

UNIVERSIDAD DE CHILE
FACULTAD DE MEDICINA
Escuela de Tecnología Médica



TESIS PROFESIONAL

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

*“Optimización de los parámetros de adquisición para la radiografía de tórax en el Centro de
Imagenología del Hospital Clínico de la Universidad de Chile (HCUCH).”*

Alumnos: Javiera Aracena Guerra y María José Castañeda Martínez

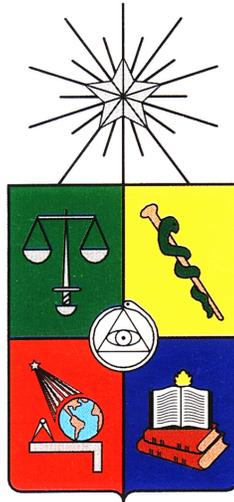
Tutores: Alex Zelaya Ahumada y Daniel Castro Acuña

Asesor Estadístico: Cristian Garrido Inostroza

Firma tutor

30 de noviembre de 2022

UNIVERSIDAD DE CHILE
FACULTAD DE MEDICINA
Escuela de Tecnología Médica



TESIS PROFESIONAL

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

*“Optimización de los parámetros de adquisición para la radiografía de tórax en el Centro de
Imagenología del Hospital Clínico de la Universidad de Chile (HCUCH).”*

Alumnos: Javiera Aracena Guerra y María José Castañeda Martínez

Tutores: Alex Zelaya Ahumada y Daniel Castro Acuña

Asesor Estadístico: Cristian Garrido Inostroza

Firma tutor

30 de noviembre de 2022

ACTA CURSO TRABAJO DE INVESTIGACIÓN

La Srta. **Javiera Aracena Guerra**, estudiante de Tecnología Médica con Mención Imagenología, Radioterapia y Física Médica, cumpliendo con los requisitos establecidos en el plan de estudio, realizó durante el décimo semestre de la carrera, la Tesis Profesional titulada: **“Optimización de los parámetros de adquisición para la radiografía de tórax en el Centro de Imagenología del Hospital Clínico de la Universidad de Chile (HCUCH)”**, dirigida por el Prof. Alex Zelaya Ahumada, y el co-tutor: Prof. Daniel Castro Acuña, ambos del Departamento de Tecnología Médica, Facultad de Medicina, Universidad de Chile.

La Escuela de Tecnología Médica designó para su corrección una Comisión integrada por: **Prof. TM. Denisse Karl Sáez**, académica del Departamento de Tecnología Médica, Facultad de Medicina de la Universidad de Chile y el **TM. Luciano Tejada**, profesional del Hospital Clínico de la Pontificia Universidad Católica de Chile.

La calificación obtenida se detalla a continuación:

Corrector 1 Denisse Karl Sáez

6.81 25%

Corrector 2 Luciano Tejada

6.86 25%

Tutor(es) Guía:

Evaluación intermedia

7.00 25%

Nota final tutor

7.00 25%

Nota final tesis profesional

6.92

En consecuencia el estudiante **Javiera Aracena Guerra** aprueba satisfactoriamente la asignatura.

ACTA CURSO TRABAJO DE INVESTIGACIÓN

La **Srta. María José Castañeda Martínez**, estudiante de Tecnología Médica con Mención Imagenología, Radioterapia y Física Médica, cumpliendo con los requisitos establecidos en el plan de estudio, realizó durante el décimo semestre de la carrera, la Tesis Profesional titulada: **“Optimización de los parámetros de adquisición para la radiografía de tórax en el Centro de Imagenología del Hospital Clínico de la Universidad de Chile (HCUCH)”**, dirigida por el **Prof. Alex Zelaya Ahumada**, y el co-tutor: **Prof. Daniel Castro Acuña**, ambos del Departamento de Tecnología Médica, Facultad de Medicina, Universidad de Chile.

La Escuela de Tecnología Médica designó para su corrección una Comisión integrada por: **Prof. TM. Denisse Karl Sáez**, académica del Departamento de Tecnología Médica, Facultad de Medicina de la Universidad de Chile y el **TM. Luciano Tejada**, profesional del Hospital Clínico de la Pontificia Universidad Católica de Chile.

La calificación obtenida se detalla a continuación:

Corrector 1 Denisse Karl Sáez

6.81 25%

Corrector 2 Luciano Tejada

6.86 25%

Tutor(es) Guía:

Evaluación intermedia

7.00 25%

Nota final tutor

7.00 25%

Nota final tesis profesional

6.92

En consecuencia el estudiante **María José Castañeda Martínez** aprueba satisfactoriamente la asignatura.

Dedicatoria

Dedicada a nuestras familias, quienes nos brindaron la fuerza y el apoyo necesarios para culminar nuestra vida universitaria, además de establecer y reforzar los cimientos que nos han convertido en las mujeres fuertes y perseverantes que somos hoy en día.

También, a aquellos estudiantes que se esfuerzan día a día en el camino al aprendizaje, sabemos que estudiar puede ser un proceso complejo, pero esperamos que logren descubrir a lo largo de su camino universitario que pueden lograr todo lo que se propongan si le dedican tiempo y cariño a lo que hacen.

Agradecimientos

Hay muchos nombres que me gustaría mencionar en este espacio, en primer lugar agradezco a Dios por ser el pilar fundamental de mi vida y acompañarme en todo el camino que me ha traído hasta este momento. Agradezco a mi padres Giovanna Elizabeth Guerra Jara y Miguel Angel Aracena Fernandez quienes junto a mi hermana Yesenya Marián Aracena Guerra, me brindaron su apoyo incondicional y siempre estuvieron ahí para darme un consejo, levantar mis ánimos y por darme las herramientas necesarias para lograr todas la metas que me he propuesto.

Agradezco a mis amigos, quienes siempre tenían una palabra de aliento, un consejo o encontraban la forma de hacerme sonreír. Dentro de este grupo, agradezco a mi compañera de tesis María José Castañeda, en quien destaco su inteligencia, paciencia, comprensión y responsabilidad. Con ella se fue creando una complicidad que nos permitió superar todos los obstáculos que se presentaban a medida que avanzábamos en cada etapa de nuestra tesis, por lo que reitero mi agradecimiento ya que sin ella no hubiera sido posible completar este proceso.

Finalmente quiero agradecer a nuestro tutor Alex Zelaya Ahumada y co-tutor Daniel Castro Acuña quienes a pesar del árduo trabajo que realizan como funcionarios de la salud y docentes, se dieron el tiempo de guiarnos y orientarnos de la mejor manera. Junto con ellos quiero hacer una mención especial a Bruno Silveira Teixeira, quien nos acompañó durante toda la realización de este trabajo, agradezco todo el tiempo que nos dedicó, su paciencia, orientación, y apoyo que nos brindó tanto con sus conocimientos como también con palabras de aliento en los momentos difíciles.

Muchas gracias a todos.

Javiera Stefanya Aracena Guerra.

Agradecimientos

Quisiera partir agradeciendo a mis papás, Rodrigo y Pamela, y a mi hermano José Tomás por su apoyo tanto emocional como financiero durante todo mi recorrido como estudiante. También, a mis abuelos, Elizabeth y Victor, por ser siempre los primeros en llamarme cada vez que escuchaban que me sentía mal por algo relacionado a la tesis.

Agradecer también, por supuesto, a los y las TMs del área de radiología general del HCUCH por su participación en nuestro trabajo y su voluntad para organizar el servicio de forma que nosotras pudiéramos intervenir en los equipos sin problema. Destaco especialmente al TM Bruno Silveira, quien fue fundamental para el desarrollo de la fase de control de calidad y quien incluso tuvo la voluntad para apoyarnos tanto con conocimientos como moralmente para las etapas siguientes de nuestro trabajo. Agradezco sus palabras de aliento y las pequeñas dosis de azúcar que nos dió para animarnos cuando ya se nos hacía tarde realizando pruebas, espero que esta experiencia pueda serle de utilidad a futuro.

Por supuesto, también le agradezco a nuestros tutores Alex Zelaya y Daniel Castro, por su guía continua y disposición para recibirnos casi todas las semanas y animarnos cuando sentíamos que nuestro trabajo no iba bien encaminado. Así mismo, a nuestro asesor metodológico Cristian Garrido por su guía esencial para nuestro trabajo en el área estadística.

Por último, le agradezco a mi compañera Javiera Aracena, porque siento que sin ella no hubiese sido posible. Agradezco su entrega, inteligencia, entusiasmo y paciencia para lidiar conmigo cuando me frustraba y permitía que el pesimismo me dominara.

Índice

1. Resumen	9
2. Introducción	10
2.1. Marco teórico	13
3. Objetivos	22
4. Materiales y Métodos	22
4.1. Primera Etapa.	25
4.1.1 Control de calidad.	25
4.2. Segunda Etapa.	26
4.2.1 Verificación del valor de producto kerma área(KAP).	26
4.2.2 Calidad de imagen y dosimetría.	27
4.2.3 Ajuste del selector SNR del Control Automático de exposición (CAE).	33
5. Resultados	35
5.1. Primera Etapa: Control de Calidad.	35
5.2 Segunda Etapa: Dosimetría y Calidad de Imagen.	39
6. Discusión	51
6.1 Control de Calidad	51
6.2 Dosis-Calidad de Imagen	52
6.3 Comparación dosimétrica de la técnica propuesta con las técnicas del HCUCH	54
6.4 Limitantes de este trabajo	55
7. Conclusiones	57
8. Referencias Bibliográficas	59
9. Anexos	63
Anexo N°1	63
Anexo N°2	67
Anexo N°3	68
Anexo N°4	70
Anexo N°5	73
Anexo N°6	74
Anexo N°7	75

1. Resumen

Introducción: La utilización de los equipos de radiología digital ha traído muchos beneficios en el ámbito del radiodiagnóstico, pero también ha manifestado una tendencia a aumentar la dosis de radiación a los pacientes, debido a que las imágenes digitales obtenidas poseen un amplio rango dinámico donde las sobre exposiciones son más difíciles de detectar visualmente.

Objetivo general: Diseñar un protocolo estandarizado para la adquisición de la radiografía de tórax en el Centro de Imagenología del Hospital Clínico de la Universidad de Chile (HCUCH), cuyos factores de exposición sean optimizados con el fin de entregar la menor dosis de radiación al paciente manteniendo una calidad diagnóstica de la de imagen.

Metodología: Se realizó un estudio experimental, prospectivo y transversal. La metodología se dividió en dos etapas, la primera fue la realización de pruebas de control de calidad a los cuatro equipos de radiología digital disponibles en el HCUCH y la segunda consistió en la evaluación de calidad de imagen y dosis mediante el uso de fantomas a un set propuesto de parámetros de adquisición para la radiografía de tórax PA y lateral para un paciente estándar.

Resultados: En la primera etapa, los cuatro equipos de rayos X resultaron estar acorde a los valores de tolerancia de las pruebas. En la segunda etapa, la combinación de parámetros de adquisición que finalmente se seleccionó, corresponden a 133 kV con 2 mAs para la proyección de tórax PA y 133 kV con 5 mAs para la proyección de tórax lateral.

Conclusión: Los objetivos propuestos en este estudio se cumplieron satisfactoriamente. Se logró diseñar un protocolo estandarizado para la radiografía de tórax, cuyos parámetros de adquisición cumplen con los criterios de optimización, al entregar dosis de radiación más bajas que las que se obtienen con las técnicas que actualmente se usan en el HCUCH y mantienen una calidad de imagen diagnóstica.

2. Introducción

Dada la aparición y aplicación de la radiología digital en los sistemas de adquisición de imágenes radiográficas, se ha conseguido acelerar los procesos de obtención de éstas debido a la tecnología que ofrecen los sistemas digitales modernos, dejando atrás el engorroso proceso de visualización de la imagen adquirida asociado a los sistemas pantalla-película de la radiología convencional y los sistemas de radiología computarizada (CR), para darle la bienvenida a los sistemas de radiología directa (DR) con conversión directa e indirecta.

La radiología digital presenta una ventaja importante respecto a las tecnologías predecesoras, ya que la información diagnóstica que se puede obtener por medio de la utilización de detectores digitales modernos puede ser igual o superior a los sistemas pantalla-película, entregando, a su vez, dosis de radiación al paciente comparables(1). Ahora, si bien los beneficios de la aplicación de estas tecnologías son bastante conocidos y útiles para el proceso diagnóstico, al realizar una evaluación del panorama mundial, una importante preocupación ha surgido con respecto a su uso, pues se ha evidenciado que en vez de disminuir las dosis entregadas a los pacientes, estas han ido en aumento. Esta situación inesperada puede ser explicada debido a que los detectores utilizados en radiología digital presentan un amplio rango dinámico, el cual genera que situaciones de sobreexposición o subexposición rara vez se manifiesten en la imagen adquirida, al contrario de lo que ocurría con los sistemas pantalla-película, donde el pequeño rango dinámico del detector permitía al personal reconocer sub exposiciones a bajas dosis y sobre exposiciones a dosis altas (1,2).

Respecto al panorama nacional, en un estudio presentado por el Congreso Regional Latinoamericano IRPA de Protección y Seguridad Radiológica titulado "*Niveles Referenciales Diagnósticos Locales en Radiología Digital para Chile*" (3), muestra los resultados de un grupo de investigadores al buscar establecer los primeros Niveles Referenciales Diagnósticos Locales (NRDL) para procedimientos de radiología general. El estudio se realizó en 8 equipos

de radiología digital donde 2 contaban con un sistema de adquisición de imágenes directo y 6 indirectos. Los resultados del estudio se encuentran tabulados en la tabla 1, donde se muestra la comparación de valores del percentil 75 de distintas fuentes bibliográficas con respecto a los registros obtenidos en Chile.

Proyección	EUR 96 (1996)	OIEA (1996)	Reino Unido (1999)	Corea (2007)	Eslovenia (2006)	Lituania (2010)	Resultados del estudio (2015)
Tórax PA	0,3	0,4	0,2	0,3	0,4	0,3	0,4
Tórax Lat	1,5	1,5	1,0	1,6	1,2	1,7	1,5

Tabla 1. Valores de Kase en mGy obtenidos en Chile en el año 2015 comparados a los KASE del percentil 75 de distintas fuentes bibliográficas sobre las proyecciones PA y lateral de la radiografía de tórax(3).

Los investigadores destacan en su discusión que al comparar los valores de KASE mínimos y máximos de los equipos, se evidenciaron diferencias del 670% para la radiografía de tórax PA y del 352,8% para la radiografía de tórax lateral. Consideran que la existencia de éstas grandes diferencias se basan en la falta de normativa local y el requerimiento de un entrenamiento del personal al transicionar a la radiología digital, como recomienda la OIEA (3). El monitoreo constante de las dosis en radiodiagnóstico es importante para reducir la probabilidad de ocurrencia de efectos adversos de las radiaciones ionizantes a los pacientes, como el cáncer. Si bien un sólo examen radiológico se asocia a una probabilidad muy baja de inducir cáncer, se ha determinado que en los países industrializados cada miembro de la población se somete al menos a un examen radiológico al año, generando un aumento del riesgo acumulado. Así, los miembros que se sometan a una mayor cantidad de exámenes radiológicos por motivos de salud o aquellos que sean más sensibles a la inducción de cáncer (embrión, bebés/niños, personas con predisponibilidad génica), cuentan con un riesgo incluso mayor. Éstas situaciones demuestran, que los principios de justificación y optimización de la protección radiológica son indispensables(4).

Si bien los estudios de optimización en radiodiagnóstico, especialmente en el área de

radiología general, no corresponden a un área de investigación novedosa, siguen siendo una necesidad latente para el ejercicio de una buena práctica radiológica en los centros de Imagenología. Esto debido a que los resultados de múltiples estudios han demostrado que los sistemas de radiografía digital tienen un rendimiento distinto, en términos del ruido de la imagen y dosis en la superficie de entrada, entre sí, entendiéndose entonces, que los parámetros de adquisición no pueden ser directamente transferidos a otro sistema, requiriendo esfuerzos de optimización para cada equipo y examen radiográfico (5,6).

Recientemente el Centro de Imagenología del Hospital Clínico de la Universidad de Chile (HCUCH) renovó la tecnología de sus unidades de rayos X, cambiando aquellos equipos CR por nuevas unidades con Radiología digital indirecta (DR), los cuales no cuentan con protocolos de examen estandarizados construidos a partir de la optimización, quedando a criterio del profesional de Tecnología Médica las técnicas radiológicas utilizadas. En vista de esta situación, el propósito de este trabajo de investigación consiste en establecer un protocolo estandarizado a uno de los exámenes más solicitados en este centro, que es la radiografía de Tórax, donde se busca optimizar la técnica radiográfica para un paciente estándar, con el fin de entregar una baja dosis de radiación y que permita una calidad de imagen diagnóstica, velando por la protección radiológica de los pacientes y dar cumplimiento al principio ALARA.

2.1. Marco teórico

Radiación ionizante y rayos X.

La radiación ionizante se caracteriza por tener la capacidad de ionizar y excitar los átomos de la materia a medida que interactúa con ella. Las características por las cuales se identifica la radiación ionizante están determinadas por la energía (superior a 25 eV)(7) y la longitud de onda (superior a 200 nm) en el espectro electromagnético (8).

Los rayos x corresponden a radiación electromagnética indirectamente ionizante, son fotones que se producen gracias a la interacción de partículas cargadas con el medio, las que pueden producir cambios en los niveles de energía atómicos emitiendo radiación característica (rayos X característicos) o desaceleración de electrones donde pierden parte de su energía cinética, la que va a emitirse como radiación de frenado (rayos X de bremsstrahlung) (7).

Interacción de los fotones con la materia.

Los fotones de rayos X de interés en Radiodiagnóstico interactúan con la materia a través de 2 formas principalmente, que son el efecto Compton y el efecto fotoeléctrico. El efecto Compton se caracteriza por ocurrir con fotones de energía sobre los 26 keV en tejidos blandos, cuando un fotón incidente interactúa en mayor probabilidad con los electrones de valencia de un átomo, produciendo que parte de su energía cinética sea transferida y como resultado se produce la salida de un electrón y la emisión de un nuevo fotón, los cuales tendrán parte de la energía cinética del fotón incidente (8).

