

Evaluación de dosis radiactiva en neonatos durante su estancia en UCI

Rolinson Paniagua¹, Germán Cáceres^{2*}, Jerry Medrano¹

¹Facultad de Ciencias Naturales y Matemáticas, Universidad Nacional del Callao, Av. Juan Pablo II 306, Callao 2, Perú

²Dirección de Producción, División de Reactores Nucleares, Instituto Peruano de Energía Nuclear, Av. Canadá 1470, Lima 41, Perú

Resumen

En radiología pediátrica la protección radiológica es de suma importancia debido a la gran radiosensibilidad de los tejidos en la infancia y la mayor expectativa de vida que pueden llevar a presentar los efectos estocásticos. El estudio de la región torácica por medio de rayos X es un examen de diagnóstico común en los hospitales con salas pediátricas. En este trabajo se realizó una investigación sobre la exposición de los neonatos a las radiaciones durante una radiografía de tórax con rayos X, en la sala de UCI para neonatos de un hospital de la ciudad de Lima, con el fin de estimar niveles de referencia de dosis directa y dispersa. Con esa finalidad se registró toda la información concerniente al número de exámenes/mes, estancia en UCI y los parámetros de exposición como tensión, corriente del tubo, distancia foco-paciente y tamaño del campo. El cálculo de dosis en superficie y en profundidad se evaluó mediante dosimetría por TLD y un simulador físico (fantoma) de agua de forma cilíndrica, debido a la geometría y características de un recién nacido se emplea el código MCNP basado en el método monte carlo.

Evaluation of radiation dose in neonates during their stay in ICU

Abstract

In pediatric radiology, radiological protection is important due to the radio-sensitivity of the tissues in neonates and stochastic effects. This work had the objective to estimate dose levels, direct and scattered, of infants to the radiation during a chest radiograph x-ray in the neonatal room UCI of a hospital in Lima; considering the number of records relating to examinations per month in UCI, and exposure parameters as voltage, tube current, focus-patient distance and field size. The calculation of the superficial dose was realized using dosimetry TLD and a water phantom of cylindrical geometry. The MCNP code, based on the method Mount Carlo, was used.

1. Introducción

Los niños son los más vulnerables y presentan un mayor riesgo radiológico que los adultos durante una exposición a radiaciones ionizantes, como es el caso de los recién nacidos y lactantes con infecciones como Síndrome de Dificultad Respiratoria (SDR) y enfermedad cardíaca congénita con estancia en una Unidad de Cuidados Intensivos (UCI). Debido al pequeño volumen del cuerpo de un recién nacido durante un examen AP de tórax, toda la zona abdominal y sus órganos genitales forman parte de la región directamente expuesta a la radiación. El objetivo de nuestro estudio es establecer una dosis de referencia en exámenes de tórax para recién nacidos y mejorar las buenas prácticas médicas, racionalizar el uso de radiaciones ionizantes o métodos que aporten una alta tasa de dosis a neonatos [5].

2. Metodología

El diseño inicialmente fue planteado de dos formas; en primer lugar, considerando un ambiente real de operación (UCI) con las 6 incubadoras dispuestas de manera matricial y un equipo de rayos X; en segundo lugar, un diseño considerando un solo ambiente, una incubadora y un equipo de rayos X, tal como se observa en las Figuras 1 y 2. Se utilizaron 20 dosímetros tipo TLD y una botella de agua de 2500 ml como fantoma [6].

2.1 Diseño Experimental I

Para este diseño se colocaron los 18 dosímetros (dos por punto) en las paredes de la estancia UCI, los dos restantes fueron usados como testigo y como fondo, el objeto

* Correspondencia autor: gcaceres@ipen.gob.pe

de este diseño fue medir la dosis dispersa y directa.

