

DOSIS DE RADIACIÓN Y CALIDAD DE IMAGEN EN UN EQUIPO DE CARDIOLOGÍA INTERVENCIONISTA PEDIÁTRICO

Carlos Ubeda, Patricia Miranda y Dandaro Dalmazzo

RESUMEN

Se presenta la metodología optimizada y resultados de la nueva caracterización en términos de dosis y calidad de imagen del sistema de rayos X utilizado en el principal servicio de hemodinamia pediátrica de Chile. Además, se informa los valores de la tasa de dosis dispersa a nivel de los ojos de los operadores en diferentes espesores de medio absorbente y en todos los modos de adquisición disponibles en el angiógrafo. La caracterización fue realizada según los protocolos europeos DIMOND y SENTINEL adaptados a procedimientos pediátricos. Se midió el kerma aire en la superficie de entrada (ESAK) y se calcularon los parámetros de calidad de imagen relación señal-ruido (SNR) y una figura de mérito (FOM). La tasa de dosis dispersa fue medida en unidades de dosis equivalente personal. El ESAK

para modos fluoroscópicos osciló entre 0,2 y 35,6 $\mu\text{Gy}/\text{imagen}$ al pasar de 4 a 20cm de polimetil metacrilato (PMMA). Para el modo cine, esos valores oscilaron entre 2,8 y 160,1 $\mu\text{Gy}/\text{imagen}$. Los valores de los parámetros de calidad de imagen mostraron una correcta configuración del sistema, aunque en el modo fluoroscópico medio se observaron valores anormales. En cuanto a la tasa de dosis dispersa a nivel de los ojos del cardiólogo, los mayores valores fueron para el espesor de 20cm de PMMA, donde el modo cine alcanzo los 9,41mSv·h⁻¹. Las diferencias encontradas con evaluaciones previas pueden ser explicadas por el deterioro propio del sistema y el cambio de uno de los tubos de rayos X.

Introducción

En la actualidad las aplicaciones médicas representan la principal fuente de exposición artificial de la población mundial a las radiaciones ionizantes, en particular los procedimientos de tomografía computarizada y de radiología intervencionista (UNSCEAR, 2008). Según el Consejo Nacional de Protección Radiológica y Medidas de los EEUU, los procedimientos de radiología intervencionista fueron identificados como la tercera mayor contribución a la dosis colectiva (promedio de dosis de una población), después de la tomografía computarizada y la medicina nuclear (NCRP, 2009).

Todo procedimiento de cardiología intervencionista implica un riesgo a la salud de los pacientes, operadores y público en general. El objetivo

primario de la protección radiológica es proporcionar un estándar apropiado de protección a las personas y el medio ambiente, sin limitar indebidamente estas prácticas. Los tres principios fundamentales de la protección radiológica son la justificación, la optimización y la aplicación de límites de dosis. Para el paciente se utilizan los dos primeros principios, destacando dentro de la optimización la definición de niveles referenciales diagnósticos. Para el personal y público en general, la utilización de límites de dosis es la herramienta esencial para evitar los efectos determinísticos y minimizar la aparición de efectos estocásticos. (ICRP, 2007).

Según se ha indicado, los niños son más sensibles a la radiación ionizante por tener una mayor esperanza de vida (BEIR 2006). Por ello, presen-

tan mayor riesgo de desarrollar y manifestar los efectos nocivos de las radiaciones ionizantes. Esta mayor radiosensibilidad viene dada porque sus células presentan un alto índice mitótico, y muchas de ellas no están aún diferenciadas, con lo cual su material genético puede ser expuesto durante un mayor tiempo a las radiaciones ionizantes (Hall *et al.*, 2006).

En el caso del personal médico, se conoce que la exposición en los ojos puede causar opacidad del cristalino (Vano *et al.*, 1998) debido a la coagulación que produce la radiación ionizante de las proteínas del cristalino. Haskal (2004) demostró la existencia de cataratas inducidas por radiación en el 8% de entre 59 radiólogos intervencionistas asistentes a una reunión científica en Nueva York. Además, estudios dirigidos desde la Agencia Inter-

nacional de Energía Atómica (IAEA), denominados "Evaluación Retrospectiva de Lesiones en Cristalino y Dosis" (RELID, 2014) e iniciados desde el año 2008, obtuvieron datos sobre el alto porcentaje de opacidades del cristalino en el personal médico cuando las herramientas de protección radiológica no eran utilizadas (Vano *et al.*, 2010; Ciraj *et al.*, 2010). Con éste y otros antecedentes, en abril del año 2011 la Comisión Internacional de Protección Radiológica (ICRP) publicó una declaración donde anunciaba una reducción en los umbrales de dosis para este órgano. Para el personal médico, la ICRP recomienda ahora un límite de dosis equivalente al cristalino del ojo de 20mSv en un año, promediada en un periodo de 5 años, sin superar en un año los 50mSv (ICRP, 2011; Rehani *et al.*, 2011).

PALABRAS CLAVE / Calidad de Imagen / Cardiología Intervencionista / Dosis Equivalente Personal / ESAK / Radiación /

Recibido: 21/01/2014. Modificado: 14/06/2014. Aceptado: 19/06/2014.

