

Establecimiento de Niveles Orientativos en Radiografía General y Mamografía

Reporte del proyecto coordinado

ARCAL LXXV- IAEA RLA/9/048

**Ejercicio Piloto para Desarrollar y Establecer Niveles de Referencia
en Radiografía General y Mamografía como Herramienta para
Optimizar la Protección Radiológica y Reducir la Exposición al
Paciente en América Latina**



IAEA-TECDOC-1646

Establecimiento de Niveles Orientativos en Radiografía General y Mamografía

Reporte del proyecto coordinado

ARCAL LXXV- IAEA RLA/9/048

*Ejercicio Piloto para Desarrollar y Establecer Niveles de Referencia
en Radiografía General y Mamografía como Herramienta para
Optimizar la Protección Radiológica y Reducir la Exposición al
Paciente en América Latina*



ORGANISMO INTERNACIONAL DE ENERGÍA ATÓMICA
VIENA, 2010

DERECHOS DE AUTOR

Todas las publicaciones científicas y técnicas del OIEA están protegidas en virtud de la Convención Universal sobre Derecho de Autor aprobada en 1952 (Berna) y revisada en 1972 (París). Desde entonces, la Organización Mundial de la Propiedad Intelectual (Ginebra) ha ampliado la cobertura de los derechos de autor que ahora incluyen la propiedad intelectual de obras electrónicas y virtuales. Para la utilización de textos completos, o parte de ellos, que figuren en publicaciones del OIEA, impresas o en formato electrónico, deberá obtenerse la correspondiente autorización, y por lo general dicha utilización estará sujeta a un acuerdo de pago de regalías. Se aceptan propuestas relativas a la reproducción y traducción sin fines comerciales, que se examinarán individualmente. Las solicitudes de información deben dirigirse a la Sección Editorial del OIEA:

Dependencia de Mercadotecnia y Venta
Sección Editorial
Organismo Internacional de Energía Atómica
Centro Internacional de Viena
P.O. Box 100
1400 Viena (Austria)
fax: +43 1 2600 29302
tel.: +43 1 2600 22417
correo-e: sales.publications@iaea.org
<http://www.iaea.org/books>

Para obtener más información sobre esta publicación, sírvase dirigirse a:

Sección de Seguridad y Monitorización Radiológicas
Organismo Internacional de Energía Atómica
Centro Internacional de Viena
P.O. Box 100
1400 Viena (Austria)
Correo-e: Official.Mail@iaea.org

ESTABLECIMIENTO DE NIVELES ORIENTATIVOS EN
RADIOGRAFÍA GENERAL Y MAMOGRAFÍA
OIEA, VIENA, 2010
IAEA-TECDOC-1646
ISBN 978-92- 0-353510-6
ISSN 1011-4289
© OIEA, 2010
Impreso por el OIEA en Austria
Abril de 2010

PRÓLOGO

La optimización de la protección radiológica de los pacientes en las aplicaciones médicas de las radiaciones ionizantes es un objetivo esencial que es recomendado por organizaciones internacionales como el Organismo Internacional de Energía Atómica (OIEA) o la Comisión Internacional de Protección Radiológica (ICRP). El OIEA en sus Normas Básicas Internacionales de Seguridad Radiológica (BSS) lo incluye como un requisito para dichas prácticas, el cual ha sido adoptado por muchos países en sus propias normas y regulaciones nacionales.

Los niveles orientativos son una herramienta utilizada para los procesos de optimización en la exposición de los pacientes y permiten tener un marco de referencia para que las instituciones los comparen de manera anónima las dosis que reciben sus pacientes con las que reciben los del conjunto de otros colegas. Con este conocimiento es posible buscar las causas y aplicar las medidas de corrección para aquellas dosis que se encuentren por encima o muy por debajo de esos niveles.

Por estos motivos varios países de Latinoamérica apoyados por el OIEA y la OPS han realizado un trabajo coordinado en el Proyecto ARCAL LXXV con la finalidad de lograr un primer paso hacia la optimización de la práctica en radiología diagnóstica.

Los oficiales del OIEA responsables de esta publicación eran P. Ortiz López de la Sección de Coordinación de la Seguridad Tecnológica y Física, Departamento de Seguridad Nuclear Tecnológica y Física, y A. Nader de la División de Seguridad Radiológica y de los Desechos.

NOTA EDITORIAL

El presente informe fue redactado en español y no ha sido editado por el personal de los servicios editoriales del OIEA.

Aunque se ha puesto gran cuidado en mantener la exactitud de la información contenida en esta publicación, ni el OIEA ni sus Estados Miembros asumen responsabilidad alguna por las consecuencias que puedan derivarse de su uso.

El uso de determinadas denominaciones de países o territorios no implica juicio alguno por parte de la entidad editora, el OIEA, sobre la situación jurídica de esos países o territorios, sus autoridades e instituciones o el trazado de sus fronteras.

La mención de nombres de determinadas empresas o productos (se indiquen o no como registrados) no implica ninguna intención de violar derechos de propiedad ni debe interpretarse como una aprobación o recomendación por parte del OIEA.

CONTENIDO

1. INTRODUCCIÓN

- 1.1. Antecedentes
- 1.2. Alcance
- 1.3. Objetivo
- 1.4. Estructura
- 1.5. Generalidades del Proyecto

2. MATERIALES Y MÉTODOS

- 2.1. Países Participantes y Hospitales Seleccionados
- 2.2. Equipo Radiológico
- 2.3. Determinación De Las Dosis y La Calidad de Imagen
 - 2.3.1. *Introducción*
 - 2.3.2. *Radiología General*
 - 2.3.3. *Mamografía*
- 2.4. Control de Calidad del Equipo Radiológico
- 2.5. Tasa de Rechazo de Películas
- 2.6. Plan de Trabajo
- 2.7. Validación de Los Datos
- 2.8. Determinación de Las Incertidumbres

3. RESULTADOS

- 3.1. Dosis en Pacientes en Radiología General
- 3.2. Dosis en Pacientes en Mamografía
- 3.3. Evaluación de La Calidad de Imagen
 - 3.3.1. *Radiología General*
 - 3.3.2. *Mamografía*
- 3.4. Control de Calidad del Equipo Radiológico
- 3.5. Análisis de La Tasa de Rechazo
- 3.6. Validación de Los Datos Obtenidos
- 3.7. Cálculo de Las Incertidumbres

4. DISCUSIÓN

- 4.1. Comparación con Las Dosis de Referencia y Posibilidades de Optimización
 - 4.1.1. *Radiología General*
 - 4.1.2. *Mamografía*
- 4.2. Posibilidades de Mejora de la Calidad de Imagen
 - 4.2.1. *Radiología General*
 - 4.2.2. *Mamografía*
- 4.3. Posibilidades de Disminución de la Tasa de Rechazo

5. Conclusiones y Recomendaciones. Temas para Futuras Investigaciones

REFERENCIAS

APÉNDICE I DEFINICIÓN DE LAS MAGNITUDES RELEVANTES PARA LOS NIVELES ORIENTATIVOS EN RADIOLOGÍA GENERAL Y MAMOGRAFÍA

APÉNDICE II ASPECTOS DE LA PRÁCTICA QUE INFLUYEN EN LAS DOSIS A LOS PACIENTES EN EXÁMENES DE RAYOS X

APÉNDICE III CRITERIOS DE CALIDAD DE IMAGEN UTILIZADOS

APÉNDICE IV FORMULARIOS UTILIZADOS

APÉNDICE V ANÁLISIS DETALLADO DE LA OPTIMIZACIÓN EN UNA INSTITUCIÓN

ANEXO I NIVELES ORIENTATIVOS DE DOSIS APLICABLES EN RADIOGRAFÍA DIAGNÓSTICA A UN PACIENTE ADULTO TÍPICO

NOMBRE DE LOS REDACTORES Y REVISORES DEL DOCUMENTO

1. INTRODUCCIÓN

1.1. ANTECEDENTES

De todas las causas de la exposición del ser humano a las radiaciones ionizantes de origen artificial, la mayor contribución corresponde a las aplicaciones en medicina. Existe por tanto en esta área un gran potencial para reducir las dosis a los pacientes y consecuentemente a toda la población, como es recomendado en las publicaciones del Organismo Internacional de Energía Atómica (OIEA) [1] y la Comisión Internacional de Protección Radiológica (CIPR) [2, 3].

Los tres principios básicos del Sistema de Protección Radiológica recomendados por la ICRP son la justificación de la práctica y la optimización de la protección y la aplicación de límites individuales de dosis a los trabajadores y a los miembros del público [2]. En el caso de la exposición de los pacientes, no son aplicables los límites de dosis, ya que estos podrían ir en detrimento del propio paciente. Pero en cambio se definieron los llamados niveles orientativos con la finalidad de que sirvan de guía para que se apliquen todas las medidas que aseguren que las exposiciones de los pacientes sean las mínimas necesarias para lograr el objetivo diagnóstico.

Los niveles orientativos están basados en la observación de la distribución de las dosis en pacientes en los procedimientos de diagnóstico por imagen, obtenidas en estudios a gran escala en un país o en una región [4]. Asimismo el procedimiento debe incluir la estimación de la calidad de las imágenes obtenidas al efectuar la dosimetría.

Las Normas Básicas Internacionales de Seguridad Radiológica (BSS) [1], establecen las características de los niveles orientativos.

“2.27. Deberán establecerse niveles orientativos para la exposición médica, para uso de los facultativos médicos. Los niveles orientativos se conciben como niveles que:

- a) Sean una indicación razonable de las dosis en el caso de pacientes de tamaño corporal medio;
- b) Sean establecidos por órganos profesionales competentes en consulta con la autoridad reguladora;
- c) Ofrezcan orientación sobre lo que puede conseguirse con una buena práctica actual y no sobre lo que debería considerarse un resultado óptimo;
- d) Se apliquen con flexibilidad para permitir exposiciones mayores si éstas son indicadas por un razonable criterio clínico;
- e) Se revisen conforme progresen la tecnología y las técnicas.

II. 24. ... y sean utilizados como orientación por los facultativos médicos, a fin de que:

- a) Se adopten las medidas correctoras necesarias si las dosis o las actividades se sitúan considerablemente por debajo de los niveles orientativos y las exposiciones no proporcionan información diagnóstica útil ni reportan a los pacientes el beneficio médico esperado;
- b) Se considere la conveniencia de efectuar exámenes, si las dosis o las actividades exceden de los niveles orientativos, como aporte para garantizar la protección optimizada de los pacientes y mantener los niveles apropiados de buena práctica;

- c) ...se deriven de los datos resultantes de investigaciones sobre calidad realizadas en gran escala, que incluyan las dosis de entrada en superficie y las dimensiones de la sección transversal de los haces producidos por cada una de las instalaciones,..., al realizar los exámenes más frecuentes en radiología diagnóstica...”

Los estudios de la exposición de los pacientes permiten identificar situaciones que representen alta exposición respecto a lo esperado cuyas causas pueden estar relacionadas con el equipamiento radiológico o las técnicas radiográficas empleadas. Su implementación en varios países ha resultado en la reducción de las dosis a los pacientes en forma significativa [5,6].

1.2. ALCANCE

En esta publicación se presenta la descripción de la metodología y los resultados obtenidos en el Proyecto ARCAL LXXV “Ejercicio Piloto para la Determinación de Niveles Orientativos en Radiografía General y Mamografía en América Latina”. En este se determinaron las dosis y calidad de imagen en pacientes para una muestra de estudios seleccionados de radiología general y mamografía, tendiente a la obtención y el establecimiento de niveles orientativos preliminares tanto nacional como regional. Además se muestra la comparación con los niveles orientativos recomendados en las normas BSS y se evalúan las posibilidades de optimización de las prácticas radiológicas.

1.3. OBJETIVO

El objetivo de esta publicación es dar a conocer los resultados preliminares de los niveles orientativos incluyendo la metodología empleada, las experiencias ganadas y los requerimientos para su implementación.

1.4. ESTRUCTURA

El presente documento está compuesto de cinco secciones. La sección uno corresponde a la introducción. La sección dos describe la metodología utilizada en el proyecto, incluyendo los países y hospitales participantes, los procedimientos utilizados para la determinación de las dosis, calidad de imagen, tasa de rechazo, validación de los datos e incertidumbres asociadas al procedimiento. La sección 3 corresponde a los resultados obtenidos y las secciones 4 y 5 a la discusión y conclusiones respectivamente. Finalmente, X apéndices y X anexos presentan la información referente a los formularios utilizados, el detalle de los equipos radiológicos, y datos de los participantes.

1.5. GENERALIDADES DEL PROYECTO

El Proyecto ARCAL LXXV nace del interés de los Gobiernos de las Naciones de América Latina promovido por el Organismo Internacional de Energía Atómica (OIEA) y apoyado por la Organización Panamericana de la Salud (OPS) para fomentar las prácticas que señalan las Normas Básicas Internacionales de Seguridad para la Protección contra las Radiaciones Ionizantes y la Seguridad de las Fuentes para asegurar que las exposiciones de pacientes sean las mínimas necesarias para lograr el objetivo diagnóstico. La determinación de niveles orientativos se vuelve entonces una necesidad porque representa la guía más importante para optimizar las dosis en estudios de radiodiagnóstico, apoyado esto por la mejora continua de la calidad de las imágenes.

Con la realización del proyecto se aplicó por primera vez en la región de América Latina una metodología para el establecimiento de niveles orientativos de dosis en forma particular en cada País participante y homogéneamente de manera regional.

Las prácticas incluidas en el estudio fueron radiología general y mamografía, realizándose la evaluación de las dosis a los pacientes y de la calidad de las imágenes obtenidas así como una comparación con los niveles orientativos recomendados en las BSS.

Los objetivos detallados del proyecto fueron:

- a) Aplicar las metodologías para el establecimiento de niveles orientativos de dosis en el país, así como sensibilizar a las instituciones de salud de la necesidad de realizar este tipo de estudios en forma periódica y en combinación con la evaluación de la calidad de las imágenes clínicas;
- b) Obtener un muestreo nacional de los niveles de radiación que se imparten a los pacientes a los que se realizan los exámenes radiológicos incluidos en el estudio, a fin de establecer niveles orientativos para el país;
- c) Comparar los resultados obtenidos con los niveles orientativos recomendados en las normas BSS.

2. MATERIALES Y MÉTODOS

2.1. PAÍSES PARTICIPANTES Y HOSPITALES SELECCIONADOS

Un total de once países latinoamericanos participaron inicialmente en el Proyecto, los mismos completaron la fase de aplicación de la metodología y la obtención de los resultados esperados. Luego se realizó una validación de los datos obtenidos, la cual fue completada por siete países que fueron: Brasil, Chile, Costa Rica, Cuba, Nicaragua, Perú y Uruguay.

Para obtener niveles orientativos en un país o en una región, la muestra de hospitales debería ser representativa de la práctica radiológica en el mismo. Esto requiere que la muestra sea amplia para incluir todos los tipos de servicios radiológicos existentes en la región y en la proporción adecuada para que los niveles orientativos puedan generalizarse. En la práctica, no siempre es lo más eficaz el empezar con un ejercicio a gran escala, sin antes tener experiencia y haber aprendido las lecciones que se pueden obtener de un primer ejercicio a escala menor, a modo de plan piloto. Esto es lo que se ha hecho en este estudio en el que la muestra de hospitales ha sido más pequeña considerando las propias limitaciones que representaba su implementación práctica.

Inicialmente, al planificar los trabajos, se decidió que cada país pudiera considerar, al menos un hospital grande (por ejemplo un hospital universitario) y hospitales más pequeños, públicos y privados. Sin embargo, en algunos países no fue posible cumplir con este requisito. Por ello, se tomó la decisión de llevar a cabo el estudio con una cantidad menor de hospitales, los cuales podrían aportar un panorama preliminar para el conocimiento de los aspectos de la práctica bajo estudio.

Participaron 27 instituciones médicas y se incluyeron en el estudio 46 salas de rayos X. Se estimaron las dosis de 1020 estudios en pacientes de radiología general y 786 de mamografía. Los médicos radiólogos de los diferentes países analizaron la calidad de las imágenes de los 1806 estudios radiográficos de la muestra. En las Tablas siguientes se detalla la cantidad de hospitales, salas y estudios realizados por país.

TABLA 2-1. PAÍSES PARTICIPANTES Y CANTIDAD DE HOSPITALES Y SALAS INCLUIDAS EN EL ESTUDIO DE LA EXPOSICIÓN DE PACIENTES EN RADIOLOGÍA GENERAL Y MAMOGRAFÍA

País	Hospitales	Salas Radiología general	Salas Mamografía	Total
Brasil	5	8	3	11
Chile	3	6	1	7
Costa Rica	5	5	3	8
Cuba	4	2	2	4
Nicaragua	4	3	2	5
Perú	2	4	2	6
Uruguay	4	7	2	9
Total	27	55	15	70

TABLA 2-2. CANTIDAD DE ESTUDIOS DE LA MUESTRA POR PROYECCIÓN Y PAÍS

País	Tórax PA	Columna AP	Columna L	Mamografía	Mamografía
------	----------	------------	-----------	------------	------------

				CC	MLO
Brasil	88	-	-	53	53
Chile	150	119	119	11	14
Costa Rica	79	43	43	121	105
Cuba	65	43	43	67	202
Nicaragua	30	20	20	40	40
Perú	76	5	5	20	20
Uruguay	36	20	16	20	20
Total	524	250	246	332	454

2.2. EQUIPO RADIOLÓGICO

Los equipos radiológicos utilizados son de procedencia y antigüedad muy variables habiendo algunos que están en servicio desde hace más de 40 años. Cabe destacar que en una sala de un hospital de Chile el equipo utilizado era digital.

En la Tabla 2-3 se presentan los equipos utilizados en los hospitales de cada país.

TABLA 2-3. EQUIPOS DE RAYOS X UTILIZADOS EN CADA PAÍS

ID Hospital	País	Marca	Modelo	Estudio
1	Brasil	Siemens	Heliophos 4B	General
1		Siemens	Heliophos 4B	General
1		Siemens	Heliophos 4B	General
1		Siemens	Heliophos 4B	General
2		General Electric	Senographe 700T	Mamografía
3		Siemens	Heliophos 4B	General
3		Odelga	Photix 33	General
4		Siemens	Mammomat 1000	Mamografía
5		Philips	Optimuis	General
5		Philips	Optimuis	General
6	Chile	Siemens	Opti 150/30/50 HC-100	General
6		Siemens	Opti 150/30/50 HC-100	General
6		Siemens	Nova 3000	Mamografía
7		Variant	Diamont 150 TH	General
8		Shimadzu	-	General
9	Costa Rica	Toshiba	KXO 15R	General
9		Bennett	M 1500C	Mamografía
10		Bennett	HFQ 600 SE	General
10		Planmed	Sophie	Mamografía
11		Toshiba	KXO 80 G	General

11		Bennett	M 1500	Mamografía
12		Siemens	Multix C	General
13		General Electric	Advantx 2183001	General
14	Cuba	Ausonics	Ausonics Alpha 1	Mamografía
15		Sedecal	Toshiba Totanode	General
16		Siemens	Mammomat 2	Mamografía
17		Shimadzu	37630	General
18	Nicaragua	Siemens	05760157	General
19		General Electric	4.633E+23	General
19		General Electric	Senographe 600T	Mamografía
20		Siemens	Mamomat 3000	Mamografía
21		Siemens	4803388	General
22	Perú	Siemens	Mamomat 3000	Mamografía
22		General Electric	IGE	General
22		Dinamax	500	General
23		IMS	Gioto Comet	Mamografía
23		Shimadzu	D15OLC-30E	General
24	Uruguay	Toshiba	DG-8503	General
24		Philips	Super 70	General
24		General Electric	Senographe 600T-FD	Mamografía
25		Siemens	Polymat 60	General
25		Siemens	Siregraph C2	General
25		General Electric	Senographe DMR	Mamografía
26		Siemens	Vertex U	General
26		Siemens	Siregraph C2	General
27		Philips	Diagnost 70	General

2.3. DETERMINACIÓN DE LAS DOSIS Y LA CALIDAD DE IMAGEN

2.3.1. *Introducción*

2.3.1.1. **Magnitudes dosimétricas**

La medida de la exposición a la radiación en pacientes sometidos a estudios diagnósticos dirigida a la estimación de niveles orientativos se expresa en términos de kerma en aire en superficie de entrada del paciente para estudios de radiología general y como la dosis glandular promedio para mamografía como es recomendado por el OIEA y la ICRU [7, 8]. Para el caso de mamografía a partir de la medición del kerma en aire en superficie de entrada se aplican factores de conversión para obtener la dosis glandular promedio. El sistema de dosimetría utilizado fue proporcionado por el OIEA y constó de un electrómetro PTW Unidos E con cámara de ionización con cámara de ionización plano paralela tipo SFD, calibrado para los haces de rayos X en el rango de las energías del diagnóstico radiológico en términos de kerma en aire.

2.3.1.2. **Método**

De los métodos disponibles [9] para estimar la exposición en los pacientes se eligió el que utiliza la medición del rendimiento del tubo de rayos X a una distancia de referencia y los parámetros técnicos aplicados en el examen radiológico, (voltaje del tubo, producto tiempo de exposición-corriente del tubo, tamaño del campo, etc.) para calcular el kerma incidente en el punto correspondiente a la superficie de la piel del paciente. A partir del kerma incidente se calculó el kerma en aire en superficie de entrada del paciente utilizando el factor de retrodispersión. En el caso de mamografía se calculó la dosis glandular utilizando factores de conversión determinados para el tipo y espesor de la mama.

Selección de los pacientes

De acuerdo a los requerimientos que se deben cumplir para estimar niveles orientativos se definió un paciente típico de acuerdo a parámetros anatómicos (por ejemplo el peso, estatura o espesor de mama comprimida) que fuera representativo de la región. Respecto al tamaño de la muestra debía ser suficientemente grande para que el valor medio de la magnitud medida no tuviera grandes variaciones estadísticas, por ejemplo entre 10 y 50 pacientes en cada institución participante.

2.3.1.3. **Evaluación de la calidad de imagen**

La evaluación de la calidad de imagen es un componente esencial para poder estimar los niveles orientativos y deben establecerse métodos para su obtención. Esto permite asegurar que los niveles orientativos corresponden a imágenes aceptables y que cualquier acción que se tome en relación a las dosis a los pacientes, basada en éstos, no tenga como resultado una pérdida de la información en la imagen que sea perjudicial al diagnóstico.

Los médicos radiólogos deben determinar si las imágenes proveen suficiente información para un diagnóstico certero; pero al ser esto también conlleva un nivel de subjetividad muy alto. La metodología utilizada para la estimación de la calidad de las imágenes fue basada en los criterios de calidad diagnóstica de la Comunidad Europea. Para ello los países participantes discutieron los diferentes niveles de aplicación para objetivar en lo posible la aceptabilidad de las imágenes. Los métodos propuestos fueron los siguientes:

1. Valoración por parte de cada radiólogo de la calidad sus propias radiografías y determina si son adecuadas para el diagnóstico. El más sencillo pero el menos objetivo.
2. Participación de los radiólogos del mismo hospital en valorar las radiografías en un estudio ciego de radiografías del mismo hospital (tapando los nombres del paciente y

los demás datos que identifican el estudio). Es también sencillo, pues no hay que sacar las radiografías del hospital, y es más objetivo que el anterior.

3. Participación de radiólogos de distintos hospitales del mismo País en el estudio de todas las radiografías de todos los hospitales del país involucrados en el proyecto. Tiene un grado mayor de dificultad, pues hay que sacar las radiografías del hospital, o que los radiólogos se desplacen a otros hospitales. Pero implica un nivel de objetividad adecuado, y representa una colaboración de todo el equipo de radiólogos del proyecto.
4. Participación de la sociedad de radiología en evaluar las imágenes de un País. Además de ser muy objetivo, conlleva la postura de toda la colectividad de radiólogos de un país.
5. Reunión de radiólogos de distintos países para evaluar las radiografías de todos los países. Es, en principio, un método objetivo pero también puede resultar impráctico ya que conlleva el sacar un elevado número de radiografías originales de un País y trasportarlas, y lleva implícita una limitación del número de radiólogos que pueden participar en la reunión además de los costos económicos.

Cada País decidió, sobre la base de su disponibilidad y recursos, el nivel de evaluación que utilizaría. Todos los Países se ubicaron en los niveles 1 y 2. Además se acordó que solamente se considerarían para la muestra aquellas imágenes que cumplieran con un mínimo del 70% de los criterios de calidad.

Para la evaluación de la calidad de imagen se adoptaron criterios basados en los de la Comunidad Europea [10, 11]. Se ven en el Apéndice III los criterios de calidad utilizados.

Se diseñaron hojas de cálculo en EXCEL para facilitar los cálculos y homogenizar los procedimientos entre los países. Estas hojas se presentan en el Apéndice IV.

2.3.2. Radiología General

2.3.2.1. Selección de los pacientes y estudios radiológicos

Se tomaron muestras de 10 pacientes como mínimo por sala de rayos X participante con el cumplimiento exigido para la calidad de las imágenes y se seleccionaron 2 tipos de exámenes radiológicos el de tórax en su proyección postero anterior y el de columna con sus proyecciones antero posterior y lateral. La definición del paciente tipo a efectos del estudio fue para pacientes adultos, hombres y mujeres entre 1,65 y 1,75 de estatura y entre 65 y 75 kg de peso.

2.3.2.2. Dosimetría del paciente

La determinación del kerma en aire en superficie de entrada del paciente fue realizada de la siguiente manera:

Medición del rendimiento del tubo de rayos X

El rendimiento es medido para un conjunto de valores representativos de voltaje del tubo y corriente utilizados en condiciones clínicas, y la metodología utilizada es la siguiente:

1. Seleccionar los valores de voltaje y corriente y registrarlos en la planilla
2. Posicionar el detector a una distancia apropiada del tubo (1 m) y centrarlo en el haz. Evitar la influencia de radiación dispersa en el detector alejándolo por lo menos 20 cm de la mesa. Medir y registrar la distancia.
3. Exponer la cámara tres veces y registrar las lecturas del dosímetro.

4. Registrar la presión y la temperatura.

Cálculo del rendimiento del tubo de rayos X

El rendimiento del tubo de rayos X es calculado de la siguiente manera:

1. Calcular el valor medio de las tres lecturas del dosímetro, \overline{M} .
2. Calcular el kerma en aire, $k(d)$, en el punto de medida (a la distancia, d , desde el foco del tubo de rayos X) utilizando la ecuación (2.1.), y aplicando el factor de corrección de la presión y temperatura k_{TP} y el coeficiente de calibración del dosímetro N_{k,Q_0} ,

$$k(d) = \overline{M} * N_{k,Q_0} * k_{T,P} \quad (2.1.)$$

El factor de corrección k_{TP} se calculó con la fórmula:

$$k_{T,P} = (273,2 + T / 273,2 + T_0)(P_0 / P) \quad (2.2.)$$

3. Calcular el rendimiento del tubo de rayos X, $Y(d)$, utilizando la ecuación (2.3.):

$$Y(d) = k_a(d) / P_{It} \quad (2.3.)$$

Donde P_{It} el producto corriente del tubo-tiempo de exposición. La unidad es el $Gy(mAs)^{-1}$.

Estimación del kerma incidente en aire

El kerma incidente en aire en la superficie de entrada K_i , es estimado indirectamente a partir del rendimiento del tubo de rayos X a la distancia seleccionada, los parámetros de exposición de los exámenes de los pacientes y aplicando la ley del inverso del cuadrado de la distancia. La metodología es la siguiente:

1. Para el tipo de examen seleccionado registrar el peso y la altura del paciente
2. Posicionar el paciente y el tubo de rayos X y seleccionar los parámetros de exposición
3. Medir la distancia foco paciente a nivel del centro del haz
4. Registrar los datos del equipo y el paciente
5. Realizar la exposición y registrar los parámetros de exposición

El cálculo del K_i se realiza ajustando los valores del rendimiento (Y) del tubo de rayos, a una función potencial y obteniendo los parámetros a y b de la función $a(U)^b$, siendo U la tensión aplicada al tubo. Para ello se determinaron valores de rendimiento para distintos valores de tensión aplicada al tubo (U) escalonados de 10 en 10 kVp a la distancia de referencia (d), y a continuación se corrigieron estos valores para la distancia entre el tubo y la superficie del paciente (d_{fp}), aplicando la ley del inverso del cuadrado de la distancia, y tomando el valor del producto de la corriente del tubo por el tiempo de exposición utilizado (P_{It}) se aplicó la ecuación (2.4.):

$$K_E = Y(d) * P_{It} * (d/d_{fp})^2 \quad (2.4.)$$

Estimación del kerma en superficie de entrada del paciente

El kerma en superficie de entrada del paciente K_E se puede calcular indirectamente a partir del K_i , utilizando los factores de retrodispersión (B) apropiados. El valor del BSF tomado para los estudios considerados de tórax y abdomen fue de 1,36.

El K_E se calculo mediante la ecuación (2.5.) y (2.6.):

$$K_E = K_i * B \quad (2.5.)$$

$$K_E = a(U)^b * P_{It} (d_{ref}/d_{fp})^2 * B \quad (2.6.)$$

2.3.3. Mamografía

2.3.3.1. Selección de los pacientes y estudios radiológicos

Se tomaron muestras consistentes en 10 exámenes de mama (proyecciones) por sala de rayos X participante como mínimo que cumplieran con el requerimiento de la calidad de imagen establecido y se seleccionaron dos tipos de proyecciones, la cráneo-caudal y la medio-lateral-oblicua. Las condiciones impuestas a las muestras es que las mamas fue que estuvieran dentro del espesor “normal” (entre 50 y 60 mm) y que la radiografía sugiriera que la glandularidad era del 50% aproximadamente. La decisión final de cumplimiento de estos criterios correspondió al médico radiólogo. Todas las pacientes fueron asintomáticas y el médico radiólogo evaluó cada criterio en términos absolutos (SI ó NO).

