



Universidad Nacional Mayor de San Marcos

Universidad del Perú. Decana de América

Facultad de Medicina

Escuela Profesional de Tecnología Médica

**Relación del filtro de cobre con la calidad de imagen y
el producto dosis área en imágenes radiográficas de
fantoma de pelvis pediátrico en el Hospital Docente
Madre Niño San Bartolomé**

TESIS

Para optar el Título Profesional de Licenciada en Tecnología
Médica en el área de Radiología

AUTOR

Thalia Teresa ROMERO OLORTIGA

ASESOR

Dr. Lusin Antonio PONCE CONTRERAS

Lima, Perú

2022



Reconocimiento - No Comercial - Compartir Igual - Sin restricciones adicionales

<https://creativecommons.org/licenses/by-nc-sa/4.0/>

Usted puede distribuir, remezclar, retocar, y crear a partir del documento original de modo no comercial, siempre y cuando se dé crédito al autor del documento y se licencien las nuevas creaciones bajo las mismas condiciones. No se permite aplicar términos legales o medidas tecnológicas que restrinjan legalmente a otros a hacer cualquier cosa que permita esta licencia.

Referencia bibliográfica

Romero T. Relación del filtro de cobre con la calidad de imagen y el producto dosis área en imágenes radiográficas de fantoma de pelvis pediátrico en el Hospital Docente Madre Niño San Bartolomé [Tesis de pregrado]. Lima: Universidad Nacional Mayor de San Marcos, Facultad de Medicina, Escuela Profesional de Tecnología Médica; 2022.

Metadatos complementarios

Datos de autor	
Nombres y apellidos	Thalia Teresa Romero Olortiga
Tipo de documento de identidad	DNI
Número de documento de identidad	70887190
URL de ORCID	https://orcid.org/0000-0002-0623-4882
Datos de asesor	
Nombres y apellidos	Lusin Antonio Ponce Contreras
Tipo de documento de identidad	DNI
Número de documento de identidad	06794361
URL de ORCID	https://orcid.org/0000-0002-5523-8134
Datos del jurado	
Presidente del jurado	
Nombres y apellidos	Misael Jefferson Fajardo Quispe
Tipo de documento	DNI
Número de documento de identidad	44876362
Miembro del jurado 1	
Nombres y apellidos	Elmer Edgardo Santiani Puican
Tipo de documento	DNI
Número de documento de identidad	25832597□
Miembro del jurado 2	
Nombres y apellidos	Walter Robin Roca Trejo
Tipo de documento	DNI
Número de documento de identidad	15853128
Datos de investigación	
Línea de investigación	No aplica.

Grupo de investigación	No aplica.
Agencia de financiamiento	Autofinanciamiento.
Ubicación geográfica de la investigación	País: Perú Departamento: Lima Provincia: Lima Distrito: Cercado de Lima Calle: Av. Alfonso Ugarte 825, Cercado de Lima 15001 Latitud: -12.0497775 Longitud: -77.0418862
Año o rango de años en que se realizó la investigación	2020 - 2021
URL de disciplinas OCDE	Radiología, Medicina nuclear, Imágenes médicas: https://purl.org/pe-repo/ocde/ford#3.02.12



Universidad Nacional Mayor de San Marcos

Universidad del Perú, Decana de América

Facultad de Medicina

Escuela Profesional de Tecnología Médica



“Año del Fortalecimiento de la Soberanía Nacional”



Firmado digitalmente por
FERNANDEZ GIUSTI VDA DE PELLA
Alicia Jesus FAU 20148092282 soft
Motivo: Soy el autor del documento
Fecha: 11.10.2022 12:14:00 -05:00

ACTA DE SUSTENTACIÓN DE TESIS



Firmado digitalmente por SANDOVAL
VEGAS Miguel Hernan FAU
20148092282 soft
Motivo: Soy el autor del documento
Fecha: 10.10.2022 17:16:45 -05:00

Conforme a lo estipulado en el Art. 113 inciso C del Estatuto de la Universidad Nacional Mayor de San Marcos (R.R. No. 03013-R-16) y Art. 45.2 de la Ley Universitaria 30220. El Jurado de Sustentación de Tesis nombrado por la Dirección de la Escuela Profesional de Tecnología Médica, conformado por los siguientes docentes:

Presidente: Dr. Misael Jefferson Fajardo Quispe

Miembros: Dr. Elmer Edgardo Santiani Puican

Lic. Walter Robin Roca Trejo

Asesor(a): Dr. Lusin Antonio Ponce Contreras

Se reunieron en la ciudad de Lima, el día 06 de octubre del 2022, siendo las 15:00 horas, procediendo a evaluar la Sustentación de Tesis, titulado **“RELACIÓN DEL FILTRO DE COBRE CON LA CALIDAD DE IMAGEN Y EL PRODUCTO DOSIS ÁREA EN IMÁGENES RADIOGRÁFICAS DE FANTOMA DE PELVIS PEDIÁTRICO EN EL HOSPITAL DOCENTE MADRE NIÑO SAN BARTOLOMÉ”**, para optar el Título Profesional de Licenciada en Tecnología Médica en el Área de Radiología de la señorita:

THALIA TERESA ROMERO OLORTIGA

Habiendo obtenido el calificativo de:

19

DIECINUEVE

.....
(En números)

.....
(En letras)

Que corresponde a la mención de: SOBRESALIENTE

Quedando conforme con lo antes expuesto, se disponen a firmar la presente Acta.

.....
Presidente

Dr. Misael Jefferson Fajardo Quispe

D.N.I: 44876362

.....
Miembro

Dr. Elmer Edgardo Santiani Puican

D.N.I: 25832597

.....
Miembro

Lic. Walter Robin Roca Trejo

D.N.I: 15853128

.....
Asesor(a) de Tesis

Dr. Lusin Antonio Ponce Contreras

D.N.I: 06794361

Datos de plataforma virtual institucional del acto de sustentación:

https: <https://us02web.zoom.us/j/87684845472?pwd=USt4Kzc5RmNmZ0NET0ZQSTR6aDNUZz09>

ID:

Grabación archivada en:

Av. Grau N° 755. Apartado Postal 529 – Lima 100 – Perú.

Central (511) 619-7000 - IP 4609. Email: eptecnologiamed.medicina@unmsm.edu.pe

Portal Web: <http://medicina.unmsm.edu.pe>



INFORME DE EVALUACIÓN DE ORIGINALIDAD

El Director de la Escuela Profesional de Tecnología Médica de la Facultad de Medicina de la Universidad Nacional Mayor de San Marcos que suscribe, hace constar que:

El autor: Thalia Teresa ROMERO OLORTIGA

de la tesis para optar el título profesional de Licenciado(a) en Tecnología Médica, en el Área de Radiología,

Titulada:

“RELACIÓN DEL FILTRO DE COBRE CON LA CALIDAD DE IMAGEN Y EL PRODUCTO DOSIS ÁREA EN IMÁGENES RADIOGRÁFICAS DE FANTOMA DE PELVIS PEDIÁTRICO EN EL HOSPITAL DOCENTE MADRE NIÑO SAN BARTOLOMÉ”

Presentó solicitud de evaluación de originalidad el 25 de agosto del 2022 y el 25 de agosto del 2022 (UTC-0500) se aplicó el programa informático de similitudes en el software TURNITIN con Identificador de la entrega N°: **1887251584**

En la configuración del detector se excluyó:

- textos entrecomillados.
- bibliografía.
- cadenas menores a 40 palabras.
- anexos.

El resultado final de similitudes fue del 6 %, según consta en el informe del programa TURNITIN.

EL DOCUMENTO ARRIBA SEÑALADO CUMPLE CON LOS CRITERIOS DE ORIGINALIDAD
Operador del software el profesor: Dr. Miguel Hernán Sandoval Vegas.

Lima, 26 de agosto del 2022.



Firmado digitalmente por SANDOVAL VEGAS Miguel Hernan FAU
20148092282 soft
Motivo: Soy el autor del documento
Fecha: 26.08.2022 00:26:41 -05:00



Dr. MIGUEL HERNÁN SANDOVAL VEGAS
DIRECTOR
EPTM-FM-UNMSM

Dedicatoria

A mis padres por su amor, por su esfuerzo,
sacrificio y apoyo a lo largo de toda mi
vida y carrera universitaria.

A mis hermanos por ser un ejemplo
para mí, por estar conmigo y apoyarme siempre.

Agradecimiento

A Dios por guiar mi camino y permitirme culminar esta etapa.
A mi asesor Dr. Lusin Ponce Contreras por el tiempo y dedicación
para la realización de este trabajo.
A mis padres por su gran ayuda y apoyo incondicional durante mi
formación académica.
A mi enamorado Carlos Rojas por sus opiniones, su crítica, por su
complicidad y su gran apoyo incondicional.
A los docentes de Tecnología Médica que fueron parte de mi
formación y por compartir sus sabias enseñanzas.

ÍNDICE

LISTA DE TABLAS	viii
LISTA DE GRÁFICOS	ix
Resumen.....	x
Abstract.....	xi
CAPITULO I.....	1
INTRODUCCIÓN.....	1
1.1. DESCRIPCIÓN DE LOS ANTECEDENTES:.....	2
1.2. IMPORTANCIA DE LA INVESTIGACIÓN.....	4
1.3. OBJETIVOS	6
1.3.1 OBJETIVO GENERAL	6
1.3.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS	6
1.4. BASES TEÓRICAS	7
1.4.1 BASE TEÓRICA.....	7
1.4.2 DEFINICIÓN DE TÉRMINOS	12
1.4.3 FORMULACIÓN DE LA HIPÓTESIS.....	13
CAPITULO II:.....	14
MÉTODOS.....	14
2.1. DISEÑO METODOLÓGICO.....	15
2.1.1 TIPO DE INVESTIGACIÓN.....	15
2.1.2 DISEÑO DE LA INVESTIGACIÓN	15
2.1.3 POBLACIÓN.....	15
2.1.4 MUESTRA y MUESTREO	15
2.1.4.1 CRITERIOS DE INCLUSIÓN	16
2.1.4.2 CRITERIOS DE EXCLUSIÓN	16

2.1.5 VARIABLES.....	16
2.1.6 TÉCNICAS E INSTRUMENTOS DE RECOLECCIÓN DE DATOS.....	17
2.1.7 PROCEDIMIENTOS Y ANÁLISIS DE DATOS.....	17
2.1.8 CONSIDERACIONES ÉTICAS.....	19
CAPITULO III:	20
RESULTADOS	20
CAPÍTULO IV	31
DISCUSIÓN.....	31
CAPITULO V	35
CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES	35
REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	38
ANEXOS.....	42

LISTA DE TABLAS

Tabla N°1: Estadística descriptiva de la relación contraste-ruido y del producto dosis- área de las imágenes radiográficas obtenidas del fantoma de pelvis pediátrico utilizando el filtro de cobre de 0.1mm, 0.2mm, 0.3mm y sin filtro de cobre.	21
Tabla N°2: Comparación de la calidad de imagen según la relación contraste-ruido de las imágenes radiográficas obtenidas del fantoma de pelvis pediátrico utilizando el filtro de cobre de 0.1mm, 0.2mm, 0.3mm y sin filtro de cobre.	23
Tabla N°3: Comparación del producto dosis-área de las imágenes obtenidas del fantoma de pelvis pediátrico utilizando el filtro de cobre de 0.1mm, 0.2mm, 0.3mm y sin filtro de cobre.....	24
Tabla N°4: Correlación entre el filtro de cobre con la calidad de imagen según la relación contraste-ruido y el producto dosis-área en las imágenes radiográficas obtenidas del fantoma de pelvis pediátrico en el Hospital Docente Madre Niño San Bartolomé.	26
Tabla N°5: Correlación entre la relación contraste-ruido y el producto dosis área en las imágenes radiográficas obtenidas del fantoma de pelvis pediátrico en el Hospital Docente Madre Niño San Bartolomé.	27

LISTA DE GRÁFICOS

Gráfico N°1: Relación contraste-ruido de las imágenes radiográficas obtenidas del fantoma de pelvis pediátrico utilizando el filtro de cobre de 0.1 mm, 0.2mm, 0.3mm y sin filtro de cobre.....	21
Gráfico N°2: Producto dosis-área de las imágenes radiográficas obtenidas del fantoma de pelvis pediátrico utilizando el filtro de cobre de 0.1 mm, 0.2mm, 0.3mm y sin filtro de cobre.....	22
Gráfico N°3: Comparación de la relación contraste-ruido de las imágenes radiográficas obtenidas del fantoma de pelvis pediátrico utilizando el filtro de cobre de 0.1mm, 0.2mm, 0.3mm y sin filtro de cobre.....	23
Gráfico N°4: Comparación del producto dosis-área de las imágenes radiográficas obtenidas del fantoma de pelvis pediátrico utilizando el filtro de cobre de 0.1mm, 0.2mm, 0.3mm y sin filtro de cobre.	25

Resumen

Objetivo: Determinar la relación del filtro de cobre con la calidad de imagen y el producto dosis área en imágenes radiográficas de fantoma de pelvis pediátrico en el Hospital Docente Madre Niño San Bartolomé.