Carlos Ubeda. Tecnólogo Médico y Licenciado en Ciencias Biológicas, Universidad de Tarapacá, Chile. Magíster en Biofísica Médica, Universidad de Chile. Doctor en Ciencias Radiológicas, Universidad Complutense de Madrid, España. Profesor, UTA, Chile. Dirección: Labora-

torio de Dosimetría Personal, Centro de Estudios en Ciencias Radiológicas (CECRAD), Facultad de Ciencias de la Salud, UTA. Arica, Chile. e-mail: carlos.ubeda.uta@gmail.com

Patricia Miranda. Licenciada en Medicina, Médico Pediatra y Cardióloga Intervencionista Pe-

diátrica. Hospital Luis Calvo Mackenna. Santiago, Chile. e-mail: patriciamiragon@gmail.com

Dandaro Dalmazzo. Tecnólogo Médico, Licenciado en Tecnología Médica, Magíster en Ciencias Radiológicas. Instituto Nacional del Cáncer y Facultad de

Salud y Odontología, Universidad Diego Portales, Santiago, Chile. e-mail: dandodalva@gmail.com

EVOLUTION OF RADIATION DOSE AND IMAGE QUALITY IN A PEDIATRIC INTERVENTIONAL CARDIOLOGY SYSTEM

Carlos Ubeda, Patricia Miranda and Dandaro Dalmazzo

SUMMARY

The optimized methodology and results of the new characterization in terms of dose and image quality of the x-ray system used in the main service of pediatric hemodynamics of Chile is presented. In addition, scatter dose rate values at the level of the eyes of operators in different thickness of absorbing medium and all acquisition modes available in the angiography are also presented. The characterization was performed according to the European protocols DIMOND and SENTINEL adapted to pediatric procedures. The entrance surface air kerma (ESAK) was measured and the image quality parameters signal-to-noise ratio (SNR) and a figure of merit (FOM) were calculated. The scatter dose rate was measured in units of personal equivalent

dose. The ESAK for fluoroscopic modes ranged from 0.2 to 35.6 $\mu\text{Gy}/\text{frame}$ going from 4 to 20cm of polymethyl methacrylate (PMMA). For the cine mode, those values oscillated between 2.8 and 160.1 $\mu\text{Gy}/\text{frame}$. The values of the parameters of quality of image show a correct configuration of the system, although in medium fluoroscopic mode abnormal values are observed. In terms of the scattered dose rates at the cardiologist' eye level, the highest values were for a PMMA thickness of 20cm, where cine mode reached 9.41mSv-h⁻¹. Differences with previous assessments can be explained by the system deterioration and by the change of one X-ray tube.

DOSE DE RADIAÇÃO E QUALIDADE DE IMAGEM EM UM EQUIPAMENTO DE CARDIOLOGIA INTERVENCIÓNISTA PEDIÁTRICO

Carlos Ubeda, Patricia Miranda e Dandaro Dalmazzo

RESUMO

Apresenta-se a metodologia otimizada e resultados da nova caracterização em termos de dose e qualidade de imagem do sistema de raios X utilizado no principal serviço de hemodinâmica pediátrica do Chile. Além disso, se informa os valores da taxa de dose dispersa no nível dos olhos dos operadores em diferentes espessuras do meio absorvente e em todos os modos de aquisição disponíveis no angiógrafo. A caracterização foi realizada segundo os protocolos europeus DIMOND e SENTINEL adaptados a procedimentos pediátricos. Mediu-se o kerma no ar na superfície de entrada (ESAK) e se calcularam os parâmetros de qualidade da imagem relação sinal-ruído (SNR) e uma figura de mérito (FOM). A taxa de dose dispersa foi medida em unidades de dose equivalente pessoal.

O ESAK para modos fluoroscópicos oscilou entre 0,2 e 35,6 $\mu\text{Gy}/\text{imagem}$ ao passar de 4 a 20cm de polimetilmetacrilato (PMMA). Para o modo cine, esses valores oscilaram entre 2,8 e 160,1 $\mu\text{Gy}/\text{imagem}$. Os valores dos parâmetros de qualidade de imagem mostraram uma correta configuração do sistema, ainda que no modo fluoroscópico médio fossem observados valores anormais. Quanto à taxa de dose dispersa em nível dos olhos do cardiologista, os maiores valores foram para espessura de 20 cm de PMMA, onde o modo cine alcançou os 9,41 mSv-h⁻¹. As diferenças encontradas com avaliações prévias podem ser explicadas pela deterioração própria do sistema e a mudança de um dos tubos de raios X.

Para disminuir los riesgos asociados a las radiaciones ionizantes, tanto a los pacientes como al personal médico durante los procedimientos bajo control fluoroscópico con rayos X, se recomienda una formación adecuada en protección y la aplicación de programas de Garantía de Calidad (EC, 1997; IAEA, 2011).

Los sistemas de rayos X usados en procedimientos intervencionistas pediátricos son complejos de evaluar, debido a los diferentes modelos y tecnologías disponibles en el mercado, como también por sus múltiples opciones de configuración y modos de adquisición. En ocasiones, los especialistas médicos no tienen un criterio

estándar para comparar las ventajas y desventajas entre las tecnologías disponibles, como tampoco para seleccionar cuál es la mejor opción entre los diferentes modos de adquisición. De esta manera, la caracterización o evaluación de estos sistemas en términos de dosis y calidad de las imágenes usando objetos de prueba, ofrece una amplia gama de datos útiles para comprender las características de los angiografos, permitiendo seleccionar los protocolos y modos de adquisición más adecuados en los diferentes procedimientos y tamaños del paciente.

