

**INSTITUTO FEDERAL DE EDUCAÇÃO, CIÊNCIA E TECNOLOGIA DE
SANTA CATARINA
DEPARTAMENTO ACADÊMICO DE SAÚDE E SERVIÇOS
PÓS-GRADUAÇÃO STRICTU SENSU EM PROTEÇÃO RADIOLÓGICA**

**DESENVOLVIMENTO DE UM FILTRO MATEMÁTICO PARA MELHORIA DAS
RADIOGRAFIAS DE TÓRAX DE LEITO**

MARIA EDUARDA FERNANDES DA COSTA

FLORIANÓPOLIS, NOVEMBRO DE 2018

**INSTITUTO FEDERAL DE EDUCAÇÃO, CIÊNCIA E TECNOLOGIA DE SANTA
CATARINA
DEPARTAMENTO ACADÊMICO DE SAÚDE E SERVIÇOS
PÓS-GRADUAÇÃO STRICTU SENSU EM PROTEÇÃO RADIOLÓGICA**

MARIA EDUARDA FERNANDES DA COSTA

**DESENVOLVIMENTO DE UM FILTRO MATEMÁTICO PARA MELHORIA DAS
RADIOGRAFIAS DE TÓRAX DE LEITO**

Dissertação de Mestrado da Pós-graduação em Proteção Radiológica, do Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia de Santa Catarina como requisito de Mestre em Proteção Radiológica.

Orientador: Dr. Flávio Augusto Penna Soares
Coorientador: Dr. Marcos Scopel

FLORIANÓPOLIS, NOVEMBRO DE 2018

CDD 616.0757
C837d

Costa, Maria Eduarda Fernandes da
Desenvolvimento de um filtro matemático para melhoria das radiografias de tórax de leito [DIS] / Maria Eduarda Fernandes da Costa; orientação de Flávio Augusto Penna Soares; coorientação de Marcos Scopel – Florianópolis, 2018.

1 v.: il.

Dissertação de Mestrado (Proteção Radiológica) – Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia de Santa Catarina.

Inclui referências.

1. Radiografia do tórax. 2. Diagnóstico por imagem. 3. Filtro digital. 4. Radiografia de leito. 5. Melhoria da qualidade. I. Soares, Flávio Augusto Penna. II. Scopel, Marcos. III. Título.

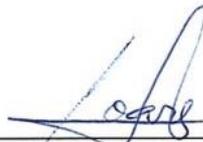
DESENVOLVIMENTO DE UM FILTRO MATEMÁTICO PARA MELHORIA DAS RADIOGRAFIAS DE TÓRAX DE LEITO

MARIA EDUARDA FERNANDES DA COSTA

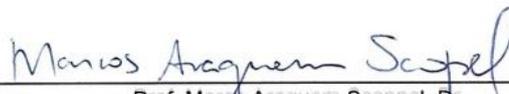
Esta dissertação foi julgada e adequada para obtenção do Título de Mestre em Proteção Radiológica, e aprovada em sua forma final pelo Programa de Pós-Graduação Stricto Sensu em Proteção Radiológica do Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia de Santa Catarina.

Florianópolis, 30 de outubro de 2018

Banca Examinadora:



Prof. Flávio Augusto Penna Soares, Dr.
Coordenador do Programa / Orientador
Instituto Federal de Santa Catarina



Prof. Marco Araquem Scoppel, Dr.
Coorientador
Instituto Federal de Santa Catarina



Profa. Tatiane Sabriela Camozzato, Dra.
Banca Examinadora
Instituto Federal de Santa Catarina



Prof. Luiz Felipe Nobre, Dr.
Banca Examinadora
Universidade Federal de Santa Catarina



Profa. Sandra Rua Ventura, Dra.
Banca Examinadora
Escola Superior de Tecnologia da Saúde do Porto

Dedico este trabalho a minha amada mãe que sempre me incentivou e me impulsionou a desbravar novos caminhos. Ao meu pai que sempre me apoiou seja qual fosse minha escolha.

E ao meu irmão que acreditou em mim desde o primeiro minuto da minha existência.

À minha pequena afilhada, Valentina, que é a luz do meu caminho.

AGRADECIMENTOS

Ao meu querido orientador, Dr. Flávio Augusto Penna Soares, por ter trabalhado junto comigo durante a caminhada, norteando os caminhos, estando sempre disponível para quaisquer questionamentos. E além disso sempre acreditando no meu potencial e incentivando a pesquisa.

Aos meus pais, Rita e Antônio, por me apoiarem a todo custo, me incentivarem e lembrando todos os dias o quanto eu sou capaz.

Ao meu irmão e minha cunhada, por estarem sempre presentes em todos os momentos proferindo palavras positivas e de incentivo.

Ao meu namorado, pela disposição em ajudar sempre que necessário, além do apoio moral.

Ao professor Peter Hogg da Universidade de Salford, por ter cedido o software para comparação das imagens.

Ao Dener, que junto a professora Sandra, cederam as imagens de pacientes reais.

*“Só se é curioso na proporção
de quanto se é instruído.”*

Jean Jacques Rousseau

DA COSTA, Maria Eduarda Fernandes. **Desenvolvimento de um filtro matemático para melhoria das radiografias de tórax de leito: uma nova perspectiva de qualidade da imagem**, 2018. 72p. Dissertação (Mestrado Profissional em Proteção Radiológica) – Programa de Pós Graduação Stricto Sensu em Proteção Radiológica, Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia de Santa Catarina, Florianópolis, 2018.

RESUMO

A radiografia de tórax de leito é uma importante ferramenta diagnóstica, já que os pacientes internados, impossibilitados de se locomoverem até as salas de exame de Raios X são assistidos diariamente por meio dessas imagens, as quais representam cerca de 30% do total de imagens de tórax. É sabido que é comum encontrar novos achados nessas imagens, solicitadas diariamente para muitos pacientes. Além disso tem-se o fato da baixa qualidade associada a essas imagens, devido ao local onde são adquiridas. Estando no leito não é possível posicionar o paciente da forma adequada, ele geralmente está com vários artefatos presos ao corpo, além dos equipamentos de Raios X usados para esse fim serem usualmente monofásicos, não tendo a mesma qualidade de tensão e corrente que os instalados dentro de uma sala, fazendo com que resulte em uma imagem com pouco contraste e pouco detalhamento. Esse estudo teve como objetivo desenvolver um filtro matemático para melhorar a qualidade das imagens da radiografia digital de tórax adquiridas no leito. Para isso utilizou-se de uma metodologia de caráter quase-experimental e exploratória de natureza qualitativa. Foram adquiridas imagens de um fantoma antropomórfico simulando situação de sala e situação de leito. O objetivo foi encontrar um filtro matemático capaz de aproximar numericamente as imagens, traçando alguns ROI's como regiões de interesse. A partir disso obteve-se 2 filtros: Contraste Adaptativo e Contraste Adaptativo + Equalização. Para validá-los visualmente, foram convidados profissionais com experiência em radiografias para avaliarem as imagens a partir de alguns critérios de avaliação pré-estabelecidos. Os avaliadores responderem as questões referentes a imagem original e as imagens com filtro. Foi possível concluir que os filtros funcionaram perfeitamente bem em imagens

de fantoma, assim como esperado numericamente. Ao serem aplicados em pacientes reais, foi possível observar que os avaliadores responderam que o ruído aumentou em todas as vezes que responderam acerca das imagens com filtro. Logo foi possível concluir que o filtro de contraste adaptativo puro se mostrou positivo em todas as situações (Fantoma, Paciente 1 e Paciente 2).

Palavras-Chave: Radiografia de Toráx, Diagnóstico por Imagem, Melhoria da Qualidade, Filtro Digital, Radiografia de leito.

DA COSTA, Maria Eduarda Fernandes. **Development of a mathematic filter for improvement of bed chest radiographs: a new perspective of image quality**, 2018. 72p. Mater Thesis (Professional Master in Radiological Protection) – Stricto Sensu Post-Graduate Program In Radiological Protection, Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia de Santa Catarina, Florianópolis, 2018.

ABSTRACT

Chest x-ray is an important diagnostic tool, since inpatients who are unable to move to the X-ray examination rooms are assisted daily through these images, which represent about 30% of the total images chest. It is well known that it is common to view new findings in these images, which are requested daily for many patients. In addition, there is the fact that the low quality associated with these images, due to the place where they are acquired. While in bed it is not possible to position the patient properly, he is usually with several accessories attached to the body, in addition to X-ray equipment used for this purpose are usually single-phase, not having the same voltage and current quality as those fixed equipment installed inside a room, resulting in an image with little contrast and little detail. The purpose of this study was to develop a mathematical filter to improve the quality of digital chest X-ray images acquired in the bed. For this, a methodology of quasi-experimental and exploratory character of a qualitative nature was used. Images of an anthropomorphic phantom simulating room situation and bed situation were acquired. The objective was to find a mathematical filter able to approximate numerically the images, tracing some regions of interest to evaluate the image quality. we obtained 2 filters: Adaptive Contrast and Adaptive Contrast + Equalization. To validate them visually, professionals with experience in radiography were invited to evaluate the images from some pre-established evaluation criteria. The evaluators answered questions regarding the original image and filter images. It was possible to conclude that the filters worked perfectly well on phantom images, as expected numerically. When applied in real patients, it was possible to observe that the evaluators answered that the noise increased in all the times that they

answered about the images with filter. It was soon possible to conclude that the pure adaptive contrast filter was positive in all situations (Phantom, Patient 1 and Patient 2).

Palavras-Chave: Thoracic Radiography, Diagnostic Imaging, Quality Improvement, Digital Filter, Bed Radiography.

LISTA DE FIGURAS

| | |
|--|----|
| Figura 1: Aquisição Direta. | 25 |
| Figura 2: Aquisição Indireta..... | 26 |
| Figura 3: Processo de cintilação. | 27 |
| Figura 4: a) Exposição Ideal. b) Sub exposição | 28 |
| Figura 5: Histograma imagem 8 bits / Imagem correspondente..... | 31 |
| Figura 6: Histograma Equalizado / Imagem correspondente. | 32 |
| Figura 7: Caixa de Diálogo ImageJ. | 34 |
| Figura 8: Fantoma LUNGMAN | 37 |
| Figura 9: Radiografia com GA Fantoma Lungman com nódulo..... | 37 |
| Figura 10: Radiografia com ROI'S. | 40 |
| Figura 11: Imagem original adquirida do fantoma. | 43 |
| Figura 12: Imagens originais. a) Paciente 1. b) Paciente 2. | 43 |
| Figura 13: Imagem do fantoma com CAp..... | 44 |
| Figura 14: Imagem com CAp. a) Paciente 1. b) Paciente 2. | 44 |
| Figura 15: Imagem Fantoma com CAp + Eq..... | 45 |
| Figura 16: Imagens com CAp + Eq. a) Paciente 1. b) Paciente 2. | 45 |
| Figura 17: Esquema Etapa 1..... | 46 |
| Figura 18: Esquema Grupo 2. | 47 |
| Figura 19: Imagem referência utilizada pelos participantes (Fantoma modelo: N1 "LUNGMAN", Kyoto Kagaku Co., Ltd., Kyoto, Japan). | 48 |
| Figura 20: Radiografia Fantoma Sala (125 Kv 3,6 mAs). | 50 |
| Figura 21: Imagem Fantoma Leito (81 Kv 3 mAs)..... | 51 |
| Figura 22: Imagem Leito após equalização..... | 54 |

LISTA DE GRÁFICOS

| | |
|--|----|
| Gráfico 1: Histograma Imagem Sala. | 52 |
| Gráfico 2: Histograma Imagem Leito. | 52 |
| Gráfico 3: Histograma Imagem Leito após equalização. | 53 |
| Gráfico 4: Resultado do questionário comparativo entre duas imagens originais. | 56 |
| Gráfico 5: Resultado do questionário comparativo entre as imagens do fantoma: original e filtro CAp. | 57 |
| Gráfico 6: Resultado do questionário comparativo entre as imagens do fantoma: Original e CAp + Eq. | 58 |
| Gráfico 7: Resultado do questionário comparativo entre as imagens do fantoma: CAp e CAp+Eq. | 58 |
| Gráfico 8: Resultado do questionário comparativo entre as imagens do paciente 1: original e CAp. | 59 |
| Gráfico 9: Resultado do questionário comparativo entre as imagens do paciente 1: CAp+Eq e Original. | 60 |
| Gráfico 10: Resultado do questionário comparativo entre as imagens do paciente 2: Original e CAp. | 60 |
| Gráfico 11: Resultado do questionário comparativo entre as imagens do paciente 2: Original e CAp+Eq. | 61 |

LISTA DE ABREVIATURAS

CAD - Conversor analógico-digital

CAp - contraste adaptativo puro

CAp + Eq - contraste adaptativo acrescido da equalização do histograma

CCD - Dispositivo de acoplamento de carga

CI - Cintiladores Inorgânicos

CR - Radiologia Computadorizada

DR - Radiologia Digital

FM - Fotomultiplicadoras

GA - Grade Antidifusora

ID - Imagem Digital

IE – Índice de exposição

LF - Luminescência foto estimulável

ROI - Região de Interesse

TFF - transistor de filme fino

UTI - Unidade de Terapia Intensiva

SUMÁRIO

| | | |
|-------|--|----|
| 1 | INTRODUÇÃO..... | 16 |
| 1.1 | Objetivo geral | 17 |
| 1.2 | Objetivos específicos..... | 17 |
| 1.3 | Justificativa | 18 |
| 2 | RADIOGRAFIA DE TÓRAX..... | 20 |
| 2.1 | Critérios de Qualidade de Radiografia de Tórax de Leito..... | 20 |
| 3 | IMAGEM DIGITAL | 23 |
| 3.1 | Composição da Imagem Digital..... | 23 |
| 3.2 | Detectores Digitais de Imagens Radiológicas | 24 |
| 3.1.1 | Aquisição Direta | 24 |
| 3.1.2 | Aquisição Indireta..... | 25 |
| 3.3 | Índice de exposição..... | 27 |
| 3.4 | Ruído..... | 29 |
| 3.5 | Algoritmos: Filtros Digitais | 29 |
| 3.4.1 | Histograma..... | 30 |
| 3.4.2 | Contraste Adaptativo..... | 33 |
| 4 | METODOLOGIA..... | 35 |
| 4.1 | DELINEAMENTO DA PESQUISA..... | 35 |
| 4.2 | MÉTODOS APLICADOS..... | 36 |
| 4.3 | Aspectos éticos | 48 |
| 5 | RESULTADOS E DISCUSSÃO | 50 |
| 5.1 | resultado primeira FASE | 50 |
| 5.2 | resultado segunda FASE..... | 51 |
| 5.3 | RESULTADOS TERCEIRA FASE..... | 51 |
| 5.4 | RESULTADOS QUARTA FASE | 56 |
| 5.5 | DISCUSSÃO | 61 |
| 6 | CONSIDERAÇÕES FINAIS..... | 62 |
| | REFERÊNCIAS..... | 63 |
| | APÊNDICES..... | 67 |
| | ANEXOS | 72 |

1 INTRODUÇÃO

Desde muito tempo radiografias de tórax são consideradas uma importante ferramenta na medicina, tanto para diagnóstico quanto para acompanhamento de patologias (BENTZ; PRIMACK, 2015). Na década de oitenta, estudos como o de Janower, Jennas-Nocera e Mukai (1984) já apontavam que os exames de tórax de leito representavam cerca de 30% do total dos exames de tórax, os autores assinalaram que é bastante comum encontrarmos novos achados em exames de rotina de leito de tórax, que não puderam ser observados no quadro clínico do paciente. E a avaliação da imagem é a principal responsável pela mudança no tratamento do paciente.

Apesar de radiografias de leito serem solicitadas com muita frequência, estudos apontam que elas podem ser um desafio na hora da interpretação pelo radiologista (JENSEN; MEYER, 2015). Esse desafio pode ser resultado de diversas variáveis; uma das questões é que essa imagem não será adquirida na sala de exames nas condições normais, logo não será possível utilizar o bucky mural ou o bucky mesa com as devidas grades antidifusoras. Outro fator é a distância foco-filme, segundo já contempla a literatura, as imagens de leito são adquiridas a uma distância inferior às adquiridas na sala de exame; devido à falta de mobilidade do paciente, e as condições do exame, o mesmo é adquirido em posição antero-posterior (AP) (BONTRAGER, LAMPIGNANO; 2015). Além disso, há muitos artefatos presentes nessa imagem, os pacientes de leito geralmente estão com cateteres, eletrodos, que produzem artefatos na imagem. Todas essas variáveis juntas, afetam muito a qualidade da imagem a ser avaliada (BUSHONG, 2013).

Fora os aspectos operacionais, ainda há a questão elétrica do equipamento utilizado. Há no mercado basicamente equipamentos de radiográficos monofásicos e os de alta frequência. Os monofásicos, eram, até então os mais comumente utilizados para equipamentos móveis, já que esse tipo pode ser ligado em qualquer tomada simples. Porém o formato de onda responsável pela tensão nesses equipamentos, resulta em uma qualidade inferior de Raios X, já que a tensão vai de zero à tensão nominal, entregando fótons de energias não uniformes. Já o sistema de alta frequência emite 12 pulsos em sequência, logo antes que o primeiro pulso acabe, o outro é enviado, variação da tensão, sendo em média igual a 4% do valor nominal. Hoje muitos equipamentos móveis já utilizam capacitores, dessa forma, podem ser ligados em tomadas comuns e de alta frequência concomitantemente (SOARES, 2015).

Dentre todos os problemas encontrados na prática dos exames de tórax de leito, está a perda na qualidade da imagem. Qualidade de imagem em radiografias de tórax é um tema bastante complexo, já que não há um consenso sobre o que é uma imagem boa ou uma imagem ruim no que diz respeito ao processamento de imagem. (ULLMAN et al., 2006). Porém é consensual entre os radiologistas o efeito negativo da radiologia digital na qualidade de imagem, que é a inserção do ruído de imagem. O ruído pode comprometer a visualização de certas estruturas menores e conseqüentemente compromete o diagnóstico do paciente a ser avaliado. O ruído é inevitável em imagens digitais, porém ele pode ser minimizado a fim de não comprometer a visualização das estruturas de interesse (LIN, 2010; VELDKAMP; KROFT; GELEIJNS, 2009; HÅKANSSON et al, 2005; BUSHONG, 2013).

Um dos fatores que geram ruído na imagem é a dose utilizada na aquisição. É incomum se obter na radiografia digital imagens superexpostas ou sub expostas devido a ampla faixa dinâmica de detecção dos detectores digitais. Porém, caso seja aplicada valores de tensão e corrente abaixo do necessário para atravessar a estrutura do paciente, e então chegar fótons suficientes no detector, o ruído se apresenta de forma mais intensa. Outro fator que influencia no ruído são os filtros de pós-processamento. Esses filtros podem compensar a falta de informação obtida pelos detectores (baixa energia) ou até mesmo corrigir ruído proveniente de energias baixas vindas da falta de filtração pela grade antidifusora (GA) (VELDKAMP; KROFT; GELEIJNS, 2009; BUSHONG, 2013; LIN, 2010).

Diante dessa questão nasce a pergunta norteadora da pesquisa: De que forma é possível melhorar a qualidade de imagem das radiografias digitais de tórax adquiridas no leito utilizando processamento digital?

