

NIVELES REFERENCIALES DIAGNÓSTICOS LOCALES EN RADIOLOGÍA DIGITAL PARA CHILE

Nocetti, D.¹, Ubeda, C.¹, Figueroa, X.¹, Córdova, L.², Alarcón R.², Inzulza, A.³, Palleros, H.⁴, Loo, C.⁴ y Mamani, N.⁵

¹ Departamento de Tecnología Médica, Centro de Estudios en Ciencias Radiológicas, Facultad de Ciencias de la Salud, Universidad de Tarapacá, Arica, Chile

² Servicio de Imagenología, Hospital Dr. Juan Noé Crevanni, Arica, Chile

³ Servicio de Imagenología, Clínica San José, Arica, Chile

⁴ Servicio de Imagenología, Clínica Arica, Arica, Chile

⁵ Servicio de Imagenología, Centro Médico Central, Arica, Chile

RESUMEN

Objetivo: Establecer los primeros Niveles Referenciales Diagnósticos Locales (NRDL) para procedimientos de radiología digital en Chile, utilizando dosimetría termoluminiscente (TLD).

Material y Método: Se midió en 8 equipos de rayos X digitales (dos directos y seis indirectos) la magnitud kerma en aire en la superficie de entrada (KASE), utilizando tres cristales TLD-100, posicionados a la entrada del haz central de radiación. Para el estudio se seleccionaron los exámenes radiológicos de tórax postero/anterior (TPA), lateral (TLAT), columna lumbar antero/posterior (CLAP) y lateral (CLLAT). Los pacientes fueron simulados con dos fantomas antropomorfos de tórax y pelvis, respectivamente. Para calibrar los cristales se utilizó un irradiador Sr90/Y90 marca Thermo Scientific, modelo 2210 y, éstos fueron leídos en una lectora Marca Harshaw, modelo 5500. Para establecer en NRDL por examen, se utilizó al valor del percentil 75 de todas las medidas realizadas.

Resultados y discusión: Los rangos de KASE (en mGy) para los procedimientos fueron: TPA desde 0,10 a 0,67; TL desde 0,53 a 1,87; CLAP desde 3,99 a 9,17 y CLLAT desde 6,30 a 32,85. Los NRDL alcanzados para cada procedimiento (en mGy) fueron: TPA 0,40; TLAT 1,46; CLAP 7,07 y CLLAT 21,31.

Conclusiones: El presente estudio constituye el primer esfuerzo por establecer NRDL en Chile mediante un sistema TLD, se requiere determinar niveles referenciales en otras localidades del país a fin de establecer un nivel referencial diagnóstico nacional e iniciar un proceso de optimización de la dosis utilizada en exámenes radiológicos digitales.

1. INTRODUCCIÓN

El uso médico de las radiaciones ionizantes ha sido un componente creciente de la exposición a la población mundial en las últimas décadas, principalmente en países desarrollados [1, 2], llegando a constituir la principal fuente artificial de irradiación en la actualidad, esto se debe, entre otras razones, a la mayor disponibilidad de equipos radiológicos, mayor complejidad en los procedimientos realizados y que en ocasiones el examen radiológico es la base para definir la conducta clínica frente al paciente [3]. Este hecho, sumado a los potenciales riesgos biológicos derivados de cualquier práctica que involucre el uso de radiación ionizante, demanda especial atención a su uso racional [4].

La protección radiológica se sustenta en los principios de Justificación de las prácticas Limitación de las dosis y Optimización de mismas. Debido a que los usos médicos suponen un beneficio neto para el paciente, mayor que el potencial riesgo biológico asociado a ellos, el principio de Justificación de la práctica a su vez hace imposible la aplicación de límites de

dosis a los pacientes, por tanto, su resguardo se asegura a través de la Optimización de la dosis empleada en los procedimientos, posibilitando que se obtenga la máxima información diagnóstica con el mínimo coste en términos de dosis impartida, criterio conocido como ALARA (As Low As Reasonably Achievable) o tan bajo como sea razonablemente alcanzable [4].

