

UNIVERSIDAD DE CHILE

FACULTAD DE MEDICINA

ESCUELA DE TECNOLOGÍA MÉDICA



TESIS PROFESIONAL

***Para optar al título profesional de Tecnólogo Médico con mención en Imagenología,
Radioterapia y Física Médica***

***“DETERMINACIÓN DE NIVELES DE REFERENCIA PARA DIAGNÓSTICO TÍPICOS EN
RADIOLOGÍA GENERAL”***

MATÍAS JOSÉ CORDERO LLANOS Y DANIEL ALEJANDRO TRONCOSO ANTIÑIR

**TUTORES DE TESIS: TM. MARIANELA HERVIAS JARA Y TM. CAMILO DE LA
BARRA OLATE**

FECHA: 15 de diciembre de 2023

ACTA CURSO TRABAJO DE INVESTIGACIÓN

El **Sr. Matías José Cordero Llanos**, estudiante de Tecnología Médica con Mención Imagenología, Radioterapia y Física Médica, cumpliendo con los requisitos establecidos en el plan de estudio, realizó durante el decimo semestre de la carrera, la Tesis Profesional titulada: “**DETERMINACIÓN DE NIVELES DE REFERENCIA PARA DIAGNÓSTICO TÍPICOS EN RADIOLOGÍA GENERAL**”, dirigida por la **Prof.TM. Marianela Hervias**, académica del Departamento de Tecnología Médica, Facultad de Medicina de la Universidad de Chile y por el **TM. Camilo De la Barra**, Físico Médico del Instituto Nacional del Cáncer.

La Escuela de Tecnología Médica designó para su corrección una Comisión integrada por: **TM. Pablo del Río López** Físico Médico del Hospital Militar de Santiago y docente de la Universidad Mayor y el **TM. Gonzalo Espinoza Ortiz** del Hospital Clínico de la Universidad de Chile.

La calificación obtenida se detalla a continuación:

Corrector 1 TM. Pablo del Río López	7.00	25%
Corrector 2 TM. Gonzalo Espinoza	6.57	25%
Tutor(es) Guía:		
Evaluación intermedia	7.00	25%
Nota final tutor	7.00	25%
Nota final tesis profesional	6.89	

En consecuencia el estudiante **Matías José Cordero Llanos** aprueba satisfactoriamente la asignatura.

Prof. Patricio Riquelme.
Coordinador(a) curso
Trabajo de Investigación

Prof. Hernán Torres.
PEC curso
Trabajo de Investigación

ACTA CURSO TRABAJO DE INVESTIGACIÓN

El **Sr. Daniel Alejandro Troncoso Antiñir**, estudiante de Tecnología Médica con Mención Imagenología, Radioterapia y Física Médica, cumpliendo con los requisitos establecidos en el plan de estudio, realizó durante el decimo semestre de la carrera, la Tesis Profesional titulada: “**DETERMINACIÓN DE NIVELES DE REFERENCIA PARA DIAGNÓSTICO TÍPICOS EN RADIOLOGÍA GENERAL**”, dirigida por la **Prof.TM. Marianela Hervias**, académica del Departamento de Tecnología Médica, Facultad de Medicina de la Universidad de Chile y el **TM. Camilo De la Barra**, Físico Médico del Instituto Nacional del Cáncer.

La Escuela de Tecnología Médica designó para su corrección una Comisión integrada por: **TM. Pablo del Río López** Físico Médico del Hospital Militar de Santiago y docente de la Universidad Mayor y el **TM. Gonzalo Espinoza Ortiz** del Hospital Clínico de la Universidad de Chile.

La calificación obtenida se detalla a continuación:

Corrector 1 TM. Pablo del Río López	7.00	25%
Corrector 2 TM. Gonzalo Espinoza	6.57	25%
Tutor(es) Guía:		
Evaluación intermedia	7.00	25%
Nota final tutor	7.00	25%
Nota final tesis profesional	6.89	

En consecuencia el estudiante **Daniel Alejandro Troncoso Antiñir** aprueba satisfactoriamente la asignatura.

Prof. Patricio Riquelme.
Coordinador(a) curso
Trabajo de Investigación

Prof. Hernán Torres.
PEC curso
Trabajo de Investigación

AGRADECIMIENTOS.

Antes de presentar esta investigación, queremos expresar nuestro más sincero agradecimiento a todas las personas que nos brindaron su ayuda y contribuyeron de alguna manera en el desarrollo de esta tesis.

En primer lugar, agradecer a nuestros tutores, la Prof. Marianela Hervias Jara y el Prof. Camilo De La Barra Olate, por su constante compañía, guía, experiencia y enfoque en el desarrollo de este estudio. Sin ellos nada de esto hubiera sido posible.

También queremos agradecer al personal del servicio de imagenología de los diferentes centros que participaron en este estudio por su paciencia y disposición: el Hospital San Juan de Dios, el Hospital Clínico de la Universidad de Chile y la Clínica Universidad de Chile Quilín. En especial, agradecemos a los Tecnólogos Médicos Fabian Sepúlveda, Alex Zelaya y Tania Riquelme, por confiar en nosotros para el desarrollo de esta tesis, por abrirnos las puertas del servicio y ayudarnos en todo lo posible para la realización de este proyecto, incluyendo el largo y complejo proceso administrativo. Sus palabras de apoyo y consejos fueron de gran ayuda en todo momento.

Además, queremos expresar nuestro agradecimiento a la Prof. Denisse Karl, nuestra asesora estadística, quien desempeñó un papel fundamental en el enfoque del estudio. Su guía durante el análisis y procesamiento de los datos obtenidos fueron esenciales para nuestra investigación.

Por último, nos gustaría dar nuestro agradecimiento a todos nuestros familiares y amigos por su constante apoyo, palabras de aliento, comprensión y disposición para escucharnos en los momentos más difíciles a lo largo de este proceso.

ÍNDICE

AGRADECIMIENTOS.....	2
1. RESUMEN.....	5
2. ABSTRACT.....	6
3. INTRODUCCIÓN.....	7
4. MARCO TEÓRICO.....	10
4.1. Niveles de Referencia para Diagnóstico (DRLs).....	10
4.1.1. Magnitud de DRL.....	10
4.1.2. Valor de DRL.....	11
4.1.3. Proceso DRL.....	12
4.2. DRLs en radiología general.....	12
5. OBJETIVOS.....	15
5.1. Objetivo general.....	15
5.2. Objetivos específicos.....	15
6. MATERIALES Y MÉTODOS.....	16
6.1. Materiales.....	16
6.2. Metodología.....	18
6.2.1. Diseño de estudio.....	18
6.2.2. Selección de pacientes.....	18
6.2.3. Operacionalización de variables.....	20
6.2.4. Control de calidad.....	21
6.2.5. Calibración de Xpektrin.....	28
6.2.6. Recopilación de datos, cálculo de dosis y análisis estadístico.....	28
6.2.7. Consideraciones éticas.....	30
7. RESULTADOS.....	30
7.1. Control de calidad.....	30
7.1.1. Exactitud y repetibilidad de la tensión del tubo de rayos X.....	31
7.1.2. Exactitud y repetibilidad del tiempo de exposición.....	32
7.1.3. Valor del rendimiento, linealidad y repetibilidad de la exposición.....	33
7.1.4. Valor de la capa hemirreductora.....	34
7.2. Caracterización de la muestra.....	35

7.3.	Parámetros de exposición.....	37
7.4.	Determinación de DRLs.	45
7.5.	Test de Krustal – Wallis.	50
8.	DISCUSIÓN.	51
8.1.	DRLs típicos en radiografías de tórax y columna lumbar.	51
8.2.	Recomendaciones a centros participantes.	56
8.3.	Comparación de DRLs internacionales con la investigación actual.	58
8.4.	Limitaciones.....	61
9.	CONCLUSIÓN.....	62
10.	REFERENCIAS.....	64
11.	ANEXOS.....	68
11.1.	Certificado de autorización del Comité de Ética del Hospital Clínico de la Universidad de Chile.	68
11.2.	Carta de autorización del Hospital Clínico de la Universidad de Chile.....	69
11.3.	Acta de aprobación de investigación del Hospital San Juan de Dios.....	70
11.4.	Calibración de Xpektrin.....	72

1. RESUMEN.

Los Niveles de Referencia para Diagnostico (DRLs, en inglés) son una herramienta eficaz en la optimización de la práctica médica en procedimientos diagnósticos e intervencionistas que involucren el uso de radiación ionizante. Chile carece de un marco legal de seguridad radiológica actualizado que promueva el establecimiento de los DRLs, por lo que no se han definido niveles de referencia que permitan orientar a los centros acerca de la necesidad de optimizar las prácticas médicas en diversas áreas a nivel nacional. El presente estudio tuvo por objetivo determinar los DRLs típicos en radiología general para proyecciones de tórax y columna lumbar en pacientes adultos de tres centros imagenológicos de la región Metropolitana de Santiago de Chile. Para ello, las dosis administradas fueron calculadas utilizando Xpektrin, una herramienta de apoyo para la determinación de magnitudes dosimétricas de pacientes individuales, basándose en los parámetros de exposición utilizados en cada proyección. Luego de obtener una muestra representativa de valores de dosis, se realizó un análisis estadístico para determinar los DRLs en términos de kerma en aire en la superficie de entrada para el Hospital San Juan de Dios (HSJD), el Hospital Clínico de la Universidad de Chile (HCUCH) y la Clínica Universidad de Chile Quilín. Previamente, se realizó un control de calidad básico a los tubos de rayos X analizados con el fin de garantizar el adecuado funcionamiento de los equipos y la confiabilidad de los resultados obtenidos. Adicionalmente, se determinó el DRL local a partir de las dosis agrupadas de los tres centros, con el fin de compararlo con la literatura internacional. Los DRLs típicos determinados para las proyecciones obtenidas en el HSJD fueron de 0,185 mGy para tórax PA, 1,285 mGy para tórax Lateral, 6,825 mGy para columna lumbar AP y 9,565 mGy para columna lumbar lateral. Por otro lado, en el HCUCH fueron de 0,31 mGy para tórax PA, 0,92 mGy para tórax lateral, 4,26 mGy para Columna Lumbar AP y 12,83 mGy para columna lumbar lateral. Mientras que en la Clínica Quilín fueron de 0,105 mGy para tórax PA, 0,765 mGy para tórax lateral, 7,055 mGy para Columna Lumbar AP y 10,275 mGy para columna lumbar lateral. La dispersión en los valores de las dosis calculadas se asoció a causas multifactoriales, como el tipo de paciente y los protocolos utilizados en cada centro. El DRL local establecido demostró una tendencia a la disminución en las dosis administradas en estas proyecciones en la última década. Los resultados fueron comparables con la literatura internacional, con la excepción de la proyección de tórax lateral, que evidenció la necesidad de optimización. Los resultados obtenidos buscan promover y orientar futuras investigaciones en el ámbito de los DRLs y la protección radiológica en el país.

Palabras clave: Niveles de Referencia para Diagnóstico; Dosimetría; Protección radiológica; Radiología general; Optimización.

2. ABSTRACT.

The Diagnostic Reference Levels (DRLs) are an effective tool in optimizing medical practice in diagnostic and interventional procedures involving the use of ionizing radiation. Chile lacks an updated legal framework for radiological safety that promotes the establishment of DRLs, thus preventing the definition of reference levels to guide centers on the need to optimize medical practices in various areas nationwide. The aim of this study was to determine typical DRLs in general radiology for chest and lumbar spine projections in adult patients from three imaging centers in the Metropolitan Region of Santiago, Chile. To achieve this, the administered doses were calculated using Xpektrin, a support tool for determining dosimetric quantities for individual patients, based on the exposure parameters used in each projection. After obtaining a representative sample of dose values, a statistical analysis was conducted to determine the DRLs in terms of air kerma at the entrance surface for the San Juan de Dios Hospital (HSJD), the Clinical Hospital of the University of Chile (HCUCH), and the University of Chile Quilín Clinic. Prior to this, a basic quality control was performed on the analyzed X-ray tubes to ensure the proper functioning of the equipment and the reliability of the results obtained. Additionally, the local DRL was determined based on the aggregated doses from the three centers, aiming to compare it with international literature. The typical DRLs determined for the projections at HSJD were 0,185 mGy for PA chest, 1,285 mGy for lateral chest, 6,825 mGy for AP lumbar spine, and 9,565 mGy for lateral lumbar spine. Meanwhile, at HCUCH, they were 0,31 mGy for PA chest, 0,92 mGy for lateral chest, 4,26 mGy for AP lumbar spine, and 12,83 mGy for lateral lumbar spine. In Quilín Clinic, the values were 0,105 mGy for PA chest, 0,765 mGy for lateral chest, 7,055 mGy for AP lumbar spine, and 10,275 mGy for lateral lumbar spine. The dispersion in the calculated dose values was associated with multifactorial causes. The Local DRL showed a trend towards a decrease in administered doses for these projections over the last decade. The results obtained were comparable to international literature, except for the lateral chest projection, which highlighted the need for optimization. The findings aim to promote and guide future research in the field of DRLs and radiological protection in the country.

Keywords: Diagnostic Reference Levels; Dosimetry; Radiation protection; General radiology; Optimization.

3. INTRODUCCIÓN.

Los beneficios derivados del uso de la radiación ionizante en aplicaciones diagnósticas y terapéuticas son significativos. No obstante, en la actualidad, la práctica médica constituye una de las principales fuentes de exposición a la radiación de origen artificial para el ser humano (1). A pesar del beneficio que aportan estos procedimientos, existe un riesgo conocido para la salud de los trabajadores, pacientes y la población en general, por lo que es imprescindible evaluar y controlar el uso de la radiación ionizante mediante rigurosos estándares de seguridad.

En Chile, durante el año 2020, se realizaron un total de 2.915.598 exámenes radiológicos simples, según las cifras proporcionadas por el Ministerio de Salud (MINSAL) (2). Esto representa el 45,7% de todos los estudios imagenológicos llevados a cabo en el país, ubicando a las radiografías como el examen más frecuentemente realizado, seguido por la Tomografía Axial Computarizada (TAC), que representó el 18,6%. Aunque existen métodos diagnósticos que aporten imágenes más detalladas en algunos casos, las radiografías simples siguen siendo una herramienta esencial en la práctica médica diaria debido a su rapidez, accesibilidad económica para pacientes y centros médicos, además de su rol como examen de primera línea para el estudio de diversas patologías.

Desde una perspectiva dosimétrica, la radiología simple implica una menor exposición a la radiación en comparación con otros estudios, como la TAC, gracias a los principios físicos inherentes de la técnica y los parámetros de exposición utilizados. Sin embargo, aunque la dosis de radiación entregada en una radiografía es relativamente baja, no es insignificante en términos del riesgo de desarrollo de efectos estocásticos de la radiación, como cáncer o trastornos hereditarios (3). Por este motivo, y al ser un estudio frecuente, es imperativo dar énfasis en los principios de protección radiológica para mantener un control sobre las dosis entregadas a los pacientes durante una radiografía, evitando situaciones con exposiciones innecesariamente altas o bajas, siguiendo el principio de optimización de la práctica. Así, la dosis empleada para realizar un examen debe ser tan baja como sea razonablemente alcanzable (criterio "ALARA", por sus siglas en inglés), al mismo tiempo que sea apropiada para obtener imágenes de alta calidad diagnóstica.

Desde 1990, con la publicación 60 (4), la Comisión Internacional de Protección Radiológica (ICRP, en inglés) ha difundido una serie de publicaciones que desarrollan el concepto de Nivel de Referencia para Diagnóstico (DRL, en inglés) como una herramienta para optimizar

la protección radiológica de los pacientes en la obtención de imágenes médicas. La más reciente de estas publicaciones es la ICRP 135 (2017), titulada: “Diagnostic Reference Levels in Medical Imaging” (5), que proporciona información detallada sobre el establecimiento de los DRLs en diversas técnicas imagenológicas, incluida la radiología simple. Adicionalmente, la Comisión Europea a través de su publicación “Radiation Protection No. 185” (6), y el Organismo Internacional de Energía Atómica (OIEA), mediante el “Safety Reports Series No. 112” (7), ofrecen directrices más actualizadas sobre las normas básicas de seguridad con respecto a los DRL, y la gestión de dosis de pacientes expuestos a radiación ionizante.

Los límites de dosis constituyen uno de los tres principios fundamentales de protección radiológica, aplicables tanto a los trabajadores como al público en general. No obstante, es importante señalar que un DRL no corresponde a un límite de dosis para los pacientes. En el contexto de la protección radiológica, la aplicación de límites de dosis en situaciones de exposición planificada ha sido respaldada tanto por la ICRP como por el OIEA (8,9). Sin embargo, las exposiciones médicas de pacientes resultan una excepción (10), ya que la imposición de límites de dosis en el ámbito clínico podría comprometer la calidad de la información diagnóstica proporcionada por las imágenes, entrando en conflicto con el principio de optimización. En este sentido, no es recomendable establecer límites de dosis para los usuarios, y la cantidad de radiación administrada dependerá del examen, el tipo de paciente y del juicio clínico del profesional capacitado encargado de realizar el estudio en concordancia con los principios de justificación y optimización.

A pesar de lo mencionado anteriormente, se espera que la dosis de radiación recibida por un grupo de pacientes sometidos al mismo tipo de examen se mantenga dentro de un rango estándar en diferentes centros. No obstante, la realidad indica que las dosis que reciben los usuarios pueden diferir en gran medida en diferentes departamentos de radiología (5,11), siendo necesario utilizar algunas referencias (no límites) para estandarizar las dosis recibidas por un paciente tipo. Es por este motivo que los DRLs son una herramienta útil que se deben emplear como un valor umbral de referencia arbitrario, que se obtiene a partir de la recolección de magnitudes dosimétricas (magnitud de DRL) para los exámenes más frecuentes de un grupo estandarizado de pacientes y para una técnica imagenológica en particular, a partir de uno o más centros. La determinación de los DRLs tendría, por tanto, como objetivo, que las diferentes unidades imagenológicas tengan un valor de comparación

respecto a un estándar local, nacional o regional (valor de DRL), que les permita orientarse acerca de la necesidad de optimizar la práctica clínica.

En Europa, la Unión Europea (UE) tomó la iniciativa en la promoción de los niveles diagnósticos de referencia mediante la Directiva del Consejo 97/43/EURATOM (12), desde entonces, los estados miembros de la UE se vieron con el deber de utilizar los DRLs como una herramienta de optimización de la práctica médica, lo que se ha reforzado con las “European Basic Safety Standards” (Normas Básicas de Seguridad Europeas, por su traducción al español) y la Directiva 2013/59/EURATOM (13). Pero a diferencia de lo que ocurre internacionalmente, en Chile se carece de un marco legal de seguridad radiológica actualizado, que regularice y promueva la realización de los procesos de DRL (14), como consecuencia, existe una restricción en la capacidad de los centros para optimizar la dosis que reciben los usuarios al no contar con un registro de niveles diagnósticos de referencia a nivel nacional en diferentes técnicas imagenológicas (entre ellas radiología general), facilitando que existan grandes variaciones en los niveles de dosis entregados a los pacientes en distintos departamentos de radiología para un mismo procedimiento, y no existiendo un método objetivo para identificar hospitales con prácticas de optimización deficientes respecto a un estándar. Un acercamiento que hubo a nivel nacional respecto a los DRLs en radiología general fue en el estudio piloto desarrollado en Latinoamérica en el año 2010 titulado: “Establecimiento de Niveles Orientativos en Radiografía General y Mamografía”, que fue coordinado por el Organismo Internacional de Energía Atómica (OIEA) con el ARCAL LXXV (15), que, si bien supuso un progreso en este ámbito, no hubo un mayor desarrollo del tema en el país desde esa fecha.

Por lo tanto, con el motivo de generar una aproximación nacional actualizada respecto a los DRLs, y promocionar la seguridad radiológica en los usuarios en salud, este estudio tiene por objetivo determinar los Niveles de Referencia para Diagnóstico típicos en radiología general, para radiografías de tórax y columna lumbar, en pacientes adultos de tres centros imagenológicos de la región Metropolitana de Santiago, Chile.

4. MARCO TEÓRICO.

4.1. Niveles de Referencia para Diagnóstico (DRLs).

De acuerdo con la publicación 135 de la ICRP, los DRLs son una herramienta eficaz y esencial para promover la optimización de la práctica médica en procedimientos diagnósticos e intervencionales que impliquen el uso de radiación ionizante, mediante la gestión de valores de exposición para grupos de pacientes. Estos son una forma derivada de los niveles de investigación en protección radiológica, puesto que su utilidad radica en indicar si la cantidad de radiación que recibe un grupo de usuarios es inusualmente alta o baja para un examen o procedimiento en particular en condiciones de rutina, permitiendo orientar a los centros acerca de la necesidad de emprender una investigación y tomar acciones correctivas frente a escenarios atípicos de exposición (5). Así, la ICRP recomienda tener en consideración diferentes conceptos para establecer los DRLs:

4.1.1. Magnitud de DRL.

Corresponde a una medida que indica la cantidad de radiación ionizante aplicada al obtener una imagen médica, debe ser apropiada para la modalidad de imagen evaluada, siendo fácilmente determinable. En el caso de radiología general, las magnitudes dosimétricas recomendadas son el kerma en aire en la superficie de entrada ($K_{a,e}$) y el producto kerma en aire - área (PKA) (5,14):

4.1.1.1. Kerma en aire en la superficie de entrada (K_e).

Es el kerma medido en aire libre (considerando la retrodispersión) en la intersección del eje del haz de radiación con el plano correspondiente a la superficie de entrada del objeto irradiado. Depende de la calidad del haz y el tamaño del campo de radiación, y considera como factor de retrodispersión (BSF) la relación entre el valor de kerma en aire medido en la superficie de entrada de un material y el valor de kerma en aire medido en condiciones idénticas en ausencia del material dispersor. Su unidad es el J/kg y su unidad especial es el Gray (Gy) (16).

4.1.1.2. Producto kerma en aire - área (PKA).

Es la integral del haz de rayos X en un plano perpendicular al eje del haz (sin considerar la retrodispersión). Su unidad es el J/kg · m² y su unidad especial es el Gray por centímetro cuadrado (Gy · cm²) (16).

4.1.2. Valor de DRL.

Se refiere a un valor numérico arbitrario de una magnitud de DRL (14). Se clasifica de acuerdo con el tamaño muestral considerado en:

4.1.2.1. Valor típico de DRL o valor típico de dosis.

Es aplicable para un centro sanitario que cuente con varias salas de rayos X, un pequeño grupo de instalaciones o una única instalación que comienza a implementar una nueva técnica o protocolo. Se establece a partir de la mediana de la distribución de los datos de la magnitud de DRL observados (5). La determinación de un valor típico de dosis para un procedimiento o examen en un centro médico en particular resulta especialmente útil, ya que, al compararlo periódicamente con los niveles de referencia para diagnóstico locales o nacionales, es posible evaluar cómo se sitúa dicho procedimiento con respecto a una norma más amplia. Esto facilita la identificación de escenarios atípicos de exposición y, por lo tanto, la aplicación de acciones correctivas para optimizar la dosis recibida por los pacientes (7).