1.1 Objetivo geral

Desenvolver um filtro matemático para melhorar a qualidade das imagens da radiografia digital de tórax adquiridas no leito.

1.2 Objetivos específicos

- Propor critérios de avaliação para comparação entre as imagens obtidas de leito e sala.
- Definir Regiões de Interesse (ROI's) em regiões anatômicas para correlacionar aos critérios de avaliação.

- Analisar as imagens adquiridas nas condições de leito e sala por meio dos ROI's.
- Avaliar o desempenho do filtro desenvolvido por meio da análise das imagens finais e os critérios de avaliação, com auxílio de profissionais da radiologia.

1.3 Justificativa

Quando falamos em imagem digital, estamos sempre atrelados ao tema de melhoria da imagem. Isso é aplicado para qualquer imagem digital, desde uma fotografia a imagens de satélite do sistema solar. A ideia de melhoria da imagem é aprimorar algum aspecto da imagem, expor algum detalhe que estava, até então, obscuro. Porém melhorar a qualidade da imagem é um tema bastante subjetivo e deve ser tratado de maneira mais delicada principalmente em imagens médicas para diagnóstico. Por exemplo, quando aumentados o contraste de uma imagem, isso pode parecer uma imagem “mais bonita”, porém não necessariamente melhor para diagnosticar uma patologia, por exemplo. E mensurar isso é ainda mais complicado, já que depende da experiência do médico que dará o laudo e da maneira que o olho dele está treinado para um determinado padrão de imagem. (GONZALEZ, WOODS; 2008; BUSHBERG; BOONE, 2011).

Hoje é sabido que radiografias de tórax de leito são de suma importância para tomada de decisão no que diz respeito ao tratamento do paciente internado em Unidades de Terapia Intensiva (UTI) (BENTZ; PRIMACK, 2015). Para Mortani Barbosa et al (2016) as radiografias de tórax de rotina de leito são os principais meios de comunicação entre os radiologistas e os pacientes. Tanto as imagens quanto a análise do radiologista, são documentações importantes, inclusive para implicações médico-legais assim como ferramenta de qualidade no cuidado do paciente. Ou seja, as radiografias de leito feitas nas Unidades de Terapia Intensiva são ferramentas imprescindíveis para o diagnóstico.

Para aquisição de radiografias de leito as condições não são perfeitas, ou seja, para Bontrager e Lampignano (2015) a situação ideal seria adquirir a imagem com uma distância foco-filme a 1,80 m, por uma questão de geometria entre o tamanho do tórax e a área útil da imagem; com o paciente em posição ortostática pósterio-anterior (PA), para que não haja um aumento da área cardíaca; utilizando o bucky mural com grande antidifusora. É indicado utilizar valores altos de tensão, em torno de 120 kV e o produto corrente e tempo baixo, em torno de 3 mAs. Porém quando é solicitado uma aquisição de uma radiografia de tórax no leito é provável que o paciente não esteja em condições de se levantar e dirigir-se até a sala de radiologia. Logo a imagem é adquirida em decúbito dorsal, ou seja em posição

antero-posterior (AP); com uma distância geralmente próxima a um metro, sem GA e com valores de tensão mais baixos devido à capacidade dos equipamentos móveis (BOR, 2016).

2 RADIOGRAFIA DE TÓRAX

Para que se possa compreender a temática da pesquisa, o capítulo 2 servirá como contextualização dos aspectos pertinentes a radiografia de tórax, levando em consideração a história, aplicação e critérios radiológicos de qualidade. Além de esmiuçar o que diz respeito a formação da imagem radiológica abordando alguns modelos de detectores e processamentos que a imagem pode ser submetida. No capítulo 3 para entendimento geral tratar-se-á da composição de uma imagem digital no seu conceito geral, algumas de suas propriedades, como por exemplo os histogramas e algumas das possíveis edições para que então possamos tratar de algoritmos utilizados no processamento da imagem.

A radiografia de tórax é uma imagem que pode trazer muitas informações clínicas acerca de um paciente. Ela abrange uma grande área anatômica, e apesar de ser solicitada principalmente para visualizar os pulmões; a traqueia, as clavículas, as escápulas e as costelas também podem ser visualizadas. Logo, é uma imagem com muitos detalhes a serem evidenciados para que possam ser avaliados (BONTRAGER; LAMPIGNANO, 2015).

2.1 Critérios de Qualidade de Radiografia de Tórax de Leito

Bontrager e Lampignano (2015), Carmichael et al. (1996) e Kwon et al. (2014) afirmam que para garantir que o diafragma se mova bem para baixo e para que seja possível visualizar com clareza níveis de ar e líquido nos pulmões é preferível que se adquira a imagem em ortostase. E para evitar uma distorção na área cardíaca, ou seja, ela aparentar-se maior ou menor que o tamanho real, é necessário que não haja rotação do paciente, mesmo que discreta.

Para ter como resultado uma imagem que atenda aos critérios de imagiologia, o posicionamento e a técnica aplicada durante a aquisição devem também atender aos critérios da literatura. O paciente deve inspirar e expirar, e na segunda inspiração profunda a imagem deve ser adquirida, os ombros devem estar em rotação interna para que as escápulas não fiquem na frente dos pulmões. (BONTRAGER; LAMPIGNANO, 2015).

Os critérios mais comumente adotados e citados, por já estarem consolidados há anos e ainda assim não serem obsoletos, são os descritos pela Comissão Europeia (CARMICHAEL, 1996). Mraity et al, 2014, compilou esses critérios, e acrescentou alguns

outros baseados no que já existia na diretriz, e listou 22 critérios para avaliação de uma imagem de tórax, os critérios foram traduzidos e dispostos no Quadro 1.

Quadro 1: Critérios Avaliação Tórax.

| |
|---|
| Os processos espinhosos das vértebras torácicas T1 a T4 são visualizados adequadamente. |
| As costelas anteriores são adequadamente visualizadas através do coração. |
| Os corpos vertebrais não são suficientemente visualizados através do coração |
| Os padrões vasculares dos pulmões são visualizados adequadamente na região retro-cardíaca |
| A carina é visualizada com nitidez. |
| Os espaços do disco vertebral são visualizados claramente. |
| O mediastino é visualizado claramente. |
| Existe uma clara diferenciação entre tecidos moles e osso. |
| Há um bom contraste entre estruturas cheias de ar e os tecidos / estruturas circundantes. |
| Os padrões trabeculares dos ossos são claramente visualizados. |
| A traquéia é visualizada claramente. |
| Os padrões vasculares dos pulmões não são claramente visualizados. |
| O ângulo costofrênico esquerdo está nitido. |
| O ângulo costofrênico direito está nitido. |
| O ângulo cardiofrênico esquerdo está nítido. |
| O ângulo cardiofrênico direito está nítido. |
| As bordas do coração e da aorta estão visualizadas com nitidez. |
| Os brônquios proximais são visualizados nitidamente. |
| A traquéia não é definida agudamente. |
| O hemidiafragma esquerdo é visualizado nitidamente. |
| O hemidiafragma direito é visualizado nitidamente. |
| Há uma quantidade significativa de ruído nesta imagem. |

Fonte: Traduzido de Mraity et al, 2014.

Conforme Mraity et al (2016) listou, são várias estruturas presentes em uma imagem de tórax e cada uma tem sua importância diagnóstica, logo todas devem estar bem caracterizadas para que se possa considerar a imagem de qualidade. É possível ver que o último item, referente ao ruído, não estava presente na diretriz de 1996, já que esse aspecto está diretamente ligado a imagem digital, e pelo ano de publicação, conclui-se que não era um aspecto relevante a época.

3 IMAGEM DIGITAL

Uma imagem, segundo Gonzalez e Woods (2008), é uma função de intensidade $\{f(x,y)\}$, onde x e y são as coordenadas espaciais e f representa o valor do nível de cinza no ponto das coordenadas. Quando x , y e f representam valores finitos, então a função pode ser chamada de imagem digital (ID). Cada ID é formada por um número de elementos $x * y$ e cada um tem um valor (f) finito, esses elementos são comumente chamados de *pixels*, *acrônimo de Picture element (elemento de fotografia)*. A imagem é o resultado da projeção de um objeto tridimensional em um espaço bidimensional; assim como é perdida uma coordenada na projeção, há perda de informação; nas radiografias essa perda de coordenada resulta na sobreposição de estruturas anatômicas na imagem.

3.1 Composição da Imagem Digital

O que caracteriza uma imagem radiográfica é o tamanho do seu elemento fundamental – pixel, e a quantidade deles. Ou seja, o tamanho de pixel define a qualidade da imagem e sua resolução, quanto menor melhor a qualidade da imagem; e a quantidade de pixel para definir o seu tamanho, quanto mais pixels tiver a imagem, maior ela será. Outra característica é a profundidade da imagem a qual chamamos de bits, é ele quem define a cor do pixel. Quanto maior a quantidade de bits, maior a escala de cores da imagem. Quando tratamos de radiografia, usualmente não utilizamos escala de cores, logo a quantidade de bits da imagem representa a escala de tons de cinza que a imagem possui. (BUSHBERG; BOONE, 2011; GONZALEZ; WOODS, 2008; NERI; CARAMELLA; BARTOLOZZI, 2008).

Com o avanço da tecnologia a área médica está cada vez mais dependente das imagens digitais, e como há limitações tanto da visão humana, quanto da capacidade de reprodução do mundo real no mundo digital, a tecnologia também auxilia para aumentar o aproveitamento das informações contidas em uma imagem. Para isso existem os métodos de processamento de imagem que permitem alterar as características e qualidade das imagens digitais (SEERAM, 2010; CALIER, 2006).

Os métodos em que há ajuste da imagem para melhorar a visualização, estão, na essência, sempre baseados na percepção da imagem pelo olho humano. Ou seja, o que visualizamos é uma representação em diferentes intensidades luminosas de objetos, no caso da imagem médica, de estruturas anatômicas. Ao manipular as imagens, fazemos

com que as intensidades de estruturas próximas, por exemplo, se distanciem, dessa forma, é possível diferenciá-las com mais facilidade a olho nu (CROMARTIE; PIZER, 1991).

Além dos métodos de processamento, outro ponto positivo é a globalização do diagnóstico. A radiologia digital trouxe com ela a comunicação universal das imagens médicas, a qual chamamos de DICOM (*Digital Imaging and Communications in Medicine*). Como se fosse uma extensão dos arquivos de imagem, esse formato representa um conjunto de normas para tratamento, armazenamento e transmissão de informação médica, ou seja, um protocolo estruturado que proporciona a comunicação entre qualquer sistema que utilize esse protocolo. Dessa forma nasceu a telerradiologia, e por meio dela a possibilidade de trocar informações entre radiologistas a distância, terceirizar o serviço de laudos, independente da distância física entre o serviço de aquisição de imagens e o local onde está o radiologista responsável (NERI; CARAMELLA; BARTOLOZZI, 2008; DOUGHERTY, 2011).

3.2 Detectores Digitais de Imagens Radiológicas

A radiologia digital é a tecnologia mais moderna dentro do setor de radiodiagnóstico para aquisição de radiografias. Esse método de aquisição de imagem radiográfica pode ser de forma direta ou indireta (BUSHONG, 2013; KROFT et al, 2005).

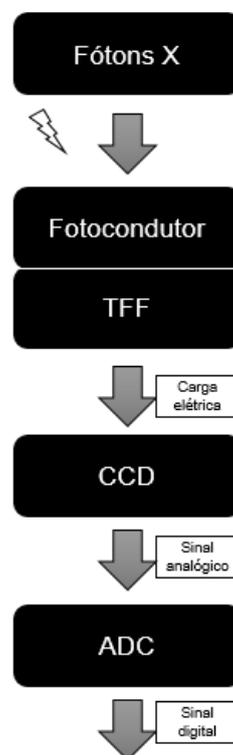
3.1.1 Aquisição Direta

O sistema de aquisição direta de imagens radiográficas conta basicamente com três componentes: um fotocondutor, um transistor de filme fino (TFF) e um dispositivo de acoplamento de carga (CCD). O componente principal, e pelo qual o sistema direto fica conhecido é o fotocondutor, que tem como elemento mais comum na aplicação da radiologia digital, o selênio amorfo (a-Se). Esse elemento tem a função de converter os fótons incidentes em cargas elétricas que são armazenadas pelo CCD. O conjunto fotocondutor/CCD equivale ao tamanho do pixel do sistema. Durante o processo, basicamente ocorre a conversão da radiação incidente em carga elétrica pelo fotocondutor, logo essa carga é transformada em sinal analógico pelo CCD e em seguida o conversor

analógico-digital converte em sinal digital, conforme demonstrado na Figura 1 (FASBENDER; SCHAETZING, 2003; YAFFE, 2010; SEERAM, 2010).

Nesse tipo de sistema, para Fasbender e Schaetzing (2003), é importante calcular o fator de preenchimento. A área sensível do detector não corresponde ao tamanho do pixel, logo sempre haverá uma perda de informação. O fator de preenchimento é representado pela razão entre a área sensível e a área total do pixel, a área considerada perdida corresponde a eletrônica do sistema e atua diretamente na resolução espacial da imagem (BUSHONG, 2013; SEERAM, 2010).

Figura 1: Aquisição Direta.



Fonte: Do autor.

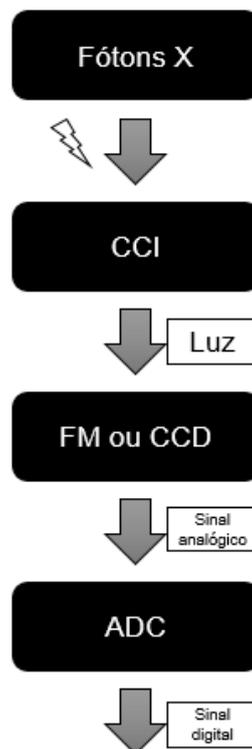
3.1.2 Aquisição Indireta

A aquisição indireta utiliza cristais cintiladores inorgânicos (CI) para conversão dos raios X em luz, logo em seguida um dispositivo de acoplamento de carga (CCD) ou uma fotomultiplicadora (FM) faz a leitura da luz emitida pelo cristal e converte em carga elétrica. A última etapa é converter a carga elétrica em sinal digital, que é feito por outro

dispositivo chamado de conversor analógico-digital (ADC). Os dois possíveis arranjos de DR indireto estão dispostos na Figura 2. (VELDKAMP; KROFT; GELEIJNS, 2009; BUSHONG, 2013; WALKER; HALLIDAY; RESNICK, 2009).

Os cristais cintiladores são geralmente feitos por elementos de alto número atômico: halogênios e metais alcalinos; com características fluorescentes e higroscópicas. Na maioria dos casos são cristais muito pequenos devido à dificuldade em produzir o crescimento dos mesmos. A função do cristal na detecção da radiação é basicamente transformar a energia depositada em luz visível. O processo de produção da luz visível é baseado na absorção da energia, depositada pela radiação incidente, pelos elétrons do material cintilador. Esses elétrons se excitam com a energia em excesso, por sua vez excitam outros elétrons que estão na camada de valência, os quais saltam para a banda de condução; a emissão dos fótons de luz ocorre no processo de retorno desses elétrons a banda de valência (AHMED, 2007). O processo pode ser visualizado pela Figura 3.

Figura 2: Aquisição Indireta.

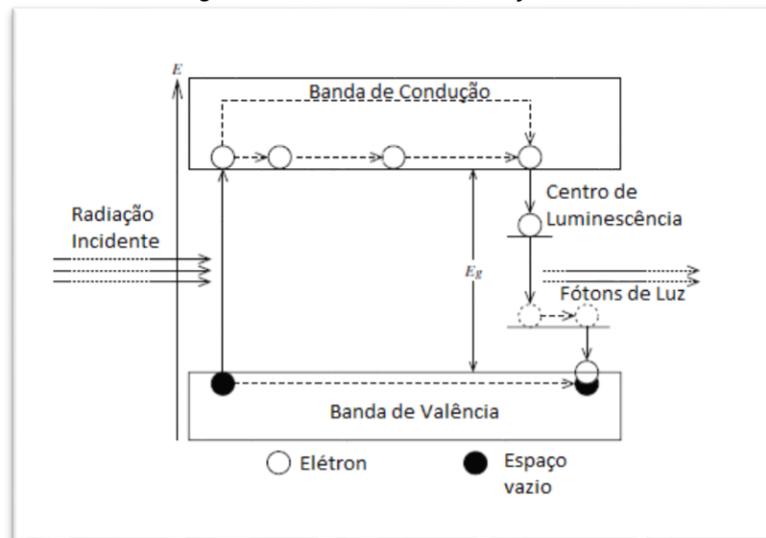


Fonte: Do autor.

Os cristais cintiladores utilizados para radiologia digital mais conhecidos são o iodeto de sódio (CsI) e o oxissulfato de gadolínio (Gd_2O_2S). Junto com os materiais citados é utilizada uma impureza na construção do cristal, que segundo Costa (2006) é chamado de material ativador. Esse ativador serve para criar níveis energéticos diferentes da banda

de valência e banda de condução do próprio material, a fim de impedir a excitação dos elétrons pela energia reincidente do processo de cintilação primário além de, dependendo do material, produzir luz visível de outras faixas de energia indo ao encontro das características do fotocondutor utilizado (COSTA, 2006; SEERAM, 2010).

Figura 3: Processo de cintilação.



Fonte: Do autor.

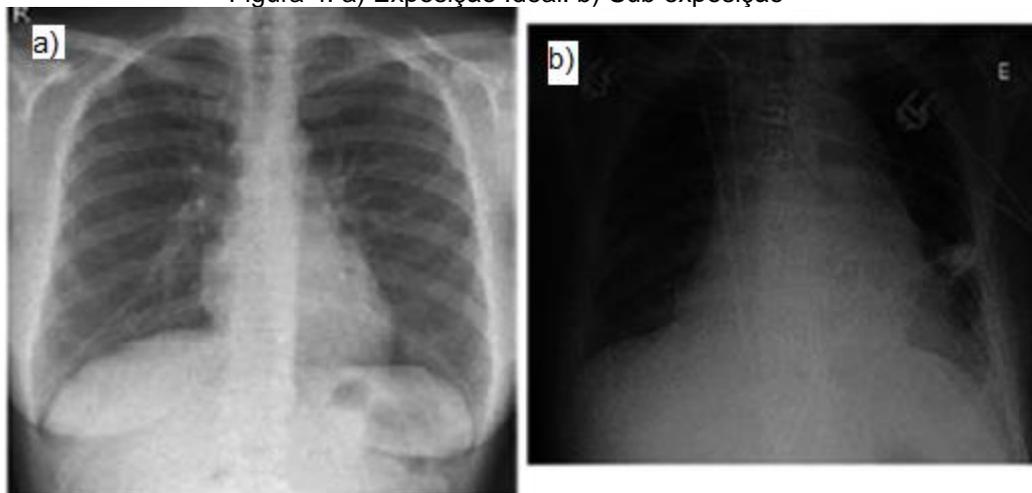
3.3 Índice de exposição

Ainda que dentro do universo de imagens digitais existam infinitas possibilidades de ajustes e processamentos, Lança e Silva (2012) deixam claro que mesmo assim os níveis de exposição exercem grande influência na qualidade da imagem. O que acontece na radiologia digital, é que praticamente a qualquer valor de tensão, corrente e tempo que o paciente for exposto, ainda assim haverá uma formação de imagem. Porém, a imagem formada não será necessariamente adequada para o diagnóstico.