Por lo anterior, el presente trabajo entrega la metodología optimizada y resultados de la

nueva caracterización realizada el año 2013 en términos de dosis y calidad de imagen del sistema de rayos X utilizado en el principal servicio de hemodinamia pediátrica de Chile. Además, se presentan los valores de la tasa de dosis dispersa a nivel de los ojos de los operadores en diferentes espesores de medio absorbente y en todos los modos de adquisición disponibles en el equipo.

Material y Método

Se caracterizó un angiógrafo biplano Siemens Axiom Artis BC equipado con intensificador de imagen (Siemens AG, Alemania) perteneciente al Departamento de Hemodinamia del

Hospital Dr. Luis Calvo Mackenna, Santiago, Chile. El angiógrafo estaba equipado con un generador de 100kW a 100kV, instalado el año 2006 y adaptado para procedimientos pediátricos, con una rejilla antidifusora (Siemens 05660217) con una razón rejilla 17:1, 70 líneas/cm, y 100cm de distancia focal. En el año 2012 se cambió el tubo de rayos X del arco C vertical. Los intensificadores de imagen tenían un diámetro máximo de 33cm y permiten tres tamaños de campo (33, 22, y 17cm). El sistema ha sido configurado por el servicio local de Siemens con tres protocolos de examen (recién nacido, lactante y niño), tres modos de fluoroscopia (baja

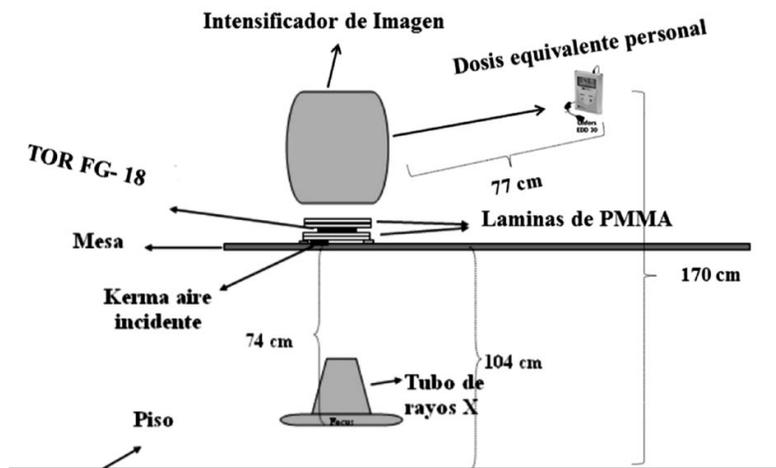


Figura 1. Esquema con los detalles de la caracterización y medidas de la dosis dispersa.

(FL), media (FM) y alta dosis (FH)) con 15 imágenes (pulsos)/s, y un solo modo de adquisición o cine (CI) con 30 imágenes/s. Adicionalmente, filtros desde 0,1 a 0,9mm Cu y colimación virtual también estaban disponibles. La distancia desde el piso al isocentro fue de 107cm y la distancia foco isocentro fue de 76cm.

La metodología para este tipo de evaluación ha sido desarrollada en el marco de programas de investigación de la Comisión Europea, tales como: "Dosis y calidad de imagen en imágenes digitales y radiología intervencionista" (DIMOND, 2002) y "Seguridad y eficacia para nuevas técnicas de imágenes usando nuevo equipamiento para apoyar la legislación europea" (SENTINEL) (Faulkner *et al.*, 2008). Desde el 2008 en Chile se viene trabajando para optimizar esta propuesta a través de una serie de publicaciones (Vano *et al.*, 2008, 2010; Ubeda *et al.*, 2011a, 2011b).

Las mediciones se efectuaron utilizando láminas de polimetilmetacrilato (PMMA) de 25×25×1cm, construyendo espesores de 4, 8, 12, 16 y 20cm. La razón entre el PMMA y el espesor del tórax de los pacientes puede ser considerada como ~1,5 (Rassow *et al.*, 2000). Se utilizó un detector sólido Unfors Xi (modelo 8201010-A) con una sonda de medición para poder determinar tasa de dosis a la

entrada y un sistema Unfors EED-30 (modelo 8131010-C) para medir la tasa de dosis dispersa a la posición del médico cardiólogo. Ambos instrumentos fueron calibrados en los laboratorios Unfors RaySafe en 2013.

Se utilizó un objeto de prueba marca Leeds TOR 18-FG (Leeds Test Objects Inc., Boroughbridge, RU) para poder evaluar aspectos de la calidad de imagen. El objeto contiene un set de 14 grupos de pares de líneas para resolución espacial de alto contraste (con un límite de 5 pares de líneas/mm) y 18 círculos (11mm de diámetro) para evaluación de umbral de bajo contraste. Este objeto de prueba está diseñado para proporcionar una verificación continua del desempeño de las imágenes en sistemas fluoroscópicos. El objeto de prueba fue posicionado en el isocentro y en el centro del espesor de PMMA durante todas las mediciones.

