

## Cálculo de la incertidumbre del *kerma* en aire en la superficie de entrada de pacientes en radiología

Tony Benavente<sup>1,2,\*</sup>, Enrique Rojas<sup>1</sup>

<sup>1</sup> Dirección de Servicios del Instituto Peruano de Energía Nuclear

<sup>2</sup> Facultad de Ciencias Físicas de la Universidad Nacional Mayor de San Marcos

### Resumen

La implementación de los niveles de referencia ha permitido optimizar la protección de los pacientes en radiología diagnóstica. Para determinar los valores de los niveles de referencia se calculó el *kerma* en aire en la superficie de entrada a partir de las medidas de rendimiento de los tubos de rayos X y con dosímetros TLD ubicados en los pacientes. Para saber si los valores del *kerma* en aire en la superficie de entrada, obtenidos por los dos métodos, son consistentes y que sus diferencias no se deben a errores sistemáticos, es necesario conocer su incertidumbre. En este trabajo se presenta una metodología para la estimación del *kerma* en aire en la superficie de entrada y su incertidumbre. En el análisis se consideró la repetibilidad de las medidas, el posicionamiento de la cámara de ionización, la repetibilidad del mAs y del kV, la estabilidad y resolución del instrumento, la calidad de la radiación, la incidencia de la radiación, el tamaño de campo y la homogeneidad del campo, el factor de calibración del equipo, la medición de la temperatura y de la presión, el ajuste de la curva del rendimiento, el factor del retrodispersión y la distancia foco-paciente. Para radiografías de tórax en pacientes adultos se obtuvo una incertidumbre expandida ( $k=2$ ) del 24 %.

### Abstract

The implementation of reference levels has improved the protection of patients in diagnostic radiology. To determine the values of the reference levels, air kerma in the entrance surface is calculated from the X-ray tubes yield measurements and from TLD dosimeters placed in the patients. To know if the values of air kerma at the entrance surface obtained by the two methods are consistent and that their differences are not due to systematic errors, it is necessary to know their uncertainty. This paper presents a methodology for estimating the air kerma at the entrance surface and the uncertainty. The analysis considered the repeatability of the measurements, the positioning of the ionization chamber, the repeatability of mAs and kV, the stability and resolution of the instrument, the quality of radiation, the incidence of radiation field, the size and homogeneity of the field, the equipment calibration factor, the measurement of temperature and pressure, the adjustment of the yield curve, the backscattering factor and the focus-patient distance. An expanded uncertainty ( $k = 2$ ) of 24 % was obtained for chest radiographs in adult patients.

### 1. Introducción

La dosis recibida por los pacientes de radiología diagnóstica es la contribución más grande a la dosis colectiva y el uso de los niveles de referencia ha demostrado ser una herramienta útil para la optimización de la protección del paciente. En los últimos años el Perú ha participado en un proyecto auspiciado por el Organismo Internacional de la Energía Atómica, para determinar los valores nacionales de los niveles de referencia para exámenes de tórax, columna y mamografía, realizados a pacientes en radiología.

Los valores de los niveles de referencia se establecen para un tipo de pacientes u órganos y para determinados parámetros técnicos. Se expresan en la magnitud *kerma* en aire en la superficie de entrada para exámenes de tórax y columna, así como en la magnitud dosis glandular para exámenes de mamografía [1].

En la práctica, el *kerma* en aire en la superficie de entrada y la dosis glandular pueden ser estimadas a partir de medidas de *kerma* en aire incidente, obtenidas por métodos ionométrico, de estado sólido y de simulación, a cierta distancia del tubo de

\* Correspondencia autor: tbenavente@ipen.gob.pe

rayos X, modificados por coeficientes de conversión y factores de retrodispersión. [2,3].

En el presente trabajo se presenta una metodología para estimar el *kerma* en aire en la superficie de entrada del paciente y su incertidumbre, en los exámenes realizados a pacientes en radiología diagnóstica. Para medir el *kerma* en aire incidente se utilizaron cámaras de ionización y para realizar el control de calidad de los resultados se ubicaron dosímetros termoluminiscentes en la superficie de los pacientes.

En el análisis de la incertidumbre se consideró la repetibilidad de las medidas, el factor de calibración, el posicionamiento, la repetibilidad, la resolución y la estabilidad de los instrumentos, la calidad de la radiación, el ángulo de incidencia, el tamaño y la homogeneidad del campo de radiación, así como, la incertidumbre debido a la temperatura, presión, modelo de ajuste, factor del retrodispersión y distancia foco-paciente.

## 2. Método Experimental

En la dosimetría del paciente en radiología general se utilizó la magnitud *kerma* en aire en la superficie de entrada,  $K_e$ , obtenida a partir del rendimiento del tubo de rayos X corregido por la distancia y la retrodispersión. El rendimiento de un tubo de rayos X,  $Y$ , está dado por,

$$Y(d) = \frac{K(d)}{P_t} \quad (1)$$

donde,  $K(d)$  es el *kerma* en aire medido a una distancia,  $d$ , del foco y  $P_t$  es la carga del tubo durante la exposición.

