

Dosis en fantoma de pelvis para equipos de Radiología Digital

Reyes, M.F.¹, Suarez, M.² y Crudo, J.L.³

¹ Autoridad Regulatoria Nuclear,

² Fundación Escuela Medicina Nuclear

³ Comisión Nacional de Energía Atómica

RESUMEN

En el último tiempo las exploraciones médicas han aumentado considerablemente, esto significa que las personas están recibiendo una dosis mayor de radiación. La radiología digital posee el potencial para disminuir las dosis que se les proporcionan a los pacientes, aunque los estudios han demostrado que estas han aumentado. Por este motivo es necesario conocer la Dosis en la Superficie de entrada (DSE) que entregan los distintos equipos al paciente, tener conocimiento de cómo trabajan los Tecnólogos Médicos y si sus técnicas proporcionan dosis adecuadas según los niveles de referencia europeos disponibles.

La medición de la dosis al paciente se realizó en el Servicio de Diagnósticos por Imágenes de La Clínica las Condes, usando un fantoma que simula las características de la sección pelviana del cuerpo humano, evitando así exponer innecesariamente a las personas, lo que nos ayudará a estandarizar la medición y disminuir el margen de error, además se utilizaron bloques RW3 para simular la absorción y atenuación de un paciente real. El equipo con el cual se realizaron las mediciones, Accu-pro, es un dispositivo calibrado que permite evaluar la dosis para la Proyección Radiológica en estudio, en este caso Radiografía de Columna Lumbar Antero-posterior (AP) y Lateral (LAT), junto con Pelvis Antero-posterior (AP).

Se puede verificar que los niveles de dosis impartidos por los funcionarios cumplen con los estándares establecidos, pero existe un déficit al momento de tener técnicas estandarizadas para cada equipo, provocando un amplio rango de dosis en la superficie de entrada del paciente.

1. INTRODUCCIÓN

En el diagnóstico la radiación tiene un diverso, extendido y beneficioso uso, a través del cual se han desarrollado diversas técnicas, según el tipo de enfermedad que se busca. Su principal objetivo es entregar una imagen diagnóstica mínimamente invasiva del interior del organismo. Las técnicas más usadas son: la radiología, la tomografía computada (TC), la mamografía, entre otras. [3]

La Radiología se conoce popularmente como Rayos X (RX), y es una modalidad de imagen que nos permite ver la anatomía del cuerpo. El equipo está constituido por un tubo emisor de RX y un detector (pantalla-película o detector digital). La formación de la imagen se produce a causa de que cada estructura del cuerpo atenúa de mayor o menor forma los fotones según la densidad y el espesor que esta tenga. Los fotones capturados por el detector formarán una imagen, la cual puede ser revelada, o bien, procesada por un programa computacional, el

¹ E-mail del Autor. mariaf.reyesn@gmail.com

resto de los fotones interactuara con la materia a través del Efecto Fotoeléctrico y Efecto Compton. [4]

Los equipos de Radiología Digital (RD) utilizan una matriz de valores numéricos para representar una imagen, esta matriz está dividida en filas y columnas al igual que un tablero de ajedrez. El elemento más pequeño de la matriz se llama pixel (picture element), estos están codificados por su fila y columna (X, Y), en cada uno de estos elementos se almacena un número binario con un rango de 8-16 bits (bits es menor en el caso de dígitos binarios), la RD trabaja entre los 10-14 bits y estos valores están relacionados con los niveles de grises de una imagen.

Los Detectores Indirectos de panel plano constan de una matriz activa cuyos elementos poseen una lámina fluorescente de yoduro de cesio (CsI), de sales de tierras raras u otro material equivalente, los cuales emiten luz al absorber radiación X. En este tipo de detector los fotones de RX interaccionan con un centelleador que se ubica delante de la matriz activa y que produce múltiples fotones de luz visible por cada fotón de RX que interacciona con él. La luz se convierte en carga eléctrica mediante un fotodiodo de silicio amorfo que existe en cada elemento de la matriz activa, esta carga se va almacenando en el condensador del píxel, hasta que arranca el proceso de lectura al finalizar el disparo de RX.[5]