4.1.2.2. Valor local de DRL.

Corresponde a un DRL establecido en un grupo reducido de centros sanitarios para un número razonable de salas de examen (10 – 20), definiéndose para el tercer cuartil (percentil 75) de la distribución de medianas de la magnitud de DRL observada en cada unidad imagenológica considerada en una investigación (5). Cuando se trata de un grupo reducido de centros de salud (2 – 4) o de un centro médico grande, es apropiado utilizar el percentil 75 de la distribución agrupada de las dosis entregadas a los pacientes en cada departamento (6).

4.1.2.3. Valor nacional de DRL.

Se establece a partir de una muestra representativa de centros sanitarios de un país. Se define para el tercer cuartil de las distribuciones de las medianas de la magnitud DRL evaluada en cada centro imagenológico (5).

En términos generales, los valores de DRL para procedimientos que involucren el uso de radiación ionizante se han definido de manera arbitraria basándose en el tercer cuartil de la distribución de una magnitud de DRL. Por lo tanto, este valor sería utilizado como una referencia inicial para discriminar entre valores de dosis aceptables y excesivos. De esta manera, la comparación entre el valor típico de dosis de un centro y el DRL nacional o local, resulta útil para identificar instituciones cuyos niveles de irradiación se encuentren en el extremo superior de la distribución de dosis, es decir, centros que tienden a irradiar en

mayor medida a un grupo establecido de pacientes para un examen específico en comparación a un valor estandarizado de dosis para ese mismo estudio (5).

En relación con lo anterior, adicionalmente la ICRP considera que el uso de la mediana (percentil 50) de la distribución de las dosis podría ser utilizada como una herramienta para mejorar aún más la optimización, permitiendo alcanzar un mayor grado de reducción en la dosis que reciben los pacientes. En contraste con el valor de referencia establecido en el percentil 75, la mediana de la distribución sería de utilidad para identificar situaciones en las que los niveles de dosis al paciente resulten insuficientes para lograr una imagen médica adecuada.

4.1.3. Proceso DRL.

Proceso cíclico que consiste en establecer valores de DRLs, utilizarlos como herramienta para la optimización y, posteriormente, tras un periodo de tiempo, determinar valores de DRLs actualizados con el fin de lograr un plan de mejora continua en la optimización de la práctica médica (14).

En resumen, un DRL se determina a partir de la recolección de una magnitud de DRL para los exámenes o procedimientos más frecuentes en un grupo estandarizado de pacientes de acuerdo con su edad y características anatómicas; para una técnica imagenológica en particular; y a partir de uno o más centros imagenológicos acorde al tamaño muestral considerado para su estimación.

4.2. DRLs en radiología general.

En las últimas décadas, la radiología convencional, basada en sistemas de pantalla-película, ha experimentado una acelerada transición hacia la tecnología digital. Una característica destacada de las radiografías digitales es el amplio rango dinámico proporcionado por los detectores de imagen, permitiendo la obtención de imágenes de alta calidad diagnóstica con un amplio rango de dosis, evitando la sub o sobreexposición (3,17).

Aunque las técnicas digitales tienen el potencial de mejorar la práctica radiológica, se ha observado una tendencia a administrar dosis mayores a las necesarias durante la adquisición de exámenes (17). Esto enfatiza la importancia de establecer un control riguroso sobre las dosis administradas a los usuarios.

En radiología simple, los esfuerzos de optimización deben priorizarse de acuerdo con el potencial de generación de efectos estocásticos para los pacientes, dando prioridad a los exámenes más frecuentes o a las regiones anatómicas con órganos más radiosensibles.

En este sentido, la recomendación es determinar los DRLs para las exploraciones de tórax, pelvis, abdomen y columna, además de exámenes de cráneo por su asociación a órganos de riesgo como el cristalino (18).

La magnitud dosimétrica más apropiada para establecer DRLs en radiología general es, en primer lugar, el Producto Kerma - Área (PKA), ya que considera la radiación total incidente sobre el paciente teniendo en cuenta el tamaño de campo aplicado. Sin embargo, en servicios con equipos sin registros automáticos de dosis o cuando no se dispone de un sistema para la medición de esta magnitud dosimétrica, es posible utilizar el kerma en aire en la superficie de entrada ($K_{a,e}$).

El $K_{a,e}$ puede medirse directamente sobre el paciente durante la adquisición de la imagen mediante dosímetros termoluminiscentes radiolúcidos, asegurando que este instrumento no genere artefacto en la imagen resultante. Alternativamente, el $K_{a,e}$ puede calcularse indirectamente a partir del Kerma en Aire (K_a), siempre y cuando se cuente con un factor de corrección apropiado que considere la contribución de la retrodispersión, y se disponga de un registro de los parámetros utilizados para exposiciones individuales, tales como la tensión, la corriente de tubo, el tiempo de exposición, y la distancia foco-piel (5). Esta metodología puede complementarse con modelos espectrales de producción de rayos X para aumentar la cantidad de magnitudes dosimétricas que se pueden calcular (18).

Aunque este último enfoque para la estimación de dosis es más sencillo al requerir menos equipo adicional, se necesitan mediciones del rendimiento del tubo de rayos X y del valor de la Capa Hemirreductora (HVL, en inglés) para caracterizar el haz de radiación emitido.

Xpektrin en la determinación de los DRL.

Xpektrin es una herramienta desarrollada en Microsoft Excel, optimizada para el cálculo de dosis en radiología general (18). Esta aplicación se basa en el modelo espectral de producción de rayos X de Hernandez y Boone, conocido como "TASMICS", el cual emplea el "Monte Carlo N-Particle extended radiation transport code (MCNPX 2.6.0)" para simular espectros de rayos X en tubos con ánodo de tungsteno, con intervalos de 1 keV en un rango de potencial de entre 20 hasta 640 kV (19).

En este contexto, Xpektrin permite simular espectros de rayos X a partir de mediciones del rendimiento de tubo (K_{air}/mAs) y del valor de la capa hemirreductora, utilizando valores de tensión comprendidos entre 40 y 150 kV. Estas mediciones son utilizadas para calibrar los espectros TASMICS en la aplicación, lo que permite la caracterización de los haces de los

tubos analizados (18). Con base en esta caracterización, Xpektrin realiza el cálculo de magnitudes radiométricas y dosimétricas (como el K_a , el $K_{a,e}$, y la dosis en piel) en función de los parámetros de exposición empleados para tomar cada radiografía; así como el cálculo de factores de retrodispersión considerando la influencia del espesor de un fantoma de agua y el tamaño de campo conforme a lo planteado por Benmakhlouf et al (20,21).

Aunque los sistemas de radiología digital directa e indirecta facilitan a los operadores parámetros como el Índice de Exposición (IE), estos valores no reflejan las dosis reales recibidas por los usuarios. Además, no todos los equipos incorporan un parámetro dosimétrico que indique la dosis que podría haber recibido un paciente en un examen (22). Por lo tanto, en este caso, la utilidad de Xpektrin radica en determinar la dosis de radiación que reciben los usuarios en función de los parámetros utilizados durante la exposición, para efectos de este estudio, expresada en términos de $K_{a,e}$.

5. OBJETIVOS.

5.1. Objetivo general.

Determinar los niveles de referencia para diagnóstico típicos en radiología general, para radiografías de tórax y columna lumbar, en pacientes adultos de tres centros imagenológicos de la región Metropolitana de Santiago, Chile.

5.2. Objetivos específicos.

- Caracterizar los equipos de rayos X de los centros donde se obtendrán los DRLs mediante controles de calidad.
- Estimar el kerma en aire en la superficie de entrada utilizando Xpektrin, según los parámetros de exposición utilizados para adquirir radiografías de tórax y columna lumbar.
- Determinar los niveles de referencia para diagnóstico típicos mediante el análisis estadístico de la distribución de los datos dosimétricos de los pacientes sometidos a las proyecciones radiográficas de interés.
- Comparar el valor de dosis típico para radiografías de tórax y columna lumbar entre el Hospital San Juan de Dios, el Hospital Clínico de la Universidad de Chile, y la Clínica Universidad de Chile Quilín.
- Comparar los resultados obtenidos con referencias internacionales.

6. MATERIALES Y MÉTODOS.

6.1. Materiales.

El presente estudio se llevó a cabo en el servicio de imagenología del Hospital San Juan de Dios (HSJD), el Hospital Clínico de la Universidad de Chile (HCUCH) y la Clínica Universidad de Chile Quilín.

El HSJD es un hospital público de la comuna de Santiago, que forma parte de la Red de Salud Metropolitana Occidente. El departamento de radiología cuenta con dos tubos de rayos X, ambos del fabricante Varian Medical Systems, modelo RAD-60 y con año de fabricación 2015. Estos equipos están instalados en la “sala 1” (n° de serie 45807-Y5) y la “sala 3” (n° de serie 45453-Y5) del servicio.

Por otro lado, el HCUCH es un hospital universitario ubicado en la comuna de Independencia, en el sector norte de la Región Metropolitana. En el marco de esta investigación, se utilizaron dos tubos de rayos X de las salas con mayor afluencia de pacientes del servicio de imagenología: la “sala 3” (n° de serie RM6D85884047) y la “sala 5” (n° de serie RM6D85884046). Ambas salas se encuentran equipadas con tubos de rayos X del fabricante Shimadzu, modelo 0.6/1.2P324DK-85 y fabricados en el 2018.

La Clínica Universidad de Chile Quilín, ubicada entre la comuna de Macul y Peñalolén forma parte de la Red del Hospital Clínico de la Universidad de Chile. Este centro cuenta únicamente con un tubo de rayos X (n° de serie 277756) del fabricante Philips, modelo SRO 3100 ROT 380 del equipo DigitalDiagnost C90 y con año de fabricación 2021. Las características generales de los equipos empleados se resumen en la tabla 1.

Adicionalmente, se realizó un control de calidad básico a los cinco equipos de rayos X analizados en el estudio, con el propósito de evaluar su estado inicial de funcionamiento antes de iniciar el registro de las mediciones empleadas para estimar el nivel de referencia. Las pruebas efectuadas incluyeron la verificación de la exactitud y repetibilidad del tiempo de exposición, la exactitud y repetibilidad de la tensión nominal del tubo de rayos X, la medición de la capa hemirreductora, y el valor del rendimiento del tubo de rayos X. Para llevar a cabo el control de calidad, se utilizó un módulo digitalizador Accu-Gold AGMD+ (RadCal) y un detector de estado sólido AGMS-D+ (Radcal) blindado en su base, que permite medir dosis, tasa de dosis, tiempo de exposición, kVp, y la filtración del haz.

Finalmente, para llevar un registro anonimizado de los factores de exposición recolectados, estimar la dosis, y realizar el análisis estadístico de los datos, se utilizaron hojas de cálculo de Microsoft Excel y la aplicación Xpektrin.

Tabla 1. Características principales de los tubos de rayos X utilizados en el Hospital San Juan de Dios, el Hospital Clínico de la Universidad de Chile y la Clínica Universidad de Chile Quilín, 2023.

Característica	HSJD	HCUCH	Clínica Quilín
Fabricante	Varian Medical Systems	Shimadzu	Philips
Modelo	RAD-60	0.6/1.2P324DK-85	SRO 3100 ROT 380
Año de fabricación	2015	2018	2021
Modo de soporte	Soporte de techo	Soporte de techo	Soporte de techo
Material del ánodo	Renio, tungsteno y molibdeno	Renio, tungsteno y molibdeno	Renio, tungsteno y molibdeno
Voltaje máximo	150 kV	150 kV	150 kV
Ángulo anódico	12°	12°	13°
Tamaño del punto focal	Fino (0,6 mm) y grueso (1,2 mm)	Fino (0,6 mm) y grueso (1,2 mm)	Fino (0,6 mm) y grueso (1,2 mm)
Potencia nominal de entrada del ánodo (0,1 Seg. 180 Hz)	40 kW (foco fino) y 100 kW (foco grueso)	38 kW (foco fino) y 92 kW (foco grueso)	30 kW (foco fino) y 85 kW (foco grueso)
Rectificador	Trifásico, corriente continua	Trifásico, corriente continua	Trifásico, corriente continua
Máxima corriente de filamento	5,4 A	5,6 A	(-)
Campo de radiación (a 1 metro del detector)	43,1 cm x 43,1 cm	35 cm x 35 cm	39,4 cm x 39,4 cm
Filtración inherente	0,7 mm de Al a 75 kV	1,0 mm de Al a 75 kV	2,5 mm de Al a 75 kV
Sistema de detección	Digital indirecto (DR) Flat panel de CsI*	Digital indirecto (DR) Flat panel de CsI	Digital indirecto (DR) Flat panel de CsI

(-): Información no proporcionada por el fabricante; CsI*: Yoduro de Cesio.

6.2. Metodología.

6.2.1. Diseño de estudio.

Se realizó un estudio descriptivo, observacional, transversal y prospectivo, en el que se recopilaron los factores de exposición empleados de manera rutinaria para adquirir proyecciones de tórax (posteroanterior y lateral) y columna lumbar (anteroposterior y lateral) en pacientes adultos del HSJD, el HCUCH y la Clínica Universidad de Chile Quilín. Xpektrin se utilizó como herramienta de apoyo para la determinación de magnitudes dosimétricas de pacientes individuales, basándose en los parámetros de exposición utilizados en cada proyección. Después de obtener una muestra representativa de valores de dosis, expresada en términos de Ka,e , se llevó a cabo un análisis estadístico para determinar los DRLs para cada institución. Siguiendo las recomendaciones de la ICRP, el DRL típico, o valor típico de dosis, se calculó a partir de la mediana (percentil 50) de la distribución de las dosis recibidas por los pacientes para cada examen y en cada una de las tres instituciones. Adicionalmente, se estimó el DRL local por proyección utilizando el percentil 75 de la distribución agrupada de las dosis calculadas en todos los centros.

Todos los datos recopilados se almacenaron de manera completamente anónima, con una asignación alfanumérica, organizados por centro y por proyección, en una base de datos de Microsoft Excel a la que únicamente los investigadores tuvieron acceso, asegurando así la confidencialidad de los usuarios.

Es importante destacar que antes de comenzar a recolectar los factores de exposición para cada proyección y calcular las dosis, se realizó un control de calidad básico a los tubos de rayos X, junto con la calibración de los espectros TASMICS de Xpektrin.

6.2.2. Selección de pacientes.

En el contexto de esta investigación, se recolectaron de manera prospectiva los factores de exposición utilizados en 136 pacientes que se sometieron a radiografías de tórax y columna lumbar en el servicio de imagenología del HSJD, el HCUCH y la Clínica Universidad de Chile Quilín durante los meses de octubre y noviembre de 2023. Esto representó una muestra general de 270 proyecciones radiográficas, distribuidas en 103 proyecciones de tórax posteroanterior (PA), 103 proyecciones de tórax lateral, 31 proyecciones de columna

lumbar anteroposterior (AP) y 33 proyecciones de columna lumbar lateral. La población de interés abarcó a pacientes adultos de ambos géneros, con edades comprendidas entre 18 a 75 años de la Región Metropolitana de Santiago.

En relación con el tamaño muestral, la ICRP recomienda la incorporación de veinte pacientes para un examen específico por hospital. Sin embargo, debido al periodo de recolección de datos y la afluencia de pacientes de los centros seleccionados, especialmente en lo que respecta a las proyecciones de columna lumbar, se optó por seleccionar como mínimo a diez pacientes para cada proyección radiográfica por instalación con el fin de evitar errores estadísticos debido a una muestra reducida, tal como sugieren las recientes directrices de la comisión Europea en su publicación “Radiation Protection No. 185” (2018) (6) y el OIEA en el documento “Safety Reports Series No. 112” (2023) (7).

Los procedimientos para realizar las radiografías fueron llevados a cabo por los tecnólogos médicos del servicio de imagenología de cada institución, con una mínima intervención por parte de los investigadores para replicar las condiciones rutinarias de trabajo.

Dado que la atenuación del haz de rayos X en el momento del disparo está sujeta a las características de los tejidos que debe atravesar hasta alcanzar el detector, se estimó el grosor de la región anatómica en estudio (tórax y abdomen). Esta estimación se llevó a cabo de manera indirecta, calculando la diferencia entre la distancia foco-piel y la distancia foco-estativo por cada proyección realizada. Este enfoque se implementó para prevenir una amplia dispersión de los datos recopilados, debido a las variaciones anatómicas entre los pacientes. Esto permitió definir un paciente típico representativo de los centros, basado en un parámetro anatómico, evitando sesgos significativos en los datos recopilados.

Criterios de inclusión:

- 1) Pacientes de ambos sexos, adultos, con edades comprendidas entre 18 a 75 años.
- 2) Pacientes que acudieron al servicio de imagenología de manera ambulatoria a realizarse radiografías de tórax y columna lumbar.
- 3) Pacientes de la región Metropolitana de Santiago, Chile.

Criterios de exclusión:

- 1) Embarazo.
- 2) Pacientes en estado crítico.

6.2.3. Operacionalización de variables.

Los niveles de referencia se determinaron utilizando variables cuantitativas continuas, como la tensión del tubo de rayos X (kVp), la carga de tubo en el tiempo (mAs), la Distancia desde el Foco a la Piel del paciente (DFP), la Distancia desde el Foco hasta el Detector de imagen (DFD), el tamaño de campo y el grosor de la región anatómica en estudio. Además, se consideró la filtración adicional, que corresponde a una variable cuantitativa discreta puesto que los tubos de rayos X cuentan con espesores definidos de materiales atenuantes. Estos parámetros se utilizaron para simular un espectro de emisión de rayos X mediante Xpektrin y, de esta manera, calcular el K_a por cada paciente.

Por otro lado, las proyecciones radiográficas, que corresponden a una variable cualitativa nominal, representan las radiografías de dos vistas comúnmente solicitadas en exámenes de tórax y columna lumbar. Finalmente, la edad de los participantes, una variable cuantitativa discreta, se registró como criterio de inclusión en este proyecto. En la tabla 2 se mencionan el tipo, la definición y operacionalización de las variables relevantes en este proyecto.

Tabla 2. Operacionalización de variables.

Variables	Tipo de variable	Definición	Operacionalización
Proyecciones radiográficas	Cualitativa nominal	Imagen médica obtenida al exponer a un paciente y un receptor de imagen a rayos X.	<ol style="list-style-type: none"> 1. Tórax PA. 2. Tórax lateral. 3. Columna AP. 4. Columna lateral.
Tensión del tubo de rayos X (kVp)	Cuantitativa continua	Voltaje aplicado para acelerar electrones en el tubo de rayos X. Determina la energía máxima de los fotones del espectro de emisión.	-
Carga de tubo en el tiempo (mAs)	Cuantitativa continua	Producto entre corriente eléctrica (mA) de cátodo a ánodo por el tiempo de exposición en segundos.	-
Filtración adicional	Cuantitativa discreta	Láminas de diferentes materiales (Ej. Al o Cu) utilizadas para modificar la calidad del haz de radiación emitido.	<ol style="list-style-type: none"> 1. 0 mm Al. 2. 1 mm Al. 3. 1 mm Al + 0,1 mm Cu. 4. 1 mm Al + 0,2 mm Cu.

Distancia Foco-Paciente (DFP)	Cuantitativa continua	Distancia entre el punto focal del tubo de rayos X y la piel del paciente.	-
Distancia Foco - Detector (DFD)	Cuantitativa continua	Distancia entre el punto focal del tubo de rayos X y el detector de imagen.	-
Grosor de la región anatómica	Cuantitativa continua	Distancia que debe atravesar el haz de irradiación de una región específica del cuerpo del paciente.	-
Tamaño de campo	Cuantitativa continua	Área irradiada durante la exposición radiográfica.	-
Kerma en aire en la superficie de entrada (Ka,e)	Cuantitativa continua	Cantidad de energía liberada en el aire cuando los rayos X ingresan al paciente, midiendo la dosis inicial de radiación.	-
Edad	Cuantitativa discreta	Años transcurridos desde el nacimiento del individuo.	-

6.2.4. Control de calidad.

El propósito de realizar un control de calidad básico en los tubos de rayos X de los centros participantes antes de determinar los niveles de referencia fue garantizar la confiabilidad y comparabilidad de los resultados obtenidos, además de demostrar la influencia del estado de funcionamiento del tubo de rayos X sobre las dosis obtenidas. En este contexto, es importante mencionar que el TECDOC-1946, estudio piloto sobre los niveles de referencia para radiografía general y mamografía en América Latina, específica las siguientes pruebas para la realización del control de calidad de los equipos utilizados (15):

- Exactitud y repetibilidad de la tensión del tubo de rayos X.
- Valor del rendimiento, repetibilidad y linealidad de la exposición.
- Exactitud y repetibilidad del tiempo de exposición.

- Valor de la capa hemirreductora.

En esta sección, se presenta la metodología utilizada para llevar a cabo el control de calidad, tomando como referencia los siguientes documentos orientativos:

- “Handbook of Basic Quality Control Tests for Diagnostic Radiology” (Manual de Pruebas Básicas de Control de Calidad para Radiología Diagnóstica, en español), publicado por el OIEA en 2023 (23).
- El TECDOC-1958 “Protocolos de Control de Calidad para Radiodiagnóstico en América Latina y el Caribe”, publicado por el OIEA en 2021 (24).
- El “Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico”, publicado por la Sociedad Española de Física Médica (SEFM) en 2011 (25).

6.2.4.1. Exactitud y repetibilidad de la tensión del tubo de rayos X.

En radiología general, la tensión del tubo de rayos X es uno de los factores más importantes que el operador puede controlar, ya que influyen tanto en la cantidad como en la calidad de los rayos X producidos. Por lo tanto, este parámetro tiene un impacto directo tanto en la exposición del paciente como en el contraste de la imagen resultante. Esta prueba se realiza con el objetivo de garantizar que la tensión seleccionada por el tecnólogo médico en la consola de comandos del equipo (valor nominal) se corresponda con el valor obtenido realmente, y que estos valores sean consistentes en exposiciones sucesivas bajo las mismas condiciones de medida.

Para lograr este objetivo, se realizaron mediciones utilizando el detector de estado sólido AGMS-D+ a 1 metro de distancia foco-instrumento utilizando valores de tensión en un rango de uso clínico (40, 60, 80 y 120 kVp) y con una carga de tubo constante de 10 mAs. Se empleó un tamaño de campo de 15x15 cm. Ajustado al volumen sensible del detector y posteriormente se realizaron tres mediciones consecutivas para cada configuración de kVp y mAs, registrando los valores obtenidos. La configuración para la ejecución de esta prueba se ilustra en la figura 1, que fue la misma utilizada para las demás.