2.3.3.2. Dosimetría del paciente

Se presenta a continuación la metodología empleada por los países participantes de la región para obtener la dosis glandular promedio en una muestra de pacientes asintomáticas para las proyecciones cráneo caudal (CC) y medio lateral oblicua (MLO).

Medición del rendimiento del equipo de rayos X

El rendimiento del tubo de rayos X del mamógrafo se define como el kerma incidente, K_i (mGy) en aire por mAs a un metro de distancia.

El rendimiento, calcula utilizando la ecuación siguiente, para cada valor de la tensión aplicada al tubo (U) en el rango de la práctica habitual,:

$$Y(d) = K_i(d)/P_{It} \quad (2.7.)$$

en la que:

- $K_i(d)$ es el kerma incidente en aire a la distancia d desde el foco del tubo (normalmente 1 m). Es el producto del promedio de las lecturas M , el factor de corrección de temperatura y presión k_{TP} , y el factor de la cámara N , según la ecuación (2.8.):

$$K_i = M_{auto} N_{mammo} k_{TP} \quad (2.8.)$$

- P_{It} es el producto de la intensidad de corriente del tubo y el tiempo de exposición.

La unidad de rendimiento es el $Gy.mAs^{-1}$.

Para realizar las mediciones, la cámara de ionización se coloca a una distancia aproximada de 5 cm sobre el soporte de la mama, con el propósito de evitar que la retrodispersión quede incluida en el resultado.

El rendimiento se obtiene en el rango de 25 a 30 kVp en incrementos de 1 kVp. En el caso de mamografía no es necesario calcular la curva de ajuste para interpolar, pues los valores de la tensión en mamografía son discretos y en un rango pequeño.

Determinación de las Dosis Glandulares Promedio:

La dosis glandular promedio se obtiene a partir del kerma incidente para cada paciente, utilizando la ecuación (2.9.):

$$D = K_i (d_{ref})^2$$

donde:

- D_G es la dosis glandular promedio
- K_i es el kerma incidente para cada paciente, el cual se obtiene a partir del rendimiento, medido con el mismo valor de U y después corregido por distancia (d : distancia foco paciente) y el valor de la carga usada, mediante la ecuación (2.10.)

$$K_i = P_{IT} * Y * (d_{ref}/d)^2 \quad (2.10)$$

- c_{D_G, K_i} es un coeficiente de conversión de kerma incidente a dosis glandular promedio, el cual depende del valor de espesor hemirreductor (EHR). Éste a su vez depende del valor de U .
- “s” es un factor dependiente del material del ánodo y filtro. Si se utiliza el molibdeno para ambos, el valor de “s” es la unidad.

Los valores del coeficiente c_{D_G, K_i} que se utilizan para una mama de 50 mm de espesor y 50% de glandularidad se obtienen de la Tabla 2-4.

TABLA 2-4. COEFICIENTE c EN FUNCIÓN DEL EHR

EHR (mm Al)	C_{D_{G50}, K_i} (mGy/mGy)
0.25	0.149
0.30	0.177
0.35	0.202
0.40	0.223
0.45	0.248
0.50	0.276
0.55	0.304
0.60	0.326
0.65	0.349

2.4. CONTROL DE CALIDAD DEL EQUIPO RADIOLÓGICO

Se realizó un control de calidad básico de los equipos de rayos X a fin de conocer las condiciones de funcionamiento de los mismos antes de proceder a estimar los niveles de referencia. El conocimiento resultante de esta evaluación es de utilidad para determinar como influenciarían los resultados de dosis e imagen los parámetros fuera de tolerancia encontrados. Los controles realizados fueron: la exactitud y la repetibilidad de la indicación de la tensión del tubo para diferentes corrientes del tubo seleccionadas; el rendimiento para 80 y 28 kV para radiología general y mamografía respectivamente, la repetibilidad y la linealidad de la exposición; exactitud y repetibilidad del indicador de tiempo de exposición; y capa hemirreductora para evaluar el requisito de filtración mínima. Los equipos utilizados para realizar dichos controles fueron kilovoltímetro y medidor tiempo de exposición PTW DIAVOLT UNIVERSAL y para la medida del espesor hemirreductor se utilizó un conjunto de filtros de aluminio calibrados de 99,5% de pureza. Los protocolos utilizados para la determinación de los parámetros fueron tomados de las publicaciones del OIEA [2], [3].

2.5. TASA DE RECHAZO DE PELÍCULAS

El análisis de la tasa de rechazo de películas es uno de los indicadores globales de calidad en radiodiagnóstico además de la evaluación de las dosis y la calidad de las imágenes. Este análisis equivale a una evaluación subjetiva de la calidad de imagen y ofrece un índice general de uniformidad de la misma. Igualmente un estudio de este tipo permite a la gerencia de los hospitales y servicios adoptar medidas preventivas y correctivas, según sea el caso, para disminuir las exposiciones innecesarias del paciente contribuyendo consecuentemente optimizar la protección en las exposiciones médicas.

Teniendo en cuenta lo anterior una de las actividades concebidas en el proyecto como un primer ejercicio dirigido precisamente a la optimización, consistió en la realización de un estudio piloto para evaluar los porcentajes de placas rechazadas en los hospitales participantes. Dicho estudio debía permitir, en primer lugar, comparar la operación de los mismos y, en segundo lugar, concienciar a los directivos, médicos radiólogos, tecnólogos y demás personal involucrado en la práctica, acerca de la necesidad de implementar medidas para optimizar la protección de los pacientes.

El diseño original del estudio quedó conformado como se indica a continuación:

1. Contabilización de todas las películas consumidas en la sala durante el periodo de evaluación (2 a 3 semanas).
2. Evaluación de las repeticiones determinadas por el técnico, discriminando por errores debido a la técnica de exposición y al procesamiento de la película.
3. Evaluación de las películas analizadas por el radiólogo clasificando las mismas en tres categorías: A: aceptadas, B: aceptadas con reservas y C: rechazadas.
4. Segregación de las películas clasificadas en las categorías B y C, según las siguientes causas: subexpuesta o sobreexpuesta, artefactos en la imagen, tamaño de campo, problemas de procesado.

Para facilitar el registro y consolidación de los datos del estudio así como la homogeneidad en la compilación de los países se diseñaron las tablas que se muestran en el APÉNDICE IV.

2.6. PLAN DE TRABAJO

La implementación del Proyecto incluyó inicialmente la convocatoria de diferentes instituciones y organizaciones como las Universidades, hospitales de la seguridad social, Sociedades de Radiología así como de profesionales y técnicos para brindarles formación en las actividades técnicas que se debieron desarrollar.

De acuerdo con los objetivos del Proyecto se propuso involucrar unos pocos hospitales representativos en cada país y seleccionar algunos exámenes radiológicos simples.

Se estimaron las dosis a los pacientes a partir del rendimiento del tubo de rayos X para estimar las dosis en los pacientes, haciendo previamente un control de calidad básico de los equipos.

Se analizó también la calidad de las imágenes y la tasa de rechazo. Finalmente se realizó el mencionado ejercicio de validación y la evaluación de los resultados obtenidos.

El detalle de las etapas de trabajo cumplidas es el siguiente:

1. Reuniones de información e involucramiento de entidades universitarias, científicas y gubernamentales.
2. Selección de los hospitales participantes tomando en cuenta los criterios recomendados para este tipo de estudio, de manera que la muestra sea representativa de la práctica radiológica considerada.
3. Control de calidad básico de los equipos radiológicos seleccionados a fin de obtener una indicación del estado de funcionamiento de los mismos.
4. Medición del rendimiento del tubo de rayos X en los hospitales participantes.
5. Toma de una muestra de al menos 10 pacientes de tamaño medio (1,65-1,75 m de estatura y 65-75 kg de peso) en radiología general y 5 a 6 cm de espesor de mama comprimida para mamografía.
6. Registro de los parámetros técnicos y del equipo para cada estudio realizado.
7. Evaluación por el médico radiólogo del cumplimiento de los criterios de calidad de imagen establecido para las radiografías.
8. Estimación de las magnitudes dosimétricas definidas para cada tipo de estudio utilizando los métodos descritos en los apartados anteriores.

9. Registro de los valores calculados de dosis a los pacientes, cuyas radiografías cumplen como mínimo con el 70% de los criterios de calidad de imagen establecidos en el proyecto.
10. Registro de las películas rechazadas especificando el tipo de estudio y la causa del rechazo.
11. Validación de los resultados de dosis obtenidos, la cual se efectuó según se detalla más abajo.
12. Evaluación de resultados e informe de los mismos.

2.7. VALIDACIÓN DE LA METODOLOGÍA DE DETERMINACIÓN DEL $K_{e,a}$

A fin de verificar la fiabilidad de los resultados sobre las dosis a los pacientes, obtenido a partir del rendimiento del tubo de rayos X y de los parámetros radiográficos, se realizó un ejercicio de validación de los valores de $K_{e,a}$, obtenidos por un método independiente. Esto permitió tener un alto grado de confianza y seguridad de los mismos y asegurar el cumplimiento de los requisitos establecidos para el estudio.

La metodología utilizada en la validación, consistió en exponer, en cada uno de los equipos utilizados en los países participantes, dosímetros termoluminiscentes (TLD) ubicados sobre el cuerpo de una muestra de pacientes en radiología general y en aire para el caso de mamografía. Para la realización del ejercicio se seleccionó el laboratorio del Instituto Peruano de Energía Nuclear (IPEN) de Perú, desde donde se centralizaron y coordinaron todas las operaciones. Dicho laboratorio realizó una intercomparación de sus medidas con otro laboratorio acreditado de la Universidad de Viena a fin de asegurar a su vez la calidad de los resultados de las lecturas de los TLD en el laboratorio del IPEN. Los dosímetros TL utilizados fueron los chips Harshaw TLD-100 (Thermo RMP, Solon, Ohio, USA) de LiF.

Los resultados de las lecturas de los TLD fueron comparados con los valores del $K_{e,a}$ calculados a partir de los valores del rendimiento y de los parámetros de irradiación de los mismos pacientes en cada equipo al obtener la radiografía. De acuerdo al criterio técnico establecido en el proyecto la exactitud requerida para validar los datos obtenidos fue:

- a) para salas diagnósticas con un generador reciente: 20%
- b) para salas diagnósticas con un generador antiguo: 35%
- c) para salas de mamografía: 15%

La exactitud se evaluó en términos del sesgo (S), utilizando la ecuación (2-11.), en la que se compara el valor obtenido calculado utilizando el método del estudio por los países (O) y el valor de referencia correspondiente a la lectura de los TLD por el laboratorio de Perú (E):

$$S = [(O - E) / E] * 100 \quad (2-11.)$$

La aceptación de los valores de kerma en aire en la superficie de entrada al paciente, $K_{e,a}$, obtenidos a partir del rendimiento del tubo, se basó en las incertidumbres asociadas al método y en la finalidad de la validación. Ésta se hizo comparando dichos valores con los obtenidos por el método independiente de irradiar TLDs directamente colocados sobre una pequeña muestra de pacientes al obtener la imagen. A partir de esto, se eligió el criterio de aceptar los valores de $K_{e,a}$ de una sala de rayos X, si el 70% de los valores de la muestra se desviaban menos del 20% de las lecturas de los TLDs.

2.8. DETERMINACIÓN DE LAS INCERTIDUMBRES

Para interpretar correctamente los resultados se necesita conocer las incertidumbres asociadas a los mismos. Para ello, se analizan en esta sección las incertidumbres de cada etapa del método. Las incertidumbres asociadas a la metodología utilizada son relativamente grandes porque involucran un elevado número de parámetros obtenidos por medición y por cálculo, estando ambos sujetos a errores. Además la muestra por su tamaño no es representativa del país, como se ha indicado con anterioridad. Sin embargo, los resultados cumplen con el objetivo del proyecto piloto orientado a obtener sólo valores preliminares, que además pueden servir para optimizaciones individuales en los hospitales participantes.

Se realizó una estimación de la incertidumbre combinada del resultado, de acuerdo con el enfoque utilizado en el Código de Prácticas del OIEA [9], a partir de las estimaciones de las incertidumbres de cada uno de los diferentes parámetros utilizados en el método.

La obtención de la incertidumbre del resultado de la medición del kerma en aire en superficie de entrada del paciente y la dosis glandular promedio se hizo en cuatro pasos, que son:

- a) Identificación de las fuentes de incertidumbre involucradas en el procedimiento
- b) Cuantificación de cada una de las incertidumbres
- c) Cálculo de la incertidumbre estándar combinada
- d) Cálculo de la incertidumbre estándar expandida.

En este apartado se describe el primer paso. Los parámetros identificados para radiología general y mamografía y el tipo de incertidumbre considerado se presentan en la Tabla 2-5.

TABLA 2-5. FUENTES DE INCERTIDUMBRE IDENTIFICADAS Y TIPO PARA LA METODOLOGÍA DEL ESTUDIO

Fuente incertidumbre	Tipo
Factor de calibración del equipo de dosimetría	B
Estabilidad a largo plazo del instrumento de dosimetría	B
Precisión de las lecturas	A
Posicionamiento del detector al medir el rendimiento	B
Repetibilidad del valor de mAs	A
Repetibilidad del valor de kV	A
Calidad de la radiación respecto al coeficiente de calibración	B
Tasa de kerma respecto al coeficiente de calibración	B
Dirección de incidencia de la radiación	B
Tamaño y homogeneidad del campo	B
Factor de corrección por temperatura y presión	B
Ajuste de la curva de rendimiento	B

Factor de retrodispersión	B
Distancia foco superficie del paciente	B
Coefficiente de conversión para D_G (Mamografía)	B
Medida del espesor de la mama (Mamografía)	B

Las incertidumbres tipo A se calcularon con las ecuaciones (2-12.) y (2-13), donde \bar{M} es la media de la muestra (media de las lecturas del dosímetro) y u es la desviación estándar de la media.

$$\bar{M} = \frac{1}{n} \sum_{k=1}^n M_k \quad (2-12.)$$

$$u = s(\bar{M}) = \left(\frac{1}{n(n-1)} \sum_{k=1}^n (M_k - \bar{M})^2 \right)^{1/2} \quad (2-13.)$$

Las incertidumbres tipo B fueron calculadas con las ecuaciones (2-14.) y (2-15.) en las que M es un valor que se obtiene de asumir una distribución de probabilidad rectangular con un intervalo de variación entre un valor mínimo a_- y un valor máximo a_+ .

$$a = (a_+ + a_-)/2, \quad (2-14.)$$

$$u = a / \sqrt{3}; \quad (2-15.)$$

Las incertidumbres de los factores relacionados con la calibración del instrumento son dadas por los laboratorios de calibración. Las correspondientes al equipo radiológico y las mediciones realizadas se estimaron de acuerdo a rangos típicos de variación de los mismos para las condiciones del estudio.

3. RESULTADOS

3.1. DOSIS EN PACIENTES EN RADIOLOGÍA GENERAL

A continuación se presentan tabulados los resultados de las dosis a los pacientes en términos de kerma en aire en superficie de entrada y su estadística en términos del cuartil (C) 25%, 50% y 75%, para los estudios de tórax postero anterior, columna antero posterior y lateral se presentan en las siguientes tablas.

En las Tablas (3-1., 3-2. y 3-3.) se presentan las dosis medidas y su estadística para todas las salas de las instituciones participantes, un mínimo de 10 pacientes seleccionados, para cada tipo de estudio y proyección estudiada.

TABLA 3-1. DOSIS EN PACIENTES (KERMA EN AIRE EN SUPERFICIE DE ENTRADA, mGy) PARA ESTUDIOS DE TÓRAX PA EN TODAS LAS SALAS Y SU ESTADÍSTICA

País	Sala	Mín	Prom	Máx	C25%	C50%	C75%	Máx/Mín
Brasil	1	0,03	0,04	0,05	0,03	0,03	0,04	1,7
	2	0,06	0,11	0,34	0,07	0,09	0,10	5,7
	3	0,01	0,02	0,03	0,01	0,01	0,02	3,0
	4	0,11	0,17	0,29	0,13	0,15	0,18	2,6
	5	0,13	0,18	0,25	0,16	0,17	0,20	1,9
	6	0,07	0,10	0,17	0,08	0,09	0,11	2,4
	7	0,01	0,09	0,18	0,07	0,08	0,11	18,0
	8	0,08	0,11	0,16	0,09	0,10	0,11	2,0
Chile	9	0,16	0,34	0,75	0,24	0,28	0,37	4,7
	10	0,12	0,38	0,68	0,28	0,36	0,51	5,7
	11	0,11	0,17	0,23	0,15	0,17	0,20	2,1
	12	0,19	0,37	0,58	0,32	0,34	0,42	3,1
Costa Rica	13	0,06	0,14	0,28	0,07	0,17	0,18	4,7
	14	0,15	0,16	0,19	0,15	0,16	0,17	1,3
	15	0,10	0,14	0,25	0,12	0,14	0,15	2,7
	16	0,12	0,16	0,19	0,14	0,16	0,16	1,6
	17	0,03	0,08	0,24	0,05	0,07	0,09	8,0
Cuba	18	0,65	1,03	2,14	0,85	0,96	1,15	3,3
	19	0,67	0,94	1,27	0,81	0,90	1,09	1,9
Nicaragua	20	0,16	0,17	0,18	0,16	0,18	0,18	1,1
	21	0,12	0,15	0,19	0,14	0,14	0,16	1,6
	22	0,07	0,11	0,13	0,10	0,11	0,13	1,9
Perú	23	0,07	0,09	0,11	0,08	0,09	0,09	1,6
	24	0,14	0,15	0,16	0,15	0,15	0,15	1,1
	25	0,23	0,29	0,37	0,27	0,27	0,32	1,6
Uruguay	26	0,16	0,20	0,30	0,17	0,17	0,22	1,9
	27	0,07	0,12	0,17	0,10	0,12	0,13	2,4
	28	0,08	0,11	0,14	0,11	0,11	0,11	1,8
	29	0,04	0,11	0,20	0,08	0,12	0,14	5,0

TABLA 3-2. DOSIS EN PACIENTES (KERMA EN AIRE EN SUPERFICIE DE ENTRADA, mGy) DE LOS PACIENTES EN ESTUDIOS DE COLUMNA AP EN TODAS LAS SALAS Y SU ESTADÍSTICA

País	Sala	Mín	Prom	Máx	C25%	C50%	C75%	Máx/Mín
Chile	1	5,97	12,96	21,91	8,80	10,86	16,35	3,7
	2	9,16	14,19	21,66	10,44	14,78	16,42	2,4
	3	3,24	5,48	14,88	3,85	4,55	5,66	4,6
	4	2,56	5,37	10,88	4,04	5,15	6,16	4,3
Costa Rica	5	2,29	2,53	2,73	2,52	2,58	2,58	1,2
	6	2,34	3,40	5,36	2,63	3,36	3,74	2,3
	7	1,16	2,34	4,23	1,88	2,23	2,42	3,7
	8	2,67	3,71	6,29	3,23	3,49	3,64	2,4
Cuba	9	3,43	6,57	12,46	4,63	5,95	7,93	3,6
	10	1,99	3,71	6,33	2,62	3,44	4,76	3,2
Nicaragua	11	1,55	2,10	2,67	1,81	2,08	2,37	1,7
	12	1,07	2,21	6,36	1,28	1,65	1,98	5,9
Perú	13	0,61	2,09	3,28	0,65	2,81	3,12	5,4
Uruguay	14	8,80	9,38	9,97	9,09	9,38	9,68	1,1
	15	2,22	4,29	8,24	2,54	3,48	5,26	3,7
	16	1,48	1,85	2,48	1,64	1,71	1,92	1,7
	17	1,16	2,12	3,07	1,88	2,12	2,36	2,6

TABLA 3-3. VALORES DE KERMA EN AIRE EN SUPERFICIE DE ENTRADA, mGy) PARA ESTUDIOS DE COLUMNA L EN TODAS LAS SALAS Y SU ESTADÍSTICA

País	Sala	Mín	Prom	Máx	C25%	C50%	C75%	Máx/Mín
Chile	1	15,18	28,90	42,22	25,63	28,14	32,07	2,8
	2	17,21	27,65	37,86	22,74	27,18	32,68	2,2
	3	6,35	11,04	29,52	7,37	9,21	12,77	4,6
	4	5,72	11,63	22,47	7,81	10,72	15,55	3,9
Costa Rica	5	5,27	6,40	7,46	6,04	6,49	6,68	1,4
	6	5,37	7,49	12,29	6,56	6,62	7,35	2,3
	7	3,46	5,90	10,45	4,67	5,26	5,88	3,0
	8	9,71	11,16	13,41	10,37	11,13	11,76	1,4
Cuba	9	4,46	8,13	11,53	6,07	8,51	10,10	2,6
	10	2,32	5,53	10,26	3,99	5,57	6,86	4,4
Nicaragua	11	4,27	7,16	10,38	5,78	7,48	8,19	2,4
	12	1,30	4,05	7,55	2,37	4,25	5,12	5,8
Perú	13	0,65	3,43	6,24	0,65	4,80	4,80	9,6
Uruguay	14	23,05	23,07	23,09	23,06	23,07	23,08	1,0
	15	7,13	12,75	18,15	10,18	12,57	15,52	2,5
	16	2,54	4,41	5,50	3,86	5,19	5,34	2,2
	17	2,45	7,96	12,85	4,06	8,26	12,16	5,2

En la Tabla (3-4.) se presentan las dosis y su estadística para cada país y para América, donde se resumen los resultados de todas las salas de las instituciones participantes.

TABLA 3-4. VALORES KERMA EN AIRE EN SUPERFICIE DE ENTRADA DEL PACIENTE, mGy) Y SU ESTADÍSTICA PARA TODOS LOS ESTUDIOS PARA CADA PAÍS Y PARA EL TOTAL AMÉRICA LATINA

kerma en aire en superficie de entrada de la piel TÓRAX PA (mGy)							
País	Mínimo	Promedio	Máximo	C25%	C50%	C75%	Máx/Mín
Brasil	0,01	0,10	0,34	0,06	0,09	0,13	34,00
Uruguay	0,04	0,14	0,30	0,10	0,12	0,16	7,50
Costa Rica	0,03	0,14	0,28	0,07	0,16	0,17	9,33
Nicaragua	0,07	0,14	0,19	0,12	0,14	0,17	2,71
Perú	0,07	0,18	0,37	0,12	0,15	0,24	5,29
Chile	0,11	0,32	0,75	0,22	0,31	0,44	6,82
Cuba	0,65	0,99	2,14	0,82	0,93	1,14	3,29
América	0,01	0,28	2,14	0,08	0,15	0,34	214,0
kerma en aire en superficie de entrada de la piel COLUMNA AP (mGy)							
País	Mínimo	Promedio	Máximo	C25%	C50%	C75%	Máx/Mín
Perú	0,61	2,09	3,28	0,65	2,81	3,12	5,38
Nicaragua	1,07	2,16	6,36	1,41	1,87	2,27	5,94
Costa Rica	1,16	3,00	6,29	2,36	2,97	3,67	5,44
Uruguay	1,16	4,41	9,97	1,82	2,80	6,37	8,59
Cuba	1,99	5,14	12,46	3,12	4,70	7,14	6,26
Chile	2,56	9,50	21,91	3,99	8,01	16,37	8,56
América	0,61	4,38	21,91	1,51	2,89	6,94	35,9
kerma en aire en superficie de entrada de la piel COLUMNA LAT (mGy)							
País	Mínimo	Promedio	Máximo	C25%	C50%	C75%	Máx/Mín
Perú	0,65	3,43	6,24	0,65	4,80	4,80	9,60
Nicaragua	1,30	5,61	10,38	3,22	5,87	7,42	7,98
Cuba	2,32	6,83	11,53	4,51	7,04	9,29	4,97
Costa Rica	3,46	7,74	13,41	5,70	6,56	8,45	3,87
Uruguay	2,45	12,05	23,09	4,01	10,42	17,41	9,42
Chile	5,72	19,81	42,22	7,70	18,95	32,22	7,38
América	0,65	9,24	42,22	3,42	6,80	15,38	65,0

En los diagramas siguientes se ilustran los valores estadísticos de los resultados de las dosis para los países. En éstas se incluye la media, el mínimo y el máximo en diagrama de barras ordenadas en valores crecientes de la media para cada tipo de

estudio.

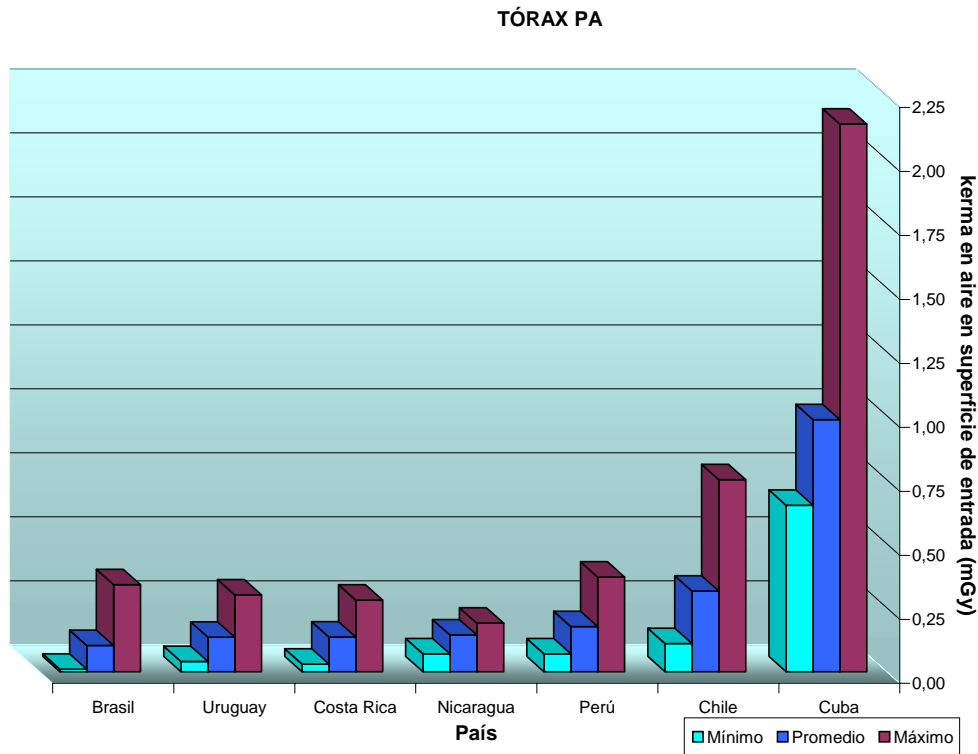


FIGURA 3-1. VALORES MÍNIMO, PROMEDIO Y MÁXIMO DEL KERMA EN AIRE EN SUPERFICIE DE ENTRADA (mGy) PARA RADIOGRAFÍAS DE TÓRAX AGRUPADOS POR PAÍS

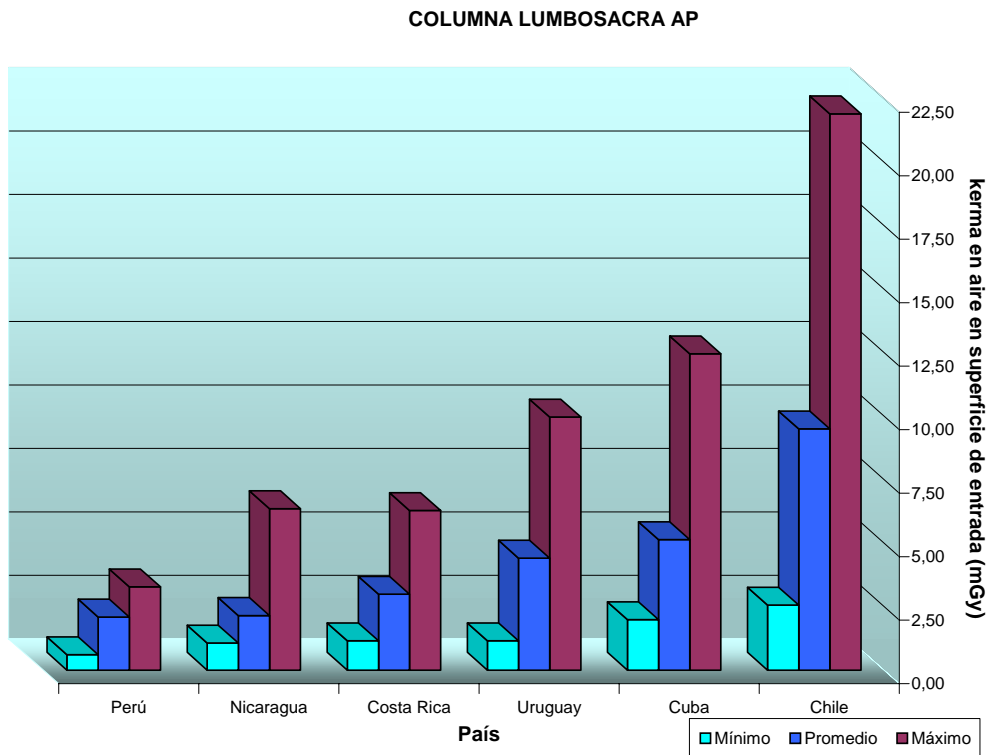


FIGURA 3-2. VALORES MÍNIMO, PROMEDIO Y MÁXIMO DEL KERMA EN AIRE EN SUPERFICIE DE ENTRADA (mGy) PARA RADIOGRAFÍAS DE COLUMNA LUMBOSACRA AP AGRUPADOS POR PAÍS

COLUMNA LUMBOSACRA LAT

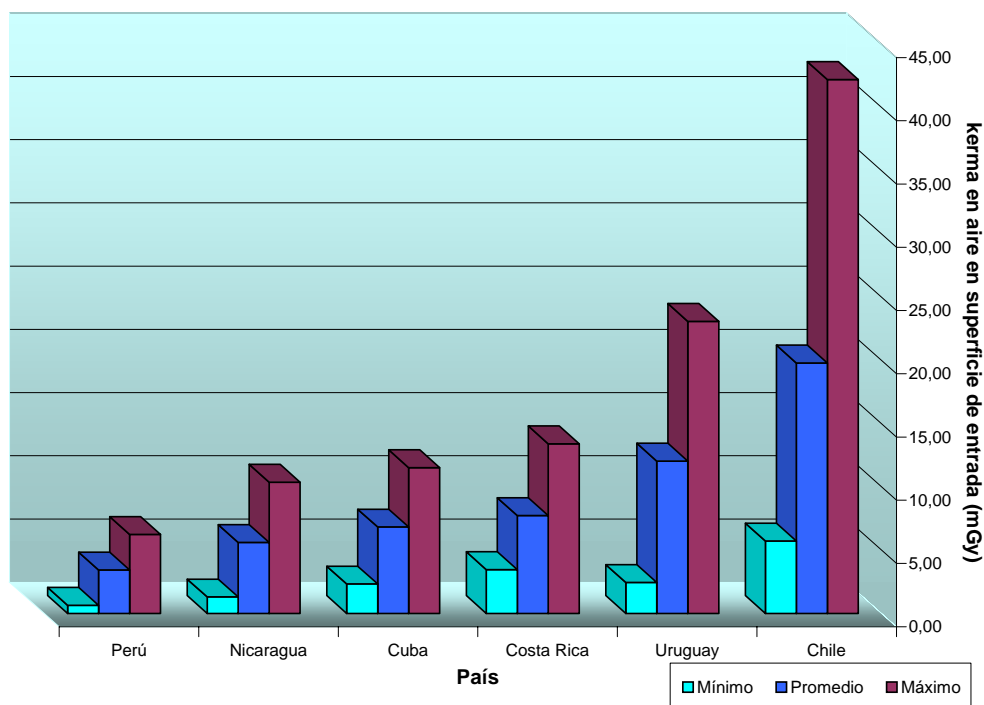


FIGURA 3-3. VALORES MÍNIMO, PROMEDIO Y MÁXIMO DEL KERMA EN AIRE EN SUPERFICIE DE ENTRADA (mGy) PARA RADIOGRAFÍAS DE COLUMNA LUMBOSACRA L AGRUPADOS POR PAÍS

3.2. DOSIS EN PACIENTES EN MAMOGRAFÍA

Los resultados obtenidos de las dosis en las pacientes en términos de dosis glandular promedio para estudios de mamografía cráneo caudal y medio lateral oblicua se presentan en las siguientes Tablas.