Por otro lado, se encuentra la absorción fotoeléctrica, que se produce cuando un fotón incidente impacta con un electrón generando su salida del átomo. Para que se produzca este efecto la energía del fotón incidente debe ser superior a la energía de enlace del electrón en el orbital atómico (8).

Efectos biológicos de la radiación.

La importancia de estudiar la interacción de la radiación con la materia, radica en los efectos

adversos que produce en los tejidos biológicos. En la literatura científica se clasifican principalmente en efectos Determinísticos y efectos Estocásticos. Con los primeros, ocurren reacciones tisulares nocivas, alteraciones en el funcionamiento de las células o muerte celular. Para que se produzcan se debe superar una dosis umbral, donde por encima de ésta, va a aumentar la gravedad de la lesión a medida que aumenta la dosis. Por otro lado, los efectos Estocásticos se caracterizan porque se manifiestan como cáncer cuando se producen mutaciones en las células somáticas de un individuo o efectos hereditarios cuando las mutaciones ocurren en células germinales. La probabilidad de que se produzcan aumenta a medida que aumenta la dosis, sin embargo no hay un umbral que los produzca (9).

Principios de la Protección Radiológica.

Para controlar, en cierto modo, la ocurrencia de efectos adversos frente a la exposición a la radiación, es que se crearon los Principios de la Protección radiológica. El primer principio es el de *Justificación*, el cual indica que *“Cualquier decisión que altere la situación de exposición a radiación debería producir más beneficio que daño”* (9), esto quiere decir que ante cualquier circunstancia que se relacione con la exposición a la radiación, debería producir un beneficio tal que compense el daño que ésta pueda generar, además en los procedimientos médicos, debe ser evaluado individualmente. El Segundo principio es el de *Optimización*, que se define como *“Proceso relacionado con la fuente que tiene por finalidad mantener tan bajos como sea razonablemente posible (ALARA) la probabilidad de que ocurran exposiciones, el número de personas expuestas, y la magnitud de las dosis individuales, teniendo en cuenta factores económicos y sociales.”* (9). Este principio está orientado a que se realice el máximo esfuerzo por lograr el mejor nivel de protección. Cuando se habla de los procedimientos de diagnóstico por imágenes médicas, la Comisión Internacional de Protección Radiológica (ICRP) recomienda que en los procesos de Optimización se utilicen los Niveles Diagnósticos de Referencia (DRL por sus siglas en inglés *Diagnostic Reference Levels*), con los cuales se

puede analizar y controlar si la dosis al paciente es inusualmente alta o baja, pero no representan en ninguna manera límites de dosis (11).

Existe un tercer principio, que es el de *Límites de dosis*, pero es irrelevante cuando se habla de procedimientos médicos que están bajo los niveles apropiados de dosis y que constituyen un beneficio para el paciente (4).

Magnitudes dosimétricas.

Las magnitudes dosimétricas son utilizadas para medir efectos reales o potenciales de la radiación (18). Se describirán algunas de las magnitudes dosimétricas más utilizadas y relevantes para este trabajo.

- **Kerma (K):** Es una magnitud no estocástica relevante para medir la radiación proveniente de partículas no cargadas como fotones y neutrones (7). Para los rayos X y gamma consiste en la energía cinética transferida a partículas cargadas del medio por unidad de masa. Su unidad de medida es J/kg o Gray (Gy).

-**Dosis Absorbida:** Es relevante para todos los tipos de radiación ionizante y para cualquier fuente de radiación en un medio absorbente. Se define como energía impartida por la radiación ionizante a la materia en un volumen finito. Su unidad de medida es el Gy(7). En radiodiagnóstico, debido a las energías que se utilizan, se puede considerar que el kerma y la dosis absorbida son numéricamente equivalentes(11). Esta equivalencia ocurrirá siempre que exista equilibrio de electrones secundarios(12).

-**Kerma en Aire incidente (K_i):** Se define como la medición del kerma en aire de un haz de rayos X incidente en el eje del haz central en la posición de un paciente o fantoma, y no considera la radiación retrodispersada. Su unidad de Medida es el Gy(12).

-**Kerma en aire la Superficie de entrada(KASE):** Es el kerma en aire que se mide en el eje central del haz sobre la superficie del paciente o fantoma, considera la radiación incidente y la retrodispersada (a través del factor Backscatter, B), su unidad de medida es el Gy y se calcula

de la siguiente manera (12).

$$KASE = K_i B \quad (\text{ecuación n}^\circ 1)$$

-Producto Kerma área(KAP): Por definición se conoce como la Integral del kerma en aire sobre el área del haz de rayos X en un plano perpendicular al eje del haz. Esta magnitud es aproximadamente invariable con la distancia del tubo de rayos X, pero siempre y cuando el cálculo no sea tan cerca del paciente o fantoma(12). Su unidad de medida es Gym^2 .

Radiografía digital directa.

La radiografía digital directa corresponde a uno de los métodos más contemporáneos de adquisición de imágenes utilizado en el área de radiología general. Implica la obtención de una imagen digital directamente del sistema de detección utilizado, prescindiendo de la película radiográfica y los dispositivos de lectura en CR (13).

En la radiología digital directa se utilizan como medio de detección del haz de radiación los detectores de panel plano o *flat panel*. Estos detectores se clasifican en dos tipos de acuerdo a si su método de conversión de la energía de los fotones incidentes a señal eléctrica es directo o indirecto. Los detectores de conversión indirecta hacen uso de un material centellador (usualmente $CsI:Tl$ y Gd_2O_2S) en contacto con una matriz de píxeles asociados a un elemento fotosensible (fotodiodo). Una cierta fracción de la energía depositada por el haz de radiación es transformada a luz por el centellador, luz que, de manera proporcional, permite al fotodiodo generar una carga eléctrica, la cual es almacenada en el capacitor para la posterior lectura (8, 14).

En el caso de los detectores de conversión directa, se utiliza una capa de material semiconductor, como selenio amorfo (aSe), que se encuentra en contacto con una matriz de píxeles activa. Al interactuar el haz de radiación con el material fotoconductor, directamente se produce una carga en forma de pares electrón-hueco. Estos pares migran hacia los elementos de detección (electrodos cargados) mediante un campo eléctrico externo aplicado

(8,14). El proceso de lectura es similar al de los detectores de conversión indirecta.

Un detector digital puede requerir de una menor cantidad de fotones incidentes para digitalizar de forma óptima y representar las estructuras anatómicas estudiadas en comparación con la tecnología predecesora, esto debido a su gran capacidad de detección de fotones, conocida como eficiencia de detección cuántica (DQE). También, se ha detectado que estos dispositivos permiten que un extenso rango de factores de exposición produzcan una imagen con características diagnósticas, beneficio asociado al gran rango dinámico con el que cuentan los detectores digitales(1).

El rango dinámico se describe como el número de tonalidades grises que un sistema de imágenes es capaz de reproducir, identificándose por la capacidad de bits de cada pixel (15). Al referirse a un detector de rayos X, puede interpretarse como la proporción de la dosis máxima y mínima que puede aceptar un dispositivo de imágenes sin distorsionar ni deteriorar la imagen adquirida (1). Si bien, constituye una característica fundamental para reducir las dosis entregadas al paciente con radiología digital, se ha observado una tendencia mundial de ir aumentando las mismas. Dadas las implicancias en protección radiológica de esta práctica, es que se han propuesto algunas recomendaciones para casos donde se introduce un sistema radiológico o un software de postprocesamiento nuevo, las cuales incluyen la realización en paralelo de programas de optimización y de capacitación del personal encargado (1).

Mientras que las imágenes DR subexpuestas pueden ser identificadas por el operador debido al nivel de ruido que presentan, las imágenes sobreexpuestas pueden pasar fácilmente desapercibidas e incluso bien aceptadas por su alta calidad de imagen, resultando en niveles de exposición cada vez más altos al paciente (Dose creep) (8). Para poder tener algún seguro contra la sobreexposición al usar sistemas digitales, los fabricantes han ofrecido junto con sus unidades de rayos X un valor numérico calibrado por ellos, llamado índice de exposición (1). El índice de exposición representa la cantidad de radiación que ha llegado al detector, más no

corresponde a un indicador de dosis al paciente (8). Aunque un correcto conocimiento y manejo del índice de exposición puede ser fundamental para verificar que se ha adquirido una imagen de calidad(13).

Factores técnicos de la radiografía.

Los principales factores técnicos utilizados en la radiografía incluyen el voltaje de tubo (kV), la corriente de tubo (mA), el tiempo de exposición y la distancia fuente-detector (SID). La distancia fuente-detector generalmente se encuentra estandarizada a 100 cm exceptuando la radiografía de tórax, que utiliza 180 cm. Mediante el voltaje de tubo se controla el poder de penetración del haz de radiación, este se debe ajustar de acuerdo al espesor de la región anatómica en estudio y la estructura a evaluar. Valores de kV bajos permiten el estudio de estructuras óseas y de agentes de contraste como el yodo y el bario, esto debido a que en este rango se enfatiza el contraste de la imagen debido al efecto fotoeléctrico, importante para estructuras y materiales con alto n° atómico (Z) como los mencionados. Por otro lado, cuando el fin del estudio es evaluar tejidos blandos, como en tórax, se utilizan kV más altos (usualmente 120 kV) para disminuir las interacciones fotoeléctricas disminuyendo, a su vez, el contraste de la imagen (8,13).

El producto de la corriente de tubo y el tiempo de exposición se denomina mAs, el cual permite controlar la cantidad de fotones generados (mA) en un tiempo determinado (tiempo de exposición). Al igual que el kV y la SID, es linealmente proporcional a la fluencia de fotones. Utilizar un mayor mA permite reducir el tiempo de exposición, evitando repeticiones debido a movimientos del paciente. Si bien en el pasado la elección de estos parámetros era manual, hoy en día, para muchos de los exámenes, se utiliza el Control Automático de Exposición (CAE). Donde, al seleccionar valores de mA altos, el tiempo de exposición es determinado por este dispositivo (8,13).

Control Automático de Exposición (CAE)

El control automático de exposición (o AEC, en inglés) también llamado exposímetro automático o photo-timer, consiste en un dispositivo asociado al equipo de rayos X capaz de poner fin a la exposición automáticamente al medir en el receptor de imagen un nivel de radiación incidente óptimo, de acuerdo a las características de atenuación del paciente y la densidad óptica requerida en la película (SNR en contexto digital). Este sistema cuenta con uno o más detectores de radiación, un amplificador de señal, un selector de densidad de película o de SNR, un circuito integrador, un circuito comparador, un interruptor de fin de exposición y un backup timer. En la mayoría de los casos los sistemas de detección son cámaras de ionización, ubicadas justo antes del receptor de imagen (8).

Una vez que los rayos X transmitidos por el paciente y la grilla difusora llegan al sistema de detección, generan pares de iones en alguna de las cámaras de ionización asociadas. Esta señal posteriormente es amplificada y enviada a un comparador de voltaje y al circuito integrador, cuando la señal acumulada alcanza un valor preseleccionado, un pulso de salida termina la exposición automáticamente (8).

Mediante un selector de SNR (o densidad) ubicado en el panel de control, es posible incrementar o disminuir el voltaje de referencia en un 10% o 15% por cada valor de densidad para modificar el total de la exposición de rayos X. En caso de que exista un fallo en la detección de la radiación o de los circuitos asociados, el interruptor de seguridad backup timer termina la exposición automáticamente al pasar un tiempo de exposición preseleccionado (8).

Calidad de imagen

El concepto calidad de imagen, en un contexto clínico, se refiere a la fidelidad con la que una imagen radiológica representa la información anatómica o funcional de la estructura en estudio, tal que permita que el radiólogo pueda realizar un diagnóstico preciso (8). En una radiografía, los parámetros más relevantes que permiten realizar una evaluación de la calidad de imagen son el ruido, la resolución de contraste, la resolución espacial y los artefactos(15).

El ruido, en los sistemas digitales, se define como la variación o fluctuación aleatoria de los valores de píxel que conforman la imagen radiográfica (15). Las fuentes de ruido son múltiples, pudiendo estar asociado a la señal o el diseño del sistema de detección digital (ruido electrónico y ruido estructural), a la anatomía del paciente (ruido anatómico) y la más importante, a una baja cantidad de fotones incidentes en el detector, a lo que se le llama moteado cuántico o simplemente ruido (8,15). En las imágenes digitales, el ruido genera borrosidad en la imagen, difuminando la resolución espacial y reduciendo el contraste (1).

La resolución de contraste se refiere a la capacidad de detección de pequeñas variaciones en la escala de grises de la imagen y la distinción del ruido presente. En la práctica, corresponde a la capacidad del sistema de reconocer como diferentes a aquellos tejidos cuyas características de atenuación de la radiación sean similares, como pueden ser el hígado y páncreas o la sustancia gris y blanca (15). Debido al, previamente comentado, amplio rango dinámico de los sistemas digitales, éstos cuentan con una mejor resolución de contraste respecto a los sistemas convencionales.

La resolución espacial consiste en la capacidad de distinguir dos objetos separados y cercanos, como diferentes entre sí, describiendo el nivel de detalle que puede ser visualizado en una imagen. Otra forma de expresarla, es a través de la frecuencia espacial, vista como el número de pares de línea por milímetro (lp/mm) detectables en la imagen. Mientras más alto sea este valor, más diminuto será el objeto distinguible en la imagen y mejor será la resolución espacial del sistema (8,15).

En las imágenes digitales, el tamaño de píxel corresponde al límite teórico para lo más pequeño que puede ser distinguible, pues no es posible distinguir un objeto que sea más pequeño que este (8).

Por otro lado, los artefactos corresponden a cualquier irregularidad presente en una imagen que no se encuentre asociada a la correcta interacción del haz primario de rayos X con el

paciente (15). Debido a que la presencia de artefactos en una radiografía puede dificultar la visualización de las estructuras anatómicas y derivar a diagnósticos erróneos, se debe prestar atención a las fuentes de los mismos para evitar su aparición.

Radiografía de Tórax en adultos.

Consiste en la toma de dos imágenes a través de las proyecciones Postero-anterior (PA) y Lateral. Para la proyección PA el paciente debe estar erguido de pie, con ambos hombros hacia adelante apoyados en el estativo, el cuerpo debe estar sin rotación del plano medio sagital, el mentón se eleva estirando el cuello del paciente y se debe adquirir la imagen en inspiración máxima. Para la proyección Lateral, el paciente se posiciona de pie apoyando el lado izquierdo del cuerpo en el estativo, se elevan ambos brazos hacia adelante para evitar la superposición en el campo pulmonar y la imagen se adquiere también en inspiración máxima (16).

Consideraciones técnicas del examen:

El tubo de rayos X se posiciona a una distancia fuente receptor de imagen (SID) de 180 cm. El kilovoltaje para sistemas de radiología digital se recomienda que tenga un valor alto (sobre los 110 kV), mientras que el mAs debe ser tan bajo como sea posible para mantener una calidad de imagen óptima y manteniendo el criterio ALARA (16). El tamaño de campo es de 35 x 43 cm, el receptor de imagen debe cubrir todo el tórax y la colimación debe ser cuidadosa no sólo para reducir la dosis al paciente, sino que también para mejorar la calidad de la imagen al disminuir la radiación dispersa, para esto último se utiliza rejilla antidifusora (Bucky). El haz central de rayos x debe ir en el centro del campo pulmonar.

Entre los criterios de evaluación generales para la proyección PA están, la ausencia de movimiento, la visualización nítida de los márgenes de las costillas, diafragma, los bordes de la silueta cardíaca, así como también las marcas pulmonares de la región hilar. Se debe obtener un contraste suficiente como para visualizar finas marcas vasculares en los campos

pulmonares, además de visualizar vértebras torácicas medias, superiores y las costillas posteriores a través de la silueta cardiaca (16).

3. Objetivos

Objetivo general

Diseñar un protocolo estandarizado para la adquisición de la radiografía de tórax en el Centro de Imagenología del Hospital Clínico de la Universidad de Chile (HCUCH), cuyos factores de exposición sean optimizados con el fin de entregar la menor dosis de radiación al paciente manteniendo una calidad diagnóstica de la de imagen.

Objetivos específicos

1. Determinar el estado de funcionamiento de los equipos de rayos X disponibles en HCUCH.
2. Evaluar dosis y calidad de imagen en fantoma con distintos sets de adquisición con el fin de generar un protocolo estandarizado para la radiografía de tórax en un paciente estándar.

4. Materiales y Métodos

Este estudio cuenta con un diseño de tipo experimental, prospectivo y transversal. El plan de acción fue dividido en dos etapas principales. En la primera etapa se realizó un control de calidad a los equipos de rayos X del servicio de Imagenología del HCUCH para la caracterización de los mismos. En la segunda etapa se evaluaron, de acuerdo a dosis y calidad de imagen, combinaciones de factores de exposición utilizando fantoma para determinar la configuración de la adquisición de la radiografía de tórax en sus dos proyecciones, lo que permitiera el diseño de un protocolo estándar que optimice la dosis de radiación y mantenga una calidad de imagen diagnóstica para la radiografía de tórax.

Lugar y tiempo de trabajo.

El lugar de trabajo corresponde al Centro de Imagenología del Hospital Clínico de la Universidad de Chile, durante el segundo semestre académico del año 2022.

Especificaciones del equipo de rayos X.

Se utilizaron cuatro equipos de Radiología digital (DR) marca SHIMADZU, modelo RadSpeed Pro R-300. El voltaje de tubo tiene un rango de 40 - 150 kV, un mínimo de 0,5 mAs y un máximo de 800 mAs.

El detector es un Flat Panel marca Canon modelo CXDI-701C con método de conversión de rayos X indirecto, el material centelleador es yoduro de Cesio activado con Talio (CsI:TI), tiene sensor LANMIT (Large Area New-MIS sensor y TFT) de silicio amorfo, el campo máximo es de 35 cm x 43 cm, con tamaño de píxel de 125 μ m, matriz de 2800 x 3408 píxeles y profundidad del píxel de 16 bits.