Metodología: Estudio de tipo experimental, enfoque cuantitativo, de nivel relacional, prospectivo y de corte transversal. Se utilizó 40 radiográficas obtenidas del fantoma de pelvis pediátrico con filtro (0.1mm, 0.2mm y 0.3mm) y sin filtro de cobre.

Resultados: Se observó de la CNR obtenida de las imágenes radiográficas del fantoma pediátrico que no hubo diferencias significativas entre no utilizar filtro de cobre que utilizando un filtro de 0.1mm de Cu ($p=0.08$), por lo que es posible obtener una calidad de imagen aceptable con este grosor de filtro. A diferencia de utilizar un filtro de 0.2mm y de 0.3mm donde se evidenció diferencias significativas ($p=0.000$) en comparación que sin utilizar filtro de cobre en el CNR. El DPA utilizando filtro de 0.1mm Cu resultó menor que sin utilizar filtro de Cu con diferencias significativas ($p=0.000$) al igual que utilizar filtro de 0.2 y 0.3 mm de Cu. El DPA disminuyó un 49.2% utilizando filtro de 0.1mm de Cu, mientras que utilizando un filtro de 0.2mm disminuyó un 63.5% y con un filtro de 0.3mm de Cu disminuyó un 72.8%. Se determinó que el filtro de cobre presenta una fuerte correlación con la calidad de imagen ($\rho=-0.831$) y con el producto dosis-área ($\rho=-0.970$), además presenta una fuerte correlación entre la calidad de imagen y el producto dosis-área ($\rho=0.856$)

Conclusión: El filtro de cobre con la calidad de imagen y el producto dosis área de la imágenes radiográficas obtenidas del fantoma de pelvis pediátrico tienen una relación significativa. El filtro de 0.1mm de Cu no disminuye significativamente la calidad de imagen en las imágenes obtenidas del fantoma de pelvis pediátrico reduciendo la dosis significativamente.

Palabras clave: filtro de cobre, calidad de imagen, producto dosis área, relación contraste-ruido, pelvis pediátrico

Abstract

Objective: To determine the relationship between the copper filter and the image quality and the dose-area product in radiographic images of pediatric pelvic phantoms at the Madre Niño San Bartolomé Teaching Hospital.

Methodology: Experimental study, quantitative approach, relational level, prospective and cross-sectional. Forty radiographs obtained from the pediatric pelvic phantom with filter (0.1mm, 0.2mm and 0.3mm) and without copper filter were obtained.

Results: It was shown from the CNR obtained from the radiographic images of the pediatric phantom that there were no significant differences between not using a copper filter and using a 0.1mm Cu filter ($p=0.08$), so it is possible to obtain a quality of acceptable image with this filter thickness. Unlike using a 0.2mm and 0.3mm filter where significant differences ($p=0.000$) were found compared to not using a copper filter in the CNR. The DPA using a 0.1mm Cu filter was lower than without using a Cu filter with significant differences ($p=0.000$) as well as using a 0.2 and 0.3 mm Cu filter. The DPA reached 49.2% using a 0.1mm Cu filter, while using a 0.2mm filter it reached 63.5% and with a 0.3mm Cu filter it reached 72.8 %. It will be concluded that the copper filter presents a strong alteration with the image quality ($\rho=-0.831$) and with the dose-area product ($\rho=-0.970$), it also presents a strong alteration between the image quality and the dose product -area ($\rho=0.856$)

Conclusion: The copper filter with the image quality and the dose-area product of the radiographic images obtained from the pediatric pelvic phantom have a significant relationship. The 0.1mm Cu filter does not significantly decrease the image quality in the images obtained from the pediatric pelvic phantom, reducing the dose significantly.

Keywords: copper filter, image quality, dose area product, contrast-to-noise ratio, pediatric pelvis

CAPITULO I
INTRODUCCIÓN

1.1. DESCRIPCIÓN DE LOS ANTECEDENTES:

Uno de los exámenes radiográficos comunes en pediatría es la radiografía simple de pelvis. Estos se realizan con altas dosis de radiación en comparación con otros estudios radiográficos, lo que causa más preocupación porque los pacientes pediátricos son altamente radiosensibles. Por ello, recomiendan el uso de filtros de cobre para reducir la dosis teniendo en cuenta el principio de ALARA, manteniendo aceptable la calidad de imagen¹. Pero una desventaja de utilizar filtros adicionales como el cobre es que la CNR puede verse afectada, no obstante según Brosi y col², la disminución de la calidad de imagen por la reducción del contraste por el uso de estos filtros es intrascendente, ya que en los sistemas digitales de rayos X el contraste se puede manipular en un posprocesamiento de la imagen.

Investigaciones realizadas muestran hallazgos con respecto a lo antes mencionado como lo que se describen a continuación:

Minehiro, K. y col. en 2019, realizaron un estudio con el fin de evaluar un protocolo nuevo con el uso de filtros de Cu en los exámenes radiográficos de columna completa en pacientes con escoliosis idiopática para disminuir la dosis en estos adolescentes. El estudio se realizó en dos partes: Estudio 1: utilizaron un fantoma antropomorfo para adquirir las radiografías utilizando filtros de 0.1, 0.2 y 0.3 mm Cu de espesor; estudio 2: obtuvieron radiografías de los pacientes con escoliosis idiopática. La calidad de imagen se obtuvo tras la evaluación de un sistema de clasificación visual de 3 puntos. Los resultados muestran que en el estudio 1: hubo una reducción de la dosis superficial en posición AP y lateral utilizando filtros de cobre (0,1, 0,2 y 0,3 mm) en comparación de no utilizar filtro de cobre, estudio 2: se evidenció pequeñas diferencias significativas en la evaluación visual entre las radiografías AP con filtros de cobre y sin filtro de cobre. Concluyendo que utilizar filtros de cobre de 0.2mm en las radiografías de columna entera en pacientes con escoliosis idiopática reducen más de 60% preservando la calidad de imagen³.

Jang J. y col. en 2018, realizaron un estudio cuyo objetivo fue evaluar la calidad de imagen en las radiografías digitales abdominales con reducción de la dosis con el uso de filtros adicionales de cobre y kVp alto en un hospital terciario. Fue un estudio retrospectivo, conformado por 164 pacientes mayores de 15 años, de los cuales 82 se les tomaron radiografías abdominales con 80kV y sin filtro de cobre; y 82 con 92kVp y filtro de 0.1mm de Cu. El DAP lo obtuvieron mediante el medidor montado en el colimador del tubo y la dosis efectiva lo calcularon usando el programa Monte Carlo PC. Para la calidad de imagen realizaron mediciones objetivas (CNR y SNR) y subjetivas (escala ordinal de cinco puntos). Observaron que disminuyó el DAP y la dosis efectiva usando filtro de 0.1mm de Cu con 92kVp. El DAP disminuyó en la posición supina 46.1% y en bipedestación 45.7%. Evidenciaron que no hubo diferencias estadísticamente significativas entre las 124 radiografías abdominales en los puntajes de calificación visual. Concluyendo que se puede obtener una calidad de imagen comparable con una dosis reducida utilizando filtro de 0.1mm de Cu y 92 kVp en las imágenes radiográficas abdominales⁴.

Kawashima, H y col. en 2017, realizaron una investigación donde se plantearon validar la efectividad del uso de filtro de cobre por medio de mediciones físicas de la calidad de imagen (SDNR) utilizando un sistema digital y un fantoma acrílico para simular un abdomen de un adulto. Para la medición de contraste utilizaron placas de acrílico y hueso. Los resultados muestran una disminución de la dosis se superficie de entrada para el contraste del acrílico utilizando filltros de 0.1 y 0.2mm de Cu con 70kVp de 30% y 40%. Además, una disminución de 4 al 7% en las proporciones utilizando los filtros de cobre con respecto al de sin filtro en el acrílico y de 6 al 11% del hueso. Validaron la capacidad de los filtros de cobre en reducir la dosis en las radiografías de abdomen⁵.

Huizinga E. y col. en 2015, realizaron un estudio cuyo objetivo fue determinar si el uso de diferentes combinaciones de kVp y mA con filtración adicional puede reducir la dosis efectiva en las imágenes radiográficas de un fantoma pediátrico mientras se mantiene la calidad de imagen de diagnóstico.

Utilizaron un fantoma que simulaba una pelvis pediátrica de un niño de 5 años, del cual obtuvieron 27 imágenes radiográficas utilizando diferentes kVp y mAs. Realizaron mediciones objetivas (CNR y SNR) y subjetivas para la calidad de imagen y para calcular la dosis efectiva obtuvieron DAP usando el software PCXMC. Sus resultados mostraron que utilizando un filtro de 0.2mm de cobre es igual de útil que utilizando un filtro de 0.1mm de Cu obteniendo una calidad de imagen aceptable con una dosis reducida, además, determinaron una correlación fuerte entre la calidad de imagen y la dosis. Concluyendo que una filtración adicional reduce la dosis efectiva manteniendo una calidad de imagen aceptable en un fantoma pediátrico de un niño de 5 años⁶.

Brosi, P. y col. en 2011, realizaron un estudio con el fin de determinar el impacto de la filtración adicional de cobre en la dosis y en la calidad de imagen en tres sistemas de rayos X. Utilizaron 3 bloques de PMMA de diferentes espesores que simulaban un cuerpo pediátrico, voltajes de 60kV, 66kV y 73kV para cada grosor; y evaluaron la calidad de imagen mediante un fantoma de detalle de contraste. Los resultados mostraron que el filtro de 0.1mm Cu disminuyó la ESD en un 25-32%, de 0.2mm Cu en un 32-39% y de 0.3mm Cu disminuyó en un 40-44%. En cuanto a la calidad de imagen no se redujo constantemente a medida que se aumentaba el grosor del filtro de cobre. Concluyeron que la dosis de superficie de entrada disminuye con los filtros de cobre, pero con respecto a la dosis efectiva por lo general no lo reduce, además, que significativamente no disminuyen la calidad de imagen².

1.2. IMPORTANCIA DE LA INVESTIGACIÓN

Los estudios radiológicos de pelvis es uno de los exámenes radiográficos comunes en pediatría, generalmente se realizan después de un examen clínico, ya sea con el fin de diagnosticar o excluir alguna patología. Estos estudios deben hacerse solo si es esencial para así minimizar la dosis al

paciente y más en pacientes pediátricos que son más radiosensibles que un adulto, dado que tienen un alto riesgo estocástico de desarrollar cáncer¹.

El examen radiográfico de pelvis pediátrico se realiza con una dosis relativamente alta, por eso es de gran preocupación porque estos pacientes son altamente radiosensibles, por ello, el uso del filtro de cobre es con el fin de reducir la dosis de radiación expuesta al paciente pediátrico obteniendo una imagen radiográfica con una calidad de imagen aceptable como lo establece el principio de ALARA, aunque la dosis debe mantenerse baja es importante mantener una calidad de imagen que sea diagnósticamente aceptable⁷.