En este contexto, la Comisión Internacional de Protección Radiológica (ICRP) propuso el concepto de Nivel Referencial para Diagnóstico (NRD) en su publicación n°60 [5] y posteriormente recomendó su uso en diversas áreas de la radiología en la publicación n°73 [6]. Paralelamente el Organismo Internacional de Energía Atómica definió estos niveles como Niveles Orientativos de Dosis [7]. Posteriormente la Comisión Europea [8], definió los NRD's como: niveles de dosis en radiodiagnóstico para exámenes realizados comúnmente en grupos de pacientes de características similares o maniqués estándar. Estos niveles no deberían sobrepasarse si el procedimiento se realiza en pacientes estándar empleando los parámetros técnicos apropiados, en caso de un sobrepaso sistemático de los mismos deberían tomarse acciones a fin de mejorar la práctica y evitar el riesgo innecesario derivado de la irradiación [9], en última instancia, los NRD's actúan como un mecanismo de alerta inicial que permite identificar situaciones donde las dosis de los pacientes son inusualmente elevadas [10].

De acuerdo con la publicación 109 de la comisión Europea, los NRD's pueden establecerse a partir de evaluación de maniqués o con pacientes. Dado que los NRD's responden al tercer cuartil de las dosis impartidas para un procedimiento realizado en un conjunto de naciones, como los establecidos en la Unión Europea [11], en ocasiones estos valores no necesariamente representan a un país o localidad específica, debido a que cada lugar presenta particularidades en cuanto a características antropométricas de la población, condiciones epidemiológicas, así como disponibilidad y frecuencia de realización de los procedimientos, de modo que es precisa la determinación de un Nivel Referencial Diagnóstico Local (NRDL) [12,13].

Actualmente nuestro país no tiene incorporado dentro de su legislación que regula el uso de las radiaciones ionizantes en el ámbito médico, las ideas del Control de Calidad y la Optimización de las prácticas radiológicas. De modo que el objetivo de este artículo, fue establecer los primeros NRDL para procedimientos de radiología digital en Chile, utilizando dosimetría termoluminiscente (TLD).

2. MATERIALES Y MÉTODOS

El NRDL fue establecido a través de la magnitud Kerma aire en la superficie de entrada (KASE) [11], también denominada dosis en superficie de entrada (DSE) [14] estimada a través de dosímetros termoluminiscentes LiF:Mg,Ti (Harshaw TLD-100), en las proyecciones radiográficas de tórax (postero/anterior (TPA), tórax lateral (TLAT)), columna lumbar (antero/posterior (CLAP) y lateral (CLLAT)), la evaluación se llevó a cabo en seis servicios imagenológicos de la ciudad de Arica (Chile), comprendiendo a ocho equipos radiográficos (denominados aleatoriamente con letras de la A a la H) con sistema de adquisición digital de imágenes, dos de ellos directos y seis indirectos (Tabla 1). Esta evaluación abarcó el 80% del total de sistemas de rayos X digitales de la ciudad de Arica, la cual tiene una población de 240 mil habitantes aproximadamente [15].

Tabla 1. Características de los equipos radiográficos y sistemas de adquisición de imagen considerados en este estudio.

Equipo Radiográfico	Modelo del tubo radiográfico	Año de fabricación tubo radiográfico	Sistema digital de adquisición de imágenes
A	Econet	2006	Indirecto
B	Varian	2007	Indirecto
C	Toshiba	2012	Indirecto
D	Comed	2012	Directo
E	Toshiba	2013	Directo
F	Varian	1995	Indirecto
G	Shimadzu	2013	Indirecto
H	Shimadzu	2013	Indirecto

Cada equipo considerado en este estudio fue sometido a un Control de Calidad a fin de evaluar la repetibilidad y exactitud de los tiempos y tensión de la exposición, espesor hemirreductor y rendimiento del tubo radiográfico. Para su realización se empleó un detector Unfors Xi (modelo 8201010-A) con una sonda de medición (modelo 82020030-AXi) [16]. Cada una de las pruebas citadas y el análisis de sus resultados, fue realizado siguiendo la metodología descrita y valores de aceptación señalados en el Protocolo Español de Control de Calidad en radiodiagnóstico (PECCRD) [17]. Los resultados de estas pruebas serán publicados en otro trabajo.