Para la visualización y edición de las imágenes se utilizó el Software de control CXDI NE versión 2.16 de Canon.

Materiales utilizados en ambas etapas:

1. Equipos de rayos X marca SHIMADZU modelo RadSpeed Pro R-300, con detectores flat panel marca Canon modelo CXDI -701C.
2. Sistema digitalizador ACCU-GOLD+ con sensor multipropósito de estado sólido AGMS-D+ marca Radcal Corporation, compatible con el software "Accu-Gold+ v. 2.49 [AG-2439]". Calibrado para blancos de tungsteno y filtración de aluminio, con un rango de kV de 40-160, filtración de 2-24 mm, HVL 1.3 - 13.5 mm Al y un rango de dosis de 80 nGy - 100 Gy \pm 5%.
3. Bloques de PMMA de dimensiones 30 cm x 30 cm x 1 cm.
4. Planchas de plumavit de 33 cm x 40 cm x 1 cm de espesor cada una.
5. Cinta métrica STANLEY modelo 30-608 para mediciones en centímetros y pulgadas.
6. Cinta adhesiva.

Control de calidad.

1. Herramienta para prueba de alineación del rayo central correspondiente a un cilindro de acrílico de 15,7 cm de altura, con esferas radiopacas en sus caras superior e inferior.
2. Placa con marcas radiopacas, ejes ortogonales a escala y dos círculos concéntricos.
3. Nivel de burbuja Radcal Corporation.

Prueba CAE.

1. Fantoma de Tórax, marca Nuclear Associates, modelo 76-211. Consta de 4 placas de acrílico de 25x 25x 2,54 cm de espesor, 2 láminas de aluminio de 25x25x0,1 cm y 25x25x0,2 cm de espesor, respectivamente y espaciadores que proporcionan un espacio de aire de 5,08 cm. De acuerdo con el manual del fantoma, este es equivalente al diámetro del tórax de un paciente estándar de 23 cm en proyección PA, concordante con las recomendaciones del documento TRS 457 (12).

Calidad de imagen y dosimetría

1. Fantoma de calidad de imagen NORMI RAD/FLU, marca PTW, modelo T42032. Corresponde a un objeto de prueba que puede ser utilizado para el control de calidad de unidades de rayos x utilizados tanto en radiología general como en fluoroscopia. Cuenta con un cuerpo estructural de 30x30x1,95cm que junto con un atenuador de aluminio de dimensiones 16,3x16,3x2,5 cm para simular al paciente. Permite evaluar las pruebas de resolución de bajo contraste, resolución de alto contraste, rango dinámico y objetos de prueba de detalle.
2. Fantoma de Tórax, marca Nuclear Associates, modelo 76-211. Consta de 4 placas de acrílico de 25x 25x 2,54 cm de espesor, 2 láminas de aluminio de 25x25x0,1 cm y 25x25x0,2 cm de espesor, respectivamente y espaciadores que proporcionan un espacio de aire de 5,08 cm. Este fantoma es equivalente a un paciente de 23 cm en

proyección de tórax PA.

4.1. Primera Etapa.

4.1.1 Control de calidad.

En esta etapa se realizaron pruebas de control de calidad a las unidades de radiografía digital disponibles en el Centro de Imagenología del HCUCH, el cual cuenta con cuatro equipos de rayos X SHIMADZU RADSPEED PRO ubicados en las salas numeradas como “RX1”, “RX3”, “RX4”, y “RX5”.

Las pruebas de control de calidad realizadas, fueron seleccionadas en base a aquellos parámetros que son relevantes para este estudio como pruebas de Calidad del Haz, pruebas de Rendimiento, pruebas para evaluar el Control Automático de Exposición (CAE) y pruebas geométricas. Para realizar esta primera etapa se siguieron recomendaciones del Protocolo ARCAL XLIX (17), el IAEA TECDOC (18), y una tesis profesional adaptada especialmente para el Centro de Imagenología del HCUCH realizada en 2019 (19). Importante destacar que se modificaron los kV recomendados por los organismos, para algunas pruebas en específico, por aquellos utilizados en el examen de tórax, personalizando el control de calidad de acuerdo a los parámetros de interés para este examen.

Pruebas Geométricas.

1. Definición del campo luminoso.
2. Perpendicularidad del rayo central y coincidencia del campo luminoso con el campo de radiación.

Pruebas de Calidad del Haz.

3. Exactitud, Repetibilidad y Reproducibilidad de la tensión del tubo.
 - Utilizando kV de 60, 80, 125, 133, 145 con 20 mAs para prueba de Exactitud.

Pruebas de Rendimiento

4. Repetibilidad del rendimiento.

5. Variación del rendimiento con la carga.

Pruebas de Dosis

6. Verificación del funcionamiento del sistema de medida o estimación del producto dosis-área (KAP).

Pruebas de CAE

7. Ajuste y repetibilidad del CAE.
 - Utilizando 133 kV en vez de 80 kV.
8. Homogeneidad entre cámaras.
 - Utilizando 133 kV en vez de 80 kV.
9. Compensación del CAE para distintos espesores y distintas tensiones.
 - Utilizando 125, 133 y 145 kV en vez de 60, 80 y 120 kV.

4.2. Segunda Etapa.

4.2.1 Verificación del valor de producto kerma área(KAP).

Debido a que la magnitud dosimétrica KAP es entregada directamente por la consola del equipo de rayos X, así como desplegada en la pantalla junto con cada adquisición, se ha decidido trabajar con ésta para la evaluación dosimétrica de las pruebas con fantoma.

Con el objetivo de verificar los valores de KAP entregados en cada exposición, se realizaron mediciones experimentales con dos mAs distintos (2,5 mAs y 5 mAs), para todos los kV de prueba en este trabajo. Los voltajes de tubo a evaluar en este trabajo fueron 125 kV, 133 kV y 145 kV, que corresponden a voltajes de tubo actualmente utilizados por los tecnólogos médicos del centro, agregando al estudio 100 kV, voltaje agregado debido a su utilización en la bibliografía (20). Se adquirieron un total de 2 exposiciones por cada combinación. En cuanto a la configuración, las mediciones se efectuaron replicando la metodología utilizada en la prueba "Verificación del funcionamiento del sistema de medida o estimación del producto dosis-área" realizada en el control de calidad. Para cada exposición se utilizó un

tamaño de campo de 20 x 20 cm y una DFD de 180 cm con el detector fuera de la bucky, situado en un apoyo en el piso (figura 1).

Para la comparación, se tomó registro de las mediciones de KAP desplegadas en la imagen radiográfica por el software Canon, de la medición de KAP que entrega la cámara KAP y, finalmente, del Kerma incidente experimentalmente medido con el detector de estado sólido. Los valores de Kerma incidente registrados (3 mediciones) fueron promediados por cada combinación para posteriormente multiplicarlos por el área del campo luminoso real y, así, obtener el *producto dosis área* (KAP).

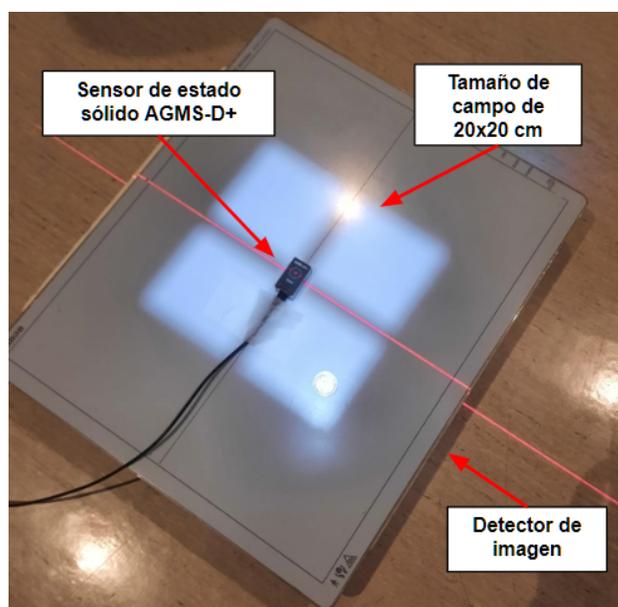


Figura 1. Montaje para la determinación del producto kerma área.

4.2.2 Calidad de imagen y dosimetría.

4.2.2.1 Dosimetría.

Para la obtención del KAP de los parámetros de exposición en evaluación en este trabajo, se tomó registro desde la cámara KAP de cada equipo de rayos X, valor ya validado en fases anteriores. En cuanto al KASE, se obtuvo mediante las recomendaciones del TRS 457 (12), como se detalla en el anexo N°1.

4.2.2.2 Situación actual en el Centro de Imagenología del HCUCH.

Para conocer cuáles son las técnicas radiográficas que se utilizan actualmente en la radiografía de tórax PA y lateral, se realizó una encuesta mediante un formulario de Google, en la cual se les preguntó a los Tecnólogos Médicos del Centro de Imagenología por el kV y mAs que utilizan para la adquisición con técnica libre de la radiografía de tórax para un paciente estándar (anexo N°2).

4.2.2.3 Diseño propuesta de técnicas a evaluar.

El set de técnicas a evaluar fue diseñado en base a las respuestas recopiladas en el ítem anterior junto con algunas recomendaciones de la bibliografía, incluyendo además, algunas combinaciones extras que se encontraran en un rango cercano a las actualmente utilizadas.

El set final de técnicas se muestra en la tabla 2.

Técnicas tórax PA	Factores de exposición	Técnicas tórax lateral	Factores de exposición
Técnica 1	100 kV, 1 mAs	Técnica 1	100 kV, 5 mAs
Técnica 2	100 kV, 2 mAs	Técnica 2	100 kV, 7,1 mAs
Técnica 3	100 kV, 3,2 mAs	Técnica 3	100 kV, 10 mAs
Técnica 4	125 kV, 1 mAs	Técnica 4	125 kV, 5 mAs
Técnica 5	125 kV, 2 mAs	Técnica 5	125 kV, 7,1 mAs
Técnica 6	125 kV, 3,2 mAs	Técnica 6	125 kV, 10 mAs
Técnica 7	133 kV, 1 mAs	Técnica 7	133 kV, 5 mAs
Técnica 8	133 kV, 2 mAs	Técnica 8	133 kV, 7,1 mAs
Técnica 9	133 kV, 3,2 mAs	Técnica 9	133 kV, 10 mAs
Técnica 10	145 kV, 1 mAs	Técnica 10	145 kV, 5 mAs
Técnica 11	145 kV, 2 mAs	Técnica 11	145 kV, 7,1 mAs
Técnica 12	145 kV, 3,2 mAs	Técnica 12	145 kV, 10 mAs

Tabla 2. Técnicas seleccionadas para evaluación de calidad de imagen de tórax PA y lateral.

Las adquisiciones para la evaluación de calidad de imagen de las técnicas radiográficas tabuladas en la tabla N°2, se realizaron de acuerdo a la metodología siguiente. Posicionando el tubo de rayos X frente al estativo a una distancia foco-detector de 180 cm, el detector se dispuso en sentido vertical, bajando el estativo hasta su máxima capacidad. Luego se posicionó el fantoma de calidad de imagen NORMI RAD/FLU de 30x30 cm apoyado y centrado en el estativo sobre 30 placas de plumavit. De acuerdo a lo que recomienda el fabricante, se situó a la salida del colimador un bloque de aluminio de 2,5 cm de espesor adosado con cinta adhesiva (figura 2), su utilización junto con el fantoma permite simular a un paciente. El procedimiento se repitió para los cuatro equipos.

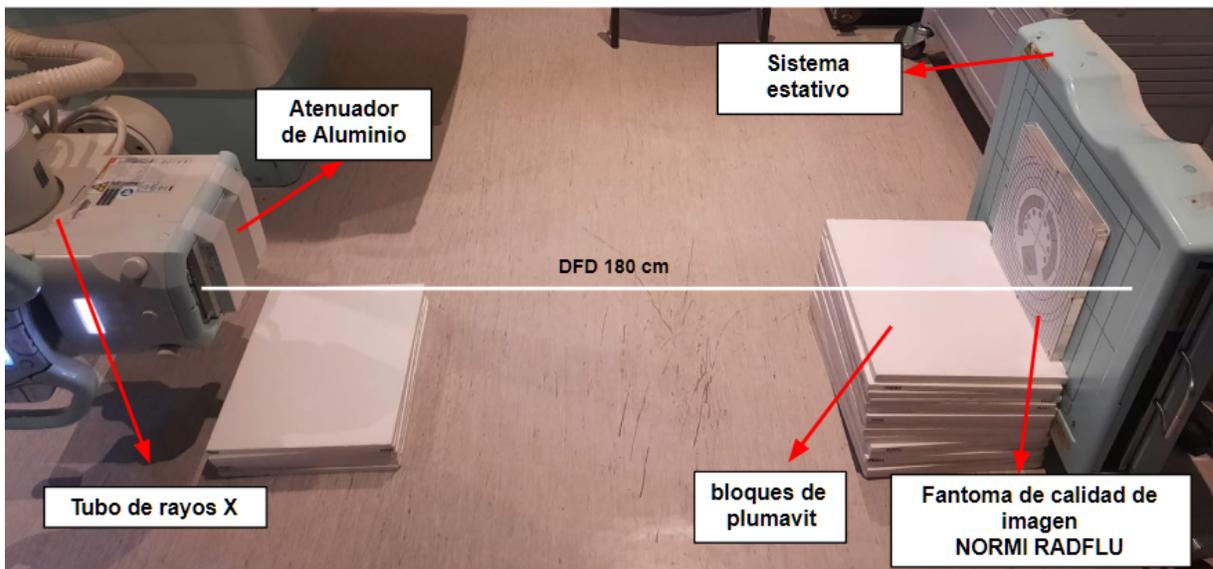


Figura 2. Montaje utilizado para las adquisiciones de las pruebas de calidad de imagen de las técnicas seleccionadas.

4.2.2.4 Análisis calidad de imagen

Para analizar las imágenes obtenidas, se solicitó a tres Tecnólogos Médicos que trabajan en el HCUCH responder una pauta (Anexo N°3) que contempla la evaluación de resolución espacial, resolución de bajo contraste, parámetros que el fantoma permite evaluar según se muestra en la figura 3 y la presencia de algún artefacto en la imagen.

La evaluación debían realizarla por separado, sin conocer la respuesta de los demás TMs,

las imágenes correspondientes a una sala en específico, debían ser visualizadas en el respectivo monitor de visualización de dicha sala y podían utilizar las herramientas de ajuste de nivel y ancho de ventana que el software de visualización de los monitores tenía disponible.

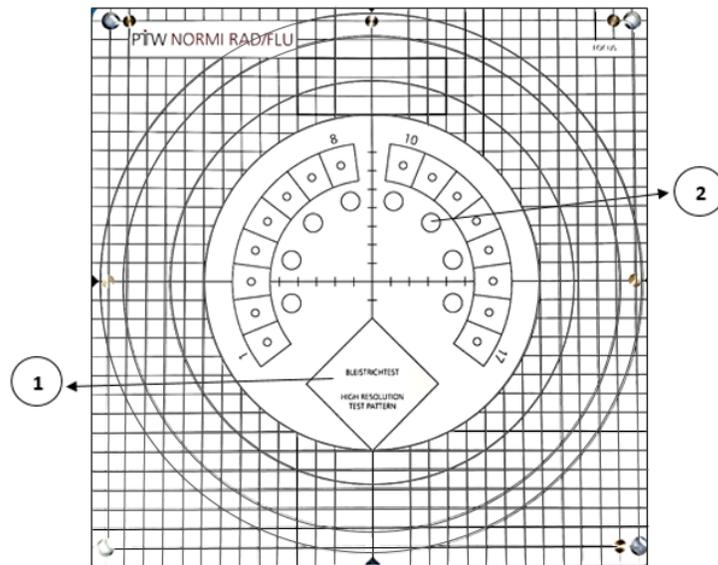


Figura 3. Muestra esquema del fantoma de calidad de imagen Normi RAD/FLU T42032. La flecha n°1 apunta a la zona que permite medir resolución espacial, la flecha que indica el n°2 corresponde a ocho objetos de contraste de 10 mm de diámetro.

La resolución espacial o de alto contraste indicada como n°1 en la figura 3 se evaluó mirando los pares de línea en pl/mm. La instrucción dada a los observadores consistió en registrar en la pauta hasta qué par de línea podían distinguir cada una de las líneas por separado.

La resolución de bajo contraste en el fantoma está representada por los objetos de contraste que se indican como n°2 en la figura 3, cada objeto de prueba se encuentra asociado a un porcentaje de contraste como se muestra en la tabla 3.

N° del objeto	1	2	3	4	5	6	7	8
% de Contraste	0,9	1,3	1,8	2,8	4,0	5,6	8,0	9,4

Tabla 3. Objetos de contraste en PMMA y porcentaje de contraste.

La indicación dada a los evaluadores para analizar resolución de bajo contraste era registrar el número de objetos visualizados. Se consideraron aquellos objetos de contraste cuyo diámetro se visualizará en su totalidad en la imagen, con sus bordes definidos.

El ruido de las imágenes fue calculado a través del programa RadiAnt DICOM Viewer versión 2022.1.1 (22) donde se cargaron las imágenes obtenidas y a través de un ROI posicionado en la zona más homogénea del fantoma se registró la desviación estándar de los píxeles dentro del ROI. Para asegurar la validez de la comparación entre todas las imágenes obtenidas por sala, se aseguró de que los ROI dibujados fueran del mismo tamaño, así cubrieran una misma área y cantidad de píxeles.

4.2.2.5 Límite aceptable de calidad de imagen.

Para obtener una referencia respecto de la calidad de imagen aceptable para una imagen diagnóstica, en términos de resolución de alto contraste, resolución de bajo contraste y ruido, se determinó como un límite de tolerancia aquellos valores de calidad de imagen identificados por los observadores para las adquisiciones hechas con los parámetros de adquisición de la radiografía de tórax PA y Lateral obtenidos de las respuestas de los tecnólogos médicos al formulario del anexo N°2. Al ser estas técnicas actualmente aplicadas en el servicio, se confirma la calidad diagnóstica de los parámetros de calidad de imagen, ya que actualmente permiten obtener imágenes que son utilizadas para diagnosticar pacientes.

