

DETERMINACION DE LA DOSIS EFECTIVA EN RADIODIAGNOSTICO PEDIATRICO EN MEDELLIN-COLOMBIA

William J. Garzón¹, Javier M. Aramburo², Angelmiro A. Jimenez² and Anselmo P. Ortiz²

¹ Instituto Tecnológico Metropolitano (ITM)
Calle 73 No 76A-354
Medellin-Colombia
wjaramig@gmail.com

² Universidad Nacional de Colombia (UNAL)
Calle 59A No 63-20
Medellin-Colombia
jmorales@unal.edu.co

² Universidad Nacional de Colombia (UNAL)
Calle 59A No 63-20
Medellin-Colombia
aarrietaj@unal.edu.co

² Universidad Nacional de Colombia (UNAL)
Calle 59A No 63-20
Medellin-Colombia
japuerta@unal.edu.co

ABSTRACT

In order to know the effective dose in pediatric X-ray examinations of chest, entrance surface dose measurements were performed for ages 1, 5 and 10 years in the largest pediatric hospital in the city of Medellín -Colombia. The effective dose was obtained from applying the conversion coefficients to measures of the entrance surface dose (ESD) in 306 radiographic studies in AP and LAT I projections. The results were validated with PCXMC 2.0 computer program and other work reported in the literature.

1. INTRODUCCION

El uso de la radiación en la exposición médica de pacientes contribuye con más del 95 % del total de la exposición a la radiación artificial y sólo es superado mundialmente por el fondo natural de radiación como fuente de exposición (UNSCEAR, 2008). Más personas están expuestas a la radiación ionizante por la práctica médica que por cualquier otra actividad humana, y en muchos casos, las dosis individuales son las más elevadas. Las exposiciones a la radiación en medicina involucran predominantemente a las personas que se someten a exámenes diagnósticos, a procedimientos intervencionistas o a terapia con radiación.

Los exámenes de radiología diagnóstica conllevan a riesgos más elevados por unidad de dosis de radiación para desarrollar cáncer en infantes y niños comparado con adultos. El alto riesgo se explica debido a la mayor expectativa de vida en los niños en manifestar efectos dañinos a la radiación y al hecho de que los órganos y tejidos en desarrollo son más radiosensibles [1].

En las recomendaciones de 1990 de la Comisión Internacional de Protección Radiológica (ICRP 1991b) se introdujo una cantidad que correlaciona confiablemente el riesgo a exposiciones médicas llamada: dosis efectiva (DE), definida como la suma ponderada de las dosis equivalentes en tejido: $E = \sum_T w_T H_T$, donde w_T es el factor de peso en tejido para el tejido T .

La ICRP reconoce que la dosis efectiva es de gran valor en la comparación de las dosis en diferentes procedimientos diagnósticos y para comparar el uso de tecnologías similares y procedimientos en diferentes hospitales y países [2]. Esta cantidad no es fácil de medir en un examen de rutina por lo que es necesario recurrir al uso de coeficientes de conversión y programas computacionales.

PCXMC 2.0 es un programa computacional basado en el método Monte Carlo para el cálculo de dosis en órganos y dosis efectiva en exámenes de rayos X en pacientes de 0, 1, 5, 10, 15 y 30 años (adulto), [3]. La dosis efectiva es calculada con los factores de peso en tejido de las publicaciones 60 y 103 de la Comisión Internacional de protección Radiológica (ICRP).

2. METODOLOGIA

Para este estudio se escogió la unidad de pediatría del Hospital San Vicente Fundación de la ciudad de Medellín-Colombia ya que recibe gran parte de los pacientes de la región. La radiografía de tórax en las proyecciones anteroposterior AP y lateral izquierda LAT I es el examen que con más frecuencia se realiza en la institución. El servicio de rayos X posee un equipo de radiografía de alimentación trifásica G.E Proteus con una filtración de 2.6 mm de Al, y puntos focales de 0.6 y 1.2 mm. Antes de realizar las medidas de exposición se realizó un control de calidad para verificar las condiciones físicas y de calidad de imagen del equipamiento.