Como existem processamentos feitos automaticamente na imagem pelo sistema de aquisição, não é possível definir uma superexposição e uma subexposição apenas levando em consideração a densidade da imagem. Há uma tendência em classificarmos uma imagem muito escura como superexposta e uma imagem clara como subexposição. Isso ocorre devido a resposta natural que se tinha ao utilizar o sistema de processamento manual de imagens radiológicas (BUSHONG, 2013). Na Figura 4, a seguir vemos

radiografias digitais onde a imagem (a) representa uma imagem com exposição ideal e (b) uma imagem de subexposição, é possível observar que a relação densidade e exposição vai de encontro ao conceito utilizado em radiografias convencionais.

Figura 4: a) Exposição Ideal. b) Sub exposição



Fonte: LANÇA; SILVA, 2012.

A eficiência quântica é utilizada para mensurar a eficiência de sistemas de aquisição de imagens radiográficas, e é baseada na capacidade que o material utilizado tem de absorver as partículas/fótons incidentes. A equação matemática para calcular essa eficiência quântica depende do princípio físico usado na detecção, de qual tipo de radiação está incidindo, e do material utilizado para detectar. Conceituando de uma maneira geral: as equações relacionam a razão da quantidade de energia que incide sobre a quantidade de energia que é detectada (AHMED, 2007; RABBANI; VAN METTE; SHAW, 1987).

E é baseado na eficiência quântica do sistema que é calculado o índice de exposição (IE) de radiografias digitais. O IE é um recurso do fabricante disponibilizado no software vinculado ao sistema de aquisição de imagem: radiologia digital (DR) ou radiologia computadorizada (CR) (BUSHONG, 2013). Esse recurso auxilia os profissionais das técnicas radiológicas a verificarem se os valores de tensão, corrente e tempo que estão sendo utilizados estão adequados (FURQUIM; COSTA, 2009).

O IE é de suma importância pois antes da era digital, os profissionais podiam mensurar se houve uma superexposição ou uma subexposição por meio da densidade visualizada no filme processado, baseados na curva de velocidade do filme (BUSHONG, 2013). Com a radiologia digital e com os processamentos de imagem, a densidade da imagem não pode ser utilizada como parâmetro, ou seja, uma imagem muito clara não significa subexposição assim como uma imagem escura não significa superexposição.

Dessa forma, o profissional deve estar atento ao índice de exposição para alcançar a exposição ideal ao paciente (FURQUIM; COSTA, 2009).

3.4 Ruído

É bem comum encontrarmos ruídos em imagens médicas digitais, nas radiografias eles são resultados diretos da falta de informação. Ou seja, sempre que faltar radiação em uma radiografia, indicada pelo índice de exposição, essa imagem apresentará ruído. Além do ruído ser proveniente da aquisição, ele pode ser adicionado por algum processamento. O ruído, conceitualmente falando, é quando em uma região temos uma média de pixels com valores iguais a 200, e alguns poucos pixels valendo em torno de 10, logo a minoria é considerado ruído. Para medir o ruído é utilizado o sinal-ruído, ou seja, a relação entre o valor de média do sinal (densidade) com o valor de desvio padrão. (LANÇA; SILVA, 2012, PREIM; BARTZ, 2007, FRONER et al., 2016).

Muitos dos métodos de manipulação de imagens médicas buscam a diminuição do ruído, porém muitos, por sua vez, acabam aumentando o ruído aparente das imagens. É importante ressaltar que ao avaliar o ruído, por meio da medida sinal-ruído, deve-se avaliar uma região que contemple apenas uma estrutura. Por exemplo, se selecionarmos a imagem inteira, o sinal-ruído não é um valor representativo de ruído, pois é normal que haja pixels de todos os valores ao longo da imagem. Porém se definirmos um *Region Of Interest* (ROI) que contemple apenas área cardíaca, todos os pixels que não forem representados por valores próximos a média, podem ser considerados ruídos. (LANÇA; SILVA, 2012, PREIM; BARTZ, 2007, FRONER et al., 2016).

3.5 Algoritmos: Filtros Digitais

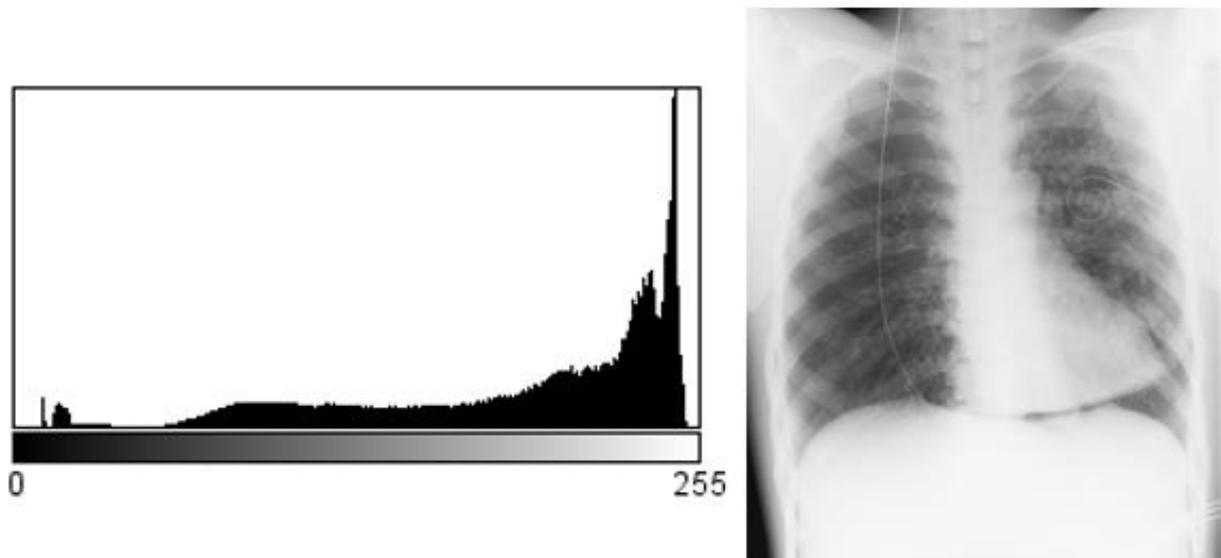
A vantagem mais exaltada da radiologia digital é a possibilidade de manipular as imagens adquiridas. Ou seja, por meio de processamentos, manusear as imagens a fim de mostrar uma nova perspectiva, sempre com o cuidado de não obscurecer algum dado importante e não criar dados que não existam. Para Gonzalez e Woods (2008) a diferença entre a manipulação positiva e negativa pode ser exemplificada pela manipulação em

imagens fotográficas. Quando tiramos uma foto durante o dia e ela fica escura, parecendo que foi feita à noite, pode-se utilizar alguns filtros e clarear a imagem a ponto de mostrar a situação real: uma foto diurna; isso não deixa de ser uma manipulação, alterando a imagem original, porém o resultado final retrata a realidade, logo podemos chamar de uma manipulação positiva. Em uma outra situação na qual a foto foi feita durante a noite e aplicamos processamentos e filtros a fim de parecer ter sido feita durante o dia, estamos manipulando a imagem original e não estamos retratando a realidade. É uma linha bastante tênue entre os exemplos, e tratando-se de filtros e processamentos para imagens médicas, a linha além de tênue é bastante perigosa, já que retratar uma inverdade em uma imagem médica pode ser perigoso para o médico e para o paciente (LANÇA; SILVA, 2012).

3.4.1 Histograma

Para Preim e Bartz (2007) um histograma é a distribuição da frequência dos níveis de cinza, a qual indica a probabilidade com que cada nível pode aparecer na imagem. Mais simplificada, o histograma de uma imagem, é a representação gráfica da quantidade de pixels (eixo Y) de uma imagem em cada tom de cinza possível (eixo X). Caso uma imagem esteja em 8 bits, ela poderá variar os tons de cinza em 256 níveis, ou seja, o seu histograma irá de 0 a 255, conforme a Figura 5. E a quantidade de pixels vai depender da resolução da imagem em questão (LANÇA; SILVA, 2012). O histograma da Figura 5 representa uma imagem de 9,1 MB, ou seja, no eixo vertical ela possui 3408 pixels e no eixo horizontal 2792 pixels, demonstrada ao lado. Dessa forma podemos concluir que o gráfico representa 9 515 136 pixels distribuídos nos 256 níveis de cinza. É possível realizar diversas operações matemáticas envolvendo histogramas, e conseqüentemente alterar a imagem correspondente.

Figura 5: Histograma imagem 8 bits / Imagem correspondente.



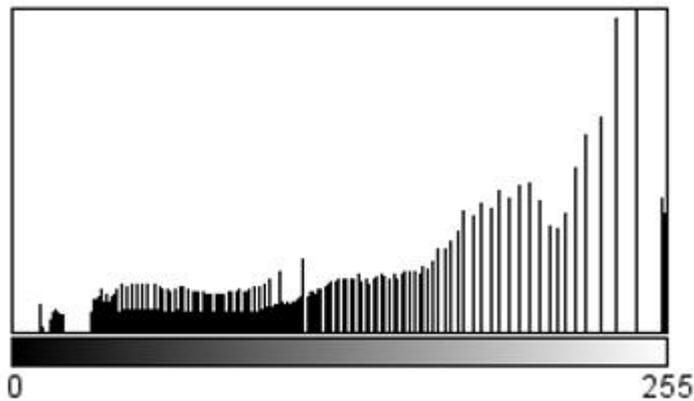
Fonte: Do autor.

Processamentos na imagem podem ser definidos como filtros matemáticos que vão exercer sobre a imagem alguma alteração. Toda imagem tem um histograma, considerando que o filtro seja uma equação matemática, logo aplicando uma equação em um histograma, é possível perceber o deslocamento, aumento ou diminuição das curvas, dessa forma a imagem correspondente ao histograma após a aplicação de alguma equação será diferente da original (NERI; CARAMELLA; BARTOLOZZI, 2008; DOUGHERTY, 2009).

Nas operações envolvendo histograma, o que pode ser feito é trabalhar com a intensidade de nível de cinza de cada pixel. Existem duas possibilidades mais simples: equalização e normalização. Dessa forma, eles se deslocam no histograma e alteram a imagem final. Para exemplificar vamos usar o exemplo da equalização (BANKMAN, 2008).

Nessa operação o gráfico é redistribuído, fazendo que as quantidades de pixels de cada tom de cinza sejam mais próximas. Na Figura 6, podemos observar o histograma da Figura 5 equalizado e o resultado na imagem alterada à direita.

Figura 6: Histograma Equalizado / Imagem correspondente.



Fonte: Do autor.

Para dar origem a radiografia mostrada na Figura 6, é necessário aplicar uma equação na radiografia da Figura 5. A Equação 1, segundo Dougherty (2011) representa a equalização do histograma. Aonde “ $T(r)$ ” representa o novo valor de densidade para o pixel, “ r ” o valor de densidade inicial, “ $r_{m\acute{a}x}$ ”, o menor valor de densidade possível no intervalo, “ $r_{m\acute{i}n}$ ” o maior valor de densidade possível no intervalo, e “ L ” a quantidade total de tons de cinza. Ao utilizar a equação é necessário arredondar o resultado para o número inteiro mais próximo.

$$T(r) = \left(\frac{r - r_{m\acute{i}n}}{r_{m\acute{a}x} - r_{m\acute{i}n}} \right) (L - 1)$$

Ao equalizar, podemos utilizar o intervalo máximo da escala de cinza (ex.: 0 a 255), ou equalizar por partes; e em ambas as situações, é possível acrescentar um valor a fórmula com o objetivo de deslocar o histograma. Por exemplo, se além de utilizar a equação, eu acrescentar 20, o primeiro valor de pixel será igual a 20, logo o gráfico vai ser deslocado para iniciar em 20.

A equalização, para diversos autores, como Preim e Bartz (2007) Dougherty (2009), é a operação mais comum feita com histograma, e serve para melhorar o contraste, ou seja, aumentar a diferença entre os valores de pixels de diferentes estruturas. Dougherty (2009) alerta que a equalização de histogramas pode não ser eficiente em imagens médicas, já que a redistribuição da imagem como um todo, sem levar em consideração

regiões, pode acarretar em perda de informações importantes. Dessa forma é indicado que se utilize a equalização por blocos, na qual o cálculo vai sendo aplicado em conjuntos de dados separadamente, de forma que a alteração de pixel seja individual, e não do grupo inteiro. Porém é um processo que pode ser muito demorado já que a alteração vai sendo feita em pequenos blocos de pixels. E ainda assim pode gerar artefatos quadrangulares, já que é montado bloco a bloco.

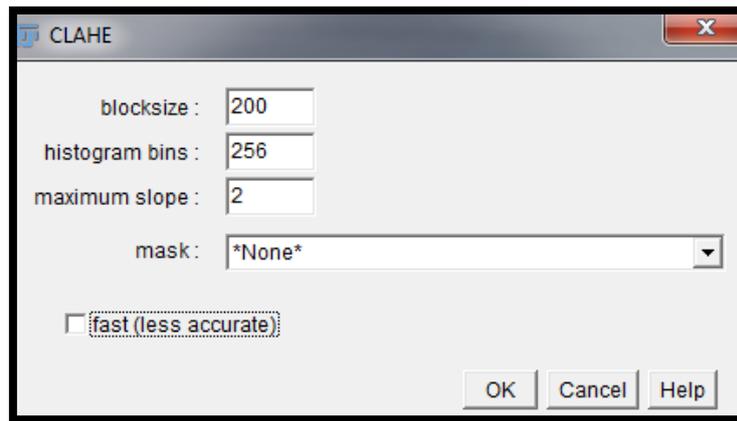
3.4.2 Contraste Adaptativo

Cromartie e Pizer (1991) explicam o Contraste Adaptativo apontando as diferenças em relação a equalização do histograma. Ele atua de maneira local, ou seja, em blocos, como sugeriu Dougherty (2009). Dessa forma aumenta o contraste das estruturas, utilizando a equalização, porém agindo em pequenos blocos que se sobrepõem. O aparecimento ou não de artefatos quadrangulares, está ligado ao tamanho dos blocos que serão definidos.

Para equalizar bloco a bloco, o software precisa consultar cada pixel e seus vizinhos, alterar o valor ou não de acordo com as possibilidades apresentadas, dessa forma é bem lento. Para isso alguns softwares já apresentam plug-ins prontos para execução do processo. No ImageJ, apesar de oferecer o plug-in pronto, por ser um software livre, ele permite que os parâmetros do processamento sejam definidos pelo operador. Entre os parâmetros que devem ser definidos para que se aplique o Contraste Adaptativo, temos o tamanho do bloco, esse dado corresponde a região em torno de um pixel para qual o histograma será equalizado. Outro parâmetro é o tamanho do histograma, corresponde ao número de posições que o pixel vai poder ocupar, esse deve sempre ser menor ao equivalente a profundidade da imagem, ou seja, se for uma imagem de 8 bits, o valor não deve ser maior que 256. É preciso definir também a inclinação máxima de contraste, o limite no qual o contraste poderá ser aumentado, quando o valor é igual a 1, significa que a imagem permanecerá igual. (ZUIDERVELD, 1994).

Na Figura 7 podemos observar a caixa de diálogo que deve ser preenchida no ImageJ ao selecionar o processamento Contraste adaptativo, chamado de “CLAHE”.

Figura 7: Caixa de Diálogo ImageJ.



Fonte: ImageJ.

Para Zuiderveld (1994), grandes picos em um histograma, no geral, significam ruído. Logo essa seria a grande justificativa em equalizar um histograma. Porém para garantir uma análise pixel a pixel, a opção do contraste adaptativo, prevê de maneira mais eficiente o que seria realmente um ruído ou uma informação da imagem. Dessa forma no processamento de contraste adaptativo, a imagem é dividida em blocos, definido pelo campo “blocksize” da Figura 7, no qual a equalização vai agir, assim consecutivamente. Mas cada bloco se sobrepõe ao outro, fazendo com que o máximo de informação relevante na imagem seja mantida. Dentro do ImageJ, como mostra a Figura 7, ainda é possível utilizar uma máscara “mask”, na qual é selecionada uma outra imagem para que o processamento se baseie (FERREIRA; RASBAND, 2018).

Devido a quantidade de blocos, e a verificação em duas etapas de cada alteração de valor de pixel, o software oferece a opção “fast”, na qual os cálculos são feitos de forma que não há sobreposição de blocos, logo a imagem pode ficar marcada, aparecendo quadriculados na imagem final. O campo “histogram bins” deve ser preenchido de acordo com a quantidade de bits que a imagem possui, ou seja, ao trabalhar com uma imagem de 8 bits, a mesma varia os tons de cinza de 0 a 255, logo o valor não deve ultrapassar 256. Já o “slope” refere-se à inclinação do contraste, ou seja, em quanto poderá aumentar o contraste de cada região (FERREIRA; RASBAND, 2018).

4 METODOLOGIA

4.1 DELINEAMENTO DA PESQUISA

A pesquisa é classificada como sendo de natureza aplicada, com abordagem quali-quantitativa, sendo de caráter quase-experimental e exploratório. A pesquisa quase-experimental embora não apresentando distribuição aleatória dos sujeitos nem grupos de controle, são desenvolvidas com rigor metodológico e aproximam-se bastante das pesquisas experimentais, permitindo observar o que ocorre, quando ocorre e a quem ocorre, tornando possível, de alguma forma, a análise de relações causa-efeito (GIL, 2010). Os estudos ou pesquisas quase experimentais foram introduzidos para permitir uma flexibilização em relação aos estudos experimentais puros, mas são considerados válidos e bastante utilizados para testar a efetividade de uma intervenção (SOUSA; DRIESSNACK; MENDES, 2007).

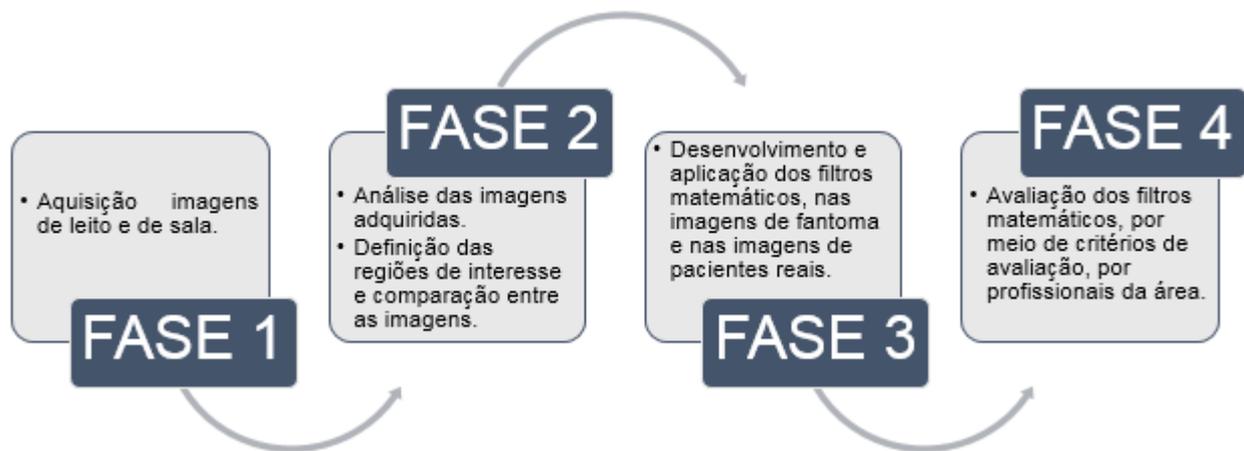
Segundo seus objetivos, a pesquisa é denominada exploratória seja visto que segundo Poupert (2008), esse tipo de pesquisa caracteriza-se por proporcionar maior familiaridade com o problema, e tornar mais compreensível cada próximo passo da pesquisa, e experimental pois envolverá um experimento que norteará o desenvolvimento da pesquisa.