4.2.2.6 Determinación de la técnica más apropiada.

Antes de solicitar a los observadores la evaluación de calidad de imagen de las adquisiciones del set propuesto, se seleccionó las imágenes según el ruido medido, con fin

de optimizar el tiempo a dedicar en la evaluación visual de calidad de imagen. Se dejaron fuera de la evaluación todas aquellas técnicas cuyos niveles de ruido fueran considerablemente mayores al compararlos con los niveles de ruido de las técnicas utilizadas actualmente por los Tecnólogos Médicos. El nuevo set de imágenes (6 técnicas PA, 9 técnicas LAT) fue evaluado por un total de 3 observadores, los cuales corresponden a profesionales Tecnólogos Médicos con distintos años de experiencia. Al registro cuantitativo de resolución de alto y bajo contraste de los 3 observadores se le calculó el promedio para facilitar la determinación de la técnicas con calidad de imagen aceptable.

Posteriormente se construyeron tablas con el set de técnicas a evaluar, comparándolas según su KAP, ruido y resolución de alto/bajo contraste asociados, ordenando los datos de manera decreciente desde la técnica que entrega menor dosis a la dosis más alta. Desde estas tablas se realizó la elección de las dos mejores técnicas radiográficas para las proyecciones PA y LAT de tórax. Posteriormente ambas fueron comparadas estadísticamente para evaluar si hay diferencias considerables en la calidad de imagen que ofrecen.

4.2.2.7 Análisis estadístico.

Las variables de estudio fueron tabuladas e imputadas en una planilla Excel, y el análisis de los datos fue realizado mediante el paquete estadístico Stata 15.1 (StataCorp. 2017. Stata Statistical Software: Release 15. College Station, TX: StataCorp LLC). Para la comparación de ambas técnicas para ambas proyecciones (133 kV y 145 kV con 2 mAs para PA, 133 kV y 145 kV con 5 mAs para lateral), en términos de resolución de bajo y alto contraste, se utilizó el test no paramétrico U de Mann-Whitney con un p valor crítico a dos colas menor o igual a 0.05 para rechazar la hipótesis de nulidad, debido a la baja cantidad de datos obtenidos y a que éstos no cumplieron el supuesto de normalidad, verificado mediante el test de Shapiro-Wilk.

4.2.3 Ajuste del selector SNR del Control Automático de exposición (CAE).

Para analizar el comportamiento del Control Automático de Exposición (CAE) entre las 4 salas de rayos X, se agregó una prueba adicional que no forma parte del control de calidad y que tiene como fin encontrar una configuración del selector de SNR del CAE, que permita obtener una exposición del detector semejante para todas las salas de examen.

El procedimiento que se detalla a continuación se realizó de la misma manera en las salas "RX1", "RX3", "RX4" y "RX5", todas utilizando el Control Automático de Exposición (CAE).

Se posicionó el tubo de rayos X a una distancia foco-detector (DFD) de 180 cm, bajando el estativo hasta su tope mínimo. Luego, sobre el estativo se colocó el sensor RADCAL modelo AGMS-D en el centro del haz de radiación asegurándolo con cinta adhesiva sin que ésta tenga contacto con la zona sensible del sensor y sin tener contacto con la zona donde se ubican las cámaras laterales del CAE. Frente al estativo, en el suelo, se situaron 30 placas de plumavit una sobre la otra para colocar sobre ellas el fantoma de tórax, cuidando siempre que las cámaras laterales del CAE estuvieran completamente cubiertas por el fantoma (figura 4).

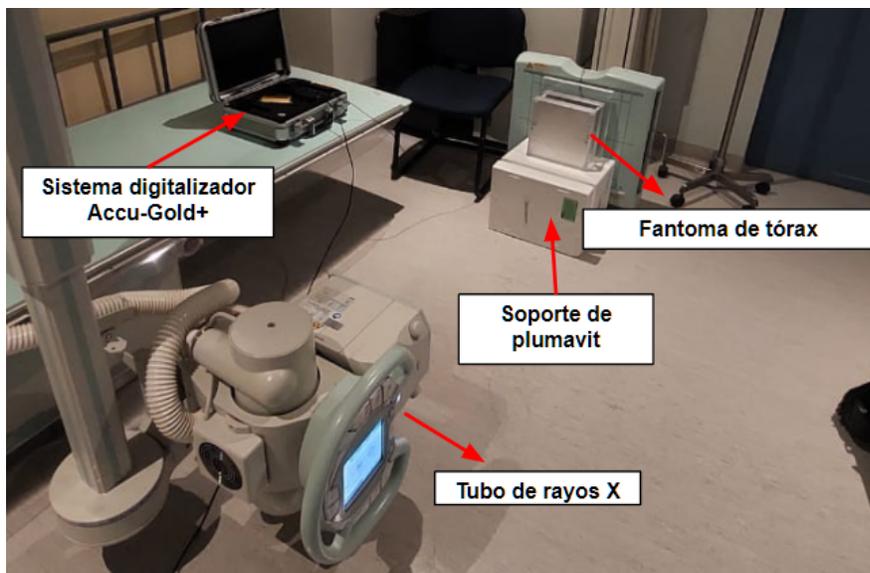


Figura 4. Montaje utilizado para la prueba de ajuste del selector SNR del CAE, utilizando

fantoma de tórax para un paciente estándar.

Una vez listo el montaje se iniciaron las exposiciones donde se seleccionó en la consola del equipo ambas cámaras laterales, foco grueso y los distintos voltajes de tubo utilizados por los tecnólogos del centro (125 kV, 133 kV y 145 kV). Para cada valor de kV seleccionado, se realizaron adquisiciones modificando por cada una el valor del selector de SNR que ofrece la consola del equipo, el cual va desde el valor +5 hasta el -5 (+5, +4, +3, +2, +1, 0, -1, -2, -3, -4, -5). Se comenzó por el valor más alto positivo (+5) hasta el valor de densidad mínimo que permitiera un valor de mAs lo suficientemente bajo para la radiografía de Tórax. Se tomó registro del mAs y KAP entregados por cada exposición.

Para la prueba de Tórax Lateral, se adicionaron placas de PMMA al fantoma de tórax anteriormente utilizado. Manteniendo el montaje anterior, se procedió a modificar ciertos parámetros de acuerdo a las exigencias de la radiografía lateral. Se seleccionó en la consola del equipo el foco grueso y se activó la cámara central del CAE. El resto del procedimiento se efectuó de la misma manera que para la radiografía PA.

5. Resultados

5.1. Primera Etapa: Control de Calidad.

Los resultados de todas las pruebas de control de calidad y sus tolerancias se encuentran en el anexo N°4.

5.1.1 Resultados pruebas geométricas.

La definición del campo luminoso se evaluó a través de pruebas de simetría y penumbra. Ambos parámetros resultaron estar dentro de las tolerancias para los 4 equipos de rayos X del HCUCH, las tolerancias consideradas para el máximo error de simetría y máximo valor de penumbra fueron menor a 1 cm para una DFD de 1 metro (18). Con las pruebas de perpendicularidad del rayo central se calculó la angulación del haz de rayos X en relación al receptor de imagen para lo que se consideró un valor de tolerancia entre $-1,5^\circ$ y $1,5^\circ$. Los resultados de esta prueba mostraron que los 4 equipos estaban aceptables con respecto a la tolerancia.

5.1.2 Pruebas de Calidad del Haz.

Las pruebas de Exactitud medidas con un mínimo de 60 kV y un máximo de 145 kV para 20 mAs, resultaron estar dentro de los parámetros de tolerancia para los cuatro equipos. La prueba de Repetibilidad realizada con 80 kV y 20 mAs se realizó con cinco repeticiones para cada equipo por igual y como resultado, se obtuvieron coeficientes de variación $< 5\%$ que es el valor máximo de tolerancia para esa prueba (19). La prueba de Reproducibilidad de la tensión del tubo se realizó con 80 kV y con mAs resultó estar dentro de los parámetros de tolerancia.

5.1.3 Pruebas de rendimiento.

A continuación se presentan los resultados de las pruebas de rendimiento. Se muestra en la tabla 4, los resultados de la prueba de Repetibilidad del rendimiento. En cuanto a la prueba de Variación del Rendimiento con la carga, sus resultados se encuentran en el anexo N°5.

Repetibilidad del rendimiento				
	RX1	RX3	RX4	RX5
Promedio Rendimiento [$\mu\text{Gy}/\text{mAs}$]	52,64	54,39	54,73	52,46
Desviación estándar Rendimiento	0,070	0,071	0,063	0,068
Coef de variación [%]	0,13	0,13	0,12	0,13

Tabla 4. Resultados de la prueba de repetibilidad del rendimiento para todas las salas de examen.

5.1.4 Pruebas de KAP.

A continuación se muestran las tablas con los resultados de las pruebas KAP. Se midió el KAP para dos combinaciones de factores de exposición; 60kV con 20 mAs y 120 kV con 5 mAs para un tamaño de campo de 20 x 20 cm.

RX1			
		KAP Shimadzu μGym^2	KAP Sensor μGym^2
60 kV y 20 mAs	Promedio	28,01	28,67
	Desviación %	2,37	
	Apueba	sí	
60 kV y 20 mAs	promedio	25,536	27,692
	Desviación %	8,44	
	Apueba	sí	

RX3			
		KAP Shimadzu μGym^2	KAP Sensor μGym^2
60 kV y 20 mAs	Promedio	27,77	29,65
	Desviación %	6,80	
	Apueba	sí	
60 kV y 20 mAs	promedio	28,23	30,80
	Desviación %	9,11	
	Apueba	sí	

RX4			
		KAP Shimadzu μGym^2	KAP Sensor μGym^2
60 kV y 20 mAs	Promedio	28,22	29,47
	Desviación %	4,42	
	Apueba	sí	
60 kV y 20 mAs	promedio	29,06	30,63
	Desviación %	5,40	
	Apueba	sí	

RX5			
		KAP Shimadzu μGym^2	KAP Sensor μGym^2
60 kV y 20 mAs	Promedio	28,40	29,16
	Desviación %	2,68	
	Apueba	sí	
60 kV y 20 mAs	promedio	27,46	28,65
	Desviación %	4,33	
	Apueba	sí	

Tabla 5. Resultados prueba KAP en μGym^2 para los cuatro equipos de rayos X del HCUCH, donde KAP Shimadzu corresponde al KAP promedio de las 5 mediciones tomadas por combinación que entrega la consola del equipo de rayos X y KAP sensor representa los datos del sensor AGMS-D+.

5.1.5 Pruebas del Control Automático de exposición (CAE)

A continuación se muestran los resultados prueba repetibilidad del CAE.

RX1				RX3			
IE	mAs	Dosis [μGy]		IE	mAs	Dosis [μGy]	
2078	9,6	29,41		269	6,8	23,08	
2095	9,6	29,53		262	6,8	23,34	
2101	9,6	29,40		267	6,8	23,04	
2106	9,6	29,48		270	6,8	23,06	
2118	9,6	29,42		269	6,8	23,09	
\bar{x}	2099,6	9,6	29,45	\bar{x}	267,4	6,8	23,12
σ	14,74	0	0,05	σ	3,21	0	0,12
CV	0,70%	0 %	0,19%	CV	1,20%	0%	0,53%

RX4				RX5			
IE	mAs	Dosis [μGy]		IE	mAs	Dosis [μGy]	
2039	13,6	44,48		519	14	42,65	
2039	13,6	44,39		522	13,6	42,69	
2056	13,6	44,51		521	13,6	42,70	
2017	13,6	44,43		518	13,6	42,67	
2034	13,6	44,47		519	13,6	42,70	
\bar{x}	2037	13,6	44,46	\bar{x}	519,8	13,68	42,68
σ	13,94	0	0,05	σ	1,64	0,18	0,02
CV	0,68%	0%	0,11%	CV	0,32%	1,31%	0,05%

Tabla 6. Resultados prueba repetibilidad del CAE (133 kV con 20 cm de PMMA), para las salas RX1, RX3, RX4 y RX5. Donde σ corresponde a la desviación estándar, y CV al porcentaje de coeficiente de variación.

Resultados prueba Homogeneidad entre cámaras

A continuación se muestran los resultados para la prueba de Homogeneidad entre cámaras.

Configuración de detección	Promedio mAs de las 3 mediciones para cada cámara				
	Cámara central	cámara izquierda	Cámara derecha	Todas las cámaras	Desviación estándar
RX1	9,6	10	9,2	9,2	0,38
RX3	6,8	7,2	7,2	6,8	0,23
RX4	13,6	14,4	14	13,6	0,38
RX5	13,7	14,4	13,9	13,6	0,36

Tabla 7. Resultados Prueba Homogeneidad entre cámaras, para 133 kV con 20 cm de PMMA.

Resultados prueba Compensación del CAE para distintos espesores y tensiones

A continuación se muestra un extracto de los resultados de esta prueba, la tabla completa con los datos de los cuatro equipos se puede ver en el Anexo N°6.

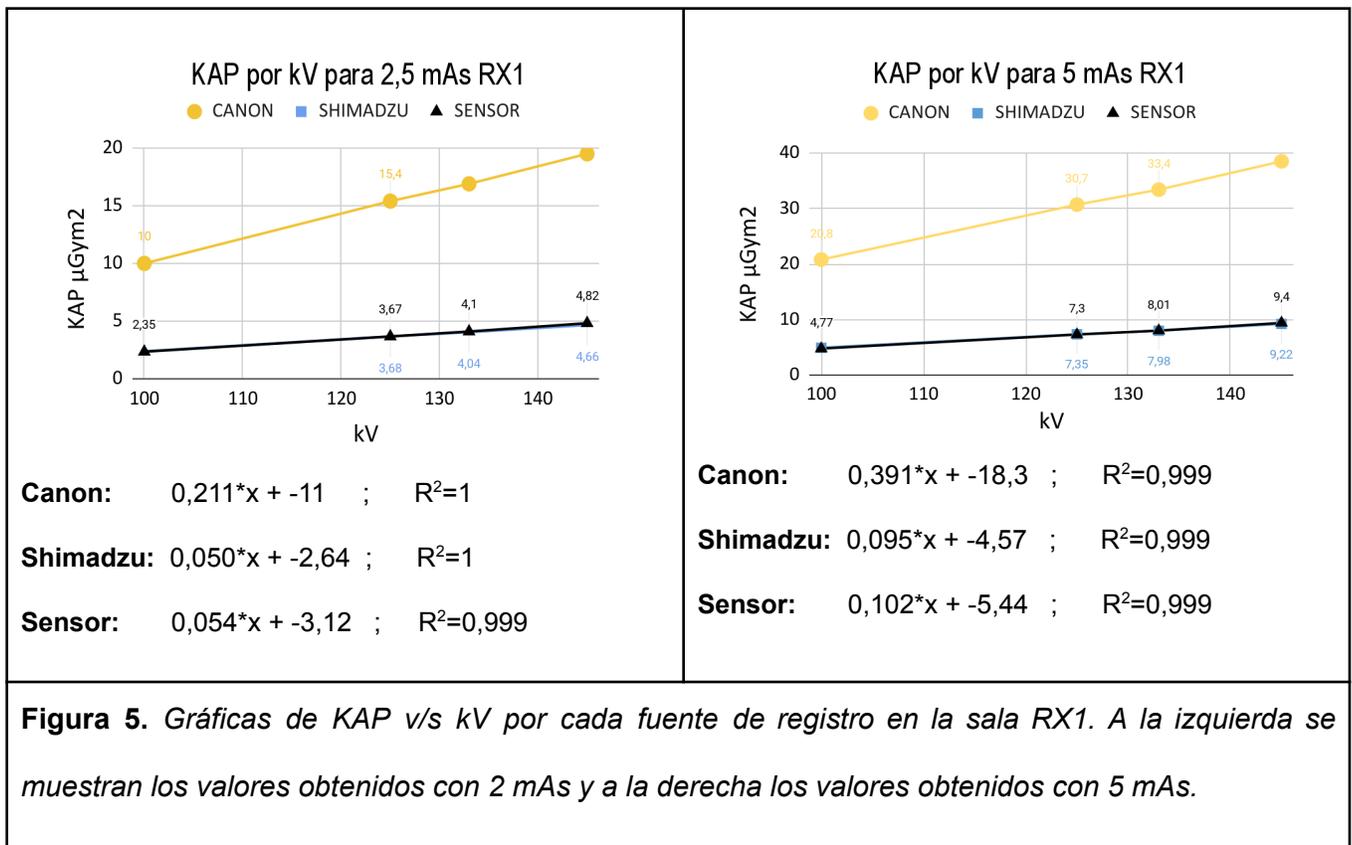
Compensación del CAE cámara central en RX1												
	mAs para 20 cm de PMMA			mAs para 16 cm de PMMA			mAs para 12 cm de PMMA			mAs para 8 cm de PMMA		
125 kV	11	11	11	4,5	4,5	5	1	1	1	0,5	0,5	0,5
133 kV	9,6	9,6	9,6	4,4	4,4	4,4	1,2	1,2	1,2	0,4	0,4	0,4
145 kV	7,6	7,6	7,6	3,2	3,2	3,2	0,8	0,8	0,8	0,4	0,4	0,4

Tabla 8. Prueba compensación del CAE para distintos espesores de PMMA en cm y voltajes de tubo de 125 kV, 133 kV y 145 kV para la sala RX1.

5.2 Segunda Etapa: Dosimetría y Calidad de Imagen.

5.2.1 Mediciones KAP

Las siguientes gráficas muestran el comportamiento de las mediciones de producto kerma-área (KAP) registradas por 3 métodos diferentes, donde se nombra como “CANON” a la medición tomada desde el software Canon, “SHIMADZU” a la medición tomada desde el panel de control del equipo de rayos X y “SENSOR” a la medición tomada desde el sensor Accu-gold usado experimentalmente.