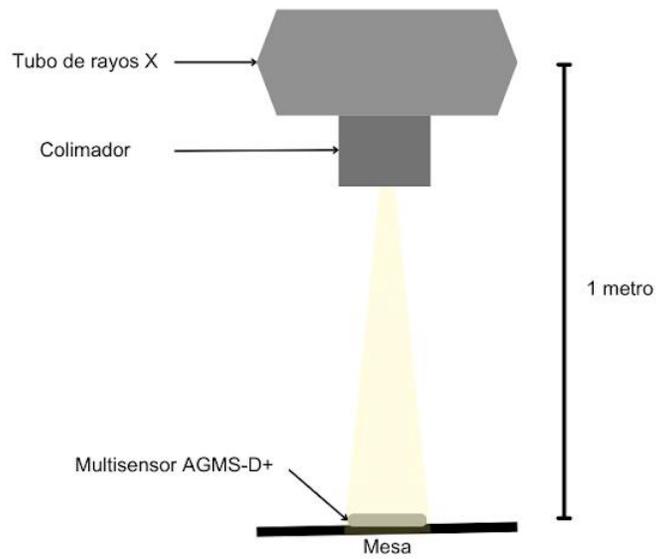


Figura 1. Montaje utilizado para las pruebas de exactitud y repetibilidad de la tensión del tubo de rayos X; exactitud y repetibilidad del tiempo de exposición; el valor del rendimiento del tubo de rayos X; y el valor de la capa hemirreductora.

En cuanto a la exactitud, los resultados deben reflejar una desviación $\leq \pm 10\%$ entre los valores de tensión nominal (kVp_{nom}) seleccionados por el operador y los valores medidos por el detector AGMS-D+ (kVp_{med}) para una corriente de tubo constante (ecuación 1).

$$\text{Desviación máxima (\%)} = 100 \cdot \frac{kVp_{nom} - kVp_{med}}{kVp_{nom}} \quad \text{Ecuación 1}$$

Donde:

kVp_{nom} : valor de tensión nominal.

kVp_{med} : valor de tensión medido más discrepante.

Por otro lado, la repetibilidad se expresa mediante el Coeficiente de Variación (CV), calculado a partir de la relación entre la Desviación Estándar (DE) y el promedio de los valores de tensión medidos (ecuación 2). La tolerancia de acuerdo con el CV debe ser $\leq 5\%$.

$$\text{Coeficiente de variación (\%)} = 100 \cdot \frac{DE}{\overline{kVp}}$$

Ecuación 2

Donde:

DE : desviación estándar de los datos medidos.

\overline{kVp} : promedio de los valores de tensión medidos.

6.2.4.2. Exactitud y repetibilidad del tiempo de exposición.

El Generador debe ser capaz de terminar la exposición en un intervalo de tiempo preseleccionado, el objetivo de esta prueba es controlar la concordancia entre los valores de tiempo nominales seleccionados en la consola de comandos y el tiempo obtenido experimentalmente, así como que estos valores sean reiterativos en exposiciones sucesivas bajo las mismas condiciones de medición.

Se realizaron mediciones utilizando el detector de estado sólido AGMS-D+ a 1 metro de distancia foco-instrumento utilizando tiempos de exposición variables (0,05, 0,02 y 0,01 s.) y una tensión y corriente de tubo fijos en 80 kVp y 200 mA, respectivamente. Se empleó un tamaño de campo de 15x15 cm. Ajustado al volumen sensible del detector y posteriormente se realizaron tres mediciones consecutivas para cada configuración de kVp, mA y tiempo de exposición, registrando los valores obtenidos. El montaje para esta prueba se ilustra en la figura 1.

En cuanto a la exactitud, los resultados deben reflejar una desviación $\leq \pm 10\%$ entre los valores de tiempo de exposición nominales (T_{nom}) seleccionados por el operador y los valores medidos por el detector AGMS-D+ (T_{med}) para una tensión y corriente de tubo constantes (ver ecuación 3).

$$\text{Desviación máxima (\%)} = 100 \cdot \frac{T_{nom} - T_{med}}{T_{nom}}$$

Ecuación 3

Donde:

T_{nom} : valor de tiempo nominal.

T_{med} : valor de tiempo medido más discrepante.

Por otro lado, la repetibilidad se expresa mediante el coeficiente de variación, calculado a partir de la relación entre la desviación estándar y el promedio de los valores de tiempos de exposición medidos (ver ecuación 4). La tolerancia de acuerdo con el CV debe ser $\leq 5\%$.

$$\text{Coeficiente de variación (\%)} = 100 \cdot \frac{DE}{\bar{T}} \quad \text{Ecuación 4}$$

Donde:

DE : desviación estándar de los datos medidos.

\bar{T} : promedio del valor de tiempo de exposición.

6.2.4.3. Valor del rendimiento del tubo de rayos X, repetibilidad y linealidad de la exposición.

El rendimiento del tubo de rayos X se define como el valor de dosis absorbida en aire libre sin retrodispersión (kerma incidente en aire) por unidad de carga en el tiempo ($\mu\text{Gy/mAs}$) a 80 kV y a un metro de distancia entre el foco del equipo y el instrumento de medición. Este valor corresponde a un indicador del ajuste de la corriente del tubo de rayos X (mA), que es el parámetro que tiene la mayor influencia en la cantidad de fotones emitidos por el equipo. Por lo tanto, este parámetro se relaciona directamente con el ruido cuántico de la imagen obtenida y la exposición del paciente a la radiación. Esta prueba tiene por objetivo evaluar el valor del rendimiento del tubo de rayos X, su constancia bajo las mismas condiciones de medición y la linealidad frente a valores de mAs variables.

En este control de calidad, se realizaron mediciones utilizando el detector de estado sólido AGMS-D+ a 1 metro de distancia foco-instrumento. Se fijó la tensión del tubo en 80 kVp y se seleccionaron cuatro valores de carga en el tiempo: 5, 10, 20 y 40 mAs. Se utilizó un tamaño de campo de 15x15 cm. Ajustado al volumen sensible del detector. Posteriormente, se realizaron cuatro exposiciones para cada valor de mAs, registrando el valor de kerma en aire obtenido en cada una de ellas. La configuración para la ejecución de esta prueba se ilustra en la figura 1.

Valor de rendimiento.

El valor del rendimiento se calculó a partir del promedio de las lecturas obtenidas para cada una de las combinaciones de kVp y mAs, de acuerdo con la ecuación 5:

$$Y = \frac{\bar{M}}{mAs} \quad \text{Ecuación 5}$$

Donde:

Y : rendimiento a 80 kVp y 100 cm de distancia foco-instrumento.

\bar{M} : promedio de lecturas medidas (en kerma en aire) por cada valor de mAs.

mAs: producto entre la corriente de tubo y el tiempo de exposición.

Repetibilidad del rendimiento.

El valor de rendimiento medido bajo exposiciones sucesivas a una tensión y distancia foco-instrumento específicos debe permanecer constante para un valor de mAs. Para determinar la constancia de los valores de rendimiento obtenidos, se calculó el coeficiente de variación a partir del cociente entre la desviación estándar y el promedio de los valores de rendimiento calculados previamente (ecuación 6).

$$\text{Coeficiente de variación (\%)} = 100 \cdot \frac{DE}{\bar{Y}} \quad \text{Ecuación 6}$$

Donde:

DE: desviación estándar de los valores de rendimiento calculados.

\bar{Y} : promedio del rendimiento.

Linealidad.

El objetivo de calcular la linealidad es observar la desviación del valor del rendimiento a 80 kVp, pero con valores de corriente variables. Esta desviación se calculó utilizando dos valores consecutivos de rendimiento (Y1 e Y2), según indica la ecuación 7:

$$\text{Linealidad (\%)} = 100 \cdot \frac{Y_1 - Y_2}{Y_1 + Y_2}$$

Ecuación 7

Donde:

Y_1 : rendimiento a 10 mAs.

Y_2 : rendimiento a 5 mAs.

6.2.4.4. Capa Hemirreductora (HVL).

El HVL de un haz de rayos X es el grosor de un material absorbente necesario para reducir la intensidad de rayos X a la mitad de su valor original. En radiología, la calidad de los haces de rayos X suele medirse en HVL.

Para esta prueba, se realizaron mediciones utilizando el detector de estado sólido AGMS-D+ a 1 metro de distancia foco-instrumento. Se fijó la tensión y la carga de tubo en el tiempo en 80 kVp y 40 mAs, respectivamente. Se empleó un tamaño de campo de 15x15 cm. Ajustado al volumen sensible del detector y posteriormente se realizaron tres mediciones consecutivas sin filtración adicional, registrando las lecturas del HVL entregadas directamente por el detector. La configuración para la ejecución de esta prueba se ilustra en la figura 1.

La capa hemirreductora se determinó a partir del promedio de las lecturas registradas, tal como se observa en la ecuación 8:

$$HVL = \bar{M}$$

Ecuación 8

Donde:

HVL: capa hemirreductora.

\bar{M} : promedio de lecturas CHR registradas por el detector.

6.2.5. Calibración de Xpektrin.

Durante el control de calidad, se llevaron a cabo mediciones adicionales del rendimiento de tubo y de HVL utilizando el detector de estado sólido AGMS – D+ para los cinco tubos de rayos X abordados en esta investigación. Cada medición se repitió tres veces, y se calculó el promedio, utilizando valores de tensión dentro del rango de uso clínico según el protocolo específico de cada centro. La carga de tubo se mantuvo constante en 10 mAs. Estas mediciones fueron utilizadas para calibrar los espectros TASMICS en la aplicación Xpektrin (Figura 2), lo que permitió reproducir las características del haz de radiación de un tubo específico en cada proyección, facilitando el cálculo de las magnitudes dosimétricas utilizadas para conformar la base de datos con la que se establecieron los niveles diagnósticos de referencia.

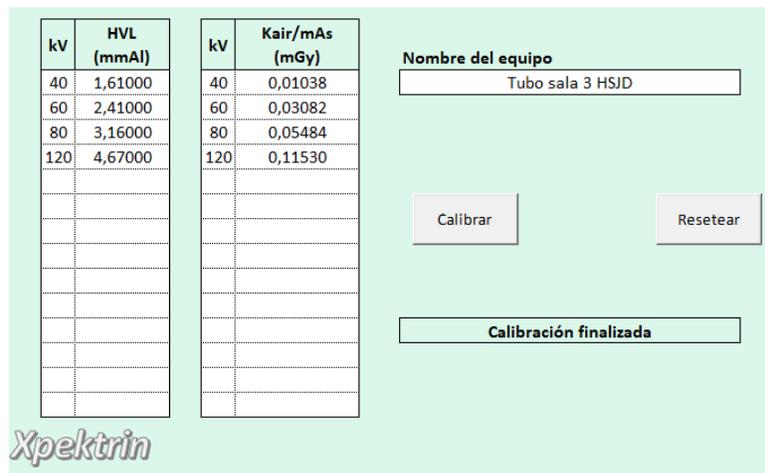


Figura 2. Captura de pantalla de Xpektrin; ventana utilizada para calibrar los espectros TASMICS del tubo de rayos X de la sala N°3 del Hospital San Juan de Dios.

Finalmente, con el objetivo de prevenir posibles errores sistemáticos en el cálculo de la magnitud dosimétrica de interés, se determinó la correlación entre los valores de rendimiento y los valores de HVL obtenidos experimentalmente y los calculados por Xpektrin para evaluar la concordancia entre ambos en todos los tubos analizados.

6.2.6. Recopilación de datos, cálculo de dosis y análisis estadístico.

Una vez realizados los controles de calidad y la calibración de Xpektrin para cada tubo de rayos X, fue posible comenzar a obtener la muestra de parámetros de exposición para las

radiografías de tórax y columna lumbar en los pacientes que cumplieran con los criterios de inclusión. Los tecnólogos médicos de cada servicio se encargaron del posicionamiento del paciente y el tubo de rayos X, así como de la selección de los factores de exposición empleados para cada examen de acuerdo con los protocolos propios de cada institución. La distancia entre el foco y la piel del paciente se midió utilizando la cinta métrica incorporada en los equipos. Luego, una vez realizada la exposición radiográfica, se registraban los factores de exposición, incluyendo el kVp, el mAs, la filtración adicional, la DFP, la DFD y el tamaño de campo (incluyendo sus ejes longitudinal y transversal). Este procedimiento se repitió de manera consistente para cada examen realizado.

Los factores de exposición fueron utilizados como valores de entrada en la aplicación Xpektrin para el cálculo del Kerma en aire en la superficie de entrada, como se muestra en la figura 3.

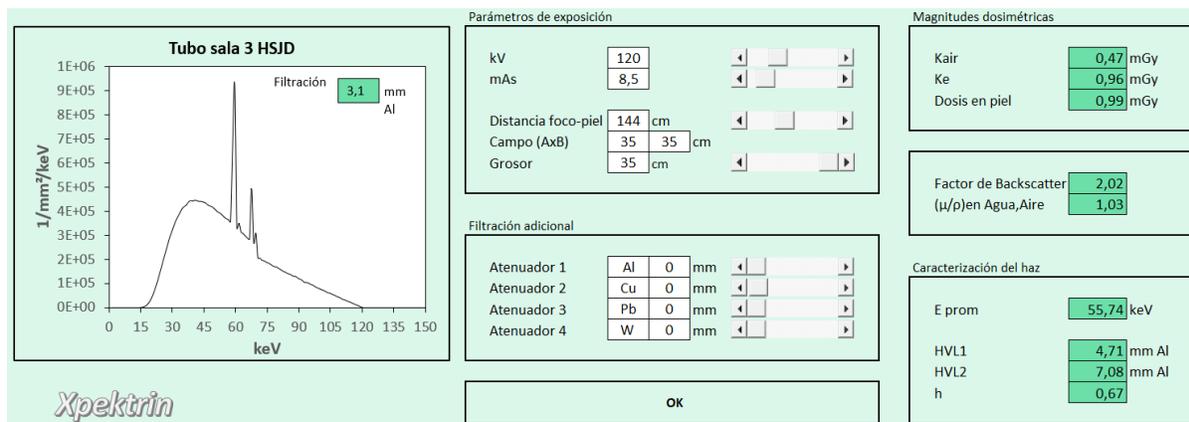


Figura 3. Captura de pantalla de Xpektrin; ventana que muestra el espectro de rayos X generado, los parámetros de exposición utilizados, la filtración adicional, las magnitudes dosimétricas calculadas, y la caracterización del haz de radiación.

Finalmente, se generó una base de datos en Microsoft Excel con las dosis calculadas para cada proyección, tanto en radiografías de tórax como columna lumbar. Luego, aplicando estadística descriptiva, se determinó el promedio, los percentiles, el máximo, el mínimo y los rangos intercuartílicos de la distribución del Ka,e de los centros participantes. El DRL típico, o valor típico de dosis, fue calculado a partir de la mediana (percentil 50) de la distribución de las dosis recibidas por los pacientes para cada examen en cada una de las tres instituciones. Adicionalmente, se estimó el DRL local por proyección a partir del percentil 75 de la distribución agrupada de las dosis calculadas en todos los centros.

Los resultados obtenidos se compararon tanto dentro de las mismas instituciones como con los hallazgos publicados en la literatura internacional.

6.2.7. Consideraciones éticas.

Este proyecto de investigación corresponde a un estudio de tipo descriptivo y observacional. En términos generales, su objetivo consistió en determinar la cantidad de radiación que los pacientes recibieron durante una radiografía específica, utilizando los factores de exposición empleados en el proceso. Es relevante destacar que el propósito de este estudio no involucró la obtención de datos personales de los pacientes, a excepción de la edad, que se utilizó como criterio de inclusión en el proyecto; por lo tanto, se garantizó la confidencialidad de los participantes. Toda la información recolectada fue almacenada de manera completamente anónima en una base de datos creada en Microsoft Excel con el propósito de tener un registro organizado y, posteriormente, realizar un análisis estadístico, al cual únicamente los investigadores tuvieron acceso. De igual manera, antes de iniciar con la investigación, se solicitó la autorización al comité de ética competente tanto del HCUCH (que incluye a la Clínica Quilín) como del HSJD (véase anexo 11.1 – 11.3).

Por otra parte, no se llevó a cabo ninguna intervención que pudiera tener un impacto negativo en la salud de los participantes. La obtención de las radiografías estuvo a cargo de los tecnólogos médicos propios de cada servicio, con el objetivo de simular las condiciones de trabajo rutinarias. Los investigadores se limitaron a recopilar los factores de exposición y no intervinieron de ninguna otra manera. Dado que se seleccionaron pacientes ambulatorios, la exposición a la radiación estaba debidamente justificada mediante la orden médica correspondiente para cada examen realizado.

7. RESULTADOS.

7.1. Control de calidad.

Como se ha señalado antes, los controles de calidad se repitieron de manera consistente en cinco tubos de rayos X: dos del HSJD y el HCUCH, y uno de la Clínica Universidad de Chile Quilín. El propósito de estos controles fue evaluar el estado inicial de funcionamiento de los equipos y su posible influencia sobre los DRLs obtenidos. La metodología utilizada para cada prueba se describe detalladamente en la sección de materiales y métodos.

7.1.1. Exactitud y repetibilidad de la tensión del tubo de rayos X.

En la tabla 3 se presentan los resultados para la prueba de exactitud y repetibilidad de la tensión del tubo de rayos X para los cinco equipos involucrados en el estudio. En términos generales, se observó que la desviación mínima con respecto al valor nominal de la tensión fue del 0,25% para 40 kVp en la sala N°5 del HCUCH, mientras que la desviación máxima fue del -4,25% para 80 kVp en la misma sala, ambos valores se encontraron dentro de la tolerancia permitida para la exactitud de la tensión ($\leq \pm 10\%$). Por otro lado, el valor máximo del CV fue del 0,24% en las salas N°1 y N°3 del HSJD; estos valores también se encontraron dentro de la tolerancia permitida para la repetibilidad de la tensión ($\leq 5\%$).

Tabla 3. Resultados de la prueba de exactitud y repetibilidad de la tensión del tubo de rayos X a 10 mAs en los equipos empleados en el HSJD, el HCUCH, y la Clínica Quilín, 2023.

HSJD						
kVp_{nom}	Sala 1			Sala 3		
	\overline{kVp}	DM (%)	CV (%)	\overline{kVp}	DM (%)	CV (%)
40	41,00	2,75	0,24	40,90	2,50	0,24
60	60,90	1,50	0,09	61,80	3,00	0,00
80	81,30	1,63	0,00	82,70	3,38	0,00
120	122,80	2,42	0,08	125,00	4,25	0,09
HCUCH						
kVp_{nom}	Sala 3			Sala 5		
	\overline{kVp}	DM (%)	CV (%)	\overline{kVp}	DM (%)	CV (%)
40	40,73	2,00	0,14	40,03	0,25	0,14
60	58,00	-3,17	0,10	58,50	-2,50	0,00
80	81,70	2,13	0,07	76,50	-4,25	0,08
120	120,80	0,75	0,05	121,90	1,67	0,08
Clínica Universidad de Chile Quilín						
kVp_{nom}	Sala 2					
	\overline{kVp}	DM (%)	CV (%)			
40	40,60	1,50	0,00			
60	61,10	2,00	0,09			
80	81,70	2,13	0,00			
120	123,30	2,83	0,05			

DM (%): Desviación Máxima; CV (%): Coeficiente de Variación.

7.1.2. Exactitud y repetibilidad del tiempo de exposición.

Los resultados de la prueba de exactitud y repetibilidad del tiempo de exposición se muestran en la tabla 4. Se observó que la desviación mínima con respecto al valor nominal de tiempo de exposición fue del 0,56% para 50 ms en la Clínica universidad de Chile Quilín, mientras que la desviación máxima fue del 5,5%, presentándose con mayor frecuencia a un tiempo de 10 ms en la mayoría de los equipos evaluados en este estudio; sin embargo, estos valores se encuentran dentro de la tolerancia permitida para la exactitud del tiempo de exposición ($\leq \pm 10\%$). Por otro lado, el valor máximo del CV fue del 1,12% para un tiempo de 10 ms en la Clínica Quilín; los cinco tubos de rayos X se encontraron dentro de la tolerancia permitida para la repetibilidad del tiempo de exposición ($\leq 5\%$).

Tabla 4. Resultados de la prueba de exactitud y repetibilidad del tiempo de exposición a 80 kVp y 200 mA en los equipos utilizados en el HSJD, el HCUCH, y la Clínica Universidad de Chile Quilín, 2023.

HSJD							
$T_{nom}(ms)$	mAs	Sala 1			Sala 3		
		$\bar{t}(ms)$	DM (%)	CV (%)	$\bar{t}(ms)$	DM (%)	CV (%)
10	2	10,55	5,50	0,00	10,55	5,50	0,00
20	5	20,58	2,90	0,00	20,61	3,40	0,28
50	10	50,62	1,38	0,11	50,66	1,38	0,11
HCUCH							
$T_{nom}(ms)$	mAs	Sala 3			Sala 5		
		$\bar{t}(ms)$	DM (%)	CV (%)	$\bar{t}(ms)$	DM (%)	CV (%)
10	2	10,44	4,40	0,00	10,51	5,50	0,60
20	5	20,51	2,90	0,56	20,51	2,90	0,56
50	10	50,48	0,96	0,00	50,55	1,18	0,13
Clínica Universidad de Chile Quilín							
$T_{nom}(ms)$	mAs	Sala 2					
		$\bar{t}(ms)$	DM (%)	CV (%)			
10	2	10,27	3,40	1,12			
20	5	20,17	0,85	0,00			
50	10	50,21	0,56	0,11			

7.1.3. Valor del rendimiento, linealidad y repetibilidad de la exposición.

Los resultados de la prueba del valor del rendimiento del tubo de rayos X se presentan en la tabla 5, que muestra el promedio de las dosis medidas ($\bar{M}(\mu Gy)$), el valor del rendimiento calculado ($Y(\mu Gy/mAs)$), el coeficiente de variación y la linealidad del rendimiento. Las guías internacionales recomiendan que el valor del rendimiento se sitúe entre $30 \mu Gy/mAs$ y $65 \mu Gy/mAs$ para exposiciones de 80 kVp a un metro de distancia foco-instrumento y una filtración entre 2,5 y 5 mm de Al; no obstante, se debe considerar que el valor superior de este intervalo podría ser incluso mayor para tubos de rayos X que funcionen de forma satisfactoria (23). En el presente estudio, el valor más bajo de rendimiento estimado fue de $47,64 \mu Gy/mAs$, observado en la sala N°5 del HCUCH, mientras que el valor máximo fue de $67,46 \mu Gy/mAs$ para 5 mAs en la Clínica Quilín; ambos valores se encontraron dentro de la tolerancia permitida.

Respecto al coeficiente de variación, se observó un valor máximo de 0,37% para 10 mAs en la sala N°5 del HCUCH, en los cinco equipos se cumplió con la tolerancia establecida para la repetibilidad del rendimiento ($\leq 10\%$). Por otro lado, el máximo valor calculado para la linealidad fue del 2,76%, de igual manera observado en la sala N°5 del HCUCH, que también se encontró dentro de la tolerancia permitida ($\leq \pm 10\%$).

Tabla 5. Resultados de la prueba del valor del rendimiento, repetibilidad y linealidad de la exposición a 80 kVp y carga variable en los equipos utilizados en HSJD, el HCUCH, y la Clínica Universidad de Chile Quilín, 2023.