Como se puede observar, los paneles de silicio amorfo no producen carga eléctrica directamente a partir de la interacción de los rayos X con el detector, sino que utilizan una fase intermedia en la que la energía absorbida en dicha interacción se transforma en luz y, luego, ésta en carga. Por ello suelen describirse como de detección indirecta. (Ver Figura 1)

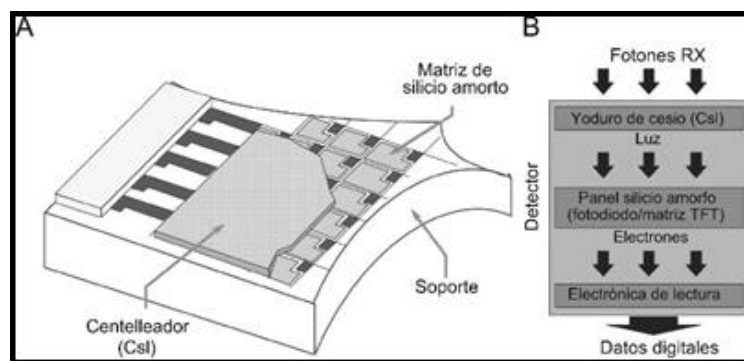


Figura 1: Esquema interno y funcional de un detector digital indirecto.

Si bien hoy en día este tipo de estudios son indispensables para el diagnóstico, pueden provocar daños irreversibles e incluso afectar la descendencia de un individuo expuesto, como se ha visto en otras poblaciones de mamíferos. [6]

El hecho de estar expuestos a varias situaciones con radiaciones ionizantes, plantea la necesidad de lograr coherencia entre la producción , el empleo de fuentes y materiales radiactivos, la explotación de instalaciones nucleares, incluida la gestión de desechos radiactivos, todas estas actividades tienen en común el hecho de poder ser sometidas a parámetros de seguridad y rendimiento establecidos para proteger a las personas expuestas a

la radiación y reflejar el rendimiento real bajo las condiciones de trabajo . Esta información es difundida por diversas entidades, las que se encargan de recopilar información, investigar y regular las actividades que impliquen radiaciones ionizantes. (Ver Tabla 1)[9]

Tabla 1. Niveles orientativos de dosis aplicables en radiografía diagnóstica a un paciente adulto típico varón de 1,70mts y 70 kg. [9]

Examen	Dosis de entrada en superficie por radiografía (mGy)	
	Columna vertebral lumbar	AP
LAT		30
ASL		40
Abdomen	AP	10
Pelvis	AP	10
Tórax	PA	0,3
	LAT	1,5
Cráneo	PA	5
	LAT	3

Como no es posible determinar un umbral para establecer cuando la irradiación es “segura” o “peligrosa”, ya que esta se estima utilizando un modelo lineal sin umbral para la aparición de efectos perjudiciales para las personas (en el caso de los efectos estocásticos), fue necesario que la OIEA e ICRP, entidades responsables de la aplicación de tecnología a base de radiaciones ionizantes, establecieran los principios de la Protección Radiológica ; la justificación, la optimización y la aplicación de límites de dosis son aquellos principios que, hoy en día, son indispensables para trabajar con radiaciones. [5]

Por lo expuesto anteriormente si se mide la dosis absorbida que recibe el paciente, se podrán obtener otros valores también importantes como la radiación que se está entregando en cada procedimiento, las cuales otorgaran valores de referencia para comparar los resultados con organizaciones como IAEA, EC, NRPB y países como Costa Rica, UK, entre otros. [10, 11]

En la radiología digital, a menudo, una dosis mayor de radiación por estudio significa una mejor calidad de imagen, por este motivo existe una tendencia a utilizar dosis de radiación mayores a las necesarias, lo cual debería evitarse .Como se mencionó anteriormente hoy en día las exposiciones médicas, son la principal fuente de exposición a las radiaciones ionizantes, por esta razón se adoptaron las medidas de protección radiológica, con la finalidad de prevenir dosis innecesariamente altas en las exploraciones médicas, es decir dosis que no agreguen beneficio al propósito clínico esperado, implementando así los Niveles de Referencia para Diagnostico (NRD) la cual se define por La Directiva sobre Exposiciones Médicas (DEM) como:

