Comparação de equipamentos de Raios-X em exames de tórax de neonatos: análise de dose e qualidade de imagem.

Candidate number: 936

OsloMet – Storbyuniversitetet
Fakultet for helsefag
Bachelorstadium i radiografi.

Emnkode RAD 3900

Ficha de identificação da obra elaborada

Santos , Isabel

Comparação de equipamentos de Raios X em exames de

tórax de neonatos : análise de dose e qualidade de imagem

/ Isabel Santos ; orientação de Audun Sanderud;
coorientação de Flávio Soares . - Florianópolis, SC, 2018.

18 p.

Trabalho de Conclusão de Curso (TCC) - Instituto Federal

de Santa Catarina, Câmpus Florianópolis. CST

em Radiologia. Departamento Acadêmico de Saúde e Serviços.

Inclui Referências.

Abstract

Introduction: This work is part of a research that evaluates the exposure parameters of neonates worldwide, aiming the radioprotection of these, since the increase of thoracic X-rays performed worries due to the large radiosensitivity of the babies. The aim is to see if it is possible to use phantoms to compare image quality and radiation exposure in different equipment to get the best optimization in neonates chest X-rays? **Materials and Methods:** Comparison between DAP, total/organ effective dose and objective image quality was done using 3 hospital's equipment, Siemens Optitop, Carestream, and Siemens Mobilett XP, and one equipment, Arcoma, used for educational purposes. The phantom imaging was done on a Gammex 610 (Gammex Inc, USA) representing a newborn between 1 and 2 kg. In addition, DAP and effective dose were compared in real patients weighing between 500-2500 g and phantoms, aiming to understand the effect of using phantoms in this type of research. **Results:** It was discovered a considerable difference in the post-processing of images between the hospital and the university, so the objective image quality parameters were completely different. DAP values obtained in the university ranged between 0.4 and 7.7 mGycm², while all the three equipment situated in the hospital the variation was between 0.003 and 3.2 mGycm². The effective dose in the whole body peaked at 14.7 µSv at the university, and 11.5 µSv in the Carestream equipment at the hospital. Of the organs studied, the most affected by radiation were the breasts and the smallest dose was observed in the thyroid. **Conclusion:** Phantoms are useful to look for the best exposure parameter in radiology services, since a positive result was obtained when compared to the real patients. It's important to note that the ideal exposure parameter has been shown to vary from equipment to equipment. One confirmation was how useful is the use of additional copper filtration is for dose reduction.

Resumo

Introdução: Este trabalho faz parte de uma pesquisa que avalia os parâmetros de exposição de recém-nascidos em todo o mundo, visando à radioproteção desses, uma vez que o aumento de raios-X torácicos realizados preocupa devido à grande radiosensibilidade dos mesmos. Assim, a pesquisa buscou responder se: É possível utilizar *phantoms* para comparar qualidade de imagem e exposição à radiação em diferentes equipamentos visando a melhor otimização em exames de tórax pediátricos. **Materiais e Métodos:** Trata-se de uma pesquisa experimental que comparou os valores entre DAP, dose efetiva total e em órgãos e qualidade de imagem objetiva entre 3 equipamentos locados em um hospital, Siemens Optitop, Carestream and Siemens Mobillet e um equipamento Arcoma, utilizado com propósitos educacionais em uma universidade.. O phantom utilizado foi o Gammex 610 (Gammex Inc, USA) que representa neonatos entre 1 e 2 kg. Além disso, foi comparado DAP e dose efetiva em pacientes reais e *phantoms*, objetivando compreender a importância da utilização do segundo neste tipo de pesquisa. **Resultados:** Existe uma diferença considerável no pós-processamento das imagens entre o hospital e a universidade, de maneira que os valores apresentados eram completamente diferentes. Os valores de DAP obtidos na universidade variaram entre 0,4 e 7.7 mGycm², já nos equipamentos locados no hospital a variação foi entre 0,003 e 3,2 mGycm². A dose efetiva no corpo todo alcançou seu pico em 14,7 µSv na universidade e no hospital 11,5 µSv no equipamento Carestream. Dos órgãos estudados, o mais afetado pela radiação foram as mamas e o que menos recebeu foi a tireoide. **Conclusão:** Phantoms demonstram-se úteis para buscar o melhor parâmetro de exposição em serviços de radiologia, uma vez que se obteve um resultado positivo quando comparado aos pacientes reais. Importante salientar que o parâmetro de exposição ideal demonstrou variar de equipamento para equipamento. Uma constatação foi o quão útil é a utilização de filtração adicional de cobre para a redução da dose.

Introdução

O aumento de prematuros com condições clínicas complexas que requerem internação em Unidades de Terapia Intensiva Neonatais (UTIs), onde a realidade de múltiplos exames radiológicos chama a atenção para o risco de exposição à radiação (1). As radiografias de tórax são frequentemente realizadas em UTIs neonatais para detecção de problemas respiratórios, assim como avaliação da insuflação pulmonar e posição do tubo endotraqueal, drenos e cateteres (2).

Exames radiológicos, como os realizados em UTIs, utilizam radiação ionizante, que segundo Okuno (3) "são capazes de extrair um elétron de um átomo". Estudos (4, 5) indicam que a exposição à radiação ionizante em crianças pequenas - especialmente radiografias de tórax - pode aumentar o risco de câncer de mama em pacientes do sexo feminino, assim como outros tipos de câncer, devido a uma maior radiossensibilidade de neonatos do que em adultos. Isso somado à ideia de que as crianças têm uma expectativa de vida mais longa que proporciona mais tempo para a radiação expressar os possíveis danos (6). Esse é um fator de extrema significância para a redução da dose em pacientes pediátricos e evidencia a necessidade de analisar os protocolos utilizados em hospitais em todo o mundo para obter a menor dose possível, de acordo com os princípios do As Reasonably Achievable (ALARA) (7).

Otimização, em Radiologia, é um conceito de extrema importância e significa o equilíbrio entre uma boa qualidade de imagem com a dose mínima do paciente (8). Como os neonatos não podem receber a dose apenas para fins de pesquisa, os phantoms podem ajudar a encontrar os melhores parâmetros para assegurar esse equilíbrio. Eles também podem ser utilizados para os testes de dispositivos de imagem, calibrações, treinamento para a realização das imagens radiográficas e otimização de parâmetros de exames em Departamentos de Radiologia (9, 10). Em relação à avaliação radiológica do tórax com a utilização de phantons, é importante estes sejam antropomórficos, de modo que simulem realisticamente o coração, o mediastino, os tecidos moles e assim por diante (11). Os phantoms antropomórficos são a melhor opção para substituir pacientes em pesquisas, pois é possível investigar diferentes parâmetros radiográficos sem limitações por motivos éticos (10, 12).

Esta pesquisa é parte de uma pesquisa mundial, que investiga dose e qualidade de imagens de radiografia de tórax em recém-nascidos ao redor do mundo. Para realizá-la foram utilizados dados de pesquisas em andamento realizadas por outros alunos, são estes: informações como parâmetros radiográficos, colimação (FOV), distância foco-pele (FSD), distância foco-filme (FID), área dose-produto (DAP), uso de gaveta, peso do bebê, filtração inerente e adicional e informações sobre a região de interesse (ROI) para comparar os estudos de phantoms entre si e também entre pacientes e phantom.