HSJD								
mAs	Sala 1				Sala 3			
	$\bar{M}(\mu Gy)$	$Y(\mu Gy/mAs)$	CV (%)	L (%)	$\bar{M}(\mu Gy)$	$Y(\mu Gy/mAs)$	CV (%)	L (%)
5	264,18	52,84	0,08	0,02	270,73	54,14	0,12	0,29
10	528,53	52,85	0,07		544,65	54,47	0,08	
20	1057,00	52,85	0,08		1079,75	53,99	0,12	
40	2116,75	52,92	0,02		2154,50	53,86	0,06	
HCUCH								
mAs	Sala 3				Sala 5			
	$\bar{M}(\mu Gy)$	$Y(\mu Gy/mAs)$	CV (%)	L (%)	$\bar{M}(\mu Gy)$	$Y(\mu Gy/mAs)$	CV (%)	L (%)
5	274,03	54,81	0,10	0,14	238,20	47,64	0,36	2,76

10	549,58	54,96	0,10		503,40	50,34	0,37
20	1068,75	53,44	0,05		1051,00	52,55	0,13
40	2103,00	52,58	0,04		2147,25	53,68	0,04
Clínica Universidad de Chile Quilín							
mAs	Sala 2						
	$\bar{M}(\mu Gy)$	$Y(\mu Gy/mAs)$	CV (%)	L (%)			
5	337,28	67,46	0,09	-0,05			
10	673,93	67,39	0,03				
20	1332,25	66,61	0,04				
40	2646,00	66,15	0,00				

\bar{M} : promedio de dosis medidas; CV : coeficiente de variación; Y : rendimiento; L : linealidad.

7.1.4. Valor de la capa hemirreductora.

La tabla 6 presenta los resultados obtenidos de la prueba del valor de la capa hemirreductora para los cinco tubos de rayos X evaluados en esta investigación. Se recomienda que a 80 kVp el valor de la HVL no sea inferior a 2,9 mm de Al, de manera que todos los equipos cumplieron con la tolerancia establecida.

Tabla 6. Resultados de la prueba del valor de la capa hemirreductora en los equipos utilizados en el HSJD, el HCUCH, y la Clínica Universidad de Chile Quilín, 2023.

Centro	Sala	HVL
HSJD	1	3,13
	3	3,17
HCUCH	3	3,23
	5	3,17
Clínica Quilín	2	3,03

A partir de lo expuesto anteriormente, se concluyó que los cinco tubos de rayos X operaban dentro de los límites de tolerancia establecidos por las referencias internacionales. Por lo tanto, no se encontraron inconvenientes para su incorporación en esta investigación.

La calibración de Xpektrin depende del funcionamiento del equipo, en este sentido, las pruebas asociadas al rendimiento de tubo, el HVL, y la exactitud y repetibilidad de la tensión del tubo de rayos X, tuvieron un papel relevante para evitar errores en el cálculo de las

magnitudes dosimétricas (18). Los resultados de la calibración de la aplicación para cada tubo de rayos X se detallan en el anexo 11.4. En general, los valores experimentales tuvieron buena concordancia con los calculados por Xpektrin en todos los tubos analizados, con una diferencia porcentual cercana a 0% en la mayoría de los casos. La máxima diferencia observada en los valores calculados de HVL es de -5,25% para el tubo de la sala N°3 del HCUCH, mientras que la máxima diferencia encontrada para los valores de rendimiento fue de -0,56% para el tubo utilizado en la Clínica Universidad de Chile Quilín. En este sentido, es importante considerar que el OIEA recomienda un nivel de precisión de 20% para la realización de dosimetría en exploraciones de baja dosis como radiología general (26), por lo que no hay inconvenientes en el uso de Xpektrin para el cálculo de dosis.

7.2. Caracterización de la muestra.

Este estudio abarcó un total de 136 pacientes adultos de tamaño estándar, distribuidos entre 50 pacientes del Hospital San Juan de Dios, 54 pacientes del Hospital Clínico de la Universidad de Chile y 32 pacientes de la Clínica Universidad de Chile Quilín. Esto resultó en un total de 270 proyecciones, que incluyeron radiografías de tórax (PA y lateral) y columna lumbar (AP y lateral). La recolección de las variables de interés fue llevada a cabo por los investigadores en el periodo entre octubre y noviembre de 2023. En la tabla 7 se detalla el número de radiografías realizadas, junto con la frecuencia porcentual del total de exámenes realizados por cada centro.

Tabla 7. Cantidad de radiografías de tórax y columna lumbar realizadas en el HSJD, el HCUCH y la Clínica Quilín, 2023.

Centro	Proyección				Total	FP (%)
	Tórax PA	Tórax LAT	Columna lumbar AP	Columna lumbar LAT		
HSJD	40	40	10	10	100	37,04
HCUCH	41	41	11	13	106	39,26
Clínica Quilín	22	22	10	10	64	23,70
Total	103	103	31	33	270	100%

FP (%): frecuencia porcentual.

En términos generales, las solicitudes de exámenes incluyeron proyecciones en dos vistas para cada paciente (PA o AP y lateral), a excepción de dos casos donde solo se requirió de la proyección de columna lumbar lateral (HCUCH). De las 270 proyecciones, 100 (37,04%)

se llevaron a cabo en el HSJD, 106 (39,26%) en el HCUCH y 64 (23,70%) en la Clínica Universidad de Chile Quilín. La menor proporción de proyecciones realizadas en la Clínica Quilín se debe a que se recolectaron datos de la única sala de examen disponible en este centro, mientras que para el HSJD y el HCUCH se obtuvo información de dos salas. La tabla 8 resume la frecuencia total de exámenes, junto con estimadores estadísticos de la edad de los pacientes para cada proyección en los tres centros asistenciales abordados en esta investigación.

Tabla 8. Distribución según proyección y estadística descriptiva de la edad de pacientes expuestos a radiografías de tórax y columna lumbar en el HSJD, el HCUCH, y la Clínica Universidad de Chile Quilín durante octubre y noviembre de 2023.

Proyección	N	FP (%)	Edad					
			Mín.	Máx.	Media	Mediana	DE	RIQ
Tórax PA	103	38,15	18	75	55,70	58	14,77	21
Tórax LAT	103	38,15	18	75	55,70	58	14,77	21
Lumbar AP	31	11,48	26	75	56,50	60	17,35	30,50
Lumbar LAT	33	12,22	26	75	58,10	62	16,34	28
Total	270	100	18	75	56,30	59	15,14	22,25

N: número de exámenes; FP (%): frecuencia porcentual; Mín.: valor mínimo; Máx.: valor máximo; DE: desviación estándar; RIQ: rango intercuartílico.

De las cuatro proyecciones evaluadas, 103 (38,15%) correspondieron a tórax posteroanterior, 103 (38,15%) a tórax lateral, 31 (11,48%) a columna lumbar anteroposterior y 33 (12,22%) a columna lumbar lateral. Se observó que los exámenes radiológicos realizados con mayor frecuencia fueron las proyecciones de tórax PA y lateral, representando el 76,30% de los estudios realizados. La gran diferencia en la frecuencia de las proyecciones de tórax respecto a las de columna lumbar se debe a la baja afluencia de pacientes en los tres centros seleccionados para el periodo de recolección de datos. Las edades mínimas, máximas y la mediana de todo el grupo de estudio fueron de 18, 75 y 59 años, respectivamente, con un valor de rango intercuartílico de 22,25 años.

7.3. Parámetros de exposición.

Para obtener cada una de las proyecciones relevantes en esta investigación, los tecnólogos médicos ajustaban los factores de exposición de acuerdo con las características anatómicas de los pacientes, el protocolo específico de cada centro, y la experiencia del profesional encargado de realizar el examen. Los parámetros utilizados para adquirir las radiografías seleccionadas en los tres centros se presentan en las tablas 9 a 20, donde se incluyen medidas estadísticas como el mínimo, el máximo, los percentiles, la mediana, y los rangos intercuartílicos de cada factor de exposición.

Es importante tener en consideración que mientras que en el HSJD y la Clínica Universidad de Chile Quilín se utilizó el Control Automático de Exposición (CAE) para dar término al disparo radiográfico, en el HCUCH eran los operadores quienes seleccionaron el valor de mAs para adquirir cada proyección.

Tabla 9. Medidas estadísticas descriptivas para los factores de exposición utilizados en proyecciones de tórax PA en el Hospital San Juan de Dios, 2023.

Variable	N	Mín.	Máx.	P25	P50	P75	Media	DE	RIQ
Tensión de tubo (kVp)	40	110	110	110	110	110	110	0	0
Carga en el tiempo (mAs)	40	1,1	9,3	2,35	3,85	5,85	4,24	2,30	3,50
Distancia foco-piel (cm)	40	145	161	151	153	155,25	153,15	3,32	4,25
Distancia foco-detector (cm)	40	180	183	180	183	183	181,80	1,49	3
Grosor paciente (cm)	40	17	31	22	25	27,05	24,66	3,46	5,05
Campo longitudinal (cm)	40	43	43	43	43	43	43	0	0
Campo transversal (cm)	40	43	43	43	43	43	43	0	0

N: número de datos recolectados; Min: valor mínimo; Max: valor máximo; P50: mediana; DE: desviación estándar; RIQ: rango intercuartílico.

Tabla 10. Medidas estadísticas descriptivas para los factores de exposición utilizados en proyecciones de tórax lateral en el Hospital San Juan de Dios, 2023.

Variable	N	Mín.	Máy.	P25	P50	P75	Media	DE	RIQ
Tensión de tubo (kVp)	40	120	120	120	120	120	120	0	0
Carga en el tiempo (mAs)	40	2,5	25,2	8,18	11,25	18,93	13,09	6,86	10,75
Distancia foco-piel (cm)	40	131	147	137,75	139,25	142,25	139,77	3,77	4,5
Distancia foco-detector (cm)	40	180	183	180	183	183	181,80	1,49	3
Grosor paciente (cm)	40	31	48	35	38	41	38,03	3,98	6
Campo longitudinal (cm)	40	43	43	43	43	43	43	0	0
Campo transversal (cm)	40	43	43	43	43	43	43	0	0

Tabla 11. Medidas estadísticas descriptivas para factores de exposición utilizados en proyecciones de columna lumbar AP en el Hospital San Juan de Dios, 2023.

Variable	N	Mín.	Máy.	P25	P50	P75	Media	DE	RIQ
Tensión de tubo (kVp)	10	75	75	75	75	75	75	0	0
Carga en el tiempo (mAs)	10	37,5	122,9	51,98	54,1	69,28	63,26	24,12	17,30
Distancia foco-piel (cm)	10	65	80	66,25	67,4	70	69,58	5,15	3,75
Distancia foco-detector (cm)	10	100	110	100	100	103	102,3	3,56	3
Grosor paciente (cm)	10	22,5	29	26	26,1	27,38	26,12	2,04	1,38
Campo longitudinal (cm)	10	43	43	43	43	43	43	0	0
Campo transversal (cm)	10	30	43	35	35	43	37,2	5,35	8

Tabla 12. Medidas estadísticas descriptivas para los factores de exposición utilizados en proyecciones de columna lumbar lateral en el Hospital San Juan de Dios, 2023.

Variable	N	Mín.	Máx.	P25	P50	P75	Media	DE	RIQ
Tensión de tubo (kVp)	10	80	90	85	85	85	85	2,36	0
Carga en el tiempo (mAs)	10	23,5	99,2	42,28	79,6	96,88	69,35	31,74	54,60
Distancia foco-piel (cm)	10	55	74	60,5	63	63	63,45	5,64	2,5
Distancia foco-detector (cm)	10	100	110	100	100,5	103	102,4	3,50	3
Grosor paciente (cm)	10	26	38	31	32	33,38	32,25	3,31	2,38
Campo longitudinal (cm)	10	43	43	43	43	43	43	0	0
Campo transversal (cm)	10	35	35	35	35	35	35	0	0

Tabla 13. Medidas estadísticas descriptivas para los factores de exposición utilizados en proyecciones de tórax PA en el Hospital Clínico de la Universidad de Chile, 2023.

Variable	N	Mín.	Máx.	P25	P50	P75	Media	DE	RIQ
Tensión de tubo (kVp)	41	133	133	133	133	133	133	0	0
Carga en el tiempo (mAs)	41	0,8	7,2	3,20	4	4,4	3,76	1,19	1,20
Distancia foco-piel (cm)	41	151	187	156	159	161	161,22	8,58	5
Distancia foco-detector (cm)	41	179	211	180	180	180	183,59	7,98	0
Grosor paciente (cm)	41	16	27	19	21	24	21,41	2,92	5
Campo longitudinal (cm)	41	35	35	35	35	35	35	0	0
Campo transversal (cm)	41	43	43	43	43	43	43	0	0

Tabla 14. Medidas estadísticas descriptivas para los factores de exposición utilizados en proyecciones de tórax lateral en el Hospital Clínico de la Universidad de Chile, 2023.

Variable	N	Mín.	Máx.	P25	P50	P75	Media	DE	RIQ
Tensión de tubo (kVp)	41	133	133	133	133	133	133	0	0
Carga en el tiempo (mAs)	41	4,4	18	6,40	8	10	8,52	3,00	3,60
Distancia foco-piel (cm)	41	136	176	146	148	152	150,59	8,98	6
Distancia foco-detector (cm)	41	179	211	180	180	181	183,90	8,09	1
Grosor paciente (cm)	41	26	44	31	32	34	32,37	3,10	3
Campo longitudinal (cm)	41	43	43	43	43	43	43	0	0
Campo transversal (cm)	41	35	35	35	35	35	35	0	0

Tabla 15. Medidas estadísticas descriptivas para los factores de exposición utilizados en proyecciones de columna lumbar AP en el Hospital Clínico de la Universidad de Chile, 2023.

Variable	N	Mín.	Máx.	P25	P50	P75	Media	DE	RIQ
Tensión de tubo (kVp)	11	70	82	74,5	78	80	76,64	3,93	5,5
Carga en el tiempo (mAs)	11	20	63	33,60	35,28	47,6	39,81	11,71	14,00
Distancia foco-piel (cm)	11	73	96	75,5	85	94	84,45	9,56	18,5
Distancia foco-detector (cm)	11	97	122	101	108	115	108	8,23	14
Grosor paciente (cm)	11	17	25	19,5	21	22,5	21,09	2,51	3
Campo longitudinal (cm)	11	36,8	43	43	43	43	42,44	1,87	0
Campo transversal (cm)	11	21	30	21,5	23	27,3	24,36	3,22	5,80

Tabla 16. Medidas estadísticas descriptivas para los factores de exposición utilizados en proyecciones de columna lumbar lateral en el Hospital Clínico de la Universidad de Chile, 2023.

Variable	N	Mín.	Máx.	P25	P50	P75	Media	DE	RIQ
Tensión de tubo (kVp)	13	84	92	85	85	90	87,08	3,28	5
Carga en el tiempo (mAs)	13	50,4	100,8	63,00	69,3	69,3	69,15	11,71	6,30
Distancia foco-piel (cm)	13	66	89	70	76	86	76,54	8,47	16
Distancia foco-detector (cm)	13	97	122	101	112	115	109,54	8,44	14
Grosor paciente (cm)	13	26	40	28	29	31	30,46	4,12	3
Campo longitudinal (cm)	13	38	43	43	43	43	42,23	1,88	0
Campo transversal (cm)	13	21,5	35	24,1	26,6	30	27,67	4,78	5,90

Tabla 17. Medidas estadísticas descriptivas para los factores de exposición utilizados en proyecciones de tórax PA en la Clínica Universidad de Chile Quilín, 2023.

Variable	N	Mín.	Máx.	P25	P50	P75	Media	DE	RIQ
Tensión de tubo (kVp)	22	130	130	130	130	130	130	0	0
Carga en el tiempo (mAs)	22	0,89	3,98	1,23	1,52	1,79	1,68	0,71	0,56
Distancia foco-piel (cm)	22	146	159	149,25	152	155	151,95	3,59	5,75
Distancia foco-detector (cm)	22	180	180	180	180	180	180	0	0
Grosor paciente (cm)	22	16	29	20	23	25,75	23,05	3,59	5,75
Campo longitudinal (cm)	22	43	43	43	43	43	43	0	0
Campo transversal (cm)	22	43	43	43	43	43	43	0	0

Tabla 18. Medidas estadísticas descriptivas para los factores de exposición utilizados en proyecciones de tórax lateral en la Clínica Universidad de Chile Quilín, 2023.

Variable	N	Mín.	Máx.	P25	P50	P75	Media	DE	RIQ
Tensión de tubo (kVp)	22	130	130	130	130	130	130	0	0
Carga en el tiempo (mAs)	22	2,33	16,6	4,43	7,41	10,54	8,29	4,38	6,11
Distancia foco-piel (cm)	22	133	165	137,25	141,5	144	141,45	6,52	6,75
Distancia foco-detector (cm)	22	180	205	180	180	180	181,14	5	0
Grosor paciente (cm)	22	29	42	31	34,5	37,75	34,68	3,85	6,75
Campo longitudinal (cm)	22	43	43	43	43	43	43	0	0
Campo transversal (cm)	22	43	43	43	43	43	43	0	0

Tabla 19. Medidas estadísticas descriptivas para los factores de exposición utilizados en proyecciones de columna lumbar AP en la Clínica Universidad de Chile Quilín, 2023.

Variable	N	Mín.	Máx.	P25	P50	P75	Media	DE	RIQ
Tensión de tubo (kVp)	10	70	70	70	70	70	70	0	0
Carga en el tiempo (mAs)	10	16,72	204,62	32,82	55,67	68,56	66,41	54,41	35,74
Distancia foco-piel (cm)	10	76	99	77	79	81,5	80,90	6,89	4,5
Distancia foco-detector (cm)	10	100	140	110	110	110	112	10,33	0
Grosor paciente (cm)	10	17	36	23,5	26,5	28,75	26,10	5,20	5,25
Campo longitudinal (cm)	10	30	45	30,75	40,5	43	37,90	6,47	12,25
Campo transversal (cm)	10	24	35	24,25	27	30	28	4,11	6

Tabla 20. Medidas estadísticas descriptivas para factores de exposición utilizados en proyecciones de columna lumbar lateral en la Clínica Universidad de Chile Quilín, 2023.

Variable	N	Mín.	Máx.	P25	P50	P75	Media	DE	RIQ
Tensión de tubo (kVp)	10	80	87	80	80	80	81	2,57	0
Carga en el tiempo (mAs)	10	19,14	203,62	46,04	51,79	74,99	67,92	51,23	28,95
Distancia foco-piel (cm)	10	65	95	69,25	71	77,25	74,30	8,55	8
Distancia foco-detector (cm)	10	100	140	110	110	110	112,00	10,33	0
Grosor paciente (cm)	10	25	40	30	34	35,75	32,70	4,60	5,75
Campo longitudinal (cm)	10	30	44	33,25	43	43,75	39,00	6,13	10,5
Campo transversal (cm)	10	22	36	23,5	27,5	31,5	27,80	4,71	8,00

Filtración adicional

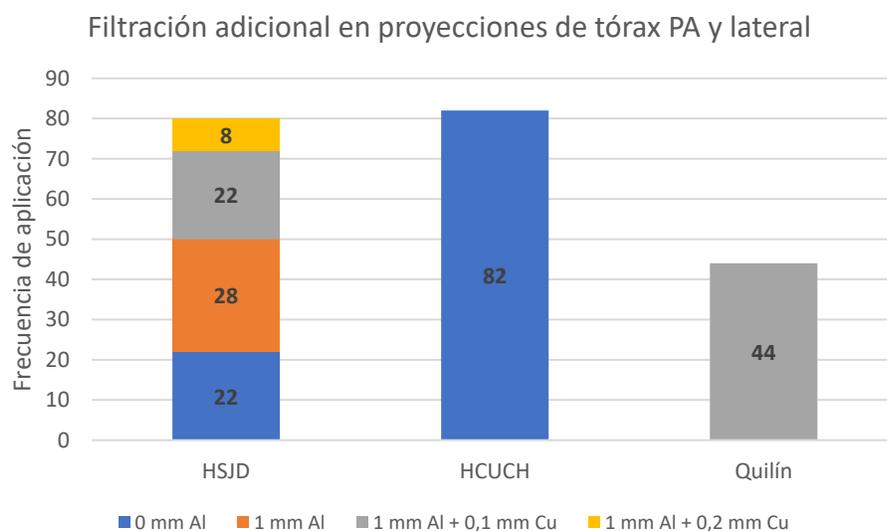
La filtración adicional también se tuvo en consideración como un parámetro utilizado para calcular la dosis de los pacientes y que varió entre los diferentes centros. Los valores de filtración comúnmente utilizados fueron los siguientes: 0 mm de Al, 1 mm de Al, 1 mm de Al + 0,1 mm de Cu y 1 mm de Al + 0,2 mm de Cu. En la tabla 21 se muestra la frecuencia con la que se empleó cada tipo filtración adicional por radiografía y por centro.

Tabla 21. Frecuencia con la que se agregó filtración adicional para adquirir proyecciones de tórax (PA y LAT) y columna lumbar (AP y LAT) en el HSJD, el HCUCH y la Clínica Quilín, 2023.

Proyección	Centro	Filtración adicional				Total
		0 mm Al	1 mm Al	1 mm Al + 0,1 mm Cu	1 mm Al + 0,2 mm Cu	
Tórax PA y LAT	HSJD	22	28	22	8	80
	HCUCH	82	0	0	0	82
	Quilín	0	0	44	0	44
Columna lumbar AP y lateral	HSJD	10	4	6	0	20
	HCUCH	24	0	0	0	24
	Quilín	20	0	0	0	20
Total		158	32	72	8	270

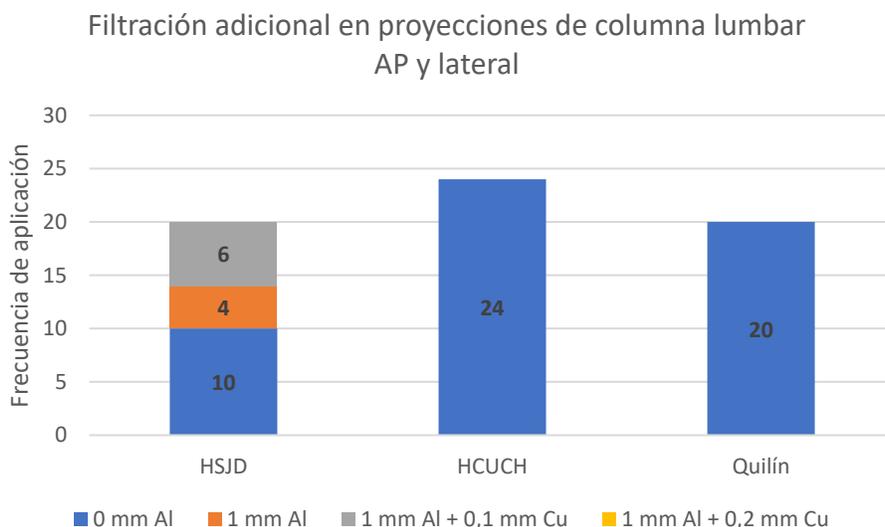
En cuanto a las proyecciones de tórax, se observa que, de un total de 80 radiografías en el HSJD, en 22 no se utilizó filtración adicional; en 28 se empleó un filtro de 1 mm de Al; en 22 se utilizó un filtro de 1 de mm de Al + 0,1 de mm de Cu; y en tan solo 8 de ellas se aplicó un filtro de 1 mm de Al + 0,2 mm de Cu. En el caso del HCUCH, las 82 radiografías realizadas no incluyeron filtración adicional. Por otro lado, en la Clínica Quilín, se aplicó una filtración adicional de 1 mm de Al + 0,1 mm de Cu en las 44 proyecciones de tórax. Esto se ilustra gráficamente en la figura 4.

