

INSTITUTO FEDERAL DE EDUCAÇÃO, CIÊNCIA E TECNOLÓGICA DE SANTA CATARINA

CÂMPUS FLORIANÓPOLIS

DEPARTAMENTO ACADÊMICO DE SAÚDE E SERVIÇOS

CURSO SUPERIOR DE TECNOLOGIA EM RADIOLOGIA

DENER HENRIQUE GONÇALVES FERREIRA

**COMPARAÇÃO DE RADIOGRAFIAS DIGITAIS DE TÓRAX
ADQUIRIDAS NO LEITO E NO BUCKY POR MEIO DE REGIÕES DE
INTERESSE**

FLORIANÓPOLIS, JUNHO DE 2017

INSTITUTO FEDERAL DE EDUCAÇÃO, CIÊNCIA E TECNOLÓGICA DE SANTA CATARINA

CÂMPUS FLORIANÓPOLIS

DEPARTAMENTO ACADÊMICO DE SAÚDE E SERVIÇOS

CURSO SUPERIOR DE TECNOLOGIA EM RADIOLOGIA

DENER HENRIQUE GONÇALVES FERREIRA

**COMPARAÇÃO DE RADIOGRAFIAS DIGITAIS DE TÓRAX
ADQUIRIDAS NO LEITO E NO BUCKY POR MEIO DE REGIÕES DE
INTERESSE**

Trabalho de Conclusão de Curso submetido ao Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia de Santa Catarina como parte dos requisitos para obtenção do título de Tecnólogo em Radiologia.

Orientador: Flávio Augusto Penna Soares, Dr.

FLORIANÓPOLIS, JUNHO DE 2017

Ficha de identificação da obra elaborada pelo autor.

Ferreira, Dener Henrique Gonçalves
Comparação de radiografias digitais de tórax adquiridas
no leito e no bucky por meio de regiões de interesse.
/ Dener Henrique Gonçalves Ferreira ; orientação de
Flávio Augusto Penna Soares. - Florianópolis, SC,
2017.
56 p.
Trabalho de Conclusão de Curso (TCC) - Instituto Federal
de Santa Catarina, Câmpus Florianópolis. CST
em Radiologia. Departamento Acadêmico de Saúde e
Serviços.
Inclui Referências.

1. Raios X. 2. Radiografia Torácica. 3. Radiologia
Computadorizada. 4. Pontos de Referência Anatômicos.
5. Região de Interesse. I. Soares, Flávio Augusto Penna.
II. Instituto Federal de Santa Catarina. Departamento
Acadêmico de Saúde e Serviços. III. Título.

**COMPARAÇÃO DE RADIOGRAFIAS DIGITAIS DE TÓRAX
ADQUIRIDAS NO LEITO E NO BUCKY POR MEIO DE REGIÕES DE
INTERESSE**

DENER HENRIQUE GONÇALVES FERREIRA

Este trabalho foi julgado adequado para obtenção do Título de Tecnólogo em Radiologia e aprovado na sua forma final pela banca examinadora do Curso Superior de Tecnologia em Radiologia do Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia de Santa Catarina.

Florianópolis, 14 de junho de 2017

Banca examinadora:



Flávio Augusto Penna Soares, Dr.



Tatiane Sabriela Cagol Camozzato, Dra.



Matheus Brum Marques Bianchi, Msc.

Dedico este trabalho aos meus pais, Denis Henrique Ferreira e Ulcinea Gonçalves, e também aos meus irmãos Willian Henrique G. Ferreira e Sofia G. Ferreira, por todo o suporte, incentivo e amor.

AGRADECIMENTOS

Aos meus pais, Denis H. Ferreira e Ulcinea Gonçalves, pelo suporte, carinho e amor que sempre me deram.

Aos meus irmãos Willian Henrique G. Ferreira e Sofia G. Ferreira, pelas dádivas da amizade e da alegria.

Ao Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia e a Escola Superior de Saúde do Instituto Politécnico do Porto, por possibilitarem-me tamanho aprendizado por meio do meu intercâmbio e das minhas experiências acadêmicas.

Ao Hospital Lusíadas Porto, por gentilmente ceder as imagens utilizadas neste trabalho.

Ao Porto Design Factory, por ser abrigo e acolhimento em terras tão distantes, mas tão familiares.

Ao professor Flávio Augusto P. Soares, por ser meu mentor e orientador, tanto nas dificuldades acadêmicas quanto pessoais.

À professora Sandra R. Ventura, por me acolher tão bem e ser motivo de inspiração enquanto estive longe das pessoas que amo.

Aos professores Laurete Borges, Tatiane Sabriela C. Camozzato e Matheus B. M. Savi, por todas as contribuições e ensinamentos.

Aos demais professores do curso Superior de Tecnologia em Radiologia do IFSC, por todas as contribuições e ensinamentos.

À Maria Eduarda Fernandes da Costa, pelo companheirismo e disposição de sempre.

Aos meus grandes amigos Vitor F. Dutra, Luciene Ibusuki e Alexandre José M. Kegler, por alegrarem meus dias e por compartilharem comigo inúmeros momentos de felicidade.

Por fim, a todas as pessoas que contribuíram de alguma forma para minha evolução profissional e pessoal, meus sinceros agradecimentos.

RESUMO

A radiografia de tórax é um dos exames radiológicos mais solicitados no Brasil. No entanto, quando realizado com o paciente acamado, a radiografia apresenta qualidade inferior em relação à realizada em condições normais no Bucky. Visto isso, a pesquisa objetivou comparar a qualidade das imagens radiográficas digitais de tórax no leito. Por meio de uma metodologia exploratória, descritiva e quantitativa, utilizou-se um software de processamento de imagens digitais para obtenção de métricas estatísticas de sítios anatômicos chaves. Conforme estabelecido na diretriz criada pela Comissão das Comunidades Europeias, por meio de regiões de interesse (ROI's) obteve-se valores de média, mínimo, máximo e desvio padrão das regiões estudadas. Após a análise dos dados, a utilização dos ROI's se comprovou eficaz. As métricas estatísticas obtidas indicaram que as imagens adquiridas no leito se apresentaram mais escuras, com menor dispersão luminosa por região e com menor escala de cinza, entrando em consonância com a imagem visual.

Palavras-chave: Raios X. Radiografia Torácica. Radiologia Computadorizada. Pontos de Referência Anatômicos. Região de Interesse.

ABSTRACT

Chest radiography is one of the most requested radiological exams in Brazil. However, when performed in the patient's bed, the x-ray images have inferior quality when compared to the ones performed on the Bucky under normal conditions. The aim of this research was to compare the quality of bed digital chest x-ray images with those acquired in Bucky under normal conditions. Using an exploratory, descriptive and quantitative methodology, a digital image processing software was used to obtain statistical metrics of key anatomical sites, as established in the guideline created by the Commission of the European Communities, through Regions of Interest (ROI). After data analyzing, use of ROI has proved to be effective. Statistical metrics showed that the images acquired in bed were darker, with less optical density dispersion per region and with a lower gray scale, in accordance with visual image.

Key-words: X-ray. Chest x-ray. Computed Radiology. Anatomical Landmarks. Region of Interest.

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

AP – Ântero-posterior;

CR – Radiologia Computadorizada (do inglês “*Computed Radiology*”);

DFRI – Distancia Foco Receptor de Imagem;

DICOM – Comunicação de Imagens Digitais em Medicina (do inglês “*Digital Imaging and Communications in Medicine*”);

DR – Radiologia Direta (do inglês “*Direct Radiology*”);

LUT – Tabela de Pesquisa (do inglês “*Look-up Table*”);

MÁX – Máximo;

MÍN – Mínimo;

PA – Pósterio-anterior;

PMS – Plano Médio Sagital;

PIXEL – Elemento de imagem (do inglês “*Picture Element*”);

RC – Raio central;

RI – Receptor de Imagem;

ROI – Região de interesse (do inglês “*Region of Interest*”);

RSR – Relação Sinal-Ruído;

S – Sensibilidade;

SD – Desvio Padrão (do inglês “*Standard Deviation*”);

UTI – Unidade de Terapia Intensiva.

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO.....	12
1.1	JUSTIFICATIVA	13
1.2	PROBLEMA DE PESQUISA	14
1.3	OBJETIVO GERAL	14
1.4	OBJETIVOS ESPECÍFICOS.....	15
2	REVISÃO DE LITERATURA	16
2.1	DESCRITORES DE QUALIDADE DE UMA IMAGEM RADIOGRÁFICA DIGITAL E DA RADIOGRAFIA DE TÓRAX....	16
2.1.1	Brilho	16
2.1.2	Contraste, resolução de contraste e profundidade de Bit.....	17
2.1.3	Resolução e fatores geométricos.....	17
2.1.4	Distorção, magnificação de imagem e borramento.....	18
2.1.5	Índice de exposição.....	19
2.1.6	Ruído	19
2.1.7	Descritores da qualidade da radiografia de tórax	20
2.2	RADIOGRAFIA DE TÓRAX – TÉCNICA E ERRO MAIS COMUNS	20
2.2.1	Fatores técnicos	21
2.2.2	Proteção radiológica.....	23
2.2.3	Posicionamento do paciente	25
2.2.4	DFRI e colimação.....	26
2.2.5	Instruções de respiração	26
2.2.6	Erros comuns na execução de exames radiológicos.....	26
2.3	LIMITAÇÕES NA EXECUÇÃO DE RADIOGRAFIAS NO LEITO E SEU IMPACTO NA QUALIDADE	28
2.4	PROCESSO DE FORMAÇÃO DAS IMAGENS DIGITAIS.....	30
2.4.1	Histograma	31
3	METODOLOGIA.....	33
3.1	DELINEAMENTO DA PESQUISA	33
3.1.1	Primeira etapa – definição dos pontos anatômicos de interesse em imagens radiográficas digitais de tórax segundo parâmetros internacionais.....	34
3.1.2	Segunda etapa – utilização de um programa de processamento e manipulação de imagens para obter os parâmetros estatísticos dos ROI's	36
3.1.3	Terceira etapa – comparação entre os valores estatísticos obtidos das imagens de leito em relação às imagens obtidas no Bucky.....	37
4	RESULTADOS E DISCUSSÃO.....	38

4.1 CARACTERÍSTICAS DE RESOLUÇÃO E DOS ROI'S	38
4.2 COMPARAÇÃO ENTRE AS IMAGENS ADQUIRIDAS NO LEITO COM AS ADQUIRIDAS NO BUCKY	40
4.3 ANÁLISE DOS HISTOGRAMAS	46
4.4 CONSIDERAÇÕES FINAIS	48
5 CONCLUSÃO.....	50
REFERÊNCIAS.....	52
APÊNDICE A – CARACTERÍSTICAS DOS ROI'S DAS IMAGENS ADQUIRIDAS NO LEITO	55
APENDICE B – CARACTERÍSTICAS DOS ROIS DAS IMAGENS ADQUIRIDAS NO BUCKY EM CONDIÇÕES NORMAIS	56

1 INTRODUÇÃO

Não há dúvidas de que os equipamentos e técnicas criadas posteriormente ao descobrimento dos raios X, como a Tomografia Computadorizada, a Mamografia e a Densitometria Óssea, revolucionaram os métodos de diagnóstico por imagem, cada qual a sua maneira. No entanto, também é fato que a própria radiologia convencional também evoluiu muito desde seu advento em 1895. As radiografias que permitiam ver o paciente internamente e que eram apresentadas em filmes radiográficos, atualmente são demonstradas diretamente em monitores, permitindo operações de manipulação e otimização. A aliança entre computação, matemática, física e medicina possibilitou criar os sistemas de aquisição de imagens digitais, o que permitiu ganhos em tempo, otimização de custos e qualidade diagnóstica. No entanto, apesar de tamanha evolução e diversidade tecnológica, são os exames radiográficos de tórax que continuam a ser protagonistas nos âmbitos hospitalares.

De acordo com pesquisa realizada nos Estados Unidos por Gunderman (2007, p. 69), a incidência de tórax chega a constituir cerca de 35% de todos os exames radiológicos executados em hospitais. No Brasil não é diferente. Ney-Oliveira (2005, p. 187) e Silva, Marques e Nascimento (2013, p. 39), afirmam que a importância desse exame está na capacidade de diagnosticar inúmeras patologias relacionadas as anatomias pulmonares, mediastinais e de arcabouço torácico de um modo rápido e de alta aceitabilidade por parte dos pacientes, bem como por não ser invasivo e poder ser realizado a um baixo custo, características as quais o tornam altamente solicitado.

Contudo, apesar da enorme relevância desse exame, sabe-se que as imagens radiográficas digitais adquiridas no leito apresentam qualidade inferior às adquiridas no Bucky mural, em condições normais, o que se deve a uma série de diferenças físicas, técnicas e até mesmo, por vezes, do próprio estado de saúde do paciente. Visto isso, o presente projeto de pesquisa objetivou uma comparação, por meio de ROI's, da qualidade da radiografia digital de tórax adquirida no leito em relação às adquiridas no Bucky, por meio de uma metodologia exploratória, descritiva e quantitativa.

A justificativa inicial para a execução deste trabalho foi a continuação de um projeto de pesquisa iniciado em setembro de 2015, período o qual o pesquisador realizou um intercâmbio na cidade do Porto, em Portugal. Além disso, o fato de as radiografias de tórax constituírem um dos exames radiológicos mais solicitados associado com o advento dos sistemas eletrônicos de aquisição de imagem, fazem com que obter mais conhecimentos acerca da qualidade da imagem e dos padrões de representação anatômica tornem possíveis novas pesquisas orientadas ao processamento de imagens digitais, como a utilização de algoritmos matemáticos para a otimização das mesmas, por exemplo.