Este estudo tem como objetivo compreender as relações entre dose efetiva e qualidade objetiva da imagem - por meio da relação sinal-ruído (SNR) e relação ruído-contraste (CNR) - em equipamentos de raios X diferentes, utilizando ou não filtração adicional com diversos parâmetros utilizados em um hospital localizado em Oslo, Noruega e replicado os mesmos fatores em um equipamento da universidade.

Então, pretende-se responder a seguinte pergunta: É possível utilizar phantoms para comparar a qualidade da imagem e a exposição à radiação em diferentes equipamentos para obter a melhor otimização em radiografias de tórax de neonatos?

Materiais e Métodos

Phantom e Posicionamento

As imagens foram feitas em um phantom Gammex 610 (Gammex Inc, EUA) que representa um recém-nascido entre 1 e 2 kg, o simulador mede aproximadamente 100 x 100 x 54 mm e pesa 500 g. Esse simulador permite a simulação de diferentes situações pulmonares (13): pulmão sadio e pulmão com doença da membrana hialina com pneumotórax, respectivamente utilizados nos lados direito e esquerdo. O Gammex 610 "contém recursos de qualidade de imagem clinicamente relevantes para resolução e ruído (…) pode ser usado para o programa de QA para radiografia computadorizada e digital" (10). O phantom foi posicionado diretamente em contato com o detector de imagem, posicionado no meio deste, mantendo um FSD de 94,6 cm e FID 100 cm. Todas as bordas do phantom foram incluídas em todas as imagens obtidas no hospital e na universidade.

Sistemas de Imagem e Protocolos

A Tabela 1 mostra os detalhes técnicos de cada um dos quatro equipamentos clínicos utilizados na pesquisa. O Mobilett XP é um equipamento móvel e os três primeiros são os localizados no hospital.

Tabela 1: Informações técnicas que influenciam na dose de radiação e na qualidade da imagem dos equipamentos de raios-X do hospital e da universidade utilizados neste estudo.

Equipamento	Tipo de detector	Ângulo Anódico (º)	Filtração Inerente (mmAl)	Filtração Adicional (mmCu)
Siemens Optitop 150/40/80HC	DR - Aximo Aristos MX/VX	12	2.94	0.0 – 0.3
Carestream	DR - DRX 2530C	14	2.9	-
Siemens Mobilett XP	CR - AGFA H.D 5.0	15	3.22	-
Arcoma	DR - Canon CXDI-701C	12	3.10	0.0 – 0.3

Os parâmetros recomendados para a realização de radiografias de tórax em neonatos 500 - 2000 g no hospital podem ser visualizados na Tabela 2. Todas as tensões apresentadas são as indicadas pelo hospital e foi possível reproduzir com acurácia, na universidade exposição (mAs) teve que ser mudado de 0.71 para 0.63 mAs por diferenças técnicas dos equipamentos.

As imagens feitas no laboratório da universidade tentaram replicar exatamente as mesmas condições obtidas nos três equipamentos do hospital, buscando simular os mesmos valores de kV, mAs e FOV da forma mais exata possível, porém houve uma grande dificuldade em conseguir os valores iguais das medidas da colimação. O FOV foi obtido através do tamanho do campo irradiado encontrado no cabeçalho DICOM. O termo "mesmo FOV" representará os valores similares apresentados na Tabela 3.

Tabela 2: Parâmetros recomendados pelo hospital para realização de raios-x de tórax em neonatos pesando entre 500 – 2000g.

Voltagem (kV)	Exposição (mAs)	Peso do Neonato (g)
57	0.71	< 500
59	0.71	500 - 1000
62	0.71	1000 - 2000

Tabela 3: Campo de visão (FOV) usado no estudo realizado no hospital e no laboratório Alfa da OsloMet.

Equipamento	FOV Hospital (mm²)	FOV OsloMet (mm²)
Siemens Mobilett	364.8	377.5
Siemens Optitop	163.53	161.29
Carestream	283.71	298.97

Cálculos utilizados

O *software* ImageJ (14) foi usado para medir o sinal e o ruído em três ROIs, todas com 3,75 mm de diâmetro. Como visto na Figura 1, o ROI1 foi posicionado entre as costelas de número 12 e 13 no pulmão esquerdo; ROI2 entre as mesmas costelas no coração e; ROI3 no ar – abaixo do braço esquerdo. É importante ressaltar que todos os ROIs foram posicionados em áreas homogêneas para evitar interferências de estruturas anatômicas. Importante ressaltar que todos os pesquisadores utilizaram os mesmos locais de ROIs objetivando uma comparação correta entre os equipamentos.

$$SNR = \frac{Signal\ (ROI\ \ 1)}{Background\ noise\ (ROI\ 3)}$$

$$CNR = \frac{Signal\ (ROI\ 1\ - ROI\ 2)}{Background\ noise\ (ROI\ 3)}$$

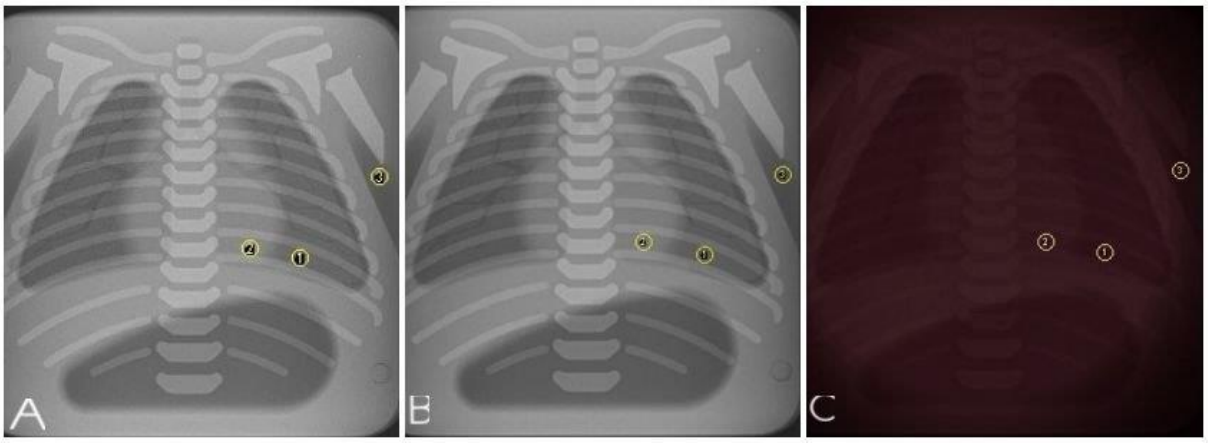

Figure 1: Local onde os ROIs foram posicionados para a análise nas imagens obtidas no laboratório da universidade representando as mesmas condições dos equipamentos do hospital, onde: A) Siemens Mobilett ; B) Carestream; C) Siemens Optitop.

Para estimar todas as doses, foi utilizado o programa PCXMC 2.0 (15) para o cálculo da dose efetiva no organismo e a dose equivalente nos seguintes órgãos: mamas, pulmões, coração e tireoide. Posteriormente, os valores foram transformados em µSv através da multiplicação do fator de peso tecidual (tissue weight fator) de cada órgão estudado (0,12 para mamas, pulmões e coração e 0,04 para tireoide).

Clinical Images

O estudo phantom no laboratório da universidade foi realizado com o exato ou equivalente FOV, kV, mAs e filtração adicional usada nos três laboratórios do hospital. A comparação de dose efetiva entre phantom e paciente ocorreu com o equipamento Carestream localizado no hospital, onde foram obtidas radiografias de tórax de recém-nascidos e também as imagens dos phantoms (advindas de um dos grupos de pesquisadores), desta maneira tornou-se possível comparar o phantom e paciente nas exatas mesmas condições para obter uma comparação justa.