Además, la Comisión de Comunidades Europeas recomienda el uso del filtro de cobre de 0.1 o 0.2mm en los exámenes de radiografía de pelvis como en otros exámenes radiográficos de pediatría¹. Por lo tanto, en este presente estudio se determinará si existe una relación entre el filtro de cobre con la calidad de imagen y con el producto dosis área, y se hallará que grosor de filtro de cobre puede ser más beneficioso en su uso posterior con una calidad de imagen aceptable para su diagnóstico, mediante la utilización de un fantoma de pelvis que simulará la atenuación de la región anatómica de la pelvis de un paciente pediátrico de 4 meses a 1 año de edad.

Por ello, este estudio podrá contribuir a la realización de estudios clínicos con pacientes pediátricos y ser aplicada en los exámenes radiográficos digitales de pelvis en el hospital en mención como también en otras instituciones de salud. Además, contribuirán significativamente a una mejora en las medidas de protección radiológica a los pacientes pediátricos sometidos a estudios de radiografía de pelvis.

Asimismo, el presente estudio contribuirá al conocimiento científico de los profesionales de la salud.

1.3. OBJETIVOS

1.3.1 OBJETIVO GENERAL

- Determinar la relación del filtro de cobre con la calidad de imagen y el producto dosis área en las imágenes radiográficas de fantoma de pelvis pediátrico.

1.3.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Determinar la calidad de imagen según la relación contraste-ruido en las imágenes radiográficas obtenidas del fantoma de pelvis pediátrico utilizando el filtro de cobre de 0.1mm, 0.2mm, 0.3mm y sin filtro de cobre.
- Determinar el producto dosis-área de las imágenes obtenidas del fantoma de pelvis pediátrico utilizando el filtro de cobre de 0.1mm, 0.2mm, 0.3mm y sin filtro de cobre.
- Comparar la calidad de imagen según la relación contraste-ruido en las imágenes radiográficas obtenidas del fantoma de pelvis pediátrico utilizando el filtro de cobre de 0.1mm, 0.2mm, 0.3mm y sin filtro de cobre.
- Comparar el producto dosis área de las imágenes obtenidas del fantoma de pelvis pediátrico utilizando el filtro de cobre de 0.1mm, 0.2mm, 0.3mm y sin filtro de cobre.
- Relacionar la calidad de imagen según la relación contraste-ruido con el producto dosis área en las imágenes radiográficas de fantoma de pelvis pediátrico.

1.4. BASES TEÓRICAS

1.4.1 BASE TEÓRICA

DOSIS DE RADIACIÓN EN PEDIATRÍA

En los exámenes radiográficos pediátricos con equipos de radiografía digital, ya sea en los equipos de radiología digital directa (DR) o computarizada (RC) tienen que realizarse con dosis de radiación más baja posible como lo establece el principio de ALARA, debido a que los niños son más radiosensibles que las personas adultas⁸. Además, dentro de los diez primeros años de vida poseen un riesgo atribuible a la exposición de radiación porque las células de los niños se están dividiendo con rapidez mientras que estos van creciendo, por ello, son más propensos a un mayor daño en las moléculas de ADN con el tiempo y a desarrollar cambios malignos. En comparación con otros exámenes radiográficos, un estudio de rayos x de pelvis es igual a la dosis efectiva de 35 imágenes radiográficas de tórax, por lo que es de gran preocupación en pacientes pediátricos porque la pelvis contiene órganos y tejidos radiosensibles^{1,9}.

PRODUCTO DOSIS ÁREA

El DAP y la dosis de superficie de entrada (ESD) son mediciones de dosis que pueden ser utilizadas para las exposiciones radiográficas.

El producto dosis área o también llamado producto kerma área (KAP) es el producto de la dosis (en mGy, cGy o Gy) en el centro de cierto plano del haz de rayos X (por ejemplo, la superficie del paciente) multiplicado por el área del campo de rayos X en ese plano (en cm² o m²). En el 2010, IEC seleccionó Gy*cm² como la unidad estandarizada. El DAP es una buena medida de la energía total entregada al paciente y, por lo tanto, una buena medida del riesgo de efectos estocásticos^{10,11}.

El producto dosis-área se puede medir con el uso de una cámara de ionización transparente que se encuentra montada en el tubo de rayos X entre el paciente y los colimadores. En muchos equipos de fluoroscopia, esta cámara está cubierta por la carcasa del tubo mientras que en otros se puede calcular el DAP usando configuraciones del colimador y el generador¹¹.

El producto dosis-área no depende de la distancia desde el punto focal de rayos X, debido a que la dosis con respecto a la ley del inverso del cuadrado tiende a disminuir, mientras que el área aumenta con este, de modo que el producto dosis área se puede medir en cualquier distancia entre el paciente y la carcasa del tubo de rayos X, ya que es constante; teniendo en cuenta que no debe ser tan cerca al paciente a fin de evitar la radiación dispersa de este. Se puede obtener la dosis efectiva a través del producto dosis área multiplicándolo con un coeficiente que va depender de la zona irradiada¹².

Para los exámenes de radiografía y fluoroscopia podrían ser idóneas las mediciones de dosis utilizando un medidor del producto dosis-área, porque además de ser fácil de usar y registrar, es un método más sensible que otras técnicas de medición de la dosis superficial, por lo que son adecuados para exámenes de radiología pediátrica¹³.

CALIDAD DE IMAGEN

Según lo que establece el principio de ALARA, debe mantenerse una dosis baja manteniendo la calidad de imagen diagnósticamente aceptable. La calidad de imagen está basada en el contraste, la luminancia, nitidez de detalles, presencia o no de artefactos, distorsión, presencia o no de ruido y lo esencial si la patología se puede ver^{1,8}.

La calidad de imagen se puede definir como la capacidad que posee la imagen a fin de la representación del objeto originario, pero para un diagnóstico idóneo se necesita que sea una imagen con una alta sensibilidad para la detección de una patología y una alta especificidad para reconocer estructuras normales¹⁴.

La calidad de imagen es de considerable complejidad producto de proyecciones radiográficas y el avance de la tecnología radiológica. Hoy en día se utilizan muchos métodos para su evaluación como las mediciones físicas que pueden ser: la función de transferencia de modulación (MTF), la eficiencia cuántica de detección, relación contraste-ruido (CNR), relación señal-ruido (SNR) y otro método es a través de la calificación visual^{15,16}.

La Comisión Europea (CE) estableció criterios para evaluar la calidad de las imágenes radiográficas, estos criterios se relacionan con la técnica física y con visualizar estructuras anatómicas que deben verse en ciertos tipos de exámenes de radiografía, además de los detalles de la imagen. Esto va a garantizar que la calidad de las imágenes sean aceptables y que cuando se realice un cambio para reducir las dosis no posea un efecto negativo en la imagen radiográfica¹⁷.

RELACIÓN CONTRASTE RUIDO

La calidad de imagen puede ser determinada a través de la relación contraste-ruido (CNR) que mide el contraste entre la zona de interés y la zona vecina que es el fondo.

Cuando el contraste solo aumenta o el ruido solo se reduce, una lesión será claramente más visible. Sin embargo, la visibilidad de una lesión no está determinada solo por el ruido o el contraste de la lesión. La visibilidad de cualquier lesión en una imagen radiológica debe tener en cuenta tanto la cantidad de contraste de la lesión como la cantidad correspondiente de ruido. La cantidad de contraste de la lesión en relación con la cantidad de ruido (moteado) es el determinante clave de la visibilidad de una lesión determinada. La relación entre contraste de la lesión y moteado de la imagen se conoce como relación contraste-ruido (CNR)¹⁸.

El CNR se calcula de la siguiente manera:

$$\text{CNR} = \frac{\text{media de PV} - \text{media PB}}{[\frac{(\text{SDPV})^2 + (\text{SDPB})^2}{2}]}^{1/2}$$

Donde PV y PB son el valor de píxel medio de los ROI y el valor de píxel medio en el ROI de fondo, respectivamente; SDPV es la desviación estándar

media de los valores de píxel en los ROI; y SDPB es la desviación estándar media de los valores de píxeles en el ROI de fondo².

PARÁMETROS DE EXPOSICIÓN

Entre los parámetros de exposición que existen encontramos el kV, mAs, la filtración de haz, la colimación, la distancia foco detector, rejillas y otros; los cuales pueden ser manipulados para así regular la cantidad de haz de rayos X que afectan en la dosis recibida del paciente y en la cantidad de radiación que llega al receptor de imagen, es por ello que deben ser manipulados con responsabilidad para obtener una imagen radiográfica como lo establece el principio de ALARA¹⁹.

El uso de voltaje de tubo más alto y de mA aumenta la dosis del paciente, pero llega más señal al detector por lo que hay menor ruido en la imagen mejorando el SNR. El endurecimiento del haz de rayos X por una filtración adicional reduce la dosis, pero puede reducir el contraste en la imagen radiográfica^{17,19}.

La cuadrícula o rejilla antidisipación es utilizada para la filtración de los fotones dispersos a fin de aumentar el contraste mejorando la calidad de imagen, pero aumenta la dosis en un factor de dos comparándolo con no utilizar la rejilla antidisipación. La rejilla, en pediatría se sugiere no utilizarla porque la proporción de la radiación difusa es muy pequeña que aumenta la dosis y no afecta la calidad de imagen^{17,19}.

La colimación tiene el propósito de restringir el haz con el fin de disminuir la radiación dispersa que llega al receptor de imagen disminuyendo la dosis y mejorando la calidad de imagen. En las radiografías pediátricas es fundamental la colimación porque sus órganos están más juntos y es por eso que usar un campo más grande pueda incluir otros órganos radiosensibles^{17,19}.

FILTRACIÓN

La finalidad de una filtración de haz de rayos x adicional es eliminar los rayos X de menor energía, esto se conoce como endurecimiento del haz a causa del aumento relativo de la energía media, disminuyendo el número de fotones que llegan al receptor de imagen. Los fotones de baja energía se absorben en el tejido es por ello que la dosis de radiación aumenta sin mejorar la calidad de imagen^{20,21}.

Los materiales que se pueden usar como filtro de rayos X pueden ser: el holmio (con un número atómico de 67), el cobre (con un número atómico de 29), el gadolinio (con un número atómico de 61) y el estaño (con un número atómico de 50). El aluminio se usa mayormente porque es más económico y más accesible, además, por su eficacia de eliminar los rayos X de menor energía mediante el efecto fotoeléctrico²¹.

La filtración de haces de rayos X tiene dos elementos: la filtración inherente y añadida.

- **Filtración inherente:** este tipo de filtración es producida por los componentes estructurales del tubo de rayos X, es decir, la cobertura de metal o cristal de los tubos de rayos X filtra el haz de rayos X emitido.
- **Filtración añadida:** esta filtración se produce cuando se insertan ciertos materiales en la salida del haz de rayos X, antes de llegar al receptor de imagen.

La energía del haz de rayos X filtrada puede ajustarse eligiendo un material con un número atómico que sea adecuado. Los materiales más usados en diagnóstico por imagen son el cobre y el aluminio, estos materiales mayormente se usan juntos. Cuando se utilizan estos dos materiales juntos el que tiene mayor número atómico se coloca más cerca al foco de rayos X, mientras que el de menor número atómico se coloca más cerca al receptor. En el cobre ocurre la mayor filtración, en tanto la radiación característica originada en el cobre es absorbido por el aluminio. La radiación característica

originada en el aluminio es una energía bien baja que es absorbida en el aire ubicado entre filtro y el receptor^{22,23}.

Por ello, recomiendan el uso de filtración adicional para endurecer el haz como el uso del filtro de cobre de 1mm Al más 0.1mm o 2mm de cobre que son utilizadas en muchos países, por ejemplo, las directrices europeas para imágenes pediátricas⁷.

Los filtros de cobre son fáciles de utilizar porque ya vienen incorporados en los equipos digitales de rayos X, sin embargo, la principal indicación de su uso es en exámenes complejos y largos mediante fluoroscopia para así reducir la dosis en la piel, ya que los riesgos son de mayor preocupación, por ejemplo, quemaduras en la piel⁴.