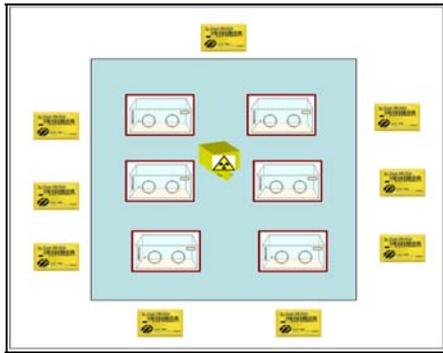


Figura 1. Primer diseño experimental.

2.2 Diseño Experimental 2

Para el segundo diseño se trabajó en grupos de 5 dosímetros por lectura, 4 dosímetros a 1 m de la incubadora al mismo nivel (Figura 2) y uno en el centro del fantoma; el tubo estuvo ubicado a 1 m de la base de la incubadora.

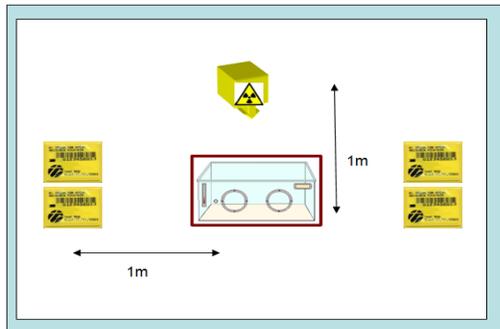


Figura 2. Segundo diseño experimental.

2.3 Tablas de datos Informativos

Tabla 1. Parámetros de operación en UCI.

| Parámetros | Valor min. | Valor máx. | Valor medio |
|------------------------------------|------------|------------|-------------|
| Voltaje (kV) | 50 | 54 | 52 |
| Corriente (mAs) | 2 | 4 | 2.93 |
| Distancia (cm) | 150 | 390 | 199.85 |
| Paciente –Paciente | | | |
| Tamaño de campo (cm ²) | 18x24 | 24x24 | 21x24 |

La distancia entre paciente – paciente es la separación entre incubadoras

Tabla 2. Número de exámenes realizados a neonatos.

| Mes | Exámenes/mes | \bar{X} (exámenes/día) |
|-----|--------------|--------------------------|
| M1 | 40 | 2 |
| M2 | 60 | 2 |
| M3 | 84 | 3 |
| M4 | 63 | 2 |

Para tener referencia de la cantidad de exámenes realizados a un grupo de paciente analizamos la información obtenida y seleccionamos a 5 pacientes con una carga referencial de estancia en el hospital y en la UCI.

Tabla 3. Estancia de Neonatos en el hospital y UCI.

| Pacientes | Estancia en el hospital (días) | Estancia en UCI (días) | Exámenes |
|-----------|--------------------------------|------------------------|----------|
| P1 | 52 | 13 | 20 |
| P2 | 37 | 8 | 13 |
| P3 | 34 | 10 | 7 |
| P4 | 25 | 10 | 6 |
| P5 | 8 | 6 | 2 |

2.4 Método según las recomendaciones del NCRP-147

Para la parte teórica se ha utilizado la recomendación del reporte del NCRP 147 [1], que considera el Kerma en aire por unidad de carga de trabajo en mGyA⁻¹min⁻¹ a una distancia de la fuente de rayos X y operando a un potencial (kVp), dependerá, según las siguientes expresiones [1]:

$$K_p^1 = K_w^1(kV_p)W(kW_p)$$

$$K_p(\theta, kV_p) = \frac{K_w^1(kV_p) \alpha_1(\theta, kV_p) \times 10^{-6} F}{d_s^2 d_f^2}$$

Donde:

- K_p^1 : Kerma en aire del haz primario.
- K_s : Kerma en aire del haz dispersado.
- K_w^1 : Kerma en aire por unidad de carga.
- α_1 : Fracción de dispersión del haz primario.
- F : Tamaño de campo.
- θ : Angulo de dispersión.
- d_s : Distancia al dosímetro
- d_f : Distancia al foco.

2.5 Método de simulación Monte Carlo

En el presente estudio se trabaja con simulación utilizando el código MCNP5 basado en el método Monte Carlo. En las Figuras 3 y 4 presentamos los diferentes planos de la sala de rayos X en la UCI.