Os critérios de inclusão para os neonatos neste estudo foram: recém-nascidos com peso entre 500 e 2.500 g, FOV entre 258 a 338 mm, cerca de 1 kV acima ou abaixo dos parâmetros classificados como referência no hospital em questão e sem a utilização da gaveta. Infelizmente, não foi possível comparar a qualidade da imagem ao analisar pacientes e phantoms, pois não se obteve o acesso às imagens dos pacientes reais para o cálculo da SNR e do CNR, assim, analisou-se e comparou-se a dose efetiva (dose total e efetiva) em phantom e pacientes.

Análise Estatística

Após a realização das imagens no laboratório alfa, os seguintes fatores foram comparados no estudo do phantom: DAP, Dose Efetiva (valores de ICRP103 em µSv), SNR, CNR e dose efetiva em quatro órgãos - seios, pulmões, coração e tireoide.

Estatísticas descritivas foram utilizadas para analisar os dados. Além disso, um teste-t bicaudal foi usado para calcular os significados do deferente na dose e qualidade de imagem entre imagens de phantoms e clínicas e entre equipamentos diferentes.

Resultados

Cada parâmetro de aquisição do hospital e FOV realizado pelo outro grupo de pesquisadores foi comparado ao Arcoma da universidade, e os resultados obtidos serão apresentados em pequenos tópicos para melhor compreensão. Os três primeiros tópicos apresentados serão apenas sobre os phantoms: qualidade da imagem objetiva por meio de análise SNR e CNR; seguido por DAP e dose efetiva. O quarto tópico será a comparação entre phantom e pacientes analisando DAP e dose efetiva. Esta parte trata-se da análise experimental da pesquisa realizada:

Qualidade Objetiva da Imagem

O sinal é definido como o número de fótons que atingem o detector e os fatores que influenciam negativamente a imagem são classificados como ruído. O SNR deve preferencialmente ser alto devido à importância de obter-se sinal do que ruído. Mas quando o SNR é baixo, com nível de ruído equivalente ao nível do sinal, gera-se uma imagem granulada. Entretanto, os profissionais devem estar cientes de que quanto maior o SNR, maior a dose recebida pelo paciente (16).

"A diferença entre as densidades de imagem de duas áreas é o contraste entre elas; isso é uma função do número de fótons de raios-X transmitidos ou da intensidade dos sinais emitidos pelas duas regiões e da resposta do meio de exposição" (17). CNR basicamente é a relação entre o contraste e o ruído na imagem.

É importante ressaltar que desde o início da pesquisa foram percebidas as diferenças aparentes entre os valores de SNR e CNR que são apresentados na Tabela 4. Os valores tão divergentes em condições similares na aquisição das imagens provavelmente advêm de diferentes tipos de pós-processamentos digitais, que podem tornar a comparação e a análise pouco mais delicada.

Tabela 4: Comparação dos equipamentos com o Arcoma em análise objetiva de imagem (SNR e CNR) utilizando o mesmo FOV.

Filtração Adicional (mmCu)	Qualidade de Imagem	Equipamento	Parâmetros de Exposição		
			57 kV 0.63mAs	59 kV 0.63mAs	62 kV 0.63mAs
0	SNR	Arcoma	60.5	68.4	69.6
		S. Mobilett	11.3	13.3	11.4
	CNR	Arcoma	18.3	20.7	20.8
		S. Mobilett	6.8	7.5	6.4
0	SNR	Arcoma	65.2	70.2	67.3
		Carestream	22.5	21.7	22.2
	CNR	Arcoma	22.7	24.2	23.1
		Carestream	9.8	8.9	9.1
0	SNR	Arcoma	33.6	33.4	32
		S. Optitop	9.6	9.6	8.8
	CNR	Arcoma	45.6	38.4	52.8
		S. OPTITOP	17.3	16.1	15.9

0.1	SNR	Arcoma	33.2	31	32.8
		S. OPTITOP	8.9	8.4	8.6
	CNR	Arcoma	52.1	46.1	67
		S. OPTITOP	12.9	12.3	14.1
0.2	SNR	Arcoma	32.6	33.6	30.5
		S. OPTITOP	8.4	8.6	7.8
	CNR	Arcoma	48.7	51.3	66.9
		S. OPTITOP	8.7	10.3	10.8
0.3	SNR	Arcoma	27.1	31.5	34.4
		S. OPTITOP	7.1	7.7	8.4
	CNR	Arcoma	56.5	50.1	69.3
		S. OPTITOP	7.3	7.4	9.2

É possível perceber que o aumento de tensão no Siemens Mobilett afeta a análise objetiva da imagem de forma não linear, apresentando no primeiro aumento de kV (52 a 59 kV) um aumento dos valores de SNR e CNR, mas quando alterado para 62 kV, o valor foi menor que o obtido com 52 kV. No entanto, ao analisar o comportamento dos valores de SNR e CNR em Arcoma, vemos que eles são diretamente proporcionais ao aumento da tensão.

Ao analisar o comportamento do Arcoma ao usar as imagens obtidas pelo Carestream, vemos que o SNR e o CNR não se comportam de forma diretamente proporcional como na comparação mencionada anteriormente. Carestream comportou-se na primeira mudança de kV (52 a 59 kV), diminuiu os valores de SNR e CNR, e na segunda mudança, os valores aumentaram um pouco (mas não acima dos valores obtidos com o menor kV).

O equipamento Siemens Optitop confirmou o que a literatura diz sobre o aumento da filtragem de cobre adicional e a qualidade de imagem: diminuição dos valores de SNR (18). Mas, com duas exceções: ao utilizar 62 kV, 0,63 mAs e 0,3 mm Cu quando houve um aumento de SNR de 0,6 se comparado ao mesmo parâmetro e filtração adicional de 0,2. E, quando foram utilizados 59 kV e 0,2 mm Cu, que foi 0,2 maior que a filtração adicional anterior. O equipamento Arcoma não seguiu a mesma regra e apresentou valores praticamente aleatórios quando se trata de SNR. O CNR no Siemens Optitop diminuiu quando houve um aumento de filtração adicional para cada parâmetro. No Arcoma, os resultados do CNR aparentemente não seguem nenhum padrão.

A Figura 3 busca demonstrar mais visualmente os valores de SNR e CNR os quais são mostrados na Tabela 5.