Na pesquisa qualitativa é importante a objetivação já que durante a investigação é preciso inteirar-se da complexidade do objeto de estudo, revisando criteriosamente as teorias sobre o assunto, assim como determinar conceitos e teorias relevantes, usar técnicas de coleta de dados adequadas e, então analisar o material encontrado de forma específica e contextualizada. A objetivação contribui para afastar a incursão excessiva de juízos de valor na pesquisa: são os métodos e técnicas adequados que permitem a produção de conhecimento aceitável e reconhecidos (MINAYO, 2007). Em contrapartida a pesquisa quantitativa desenha-se pela presença da quantificação, tanto nas modalidades de coleta de informações, quanto no tratamento dessas por meio de técnicas estatísticas, desde as mais simples até as mais complexas (PRODANOV; DE FREITAS, 2013). Contudo, utilizando argumentos do estudo de Kirschbaum (2013), apesar de utilizar um “N” pequeno, ele é representativo ao todo estudado, logo pode haver a combinação dos métodos.

4.2 MÉTODOS APLICADOS

A metodologia teve quatro fases: a primeira englobou a aquisição das imagens, a segunda a avaliação das imagens e a definição das regiões de interesse que foram comparadas, a terceira se deu pelo desenvolvimento e aplicação de filtros matemáticos e a quarta foi a avaliação dos filtros por experts da área.

Fluxograma 1: Fases da metodologia.



Fonte: Do autor.

4.2.1 Primeira fase

As imagens foram adquiridas dentro da Oslo Metropolitan University, na Noruega com ajuda do professor Dr. Audun Sanderud. O equipamento de Raios X utilizado foi um Varian A-192 (Varian Medical Systems Incorporated, Califórnia, EUA), com tubo e colimador da Siemens (Siemens Healthcare as, Munique, Alemanha), com filtração inerente total de 2,5 mm Al. O detector utilizado foi um Canon CXDI-701C sem fio (Canon Inc. Headquarters, Tóquio, Japão), com área útil de 35 cm x 43 cm, matriz igual a 2800 x 3408 pixels, e pixel medindo 125 µm.

Para simular a anatomia humana, foi utilizado um fantoma (FIGURA 8) antropomórfico de tórax, conhecido como Lungman. Esse fantoma é bastante utilizado em estudos que envolvem imagens radiológicas, já que representa quase fidedignamente a anatomia real. Ele pesa aproximadamente 16 kg, com 48 cm de altura e 40 cm de

espessura, esse fantoma possibilita a colocação de simuladores de nódulos dentro dele (KYOTO KAGAKU, 2018). Foi inserido um simulador de nódulo entre a 4ª e 5ª costela no lado esquerdo para adquirir as imagens da pesquisa, conforme está identificado com uma seta na Figura 9.

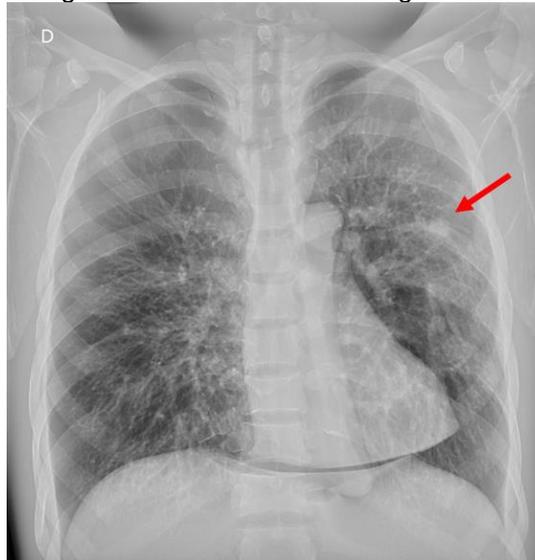
As imagens foram resultadas de aquisição direta, e foi escolhida, a partir da definição do índice de exposição definido pelo fabricante, uma imagem que representava a aquisição no leito e uma imagem que representava aquisição em sala. Para simular aquisição no leito, o fantoma foi posicionado em decúbito dorsal, com o detector logo abaixo do fantoma, ou seja, sem grade antidifusora. Para simular aquisição em sala, o fantoma foi posicionado em ortostase, com o detector dentro do bucky mural e com o raio incidindo em posição pósterio-anterior, exatamente como mostrado na Figura 8.

Figura 8: Fantoma LUNGMAN



Fonte: Do autor

Figura 9: Radiografia com GA Fantoma Lungman com nódulo.



Fonte: Do autor.

Segundo Bontrager e Lampignano (2015) a distância foco filme mínima aceitável para exame de tórax de leito é de um metro, e o recomendado, quando possível, é que se faça a um metro e oitenta centímetros, da mesma maneira que se recomenda para exames realizados em sala. Dessa forma as imagens foram adquiridas a um metro de distância, para simular a pior situação descrita na literatura, sem grade antidifusora (GA) e a um metro e oitenta de distância com GA, para simular o que há de mais adequado segundo a literatura. As imagens sem GA foram feitas com um cateter colado sobre o fantoma para simular uma situação real de pacientes de Unidade de Terapia Intensiva (UTI).

O índice de exposição proposto pelo fabricante do DR foi utilizado como referência para determinar os valores de tensão, corrente e tempo que correspondem a exposição ideal para o fantoma.

Para simular imagens feitas na sala, com GA, o valor de tensão inicial foi de 110 kV, e o produto corrente x tempo igual a 3 mAs, conforme sugerido por autores Bontrager e Lampignano (2015) e Bushong (2013). Para simular imagens adquiridas no leito, sem GA, o valor de tensão inicial foi 80 kV, pois foi levado em consideração que equipamentos de leito possuem limitação para atingir maiores valores (BONTRAGER; LAMPIGNANO, 2015). O valor do produto da corrente e tempo foi replicado em 3 mAs. Após obtida a primeira imagem com seu respectivo IE, foi possível observar que os valores iniciais para a aquisição simulando leito atingiram o índice de exposição do fabricante, em contrapartida para simulação de sala, foi necessário aumentar a técnica, por tentativa e erro o índice de exposição ideal foi alcançado com 125 kV e 3,6 mAs a 1,80 m. As imagens foram exportadas em formato DICOM, sem nenhuma manipulação feita pelo operador.

4.2.2 Segunda fase

Nesta fase foram definidas as regiões de interesse (ROI's) pois segundo Preim e Bartz (2007), é uma maneira quantitativa de analisar uma imagem. As imagens adquiridas em condições de leito e sala foram visualizadas pelo software livre chamado ImageJ, na versão 2.0 (<https://imagej.net/Downloads#Installation>). Os ROI's foram inseridos de acordo com a sugestão de Ferreira (2017), com tamanhos aproximados entre si já que as regiões anatômicas limitavam o posicionamento de ROI's do mesmo tamanho, o tamanho médio da área dos ROI's foi igual a 150 mm² (FIGURA 10 e TABELA 1).

Os critérios de avaliação foram definidos afim de corroborar com os ROI's selecionados, ou seja, cada critério poderia ser verificado na região aproximada de posição de cada ROI. Os critérios (TABELA 1) foram definidos, baseados e adaptados aos critérios estabelecidos pela Comissão Europeia (CARMICHAEL et al., 1996) e por um estudo de Mraity et al. (2016) para imagens de tórax em AP/PA.

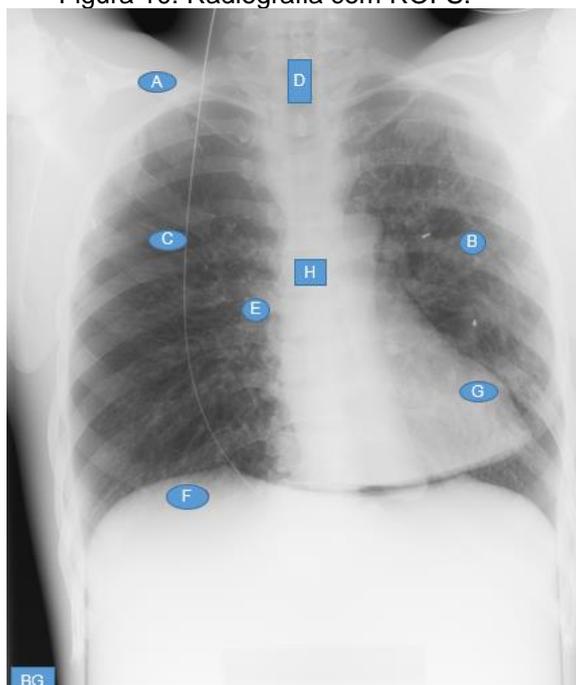
Além dos oito critérios, representados pelo alfabeto e correspondentes aos descritos na Tabela 1, também foi analisado pelo pesquisador o ROI indicado por "BG", referente ao background. Para cada ROI analisado, foi extraída a informação de níveis de cinza, considerando o valor máximo, o valor mínimo e o valor médio, o desvio padrão e o valor de sinal ruído, conseguidos por meio do ImageJ.

Tabela 1: Critérios de Avaliação.

| ROI | Posicionamento | Critérios de Avaliação |
|-----|-----------------------------------|--|
| A | Extremidade Acromial da clavícula | Há uma clara diferenciação entre tecidos moles e osso? |
| B | Mediastino | O mediastino é visualizado claramente? |
| C | Parênquima Pulmonar | O contraste entre estruturas cheias de ar e os tecidos circundantes está adequado? |
| D | Traquéia | A traqueia é visualizada claramente? |
| E | Bronquios Proximais | Os brônquios proximais são visualizados nitidamente? |
| F | Diafragma | Há uma quantidade significativa de ruído nesta imagem? |
| G | Ventrículo esquerdo | Os padrões vasculares dos pulmões são visualizados na região retro-cardíaca? |
| H | Coluna Torácica | Os espaços intervertebrais são visualizados claramente? |
| BG | Background | ----- |

Fonte: Adaptada de CARMICHAEL et al., 1996; MRAITY et al., 2014.

Figura 10: Radiografia com ROI'S.



Fonte: Do autor.

4.2.3 Terceira fase

Conhecidos os valores de níveis de cinza de cada ROI's de ambas as imagens selecionadas: fantoma com condições de leito, sem Grade Antidifusora (GA) e fantoma em condições de sala com GA, foram feitos testes com os filtros já existentes no software ImageJ. O objetivo foi determinar qual filtro ou combinação de filtros exercia maior influência positiva sobre a imagem sem GA, com o objetivo de aproximá-la numericamente aos valores de ROI's da imagem com GA.

Após testar diversas possibilidades, observou-se que o contraste adaptativo puro (CAp) e a equalização dos histogramas, foram os métodos que mais aproximaram numericamente, a imagem original do fantoma em condição de leito com a imagem adquirida em condição de sala. Porém o pesquisador fez uma avaliação prévia das imagens finais, e concluiu que a melhora numérica concomitante a melhora visual, as imagens com CAp e a imagem com CAp mais Equalização (CAp+Eq) foram os que obtiveram os melhores resultados numéricos. Ou seja, aplicando esses filtros na imagem sem GA, ela se aproximou numericamente da imagem com GA, e ficou melhor visualmente.

4.2.4 Quarta fase

Para avaliar as imagens processadas com o filtro desenvolvido foram convidados um grupo de profissionais com experiência em diagnóstico por imagem e radiologia convencional, com formação em Técnico em Radiologia. A experiência foi considerada de profissionais que trabalharam na área por, pelo menos, 5 anos. Além de profissionais da área com especialização em anatomia e imaginologia.

Para definição dos participantes foi utilizado amostragem não probabilística fundamentada em Baldin e Munhoz (2011). Segundo os autores, nessa metodologia o pesquisador apontará um primeiro entrevistado que seja do seu círculo e se encaixe no perfil estabelecido. O entrevistado por sua vez indicará outros profissionais e assim por diante, até se atingir o número de participantes necessários. Essa metodologia é conhecida como bola de neve. Essa característica é de grande valia para essa pesquisa já que os profissionais envolvidos não terão proximidade com a pesquisadora e proximidade com o estudo. Dessa forma a pesquisadora convidou um colega com experiência em radiografia, o mesmo indicou mais duas colegas e assim por diante.

A quantidade final de entrevistados foi igual a 23 para que fosse atingido um nível de confiança igual a 95%. Para chegar a esse número foi utilizado o cálculo de amostragem demonstrado na Equação 2 abaixo (SANTOS, 2016). Como população foi considerado todos os tecnólogos em radiologia da Grande Florianópolis, segundo dados do Cadastro Nacional de Estabelecimentos em Saúde (CNESnet, 2017).

$$n = \frac{[N.Z^2.p.(1-p)]}{Z^2.p.(1-p)+e^2.(N-1)} \quad (\text{Equação 2})$$

Onde:

n - amostra calculada (23 participantes)

N – população (25 tecnólogos Grande Florianópolis)

Z - variável normal padronizada associada ao nível de confiança

p - verdadeira probabilidade do evento

e - erro amostral (5%)

Todos os envolvidos na pesquisa estão respaldados pelos aspectos éticos da pesquisa. Os participantes foram convidados por meio de uma abordagem informal e esclarecidos sobre o que envolve a pesquisa, e só participaram os que estavam de acordo

e o queriam de livre e espontânea vontade. Ao aceitarem foram esclarecidos sobre a obrigatoriedade e importância de assinar o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (APÊNDICE A), que teve duas vias, uma delas ficou em posse do pesquisador e a outra em posse do participante. Para todos os participantes foi disponibilizado os contatos do pesquisador, sendo permitida a desistência dos participantes a qualquer momento.

Os participantes foram, então, orientados a responder um questionário (APÊNDICE B) acerca da qualidade das imagens adquiridas com o fantoma. Durante o preenchimento do questionário, os participantes foram submetidos a um método de observação chamado 2AFC (Two Alternative Forced Choice) (DECARLO, 2013). Por meio de um software de visualização de imagem disponibilizado pela Universidade de Salford (Manchester/UK), os observadores ficaram expostos a duas imagens, dispostas em dois monitores posicionados lado a lado, e dessa forma, forçados a apontar se a imagem da direita estava melhor, pior ou igual à esquerda em cada critério de avaliação selecionado.

Foram utilizados dois monitores médicos idênticos, de 2 M pixels, da marca Eizo com suas configurações de brilho e contraste também iguais. A calibração dos mesmos foi realizada minutos antes de cada avaliação. A iluminação da sala de avaliação das imagens foi mantida constante, com as luzes apagadas e sem entrada de luz externa.

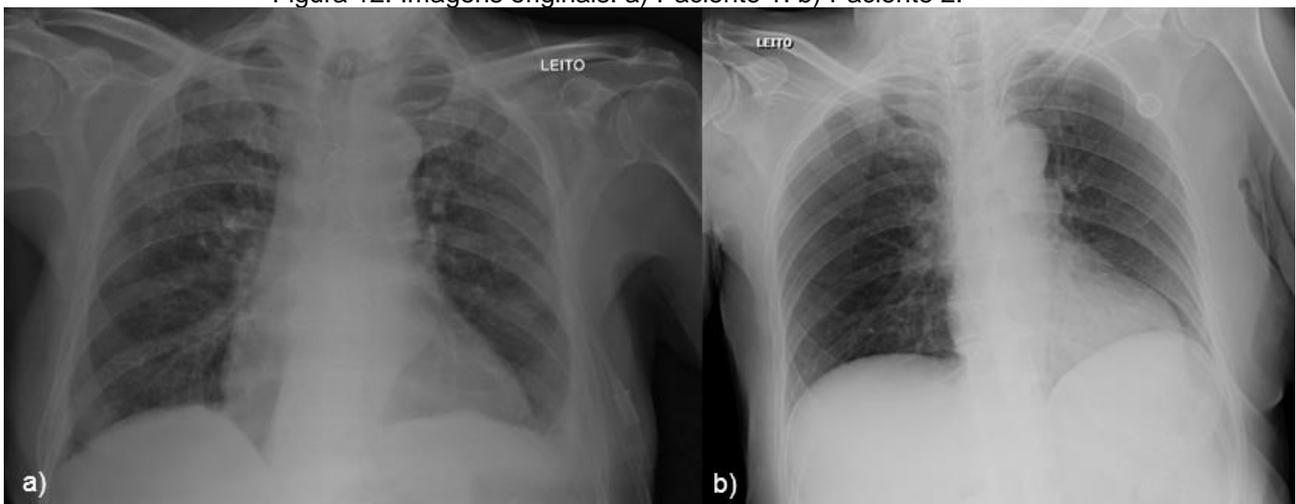
Além da imagem do fantoma, os filtros foram aplicados em outras duas imagens reais, as imagens reais são de Ferreira (2017), cedidas em formato DICOM pelo autor. Dessa forma os filtros foram aplicados em três imagens originais: a imagem adquirida do fantoma, imagem do Paciente 1 e imagem do Paciente 2, mostradas nas Figuras 11 e 12. Os entrevistados foram submetidos, no total, a responder quinze vezes o questionário. Observou-se que cada avaliação demorou entre 30 e 60 minutos, dependendo do entrevistado. As imagens com o filtro CAp estão demonstradas nas Figuras 13 e 14, e as imagens com filtro CAp+Eq nas Figuras 15 e 16.

Figura 11: Imagem original adquirida do fantoma.



Fonte: do autor

Figura 12: Imagens originais. a) Paciente 1. b) Paciente 2.