La muestra de estudio, se obtuvo a través de la utilización de maniqués antropomorfos de tórax (RS-111T) y columna lumbar (RS-113T) [18]. En cada servicio se realizaron los exámenes radiográficos siguiendo los protocolos y parámetros técnicos empleados habitualmente para un paciente adulto promedio.

El sistema TLD empleado fue calibrado por nuestro patrón secundario nacional, correspondiente al laboratorio de metrología de la Comisión Chilena de Energía Nuclear y como patrón terciario se empleó un irradiador Sr90/Y90 de Thermo Scientific modelo 2210. Se utilizó un horno PTW-TLDO para realizar el borrado de los chips empleando un protocolo de 1 hora a 400°C seguido 2 horas a 100°C y para el precalentamiento un ciclo corto de 20 minutos a 100°C. Las lecturas se realizaron en una lectora automática Thermo Scientific Harshaw modelo 5500 [19], se empleó el perfil de calentamiento de baja ganancia propuesto por el fabricante, consistente en un calentamiento con un incremento de 15°C/seg desde 50 a 300°C.

Para estimar la KASE en cada radiografía realizada, se ubicó en el punto de entrada del haz central de rayos X en el maniquí, un sachet de polietileno con tres chips termoluminiscentes en su interior. Tras la obtención de las lecturas se estimó el NRDL a partir del cálculo del tercer cuartil (percentil 75) de los valores de KASE estimados para cada procedimiento radiográfico en los servicios radiológicos participantes.

3. RESULTADOS

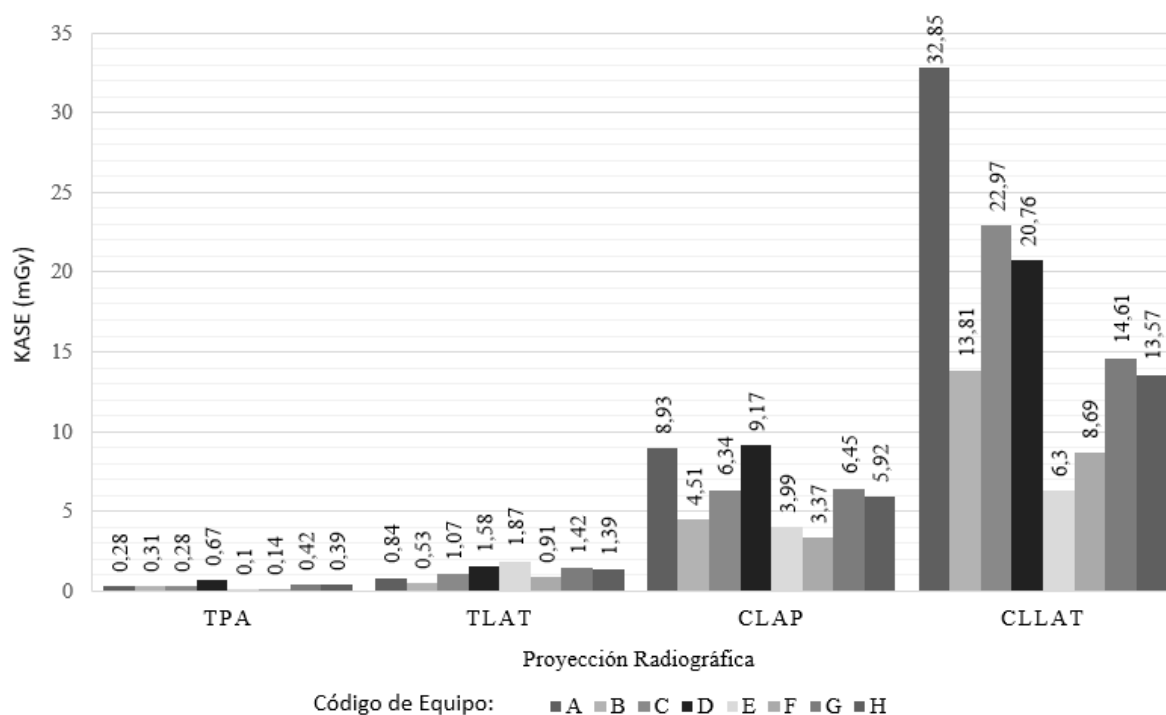


Figura 1. Valores de Kerma aire en la superficie de entrada (KASE) según equipo radiográfico y proyección radiográfico evaluado.