Para la evaluación de la dosis a la entrada de la superficie (DES), se recolectaron datos de los parámetros técnicos utilizados en los exámenes como el kilovoltaje, el miliamperaje-segundo (mAs), la distancia foco – receptor de imagen, el tamaño de campo y la posición relativa del paciente, además de datos como el sexo, y la edad del paciente. La DES para cada estudio radiográfico se obtuvo a partir del kerma incidente en aire a la distancia de referencia (K_{ia}) multiplicado por un factor de retrodispersión (FRS), ecuación 1.

$$DES = K_{ia} * FRS \quad (1)$$

El kerma incidente en aire, ecuación 2, se estimó a partir de medidas del rendimiento del equipo de rayos X, $R(d)$ a un metro de distancia en un rango de kilovoltajes y mAs usados en las técnicas radiográficas empleadas en la institución.

$$K_{ia} = R(d) * d^2 / d_{DFS}^2 * mAs \quad (2)$$

Donde DFS es la distancia foco-superficie de entrada. Las medidas de Kerma en aire y control de calidad en el equipo de rayos X se realizaron con una cámara de ionización plana de 30 cm³ PTW calibrada en el rango de energía de la radiología diagnóstica. El valor del factor de retrodispersión (FRS) usado en los cálculos dosimétricos de la DES fue tomado de

la literatura [4], se adoptó un valor de 1.3; un valor promedio escogido para las condiciones de examen en rayos X pediátrico.

Los coeficientes de conversión usados para obtener la dosis efectiva para cada estudio radiográfico fueron extraídos de la publicación R279 de la Comisión Nacional de Protección radiológica (NRPB) del Reino Unido [5]. Los valores de los coeficientes están tabulados para potenciales del tubo de rayos X en un rango de 50 a 120 Kvp y con filtraciones totales que van desde 2 hasta 5 mm de Al.

Para la estimación de la dosis efectiva con el programa PCXMC fue necesario introducir los parámetros geométricos del haz de rayos X, la proyección radiográfica a evaluar, la distancia foco-superficie y el modelo matemático del simulador usado posteriormente en la simulación Monte Carlo. Para cada simulación se generaron 1×10^6 fotones. El espectro empleado en cada proyección radiográfica fue caracterizado por la filtración total en Al, el ángulo anódico del tubo de rayos X, el kilovoltaje y el kerma incidente en aire.

3. RESULTADOS

A continuación se muestra la comparación del valor medio de la *DES* obtenida por radiografía en la proyección AP en este trabajo para pacientes en rangos de 1-5 y 5-10 años con otros trabajos, así como los parámetros promedio usados en cada examen.

Tabla 1. Comparación de los parámetros promedio utilizados en los exámenes de rayos X y el valor medio de la DES obtenido en este estudio con otros trabajos.

Referencia	Edad (años)	Tamaño de la muestra	kV promedio	mAs promedio	<i>DES</i> (μ Gy) Promedio
Este trabajo	1-5	100	66.2	1.7	72.5 ± 36.3
	5-10	53	71.5	2.4	77.8 ± 39.3
M Lacerda et al [6]	1-5	10	50.3	3.6	87
	5-10	8	63.8	4.7	112
A Azevedo et al [7]	1-5	51	67	3.7	77
	5-10	17	68	3.2	79

De la tabla 1 se observa que los valores más altos de dosis a la entrada de la superficie son los reportados por el trabajo de Lacerda. et al.

En la tabla 2 se presenta la comparación de la dosis efectiva estimada a partir de coeficientes de conversión, el programa PCXMC y otros trabajos para dos rangos de edades en las proyecciones anteroposterior y lateral izquierda.

Tabla 2. Dosis efectiva obtenida para dos rangos de edades.