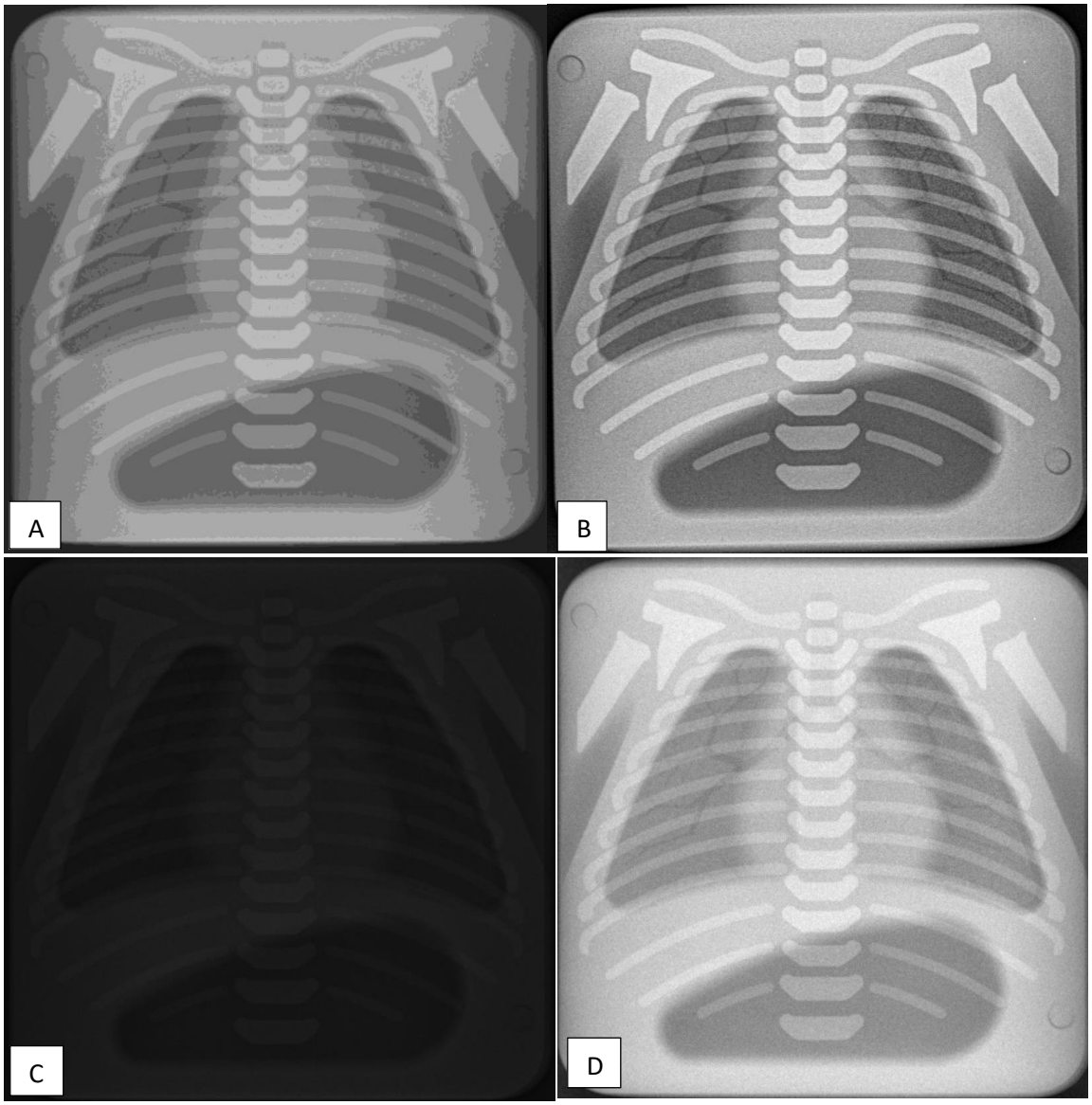

Figura 3: Imagens dos phantoms demonstrando a comparação da qualidade objetiva da imagem. A) Imagem obtida com o Arcoma utilizando o FOV da Siemens Mobilett (59 kV e 0,63 mAs); B) Imagem obtida no hospital com Siemens Mobilett (59 kV e 0,63 mAs). C) Imagem obtida com Arcoma (62 kV, 0,63 mAs e 0,3 mmCu. D) Imagem obtida no hospital com o Siemens Optitop (62 kV, 0,63 mAs e 0,3 mmCu). As imagens foram cortadas para melhor visualização do phantom.

Dose Area Product

O DAP ou produto da área do kerma (KAP) representa o produto da dose (µGy) num dado plano no feixe de raios X e a área irradiada nesse plano (cm²). Neste trabalho será apresentado usando a unidade de mGycm². "KAP representa o incidente total de energia no paciente" (19).

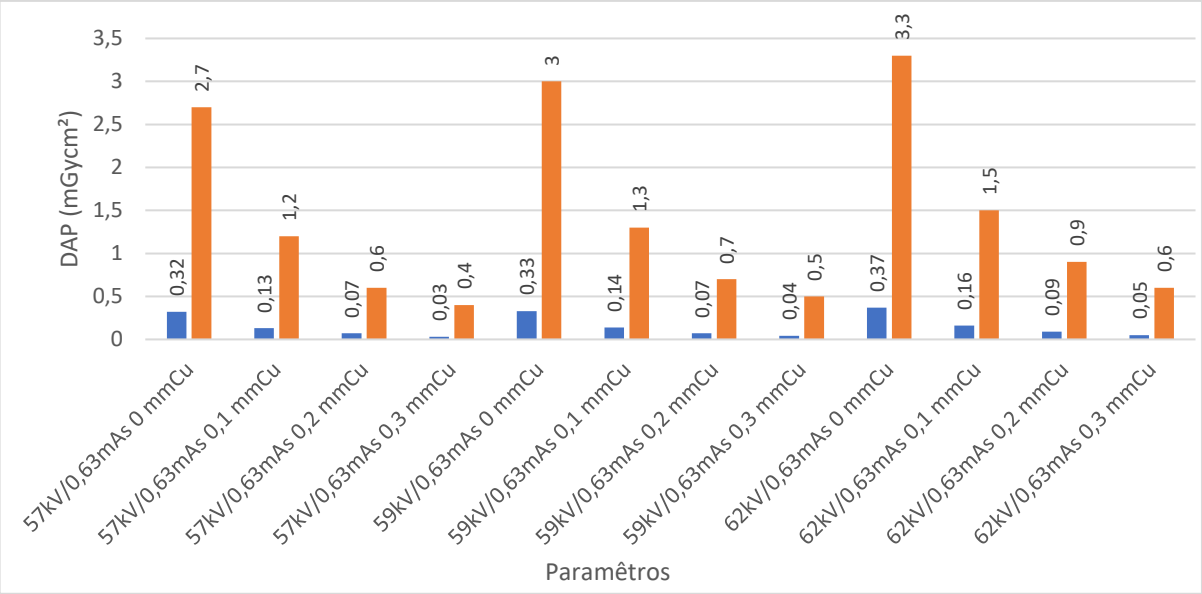

Figura 4: Comparação do DAP no Siemens Optitop (azul) e Arcoma (laranja), com o mesmo FOV e filtração adicional.

A Figura 4 evidencia a comparação do Siemens Optitop e do Arcoma com a utilização do mesmo FOV, primeiramente utilizando 0 mm Cu, e posteriormente empregando a filtração adicional de 0,1, 0,2 e 0,3 mm Cu. Como pode ser visto, existe uma grande diferença entre os valores apresentados. Os valores de DAP no Siemens Optitop adquiriram em média 0,15 mGycm², enquanto no outro equipamento 1,3 mGycm², há uma diferença de significância entre os dois equipamentos de raios-x ($p = 0,0006$).

Tabela 5: Comparação dos valores de DAP de Arcoma e Carestream nas duas primeiras colunas usando o mesmo FOV; E nas duas colunas seguintes, Arcoma e Siemens Mobilett, usando o mesmo FOV. Ambos utilizados sem filtragem adicional.