Tabla 3. Valores de media, mediana y percentil 75 (P75) para los Kerma aire en la superficie de entrada (KASE) según proyección radiográfica.

Proyección Radiográfica	KASE (mGy)		
	Media	Mediana	Tercer Cuartil
TPA	0,33	0,30	0,40
TLAT	1,20	1,23	1,46
CLAP	6,08	6,13	7,07
CLLAT	16,70	14,21	21,31

Tabla 4. Comparación de valores de P75 de los Kerma aire en la superficie de entrada (KASE) para las proyecciones radiográficas evaluadas, en algunos estudios.

Proyección	EUR 96 (1996) [20]	OIEA (1996) [7]	Reino Unido (1999) [21]	Corea (2007) [22]	Eslovenia (2006) [13]	Lituania (2010) [23]	Este artículo
TPA	0,3	0,4	0,2	0,3	0,4	0,3	0,4
TLAT	1,5	1,5	1,0	1,6	1,2	1,7	1,5
CLAP	10,0	10,0	6,0	3,6	8,0	10,0	7,1
CLLAT	30,0	30,0	14,0	11,5	20,0	20,0	21,3

4. DISCUSIÓN

En Chile se han realizado escasos estudios dirigidos a la estimación de la dosis impartida en procedimientos de radiodiagnóstico e intervencionismo radiológico [24- 27]. Por otra parte, instituciones como la Sociedad Chilena de Radiología, la Comisión Chilena de Energía Nuclear y el Instituto de Salud Pública, han estimulado la participación en programas como PEECASI (Programa de evaluación externa de la calidad de las prestaciones relacionadas con la silicosis) [28] y proyectos ARCAL del Organismo Internacional de Energía Atómica [29].

La legislación chilena sobre Protección Radiológica no hace referencia a la necesidad de definir Niveles Referenciales u Orientativos de Dosis en procedimientos de radiodiagnóstico [30, 31], sin embargo, no se puede desconocer las publicaciones de organismos internacionales que recomiendan la implementación de éstos, para minimizar el riesgo a los pacientes expuestos [4- 9]. En este sentido resulta necesaria la estimación de NRDLs, a fin de conocer la realidad de los servicios radiológicos en nuestra ciudad para los procedimientos radiográficos de tórax y columna lumbar, la importancia de los primeros radica en la alta frecuencia con que se realizan y los segundos, por las altas dosis que suelen emplearse (en comparación con otros exámenes radiográficos) [7].

Nuestra investigación permitió establecer que existe una importante diferencia entre el valor mínimo y máximo de KASE que llegó a un 670,0% para el examen radiológico de tórax postero/anterior. El NRDL estimado para esta proyección fue de 0,40 mGy, igual al propuesto por el OIEA [7]; y superiores en un 7,7% a los publicados para Corea [22], Lituania [23] y por la Comisión Europea (CE) (0,30 mGy) [20]. Los equipos D y G se encuentran por sobre el NRDL establecido por el presente estudio en un 67% y 6% respectivamente.

Para el examen de Tórax lateral se estableció que existe una diferencia de 352,8% entre el valor mínimo y máximo de KASE. El NRDL establecido de 1,45 mGy, es inferior al propuesto para Lituania (13%) y Corea (6%); y un 50% superior al publicado para Reino Unido (1,0 mGy) [21]. Los equipos D y E, registraron valores superiores al NRDL estimado para esta proyección, en un 9% y 28% respectivamente.

En cuanto a la proyección de columna lumbar antero/posterior, se estimó una diferencia entre los valores extremos de KASE de 272%. El NRDL que se estimó (7,07 mGy) está 41% por debajo del valor propuesto por el OIEA y la CE, superando sólo al determinado para Reino Unido y Corea en 18% y 96% respectivamente. Los equipos que presentaron valores que superan al NRDL estimado fueron el A (26%) y D (30%).