En la tabla 3-5 y 3-6 se presentan los valores de dosis obtenidos y su estadística para todas las salas de las instituciones participantes, para un mínimo de 10 pacientes seleccionadas, y para cada tipo de proyección estudiada.

TABLA 3-5. DOSIS EN PACIENTES (DOSIS GLANDULAR PROMEDIO, mGy) PARA ESTUDIOS DE MAMOGRAFÍA CRANEO CAUDAL EN TODAS LAS SALAS Y SU ESTADÍSTICA

País	Sala	Mín	Prom	Máx	C25%	C50%	C75%	Máx/Mín
Brasil	1	1,48	1,95	2,72	1,61	1,95	2,06	1,8
	2	1,19	2,24	3,04	2,06	2,25	2,63	2,6
	3	1,18	2,03	2,62	1,96	2,08	2,39	2,2
Chile	4	2,51	3,53	6,56	2,83	3,36	3,51	2,6
Costa Rica	5	0,94	2,26	3,85	1,51	1,98	2,75	4,1
	6	0,75	1,20	2,62	0,88	1,04	1,25	3,5
	7	0,72	1,44	3,10	1,04	1,36	1,56	4,3
Cuba	8	1,62	2,37	3,42	1,77	2,63	2,67	2,1
	9	1,47	2,40	3,11	2,17	2,47	2,76	2,1
Nicaragua	10	0,95	1,80	2,62	1,35	1,67	2,22	2,8
	11	0,84	0,92	1,05	0,89	0,91	0,94	1,3
Perú	12	1,41	2,13	2,88	1,88	2,06	2,34	2,0
	13	1,06	1,94	5,75	1,12	1,44	2,04	5,4
Uruguay	14	1,53	2,14	2,92	1,68	2,01	2,62	1,9
	15	1,42	2,71	4,35	2,14	2,53	3,00	3,1

TABLA 3-6. DOSIS EN PACIENTES (DOSIS GLANDULAR PROMEDIO, mGy) PARA ESTUDIOS DE MAMOGRAFÍA MLO EN TODAS LAS SALAS Y SU ESTADÍSTICA

País	Sala	Mín	Prom	Máx	C25%	C50%	C75%	Máx/Mín
Brasil	1	1,13	2,07	3,41	1,65	2,00	2,39	3,0
	2	1,09	2,50	4,38	2,10	2,34	3,01	4,0
	3	1,62	2,19	2,56	2,03	2,26	2,41	1,6
Chile	4	1,82	3,66	5,12	3,16	3,62	4,25	2,8
Costa Rica	5	1,03	2,54	4,90	1,71	2,35	2,86	4,8
	6	0,84	1,38	2,71	1,14	1,27	1,43	3,2
	7	0,83	1,92	6,67	1,33	1,58	2,07	8,0
Cuba	8	1,62	2,57	3,39	2,12	2,67	2,72	2,1
	9	2,29	2,48	3,11	2,38	2,47	2,52	1,4
Nicaragua	10	0,93	2,87	6,72	1,63	2,72	3,96	7,2
	11	1,60	2,06	2,43	1,97	2,11	2,17	1,5
Perú	12	1,63	2,89	3,73	2,71	2,76	3,36	2,3
	13	0,42	2,39	6,06	1,39	1,69	3,19	14,4
Uruguay	14	1,84	2,67	3,64	2,16	2,63	3,14	2,0
	15	1,42	3,19	5,20	2,14	3,32	4,20	3,7

En la Tabla 3-7. se presentan las dosis y su estadística para cada país y el conjunto de países, en la que se resumen los resultados de todas las salas de las instituciones participantes.

TABLA 3-7. DOSIS GLANDULAR PROMEDIO, mGy EN PACIENTES, PARA ESTUDIOS DE MAMOGRAFÍA CC¹ y MLO² PARA CADA PAÍS Y PARA AMÉRICA

Dosis glandular promedio CC (mGy)							
País	Mínimo	Promedio	Máximo	C25%	C50%	C75%	Máx/Mín
Nicaragua	0,84	1,36	2,62	1,01	1,29	1,90	3,12
Costa Rica	0,72	1,63	3,85	0,96	1,36	2,16	5,35
Perú	1,06	2,04	5,75	1,31	1,75	2,27	5,42
Brasil	1,18	2,07	3,04	1,79	2,08	2,51	2,58
Cuba	1,47	2,39	3,42	1,87	2,55	2,74	2,33
Uruguay	1,42	2,43	4,35	1,80	2,27	2,91	3,06
Chile	2,51	3,53	6,56	2,83	3,36	3,51	2,61
América	0,72	2,21	6,56	1,16	2,08	2,82	9,1
Dosis glandular promedio MLO (mGy)							
País	Mínimo	Promedio	Máximo	C25%	C50%	C75%	Máx/Mín
Costa Rica	0,83	1,95	6,67	1,24	1,58	2,47	8,04
Brasil	1,09	2,25	4,38	1,84	2,26	2,71	4,02
Nicaragua	0,93	2,47	6,72	1,72	2,42	3,51	7,23
Cuba	1,62	2,53	3,39	2,19	2,57	2,67	2,09
Perú	0,42	2,64	6,06	1,72	2,23	3,32	14,43
Uruguay	1,42	2,93	5,20	2,15	2,98	3,94	3,66
Chile	1,82	3,66	5,12	3,16	3,62	4,25	2,81
América	0,42	2,63	6,72	1,72	2,42	3,72	16,0

La ilustración de la estadística de los resultados de las dosis para los países se muestra en las figuras siguientes. En éstas se incluye la media, el mínimo y el máximo en diagrama de barras ordenadas en valores crecientes de la media para cada estudio.

¹ CC quiere decir que la proyección fue cráneo caudal

² MLO quiere decir que la proyección fue medio-lateral-oblicua

MAMOGRAFÍA CC

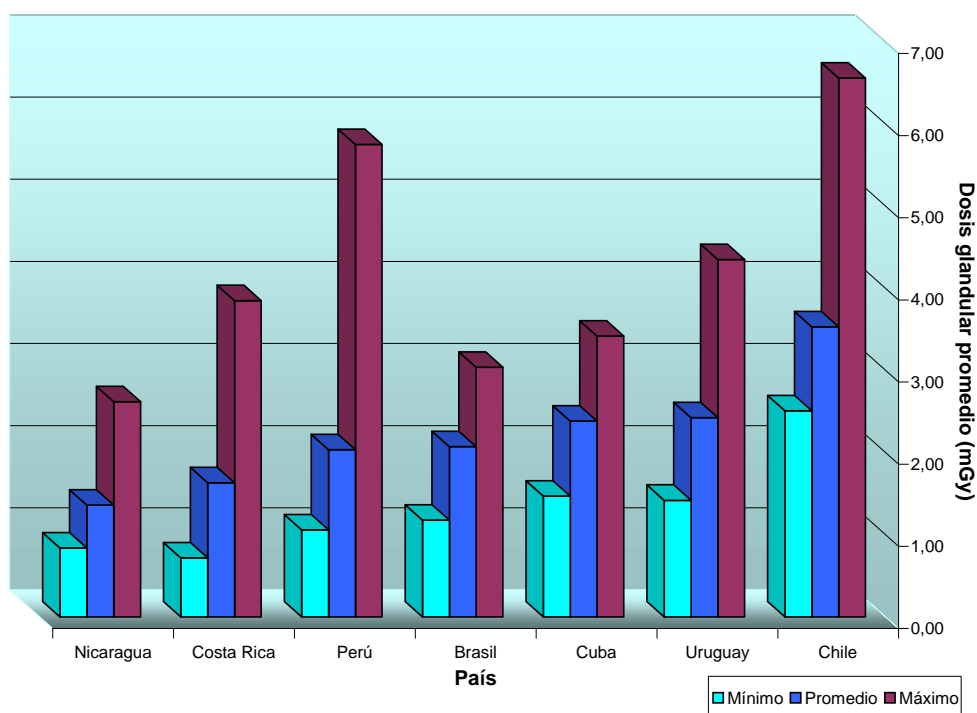


FIGURA 3-4. VALORES MÍNIMO, MEDIO Y MÁXIMO DE LA DOSIS GLANDULAR PROMEDIO (mGy) PARA MAMOGRAFÍAS CC PARA LOS PAÍSES

MAMOGRAFÍA MLO

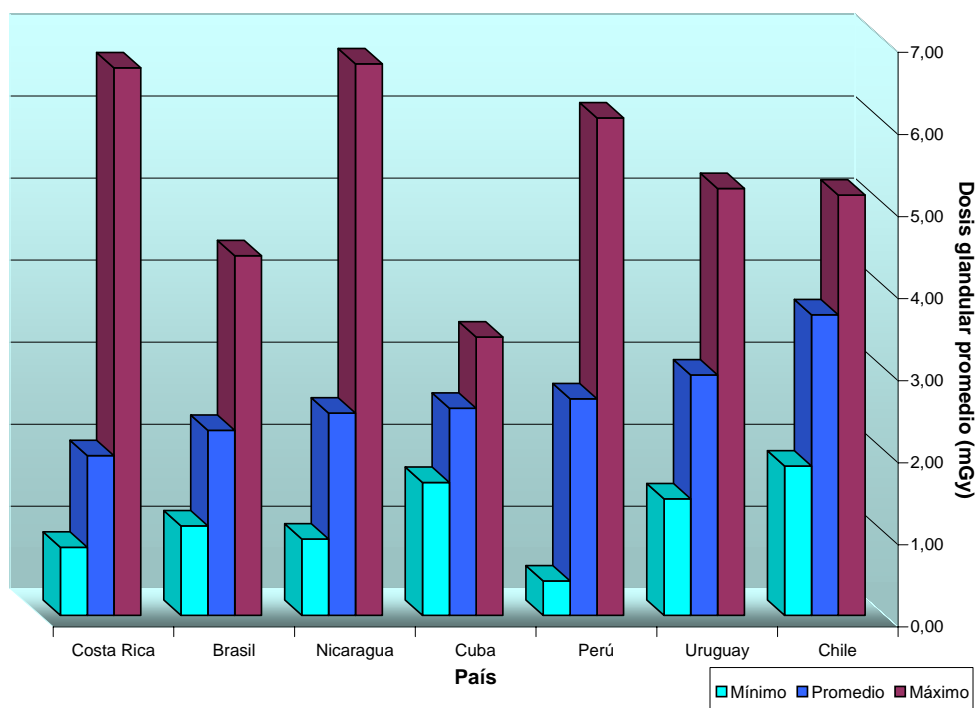


FIGURA 3-5. VALORES MÍNIMO, MEDIO Y MÁXIMO DE LA DOSIS GLANDULAR PROMEDIO (mGy) PARA MAMOGRAFÍAS MLO PARA LOS PAÍSES

3.3. EVALUACIÓN DE LA CALIDAD DE IMAGEN

3.3.1. Radiología general

La evaluación de la calidad de imagen garantiza que cualquier acción dirigida a la optimización de la protección, mantendrá la imagen adecuada para realizar el diagnóstico como objetivo de la exposición.

La evaluación de la calidad de imagen fue realizada por los médicos radiólogos de cada servicio. Forman parte de la misma los factores técnicos (distancia foco-película, mAs, kV, combinación pantalla-película, procesado de la película) y los posicionales (posición, proyección, incidencias, punto de centrado). Los factores técnicos están directamente relacionados con la calidad de imagen y los factores posicionales están relacionados primeramente con la posición de las estructuras anatómicas y luego con la información diagnóstica.

En la Figura 3-6. se muestra la distribución del número de equipos y hospitales participantes por país.

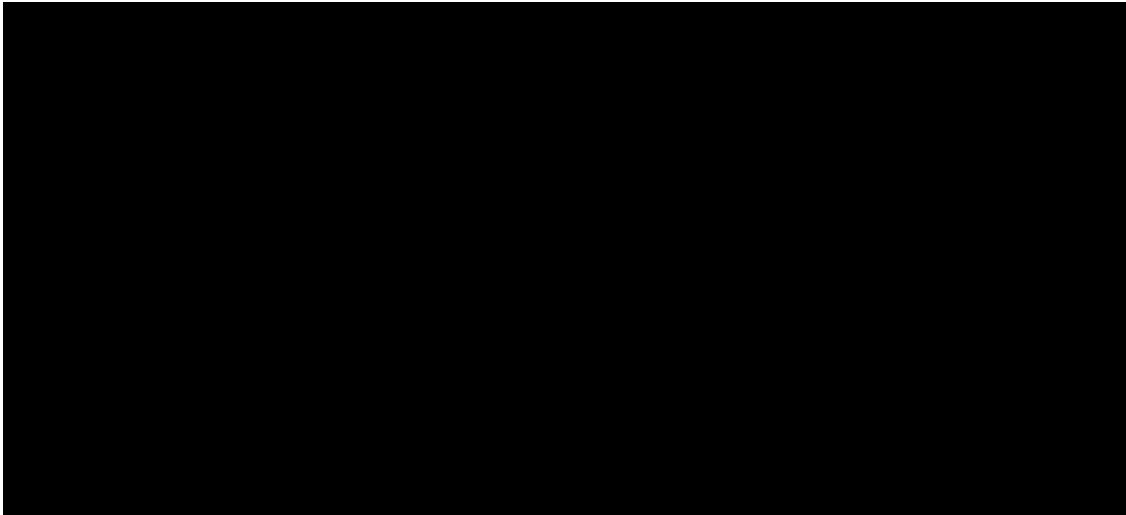


FIGURA 3-6. DISTRIBUCIÓN DE HOSPITALES Y EQUIPOS QUE PARTICIPARON EN EL ÁREA DE RADIOLOGÍA GENERAL

TÓRAX PÓSTERO ANTERIOR

Se evaluó la calidad de las imágenes correspondientes a 486 exámenes en los siete países. La condición de aceptación consistió en el cumplimiento del 70% de los criterios de calidad como mínimo

En la Figura 3-7. se muestra la distribución por país.

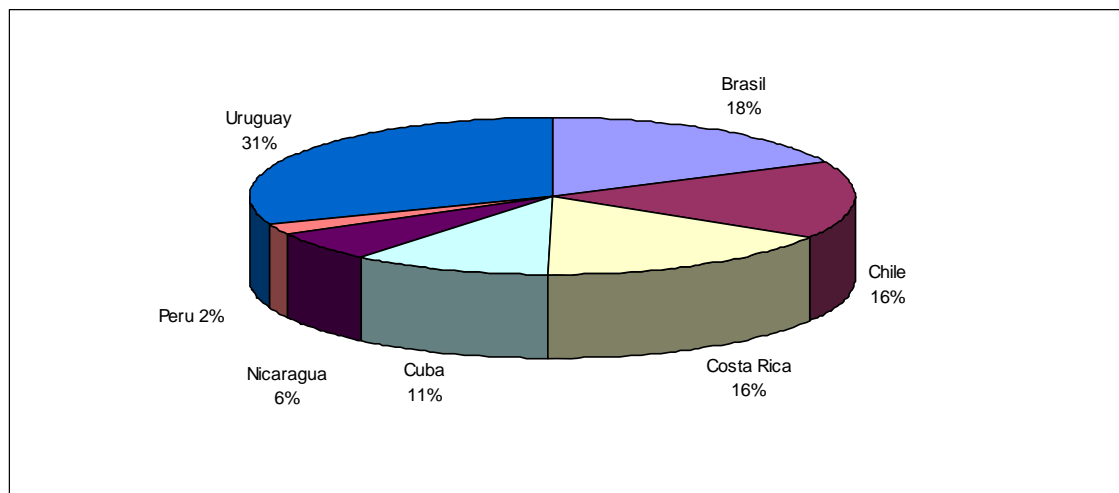


FIGURA 3-7. DISTRIBUCIÓN PORCENTUAL DEL NÚMERO DE IMÁGENES DE TÓRAX AP RESPECTO AL TOTAL DE EXÁMENES.

En la Tabla 3-8. se presentan los resultados obtenidos referidos a cada criterio de calidad para tórax PA por país y el respectivo promedio, el promedio obtenido por criterio por los países y el promedio para todos los países.

TABLA 3-8. PORCENTAJE DE RADIOGRAFÍAS EN LAS QUE SE CUMPLE CADA UNO DE LOS CRITERIOS DE CALIDAD EN EXÁMENES DE TÓRAX PA PARA CADA PAÍS

Criterio	Brasil	Chile	Costa Rica	Cuba	Nicaragua	Perú	Uruguay	Promedio
1	80	97	98	91	97	84	98	92,1
2	66	93	98	100	90	33	31	73,0
3	55	89	100	100	53	41	43	68,7
4	85	96	96	100	93	94	83	92,4
5	87	99	99	91	97	100	96	95,6
6	79	99	96	91	73	100	73	87,3
7	96	100	100	100	100	100	71	95,3
8	94	98	95	100	80	94	71	90,3
9	95	100	95	100	100	100	93	97,6
10	96	100	91	100	100	100	71	94,0
Promedio/país	83	97	97	97	88	85	73	

En la Figura 3-8. se puede visualizar el porcentaje de cumplimiento de los criterios para tórax en la región.

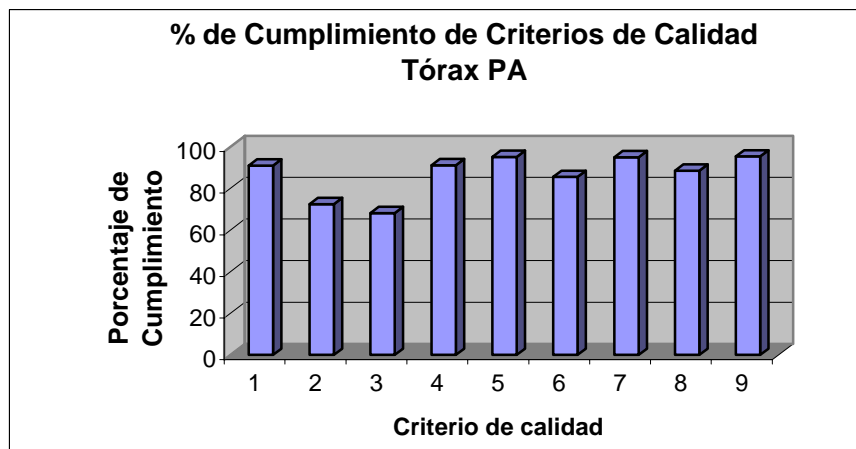


FIGURA 3-8. EVALUACIÓN GLOBAL DE LOS CRITERIOS DE CALIDAD PARA TÓRAX PA

COLUMNA LUMBO SACRA

En muchos países los exámenes de columna son muy poco frecuentes. En el caso de Brasil el pequeño número de pacientes no permitió hacer la evaluación con la estadística mínima necesaria. La mayor muestra como se puede verificar en la Figura 3-9. fue obtenida en Chile (50% del total). Puesto que el número total de imágenes de AP y LAT fue el mismo, éste r corresponde al columna lumbo sacra AP.

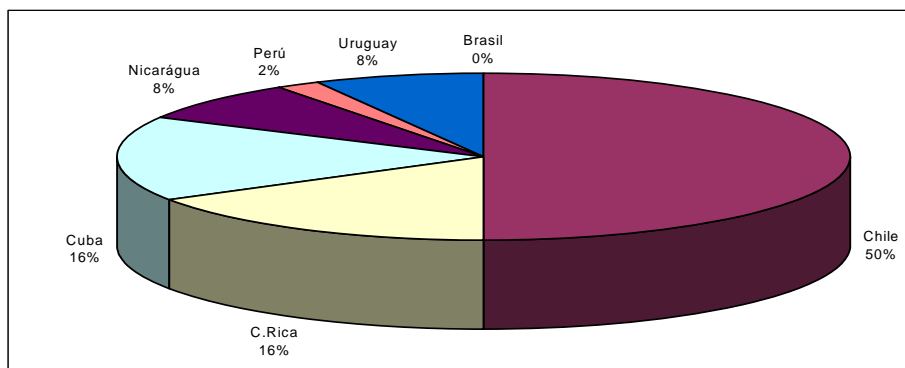


FIGURA 3-9. DISTRIBUCIÓN DEL NÚMERO DE IMÁGENES DE COLUMNA LUMBOSACRA AP Y LAT EVALUADAS POR PAÍS Y SU RESPECTIVO VALOR PORCENTUAL RESPECTO AL NÚMERO TOTAL DE EXÁMENES.

COLUMNA AP

En la Tabla 3-9. se presentan los resultados obtenidos para cada criterio de calidad para columna lumbo sacra AP por país y el respectivo promedio, el promedio obtenido por criterio por los países y el promedio para todos los países.

TABLA 3-9. PORCENTAJE DE RADIOGRAFÍAS EN LAS QUE SE CUMPLE CADA UNO DE LOS CRITERIOS DE CALIDAD EN EXÁMENES DE COLUMNA LUMBO SACRA AP PARA CADA PAÍS

Criterio	Chile	Costa Rica	Cuba	Nicaragua	Perú	Promedio
1	95	90	100	100	82	93,4
2	95	92	55	100	82	84,8
3	98	92	100	100	82	94,4
4	95	92	80	100	82	89,8
5	96	90	50	100	82	83,6
6	92	78	-	55	82	76,8
7	94	94	100	100	82	94,0
Promedio/país	95,0	89,7	80,8	93,6	82,0	
Promedio/Región	88,2					

En la Figura 3-10. se puede visualizar el porcentaje de imágenes en las que se cumple cada uno de los criterios para exámenes de Columna Lumbo sacra AP en la región.

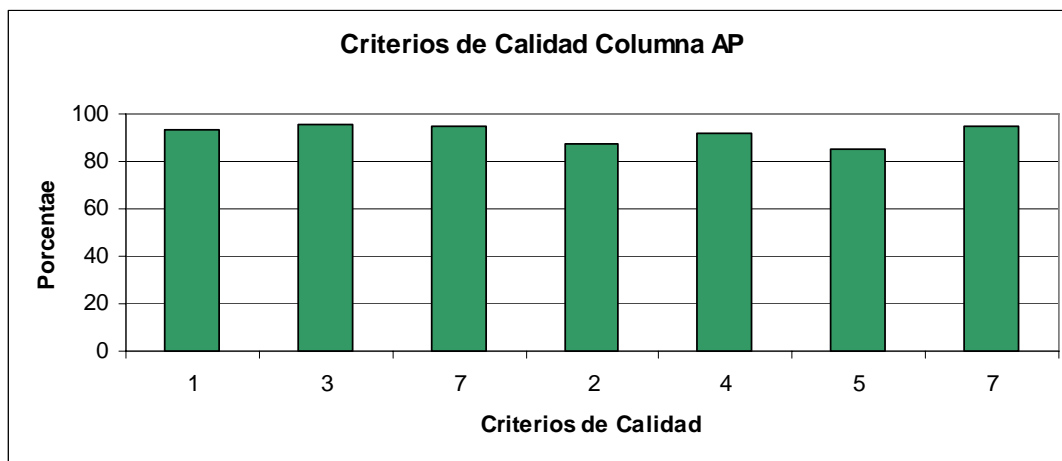


FIGURA 3-10. PORCENTAJE DE RADIOGRAFÍAS EN LAS QUE SE CUMPLE CADA UNO DE LOS CRITERIOS DE CALIDAD EN EXÁMENES DE COLUMNA LUMBO SACRA AP, EN EL CONJUNTO DE LOS PAÍSES

COLUMNA LAT

En la Tabla 3-10. se presentan los resultados obtenidos en cada criterio de calidad para Columna Lumbo sacra LAT por país y el respectivo promedio, el promedio obtenido por criterio por los países y el promedio para todos los países. En la Figura 3-11. se presenta el porcentaje de cumplimiento de los criterios.

TABLA 3-10. PORCENTAJE DE RADIOGRAFÍAS EN LAS QUE SE CUMPLE CADA UNO DE LOS CRITERIOS DE CALIDAD EN EXÁMENES DE COLUMNA LUMBOSACRA LAT PARA CADA PAÍS

Criterio	Chile	Costa Rica	Cuba	Nicaragua	Perú	Promedio
1	95	98	100	100	65	92
2	92	100	100	72	82	89,2
3	92	96	60	92	100	88
4	90	86	100	100	100	95,2
5	98	98	54	72	65	77,4
Promedio/país	93,4	95,6	82,8	87,2	82,4	
Promedio Regional						88,3

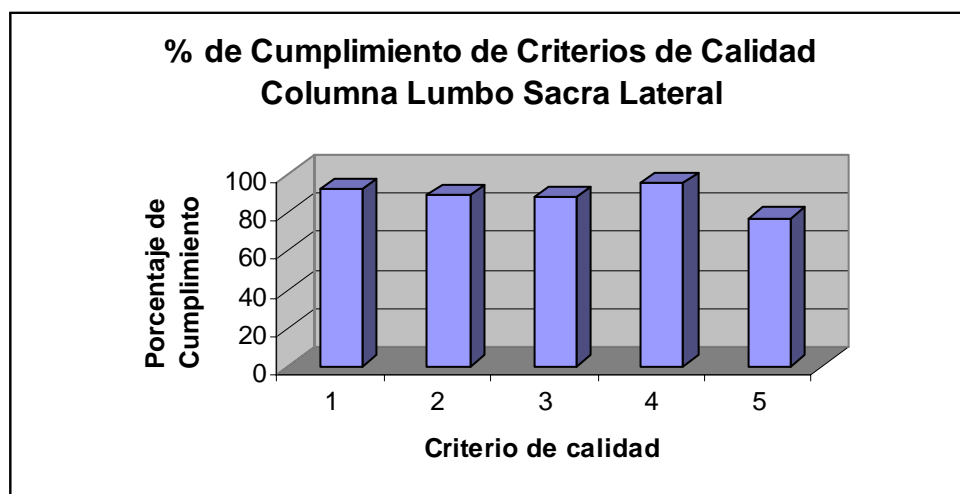


FIGURA 3-11. EVALUACIÓN GLOBAL DE LOS CRITERIOS DE CALIDAD PARA COLUMNA LUMBO SACRA LAT

3.3.2. Mamografía

Para la evaluación de los criterios de calidad en el área de la mamografía diagnóstica participaron un total de 13 hospitales de la región. En la Figura 3-12 se muestra la distribución por país. Como se puede observar todos los países participaron con al menos 2 centros (dos países presentan información de 3 instituciones) y solo el caso de un país que participó con una institución médica.

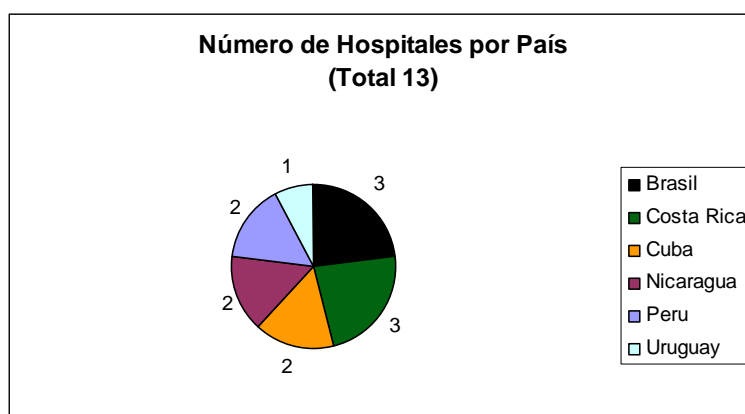


FIGURA 3-12. DISTRIBUCIÓN DE HOSPITALES QUE PARTICIPARON EN EL ÁREA DE MAMOGRAFÍA.

PROYECCION CRANEO CAUDAL

Se analizaron un total de 317 imágenes de mamografía cráneo caudal en la región. En la FIGURA 3-13. se muestra la distribución por país.