Dosis a la entrada

La magnitud dosimétrica medida en contacto con los espesores de PMMA fue el kerma aire incidente (IAK), sin embargo para facilitar la comparación de nuestros resultados estos valores fueron expresados en términos de kerma aire en la superficie de entrada (ESAK), para lo cual se multiplicó los valores de IAK por el factor de retrodispersión de 1,3 (ICRU, 2005).

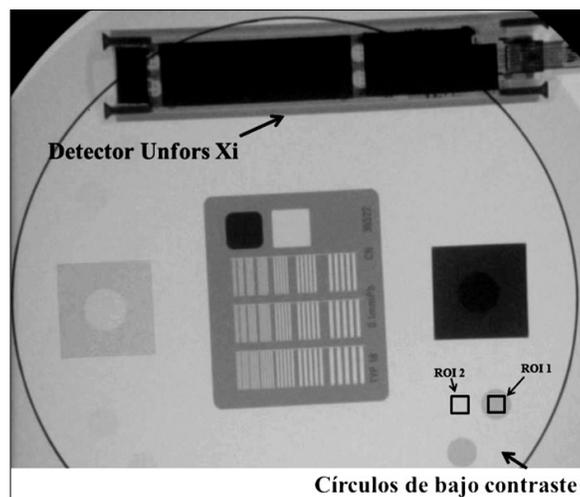


Figura 2. Ejemplo de una de las imágenes del objeto de prueba y utilizadas para la evaluación numérica de la calidad. La imagen corresponde al modo cine, FOV 22cm y 8cm de PMMA.

Para un espesor de 4cm de PMMA y con el objeto de prueba en el isocentro, la distancia de la mesa (medida desde su cara superior) al suelo, fue de 104cm. La distancia de la mesa al detector Unfors Xi fue de 1cm. La distancia de la mesa al isocentro fue de 3cm, y la distancia del foco al detector de rayos X (Unfors Xi) fue de 74cm (Figura 1). Para 8, 12, 16 y 20cm de PMMA, esta distancia fue reducida a 72, 70, 68 y 66, respectivamente, a fin de mantener el objeto de prueba en el isocentro (la mesa se desplazó 2cm hacia abajo cuando se añadieron 4cm de PMMA). El intensificador de imagen se mantuvo siempre a 5cm de la parte superior de las placas de PMMA (también para simular condiciones de trabajo clínicas típicas).

Debido a las numerosas mediciones realizadas (para 4, 8, 12, 16 y 20cm de PMMA) para todos los modos de adquisición, fue utilizado un tamaño de campo de 22cm, y para evitar errores en las estimaciones de dosis, las imágenes del objeto de prueba fueron grabadas simultáneamente (Figura 2).

Calidad de imagen

Las imágenes DICOM obtenidas fueron almacenadas en formato 1024×1024 píxeles y 8 bits (series de fluoroscopia) y 512×512 píxeles y 8 bits (series

de cine) en la estación de trabajo del sistema de rayos X y grabadas en CD-ROMs para su posterior análisis. Las imágenes fueron evaluadas a través del software Osiris versión 4.18. La calidad de imagen fue evaluada analizando los círculos de bajo contraste, en las imágenes 10, 12 y 15 de cada serie guardada. La Figura 2 muestra la selección de los ROIs (rectangulares) para el análisis numérico, a través de los siguientes parámetros (Vano *et al.*, 2008; Ubeda *et al.*, 2011a):

1. Relación señal-ruido,

$$SNR = \frac{[BG-ROI]}{\sqrt{\frac{SD_{ROI}^2 + SD_{BG}^2}{2}}} \quad (1)$$

donde BG: valor de fondo, el valor medio del contenido de los píxeles en la región de interés rectangular cercano al círculo de bajo contraste número 1 (ROI 2); ROI: valor medio del contenido de los píxeles en la región de interés seleccionada al interior del círculo número 1 (ROI 1); SD_{ROI} y SD_{BG} : desviación estándar para ROI y BG (Figura 2), y

2. Figura de mérito,

$$FOM_1 = \frac{SNR^2}{ESAK} \quad (2)$$

donde ESAK: kerma aire en la superficie de entrada, en el

punto donde el eje del haz de rayos X incide en el PMMA.

Dosis dispersa al operador

La magnitud operacional medida como dosis dispersa en la posición simulada de los ojos del cardiólogo fue la dosis equivalente personal Hp (10), la cual es una estimación de la dosis equivalente en tejido blando a una profundidad de 10mm (ICRU, 2005). Estas medidas fueron realizadas sin ningún tipo de elemento de protección radiológica, simulando de esta forma las máximas condiciones de irradiación al personal. El detector Unfors EED-30 (modelo 8131010-C) se posicionó a 0,77m del isocentro y a 1,7m del piso (Figura 1). Cabe señalar que estas medidas fueron llevadas a cabo en forma conjunta con la determinación de la tasa de dosis a la entrada del PMMA y la evaluación de la calidad de imagen.

Resultados

En la Tabla I se pueden observar los valores de ESAK para los distintos modos de adquisición del equipo, protocolos disponibles, espesores de PMMA y número de imágenes por segundo. Además se muestran los factores de exposición de cada una de las mediciones y sus respectivos filtros añadidos.