Para a realização deste trabalho foram escolhidos pontos anatômicos chave em radiografias digitais de tórax por meio de uma diretriz estabelecida pela Comissão das Comunidades Europeias (do inglês “*Commission of European Communities*”) (1996, p. 12). Inicialmente, por meio do software livre ImageJ de processamento de imagens, foram analisados os pontos anatômicos escolhidos em um conjunto de imagens radiográficas digitais adquiridas no Bucky mural, em condições normais. Posteriormente, a metodologia foi replicada para as imagens adquiridas no leito. Realizou-se também uma análise dos histogramas das imagens. Os dados obtidos foram tabulados e estudados por meio do software Microsoft Excel 2016. Deste modo, comparou-se matematicamente, por meio das métricas estatísticas obtidas da análise dos ROI's e dos dados dos histogramas, a qualidade das imagens adquiridas no leito em relação às adquiridas no Bucky.

Os dados foram comparados e então verificou-se o quanto a imagem de leito está distanciada da imagem de Bucky, indicando que os ROI's podem ser utilizados como ferramenta para análise de imagens radiográficas digitais de tórax.

1.1 JUSTIFICATIVA

As imagens radiográficas de tórax são objetos de grande requisição dentro do âmbito hospitalar. Tamaña importância se dá por tratar-se de um método diagnóstico de baixo custo, não invasivo e relativamente fácil para a obtenção de dados anatomopatológicos em pacientes sintomáticos e assintomáticos, tanto em pacientes deambulantes, lúcidos e orientados quanto em pacientes inconscientes ou

acamados. Não obstante, esse exame também tem enorme valor na rotina de monitoramento de pacientes internados em unidades de terapia intensiva (UTI) e em casos de procedimentos específicos (RUZA; MORITZ; MACHADO, 2012, p. 252).

Justifica-se ainda pela utilidade dos resultados deste trabalho em pesquisas relacionadas a processamento de imagens digitais. De acordo com Seeram (2010, p. 24), as radiografias digitais são formadas por um conjunto de pixels (pontos luminosos), os quais compõem uma imagem no monitor e que são preenchidos com inúmeros tons de cinza, variando do branco ao preto, dependendo do grau da interação dos raios X com os detectores de imagem. Deste modo, um conhecimento mais amplo dos padrões de representação anatômica em formato digital torna possível um leque de novas pesquisas orientadas ao processamento de imagens digitais, como a utilização de algoritmos matemáticos para a otimização das mesmas, por exemplo.

Por fim, justifica-se por ser um trabalho em parceria com a Escola Superior de Saúde (ESS) do Instituto Politécnico do Porto (IPP).

1.2 PROBLEMA DE PESQUISA

Há uma diferença na qualidade da imagem radiográfica digital de tórax adquirida no leito em relação às adquiridas no Bucky, em condições normais. Quando adquiridas no leito, normalmente, as imagens apresentam qualidade inferior, visto a ausência da grade antidifusora e pela distância foco e o receptor de imagem (DFRI) inadequada, por exemplo. Visto isso, o presente projeto de pesquisa tem como objetivo responder ao seguinte questionamento: “Como comparar radiografias digitais de tórax no leito com as do Bucky por meio de regiões de interesse?”.

1.3 OBJETIVO GERAL

Comparar radiografias digitais de tórax no leito e no bucky por meio de regiões de interesse.

1.4 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

De modo sistemático, o objetivo geral será abrangido por meio dos seguintes objetivos específicos:

- a) selecionar áreas anatômicas de interesse em imagens radiográficas digitais de tórax no Bucky, em condições normais, e analisá-las de forma matemática/numérica;
- b) analisar o mesmo conjunto de áreas anatômicas em radiografias digitais de tórax adquiridas no leito;
- c) analisar os histogramas dos dois conjuntos de imagens adquiridas;
- d) comparar as características numéricas dos pixels presentes nos ROI's das imagens adquiridas no leito em relação às adquiridas no Bucky.

2 REVISÃO DE LITERATURA

2.1 DESCRITORES DE QUALIDADE DE UMA IMAGEM RADIOGRÁFICA DIGITAL E DA RADIOGRAFIA DE TÓRAX

Freitas e Yoshimura (2003, p. 142) realizaram um estudo com 12 hospitais no Estado de São Paulo, por meio do qual demonstraram que cerca de 1,7 milhão de exames radiológicos realizados anualmente, 49% correspondiam a exames radiográficos de tórax, comprovando a enorme relevância do mesmo. Em consonância, Gunderman (2007, p. 69) aponta que o exame radiográfico de tórax também é o mais realizado nos Estados Unidos da América.

A radiografia de tórax é o estudo radiológico mais realizado nos EUA, representando aproximadamente 35% dos exames que se fazem em muitos hospitais. Em algumas situações agudas, a compreensão básica da radiografia do tórax pode salvar a vida do paciente. No quadro não agudo, até mesmo os achados radiográficos básicos podem alterar significativamente o tratamento do paciente. A onipresença e a utilidade clínica da radiografia de tórax fornecem ao estudante e ao médico que entendem bem as radiografias de tórax, uma oportunidade para se destacar entre seus colegas e professores (GUNDERMAN, 2007, p.69).

Visto a enorme demanda e importância deste exame, é necessário que o mesmo apresente excelente qualidade, para que possa então servir como parâmetro para diagnóstico, pesquisa clínica e/ou controle médico. Nesse sentido, Bushong (2013, p.275) afirma que sinônimo de qualidade radiográfica é conseguir reproduzir o objeto irradiado com o máximo de acurácia possível.

Conforme Bontrager e Lampignano (2010, p. 48), são 6 os fatores usados para avaliar a qualidade da imagem digital – brilho, contraste, resolução, distorção, índice de exposição e ruído. No entanto, fatores como a distorção, magnificação e borramento, bem como possíveis artefatos de imagem podem influenciar diretamente na qualidade do estudo radiográfico.

2.1.1 Brilho

De acordo com Bontrager e Lampignano (2010, p. 48), o brilho é a intensidade de cor que preenche cada pixel no monitor de imagem. Imagine-se que uma radiografia de tórax pósterio-anterior (PA) é adquirida duas vezes, utilizando o valor de 110 kV para ambas as exposições, 4 mAs na primeira e 8 mAs na segunda

exposição. Teoricamente ambas as exposições produzirão feixes poli energéticos com energias entre 0 a 110 kV, porém as quantidades de fótons originados não serão iguais, sendo que a primeira exposição produzirá um número F de fótons, enquanto a segunda produzirá, teoricamente, duas vezes o valor de F . Posteriormente, esses fótons interagirão com as estruturas anatômicas do tórax e sensibilizarão receptor de imagem, “gravando” a imagem das estruturas anatômicas. As interações se darão com intensidades diferentes, onde haverá mais interações com algumas estruturas e menos com outros, formando posteriormente uma enorme quantidade de tons de cinza no monitor de visualização. As estruturas mais densas atenuaram mais os fótons, originando tons mais claros, do mesmo modo que as estruturas menos densas darão origem a tons mais escuros por interagirem menos com os fótons.

2.1.2 Contraste, resolução de contraste e profundidade de Bit

Por definição, contraste é a diferença de brilho entre duas estruturas adjacentes, e é diretamente influenciado pela qualidade do feixe, de forma que quanto mais energético o feixe mais tons de cinza serão produzidos, resultando em menor contraste (BUSHONG, 2013, p. 275). A quantidade total de tons de cinza que podem ser visualizadas no monitor é dado pela profundidade de bit (SEERAM, 2010, p. 29).

De acordo com Bontrager e Lampignano (2010, p. 48) e Seeram (2010, p. 29), profundidade de bit é o nome dado à “capacidade” do aparelho de preencher o conjunto de pixels que irão compor as imagens com inúmeros tons de cinza, branco ou preto. Suponha-se que um aparelho possui o valor de profundidade de bit igual a 10. Dada que a equação da profundidade de bit é $(2)^n$, então $(2)^{10} = 1024$. Assim sendo, este aparelho tem a capacidade de registrar 1024 tons ou sombras de cinza diferentes entre si. Ressalta-se que a profundidade de bit pode variar conforme diferentes fabricantes.

Além disso, tem-se ainda o que se chama de *resolução de contraste*, que nada mais é do que a capacidade do próprio sistema de distinguir contrastes em tecidos com a mesma densidade e/ou composição (BUSHONG, 2013, p. 275).

2.1.3 Resolução e fatores geométricos

De acordo com Bushong (2013) e Soares e Lopes (2015), alguns parâmetros que influenciam na resolução da imagem estão fora do alcance do profissional por se relacionarem a condições intrínsecas do aparelho e do sistema de aquisição de imagem, como o ponto focal, o tamanho do pixel de aquisição e a resolução da matriz de visibilidade. Além destes há os fatores de posicionamento do paciente e de angulação do raio central (RC).

Imagine-se que dois desenhos sejam feitos em uma folha qualquer, sendo o primeiro com uma caneta de ponta fina (0.3 mm) e o segundo com uma caneta de ponta grossa (1.5 mm). Sem dúvida a caneta de ponta fina tem a capacidade de reproduzir figuras ou traços que a caneta de ponta grossa não pode por ser muito espessa. O mesmo ocorre com o ponto focal. Quanto menor o ponto focal maior o detalhamento obtido, logo, maior a resolução. No entanto, um valor pequeno de ponto focal não fará a menor diferença se o tamanho do pixel de aquisição não for compatível ou se o monitor de visualização de imagem não possuir qualidade suficiente. O pixel é a estrutura que armazenará a informação correspondente a um tom de cinza que, em todo seu conjunto, produzirá a imagem radiográfica (SEERAM, 2011, p. 28; BONTRAGER; LAMPIGNANO, 2010, p. 48). A matriz de visualização, por sua vez, corresponde a qualidade do monitor utilizado pelo radiologista para laudar a imagem. Geralmente possuem alta definição e uma larga faixa de latitude, permitindo uma ótima resolução de contraste e resolução (BONTRAGER; LAMPIGNANO, 2010, p. 49).

2.1.4 Distorção, magnificação de imagem e borramento

Além das características intrínsecas do aparelho, o posicionamento inadequado também pode influenciar muito na qualidade de imagem. Dentre as consequências mais comuns em relação aos erros na prática clínica estão a magnificação e a distorção.

Bushong (2013, p. 286) discorre que a magnificação ocorre ou quando o foco da radiação está muito próximo do paciente ou quando o paciente está afastado do receptor de imagem. Isso se deve ao fato de que os fótons, quando são produzidos, apresentam direção omnidirecional, ou seja, se espalham por todas as direções

possíveis. Já a distorção ocorre geralmente por erro de posicionamento do paciente ou da angulação do RC. Dentre os fatores geométricos há ainda o borramento, que é a aparência sobreposta de estruturas, originado na maioria das vezes pela movimentação do paciente no momento da exposição. O borramento faz com que a área de interesse perca qualidade diagnóstica, podendo mascarar alguma possível patologia (BUSHONG, 2013, p. 288).

2.1.5 Índice de exposição

O Índice de Exposição, também chamado de número de sensibilidade (S), é uma tecnologia presente na radiologia digital (CR ou DR) que permite quantificar a quantidade de exposição ao qual o detector de radiação foi submetido. Como dito anteriormente, antes de ser visualizada no monitor radiográfico, a imagem sofre um pré-processamento, onde os parâmetros de brilho e contraste são automaticamente alterados por um software do próprio sistema. Acontece que normalmente o monitor usado pelo tecnólogo não possui qualidade suficiente para realização de laudos, ou seja, por mais que a imagem se mostre adequada, quando visualizada no monitor do radiologista pode ocorrer de a imagem não ter qualidade diagnóstica suficiente. Para que isso não ocorra, o S funciona de modo que para cada incidência seja contabilizado o valor de exposição ao qual o receptor de imagem foi submetido, fazendo subsequentemente uma comparação com os valores padrão fornecidos pelo fabricante. Tem-se então uma ferramenta que possibilita observar se a qualidade da imagem pode estar comprometida ou não, bem como estimar a dose empregada no paciente (SEERAM, 2011, p. 62).

2.1.6 Ruído

Para Bushong (2013, p. 275), o ruído de imagem pode ser caracterizado como um conjunto de informações não úteis e não verdadeiras que ocupam o lugar do sinal útil na imagem radiográfica. Do ponto de vista físico, sinal são os fótons atenuados pelas estruturas anatômicas que carregam informações relevantes, ou seja, informações sobre a estrutura atenuada até o receptor de imagem. Em contrapartida, ruído significa fótons que não carregam informações úteis, ou seja, informações válidas

sobre as anatomias de interesse. Visto a diferença entre ambos, tem-se então a Razão Sinal-Ruído (RSR), que representa a razão entre as informações úteis e as não úteis. Maior taxa de RSR significa que há mais sinal do que ruído, logo, melhor qualidade de imagem. Há ainda na radiologia digital outro tipo de ruído, chamado de ruído eletrônico, “que está relacionado com o ruído intrínseco do sistema eletrônico do aparelho, da não uniformidade do RI e de flutuações de energia” (BONTRAGER; LAMPIGNANO, 2010, p. 50).

2.1.7 Descritores da qualidade da radiografia de tórax

A Comissão das Comunidades Europeias desenvolveu um documento que fornece os critérios de avaliação radiográfica para as incidências mais realizadas, dentre elas, as radiografias de tórax. Em relação as radiografias PA e ântero-posterior (AP) do tórax, as anatomias torácicas que devem ser demonstradas e visualizadas estão dispostas no Quadro 1.

Quadro 1 – Critérios de imagem segundo a diretriz estabelecida pela Comissão das Comunidades Europeias para exames de tórax nas projeções PA/AP.