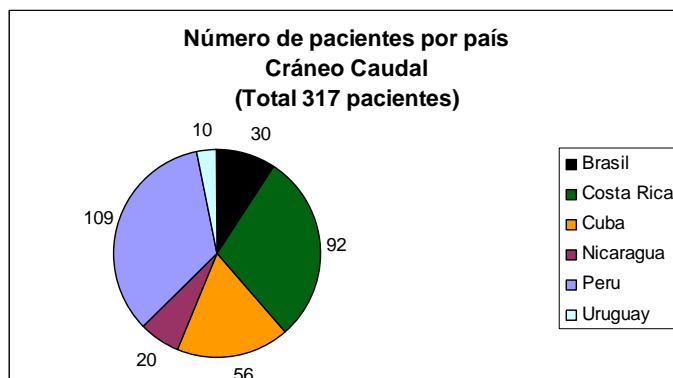


FIGURA 3-13. DISTRIBUCIÓN DE PACIENTES INCLUIDOS EN EL ESTUDIO EN EL ÁREA DE MAMOGRAFÍA.

Para cada criterio de calidad evaluado los resultados de cada país, así como el promedio regional para cada criterio y el promedio por país se presenta en la Tabla 3-8.

TABLA 3-8. PORCENTAJE DE RADIOGRAFÍAS EN LAS QUE SE CUMPLE CADA UNO DE LOS CRITERIOS DE CALIDAD EN MAMOGRAFÍAS, PARA LA PROYECCIÓN CRÁNEO CAUDAL PARA CADA PAÍS Y PROMEDIO REGIONAL DE CADA CRITERIO Y PAÍS

Criterio	Brasil	Costa Rica	Cuba	Nicaragua	Perú	Uruguay	Promedio
1	10.0	26.1	37.5	25.0	8.3	100.0	34.5
2	100.0	100.0	94.6	100.0	96.3	100.0	98.5
3	96.7	100.0	91.1	100.0	100.0	100.0	98.0
4	96.7	100.0	94.6	100.0	100.0	100.0	98.6
5	100.0	100.0	100.0	100.0	99.1	100.0	99.8
6	83.3	94.6	100.0	85.0	96.3	100.0	93.2
7	86.7	93.5	0.0	85.0	97.2	80.0	73.7
8	43.3	81.5	100.0	35.0	5.5	100.0	60.9
9	93.3	98.9	100.0	100.0	100.0	100.0	98.7
10	50.0	81.5	50.0	30.0	3.7	0.0	35.9
Promedio	76.0	87.6	76.8	76.0	70.6	88.0	
Promedio							79.2

En la Figura 3-14. se presentan los resultados de cada criterio para los países participantes.

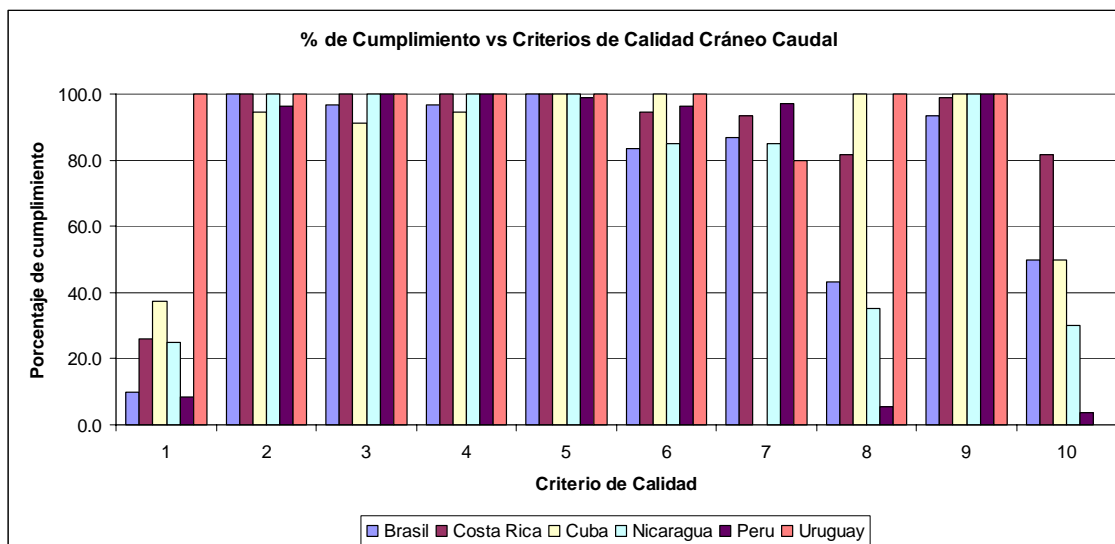


FIGURA 3-14. PORCENTAJE DE IMÁGENES EN LAS QUE SE CUMPLIÓ CADA UNO DE LOS CRITERIOS DE CALIDAD EN LAS MAMOGRAFÍAS CRÁNEO CAUDALES POR PAÍS

En la FIGURA 3-15. se presentan los resultados globales de la evaluación, obteniendo el promedio global a partir del promedio de cada país.

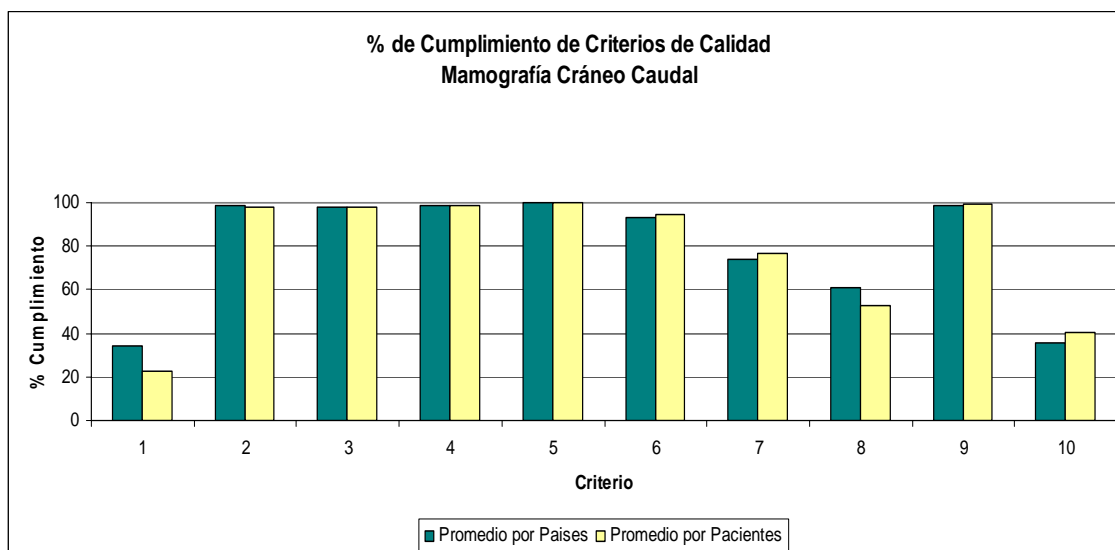


FIGURA 3-15. PORCENTAJE DE CUMPLIMIENTOS DE CADA UNO DE LOS CRITERIOS DE CALIDAD EN LAS MAMOGRAFÍAS CRÁNEO CAUDALES, PARA EL CONJUNTO DE LOS PAÍSES PARTICIPANTES

PROYECCION MEDIO LATERAL OBLICUA

Se analizaron un total de 443 imágenes de mamografía medio lateral oblicua en la región.

En la Figura 3-16. se muestra la distribución de las pacientes por país en la proyección medio lateral oblicuo.

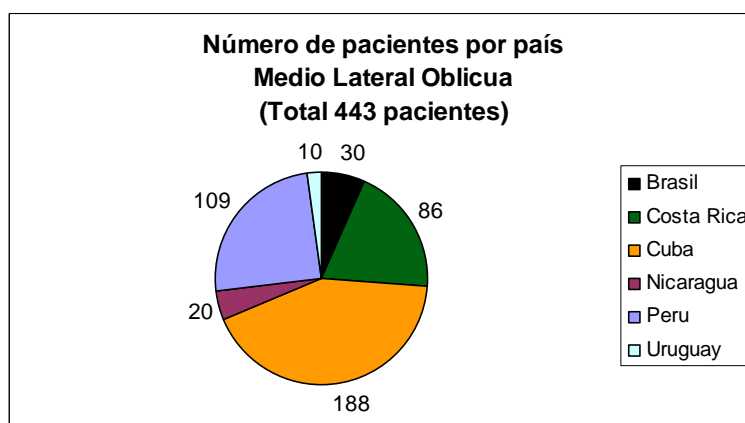


FIGURA 3-16. DISTRIBUCIÓN DE LAS PACIENTES POR PAÍS EN PROYECCIÓN MEDIO LATERAL OBLICUA

Para cada criterio de calidad evaluado los resultados de cada país, así como el promedio regional para cada criterio y el promedio por país se presenta en la Tabla 3-9.

TABLA 3-9. PORCENTAJE DE RADIOGRAFÍAS EN LAS QUE SE CUMPLIÓ CADA UNO DE LOS CRITERIOS DE CALIDAD PARA LA PROYECCIÓN MEDIO LATERAL OBLICUA, POR PAÍS

CRITERIO	Brasil	Costa Rica	Cuba	Nicaragua	Perú	Uruguay	Promedio
1	90.0	84.9	81.9	100.0	64.2	100.0	86.8
2	90.0	88.4	69.1	100.0	84.4	70.0	83.7
3	100.0	100.0	95.7	100.0	98.2	100.0	99.0
4	96.7	100.0	98.9	100.0	100.0	100.0	99.3
5	66.7	97.7	96.8	100.0	100.0	100.0	93.5

6	100.0	97.7	95.7	100.0	98.2	100.0	98.6
7	86.7	87.2	85.6	75.0	97.2	100.0	88.6
8	100.0	98.8	100.0	100.0	100.0	100.0	99.8
9	96.7	100.0	100.0	100.0	100.0	100.0	99.4
10	100.0	100.0	100.0	100.0	100.0	0.0	83.3
Promedio	92.7	95.5	92.4	97.5	94.2	87.0	
Promedio	93.2						

En la Figura 3-17. se presentan los resultados de cada criterio para los países participantes.

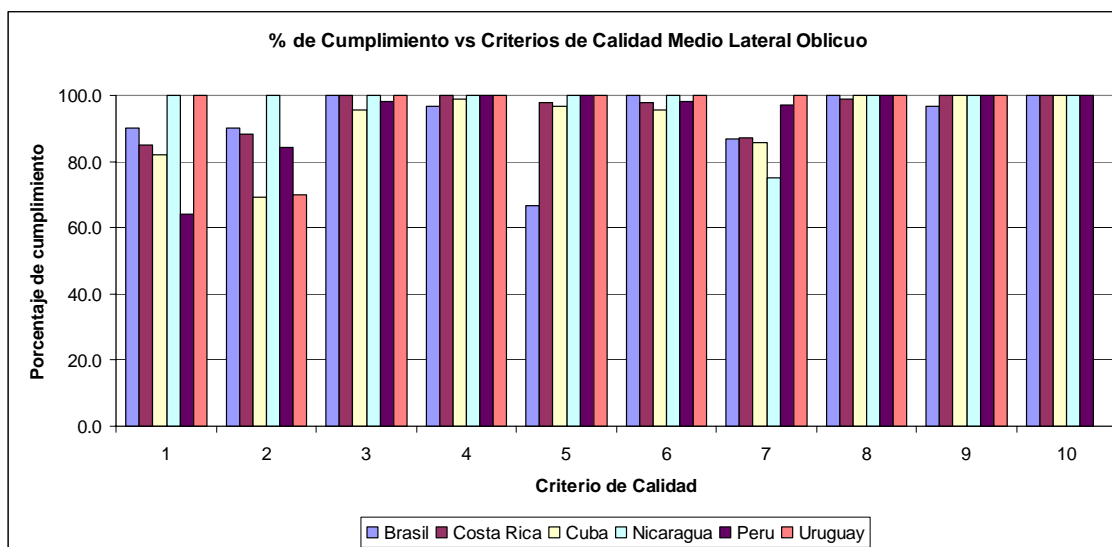


FIGURA 3-17. . PORCENTAJE DE MAMOGRAFÍAS EN LAS QUE SE CUMPLIÓ CADA UNO DE LOS CRITERIOS DE CALIDAD PARA LA PROYECCIÓN MEDIO LATERAL OBLICUA, POR PAÍS

En la Figura 3-18. se presentan los resultados globales de la evaluación, obteniendo el promedio en base al promedio de cada país y también obteniendo el promedio en base a toda la muestra de pacientes.

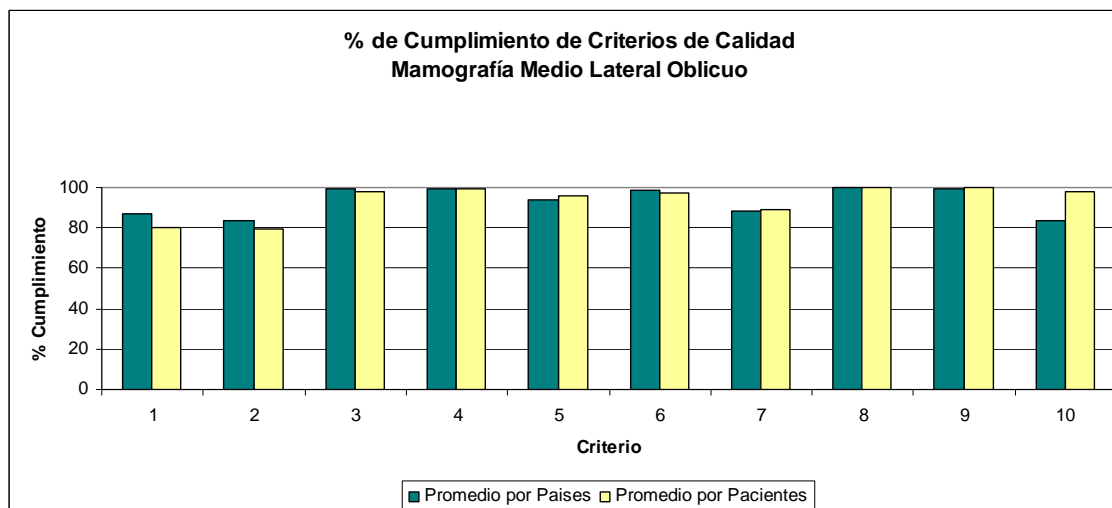


FIGURA 3-18. PORCENTAJE DE MAMOGRAFÍAS EN LAS QUE SE CUMPLIÓ CADA UNO DE LOS CRITERIOS DE CALIDAD PARA LA PROYECCIÓN MEDIO LATERAL OBLICUA PARA EL CONJUNTO DE LOS PAÍSES PARTICIPANTES.

3.4. CONTROL DE CALIDAD DEL EQUIPO RADIOLÓGICO

Se presenta el resultado de los controles de los dos parámetros fundamentales que influyen en las dosis a los pacientes y en la calidad de las imágenes obtenidas: rendimiento y espesor hemirreductor. Los mismos corresponden a los equipos de seis de los países participantes en el estudio. Los resultados muestran una gran variación de los parámetros evaluados en los mismos. Se encontraron muchos parámetros fuera de los rangos de tolerancia recomendados lo que indica la necesidad de realizar mantenimientos rutinarios a fin de contribuir a la optimización de la protección contando con equipos que cumplan los requerimientos necesarios para esa finalidad. En la figura 3-19. y 3-20. se muestran los valores de rendimiento medidos para los equipos de radiología convencional y mamografía respectivamente. Éste parámetro influye en la calidad de imagen obtenida debido a la necesidad de incrementar los tiempos de exposición cuando el mismo es muy bajo.

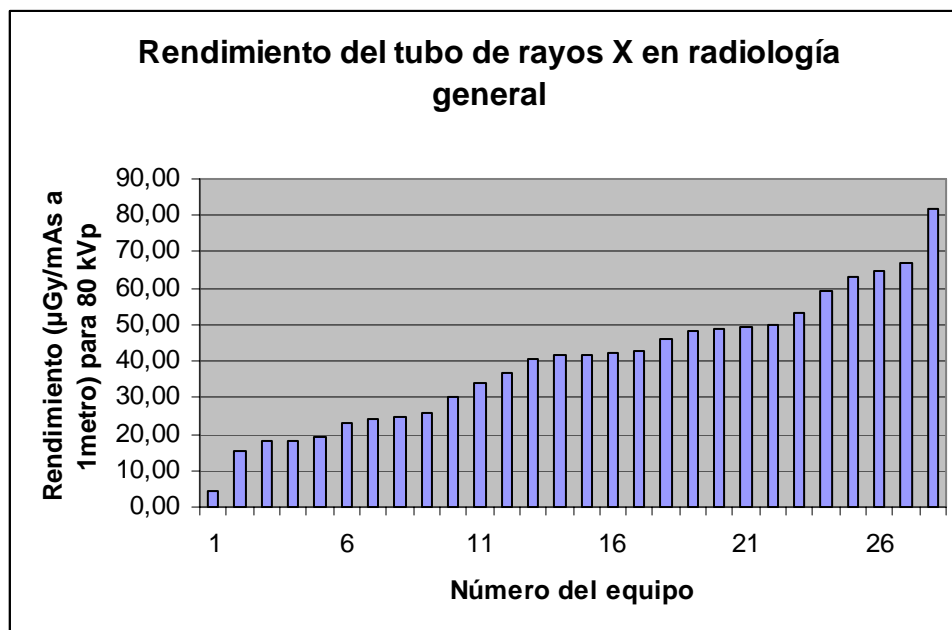


FIGURA 3-19. DISTRIBUCIÓN DE LOS RENDIMIENTOS DE LOS TUBOS DE RAYOS X PARA RADIOLOGÍA GENERAL

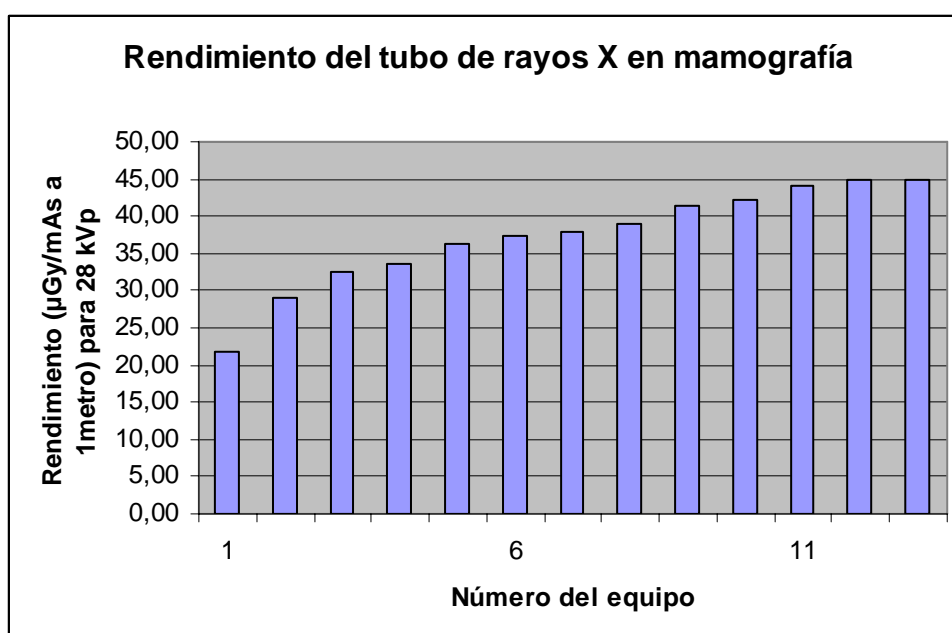


FIGURA 3-20. DISTRIBUCIÓN DE LOS RENDIMIENTOS DE LOS TUBOS DE RAYOS X PARA MAMOGRAFÍA

En las figuras 3-21. y 3-22. se muestra la distribución de la filtración encontrada para los equipos de radiología general y mamografía respectivamente. Éste parámetro tiene influencia directa con las dosis en los pacientes debiéndose cumplir con el requisito de espesor mínimo correspondiente para su disminución.

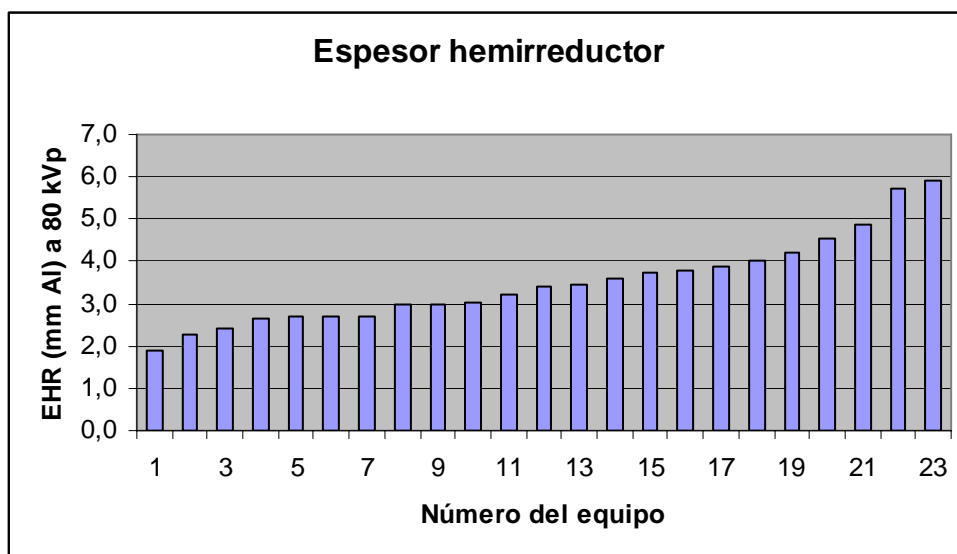


FIGURA 3-21. DISTRIBUCIÓN DEL ESPESOR HEMIRREDUCTOR PARA RADIOLOGÍA GENERAL

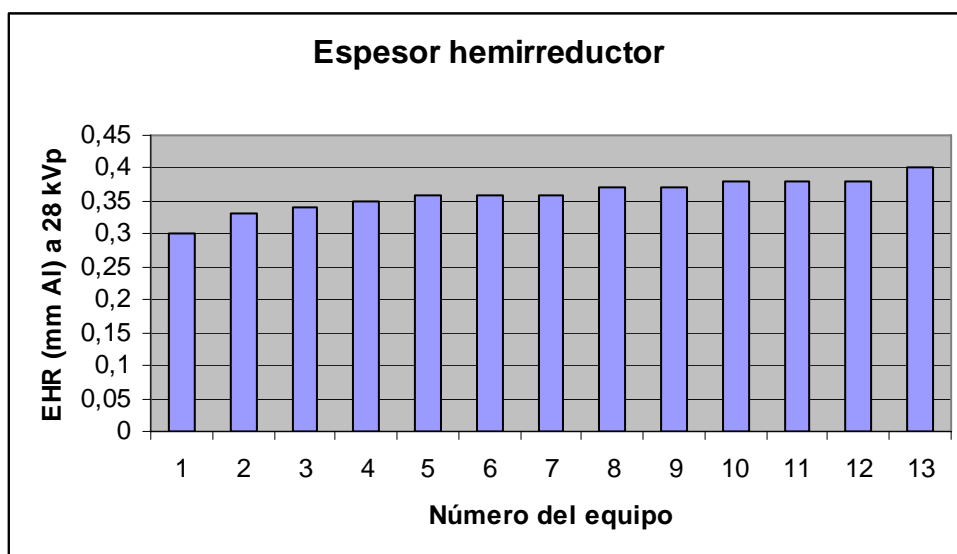


FIGURA 3-22. DISTRIBUCIÓN DEL ESPESOR HEMIRREDUCTOR PARA LOS TUBOS DE RAYOS X DE MAMOGRAFÍA

3.5. ANÁLISIS DE LA TASA DE RECHAZO

Los países participantes en el estudio de tasa de rechazo se muestran en la Tabla 3-10.

TABLA 3-10. PAÍSES PARTICIPANTES EN EL ESTUDIO DE TASA DE RECHAZOS

Países	Cantidad de instituciones
Brasil	2
Chile	3
Costa Rica	1

Nicaragua	3
Uruguay	4

No obstante el procedimiento genérico acordado los países participantes tuvieron que adaptar el método a las posibilidades prácticas de cada institución. En Brasil, Costa Rica y Uruguay el análisis de la tasa de rechazo y sus causas abarcó todos los estudios que se realizaban en el servicio de radiodiagnóstico, mientras que en Chile y Nicaragua se limitó exclusivamente a aquellos exámenes incluidos en el proyecto (tórax, columna lumbosacra y mamográficos). Hubo dos países Cuba y Perú en los que no se pudo realizar el análisis debido a prioridades asistenciales. Considerando lo antes expuesto los datos obtenidos durante este estudio piloto fueron convenientemente agrupados según el alcance y los reportes presentados por cada país. El análisis se llevó a cabo en tres grupos de países. En el primero de ellos se incluyeron los datos de los países cuyos resultados representan el total de los estudios generales realizados en el servicio; en el segundo, aquellos que solo tuvieron en cuenta los estudios de tórax PA y columna lumbosacra y en el tercero los resultados de mamografía, considerando todos los estudios realizados en el servicio.

Resultados de los análisis de tasa de rechazo del conjunto de todos los exámenes que se efectúan en el servicio

La distribución de las tasas porcentuales de rechazo por institución en cada país se muestra en la Figura 3-23. Los valores en un mismo país, varían desde un 2% hasta 12,1% según la institución.

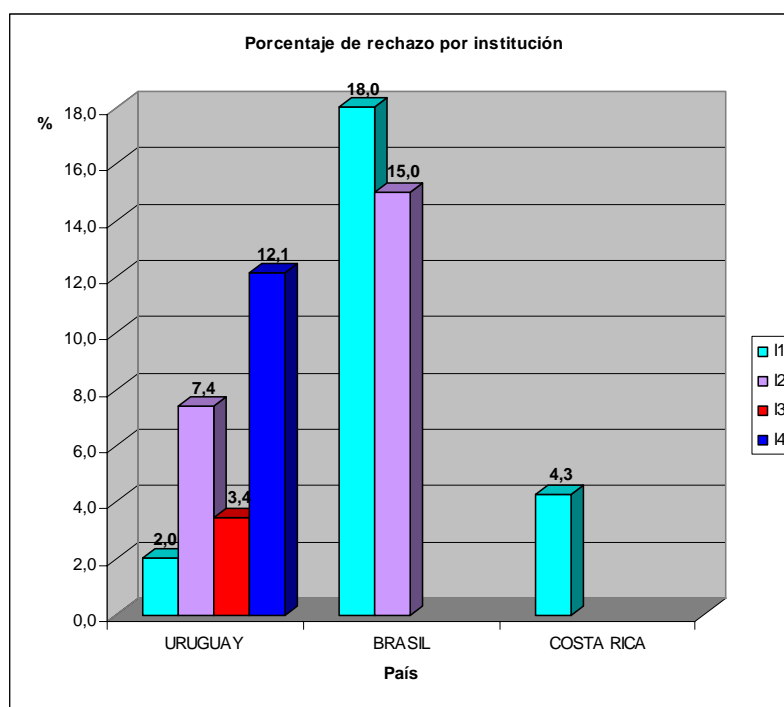


FIGURA 3-23. TASA PORCENTUAL DE RECHAZO POR INSTITUCIÓN.

En la Figura 3-24. se muestran los promedios, por países, de la tasa total de rechazo. Como puede apreciarse los valores varían entre 4,3% y 16,5%. En dos de los países la tasa de rechazo es superior al 5%.

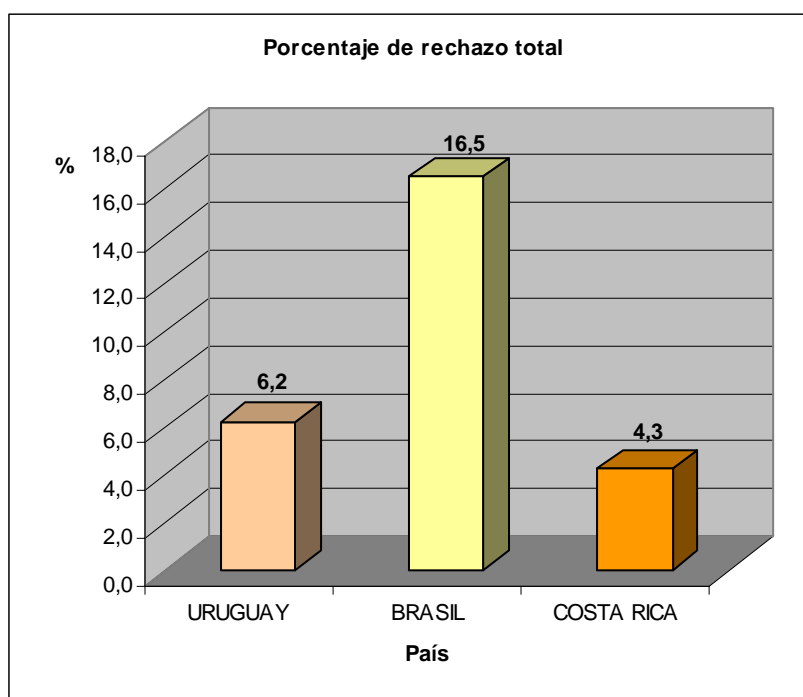


FIGURA 3-24. PROMEDIO DE LA TASA TOTAL DE RECHAZO POR PAÍSES

En la Tabla 3-11. se refleja la segregación de estas tasas de rechazo según la causa del mismo para cada institución y país participante.

TABLA 3-11. DESGLOSE DE LAS TASAS DE RECHAZO POR CAUSAS DE LAS MISMAS

PAIS	INSTITUCION	TOTAL RECHAZADAS %	CAUSAS			
			EXPOSICION %	POSICIÓN %	PROCESADO %	OTROS + ARTEFACTOS%
BRASIL	I1	18,0	45	4	49	2
	I2	15,0	94,9	2,1	0,4	2,6
URUGUAY	I1	2,0	22,2	55,6	0,0	22,2
	I2	7,4	43,0	19,7	0,0	37,3
	I3	3,4	42,8	19,7	0,0	37,5
	I4	12,1	61,2	26,6	0,0	12,2
COSTA RICA	I1	4,3	90,6	3,1	6,3	0,0

De acuerdo con estos resultados la causa principal de rechazo de radiografías en estas instituciones es el error en la técnica de exposición seleccionada para realizar el estudio lo cual conlleva a una subexposición o sobreexposición de la película con pérdida del valor diagnóstico de la misma.