“NDR: Niveles de dosis en las prácticas de radiodiagnóstico médico y niveles de actividad en el caso de radiofármacos, para exámenes tipo de grupos de pacientes de talla estándar, o maniqués estándar para tipos de equipos definidos de manera general. Estos niveles se

supone que no se sobrepasaran en el caso de procedimientos estándar cuando se aplica una buena práctica con vistas al diagnóstico y al funcionamiento técnico.” [14]

2. METODOLOGIA

Este estudio se realizó en la Clínica Las Condes, Santiago, Chile. Se llevó a cabo en el período del Segundo semestre del 2014 en los 3 equipos del Servicio de Diagnóstico por Imágenes, marca General Electric, EE.UU, (GE) un Optima XR640, un Discovery XR656 y Definium 5000, todos estos Equipos Digital Indirecto ya que utilizan paneles de silicio amorfo para radiología general.

Para realizar esta investigación se utilizó como guía el Documento de la Publicación del ICRP 93 porque se focaliza en la radiología digital y en el balance que debe existir entre la calidad de imagen para el cumplimiento del propósito clínico y la dosis del paciente.

El apartado 3.2.3 Pruebas de Control de Calidad del ICRP 93, no especifica ningún protocolo de control de calidad de los equipos en especial, informa que dependen del equipo o de la autoridad local y en este caso nos basamos en el Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico 2011 en Las Pruebas Esenciales del Control de Calidad, ya que este presenta un apartado para equipos digitales y además es uno de los más actualizados. El objetivo de realizar el Control de Calidad, es para comprobar que los equipos funcionen de manera adecuada, y al momento de medir DSE los valores obtenidos fueran confiables.

Según el National Protocol for Patient Dose Measurements in Diagnostic Radiology es recomendado medir dosis en exámenes que tengan una contribución significativa a la dosis colectiva, así es como elegimos las proyecciones de Columna lumbar AP, LAT y Pelvis AP para medir los Niveles de Referencia para Diagnostico (NRD). Además en este protocolo también se establece que las dosis a medir son: el Producto Dosis-Área y la Dosis en la Superficie de Entrada, nosotros solo mediremos esta última.

2.1. Fantoma de pelvis masculina y bloques RW3

Con el fin de no irradiar de manera innecesaria a los pacientes las mediciones se realizaron utilizando un Fantoma de torso bajo, el cual está constituido por huesos naturales en un molde masculino de tamaño medio, cubierto por el material que simula la capacidad de absorción de los RX, el número atómico y la densidad específica del tejido humano blando, además se utilizó de manera adicional los bloques RW3 que completan el volumen faltante a irradiar (Ver Figura 2). Este tipo de aditamentos nos ayudan a semejar la porción del cuerpo humano que queremos irradiar, en nuestro caso es la columna lumbar y la pelvis, es importante destacar que las características del fantoma no representan el promedio latinoamericano.



Figura 2. Fantoma de Pelvis y Bloques RW3

3. RESULTADO

3.1 Control de calidad de los equipos

3.1.a) Exactitud de la tensión

Los valores que se muestran a continuación son los obtenidos con el equipo *Definium 5000*, los resultados de esta prueba para los otros equipos son similares. (Ver Tabla 2)

Tabla 2. Valores obtenidos para la prueba de Exactitud de la Tensión para el equipo Definium 5000.

Técnica	1	2	3	4	5
Kv	60	70	80	90	100
mAs	200	200	200	200	200
ms	20	20	20	20	20
Mediciones	1	2	3	4	5
Kv	58,6	68,6	78,9	89,5	99,3
	58,7	68,5	78,8	89,4	99,2
	58,6	68,4	79	89,3	99,3
Media	58,633	68,5	78,9	89,4	99,267
Porcentaje de las desviaciones con respecto al valor nominal	-2,278%	-2,142%	-1,3%	-0,667%	-0,733%

Media= Media aritmética, explicada en la sección 5.3.b con su respectiva formula.