	DAP (mGycm²)			
Parâmetros de Exposição	Arcoma	Carestream	Arcoma	Siemens Mobilett
57 kV 0.63 mAs	4.8	2.5	6.2	1.7
59 kV 0.63 mAs	5.2	2.9	6.8	1.8
62 kV 0.63 mAs	6	3.2	7.7	2.2

Como pode ser visto na Tabela 5, os valores no equipamento Arcoma são quase o dobro dos obtidos na Carestream. Por outro lado, as duas últimas colunas, que representam a comparação dos valores de DAP encontrados entre a Arcoma e a Siemens Mobilett, são ainda maiores que as obtidas na comparação entre o Arcoma e o Siemens Optitop: quase 4 vezes maior nas duas primeiras tensões e cerca de 3 vezes maior quando se usa 62 kV. Como esperado, o valor do p-value foi $<0,05$ em ambas as comparações, confirmando a diferença estatisticamente significante entre os valores, mesmo utilizando o mesmo FOV e parâmetros em equipamentos diferentes.

Dose Efetiva

Segundo a Agência Internacional de Energia Atômica (19), "o KAP é combinado com um coeficiente, dependendo da porção irradiada do corpo e do protocolo (órgãos irradiados), para estimar a dose efetiva". A dose efetiva é usada na radioproteção, pois busca determinar o quão prejudicial pode ser essa exposição. Isto se refere ao cálculo da dose absorvida em todo o

corpo do paciente que pode ser expressa por Sv ou µSv, bem como a dose equivalente, que se refere à dose absorvida por cada órgão e multiplicada pelo fator de ponderação de radiação (tissue weight fator) apropriado (20).

A Figura 5 ilustra a dose efetiva no corpo todo com a utilização do dispositivo móvel do hospital, um Siemens Mobilett em comparação com o equipamento locado na universidade, o Arcoma. Ambos foram realizados com os mesmos padrões de exposição (57, 59 e 62kV e 0,63mAs). Como esperado, quando a tensão foi aumentada, houve também um aumento na dose efetiva, que teve seu pico no equipamento Arcoma (parâmetros de 62 kV e 0,63 mAs) obtendo 14,5 µSv, isto é, 5 µSv mais do que o mesmo parâmetro no equipamento móvel. O p-value obtido com a informação entre a dose efetiva nestes dois equipamentos foi de 0,003, demonstrando que há diferença significante dos valores obtidos.

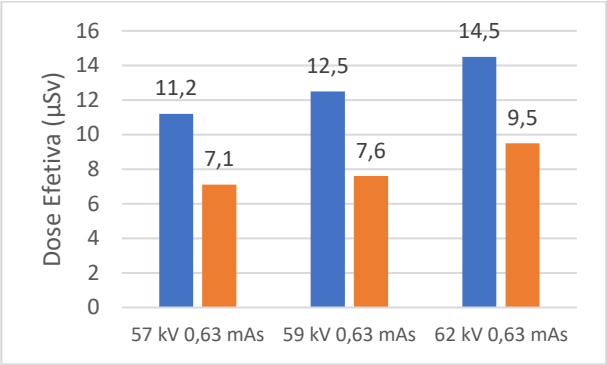

Figura 5: Comparação da dose efetiva total entre o Arcoma (azul) e o Siemens Mobilett (laranja) com o mesmo FOV.

A dose efetiva do Siemens Optitop e do Arcoma é mostrada na Figura 6. É possível ver que as doses obtidas pela Siemens Optitop foram muito baixas, especialmente quando se usa filtração adicional, com valor mínimo de 0,2µSv (57kV, 0,63mAs e 0,3 mmCu). A maior dose efetiva em Arcoma foi de 11,7µSv, o menor valor obtido neste equipamento (1,8µSv) ainda foi 0,2µSv maior que o valor mais alto no Siemens Optitop (1,6µSv).

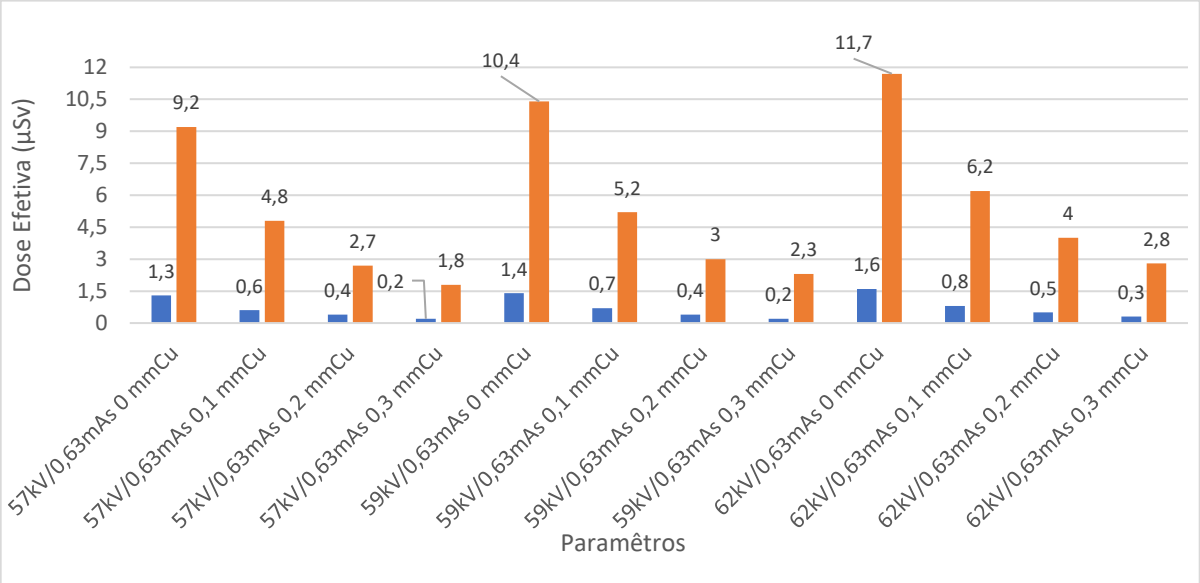

Figura 6: Comparação da dose efetiva no Siemens Optitop (azul) e Arcoma (laranja) com o mesmo FOV.

A Figura 7 mostra a dose efetiva (µSv) nos quatro órgãos selecionados para avaliação, comparando-os com o Arcoma e o Siemens Mobilett. Em todas as comparações, o Arcoma deu

uma dose efetiva maior em órgãos do que os três equipamentos no hospital. Há também uma igualdade quanto à classificação dos órgãos mais afetados para o menos: Mamas, pulmões, coração e tireoide.

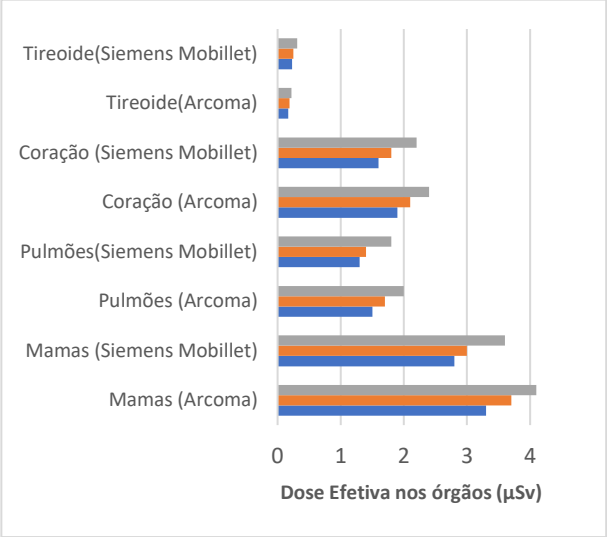

Figura 7: Comparação da dose efetiva nos órgãos no Siemens Mobilett e Arcoma com o mesmo FOV e três parâmetros diferentes de exposição. 52 kV 0,63 mAs (azul), 59 kV 0,63 mAs (laranja) e 62 kV 0,63 mAs (cinza).