Resultados de los análisis de las tasas de rechazo de los exámenes de tórax PA y columna lumbo-sacra AP y LAT.

En la Figura 3-25. se representa la tasa de rechazo por institución en cada país.

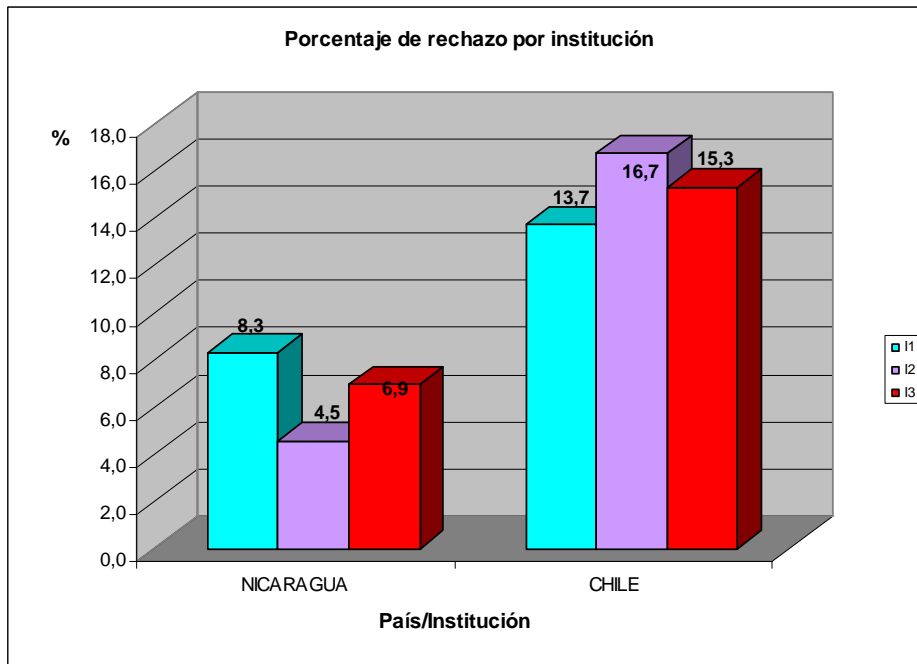


FIGURA 3-25 TASA DE RECHAZO POR INSTITUCIÓN

El promedio, por país, del porcentaje total de placas rechazadas resultante de la distribución antes mostrada se refleja gráficamente en la Figura 3-26. Al igual que en los resultados del grupo 1 se observa que hay dos países que tienen tasas de rechazo superiores al 5%.

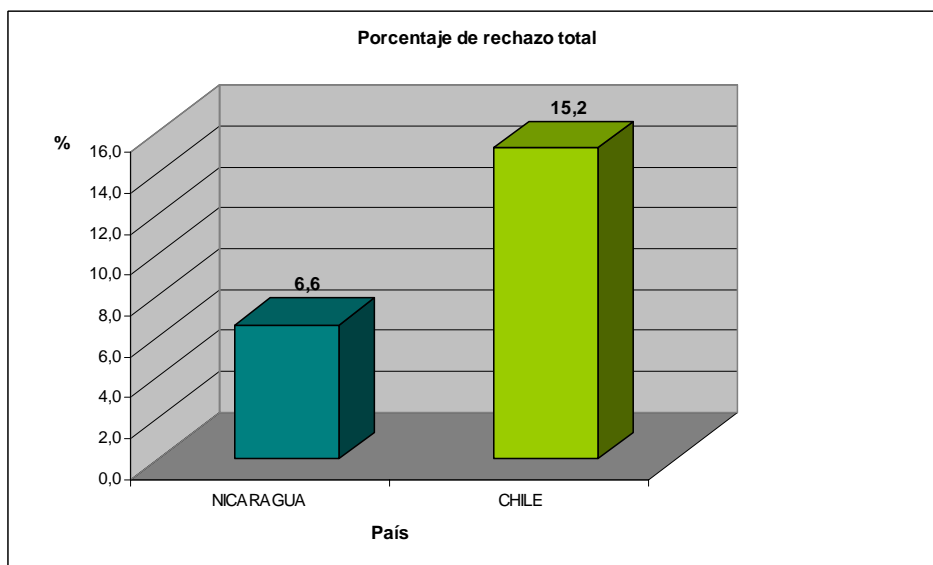


FIGURA 3-26. TASA TOTAL DE RECHAZO POR PAÍSES

La influencia de las diferentes causas en esta tasa de rechazo se muestra en la Tabla 3-12.

TABLA 3-12. DESGLOSE DE LAS TASAS DE RECHAZO POR LAS CAUSAS DE LAS MISMAS

PAÍS	INSTITUCIÓN	TOTAL RECHAZADAS %	CAUSAS			
			EXPOSICIÓN %	POSICIÓN %	PROCESADO %	OTROS + ARTEFACTOS%
NICARAGUA	I1	8,3	57,5	5,0	33,8	3,8
	I2	4,5	52,8	6,9	34,7	5,6
	I3	6,9	66,7	5,6	27,8	0,0
CHILE	I1	13,7	46,3	47,8	1,5	4,5
	I2	16,7	54,8	35,1	3,7	6,4
	I3	15,3	0,0	89,5	9,2	1,3

Los resultados son similares a los obtenidos en el grupo anterior ya que de forma general las tasas de rechazo más elevadas se debieron a errores en la técnica de exposición seleccionada.

Resultados de los análisis de los exámenes mamográficos

De los países participantes solamente un país, Uruguay realizó los estudios de tasa de rechazo en exámenes mamográficos. Los resultados obtenidos se muestran en la Figura 3-27.

A diferencia de los resultados en grupos anteriores e incluso los de este mismo país para exámenes Generales, las tasas de rechazo obtenidas en este caso son inferiores al 5%.

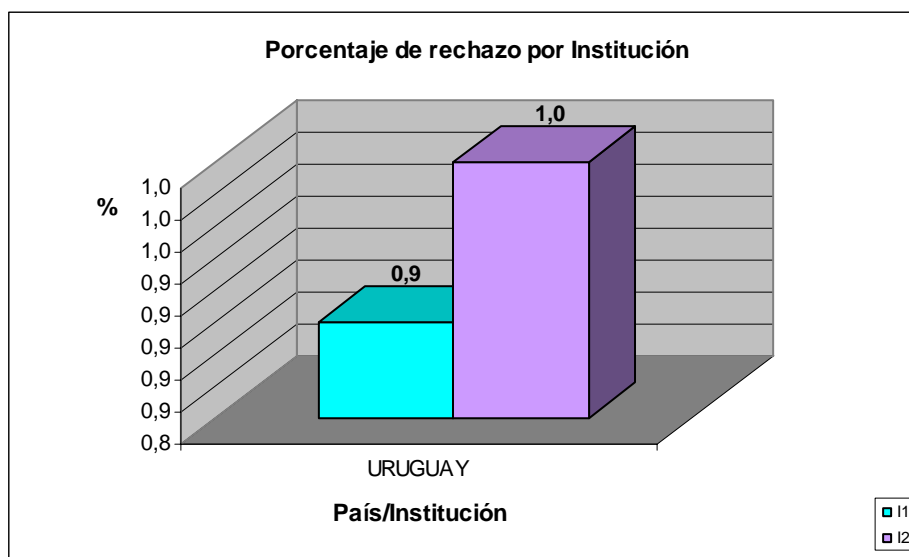


FIGURA 3-27. TASA DE RECHAZO MEDIA TOTAL

Las causas fundamentales de este porcentaje de rechazo la constituyeron en primer lugar el procesamiento de las películas (50% - 60% de las imágenes rechazadas) y en segundo lugar los errores en los parámetros de exposición.

3.6. VALIDACIÓN DE LOS DATOS OBTENIDOS

Este ejercicio permitió asegurar que el método se aplicó correctamente y que los valores obtenidos son próximos a los que realmente se impartieron a los pacientes, a fin de poder utilizarlos como valores de referencia preliminares y compararlos con los de las BSS y de optimización de la práctica. Los países que validaron los datos obtenidos fueron siete y los resultados de los mismos se muestran en las Tablas 3-13. y 3-14.

En cuatro de los países, todos los valores tuvieron desviaciones respecto a las lecturas de los TLDs inferiores al 20%. En los otros seis países, que tuvieron algunas desviaciones superiores al 20%, éstas se debieron principalmente a problemas de envío, tales como demoras, a dosis muy bajas, o a un mal funcionamiento del equipo radiológico. Así, en algunos exámenes de tórax, los valores de medida fueron incluso inferiores a los valores de fondo de los TLD y las desviaciones más altas se dieron en estos estudios, cuyos valores de Ke,a cayeron en el intervalo entre 0,07 y 0,30 mGy. En el caso opuesto, es decir en mamografía, cuyos valores fueron del orden de 3 mGy, éstos quedaron validados en todas las salas de todos los países.

En las gráficas de las Figuras 3-28 y 3-29 se muestra la distribución de los resultados de la validación de radiología general y mamografía respectivamente para todos los países. Se aprecia una adecuada distribución de los valores, con un 86% de los valores de radiología general y el 100% de mamografía dentro del valor límite establecido del 20% respecto al valor de los TLD, requerido para la validación de la metodología aplicada por los países.

TABLA 3-13. RESULTADOS DEL EJERCICIO DE VALIDACIÓN DE LOS DATOS PARA RADIOLOGÍA GENERAL: DIFERENCIA ENTRE LA LECTURA DEL TLD EN EL LABORATORIO Y LA OBTENIDA POR LOS PAÍSES PARTICIPANTES A PARTIR DEL RENDIMIENTO DEL TUBO DE RAYOS X.

País	Código de Sala	Valor reportado (mGy)	Valor laboratorio (mGy)	Diferencia (%)
Brasil	1	0,40	0,33	21,0
	2	0,15	0,14	7,0
	3	0,21	0,31	48,0
	4	0,83	0,90	8,0
	5	0,44	0,24	5,0
	5	1,24	1,10	12,7
	5	0,71	0,61	16,4
	6	0,21	0,22	5,0
	6	0,22	0,21	5,0
	7	0,37	0,19	94,7
Chile	8	8,17	5,34	53,0
	1	8,80	8,76	0,5
	1	43,33	46,55	6,9
	2	0,25	0,19	31,6
	2	0,17	0,10	70,0
	3	5,48	5,49	0,2
	3	6,71	6,80	1,3
	4	0,19	0,19	0,0
	4	0,20	0,22	9,1
	5	0,18	0,16	12,5
	5	0,21	0,22	4,6
	6	8,84	8,30	7,0
	6	4,99	10,87	54,0
6	10,52	11,13	5,0	
Costa Rica	1	3,13	3,43	8,8

	2	2,88	2,90	0,7
	2	4,08	4,12	1,0
	3	1,99	1,99	0,0
	3	4,39	4,80	8,5
	4	0,92	0,94	2,1
	5	5,59	6,17	9,4
	5	3,82	4,05	5,7
Cuba	1	0,41	0,44	6,8
	1	0,28	0,30	6,7
	1	0,30	0,30	0,0
	1	0,30	0,31	3,2
	1	0,44	0,45	2,2
	1	0,31	0,30	3,3
	2	0,77	0,83	7,2
	2	1,05	1,17	10,3
	2	1,29	1,62	20,4
	2	0,91	0,91	0,0
Nicaragua	1	0,23	0,25	8,0
	1	0,16	0,14	14,3
	1	5,51	5,93	7,1
	1	3,65	4,01	9,0
	2	0,19	0,16	18,8
	2	0,27	0,24	12,5
	3	0,32	0,36	11,1
	3	0,30	0,33	9,1
	3	3,13	3,71	15,6
	3	7,46	8,47	11,9
Perú	1	5,11	4,76	7,4
	2	0,08	0,08	0,0
	2	0,28	0,29	3,5
	2	0,07	0,07	0,0
	3	0,10	0,07	42,9
	3	0,07	0,07	0,00
	4	1,73	1,85	6,5
	4	4,44	4,18	6,2
Uruguay	1	0,63	0,68	7,4
	1	0,38	0,39	2,6
	2	3,47	3,87	10,3
	2	3,02	2,77	9,0
	3	0,20	0,20	0,0
	3	0,28	0,30	6,7
	4	3,34	4,07	17,9
	4	3,42	4,27	19,9
	5	0,10	0,12	16,7
	5	0,07	0,08	12,5
	6	0,77	0,99	22,2

TABLA 3-14. RESULTADOS DEL EJERCICIO DE VALIDACIÓN DE LOS DATOS PARA MAMOGRAFÍA: DIFERENCIA ENTRE LA LECTURA DEL TLD EN EL LABORATORIO Y LA OBTENIDA POR LOS PAÍSES PARTICIPANTES A PARTIR DEL RENDIMIENTO DEL TUBO DE RAYOS X.

País	Código de Sala	Valor reportado (mGy)	Valor laboratorio (mGy)	Sesgo (%)
Brasil	1	9,31	9,30	0,1
	2	9,00	9,06	0,7
	3	7,00	6,87	1,9
Costa Rica	1	8,30	8,27	0,4
	1	12,11	12,14	0,3
	2	2,65	2,29	15,7
	2	3,97	3,40	16,8
	3	2,61	2,62	0,4
	3	3,87	3,78	2,4
Cuba	1	7,30	8,65	15,6
	1	11,29	13,36	15,5
	1	8,16	9,61	15,1
	2	10,03	12,02	16,6
	2	11,18	13,14	14,9
	2	9,14	10,49	12,9
Nicaragua	1	5,93	5,83	1,7
	1	9,23	8,81	4,6
	2	9,32	9,02	3,2
	2	13,30	12,95	2,6
Perú	1	8,66	8,82	1,8
	1	8,66	8,96	3,4
	1	8,63	8,26	4,5
	1	8,66	8,99	3,7
	2	6,76	6,91	2,2
	2	9,67	9,88	2,1
	2	13,46	13,70	1,8
	2	16,47	17,17	4,1
Uruguay	1	7,63	7,89	3,3
	1	8,76	9,11	3,8
	2	7,93	7,89	0,5
	2	12,34	12,58	1,9

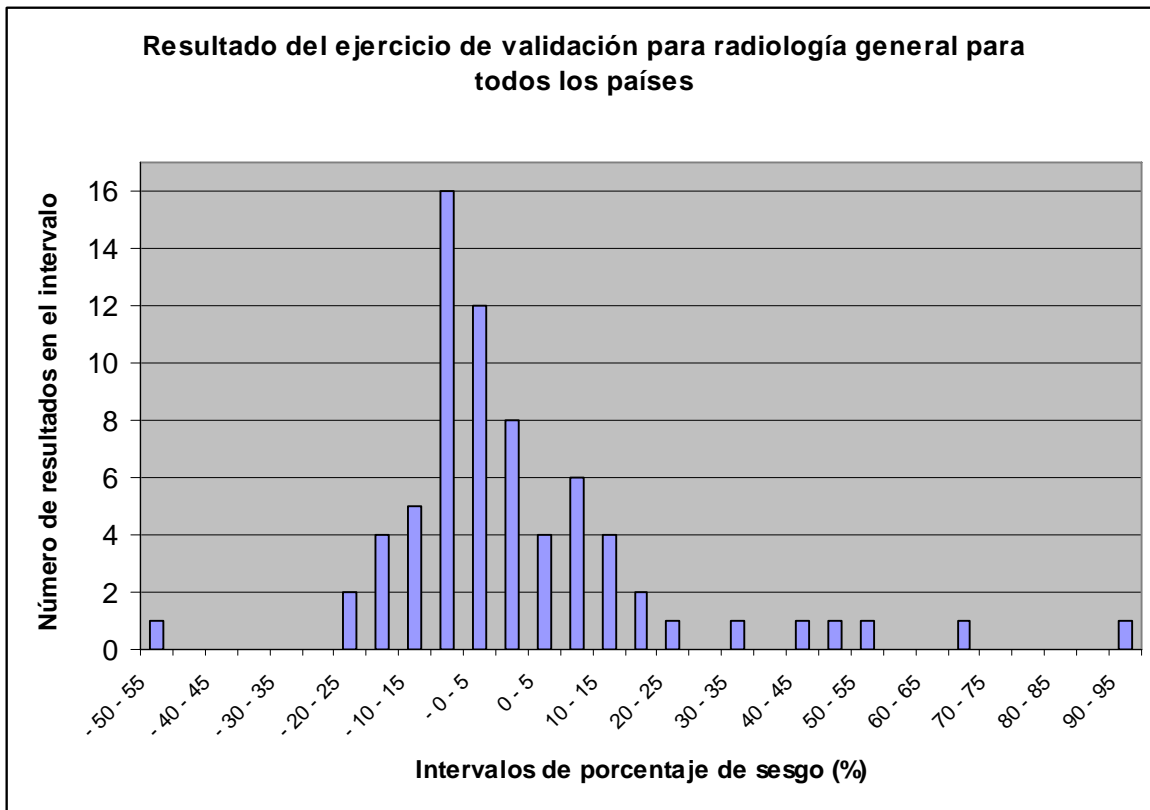


FIGURA 3-28. DIAGRAMA CON LOS RESULTADOS DE LA VALIDACIÓN DE LOS VALORES DE KERMA EN AIRE A LA ENTRADA, PARA RADIOLOGÍA GENERAL

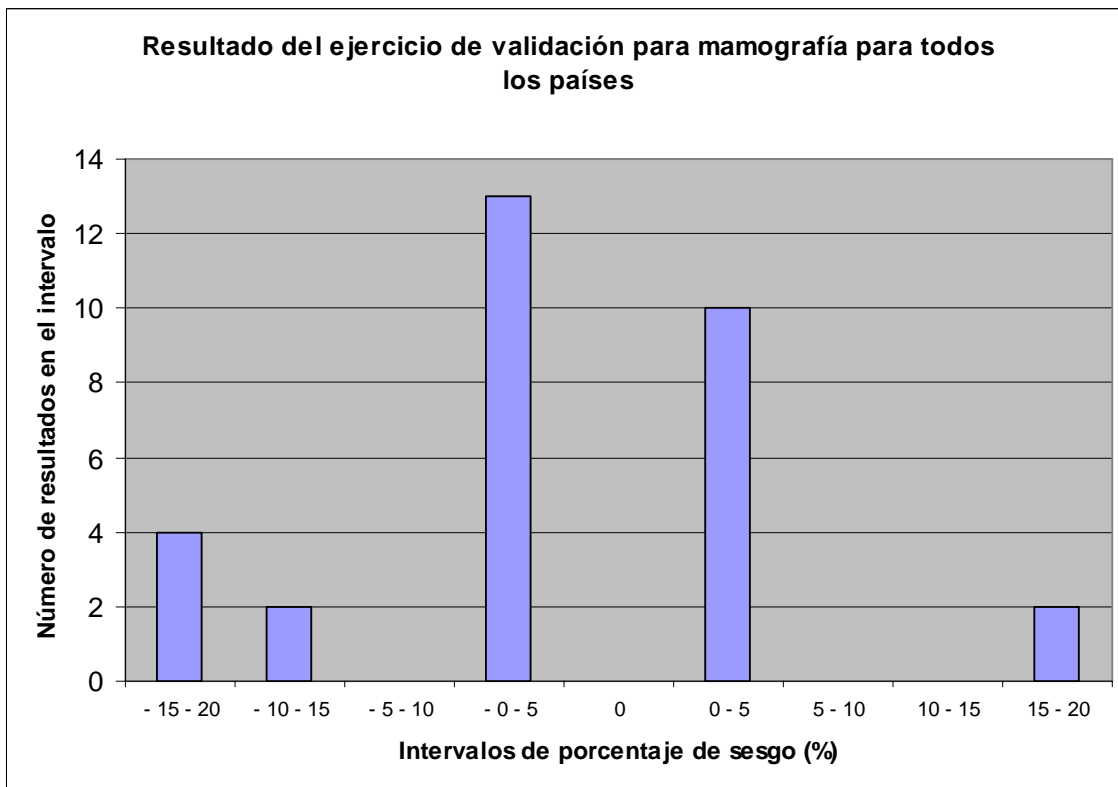


FIGURA 3-29. DIAGRAMA CON LOS RESULTADOS DE LA VALIDACIÓN DE LOS VALORES DE KERMA INCIDENTE EN AIRE PARA MAMOGRAFÍA

3.7. CÁLCULO DE LAS INCERTIDUMBRES

Se presenta en la Tabla 3-15. y 3-16. los valores obtenidos del cálculo de las incertidumbres de los valores de los parámetros de influencia y de los de $K_{e,a}$ y de la dosis glandular para un ejemplo típico.

Para el factor de corrección por dependencia de la energía se puede considerar un valor típico del 5%. Para el factor de corrección por presión y temperatura puede asumirse un 0,1%. Para la falta de linealidad de los valores de kerma en el equipo de rayos X, en función del producto corriente-tiempo y la repetibilidad de la tensión, kV se espera que sean menores al 20% y 10% para radiología general y de 10% y 2% para mamografía respectivamente. Se consideraron estos valores como los máximos que podría encontrarse.

El factor de retrodispersión depende de la energía, la distancia foco piel y del tamaño del campo y varía entre 1,27 a 1,48 en el rango de energía diagnóstico. Si se toma un valor intermedio, la incertidumbre resultante sería del 8,5% para este factor.

En lo referente a las distancias, se tomó 5 mm a 1 m para el posicionamiento de la cámara en la medición del rendimiento, 25 mm en 1 m para la correspondiente a la estimación del foco a la piel en radiología general y 4 mm en 600 mm para la distancia foco mama.

TABLA 3-15. INCERTIDUMBRE ESTÁNDAR RELATIVA Y COMBINADA DEL $K_{e,a}$ PARA RADIOLOGÍA GENERAL

Fuente de incertidumbre	Incertidumbre estándar relativa $k = 1(\%)$
Precisión de las lecturas	0,80
Posicionamiento del detector	0,29
Linealidad mAs	11,56
Repetibilidad del kV	5,78
Estabilidad a largo plazo del instrumento	0,06
Calidad de la radiación	2,89
Tasa de kerma	1,15
Dirección de incidencia de la radiación	1,73
Tamaño y homogeneidad del campo	1,73
Coefficiente de calibración del equipo dosimétrico	2,50
Factor de corrección de la presión	0,06
Factor de corrección de la temperatura	0,06
Ajuste de la curva	2,89
Factor de retrodispersión	8,50
Distancia foco-piel	2,89
Incertidumbre estándar combinada relativa del $K_{e,a}$ ($k=1$)	16,69
Incertidumbre expandida relativa del $K_{e,a}$ ($k=2$)	33,38

TABLA 3-16. INCERTIDUMBRE ESTÁNDAR RELATIVA Y COMBINADA DE LA DOSIS GLANDULAR PARA MAMOGRAFÍA

Fuente de incertidumbre	Incertidumbre estándar relativa $k = 1$(%)
Precisión de las lecturas	0,80
Posicionamiento del detector	0,29
Linealidad respecto del mAs	5,78
Repetibilidad del kV	1,16
Estabilidad a largo plazo del instrumento	0,06
Calidad de la radiación	2,89
Tasa de kerma	1,15
Dirección de incidencia de la radiación	1,73
Tamaño y homogeneidad del campo	1,73
Factor de calibración del equipo	2,50
Factor de corrección de la presión	0,06
Factor de corrección de la temperatura	0,06
Distancia foco-piel	2,89
Coefficiente de conversión debido a un 3% de incertidumbre en la medida del EHR	1,70
Coefficiente de conversión debido a la incertidumbre en el espesor de la mama	6,40
Incertidumbre estándar combinada relativa del Ke,a ($k=1$)	10,46
Incertidumbre expandida relativa del Ke,a ($k=2$)	20,92

En las siguientes figuras se muestra gráficamente la contribución de las diferentes fuentes de incertidumbre y la incertidumbre estándar.

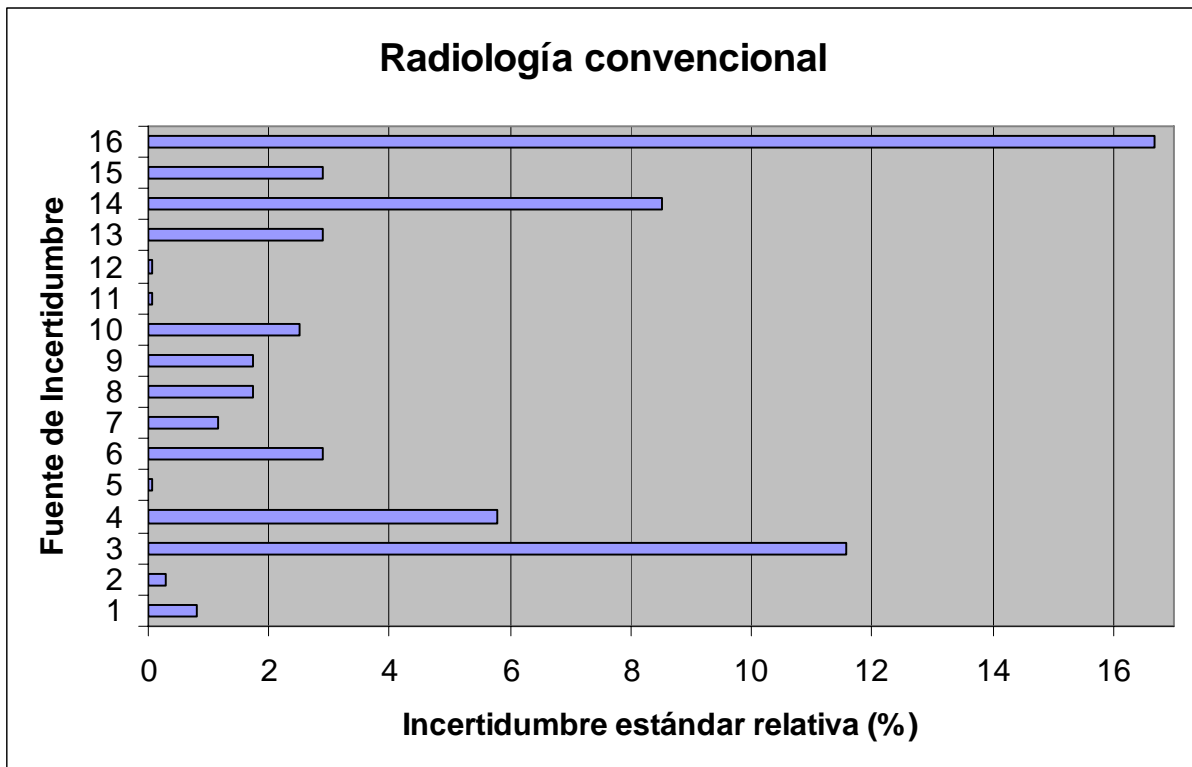


FIGURA 3-30. REPRESENTACIÓN GRÁFICA DE LA CONTRIBUCIÓN DE CADA COMPONENTE DE INCERTIDUMBRE Y LA INCERTIDUMBRE ESTÁNDAR COMBINADA RELATIVA PARA RADIOLOGÍA GENERAL

1. Precisión de las lecturas
2. Posicionamiento del detector
3. Linealidad del mAs
4. Repetibilidad del kV
5. Estabilidad a largo plazo del instrumento
6. Calidad de la radiación
7. Tasa de kerma
8. Dirección de incidencia de la radiación
9. Tamaño y homogeneidad del campo
10. Factor de calibración del equipo dosimétrico
11. Medida de la T
12. Medida de la P
13. Ajuste de la curva
14. Factor de retrodispersión
15. Distancia foco-piel
16. Incertidumbre combinada estándar relativa

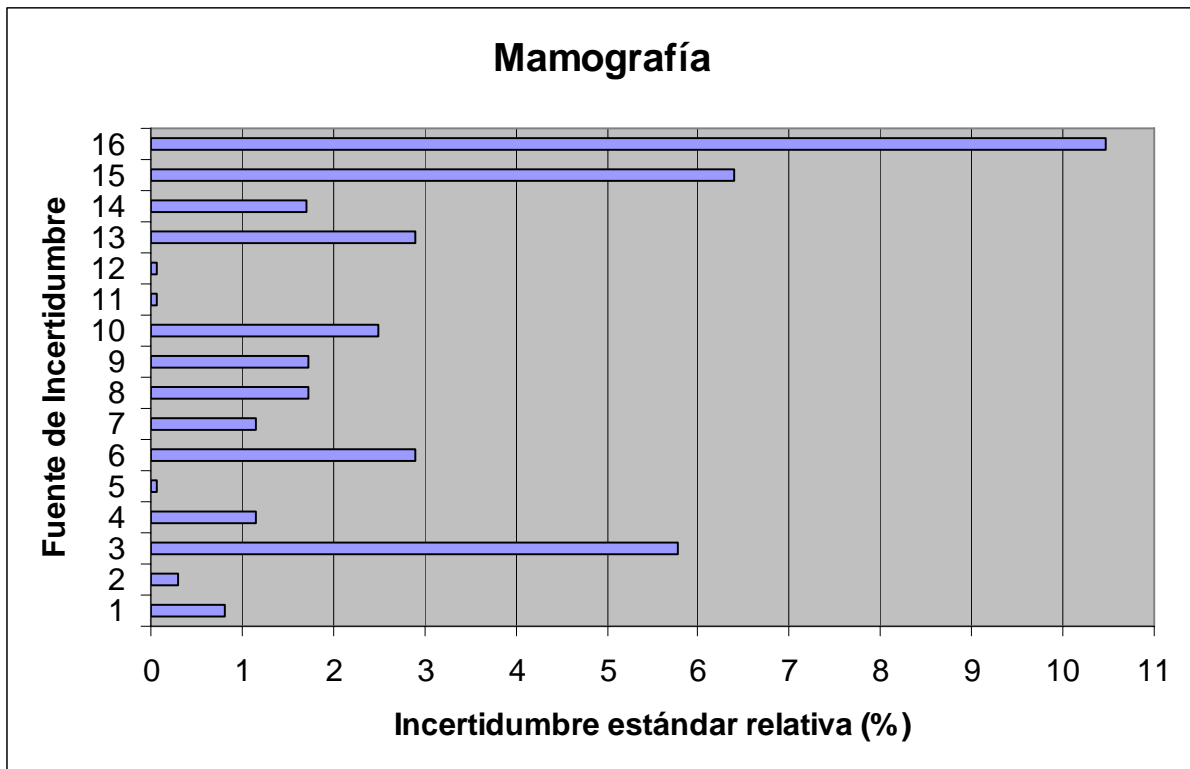


FIGURA 3-31. REPRESENTACIÓN GRÁFICA DE LA CONTRIBUCIÓN DE CADA COMPONENTE DE INCERTIDUMBRE Y LA INCERTIDUMBRE ESTÁNDAR COMBINADA RELATIVA PARA MAMOGRAFÍA

1. Precisión de las lecturas
2. Posicionamiento del detector
3. Linealidad del mAs
4. Repetibilidad del kV
5. Estabilidad a largo plazo del instrumento
6. Calidad de la radiación
7. Tasa de kerma
8. Dirección de incidencia de la radiación
9. Tamaño y homogeneidad del campo
10. Factor de calibración del equipo
11. Medida de la T
12. Medida de la P
13. Distancia foco-piel
14. Coeficiente de conversión debido a un 3% de incertidumbre en la medida del EHR
15. Coeficiente de conversión debido a la incertidumbre en el espesor de la mama
16. Incertidumbre combinada estándar relativa

4. DISCUSIÓN

COMPARACIÓN DE LOS RESULTADOS CON LAS DOSIS DE REFERENCIA DE LAS NORMAS INTERNACIONALES Y POSIBILIDADES DE OPTIMIZACIÓN

Radiología general

En las figuras siguientes se muestra la estadística de los resultados para cada una de las salas y para los países (en las gráficas de los resultados de los países se ordenaron en forma creciente según el promedio para cada estudio). Los niveles de referencia de las normas BSS se muestran con líneas rojas para combinaciones película pantalla convencionales (a) y de alta sensibilidad (b). También se muestra el cuartil 75% que surge de los resultados, y en el caso de los diagramas por países dicho valor representaría el nivel orientativo que surge de la muestra.