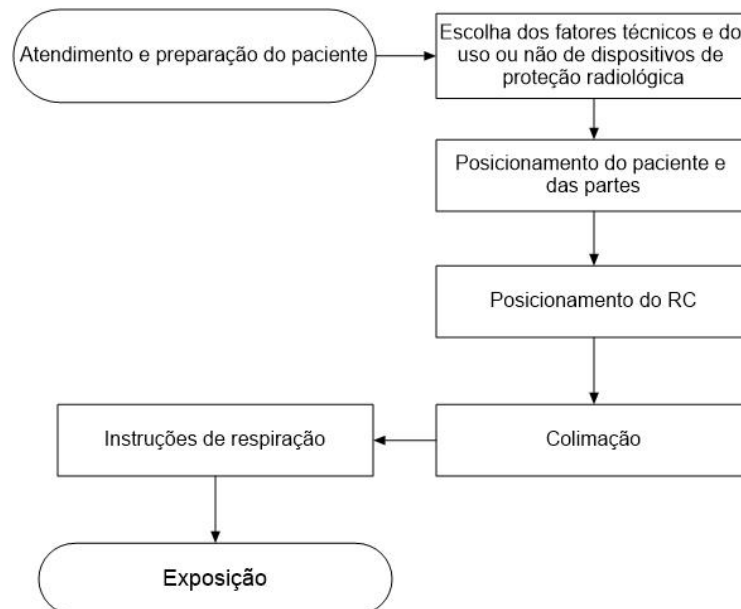
Tórax PA/AP
1 - Executada em inspiração profunda (10 arcos posteriores) e apneia
2 - Reprodução simétrica do tórax sem inclinação ou rotação
3 - Borda medial das escápulas projetadas fora dos campos dos ápices pulmonares
4 - Reprodução de todo o gradil costal acima do diafragma
5 - Reprodução nítida da vascularização pulmonar (especialmente na periferia)
6 - Reprodução nítida da traqueia e parte proximal dos brônquios
7 - Reprodução nítida do diafragma e ângulos costofrênicos
8 - Reprodução nítida do coração e aorta
9 - Visualização da parte retrocardíaca dos pulmões e mediastino
10 - Visualização da coluna através da sombra cardíaca

Fonte: Commission of European Communities (1996, p. 12).

2.2 RADIOGRAFIA DE TÓRAX – TÉCNICA E ERRO MAIS COMUNS

A realização de um exame radiográfico envolve um conjunto de etapas. Como recurso ilustrativo, a Figura 1 resume, genericamente, a consecução de passos concernentes à execução de um exame radiográfico.

Figura 1 – Consecução de passos concernentes à execução de um exame radiográfico.

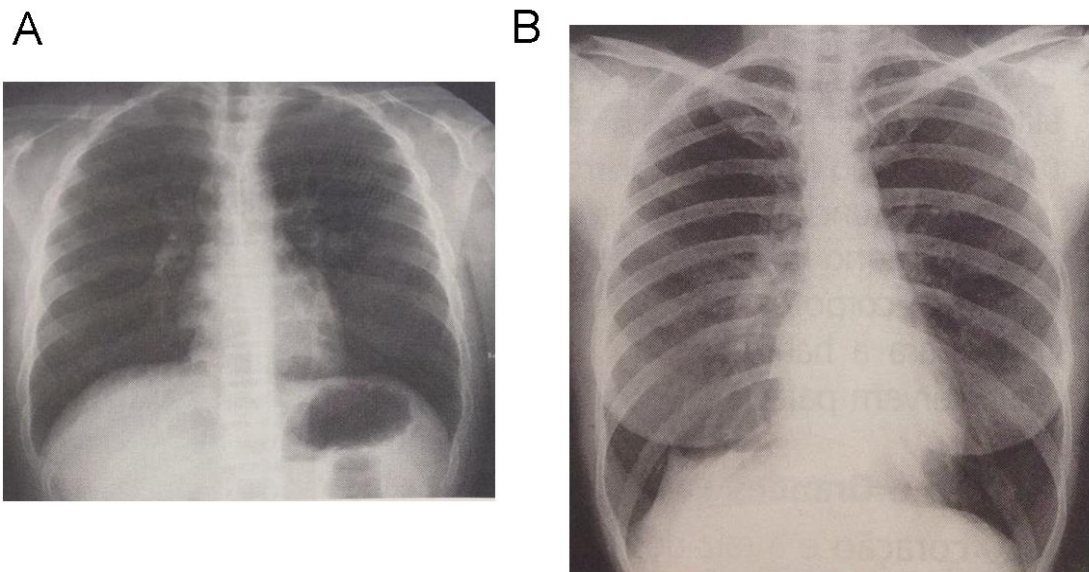


Fonte: Bushong e Lampignano (2010, p. 90).

2.2.1 Fatores técnicos

Após o paciente entrar na sala de exame, os primeiros fatores a serem escolhidos estão relacionados com o tamanho do receptor de imagem (RI) e também com a sua orientação de acordo com o biotipo corporal (longitudinal ou transversal), se será feito o uso ou não da grade antidifusora, bem como a escolha dos valores de tensão, corrente e tempo. Em tratando-se de pacientes adultos, os mais utilizados são os 35 cm x 35 cm e 35 cm x 43 cm, posicionados vertical ou longitudinalmente (Figura 2), de acordo com a anatomia torácica do próprio paciente – estênico, hiperstênico, hipostênico e astênico (BONTRAGER; LAMPIGNANO, 2010, p. 78).

Figura 2 – Representação de uma imagem radiográfica de um paciente hiperstênico (A), e de um paciente estênico (B).



Fonte: Bontrager e Lampignano (2013, p. 78).

Após esses procedimentos, o profissional deverá optar por utilizar ou não a grade antidifusora. Conforme Soares e Lopes (2015, p. 87), este dispositivo está relacionado com a qualidade de imagem, mais especificamente ao controle de radiação espalhada e ruído de imagem. Bushong (2013, p. 225) discorre que uma porção de fótons que chegam na matéria e interagem com a mesma são espalhados, ou seja, desviados de seu caminho, sensibilizando o receptor de imagem em locais onde não deveria, criando assim uma informação falsa, conhecida como borramento.

Este fenômeno de degradação da qualidade da imagem começou a ser estudado em 1896, por Arthur Wright, porém apenas em 1917, após alterações e otimizações do dispositivo, a então grade Potter-Bucky foi apresentada à comunidade científica. Basicamente, este dispositivo “consiste em lâminas paralelas em uma única direção (convergindo das pontas ao centro, as quais movimentam-se, uniformemente no mesmo plano e perpendicular ao feixe” (SOARES; LOPES, 2015, p. 84).

Após a escolha do RI e sua orientação, bem como do uso ou não da grade antidifusora, os parâmetros elétricos (tensão, corrente e tempo) devem ser devidamente escolhidos. Em conjunto, são diretamente responsáveis pela qualidade visual da imagem radiográfica, visto que o valor de tensão aplicada dita a

penetrabilidade do feixe de raios X, enquanto que o produto corrente-tempo dita a quantidade de fótons que serão gerados (BUSHONG, 2013, p. 147).

2.2.2 Proteção radiológica

“O estudo da ação das radiações nos seres vivos é chamado de radiobiologia. Os efeitos biológicos decorrem do dano causado às células por interações da radiação com o meio celular” (TILLY JUNIOR, 2010, p.147). Visto isso, a importância do uso das vestimentas de proteção radiológica (Figura 3) está descrita em Lei, onde a Portaria SVS/MS nº 453, de 1 junho de 1998, a qual dispõe sobre o uso dos raios X em todo território nacional e dá outras providências, afirma que toda e qualquer prática que disponha do uso de radiação ionizante deve ser efetuada em condições de otimização, ou seja, a quantidade de radiação X empregada deve ser tão baixa quanto razoavelmente exequível (BRASIL, 1998, p. 1). Ainda de acordo com a Portaria SVS/MS nº 453, os serviços de radiodiagnóstico devem assegurar a proteção radiológica para pacientes e trabalhadores.

(...) assegurar os requisitos mínimos de proteção radiológica aos pacientes, aos profissionais e ao público em geral; Padronizar, a nível nacional, os requisitos de proteção radiológica para o funcionamento dos estabelecimentos que operam com raios X diagnósticos e a necessidade de detalhar os requisitos de proteção radiológica diagnóstica e intervencionista estabelecida na Resolução nº 6, de 21 de dezembro de 1988, do Conselho Nacional de Saúde; as recomendações da Comissão Internacional de Proteção Radiológica estabelecidas em 1990 e 1996, refletindo a evolução dos conhecimentos científicos no domínio da proteção contra radiações aplicadas às exposições radiológicas na saúde (...) (BRASIL, 1998, p.1).

Também organizações internacionais de extrema relevância, como o Colégio Americano de Radiologia (ACR) e a Sociedade Radiológica da América do Norte (RSNA), investem cada vez mais em ações para a otimização da proteção radiológica (BRINK; AMIS, 2010, p. 601). Ainda de acordo com Brink e Amis (2010, p. 602), um exemplo relacionado a essas iniciativas de otimização foi a campanha *Image Wisely*, a qual objetiva principalmente a diminuição da dose em pacientes adultos, por meio da difusão de conhecimentos acerca dos aspectos e características concernentes às radiações ionizantes e dos procedimentos de diagnóstico de imagem os quais utilizam radiação ionizante. Em consonância com tal princípio, diversos estudos foram realizados com o intuito de mensurar ou expressar a otimização da dose de radiação. Dentre eles, Raissaki (2004, p. 80) observou em seus estudos a redução da dose absorvida nas gônadas de 50 e 95%, em pacientes do sexo feminino

e masculino, respectivamente, após a utilização de equipamentos de proteção individual (EPI). Não obstante Synowitz e Kiwit (2006, p. 108) dirigiram um estudo que apontou a diminuição de 75% da dose nas mãos de cirurgiões hemodinamicistas quando da utilização de luvas plumbíferas. Estudos como os de Raissaki (2004) e Synowitz e Kiwit (2006) comprovam a extrema importância da otimização da dose de radiação em serviços de radiodiagnóstico e também em outras aplicações.

Figura 3 – Exemplos de equipamentos de proteção individual no setor de radiologia: (a) avental de proteção leve; (b) avental de proteção fechado leve - costas; (c) avental de proteção fechado leve - costas; (d) blindagem de gônadas.



Fonte: Soares (2006, p. 17).

Ressalta-se que toda essa preocupação com o uso das radiações ionizantes em radiodiagnóstico e tratamento deve-se ao fato de que essa tecnologia, é capaz de produzir danos dos mais diversos graus em organismos vivos. Soares, Pereira e Flor (2011, p. 98) afirmam que as radiações ionizantes podem gerar efeitos lesivos ao organismo humano, especialmente em células radiosensíveis, como espermatozônios e os eritroblastos. Esses efeitos podem ser definidos como determinísticos ou estocásticos.

Conforme Tilly Junior (2010, p. 149) os efeitos determinísticos são caracterizados por apresentar um limiar de dose, ou seja, são efeitos biológicos que se sabe que ocorrerão se uma pessoa for submetida a uma certa quantidade de dose de radiação – Quadro 2. Diferentemente dos efeitos determinísticos, que apresentam uma relação de causa efeito proporcional ao valor da dose de radiação recebida, os

efeitos estocásticos não apresentam limiar de dose, mas sim uma probabilidade de ocorrência em função da exposição, visto o acúmulo de dano genético. Um exemplo de efeito estocástico é o câncer, que pode ter sua etiologia ligada tanto às baixas quanto altas doses (OKUNO; 2013, p. 192).

Quadro 2 – Principais efeitos imediatos da exposição à radiação em humanos e a dose limiar aproximada.

Efeito	Local Anatômico	Dose Limiar em Gray (Gy)
Morte	Corpo inteiro	2 Gy
Depressão hematológica	Corpo inteiro	250 mGy
Eritema da pele	Campo pequeno	2 Gy
Epilação	Campo pequeno	3 Gy
Aberração cromossômica	Corpo inteiro	50 mGy
Disfunção das gônadas	Tecido local	100 mGy

Fonte: Bushong (2013, p. 504).

2.2.3 Posicionamento do paciente

a) Incidência PA

De acordo com Bontrager e Lampignano (2010, p. 90) e também Leal (2004, p.174), o paciente deve estar preferencialmente em ortostatismo, com os pés levemente afastados de modo que seu peso fique igualmente distribuído. Além disso, o queixo deve ser paralelamente ao plano médio sagital (PMS), acima do topo do bucky-mural. Os dorsos das mãos devem ser repousados sobre os quadris, e os cotovelos levemente flexionados. Por fim, os ombros devem ser deprimidos até encostarem no Bucky-mural.

b) Incidência AP

Em relação às radiografias de tórax em projeção AP, há algumas diferenças a serem observadas. O PMS do paciente deve ser alinhado com o RC e com a linha média do RI, de modo que as margens estejam iguais entre as laterais do tórax e as bordas laterais do RI. Além disso, a borda superior do RI deve estar aproximadamente 5 cm acima dos ombros. Para minimizar a rotação da anatomia torácica, deve

observar-se se o plano coronal médio está paralelo ao RI, bem como centralizar o PMS com a linha central do RI. No caso de pacientes do sexo feminino, é necessário atentar-se para que as mamas não causem sobreposição, pedindo para que a paciente se posicione lateralmente, quando possível (BONTRAGER; LAMPIGNANO, 2010, p. 94).

2.2.4 DFRI e colimação

A distância entre foco e RI deve ser a maior dentro das limitações físicas do aparelho (180 cm em aparelhos fixos e o mais próximo disso em aparelhos móveis), e a colimação deve ser limitada à região de interesse do tórax (BONTRAGER; LAMPIGNANO, 2010, p. 94).

2.2.5 Instruções de respiração

Conforme Souza (2010), no leito o tecnólogo deve observar a respiração no momento da exposição. O profissional deve instruir o paciente, quando possível, a respirar fundo, soltar o ar, respirar fundo novamente e segurar a respiração. Em outras palavras, a exposição deve ser feita em apneia logo após a segunda inspiração completa. Isso se faz necessário pois os pulmões se expandem mais na segunda inspiração completa, além do contraste aumentar com os pulmões airados e o diafragma ser deprimido (BONTRAGER; LAMPIGNANO, 2010, p. 90; LEAL, 2004, p. 174).