Figura 4. Comparación de la filtración adicional utilizada en la adquisición de proyecciones de tórax entre el HSJD, el HCUCH, y la Clínica Quilín.



En relación con las proyecciones de columna lumbar, de un total de 20 radiografías en el HSJD, se observa que en 10 de ellas no se utilizó filtración adicional; en 4 se empleó un filtro de 1 mm de Al; y en 6 se aplicó un filtro de 1 mm de Al + 0,1 mm de Cu. Ni en el HCUCH ni en la Clínica Quilín se utilizó filtración adicional para adquirir proyecciones de columna lumbar. Esto se demuestra gráficamente en la figura 5.

Figura 5. Comparación de la filtración adicional utilizada en la adquisición de proyecciones de columna lumbar entre el HSJD, el HCUCH, y la Clínica Quilín.



7.4. Determinación de DRLs.

Los factores de exposición se utilizaron como valores de entrada en la aplicación Xpektrin, previamente calibrada con el valor del rendimiento y el valor de la capa hemirreductora para cada uno de los cinco tubos de rayos X abordados en esta investigación. De esta manera se calculó la dosis recibida por los pacientes en cada proyección, expresada en términos Ka,e . Esta magnitud dosimétrica fue analizada estadísticamente para determinar el valor típico de dosis de cada centro y el DRL local. La tabla 22 presenta un resumen de las medidas estadísticas descriptivas de las dosis obtenidas por cada proyección para el HSJD, el HCUCH, y la Clínica Universidad de Chile Quilín. Las figuras 6 y 7 ilustran gráficamente la distribución de Ka,e en un diagrama de caja (Box Plot) para las proyecciones de tórax y columna lumbar, respectivamente. En los gráficos, la línea segmentada delimita el DRL local estimado para cada proyección.

Es importante recordar que el nivel de referencia para diagnóstico típico, o valor típico de dosis, corresponde al percentil 50 (mediana) de la distribución de dosis de cada institución. Por otro lado, el DRL local se determinó a partir del percentil 75 de la distribución agrupada de las dosis entregadas en los tres centros por cada proyección.

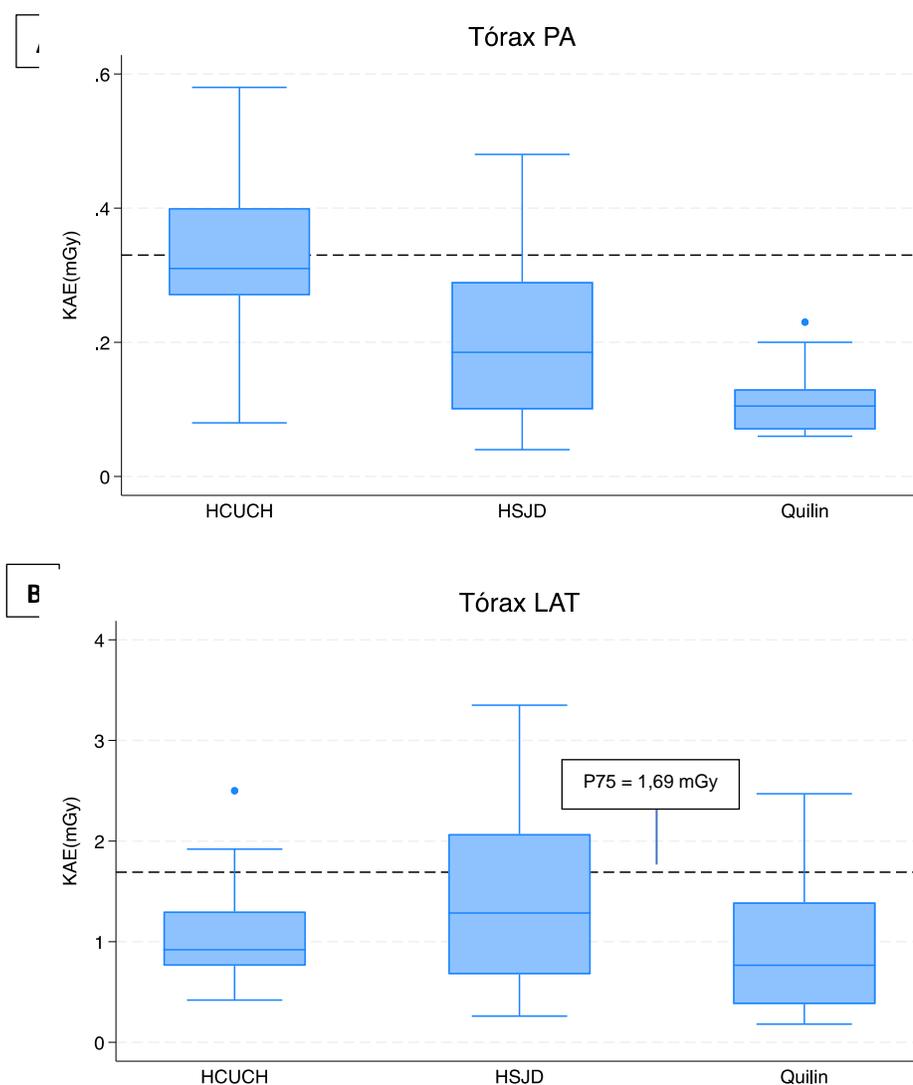
Tabla 22. Medidas estadísticas de la distribución del kerma en aire en la superficie de entrada del paciente (mGy) obtenidas para radiografías de tórax (PA y lateral) y radiografías de columna lumbar (AP y lateral) para cada centro por sí solo y el total, 2023.

Ka,e Tórax PA (mGy)										
Centro	N	Mín.	Máx.	P25	P50	P75	Media	DE	RIQ	Máx./Mín.
HSJD	40	0,04	0,48	0,10	0,18	0,29	0,20	0,12	0,19	12,00
HCUCH	41	0,08	0,58	0,27	0,31	0,40	0,32	0,10	0,13	7,25
Quilín	22	0,06	0,23	0,07	0,10	0,13	0,10	0,04	0,06	3,83
Total	103	0,04	0,58	0,11	0,23	0,33	0,23	0,13	0,22	14,50
Ka,e Tórax lateral (mGy)										
Centro	N	Mín.	Máx.	P25	P50	P75	Media	DE	RIQ	Máx./Mín.
HSJD	40	0,26	3,35	0,67	1,28	2,07	1,44	0,90	1,39	12,88
HCUCH	41	0,42	2,50	0,76	0,92	1,30	1,07	0,44	0,54	5,95
Quilín	22	0,18	2,47	0,38	0,76	1,39	0,97	0,68	1,01	13,72
Total	103	0,18	3,35	0,67	1,04	1,69	1,19	0,72	1,02	18,61
Ka,e Columna Lumbar AP (mGy)										
Centro	N	Mín.	Máx.	P25	P50	P75	Media	DE	RIQ	Máx./Mín.
HSJD	10	2,43	10,37	4,25	6,82	8,40	6,41	2,87	4,15	4,26
HCUCH	11	1,43	5,83	2,88	4,26	5,16	4,00	1,42	2,28	4,07
Quilín	10	1,93	17,88	3,29	7,05	9,28	7,23	4,79	6,53	9,26
Total	31	1,43	17,88	3,22	5,15	8,19	5,82	3,47	4,97	12,50
Ka,e Columna Lumbar lateral (mGy)										
Centro	N	Mín.	Máx.	P25	P50	P75	Media	DE	RIQ	Máx./Mín.
HSJD	10	6,01	37,65	6,28	9,56	22,54	14,02	10,61	16,26	6,26
HCUCH	13	7,62	23,57	11,71	12,83	14,98	13,76	4,42	3,27	3,09
Quilín	10	4,75	37,44	8,01	10,27	19,19	14,12	9,89	11,18	7,88
Total	33	4,75	37,65	8,73	11,71	16,75	13,95	8,16	8,02	7,93

En cuanto a la proyección de tórax PA, la submuestra consistió en 103 radiografías, distribuidas en 40 del HSJD, 41 del HCUCH y 22 de la Clínica Quilín. La dosis más baja registrada fue de 0,04 mGy en el HSJD, y la más alta de 0,58 mGy en el HCUCH. Los valores típicos de dosis calculados para el HSJD, el HCUCH y la Clínica Quilín fueron de 0,18 mGy, 0,31 mGy y 0,10 mGy, respectivamente. Además, el DRL local, correspondiente al percentil 75 de las dosis agrupadas de los tres centros para esta proyección fue de 0,33 mGy, como se muestra en la línea segmentada en la figura 6-A. El RIQ varió entre un valor mínimo de 0,06 mGy para la Clínica Quilín y un valor máximo de 0,19 mGy para el HSJD, mientras que el RIQ de la distribución total fue de 0,22 mGy.

En relación con la proyección de tórax lateral, la submuestra consistió en 103 radiografías, distribuidas en 40 del HSJD, 41 del HCUCH y 22 de la Clínica Quilín. La dosis más baja registrada fue de 0,18 mGy en la Clínica Quilín, y la más alta de 3,35 mGy en el HSJD. Los valores típicos de dosis calculados para el HSJD, el HCUCH y la Clínica Quilín fueron de 1,28 mGy, 0,92 mGy y 0,76 mGy, respectivamente. Además, el DRL local, correspondiente al percentil 75 de las dosis agrupadas de los tres centros para esta proyección fue de 1,69 mGy, como se muestra en la línea segmentada en la figura 6-B. El RIQ varió entre un valor mínimo de 0,54 mGy en el HCUCH y un valor máximo de 1,39 mGy en el HSJD, mientras que el RIQ de la distribución total fue de 1,02 mGy.

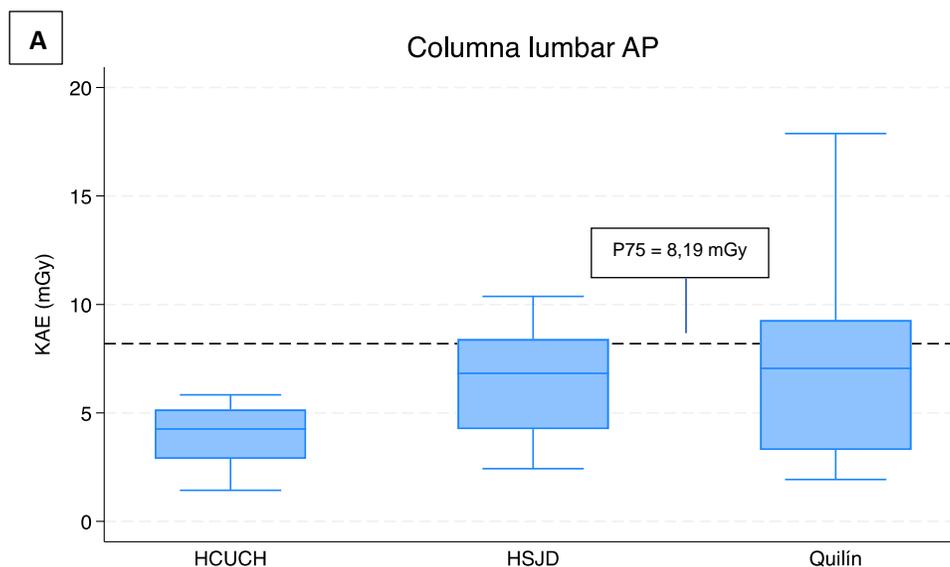
Figura 6. Diagrama box plot comparativo de la distribución de dosis en kerma en aire en la superficie de entrada del paciente en proyecciones de tórax PA (A) y lateral (B) para cada centro por sí solo, 2023.

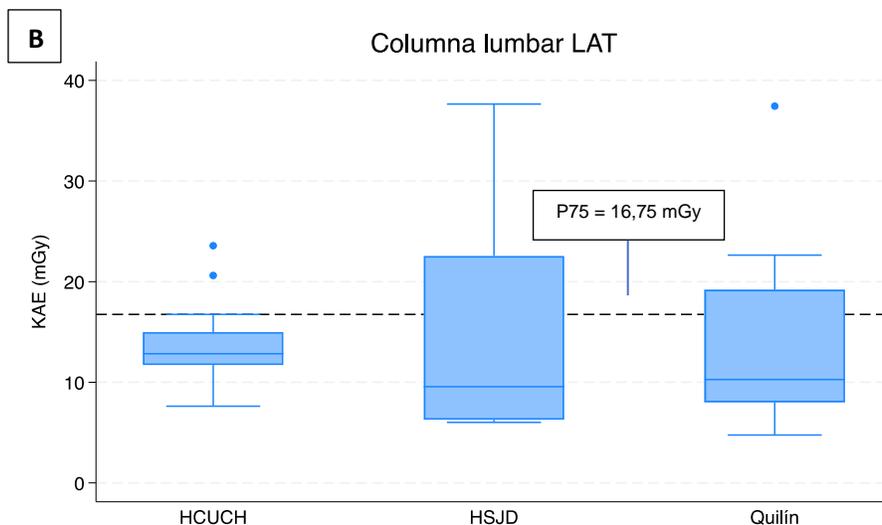


Para la proyección de columna lumbar AP, la submuestra consistió en 31 radiografías, distribuidas en 10 del HSJD, 11 del HCUCH y 10 de la Clínica Quilín. La dosis más baja registrada fue de 1,43 mGy en el HCUCH, y la más alta de 17,88 mGy en la Clínica Quilín. Los valores típicos de dosis calculados para el HSJD, el HCUCH y la Clínica Quilín fueron de 6,82 mGy, 4,26 mGy y 7,05 mGy, respectivamente. Además, el DRL local, correspondiente al percentil 75 de la dosis agrupada de los tres centros para esta proyección fue de 8,19 mGy, como se muestra en la línea segmentada en la figura 7-A. El RIQ varió entre un valor mínimo de 2,28 mGy en el HCUCH y un valor máximo de 6,53 mGy en la Clínica Quilín, mientras que el RIQ de la distribución total fue de 4,97 mGy.

Finalmente, en la proyección de columna lumbar lateral, la submuestra consistió en 33 radiografías, distribuidas en 10 del HSJD, 13 del HCUCH y 10 de la Clínica Quilín. La dosis más baja registrada fue de 4,75 mGy en la Clínica Quilín, y la más alta de 37,65 mGy en el HSJD. Los valores típicos de dosis calculados para el HSJD, el HCUCH y la Clínica Quilín fueron de 9,56 mGy, 12,83 mGy y 10,27 mGy, respectivamente. Además, el DRL local, correspondiente al percentil 75 de la dosis agrupada de los tres centros para esta proyección fue de 16,75 mGy, como se muestra en la línea segmentada en la figura 7-B. El RIQ varió entre un valor mínimo de 3,27 mGy en el HCUCH y un valor máximo de 16,26 mGy en el HSJD, mientras que el RIQ de la distribución total fue de 8,02 mGy.

Figura 7. Diagrama box plot comparativo de la distribución de dosis en kerma en aire en la superficie de entrada del paciente en proyecciones de columna lumbar AP (A) y lateral (B) para cada centro por sí solo, 2023.





Por otro lado, en la tabla 23, a modo de comparación, por cada proyección y centro se presenta el DRL típico y la mediana de la distribución del kVp, el mAs, la distancia entre el foco y la piel del paciente, y el grosor de la región anatómica en estudio.

Tabla 23. Resumen de las medidas estadísticas con respecto al Ka,e y los factores de exposición utilizados en los tres centros sanitarios para las cuatro proyecciones en estudio.

Variable	Centro	Proyección			
		Tórax PA	Tórax LAT	Lumbar AP	Lumbar LAT
Mediana Ka,e (DRL típico)	HSJD	0,18	1,28	6,82	9,56
	HCUCH	0,31	0,92	4,26	12,83
	Clínica Quilín	0,10	0,76	7,05	10,27
Mediana mAs	HSJD	3,85	11,25	54,1	79,6
	HCUCH	4,00	8,00	35,23	69,30
	Clínica Quilín	1,52	7,405	55,67	51,79
Mediana kVp	HSJD	110	120	75	85
	HCUCH	133	133	78	85
	Clínica Quilín	130	130	70	80
Mediana DFP (cm)	HSJD	153,15	139,77	69,58	63,45
	HCUCH	161,22	150,59	84,85	76,54
	Clínica Quilín	151,95	141,45	80,90	74,30
Mediana grosor anatómico (cm)	HSJD	24,66	38,03	26,12	32,35
	HCUCH	21,41	32,37	21,09	30,46
	Clínica Quilín	23,05	34,68	26,10	32,70

7.5. Test de Kruskal – Wallis.

Adicionalmente, se llevó a cabo una prueba de Kruskal – Wallis (test H) para cada una de las cuatro proyecciones con el fin de determinar si el valor de kerma en aire en la superficie de entrada difería en gran medida entre los tres centros involucrados en este estudio. Los resultados de la prueba se presentan en la tabla 24.

Tabla 24. Resultados de la prueba de Kruskal – Wallis para proyecciones de tórax y columna lumbar, 2023.

Centro	Tórax PA	Tórax LAT	Lumbar AP	Lumbar LAT
	n	n	n	n
HSJD	40	40	10	10
HCUCH	41	41	11	13
Quilín	22	22	10	10
$\chi^2(2)$	42,3370	5,2480	3,9300	1,8630
p	0,0001	0,0725	0,1401	0,3939

n: número de proyecciones; $\chi^2(2)$: chi al cuadrado con 2 grados de libertad; p : valor p .

Las hipótesis planteadas, para un nivel de significancia de 0,05 fueron las siguientes:

- Hipótesis nula (H0). Implica que no hay diferencias significativas en las dosis administradas entre los tres centros.
- Hipótesis alternativa (H1). Al menos un centro tiene dosis significativamente diferentes respecto a los demás.

En el caso de la proyección de tórax PA, el *valor p* calculado es inferior que el nivel de significancia establecido ($p < 0,05$). Por lo tanto, existe una diferencia estadísticamente significativa en la mediana del kerma en aire en la superficie de entrada entre los tres centros, lo que lleva al rechazo de la hipótesis nula. Es decir, al menos un centro tendió a administrar dosis considerablemente diferentes respecto a los demás.

Por otro lado, los valores p obtenidos para las proyecciones de tórax lateral, columna lumbar AP y columna lumbar lateral resulta mayor que el nivel de significancia ($p > 0,05$). En consecuencia, no hay diferencias estadísticamente significativas entre los tres centros, y no hay evidencia suficiente para rechazar la hipótesis nula.

8. DISCUSIÓN.

La implementación de los DRLs permite tener un marco de referencia para que los centros puedan comparar las dosis que recibe un grupo de sus pacientes, con las que reciben los usuarios de una localidad o de un país. Esto sería de utilidad como un punto inicial para investigar las causas en situaciones donde aquellas dosis sean superadas sistemáticamente, y aplicar medidas correctivas para mejorar la práctica clínica, siempre que dichas diferencias sean injustificadas (15).

El presente estudio, realizado en el Hospital San Juan de Dios, el Hospital Clínico de la Universidad de Chile, y la Clínica Universidad de Chile Quilín, permitió definir los valores típicos de dosis y el DRL local en proyecciones radiográficas de tórax y columna lumbar utilizando como magnitud dosimétrica el Ka,e .

Una característica distintiva de este proyecto de investigación fue el uso de Xpektrin para el cálculo de las dosis que recibieron los pacientes, conforme a los factores de exposición empleados en cada centro para adquirir los exámenes de interés. Esto implicó que fue necesario realizar una calibración previa para que la aplicación permitiese simular el espectro de rayos X de cada exposición, de acuerdo con las características inherentes de cada tubo evaluado. Aunque la ICRP sugiere la posibilidad de realizar cálculos para poder estimar el ka,e , no hace referencia al uso de simuladores espectrales con este propósito. Por lo tanto, Xpektrin se considera una herramienta complementaria para estimar las dosis en pacientes, especialmente en equipos que carecen de cámaras de transmisión, facilitando la obtención de los DRLs.

8.1. DRLs típicos en radiografías de tórax y columna lumbar.

De acuerdo con la tabla 22, se observa que los tres centros abordados en este estudio muestran variaciones en las dosis administradas y en los DRLs típicos calculados en las cuatro proyecciones radiográficas analizadas.

Según la prueba de Krustal – Wallis (tabla 24), se determinó que existe una diferencia estadísticamente significativa en la mediana de la distribución de las dosis entre los tres centros en la proyección de tórax PA ($p = 0,001$). Esto llevó al rechazo de la hipótesis nula, indicando que al menos un centro tendió a administrar dosis considerablemente diferentes en comparación con los demás para esta radiografía. Esta observación se evidencia al

analizar tanto la tabla 22 como la figura 6-A, donde se destaca que las dosis más altas se registraron en el HCUCH ($p_{50} = 0,31$ mGy), seguidas por el HSJD ($p_{50} = 0,18$ mGy), mientras que las más bajas se encontraron en la Clínica Quilín ($p_{50} = 0,10$ mGy). El DRL típico del HCUCH fue aproximadamente tres veces mayor en comparación con el de la Clínica Quilín.

En el caso de las proyecciones de tórax lateral, columna lumbar AP y columna lumbar lateral, el valor p calculado fue mayor que el nivel de significancia establecido ($p > 0,05$). En consecuencia, a diferencia de lo observado en la proyección de tórax PA, se determinó que no existen diferencias estadísticamente significativas en la mediana de las dosis administradas en los tres centros. En el caso de tórax lateral, se registraron mayores valores de dosis en el HSJD ($p_{50} = 1,28$ mGy), mientras que los más bajos fueron nuevamente en la clínica Quilín ($p_{50} = 0,76$ mGy). Por otro lado, en las proyecciones de columna lumbar, los valores más altos de K_a,e se obtuvieron en la Clínica Quilín ($p_{50} = 7,05$ mGy), y los más bajos en el HCUCH ($p_{50} = 4,26$ mGy). Finalmente, para columna lumbar lateral, los valores más altos de dosis se registraron en el HCUCH ($p_{50} = 12,83$ mGy), y los más bajos en el HSJD ($p_{50} = 9,56$ mGy). Si bien, los DRLs típicos de estas proyecciones difieren entre las tres instituciones, la variación entre estos valores no fue tan pronunciada como en la proyección de tórax PA, lo que respalda la prueba de Kruskal - Wallis.

Evidentemente, es importante señalar que los DRLs típicos son únicos y específicos para cada institución, ya que la exposición de los pacientes se ve influenciada por diversos factores. Por este motivo, los valores típicos de dosis de un grupo de pacientes de un centro deben compararse con una muestra más amplia y representativa (DRL local, nacional o regional), permitiendo identificar escenarios atípicos de exposición, y evaluar si es necesario optimizar la práctica clínica. En este contexto, en las cuatro proyecciones analizadas en este estudio, el DRL típico de los centros no supera el DRL local establecido. Esta comparación se representa gráficamente en las figuras 6 y 7, y se detalla en los resultados presentados en la tabla 22. Este análisis evidencia la reducida probabilidad de sobreexposición de los pacientes en las instituciones, ya que la medida de tendencia central de cada una se sitúa por debajo del percentil 75 de la distribución de las dosis agrupadas de los tres centros.