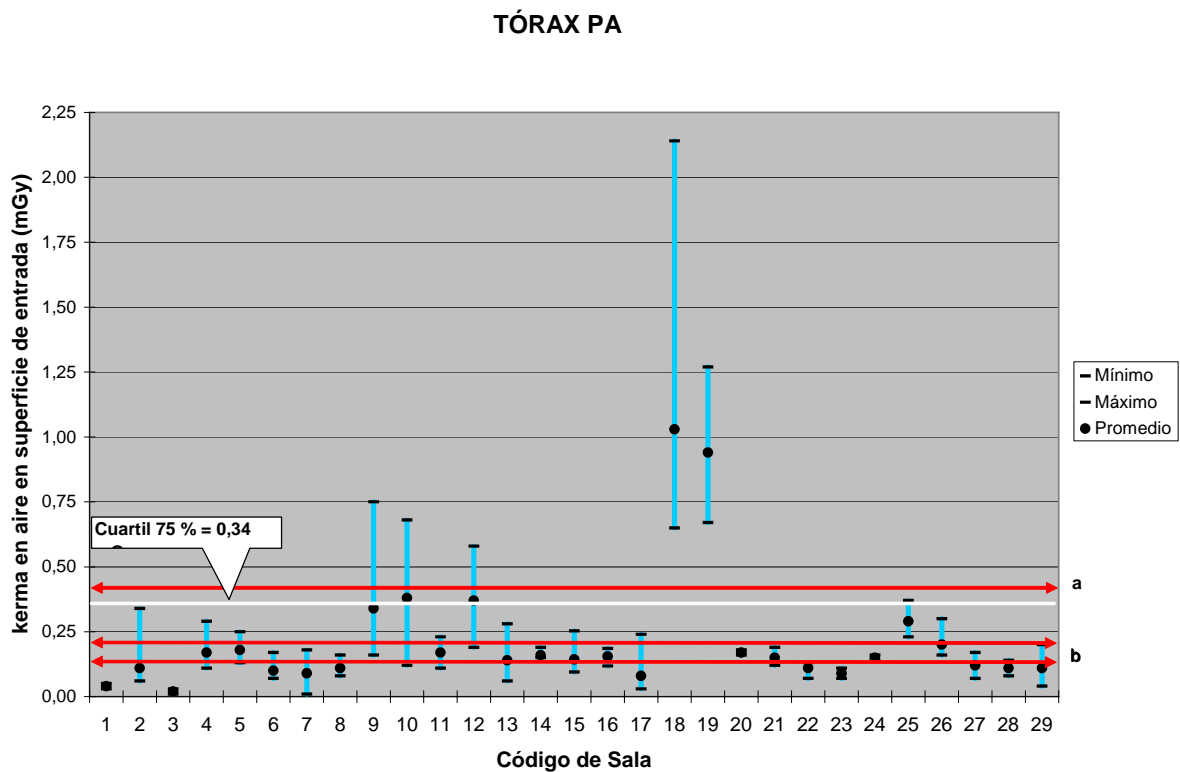


FIGURA 4-1. KERMA EN AIRE EN SUPERFICIE DE ENTRADA (mGy) PARA RADIOGRAFÍAS DE TÓRAX PA POR SALAS RADIOLÓGICAS

TÓRAX PA

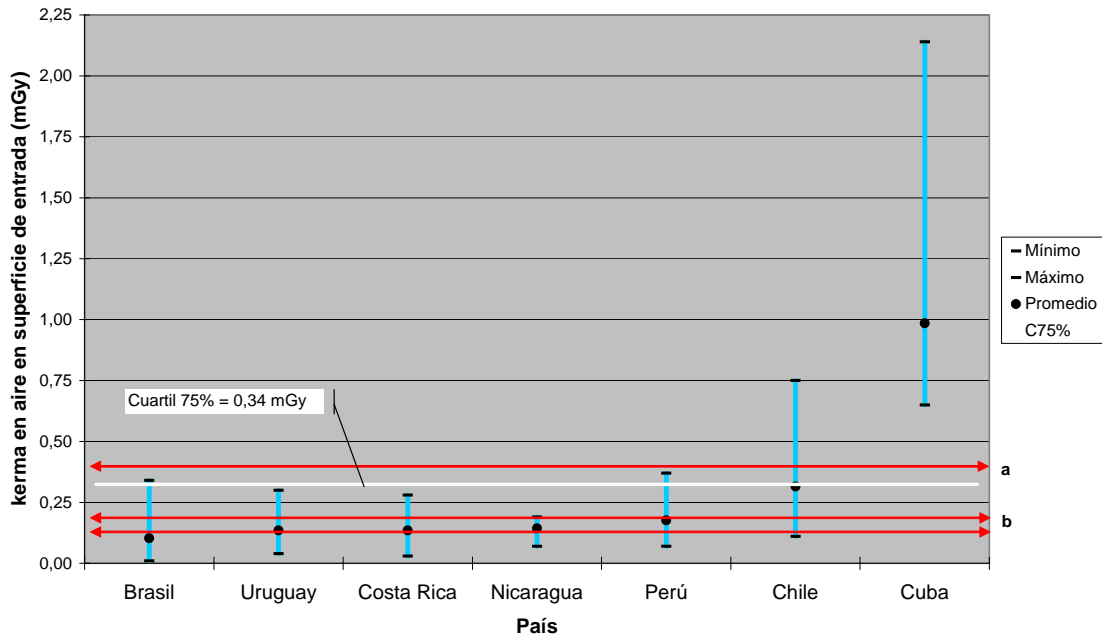


FIGURA 4-2. KERMA EN AIRE EN SUPERFICIE DE ENTRADA (mGy) PARA RADIOGRAFÍAS DE TÓRAX PA POR PAÍS

Columna lumbosacra AP

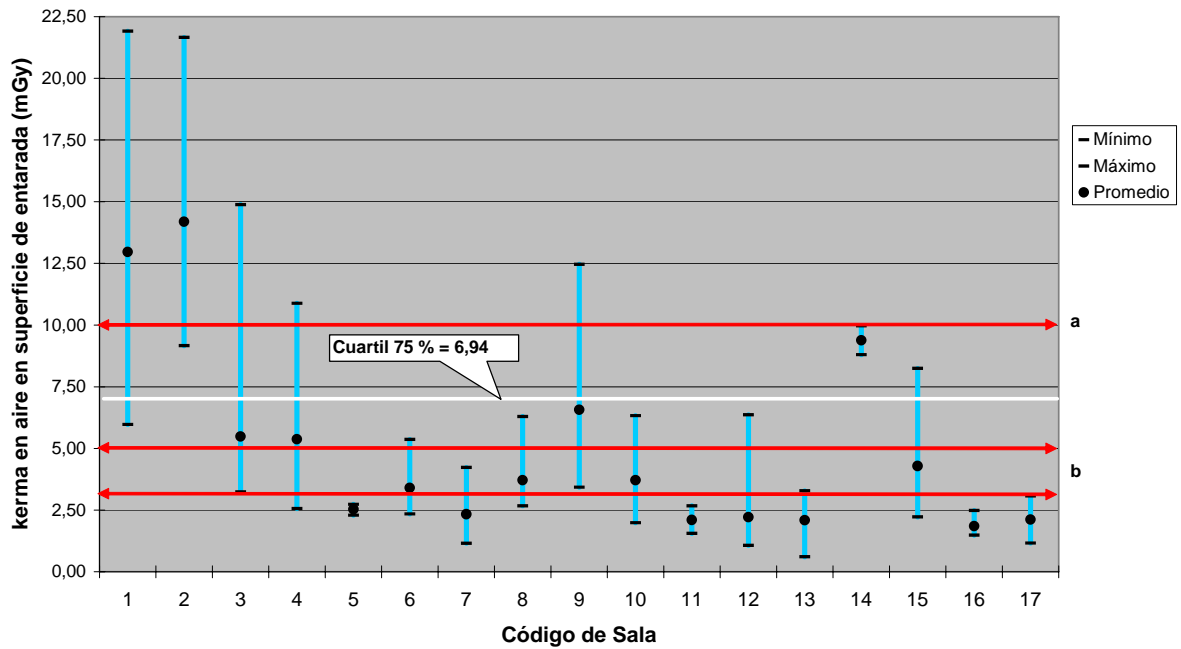


FIGURA 4-3. KERMA EN AIRE EN SUPERFICIE DE ENTRADA (mGy) PARA RADIOGRAFÍAS DE COLUMNA LUMBOSACRA AP POR SALAS RADIOLÓGICAS

Columna lumbosacra AP

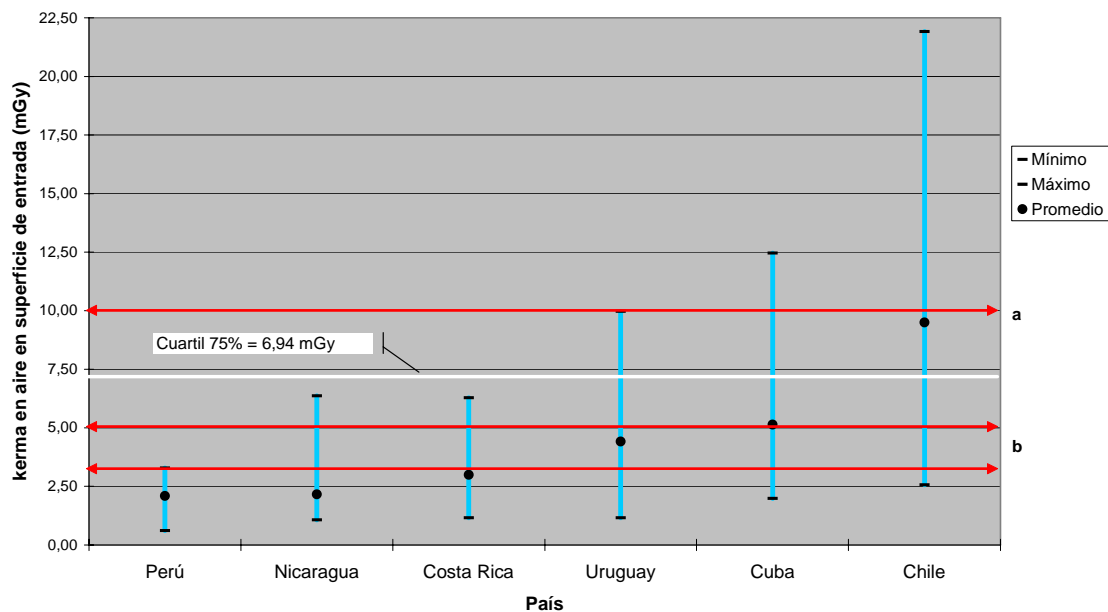


FIGURA 4-4. KERMA EN AIRE EN SUPERFICIE DE ENTRADA (mGy) PARA RADIOGRAFÍAS DE COLUMNA LUMBOSACRA AP POR PAÍSES

Columna lumbosacra LAT

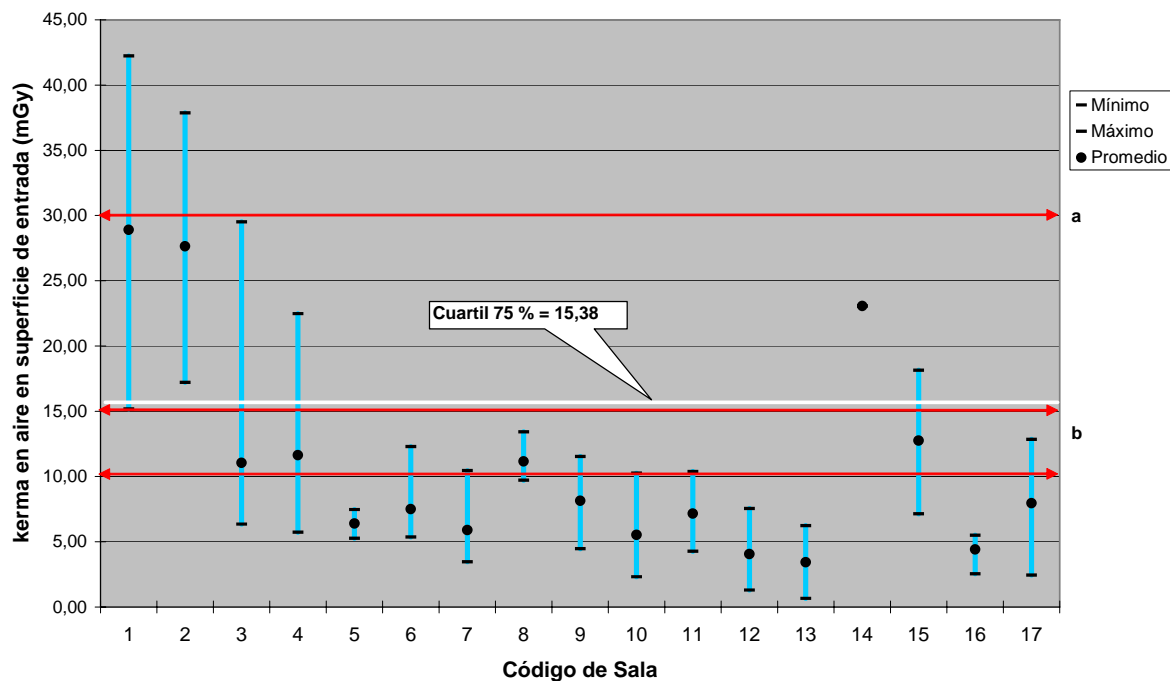


FIGURA 4-5. KERMA EN AIRE EN SUPERFICIE DE ENTRADA (mGy) PARA RADIOGRAFÍAS DE COLUMNA LUMBOSACRA LAT POR SALAS RADIOLÓGICAS

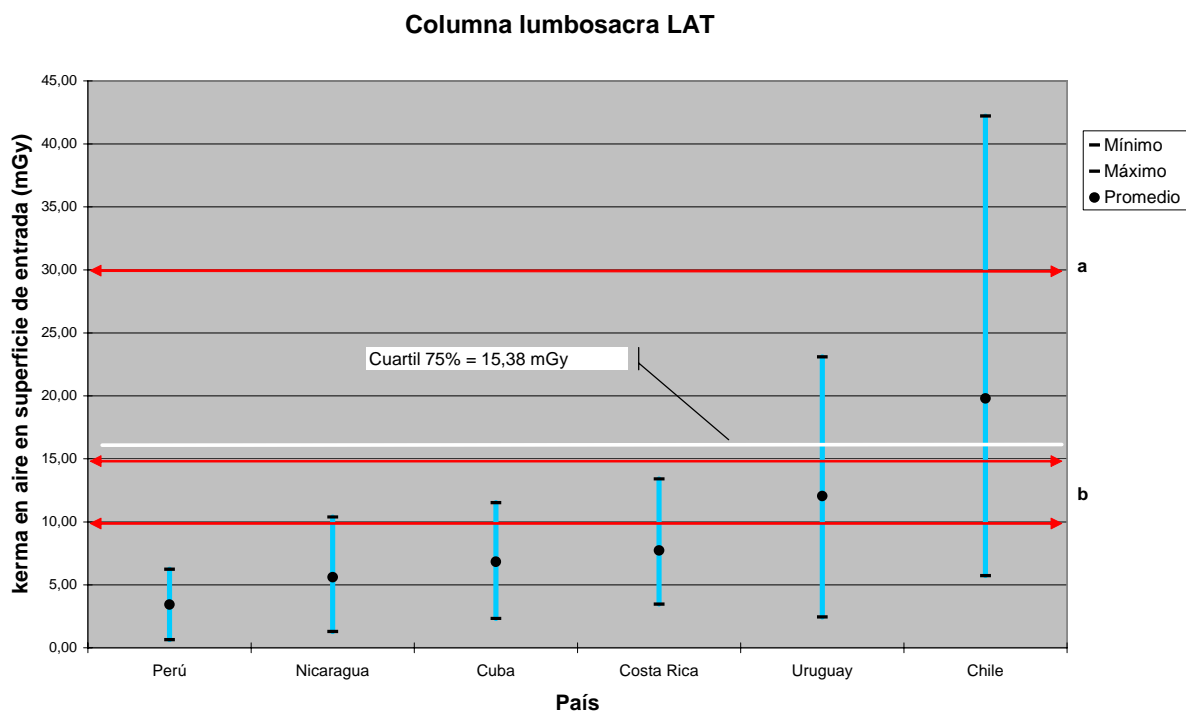


FIGURA 4-6. KERMA EN AIRE EN SUPERFICIE DE ENTRADA (mGy) PARA RADIOGRAFÍAS DE COLUMNA LUMBOSACRA LAT POR PAÍSES

En las figuras se puede ver que hay algunos valores de dosis en pacientes en la mayoría de las salas radiológicas que superan los niveles orientativos de las normas BSS e incluso del cuartil 75% que surge de la propia muestra. Se destaca un país Cuba que tiene todas sus dosis por encima de dichos niveles para el caso de radiografías de tórax PA. En el caso de Chile, en la sala con equipo digital se puede observar que el promedio de dosis es el más alto en todas las proyecciones respecto a todos los países a excepción del valor correspondiente a la proyección tórax PA de Cuba.

En la Tabla 4-1. se muestra la estadística de los resultados y los porcentajes de las salas radiográficas cuya dosis media supera los niveles orientativos recomendados. El porcentaje mayor es para columna lumbosacra AP. En la figura 4-7 se ve el rango de dosis para cada estudio.

TABLA 4-1. ESTADÍSTICA DE LOS RESULTADOS PARA EL CONJUNTO DE PAÍSES Y PORCENTAJE DE SALAS QUE SUPERAN LOS NIVELES ORIENTATIVOS DE LAS BSS

Tipo de examen	Nivel Orientativo alta sensibilidad (mGy)	Rango (mGy)	Media (mGy)	Relación máximo/mínimo	Porcentaje de salas radiológicas con dosis media mayor al Nivel Orientativo (%)
TÓRAX PA	0,13-0,20	0,01-2,14	0,28	214	24
COLUMNA AP	3,33-5,0	0,61-21,91	4,38	36	35
COLUMNA LAT	10,0-15,0	0,65-42,22	9,24	65	18

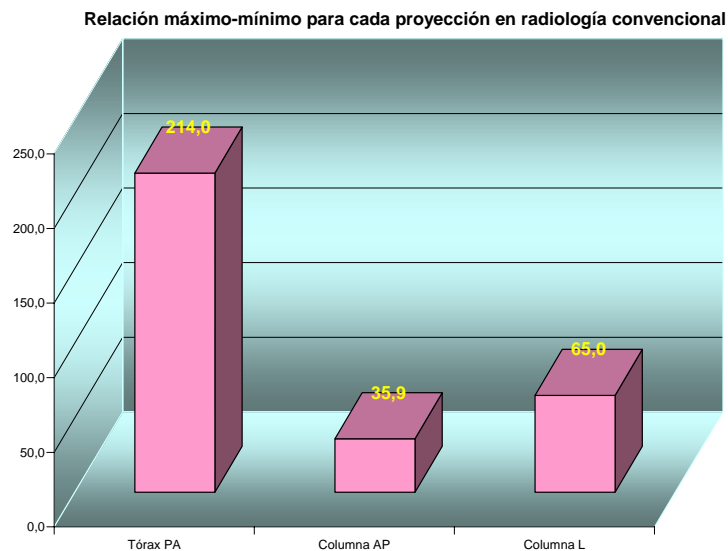


FIGURA 4-7. RELACIÓN MÁXIMO –MÍNIMO PARA CADA PROYECCIÓN

En primer lugar se realizó un análisis de las posibilidades de disminución de las dosis y la aplicación de las medidas correspondientes sobre estas salas. Los motivos encontrados de los valores de dosis mayores fueron relacionados con los sistemas de imagen, la técnica radiográfica aplicada y procesamiento de películas. Ejemplo de esto incluyen el uso de bajos valores de tensión del tubo, kVp, cortas distancias foco paciente y el uso de combinaciones de películas y pantallas de baja sensibilidad, o problemas de procesamiento de las películas. Otras causas pueden provenir del mal funcionamiento del equipo de rayos X o de malas condiciones de visualización de las imágenes por ejemplo por el mal estado de los negatoscopios o condiciones de luz ambiental inapropiadas. Dichas medidas están relacionadas con las características de cada sala [14] debiéndose considerar todos los aspectos que influyen en los niveles de dosis encontrados descritos anteriormente. Se detallan en el Apéndice II los aspectos de la práctica que influyen en las dosis a los pacientes.

La amplia variación existente en el rango de las dosis encontradas para las diferentes proyecciones, que se ve en la figura 4-7, marca las posibilidades existentes de optimización. Si algunos hospitales logran con mucho menores dosis los mismos objetivos diagnósticos es posible que los otros tomen las medidas necesarias para lograrlo también.

A continuación se comentan tres casos en los que se detectó la necesidad de medidas correctivas para la optimización:

1. En la sala con equipo digital de Chile se observó que las dosis fueron mayores que las de los equipos convencionales. Puesto que, en principio, los equipos digitales tienen la capacidad de disminuir dosis, se puede concluir que para conseguir esto se requiere un entrenamiento específico al hacer la transición hacia la tecnología digital.

2. En el caso de un hospital de Uruguay se realizó el cambio de películas y pantallas convencionales por otras de tierras raras de mayor sensibilidad. Posteriormente se realizó un estudio en las mismas condiciones para radiografías de tórax PA y se comprobó que dicho cambio produjo una disminución del valor medio de las dosis en dicha sala de un 75%, sin afectar la calidad diagnóstica de las imágenes obtenidas. En la Figura 4-8 se muestra la estadística de los resultados comparando antes y después de realizado el cambio. En resumen, **se ha eliminado por tanto $\frac{3}{4}$ de la dosis que se tenía antes del cambio.** Esto demuestra que el tipo de combinación película pantalla utilizado es un factor relevante respecto a la dosis que reciben los pacientes.

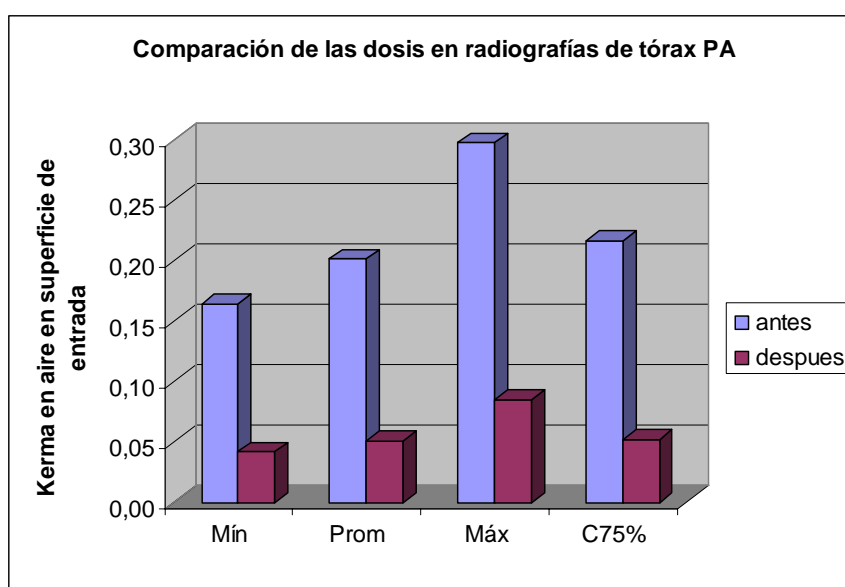


FIGURA 4-8. COMPARACIÓN DE LAS DOSIS ANTES Y DESPUÉS DEL CAMBIO DE LA COMBINACIÓN PANTALLA-PELÍCULA PARA RADIOGRAFÍAS DE TÓRAX.

3. En los hospitales de Cuba, en los que los estudios de tórax dieron las más altas dosis, esto se debió probablemente a las técnicas de bajo kVp utilizadas. Aunque es posible reducir las dosis cambiando la técnica de “bajo kVp” a “alto kV”, esto sólo puede hacerse si previamente se analiza esta posibilidad junto con los radiólogos, y son éstos quienes tomen la decisión, ya que las características de las imágenes, en este caso, serán notablemente diferentes y es imprescindible mantener la confianza en el diagnóstico.

4.1.2. Mamografía

En las figuras siguientes se muestra la comparación de los resultados por salas y por países (en orden creciente según la media para cada estudio), con el nivel de referencia de las normas BSS. El nivel de referencia se muestra con una línea roja correspondiente a las radiografías hechas con rejilla antidifusora (a) y sin la misma (b). También se muestra el cuartil 75% que surge de los resultados de los países participantes, lo que representaría el nivel orientativo derivado de la muestra.