Finalmente, para la radiografía de columna lumbar lateral, se estimó una diferencia de 521% entre los mínimos y máximos valores de KASE estimados para cada equipo. En tanto el NRDL establecido para este estudio (21,3 mGy) fue un 29% inferior al propuesto por el OIEA y la CE, sin embargo, resultó ser mayor al valor publicado para Lituania y Eslovenia en 6,5%, para Corea en 85,2% y para Reino Unido en 52,2%. En el análisis local, los equipos A y C superan nuestro NRDL en 54% y 8% respectivamente.

Según el OIEA, los equipos digitales en principio tienen la capacidad de reducir la dosis impartida a los pacientes, sin embargo, para conseguir esto se requiere un entrenamiento del personal que le permita adaptarse a la tecnología digital [29]. Esto y la falta de normativa,

parecen ser dos aspectos fundamentales que explican las marcadas diferencias entre los valores de exposición utilizados y el KASE impartido para las proyecciones radiográficas evaluadas en cada equipo.

5. CONCLUSIONES

Se establecieron NRDLs para la ciudad de Arica utilizando dosimetría termoluminiscente. Estos valores fueron: 0,4 (mGy) para la radiografía de tórax póstero-anterior, 1,5 (mGy) para tórax lateral, 7,1 (mGy) para columna lumbar antero-posterior y 21,3 (mGy) para columna lumbar lateral.

Este trabajo constituye un primer esfuerzo por establecer niveles referenciales diagnósticos a nivel nacional, desde luego con participación de otras ciudades y servicios imagenológicos, se obtendrá un resultado que represente con mayor fidelidad la realidad de Chile.

6. REFERENCIAS

1. Bennett, B. G., “Exposures from medical radiation world-wide”, *Radiation Protection Dosimetry*, **36**, pp.237–242 (1991).
2. United National Scientific Committee on Effects of atomic Radiation (UNSCEAR), “Source and effects of ionizing radiation. Report to General Assembly with Scientific Annexes, Volume I”, United Nations (2010).
3. Martin, C. J., “Radiation dosimetry for diagnostic medical exposures”, *Radiation Protection Dosimetry*, **128**(4), pp.389–412 (2008).
4. International Commission on Radiological Protection (ICRP), “The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection, ICRP 103”, *Ann. ICRP*, **37**(2-4), (2007).
5. International Commission on Radiological Protection (ICRP), “Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. ICRP Publication 60”, *Ann. ICRP*, **21**(1–3), (1991).
6. International Commission on Radiological Protection (ICRP), “Radiological protection and safety in medicine. ICRP Publication 73”, *Ann. ICRP*, **26**(2), (1996).
7. International Atomic Energy Agency (IAEA), “International Basis Safety Standards for protection against ionizing radiation and for the safety of radiation sources” Safety Series No. 115, IAEA, 23, 279 (1996).
8. European Commission, “Council Directive 2013/59 Euratom laying down basic safety standards for protection against the dangers arising from exposure to ionizing radiation”, *Official Journal European Community*, (2014).
9. International Commission on Radiological Protection (ICRP), “Radiation and your patient—a guide for medical practitioners. ICRP Supporting Guidance 2”, *Ann. ICRP*, **31**(4), (2001).
10. Hart, D., Hillier, M. C., Wall, B. F., “Doses to patients from radiographic and fluoroscopic X-ray imaging procedures in the UK-2005 review”, HPA-RPD-029, Chilton, UK, (2007).