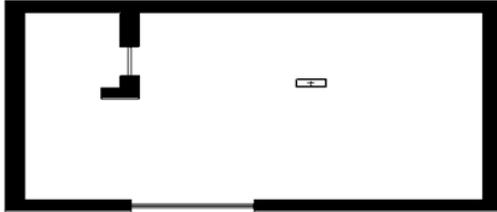


Figura 3. Ambiente en el plano XY.

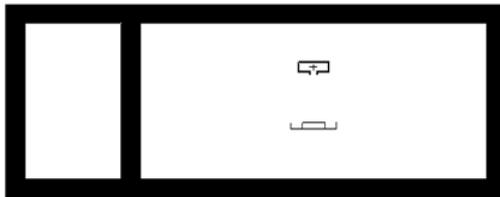


Figura 4. Ambiente en el plano XZ.

3. Resultados

- Para los exámenes en neonatología se tiene asignado un equipo radiográfico rodante marca Philips, modelo Practix 160, tubo marca Technix, modelo X220.8 de 125kV y 200 mAs como máximo: con filtración de 0.7 mmAl. Considerando el primer diseño para la primera lectura, la permanencia de los dosímetros fue de 15 días y para la segunda lectura se trató de mejorar los resultados asignando 21 días de permanencia.
- Los resultados obtenidos para la primera y segunda lectura no presentan dosis significativas superiores al nivel de registro (0,1 mSv/mes), como se verifica en la Tabla 4, por esta razón se plantea el diseño experimental 2 para los cálculos de dosis referencia.
- Para las siguientes pruebas se aplicó el segundo diseño experimental, donde se mide dosis directa y dosis dispersa, utilizando un tamaño de campo de 24 x 24 cm² y de acuerdo con los parámetros de referencia señalado en el punto 2.2.

Tabla 4. Dosis en la sala de UCI, según el primer diseño experimental.

| Lecturas | 1° | | 2° | | |
|----------|-----|--------|----------|--------|----------|
| | TLD | Hp(10) | Hp(0.07) | Hp(10) | Hp(0.07) |
| 1 | | 0 | 0 | 0.02 | 0.02 |
| 2 | | 0 | 0 | 0.01 | 0.01 |
| 3 | | 0 | 0 | 0.02 | 0.02 |
| 4 | | 0 | 0 | 0.01 | 0.01 |
| 5 | | 0 | 0 | 0.03 | 0.03 |
| 6 | | 0 | 0 | 0 | 0 |
| 7 | | 0 | 0 | 0.02 | 0.02 |
| 8 | | 0 | 0 | 0 | 0 |
| 9 | | 0 | 0 | 0 | 0 |
| 10 | | 0 | 0 | 0 | 0 |
| 11 | | 0 | 0 | 0 | 0 |
| 12 | | 0 | 0 | 0.01 | 0.01 |
| 13 | | 0 | 0 | 0 | 0 |
| 14 | | 0.02 | 0.02 | 0.03 | 0.03 |
| 15 | | 0 | 0 | 0.03 | 0.03 |
| 16 | | 0.01 | 0.04 | 0.02 | 0.02 |
| 17 | | 0 | 0 | 0 | 0 |
| 18 | | 0 | 0 | 0 | 0 |

Tabla 5. Dosis directa para 50 kV y 4 mAs.

| | Dosis/examen (mSv) | |
|-----------|--------------------|---------------|
| | Hp(10) | Hp(0.07) |
| | 0.094 | 0.16 |
| | 0.088 | 0.124 |
| | 0.084 | 0.12 |
| | 0.087 | 0.11 |
| | 0.080 | 0.10 |
| \bar{x} | 0.087 | 0.12 |
| σ | 0.0046 | 0.0204 |

Tabla 6. Dosis para 52kV y, 2.8mAs.

| | Dosis/examen (mSv) | |
|-----------|--------------------|---------------|
| | Hp(10) | Hp(0.07) |
| | 0.040 | 0.064 |
| | 0.035 | 0.057 |
| | 0.032 | 0.054 |
| | 0.031 | 0.052 |
| | 0.030 | 0.050 |
| \bar{x} | 0.034 | 0.06 |
| σ | 0.0036 | 0.0049 |