2.2.6 Erros comuns na execução de exames radiológicos

Apesar da metodologia das técnicas radiográficas estar muito bem descrita na literatura, muitas vezes os resultados obtidos não são compatíveis com os necessários devido a algum erro no processo de aquisição de imagem, levando a repetição do exame, o que significa mais dose no paciente e mais custo ao serviço (SILVA; MARQUES; NASCIMENTO, 2013, p. 40). Os erros podem ocorrer em qualquer etapa do processo de aquisição de imagem, podendo ser mais ou menos graves.

Dentro da prática clínica é trivial pedir para o paciente retirar todo e qualquer objeto metálico que possa vir a sobrepor a região de interesse. Especificamente para as radiografias de tórax é rotineiro lembrar o paciente de retirar possíveis colares, blusas com objetos metálicos, sutiãs, etc. (BONTRAGER; LAMPIGNANO, p. 89). Porém, muitas vezes ocorre de objetos radiopacos serem esquecidos e estarem presentes na região de interesse, produzindo assim artefato na imagem. Além disso, tem-se o caso dos artefatos causados por aparelhos de manutenção das funções vitais, como sonda nasogástricas, cateteres e tubos de aspiração (SOUZA, 2010, p. 27).

Conforme atestado por Silva, Marques e Nascimento (2013, p. 40), outro erro comum na radiologia convencional é a escolha indevida dos parâmetros elétricos (tensão, corrente e tempo), visto que os mesmos combinados controlam a qualidade e a quantidade do feixe de raios X. O que ocorre na prática é que, muitas vezes, erra-se na combinação dos valores de corrente e tensão, fazendo com que a imagem fique subexposta ou superexposta, o que prejudica ou impossibilita o laudo. Conforme Bushong (2013), a escolha de valores adequados de parâmetros elétricos permite não só que seja adquirida uma boa imagem, mas também que a dose no paciente seja menor.

Em relação ao processo de posicionamento do paciente, muitas vezes ocorre de ele ser posicionado errado ou movimentar-se no momento da exposição. Algumas consequências comuns destas falhas são: rotacionamento do paciente pela distribuição não igualitária do peso entre os pés, fazendo com que apareçam estruturas sobrepostas ou ainda borramento na imagem; sobreposição dos ápices pulmonares pelas escápulas pelo não rotacionamento dos braços e depressão dos ombros; ou ainda a sobreposição da traqueia pelo queixo, conforme atestam Souza (2010) e Silva, Marques e Nascimento (2013). Além disso, ainda de acordo com Silva, Marques e Nascimento, muitas vezes ocorrem cortes de estruturas anatômicas ou distorções geométricas devido ao posicionamento incorreto do RC, bem como a magnificação das estruturas devido a valor baixo de distância entre a fonte e o receptor de imagem.

Por fim, alguns outros erros graves, envolvem a falta de orientação ao paciente ou ainda desatenção no momento da realização da exposição. Exemplos

destes erros são exposições duplas em um único receptor de imagem ou ainda realização de exposição com porta chassi aberto (na radiologia convencional e computadorizada) (SILVA; MARQUES; NASCIMENTO, 2013, p. 41).

2.3 LIMITAÇÕES NA EXECUÇÃO DE RADIOGRAFIAS NO LEITO E SEU IMPACTO NA QUALIDADE

Em se tratando de ambiente hospitalar, são comuns casos em que o paciente não pode deambular ou ser deslocado até o setor de radiologia. Dentre desse grupo de pacientes estão recém-nascidos, em estado crítico e/ou instáveis, inconscientes, com doenças cardiopulmonares em estágio avançado e acamados ou na UTI. Para esses pacientes em condições especiais, a radiografia de tórax pode ser realizada no leito, por meio do aparelho móvel (RUZA; MORITZ; MACHADO, 2012, p. 252). Em consonância com Souza (2010), essas imagens radiográficas são necessárias para estudos de rotina, para procedimentos específicos ou ainda para documentar a presença ou curso de alguma patologia. No entanto, apesar de sua extrema importância, a qualidade da radiografia adquirida no leito é inferior à adquirida em condições ideais, por haver uma série de desvantagens em seu processo de aquisição. Isso se deve a uma série de fatores técnicos e também do estado de saúde do paciente e o quanto ele pode cooperar.

Dentre as desvantagens do aparelho móvel em relação ao fixo está a ausência de grade antidifusora, que implica em perda de qualidade de imagem. Isso ocorre porque a grade antidifusora atua como um filtro sobre os fótons não desejados, como os retroespalhados e ainda aqueles com baixa energia (SOARES, 2015). Outro fator relevante para a menor qualidade de imagem em radiografias no leito é a distância reduzida entre a fonte de radiação e o receptor de imagem (DFRI). Frank, Long e Smith (2007) recomendam que a radiografia do tórax deve ser realizada com no mínimo 183 cm de DFRI. Ocorre, no entanto, que não se consegue obter esses valores padrões, ou pela limitação física do aparelho ou devido ao estado de saúde do paciente.

Outro fator que também pode influenciar negativamente a qualidade de imagem são erros por parte dos profissionais das técnicas radiológicas –

posicionamento inadequado do paciente e/ou escolha indevida dos parâmetros elétricos (tensão – kVp, corrente-tempo – mAs) (SILVA; MARQUES; NASCIMENTO, 2013, p. 41). Por se tratar de pacientes em estado crítico, acamados ou ainda recém-nascidos, o posicionamento correto destes pacientes torna-se uma tarefa árdua. O primeiro fato que requer atenção está ligado à exposição ao fim na inspiração. Em muitas das vezes os pacientes encontram-se inconscientes e não podem seguir a instrução de prender a respiração no final da inspiração, fazendo com que seja necessário ao profissional das técnicas radiológicas observar e realizar a exposição por meio da visualização da elevação da caixa torácica do paciente (SOUZA, 2010, p. 24). Além disso, os campos dos ápices pulmonares encontram-se normalmente sobrepostos pelas escápulas, visto que o paciente na maioria das vezes não pode ser posicionado de modo adequado, ou por estado de inconsciência ou por acessórios médicos ou por ambos. Por fim, outros problemas são os acessórios de aferição e manutenção de sinais vitais, como sonda nasogástrica, cateter venoso, eletrodos e tubos relacionados a ventilador mecânico e bomba de infusão. Conforme Souza (2010, p. 44), geralmente os profissionais das técnicas radiológicas em conjuntos com a equipe médica não tomam nenhuma medida preventiva para melhorar a qualidade de imagem nesse sentido, resultando em artefato de imagens que poderiam ser evitados.

Um estudo realizado por Souza (2010) atesta as informações apresentadas acima. O estudo foi conduzido em uma UTI em um hospital de Florianópolis – Brasil, com o objetivo de verificar quais os fatores que influenciavam nas radiografias do tórax realizadas no leito. Em sua pesquisa, Souza (2010) constatou que, além da ausência da grade antidifusora, outros fatores que contribuíam negativamente para a qualidade de imagem eram o mal posicionamento do paciente pelo profissional das técnicas radiológicas, a não observação dos movimentos respiratórios do paciente antes de expô-lo e os equipamentos de manutenção de vida, como as sondas e cateteres, implicando em artefatos de imagem. Souza (2010) observou que de doze profissionais, 92,3% preferiam realizar a técnica radiológica com o paciente em decúbito dorsal, quando a literatura traz que o paciente deve estar preferencialmente semissentado (elevado). A pesquisa informa em seus resultados a informação de que os estudos realizados com os pacientes semissentados atenderam mais aos critérios radiológicos de qualidade em comparação aos estudos em decúbito dorsal,

corroborando com a literatura. Em relação à exposição em inspiração profunda, o estudo afirma que apenas 15,4% (dois profissionais) o faziam, enquanto que 76,9% faziam às vezes. Por fim, apenas um profissional disse nunca realizava essa técnica.

Por fim, ainda em relação ao estudo de Souza (2010), foi constatado que os parâmetros elétricos utilizados pelos profissionais diferiam muito entre si, reforçando a subjetividade (empirismo) do profissional no momento da escolha da técnica. Por fim, constatou-se que nas radiografias de tórax no leito foram encontrados diversos tipos de artefatos, como tubo aspirador, eletrodos, cateteres e sondas, artefatos os quais muitas vezes poderiam ser afastados do local de interesse. No entanto, traz como dados que apenas uma vez retiraram eletrodos de um paciente, contribuindo para a otimização qualidade de imagem.

2.4 PROCESSO DE FORMAÇÃO DAS IMAGENS DIGITAIS

Uma imagem digital (Figura 4) pode ser definida como uma matriz de pixels, onde cada elemento representa um dado analógico convertido para digital por meio de um sistema conversor analógico-digital.

Uma função bidimensional $f(x,y)$, onde x e y são coordenadas espaciais e a amplitude de f em qualquer par de coordenadas (x,y) é chamada intensidade imagem nesse ponto. Quando x,y e os valores de f são quantidades discretas e finitas a imagem é chamada digital. Uma imagem digital é composta de um número finito de elementos tendo cada elemento um valor e uma localização particular. Cada elemento de imagem é chamado de pixel. O processamento digital de imagem refere-se ao processamento de imagem usando um computador digital (FARIA, 2010, p.8).

Figura 4 - Exemplo de uma imagem digital e intensidade de alguns dos seus pixels.



Fonte: Faria, 2010, p. 8.

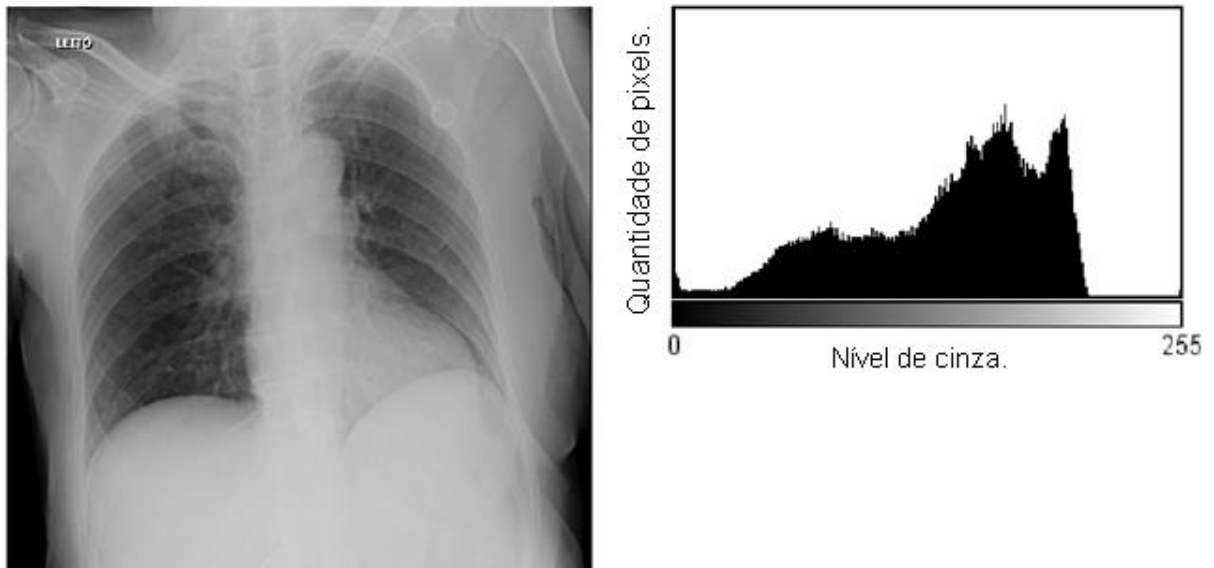
“Uma imagem digital é obtida por meio de uma operação de amostragem espacial 2-D e quantificação de intensidade de uma função contínua” (FARIA, 2010, p. 10). Deste modo, sua formação consiste basicamente em três processos: digitalização, amostragem e quantização. Conforme Seeram (2006, p. 30), a etapa de digitalização consiste na divisão da imagem em um conjunto de pixels. Por sua vez, a amostragem é realizada de acordo com o sinal analógico obtido da interação dos raios X com os receptores de imagem, onde os mesmos são transformados em sinal digital por meio de um Conversor Analógico-Digital (ADC), o que dá origem aos níveis de brilho. Por fim, na etapa de quantização ocorre o processo de discretização da cor, onde a cada nível de brilho é dado um valor, o qual varia dentro de um limiar, podendo ir de um número negativo a um positivo. “A esse conjunto de valores que podem ser assumidos e que posteriormente formarão a escala de cinza dá-se o nome de profundidade de bit” (FARIA, 2010, p.11).

2.4.1 Histograma

“O histograma (Figura 5) é um gráfico que representa a distribuição da frequência de ocorrência de um conjunto de números relacionados a uma imagem

como um todo ou parte dela” (SEERAM, 2006, p. 33; FARIA, 2010, p. 12). Ainda de acordo com Faria (2010, p. 12), “o histograma fornece primariamente a descrição global da imagem, onde podem ser retirados alguns indicadores, como o nível global de intensidade, o contraste e informações estáticas (média, desvio padrão, etc) ”.

Figura 5 – Imagem radiográfica e seu respectivo Histograma.



Fonte: Do próprio autor.

3 METODOLOGIA

De acordo com Chizzotti (1995, p.11), “a pesquisa investiga o mundo em que o homem vive e o próprio homem”. Contudo, para a pesquisa ser caracterizada como científica, ela precisa ser realizada de modo que esteja em consonância com um conjunto de técnicas específicas, seguindo uma ordem lógica, racional. Para Marconi e Lakatos (2010), a realização desse conjunto de etapas é definida como metodologia. Gil (2002) e Gressler (2004) discorrem que há diversos tipos de metodologia, as quais devem estar de acordo com o tema do projeto de pesquisa. Neste sentido, o presente projeto de pesquisa caracteriza-se exploratório, descritivo e quantitativo.