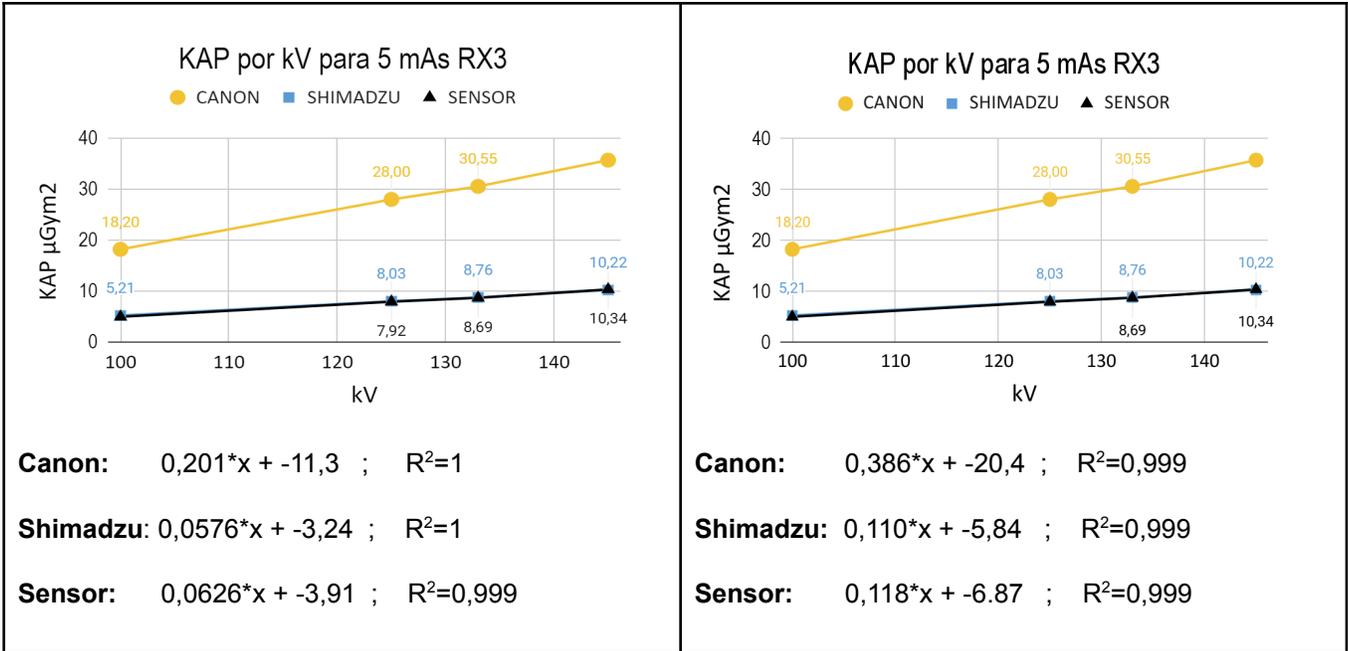


Figura 6. Gráficas de KAP v/s kV por cada fuente de registro en la sala RX3. A la izquierda se muestran los valores obtenidos con 2 mAs y a la derecha los valores obtenidos con 5 mAs.

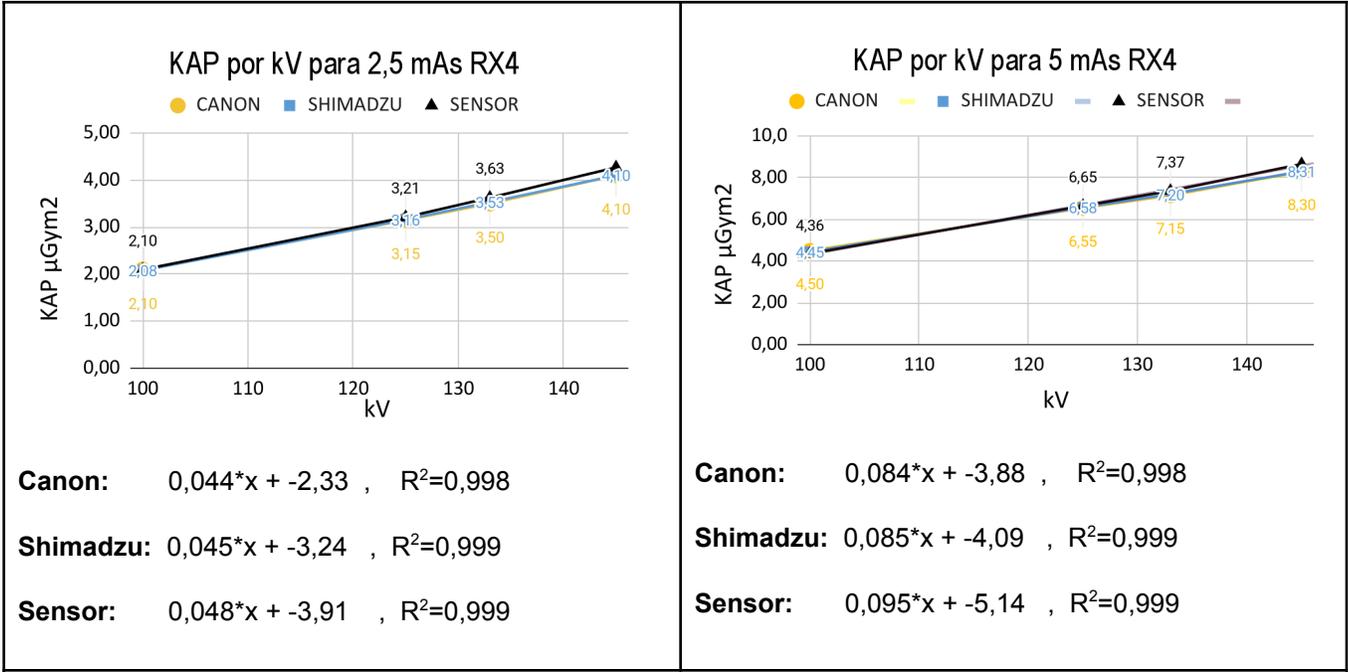
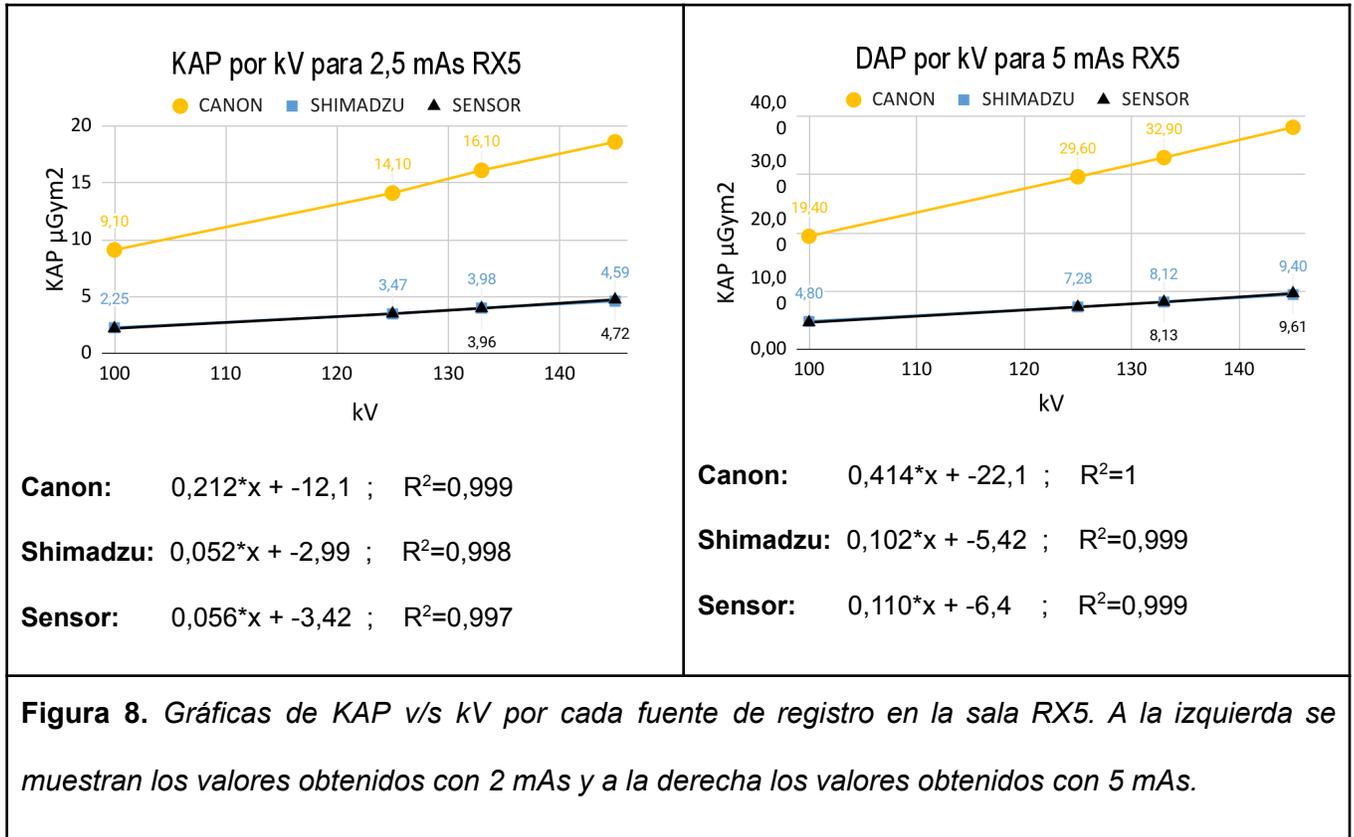


Figura 7. Gráficas de KAP v/s kV por cada fuente de registro en la sala RX4. A la izquierda se

muestran los valores obtenidos con 2 mAs y a la derecha los valores obtenidos con 5 mAs.



A excepción de la sala RX4, donde las pendientes de las curvas de las 3 mediciones son semejantes entre sí, en las salas RX1-RX3-RX5 sucedió que la medición de KAP “CANON” difiere en un factor de 4 aproximadamente del valor que entrega la cámara KAP del equipo (KAP Shimadzu) y las mediciones experimentales (KAP Sensor). Dado que no se encontró una relación que permitiera corregir esta diferencia para las 4 salas, se decidió que para la evaluación dosimétrica posterior se utilizará el valor de KAP entregado por la cámara KAP sin tomar registro del valor entregado en el despliegue de la imagen.

5.2.2 Resultados encuesta

Los resultados obtenidos a través de la encuesta realizada a los Tecnólogos Médicos sobre parámetros de adquisición que actualmente son utilizados en el servicio de Imagenología del HCUCH, se muestran en la tabla 9.

Combinaciones de técnica manual			
Radiografía de tórax PA		Radiografía de tórax lateral.	
<u>kV</u>	<u>mAs</u>	<u>kV</u>	<u>mAs</u>
125	2,5	125	7,1
133	3,6	133	7,1
145	2	133	10
		145	5

Tabla 9. Parámetros de adquisición para la radiografía de tórax PA y Lateral que utilizan los Tecnólogos Médicos en el HCUCH en un paciente estándar con técnica manual.

Con las respuestas obtenidas se calculó el Kerma en aire en la superficie de entrada (KASE) para, posteriormente, poder comparar las referencias obtenidas de la literatura. La metodología del cálculo de KASE se detalla en el anexo N°1.

kV	mAs	K_i [mGy]	Kase [mGy]
125	2,5	0,124	0,193
145	2	0,131	0,206
133	3,6	0,199	0,313

Tabla 10. Resultados de K_i (kerma incidente), Kase (Kerma en aire en la superficie de entrada) obtenidos con las técnicas radiográficas para tórax lateral usadas en el HCUCH.

kVp	mAs	K_i [mGy]	Kase [mGy]
145	5	0,390	0,616
125	7,1	0,424	0,661
133	7,1	0,483	0,758
133	10	0.676	1,061

Tabla 11. Resultados de K_i (Kerma incidente), Kase (Kerma en aire en la superficie de entrada) obtenidos con las técnicas radiográficas para tórax lateral usadas en el HCUCH.

5.2.3. Dosis y Calidad de imagen.

A continuación, se muestran los resultados de la evaluación de calidad de imagen y dosis de las técnicas propuestas para todas las salas de examen, se hizo un resumen de las tablas para mostrar sólo aquellas con mayor probabilidad de permitir la optimización. Resultados completos de las cuatro salas se encuentran en el anexo N°7.

Las tablas siguientes incluyen la dosis (en términos de KAP) y los parámetros de calidad de imagen asociados a cada técnica. La calidad de imagen se evaluó de acuerdo al ruido, resolución de bajo contraste y poder de resolución, siendo estas dos últimas tabuladas como el promedio de la evaluación hecha por los 3 observadores. El orden de los datos de acuerdo se hizo de manera creciente en cuanto a KAP.

SALA RX1					
N°	Técnica	KAP [Gycm ²]	Ruido [Valor de pixel]	Resolución de bajo contraste [% contraste]	Poder de resolución [pí/mm]
Técnicas PA					
1	125 kV, 2 mAs	0,151	1241,1	4%	3,2
2	133 kV, 2 mAs	0,169	1109,1	4%	3,2
3	145 kV, 2 mAs	0,196	945,0	2,8%	3,4
Técnicas Laterales					
1	125 kV, 5 mAs	0,377	1083,0	4%	3,2
2	133 kV, 5 mAs	0,416	965,0	4%	3,1
3	145 kV, 5 mAs	0,480	833,0	4%	3,1

Tabla 12. Resultados evaluación calidad de imagen para técnicas radiográficas de tórax PA y lateral en la sala RX1.

SALA RX3					
N°	Técnica	KAP [Gycm ²]	Ruido [Valor de pixel]	Resolución de bajo contraste [% contraste]	Poder de resolución [pí/mm]
Técnicas PA					
1	125 kV, 2 mAs	0,143	1293,0	4%	3,2
2	133 kV, 2 mAs	0,157	1163,2	4%	3,0
3	145 kV, 2 mAs	0,187	946,3	4%	2,9
Técnicas Laterales					
1	125 kV, 5 mAs	0,372	1089,9	4%	3,1
2	133 kV, 5 mAs	0,408	958,3	4%	3,2
3	145 kV, 5 mAs	0,476	815,9	2,8%	3,1

Tabla 13. Resultados evaluación calidad de imagen para técnicas radiográficas de tórax PA y lateral en la sala RX3.

SALA RX4					
N°	Técnica	KAP [Gycm ²]	Ruido [Valor de pixel]	Resolución de bajo contraste [% contraste]	Poder de resolución [pl/mm]
Técnicas PA					
1	125 kV, 2 mAs	0,116	716,4	5,6%	2,6
2	133 kV, 2 mAs	0,128	628,9	4%	2,9
3	145 kV, 2 mAs	0,151	526,7	4%	3,0
Técnicas Laterales					
1	125 kV, 5 mAs	0,302	544,7	2,8%	3,1
2	133 kV, 5 mAs	0,335	525,9	2,8%	3,0
3	145 kV, 5 mAs	0,386	449,5	2,8%	3,1

Tabla 14. Resultados evaluación calidad de imagen para técnicas radiográficas de tórax PA y lateral en la sala RX4.

SALA RX5					
N°	Técnica	KAP [Gycm ²]	Ruido [Valor de pixel]	Resolución de bajo contraste [% contraste]	Poder de resolución [pl/mm]
Técnicas PA					
1	125 kV, 2 mAs	0,144	2012,6	4%	2,8
2	133 kV, 2 mAs	0,161	1724,9	4%	2,9
3	145 kV, 2 mAs	0,190	1443,6	2,8%	3,1
Técnicas Laterales					
1	125 kV, 5 mAs	0,375	1164,5	5,6%	3,4
2	133 kV, 5 mAs	0,421	1006,1	5,6%	3,3
3	145 kV, 5 mAs	0,487	884,5	4%	3,3

Tabla 15. Resultados evaluación calidad de imagen para técnicas radiográficas de tórax PA y lateral en la sala RX5.

5.2.4 Resultados estadísticos

Previamente se intentó un análisis de concordancia entre los datos entregados por los 3 evaluadores TMs, a través del coeficiente de correlación intraclass, que es la metodología adecuada cuando se intenta evaluar la concordancia en variables cuantitativas. Dado que se obtuvieron solo 3 datos, en 2 variables de calidad de imagen por cada sala y proyección, no se logró realizar el análisis de concordancia. ya que no existe posibilidad de tener un valor de significancia válido con tan pocas mediciones. Por esta razón, solo se compararon las dos técnicas, por cada proyección y sala, mediante el test no paramétrico U de Mann-Whitney.

A continuación se muestran las tablas comparativas para presentar los resultados de las pruebas U tanto para la resolución espacial (alto contraste) como para la resolución de bajo contraste para todas las salas y ambas técnicas en evaluación.