Usar los filtros añadidos también tiene desventajas, ya que se debe aumentar los niveles de salida del tubo a fin de compensar la reducción de la fluencia de fotones resultante de la atenuación por los filtros añadidos. Esto puede tener un impacto en la vida útil del tubo de rayos X y posiblemente también en los tiempos de exposición. Sin embargo, añadir filtros de cobre en comparación de añadir más filtros de aluminio es mucho más eficiente para eliminar los fotones de baja energía. Una reducción de la dosis en la superficie de entrada (ESD) que se asemeje al uso de 0.2mm de cobre solo podría lograrse mediante el uso de 10mm de aluminio y esto requeriría que la salida del tubo sea casi el doble. Por ello, utilizar filtros de cobre es más efectivo que añadir más filtros de aluminio¹⁷.

1.4.2 DEFINICIÓN DE TÉRMINOS

- **Calidad de imagen:** está basada en el contraste, la luminancia, nitidez de detalles, presencia o no de ruido, entre otros; evaluados por mediciones físicas (CNR) o calificación visual^{8,15}.
- **Filtro de cobre:** es el filtro adicional que se encuentra a la salida del haz del tubo de rayos X, cuya finalidad es eliminar los rayos x de menor energía que no contribuyen a la formación de la imagen radiológica²¹.

- **Producto dosis-área (DAP):** es el producto de la dosis absorbida y el área irradiada, que se expresa en Gy.cm²¹⁰.
- **Relación contraste-ruido (CNR):** es una medida física que se utiliza para determinar la calidad de la imagen¹⁸.

1.4.3 FORMULACIÓN DE LA HIPÓTESIS

Existe una relación estadísticamente significativa entre el filtro de cobre con la calidad de imagen y el producto dosis área en imágenes radiográficas de fantoma de pelvis pediátrico en el Hospital Docente Madre Niño San Bartolomé.

CAPITULO II: MÉTODOS

2.1. DISEÑO METODOLÓGICO

2.1.1 TIPO DE INVESTIGACIÓN

El presente estudio es de enfoque cuantitativo porque se utilizó la recolección de datos para así probar una hipótesis basándose en mediciones numéricas y del análisis estadístico; y de nivel relacional porque su estadística bivariada permite realizar correlaciones y medidas de correlación.

2.1.2 DISEÑO DE LA INVESTIGACIÓN

El diseño de la investigación es de tipo experimental porque el investigador manipula una o más variables para evaluar los efectos de la intervención y según Sampieri²⁴ es de tipo cuasiexperimental porque se manipula la variable independiente y se mide la variable dependiente, además, los grupos de muestra no son asignados aleatoriamente.

Según la recolección de datos en el tiempo es prospectivo.

2.1.3 POBLACIÓN

Está conformado por 40 imágenes radiográficas obtenidas del fantoma de pelvis pediátrico con filtro y sin filtro de cobre.

2.1.4 MUESTRA y MUESTREO

Tamaño de la Muestra: la muestra estuvo conformada por la población de estudio; es decir, se analizaron las 40 imágenes de radiográficas obtenidas del fantoma de pelvis pediátrico con filtro y sin filtro de cobre

(10 imágenes para 0.1mm de filtro de cobre, 10 imágenes para 0.2mm de filtro de cobre, 10 imágenes para 0.3mm de filtro de cobre y 10 imágenes sin filtro de cobre)

Muestreo: el muestreo fue de tipo censal.

2.1.4.1 CRITERIOS DE INCLUSIÓN

- Todas las imágenes radiográficas obtenidas del fantoma sin filtro de cobre.
- Todas las imágenes radiográficas obtenidas del fantoma con filtro de cobre de 0.1mm, 0.2mm y 0.3mm.
- Todas las imágenes radiográficas obtenidas del fantoma con y sin filtro de cobre con los parámetros de exposición utilizados en el estudio.

2.1.4.2 CRITERIOS DE EXCLUSIÓN

- Todas las imágenes radiográficas obtenidas del fantoma con y sin filtro de cobre con los parámetros de exposición no utilizados en el estudio.

2.1.5 VARIABLES.

- Filtro de cobre
- Calidad de imagen
- Producto dosis área

2.1.6 TÉCNICAS E INSTRUMENTOS DE RECOLECCIÓN DE DATOS

En el presente estudio se utilizó la técnica de observación y análisis de datos de las imágenes radiográficas obtenidas del fantoma.

Como instrumento se utilizó la ficha de recolección de datos (VER ANEXO N°1) en donde se registró la información necesaria, según las variables de estudio. Esta ficha estuvo validada previamente mediante juicio de expertos conformado por tres profesionales (VER ANEXO N°2)

2.1.7 PROCEDIMIENTOS Y ANÁLISIS DE DATOS

Obteniendo la resolución de aprobación del proyecto por la Escuela Profesional de Tecnología Médica de la Universidad Nacional Mayor de San Marcos y con la autorización del Hospital Nacional Docente Madre Niño San Bartolomé para realizar el estudio (VER ANEXO N°3), se procedió a iniciar la recolección de los datos.

a) Adquisición de la imagen radiográfica del fantoma pediátrico

Se obtuvieron las imágenes de un equipo de rayos X digital directo SIEMENS XGEO-GU60 con un detector de selenio amorfo de tipo directo (VER ANEXO N°4). Tiene incorporado diferentes espesores de filtro de cobre (0.1mm, 0.2mm y 0.3mm) que pueden ser seleccionados para cada exposición.

Todas las imágenes de rayos x fueron adquiridas con un voltaje de tubo de 60kV y 8mAs. El tamaño de campo de colimación fue 20 x 20 cm² y un SID de 100cm. No se utilizó rejilla antidifusora, ya que en pediatría no se recomienda su uso¹.

Se utilizó un fantoma para simular la atenuación de la región anatómica de la pelvis de un paciente pediátrico de 4 meses a 1 año de edad que estaba

conformada por un bloque de polimetilmetacrilato (PMMA) de 7 cm de grosor para simular la absorción de tejidos blandos de la pelvis y una placa de aluminio de 1cm de grosor que simula las propiedades de absorción de un detalle óseo (basado en el espesor utilizado por Brosi P.²). La placa de aluminio se colocó en la superficie del bloque de polimetilmetacrilato. Se mantuvo al fantoma en la misma posición en toda la adquisición de las imágenes (VER ANEXO N°4).

b) Cálculo de la CNR

La calidad de imagen mediante la relación contraste-ruido se determinó con la medición de los valores de píxel en las imágenes radiográficas (estas imágenes radiográficas obtenidas del fantoma no se le aplicaron ningún procesamiento posterior a su adquisición). Dos regiones de interés (ROI) se colocaron en la imagen radiográfica de 100x100 pixeles de tamaño, un ROI en el aluminio y otro en el PMMA (VER ANEXO N°4). Por lo tanto, la relación contraste ruido se halló^{2,25}:

$$\text{CNR} = \frac{\text{media de PMMA} - \text{media del Al}}{[\text{(SD de PMMA)}^2 + \text{(SD del Al)}^2 / 2]}^{1/2}$$

c) DPA

El producto dosis área se obtuvo directamente del equipo de rayos X en dGy.cm².

La relación contraste-ruido y el producto dosis-área se obtuvieron de los diferentes espesores de filtro de cobre utilizados (0.1mm, 0.2mm, 0.3mm y sin filtro). Las imágenes radiográficas obtenidas se guardaron en formato DCM y se visualizaron en el programa Radiant DICOM Viewer para la obtención de los valores de la media de pixeles del ROI del PMMA y del ROI del Al; y la desviación estándar (SD) de los valores de pixeles del ROI del PMMA y del ROI del Al.

Con todos los datos obtenidos se llenó la ficha de recolección de datos (VER ANEXO N°1) y se calculó el CNR.

Posteriormente los datos se ingresaron en la base de datos del programa SPSS v.26 para el análisis estadístico.

Se utilizó el análisis estadístico descriptivo e inferencial. Para el análisis descriptivo de las variables cuantitativas se estimaron medidas de tendencia central y de dispersión. Se realizó la prueba de normalidad a través de la prueba de Shapiro-Wilk, obteniendo que algunos datos no tienen una distribución normal (VER ANEXO N°5), de manera que se utilizó la prueba de U de Mann-Whitney y para la correlación se utilizó la prueba de Spearman, tal que si resultaba una $p < 0.05$ se demostraba que existía una relación estadísticamente significativa y si era una $p \geq 0.05$ no existía una relación estadísticamente significativa.

2.1.8 CONSIDERACIONES ÉTICAS

Los aspectos éticos que se tomó en cuenta fue la aprobación del comité de investigación del Hospital Nacional Docente Madre Niño San Bartolomé (VER ANEXO N°3).

CAPITULO III:

RESULTADOS

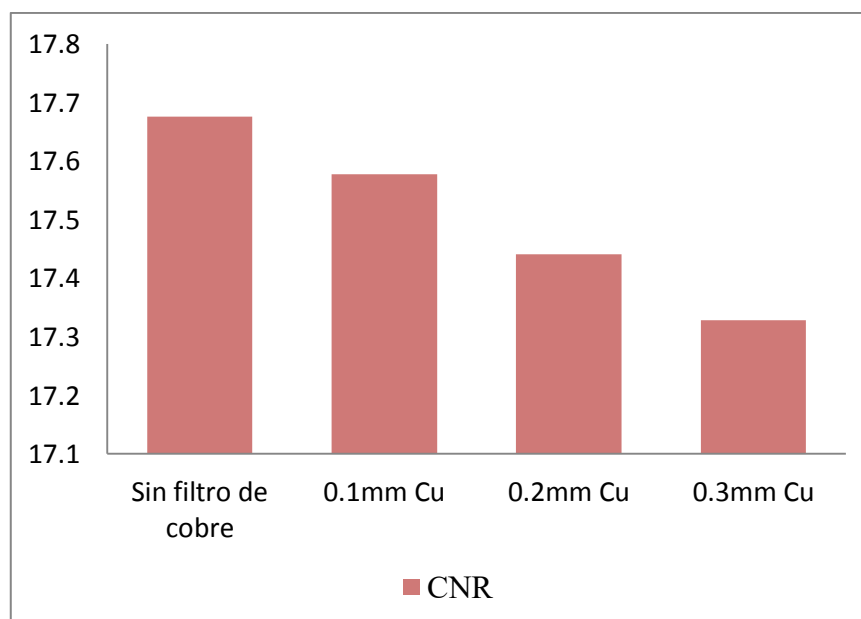
Tabla N°1: Estadística descriptiva de la Relación contraste-ruido y del Producto dosis-área de las imágenes radiográficas obtenidas del fantoma de pelvis pediátrico utilizando el filtro de cobre de 0.1mm, 0.2mm, 0.3mm y sin filtro de cobre.