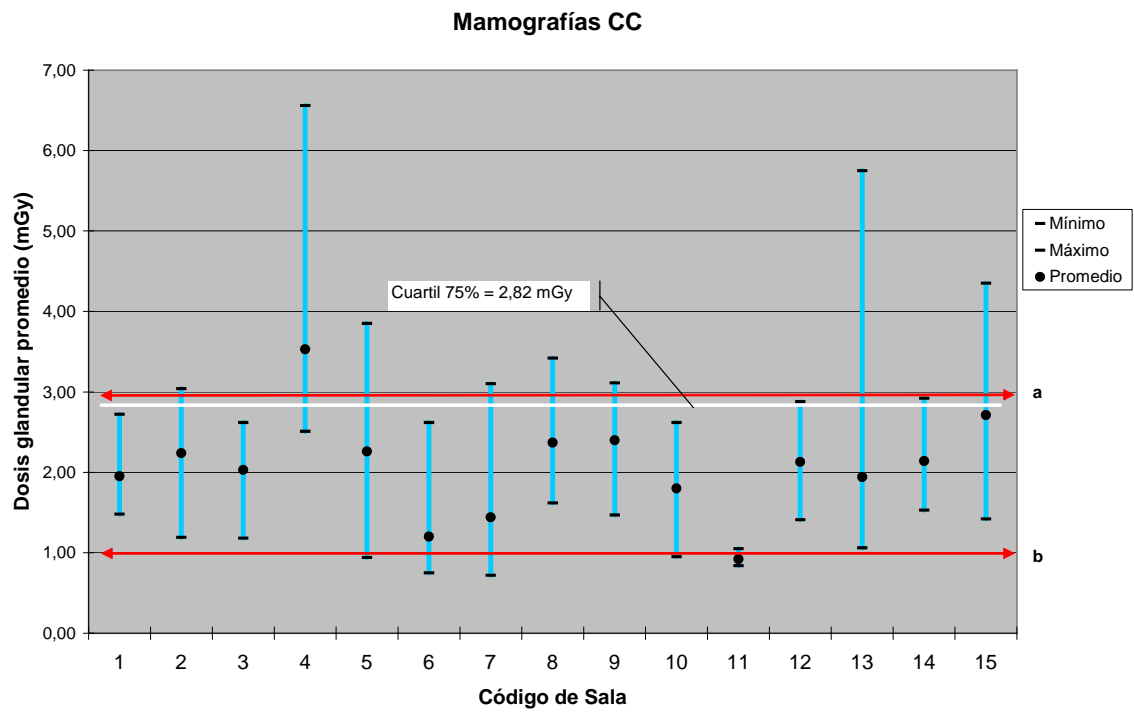


FIGURA 4-9. DOSIS GLANDULAR PROMEDIO, mGy PARA RADIOGRAFÍAS DE MAMA CC POR SALAS DE MAMOGRAFÍA

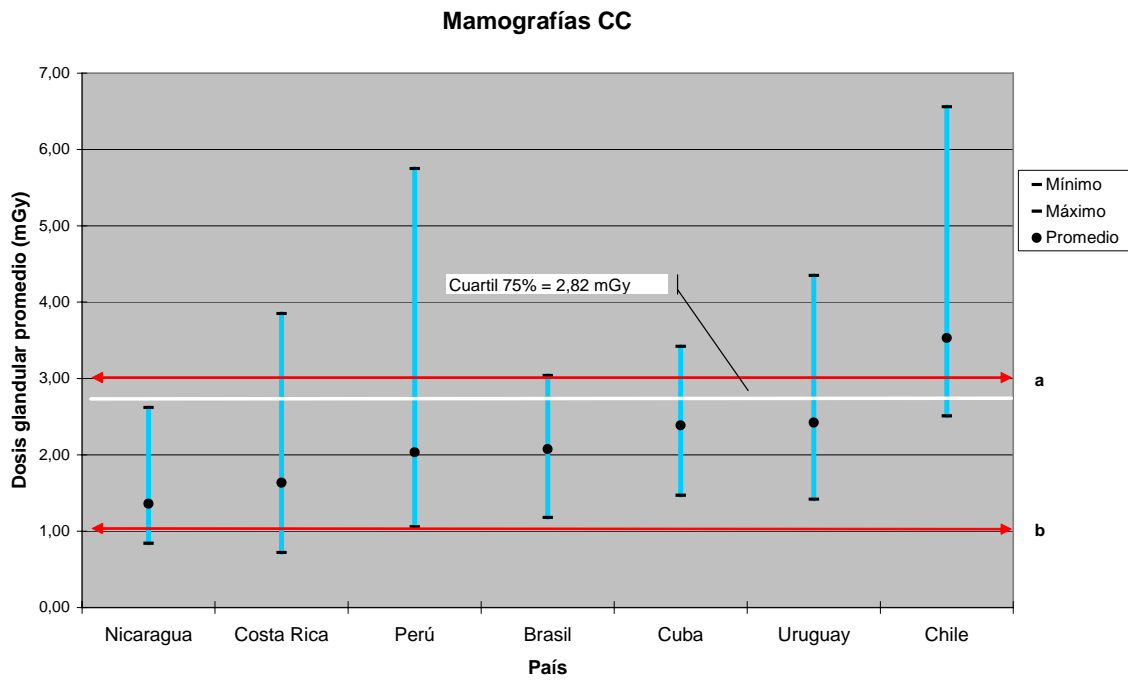


FIGURA 4-10. DOSIS GLANDULAR PROMEDIO, mGy PARA RADIOGRAFÍAS DE MAMA CC POR PAÍSES

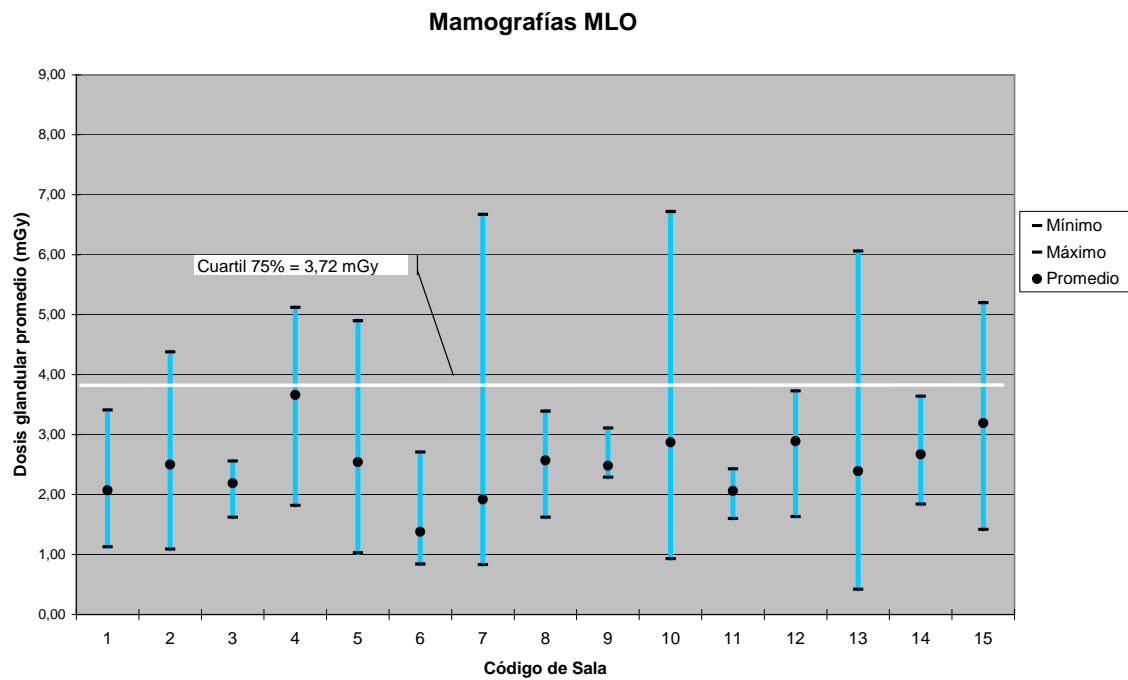


FIGURA 4-11. DOSIS GLANDULAR PROMEDIO, mGy PARA RADIOGRAFÍAS DE MAMA MLO POR SALAS

Mamografías MLO

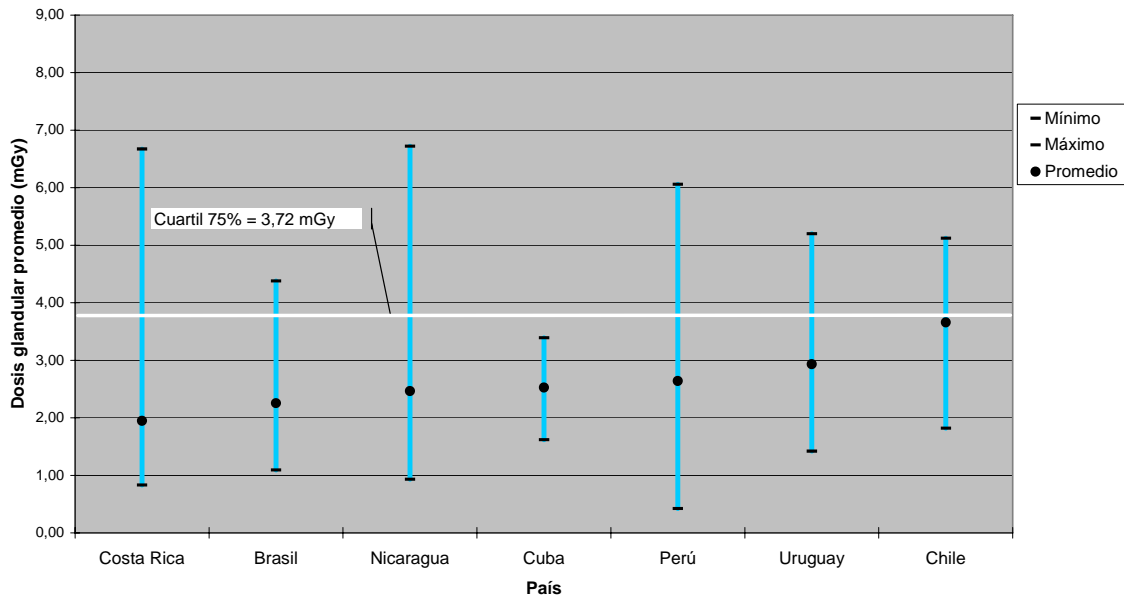


FIGURA 4-12. DOSIS GLANDULAR PROMEDIO, mGy PARA RADIOGRAFÍAS DE MAMA MLO POR PAÍSES

TABLA 4-2. ESTADÍSTICA DE LOS RESULTADOS PARA TODOS LOS PAÍSES Y PORCENTAJE DE SALAS EN LAS QUE SE SUPERAN LOS NIVELES ORIENTATIVOS DE LAS BSS.

Tipo de examen	Nivel de referencia para alta sensibilidad	Intervalo de dosis (mGy)	Valor medio (mGy)	Relación entre los valores máximo y mínimo	Porcentaje de salas cuya dosis media es superior al nivel de referencia
Mama CC	3 con rejilla	0,72-6,56	2,21	9,1	6,7
Mama MLO	3 con rejilla	0,42-6,72	2,63	16	13,3

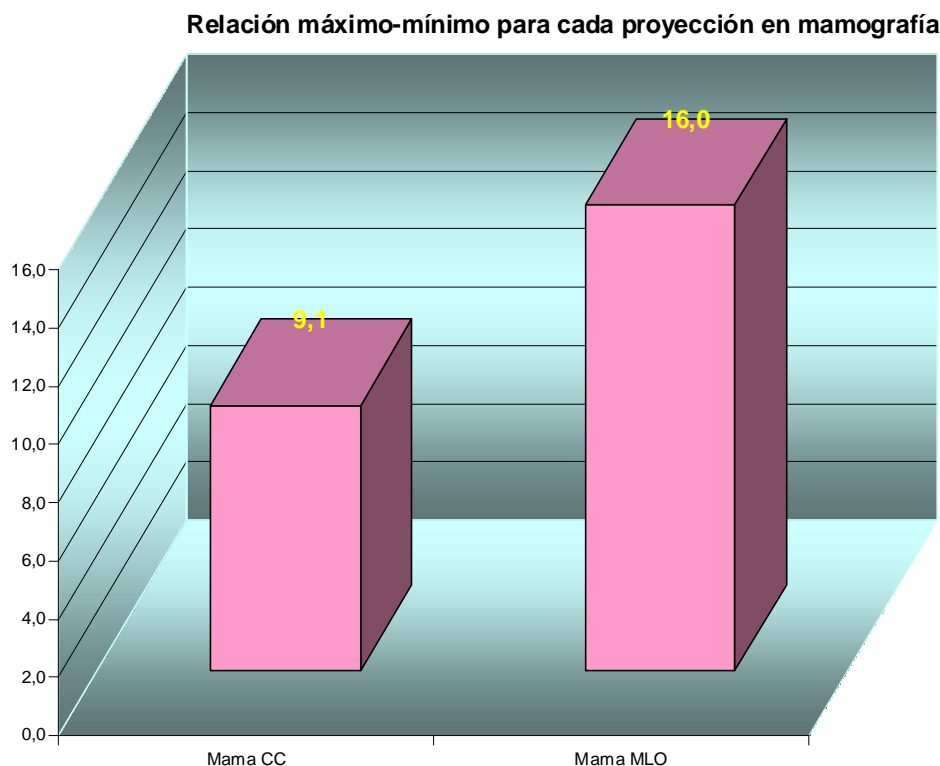


FIGURA 4-13. RELACIÓN ENTRE LOS VALORES MÁXIMO Y MÍNIMO PARA CADA PROYECCIÓN

Las figuras muestran que parte del intervalo de dosis de varias salas en la proyección cráneo caudal por encima del nivel orientativo e incluso uno de los países Chile se supera este nivel en una de las salas y en la media de la muestra del país. Estos valores invitan al análisis y a aplicar medidas para su posible reducción. Es necesario revisar el procesado y visualización de las imágenes que podrían estar obligando a elegir parámetros radiológicos innecesariamente altos.

POSIBILIDADES DE MEJORA DE LA CALIDAD DE IMAGEN

Radiología general

Tórax PA

Los bajos valores de cumplimiento de los criterios 2 y 3 reflejan que en varias de las salas evaluadas el posicionamiento no es el adecuado. Analizando los resultados de los criterios 4 al 8, criterios fundamentales para el diagnóstico, se identifica la necesidad de que algunos hospitales revisen la técnica de exposición utilizada.

Columna AP

Al observar el cumplimiento de los criterios de calidad en la región, el resultado de los criterios 1, 3 y 7, se encuentra dentro de los rangos del 80% al 98%. Esto pone en evidencia que el posicionamiento del paciente dentro del campo radiográfico es el adecuado en los hospitales participantes.

Columna LAT

El escaso cumplimiento global de los criterios fundamentales para la obtención de la información diagnóstica, muestra clara evidencia de que es necesario analizar y/o corregir los

factores técnicos utilizados, a fin de ofrecer una imagen que permita obtener la información diagnóstica.

Con relación a los criterios 1 y 2, puede determinarse que el posicionamiento no es el adecuado en algunos de los centros participantes. En ambas proyecciones, AP y lateral, se observó un escaso cumplimiento en el criterio 5 (visualización precisa de la corteza y estructuras trabeculares), siendo uno de los criterios más importantes para el diagnóstico.

Mamografía

Cráneo caudal

Los tres criterios con menor puntuación están relacionados con el músculo pectoral:

Respecto a la posición:

- a. Criterio1: Visualización nítida margen anterior músculo pectoral (34.5%)

Respecto a los parámetros de exposición:

- b. Criterio 8: Visualización nítida del margen anterior músculo pectoral (60.9%)
- c. Criterio 10: Visualización nítida de la piel a lo largo del músculo pectoral (35.9%)

En la Tabla 4-3. se presenta una evaluación de las implicaciones del no cumplimiento de los criterios de calidad desde un punto de vista más clínico.

TABLA 4-3. EVALUACIÓN DE LOS CRITERIOS DE CALIDAD Y SU IMPLICACIÓN CLÍNICA EN LAS IMÁGENES

Estructura evaluada	Criterio	Cumplimiento (%)		Comentario
		Por País	Por Pacientes	
Tejido Mamario	3	98.0	98.1	Estos criterios son importantes para asegurar la detección de patología mamaria
	4	98.6	98.7	
	9	98.7	99.1	
Simetría Mamaria	6	93.2	94.6	Evalúan el posicionado, indicando que la mama estaba bien colocada
	7	73.7	76.7	
Piel	5	99.8	99.7	Esencial para asegurar la detección de patología mamaria
Tejido adiposo, grasa	2	98.5	97.8	Esencial para aseguran la detección de patología mamaria
Músculo Pectoral	1	34.5	22.7	Depende del tipo mama de la paciente y de la pericia del tecnólogo y de la educación y tolerancia de la paciente al dolor. No implica que se esté perdiendo información diagnóstica
	8	60.9	52.7	
	10	35.9	40.4	

El promedio de cumplimiento para todos los países es de un 79% y que el país con más bajo cumplimiento (Perú) tiene un porcentaje de cumplimiento del 70% de los criterios. Esto indica que la calidad de las imágenes mamográficas de los países participantes para la proyección cráneo caudal es satisfactoria, pero es susceptible de mejorar.. Especial atención se debe poner en la región para lograr una buena formación de tecnólogos respecto al posicionado y compresión de la mama.

Medio lateral oblicua

Los tres criterios con menor puntuación están relacionados también con la visualización del músculo pectoral:

Respecto a la posición:

- a. Criterio 1: Visualización del ángulo correcto del músculo pectoral (86.8%)
- b. Criterio 2: Visualización del ángulo mamario (83.7%)

Respecto a los parámetros de exposición:

- c. Criterio 10: Visualización nítida de vasos, tejido fibroso, glandular y márgenes del músculo pectoral (83.3%)

En la Tabla 4-4. se presenta una evaluación de las implicaciones que tiene el no cumplir los criterios de calidad desde un punto de vista más clínico.

TABLA 4-4. EVALUACIÓN DE LOS CRITERIOS DE CALIDAD EN LAS IMÁGENES Y SU IMPLICACIÓN CLÍNICA.

Estructura evaluada	Criterio	Cumplimiento (%)		Comentario
		Por país	Por pacientes	
Tejido Mamario	4	99.3	99.3	El cumplirlos permite detectar patología mamaria
	9	99.8	99.8	
Grasa	3	99.0	97.7	El cumplirle permite detectar patología mamaria
Piel	6	98.6	97.3	El cumplirlos permite detectar patología mamaria
	8	99.8	99.8	
Posición	10	86.8	79.9	Evidencia la necesidad de dirigir esfuerzos a la capacitación de tecnólogos e instruir a la paciente
	2	83.7	79.5	
	7	88.6	88.7	
	5	93.5	95.9	
Músculo Pectoral	1	86.8	79.9	Depende de la constitución física de la paciente, tamaño de mama y de la pericia del tecnólogo. El no cumplirlo implica perder información diagnóstica

El promedio de cumplimiento para todos los países es de un 93.2% y el país con más bajo cumplimiento (Uruguay) alcanzó el 87% de los criterios (sin embargo es importante notar que la muestra del Uruguay es solamente de 10 pacientes). Se observa de manera general que la calidad de las imágenes mamográficas de los países participantes para la proyección medio lateral oblicua es mucho mejor que para la proyección cráneo caudal. Aun así son susceptibles de mejorar estos porcentajes. Es importante lograr una mejor formación en el tecnólogo en la colocación de la mama durante el estudio y en la educación a la paciente misma.

POSIBILIDADES DE DISMINUCIÓN DE LA TASA DE RECHAZO

Los resultados del análisis de la tasa de rechazo se presentaron en algunos casos sobre el total de estudios realizados en la sala y en otros solo respecto a los estudios seleccionados en el proyecto.

Las tasa de rechazo se hallaba entre 2% y 18% para radiología general y del 1% para mamografía. Dado que los valores máximos esperados para salas de radiología deberían estar entre 5% y 10%, los valores encontrados en dicha área indican la necesidad de tomar acciones

tendientes a su disminución. Es de destacar que la repetición de estudios implica dosis adicionales innecesarias a los pacientes y esto no se refleja en los niveles orientativos.

La mayor cantidad de rechazos en radiología general se debió a errores en la técnica mientras que en mamografía resultó ser por causas del procesado de las películas. Existe un amplio margen para reducir la tasa de rechazo, lo cual podría lograrse con una capacitación adicional de los técnicos radiólogos.

Adicionalmente, el análisis de la tasa de rechazo y la aplicación de las medidas correctivas correspondientes, permite obtener beneficios económicos para las instituciones, reduciendo la cantidad de películas e insumos utilizados además de ocupar menor tiempo de trabajo de los operadores.

5. CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES. TEMAS PARA FUTURAS INVESTIGACIONES

Para una gran parte de los países participantes ésta fue la primera vez que participaban en programa, y se ha demostrado que el hacer un estudio piloto, a pequeña escala, es la mejor forma de obtener experiencia, imprescindible para abordar estudios más amplios en el futuro. Dichos estudios deberían incluir una muestra de hospitales suficiente para lograr una representatividad de la realidad nacional. También deberían incluir la aplicación de medidas para optimizar la protección con posterior comprobación de los resultados.

Los resultados de este estudio ponen también de manifiesto que existen muchas posibilidades de disminuir las dosis de los pacientes. Las medidas para lograrlo deben incluir la verificación de la calidad de las imágenes de manera que se logre un equilibrio apropiado con las dosis de radiación, como corresponde a un verdadero proceso de optimización. Se debe evitar por encima de todo cualquier reducción de dosis que cause una degradación de la imagen tal que no sean totalmente satisfactorias para el diagnóstico. En un proceso de optimización, no hay que descartar la posibilidad de que en algún caso la confianza en el diagnóstico exija un aumento de la dosis.

Se ha comprobado que el uso de niveles orientativos es un buen mecanismo para ofrecer a los hospitales la oportunidad de conocer si las dosis de radiación que suministran a sus pacientes están acordes con la práctica general e investigar las causas de valores de dosis anormales. También permiten poner de manifiesto posible calidad inaceptable de las imágenes y aplicar medidas de corrección adecuadas.

Un enfoque completo debe abarcar el análisis de las películas rechazadas para detectar rápidamente fallas del equipamiento o problemas en las técnicas aplicadas. Este análisis debe abarcar todas las películas rechazadas en el departamento con el fin de contar con una información continua de las causas de la mala calidad de las imágenes, logrando con ello una mayor eficacia en la utilización de los recursos.

Los estudios de niveles orientativos deben realizarse periódicamente y utilizarlos para asegurar que se mantienen las buenas prácticas en el diagnóstico radiológico del país.

El presente estudio permitió la formación del personal involucrado en el mismo y de los hospitales participantes, como médicos, tecnólogos y físicos médicos en sus respectivas áreas de trabajo, lo que resultó de gran beneficio para mejorar la práctica de la radiología diagnóstica de los países.

Los posibles temas a abordar en el futuro son:

- a) Estudio para la obtención de niveles orientativos en una muestra representativa del país en las áreas de radiología general y mamografía. La selección de la muestra debe hacerse con criterios en cuanto a la ubicación geográfica, tipo de institución, grado de especialización, complejidad, público que atiende, etc.

- b) Establecimiento de niveles orientativos nacionales y regionales. Esto debe ser un trabajo conjunto de instituciones profesionales como Universidades, Seguridad social, Sociedades profesionales científicas y Autoridades Reguladoras [15].
- c) Comprobación de que se mantiene la calidad necesaria en las imágenes. La realización periódica de estudios de dosis permite conocer los niveles de dosis en cada momento y tomar las acciones para optimizar la protección y mantener la buena práctica.
- d) Obtención de datos útiles para estudios de dosis y efectos, tales como los llevados a cabo por organizaciones como la UNSCEAR en sus publicaciones [16]. Esto es particularmente importante en estudios de tamizaje³ en mamografía donde el balance riesgo beneficio debe ser maximizado al exponer a personas sintomáticas en este tipo de exámenes.
- e) Investigación sobre niveles orientativos para otras aplicaciones del diagnóstico radiológico. El uso de procedimientos intervencionistas la tomografía computada y la radiología en pediatría ha aumentado como herramienta diagnóstica y en algunos casos terapéutica de manera que sería de utilidad contar con niveles orientativos para dichas áreas.
- f) Capacitación del personal en cualquier nueva tecnología, y en especial en la transición de radiología convencional a la digital. Sin esta capacitación, técnicas que podrían ayudar a reducir dosis, se convierten en lo contrario.

³ La expresión inglesa “screening” se traduce en algunos países como tamizaje en otros como cribado sanitario. Se trata de exámenes en personas asintomáticas para descubrir una posible patología.

REFERENCIAS

- [1] AGENCIA PARA LA ENERGÍA NUCLEAR DE LA OCDE, ORGANISMO INTERNACIONAL DE ENERGÍA ATÓMICA, ORGANIZACIÓN DE LAS NACIONES UNIDAS PARA LA AGRICULTURA Y LA ALIMENTACIÓN, ORGANIZACIÓN INTERNACIONAL DEL TRABAJO, ORGANIZACIÓN MUNDIAL DE LA SALUD, ORGANIZACIÓN PANAMERICANA DE LA SALUD, Normas básicas internacionales de seguridad para la protección contra la radiación ionizante y para la seguridad de las fuentes de radiación, Colección Seguridad, N° 115, OIEA, Viena (1997).
- [2] COMISIÓN INTERNACIONAL DE PROTECCIÓN RADIOLÓGICA, Recomendaciones de 1990 de la Comisión Internacional de Protección Radiológica, Publicación N° 60, Sociedad Española de Protección Radiológica (SEPR) - EDICOMPLET, S.A. - Madrid (1995).
- [3] COMISIÓN INTERNACIONAL DE PROTECCIÓN RADIOLÓGICA, Radiological Protection and Safety in Medicine, Publication 73, *Ann ICRP* 26, N° 2, Pergamon Press, Oxford, Reino Unido (1996).
- [4] COMISIÓN INTERNACIONAL DE PROTECCIÓN RADIOLÓGICA, Supporting Guidance 2, Diagnostic Reference Levels in Medical Imaging: Review and Additional Advice, *Annals of the ICRP*, Publication 88, *Annals of the ICRP* Vol. 31/1-3, Pergamon Press, Oxford, Reino Unido (2001).
- [5] NATIONAL RADIATION PROTECTION BOARD, Doses to Patients from Medical X-Ray Examinations in the UK - 2000 Review. 2002.
- [6] COMISIÓN EUROPEA. Guía sobre los niveles de referencia para diagnóstico (NRD) en las exposiciones médicas, Protección Radiológica 109, Luxemburgo (1999)
- [7] ORGANISMO INTERNACIONAL DE ENERGÍA ATÓMICA, Protección radiológica relacionada con la exposición médica a la radiación ionizante, Colección de Normas de Seguridad, N° RS-G-1.5, OIEA, Viena (2010).
- [8] COMISIÓN INTERNACIONAL DE UNIDADES Y MEDIDAS RADIOLÓGICAS, Patient Dosimetry for X Rays Used in Medical Imaging, ICRU Rep. 74, Bethesda, MD (2006).
- [9] ORGANISMO INTERNACIONAL DE ENERGÍA ATÓMICA, Dosimetry in Diagnostic Radiology: An International Code of Practice, Colección de Informes Técnicos N° 457, OIEA, Viena (2007).
- [10] COMISIÓN EUROPEA, Directrices europeas sobre criterios de calidad de la imagen en radiodiagnóstico, Investigación y Desarrollo, Dirección General XII: Ciencia (Ed.), Oficina de Publicaciones Oficiales de las Comunidades Europeas, Luxemburgo (1996).
- [11] COMISIÓN EUROPEA, Guía para la correcta solicitud de pruebas de diagnóstico por imagen, Protección Radiológica 118, Luxemburgo (2001).
- [12] ARCAL. Protocolo de Control de Calidad en Radiodiagnóstico. ARCAL XLIX – Aplicación de las Normas básicas de seguridad en la práctica médica, Reporte de la Reunión de Coordinadores del Proyecto, México (2001).
- [13] Control de Calidad en Mamografía. Documento técnico IAEA-TECDOC N° 1517, OIEA, Viena (2006).
- [14] COMISIÓN INTERNACIONAL DE PROTECCIÓN RADIOLÓGICA, Protection

of the Patient in Diagnostic Radiology, Publication 34, Annals of the ICRP, Volume 9 (1983) 2-3, Pergamon Press, Oxford, Reino Unido.

- [15] COMISIÓN INTERNACIONAL DE PROTECCIÓN RADIOLÓGICA. Diagnostic Reference Levels in Medical Imaging: Review and Additional Advice. http://www.icrp.org/docs/DRL_for_web.pdf. (2001)
- [16] UNSCEAR. Sources and Effects of Ionizing Radiation. Volume I: Sources; Volume II: Effects. Comité Científico de las Naciones Unidas para el Estudio de los Efectos de las Radiaciones Atómicas, 2000 Report to the General Assembly, with scientific annexes. Publicaciones para la venta de las Naciones Unidas E.00.IX.3 and E.00.IX.4. Naciones Unidas, Nueva York (2000).

APÉNDICE I DEFINICIÓN DE LAS MAGNITUDES RELEVANTES PARA LOS NIVELES ORIENTATIVOS EN RADIOLOGÍA GENERAL Y MAMOGRAFÍA

MAGNITUDES BÁSICAS

Estas magnitudes básicas dosimétricas son definidas por la ICRU.

Kerma y tasa de kerma

El kerma, K , es el cociente entre dE_{tr} y dm , donde dE_{tr} es la suma de las energías cinéticas iniciales de todas las partículas cargadas liberadas por partículas sin carga en un masa de material dm , entonces

$$K = \frac{dE_{tr}}{dm} \quad (\text{I. 1})$$

Unidad: Jkg^{-1} . El nombre especial de esta unidad de kerma es gray (Gy).

La tasa de kerma, \dot{K} , es el cociente entre dK y dt , donde dK es el incremento de kerma en el intervalo de tiempo dt , entonces

$$\dot{K} = \frac{dK}{dt} \quad (\text{I. 2})$$

Unidad: $\text{Jkg}^{-1}\text{s}^{-1}$. La unidad especial de la tasa de kerma es el gray por segundo (Gy s^{-1}).

En el pasado, la magnitud exposición (antigua unidad roentgen, R) era utilizada en lugar del kerma en aire. Los valores de exposición en roentgen pueden ser convertidos en kerma en aire en gray utilizando la conversión $0.876 \times 10^{-2} \text{ Gy/R}$

MAGNITUDES DOSIMÉTRICAS DE APLICACIÓN ESPECÍFICA

Las magnitudes de aplicación específica son magnitudes dosimétricas prácticas que son usadas en radiología diagnóstica. El enfoque de la ICRU fue adoptado en el Código de Prácticas del OIEA.

Rendimiento del tubo de rayos X

El rendimiento del tubo de rayos X, $Y(d)$, es definido como el cociente del kerma en aire a una distancia específica, d , desde el foco de rayos X (usualmente 100 cm) y el producto de la intensidad de corriente del tubo por el tiempo de exposición, P_{It} , entonces

$$Y(d) = K(d)/P_{It} \quad (\text{I. 3})$$

Unidad: $\text{J kg}^{-1}\text{m}^2\text{C}^{-1}$. La unidad especial para el rendimiento de rayos X es $\text{Gy m}^2 \text{C}^{-1}$ o $\text{Gy m}^2(\text{As})^{-1}$.

Kerma incidente en aire

El kerma incidente en aire, K_i , es el kerma en aire de un haz de rayos X incidente medido en el eje central del haz en la superficie del paciente o del fantoma. Incluye la radiación incidente sobre el paciente o fantoma sin la retrodispersión.

Unidad: Jkg^{-1} . El nombre especial de la unidad del kerma incidente en aire es el gray (Gy).

Kerma en aire en superficie de entrada

El kerma en aire en superficie de entrada, K_e , es el kerma en aire medido en el eje central del haz sobre la superficie de entrada del paciente o fantoma. Por tanto, se incluye la radiación incidente sobre el paciente o fantoma y la radiación retrodispersa.

Unidad: Jkg^{-1} . El nombre especial para la unidad del kerma en aire en superficie de entrada es el gray (Gy).

El kerma en aire en superficie de entrada se relaciona con el kerma incidente mediante la expresión:

$$K_e = K_i BSF \quad (\text{I. 4})$$

en la que *BSF* es el factor de retrodispersión. Esta magnitud se ha confundido a menudo con la dosis absorbida en aire superficie de entrada (ESD), asumiendo que hay equilibrio electrónico en el punto, lo cual no se cumple en el aire en la superficie de separación, tal como se explica en el código de práctica del OIEA.