Las Figuras 3 y 4 muestran los valores alcanzados para los parámetros numéricos SNR y FOM para los distintos modos de adquisición del equipo y espesores de PMMA.

En la Figura 5 se ilustran los valores de dosis equivalente personal expresada en unidades de $mSv \cdot h^{-1}$ para los distintos modos de adquisición del equipo y espesores de PMMA.

Discusión

En América Latina y el Caribe, los procedimientos de cardiología intervencionista pediátrica son realizados por médicos especialistas en cardiología pediátrica, quienes en algunos casos no tienen un

TABLA I
KERMA AIRE EN LA SUPERFICIE DE ENTRADA (ESAK) POR IMAGEN, NUMERO DE IMÁGENES, FILTRO ADICIONAL, POTENCIAL DEL TUBO Y CORRIENTE DEL TUBO PARA LOS DISTINTOS MODOS DE ADQUISICIÓN, PROTOCOLOS DE EXAMEN Y TODOS LOS ESPESORES DE PMMA

Modo de adquisición	Protocolo de examen	PMMA (cm)	ESAK (mGy/min)	Nº imágenes	ESAK ($\mu Gy/imágenes$)	Potencial del tubo (kVp)	Corriente del tubo (mA)	Filtro (mmCu)
FL	Recién Nacido	4	0,11	10	0,2	71,5	18,0	0,9
FM	Recién Nacido	4	0,18	10	0,3	77,0	18,3	0,9
FH	Recién Nacido	4	0,23	10	0,4	58,0	79,4	0,9
CI	Recién Nacido	4	5,08	30	2,8	52,7	98,6	0,2
FL	Lactante	8	0,23	10	0,4	77,0	21	0,9
FM	Lactante	8	0,40	10	0,7	77,0	26,7	0,9
FH	Lactante	8	0,91	10	1,5	58,0	79,4	0,9
CI	Lactante	8	13,54	30	7,5	52,7	98,6	0,3
FL	Niño	12	0,47	10	0,8	77,0	30,6	0,9
FM	Niño	12	0,90	10	1,5	77,0	39,0	0,9
FH	Niño	12	2,06	10	3,4	66,0	80,9	0,6
CI	Niño	12	19,29	30	10,7	61,0	230	0,6
FL	Niño	16	1,23	10	2,1	70,0	44,9	0,9
FM	Niño	16	2,40	10	4,0	77,0	57,5	0,9
FH	Niño	16	5,48	10	9,1	66,0	142,6	0,6
CI	Niño	16	57,54	30	32,0	76,6	346,1	0,3
FL	Niño	20	3,89	10	6,5	77,0	69,5	0,9
FM	Niño	20	6,51	10	10,9	77,0	88,8	0,9
FH	Niño	20	21,35	10	35,6	68,0	161,7	0,3
CI	Niño	20	288,13	30	160,1	85,0	327,3	0,0

entrenamiento específico en imagen radiológica y en protección radiológica. Además, no se llevan a cabo controles de calidad en forma permanente, ni menos se tienen implementado programas de garantía de calidad, según los datos de la IAEA para la región (Vano *et al.*, 2011).

La IAEA, consciente de esta situación en América Latina y el Caribe, ha implementado dos proyectos de cooperación técnica, titulados "Protección radiológica de los pacientes en las exposiciones médicas (TSA3), RLA/9/057" (IAEA, 2007) y "Garantizar la protección radiológica de los pacientes durante las exposiciones médicas (TSA3), RLA/9/067" (IAEA, 2009). En ambos proyectos, Chile ha liderado el estudio en los campos de la caracterización en términos de dosis y calidad de imagen los sistemas de rayos X (Vano

et al., 2008, 2009b, 2010; Ubeda *et al.* 2011a, 2011b, 2012b), así como la dosimetría y protección radiológica para los pacientes pediátricos (Vano *et al.*, 2011; Ubeda *et al.*, 2012a) y personal médico (Vano *et al.*, 2009a; Ubeda *et al.* 2010, 2013a; Vassileva *et al.* 2013) que participa en los procedimientos de cardiología intervencionista, razón por la cual está siendo considerado como un modelo para extender su experiencia a otros países.

En Ubeda *et al.* (2013b), se aborda con detalle estos trabajos y los futuros desafíos, destacando la importancia de evaluar permanentemente los sistemas de rayos X en términos de dosis y calidad de imagen, como así también los niveles de radiación dispersa a los que son expuestos el personal médico. Para lograr esto, se vuelve urgente revisar nuestro marco jurídico en el ámbito de la seguridad radiológica.

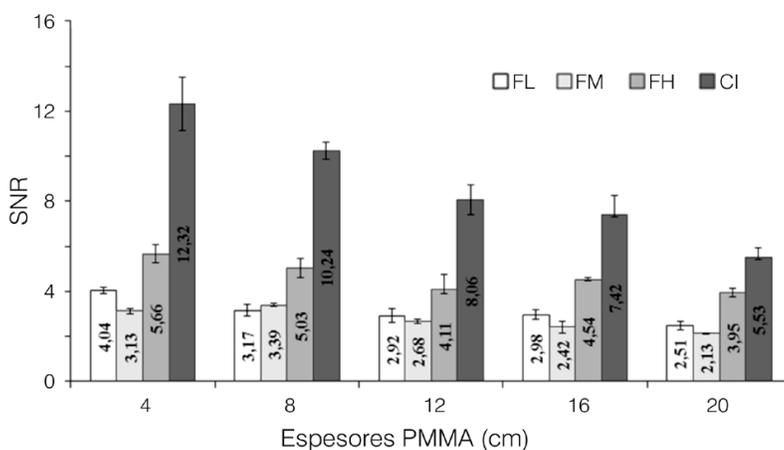


Figura 3. Valores relación señal ruido (SNR) para los diferentes espesores de pacientes simulados y modos de operación (fluoroscopia baja (FL), media (FM), alta (FH) y cine (CI)). Tamaño de campo: 22cm.