Filtro de cobre	Relación contraste-ruido			Producto dosis área*		
	N	Media	Desv. Desviación	N	Media	Desv. Desviación
Sin filtro de cobre	10	17.676	0.074	10	1.145	0.0011
0.1mm Cu	10	17.578	0.069	10	0.539	0.0013
0.2mm Cu	10	17.441	0.138	10	0.316	0.0013
0.3mm Cu	10	17.328	0.114	10	0.213	0.0014

*DAP = dGy.cm²

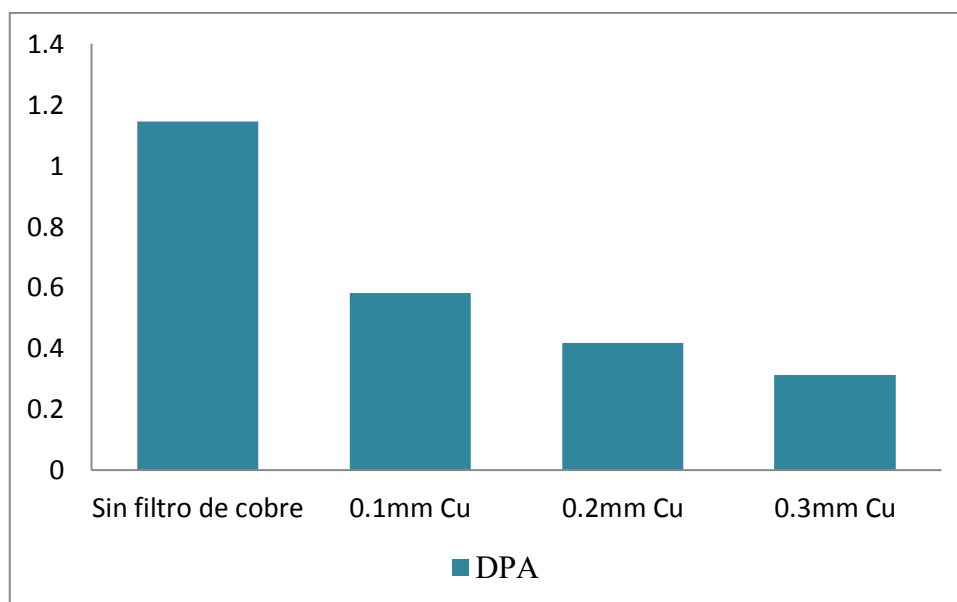
Fuente: Elaboración propia

Gráfico N°1: Relación contraste-ruido de las imágenes radiográficas obtenidas del fantoma de pelvis pediátrico utilizando el filtro de cobre de 0.1mm, 0.2mm, 0.3mm y sin filtro de cobre.



Fuente: Elaboración propia

Gráfico N°2: Producto dosis-área de las imágenes radiográficas obtenidas del fantoma de pelvis pediátrico utilizando el filtro de cobre de 0.1mm, 0.2mm, 0.3mm y sin filtro de cobre.



Fuente: Elaboración propia

En la tabla N°1 y en los gráficos N°1 y N°2 se observan los promedios de la relación contraste-ruido y del producto dosis-área, según el espesor utilizado de filtro de cobre, donde:

El promedio de la relación contraste-ruido sin utilizar filtro de cobre es de 17.676, utilizando filtro de cobre de 0.1mm es de 17.578, con 0.2mm Cu es de 17.441 y utilizando 0.3mm Cu es de 17.328.

El promedio del producto dosis-área sin utilizar filtro de cobre es de 1.145 dGy.cm², utilizando filtro de cobre de 0.1mm es de 0.539 dGy.cm², con 0.2mm Cu es de 0.316 dGy.cm² y utilizando 0.3mm Cu es de 0.213 dGy.cm².

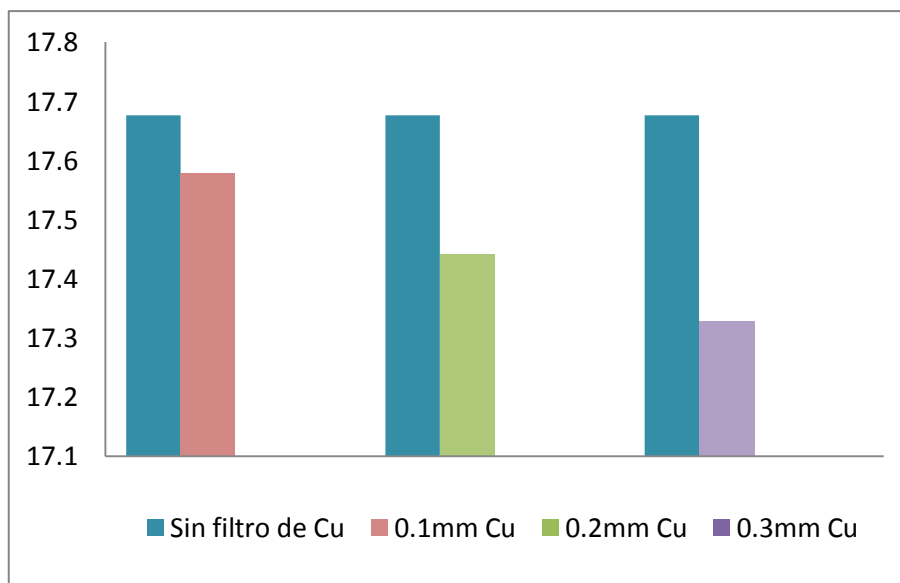
Tabla N°2: Comparación de la calidad de imagen según la relación contraste-ruido de las imágenes radiográficas obtenidas del fantoma de pelvis pediátrico utilizando el filtro de cobre de 0.1mm, 0.2mm, 0.3mm y sin filtro de cobre.

Relación contraste-ruido	N	Media	Sig.
Sin filtro de cobre	10	17.676	0.08*
0.1mm Cu	10	17.578	
Sin filtro de cobre	10	17.676	0.01*
0.2mm Cu	10	17.441	
Sin filtro de cobre	10	17.676	0.000*
0.3mm Cu	10	17.328	

*Prueba de U de Mann-Whitney ($p < 0.05$)

Fuente: Elaboración propia

Gráfico N°3: Comparación de la relación contraste-ruido de las imágenes radiográficas obtenidas del fantoma de pelvis pediátrico utilizando el filtro de cobre de 0.1mm, 0.2mm, 0.3mm y sin filtro de cobre.



Fuente: Elaboración propia

En la tabla N°2 y en el gráfico N°3 se observa la comparación del CNR utilizando filtro de cobre y sin filtro de cobre, donde:

La relación contraste-ruido sin utilizar filtro de cobre es 17.676 y la relación contraste-ruido utilizando 0.1 mm de filtro de cobre es 17.578 observándose que no hay diferencias significativas ($p=0.08$); interpretándose que al utilizar el filtro de cobre de 0.1mm la calidad de imagen se mantiene aceptable.

La relación contraste-ruido utilizando 0.2 mm de filtro de cobre es 17.441 siendo menor que el de sin filtro existiendo diferencias significativas ($p=0.01$), interpretándose que al utilizar el filtro de cobre de 0.2mm la calidad de imagen disminuye.

La relación contraste-ruido utilizando 0.3 mm de filtro de cobre es 17.328 siendo menor que el de sin filtro observándose diferencias significativas ($p=0.000$), interpretándose que al utilizar el filtro de cobre de 0.3mm la calidad de imagen disminuye.

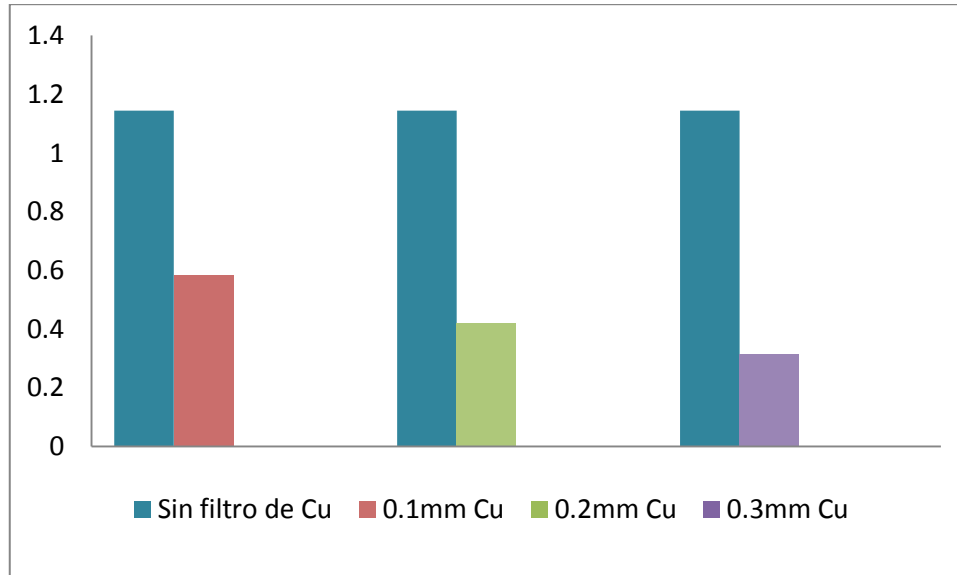
Tabla N°3: Comparación del producto dosis-área de las imágenes obtenidas del fantoma de pelvis pediátrico utilizando el filtro de cobre de 0.1mm, 0.2mm, 0.3mm y sin filtro de cobre.

Producto dosis-área	N	Media	Sig.
Sin filtro de cobre	10	1.145	0.000*
0.1mm Cu	10	0.582	
Sin filtro de cobre	10	1.145	0.000*
0.2mm Cu	10	0.418	
Sin filtro de cobre	10	1.145	0.000*
0.3mm Cu	10	0.312	

*Prueba de U de Mann-Whitney ($p<0.05$)

Fuente: Elaboración propia

Gráfico N°4: Comparación del producto dosis-área de las imágenes radiográficas obtenidas del fantoma de pelvis pediátrico utilizando el filtro de cobre de 0.1mm, 0.2mm, 0.3mm y sin filtro de cobre.



Fuente: Elaboración propia

En la tabla N°3 y en el Gráfico N°4 se observa la comparación del DPA utilizando filtro de cobre y sin filtro de cobre, donde:

El producto dosis área sin utilizar filtro de cobre es 1.145 dGy.cm² y el producto dosis área utilizando 0.1 mm de filtro de cobre es menor siendo 0.582 dGy.cm² observándose diferencias significativas ($p=0.000$), interpretándose que al utilizar el filtro de cobre de 0.1mm la dosis disminuye un 49.2%

El producto dosis área utilizando 0.2 mm de filtro de cobre es 0.418dGy.cm² siendo menor que el de sin filtro existiendo diferencias significativas ($p=0.000$), interpretándose que al utilizar el filtro de cobre de 0.2mm la dosis disminuye un 63.5%.

El producto dosis área utilizando 0.3 mm de filtro de cobre es 0.316 dGy.cm² siendo menor que el de sin filtro observándose diferencias significativas ($p=0.000$), interpretándose que al utilizar el filtro de cobre de 0.3mm la dosis disminuye un 72.8%.

Tabla N°4: Correlación entre el filtro de cobre con la calidad de imagen según la relación contraste-ruido y el producto dosis-área en las imágenes radiográficas obtenidas del fantoma de pelvis pediátrico en el Hospital Docente Madre Niño San Bartolomé.

Filtro de cobre	Coefficiente de correlación	p
Relación contraste-ruido	-0.831**	0.000
Producto dosis-área	-0.971**	0.000

**La correlación es significativa en el nivel 0,01 (bilateral). Prueba de Spearman

Fuente: Elaboración propia

En la tabla N°4 se observa la correlación del filtro de cobre con la calidad de imagen según la relación contraste-ruido y el producto dosis área:

El filtro de cobre presenta una fuerte correlación negativa (-0.831) con la calidad de imagen según la relación contraste ruido, es decir que en medida que se aumenta el grosor del filtro de cobre el CNR disminuye. El nivel de significancia para este caso es de 0.000 que está bajo el 0.05, e inclusive menor que 0.01 (marcado con dos asteriscos en la tabla), lo que nos indica que la relación es significativa, es decir que la correlación encontrada es verdadera.

El filtro de cobre presenta una correlación negativa perfecta (-0.971) con el producto dosis-área, es decir que en medida que se aumenta el grosor del filtro de cobre el DPA disminuye. Su nivel de significancia es de 0.000 que está bajo el 0.05, e inclusive menor que 0.01 (marcado con dos asteriscos en la tabla), lo que nos indica que la relación es significativa.

Tabla N°5: Correlación entre la relación contraste-ruido y el producto dosis área en las imágenes radiográficas obtenidas del fantoma de pelvis pediátrico en el Hospital Docente Madre Niño San Bartolomé.

Relación contraste ruido	Coefficiente de correlación	p
Producto dosis área	0.856**	0.000

**La correlación es significativa en el nivel 0,01 (bilateral). Prueba de Spearman

Fuente: Elaboración propia

En la tabla N°5 se observa la correlación entre la relación contraste-ruido y el producto dosis área:

La relación contraste-ruido presenta una fuerte correlación directa (0.856) con el producto dosis-área, es decir que a medida que aumenta la dosis el CNR aumenta. El nivel de significancia para este caso es de 0.000 que está bajo el 0.05, e inclusive menor que 0.01 (marcado con dos asteriscos en la tabla), lo que nos indica que la relación es significativa, es decir que la correlación encontrada es verdadera.