Los valores de rendimiento obtenidos para un rango de tensiones y carga aplicadas al tubo de rayos X, empleados en la exposición de los pacientes, fueron ajustados a la siguiente función potencial,

$$Y^*(d) = aU^b \quad (2)$$

donde,  $a$  y  $b$  son parámetros de ajuste obtenidos por mínimos cuadrados y  $U$  es la tensión aplicada.

Por lo tanto el *kerma* en aire en la superficie de entrada del paciente estimado a partir de

rendimientos interpolados esta dado por la siguiente expresión,

$$K_e = aU^b P_t \left( \frac{d}{d_{FTD} - t_p} \right)^2 B \quad (3)$$

donde,  $d_{FTD}$  y  $t_p$  es la distancia del foco del tubo al soporte del paciente y el espesor del paciente, respectivamente.  $B$  es el factor de retrodispersión.

Para la estimación de la incertidumbre del *kerma* en aire en la superficie de entrada se utilizaron datos de las mediciones realizadas en el desarrollo del proyecto. Se utilizaron equipos de rayos X de radiología general y cámaras de ionización Radcal-4095, para la generación y detección de los rayos X. Primero se estimó la incertidumbre de  $Y(d)$  obtenido experimentalmente y luego se estimó la incertidumbre del  $K_e$ , utilizando los datos registrados de los pacientes. El procedimiento utilizado para la estimación de las incertidumbres se realizó de acuerdo con las recomendaciones de la ISO [4,5].

Empleando la relación (1) se obtuvo el rendimiento midiendo el *kerma* en aire a una cierta distancia del foco, para una carga y tensión aplicada al tubo de rayos X. Por ello, se consideraron las incertidumbres debido a: repetibilidad, calibración y estabilidad a largo plazo de los medidores de *kerma* y tensión; repetibilidad y resolución de la distancia foco detector; linealidad y estabilidad de la carga aplicada al tubo. Para el medidor de *kerma* también se consideró la calidad de la radiación y la corrección debido a los cambios en la temperatura y la presión, con respecto a las condiciones de referencia.

Los rendimientos medidos se ajustaron a la función indicada en la relación (2) para estimar posteriormente el rendimiento en un examen en particular. Utilizando la relación (3) se determinó el *kerma* en aire en la superficie de entrada en la superficie del paciente y para la estimación de su incertidumbre se consideró: la incertidumbres del rendimiento; la linealidad y estabilidad de la carga aplicada al tubo; la repetibilidad y resolución de la distancia foco-superficie del paciente; y el factor de retrodispersión.

### 3. Resultados

En la Tabla 1 se indican los resultados de las incertidumbres de cada una de las fuentes que contribuyen a la incertidumbre combinada del rendimiento.

En la Tabla 2 se indican los resultados de las incertidumbres de cada una de las fuentes que contribuyen a la incertidumbre del *kerma* en aire en la superficie de entrada. En la Figura 1 se muestra la incertidumbre combinada y de las respectivas contribuciones.

**Tabla 1.** Incertidumbre relativa combinada del rendimiento.

<i>N</i> <sup>o</sup>	<i>Magnitud</i>	<i>Valor</i>	<i>U</i>	<i>k</i>	<i>Distribución</i>	<i>CS</i>	<i>u<sub>rel</sub></i> (%)
1	<i>K</i> (μGy)	1000					3.7
	Repetibilidad	10	10	1	Normal	1	1.0
	Calibración	1.00	0.06	2	Normal	1	3.0
	Calidad del haz	1.00	0.03	1.73	Rectangular	1	1.7
	Estabilidad	1.00	0.01	1.73	Rectangular	1	0.6
	Presión	1.00	0.01	1.73	Rectangular	1	0.6
	Temperatura	1.00	0.02	1.73	Rectangular	0.07	0.1
2	<i>U</i> (kV)	70.0					9.5
	Repetibilidad	3	3	1	Normal	2	8.6
	Calibración	1.00	0.04	2	Normal	2	4.0
	Estabilidad	1.00	0.01	1.73	Rectangular	2	1.2
3	<i>d</i> (m)	1.000					1.0
	Repetibilidad	1.000	0.005	1	Normal	2	1.0
	Resolución	1.000	0.001	1.73	Rectangular	2	0.1
4	<i>P<sub>H</sub></i> (mAs)	42.4					3.7
	Repetibilidad	1.00	0.04	1.73	Rectangular	1	2.3
	Linealidad	1.00	0.05	1.73	Rectangular	1	2.9
	<i>Y</i> (μGy/mAs)	23.6			Incertidumbre combinada	<i>u<sub>c</sub></i> =	11