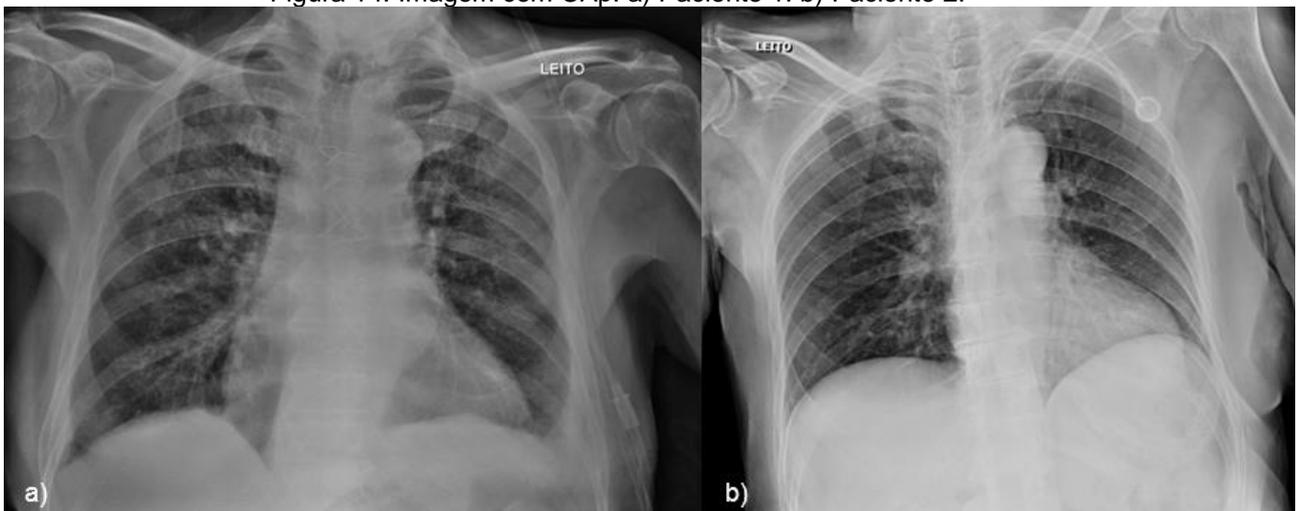
Fonte: FERREIRA, 2017

Figura 13: Imagem do fantoma com CAp.



Fonte: Do autor.

Figura 14: Imagem com CAp. a) Paciente 1. b) Paciente 2.



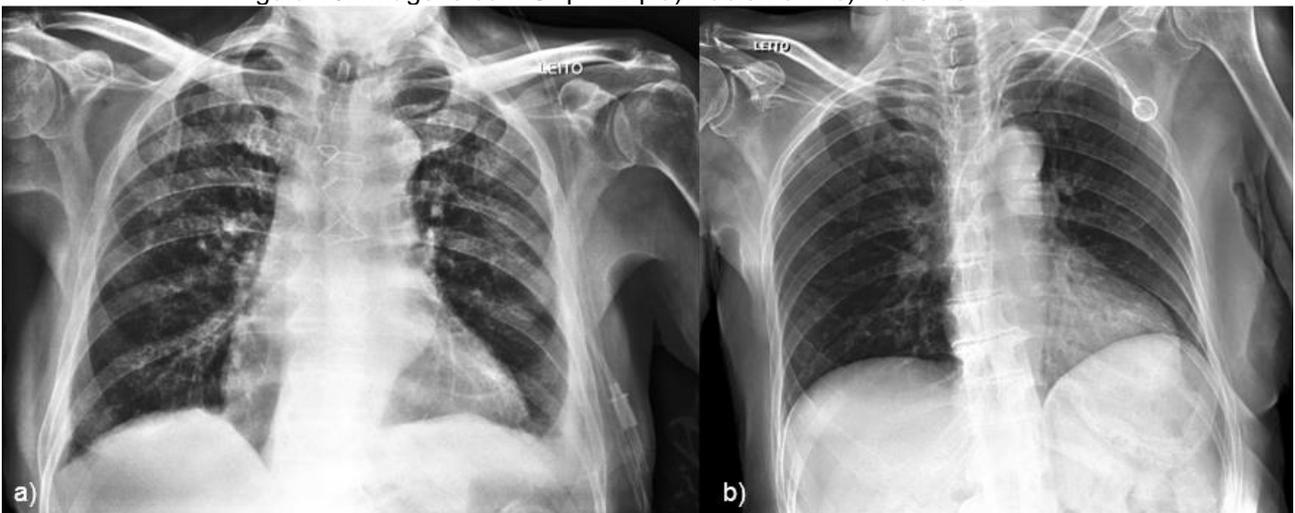
Fonte: Do autor.

Figura 15: Imagem Fantoma com CAp + Eq.



Fonte: Do autor.

Figura 16: Imagens com CAp + Eq. a) Paciente 1. b) Paciente 2.

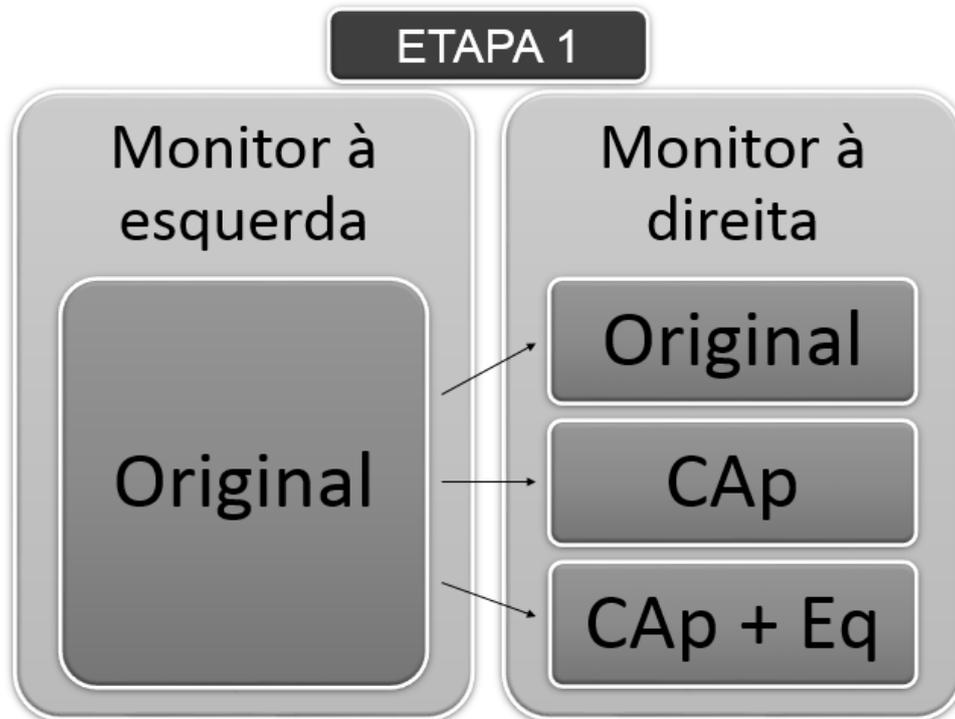


Fonte: Do autor.

Para avaliação, cada observador respondeu o questionário relativo a qualidade das imagens em 2 etapas. Em cada etapa uma imagem ficava fixa no monitor da esquerda, e no monitor da direita as imagens eram alternadas aleatoriamente.

Na primeira etapa estavam a imagem original fixa no monitor à esquerda, e no monitor à direita alterando-se aleatoriamente: a imagem com processamento CAp, CAp + Eq, e imagem original, conforme demonstrado no esquema da Figura 17. Dessa forma se objetivava quantificar a melhoria da imagem original com os filtros aplicados.

Figura 17: Esquema Etapa 1.

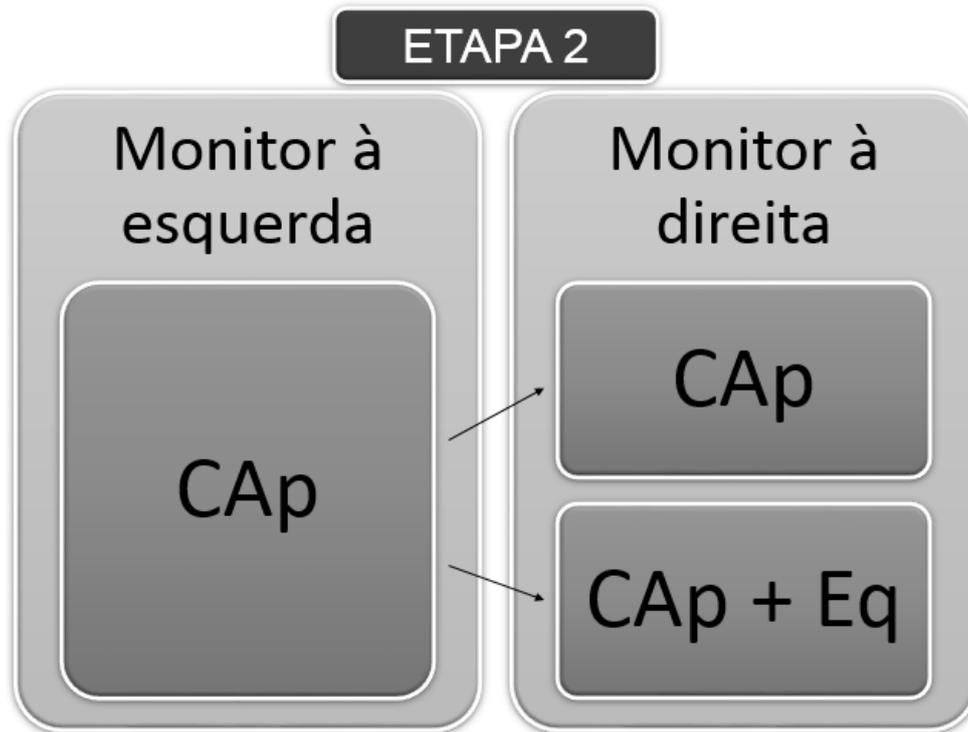


Fonte: Do autor.

Na segunda etapa a imagem com processamento CAp ficou fixa no monitor da esquerda, e a imagem com processamento CAp e imagem com CAp + Eq foram alternadas no monitor da direita (FIGURA 18). Utilizou-se essa segunda rodada com objetivo de confirmar o benefício de utilizar o processamento de equalização de histograma com deslocamento, associado ao processamento CAp.

Cada vez que uma imagem foi fixada no monitor da esquerda, em algum momento a mesma imagem foi exibida no monitor da direita, conforme pudemos ver nos esquemas das Figuras 17 e 18, sem que o participante tivesse sido avisado. Esse recurso foi utilizado para garantir a consistência intra observador.

Figura 18: Esquema Grupo 2.



Fonte: Do autor.

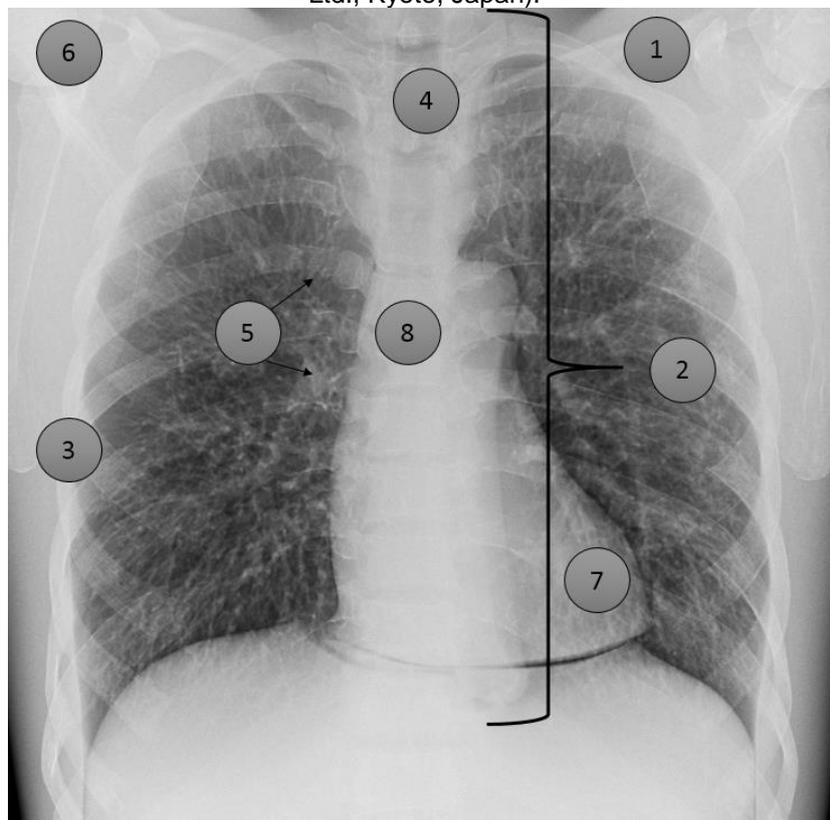
Para padronizar a análise dos avaliadores foi entregue a eles uma radiografia, impressa em papel, de um fantoma antropomórfico de tórax conforme demonstrado na Figura 19, com as regiões a serem analisadas numeradas de acordo com o questionário (Apêndice B). Os observadores responderam melhor, igual, pior conforme demonstrado também no Apêndice B.

As imagens foram nomeadas com nomes fictícios para organização dos dados pelo pesquisador, ao invés de números para não haver especulação por parte dos observadores sobre a ordem ou a importância de cada imagem, e logo garantindo a fidedignidade das respostas.

Todos os dados foram transferidos para o MS Excel 2010 (Microsoft Corp.Redmond, WA), onde os valores médios das respostas de 1 a 7 assim como o desvio padrão foram calculados. As perguntas 8 e 9 foram mostradas separadamente nos resultados. A pergunta 8 por ser acerca do ruído, não foi considerada um item comprometedor quando todas as outras se mostravam em sua maioria positiva. Já a pergunta 9 tratava da imagem como um todo, dessa forma considerou que ela deveria ser um resultado parcial correlacionado com a média geral das respostas, ou seja, ou ela reafirmaria o resultado das 7 primeiras, ou ela refutaria.

Para garantir o nível de confiança dos entrevistados foi utilizado o software estatístico MedCalc versão 18.11 (<https://www.medcalc.org/download.php>) e por meio dele foi calculado o coeficiente de correlação interclasse. Os resultados obtidos para cada par de imagem, mostrou um intervalo de confiança de pelo menos 94%.

Figura 19: Imagem referência utilizada pelos participantes (Fantoma modelo: N1 "LUNGMAN", Kyoto Kagaku Co., Ltd., Kyoto, Japan).



Fonte: Do Autor.

4.3 Aspectos éticos

No intuito de viabilizar todas as etapas da pesquisa, a mesma foi submetida para apreciação do Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade Federal de Santa Catarina – UFSC, por meio da Plataforma Brasil. E seguindo as recomendações da Resolução 466 (BRASIL, 2013) foi aprovada em sua totalidade conforme o termo consubstanciado (ANEXO A) por meio do número de parecer 2.280.891.

Logo todas as fases da pesquisa foram realizadas de acordo com a resolução 466 (BRASIL, 2013), visando respeitar a dignidade, a liberdade e a autonomia do ser humano assim como o engajamento ético. Logo, todos os entrevistados foram convidados

a responder os questionários, e assinaram o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido, foram esclarecidos sobre a pesquisa e informados que a participação é voluntária e a desistência poderia ocorrer em qualquer momento.

A radiação ionizante pode trazer risco à saúde dos expostos, para garantir a segurança nenhum envolvido na pesquisa permaneceu em áreas controladas dos laboratórios no qual foram adquiridas as imagens, os envolvidos na pesquisa permaneceram na sala de comando seja visto que a área é livre de radiação.

5 RESULTADOS E DISCUSSÃO

Dentre as fases descritas nos métodos aplicados, tanto a terceira, quanto a quarta tiveram resultados estatísticos. Vamos dividir esse capítulo com os resultados, separados de cada fase.

5.1 RESULTADO PRIMEIRA FASE

Na primeira fase obteve-se como resultado as imagens adquiridas do fantoma. Imagens em condição de sala e leito. A imagem em condição de sala foi adquirida em PA, com 1,8 m de distância, 125 kV e 3,6 mAs, demonstrada na Figura 20. Já a Figura 21 mostra a imagem adquirida em condições de leito, com o fantoma posicionado em AP, 1 m de distância, 80 kV e 3 mAs.

As duas imagens foram utilizadas como base para o desenvolvimento dos filtros matemáticos. A Figura 20, já que foi adquirida nas condições de sala, foi utilizada como padrão a ser atingido. Ou seja, o filtro foi desenvolvido a fim de deixar os valores de pixel da Figura 21, nos ROI's selecionados, o mais próximo possível dos valores da Figura 20.

Figura 20: Radiografia Fantoma Sala (125 Kv 3,6 mAs).



Fonte: Do autor.

Figura 21: Imagem Fantoma Leito (81 Kv 3 mAs).



Fonte: Do autor.

5.2 RESULTADO SEGUNDA FASE

Em decorrência dessa fase surgiram os critérios de avaliação das imagens, que foram utilizados na quarta fase, assim como os ROI's posicionados de forma correspondente aos critérios de avaliação, sugeridos por Ferreira (2017).

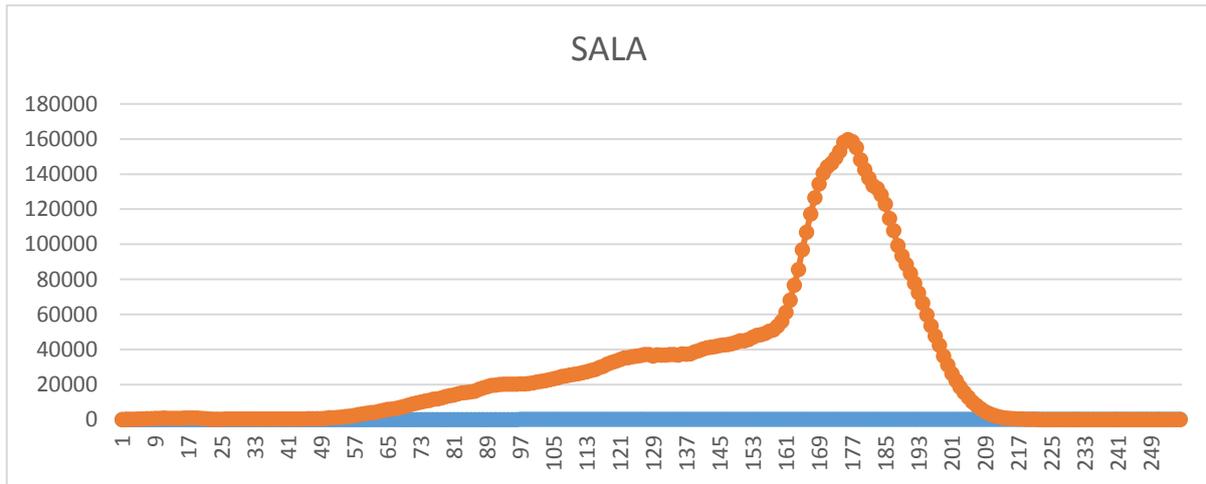
5.3 RESULTADOS TERCEIRA FASE

Na terceira fase foram desenvolvidos e aplicados os filtros nas imagens. E para isso utilizou-se Histogramas, e comparações de aproximação dos valores de ROI's. Ao analisar os histogramas, foi observado que a distribuição de pixels variou entre as duas imagens. No gráfico 1 vemos a distribuição de pixels (histograma) da imagem em condições de sala (FIGURA 19), já no gráfico 2, a distribuição da imagem de leito (FIGURA 20). Observando os dois gráficos concluímos que a curva do Gráfico 2 está mais deslocada para direita em relação ao Gráfico 1, ou seja, há mais quantidade de pixels brancos na Figura

20. Além da variação da distribuição, houve variação no pico máximo atingido em cada histograma, observados nos gráficos abaixo, mas ainda assim a contagem final é a mesma.