CONTRASTACIÓN DE HIPÓTESIS

ENTRE EL FILTRO DE COBRE Y LA CALIDAD DE IMAGEN

Ha: Existe una relación estadísticamente significativa entre el filtro de cobre y la calidad de imagen en las imágenes radiográficas de fantoma de pelvis pediátrico en el Hospital Docente Madre Niño San Bartolomé.

H0: No existe una relación estadísticamente significativa entre el filtro de cobre y la calidad de imagen en las imágenes radiográficas de fantoma de pelvis pediátrico en el Hospital Docente Madre Niño San Bartolomé.

Prueba estadística

Correlacional de Spearman

Nivel de significancia

5% ($p=0,05$)

Rango de decisión

Si, $p < 0.05$ entonces se rechaza la hipótesis nula

Interpretación

Como el nivel de significancia es menor de 0.05 rechazamos la hipótesis nula y aceptamos la hipótesis alterna, por lo tanto, el filtro de cobre con la calidad de imagen en imágenes radiográficas de fantoma de pelvis pediátrico tienen una relación estadísticamente significativa ($p=0.000$).

ENTRE EL FILTRO DE COBRE Y EL PRODUCTO DOSIS ÁREA

Ha: Existe una relación estadísticamente significativa entre el filtro de cobre y el producto dosis área en las imágenes radiográficas de fantoma de pelvis pediátrico en el Hospital Docente Madre Niño San Bartolomé.

H0: No existe una relación estadísticamente significativa entre el filtro de cobre y el producto dosis área en las imágenes radiográficas de fantoma de pelvis pediátrico en el Hospital Docente Madre Niño San Bartolomé.

Prueba estadística

Correlacional de Spearman

Nivel de significancia

5% ($p=0,05$)

Rango de decisión

Si, $p < 0.05$ entonces se rechaza la hipótesis nula

Interpretación

Como el nivel de significancia es menor de 0.05 rechazamos la hipótesis nula y aceptamos la hipótesis alterna, por lo tanto, el filtro de cobre con el producto dosis área en las imágenes radiográficas de fantoma de pelvis pediátrico tienen una relación estadísticamente significativa ($p=0.000$).

ENTRE LA CALIDAD DE IMAGEN Y EL PRODUCTO DOSIS ÁREA

Ha: Existe una relación estadísticamente significativa entre la calidad de imagen y el producto dosis área en las imágenes radiográficas de fantoma de pelvis pediátrico en el Hospital Docente Madre Niño San Bartolomé.

H0: No existe una relación estadísticamente significativa entre la calidad de imagen y el producto dosis área en las imágenes radiográficas de fantoma de pelvis pediátrico en el Hospital Docente Madre Niño San Bartolomé.

Prueba estadística

Correlacional de Spearman

Nivel de significancia

5% ($p=0,05$)

Rango de decisión

Si, $p < 0.05$ entonces se rechaza la hipótesis nula

Interpretación

Como el nivel de significancia es menor de 0.05 rechazamos la hipótesis nula y aceptamos la hipótesis alterna, por lo tanto, la calidad de imagen con el producto dosis área en las imágenes radiográficas de fantoma de pelvis pediátrico tienen una relación estadísticamente significativa ($p=0.000$).

CAPÍTULO IV
DISCUSIÓN

Diversas investigaciones han dado a conocer estrategias para disminuir la dosis en los exámenes radiológicos simples, una de ellas es el endurecimiento del haz por un alto kilovoltaje o por el uso de filtros adicionales, ya que se ha observado que es una herramienta eficiente para disminuir la dosis en los sistemas de radiología digital⁵.

A causa de los riesgos relacionados a la radiación ionizante en pacientes pediátricos porque son más radiosensibles que un adulto, son de más preocupación. Debido a que los exámenes radiográficos de pelvis en comparación de otros exámenes de rayos x, una radiográfica de pelvis es igual a la dosis efectiva de 35 imágenes radiográficas de tórax. Por ello, la Comisión de Comunidades Europeas recomienda el uso del filtro de cobre de 0.1 o 0.2mm en los exámenes de radiografía de pelvis como en otros exámenes radiográficos de pediatría¹.

Por lo tanto, mediante la utilización de un fantoma de pelvis que simuló la atenuación de la región anatómica de la pelvis de un paciente pediátrico de 4 meses a 1 año de edad, en este presente estudio se obtuvo una correlación muy significativa que determinó que el filtro de cobre con la calidad de imagen y el producto dosis área están relacionadas fuertemente.

El coeficiente de correlación entre el filtro de cobre y la calidad de imagen según la relación contraste-ruído es inversa ($\rho=-0.831$), por lo tanto a medida que aumenta el grosor del filtro de cobre, la relación contraste-ruído disminuye. Esto es debido a que una filtración adicional como el cobre elimina los rayos X de menor energía, conociendo esto como endurecimiento del haz a causa del aumento relativo de la energía media, disminuyendo el número de fotones que llegan al receptor de imagen conduciendo a una reducción del contraste en la imagen radiográfica²⁶. A pesar de ello, esta disminución de la calidad de imagen por la reducción del contraste debido al uso de estos filtros, según Brosi y col², es intrascendente, ya que en los sistemas digitales de rayos X el contraste se puede manipular en un posprocesamiento de la imagen.

De la misma manera el coeficiente de correlación entre el filtro de cobre y el producto dosis-área también se correlaciona inversamente ($\rho=-0.971$), es decir, que a medida que aumenta el grosor del filtro de cobre, el DPA disminuye

significativamente, teniendo los resultados similares a Brosi P. y col.², quienes hallaron que al aumentar el grosor del filtro de cobre la dosis disminuyó continuamente, con la diferencia que ellos midieron la dosis de la superficie de entrada (ESD) en tres diferentes fantomas de diferentes espesores que simulaban un cuerpo pediátrico de diferentes edades.

El coeficiente de correlación entre la calidad de imagen según la relación contraste-ruido y el producto dosis-área se correlaciona directamente ($\rho=0.856$), es decir que a medida que aumenta la dosis, el CNR aumenta; coincidiendo con Huizinga E. y col.⁶ que también encontraron una correlación de 0.745 evidenciando que existe una fuerte relación entre la calidad de imagen y la dosis.

Con respecto a la relación contraste-ruido obtenida de las imágenes radiográficas del fantoma pediátrico se observó que no hubo diferencias significativas entre no utilizar filtro de cobre que utilizando un filtro de 0.1mm de Cu ($p=0.08$), por lo tanto es posible obtener una calidad de imagen aceptable con este grosor de filtro. A diferencia de utilizar un filtro de 0.2mm ($p=0.01$) y de 0.3mm ($p=0.000$), donde se observó diferencias significativas en comparación que sin utilizar filtro de cobre en el CNR. Estos resultados difieren con Huizinga E. y col.⁶, quienes hallaron que utilizar un filtro de cobre de 0.2mm es posible obtener una calidad de imagen aceptable que utilizando un filtro de 0.1mm en un fantoma pediátrico de pelvis que simulaba un niño de 5 años. Por el contrario, Moore C. y col.²⁷ determinaron que utilizar filtros de 0.2 y 0.3mm de Cu no poseen ningún beneficio sobre el CNR a diferencia de utilizar un filtro de 0.1mm de Cu, esto es debido a que se necesitaría aumentar el mA y el tiempo de exposición para que se mantenga constante el CNR para un determinada dosis efectiva y un kerma en aire incidente⁴.

Con respecto al producto dosis-área obtenida del fantoma pediátrico utilizando filtro de cobre de 0.1mm resultó menor que sin utilizar filtro de cobre con diferencias significativas ($p=0.000$) al igual que utilizar filtro de 0.2 y 0.3 mm de Cu, por lo que utilizando filtro de 0.1mm de Cu la dosis disminuyó un 49.2%, mientras que utilizando un filtro de 0.2mm disminuyó un 63.5% y utilizando un filtro de 0.3mm de Cu disminuyó un 72.8% en relación al no utilizar filtro de cobre; teniendo resultados similares que Jang J. y col.⁴, quienes hallaron que utilizando filtro de 0.1mm de

cobre el DPA disminuyó 48.3% para posición supina y 46.7% en posición de pie utilizando 92kV para radiografía digital abdominal. Así mismo, Kawashima H. y col.⁵ determinaron que la dosis disminuyó a medida que aumentaron el grosor del filtro de cobre, pero a diferencia del presente estudio ellos midieron la ESD para tejidos blandos en un fantoma simulando un abdomen adulto estándar, donde para los filtros de cobre 0,1 y 0,2 mm disminuyó aproximadamente 30% y 44% a 70kV respectivamente, y para 80kV del 29% y 35% respectivamente. Esta disminución de la dosis es debido a que el filtro de cobre en comparación del aluminio absorbe una mayor proporción de los rayos X de menor energía contribuyendo significativamente a la dosis de entrada en superficie del paciente¹⁷.

Se concluye que el filtro de cobre con la calidad de imagen y el producto dosis área están relacionadas. Obteniendo que el filtro de 0.1mm de Cu no disminuye significativamente la calidad de imagen en las imágenes obtenidas del fantoma de pelvis pediátrico reduciendo la dosis significativamente. Además, el filtro de cobre es fácil de usar porque ya se encuentra incorporado en los equipos de radiología digital.

Entre las limitaciones que se encontraron en la presente investigación fue no poder tener acceso a un fantoma antropomorfo, ya que el tipo de fantoma utilizado en el presente estudio solo es una aproximación a una pelvis pediátrica. Otra limitación es que solo se usó un equipo de rayos X, por lo que los resultados obtenidos pueden variar en otros sistemas de rayos X.

CAPITULO V
CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

5.1. CONCLUSIONES

- Se determinó que existe una fuerte relación significativa entre el filtro de cobre con la calidad de imagen ($Rho=-0.831$) y entre el filtro de cobre con el producto dosis área ($Rho=-0.971$) con un nivel de significancia de $p=0.000$ en las imágenes radiográficas de fantoma de pelvis pediátrico en el Hospital Docente Madre Niño San Bartolomé.
- El promedio de la relación contraste-ruido sin utilizar filtro de cobre es de 17.676, utilizando filtro de cobre de 0.1mm es de 17.578, con 0.2mm Cu es de 17.441 y utilizando 0.3mm Cu es de 17.328.
- El promedio del producto dosis-área sin utilizar filtro de cobre es de 1.145dGy.cm², utilizando filtro de cobre de 0.1mm es de 0.539 dGy.cm², con 0.2mm Cu es de 0.316dGy.cm² y utilizando 0.3mm Cu es de 0.213dGy.cm².
- No existen diferencias significativas entre los promedios de CNR sin utilizar filtro de cobre que utilizando 0.1 mm de filtro de cobre ($p=0.08$) en las imágenes radiográficas obtenidas del fantoma de pelvis pediátrico, sin embargo utilizando un filtro de 0.2mm ($p=0.01$) y de 0.3mm ($p=0.000$) si existen diferencias significativas en los promedios de CNR que sin utilizar filtro de cobre.
- Existen diferencias significativas entre los promedios del DPA sin utilizar filtros y utilizando filtros de cobre de las imágenes radiográficas obtenidas del fantoma de pelvis pediátrico, utilizando 0.1mm de Cu ($p=0.000$), 0.2mm de Cu ($p=0.000$) y 0.3mm de Cu ($p=0.000$).
- Existe una fuerte relación significativa entre la calidad de imagen y el producto dosis área ($Rho=0.856$) con un nivel de significancia de 0.000.

5.2. RECOMENDACIONES

El presente estudio utilizó un fantoma semejante a una pelvis pediátrico de 4 meses a 1 año de edad, y las valoraciones obtenidas de CNR y DPA pueden

ser diferentes a otros tamaños de campo y a espesores, es por ello que se recomienda un estudio posterior con pacientes pediátricos.