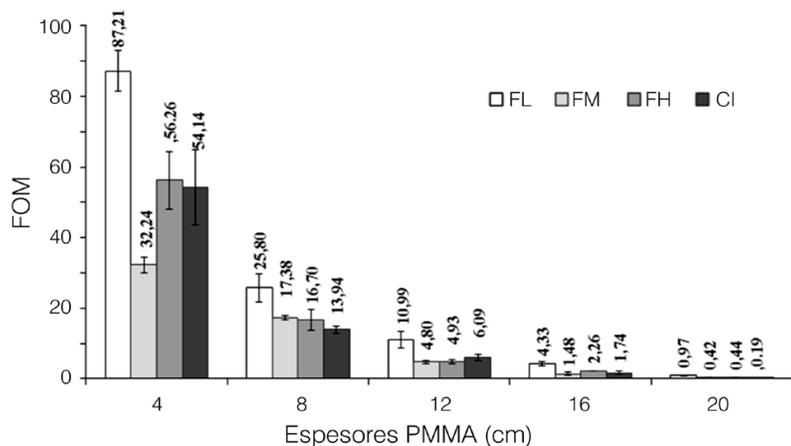


Figura 4. Valores figura de mérito (FOM) para los diferentes espesores de pacientes simulados y modos de operación (fluoroscopia baja (FL), media (FM), alta (FH) y cine (CI)). Tamaño de campo: 22cm.

Dosis a la entrada del PMMA

El ESAK para el modo de adquisición FL varió desde 0,2 a 6,5 $\mu\text{Gy}/\text{imagen}$, cuando el espesor de PMMA fue incrementado desde 4 a 20cm. Para el modo de adquisición FM el ESAK varió entre 0,3 y 10,9 $\mu\text{Gy}/\text{imagen}$, para los mismos espesores de PMMA. En el caso del modo de adquisición FH los valores de ESAK varían entre 0,4 y 35,6 $\mu\text{Gy}/\text{imagen}$. Para el modo de adquisición CI, el rango fue entre 2,8 y 160,1 $\mu\text{Gy}/\text{imagen}$ (Tabla I).

En general, estos valores de dosis fueron similares a los descritos en los trabajos previos donde este sistema fue evaluado (Vano *et al.*, 2008; Ubeda *et al* 2011a), lo cual demuestra una constancia en el

tiempo a pesar de haber cambiado el tubo de rayos X unos meses antes de esta caracterización.

Es también relevante indicar que el incremento en la dosis a la entrada del PMMA producto del tamaño en nuestros pacientes simulados fue entre 50 y 60 veces para los modos de fluoroscopia y cine, respectivamente. Por último, cabe indicar que el ahorro de dosis que se puede generar para el paciente, si se utiliza el modo fluoroscópico de menor dosis (FL) en lugar del modo CI para archivar nuestros exámenes, sería de 13 a 25 veces.

Calidad de imagen

El parámetro numérico SNR debería ser mayor al cambiar

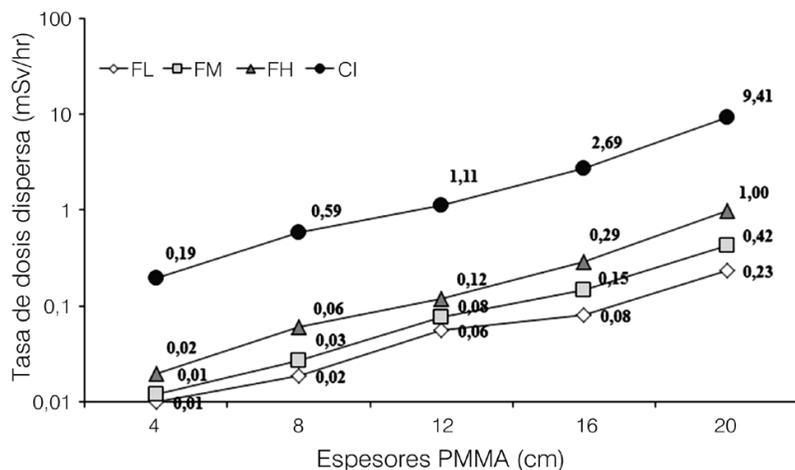


Figura 5. Valores dosis dispersa (dosis equivalente personal) a la posición de los ojos del cardiólogo para los diferentes espesores de pacientes simulados y modos de operación (fluoroscopia baja (FL), media (FM), alta (FH) y cine (CI)). Tamaño de campo: 22cm.