Segundo Marconi e Lakatos (2010), esta pesquisa pode ser considerada de caráter exploratório pois visa a aproximação ao tema abordado, com o intuito de torná-lo passível à construção de hipóteses. É descritiva pois tem como objetivo explorar e interpretar aspectos de um determinado fenômeno e, por fim, é quantitativa porque objetiva verificar e explicar a influência de variáveis sobre outras mediante, bem como correlacioná-las.

3.1 DELINEAMENTO DA PESQUISA

A seleção das imagens radiográficas digitais de tórax se deu aleatoriamente, por meio do banco de dados do setor de radiodiagnóstico do Hospital Lusíadas do Porto, em Porto, Portugal. Para a escolha do conjunto de imagens, foi utilizado o descritor “RX TORAX”. A busca foi limitada para os exames realizados entre setembro e outubro de 2015. Como resultado obteve-se uma amostra de 28 imagens radiográficas digitais de tórax, todas em formato DICOM, com pacientes de ambos os sexos e idades entre 18 e 70 anos. Do total, 15 imagens foram adquiridas no Bucky, em condições normais, e as restantes no leito. Todas as imagens foram adquiridas em sistemas computadorizados, com profundidade de bit original de 12 bits.

Para fins elucidativos, ressalta-se que as imagens adquiridas no Bucky, em condições normais, são aquelas adquiridas por meio do aparelho radiográfico fixo, onde há a possibilidade do uso da grade antidifusora e de uma distância mínima de

180 cm, minimizando assim questões relacionadas a ruído de imagem e magnificação de estruturas anatômicas, respectivamente. As imagens de leito são aquelas obtidas por meio do aparelho móvel, principalmente em UTI's ou em outros casos onde o paciente não pode ser deslocado até a sala de radiografias.

Para alcançar os objetivos propostos, esta pesquisa foi dividida em três etapas.

3.1.1 Primeira etapa – definição dos pontos anatômicos de interesse em imagens radiográficas digitais de tórax segundo parâmetros internacionais

As Comunidades Europeias formaram uma comissão com o objetivo de elaborar um conjunto de diretrizes para estabelecer os critérios mínimos de qualidade para avaliação de imagens radiográficas, dentre elas os exames radiográficos de tórax (COMMISSION OF EUROPEAN COMMUNITIES, 1996, p.12). Esse conjunto de diretrizes aborda as anatomias que devem ser demonstradas e visualizadas nas imagens radiográficas para a boa execução de um laudo radiográfico. Além disso, aborda algumas questões relacionadas a fatores técnicos e elétricos. Desse modo, esse documento foi tomado como principal referência para a escolha dos pontos anatômicos de interesse. O Quadro 3 demonstra os sítios anatômicos onde os ROI's foram posicionados, conforme as orientações da Commission of European Communities (1996, p.12).

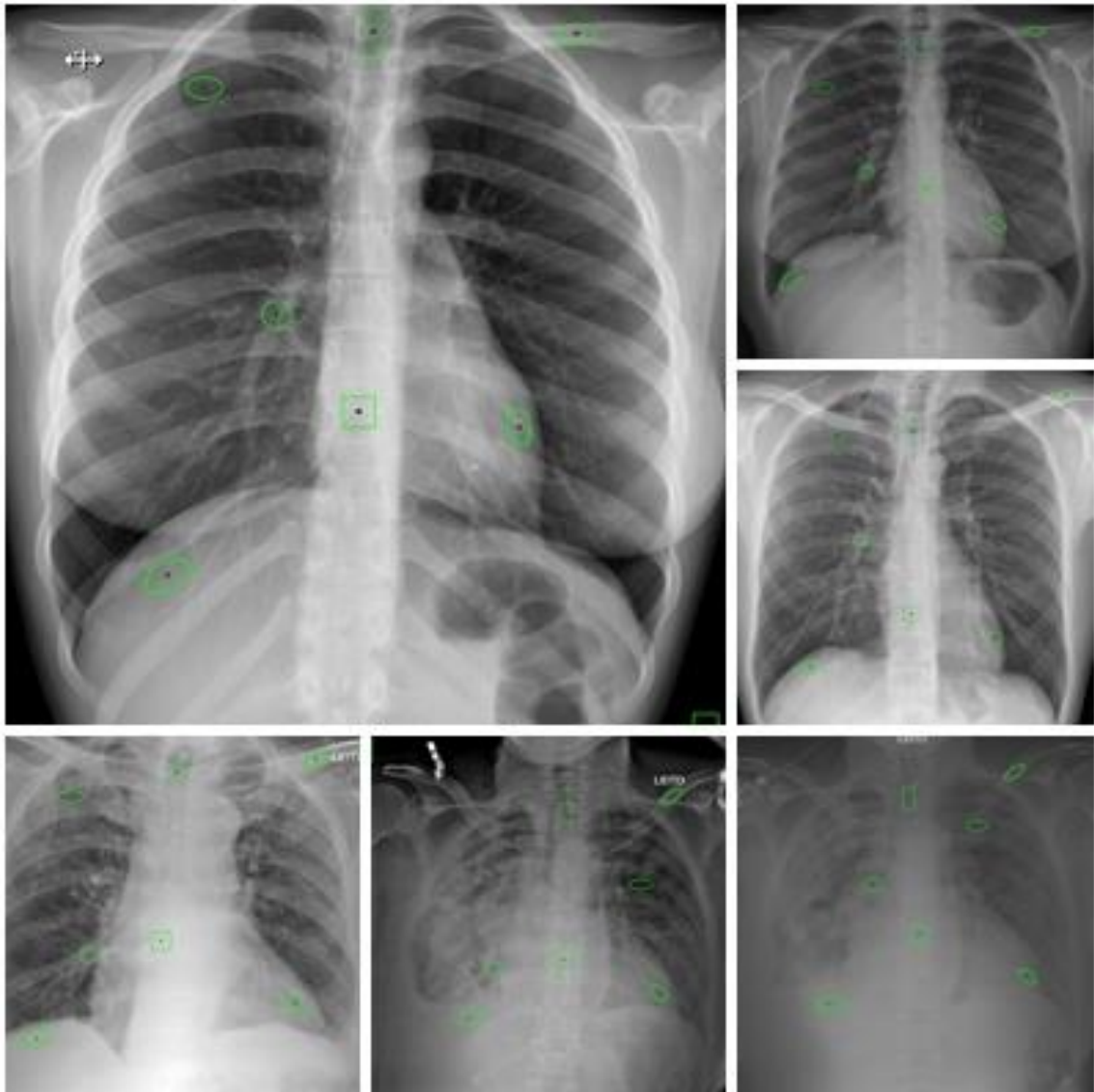
Quadro 3 – Pontos anatômicos e critério de posicionamento dos ROI's segundo orientações internacionais.

Ponto	Local	Posicionamento do ROI
1 - BG	Background	Posicionado perto da borda da imagem, de modo que não sobreponha nenhuma anatomia. Preferencialmente longe de estruturas anatômicas.
2 - TR	Traqueia	Posicionado medialmente entre as articulações esternoclaviculares, conforme a disposição da estrutura anatômica da traqueia.
3 - PP	Parênquima Pulmonar	Posicionado preferencialmente no hemitórax direito, entre o 4 ^o e 7 ^o arco costal, evitando ao máximo anatomias diferentes ao parênquima pulmonar.
4 - CT	Coluna Torácica	Posicionado entre a 8 ^a e 9 ^a vértebra torácica, evitando ao máximo estruturas adjacentes.
5 - VE	Ventrículo Esquerdo	Posicionado no ventrículo esquerdo, evitando ao máximo estruturas adjacentes.
6 - DI	Diafragma	Posicionado preferencialmente no hemidiafragma esquerdo, em sua porção proximal, evitando ao máximo estruturas adjacentes.
7 - EA	Extremidade Acromial da Clavícula	Posicionado preferencialmente a direita, próximo a extremidade acromial clavicular.
8 - HI	Hilo Pulmonar	Posicionado preferencialmente no brônquio lombar médio a direita, evitando estruturas adjacentes.

Fonte: Do próprio autor.

Para auxiliar na visualização das estruturas anatômicas e posicionamento dos ROI's, foi utilizada a obra de Wicke (1997, p. 82-83). A Figura 6 ilustra o posicionamento dos ROI's nas imagens radiográficas digitais de tórax.

Figura 6 – Posicionamento dos ROI's em algumas imagens radiográficas analisadas.



Fonte: Do próprio autor.

3.1.2 Segunda etapa – utilização de um programa de processamento e manipulação de imagens para obter os parâmetros estatísticos dos ROI's

Para a realização do estudo foi utilizado o software livre de processamento de imagens chamado ImageJ, versão 1.50i (FERREIRA; RASBAND, 2010). Esse programa foi selecionado por ser um software de código aberto que permite o processamento de imagens multidimensionais, bem como calcular valores de métricas estatísticas de áreas formadas por conjuntos de pixels sob condições definidas pelo usuário. Além disso, suporta operações de manipulação de contraste, brilho,

suavização, detecção de borda de filtragem no domínio espacial e das frequências, inclusive sobre imagens padrão DICOM (FERREIRA; RASBAND, 2010).

O ImageJ também permite a definição de vários ROI's simultaneamente. ROI (do inglês "*Region of Interest*"), é uma área a qual é definida pelo usuário onde o programa permite calcular os valores de área, média (MÉDIA), desvio padrão (SD), mínimo (MÍN) e máximo (MÁX) da intensidade luminosa dos pixels. Esses foram os parâmetros utilizados para realizar as comparações e avaliações entre as imagens.

Ressalta-se ainda que a ferramenta de redução de profundidade de bit foi utilizada, de modo que todas as imagens foram passadas de 12 para 8 bits com o intuito de facilitar a análise e comparação dos dados estatísticos obtidos, sem qualquer alteração na qualidade da imagem.

3.1.3 Terceira etapa – comparação entre os valores estatísticos obtidos das imagens de leito em relação às imagens obtidas no Bucky

Após o posicionamento dos 8 ROI's em seus respectivos sítios anatômicos em cada imagem radiográfica, pode-se obter os valores estatísticos da área delimitada por cada ROI, o que possibilitou a comparação entre os pontos anatômicos selecionados nos dois conjuntos de imagens.

A fim de evitar particularidades de cada imagem, as métricas estatísticas foram calculadas em pontos anatômicos com ausência de artefatos ou patologias aparentes. Nesses casos, os ROI's foram posicionados contra lateralmente, evitando ao máximo tecidos adjacentes.

4 RESULTADOS E DISCUSSÃO

4.1 CARACTERÍSTICAS DE RESOLUÇÃO E DOS ROI'S

O início da análise se deu com a verificação das características de resolução e tamanho de pixel de cada imagem radiográfica. A Tabela 1 e 2 apresentam os dados relacionados a resolução das imagens adquiridas no Bucky, e as adquiridas no leito, respectivamente.

Tabela 1 - Características de resolução das imagens radiográficas digitais de tórax das imagens adquiridas no Bucky, em condições normais.

Bucky	Fabricante	Resolução (pixel por mm²)	Tamanho do pixel (mm²)
Imagem 1	SIEMENS	6,7568	0,148
Imagem 2	SIEMENS	6,7568	0,148
Imagem 3	SIEMENS	6,7568	0,148
Imagem 4	SIEMENS	6,7568	0,148
Imagem 5	SIEMENS	6,7568	0,148
Imagem 6	SIEMENS	6,7568	0,148
Imagem 7	SIEMENS	6,7568	0,148
Imagem 8	SIEMENS	6,7568	0,148
Imagem 9	SIEMENS	6,7568	0,148
Imagem 10	SIEMENS	6,7568	0,148
Imagem 11	KODAK	5,9524	0,168
Imagem 12	SIEMENS	6,7568	0,148
Imagem 13	SIEMENS	6,7568	0,148
Imagem 14	SIEMENS	6,7568	0,148
Imagem 15	SIEMENS	6,7568	0,148

Fonte: Do próprio autor.

Tabela 2 - Características de resolução das imagens radiográficas digitais de tórax das imagens adquiridas no leito.

Leito	Fabricante	Resolução (pixel por mm²)	Tamanho do pixel (mm²)
Imagem 1	TOSHIBA	7,1942	0,139
Imagem 2	KODAK	5,9524	0,168
Imagem 3	KODAK	5,9524	0,168
Imagem 4	KODAK	5,9524	0,168
Imagem 5	KODAK	5,9524	0,168
Imagem 6	TOSHIBA	7,1942	0,139
Imagem 7	TOSHIBA	7,1942	0,139
Imagem 8	TOSHIBA	7,1942	0,139
Imagem 9	TOSHIBA	7,1942	0,139
Imagem 10	KODAK	5,9524	0,168
Imagem 11	KODAK	5,9524	0,168
Imagem 12	KODAK	5,9524	0,168
Imagem 13	TOSHIBA	7,1942	0,139

Fonte: Do próprio autor.

Com base nos dados apresentados nas Tabelas 1 e 2, verifica-se que o sistema de Radiologia Computadorizada (CR) de cada fabricante apresenta um valor próprio de resolução e tamanho de pixel, influenciando na exibição das imagens radiográficas digitais no monitor devido a resolução intrínseca de cada fabricante. Devido essa diferença de aproximadamente 10% para mais ou para menos nas imagens adquiridas no Bucky em relação as adquiridas no leito, as características dos ROI's (altura e largura) foram personalizadas de modo que o tamanho efetivo das áreas se mantivessem constante em todas as imagens conforme o pré-disposto para cada sítio anatômico.