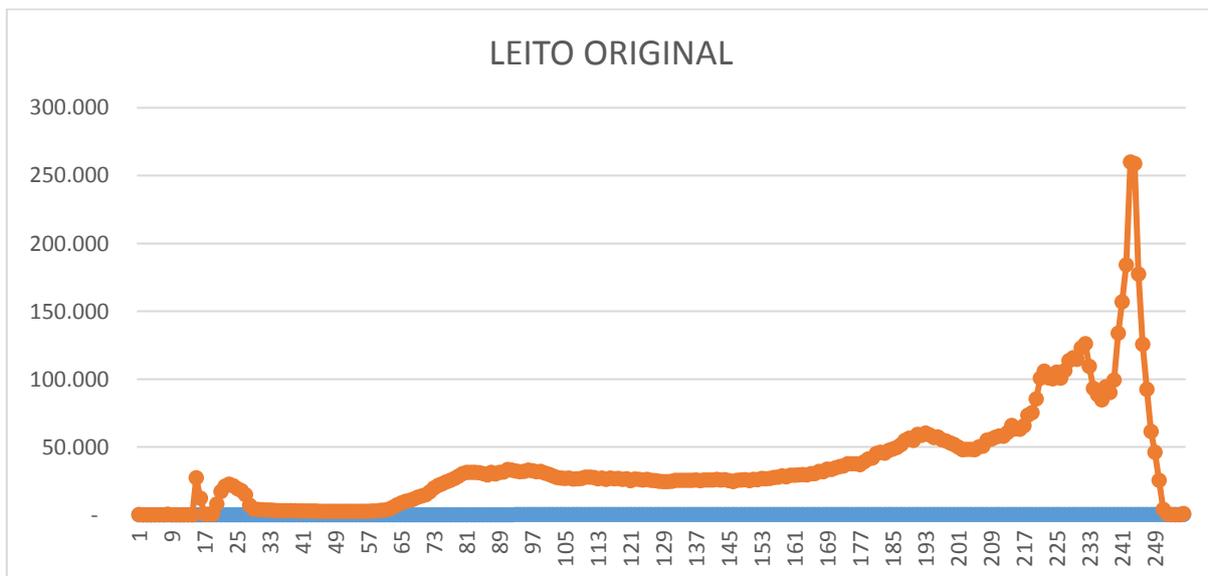
Para que o deslocamento do gráfico ocorresse de maneira uniforme, a equalização foi aplicada em diferentes blocos da imagem, dividimos os pixels de 0-40, 41-80, 81-120, 121-160, 160-200 e 200-255, e a equação de equalização (EQUAÇÃO 1) foi aplicada a cada bloco, utilizando os valores das variáveis conforme a Tabela 2.

Gráfico 1: Histograma Imagem Sala.



Fonte: Do autor.

Gráfico 2: Histograma Imagem Leito.



Fonte: Do autor.

Tabela 2: Variáveis Equalização.

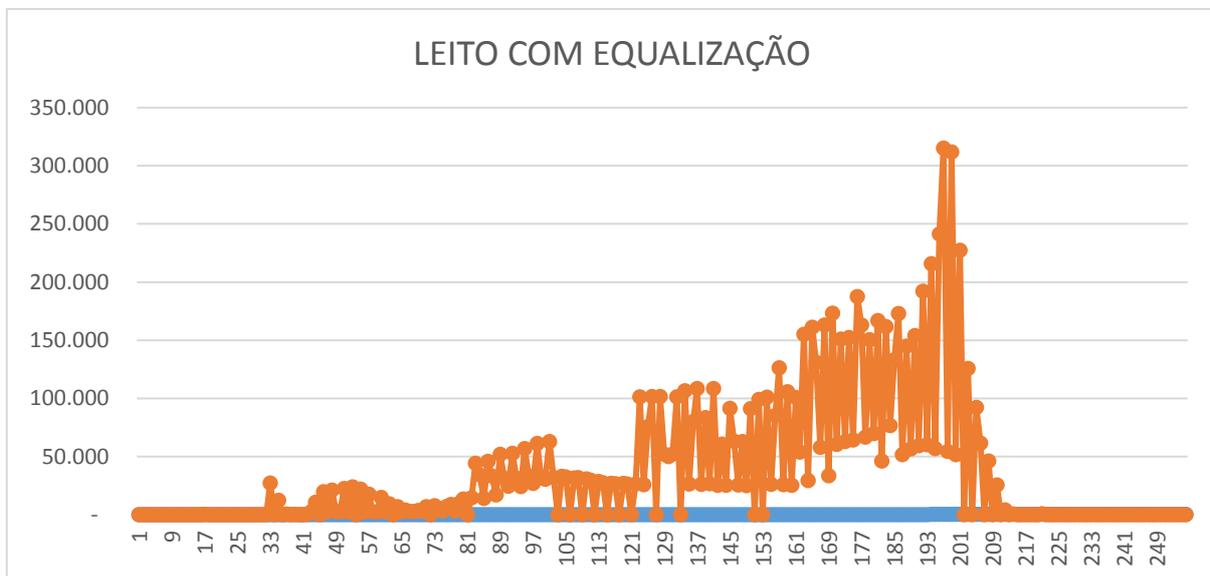
| Variáveis / Intervalos | 0-40 | 40-80 | 80-120 | 120-160 | 160-200 | 200-255 |
|------------------------|------|-------|--------|---------|---------|---------|
| MIN | 0 | 40 | 80 | 120 | 160 | 200 |
| MAX | 40 | 80 | 120 | 160 | 200 | 255 |
| L-1 | 90 | 60 | 60 | 65 | 40 | 100 |
| NOVO "0" | 0 | 40 | 80 | 120 | 160 | 120 |

Fonte: Do autor.

Além das variáveis que já existiam na equação original, foi acrescentada uma, somada ao valor final, chamada pela autora de “novo zero”, dessa forma, utilizando essa variável foi possível deslocar todo o bloco, quando necessário para chegar o mais próximo possível da distribuição da imagem de sala.

Após a aplicação da Equalização o gráfico de distribuição de pixels se deslocou conforme o que se almejava (GRÁFICO 3). Porém visualmente a imagem não se aproximou da imagem de sala, ela ficou muito escura, conforme Figura 22.

Gráfico 3: Histograma Imagem Leito após equalização.



Fonte: Do autor

Figura 22: Imagem Leito após equalização.



Para a aplicação do Contraste Adaptativo (CAp) utilizou-se tamanhos de bloco de 160 e 200, variando com a inclinação máxima entre 2 e 2,5. Ao analisar os valores de ROI's das 4 combinações, verificou-se que a radiografia com tamanho de bloco igual a 200, e inclinação máxima igual a 2, foi possível obter uma imagem com os valores de ROI's mais próximos dos analisados na imagem do fantoma adquirida com grade antidifusora.

Na Tabela 3 é possível observar a comparação entre os valores de ROI da imagem do fantoma de leito sem filtro, imagem do fantoma em situação de leito com filtro, e a imagem do fantoma em situação de sala. Por meio desses valores demonstrados abaixo que foi possível concluir que com uma inclinação máxima de 2 e tamanho de bloco setado em 200, a imagem com filtro se aproximou numericamente da imagem em situação de sala. Apesar de alguns ROI's não apresentarem melhora significativa, foi possível observar uma aproximação numérica em todos os ROI's.

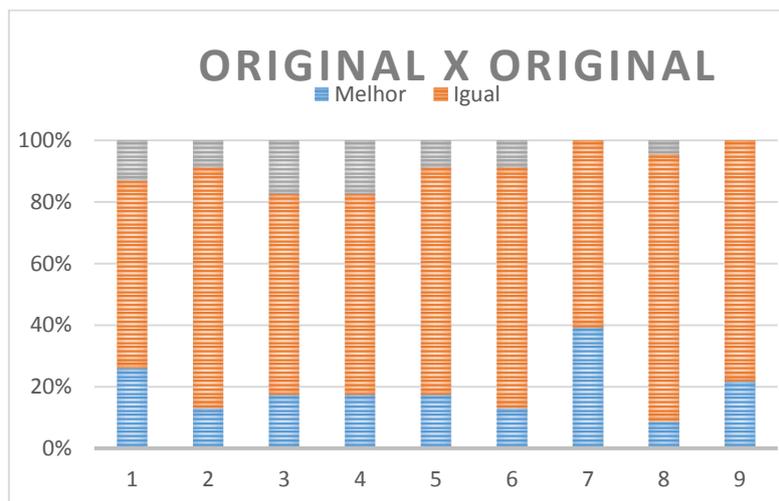
Tabela 3: Valores dos ROI's.

| | | LEITO PRÉ FILTRO | LEITO PÓS CAp + Eq | SALA |
|--------------|-------------|-------------------------|---------------------------|-------------|
| ROI A | média | 208 | 202 | 168 |
| | SD | 3 | 4 | 4 |
| | Sinal/ruído | 69 | 51 | 42 |
| | mín | 201 | 200 | 157 |
| | máx | 218 | 227 | 185 |
| ROI B | média | 131 | 115 | 109 |
| | SD | 13 | 15 | 13 |
| | Sinal/ruído | 10 | 8 | 8 |
| | mín | 107 | 81 | 82 |
| | máx | 160 | 190 | 153 |
| ROI C | média | 144 | 164 | 170 |
| | SD | 6 | 10 | 11 |
| | Sinal/ruído | 24 | 16 | 15 |
| | mín | 130 | 140 | 150 |
| | máx | 156 | 190 | 210 |
| ROI D | média | 180 | 171 | 167 |
| | SD | 9 | 22 | 8 |
| | Sinal/ruído | 20 | 8 | 21 |
| | mín | 156 | 117 | 154 |
| | máx | 202 | 215 | 204 |
| ROI E | média | 76 | 64 | 71 |
| | SD | 3 | 7 | 9 |
| | Sinal/ruído | 25 | 9 | 8 |
| | mín | 69 | 50 | 49 |
| | máx | 91 | 90 | 107 |
| ROI F | média | 180 | 179 | 181 |
| | SD | 9 | 8 | 6 |
| | Sinal/ruído | 20 | 22 | 30 |
| | mín | 158 | 151 | 161 |
| | máx | 198 | 195 | 197 |
| ROI G | média | 176 | 169 | 170 |
| | SD | 7 | 4 | 5 |
| | Sinal/ruído | 25 | 42 | 34 |
| | mín | 160 | 152 | 152 |
| | máx | 194 | 208 | 191 |
| ROI H | média | 208 | 195 | 192 |
| | SD | 2 | 3 | 3 |
| | Sinal/ruído | 104 | 65 | 64 |
| | mín | 201 | 192 | 183 |
| | máx | 214 | 224 | 206 |

5.4 RESULTADOS QUARTA FASE

Dentre as comparações das imagens, os avaliadores tiveram que responder sobre duas imagens iguais, garantindo a consistência intra observador. Para essa avaliação tivemos um resultado positivo, pois como podemos observar no gráfico 4, que compara as avaliações das duas imagens originais do fantoma, obteve-se uma média de 69% \pm 8%, das 23 pessoas respondendo “igual” para as 9 perguntas. Para todas as outras avaliações comparando imagens iguais tivemos resultados iguais ou superiores ao demonstrado, ou seja, para todos uma média de 69% \pm 6% das pessoas ou mais responderam “igual” para as nove perguntas.

Gráfico 4: Resultado do questionário comparativo entre duas imagens originais.



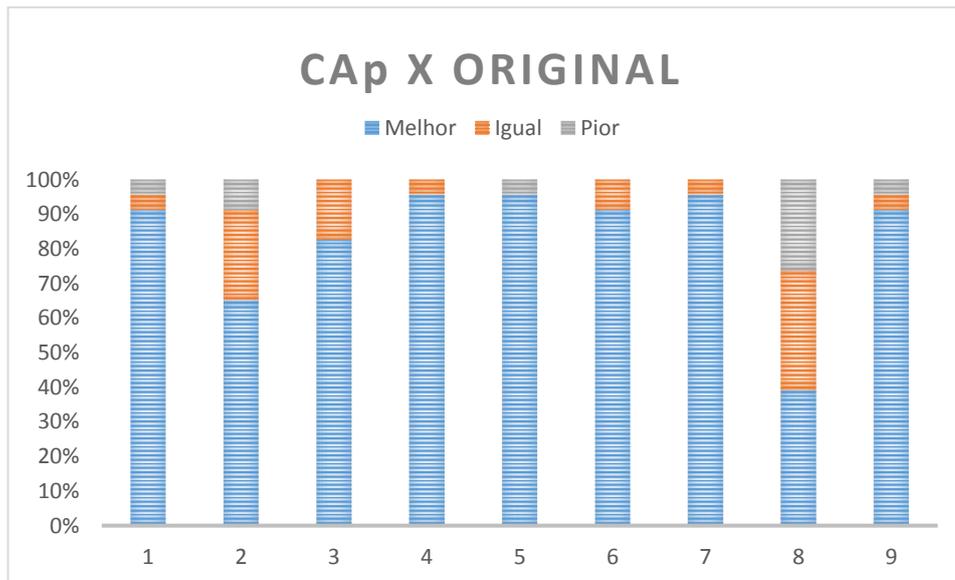
Fonte: Do autor.

Para apresentar o resultado das avaliações das imagens filtradas, aplicou-se médias e desvios padrão para análise do resultado das perguntas de 1 a 7. As perguntas 8 e 9 foram analisadas individualmente por meio do resultado absoluto, por se tratarem de análise global da imagem; avaliação do ruído, e avaliação da imagem como um todo, respectivamente. As porcentagens apresentadas nos próximos gráficos são sempre referentes ao número total de avaliadores, ou seja, N=23.

A primeira avaliação, levando em consideração os processamentos de imagem, foi referente às comparações entre as imagens do Fantoma. Foi possível observar, conforme demonstrado pelo Gráficos 5, que o filtro CAp se mostrou melhor para a maioria das perguntas quando comparado a imagem original. Para o filtro CAp 88% \pm 11%

responderam “melhor” para as 7 primeiras perguntas. Para a pergunta 8 é possível observar no gráfico que as opiniões ficaram divididas entre os observadores, 39% responderam que a imagem com filtro teve menor ruído, 35% consideraram que ficou igual e 26% afirmaram que o ruído aumentou. Entretanto para reafirmar o resultado das 7 primeiras perguntas, 91% responderam que a imagem com o filtro ficou melhor, em um aspecto geral, que a imagem original.

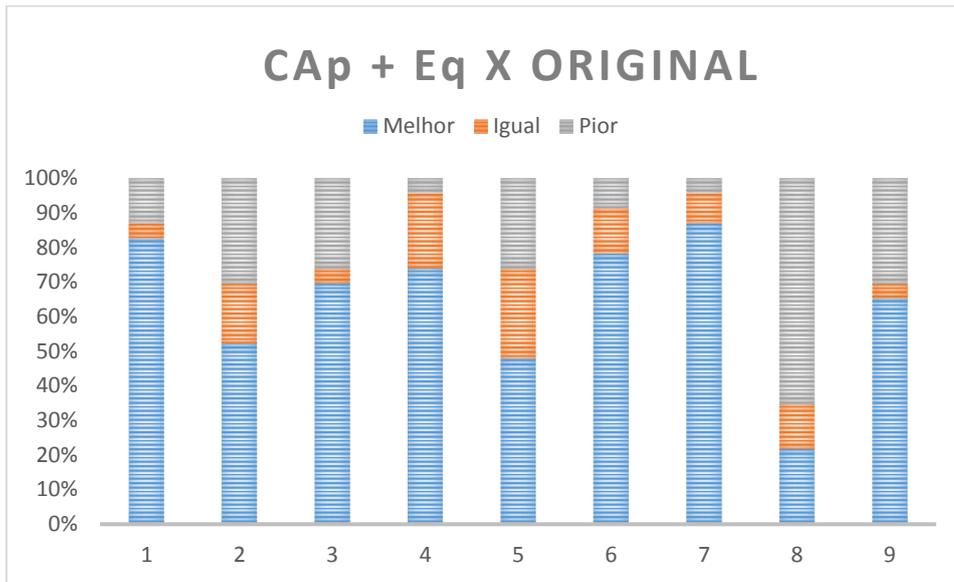
Gráfico 5: Resultado do questionário comparativo entre as imagens do fantoma: original e filtro CAp.



Fonte: Do autor.

Na comparação da imagem com filtro CAp+Eq comparando com a imagem original do fantoma, observou-se um cenário também positivo (GRÁFICO 6). 70% ± 15% dos entrevistados responderam “melhor” para as 7 primeiras perguntas. Porém, assim como esperado, 65% considerou que o ruído aumento na imagem com o filtro. Mesmo assim, ela foi considerada melhor em um aspecto geral para 65%.

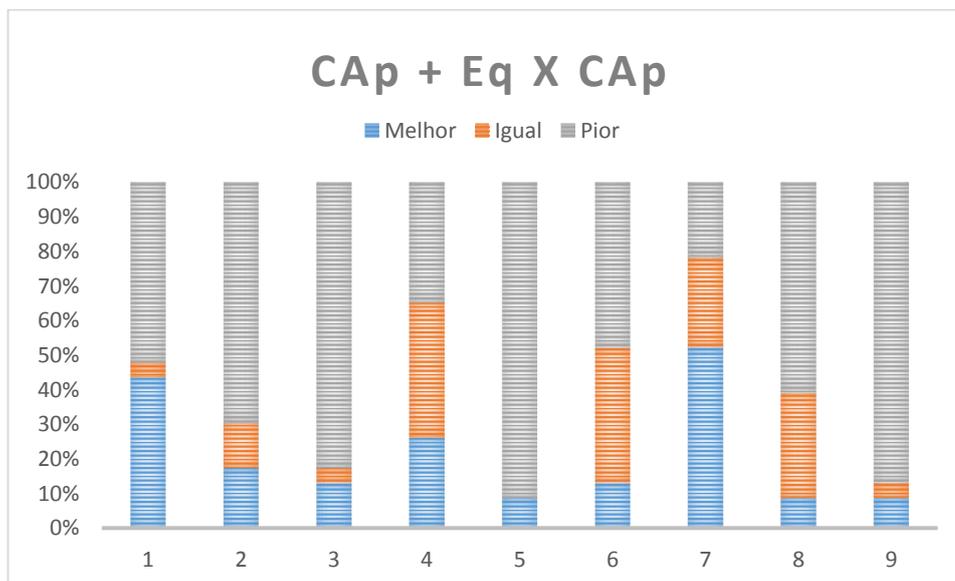
Gráfico 6: Resultado do questionário comparativo entre as imagens do fantoma: Original e CAP + Eq.



Fonte: Do autor

Como os dois filtros tiveram um resultado positivo comparando com a imagem principal, foi necessário analisar os dados comparativos entre os dois, feitos na segunda etapa de comparação, para definir qual o melhor entre os dois. No Gráfico 7 é possível observar que o filtro CAP+Eq é considerado pior que o CAP por 57% \pm 25%, e tem mais ruído para 61% dos observadores, além de 87% considerarem a imagem com filtro CAP+Eq pior em um aspecto geral. Logo pode-se afirmar que o filtro CAP mostrou-se mais adequado para melhoria da qualidade da imagem do Fantoma.

Gráfico 7: Resultado do questionário comparativo entre as imagens do fantoma: CAP e CAP+Eq.