3.1.b) Repetibilidad y Reproducibilidad de la tensión

A continuación se representa en la siguiente Tabla 3 los resultados para el equipo *Definium 5000* y el de los otros equipos no difieren mucho a los presentados a continuación.

Tabla 3. Valores obtenidos para la prueba de Repetibilidad para el equipo Definium 5000.

Técnica	1	2	3	4	5
KV	60kV	60kV	60kV	60kV	60kV
mA	200mA	200mA	200mA	200mA	200mA
Mediciones	1	2	3	4	5
KV	58,6	58,6	58,5	58,6	58,6
Media	58,58				
Tolerancia obtenida	2,424%				

Media= Media aritmética, explicada en la sección 5.3.b con su respectiva formula.

A continuación se representan los valores para el *Definium 5000*, ver Tabla 4, mientras los otros equipos también fueron mis parecidos.

Tabla 4. Valores obtenidos para la prueba de Reproducibilidad para el equipo Definium 5000.

Técnica	1	2	3
Kv	80	80	80
mA	400	400	400
mAs	40	50	80
Mediciones	1	2	3
Kv	77,8	77,8	77,8
	77,8	77,9	77,8
	77,9	77,8	77,8
Media	77,822		
Tolerancia obtenida	2,798 %		

Media= Media aritmética, explicada en la sección 5.3.b con su respectiva formula.

3.2 Medición de Dosis en fantoma con bloques RW3

A continuación se muestran a modo de ejemplo las dosis de superficie de entrada medidas para la proyección de Pelvis AP, Columna Lumbar AP y LAT. Los gráficos de caja y bigotes son ideales para evidenciar los valores medidos para cada proyección y por cada equipo (ver figuras 3, 4 y 5).

El grafico de cajas y bigotes utilizado para representar los resultados obtenidos es ideal, ya que presenta de una forma visual características como la dispersión y simetría de los valores. Los extremos de las gráficas son conocidas como bigotes y representan los valores mínimos y máximos de los datos, los rectángulos son las cajas, el borde inferior corresponde al Q1 (25%), el borde superior el Q3 (75%) y la línea que divide la caja es el valor de Q2 o también conocida como mediana (50%) y el asterisco representa donde se localiza la media aritmética.

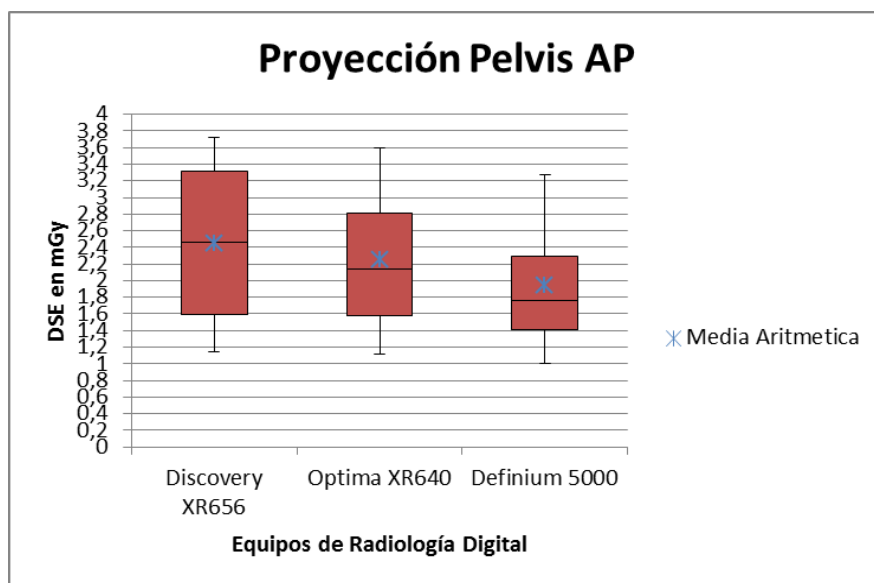


Figura 3.-DSE medida para la proyección de Pelvis AP

Los resultados obtenidos para la proyección de Columna Lumbar AP se presentan en la Figura 4.