Se recomienda estudios clínicos para demostrar que la calidad de imagen sigue siendo aceptable mediante una evaluación física y visual de las imágenes por expertos en la materia en exámenes radiográficos pediátricos de pelvis para incorporarlos a los protocolos de los servicios de radiología.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Bloomfielda C, Boavidab F, Chabloz D, Crausaz E, Huizinga E, et al. A narrative review on the reduction of effective dose to a paediatric patient by using different combinations of kVp, mAs and additional filtration whilst maintaining image quality. En OPTIMAX 2014: Radiation dose and image quality optimisation in medical imaging . Lisboa, Portugal. 2015. p. 81
2. Brosi P, Stuessi A, Verdun F, Vock P, Wolf R. Copper filtration in pediatric digital X-ray imaging: its impact on image quality and dose. *Radiological Physics and Technology*. 2011;4(2):148-155.
3. Minehiro K, Demura S, Ichikawa K, Sasagawa T, Takahashi N, Minami S et al. Dose Reduction Protocol for Full Spine X-ray Examination Using Copper Filters in Patients With Adolescent Idiopathic Scoliosis. *SPINE*. 2019;44(3):203-210.
4. Jang J, Yang H, Koo H, Kim S, Park C, Yoon S et al. Image quality assessment with dose reduction using high kVp and additional filtration for abdominal digital radiography. *Physica Medica*. 2018;50:46-51
5. Kawashima H, Ichikawa K, Nagasou D, Hattori M. X-ray dose reduction using additional copper filtration for abdominal digital radiography: Evaluation using signal difference-to-noise ratio. *Physica Medica*. 2017;34:65-71.
6. Huizinga E , Schaake W , Visser R , Bloomfield C, Boavida F, Chabloz D et al. Reducing effective dose to a paediatric phantom by using different combinations of kVp, mAs and additional filtration whilst maintaining image quality . En OPTIMAX 2014: Radiation dose and image quality optimisation in medical imaging . Lisboa, Portugal. 2015. p. 85
7. Uffmann M, Schaefer-Prokop C. Digital radiography: The balance between image quality and required radiation dose. *European Journal of Radiology*. 2009;72(2):202-208.
8. Williams M, Krupinski E, Strauss K, Breeden W, Rzeszotarski M, Applegate K et al. Digital Radiography Image Quality: Image Acquisition. *Journal of the American College of Radiology*. 2007;4(6):371-388.
9. Perks T, Trauernicht C, Hartley T, Hobson C, Lawson A, Scholtz P et al. Effect of aluminium filtration on dose and image quality in paediatric slot-

- scanning radiography. 2013 35th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC). 2013.
10. United States Environmental Protection Agency. Federal Guidance Report No 14: Radiation Protection Guidance for Diagnostic and Interventional X-Ray Procedures. US EPA. 2014;145.
 11. Radiation doses in interventional fluoroscopy | IAEA [Internet]. Iaea.org. Available from: <https://www.iaea.org/resources/rpop/health-professionals/interventional-procedures/radiation-doses-in-interventional-fluoroscopy>
 12. Tovar M, Cejudo A, Vergara M. Magnitudes y unidades en la dosimetría de rayos X en radiología diagnóstica. 2009
 13. McDonald S, Martin C, Darragh C, Graham D. Dose–area product measurements in paediatric radiography. *The British Journal of Radiology*. 1996;69(820):318-325
 14. Miñano Romero J, Buades Forner M, González López A. Introducción al control de calidad en radiología digital. [Madrid]: Sociedad Española de Física Médica; 2013.
 15. Brosed A. Fundamentos de física médica. 2nd ed. Madrid: Aula Documental de Investigación; 2011.
 16. Mraity H, England A, Cassidy S, Eachus P, Dominguez A, Hogg P. Development and validation of a visual grading scale for assessing image quality of AP pelvis radiographic images. *The British Journal of Radiology*. 2016;89(1061):20150430.
 17. Martin C. Optimisation in general radiography. *Biomedical Imaging and Intervention Journal*. 2007;3(2).
 18. Huda W, Abrahams R. Radiographic Techniques, Contrast, and Noise in X-Ray Imaging. *American Journal of Roentgenology*. 2015;204(2):W126-W131.
 19. Mohammed Ali A, Hogg P, England A. Dose optimisation in paediatric radiography – Using regression models to investigate the relative impact of acquisition factors on image quality and radiation dose. *Physica Medica*. 2019;68:61-68.

20. Perks T, Trauernicht C, Hartley T, Hobson C, Lawson A, Scholtz P et al. Effect of aluminium filtration on dose and image quality in paediatric slot-scanning radiography. 2013 35th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC). 2013.
21. Bushong, S. (2010). Manual de radiología para técnicos. 9th ed. Elsevier, pp.157-158.
22. Curso de PR para DIRIGIR instalaciones de Rayos X con fines de diagnóstico médico (IRD). 2006.
23. Baños MA, Alegria CL. Bases físicas y biológicas del radiodiagnóstico médico. EDITUM; 2003. 280 p.
24. Hernández Sampieri, R., Fernández Collado, C. and Baptista Lucio, M., 2014. Metodología de la investigación. 6th ed. McGRAW-HILL, pp.128-129.
25. Hess R, Neitzel U. Optimizing Image Quality and Dose for Digital Radiography of Distal Pediatric Extremities Using the Contrast-to-Noise Ratio. *Fortschr Röntgenstr.* 2012;(184):643–649.
26. Hansson B, Finnbogason T, Schuwert P, Persliden J. Added copper filtration in digital paediatric double-contrast colon examinations: effects on radiation dose and image quality. *Eur Radiol.* 1997;7(7):1117-22.
27. Moore C, Beavis A, Saunderson J. Investigation of optimum X-ray beam tube voltage and filtration for chest radiography with a computed radiography system. *The British Journal of Radiology.* 2008;81(970):771-777.

ANEXOS

ANEXO 1
INSTRUMENTO (FICHA DE RECOLECCIÓN DE DATOS)

RELACIÓN DEL FILTRO DE COBRE CON LA CALIDAD DE IMAGEN Y EL
PRODUCTO DOSIS ÁREA EN IMÁGENES RADIOGRÁFICAS DE FANTOMA
DE PELVIS PEDIÁTRICO EN EL HOSPITAL DOCENTE MADRE NIÑO SAN
BARTOLOMÉ

IMÁGENES RADIOGRAFICAS DEL FANTOMA

Uso del filtro de cobre:

- 0.1mm ()
- 0.2mm ()
- 0.3mm ()
- Sin filtro ()

1. Relación contraste- ruido:

I. PMMA:

- Media: _____
- Desviación estándar: _____
- CNR: _____

II. Aluminio:

- Media: _____
- Desviación estándar: _____
- CNR: _____

2. Dosis en el equipo:

- DAP: _____ $dGy \cdot cm^2$

ANEXO 2
VALIDACIÓN DEL INSTRUMENTO POR JUICIO DE
EXPERTOS
PRUEBA BINOMIAL JUICIO DE EXPERTOS

CRITERIOS	JUECES			P
	J1	J2	J3	
1	1	1	1	3
2	1	1	1	3
3	1	1	1	3
4	1	1	1	3
5	1	1	1	3
6	1	1	1	3
7	1	1	1	3
8	1	1	1	3
TOTAL	8	8	8	24

1: de acuerdo 0: desacuerdo

PROCESAMIENTO:
Ta: N° TOTAL DE ACUERDO DE JUECES
Td: N° TOTAL DE DESACUERDO DE JUECES

Prueba de Concordancia entre los Jueces

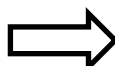
$$b = \frac{T_a}{T_a + T_d} \times 100$$

b: Grado de Concordancia Significativa

b: 24 x 100 = **1.0**

—
 24 + 0

VALIDEZ PERFECTA



0,53 a menos	Validez nula
0,54 a 0,59	Validez baja
0,60 a 0,65	Válida
0,66 a 0,71	Muy válida
0,72 a 0,99	Excelente validez
1.00	Validez perfecta

VALIDACIÓN DEL INSTRUMENTO POR JUICIO DE EXPERTOS

Autor: Romero Olortiga Thalia Teresa

Nombre del Experto: JACOBO EZEQUIEL SALDAÑA JUAREZ

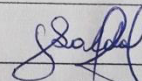
Profesión: TECNOLOGO MEDICO

N° Colegiatura: 0983

Grado Académico: MAGISTER

Teniendo como base los escritos que a continuación se presenta, le solicitamos su opinión sobre el instrumento que se adjunta. Marque con una X (aspa) en SI o NO en cada criterio según su opinión. Marque SI, cuando el ítem cumpa con el criterio señalado o NO cuando no cumpla con el criterio.

	CRITERIOS	Opinión		
		Si	No	Observación
1	El instrumento recoge información que permite dar respuesta al problema de investigación.	X		
2	El instrumento propuesto responde a los objetivos del estudio.	X		
3	La estructura del instrumento es adecuada.	X		
4	Los ítems (preguntas) del instrumento están correctamente formuladas. (claras y entendibles)	X		
5	Los ítems (preguntas) del instrumento responde a la Operacionalización de la variable.	X		
6	La secuencia presentada facilita el desarrollo del instrumento.	X		
7	Las categorías de cada pregunta (variables) son suficientes.	X		
8	El número de ítems (preguntas) es adecuado para su aplicación.	X		



Firma del experto

Opinión de aplicabilidad: Aplicable (X) Aplicable después de corregir ()

No aplicable ()

DNI: 06066929

Especialidad del validador: RADIOLOGIA

VALIDACIÓN DEL INSTRUMENTO POR JUICIO DE EXPERTOS

Autor: Romero Olortiga Thalia Teresa

Nombre del Experto: Felix Vasquez Herdera

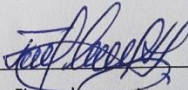
Profesión: Tecnólogo Médico en Radiología

N° Colegiatura: 4821

Grado Académico: Mg. en Docencia y Gestión Educativa

Teniendo como base los escritos que a continuación se presenta, le solicitamos su opinión sobre el instrumento que se adjunta. Marque con una X (aspa) en SI o NO en cada criterio según su opinión. Marque SI, cuando el ítem cumpa con el criterio señalado o NO cuando no cumpla con el criterio.

	CRITERIOS	Opinión		
		Si	No	Observación
1	El instrumento recoge información que permite dar respuesta al problema de investigación.	X		
2	El instrumento propuesto responde a los objetivos del estudio.	X		
3	La estructura del instrumento es adecuada.	X		
4	Los ítems (preguntas) del instrumento están correctamente formuladas. (claras y entendibles)	X		
5	Los ítems (preguntas) del instrumento responde a la Operacionalización de la variable.	X		
6	La secuencia presentada facilita el desarrollo del instrumento.	X		
7	Las categorías de cada pregunta (variables) son suficientes.	X		
8	El número de ítems (preguntas) es adecuado para su aplicación.	X		


Firma de experto

Opinión de aplicabilidad: Aplicable (X) Aplicable después de corregir ()

 No aplicable ()

DNI: 08472896

Especialidad del validador: Radiodiagnóstico

VALIDACIÓN DEL INSTRUMENTO POR JUICIO DE EXPERTOS

Autor: Romero Olortiga Thalia Teresa

Nombre del Experto: EVELINA ALEJANDRA MARCELO CARHUAVILCA

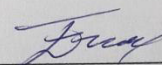
Profesión: TECNOLOGA MEDICO

N° Colegiatura: 1492

Grado Académico: LICENCIADA

Teniendo como base los escritos que a continuación se presenta, le solicitamos su opinión sobre el instrumento que se adjunta. Marque con una X (aspa) en SI o NO en cada criterio según su opinión. Marque SI, cuando el ítem cumpa con el criterio señalado o NO cuando no cumpla con el criterio.