Pelos dados expostos o coração e pulmão obtiveram uma menor diferença entre os dois equipamentos, cerca de 0,25 µSv, para cada exposição. Por exemplo, usando o parâmetro de 59 kV e 0,63 mAs, o coração no Siemens Mobilett obteve 1,8 µSv e no Arcoma 2,1 µSv. O p-value mostrou que há uma diferença de significância em todas as análises de órgãos entre os dois equipamentos (<0,05 em todos os órgãos).

O maior valor foi obtido nas mamas, com os maiores parâmetros de exposição (62 kV e 0,63 mAs), no Arcoma chegou a 4,1 µSv, seguido pelo mesmo equipamento com o parâmetro de 59 kV e 0,63 mAs obtendo a dose de 3,7 µSv, e só então mostrando o equipamento hospitalar na terceira posição, com a dose efetiva nas mamas de 3,6 µSv quando se utiliza o maior parâmetro selecionado. O órgão menos afetado foi a tireoide, os valores oscilam entre 0,17 a 0,31 µSv. Mas ao contrário das mamas, o equipamento Arcoma ofereceu menos dose que o Siemens Mobilett. A dose efetiva com maior de exposição foi de 0,31 e 0,22 µSv para o equipamento móvel e o universitário, respectivamente. A menor dose obtida na tireoide foi 0,17 µSv no aparelho Arcoma versus 0,23 µSv no equipamento móvel hospitalar.

No entanto, a comparação de doses no mesmo órgão nos equipamentos Siemens Optitop e Arcoma, demonstra valores muito diferentes dos obtidos anteriormente. No aparelho Arcoma com o maior parâmetro de exposição, obtiveram-se 3,7 µSv nas mamas, 0,62 µSv, valor seis vezes menor quando comparado ao Siemens Optitop. A tireoide no equipamento hospitalar ofereceu a menor dose dentre todas, 0,02 µSv. Como aconteceu na Siemens Mobilett e na Arcoma, houve diferença significativa nos valores estatísticos em todos os órgãos (p <0,05).

Carestream e Arcoma obtiveram as doses mais próximas, utilizando como exemplo os parâmetros de 59 kV e 0,63 mAs: A dose de mama é de 3,86 µSv em Arcoma e de 3,76 µSv em Carestream; O Arcoma ofereceu 1,70 µSv e Carestream 1,85 µSv aos pulmões; O coração recebeu 2,06 µSv em Arcoma e 2,27 µSv em Carestream; Já a tireóide, recebeu 0,26 µSv em Arcoma e 0,7 µSv em Carestream. Ou seja, com exceção dos seios, todos os outros órgãos receberam mais dose no equipamento da universidade do que no hospital (Figura 8).

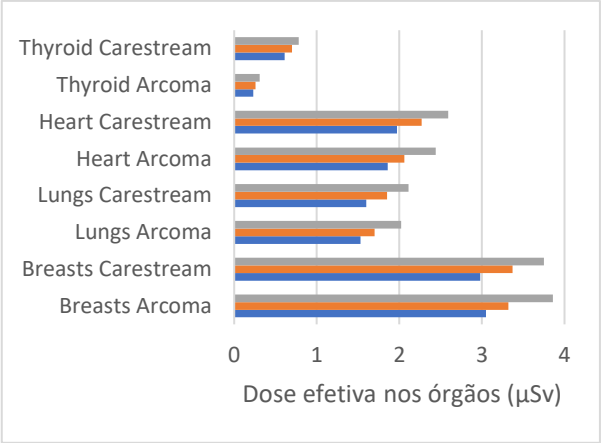

Figura 8: Comparação da dose efetiva entre Carestream e Arcoma com o mesmo FOV e parâmetros diferentes de exposição: 52 kV 0,63 mAs (azul), 59 kV 0,63 mAs (laranja) e 62 kV 0,63 mAs (cinza)

O p-value obtido nas mamas, pulmões, coração e tireoide foram respectivamente: 0,498, 0,055, 0,038 e 0,005. Os seios e os pulmões demonstram valores que apresentam que os valores são estatisticamente iguais, enquanto o coração e a tireoide têm um valor significativamente diferente.

Paciente e Phantom

Para entender a funcionalidade dos phantoms e a relação com pacientes reais, DAP e dose efetiva foram analisados. Dentro dos critérios de inclusão da pesquisa, foram selecionados dois pacientes com peso entre 1000 - 2000 g (valor representado por Gammex 610). Nesta comparação, as imagens dos phantoms e dos neonatos foram realizados no equipamento Carestream, locado no hospital. Os resultados da comparação podem ser vistos na tabela 6:

Tabela 6: Demonstração dos valores de parâmetros, peso, FOV, DAP e Dose Efetiva (ED) em phantom e pacientes no mesmo equipamento da Carestream.

Paramêtros		Peso (g)	FOV (mm²)		DAP (mGycm²)		ED (µSv)	
Paciente	Phantom	Paciente	Paciente	Phantom	Paciente	Phantom	Paciente	Phantom
60 kV 0.71 mAs	59 kV 0.63 mAs	2000	258.5	283.7	5.3	2.9	14.8	10.2
62 kV 0.71 mAs	62 kV 0.63 mAs	1700	260.6	283.7	5.3	3.2	14.6	11.5

Uma observação importante a se destacar desde o início, foi a diferença de cerca de 23 mm² entre o FOV do paciente e o phantom, tal diferença foi confirmada pelo p-value < 0,05, assim como o DAP que também mostrou estatisticamente uma significante diferença entre os valores. No entanto, a dose efetiva obteve um p-value acima de 0,05, demonstrando que não há diferença significativa entre os valores, assim como a dose efetiva nos quatro órgãos.

Discussão

Um dos primeiros desafios apresentados na execução do projeto foi a dificuldade em reproduzir com precisão os FOVs usados no estudo do phantom no hospital. De acordo com a descrição do projeto, o FOV deveria medir 10 x 10 cm. Os dados obtidos pela pesquisadora dos outros grupos relataram os seguintes valores foram utilizados nos equipamentos Siemens Optitop, Siemens Mobilett e Carestream, respectivamente: 10 x 10 cm, 10,5 x 10,5 cm e 11,5 x 11,5 cm. No entanto, ao visualizar as imagens no programa Image J, valores diferentes foram verificados. Uma possível explicação para esse fato é a divergência entre a luz de colimação e a área irradiada real.

De acordo com Bushong (21), para se adequar a um programa de qualidade ideal, o campo de luz emitido pela lâmpada de colimação deve coincidir com o feixe de raios X. Se isso não estiver acontecendo, a lâmpada e /ou o espelho devem ser ajustados para evitar corte de estruturas nas radiografias. Outro possível - mas menos provável - problema é que a medição do FOV através da luz de colimação foi realizada incorretamente pelo grupo provedor da informação.

