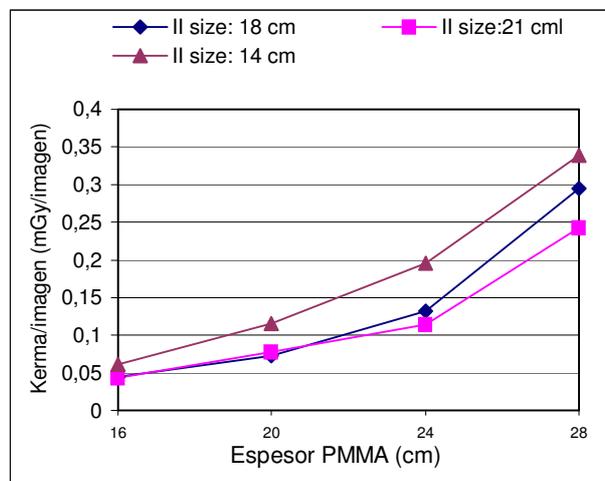
La caracterización del sistema incluye la medida de la **tasa máxima de dosis de entrada, usando** fantoma de 4 cm de PMMA, el tubo de rayos x lo más cerca posible de la mesa, protegiéndose el II con 2 mm de plomo, y en el modo de dosis más alta (y cine) con la máxima magnificación.

3. RESULTADOS Y DISCUSIÓN

Por razones de espacio se han selecciona solamente los resultados que se presentan.

Figura 2.

Equipo Picker. Kerma por imagen en el para diferentes diámetros del Intensificador de imagen (II) en modo 15 imágenes/ s



En la Tabla II se aprecia que en fluoroscopia, para 24 cm de PMMA existen diferencias significativas en las tasas de kerma para similares diámetros de II e iguales modos de dosis, no encontrándose diferencias significativas en la calidad de imagen. Se destacan los modos de alta dosis: 1) para 14 cm de II, la tasa de kerma en el equipo Picker es 0.79 mGy/ s mientras que para el Philips es 2.80 mGy/ s, es decir 3.5 veces mayor. 2) para 21 cm de II, el Picker "entrega" 0.49 mGy/s, mientras que para 23 cm el Philips "entrega" 1.87 mGy/s, 3.8 veces más. Las Figuras 2 y 3, por su parte, muestran que en cine, para 24 cm de espesor de PMMA, en todos los diámetros de II, el Philips

Tabla II

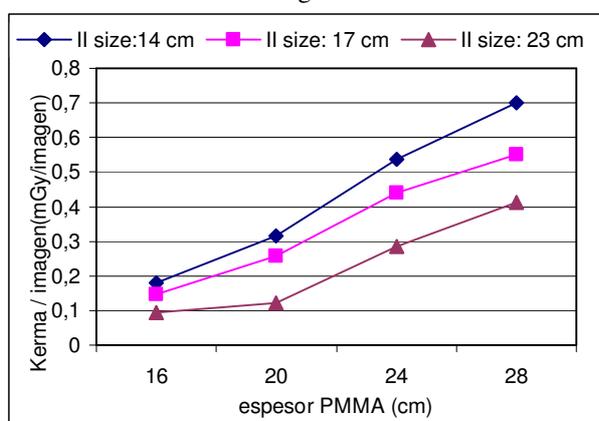
Resultados de la caracterización de ambos sistemas para 24 cm de PMMA y fluoroscopia, usando test de Leeds

	Diámetro II (cm)	Fluoroscopia	kV	mA	Tasa de kerma (mGy/s)	Bajo Contraste (círculos)	Contraste	Alto contraste (Frecuencia especial) plmm
Picker	14	Media (15 /s)	120	1.7	0.81	12	0.027	1.80
	14	Alta (15 /s)	120	1.7	0.79	12	0.027	1.80
CV-PRO	21	Media (15 /s)	118	1.7	0.49	11	0.032	1.25
	21	Alta (15 /s)	120	1.7	0.49	11	0.032	1.25
Philips Integris	14	Media (12.5 /s)	107	10.5	0.73	11	0.032	1.80
BH Version 2	14	Alta (12.5 /s)	99	25.3	2.80	14	0.017	1.80
	23	Media (12.5 /s)	80	14	0.47	11	0.032	1.25
	23	Alta (12.5 /s)	77	27.5	1.87	11	0.032	1.25

suministra mayor kerma por imagen, siendo máxima la diferencia para 17 cm de diámetro de II, donde el Philips “entrega” 0.44 mGy/imagen, 3.4 veces más que el Picker (0.13 mGy/imagen).

Figura 3.

Equipo Philips. Kerma por imagen en el para diferentes diámetros del intensificador de imagen (II) en modo 25 imágenes/ s



Con estos resultados y sabiendo que el modo de cine utilizado en cardiología intervencionista en el HP (Sistema Philips) es de 25 imágenes/s, es esperable que los PKA sean mayores en el HP que en el HU, aún cuando los procedimientos sean realizados por el mismo cardiólogo.

Efectivamente, analizadas 135 CA en el HU y 110 en el HP (con similares complejidades clínicas), los NOD (P75) de PKA totales (cine y fluo) fueron (40 ± 37) Gy.cm² y (78 ± 34) Gy.cm². Asimismo, analizadas 97 PTCA del HU y 120 del HP, los NOD establecidos fueron (69 ± 33) Gy.cm² y (161 ± 61) Gy.cm².

A partir de los resultados de la caracterización de los sistemas y de los PKA medidos, los cardiólogos tomaron conciencia de las posibilidades de sus sistemas radiológicos y de las dosis recibidas por los pacientes. En el HP comenzaron a instrumentar pautas de optimización,

fundamentalmente no usando los modos de alta dosis e intentando usar el modo de cine de 12.5 imágenes/ s, siempre que logran el objetivo clínico.

4. CONCLUSIONES

La caracterización del sistema radiológico es una herramienta insustituible a la hora de implementar evaluar las dosis recibidas por los pacientes y decidir medidas correctivas.

5. BIBLIOGRAFÍA

- [1] International Commission on Radiological Protection. Report 60. Pergamon Press, Oxford, 1991.
- [2] Vaño E., Arranz L., Sastre J.M., Moro, et al. *Dosimetric and radiation protection considerations based on some cases of patient injuries in interventional cardiology*. Br J Radiol; 71: 510-516(1998).
- [3] Wagner, L.K., Archer, B.R., Cohen, AM. *Management of patient skin dose in fluoroscopy guided interventional procedures*, JVIR, 11:25-33. (2000).
- [4] IAEA. *International Basic Safety Standards for protection against ionizing radiation and for the safety of radiation sources*, Safety Series No. 115, Vienna, 1996.
- [5] IAEA. *Proceedings of the International Conference on radiological protection of patients in diagnostic and interventional radiology, nuclear medicine and radiotherapy*. Malaga, March 2001. Vienna. (2001).
- [6] IAEA Technical Document. *A pilot study exploring the possibility of establishing guidance levels in x-ray directed interventional procedures*. Vienna, 2006 (draft).
- [7] Coteló E, Duran A, Paolini G, Gigirey P. *Patient Doses in Interventional Cardiology in Uruguay. An Approach to Establishing Guidance Levels*. Contributed Paper. 11 IRPA Congress, Madrid, abril 2004.
- [8] Vaño, E., Fernández, J. M., López, L., Ten, J. L., González, L., Guibelalde, E. *The use of constancy checks to optimize patient dose in interventional radiology systems*. Contributed paper International Conference on radiological protection of patients. Malaga, March, 2001.