desde el modo de menor dosis (FL) al modo de mayor dosis (CI) en todos los espesores de PMMA analizados, situación que de acuerdo a la Figura 3, sucede para todos los modos de adquisición, excepto para el modo fluoroscópico intermedio de dosis (FM), situación que se confirma en la Figura 5. Esto resulta un indicador de que este modo de adquisición fluoroscópico necesita ser revisado

y ajustado por el servicio técnico, tal cual se hizo en 2008 (Vano *et al.*, 2008). Otra variable a considerar en este análisis es la influencia del espesor del paciente y como el sistema de rayos X en su conjunto, a través del control automático de exposición, ajusta los parámetros de potencial, corriente del tubo y los filtros de cobre (Tabla I). En comparación con el trabajo realizado en 2008 (Vano *et al.*, 2008), los valores de SNR para el modo CI, fueron reduciéndose constantemente al ir aumentando el espesor de PMMA.

De acuerdo a la Figura 5, es altamente recomendable la utilización del modo de FL por sobre las otras opciones, toda vez que entrega los mayores valores de FOM. El parámetro FOM ha sido usado por otros autores (Zamenhof, 1982; Gagne *et al.*, 2003) para optimizar la detectabilidad de la señal en imágenes digitales. Este parámetro permite relacionar la calidad de imagen y la dosis necesaria para obtener esa imagen, lo que da una indicación objetiva de la relación costo/beneficio para el paciente al ser expuesto a la radiación.

Dosis dispersa al operador

La Figura 5 muestra la tasa de dosis dispersa medida con el tubo de rayos X en la localización vertical del arco-C, en la posición habitual de los ojos del cardiólogo, sin protección para los tres modos fluoroscópicos y para modo cine. La figura también muestra la variación de la tasa de dosis dispersada para los diferentes protocolos de examinación. Como era de esperar, los mayores valores fueron para el espesor de 20cm de PMMA, donde el modo CI fue igual a $9,41\text{mSv}\cdot\text{h}^{-1}$. En el caso de modo FL, su tasa de dosis fue 41 veces menor.

Conclusión

Se caracterizó nuevamente en términos de dosis y calidad de imagen el principal sistema de rayos X utilizado exclusivamente para desarrollar procedimientos intervencionistas cardiológicos pediátricos de Chile. Además, se evaluó los niveles de radiación dispersa en la posición simulada de los ojos del cardiólogo. Los resultados alcanzados en estas evaluaciones fueron relativamente similares a los obtenidos previamente; sin embargo, el deterioro propio del sistema en su conjunto, como así también el cambio de tubo de rayos X del arco C vertical, pueden explicar en parte las variaciones.

Finalmente, es urgente actualizar el marco jurídico chileno para que este tipo de procedimientos se vuelvan obligatorios.

REFERENCIAS

- BEIR (2006) *Health Risks from Exposure to Low Levels of Ionizing Radiation: BEIR VII Phase 2*. National Research Council. National Academies Press. Washington, DC, EEUU. 424 pp. www.nap.edu/catalog.php?record_id=11340 (Cons. 01/2014).
- Ciraj-Bjelac O, Rehani MM, Sim KH, Liew HB, Vano E, Kleiman NJ (2010) Risk for radiation induced cataract for staff in interventional cardiology: is there reason for concern?. *Cath. Cardiovasc. Interv.* 76: 826-834.