Tabla 7. Dosis para 54kV, 2mAs.

| <i>Dosis/examen (mSv)</i> | <i>(mSv)</i> | |
|---------------------------|---------------|-----------------|
| | <i>Hp(10)</i> | <i>Hp(0.07)</i> |
| | 0.032 | 0.046 |
| | 0.035 | 0.050 |
| | 0.030 | 0.040 |
| | 0.038 | 0.059 |
| | 0.040 | 0.061 |
| \bar{x} | 0.035 | 0.05 |
| σ | 0.0037 | 0.0079 |

- Los resultados mostrados en las Tablas 5, 6 y 7 hacen referencia a las lecturas para dosis directa por examen, obtenidas de acuerdo con los parámetros del segundo diseño experimental, estas dosis corresponden a los factores establecidos que son aplicados en exámenes de tórax a los neonatos por el personal encargado de la UCI.

Tabla 8. Dosis dispersa promedio aplicando el segundo diseño experimental a 1 m de la incubadora.

| <i>Factores</i> | <i>Dosis /examen(mSv)</i> | |
|-----------------|---------------------------|-----------------|
| | <i>Hp(10)</i> | <i>Hp(0.07)</i> |
| 50kV ; 4mAs | 0.0033 | 0.0035 |
| 52kV ; 2.8mAs | 0.0004 | 0.0005 |
| 54 kV ; 2mAs | 0.00038 | 0.000375 |

Tabla 9. Dosis total en los pacientes seleccionados de acuerdo con la Tabla 3.

| <i>DISTRIBUCION DE DOSIS TOTAL EN LOS PACIENTES (mSv)</i> | | | | | | |
|---|--------------------|-----------------|---------------------|-----------------|-------------------|-----------------|
| <i>Pacientes</i> | <i>50kV, 4mAs=</i> | | <i>52kV, 2.8mAs</i> | | <i>54kV, 2mAs</i> | |
| | <i>Hp(10)</i> | <i>Hp(0.07)</i> | <i>Hp(10)</i> | <i>Hp(0.07)</i> | <i>Hp(10)</i> | <i>Hp(0.07)</i> |
| P1 | 1.73 | 2.46 | 0.70 | 1.11 | 0.68 | 1.02 |
| P2 | 1.13 | 1.60 | 0.45 | 0.72 | 0.44 | 0.67 |
| P3 | 0.61 | 0.86 | 0.24 | 0.39 | 0.24 | 0.36 |
| P4 | 0.52 | 0.74 | 0.21 | 0.33 | 0.20 | 0.31 |
| P5 | 0.17 | 0.25 | 0.07 | 0.11 | 0.07 | 0.10 |

- En la Tabla 9 se muestra el cálculo total de dosis directa sobre el paciente (neonato) que se calcula multiplicando la cantidad de exámenes realizados según la Tabla 2 por los factores utilizados de acuerdo con las Tablas 5, 6 y 7, considerando el segundo diseño experimental.

Tabla 10. Dosis calculada según el NCRP- 147.

| <i>Factores</i> | <i>Dosis/examen(mSv)</i> | |
|-----------------|--------------------------|----------------------|
| | <i>Directa (Kp)</i> | <i>Dispersa (Ks)</i> |
| 50kV ; 4mAs | 0.0859 | 0.0002 |
| 52kV; 2.8mAs | 0.0651 | 0.00015 |
| 54 kV; 2mAs | 0.0503 | 0.00012 |

- En la Tabla 10 se muestra la evaluación de dosis directa y dispersa, según las recomendaciones del NCRP 147 que presenta información técnica relacionada con el diseño y blindaje para instalaciones de radiodiagnóstico.