Referencia	Edad(años)	DE (mSv)	
		AP	LAT I
Este trabajo	1-5	0.011±0.006	0.010±0.006
	5-10	0.012±0.008	0.011±0.006
PCXMC ¹	1-5	0.012	0.011
	5-10	0.013	0.011
PCXMC ²	1-5	0.017	0.014
	5-10	0.018	0.015
M Lacerda. et al [6]	1-5	0.019	0.018
	5-10	0.016	0.019
A Azevedo. et al [7] IFF Hospital	1-5	0.012	0.013
	5-10	0.011	0.011
HMJ Hospital	1-5	0.009	0.011
	5-10	0.009	0.015

¹ Dosis efectiva obtenida con los factores de peso en tejido del ICRP 60

² Dosis efectiva obtenida con los factores de peso en tejido del ICRP 103

Los resultados de la tabla 1 muestran un buen acuerdo entre los valores medios de la dosis efectiva estimada a partir de la aplicación de coeficientes de conversión y la dosis efectiva calculada con el programa PCXMC usando los factores de peso en tejido recomendados por la publicación 60 de la ICRP.

La máxima diferencia entre valores de dosis efectiva se reportaron en el trabajo de M Lacerda. et al [6], (72.7%) y los valores calculados con el programa PCXMC 2.0 usando los factores de peso en tejido recomendados por la publicación 103 del ICRP (54.5%) para la proyección AP. Estas diferencias se dan ya que los factores de peso en tejido implementados en las recomendaciones del ICRP 103 se promedian para ambos sexos y todas las edades de la población. Con respecto al trabajo de Lacerda. et al [6], los altos valores de la dosis efectiva se atribuyen al uso de rejilla antidispersora en pacientes por debajo de 5 años de edad, valores altos de mAs y una colimación inadecuada en los exámenes.

4. CONCLUSIONES

Los valores de dosis efectiva en los pacientes fueron dependientes del tamaño del cuerpo, los factores técnicos seleccionados y el tipo de proyección evaluado.

No se observó una gran variación en la dosis efectiva entre los dos grupos de edad evaluados lo que demuestra que las técnicas radiográficas en la institución estudiada están optimizadas de acuerdo con las recomendaciones internacionales para la protección radiológica de pacientes pediátricos.

El uso de programas computacionales basados en el método Monte Carlo para evaluar la dosis en pacientes debido a exámenes diagnósticos de rayos X es una herramienta moderna y

eficiente en hospitales ya que ellos permiten la recolección rápida de los datos de los pacientes y el cálculo dosimétrico es en pocos segundos.

AGRADECIMIENTOS

Los autores agradecen el apoyo prestado por el Hospital San Vicente Fundación (HSVF) y a la Dirección de Investigación Medellín (DIME) de la Universidad Nacional de Colombia por la financiación del proyecto.

REFERENCIAS

1. ICRP, 2013. Radiological protection in paediatric diagnostic and interventional radiology. ICRP Publication 121. Ann. ICRP 42(2).
2. ICRP, 2007. 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection (Users Edition). ICRP Publication 103 (Users Edition). Ann. ICRP 37 (2-4).
3. M Tapiovaara, T Siiskonen. *PCXMC 2.0 , A Monte Carlo program for calculating patient doses in medical x-ray examinations (2nd Ed.)*. Helsinki: STUK-A139, 2008. ISBN 978-952-478-396-5.
4. N Petoussi-Henss, M Zankl, G Drexler, W Panzer and D Regulla. Calculation of backscatter factors for diagnostic radiology using Monte Carlo methods. UK: Phys. Med. Biol. 43, (1998). 2237–2250.
5. D Hart, D G Jones, B F Wall. Coefficients for estimating effective doses from Paediatric X-ray examinations. Chilton: NRPB-R279. National Radiological Protection Board, 1996. ISBN 0 85951 390 4.
6. M Lacerda, T Silva, H Khoury. Assessment of dosimetric quantities for patients undergoing x-ray examinations in a large public hospital in brazil—a preliminary study. Radiation protection dosimetry, 2008, pp. 1–7.
7. A Azevedo, O Osibote, M Boechat. Paediatric x-ray examinations in Rio de Janeiro. Phys. Med. Biol. 51 (2006) 3723–3732.