A fim de abranger melhor cada uma das estruturas de interesse, evitando a interferência das regiões adjacentes, para cada um dos ROI's, foi escolhido entre a forma retangular ou elíptica, e angulada em alguns casos em até 30° com relação a horizontal, a fim de evitar influência de bordas e outras anatomias que não a avaliada. O Quadro 4 resume as características dos ROI's e, nos Apêndices A e B, as informações completas dos mesmos.

Quadro 4 – Características dos ROI's.

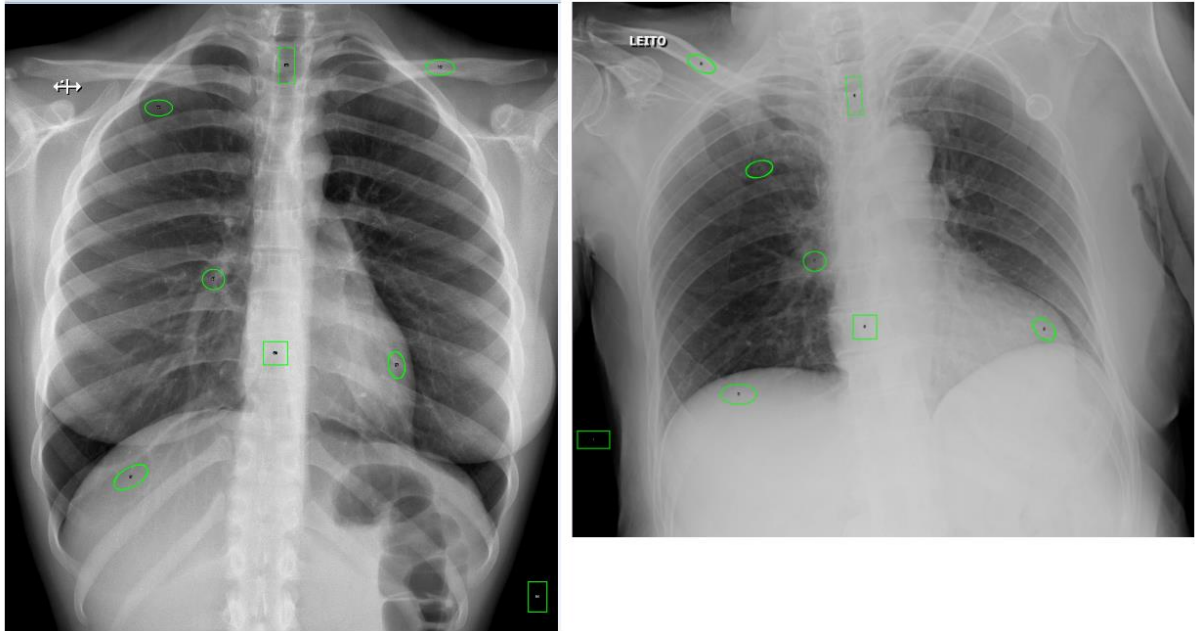
ROI	Área Média (mm ²)	Angulação média - θ	Formato
ROI 1 - BG	200	0	Retangular
ROI 2 - TR	200	0	Retangular
ROI 3 - PP	125	20	Elíptico
ROI 4 - CT	200	0	Retangular
ROI 5 - VE	125	30	Elíptico
ROI 6 - DI	200	30	Elíptico
ROI 7 - EA	125	5	Elíptico
ROI 8 - HI	125	0	Circular

Fonte: Do próprio autor.

4.2 COMPARAÇÃO ENTRE AS IMAGENS ADQUIRIDAS NO LEITO COM AS ADQUIRIDAS NO BUCKY

Após definidos os tamanhos e formatos dos ROI's, a metodologia proposta foi aplicada inicialmente às imagens adquiridas no Bucky e, posteriormente, nas imagens adquiridas no leito. Em todas as imagens, a cada ROI aplicado, obteve-se as métricas estatísticas de área e média, desvio padrão (SD), mínimo (mín) e máximo (máx) das intensidades luminosas. Como as imagens foram convertidas para 8 bits, os valores de intensidade luminosa variam de 0 (preto) a 255 (branco). A Figura 7 foi disposta de modo a demonstrar exemplos de uma imagem adquirida no Bucky e uma adquirida no leito.

Figura 7 – Diferenças visuais entre uma imagem adquirida no Bucky, em condições normais (esquerda), com uma imagem adquirida no leito (direita).



Fonte: Do próprio autor.

Para a comparação dos grupos de imagens, foi realizada a análise da média dos valores obtidos de todas as imagens. A Tabela 3 apresenta o valor da média dos valores de área e média, SD, mín e máx dos valores do conjunto de pixel de cada ROI de todas as imagens radiográficas digitais de tórax.

Tabela 3 – Média dos valores obtidos dos ROI das imagens radiográficas digitais de tórax adquiridas no Bucky e no leito.

		BUCKY	LEITO			BUCKY	LEITO
ROI 1 – BG	área	182.897	181.430	ROI 5 – VE	área	125.561	124.704
	média	2.829	4.054		média	141.678	132.656
	SD	0.796	2.090		SD	8.357	4.911
	mín	1.400	1.692		mín	113.467	114.923
	máx	8.933	17.692		máx	167.333	148.615
ROI 2 – TR	área	202.220	200.032	ROI 6 – DI	área	199.972	200.812
	média	132.508	132.946		média	152.214	163.009
	SD	12.001	6.840		SD	7.524	5.079
	mín	98.800	109.308		mín	127.267	145.846
	máx	174.467	162.462		máx	177.600	178.769
ROI 3 – PP	área	124.536	126.305	ROI 7 – EA	área	125.229	124.619
	média	71.726	71.721		média	147.212	120.822
	SD	5.624	5.658		SD	9.101	6.700
	mín	55.533	54.692		mín	121.400	100.308
	máx	91.267	89.846		máx	177.200	146.538
ROI 4 – CT	área	201.751	201.170	ROI 8 – HI	área	126.603	125.706
	média	197.315	177.012		média	112.007	123.882
	SD	6.757	3.887		SD	11.543	7.094
	mín	173.000	161.923		mín	78.733	102.692
	máx	220.267	191.538		máx	148.733	145.923

onde,

área – média das áreas dos ROI's;

MÉDIA – média dos valores médios dos pixels dos ROI's;

SD – média dos desvio padrão dos ROI's;

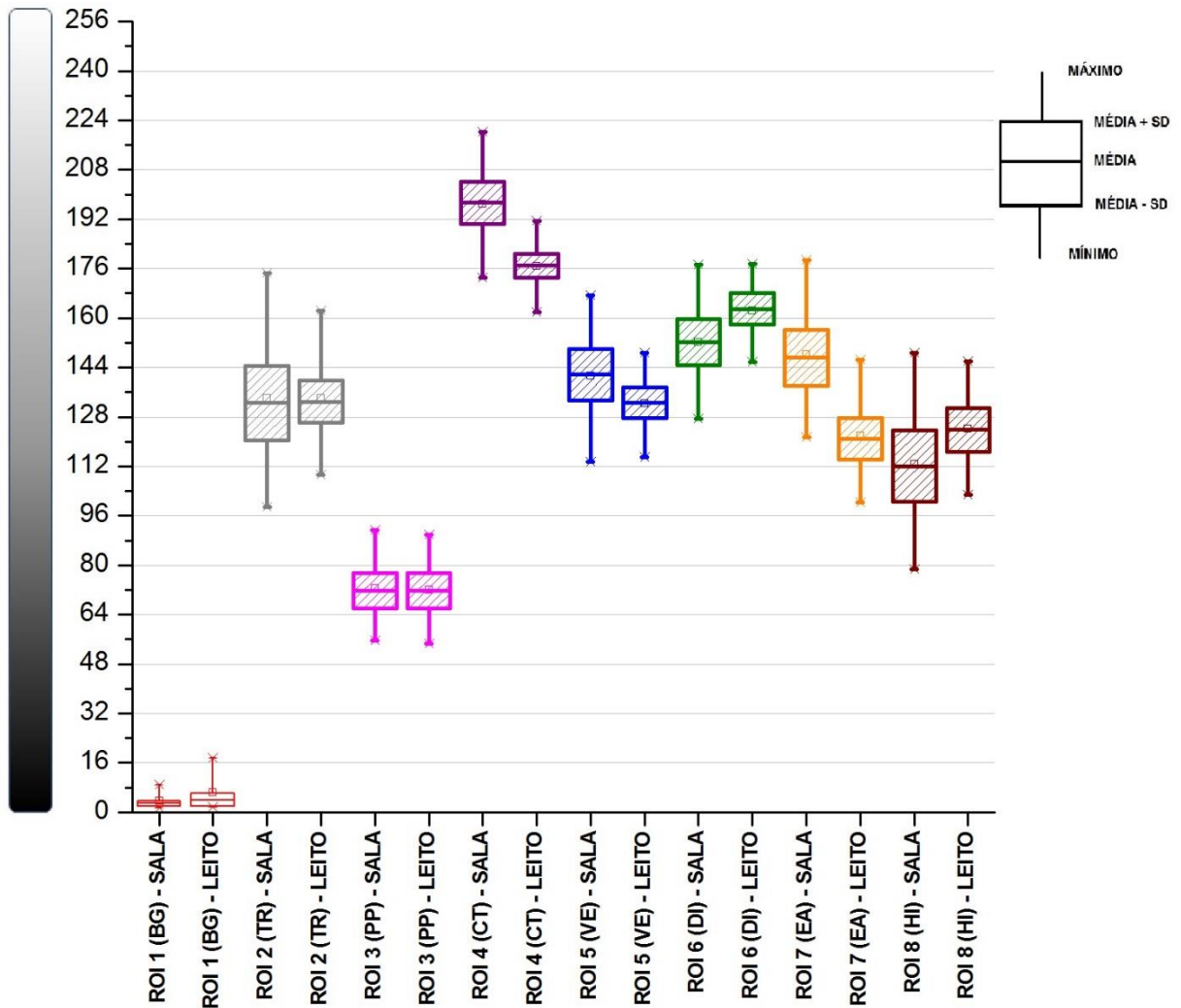
MÍN – média dos valores de mínimo dos ROI's ;

MÁX – média dos valores de máximo dos ROI's.

Fonte: Do próprio autor.

Com base na Tabela 3, um gráfico tipo caixa foi formulado para comparação da média dos valores obtidos (Figura 8), de modo a facilitar a visualização e análise dos dados.

Figura 8 – Comparação da média dos valores estatísticos de MÍN, MÁX, MÉDIA e SD ROI's.



Fonte: Do próprio autor.

O resumo dos dados dispostos na Tabela 3 e na Figura 8 foi disposto em um quadro de modo a facilitar a interpretação dos resultados – Quadro 5. Deste modo, tem-se latitude como a escala formada entre o tom mais claro e o tom mais escuro, e o SD como a dispersão das intensidades luminosas.

Quadro 5 – Resumo da comparação da Tabela 4 dos valores de MÉDIA, SD e Latitude dos ROI's da imagem adquiridas no leito em relação às adquiridas no Bucky.

Leito x Bucky (média)	MÉDIA	SD	LATITUDE
ROI 1 - BG	>	>	>
ROI 2 - TR	=	<	<
ROI 3 - PP	=	=	=
ROI 4 - CT	<	<	<
ROI 5 - VE	<	<	<
ROI 6 - DI	>	<	<
ROI 7 - EA	<	<	<
ROI 8 - HI	>	<	<

onde,

"=" – valor no leito igual ao Bucky;

"<" – valor no leito menor que no Bucky;

">" – valor no leito maior que no Bucky.

Fonte: Do próprio autor.

Ao analisar a região do *background* (ROI 1), percebe-se que, nas imagens adquiridas no leito, os valores paramétricos de MÉDIA (4,054), SD (2,090) e latitude são maiores que as no Bucky (MÉDIA = 2,829; SD = 0,796). Como essa região é sensibilizada pelo feixe primário de radiação, espera-se que os pixels dessa região se mostrem totalmente sensibilizados (pretos), o que não ocorre na média das imagens adquiridas no leito. Isso indica que possa haver possíveis falhas relacionadas a ruído intrínseco do sistema, não homogeneidade do feixe ou até mesmo falha no sistema de colimação.

Em relação a região anatômica da traqueia (ROI 2), as imagens no leito apresentaram MÉDIA de intensidades luminosas (132,946) equivalentes às adquiridas no Bucky (132,508), no entanto, com valores de SD e latitude menores (SD Leito = 6,840; SD Bucky = 12,001). Como nessa região há uma grande diversidade de tecidos anatômicos, espera-se uma maior dispersão das intensidades luminosas (SD), o que não ocorre nas imagens no leito. Os valores mais baixos de dispersão luminosa e escala menor de tons de cinza indicam que a menor qualidade está associada a tensão utilizada no momento da tomada radiográfica. Além disso, a ausência da grade antidifusora atua em prol da diminuição da RSR.

Na região do parênquima pulmonar (ROI 3), não foram constatadas diferenças significantes em relação as métricas estatísticas, apesar da região ter se apresentado levemente mais escura nas imagens no leito (MÉDIA = 71,721; SD = 5,658). Visto isso, destaca-se que esse tecido anatômico se demonstra visualmente semelhante tanto nas imagens adquiridas no leito quanto no Bucky (média = 71,726; SD = 5,624). Destaca-se que, uma vez que a densidade do parênquima pulmonar é baixa, espera-se que os fótons penetrem esse tecido com maior facilidade, sensibilizando o RI em maior grau, tornando a região anatômica enegrecidas nas imagens radiográficas.

Os dados obtidos da região da coluna torácica (ROI 4) demonstraram que, nas imagens adquiridas no leito, a região apresentou-se mais escura (MÉDIA = 177,012), com menor dispersão das intensidades luminosas (3,887) e com uma escala menor que as imagens adquiridas no Bucky (MÉDIA = 197,315; 6,757). Novamente, percebe-se a influência negativa do baixo valor de tensão aplicado. Além disso, o fato dos pixels estarem mais escurecidos e com menos contraste indicam a utilização de um valor alto de corrente (mA).