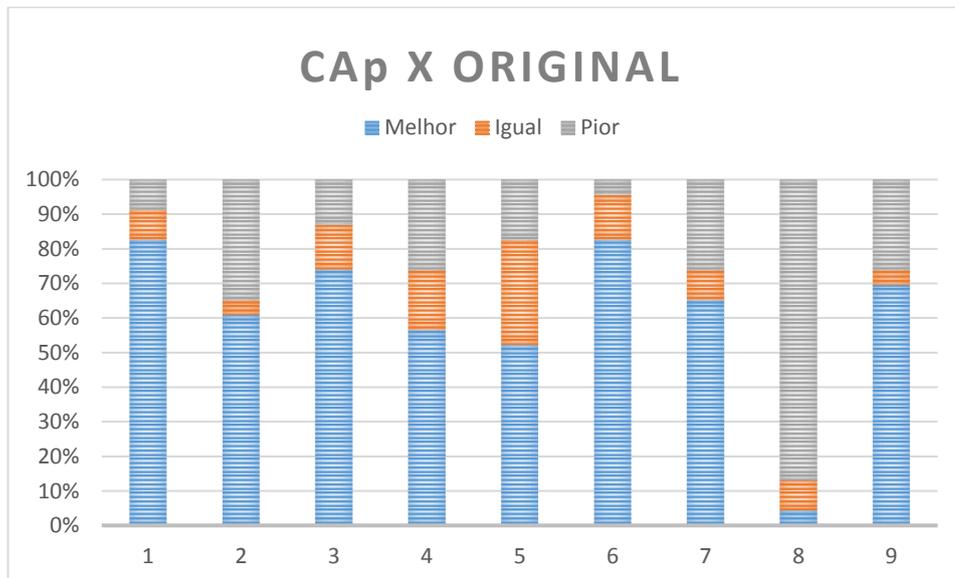
Fonte: Do autor.

Os resultados para o fantoma estavam dentro do esperado, já que a avaliação numérica foi feita em cima dos valores do pixel da imagem adquirida do fantoma. Logo ao aplicar os filtros nas imagens reais, seria a prova se o filtro seria eficaz em um aspecto geral, ou apenas especificamente para a matriz de pixels para qual foi desenvolvida (fantoma).

Os gráficos 8 e 9 mostram o resultado dos filtros CAp e CAp + Eq aplicados no paciente 1. No gráfico 8 podemos observar que $68\% \pm 12\%$ consideraram que a imagem com filtro CAp melhorou em relação a original, além de 70% considerarem que a imagem ficou melhor que a original no aspecto geral. Apesar disso 87% responderam que o ruído aumentou.

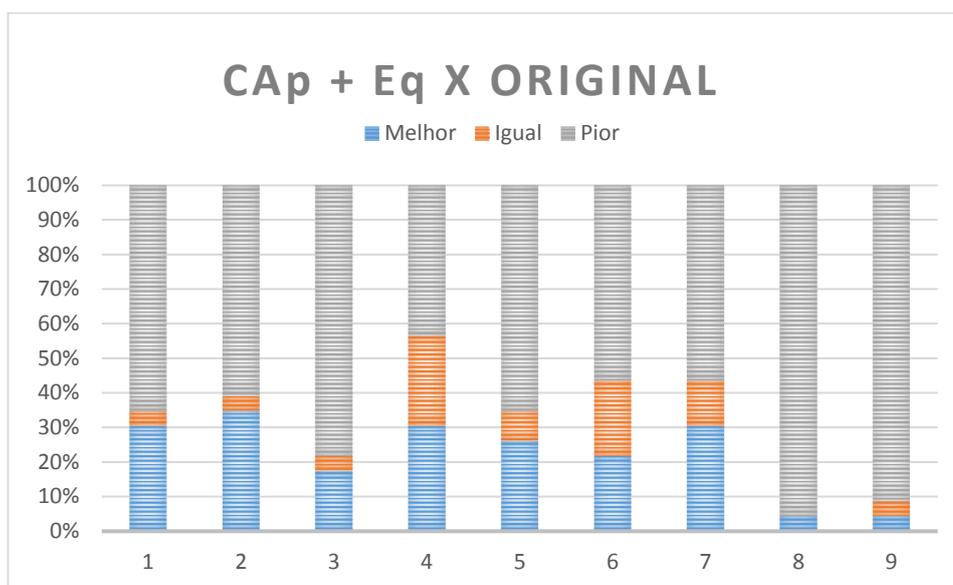
Já no Gráfico 9, ao responder sobre o filtro CAp + Eq, $61\% \pm 11\%$ consideraram a imagem com processamento pior para as 7 primeiras perguntas. 96% consideraram que a imagem com processamento apresentou mais ruído e a maioria (91%) considerou pior em um aspecto geral, ao comparar com a original. Diante desse resultado, nem foi necessário comparar os dois filtros, utilizando os dados da segunda etapa, para concluir que apenas o filtro CAp teve resultados positivos com o paciente 1.

Gráfico 8: Resultado do questionário comparativo entre as imagens do paciente 1: original e CAp.



Fonte: Do autor.

Gráfico 9: Resultado do questionário comparativo entre as imagens do paciente 1: CAp+Eq e Original

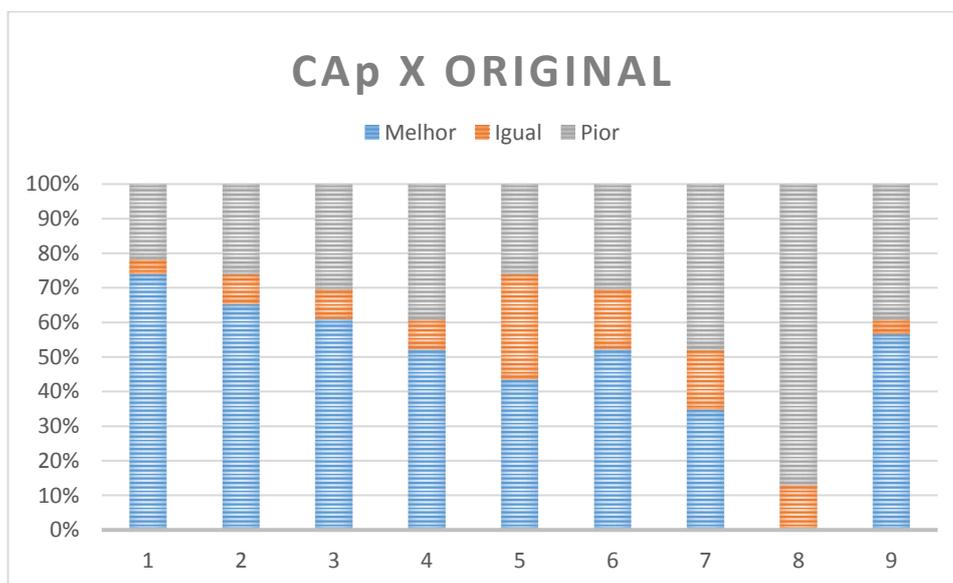


Fonte: Do autor

Para o paciente 2 o resultado não foi muito diferente, como mostram os gráficos 10 e 11. Em relação a cada uma das sete primeiras perguntas o filtro CAp (GRÁFICO 10) se mostrou melhor para 55% \pm 13% dos participantes. E para 32% \pm 9% a imagem com filtro ficou pior. E no aspecto geral, 70% das pessoas entrevistadas afirmam que a imagem filtrada é melhor que a original. Ainda assim 87% consideraram que o ruído aumentou.

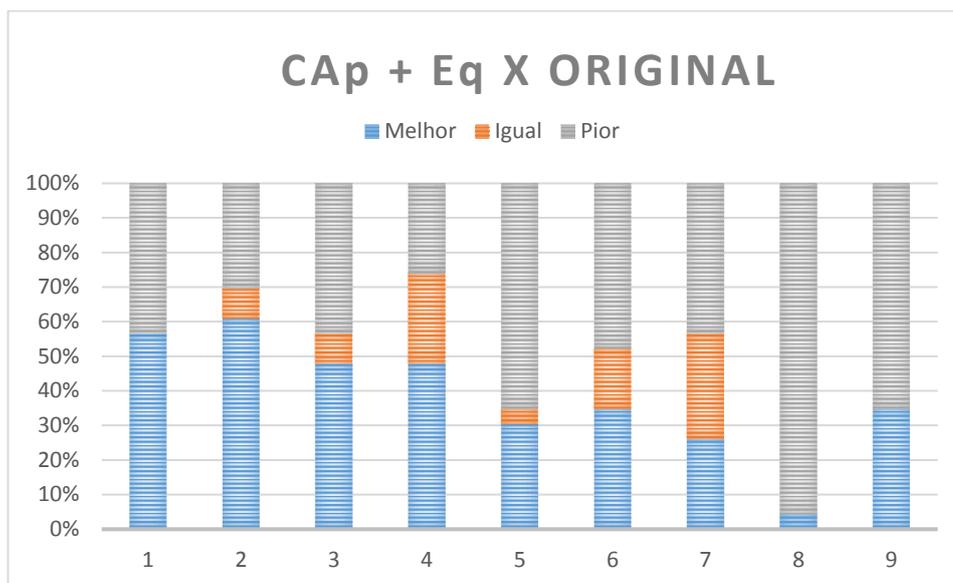
Já para o filtro CAp+Eq, 43% \pm 13% consideraram o filtro pior, e o mesmo percentual considerou melhor. Porém 65% consideraram pior em um aspecto geral e ainda 96% consideraram que o ruído aumentou.

Gráfico 10: Resultado do questionário comparativo entre as imagens do paciente 2: Original e CAp.



Fonte: Do autor.

Gráfico 11: Resultado do questionário comparativo entre as imagens do paciente 2: Original e CAp+Eq.



Fonte: Do autor.

5.5 DISCUSSÃO

Um estudo, feito por Lin et al (2010), comparou imagens adquiridas em sala e no leito de um banco de dados de pacientes reais. As imagens adquiridas em condição de sala, em posição pósterio-anterior, com a distância adequada e com grade antidifusora, se mostraram qualitativamente superior às imagens adquiridas no leito, segundo a análise numérica, corroborando com as medidas de sinal-ruído das imagens adquiridas do fantoma na fase 1 da metodologia desse trabalho. O resultado para o grupo de imagens adquiridas no leito sem grade antidifusora e em posição antero posterior no trabalho de Lin et al, também foram congruentes as do fantoma adquiridas na primeira fase dessa pesquisa. Dessa forma podemos observar que a diminuição do ruído em uma imagem resulta em uma melhora na visualização das estruturas de baixo contraste. Quando as imagens são adquiridas de maneira adversa às ideais, ou seja, em decúbito, sem grade antidifusora, sem a distância ideal, a manipulação matemática se mostra como um mecanismo satisfatório para amenizar os efeitos desses fatores.

6 CONSIDERAÇÕES FINAIS

O filtro CAp pode ser aplicado em imagens de tórax para melhorar os aspectos correspondentes aos critérios de avaliação de uma imagem de tórax. Porém sugere-se um aprofundamento no estudo do mesmo, levando em consideração os aspectos numéricos das imagens reais, e para isso será necessário um volume maior de imagens de pacientes adquiridas em situação de leito.

Foi possível concluir que apesar de aumentar o ruído visível da imagem, não houve prejuízo na qualidade, pois houve melhora em todos os outros aspectos da imagem. O ruído já era esperado, pois como corrobora a literatura, ao crescer contraste a uma imagem, conseqüentemente o ruído aumenta.

Foi possível observar que o processo de aquisição de imagem, é o fator primordial para conseguir uma imagem de qualidade. Logo aconselha-se que as imagens radiográficas sejam, sempre que possível, adquiridas em sala. Que os profissionais se conscientizem que apesar dos avanços tecnológicos no que diz respeito a aquisição e processamento de imagem, nada substitui, de fato, uma aquisição com o máximo de variáveis favoráveis, como as radiografias feitas na sala de exames.

REFERÊNCIAS

AHMED, S. N. **Physics and engineering of radiation detection**. Academic Press, Elsevier, 2007.

BALDIN, N.; MUNHOZ, E. MB. Snowball (bola de neve): uma técnica metodológica para pesquisa em educação ambiental comunitária. In: **X Congresso Nacional de Educação–EDUCRE/I Seminário Internacional de Representações Sociais, Subjetividade e Educação-SIRSSE**. Curitiba, PR, 7^a. 2011. p. 329-41.

BANKMAN, I. (Ed.). **Handbook of medical image processing and analysis**. Elsevier, 2008.

BENTZ, M. R.; PRIMACK, S. L. Intensive Care Unit Imaging. **Clinics in chest medicine**, v. 36, n. 2, p. 219-234, 2015.

BONTRAGER, K. L.; LAMPIGNANO, J. P. **Tratado de posicionamento radiográfico e anatomia associada**. Elsevier Brasil, 2015.

BOR, D. et al. Investigation of grid performance using simple image quality tests. **Journal of medical physics/Association of Medical Physicists of India**, v. 41, n. 1, p. 21, 2016.

BRASIL. MINISTÉRIO DA SAÚDE (MS). CONSELHO NACIONAL DE SAÚDE. Resolução nº 466, de 12 de dezembro de 2012. **Diário Oficial da União**, 2013.

BUSHBERG, J. T.; BOONE, J. M. **The essential physics of medical imaging**. Lippincott Williams & Wilkins, 2011.

BUSHONG, S. C. **Radiologic science for technologists: physics, biology, and protection**. Elsevier Health Sciences, 2013.

CALIER, F. R. **RADIMAG**: um software para tratamento de imagens radiográficas digitais. 2006. 86f. Tese (Doutorado em tecnologias energéticas e nucleares). Universidade Federal de Pernambuco, Recife, 2006.

CARMICHAEL, J. H. E et al. Comissão Europeia. **European guidelines on quality criteria for diagnostic radiographic images**. Office for Official Publications of the European Communities, 1996.

CNESnet. SECRETARIA DE ATENÇÃO A SAÚDE. **Consulta Profissionais CBO**. Disponível em: <http://cnes2.datasus.gov.br/Mod_Ind_Profissional_com_CBO.asp> Acesso em: 23 de Fev. de 2017.

COSTA, F.E. **Desenvolvimento de Sondas Cirúrgicas Radioguiadas com Semicondutores de TlBr e com Cristais Cintiladores de CsI(Tl)**. 2006 127f. Tese (Doutorado em ciências na área de tecnologia nuclear). Universidade de São Paulo, São Paulo, 2006.

CRESWELL, J. W. **Projeto de pesquisa: métodos qualitativo, quantitativo e misto**. Artmed, 2010.

CROMARTIE, R.; PIZER, S. M. **Edge-affected context for adaptive contrast enhancement**. In: Biennial International Conference on Information Processing in Medical Imaging. Springer, Berlin, Heidelberg, 1991. p. 474-485.

DECARLO, L. T. On a signal detection approach to m-alternative forced choice with bias, with maximum likelihood and Bayesian approaches to estimation. **Journal of Mathematical Psychology**, v. 56, n. 3, p. 196-207, 2012.

DOUGHERTY, G. (Ed.). **Medical image processing: techniques and applications**. Springer Science & Business Media, 2011.

FASBENDER, R.; SCHAETZING, R. [New computed radiography technologies in digital radiography]. **Der Radiologe**, v. 43, n. 5, p. 367-373, 2003.

FERREIRA, T.; RASBAND, W.. **ImageJ User Guide: IJ 1.46r**. 2012. Disponível em: <<https://imagej.nih.gov/ij/docs/guide/user-guide.pdf>>. Acesso em: 25 maio 2018.

FERREIRA, D. H. G. **Comparação de radiografias digitais de tórax adquiridas no leito e no bucky por meio de regiões de interesse**. Trabalho de Conclusão de Curso de Tecnólogo em Radiologia. IFSC. Florianópolis, SC, 2017.

FRONER, A. P. P. et al. Comparação entre diferentes métodos de obtenção da razão sinal-ruído em imagens por ressonância magnética. **Revista brasileira de física médica (online)**, 2016.

FURQUIM, T. AC.; COSTA, P. R. Garantia de qualidade em radiologia diagnóstica. **Revista brasileira de física médica**, v. 3, n. 1, 2009.

GONZALEZ, R. C.; WOODS, R. E. **Digital image processing**. Nova Jersey, Pearson Education, Inc, 2008.

HÅKANSSON, M. et al. Nodule detection in digital chest radiography: effect of system noise. **Radiation protection dosimetry**, v. 114, n. 1-3, p. 97-101, 2005.

JANOWER, M. L.; JENNAS-NOCERA, Z.; MUKAI, J. Utility and efficacy of portable chest radiographs. **American journal of roentgenology**, v. 142, n. 2, p. 265-267, 1984.

JENSEN, L.; MEYER, C. Reducing errors in portable chest radiography. **APPLIED RADIOLOGY**, p. 7-15, 2015.

KEEBLE, C. et al. Methods for the analysis of ordinal response data in medical image quality assessment. **The British journal of radiology**, v. 89, n. 1063, p. 20160094, 2016

KIRSCHBAUM, C. "Decisões entre pesquisas quali e quanti sob a perspectiva de mecanismos causais." **Revista Brasileira de Ciências Sociais** 28, no. 82 (2013).

KROFT, L. JM et al. Comparison of eight different digital chest radiography systems: variation in detection of simulated chest disease. **American Journal of Roentgenology**, v. 185, n. 2, p. 339-346, 2005.

KYOTO KAGAKU. Patient Simulators, Imaging Phantoms for Skill Training. Disponível em: <<https://www.kyotokagaku.com/>> Acesso em: 15 de dezembro de 2017.

LANÇA, L.; SILVA, Augusto. **Digital imaging systems for plain radiography**. Springer Science & Business Media, 2012.

LIN, Y. et al. Quantification of radiographic image quality based on patient anatomical contrast-to-noise ratio: a preliminary study with chest images. In: **SPIE Medical Imaging**. International Society for Optics and Photonics, 2010. p. 76271F-76271F-12.

MINAYO, M. C. de S. **O desafio do conhecimento: pesquisa qualitativa em saúde**. 10. ed. São Paulo: 2007.

MORTANI BARBOSA, E. J. et al. Optimization of radiology reports for intensive care unit portable chest radiographs. *Journal of thoracic imaging*, v. 31, n. 1, p. 43-48, 2016.

MRAITY, H. et al. Development and validation of a psychometric scale for assessing PA chest image quality: a pilot study. *Radiography*, v. 20, n. 4, p. 312-317, 2014.

NERI, E.; CAMELLA, D.; BARTOLOZZI, C. Image processing in radiology. **Medical Radiology. Diagnostic Imaging**. Springer, Berlin, 2008.

PRODANOV, C.C.; DE FREITAS, E.C. **Metodologia do trabalho científico: métodos e técnicas da pesquisa e do trabalho acadêmico**. 2ª Edição. Editora Feevale; 2013.

POUPART, J. et al. **A pesquisa qualitativa: enfoques epistemológicos e metodológicos**. Petrópolis, RJ: Vozes, 2008.

PREIM, B.; BARTZ, D. **Visualization in medicine: theory, algorithms, and applications**. Morgan Kaufmann, 2007.

RABBANI, M.; VAN METTER, R.; SHAW, R. Detective quantum efficiency of imaging systems with amplifying and scattering mechanisms. **JOSA A**, v. 4, n. 5, p. 895-901, 1987.

SANTOS, G. E. de O. *Cálculo amostral*: calculadora on-line. Disponível em: <<http://www.calculoamostral.vai.la>>. Acesso em: 12 de dezembro de 2016.