Tabla 11. Resultado de dosis obtenida por simulación utilizando el código MCNP5 basado en el método Monte Carlo.

| <i>Factores</i> | <i>Dosis/examen (mSv)</i> | |
|-----------------|---------------------------|----------------------|
| | <i>Directa (Kp)</i> | <i>Dispersa (Ks)</i> |
| 50kV ; 4mAs | 0.0868 | 0.000369 |
| 52kV ; 2.8mAs | 0.0608 | 0.000258 |
| 54 kV; 2mAs | 0.0434 | 0.000184 |

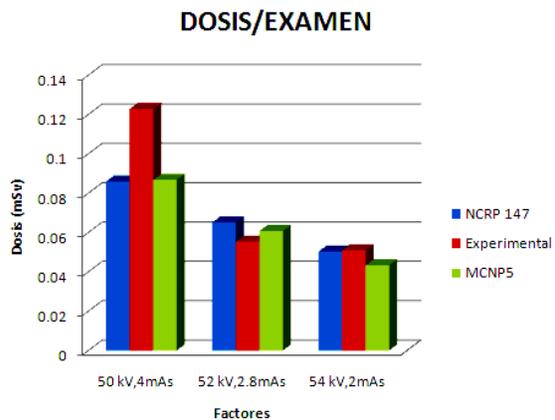


Figura 5. Cuadro comparativo de dosis directa por examen evaluado para los tres métodos planteados.

4. Conclusiones

- Los resultados de las dosis por examen encontrados en una exposición de torax a neonatos servirá como dosis de referencia para garantizar una buena práctica de estudios radiológicos y la optimización de la protección radiológica en pediatría, de acuerdo con las recomendaciones del Organismo Internacional de Energía Atómica (OIEA) la dosis de referencia en la superficie de entrada por proyección

única para Tórax antero-posterior es de 80 μ Sv [8].

- Considerando la dosis total que recibiría un neonato, los exámenes pediátricos deben requerir especial consideración en el proceso de justificación, dado que los factores de riesgo de incidencia de efectos estocásticos es mayor en los niños y de acuerdo con el OIEA el riesgo pediátrico para una dosis efectiva de 0.01 mSv es 1/millón de contraer cáncer [7].
- Como medio de protección debido a la dosis dispersa, específicamente para la sala de la UCI de neonatología, se recomienda utilizar un biombo o cortina plomada de tal forma que disminuya el riesgo de recibir una dosis sin justificar el beneficio de la exposición.
- Los resultados obtenidos producto de los diferentes métodos indican que es factible realizar un estudio para dosis de referencia aplicando los métodos desarrollados en este informe.

5. Agradecimientos

A los ingenieros César Chau y Gerardo Lázaro, por su valioso apoyo en el uso del código MCNP. A la Lic. Nora Acosta y los Físicos del Hospital Nacional 2 de Mayo por sus aportes y facilidades de equipos para la realización del presente trabajo. A la Empresa Dosirad S.A, por haber depositado su confianza en nuestro trabajo de Investigación proporcionándonos el servicio de dosimetría TLD.

6. Bibliografía

- [1] NCRP Report No. 147: Structural shielding design for medical X-ray imaging facilities. 2004.
- [2] Birch R, Marshall M, Ardan GM. Catalogue of spectral data for diagnostic X-rays. 1979
- [3] X-5 Monte Carlo Team. MCNP: A General Monte Carlo N-Particle Transport Code. Version 5. Volume I: Overview and theory. Volume II: User's Guide. Volume III: Developer's Guide. 2005.
- [4] McConn Jr. RJ, Gesh CJ, Pagh RT, Rucker RA, Williams III RG. Compendium of material composition data for radiation transport modeling. 2011.
- [5] Morales J, Jaramillo W, Puerta JA, Tamayo M, Llano A, Moncada L. Dosis de referencia pediátrica para tórax en Antioquia. 2010.
- [6] Enrique Gaona, Alma Selene Frayre Ostos, Teodoro Rivera, Jesús Franco. Radiation dosimetry in a neonatal intensive care unit in computed radiography. 2011.
- [7] International Atomic Energy Agency. Radiation protection in paediatric radiology L01.
- [8] International Atomic Energy Agency. Radiation protection in paediatric radiology L21.