Nas imagens de leito, o ROI 5, posicionado na região do ventrículo esquerdo, apresentou MÉDIA de intensidades luminosas mais puxadas para o escuro (132,656), bem como SD (4,911) e latitude nas mais baixas. No Bucky, a MÉDIA dos tons luminosos foi de 141,678 e o SD igual a 8,357. Assim como nos ROI's anteriores, sugere-se que a menor capacidade de representação anatômica está estritamente atrelada com a combinação dos valores de tensão e corrente, bem como da ausência da grade antidifusora. Como essa região apresenta uma densidade elevada por ser puramente músculo, além de haver sobreposição de outros tecidos anatômicos, faz-se necessário um feixe penetrável para maior diferenciação anatômica. Sugere-se também que o uso do efeito anódico pode ser utilizado, de modo que na parte distal da anatomia torácica encontram-se estruturas densas.

Em relação a anatomia do diafragma (ROI 6), nas imagens de leito essa região é representada com tons mais claros (163,009) quando em comparação às imagens adquiridas no Bucky (152,214). No entanto, apresentam valor de SD e latitude menor (Leito = 5,079; Bucky = 7,524). Assim como a região do ventrículo esquerdo, o diafragma é tecido muscular. Um feixe pouco penetrante faz com que os

fótons sejam altamente atenuados, resultando, como exposto, em uma imagem mais branca com uma menor latitude e menor dispersão das intensidades luminosas.

No leito, a região da extremidade acromial, representada pelo ROI 7, apresentou os valores das métricas estatísticas (MÉDIA = 120,822; SD = 6,7) menores que as imagens no Bucky (MÉDIA = 147,212; SD = 9,101). Mais uma vez, essa condição demonstra que essa região anatômica é demonstrada visualmente de modo mais escuro e com menor capacidade de diferenciação tecidual (cortical óssea e tecido medular), pois os tons cinzentos tendem a estar próximos da média.

Por fim, a região anatômica do hilo pulmonar (ROI 8) se apresentou, nas imagens no leito, mais claras (MÉDIA = 123,882) que as imagens adquiridas no Bucky (MÉDIA = 112,007). Além disso, os valores métricos de SD (7,094) e latitude também ficaram abaixo em relação as imagens no Bucky (11,543). Um maior valor de dispersão das intensidades luminosas e da escala de cinza é importante para melhor visualização da vascularização pulmonar e possíveis patologias.

4.3 ANÁLISE DOS HISTOGRAMAS

Outro método avaliativo da qualidade das imagens radiográficas se deu por meio dos histogramas. Para tal, foram coletados os valores de contagem para cada tom luminoso possível (0 – 255) de todas as imagens. Posteriormente, essa escala de valores foi dividida em três regiões:

- a) 0 – 84: preto até tons escuros;
- b) 85 – 170: tons médios da escala de cinza;
- c) 171 – 255: tons claros até branco.

Esta análise permitiu ver a distribuição dos pixels nestas regiões. Com os dados obtidos formulou-se a Tabela 4.

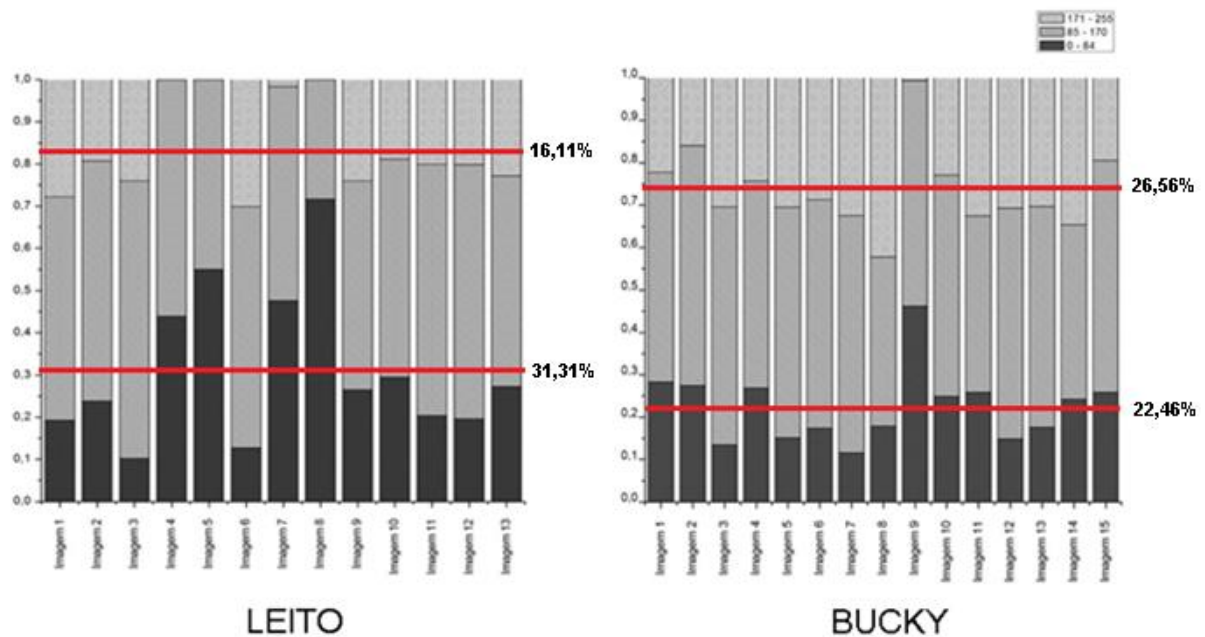
Tabela 4 - Distribuição dos valores dos histogramas das imagens adquiridas no Bucky e no Leito.

BUCKY	0 - 84	85 - 170	171 - 255	LEITO	0 - 84	85 - 170	171 - 255
Imagem 1	28,23%	49,50%	22,28%	Imagem 1	19,25%	52,89%	27,86%
Imagem 2	27,41%	56,57%	16,02%	Imagem 2	23,77%	56,86%	19,36%
Imagem 3	13,40%	56,16%	30,45%	Imagem 3	10,20%	65,78%	24,02%
Imagem 4	26,81%	48,87%	24,33%	Imagem 4	43,89%	56,06%	0,05%
Imagem 5	15,12%	54,38%	30,50%	Imagem 5	54,96%	44,99%	0,04%
Imagem 6	17,38%	53,90%	28,72%	Imagem 6	12,68%	57,13%	30,19%
Imagem 7	11,56%	55,97%	32,47%	Imagem 7	47,59%	50,70%	1,70%
Imagem 8	17,85%	39,87%	42,28%	Imagem 8	71,63%	28,33%	0,04%
Imagem 9	46,17%	53,17%	0,66%	Imagem 9	26,40%	49,52%	24,09%
Imagem 10	24,83%	52,26%	22,92%	Imagem 10	29,48%	51,58%	18,94%
Imagem 11	25,81%	41,55%	32,63%	Imagem 11	20,33%	59,58%	20,08%
Imagem 12	14,82%	54,44%	30,73%	Imagem 12	19,55%	60,22%	20,23%
Imagem 13	17,50%	52,17%	30,33%	Imagem 13	27,25%	49,92%	22,83%
Imagem 14	24,18%	41,21%	34,61%	-	-	-	-
Imagem 15	25,79%	54,74%	19,47%	-	-	-	-
Média	22,46%	50,98%	26,56%		31,31%	52,58%	16,11%

Fonte: Do próprio autor.

Com base nos valores apresentados na Tabela 4, dois gráficos de barra foram criados para demonstrar visualmente às diferenças estatísticas entre os valores de luminosidade – um relacionado às imagens adquiridas no leito e o outro às imagens adquiridas no Bucky. A Figura 9 apresenta a distribuição dos pixels nas imagens obtidas no leito e no Bucky.

Figura 9 – Distribuição dos valores luminosos nas imagens radiográficas obtidas no leito (esquerda) e no Bucky (direita). As linhas vermelhas indicam a média das regiões escuras e claras.



Fonte: Do próprio autor

A partir dos dados analisados, destaca-se que as distribuições dos valores de luminosidade se apresentam mais uniformes nas imagens adquiridas no Bucky. Isso quer dizer que há uma tendência do histograma em apresentar dois picos pequenos, referentes as contagens de tons mais claros e escuros, e uma concentração nos tons medianos, o que garante um melhor detalhamento das anatomias.

Em relação as imagens adquiridas no leito, os dados apontam que estas apresentam-se mais escuras, com a distribuição dos pixels claros para os tons médios e principalmente para os tons escuros. Exemplificando, percebe-se na Figura 9 que, em 4 imagens adquiridas no leito (Imagens 4, 5, 7 e 8), os tons mais claros quase não foram apresentados, o que sugere uma superexposição, o que influencia negativamente na qualidade geral da imagem. Comparando a mesma situação com o conjunto de imagens adquiridas no Bucky, em apenas uma imagem ocorreu o mesmo erro (Imagem 9).

4.4 CONSIDERAÇÕES FINAIS

Com exceção da região do parênquima pulmonar (ROI 3), o qual se apresentou de modo semelhante nas imagens adquiridas no leito e no Bucky, os demais ROI's se mostraram em consonância com a pior qualidade visual das imagens adquiridas no leito, de modo que todos apresentaram menor valor de dispersão luminosa e latitude, o que está associado a menor poder de representação anatômica.

Percebe-se que, por meio da análise dos valores das métricas estatísticas dos ROI's, diversos fatores corroboram para o prejuízo da qualidade de imagem quando o processo de aquisição se dá no leito do paciente. Os valores de SD e latitude menores indicam uma correlação com o empirismo associado à escolha dos parâmetros elétricos de tensão, corrente e tempo. Quando mal combinados, esses valores podem levar a sub ou superexposição. Os resultados trazidos pela análise dos histogramas corroboram com essa percepção, visto que as imagens se apresentaram mais escurecidas. Não obstante, a ausência da grade antidifusora está estritamente relacionada com o déficit de qualidade radiográfica na perda da latitude.

É necessário também atentar-se, no momento da tomada radiográfica, ao posicionamento do paciente, do aparelho (DFRI e RC) e colimação. Realizar a exposição na segunda apneia, utilizar uma distância mínima de 180 cm, colimar estritamente a região de interesse e retirar todo e qualquer objeto radiopaco faz com que se evite sobreposição anatômica, magnificação de imagem e radiação espalhada, respectivamente.

5 CONCLUSÃO

A radiografia de tórax no leito representa um dos exames mais realizados na rotina de hospitais em todo Brasil, pois constituem um método fácil de diagnóstico de diversas patologias a um modo não invasivo e de baixo custo. Contudo, quando realizadas de modo inadequado, apresentam prejuízo na qualidade da imagem obtida. Com a implantação e o crescente emprego de sistemas digitais na obtenção das imagens radiográficas, a utilização de um processamento digital, para análise e manipulação de imagem, se tornou um facilitador na obtenção de imagens com melhor qualidade diagnóstica.

A análise das imagens por meio de regiões de interesse (ROI) se mostrou eficiente. Os critérios subjetivos apresentados pela Comissão Europeia foram convertidos em valores matemáticos destas regiões, os quais foram colocadas nas anatomias de interesse. Para tal, utilizou-se valores como MÉDIA e desvio padrão (SD) dos tons de cinza para uma referência de qualidade. O uso de imagens consideradas de boa qualidade, as que foram geradas no Bucky, portanto, em condições normais, permitiu criar critérios de comparação com as imagens realizadas no leito. A média de 15 imagens do Bucky foi utilizada como referência para a avaliação de 13 imagens geradas no leito, o que permitiu apresentar a ROI como uma ferramenta útil no estudo da qualidade diagnóstica em imagens digitais de tórax. Por meio dos dados de métricas estatísticas obtidas, com o auxílio de um software de manipulação de imagens, foi possível estudar como os tecidos anatômicos são representados matematicamente, facilitando a comparação entre as imagens.

A partir dos dados obtidos, com exceção da região do parênquima pulmonar (ROI 3) e desconsiderando a região do *background* (BG), todos os ROI's se apresentaram com menor valor de dispersão luminosa (SD) e latitude, parâmetros relacionados com a capacidade de representação anatômica. Conclui-se, portanto, que as imagens radiográficas de tórax adquiridas no leito se apresentam matematicamente com qualidade inferior, entrando em consonância com suas respectivas representações visuais. É de parecer também que a análise dos histogramas sugere que, em geral, as imagens adquiridas no leito apresentam-se

mais escurecidas e menos uniformes como um todo, apontando uma utilização inadequada dos parâmetros elétricos.

Como continuação de trabalho, outras métricas ou ROI's poderão ser utilizadas para analisar melhor a qualidade das imagens. O mesmo procedimento e abordagem dessa pesquisa pode ser utilizado em outras imagens radiográficas, como abdômen e crânio. Por fim, a utilização de filtros digitais aplicados em imagens radiográficas tem crescido muito, e a utilização de ROI's e suas métricas podem servir como indicadores do bom resultado da aplicação dos filtros digitais.

REFERÊNCIAS

BONTRAGER, Kenneth L.; LAMPIGNANO, John P. **Textbook of Radiographic Positioning and Related Anatomy**. 7. ed. USA: Mosby, 2010.

BRASIL. Ministério da Saúde. Secretaria de Vigilância Sanitária. **Diretrizes de proteção radiológica em radiodiagnóstico médico e odontológico**. Portaria nº 453/98, de 1/6/1998. Diário Oficial da União, Brasília; 2 de junho de 1998.

BRINK, James A.; AMIS, E. Stephen. Image Wisely: A Campaign to Increase Awareness about Adult Radiation Protection 1. **Radiology**, v. 257, n. 3, p.601-602, dez. 2010. Radiological Society of North America (RSNA). DOI: 10.1148/radiol.10101335.