O estudo de phantoms mostrou-se relevante ao obter um p-value acima de 0,05 na dose efetiva do corpo total e na dose equivalente de todos os órgãos em comparação quando comparados a pacientes reais. É importante ressalta novamente que houve uma diferença significativa entre os tamanhos de FOVs comparados entre os pacientes e o phantom e, para maior precisão, estes devem ser os mesmos ou tão próximos quanto possível. Tendo em mente a "validade" do estudo phantom, será possível analisar a comparação entre equipamentos diferentes e os mesmos parâmetros.

Observando os mesmos parâmetros de exposição e “mesmos” FOVs, a principal diferença entre o equipamento móvel do hospital e o do Arcoma é o ângulo anódico. "A maioria dos tubos de raios X tem um ângulo de 12-15 graus, mas também podem ser usados ângulos maiores ou menores dependendo da aplicação" (22). Quanto maior a angulação, mais raios X de baixa energia são irradiados, o que não ajuda muito na formação de uma imagem de qualidade, mas aumenta consideravelmente o desfoque da imagem e a dose do paciente (23). O ângulo anódico do hospital é de 15°, enquanto na universidade é de 12°, então o equipamento móvel deveria oferecer menos qualidade de imagem e uma dose maior, mas não foi isso que aconteceu, especialmente falando sobre dose, aumentando a dúvida sobre o pós-processamento das imagens e o impacto neste trabalho.

Siemens Optitop e Arcoma têm o mesmo ângulo anódico (12°), a diferença entre a filtração inerente é muito baixa: 0,16 mm Al, mas eles também obtiveram valores muito diferentes de DAP, Dose Efetiva e SNR / CNR. Carestream e Arcoma têm 2° de diferença no ângulo anódico, é esperado que o ângulo mais alto dê uma dose maior, mas a diferença entre as doses é enorme (cerca de 4 vezes) fazendo com que a Carestream ofereça uma dose menor quando comparada ao equipamento da universidade. No entanto, ao comparar duas unidades (Siemens Mobilett e Carestream) do hospital com 1° de diferença entre elas (14 e 15°) é possível ver uma maior proximidade do DAP e dos valores de dose efetiva, mesmo com a diferença do FOV e filtração inerente.

Quase todos os resultados mostraram ter uma diferença estatística significante através do cálculo do p-value, especialmente na qualidade da imagem objetiva e no DAP. A grande diferença nos valores DAP obtidos com o equipamento Siemens Optitop e Arcoma tornou-se complexa de entender, já que ambos os equipamentos têm o mesmo ângulo anódico, filtração inerente muito semelhante (2,94 e 3,10 mm Al para Siemens Optitop e Arcoma, respectivamente) e os FOVs são diferente apenas cerca de 2 mm. Ao analisar o equipamento Carestream e o Siemens Mobilett, é possível ver que os valores não divergem tanto, com o Carestream obtendo o DAP cerca de 1 mGycm² maior nas exposições que o Siemens Mobilett, valor que pode ser explicado pela maior filtração inerente do segundo.

Mas, a comparação do Arcoma usando o FOV do Carestream e Carestream mostrou que o Arcoma está oferecendo um DAP mais alto (e consequentemente uma dose mais elevada), mesmo que este possua a filtração inerente mais alta e um ângulo anódico mais baixo. Os maiores valores de DAP foram observados no equipamento Arcoma utilizando o FOV do Siemens Mobilett, provavelmente devido ao maior FOV (cerca de 370 mm²). Porém, mesmo a diferença de 12,7 mm² no FOV, a distinção de 3º no ângulo anódico e a diferença de 0,12 mm

Al de filtração inerente entre o hospital e a universidade não justificam o valor do DAP do Arcoma ser 5,5 mGycm² maior. Uma possibilidade para as grandes diferenças obtidas é que o DAP está incorreto na universidade ou no equipamento do hospital (especialmente Siemens Optitop), já que "os medidores DAP precisam ser calibrados regularmente - pelo menos anualmente - para manter uma precisão adequada" (24).

Há muito se sabe que a qualidade da imagem é melhorada com o uso da radiologia digital, e ainda há a possibilidade de diminuir a dose do paciente quando comparada à radiologia convencional. Todos os equipamentos fixos usados nesta pesquisa utilizam a tecnologia de detecção de DR, uma realidade raramente encontrada em países em desenvolvimento, como o Brasil, e o equipamento móvel usa um detector de CR.

Como nenhum dos detectores é o mesmo, pode-se supor que essa é uma das razões (além do pós-processamento) para valores tão diferentes quando se trata de qualidade de imagem objetiva. “A eficiência dos detectores é uma das variáveis físicas fundamentais relacionadas à qualidade de imagem radiográfica e refere-se à eficiência de um detector em converter energia de raio-X incidente em um sinal de imagem” (25).

Os equipamentos que ofereceram a menor dose efetiva no corpo todo, da maior para a menor, foram: Carestream, Siemens Mobilett e Siemens Optitop. Mesmo com o FOV do equipamento móvel sendo cerca de 100 mm² maior do que o obtido na Carestream, o Optitop da Siemens ainda oferecia uma dose efetiva menor em 2 μSv do que o Carestream. Mas, no equipamento Arcoma, usando os parâmetros dos três equipamentos do hospital, houve um empate da dose mais alta usando o FOV do Carestream e do Siemens Mobilett com 14,5 μSv, seguido pelo FOV da Siemens Optitop com 11,5 μSv.

Quando se fala em doses de órgãos, sem dúvida, o órgão mais acometido foram os seios, chegando a 3,75 μSv no Carestream e 4,15 μSv no Arcoma, utilizando o FOV do Siemens Mobilett. O segundo mais afetado foi o coração, seguido pelos pulmões e depois pela tireoide. Uma boa razão para a dose baixa da tireoide foi que ela não estava dentro da área irradiada. O Siemens Optitop ofereceu a menor dose entre todos os dispositivos, variando de 0,62 nas mamas até 0,003 na tireoide.

Como as mamas receberam a maior dose de radiação em todos os equipamentos e sabendo do risco de exposição constante e principalmente prematura de bebês, especialmente mulheres, (4, 5, 6, 26) é importante considerar uma forma de reduzir a dose neste órgão. O estudo de Karami et al. (27) afirma que o aumento de FFD de 100 a 130 cm minimiza a entrada da dose cutânea em torno de 32% sem alterar a qualidade da imagem, o que pode ser uma ótima maneira de reduzir a dose nas mamas (e também na tireoide) até que a criança tenha autonomia para realizar a radiografia de tórax na posição Posterior-Anterior.

Ambos os equipamentos estudados com filtragem adicional de cobre (Siemens Optitop e Arcoma) mostraram que, como esperado, o uso deste equipamento reduz consideravelmente a dose efetiva (cerca de 50%) no todo o corpo, bem como nos órgãos. No entanto, o sinal diminui com o aumento da filtração, portanto, há um impacto negativo na SNR e no CNR. O importante é que o profissional saiba reduzir a dose do paciente através da adição de filtração, mas obtendo uma qualidade de imagem que garanta um diagnóstico confiável (18).