Tabla 16. Comparación de resolución espacial (alto contraste) de cada técnica propuesta por proyección y sala.					
Proyección	Sala	Técnica	Promedio	p-Valor	Decisión
PA	RX1	133 kV, 2 mAs	3,2	0,487	No hay diferencia
PA	RX1	145 kV, 2 mAs	3,4		
PA	RX3	133 kV, 2 mAs	3,0	0,822	No hay diferencia
PA	RX3	145 kV, 2 mAs	2,9		
PA	RX4	133 kV, 2 mAs	2,9	0,637	No hay diferencia
PA	RX4	145 kV, 2 mAs	3,0		
PA	RX5	133 kV, 2 mAs	2,9	0,487	No hay diferencia
PA	RX5	145 kV, 2 mAs	3,1		
LAT	RX1	133 kV, 5 mAs	3,1	1,00	No hay diferencia
LAT	RX1	145 kV, 5 mAs	3,1		
LAT	RX3	133 kV, 5 mAs	3,2	0,822	No hay diferencia
LAT	RX3	145 kV, 5 mAs	3,1		

LAT	RX4	133 kV, 5 mAs	3,0	0,822	No hay diferencia
LAT	RX4	145 kV, 5 mAs	3,1		
LAT	RX5	133 kV, 5 mAs	3,3	1,000	No hay diferencia
LAT	RX5	145 kV, 5 mAs	3,3		

Tabla 17. Comparación de resolución de bajo contraste de cada técnica propuesta por proyección y sala.					
Proyección	Sala	Técnica	Promedio	p-Valor	Decisión
PA	RX1	133 kV, 2 mAs	5,0	0,5	No hay diferencia
PA	RX1	145 kV, 2 mAs	4,3		
PA	RX3	133 kV, 2 mAs	4,7	0,817	No hay diferencia
PA	RX3	145 kV, 2 mAs	4,7		
PA	RX4	133 kV, 2 mAs	4,7	0,487	No hay diferencia
PA	RX4	145 kV, 2 mAs	5,3		
PA	RX5	133 kV, 2 mAs	5,0	0,637	No hay diferencia
PA	RX5	145 kV, 2 mAs	4,7		
LAT	RX1	133 kV, 5 mAs	5,0	0,637	No hay diferencia
LAT	RX1	145 kV, 5 mAs	4,7		
LAT	RX3	133 kV, 5 mAs	4,7	0,637	No hay diferencia
LAT	RX3	145 kV, 5 mAs	4,3		
LAT	RX4	133 kV, 5 mAs	4,0	0,637	No hay diferencia
LAT	RX4	145 kV, 5 mAs	3,7		
LAT	RX5	133 kV, 5 mAs	6,0	0,114	No hay diferencia
LAT	RX5	145 kV, 5 mAs	5,3		

5.2.5 Ajuste del selector SNR del Control Automático de exposición (CAE)

Las figuras 9-10 muestran el valor de mAs obtenido por nivel del selector de SNR del Control Automático de Exposición (CAE) al utilizar un kV de 133 kV. Se muestran los resultados obtenidos en las 4 salas de examen al utilizar la cámara central y cámaras laterales.

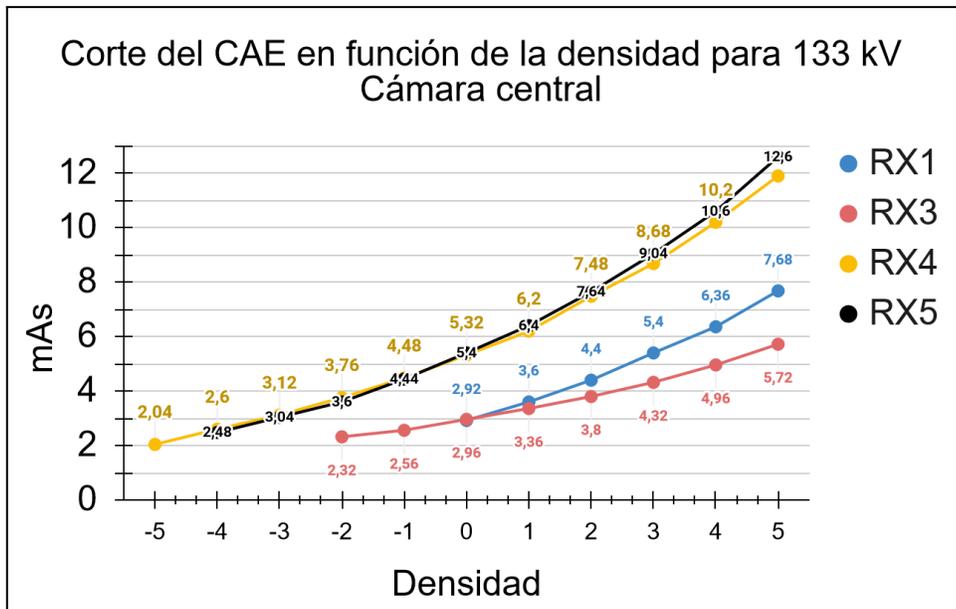


Figura 9. Gráfica del corte de mAs en función de la densidad, usando la cámara central del Control Automático de Exposición con 133 kV. En la gráfica la línea de color azul corresponde a la sala RX1, la línea de color rojo la sala RX3, la línea de color amarillo a la sala RX4 y la línea negra a la sala RX5.

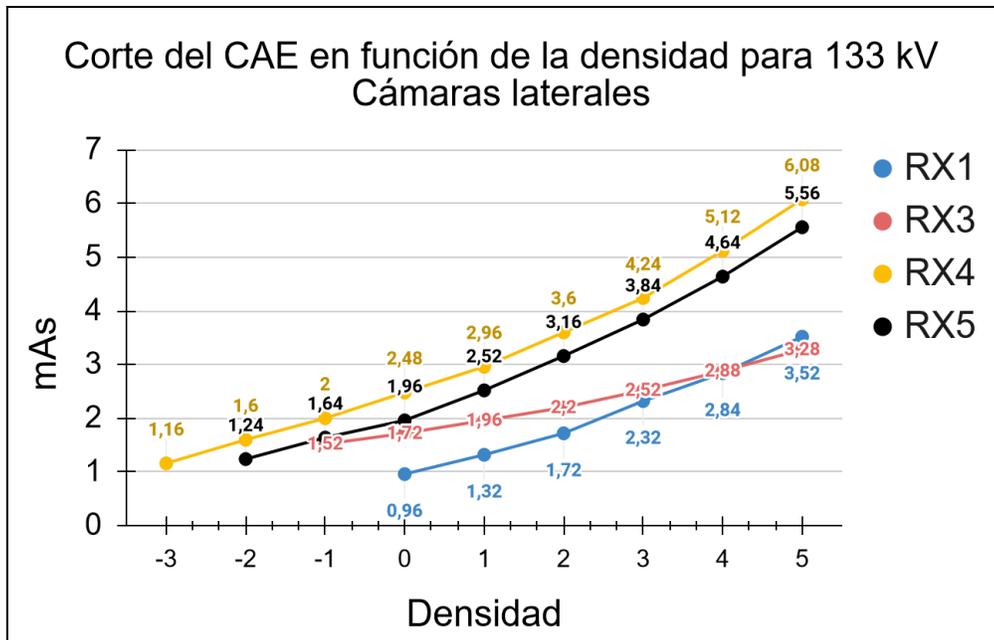


Figura 10. Gráfica del corte de mAs en función de la densidad, usando cámaras laterales del Control Automático de Exposición con 133 kV. En la gráfica la línea de color azul corresponde a la sala RX1, la línea de color rojo la sala RX3, la línea de color amarillo a la sala RX4 y la línea negra a la sala RX5.

5.2.6. Técnicas preseleccionadas

A las técnicas preseleccionadas para la comparación, se les calculó el KASE con fin de compararlas con las referencias bibliográficas (tabla 18).

Técnica seleccionada PA			
kV	mAs	K_i promedio [mGy]	Kase [mGy]
133	2	0,111	0,174
145	2	0,131	0,206
Técnica seleccionada lateral			
kV	mAs	K_i promedio [mGy]	Kase [mGy]
133	5	0,334	0,524
145	5	0,390	0,616

Tabla 18. Resultados de K_i y KASE de las técnicas radiográficas de tórax PA y lateral pre-seleccionadas.

5.2.7 Diseño del protocolo estandarizado propuesto

En la tabla 19, se presenta la técnica radiográfica que ha sido seleccionada como la más apropiada para la optimización de la radiografía de tórax de acuerdo a los criterios de calidad de imagen y dosis evaluados en el presente trabajo. Se agrega, además, las configuraciones del selector de SNR (extraídas de la sección 3.2.2) que permitirían obtener un comportamiento similar del Control Automático de Exposición en las 4 salas de examen.

Sala de examen	Parámetros de adquisición		Selector SNR (CAE)		KAP [Gycm ²]	
	PA	Lateral	PA	Lateral	PA	Lateral
RX1	133 kV, 2 mAs	133 kV, 5 mAs	+3	+3	0,169	0,416
RX3	133 kV, 2 mAs	133 kV, 5 mAs	+2	+4	0,157	0,408
RX4	133 kV, 2 mAs	133 kV, 5 mAs	0	0	0,128	0,335
RX5	133 kV, 2 mAs	133 kV, 5 mAs	0	0	0,161	0,421

Tabla 19. *Parámetros de adquisición de la radiografía de tórax PA y lateral con sus respectivos valores de selector SNR del CAE para cada sala de radiografía del HCUCH y el KAP en Gycm² que entrega cada combinación de técnica.*

6. Discusión

Dividimos la discusión en tres secciones para un mejor entendimiento. Una parte se destina para analizar los resultados obtenidos en la etapa de control de calidad, otra para analizar los aspectos de dosis y calidad de imagen, y la última será para análisis de la técnica final.

6.1 Control de Calidad

En base a los resultados obtenidos con la realización del control de calidad se pudo evaluar que los cuatro equipos de rayos X del HCUCH estaban en buenas condiciones de funcionamiento y permitieron la realización de este trabajo adecuadamente en todos ellos. De las pruebas geométricas, la prueba de *perpendicularidad del rayo central* permitió tener claridad sobre la confiabilidad del centraje del haz de radiación para las mediciones posteriores. Medir este parámetro en un equipo de rayos X es vital dada la importancia que tiene el centraje de las estructuras que se desean visualizar. Con las pruebas de Rendimiento se verificó que el rendimiento del tubo de rayos X está dentro de la tolerancia esperada en los cuatro equipos, dejando en evidencia que los tubos irradian adecuadamente, lo que es fundamental para evitar tiempos de exposición muy largos y posibles resultados desfavorables para la imagen.

Las pruebas del KAP fueron indispensables en este trabajo, dado que es uno de los parámetros dosimétricos con mayor utilidad para las próximas etapas. Se evaluó el valor de KAP que entregaba el equipo Shimadzu y el software Canon comparado con las mediciones del sensor AGMS-D+, y se evidenció que los valores del software Canon eran discordantes con los del sensor, al contrario de los valores que entregó Shimadzu que eran similares. Así mismo, en las pruebas del CAE se evidenció que los valores de Índice de Exposición (EI) que entrega el software de Canon difieren considerablemente entre los equipos y los resultados no son concisos. Evaluar las razones en torno a estos resultados, distintos a lo esperado que muestra el software Canon (de KAP y EI), está fuera del alcance de este

trabajo, pero se recomienda que estos parámetros sean investigados apropiadamente en estudios posteriores. Dadas las circunstancias, en torno al valor de KAP Canon, se decidió prescindir de este, considerando solo el valor de KAP Shimadzu que se validó con la medición experimental. En cuanto a las pruebas del CAE, estas se analizaron en base al corte de mAs, que es un parámetro que tiene relevancia para este trabajo.

Con los resultados de las pruebas de homogeneidad entre cámaras y la prueba de compensación ante diferentes espesores y tensiones, quedó en evidencia que los cortes de mAs en los cuatro equipos tenían grandes diferencias entre ellos, lo cual para efectos de la estandarización, que es el objetivo de este trabajo, no es favorable pues se busca encontrar un protocolo repetible en todas las salas. Es así como se decidió agregar una prueba extra al exposímetro para identificar bajo qué selección de densidad SNR, se lograba que las cámaras cortaran la exposición para un mismo valor de mAs en todos los equipos (figura 9 y 10).

Ahora bien, los 4 equipos de rayos X de radiografía digital directa del centro cumplieron satisfactoriamente con las tolerancias establecidas para cada prueba como se detalla en el anexo N°4. Sin embargo, no son exactamente iguales entre sí, por lo que se identifican ciertas diferencias entre los resultados obtenidos como se vió en las tablas 4, 5, 6, 7 y 8 del apartado de resultados, viéndose diferencias más notorias entre equipos para las pruebas del CAE. Debido a esto, se destaca la importancia de caracterizar los equipos para fines de este trabajo, pues nos señala que los procesos de optimización deben realizarse por unidad de rayos X, sin extrapolar los resultados obtenidos en un solo equipo, tal como señala la bibliografía (5,6).

6.2 Dosis-Calidad de Imagen

Debido a que en el servicio de Imagenología del HCUCH, no existe un protocolo estandarizado para la radiografía de tórax, todos los Tecnólogos Médicos utilizan parámetros

de adquisición diferentes, ajustados a sus criterios (tabla 9). Esto implica que para un mismo examen se entregue un rango de dosis que podría incluir dosis más altas de las necesarias para obtener una imagen diagnóstica y que, por ende, no se justifican. En base a ello, surge la necesidad de optimizar los parámetros de adquisición de este examen, a través de comparaciones con otras técnicas que permitan disminuir dosis manteniendo la calidad diagnóstica.

La incorporación del voltaje de tubo de 100 kV al set de técnicas propuestas se hizo con el fin de tener certeza del límite inferior respecto del cual la calidad de imagen comienza a disminuir considerablemente, de forma que al tener una evaluación cualitativa de parámetros como la resolución de bajo/alto contraste y el ruido de una variedad de voltajes de tubo (100, 125, 133 y 145 kV) se pueda identificar un rango de kV en el cual estos parámetros no muestran notables diferencias entre sí y la elección final quede en un criterio dosimétrico. Los resultados de este trabajo demostraron que para los equipos de rayos X disponibles en el HCUCH la técnica de 100 kV no es apropiada para la optimización, pues para contar con una imagen que tenga niveles de ruido semejantes a las técnicas de mayor kV se requiere un aumento de la dosis del 62% aproximadamente, concordando nuestros resultados con las prácticas europeas e internacionales para la adquisición de la radiografía de tórax, que sugieren el uso de kV más altos para disminuir las dosis entregadas al paciente (20, 24, 25). De las técnicas estudiadas que actualmente usan los TMs en el HCUCH, las que presentan el menor producto mAs fueron la técnica de 145 kV con 2 mAs para tórax PA y de 145 kV con 5 mAs para tórax lateral. Por fines de optimización, fueron estas las consideradas como la mejor referencia en cuanto a calidad de imagen diagnóstica y como dosis límite por proyección, pues, dado que su calidad diagnóstica se encuentra certificada (se diagnostica actualmente con esta), en teoría, cualquier técnica equivalente en calidad de imagen debería ser adecuada para obtener una imagen diagnóstica, incluso si entrega una menor dosis.

De las mediciones realizadas, las técnicas radiográficas que permiten optimizar dosis con valores cualitativos de calidad de imagen cercanos a la referencia diagnóstica más baja, eran los voltajes de 125 y 133 kV, de los cuales, la técnica de 125 kV cuenta con un mayor nivel de ruido. Las diferencia porcentual entre los niveles de ruido de las técnicas de 125 y 133 kV con la de 145 kV, eran de $26,3 \pm 1,6\%$ y $16,5 \pm 1,6\%$ respectivamente para la proyección PA, mientras que para la proyección lateral fueron $22,42 \pm 3,4\%$ y $13,8 \pm 1,2\%$, respectivamente. Dado que la técnica con 125 kV implicaba una diferencia de 10% más que la de 133 kV, se decidió comparar estadísticamente sólo con la técnica de 133 kV.

Del análisis estadístico se determinó que la técnica radiográfica más adecuada para la radiografía de tórax PA y LAT para las unidades de RX evaluadas en este trabajo utiliza un voltaje de tubo de 133 kV, pues al compararla en términos de calidad de imagen no obtuvo diferencias significativas con la técnica radiológica utilizada por los Tecnólogos Médicos que se eligió como referencia (145 kV con 2 mAs para PA y con 5 mAs para lateral).

El hecho de que los análisis estadísticos demostraron que entre estas dos técnicas con mismo mAs y distinto voltaje no existen diferencias significativas en términos de resolución de alto y bajo contraste, corresponde a un resultado esperado al comparar con la literatura, pues se ha evidenciado en otros trabajos de optimización (5, 25) que el ruido de una imagen es más bien dependiente del mAs que del voltaje de tubo, de forma que se pueden realizar variaciones de, por ejemplo, ± 20 kV sin obtener variaciones considerables en la calidad de imagen (5).

6.3 Comparación dosimétrica de la técnica propuesta con las técnicas del HCUCH

La técnica seleccionada en este estudio es de 133 kV y 2 mAs para tórax PA. Esta entrega una KASE de 0,174 mGy, que es un 79,9% menor que la dosis correspondiente a la técnica de 133 kV y 3,6 mAs usada en el HCUCH y un 18,4 % menos que la técnica que usamos como referencia (145 kV con 2 mAs) (tablas 10, 18). Algo similar sucede al comparar la

técnica de tórax lateral propuesta en este estudio que es de 133 kV y 5 mAs con la técnica de menor dosis usada en el HCUCH para el mismo voltaje(133 kV con 7,1 mAs) (tabla 11), donde la primera entrega un valor de KASE de 0,524 mGy, que resulta ser un 30,9% menos que la segunda y un KASE de 17,6% menos que la técnica usada como referencia (145 kV con 5 mAs) para este examen.

Al comparar la dosis en KAP del set de técnicas propuestos (tabla 19) con los NDR recomendados por la Comisión Europea en su estudio N° 195 del año 2021 (21), que corresponden a una mediana de KAP de 0,2 Gy cm^2 para tórax PA y 1,1 Gy cm^2 para tórax lateral, estas se encuentran por debajo de estos valores. La técnica elegida para tórax PA cuenta con un KAP de $0,154 \pm 0,018$ Gy cm^2 que es un 30 % menos que el valor de NDR y para tórax lateral es un KAP de $0,395 \pm 0,04$ Gy cm^2 que corresponde a un 178,5% menos que el NDR para este examen.

De acuerdo a lo discutido en los ítem 6.2 y 6.3 de este apartado, se puede afirmar que se ha conseguido diseñar un protocolo estandarizado (especificado en la tabla 19) que permite optimizar dosis manteniendo la calidad de imagen requerida en este centro, siendo este resultado concordante con las expectativas del proyecto manifestadas en el objetivo general y específicos del mismo.