- DIMOND (2002) *Measures for Optimising Radiological Information and Dose in Digital Imaging and Interventional Radiology*. European Commission. Luxemburgo. ftp://ftp.cordis.europa.eu/pub/fp5-euratom/docs/fp5-euratom_dimondiii_projsun_en.pdf (Cons. 12/2013).
- EC (1997) *Directive 84/466/Euratom 30/06/1997*. European Commission. Luxemburgo. http://ec.europa.eu/energy/nuclear/radioprotection/doc/legislation/9743_en.pdf (Cons. 01/2014).
- Faulkner K, Malone J, Vano E, Padovani R, Busch HP, Zoetelief JH, Bosmans H (2008) The SENTINEL Project. *Radiat. Prot. Dosim.* 129: 3-5.
- Gagne R, Boswell J, Myers K (2003) Signal detectability in digital radiography: spatial domain figures of merit. *Med. Phys.* 30: 2180-2193.
- Hall E, Giaccia A (2006) *Radiobiology for the Radiologist*. Lippincott Williams and Wilkins. New York. pp. 16-29, 135-155, 216.
- Haskal ZJ (2004) *Interventional radiology carries occupational risk for cataracts*. RSNA News 14:5-6. <http://www.barrieronline.com/info/RSNAreprint.pdf> (Cons. 12/2013).
- IAEA (2007) *Informe Anual para 2007*. International Atomic Energy Agency. Viena, Austria. www.iaea.org/Publications/Reports/Anrep2007/index.html (Cons. 12/2013).
- IAEA (2009) *Building Partnerships to Fight Cancer*. International Atomic Energy Agency. Viena, Austria. <http://tc.iaea.org/tweb/regionalsites/latinamerica/lists/regionalprojects/> (Cons. 12/2013).
- IAEA (2011) *Protección Radiológica y Seguridad de las Fuentes de Radiación: Normas Básicas Internacionales de Seguridad*. International Atomic Energy Agency. Viena, Austria. http://www-pub.iaea.org/MTCD/Publications/PDF/SupplementaryMaterials/SupM_Pub1531_Spanish.pdf (Cons. 12/2013).
- ICRP (2007) *The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection*. Publication 103. *Ann ICRP.* 37. 332 pp.
- ICRP (2011) *Statement on Tissue Reactions*. International Commission on Radiological Protection. www.icrp.org/docs/icrp%20statement%20on%20tissue%20reactions.pdf (Cons. 12/2013).
- ICRU (2005) *Patient Dosimetry for X-Rays Used in Medical Imaging*. International Commission on Radiological Units and Measurements. Report 74. *J. ICRU* 5. 113 pp.
- NCRP (2009) *Ionizing Radiation Exposure of the Population of the United States*. Report N° 160. National Council on Radiation Protection and Measurements. Bethesda, MD, EEUU. www.ncrponline.org/Publications/Press_Releases/160press.html (Cons. 12/2013).
- Rassow J, Schmaltz AA, Hentrich F, Streffer C (2000) Effective doses to patients from paediatric cardiac catheterization. *Br. J. Radiol.* 73: 172-83.
- Rehani M M, Vano E, Ciraj-Bjelac O, Kleiman, NJ (2011) Radiation and cataract. *Radiat. Prot. Dosim.* 147: 300-304.
- RELID (2014) *Retrospective Evaluation of Lens Injuries and Dose*. OIEA. Viena, Austria. <https://rpop.iaea.org/RPOP/RPoP/Content/News/cataract-studies-published.htm> (Cons. 06/2014).
- Ubeda C, Vano E, González L, Miranda P, Valenzuela E, Leyton F, Oyarzun C (2010) Scatter and staff dose levels in paediatric interventional cardiology. A multicentre study. *Radiat. Prot. Dosim.* 140: 67-74.
- Ubeda C, Vano E, Miranda P, Leyton F, Martínez LC, Oyarzun C (2011a) Radiation dose and image quality for paediatric interventional cardiology systems. A national survey in Chile. *Radiat. Prot. Dosim.* 147: 429-438.
- Ubeda C, Vano E, Miranda P, Leyton E, Valenzuela E, Oyarzun C (2011b) Radiation dose and image quality for adult interventional cardiology systems. A national survey in Chile. *Radiat. Prot. Dosim.* 147: 90-93.
- Ubeda C, Vano E, Miranda P, Leyton F (2012a) Pilot program on patient dosimetry in pediatric interventional cardiology in Chile. *Med. Phys.* 39: 2424-2430.
- Ubeda C, Vano E, González L, Miranda P (2012b) Influence of the antiscatter grid on dose and image quality in pediatric interventional cardiology X-ray systems. *Catheter. Cardiovasc. Interv.* 82: 51-57.
- Ubeda C, Vano E, González L, Miranda P, Valenzuela E, Vergara F, Guarda E (2013a) Evaluation of patient doses and lens radiation doses to interventional cardiologists in a nationwide survey in Chile. *Radiat. Prot. Dosim.* 157: 36-43.
- Ubeda C, Miranda P, Vano E, Nocetti D (2013b) Protección radiológica en cardiología intervencionista pediátrica. Avances y desafíos para Chile. *Rev. Chil. Cardiol.* 32: 223-229.
- UNSCEAR (2008) *UNSCEAR 2008 Report: Sources and Effects of Ionizing Radiation*. United Nations Scientific Committee on Effects of Atomic Radiations. www.unscear.org/ (Cons. 12/2013).
- Vano E, González L, Beneytez F, Moreno F (1998) Lens injuries induced by occupational exposure in nonoptimized interventional radiology laboratories. *Br. J. Radiol.* 71: 728-733.
- Vano E, Kleiman N J, Durán A, Rehani M M, Echeverri D, Cabrera M (2010) Radiation cataract risk in interventional cardiology personnel. *Radiat. Res.* 174: 490-495.
- Vano E, Ubeda C, Fernández J.M, Sánchez R, Prieto C (2009b) Dose assessment during the commissioning of flat detector imaging systems for cardiology. *Radiat. Prot. Dosim.* 136: 30-37.
- Vano E, Ubeda C, Leyton F, Miranda P (2008) Radiation dose and image quality for paediatric interventional cardiology. *Phys. Med. Biol.* 53: 4049-4062.
- Vano E, Ubeda C, Leyton L, Miranda P, González L (2009a) Staff radiation doses in interventional cardiology: correlation with patient exposure. *Pediatr. Cardiol.* 30: 409-413.
- Vano E, Ubeda C, Martínez LC, Leyton F, Miranda P (2010) Paediatric interventional cardiology: flat detector versus image intensifier using a test object. *Phys. Med. Biol.* 55: 7287-7297.
- Vano E, Ubeda C, Miranda P, Leyton F, Durán A, Nader A (2011) Radiation protection in pediatric interventional cardiology. An IAEA pilot program in Latin America. *Health. Phys.* 101: 233-237.
- Vassileva J, Vano E, Ubeda C, Rehani M, Zotova R (2013) Impact of the X-ray system setting on patient dose and image quality; A case study with two interventional cardiology systems. *Radiat. Prot. Dosim.* 155: 329-334.
- Zamenhof G (1982) The optimization of signal detectability in digital fluoroscopy. *Med. Phys.* 9: 688-694.