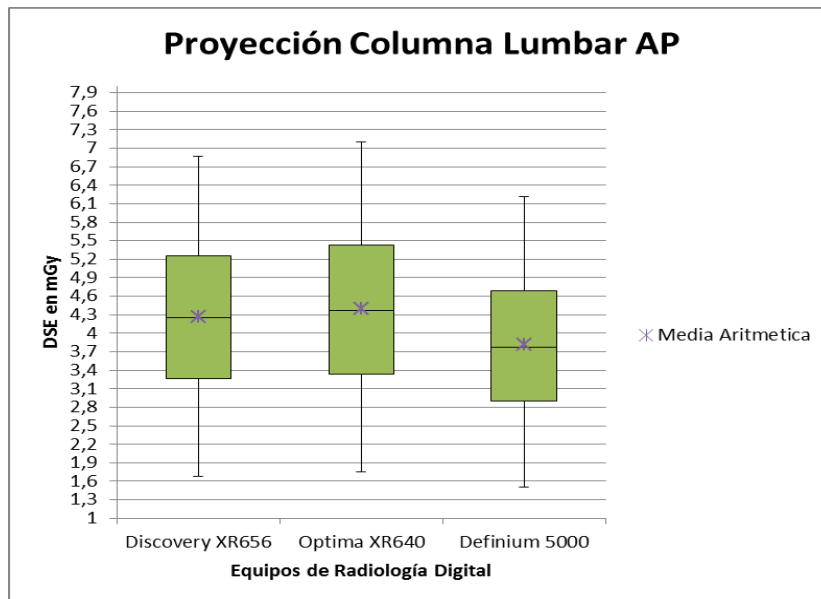


Figura 4.-DSE medida para la proyección de Columna Lumbar AP

Los resultados obtenidos para la proyección de Columna Lumbar LAT se presentan en el Figura 5.

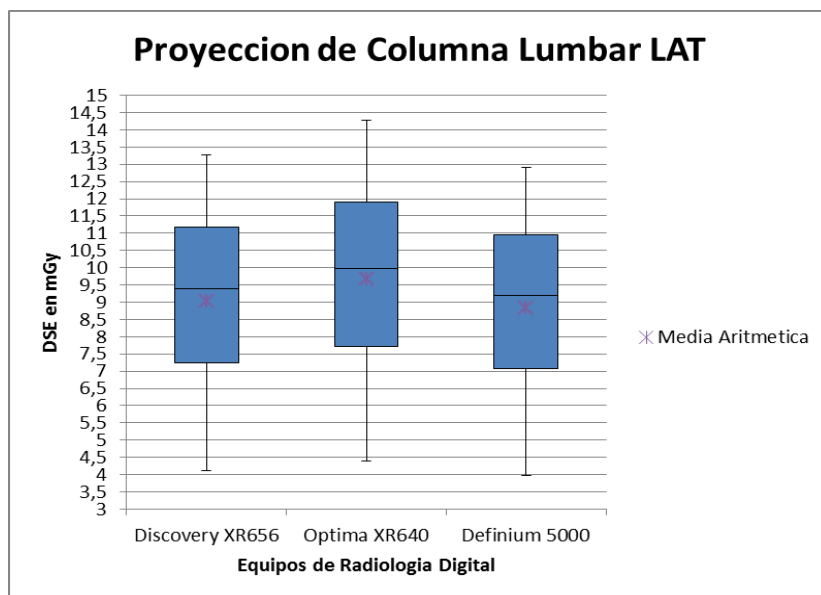


Figura 5.-DSE medida para la proyección de Columna Lumbar LAT

A continuación están los resultados del promedio de los Q₃ de las dosis obtenidas en la CLC y comparadas con los valores entregados por los organismos reguladores, junto con los resultados obtenidos por otros países. (Tabla 5)

Tabla 5. DSE obtenidos y NDR (en miliGray) recomendados por varios grupos asesores. [15]

Procedimiento radiológico	Q₃ promediado DSE CLC	AIEA*	EC*	NRPB	UK	Costa Rica**
Pelvis AP	2,8	10	10	4	3,9	-
Columna lumbar AP	5,12	10	10	6	5,7	3,33-5
Columna Lumbar LAT	11,34	30	30	14	10	10-15

*Datos para equipos de radiología convencional.