SEERAM, E. **Digital radiography: an introduction for technologists**. Delmar Learning, 2010.

SOARES, F. A.; LOPES, H. B. **Equipamento Radiográfico e Processamento de Filme**. Bookman Editora, 2015.

ULLMAN, G. et al. Towards optimization in digital chest radiography using Monte Carlo modelling. **Physics in medicine and biology**, v. 51, n. 11, p. 2729, 2006.

VELDKAMP, W. JH.; KROFT, L. JM.; GELEIJNS, J. Dose and perceived image quality in chest radiography. **European journal of radiology**, v. 72, n. 2, p. 209-217, 2009.

WALKER, J.; HALLIDAY, D.; RESNICK, R. Fundamentos de física volume 4: óptica e física moderna. 2009. **Rio de Janeiro: LTC**.

YAFFE, M. J. Detectors for Digital Mammography. In: DIEKMANN, F., BICK, U. **Digital Mammography**. Springer, Berlin, 2010.

ZUIDERVELD, K. (1994), "Contrast limited adaptive histogram equalization", Graphics gems IV, Academic Press Professional, Inc., pp. 474–485

APÊNDICES

APÊNCICE A - TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

INSTITUTO FEDERAL DE SANTA CATARINA
DEPARTAMENTO ACADÊMICO DE SAÚDE E SERVIÇOS
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM PROTEÇÃO RADIOLÓGICA
MESTRADO PROFISSIONAL EM PROTEÇÃO RADIOLÓGICA

TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO – TCLE

O PROJETO DE PESQUISA **DESENVOLVIMENTO DE UM FILTRO MATEMÁTICO PARA MELHORIA DAS RADIOGRAFIAS DE TÓRAX DE LEITO: UMA NOVA PERSPECTIVA DE QUALIDADE DA IMAGEM**, É DESENVOLVIDO PELO MESTRANDO EM PROTEÇÃO RADIOLÓGICA **MARIA EDUARDA FERNANDES DA COSTA** (RG Nº 5.355.854 – SSP/SC, CPF Nº 085.610.839-13). TRATA-SE DE PESQUISA EM PROTEÇÃO RADIOLÓGICA PELO CURSO DE MESTRADO PROFISSIONAL EM PROTEÇÃO RADIOLÓGICA DO PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM PROTEÇÃO RADIOLÓGICA DO INSTITUTO FEDERAL DE SANTA CATARINA. SOB ORIENTAÇÃO DO PROFESSOR **DR. FLÁVIO AUGUSTO PENNA SOARES** (PESQUISADOR RESPONSÁVEL).

O projeto de pesquisa tem os seguintes objetivos:

Objetivo geral:

- Desenvolver um filtro matemático para melhorar a qualidade das imagens da radiografia digital de tórax adquiridas no leito.

Objetivos específicos

- Propor critérios de avaliação para comparação entre as imagens de leito e sala;
- Analisar as imagens adquiridas nas condições de leito e sala por meio dos critérios de avaliação.
- Avaliar o desempenho do filtro desenvolvido por meio da análise das imagens finais com auxílio de profissionais da radiologia.

O procedimento usado será uma entrevista individual por meio de um questionário preenchido pelo próprio entrevistado. O qual responderá questões acerca de imagens radiológicas as quais serão apresentados durante a entrevista. Durante a entrevista poderá ocorrer: cansaço ou aborrecimento ao responder o questionário; desconforto, constrangimento ou alterações de comportamento durante a observação das imagens; existe a possibilidade remota do risco de quebra de sigilo.

A pesquisa se orientará e obedecerá aos cuidados éticos colocados pela Resolução nº 466/12 do Conselho Nacional de Saúde, considerando o respeito aos informantes participantes de todo o processo investigativo, observadas as condições de:

- consentimento esclarecido, expresso pela assinatura do presente termo, em duas vias (pesquisador e participante);
- **garantia de confidencialidade e proteção da imagem individual e institucional. Salienta-se que os resultados do presente estudo poderão ser apresentados em encontros ou revistas científicas, no entanto será mantida a confidencialidade a qualquer informação relacionada à sua privacidade;**
- respeito a valores individuais e/ou institucionais manifestos, sejam de caráter religioso, cultural ou moral;
- liberdade total de recusa a participação; o participante poderá desistir da pesquisa a qualquer momento, sem qualquer prejuízo;
- amplo acesso a qualquer informação acerca do estudo;

- os registros, anotações coletadas ficarão sob a guarda da pesquisadora principal. Só terão acesso aos mesmos os pesquisadores envolvidos.
- garantia de ressarcimento ou indenização pelo pesquisador caso ocorra despesa pelo participante da pesquisa no momento da mesma ou decorrente dela.

Eu _____, CPF nº: _____, fui informado/a dos objetivos, procedimentos, riscos e benefícios desta pesquisa, conforme descrito acima. Declaro estar ciente de que solicitei a minha participação neste estudo e que serei entrevistado/a por cerca de 18 minutos a respeito da Qualidade de Imagem Radiográfica de Tórax, para avaliação de melhora ou não das mesmas em relação a alguns critérios que me serão informados. Estou ciente que não serei remunerado/a para minha participação no estudo, assim como não terei despesas extraordinárias em virtude desta participação, caso contrário será ressarcido pelo pesquisador. Tenho conhecimento de que se houver qualquer prejuízo material ou imaterial em decorrência da pesquisa poderei solicitar indenização, de acordo com a legislação vigente e amplamente consubstanciada. Estou ciente que posso interrompê-la a qualquer momento, se assim o desejar, sem qualquer prejuízo. Compreendendo tudo que foi esclarecido sobre o estudo a que se refere este documento, concordo com a participação no mesmo. Estou ciente que este TCLE será assinado em duas vias e eu receberei uma via deste termo de consentimento assinado, o qual garante meus direitos como participante da pesquisa.

Assinatura do Participante

Assinatura do Pesquisador

Florianópolis, ____ de _____ de 2018.

Qualquer dúvida, contate:

DASS - IFSC

Av. Mauro Ramos, 950. Centro.
Florianópolis/SC – 88020-300
Telefone: (48) 3211-6000.
Telefone: (48) 3211-6079.
E-mail: pos.radiologia.fln@ifsc.edu.br

Maria Eduarda Fernandes da Costa (pesquisador)

Avenida Salvador Di Bernardi, 680. Campinas
São José/SC – 88101-260.
Telefone: (48) 99953-8188
E-mail: mariaeduardafdacosta@gmail.com

UFSC – CEPESH - Comitê de Ética

Desembargador Vitor Lima, nº 222, 4º andar, sala 401.Trindade.
Florianópolis/SC – 88040-400
Telefone: (48) 37216094
E-mail: cep.propesq@contato.ufsc.br

Flávio Augusto Penna Soares (pesquisador responsável)

Av. Mauro Ramos, 950. Centro.
Florianópolis/SC – 88020-300
Telefone: (48) 3211-6167.
Telefone: (48) 99972-2625
E-mail: prof.flavio@gmail.com

APÊNDICE B - QUESTIONÁRIO ACERCA DA QUALIDADE DE IMAGEM

ORIENTAÇÕES PARA AVALIAÇÃO DAS IMAGENS

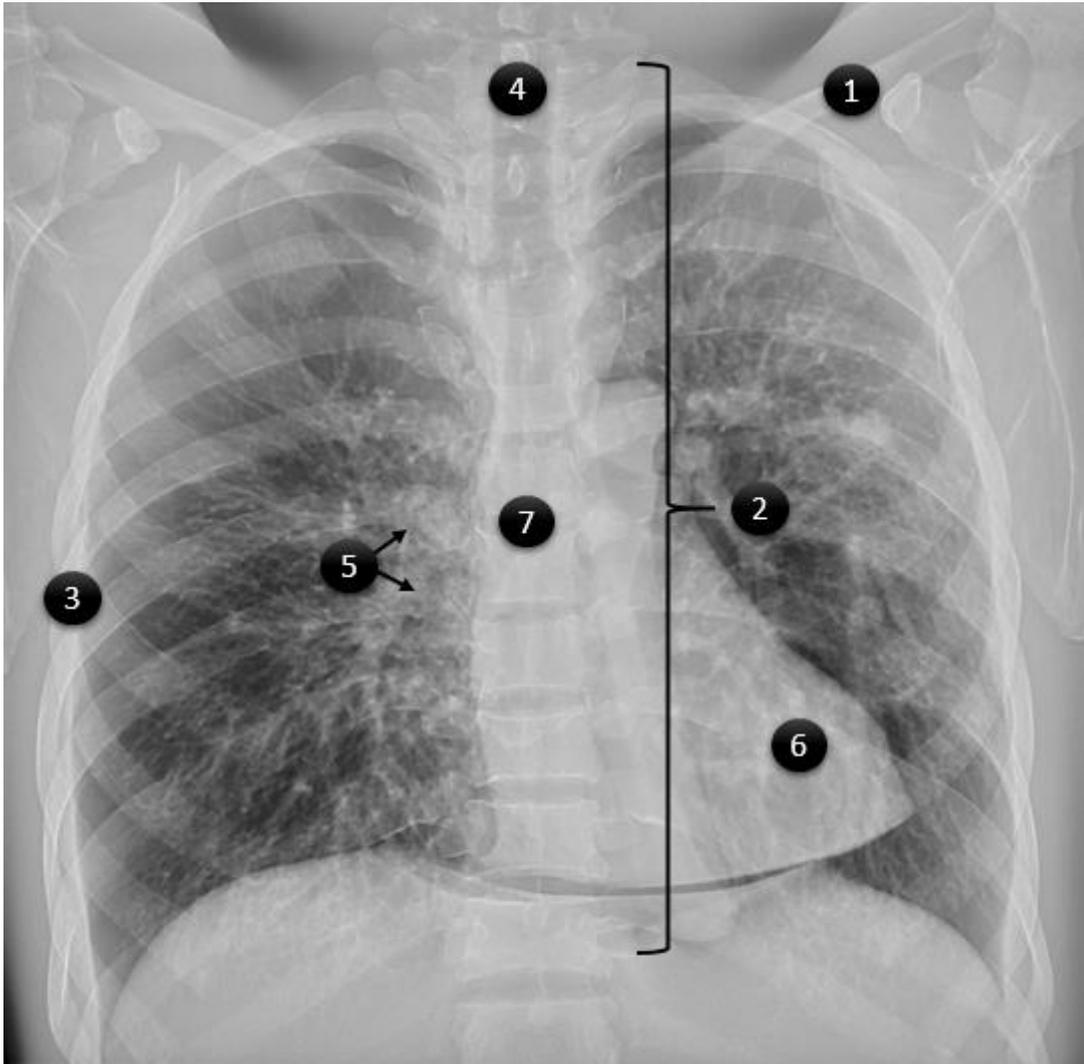
- As imagens aparecerão em pares, responda sempre sobre a imagem da direita em relação à esquerda. Ex.: Se a imagem da direita estiver com a qualidade superior sobre o que foi perguntado na questão, responda “better”. Se tiver com a qualidade inferior, responda “worse”. Se as imagens tiveram a qualidade equivalente para o aspecto perguntado, responda “equal”.

- O número da pergunta está associado ao número identificado na imagem (das perguntas de 1 a 7). Obs.: o círculo com o número na imagem com as referências, não contempla exatamente da região que deve ser avaliada, apenas orienta o entrevistado sobre a área da imagem que corresponde a anatomia mencionada na pergunta.

Serão 9 perguntas que deverão ser respondidas para cada par de imagem:

- 1) Como está a diferenciação entre tecidos mole e osso?
- 2) Como está a visualização do mediastino?
- 3) Como está o contraste entre estruturas cheias de ar e os tecidos circundantes?
- 4) Como está a visualização da traqueia?
- 5) Como está a nitidez dos brônquios proximais?
- 6) Como está a visualização dos padrões vasculares dos pulmões na região retro-cardíaca?
- 7) Como está a visualização dos espaços intervertebrais?
- 8) Em relação ao ruído (da imagem em geral), considerando melhor a que está com menos ruído, a imagem da direita está:
- 9) Desconsiderando as respostas das perguntas anteriores, a imagem da direita, em um aspecto geral, está pior, igual ou melhor que a da esquerda?

Referência das regiões anatômicas das perguntas de 1 a 9



Worse = Pior → Selecione essa resposta quando a qualidade da imagem da direita estiver pior que a esquerda em relação ao item questionado.

Equal = Igual → Selecione essa resposta quando a qualidade da imagem da direita estiver igual a esquerda para o item perguntado.

Better = Melhor → Selecione essa resposta quando a qualidade da imagem da direita estiver melhor que a esquerda para o item perguntado.

ANEXOS

ANEXO A – TERMO CONSUBSTÂNCIADO CEP

UNIVERSIDADE FEDERAL DE
SANTA CATARINA - UFSC



PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP

DADOS DO PROJETO DE PESQUISA

Título da Pesquisa: DESENVOLVIMENTO DE UM FILTRO MATEMÁTICO PARA RADIOGRAFIAS DE TÓRAX DE LEITO: UMA NOVA PERSPECTIVA DE QUALIDADE DA IMAGEM

Pesquisador: Flavio Augusto Penna Soares

Área Temática:

Versão: 2

CAAE: 69655717.2.0000.0121

Instituição Proponente: Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia de Santa Catarina

Patrocinador Principal: Financiamento Próprio

DADOS DO PARECER

Número do Parecer: 2.280.891

Apresentação do Projeto:

Dissertação de mestrado de Maria Eduarda Fernandes da Costa sob orientação de Flavio Augusto Penna Soares, do curso de Mestrado Profissional em Proteção Radiológica do IFSC/SC. Estudo prospectivo, com 23 participantes. Critérios de inclusão: Os entrevistados deverão ser tecnólogos formados, que atuem ou tenham atuado na área e tenham experiência com radiologia digital. Deverão concordar em participar e dessa forma assinar o TCLE. Ser indicado por um profissional da área. Critérios de exclusão: Os que não tenham experiência com imagens de radiologia digital.

Intervenções: questionários.

Objetivo da Pesquisa:

Objetivo Primário: Desenvolver um filtro matemático para melhorar a qualidade das imagens da radiografia digital de tórax adquiridas no leito. **Objetivo Secundário:** • Propor critérios de avaliação para comparação entre as imagens de leito e sala. • Analisar as imagens adquiridas nas condições de leito e sala por meio dos critérios de avaliação. • Avaliar o desempenho do filtro desenvolvido por meio da análise das imagens finais com auxílio de profissionais da radiologia.

Avaliação dos Riscos e Benefícios:

Análise adequada dos riscos e benefícios.

Endereço: Universidade Federal de Santa Catarina, Prédio Reitoria II, R: Desembargador Vitor Lima, nº 222, sala 401

Bairro: Trindade

CEP: 88.040-400

UF: SC

Município: FLORIANOPOLIS

Telefone: (48)3721-6094

E-mail: cep.propesq@contato.ufsc.br

Continuação do Parecer: 2.280.891

Comentários e Considerações sobre a Pesquisa:

Sem comentários adicionais.

Considerações sobre os Termos de apresentação obrigatória:

Folha de rosto assinada pelo pesquisador responsável e pelo . Declaração(ões) do(s) responsável(is) legal(is) pela(s) instituição(ões) onde a pesquisa será realizada, autorizando-a nos termos da resolução 466/12. Cronograma, informando que a coleta de dados se dará a partir de outubro de 2017. Orçamento, informando que as despesas serão custeadas pelos pesquisadores. Questionário(s) a ser(em) aplicado(s) aos participantes. TCLE para os participantes, em linguagem clara e adequada e atendendo as exigências da resolução 466/12.

Recomendações:

Sem recomendações adicionais.

Conclusões ou Pendências e Lista de Inadequações:

Aprovado.

Foram sanadas as pendências do projeto.

Considerações Finais a critério do CEP:

Este parecer foi elaborado baseado nos documentos abaixo relacionados:

| Tipo Documento | Arquivo | Postagem | Autor | Situação |
|---|--|------------------------|----------------------------------|----------|
| Informações Básicas do Projeto | PB_INFORMAÇÕES_BASICAS_DO_PROJETO_858727.pdf | 28/08/2017 21:18:24 | | Aceito |
| Outros | CARTA_RESPOSTA.pdf | 28/08/2017 21:17:48 | MARIA EDUARDA FERNANDES DA COSTA | Aceito |
| Projeto Detalhado / Brochura Investigador | PROJETO_AtualizadoComCronogramaETCLE.pdf | 28/08/2017 21:16:42 | MARIA EDUARDA FERNANDES DA COSTA | Aceito |
| TCLE / Termos de Assentimento / Justificativa de Ausência | TCLE.pdf | 28/08/2017 21:15:15 | MARIA EDUARDA FERNANDES DA COSTA | Aceito |
| Cronograma | CRONOGRAMA.pdf | 23/08/2017 12:42:14 | MARIA EDUARDA FERNANDES DA COSTA | Aceito |
| Folha de Rosto | Folha_de_Rosto.pdf | 12/06/2017 09:46:27 | MARIA EDUARDA FERNANDES DA | Aceito |

Endereço: Universidade Federal de Santa Catarina, Prédio Reitoria II, R: Desembargador Vitor Lima, nº 222, sala 401

Bairro: Trindade

CEP: 88.040-400

UF: SC

Município: FLORIANOPOLIS

Telefone: (48)3721-8094

E-mail: cep.propesq@contato.ufsc.br

UNIVERSIDADE FEDERAL DE
SANTA CATARINA - UFSC



Continuação do Parecer: 2.280.891

| | | | | |
|--|--|------------------------|--|--------|
| Folha de Rosto | Folha_de_Rosto.pdf | 12/06/2017 09:46:27 | COSTA | Aceito |
| Projeto Detalhado / Brochura Investigador | PROJETO_DETALHADO.pdf | 12/06/2017 09:45:51 | MARIA EDUARDA FERNANDES DA COSTA | Aceito |
| Outros | notificacaoPBcoordenador.pdf | 23/05/2017 15:49:57 | Angélica Puskás | Aceito |
| Outros | CienciadesolicitacaoPBcoordenador.pdf | 23/05/2017 15:49:57 | Angélica Puskás | Aceito |
| Outros | Alteracao.pdf | 11/05/2017 16:10:52 | MARIA EDUARDA FERNANDES DA COSTA | Aceito |
| Declaração de Instituição e Infraestrutura | DECLARACAO_DE_INSTITUICAO_E_I NFRAESTRUTURA.pdf | 07/03/2017 17:16:23 | MARIA EDUARDA FERNANDES DA COSTA | Aceito |
| Orçamento | ORCAMENTO.pdf | 07/03/2017 17:15:05 | MARIA EDUARDA FERNANDES DA COSTA | Aceito |

Situação do Parecer:

Aprovado

Necessita Apreciação da CONEP:

Não

FLORIANOPOLIS, 18 de Setembro de 2017

Assinado por:
Ylmar Correa Neto
(Coordenador)

Endereço: Universidade Federal de Santa Catarina, Prédio Reitoria II, R: Desembargador Vitor Lima, nº 222, sala 401
Bairro: Trindade **CEP:** 88.040-400
UF: SC **Município:** FLORIANOPOLIS
Telefone: (48)3721-8094 **E-mail:** cep.propesq@contato.ufsc.br