MAGNITUDES RELACIONADAS CON LOS EFECTOS BIOLÓGICOS DETERMINÍSTICOS Y ESTOCÁSTICOS

Dosis glandular promedio

La dosis glandular promedio, D_G es la dosis absorbida en promedio en el tejido glandular, excluyendo la piel, de una mama comprimida uniformemente con una composición de un 50 % de tejido adiposo y un 50 % de tejido glandular.

$$D_G = c_{D_G, K_i} \cdot s \cdot K_i \quad (\text{I. 5})$$

en la cual c y s son coeficientes de conversión utilizados para estimar la dosis en el tejido glandular de la mama, entonces:

- c_{D_G, K_i} es un coeficiente de conversión de kerma incidente a dosis glandular promedio, el cual depende del valor de espesor hemirreductor (*EHR*). Éste a su vez depende del valor de la tensión del tubo de rayos X (U).
- “ s ” es un factor dependiente del material del ánodo y filtro. Si se utiliza el molibdeno para ambos, el valor de “ s ” es la unidad.

APÉNDICE II ASPECTOS DE LA PRÁCTICA QUE INFLUYEN EN LAS DOSIS A LOS PACIENTES EN EXÁMENES DE RAYOS X

1. ELEMENTOS A TENER EN CUENTA EN LA OPTIMIZACIÓN DE LA PROTECCIÓN Y REDUCCIÓN DE LA DOSIS INNCECESARIA

- Criterio de indicación por parte del médico
- Verificación de la existencia de estudios anteriores
- Cantidad de placas por examen
- Programas de aseguramiento de la calidad, incluyendo el procesado de película y negatoscopios
- Medidas y comparaciones con niveles orientativos
- Colimación del haz de rayos X
- Blindaje de órganos sensibles
- Elección de la proyección
- Densidad óptica de las placas
- Compresión de los tejidos atenuantes
- Selección de parámetros adecuados a la complexión del paciente

2. ELEMENTOS RELACIONADOS CON EL EQUIPO A TENER EN CUENTA EN LA OPTIMIZACIÓN DE LA PROTECCIÓN Y REDUCCIÓN DE LA DOSIS INNCECESARIA

- Tiempo de exposición cortos e intensidad de corrientes alta (esto no reduce la dosis pero mejora la calidad de la imagen especialmente en órganos móviles)
- Aumento del potencial aplicado (reduce también el contraste)
- Forma de onda: generadores de tres fases y potencial constante (reduce también el contraste)
- Material del blanco anódico del tubo de rayos X
- Aumento de la filtración del haz (reduce también el contraste)
- Material de la filtración del haz: tierras raras (reduce también el contraste)
- Uso y diseño adecuado de rejillas antidifusoras (aumentan la calidad de la imagen)
- Técnica de espaciado entre el paciente y el sistema de imagen (puede sustituir el uso de rejilla)
- Menor atenuación entre el paciente y el receptor de imagen: materiales de baja atenuación como fibras de carbono
- Combinación pantalla-película: pantallas de tierra raras (mayor sensibilidad)
- Procesamiento de la película según instrucciones del fabricante
- Archivo de imágenes y sistemas de comunicación (PACS): mejor disponibilidad de imágenes

APÉNDICE III CRITERIOS DE CALIDAD DE IMAGEN UTILIZADOS

ESTUDIOS DE RADIOLOGÍA GENERAL

TÓRAX

PROYECCIÓN PA

1. Requisitos diagnósticos

Criterios de imagen

- 1.1.1. Realizada en inspiración completa (documentada por la posición de las costillas encima del diafragma, ya sea seis anterior o 10 posterior) con respiración suspendida
- 1.1.2. Reproducción simétrica del tórax mostrando posición central de los procesos espinosos en el medio de las clavículas
- 1.1.3. Ubicación del borde medial de la escápula por fuera del campo pulmonar
- 1.1.4. Reproducción completa de la caja torácica por encima del diafragma
- 1.1.5. Visualización precisa del patrón vascular de todo el pulmón, particularmente vasos periféricos
- 1.1.6. Visualización precisa de a)- traquea y bronquios principales b) márgenes o bordes de corazón y aorta y c) ángulos costodiafragmáticos
- 1.1.7. Visualización del pulmón retrocardíaco y el mediastino

Criterio de dosis de radiación al paciente: dosis en superficie de entrada para un paciente promedio de 0,3mGy.

COLUMNA LUMBOSACRA

PROYECCIÓN AP

1. Requisitos diagnósticos

1.1. Criterio de imágenes

1.1.1. Visualización precisa como una simple línea, de la superficie del platillo superior e inferior en el área central visualizada

1.1.2. Visualización precisa de los pediculos

Reproducción de los espacios intervertebrales

Reproducción de los procesos espinosos y transversales

Visualización precisa de la corteza y las estructuras trabeculares

Reproducción de los tejidos de partes blandas particularmente el músculo psoas

Reproducción de la articulación sacro iliaca

Criterio de dosis de radiación al paciente: dosis en superficie de entrada para un paciente promedio de 10 mGy.

COLUMNA LUMBO SACRA

PROYECCIÓN LAT

1. Requerimiento diagnóstico.

1.1 Criterio de imágenes

1.1.1. Visualización precisa como una simple línea, de la superficie del plato superior e inferior, con la visualización resultante del espacio intervertebral

1.1.2. Total superposición de los bordes posteriores de las vértebras

1.1.3. Reproducción de los pedículos y de los forámenes

1.1.4. Visualización de los procesos espinosos

1.1.5. Visualización precisa de la corteza y de las estructuras trabeculares

Criterio de dosis de radiación al paciente: dosis en superficie de entrada para un paciente promedio de 30 mGy.

ESTUDIOS DE MAMOGRAFÍA

PROYECCIÓN MLO

1. Requisitos diagnósticos:

1.1 Criterios de imagen referentes a la posición:

1.1.1 Ángulo correcto del músculo pectoral (entre)

1.1.2 Visualización del ángulo inframamario

1.1.3 Visualización nítida de la grasa retromamaria

1.1.4 Visualización nítida del tejido glandular craneolateral

1.1.5 Pezón en su totalidad fuera de la línea que bordea la mama

1.1.6 No debe visualizarse la piel

1.1.7 Simetría entre ambas mamas

Criterios de Imágenes relativos a los parámetros de exposición:

1.1.8 Visualización de la piel a través de luz intensa

1.1.9 Reproducción de las estructuras vasculares que se observen a través del parénquima mamario

1.1.10 Visualización nítida de todos los vasos, tejido fibroso y márgenes del músculo pectoral

PROYECCIÓN CC

1. Requisitos diagnósticos:

1.1. Criterios de imagen referentes a la posición:

1.1.1. Visualización nítida margen del músculo pectoral

1.1.2. Visualización nítida de la grasa retromamaria

1.1.3. Visualización nítida del tejido glandular medial

1.1.4. Visualización nítida del tejido glandular media

1.1.5. No debe visualizarse la piel

1.1.6. Simetría entre ambas mamas

Criterios de Imágenes relativos a los parámetros de posición:

1.1.7. Visualización de la piel a través de luz intensa

1.1.8. Reproducción de las estructuras vasculares que se observen a través del parénquima mamario

1.1.9. Visualización nítida de todos los vasos, tejido fibroso y márgenes del músculo pectoral

1.1.10. Visualización nítida de la piel a lo largo del músculo pectoral

APÉNDICE IV FORMULARIOS UTILIZADOS

TOMA DE DATOS DE LA TÉCNICA RADIOGRÁFICA Y DEL PACIENTE

ARCAL LXXV: Determinación de Niveles Orientativos para Radiología Convencional e Intervencionista

Recolección y análisis de la información de los pacientes

Hospital: _____ Fecha: _____
 Estudio realizado por: _____
 Número de estudios realizados: _____ Sala: _____
 Tipo de examen (tórax o columna) y proyección (PA/PA o lateral)

No.	PESO	TALLA	Identificación	kVp	mAs	Tiempo	Distancia Foco - paciente	Tamaño Campo utilizado	Observaciones:

ARCAL LXXV: Determinación de Niveles Orientativos para Radiología Convencional e Intervencionista

Recolección y análisis de la información de los pacientes

Hospital: _____ Fecha: _____
 Estudio realizado por: _____
 Número de estudios realizados: _____ Sala: _____
 Tipo de examen: mamografía proyección (craneo caudal o medio lateral oblicua)

No.	Identificación	Espesor de mama comprimida	kVp	mAs	Tiempo	Distancia Foco -mama	Observaciones:

EVALUACIÓN DE LA CALIDAD DE IMAGEN

ANÁLISIS DE RECHAZO DE LAS PELÍCULAS

PLANILLA DE TASA DE RECHAZO - PELÍCULAS RECHAZADAS POR EL TÉCNICO

Fecha:

Sala:

Número de películas procesadas:

Examen / Incidencia	Motivo de Rechazo								
	Técnica / R-X				Artefactos / Revelado			Otros	Observaciones / motivos
	Oscura	Clara	Movimiento paciente	Posición	Técnica Inadec.	Manchas	Rayas		

Este método se debe aplicar a todas las películas de la sala

Tasa de rechazo= $100 * (\text{N}^\circ \text{ de películas rechazadas por el técnico} + \text{N}^\circ \text{ de películas rechazadas por el médico}) / \text{N}^\circ \text{ de películas procesadas}$

PLANILLA PARA TASA DE RECHAZO - PELÍCULAS RECHAZADAS POR EL MÉDICO

Fecha:

Sala:

Número de películas procesadas:

Clasificación de las Radiografías: A: aceptada sin observaciones ni reservas; B: aceptada con reservas; C: rechazada

Las películas clasificadas en categorías B y C, se debe indicar la causa

Paciente	Tipo de Radiografía/ Proyección/ Órganos objeto de estudio	Calidad de la Imagen							
		Categoría de la imagen			Causa de rechazo				
		A	B	C	Oscura	Clara	Artefactos	Tamaño de campo	Problema de procesado

APÉNDICE V ANÁLISIS DETALLADO DE LA OPTIMIZACIÓN EN UNA INSTITUCIÓN

REDUCCIÓN DE LA DOSIS A LOS PACIENTES DE RADIOLOGÍA GENERAL EN UN HOSPITAL DE URUGUAY

1. INTRODUCCIÓN

En las aplicaciones médicas de las radiaciones ionizantes la justificación de la práctica y la optimización de la protección son los principios básicos recomendados para el sistema de protección radiológica recomendado por la Comisión Internacional de Protección Radiológica (ICRP). La publicación 60 de la ICRP subraya que hay un gran margen para reducir las dosis a pacientes manteniendo la información diagnóstica obtenida en los estudios. En este contexto, los niveles orientativos representan una importante herramienta, que permiten identificar dónde y cuándo se deben adoptar medidas correctivas específicas en los servicios de radiología para garantizar que la protección radiológica está optimizada.

En la mayoría de los exámenes radiográficos, la experiencia muestra que con acciones simples y de bajo costo se puede lograr una importante reducción de las dosis en los pacientes sin perjudicar la calidad de imagen. Los elementos que afectan las dosis a los pacientes pueden estar relacionados con las características y el estado del equipo de rayos X, la técnica radiográfica empleada, la combinación películas-pantalla reforzadora, procesadora y todo lo relacionado con la cadena de formación de la imagen.

Lo esencial en los procesos de optimización es garantizar que las imágenes ofrecen la información requerida para el diagnóstico con la dosis mas baja posible. Así, los métodos de reducción de dosis deben incluir una evaluación periódica de la calidad de imagen, para lo cual se dispone de criterios de calidad de imagen establecidos para tener un patrón adecuado.

A partir de los resultados del Proyecto ARCAL LXXV se detectó un hospital de Uruguay en el que se utilizaban pantallas convencionales de tungstato de calcio. Los resultados obtenidos indicaron que las dosis mayores en el país fueron en éste hospital, lo que incentivó al hospital a realizar el cambio de las películas-pantallas por otras de mayor sensibilidad.

Una vez realizado el cambio se tomó una segunda muestra de pacientes y efectuó una segunda toma de datos de calidad de imagen y dosis de radiación, a fin de comparar los valores de los mismos ,antes y después del cambio de las pantallas reforzadoras y película y poder conocer su impacto en el proceso de optimización.

2. MATERIALES Y MÉTODOS

Se efectuó la evaluación del kerma en aire en la superficie de entrada y de la calidad de imagen en exámenes de tórax PA en dicho hospital público de Uruguay, antes y después del cambio de las pantallas convencionales a las de alta velocidad. Este estudio, dividido en dos etapas (antes y después de los cambios), incluyó también la evaluación de desempeño del equipo radiológico y la evaluación de los factores de la técnica radiográfica.

En este hospital, los exámenes de tórax se realizan en una única sala donde está instalado un equipo de rayos X trifásico fabricado por Toshiba, modelo DG-8503.

En la primera etapa del estudio se utilizaban películas Konica AX y AGFA CP-BN con las pantallas Okamoto C/D y 3N Trimax 8. En la segunda etapa se utilizaron películas de AGFA, Ortho CP-GV, Medical X-Ray Films con las pantallas AGFA CPG 400, AGFA CP screens. La procesadora utilizada es 3M, modelo 505430.

Para las medidas no invasivas de la tensión del tubo de rayos X, se utilizó un medidor DIAVOLT UNIVERSAL y para las demás mediciones fue utilizado un sistema dosimétrico compuesto por un electrómetro UNIDOS E conectado a una cámara de ionización de 1 cm³.

Las medidas se realizaron según los protocolos de las publicaciones del OIEA.

2.1 Control de calidad del equipo

Se realizó primero un control de calidad de los equipos para verificar las condiciones de funcionamiento del mismo. Al inicio de la segunda etapa se repitió este control para verificar si hubo cambios en los mismos durante todo el periodo del estudio y su impacto en las dosis y calidad de imagen. Se evaluó: la exactitud y la repetibilidad de la indicación de la tensión del tubo para diferentes corrientes del tubo seleccionadas; el rendimiento para 80 kV, la repetibilidad y la linealidad de la exposición; exactitud y repetibilidad del indicador de tiempo de exposición y la capa hemirreductora.

2.2 Metodología

Se realizó el estudio sobre una muestra de 10 pacientes de tamaño estándar (70 ± 5 kg y $1,70 \text{ m} \pm 5$ cm). Se tomaron los siguientes datos: altura, peso e identificación del paciente y la técnica radiográfica (distancia foco-piel, kV, mAs, foco, tamaño de campo). Otra muestra similar fue recolectada después de los cambios implementados.

2.3 Determinación del kerma en aire en superficie de entrada

Para la evaluación de las dosis en pacientes, el kerma en aire en superficie de entrada (KASE) fue estimado a partir del rendimiento del tubo.

Se posicionó la cámara a una distancia del foco de 100 cm. Se tomaron 5 lecturas para cada valor de tensión del tubo. Las mediciones comenzaron con 60 kVp y se fue aumentando la tensión en pasos de 10 kVp hasta 130 kVp.

Se obtuvieron los valores del $K_{e,a}$ a partir de la curva de rendimiento en función de la tensión, ajustando estos valores a una función potencial $a(kVp)^b$. El valor del $K_{e,a}$ puede ser expresado como:

$$K_{e,a} = \frac{1}{1000} a U^b P_t \left(\frac{d_{ref}}{d} \right)^2 B = \frac{1}{1000} a (kVp)^b (mAs) \left(\frac{d_{ref}}{d} \right)^2 B$$

donde $a(kVp)^b$ es la función que aproxima al rendimiento (mGy/mAs) expresado en kerma incidente en aire por cada mAs, d_{ref} es la distancia a la que se midió el rendimiento, d es la distancia del foco a la piel del paciente, mAs es el valor del producto intensidad por tiempo para cada paciente, B es el factor de retrodispersión, que para tórax se tomó el valor 1,36.

A fin de comprobar la validez de los resultados obtenidos se determinaron los valores de $K_{e,a}$ para dos pacientes utilizando dosímetros termoluminiscentes de tipo LiF-100, calibrados por el Laboratorio de Dosimetría del Instituto Peruano de Energía Nuclear de Perú y se compararon con los obtenidos con el procedimiento del estudio.

2.4 Evaluación de la calidad de imagen

La evaluación fue realizada por el médico radiólogo del Servicio tomando como base los nueve criterios de calidad de imagen de la Comunidad Europea (CE) establecidas para exámenes de tórax PA. Ellos son:

- 1- inspiración completa
- 2- simetría torácica.
- 3- borde medial de escápulas fuera del campo pulmonar.
- 4- visualización precisa del patrón vascular de todo el pulmón

Visualización precisa de:

- 5- Traquea
- 6- Bronquios principales
- 7- Márgenes del corazón y aorta
- 8- Ángulos copstofrénicos-
- 9- Diafragma

En cada etapa del estudio (antes y después del cambio de pantallas), se seleccionaran 10 placas por proyección que cumplieran con un mínimo del 70% de los criterios a fin de determinar la estadística de dosis en pacientes.

3. RESULTADOS

Comparación del desempeño del equipo antes y después del cambio de las películas y pantallas. En la Tabla 1 se pueden ver los resultados obtenidos en la evaluación del desempeño del equipo en las dos etapas del estudio. A pesar del informe suministrado al hospital en la primera etapa, ninguna acción correctiva fue tomada al respecto. Puede observarse que la desviación de la exactitud del kV se mantuvo por encima de los valores recomendados y el rendimiento del tubo esta por debajo del valor esperado para un generador trifásico.

Tabla 1: Resultados obtenidos en las pruebas de desempeño del equipo en las dos etapas

Parámetro	Etapas 1	Etapas 2	Conformidad
Desviación máxima de la Repetibilidad	7,51 %	1,57 %	Si
Desviación máxima de la Linealidad	9,84 %	13,64 %	Si
Rendimiento medio a 1m (mGy/mA.min)	2,53	2,61	No
Desviación máxima de la exactitud del tiempo de exposición (20 ms)	36 %	40 %	No
Espesor hemirreductor	3,05 mm Al	3,18 mm Al	Si
Desviación máxima de la exactitud del kV	21,20 %	16,00 %	No
Repetibilidad del kV	1,66 %	2,65 %	Si

Cambio de las técnicas (kV y mAs)

Los exámenes de tórax se realizaron en el bucky mural con una rejilla antidifusora de: $r = 10; 40/\text{cm}$. Las técnicas radiográficas se seleccionaron en modo de exposición manual, ya que el equipo no dispone de control automático de exposición.

La comparación entre los parámetros seleccionados empleados antes y después del cambio de las pantallas indican que los valores promedios de kVp y las distancias foco-paciente no fueron alteradas. Sin embargo, en la figura 1 es posible observar una reducción del promedio del mAs utilizado en los estudios del 76%.

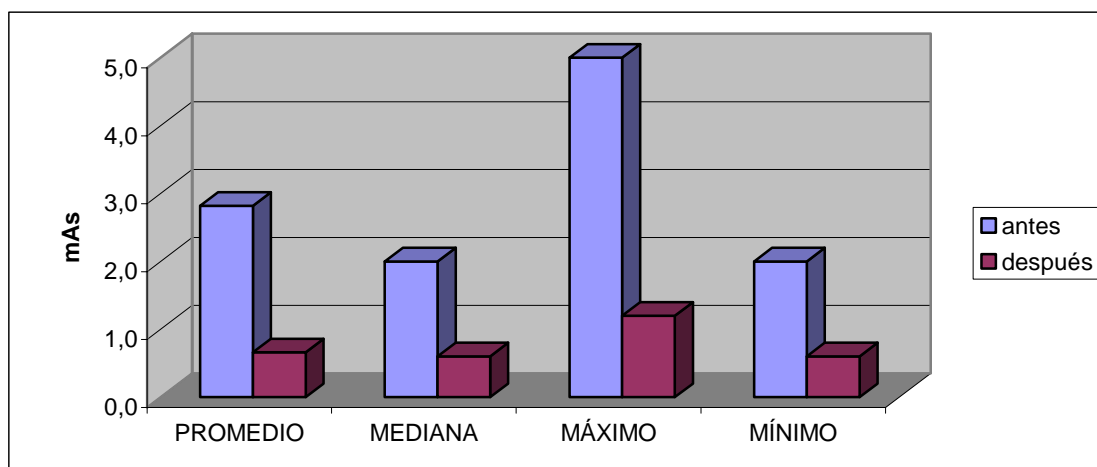


Fig. 1 Comparación de los valores de mAs utilizados en los exámenes antes y después de los cambios

La corriente del tubo en todos los exámenes fue de 200 mA por lo que el factor para la disminución del mAs fue el tiempo. El tiempo promedio que era de 14 ms bajó a 3,3 ms. Esto permitió mejorar la calidad de las imágenes debido a la disminución de la borrosidad cinética o de movimiento al utilizar de tiempos más cortos. Los tiempos de exposición fueron menores que los 20 ms que es recomendado para la realización de este tipo de estudio.

El valor recomendado por la CE de kilovoltaje para los exámenes de tórax es de 125 kVp. En este estudio, el kilovoltaje nominal promedio fue de 120 kVp y la mediana 128 kVp.

La distancia foco película empleada en el 50% de los exámenes fue de 157 cm, estando dentro del rango recomendado que es de 140-200 cm, preferiblemente 180 cm.

Comparación del rendimiento

En la Figura 2 se presentan las curvas de rendimiento a un metro, obtenidas al inicio de la primera etapa y al final del estudio.

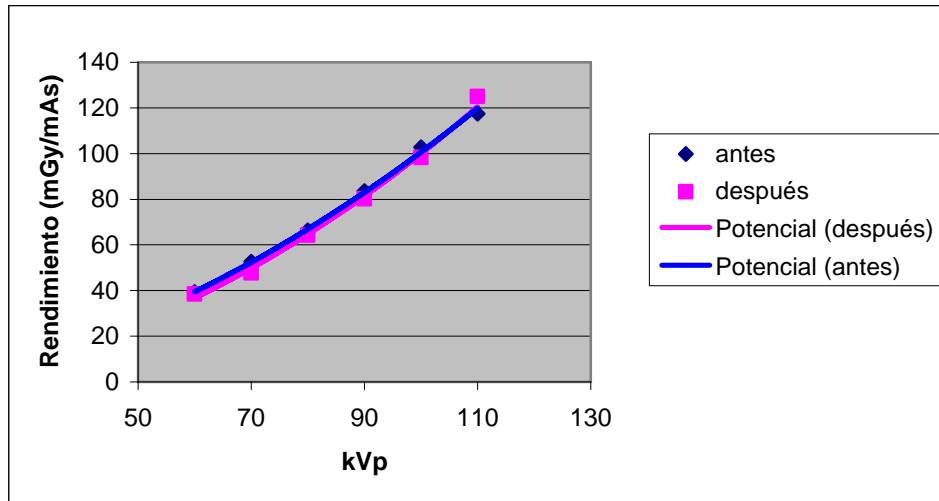


Figura 2: Variación del rendimiento con el kilovoltaje para las dos etapas del estudio

A pesar de que el rendimiento del tubo estaba en un 50% por debajo del límite inferior del rango recomendado para generadores trifásicos (4.8 a 6.4 mGym²/mAs), no fue observado una reducción significativa durante el periodo del estudio.

Comparación del kerma

La Figura 3 muestra la comparación del $K_{e,a}$ para los estudios de tórax PA, antes y después del cambio de la combinación pantalla-película.

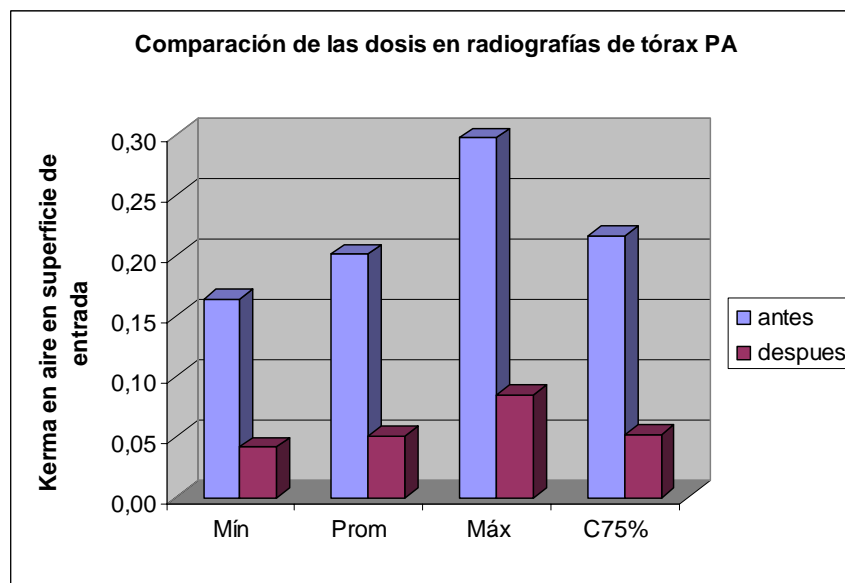


Figura 3: Variación del $K_{e,a}$ antes y después del cambio de la combinación pantalla-película

Comparando los valores con las BSS tenemos que antes del cambio el valor del kerma estaba por debajo del valor recomendado para pantallas convencionales (clase de sensibilidad 200), el cuartil 75 fue de 0,22 mGy, luego del cambio dicho valor se mantuvo por debajo de las recomendaciones para la combinación velocidad 400, el cuartil 75 fue de 0,05 mGy.

Comparación de la calidad de imagen

En la Figura 4 se muestra la comparación del cumplimiento de los parámetros de calidad de imagen antes y después del cambio realizado.

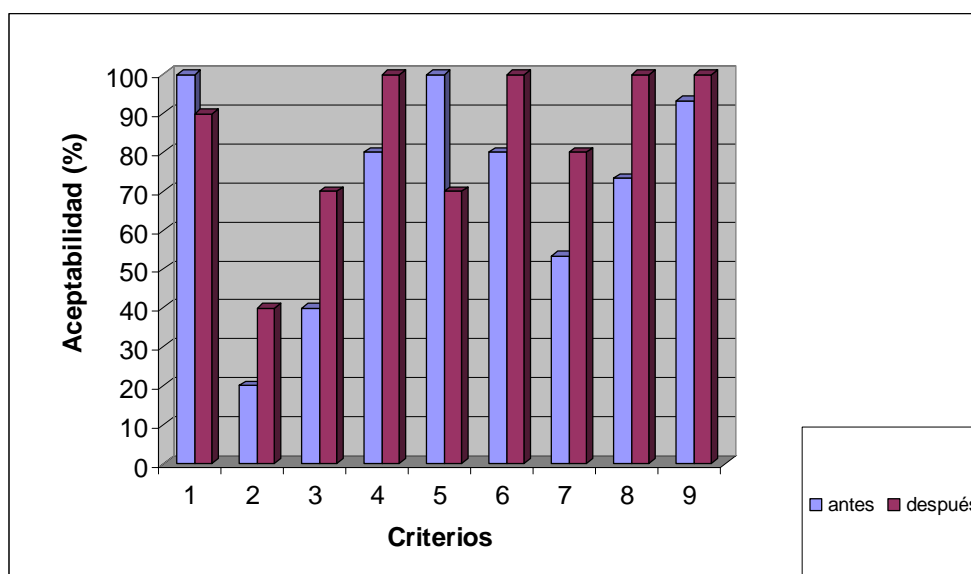


Figura 4: Comparación de la frecuencia de aceptabilidad de los criterios de calidad de imagen en las dos etapas

En las dos etapas, las imágenes superaron el valor de 70 % de criterios cumplidos, pero se produjo un aumento porcentajes de la aceptabilidad individual en siete de los nueve criterios de calidad. Sólo se produjo una leve disminución en los criterios 1 y 5. Esto demuestra que la calidad de imagen, no sólo no se degradó al reducirse la dosis sino que mejoró el promedio global de aceptabilidad de los criterios de calidad pasó del 71% al 83%.

4. CONCLUSIONES

Los resultados de este estudio demuestran que la combinación pantalla película utilizada es un parámetro de muy fuerte impacto para la disminución de las dosis de los pacientes en los hospitales. Dichas medidas deben estar incluir la verificación de la calidad de las imágenes de manera que se logre un equilibrio apropiado con las dosis y asegurar un verdadero proceso de optimización.

Los hospitales deben utilizar los niveles orientativos para compararlos con las dosis que suministran a sus pacientes e investigar las causas de valores de dosis anormales o de baja calidad de imagen que puedan encontrarse así como la aplicación de las medidas de corrección adecuadas.

Examen	Dosis de entrada en superficie por radiografía* (mGy)
Columna vertebral lumbar AP	10
LAT	30
ASL	40
Abdomen, urografía y colecistografía intravenosas AP	10
Pelvis AP	10
Articulación de la cadera AP	10
Tórax PA	0,4
LAT	1,5
Columna vertebral torácica AP	7
LAT	20
Cráneo PA	5
LAT	3

*Combinación pantalla-película General con una sensibilidad relativa de 200. Para combinaciones de alta sensibilidad (400-600) los valores deberían dividirse por un factor de 2 a 3.

Mamografía

Examen	Dosis glandular promedio* (mGy)
Con rejilla	3
Sin rejilla	1

* Para una mama de 50 mm de espesor, composición 50%/50% tejido glandular/tejido adiposo) e imagen con densidad óptica de 1,4.

NOMBRE DE LOS REDACTORES Y REVISORES DEL DOCUMENTO

Benavente, T.	Instituto Peruano de Energía Nuclear, Lima (Perú)
Blanco, D.	Universidad de la República (Uruguay)
Cárdenas, J.	Centro de Protección e Higiene de las Radiaciones (Cuba)
Fabri, D.	Instituto de Salud Pública (Chile)
Fleitas, I.	Organización Panamericana de la Salud
Jiménez, P.	Organización Panamericana de la Salud
Khoury, H.	Universidad Federal de Pernambuco (Brasil)
Kodlulovich, S.	Instituto de Radioprotección y Dosimetría (Brasil)
Leyton, F.	Instituto de Salud Pública (Chile)
Martínez, A.	Centro de Protección e Higiene de las Radiaciones (Cuba)
Mora, P.	Universidad de Costa Rica (Costa Rica)
Nader, A.	Organismo Internacional de Energía Atómica
Ortiz López, P.	Organismo Internacional de Energía Atómica
Ramírez, R.	Organismo Internacional de Energía Atómica
Ramírez Núñez L.	Instituto de Salud Pública (Chile)
Roas, N.	Universidad Nacional Autónoma de Nicaragua, Managua (Nicaragua)