6.4 Limitantes de este trabajo

La optimización de la radiografía de tórax en sus dos proyecciones se ha realizado en base a un paciente estándar, generando un protocolo de examen que excluye a todos aquellos pacientes que se encuentren fuera de los rangos de peso y estatura estándar determinado por el TRS457 (Altura: 1,60-1,80; peso: 60-80 kg) (12). Pudiendo tomar este trabajo como referencia, estudios de optimización que incluyan una gama de pacientes más amplia son requeridos a futuro.

Así mismo, en este estudio no se llegó a comprobar la validez clínica de los resultados

obtenidos al abordar únicamente hasta las pruebas con fantomas, que si bien se encuentran diseñados para representar al paciente estándar, son sólo una aproximación de la realidad y no el paciente como tal.

7. Conclusiones

En el presente trabajo de investigación se ha abordado la importancia de la optimización en radiología digital y la necesidad de crear un protocolo estandarizado que cumpla con el principio de Optimización de la protección radiológica para la radiografía de tórax en el Hospital Clínico de la Universidad de Chile (HCUCH).

A lo largo de este estudio se realizaron pruebas dosimétricas y de calidad de imagen a un set de técnicas propuestas en base a los parámetros de adquisición que se usan actualmente en este centro hospitalario y otros que recomiendan en la bibliografía tanto para tórax PA como para tórax lateral. Los resultados de la evaluación dosimétrica y de calidad de imagen permitieron seleccionar un protocolo para cada proyección que permite optimizar la dosis de radiación respecto al panorama actual del centro. Estas corresponden a la combinación de 133 kV con 2 mAs para tórax PA, y de 133 kV con 5 mAs para tórax lateral. Estos parámetros de adquisición se alinean con las recomendaciones de los organismos internacionales para la optimización de la radiografía de tórax. Además, para la aplicación de estas técnicas seleccionadas mediante el uso del Control Automático de Exposición (CAE), se recomienda un protocolo de ajuste del selector SNR del CAE para cada sala.

Ahora bien, al analizar los resultados, se puede declarar que se cumplieron los objetivos de este trabajo de investigación, pues se ha conseguido diseñar un protocolo estandarizado y optimizado que entrega una dosis de radiación acorde con los Niveles Diagnósticos de Referencia para este examen y mantiene la calidad de imagen diagnóstica de las técnicas utilizadas en el HCUCH.

Para que el protocolo que se ha propuesto sea validado en un contexto clínico se recomienda la continuidad de este estudio mediante el abordaje de una fase con pacientes reales, pues, con lo logrado en este trabajo se han establecido bases contundentes para futuros estudios donde además se podrían ampliar los alcances del mismo, pero esta vez, a

pacientes excluidos de la categoría estándar.

8. Referencias Bibliográficas

1. CRP. (2004). ICRP Publication 93: *Managing Patient Dose in Digital Radiology*. Londres, Inglaterra: Elsevier Health Sciences.
2. Veldkamp WJH, Kroft LJM, Geleijns J. (2009). *Dose and perceived image quality in chest radiography*. Eur J Radiol. 72(2):209–17.
3. Nocetti, D. Ubeda, C. Figueroa, X. Córdova, L., Alarcón R., Insulza, A., Palleros, H., Loo, C., Mamani, N. (2015). *Niveles referenciales diagnósticos locales en radiología digital para Chile. X Congreso Regional Latinoamericano IRPA de Protección y seguridad Radiológica*. Recuperado de: <http://www.irpabuenosaires2015.org/Archivos/tr-completos/irpa/Trabajo691129Nocetti D.pdf>
4. ICRP. (2011)Publicación 105: *Protección Radiológica en Medicina [Internet]. 1° ed. Ciudad Autónoma de Buenos Aires: Sociedad Argentina de Radioprotección;*[citado 29 Diciembre 2021].Recuperado de : <https://www.icrp.org/docs/P%20105%20Spanish.pdf>
5. Sun Z, Lin C, Tyan Y, Ng K-H. (2012). Optimization of chest radiographic imaging parameters: a comparison of image quality and entrance skin dose for digital chest radiography systems. Clin Imaging [Internet].;36(4):279–86. Recuperado de: <http://dx.doi.org/10.1016/j.clinimag.2011.09.006>
6. Nocetti, D., Ubeda, C., Calcagno, S., Acevedo, J. & Pardo, D. (2015). Comparison of image quality among three X-ray systems for chest radiography: first step in optimisation. *Radiation Protection Dosimetry*, 165(1-4), 386-391. Recuperado de : <https://doi.org/10.1093/rpd/ncv081>
7. Attix. (2004). *Introduction to radiological physics and radiation dosimetry*. pp. 2-32.Wiley.

8. Bushberg, J. T., Seibert, J. A., Leidholdt, E. M., & Boone, J. M. (2011). *The essential physics of medical imaging* (3rd ed.). Lippincott Williams and Wilkins - (pp. 198, 214-224, 226-228, 60-100) Capítulo 4: Calidad de imagen. Capítulo 6: X-ray production, X-ray tubes, and X-ray generators. Capítulo 7: Radiography.
9. ICRP.(2008). Publicación 103. *Las Recomendaciones 2007 de la Comisión Internacional de Protección Radiológica* [Internet]. Madrid: Sociedad Española de Protección Radiológica; Recuperado de : https://www.icrp.org/docs/P103_Spanish.pdf
10. Clement CH, H Ogino, E Vañó, International Commission On Radiological Protection.(2017). *Diagnostic reference levels in medical imaging*. 1° ed. Vol. 46.Thousand Oaks, Calif: Sage.
11. Ubeda de la C, Nocetti D, Alarcón R, Inzulza A, Calcagno S, Castro M et al.(2015). *Magnitudes y unidades para dosimetría a pacientes en radiodiagnóstico e intervencionismo*. Rev Chil Radiol; 21(3): 94-99.
12. International Atomic Energy Agency.(2007).Technical Reports Series No 457.*Dosimetry in Diagnostic Radiology: An International Code of Practice*. Austria.
13. Bontrager, K. L., Lampignano, J. P., & James C. Winters Photography. (2010). *Proyecciones radiológicas con correlación anatómica*. Capítulo 2: Calidad de imagen, radiología digital y protección contra las radiaciones. pp 47, 50. C(7a. ed.). Barcelona: Elsevier.
14. Sociedad Española de Física Médica (SEFM). (2013). *Introducción al Control de Calidad en Radiología Digital*. Capítulo 1: Fundamentos de radiología digital. pp.29-35.
15. Bushong Steward C. (2010). Capítulo 16: Calidad de Imagen; Capítulo 28: La imagen digital. In *Manual de Radiología para Técnicos: Física, Biología y Protección Radiológica* (pp. 273, 450-459). Barcelona, España: Novena edición. Edit. Elsevier.

16. Lampignano, J. P. & Kendrick, L. E. (2017). *Bontrager's Textbook of Radiographic Positioning and Related Anatomy*. Elsevier Gezondheidszorg.
17. Acuerdo de Cooperación Regional para la Promoción de la Ciencia Nuclear y Tecnología en América Latina y el Caribe(2001). *PROTOCOLOS DE CONTROL DE CALIDAD EN RADIODIAGNÓSTICO*.
18. International Atomic Energy Agency. (2021). *Protocolos De Control De Calidad Para Radiodiagnóstico En América Latina Y El Caribe*. Vienna: Intl Atomic Energy Agency.
19. Madariaga Lewis C, Vilches Andrade L, Castro Acuña D, Ocares Hernández I, Garrido Inostroza C (2019). Implementación de protocolo de control de calidad en equipos de radiología digital en el Hospital Clínico de la Universidad de Chile. [Tesis de pregrado]. Santiago: Universidad de Chile.
20. Vodovatov, A. V., Kamishanskaya, I. G., Drozdov, A. A. & Bernhardsson, C. (2017). Quality assessment of digital X-ray chest images using an anthropomorphic chest phantom. *Journal of Physics: Conference Series*, 808, 012009. Recuperado de: <https://doi.org/10.1088/1742-6596/808/1/012009>
21. Damilakis, J. et al. (2021) *European study on clinical diagnostic reference levels for X-ray medical imaging : Euclid.*, Photo of Publications Office of the European Union. Publications Office of the European Union. Recuperado de: <https://op.europa.eu/en/publication-detail/-/publication/a78331f7-7199-11eb-9ac9-01aa75ed71a1>
22. Medixant. RadiAnt DICOM Viewer [Software]. Version 2022.1.1 August, 17, 2022. URL: <https://www.radiantviewer.com>
23. Sociedad Española de Física Médica, d. I. (2011). *Protocolo Español de Control de Calidad de Radiodiagnóstico*. Madrid: Senda S.A.
24. Mc Fadden S, et al.(2017). *Digital imaging and radiographic practise in diagnostic radiography: An overview of current knowledge and practice in Europe*, Radiography ,

Recuperado de: <https://doi.org/10.1016/j.radi.2017.11.004>

25. Moey SF, Shazli ZA, Shah Sayed I, Goharian N, Moghimi S, Kalani H, Vaezi N.(2018) *The Practice of Chest Radiography Using Different Digital Imaging Systems: Dose and Image Quality*. Iran J Med Phys; 15:101-107. 10.22038/ijmp.2017.25424.1259.
26. Karl S. Denisse, Monsalve C. Jocelyn. (2006). *Determinación de la Dosis de Radiación en Tomografía Computada para Exámen de Tórax, Abdomen y Pelvis*. Santiago, Chile.

9. Anexos

Anexo N°1

Metodología para el cálculo de Kerma en aire en la superficie de entrada (Kase)

Para realizar el montaje se posicionó el tubo de rayos X frente al estativo a una DFD de 180 cm, el estativo se bajó hasta su máxima capacidad. Se posicionó el sensor multipropósito de estado sólido AGMS-D + en el eje central (para disminuir la influencia del efecto talón) a una distancia (d) de 22,5 cm del estativo (figura 8). Con este tipo de sensor no es necesario dejar una mayor distancia al estativo, ya que gracias a los materiales de los que está hecho no se ve afectado por la retrodispersión. Se ajustó el colimador para un tamaño de campo de 35 x 43 cm y posteriormente se realizaron 3 exposiciones para cada combinación de parámetros de adquisición propuestos y se registró el **kerma en aire** en mGy. Posteriormente se calculó el promedio de las 3 exposiciones y se utilizó para la realización de los siguientes cálculos.

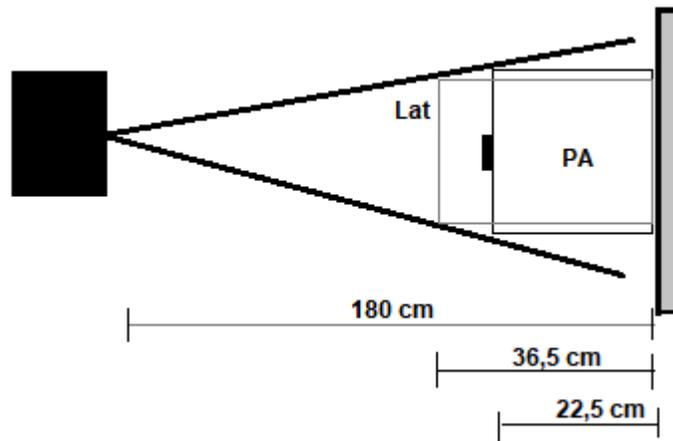


Figura 8. Esquema del montaje utilizado para el cálculo del Kase

Kerma incidente

Con el valor de Kerma en aire se debe calcular la Ley del inverso al cuadrado (ecuación 1) debido a que el Kerma incidente (K_i) representa la dosis en la superficie del paciente. Para las técnicas de tórax PA no se necesitó hacer esta corrección dado que la distancia (d) a la que se posicionó el sensor (22,5 cm) corresponde al diámetro anteroposterior del tórax de un paciente estándar (26), por lo tanto, las mediciones son representativas de la superficie del paciente. No obstante, para las técnicas de tórax lateral si se necesitó hacer corrección por distancia debido a que se consideró que el diámetro del tórax lateral de un paciente estándar es de 36,5 (26).

$$K_i = K_{(d)} \left(\frac{d_{FTD} - d_m}{d_{FTD} - t_p} \right)^2 \quad (\text{ecuación n}^\circ 2)$$

K_i : Kerma incidente.

$K_{(d)}$: Kerma en aire a la distancia (d) donde se posicionó el sensor AGMS-D +

d_{FTD} : distancia foco-estativo que correspondió a 176,5 cm, para este valor, a la DFD de 180 cm se le restó la distancia detector estativo (bucky de pared) que es de 3,5 cm.

d_m : distancia sensor-estativo

t_p : distancia superficie del paciente al estativo, que correspondió a 36,5 cm.

Cálculo del Kerma en aire en la superficie de entrada (K_{ase})

$$K_{ase} = K_i B \quad (\text{ecuación n}^\circ 3)$$

*K*_{ase}: Kerma en aire en la superficie de entrada

K: Kerma incidente

B: Factor Backscatter

Para conocer el factor B se necesitó, en primer lugar, conocer el tamaño de campo a la distancia de 22,5 cm para radiografía de tórax PA y a 36,5 cm para radiografía de tórax lateral, los cuales se calcularon a partir del Teorema de Tales.

Los nuevos tamaños de campo resultaron ser de 30,6 x 37,6 cm para una distancia de 22,5 cm y de 28 x 34,4 cm para una distancia de 36,6 cm del estativo. Finalmente con estos nuevos valores de campo se procedió a calcular el equivalente cuadrado para cada uno a partir de la siguiente fórmula:

$$L_{equiv} = \frac{2LW}{(L+W)} \quad (\text{ecuación n}^\circ 4)$$

*L*_{equiv}: Longitud del lado del equivalente cuadrado

L: largo del campo rectangular

W: Ancho del tamaño de campo rectangular.

Despejando los valores de campo en la ecuación n^o4 se obtiene un valor de equivalente cuadrado de 33,7 cm y 30,87 para la distancia de 22,5 de tórax PA y de 36,6 para tórax lateral respectivamente. Con los datos anteriores, se utilizaron las tablas disponibles en el anexo VIII del documento TRS 457 (12) para encontrar el **factor B** correspondiente. Se tomaron los valores disponibles para PMMA con un tamaño de campo de 25 x 25 cm y una filtración de 2,5 mm de Al y con ellos mediante el método de interpolación lineal se calculó el valor del factor B correspondiente a los voltajes de tubo que se analizaron en este estudio (tabla 20).

El documento TRS 457 (12) comenta que los estudios acerca del cálculo del factor B demuestran que los valores no difieren significativamente si se mide a una distancia foco piel

de 50 cm, 100 cm o 150 cm, por lo tanto, esas diferencias pueden ser ignoradas . Como en el caso de este estudio, se está midiendo a una distancia foco piel cercana a 150 cm, se puede utilizar las tablas que nos muestra ese documento para una distancia foco piel de 100 cm.

Por otro lado el documento TRS 457 (12) también comenta que para tamaños de campo “equivalente cuadrado” mayores a 25 x 25 cm se puede suponer que el factor de retrodispersión sería constante. Es por eso que en este estudio se utilizaron los datos para un campo de 25 x 25 cm, a pesar que de los valores de campo “equivalente cuadrado” calculados hayan sido superiores.

Factores de Retrodispersión (factor B) para PMMA a una distancia foco piel de 100 cm	
kVp	Factor B
125	1.56
133	1.57
145	1.58

Tabla 20. Factores de Retrodispersión para PMMA a una distancia foco piel de 100 cm, una filtración total de 2,5 mm de Al en un campo de 25 x 25 cm calculados por interpolación lineal para los kVs de Interés.

Anexo N°2

Formulario: "Parámetros de adquisición de la radiografía de tórax"

Mediante este instrumento se recopilarán las distintas técnicas radiográficas o parámetros de adquisición de la radiografía de tórax utilizadas por los/as TMs del servicio de Imagenología del HCUCH para un paciente estándar.

***obligatorio**

1. Para un paciente estándar (Peso: 60-80 kg, Talla: 1,60 m-1,80 m), ¿Qué técnica libre usualmente utiliza para adquirir la proyección PA de Tórax? Especifique kV y mAs. *

2. Para un paciente estándar (Peso: 60-80 kg, Talla: 1,60 m - 1,80 m), ¿Qué técnica libre usualmente utiliza para adquirir la proyección Lateral de Tórax? Especifique kV y mAs. *

3. ¿Cuánto tiempo aproximadamente (meses, años) lleva trabajando en el área de Rx?

Anexo N°3

PAUTA CALIDAD DE IMAGEN

Las imágenes a revisar, se encuentran en la pestaña “Past” del software de la estación de trabajo. El examen a seleccionar se detalla más adelante en el análisis individual de cada sala.

Instrucciones de visualización:

Primero se debe evaluar la resolución de bajo contraste, que consta con 8 círculos de 10 mm de diámetro, que corresponden al número 2 en la figura 1. Debe registrar la cantidad de esferas que logra visualizar en su totalidad. No se deben incluir las esferas que se aprecien con un diámetro menor o aquellas cuyos bordes no estén completamente definidos.

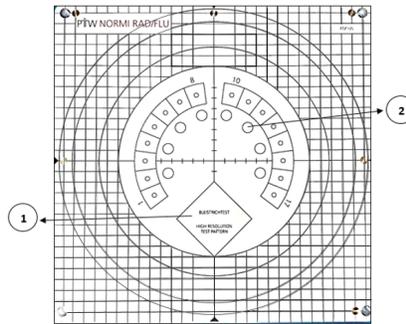


Figura 1. Fantoma de Calidad de Imagen.

Lo siguiente a evaluar es la Resolución espacial, donde se debe registrar hasta qué par de líneas se logra visualizar (Figura 2). Deben considerar hasta qué valor logran visualizar claramente las 3 líneas como separadas.

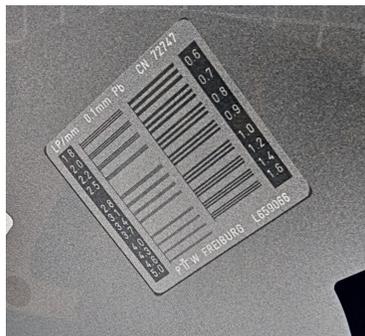


Figura 2. Patrón de pares de líneas.