Por otro lado, aunque los DRLs típicos estén por debajo del DRL local en todos los casos, la institución que haya logrado una distribución de dosis más ajustada habrá alcanzado un mayor grado de optimización, ya que esto se traduce en una menor variabilidad en la dosis

entre pacientes individuales (7). Esta variabilidad se puede caracterizar utilizando el RIQ de los datos de las dosis obtenidas por institución. En este contexto, como se demuestra en la tabla 22, los valores de RIQ del $K_{a,e}$ calculados muestran una gran variabilidad en la dosis administrada a cada paciente, siendo aún más notable en las proyecciones de columna lumbar, tanto en la posición AP como lateral. Los valores más bajos de RIQ varían entre 0,06 mGy en la Clínica Quilín y 0,19 mGy en el HSJD en la proyección de tórax PA, mientras que los valores más altos oscilan entre 3,27 mGy en el HCUCH y 16,26 mGy en el HSJD para proyecciones de columna lumbar lateral. De forma general, el HCUCH demostró una menor dispersión en los valores de dosis administrados, ya que presenta el menor valor de RIQ en las proyecciones de tórax lateral y ambas proyecciones de columna lumbar, lo que de igual manera se ve reflejado en los diagramas de las figuras 6 y 7.

Como se ha señalado, existen varios factores que pueden explicar la variabilidad de las dosis administradas a los pacientes en una misma institución, así como las diferencias en los DRLs típicos obtenidos en los tres centros. Estos incluyen el protocolo y los factores de exposición utilizados en cada institución, las variaciones anatómicas entre los pacientes (en este caso, el grosor de la región anatómica en estudio), la experiencia de los tecnólogos médicos encargados de realizar el examen, y el funcionamiento del equipo de rayos X.

Según se aprecia en las tablas 9 a 20, la variación del kVp, la DFD, y el tamaño de campo dentro de un mismo centro fue mínima en las cuatro proyecciones analizadas (esto se respalda mediante el RIQ y la DE). Por otro lado, se determinó que existen diferencias más significativas en los valores de mAs, especialmente en las proyecciones de columna lumbar. Este parámetro controla la corriente de electrones de cátodo a ánodo en el tubo de rayos X durante un tiempo de exposición determinado, teniendo la capacidad de aumentar proporcionalmente la cantidad de fotones producidos; por lo tanto, tiene un gran impacto en la dosis que recibe el paciente. Como se observa en la tabla 23, los centros que aplicaron valores de mAs más altos también registraron valores típicos de dosis más elevados en comparación con los demás. Por ejemplo, en la proyección de tórax PA, el centro que tuvo el DRL típico más alto fue el HCUCH (0,31 mGy), mientras que el más bajo fue la Clínica Quilín (0,10 mGy), que registran valores de mediana de 4,00 mAs y 1,52 mAs, respectivamente.

Por otro lado, los valores de $K_{a,e}$ obtenidos de los exámenes también pueden verse influenciados por la adición de materiales de filtración. Añadir filtración adicional reduce la intensidad del haz de rayos X mientras aumenta su energía media. Los materiales

empleados tienen una mayor eficiencia de absorción de los rayos X de baja energía en comparación con los de alta energía. Por lo tanto, al incorporar filtración adicional, se reduce la fluencia de fotones que impactan la superficie del paciente, resultando en una reducción en la dosis administrada (27). Si bien el uso de filtración adicional estaba determinado por los protocolos de cada institución, la decisión de añadir o quitar milímetros de material de filtrado recaía en cada tecnólogo médico encargado de la adquisición del estudio. Los materiales utilizados como filtración añadida en los tres centros fueron el aluminio (Al) y el cobre (Cu). Como se detalla en la tabla 21 y en las figuras 4 y 5, el HCUCH no incluyó filtración adicional en ninguna proyección, la Clínica Quilín empleó filtros de 1 mm de Al + 0,1 mm de Cu únicamente en las proyecciones de tórax, mientras que en el HSJD se utilizó filtración de diferentes espesores en la mayoría de las proyecciones realizadas. Este hecho también se refleja en la variabilidad de las dosis administradas a los pacientes, y debido a las notables diferencias que hay en su aplicación en cada institución, este aspecto podría considerarse como una oportunidad potencial de mejora para optimizar la dosis de los usuarios.

Otro factor que influyó significativamente en la variación de las dosis obtenidas fue la Distancia entre el Foco y la Piel del paciente (DFP). Debido a la naturaleza divergente del haz de rayos X, la intensidad de la radiación disminuye a medida que aumenta la distancia; en consecuencia, la dosis que recibe el paciente también se reduce de acuerdo con la ley del inverso al cuadrado (28). Este factor pudo haber contribuido a la variabilidad en la exposición a la radiación de los pacientes para un mismo examen, ya que no es una medición que generalmente se tenga en cuenta en la práctica diaria; en cambio, al realizar una proyección, se presta mayor atención a la Distancia entre el Foco y el Detector de imagen (DFD), la cual se define de acuerdo con el protocolo de cada institución. Así, para una DFD constante, la DFP depende fundamentalmente de la textura del paciente expuesto a la radiación, que, de igual manera, no es una medición que se controle de forma habitual. Por otro lado, de acuerdo con la tabla 23, se puede determinar que los valores más bajos de DFP no siempre se correlacionaron con los centros que presentaban el mayor valor de DRL típico. Esto se debe a que las dosis administradas finalmente dependen de múltiples factores.

La variabilidad del grosor del paciente también afectó de gran manera en las 4 proyecciones. En regiones corporales como el tórax o el abdomen, los pacientes suelen presentar una mayor variabilidad en sus dimensiones en comparación a estructuras más

pequeñas, como las extremidades. Por ende, los exámenes realizados en estas áreas son más complejos de estandarizar, ya que la atenuación del haz de rayos X puede variar significativamente de acuerdo con la región anatómica expuesta (27). En pacientes de mayor contextura, existe una tendencia a aumentar los parámetros de exposición utilizados (kVp, mAs) para compensar la atenuación diferencial de los tejidos y asegurar la calidad diagnóstica de las imágenes resultantes. Además, es conocido que el grosor de la región anatómica en estudio afecta a la dosis absorbida por los pacientes, principalmente debido al aumento en la cantidad de fotones retro dispersados (20), al igual que cuando se aumenta el tamaño de campo. La variación en los parámetros de exposición sumado a la variación del factor de retrodispersión explica en parte, la dispersión que se genera en las dosis entre los diferentes departamentos de radiología o incluso, dentro de un mismo centro. De acuerdo con esta lógica, la menor dosis de radiación administrada en las proyecciones AP/PA en comparación con las proyecciones laterales, también se puede atribuir al menor espesor de la región anatómica estudiada en las proyecciones AP/PA. Se podría trabajar con una estandarización del grosor de los pacientes para generar un cálculo del DRL ajustado a la talla de los pacientes de cada centro pero es una distinción que escapa a lo que busca este estudio como un acercamiento a la creación de estos DRLs en cada centro.

Es importante tener en cuenta que, según el tipo de examen realizado, pueden existir variaciones en la densidad y el coeficiente de atenuación de los tejidos que el haz de radiación debe atravesar antes de alcanzar al detector de imagen. En el caso de las proyecciones de tórax, que se centran en la evaluación de los pulmones, estos se comportan de manera similar al aire en cuanto a su interacción con los fotones de rayos X, presentando una atenuación muy baja. Esto permite utilizar valores de mAs más bajos en comparación con los empleados en proyecciones de columna lumbar para obtener una calidad de imagen óptima. Como se observa en las tablas 9 a 20, en el HSJD y la Clínica Quilín, donde se utilizó CAE para finalizar el disparo radiográfico, los valores de mAs tendieron a variar más en comparación a los utilizados en el HCUCH, donde este parámetro fue seleccionado de acuerdo con el protocolo de la institución, y la experiencia del tecnólogo encargado de realizar el estudio. Esto se ve reflejado en el valor del RIQ calculado para el mAs en cada proyección, pero fundamentalmente en las radiografías de columna lumbar, donde tanto el mAs como las dosis tendieron a tener una mayor dispersión. La optimización de la práctica en estas proyecciones por parte del tecnólogo médico es fundamental, ya que a pesar de la necesidad de utilizar factores de exposición elevados que permitan obtener imágenes diagnósticas, es crucial que estos sean adecuados para evitar la

sobreexposición de los pacientes. En este aspecto, el criterio del tecnólogo médico desempeña un papel fundamental, especialmente cuando no se utiliza el CAE, ya que la experiencia y capacidad del operador para poder utilizar la técnica apropiada tiene una influencia considerable en la dosis del paciente.

Finalmente, el rendimiento de los tubos de rayos X analizados también tiene influencia sobre las dosis obtenidas (29). En la tabla 5, se pueden observar diferencias en el rendimiento de los cinco equipos, destacándose especialmente en la Clínica Quilín en comparación con las otras dos instituciones. Dado que Xpektrin fue calibrada en función de este parámetro, su influencia también se refleja en las dosis calculadas. Sin embargo, considerando que todos los equipos se encontraron operando dentro de las tolerancias establecidas por las guías internacionales del OIEA y la SEFM (24, 25), se demostró que el rendimiento de los equipos era clínicamente aceptable.

8.2. Recomendaciones a centros participantes.

En los centros estudiados, se observó una variación en los DRLs típicos, los cuales, a pesar de encontrarse dentro de los valores aceptables en comparación con el DRL local, aún podrían ser optimizados. Entre las variables que influyeron en la dispersión de las dosis de los pacientes, los parámetros de exposición son los más fáciles de evaluar y corregir para lograr un mayor grado de optimización a corto plazo (30). De acuerdo con las observaciones detalladas en las tablas 9 a 20, es recomendable utilizar los valores de RIQ para ajustar los factores de exposición utilizados en cada institución (27). Como se ha mencionado previamente, un valor de RIQ más alto implica una mayor dispersión en los factores de exposición utilizados, lo que a su vez introduce una mayor variación en la dosis administrada a los pacientes. En general, se observó que los parámetros de exposición y los factores geométricos con menor variación dentro de las instituciones fueron el kVp, la DFD y el tamaño de campo. En contraste, se encontró una mayor dispersión en los valores de mAs y la distancia foco-piel, especialmente en las proyecciones de columna lumbar.

Si bien, la selección de los parámetros de exposición depende del tipo de paciente y el examen a realizar, de forma general se debe considerar que valores más bajos de mAs permiten reducir la dosis a los pacientes. De igual manera, el aumento de la DFP posibilita la reducción de la dosis de acuerdo con la ley del inverso al cuadrado de la distancia, especialmente en pacientes de mayores dimensiones, donde aumentar la distancia del equipo permite disminuir la dosis total administrada. La estandarización de estos factores

de acuerdo con un paciente tipo reduciría su dispersión, al mismo tiempo que permite homogeneizar las dosis entregadas en un examen.

Por otro lado, en las proyecciones de tórax, se observó una tendencia a utilizar la apertura máxima del tamaño de campo (43 x 43 cm. o 35 x 43 cm.). Es importante considerar que la colimación debe ser ajustada para evitar la entrega de dosis en estructuras donde no esté justificado y para reducir la radiación dispersa; sin embargo, también es esencial que sea lo suficientemente amplia para prevenir errores que puedan requerir proyecciones adicionales (30).

Adicionalmente, se recomienda considerar el uso de la filtración adicional para reducir la radiación de baja energía en exposiciones con kVp alto (27), como en el caso de las proyecciones de tórax. El hecho de que no se haya observado una sistematización en el empleo de la filtración podría haber influido significativamente en las diferencias de las dosis registradas en el HCUCH en comparación con el HSJD y la Clínica Quilín, especialmente en la proyección de tórax PA, según indicó el test de Krustal – Wallis. De esta manera, es recomendable estandarizar el uso de filtros en estas proyecciones, con el propósito de disminuir la radiación de baja energía.

La evaluación de la experiencia y el rendimiento de los profesionales a cargo de los exámenes puede resultar más compleja, ya que en este contexto influyen factores como los conocimientos previos, habilidades adquiridas y su formación profesional (29). Es importante que cada institución cuente con protocolos escritos para orientar al personal sobre los procedimientos necesarios para llevar a cabo los exámenes, incluyendo los parámetros geométricos y factores de exposición utilizados de forma rutinaria en un paciente estándar. Además, se debe brindar formación continua con el fin de fomentar la reducción en la variación de las dosis siempre que sea posible, sin comprometer la información diagnóstica de las imágenes resultantes.

Es recomendable utilizar el CAE siempre que sea posible para lograr una exposición consistente del receptor de imagen independiente de la densidad de los tejidos o el tamaño del paciente, permitiendo minimizar el riesgo de sobreexposición.

Es importante tener en cuenta que el proceso de optimización debe equilibrar la calidad de la imagen con la dosis del paciente. En caso de realizar cambios en el protocolo de un examen, es fundamental mantener la calidad diagnóstica de los exámenes, al mismo tiempo que se reduce la exposición de los usuarios. En caso de realizar algún cambio en el

protocolo de un examen, es fundamental determinar nuevamente el DRL típico de un centro, con el objetivo de evaluar si dicha modificación permite optimizar la dosis de los pacientes.

8.3. Comparación de DRLs internacionales con la investigación actual.

En el presente estudio el DRL local fue determinado a partir del percentil 75 de la dosis agrupada de los tres centros para cada proyección. Como se ha señalado, este valor se comparó con los niveles típicos de dosis de todos los centros en las figuras 6 y 7, demostrando que, a pesar de las diferencias en las dosis administradas en cada proyección en las tres instituciones, todas están se encuentran por debajo del DRL local.

Adicionalmente, el DRL local se comparó con los valores propuestos por organismos y estudios multicéntricos internacionales, incluyendo los DRLs de Brasil (31), Italia (32), Irán (33), una investigación organizada por la Comisión Europea (34), y el TECDOC-1946 coordinado en América Latina por el OIEA y el ARCAL (15) donde existió la participación de Chile. Es importante señalar que los DRLs son valores de referencia por definición, y no pueden ser usados por diferentes instituciones a los que son creados, ya que dependen de múltiples factores intrínsecos a las salas y equipos de rayos X de los que fueron obtenidos, además de la demografía de los pacientes de cada centro hospitalario y las diferentes técnicas radiológicas de los tecnólogos médicos encargados.

Tabla 25. Comparación de los niveles de referencia para diagnóstico (expresados en Ka,e) propuestos por organismos y estudios internacionales.

Estudio	DRL (mGy)			
	Tórax PA	Tórax LAT	Lumbar AP	Lumbar LAT
Este estudio	0,33	1,69	8,19	16,75
Chile – OIEA (2010)	0,44	-	16,37	32,22
Brasil (2009)	0,35	0,96	6,60	16,20
Italia (2021)	0,30	1,00	6,00	15,00
Irán (2023)	0,48	1,12	4,16	8,81
Comisión Europea (2021)	0,30	1,10	7,40	16,00

Figura 8. Gráfico de barras comparativo del DRL local obtenido para proyecciones de tórax (PA y lateral) del presente estudio, y los valores de DRL publicados por estudios multicéntricos internacionales

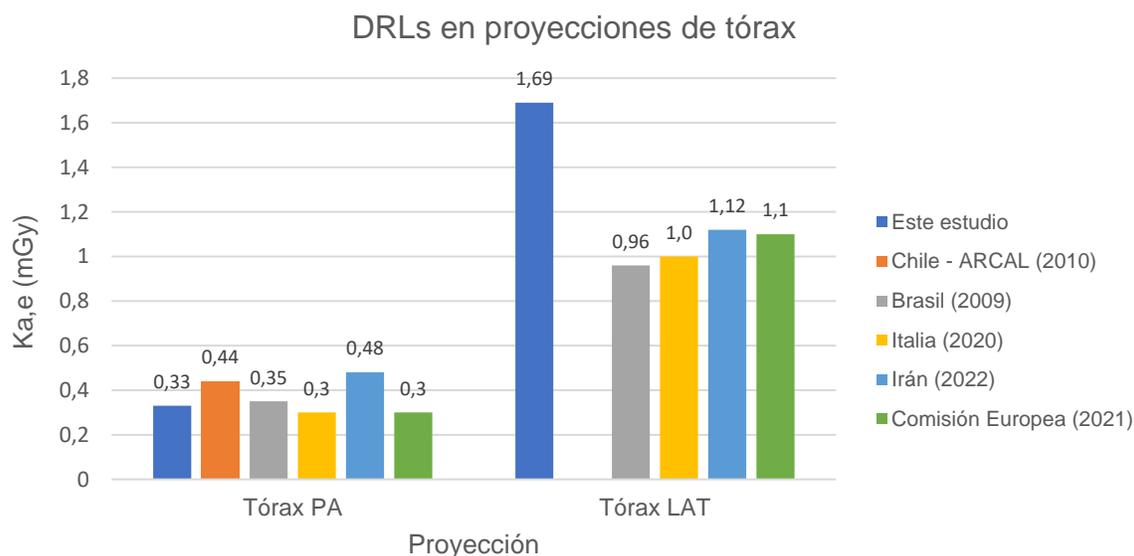
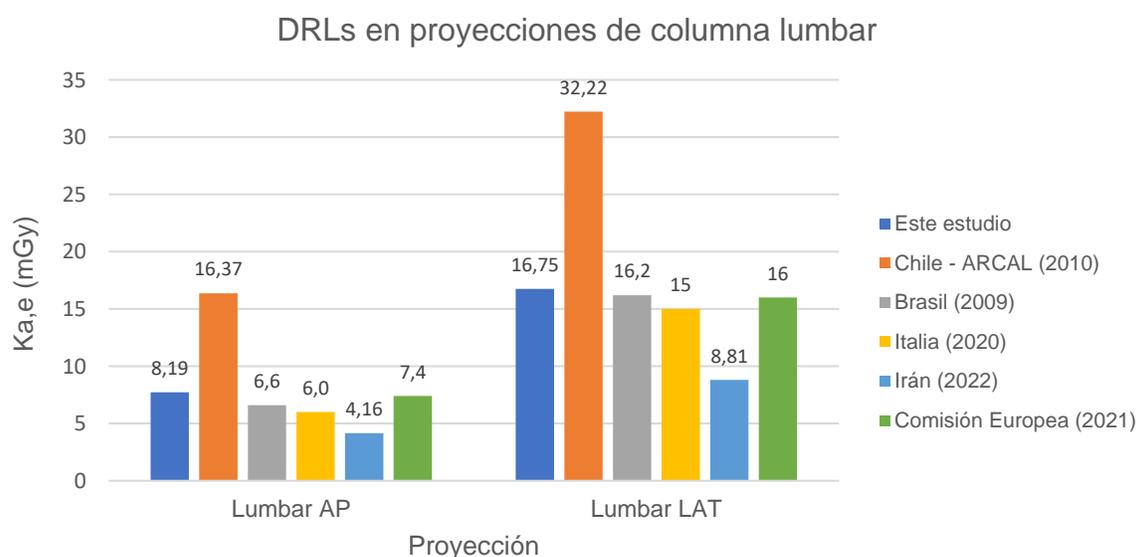


Figura 9. Gráfico de barras comparativo del DRL local obtenido para proyecciones de columna lumbar (AP y lateral) del presente estudio, y los valores de DRL publicados por estudios multicéntricos internacionales.



De acuerdo con la tabla 25 y las figuras 8 y 9, es posible determinar que los DRLs locales de este estudio muestran una clara disminución en comparación a los obtenidos previamente en Chile por el OIEA en el 2010. Se observa una reducción del 25% en tórax PA, 52,7% en Columna Lumbar AP y 48% en Columna Lumbar Lateral. Está marcada diferencia en los porcentajes, especialmente en las proyecciones de columna lumbar, puede atribuirse tanto a la variación en la cantidad de pacientes participantes en ambos estudios (119 en el año 2010 y 30 en este estudio) como a una posible mejora en la optimización de la técnica empleada por los tecnólogos médicos. En el TECDOC – 1946 se concluyó que los valores de dosis elevados en Chile se debían a la transición desde la tecnología convencional a la digital, así como a la necesidad de entrenamiento del personal para reducir la dosis en estos sistemas. Los resultados obtenidos en el presente estudio sugieren un avance positivo en lo que respecta a la optimización de la protección radiológica en radiología general.

Por otro lado, en comparación con estudios internacionales, los DRLs para la proyección de tórax PA son bastante similares a los de esta investigación, ubicándose ligeramente por debajo del DRL obtenido en Italia y el propuesto por la Comisión Europea. Por otro lado, el DRL local obtenido para la proyección de tórax lateral es considerablemente superior a los valores internacionales, siendo aproximadamente un 50% mayor que la mayoría de los países. Este hallazgo destaca la necesidad de llevar a cabo una optimización de la práctica en cuanto a las dosis que son administradas en esta radiografía. Tal como se describió anteriormente, esto podría lograrse mediante la modificación de los parámetros de exposición, la acotación del área de campo irradiada o a través de una aplicación adecuada de la filtración adicional, de forma de lograr reducir y homogenizar la dosis entregada.

Los DRLs para Columna lumbar (AP y lateral) muestran valores ligeramente más altos en comparación con los otros estudios, lo cual podría estar relacionado con la variación del paciente tipo de cada investigación, los parámetros de exposición utilizados y con el número de proyecciones tomadas como muestra en este estudio.

Finalmente, es importante recalcar que la optimización no va directamente relacionada con la disminución de dosis, por el contrario, se debe priorizar la evaluación clínica de la calidad de la imagen a favor del diagnóstico (5), cuando la calidad de imagen es inadecuada para el propósito clínico debe repetirse, lo que lleva a radiación adicional para el paciente. Por lo que es recomendable que en futuras investigaciones se evalúe la calidad de imagen como parte integral del proceso de optimización.

8.4. Limitaciones.

En relación con el tamaño muestral, la ICRP recomienda la incorporación de veinte pacientes para un examen específico por institución. Sin embargo, debido al periodo de recolección de datos y la afluencia de pacientes de los centros seleccionados, especialmente en lo que respecta a las proyecciones de columna lumbar, se decidió seleccionar como mínimo a diez pacientes para cada proyección radiográfica por instalación con el fin de evitar errores estadísticos debido a una muestra reducida, tal como sugieren las recientes directrices de la comisión Europea en su publicación “Radiation Protection No. 185” (2018) (6) y el OIEA en el documento “Safety Reports Series No. 112” (2023) (7).

Aunque en las proyecciones de tórax no hubo dificultades para recopilar una muestra que incluso superó a los veinte pacientes, en las proyecciones de columna lumbar se logró obtener la muestra mínima de diez pacientes, a pesar de extender el plazo de recolección de datos en los centros asistenciales. Esto podría haber introducido un sesgo en los resultados propuestos en estas radiografías debido a la falta de representatividad en términos de la cantidad de pacientes considerados.