**Este país utilizo en su estimación equipos convencionales y digitales.

Se resumieron las técnicas utilizadas por los TM, para poder visualizas de forma más fácil los factores técnicos con los cuales se trabaja en la institución de salud. (Tabla 31).

Tabla 31. Factores técnicos utilizados por los Tecnólogos Médicos según encuesta realizada.

Radiografía	Voltaje del tubo KV Q₃(Min-Max)	Exposición mAs Q₃(Min-Max)
Pelvis AP	80 (70-90)	50 (32-80)
Columna lumbar AP	80(70-80)	50 (32-70)
Columna Lumbar LAT	90 (80-90)	80 (40-110)

4. CONCLUSIONES

Los resultados obtenidos para este trabajo, confirman que los exámenes de radiología simple, como lo son las exploraciones de Pelvis y Columna Lumbar realizadas por el servicio de radiología de la Clínica las Condes cumplen con los Niveles de Referencia para Diagnostico (NRD) tanto en el caso de los niveles antiguos como los más actualizados.

Se compararon los factores técnicos que utilizan los trabajadores de la Clínica las Condes, evidenciando la amplia gama que estos utilizan para tomar la misma proyección, ya sea de Pelvis o Columna Lumbar.

Se pudo evidenciar, que a diferencia de lo que se esperaba, los protocolos utilizados en la Clínica las Condes no están difundidos de manera óptima para todos los profesionales, con lo cual las dosis presentan una amplia dispersión.

Los Tecnólogos Médicos no están aplicando sus conocimientos en la actualidad, ya que no regulan de manera adecuada los factores técnicos que utilizan para las proyecciones de Pelvis y Columna Lumbar.

5. REFERENCIAS

1. Sanmiguel RE. Radiología: un siglo de desarrollo. En: Centro de Investigación y de Estudios Avanzado, editor. Cinvestav, **Volumen 25**, Número 3 -**Volumen 26**, Número 3. 2007:27-37
2. “Características, ventajas y limitaciones de los sistemas de adquisición digital de imágenes radiográficas“. http://www.conganat.org/SEIS/is/is45/IS45_45.pdf. (Marzo 2004)
3. ICRP; Comisión Internacional Protección Radiológica, *Publicación N° 93: Gestión de la dosis al paciente en radiología digital*. (Traducción oficial al español de la Publicación 93. Editada por la Sociedad Argentina de Radioprotección, con la autorización de la ICRP) 2014.
4. Comisión Chilena de Energía Nuclear. *Departamento de Protección Radiológica y Ambiental. Informe: Efectos de las radiaciones ionizantes en el ser humano*.2010.
5. OIEA; *Colección Seguridad N° 115: Normas básicas internacionales de seguridad para la protección contra la radiación ionizante y para la seguridad de las fuentes de radiación*.1997.
6. Hart D, Hillier MC, Shrimpton PC. Doses to Patients from Radiographic and Fluoroscopic X-Ray Imaging Procedures in the UK-2010 Review.HPA-CRCE-034. Chilton: HPA, 2012.
7. Mora P. Niveles orientativos de dosis para optimización de la protección radiológica en Costa Rica: Impacto del programa OIEA/TSA 3-RLA9067 protección radiológica en las exposiciones médicas. *IX Latin American IRPA Regional Congress on Radiation Protection and Safety - IRPA 2013*. Río de Janeiro, RJ, Brazil, April 15-19, 2013.
8. Sociedad Española de Física Médica, Sociedad Española de Protección Radiológica, Sociedad Española de Radiología Médica. *Revisión n°2 Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico*. Senda Editorial, S.A.; 2011.
9. Institute of Physical Sciences in Medicine, *National Radiological Protection Board, College of Radiographers. National Protocol for Patient Dose Measurements in Diagnostic Radiology*.NRP92. Oxon; 1992.
10. Comisión Europea. *Protección radiológica 109. Guía sobre los niveles de referencia para diagnóstico (NRD) en las exposiciones médicas*. Luxemburgo: Oficina de Publicaciones Oficiales de las Comunidades Europeas; 1999.