**Tabla 2.** Incertidumbre relativa combinada y expandida del *kerma* en aire en la superficie de entrada.

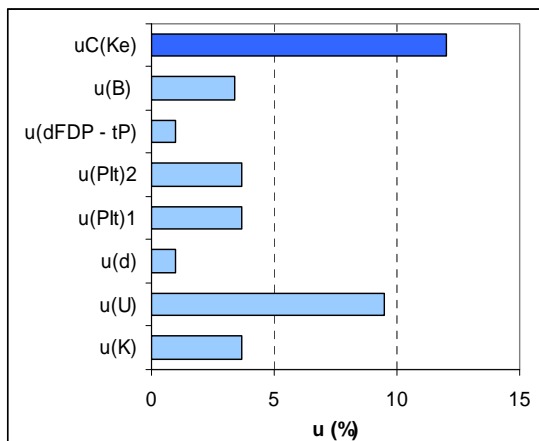
<i>N</i> <sup>o</sup>	<i>Magnitud</i>	<i>Valor</i>	<i>U</i>	<i>k</i>	<i>Distribución</i>	<i>CS</i>	<i>u<sub>rel</sub></i> (%)
1	<i>Y</i> (μGy/mAs)	23.6					11
2	<i>d<sub>FTD</sub> - t<sub>P</sub></i> (m)	1.000					1.0
	Repetibilidad	1.000	0.005	1	Normal	2	1.0
	Resolución	1.000	0.001	1.73	Rectangular	2	0.1
3	<i>P<sub>H</sub></i> (mAs)	42.4					3.7
	Reproducibilidad	1.00	0.04	1.73	Rectangular	1	2.3
	Estabilidad	1.00	0.05	1.73	Rectangular	1	2.9
4	<i>B</i>	1.36	0.08	1.73	Rectangular	1	3.4
	<i>K<sub>e</sub></i> (μGy)	1000			Incertidumbre combinada	<i>u<sub>c</sub></i> =	12
<b>Incertidumbre expandida (k =2)</b>						<b>U =</b>	<b>24</b>

### 4. Conclusión

En la Tabla 1 se muestran que la mayor contribución a la incertidumbre del *kerma* en aire se debe a las incertidumbres del factor de

calibración del instrumento y de la calidad del haz. Asimismo, la mayor contribución a la incertidumbre de la tensión de tubo incertidumbres se deben al factor de

calibración del medidor de kV y a la repetitividad de las medidas.



**Figura 1.** Contribución de las diferentes magnitudes a la incertidumbre combinada del *kerma* en aire en la superficie de entrada.

Los resultados de la Tabla 2 muestran que la incertidumbre del rendimiento es 11 % y es la componente más importante de la incertidumbre combinada del *kerma* en aire en la superficie de entrada. Las contribuciones de las incertidumbres de la reproducibilidad y estabilidad de carga aplicada al tubo de rayos X y del factor de retrodispersión contribuyen por igual a la incertidumbre del *kerma* en aire en la superficie de entrada. Para radiografías de tórax en pacientes adultos se obtuvo una incertidumbre expandida ( $k=2$ ) del 24 %.

En la Figura 1 se muestran las contribuciones de los diferentes componentes de la incertidumbre y se pueden apreciar los factores que más contribuyen y sobre los que debe realizar un mayor control a fin de disminuir la incertidumbre combinada.

El Laboratorio Secundario de Calibraciones Dosimétricas del IPEN realizó el control de calidad de los valores *kerma* en aire en la superficie de entrada, obtenidos mediante el método expuesto en este trabajo. Este consistió en ubicar dosímetros termoluminiscentes (TLD) sobre la superficie del paciente para estimar *kerma* en aire en la superficie de entrada, durante la exposición.

En la comparación de los resultados se encontraron diferencias de hasta el 100 %, debido al número de parámetros que intervienen en los dos métodos. El

conocimiento de la incertidumbre del *kerma* en aire en la superficie de entrada permite saber si los resultados obtenidos por los dos métodos son consistentes y que sus diferencias no se deben a errores sistemáticos.

## 5. Referencias

- [1] International Atomic Energy Agency. International basic safety standards for protection against ionizing radiation and for the safety of radiation sources. Safety Series No. 115. Vienna: IAEA; 1997.
- [2] International Atomic Energy Agency. Dosimetry in diagnostic radiology: An international code of practice. Technical Reports Series No. 457. Vienna: IAEA; 2007.
- [3] International Commission on Radiation Units and Measurements. Patient dosimetry for X rays used in medical imaging. ICRU Report 74. Bethesda, MD; 2005.
- [4] International Organization for Standardization. Guide to the Expression of Uncertainty in Measurement. 1<sup>st</sup> edition. Geneva: ISO; 1995.
- [5] International Atomic Energy Agency. Measurement Uncertainty: A practical guide for secondary standards dosimetry laboratories. IAEA-TECDOC-1585. Vienna: IAEA; 2008.