	CRITERIOS	Opinión		
		Si	No	Observación
1	El instrumento recoge información que permite dar respuesta al problema de investigación.	✓		
2	El instrumento propuesto responde a los objetivos del estudio.	✓		
3	La estructura del instrumento es adecuada.	✓		
4	Los ítems (preguntas) del instrumento están correctamente formuladas. (claras y entendibles)	✓		
5	Los ítems (preguntas) del instrumento responde a la Operacionalización de la variable.	✓		
6	La secuencia presentada facilita el desarrollo del instrumento.	✓		
7	Las categorías de cada pregunta (variables) son suficientes.	✓		
8	El número de ítems (preguntas) es adecuado para su aplicación.	✓		



Firma de experto

Opinión de aplicabilidad: Aplicable (X) Aplicable después de corregir ()



No aplicable ()

DNI: 07085251

Especialidad del validador: Lic. J.M. - RADIOTERAPIA

ANEXO 3

APROBACIÓN PARA LA EJECUCION DEL PROYECTO DE INVESTIGACION

	Ministerio de Salud	Hospital Nacional Docente Madre Niño "San Bartolomé"	Oficina de Apoyo a Docencia e Investigación	
---	----------------------------	---	--	---

"Año de la Universalización de la Salud"

Lima, 07 de setiembre de 2020

OFICIO N°0413-OADI-HONADOMANI-SB

THALÍA TERESA ROMERO OLORTIGA
Investigadora principal
Presente.-

Asunto : Cambio de Título de Proyecto de Tests
Referencia : Exp. N°04420-20


Tengo el agrado de dirigirme a usted para saludarla cordialmente y en relación al proyecto de investigación titulado: "Relación del Filtro de Cobre con la Calidad de Imagen y el Producto Dosis Área en Pacientes Pediátricos Sometidos a Radiografía Digital de Pelvis en el Hospital Nacional Docente Madre-Niño San Bartolomé".

El Comité de Ética Institucional e Investigación aprueba y registra el cambio de título por:

"RELACIÓN DEL FILTRO DE COBRE CON LA CALIDAD DE IMAGEN Y EL PRODUCTO DOSIS ÁREA EN IMÁGENES RADIOGRÁFICAS DE FANTOMAS DE PELVIS PEDIÁTRICO EN EL HOSPITAL NACIONAL DOCENTE MADRE-NIÑO SAN BARTOLOMÉ".

Hago propicia la oportunidad para expresar los sentimientos de nuestra consideración y estima personal.

Atentamente.



MINISTERIO DE SALUD
Hospital Nacional Docente Madre Niño
"SAN BARTOLOMÉ"

MC. HUGO DELGADO BARTHA
Jefe de la Oficina de Apoyo a la Docencia e Investigación

AD5/veca
CC:andino

Av. Alfonso Ugarte 825 4to piso/Lima Perú

Teléfono 2010420 anexo 162

ANEXO 4

FIGURAS



Figura 1: Equipo SIEMENS XGEO-GU6



Figura 2: Fantoma

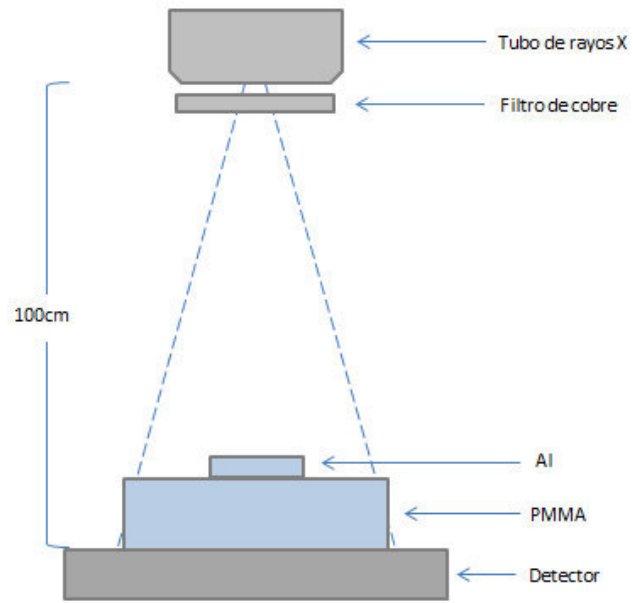


Figura 3: Representación gráfica para la medición con el fantoma

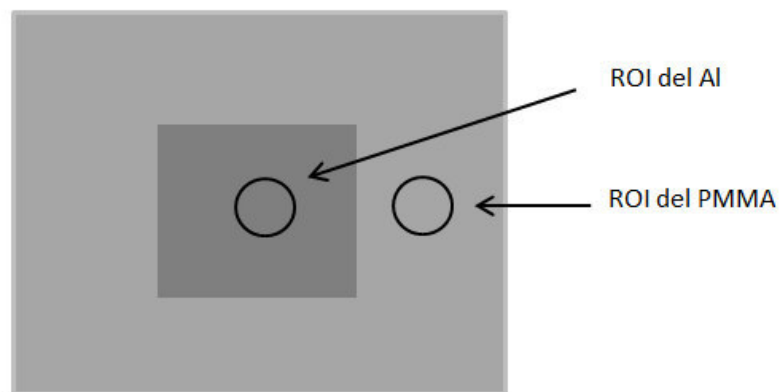


Figura 4: Representación gráfica de las regiones de interés (ROI) para la medición de las imágenes radiográficas del fantoma

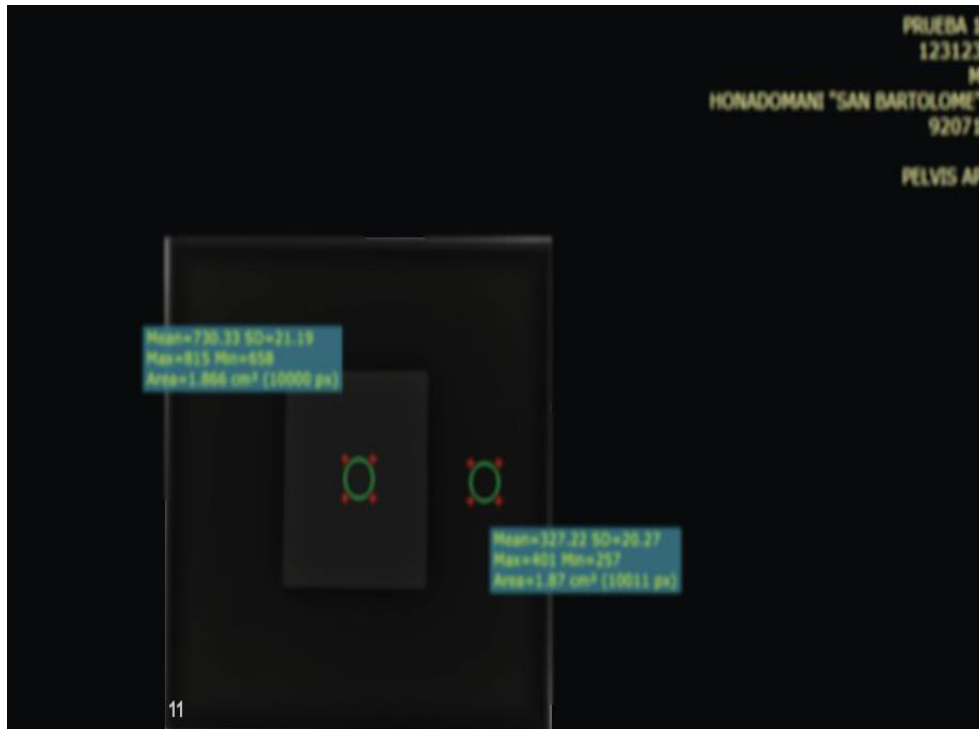


Figura 5: Imagen radiográfica del fantoma de pelvis pediátrico en la que se visualiza las regiones de interés (ROI) del Al y del PMMA

ANEXO 5

PRUEBA DE NORMALIDAD

Prueba de Shapiro-Wilk		p	Normalidad
Relación contraste-ruido	Sin filtro de cobre	0.095	Si
	0.1mm Cu	0.007	No
	0.2mm Cu	0.043	No
	0.3mm Cu	0.028	No
Producto dosis- área	Sin filtro de cobre	0.036	No
	0.1mm Cu	0.074	Si
	0.2mm Cu	0.172	Si
	0.3mm Cu	0.002	No

ANEXO 6
MATRIZ DE CONSISTENCIA

TITULO	PROBLEMA	OBJETIVOS	HIPÓTESIS	VARIABLES	TIPO DE ESTUDIO
Relación del filtro de cobre con la calidad de imagen y el producto dosis área en imágenes radiográficas de fantoma de pelvis pediátrico en el Hospital Docente Madre Niño San Bartolomé	¿Cuál es la relación del filtro de cobre con la calidad de imagen y el producto dosis área en imágenes radiográficas de fantoma de pelvis pediátrico en el Hospital Docente Madre Niño San Bartolomé?	<p><u>OBJETIVO GENERAL</u></p> <ul style="list-style-type: none"> •Determinar la relación del filtro de cobre con la calidad de imagen y el producto dosis área en imágenes radiográficas de fantoma de pelvis pediátrico. <p><u>OBJETIVOS ESPECÍFICOS</u></p> <ul style="list-style-type: none"> • Determinar la calidad de imagen según la relación contraste-ruido en las imágenes radiográficas obtenidas del fantoma de pelvis pediátrico utilizando el filtro de cobre de 0.1, 0.2, 0.3mm y sin filtro de cobre. •Determinar el producto dosis área de las imágenes obtenidas del fantoma de pelvis pediátrico utilizando el filtro de cobre de 0.1, 0.2, 0.3mm y sin filtro de cobre. •Comparar la calidad de imagen según la relación contraste-ruido en las imágenes radiográficas obtenidas del fantoma de pelvis pediátrico utilizando el filtro de cobre de 0.1, 0.2, 0.3mm y sin filtro de cobre. •Comparar el producto dosis área de las imágenes obtenidas del fantoma de pelvis pediátrico utilizando el filtro de cobre de 0.1, 0.2, 0.3mm y sin filtro de cobre. •Relacionar la calidad de imagen según la relación contraste-ruido con el producto dosis área en las imágenes radiográficas de fantoma de pelvis pediátrico. 	Existe una relación estadísticamente significativa entre el filtro de cobre con la calidad de imagen y el producto dosis área en imágenes radiográficas de fantoma de pelvis pediátrico en el Hospital Docente Madre Niño San Bartolomé.	<p>Calidad de imagen</p> <p>Producto dosis área</p> <p>Filtro de cobre</p>	<p>Tipo de investigación: Enfoque cuantitativo, y de nivel relacional.</p> <p>Diseño de la investigación: Experimental y prospectivo</p> <p>Población: Está conformado por 40 imágenes radiográficas obtenidas del fantoma de pelvis pediátrico con filtro y sin filtro de cobre.</p>

ANEXO 7
OPERACIONALIZACIÓN DE VARIABLES

VARIABLE	DEFINICIÓN CONCEPTUAL	DEFINICIÓN OPERACIONAL	DIMENSIONES	INDICADORES	TIPO DE VARIABLE	ESCALA	VALOR FINAL	INSTRUMENTO DE MEDICIÓN
Filtro de cobre	Es el filtro adicional que se encuentra a la salida del haz del tubo de rayos x.	Filtro adicional de diferentes espesores que se encuentra incorporado en el equipo de rayos X y puede ser seleccionado para cada exposición.	0.1mm 0.2mm 0.3mm Sin filtro	Uso del filtro de cobre durante la obtención de la imagen radiográfica.	Cualitativa	Ordinal	Sin Con	Ficha de recolección de datos
Calidad de imagen	Está basada en el contraste, la luminancia, nitidez de detalles, presencia o no de ruido, entre otros; evaluados por mediciones físicas o calificación visual.	La calidad de imagen será evaluada por una medición física que es la relación contraste-ruido.	Relación contraste-ruido	CNR = media de valor de pixel del PMMA - media de Al / $[(SD \text{ de pixeles de PMMA})^2 + (SD \text{ de pixeles de Al})^2 / 2]^{1/2}$	Cuantitativa	Continua	En números	Ficha de recolección de datos
Producto dosis-área	Es la dosis absorbida multiplicada por el área irradiada.	Medida obtenida directamente del equipo de rayos X.	Cantidad de dosis	Gy*cm ²	Cuantitativa	Continua	En números	Ficha de recolección de datos