Previo a este punto, se encontraron dificultades en la búsqueda de centros dispuestos a colaborar en la investigación, lo que condujo a un cambio en el objetivo general del estudio. Inicialmente, se tenía la intención de determinar el DRL local, considerando múltiples centros y salas de rayos X, según lo establece la ICRP. Sin embargo, debido a las limitaciones encontradas, el enfoque se ajustó para determinar el DRL típico o los niveles típicos de dosis de los tres centros abordados en la investigación.

En este estudio, el DRL local se determinó siguiendo las pautas establecidas por la Comisión Europea (6), que sugiere que cuando se considera un grupo reducido de centros de salud (2 – 4), es apropiado utilizar el percentil 75 de la distribución agrupada de las dosis entregadas a los pacientes en cada departamento. De esta manera, la información proporcionada por esta investigación pudo ser comparada con referencias internacionales, contribuyendo a una evaluación más integral de los resultados, y aportando un estándar de comparación para otros centros de la región metropolitana y del país, especialmente considerando que aún no se ha establecido un DRL nacional.

9. CONCLUSIÓN.

Los niveles de referencia para diagnóstico son una herramienta utilizada para conocer la dosis de radiación administrada a un grupo de pacientes en un determinado examen, siendo fundamentales en los procesos de optimización de la práctica clínica, ya que buscan reducir la dosis tanto como sea razonablemente alcanzable sin comprometer la información diagnóstica de las imágenes resultantes. En este contexto, es importante destacar que Chile se encuentra en desventaja en comparación con las normas internacionales, ya que se carece de un marco legal de seguridad radiológica actualizado, que regule y promueva la implementación de los DRLs.

El presente estudio ofrece una visión actualizada sobre los DRL en radiología general a nivel nacional, proponiendo valores típicos de dosis para tres centros de la Región Metropolitana de Santiago de Chile, y determinando el DRL local para proyecciones de tórax y columna lumbar, actualizando los valores proporcionados por el OIEA en el TECDOC - 1946 (2010).

Los controles de calidad desempeñaron una parte fundamental en la investigación, ya que permitieron garantizar que los cinco equipos analizados operaran de manera óptima para la estimación de las dosis. Además, resultaron útiles para comparar las diferencias entre los tubos de rayos X de las instituciones. Todos los equipos se encontraban operando dentro de los límites de tolerancia establecidos por las guías internacionales.

Xpektrin fue utilizada como una herramienta de apoyo para la determinación de magnitudes dosimétricas de pacientes individuales, basándose en los parámetros de exposición utilizados en cada proyección. Luego de obtener una muestra representativa de valores de dosis, se realizó un análisis estadístico para determinar los DRLs para cada institución. En la calibración de la aplicación, se demostró que los valores experimentales tuvieron buena concordancia con los calculados por Xpektrin en todos los tubos analizados, con una diferencia porcentual cercana a 0% en la mayoría de los casos, validando su uso para investigaciones futuras en radiología general.

Los DRLs típicos en el HSJD, en términos de $K_{a,e}$, fueron de 0,18 mGy para tórax PA, 1,28 mGy para tórax lateral, 6,82 mGy para columna lumbar AP, y 9,56 mGy para columna lumbar lateral. Por otro lado, los niveles típicos de dosis en el HCUCH fueron de 0,31 mGy para tórax PA, 0,92 mGy para tórax lateral, 4,26 mGy para columna lumbar AP, y 12,83

mGy para columna lumbar lateral. Finalmente, los niveles típicos de dosis en la Clínica Universidad de Chile Quilín fueron de 0,10 mGy para tórax PA, 0,76 mGy para tórax lateral, 7,05 para columna lumbar AP y 10,27 para columna lumbar lateral.

En ningún caso, el DRL típico de los centros superó al DRL local establecido; sin embargo, los valores de K_a obtenidos mostraron que existe una amplia variación en las dosis que reciben los pacientes para el mismo examen, incluso dentro de un mismo centro, dejando en manifiesto la importancia de establecer DRLs en cada institución. Estas variaciones pueden atribuirse a diversos factores, entre los cuales se incluyen la experiencia de los tecnólogos médicos de cada servicio de radiología, el funcionamiento de los tubos de rayos X, los parámetros de exposición utilizados (kVp y mAs), la implementación de filtración adicional, la DFP, el tamaño de campo, y la contextura de los pacientes. En función de esto, se han abordado recomendaciones que pueden servir como guía inicial y para optimizar las dosis recibidas por los pacientes en las centros.

Es importante mencionar que los DRLs no son descriptores de la calidad de imagen. El hecho de que los DRLs típicos sean más bajos que los DRLs locales no necesariamente sugiere que la calidad de imagen sea óptima. Por este motivo, se recomienda que la calidad de imagen se evalúe como parte integral del proceso de optimización. Un estudio multidisciplinario que incluya tecnólogos médicos, físicos médicos, y médicos radiólogos puede proporcionar información valiosa en el establecimiento de los DRLs, permitiendo una evaluación integral que equilibre la calidad de imagen y la dosis del paciente. En futuras investigaciones en este ámbito, se sugiere incluir métodos que permitan juzgar la calidad de las imágenes obtenidas, como, por ejemplo, mediante la verificación del cumplimiento de criterios de evaluación. De esta manera, estos criterios podrían utilizarse para evaluar la calidad de las imágenes en caso de realizar cambios que puedan influir sobre la calidad diagnóstica de las mismas.

La comparación entre los DRLs locales de esta investigación y los establecidos por el OIEA en el TECDOC-1946 demostró una tendencia hacia la disminución de las dosis administradas en las proyecciones de tórax PA, columna lumbar AP y columna lumbar lateral. Lo que es un buen indicio de que existió un proceso de optimización a nivel nacional en la última década. Por otro lado, los resultados obtenidos son comparables a los informados por la literatura internacional; sin embargo, se identificó una diferencia considerable en la proyección de tórax lateral. Esto indica la necesidad de optimizar las dosis administradas a los pacientes. En este sentido, se sugiere llevar a cabo una

investigación para identificar las posibles causas de dicha diferencia, como, por ejemplo, mediante una revisión de los factores de exposición utilizados y evaluar si se ajustan con la calidad de imagen requerida para el diagnóstico en los centros analizados, o si es factible reducirlos con el fin de disminuir la dosis entregada a los pacientes.

Finalmente, con el propósito de promover el principio de protección radiológica en relación con la gestión de las dosis de los pacientes, se espera que el presente estudio pueda utilizarse como guía para futuras investigaciones relacionadas con los DRLs a nivel nacional, incitando a que otras instituciones establezcan sus propios valores típicos de dosis y puedan compararlos con los DRLs locales actualizados en esta investigación, de forma de entregar una orientación acerca de la necesidad de optimizar la práctica clínica.

10. REFERENCIAS.

1. Programa de las Naciones Unidas para el Medio Ambiente (PNUMA). Radiación: efectos y fuentes. 2016; p. 1 – 33.
2. MINSAL. Reportes REM. REM-B17. Actividades de apoyo diagnóstico y terapéutico [Internet]. MINSAL; 2020 [citado 1 de octubre de 2023]. Disponible en: https://reportesrem.minsal.cl/?_token=xw1LnqOrMSAfDnq64B3rXQEaJWssb8SWupr22HBq&serie=3&rem=110&seccion_id=1305&tipo=4®iones=-1&servicios=0&periodo=2020&mes_inicio=1&mes_final=12
3. Gyan E, Amoako G, Inkoom S, Subaar C, Maamah BR. Proposed Institutional Diagnostic Reference Levels in Computed and Direct Digital Radiography Examinations in Two Teaching Hospitals. JOURNAL OF RADIATION PROTECTION AND RESEARCH. 2023;48(1): p. 9 – 14.
4. International Commission on Radiological Protection (ICRP). 1990 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. ICRP Publication 60. 1991;21(1–3): p. 1 – 193.
5. International Commission on Radiological Protection (ICRP). Diagnostic Reference Levels in Medical Imaging. ICRP Publication 135. 2017;46(1): p. 5 – 65.
6. European Commission. European Guidelines on Diagnostic Reference Levels for Paediatric Imaging. Radiation Protection N°185. 2018; p. 2 – 48.
7. International Atomic Energy Agency (IAEA). Patient Radiation Exposure Monitoring in Medical Imaging. Safety Reports Series No 112. 2023; p. 50 – 61.

8. International Commission on Radiological Protection (ICRP). The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. ICRP Publication 103. 2007; p. 99.
9. Organismo Internacional de Energía Atómica (OIEA). Protección y seguridad radiológicas en los usos médicos de la radiación ionizante. Guía de Seguridad Específica N° SSG-46. 2022; p. 12 – 13.
10. Organismo Internacional de Energía Atómica (OIEA). Protección radiológica y seguridad de las fuentes de radiación: Normas básicas internacionales de seguridad. 2016; p. 40 – 41.
11. Vassileva J, Rehani M. Diagnostic Reference Levels. AMERICAN JOURNAL OF ROENTGENOLOGY. 2015;204(1): p. W1.
12. El Consejo de la Unión Europea. DIRECTIVA 97/43/EURATOM DEL CONSEJO. Luxemburgo; 1997; p. 22 – 27.
13. El Consejo de la Unión Europea. DIRECTIVA 2013/59/EURATOM DEL CONSEJO. 2013; p. 1 – 13.
14. Ubeda Carlos, Vaño Eliseo, Ruiz Rafael, Soffia Pablo, Fabri Daniella. Niveles de referencia para diagnóstico: Una herramienta efectiva para la protección radiológica de pacientes. Revista Chilena de Radiología. 2019;25(1): p. 20.
15. Organismo Internacional de Energía Atómica (OIEA). Establecimiento de Niveles Orientativos en Radiografía General y Mamografía. 2010; p. 1 – 89.
16. Ubeda C, Nocetti D, Alarcón R, Inzulza A, Calcagno S, Castro M, et al. Magnitudes y unidades para dosimetría a pacientes en radiodiagnóstico e intervencionismo. Revista Chilena de Radiología. 2015;21(3): p. 96 – 97.
17. International Commission on Radiological Protection (ICRP). Managing Patient Dose in Digital Radiology. ICRP Publication 93. 2004;34(1): p. 7 – 70.
18. de la Barra Olate CA, Hervias Jara MA. Xpektrin, un simulador de espectros fácil de usar y ampliamente distribuible para radiología general. Revista chilena de radiología. 2019;25: p. 94 – 95.
19. Hernandez AM, Boone JM. Tungsten anode spectral model using interpolating cubic splines: Unfiltered x-ray spectra from 20 kV to 640 kV. Med Phys. 2014;41(4): p. 42101.
20. Benmakhlouf H, Fransson A, Andreo P. Influence of phantom thickness and material on the backscatter factors for diagnostic x-ray beam dosimetry. Phys Med Biol. 2012;58(2): p. 247.

21. Benmakhlouf H, Bouchard H, Fransson A, Andreo P. Backscatter factors and mass energy-absorption coefficient ratios for diagnostic radiology dosimetry. *Phys Med Biol.* 2011;56(22): p. 7179.
22. Buscà J, Vigil A, Medina R. Radiología digital en los servicios de radiodiagnóstico. Parámetros dosimétricos. *Imagen Diagnóstica.* 2010;1(2): p. 71.
23. International Atomic Energy Agency (IAEA). Handbook of Basic Quality Control Tests for Diagnostic Radiology. IAEA Human Health Series No. 47. 2023. p. 16 – 29.
24. Organismo Internacional de Energía Atómica (OIEA). Protocolos de Control de Calidad para Radiodiagnóstico en América Latina y el Caribe. Colección de Documentos Técnicos 1958. 2021; p. 11 – 20.
25. Sociedad Española de Física Médica (SEFM). Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico. Revisión 2011. 2011; p. 44 – 47.
26. International Atomic Energy Agency (IAEA). Dosimetry in Diagnostic Radiology: An International Code of Practice. Technical Reports Series No 457. 2007; p. 1 – 17.
27. Welarathna S, Velautham S, Wanninayake M, Sarasanandarajah S. Evaluation of patient doses for routine digital radiography procedures toward establishing an institutional diagnostic reference levels: A case study in Sri Lanka. *J Appl Clin Med Phys.* 2022;23(12): p. e13852.
28. Gyan E, Amoako G, Inkoom S, Subaar C, Maamah BR. Proposed Institutional Diagnostic Reference Levels in Computed and Direct Digital Radiography Examinations in Two Teaching Hospitals. *J Radiat Prot Res.* 2023;48(1): p. 9 – 14.
29. Amalia T, Zulkarnaien B, Anam C, Nurcahyo K, Tussyadiah H, Pradana DE. The Establishment of Institutional Diagnostic Reference Levels (DRLs) in the Cipto Mangunkusumo Hospital. *ATOM INDONESIA.* 2022;48(2): p. 159 – 167.
30. Hai-Min Shi, Zhi-Chao Sun, Fang-He Ju. Recommendations for reducing exposure to medical X-ray irradiation (Review). *Med Int (Lond).* 2022;2(4): p. 22.
31. Freitas M, Yoshimura E. Diagnostic reference levels for the most frequent radiological examinations carried out in Brazil. *Pan American journal of public health.* 25(2): p. 95 – 104.
32. Compagnone G, Padovani R, D'Ercole L, Orlacchio A, Bernardi G, D'Avanzo MA, et al. Provision of Italian diagnostic reference levels for

diagnostic and interventional radiology. *RADIOLOGIA MEDICA*. 2021;126(1): p. 99 – 105.

33. Masjedi H, Dalvand S, Zamani H, Zare MH, Zarei M. Estimating the entrance surface air kerma and diagnostic reference level in routine radiography examinations: A multi-center study. *Radiation Physics and Chemistry*. 2023;202: p. 110593.
34. European Commission, Directorate-General for Energy, Damilakis J, Frija G, Jaschke W, Paulo G, et al. European study on clinical diagnostic reference levels for X-ray medical imaging – EUCLID. *Radiation Protection N°195*. 2021; p. 29.

11. ANEXOS.

11.1. Certificado de autorización del Comité de Ética del Hospital Clínico de la Universidad de Chile.



CERTIFICADO

El Comité Ético Científico y de Investigación (CEIC) en Seres Humanos del Hospital Clínico Universidad de Chile, ha recibido el formulario de Solicitud para revisión de: **Fichas clínicas de pacientes ambulatorios que acudan a realizarse radiografías de tórax (PA y lateral) y columna lumbar (PA y lateral).**

Cuyo título de trabajo es:
“**Determinación de Niveles de Referencia para Diagnóstico Típicos en Radiología General**”.

El Dr. Daniel Ríos Quevedo, Jefe del Centro de Imagenología, afirma estar en conocimiento del trabajo mencionado y autoriza su realización.

Se otorga el certificado a la investigadora:
Tecnóloga Médica Marianela Hervías Jara, del Instituto Nacional del Cáncer. Participa como investigadora responsable de proyecto, Tania Riquelme Ruiz, Tecnóloga Médica del Centro de Imagenología.

El estudio fue analizado en conformidad, en sesión ordinaria del 04 de octubre de 2023, y no existen reparos éticos con su aprobación.



04-10-2023

Dra. Lucía Teresa Massardo Vega
Presidenta del Comité Ético Científico
Hospital Clínico de la Universidad de Chile

Nº 90/23

***También aplica para la Clínica Universidad de Chile Quilín.**

11.2. Carta de autorización del Hospital Clínico de la Universidad de Chile.

Nº 95

Santiago, 16 de Octubre 2023

APROBACIÓN PARA REALIZACIÓN DE PROYECTO DE INVESTIGACIÓN

Prof. Dr. Eduardo Tobar Almonacid, Director General del Hospital Clínico de la Universidad de Chile, autoriza la solicitud para revisión de Fichas clínicas de pacientes ambulatorios que acudan a realizarse radiografías de tórax (PA y lateral) y columna lumbar (PA y lateral), del estudio denominado "Determinación de Niveles de Referencia para Diagnóstico Típicos en Radiología General".

Esta solicitud ha sido debidamente discutida y aprobada por el Comité Ético Científico o de Investigación del Hospital Clínico de la Universidad de Chile, según consta en el Certificado Nº 90 del 04 de octubre 2023 y será conducido por la Tecnóloga Médica Marianela Hervías Jara, del Instituto Nacional del Cáncer. Participa como Investigadora Responsable, Tania Riquelme Ruíz, Tecnóloga Médica del Centro de Imagenología de nuestro Hospital Clínico.

Dado que se han cumplido los requisitos establecidos para conducir estudios en seres humanos en nuestra Institución, este Estudio cuenta con la autorización de la Dirección del Hospital para su realización, en los términos que establece el protocolo antes mencionado.

Este documento de aprobación tendrá vigencia hasta finalizar el Estudio Clínico o hasta que la Aprobación Inicial sea revocada.

Eduardo Andrés
Tobar Almonacid
12.861.865-1
18/10/2023 - 14:29
ESTE DOCUMENTO CONTIENE FIRMA ELECTRÓNICA AVANZADA
<https://ce.rspapel.uchile.cl/validacion/verificador>
CV: 652a8508696472927265ad2

**PROF. DR. EDUARDO TOBAR A.
DIRECTOR GENERAL
HOSPITAL CLÍNICO UNIVERSIDAD DE CHILE**

XEN

***También aplica para la Clínica Universidad de Chile Quilín.**

11.3. Acta de aprobación de investigación del Hospital San Juan de Dios.



ACTA DE REVISIÓN PROTOCOLO DE INVESTIGACIÓN N° 234 Versión 2

De : Comité Ético Científico del Hospital San Juan de Dios.

Para : Marianela Andrea Hervias Jara, Fabián Nolasco Sepúlveda Muñoz, Camilo de la Barra Olate, Daniel Troncoso Antiñir, Matías Cordero Llanos.

Título del protocolo : Determinación de niveles de referencia para diagnóstico típicos en radiología general.

Fecha de revisión : 14 de septiembre de 2023.

Fecha de emisión : 14 de septiembre de 2023.

Estimado Investigador Responsable, Fabián Nolasco Sepúlveda Muñoz:

Informamos a usted que el Comité Ético Científico del Hospital San Juan de Dios re-acreditado por la autoridad sanitaria, Resolución Exenta N° 2213578397, de fecha 05 de diciembre de 2022, ha efectuado la revisión de su Protocolo de Investigación denominado "Determinación de niveles de referencia para diagnóstico típicos en radiología general", en sesión modalidad mixta por contexto COVID-19, en su versión 185, ha resuelto en base a los documentos presentados: **APROBAR SU INVESTIGACIÓN.** – Esta decisión se realizó en base a los siguientes documentos presentados

1. Protocolo de Investigación: "Determinación de niveles de referencia para diagnóstico típicos en radiología general", Versión N°2.
2. Formulario C: Tesis de pregrado.
3. Resumen Ejecutivo
4. Consentimiento Informado.
5. Formulario de Factibilidad de la Jefatura interna al Hospital San Juan de Dios.
6. Carta de Compromiso del Investigador Responsable: Fabián Nolasco Sepúlveda Muñoz.
7. Currículum Vitae del Investigador Principal: Marianela Andrea Hervias Jara.
8. Currículum Vitae del Investigador Responsable: Fabián Nolasco Sepúlveda Muñoz.
9. Currículum Vitae del Co-Investigador: Camilo de la Barra Olate, Daniel Troncoso Antiñir, Matías Cordero Llanos.

Los siguientes documentos han sido analizados en relación a los postulados de la Declaración de Helsinki, Guía Internacional de Ética para la Investigación Biomédica que Involucra Sujetos Humanos CIOMS 2016 y de las Guías de Buenas Prácticas Clínicas de ICH 1996.

Esta aprobación es válida por un plazo de 12 meses a contar de la presente carta. En caso de requerir mayor tiempo al establecido, se deberá solicitar extensión del mismo. **Es importante señalar que la investigación podrá llevarse a cabo en nuestra Institución una vez que la Unidad de Investigación haga el envío respectivo de la Resolución Exenta firmado por la Directora quien autoriza su realización en nuestras dependencias.**

Dada la presente aprobación, el Comité Ético Científico solicita al Investigador Responsable:

- Notificar a este Comité cualquier evento adverso ocurrido en un plazo no mayor a 72 horas hábiles.
- Presentar un informe semestral sobre el progreso del estudio y un informe final con las principales conclusiones de su investigación.
- En caso de publicación y/o exposición del protocolo individualizado en algún congreso, revista, libro y/u otro medio que usted estime conveniente, indicar de forma explícita que el protocolo fue aprobado por nuestro Comité Ético Científico, e informarnos mediante correo electrónico.
- Notificar a este Comité cualquier cambio y/o modificación en el protocolo de investigación presentado para la presente aprobación.

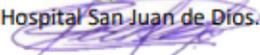
Se incorpora nómina de los integrantes permanentes del Comité Ético Científico del Hospital San Juan de Dios:

- Carolina Méndez Benavente, Presidenta CEC-HSJD -Médico
- Felipe Rosales Lillo, Vicepresidente CEC-HSJD - Fonoaudiólogo
- Iván Olea Silva, Secretario Ejecutivo CEC-HSJD – Químico Farmacéutico
- José Tomas Doña, Integrante CEC-HSJD - Abogado
- Mónica Acevedo Leyton, Integrante CEC-HSJD – Miembro de la comunidad
- Pedro Rojas Román, Integrante CEC-HSJD - Psicólogo
- Tamara Pulgar Vargas, Integrante CEC-HSJD – Enfermera
- Walter Avendaño Jara, Integrante CEC-HSJD – Ingeniero Biomédico

Le saluda atentamente.



Comité Ético Científico.
Hospital San Juan de Dios.



11.4. Calibración de Xpektrin.

Durante el control de calidad aplicado en cada centro, se llevaron a cabo mediciones adicionales de la CHR y del rendimiento de tubo utilizando el detector AGMS – D+. Esto se realizó con valores de tensión en un rango de uso clínico de acuerdo con el protocolo de cada institución, y con una carga de tubo fija de 10 mAs. A continuación, se presenta una comparación entre los valores obtenidos experimentalmente y los calculados por Xpektrin para caracterizar la calidad del haz de cada tubo de rayos X y posteriormente realizar los cálculos dosimétricos con los que se determinaron los DRLs.

Hospital San Juan de Dios.

- **Tubo de rayos X sala 1.**

Tabla 26. Comparación entre HVL experimental y HVL calculado por Xpektrin en el tubo de la sala n°1 del HSJD.

HVL (TUBO 1 HSJD)			
KV	Experimental	Xpektrin	Diff (%)
40	1,490	1,527	2,46
60	2,380	2,340	-1,70
80	3,130	3,080	-1,62
120	4,600	4,603	0,06

Diff (%): Diferencia porcentual.

Figura 10. (A) Curva de HVL resultante al calibrar Xpektrin con diferentes valores de tensión. (B) Correlación del HVL calculado por Xpektrin con el obtenido experimentalmente en el tubo de la sala n°1 del HSJD.