Conclusão

A pequena amostra de pacientes que se enquadra nos parâmetros selecionados como critério de inclusão é um ponto fraco da pesquisa em que fica evidente a necessidade de se obter mais estudos como este para averiguar a importância do uso de simuladores para avaliação de

dose em neonatos. No entanto, na comparação realizada entre os pacientes que se encaixavam nos critérios de inclusão, percebeu-se que a pesquisa foi satisfatória e demonstrou que é comparável a um paciente real ao usar o mesmo equipamento em condições semelhantes (kV, mAs, FOV). Tamanha divergência observada nas comparações entre os diferentes equipamentos demonstra que, para encontrar a melhor otimização do exame, é necessário analisar o equipamento específico que se busca a resposta. Especialmente tratando da diferença entre os equipamentos do hospital e da universidade que, provavelmente, indica a não conformidade não somente de pós processamento de imagem (que impossibilitou a análise objetiva da qualidade de imagem), mas também nos valores de DAP – e consequentemente dose. O tecnólogo em radiologia pode e deve utilizer a filtração adicional, quando disponível, para minimizar a dose do paciente o máximo possível sem que atrapalhe o diagnóstico médico.

Referências

1 Yu CC. Radiation safety in the neonatal intensive care unit: too little or too much concern? Pediatr. Neonatol. 2010[cited 22 Mar 2018];51:311–9. Available from: https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/21146794

2 Souza RM, Baldisserotto M, Piva JP, Icaza EES. Uso da radiografia de tórax na unidade de tratamento intensivo pediátrico. Scientia Medica [Internet]. 2013[cited 22 Mar 2018];23(3):191-8. Available from: http://revistaseletronicas.pucrs.br/scientiamedica/ojs/index.php/scientiamedica/article/view/13986/10724

3 Okuno E. Efeitos biológicos das radiações ionizantes: Acidente radiológico de Goiânia. Est. Av [Internet]. 2013[cited 22 Mar 2018];27(77):185-99. Available from: http://www.scielo.br/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0103-40142013000100014

4 Andrieu N, Goldgar DE, Easton DF, et al. Pregnancies, breast-feeding, and breast cancer risk in the International BRCA1/2 Carrier Cohort Study (IBCCS). Journal of the National Cancer Institute. 2006[cited 24 Mar 2018];98(8):535-44. Available from: https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/16622123

5 Datz H, Ben-Shlomo A, Bader D, Sadetzki S, Juster-Reicher A, Marks K, Smolkin T, Zangen S, Menachem Margaliot; The additional dose to radiosensitive organs caused by using under-collimated X-ray beams in neonatal intensive care radiography. Rad. Prot. 2008 [cited 3 Apr 2018]:518–24. Available from: https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/18375467

6 Kleinerman RA. Cancer risks following diagnostic and therapeutic radiation exposure in children. Pediatric Radiology. 2006[cited 2 Apr 2018];36:121-125. Available from: https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/16862418

7 National Radiological Protection Board. What is ALARA?. CEPN. 1986 [cited 30 Mar 2018]. Available from: http://www.iaea.org/inis/collection/NCLCollectionStore/_Public/19/012/19012877.pdf

8 European Commission. European guidelines on quality criteria for diagnostic radiographic images. 1996[cited 30 Mar 2018]. Available from: https://www.sprmn.pt/pdf/EuropeanGuidelineseur16260.pdf

9 Saps M, Rosen JM, Ecanow J. X-ray detection of ingested non-metallic foreign bodies. World Journal of Clinical Pediatrics [Internet]. 2014[cited 25 Mar 2018];3(2):14-18. Available from: https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4173203

10 Dewerd L, Kissick M. The Phantoms of Medical and Health Physics: Devices for research and development [Internet]. Oak Rigde, USA. Springer. 2014 [cited 25 May 2018]. Available from: http://ssu.ac.ir/cms/fileadmin/user_upload/Mtahghighat/parto_darmani/book/The_Phantoms_of_Medical_and_Health_Physics.pdf

11 Vassileva J. A phantom for dose-image quality optimization in chest radiography. BIR [Internet]. 2002 [cited 25 Apr 2018];75:837-42. Available from: https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/12381693

12 Vodovatov A, Kamishanskaya G, Drozdov A, Bernhardsson C. Quality assessment of digital X-ray chest images using an anthropomorphic chest phantom. IOP Science [Internet]. 2017 [cited 10 Apr 2018];808:1-6. Available from: http://iopscience.iop.org/article/10.1088/1742-6596/808/1/012009/pdf

13 Gammex Inc. Anthropomorphic NeoNatal Chest Phantom: User guide [Internet]. 201- [cited 10 May 2018]. Available from: http://cspmedical.com/content/102-1922_neonatal_phantom_user_guide_english.pdf

14 Schneider CA, Rasband WS, Eliceiri KW. NIH Image to ImageJ: 25 years of Image Analysis. Nature methods. 2012;9(7):671-675. Available from: https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/22930834

15 Siiskonen T TM. PCXMC. A Monte Carlo program for calculating patient dose in medical x-ray examinations. 2008. Available from: http://www.stuk.fi/documents/12547/474783/stuk-a231.pdf/c950e99c-3537-4344-bf76-07a54e5f1afa.

16 Bontrager K, Lampignano J. Posicionamento radiográfico e anatomia associada. São Paulo, SP. Futura; 2010.

17 The Free Medical Dictionary. Constrast ratio.2018 [cited 26 May 2018]. Available from: https://medical-dictionary.thefreedictionary.com/Contrast+ratio

18 Ekpo E U, Hoban A C, McEntee M F. Optimisation of direct digital chest radiography using Cu filtration. Elsevier Radiography [Internet]. 2014 [cited 15 May 2018];20(4):346-350. Available from: https://www.radiographyonline.com/article/S1078-8174(14)00101-1/pdf

19 International Atomic Energy Agency. Frequently asked questions about radiation doses in interventional fluoroscopy. 2017 [cited 15 May 2018]. Available from: https://www.iaea.org/resources/rpop/health-professionals/interventional-procedures/radiation-doses-in-interventional-fluoroscopy

20 International Commission on Radiological Protection. Doses. 201- [cited 15 May 2018]. Available from: http://www.icrp.org/icrpaedia/dose.asp

21 Bushong C. Radiologic science for technologists: physics, biology and protection. 10th ed. St Louis, Mo. Elsevier Mosby; 2013.

22 Weerakkody Y, Mann J. Anode Angle. 2018. In: RADIOPAEDIA [Internet]. Available from: https://radiopaedia.org/articles/anode-angle

23 Soares F, da Costa M, de Freitas B. Determinação da influência da angulação anódica na produção do feixe de radiação X. [Internet]. Periódicos IFSC. 2013[cited 27 April 2018];1:104-5. Available from: https://periodicos.ifsc.edu.br/index.php/rtc/article/viewFile/324/249

24 Conference of Radiation Control Program Directors, Inc. Dose-Area Product (DAP) [Internet]. 2001 [cited 5 May 2018]. Available from: https://www.orau.org/ptp/PTP%20Library/library/CRCPD/10-01_QA_DAP.pdf

25 Jones J, Pacifici S. Detective quantum efficiency [Internet]. 2018 [cited 6 May 2018]. Available from: https://radiopaedia.org/articles/detective-quantum-efficiency-1

26 Boice Jr J, Preston D, Davis F, Monson R. Frequent chest X-ray fluoroscopy and breast cancer incidence among tuberculosis patients in Massachusetts. - PubMed - NCBI [Internet]. 1991 [cited 13 May 2018];125(2):214-22. Available from: https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/1996380

27 Karami V, Zabihzadeh M, Danyaei A, Shams N. Efficacy of Increasing Focus to Film Distance (FFD) for Patient's Dose and Image Quality in Pediatric Chest Radiography [Internet]. 2016 [cited 10 April 2018];4(9):3421-29. Available from: http://ijp.mums.ac.ir/article_7319_4aecb8987a54a7b41388da8ea7706e04.pdf