11. European Commission, “Guía sobre los niveles de referencia para diagnóstico (NRD) en las exposiciones médicas. Protección radiológica 109”, European Commission, European Commission Luxemburgo, (1999).
12. Wambani, J. S., Korir, G. K., Korir, I. K., Kilaha, S., “Establishment of local diagnostic reference levels in paediatric screen-film radiography at a children’s Hospital” *Radiation Protection Dosimetry*, **154**(4), pp.465–476, (2013).
13. Škrk, D., Zdešar, U., Žontar, D., “Diagnostic reference levels for X-ray examinations in Slovenia”, *Radiology and Oncology*, **40**(3), pp.189-195, (2006).
14. International Commission on Radiation Units and Measurements, “Patient dosimetry for X-rays used in medical imaging. ICRU report 74”, *J. ICRU*, **5**, (2005).
15. Gobierno de Chile, Instituto Nacional de Estadística (INE) http://www.ine.cl/canales/chile_estadistico/familias/demograficas_vitales.php
16. Unfors Raysafe: <http://www.raysafe.com/en/Products/Equipment/RaySafe%20Xi>
17. Sociedad Española de Física Medica, Sociedad española de Protección Radiológica, Sociedad española de Radiología Medica, “Protocolo español de control de calidad en radiodiagnóstico”, (2011).
18. Radiology Support Devices: http://www.rsdphantoms.com/rd_anth.htm
19. Thermo Scientific: http://www.thermo.com.cn/Resources/200802/productPDF_25230.pdf
20. European Commission, “European Guidelines on Quality Criteria for Diagnostic Radiographic Images in Paediatrics - EC 109, EUR 96”, EUR 16261, (1996)
21. National radiological protection board, “Guidelines on Patient Dose to Promote the Optimisation of Protection for Diagnostic Medical Exposures”, *NRBP*, Chilton, UK, (1999).
22. Kim, Y. H., Choi, J. H., Kim, C. K., Kim, J. M., Kim, S. S., Oh, Y. W., Lee, C. Y., Kang, D. H., Lee, Y. B., Cho, P. K., Kim, H. C., Kim, C. M., “Patient dose measurements in diagnostic radiology procedures in Korea”, *Radiation Protection Dosimetry*, **123**(4), pp. 540–545, (2007).
23. Ziliukas, J., Krynke, L., Urboniene, A., “Management of patient doses and diagnostic reference levels in x-ray radiography in Lithuania”, *Radiation Protection Dosimetry*, **139**(1-3), pp.313–316, (2010).
24. Ubeda, C., Vano, E., Miranda, P., Leyton, F., Martinez, L., Oyarzun, C., “Radiation dose and image quality for paediatric interventional cardiology systems. A national survey in Chile”, *Radiation Protection Dosimetry*, **147**(3), pp.429-438, (2011).
25. Vano, E., Ubeda, C., Leyton, F., Miranda, P., “Radiation dose and image quality for paediatric interventional cardiology”, *Physics in Medicine and Biology*, **53**, pp.4049–4062 (2008).
26. Ubeda, C., Vano, E., Miranda, P., Leyton, F., Valenzuela, E., Oyarzun, C., “Radiation dose and image quality for adult interventional cardiology in Chile: a national survey”, *Radiation Protection Dosimetry*, **147**, pp.1–4, (2011).
27. Nocetti, D., Leyton, F., “Niveles de dosis efectiva a lactantes en radiografía de pelvis. Primeros datos para Chile”, *Interciencia*, **39**(7), pp.502-505, (2014).
28. Instituto de Salud Pública, “Programa de evaluación externa de la calidad de los exámenes médicos relacionados a la silicosis (PEECASI)”, Santiago, (2007).
29. Organismo Internacional de Energía Atómica, “Establecimiento de niveles orientativos en radiografía general y mamografía. Reporte del proyecto coordinado. Ejercicio Piloto para Desarrollar y Establecer Niveles de Referencia en Radiografía General y

Mamografía como Herramienta para Optimizar la Protección Radiológica y Reducir la Exposición al Paciente en América Latina”, ARCAL LXXV- IAEA RLA/9/048, (2010).

30. Gobierno de Chile, “Reglamento sobre autorizaciones para instalaciones radioactivas o quipos generadores de radiaciones ionizantes, personal que se desempeña en ellas, u opera tales equipos y otras actividades afines”, Decreto Supremo N° 133 de la República de Chile, (1984).
31. Gobierno de Chile, “Reglamento de protección radiológica de instalaciones radiactivas”, Decreto Supremo N° 3 de la República de Chile, (1985).