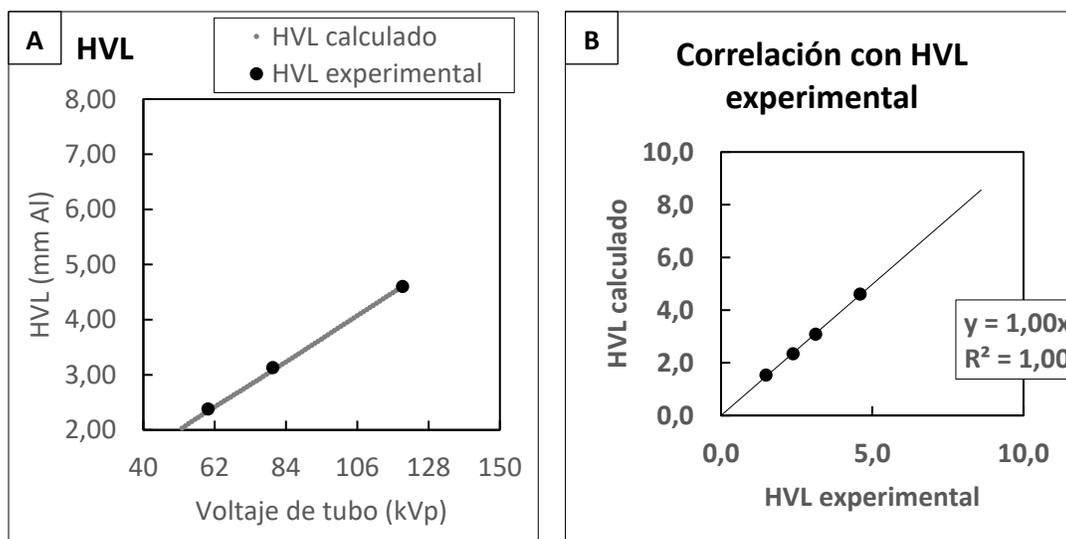
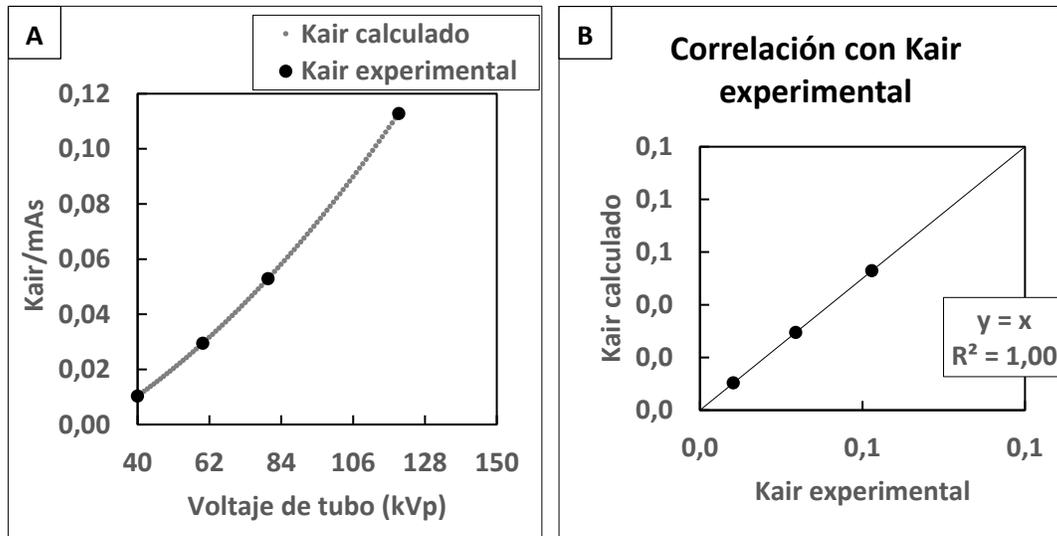


Tabla 27. Comparación entre el valor del rendimiento del tubo de rayos X experimental y el valor calculado por Xpektrin para una carga constante de 10 mAs en el tubo de la sala n°1 del HSJD.

<i>K_{air}/mAs (mGy) (TUBO 1 HSJD)</i>			
KV	Experimental	Xpektrin	Diff (%)
40	0,010306	0,010306	0,00
60	0,029470	0,029470	0,00
80	0,052890	0,052890	0,00
120	0,112800	0,112800	0,00

Figura 11. (A) Curva de K_{air}/mAs resultante al calibrar Xpektrin con diferentes valores de tensión. (B) Correlación del K_{air} calculado por Xpektrin con el obtenido experimentalmente en el tubo de la sala n°1 del HSJD.



- Tubo de rayos X sala 3.

Tabla 28. Comparación entre HVL experimental y HVL calculado por Xpektrin en el tubo de la sala n°3 del HSJD.

HVL (TUBO 3 HSJD)			
KV	Experimental	Xpektrin	Diff (%)
40	1,610	1,562	-3,00
60	2,410	2,400	-0,42
80	3,160	3,159	-0,02
120	4,670	4,710	0,86

Figura 12. (A) Curva de HVL resultante al calibrar Xpektrin con diferentes valores de tensión. (B) Correlación del HVL calculado por Xpektrin con el obtenido experimentalmente en el tubo de la sala n°3 del HSJD.

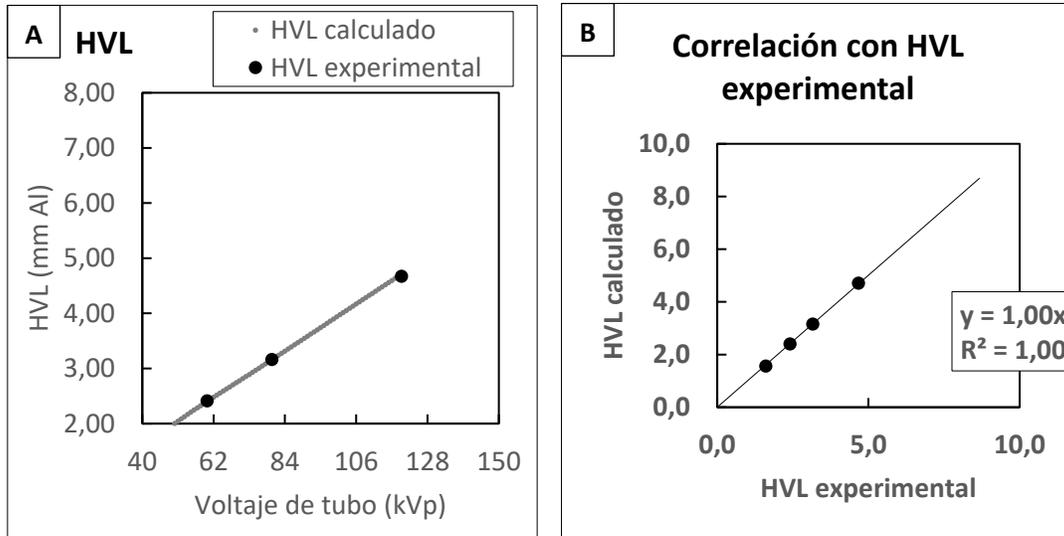
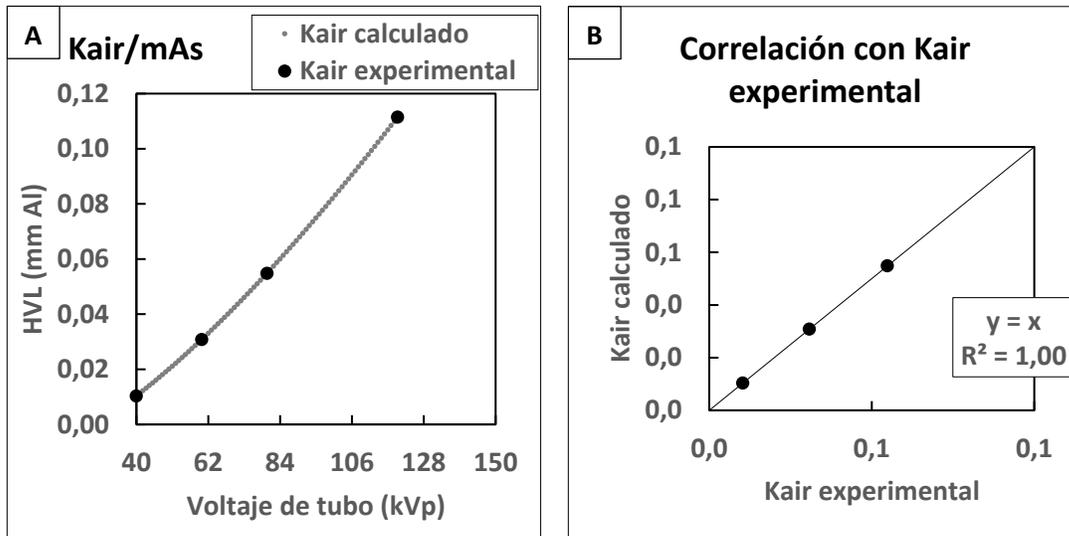


Tabla 29. Comparación entre el valor del rendimiento del tubo de rayos X experimental y el valor calculado por Xpektrin para una carga constante de 10 mAs en el tubo de la sala n°3 del HSJD.

<i>K_{air}/mAs (mGy) (TUBO 3 HSJD)</i>			
KV	Experimental	Xpektrin	Diff (%)
40	0,010306	0,010306	0,00
60	0,030783	0,030783	0,00
80	0,054816	0,054816	0,00
120	0,111433	0,111433	0,00

Figura 13. (A) Curva de K_{air}/mAs resultante al calibrar Xpektrin con diferentes valores de tensión. (B) Correlación del K_{air} calculado por Xpektrin con el obtenido experimentalmente en el tubo de la sala n°3 del HSJD.



Hospital Clínico de la Universidad de Chile.

- Tubo de rayos X sala 3.

Tabla 30. Comparación entre HVL experimental y HVL calculado por Xpektrin en el tubo de la sala n°3 del HCUCH.

HVL (TUBO 3 HCUCH)			
KV	Experimental	Xpektrin	Diff (%)
60	2,308	2,190	-5,25
80	3,225	3,184	-1,28
120	4,651	4,744	1,98
133	5,270	5,251	-0,36

Figura 14. (A) Curva de HVL resultante al calibrar Xpektrin con diferentes valores de tensión. (B) Correlación del HVL calculado por Xpektrin con el obtenido experimentalmente en el tubo de la sala n°3 del HCUCH.

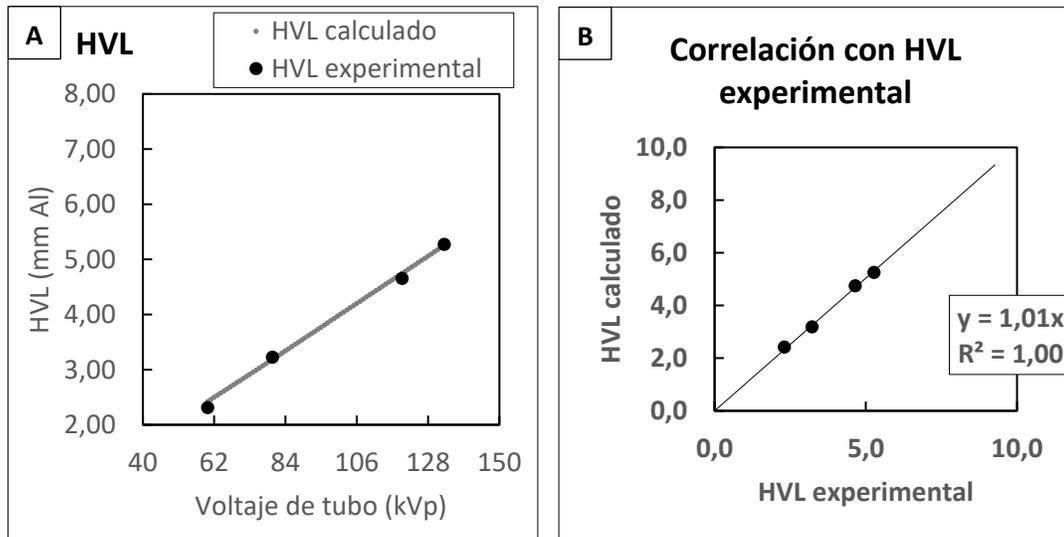
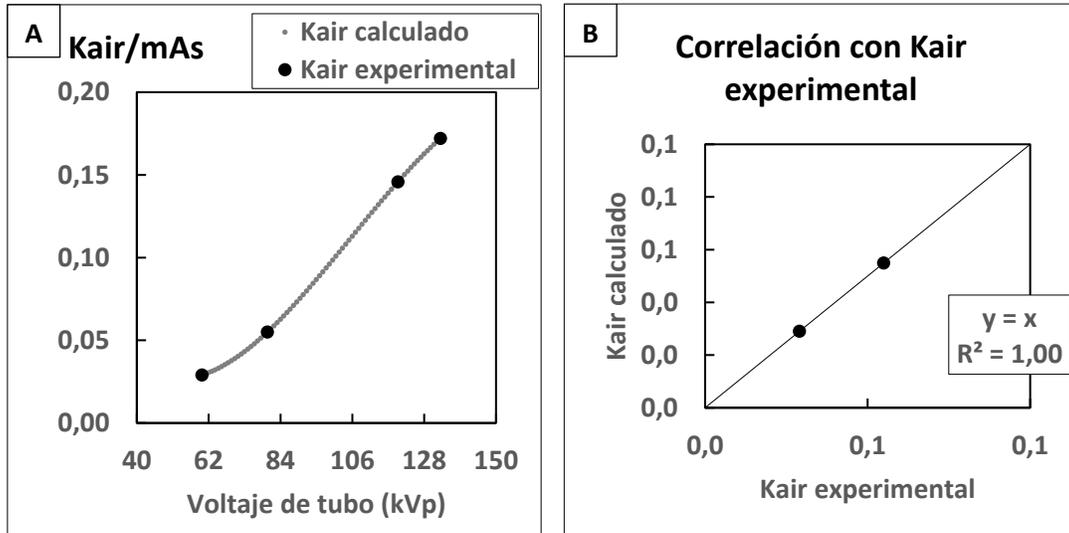


Tabla 31. Comparación entre el valor del rendimiento del tubo de rayos X experimental y el valor calculado por Xpektrin para una carga constante de 10 mAs en el tubo de la sala n°3 del HCUCH.

<i>K_{air}/mAs (mGy) (TUBO 3 HCUCH)</i>			
KV	Experimental	Xpektrin	Diff (%)
60	0,029	0,029	0,00
80	0,054	0,055	0,18
120	0,145	0,146	0,14
133	0,172	0,172	0,00

Figura 15. (A) Curva de K_{air}/mAs resultante al calibrar Xpektrin con diferentes valores de tensión. (B) Correlación del K_{air} calculado por Xpektrin con el obtenido experimentalmente en el tubo de la sala n°3 del HCUCH.



- Tubo de rayos X sala 5.

Tabla 32. Comparación entre HVL experimental y HVL calculado por Xpektrin en el tubo de la sala n°5 del HCUCH.

HVL (TUBO 5 HCUCH)			
KV	Experimental	Xpektrin	Diff (%)
60	2,309	2,351	1,80
80	3,012	3,094	2,69
120	4,630	4,622	-0,17
133	5,118	5,124	0,11

Figura 16. (A) Curva de HVL resultante al calibrar Xpektrin con diferentes valores de tensión. (B) Correlación del HVL calculado por Xpektrin con el obtenido experimentalmente en el tubo de la sala n°5 del HCUCH.

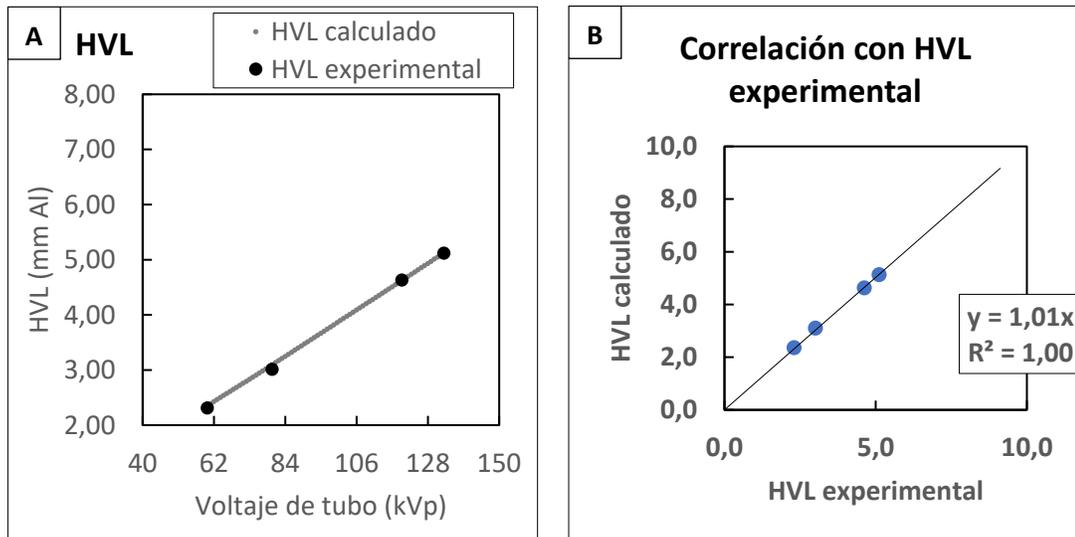
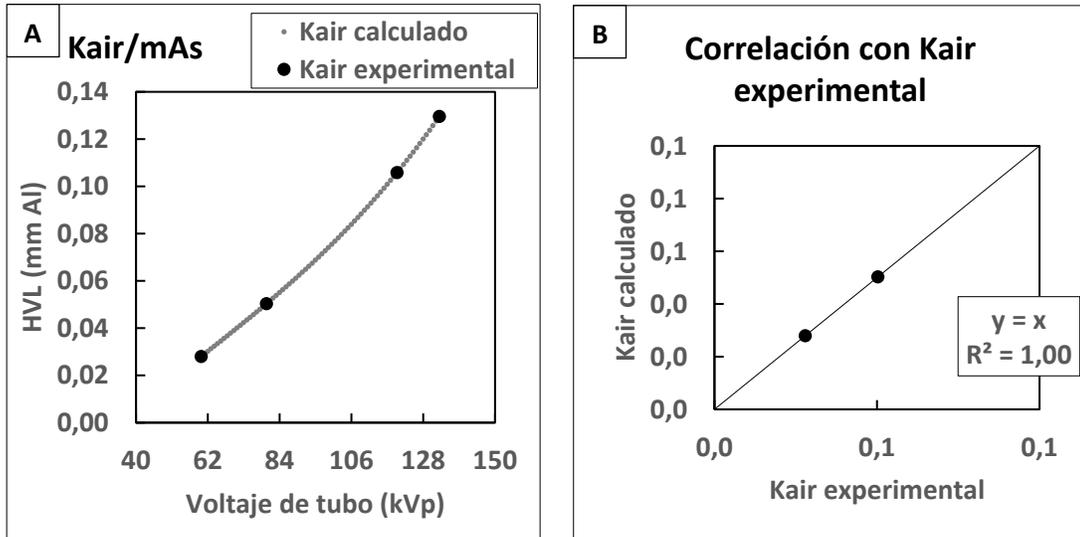


Tabla 33. Comparación entre el valor del rendimiento del tubo de rayos X experimental y el valor calculado por Xpektrin para una carga constante de 10 mAs en el tubo de la sala n°5 del HCUCH.

<i>Kair/mAs (mGy) (TUBO 5 HCUCH)</i>			
KV	Experimental	Xpektrin	Diff (%)
60	0,02790	0,02800	0,01
80	0,05030	0,05030	0,00
120	0,10580	0,10580	0,00
133	0,12953	0,12953	0,00

Figura 17. (A) Curva de K_{air}/mAs resultante al calibrar Xpektrin con diferentes valores de tensión. (B) Correlación del K_{air} calculado por Xpektrin con el obtenido experimentalmente en el tubo de la sala n°5 del HCUCH.



Clínica Universidad de Chile Quilín.

- Tubo de rayos X sala 2.

Tabla 34. Comparación entre HVL experimental y HVL calculado por Xpektrin en el tubo de la sala n°2 de la Clínica Quilín.

HVL (TUBO 2 QUILÍN)			
KV	Experimental	Xpektrin	Diff (%)
40	1,54	1,48	-3,97
60	2,30	2,26	-1,88
80	3,03	2,97	-1,93
120	4,44	4,45	0,21
130	4,79	4,83	0,87

Figura 18. (A) Curva de HVL resultante al calibrar Xpektrin con diferentes valores de tensión. (B) Correlación del HVL calculado por Xpektrin con el obtenido experimentalmente en el tubo de la sala n°2 de la Clínica Quilín.

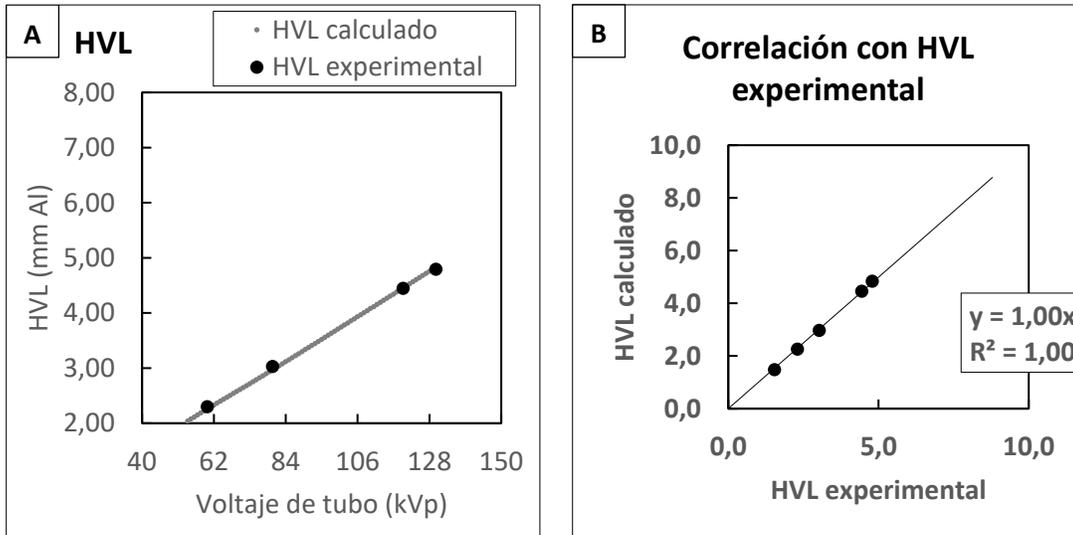


Tabla 35. Comparación entre el valor del rendimiento del tubo de rayos X experimental y el valor calculado por Xpektrin para una carga constante de 10 mAs en el tubo de la sala n°2 de la Clínica Quilín.

<i>K_{air}/mAs (mGy) (TUBO 2 QUILÍN)</i>			
KV	Experimental	Xpektrin	Diff (%)
40	0,01313	0,01319	0,46
60	0,03764	0,03743	-0,56
80	0,06709	0,06731	0,33
120	0,13833	0,13815	-0,13
130	0,15700	0,15711	0,07

Figura 19. (A) Curva de Kair/mAs resultante al calibrar Xpektrin con diferentes valores de tensión. (B) Correlación del Kair calculado por Xpektrin con el obtenido experimentalmente en el tubo de la sala n°2 de la Clínica Quilín.