BUSHONG, Stewart Carlyle. **Radiologic Science for Technologists: Physics, Biology, and Protection**. 10. ed. St. Louis: Elsevier Mosby, 2013. 672 p.

CHIZZOTTI, A. **Pesquisa em ciências humanas e sociais**. São Paulo: Cortez, 1995.

COMMISSION OF EUROPEAN COMMUNITIES. **European guidelines on quality criteria for diagnostic radiographic images**. Report EUR 16260EN. Bruxelas: European Communities/Union, 1996.

FARIA, D..**Análise e Processamento de Imagem**. 2010. 44 f. Dissertação (Mestrado) - Curso de Engenharia Biomédica, Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto, Porto, 2010.

FERREIRA, Tiago; RASBAND, Wayne. **ImageJ User Guide: IJ 1.46r**. 2012. Disponível em: <<https://imagej.nih.gov/ij/docs/guide/user-guide.pdf>>. Acesso em: 17 maio 2017.

FRANK, Eugene D.; LONG, Bruce W.; SMITH, Barbara J.. **Merril's Atlas of Radiographic Positioning & Procedures**. 12. ed. St. Louis: Mosby, 2007.

FREITAS, M. B.; YOSHIMURA, E. M.. An Overview Of Doses To Patients And Irradiation Conditions Of Diagnostic Chest X Ray Examinations Carried Out In Hospitals Of The City Of São Paulo, Brazil. **Nuclear Technology Publishing: Radiation Protection Dosimetry**, São Paulo, v. 103, n. 2, p.141-148, ago. 2003.

GIL, Antônio Carlos. **Como elaborar projetos de pesquisa**. 4ª São Paulo: Atlas, 2002.

GRESSLER, Lori Alice. **Introdução à pesquisa: Projetos e relatórios**. 2ª ed. São Paulo: Loyola, 2004.

GUNDERMAN, Richard B.. **Fundamentos de Radiologia: Apresentação Clínica, Fisiopatologia, Técnicas de Imagem**. 2. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2007.

LEAL, Robson. **Radiologia: Técnicas básicas**. São Paulo: Escolar, 2004. 228 p.

LEDERMAN, Henrique M.; SOUZA, Raimundo de. **Técnicas Radiológicas**. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2006.

MARCONI, M. A; LAKATOS, E.. **Fundamentos de metodologia científica**. 7. ed. São Paulo: Atlas, 2010.

NEY-OLIVEIRA, Fabrizio et al. Relação entre a qualidade do exame clínico e o acerto na requisição da radiografia de tórax. **Radiol Bras**, São Paulo, v. 3, n. 38, p.187-193, 2005.

NÓBREGA, Almir Inácio. **Tecnologia Radiológica e diagnóstico por imagem**. São Paulo: Difusão Editora, 2007.

OKUNO, E. **Efeitos biológicos das radiações ionizantes: Acidente radiológico de Goiânia**. Estudos Avançados. São Paulo, v. 27, n. 77. p. 185-199, 2013.

RAISSAKI, MT. **Pediatric radiation protection**. **Eur Radiol Syllabus**. 2004;14:74–83.

RUZA, Gustavo Catalan; MORITZ, Rachel Duarte; MACHADO, Fernando Osni. Routine chest radiography in intensive care: impact on decision-making. **Rev Bras Ter Intensiva**, Florianópolis, v. 3, n. 24, p.252-257, jun. 2012.

SEERAM, Euclid. **Digital Radiography: An Introduction**. New York: Delmar Learning, 2011. 272 p.

SILVA, Wender Cardoso da; MARQUES, Márcio Alexandre; NASCIMENTO, Augusto Voltaire do. Estudo comparativo para avaliação das falhas técnicas em radiografias

convencionais de tórax. **Radiologia Brasileira**, [s.l.], v. 46, n. 1, p.39-42, fev. 2013. FapUNIFESP (SciELO). <http://dx.doi.org/10.1590/s0100-39842013000100012>.

SOARES, Fernanda Cristina Salvador. **AVALIAÇÃO DE DISPOSITIVOS DE PROTEÇÃO INDIVIDUAL UTILIZADOS EM RADIOLOGIA DIAGNÓSTICA**. 2006. 130 f. Dissertação (Mestrado) - Curso de Ciências, Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares, São Paulo, 2006.

SOARES, Flávio Augusto Penna; LOPES, Henrique Batista. **Radiodiagnóstico: Fundamentos Físicos**. 2. ed. Florianópolis: Insular, 2006. 88 p.

_____. **Equipamento Radiográfico e Processamento de Filme**. Porto Alegre: Bookman, 2015.

SOARES, Flávio Augusto Penna; PEREIRA, Aline Garcia; FLÔR, Rita de Cássia. Utilização de vestimentas de proteção radiológica para redução de dose absorvida: uma revisão integrativa da literatura. **Radiol Bras**, São Paulo, v. 44, n. 2, p.97-103, abr. 2011.

SOUZA, Mayara Stela Pinheiro. **A Qualidade da Imagem Radiográfica de Tórax Obtida Em Uma Unidade de Terapia Intensiva**. Florianópolis: IFSC, 2010.

SYNOWITZ M, KIWI J. **Surgeon's radiation exposure during percutaneous vertebroplasty**. *J Neuro-surg Spine*. 2006; 4:106–9.

TILLY JUNIOR, João Roberto. **Física Radiológica**. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2010. 263 p.

WICKE, Lothar. **Atlas de Anatomia Radiológica**. Rio de Janeiro: Revinter, 1997. 304 p.

APÊNDICE A – CARACTERÍSTICAS DOS ROI’S DAS IMAGENS ADQUIRIDAS NO LEITO

LEITO		Imagem 1	Imagem 2	Imagem 3	Imagem 4	Imagem 5	Imagem 6	Imagem 7	Imagem 8	Imagem 9	Imagem 10	Imagem 11	Imagem 12	Imagem 13
ROI 1 - BG	H	12.6	2.2	14.8	15.5	19.3	19.3	19.3	19.3	19.3	10.9	10.9	10.9	13.1
	W	23.4	50.7	13.6	12.9	10.4	10.4	10.4	10.4	10.4	18.5	18.5	18.5	12.3
	A	201.4	110.8	201.2	199.9	199.5	201.4	34.6	201.4	201.4	201.8	201.8	201.8	201.4
ROI 2 - CT	H	10.6	14.8	14.8	9.9	8.8	8.8	12.7	12.7	10.7	9.9	9.9	9.9	12.7
	W	27.6	22.0	22.0	20.2	22.8	22.8	24.1	23.9	23.5	20.2	20.2	20.2	23.9
	A	199.6	199.7	199.7	199.8	199.6	199.6	200.8	200.8	200.5	199.8	199.8	199.8	200.8
ROI 3 - PP	H	19.7	19.5	19.5	19.2	16.3	15.4	15.9	16.0	16.0	19.5	19.5	19.5	16.3
	W	11.9	8.2	8.2	9.6	9.9	11.4	11.0	10.6	10.6	8.2	8.2	8.2	9.9
	A	126.1	126.6	126.6	126.0	126.1	126.0	126.2	126.3	126.4	126.6	126.6	126.6	126.1
ROI 4 - CT	H	17.1	14.6	14.6	14.6	14.2	14.2	14.2	14.2	14.2	16.6	14.6	14.6	14.2
	W	17.1	13.8	13.8	13.8	14.2	14.2	14.2	14.2	14.2	13.8	13.8	13.8	14.2
	A	201.0	201.4	201.4	201.4	201.0	201.0	201.0	201.0	201.0	201.4	201.4	201.4	201.0
ROI 5 - VE	H	15.0	15.0	15.0	15.0	10.0	10.0	13.5	13.3	13.3	15.0	15.0	15.0	13.3
	W	17.3	13.4	13.4	13.4	15.9	15.9	13.5	13.3	13.3	13.4	13.4	13.4	13.3
	A	124.6	124.7	124.7	124.7	124.7	124.7	124.7	124.7	124.7	124.7	124.7	124.7	124.7
ROI 6 - DI	H	25.9	22.3	22.3	22.3	21.4	21.4	21.4	21.4	21.4	23.4	23.4	23.4	21.4
	W	14.5	13.1	13.1	13.1	12.0	12.0	12.0	12.0	12.0	11.3	11.3	11.3	12.0
	A	201.0	200.4	200.4	200.4	201.0	201.0	201.0	201.0	201.0	200.7	200.7	200.7	201.0
ROI 7 - EA	H	13.6	19.2	19.2	20.2	17.8	16.1	16.1	16.1	16.7	17.8	17.8	19.2	17.5
	W	20.6	11.3	11.3	9.4	8.9	12.0	12.0	12.0	11.3	13.8	13.8	11.3	9.9
	A	124.2	124.8	124.8	125.5	124.4	124.2	124.2	124.2	124.4	125.0	125.0	124.9	124.4
ROI 8 - HI	H	16.3	13.1	13.1	13.1	13.5	13.5	13.5	13.5	13.5	13.1	13.1	13.1	13.5
	W	14.3	12.3	12.3	12.3	11.8	11.8	11.8	11.8	11.8	12.3	12.3	12.3	11.8
	A	125.2	126.3	126.3	126.3	125.2	125.2	125.2	125.2	125.2	126.3	126.3	126.3	125.2

onde,

H = Altura (mm);

W = Largura (mm);

A = Área (mm²).

APENDICE B – CARACTERÍSTICAS DOS ROIS DAS IMAGENS ADQUIRIDAS NO BUCKY EM CONDIÇÕES NORMAIS

BUCKY		Imagem 1	Imagem 2	Imagem 3	Imagem 4	Imagem 5	Imagem 6	Imagem 7	Imagem 8	Imagem 9	Imagem 10	Imagem 11	Imagem 12	Imagem 13	Imagem 14	Imagem 15	
ROI 1 - BG	H	11.10	11.10	8.96	6.36	26.49	11.10	11.10	11.10	11.10	11.10	10.92	17.46	4.14	18.06	18.06	
	W	18.06	18.06	28.86	31.38	2.07	18.06	18.06	18.06	18.06	18.06	18.06	18.48	6.07	51.06	11.10	11.10
	A	200.4	200.4	200.8	199.7	54.9	200.4	200.4	200.4	200.4	200.4	200.4	201.8	106.0	176.6	200.4	200.4
ROI 2 - CT	H	9.32	9.32	9.32	9.32	9.32	9.32	9.32	12.88	9.47	12.88	9.91	10.80	10.80	9.32	9.32	
	W	21.46	21.46	21.46	21.46	21.46	21.46	21.46	22.79	21.81	22.79	20.16	21.46	18.65	21.46	21.46	
	A	200.1	200.1	200.1	200.1	200.1	200.1	200.1	200.2	200.1	199.0	199.8	231.9	201.5	200.1	200.1	
ROI 3 - PP	H	16.43	16.43	16.43	16.43	16.43	16.43	16.43	16.43	15.54	15.54	19.49	16.43	15.98	16.43	16.43	
	W	9.62	9.62	9.62	9.62	9.62	9.62	9.62	9.62	11.25	11.25	8.23	9.62	10.80	9.62	9.62	
	A	124.4	124.4	124.4	124.4	124.4	124.4	124.4	124.4	124.4	124.4	126.6	124.4	124.3	124.4	124.4	
ROI 4 - CT	H	14.50	14.50	14.50	14.50	14.50	14.50	14.50	14.50	14.50	14.50	14.62	14.50	14.50	14.50	14.50	
	W	13.91	13.91	13.91	13.91	13.91	13.91	13.91	13.91	13.91	13.91	13.78	13.91	13.91	13.91	13.91	
	A	201.8	201.8	201.8	201.8	201.8	201.8	201.8	201.8	201.8	201.8	201.4	201.8	201.8	201.8	201.8	
ROI 5 - VE	H	12.43	10.06	14.50	14.50	14.50	10.36	15.69	13.02	13.02	13.02	14.95	9.92	14.95	10.36	10.36	
	W	14.50	16.13	12.43	12.43	12.43	16.13	10.95	14.06	14.06	14.06	13.44	16.13	11.99	16.13	16.13	
	A	125.6	125.5	125.6	125.6	125.6	125.6	125.9	125.6	125.6	125.6	124.7	125.7	125.6	125.6	125.6	
ROI 6 - DI	H	20.87	17.76	20.28	20.28	21.90	20.28	20.87	19.68	19.68	19.68	18.31	21.90	21.90	20.28	20.28	
	W	14.06	17.76	15.10	15.10	12.58	15.10	14.06	15.98	15.98	15.98	18.31	12.58	12.58	15.10	15.10	
	A	199.9	199.4	200.2	200.2	199.7	200.2	199.8	200.0	200.0	200.0	200.4	199.7	199.7	200.2	200.2	
ROI 7 - EA	H	17.46	17.17	17.17	17.17	17.17	17.46	21.61	19.68	20.42	20.42	20.66	17.17	17.17	16.87	15.98	
	W	9.18	10.21	9.92	9.92	9.92	9.18	9.18	15.98	11.54	11.54	7.73	10.06	10.06	10.66	11.99	
	A	126.1	125.6	125.6	125.6	125.6	126.1	124.0	123.4	123.8	123.5	125.4	126.0	126.0	125.9	126.1	
ROI 8 - HI	H	13.32	13.32	13.32	13.32	13.32	13.32	13.32	13.32	13.32	13.32	13.10	13.32	13.32	10.80	10.80	
	W	12.14	12.14	12.14	12.14	12.14	12.14	12.14	12.14	12.14	12.14	12.26	12.14	12.14	16.28	16.28	
	A	126.8	126.8	126.8	126.8	126.8	126.8	126.8	126.8	126.8	126.8	126.3	126.8	126.8	125.7	125.7	

onde,

H = Altura (mm);

W = Largura (mm);

A = Área (mm²).