Nota: Está permitido ventanear las imágenes como estimen conveniente.

Nombre de la carpeta:

ID:

Fecha:

Nota: Unas imágenes están rotuladas de la A-L mientras que otras están numeradas del 1-8, **sólo tomar registro de las imágenes cuyo rotulado aparece en esta tabla.**

Evaluación calidad de imagen RX1

Nombre TM: _____

IMAGEN	Resolución de alto contraste (pares de líneas)	Resolución de bajo contraste (0-8)	Artefactos (de estar presente especifique posición en la imagen)
C			
D			
E			
F			
G			
H			
I			
J			
K			
L			
4			
6			
8			

Anexo N°4

Resultados de las pruebas de Control de calidad, junto con sus tolerancias.

SALA	Clasificación	Nombre de la prueba		Resultados	Tolerancias	Conclusión
RX1	Calidad del Haz	Exactitud de la tensión del tubo		-----	< 10%	aceptable
		Repetibilidad de la tensión del tubo		0,07%	Coef. de variación < 5%	aceptable
		Reproducibilidad de la tensión del tubo		0,26%	Coef. de variación < 10%	aceptable
	Rendimiento	Valor del Rendimiento		52,64	de 80 kV a 1 metro debe ser >25 uGy/mAs	aceptable
		Repetibilidad		0,13%	Coef. de variación < 10%	aceptable
		Variación del Rendimiento con la carga		-----	Coef. de linealidad < 10%	aceptable
				-----	Desviación máxima <20%	aceptable
	CAE	Repetibilidad del CAE		0,7%	coef. de variación < 10%	aceptable
		Homogeneidad entre cámaras		-----	desviación máxima < 20% al seleccionar las 3 cámaras a la vez	aceptable
	KAP	60 kVp; 20 mAs		4,81%	Desviación <20%	aceptable
		120 kVp; 5 mAs		8,44%	Desviación <20%	aceptable
	Geometría	Definición del campo luminoso	Simetría	2,2 cm	máximo error <1 cm	fuera de rango
			Penumbra	1 cm	máximo error <1 cm	aceptable
		Perpendicularidad del haz		0,285°	x = (-1,5° - 1,5°)	aceptable
Coincidencia del campo luminoso con el campo de radiación		Alineación campo de luz - campo de radiación	0,84 cm	D absoluta total ≤ 4 cm	aceptable	
		Centro campo de luz - campo de radiación	0,053 cm	D de centros menor o igual a 1 cm	aceptable	
RX3	Calidad del Haz	Exactitud de la tensión del tubo		-----	< 10%	aceptable
		Repetibilidad de la tensión del tubo		0,14%	Coeficiente de variación < 5%	aceptable
		Reproducibilidad de la tensión del tubo		0,51%	Coeficiente de variación < 10%	aceptable
	Rendimiento	Valor del Rendimiento		54,394	de 80 kV a 1 metro debe ser >25 uGy/mAs	aceptable
		Repetibilidad		0,13%	Coef. de variación < 10%	aceptable
		Variación del Rendimiento con la carga		-----	Coef. de linealidad < 10%	aceptable
				-----	Desviación máxima <20%	aceptable
	CAE	Repetibilidad del CAE		1,2%	Coef. de variación < 10%	aceptable
Homogeneidad entre cámaras		-----	desviación máxima < 20% al seleccionar las 3 cámaras a la vez	aceptable		

	KAP	60 kVp; 20 mAs		6,8%	Desviación <20%	aceptable
		120 kVp; 5 mAs		9,11%	Desviación <20%	aceptable
	Geometría	Definición del campo luminoso	Simetría	0,52 cm	máximo error <1 cm	aceptable
			Penumbra	1,2 cm	máximo error <1 cm	fuera de rango
			Perpendicularidad del haz	0,428°	$x = (-1,5^\circ - 1,5^\circ)$	aceptable
		Coincidencia del campo luminoso con el campo de radiación	Alineación campo de luz - campo de radiación	0,44	D absoluta total ≤ 4 cm	aceptable
Centro campo de luz - campo de radiación			0,028	D de centros ≤ 1 cm	aceptable	
RX4	Calidad del Haz	Exactitud de la tensión del tubo		-----	< 10%	aceptable
		Repetibilidad de la tensión del tubo		0,16%	Coef. de variación < 5%	aceptable
		Reproducibilidad de la tensión del tubo		1,02%	Coef. de variación < 10%	aceptable
	Rendimiento	Valor del Rendimiento		54,7	de 80 kV a 1 metro debe ser >25 uGy/mAs	aceptable
		Repetibilidad		0,12%	Coef. de variación < 10%	aceptable
		Variación del Rendimiento con la carga		-----	Coef. de linealidad < 10%	aceptable
	-----			Desviación máxima <20%	aceptable	
	CAE	Repetibilidad del CAE		0,7%	Coef. de variación < 10%	aceptable
		Homogeneidad entre cámaras		-----	desviación máxima <20% al seleccionar las 3 cámaras a la vez	aceptable
	KAP	60 kVp; 20 mAs		4,41%	Desviación <20%	aceptable
		120 kVp; 5 mAs		5,40%	Desviación <20%	aceptable
	Geometría	Definición del campo luminoso	Simetría	0,85	máximo error <1 cm	aceptable
			Penumbra	1,1	máximo error <1 cm	fuera de rango
		Perpendicularidad del haz		0,737	$x = (-1,5^\circ - 1,5^\circ)$	aceptable
Coincidencia del campo luminoso con el campo de radiación		Alineación campo de luz - campo de radiación	0,51	D absoluta total ≤ 4 cm	aceptable	
	Centro campo de luz - campo de radiación	0,032	D de centros ≤ 1 cm	aceptable		
RX5	Calidad del Haz	Exactitud de la tensión del tubo		-----	< 10%	aceptable
		Repetibilidad de la tensión del tubo		0,05%	Coef. de variación < 5%	aceptable
		Reproducibilidad de la tensión del tubo		0,60%	Coef. de variación < 10%	aceptable
	Rendimiento	Valor del Rendimiento		54,5	de 80 kV a 1 metro debe ser >25 uGy/mAs	aceptable
		Repetibilidad		0,13%	Coef. de variación < 10%	aceptable
		Variación del Rendimiento con la carga		-----	Coef. de linealidad < 10%	aceptable
	-----			Desviación máxima <20%	aceptable	
	CAE	Repetibilidad del CAE		0,1%	coef. de variación < 10%	aceptable
Homogeneidad entre cámaras		-----	Desviación máxima < 20% al seleccionar las 3 cámaras a la vez	aceptable		

	KAP	60 kVp; 20 mAs		2,68%	Desviación <20%	aceptable
		120 kVp; 5 mAs		4,33%	Desviación <20%	aceptable
	Geometría	Definición del campo luminoso	Simetría	1	máximo error <1 cm	aceptable
			Penumbra	1	máximo error <1 cm	aceptable
		Perpendicularidad del haz		0,760	$x = (-1,5^{\circ}-1,5^{\circ})$	aceptable
		Coincidencia del campo luminoso con el campo de radiación	Alineación campo de luz - campo de radiación	0,84	D absoluta total ≤ 4 cm	aceptable
			Centro campo de luz - campo de radiación	0,054	D de centros ≤ 1 cm	aceptable

Tabla 21. Resumen de todas las pruebas de Control de Calidad realizadas por cada equipo de rayos X disponible en el HCUCH con sus resultados de Tolerancia.

Anexo N°5

Resultados Completos de la prueba de Variación del rendimiento con la carga.

Variación del rendimiento con la carga.								
Parámetros de medición		10 mAs	20 mAs	32 mAs	40 mAs	50 mAs	63 mAs	71 mAs
RX1	Promedio rendimiento [$\mu\text{Gy/mAs}$]	52,62	53,27	53,19	53,46	54,09	54,68	54,69
	Coef linealidad	0,006	0,001	0,002	0,006	0,005	0	-
	Desviación [%]	2,08	0,84	0,99	0,48	0,69	1,76	1,80
RX3	Promedio rendimiento [$\mu\text{Gy/mAs}$]	54,41	52,78	51,75	51,93	52,54	52,02	50,74
	Coef linealidad	0,015	0,010	0,002	0,006	0,005	0,012	-
	Desviación [%]	3,86	0,90	1,08	0,74	0,44	0,56	3,10
RX4	Promedio rendimiento [$\mu\text{Gy/mAs}$]	54,73	52,98	51,53	51,62	51,97	52,45	52,35
	Coef linealidad	0,016	0,013	0,001	0,003	0,005	0,001	-
	Desviación [%]	4,04	0,88	1,92	1,75	1,06	0,13	0,32
RX5	Promedio rendimiento [$\mu\text{Gy/mAs}$]	52,47	52,75	52,13	52,48	53,15	53,80	53,81
	Coef linealidad	0,003	0,006	0,003	0,006	0,006	0	-
	Desviación [%]	0,90	0,36	1,56	0,87	0,40	1,60	1,61

Tabla 22. Resultados de la prueba de variación del rendimiento con la carga para todas las salas de examen.

Anexo N°6

Resultados Completos Pruebas Compensación del CAE para diferentes espesores y tensiones.

Compensación del CAE cámara central												
RX1												
	mAs para 20 cm de PMMA			mAs para 16 cm de PMMA			mAs para 12 cm de PMMA			mAs para 8 cm de PMMA		
125 kV	11	11	11	4,5	4,5	5	1	1	1	0,5	0,5	0,5
133 kV	9,6	9,6	9,6	4,4	4,4	4,4	1,2	1,2	1,2	0,4	0,4	0,4
145 kV	7,6	7,6	7,6	3,2	3,2	3,2	0,8	0,8	0,8	0,4	0,4	0,4
RX3												
125 kV	8	8	8	4	4	4	2	2	2	1	1	1
133 kV	6,8	6,8	6,8	3,6	3,6	3,6	2	2	2	0,8	0,8	0,8
145 kV	5,6	5,6	5,6	3,2	3,2	3,8	1,6	1,6	1,6	0,8	0,8	0,8
RX4												
125 kV	15,5	15,5	15,5	7	7	7	2,5	3	2,5	0,5	0,5	0,5
133 kV	13,6	13,6	13,6	6	6,4	6,4	2,4	2,4	2,4	0,4	0,4	0,4
145 kV	10,4	10,4	10,4	4,8	4,8	4,8	2	1,6	1,6	0,4	0,4	0,4
RX5												
125 kV	16	16	15,5	7,5	7,5	7,5	3	3	3	0,5	0,5	0,5
133 kV	14	13,6	13,6	6,8	6,8	6,8	2,8	2,8	2,8	0,4	0,4	0,8
145 kV	10,8	10,8	10,8	5,2	5,2	5,2	2	2	2	0,4	0,4	0,4

Tabla 23. Prueba compensación del CAE para distintos espesores de PMMA en cm y

voltajes de tubo de 125 kV, 133 kV y 145 kV en las cuatro de radiología.

Anexo N°7

Resultados completos de la tabulación de los resultados cualitativos obtenidos para calidad de imagen y las dosis registradas para el set de técnicas radiológicas estudiadas.

SALA RX1

N°	Técnica PA	KAP [Gycm ²]	Ruido [Valor de pixel]	Resolución de bajo contraste [% contraste]	Poder de resolución [pl/mm]
1	125 kV, 2 mAs	0,151	1241,1	4%	3,2
2	133 kV, 2 mAs	0,169	1109,1	4%	3,2
3	145 kV, 2 mAs	0,196	945,0	2,8%	3,4
4	125 kV, 3,2 mAs	0,239	1104,6	4%	3,1
5	133 kV, 3,2 mAs	0,266	986,0	4%	3,1
6	145 kV, 3,2 mAs	0,308	858,5	4%	3,3

Tabla 24. Resultados evaluación calidad de imagen para las técnicas radiográficas de tórax PA en la sala RX1.

N°	Técnicas Laterales	KAP [Gycm ²]	Ruido [Valor de pixel]	Promedio resolución de bajo contraste [% contraste]	Promedio poder de resolución [pl/mm]
1	125 kV, 5 mAs	0,377	1083,0	4%	3,2
2	133 kV, 5 mAs	0,416	965,0	4%	3,1
3	145 kV, 5 mAs	0,480	833,0	4%	3,1
4	125 kV, 7,1 mAs	0,523	921,9	4%	3,1
5	133 kV, 7,1 mAs	0,593	800,6	2,8%	3,3
6	145 kV, 7,1 mAs	0,683	689,2	4%	3,2
7	125 kV, 10 mAs	0,748	758,8	4%	3,4
8	133 kV, 10 mAs	0,824	689,1	4%	3,4
9	145 kV, 10 mAs	0,947	573,5	2,8%	3,3

Tabla 25. Resultados evaluación calidad de imagen para las técnicas radiográficas de tórax lateral en la sala RX1.

SALA RX3

N°	Técnica AP	KAP Gycm ²	Ruido [Valor de pixel]	Promedio resolución de bajo contraste [% contraste]	Promedio poder de resolución [pl/mm]
1	125 kV, 2 mAs	0,143	1293,0	4%	3,2
2	133 kV, 2 mAs	0,157	1163,2	4%	3,0
3	145 kV, 2 mAs	0,187	946,3	4%	2,9
4	125 kV, 3,2 mAs	0,230	1045,7	5,6%	2,9
5	133 kV, 3,2 mAs	0,258	942,7	5,6%	2,9
6	145 kV, 3,2 mAs	0,306	811,1	4%	3,1

Tabla 26. Resultados de calidad de imagen para las técnicas radiográficas de tórax PA obtenidas en la sala RX3.

N°	Técnicas Laterales	KAP [Gycm ²]	Ruido [Valor de pixel]	Promedio resolución de bajo contraste [% contraste]	Promedio poder de resolución [pl/mm]
1	125 kV, 5 mAs	0,372	1089,9	4%	3,1
2	133 kV, 5 mAs	0,408	958,3	4%	3,2
3	145 kV, 5 mAs	0,476	815,9	2,8%	3,1
4	125 kV, 7.1 mAs	0,522	884,2	4%	3,2
5	133 kV, 7.1 mAs	0,583	803,8	4%	3,3
6	145 kV, 7.1 mAs	0,675	696,8	2,8%	3,1
7	125 kV, 10 mAs	0,735	763,4	2,8%	3,3
8	133 kV, 10 mAs	0,784	680,6	2,8%	3,3
9	145 kV, 10 mAs	0,915	578,0	4%	3,3

Tabla 27. Resultados de calidad de imagen para las técnicas radiográficas de tórax lateral obtenidas en la sala RX3.

SALA RX4

N°	Técnicas PA	KAP [Gycm ²]	Ruido [Valor de pixel]	Promedio resolución de bajo contraste [% contraste]	Promedio poder de resolución [pl/mm]
1	125 kV, 2 mAs	0,116	716,4	5,6%	2,6
2	133 kV, 2 mAs	0,128	628,9	4%	2,9
3	145 kV, 2 mAs	0,151	526,7	4%	3,0
4	125 kV, 3,2 mAs	0,186	676,6	5,6%	3,1
5	133 kV, 3,2 mAs	0,212	563,6	4%	3,2
6	145 kV, 3,2 mAs	0,245	515,5	4%	3,3

Tabla 28. Resultados evaluación calidad de imagen para las técnicas radiográficas de tórax PA en la sala RX4.

N°	Técnicas Laterales	KAP [Gycm ²]	Ruido [Valor de pixel]	Promedio resolución de bajo contraste [% contraste]	Promedio poder de resolución [pl/mm]
1	125 kV, 5 mAs	0,302	544,7	2,8%	3,1
2	133 kV, 5 mAs	0,335	525,9	2,8%	3,0
3	145 kV, 5 mAs	0,386	449,5	2,8%	3,1
4	125 kV, 7 mAs	0,431	422,1	2,8%	3,1
5	133 kV, 7 mAs	0,491	402,0	2,8%	3,3
6	145 kV, 7 mAs	0,561	352,6	2,8%	3,4
7	125 kV, 10 mAs	0,619	368,2	2,8%	3,3
8	133 kV, 10 mAs	0,681	339,4	2,8%	3,5
9	145 kV, 10 mAs	0,779	292,9	4%	3,5

Tabla 29. Resultados evaluación calidad de imagen para las técnicas radiográficas de tórax lateral en la sala RX4.

SALA RX5

N°	Técnicas PA	KAP [Gycm ²]	Ruido [Valor de pixel]	Promedio resolución de bajo contraste [% contraste]	Promedio poder de resolución [pl/mm]
1	125 kV, 2 mAs	0,144	2012,6	4%	2,8
2	133 kV, 2 mAs	0,161	1724,9	4%	2,9
3	145 kV, 2 mAs	0,190	1443,6	2,8%	3,1
4	125 kV, 3,2 mAs	0,230	1291,7	4%	3,3
5	133 kV, 3,2 mAs	0,263	1140,9	5,6%	3,2
6	145 kV, 3,2 mAs	0,310	993,7	4%	3,4

Tabla 30. Resultados de calidad de imagen para las técnicas radiográficas de tórax PA obtenidas en la sala RX5.

N°	Técnicas Laterales	KAP [Gycm ²]	Ruido [Valor de pixel]	Promedio resolución de bajo contraste [% contraste]	Promedio poder de resolución [pl/mm]
1	125 kV, 5 mAs	0,375	1164,5	5,6%	3,4
2	133 kV, 5 mAs	0,421	1006,1	5,6%	3,3
3	145 kV, 5 mAs	0,487	884,5	4%	3,3
4	125 kV, 7 mAs	0,530	934,1	5,6%	3,6
5	133 kV, 7 mAs	0,604	810,1	4%	3,5
6	145 kV, 7 mAs	0,701	719,7	4%	3,3
7	125 kV, 10 mAs	0,752	788,1	4%	3,5
8	133 kV, 10 mAs	0,835	700,3	4%	3,5
9	145 kV, 10 mAs	0,963	597,5	2,8%	3,6

Tabla 31. Resultados de calidad de imagen para las técnicas radiográficas de tórax lateral obtenidas en la sala RX5.

