

**CENTRO ESTADUAL DE EDUCAÇÃO TECNOLÓGICA PAULA SOUZA
FACULDADE DE TECNOLOGIA DE BOTUCATU
CURSO SUPERIOR DE TECNOLOGIA EM RADIOLOGIA**

CLEITON ETIELE RODRIGUES

RADIOGRAFIA DE TÓRAX NO DIAGNÓSTICO DA CARDIOMEGALIA

Botucatu-SP
Junho-2016

CENTRO ESTADUAL DE EDUCAÇÃO TECNOLÓGICA PAULA SOUZA
FACULDADE DE TECNOLOGIA DE BOTUCATU
CURSO SUPERIOR DE TECNOLOGIA EM RADIOLOGIA

CLEITON ETIELE RODRIGUES

RADIOGRAFIA DE TÓRAX NO DIAGNÓSTICO DA CARDIOMEGALIA

Orientador: Prof. Me. Leandro Bolognesi

Trabalho de Conclusão de Curso apresentado à
FATEC - Faculdade de Tecnologia de
Botucatu, para obtenção do título de
Tecnólogo no Curso Superior de Radiologia.

Botucatu-SP
Junho-2016

Dedico este trabalho ao meu pai, por ter me disciplinado para a vida e a minha mãe, em memória, que sempre me apoiou e acreditou em mim.

AGRADECIMENTOS

Primeiramente agradeço a DEUS, centro do UNIVERSO, por me proporcionar o fôlego da vida e ter me permitido chegar até aqui.

Agradeço ao meu orientador Prof. Leandro Bolognesi por fazer parte deste trabalho e me auxiliado sempre quando precisei.

Agradeço de uma forma geral a todos os professores que dividiram comigo seus conhecimentos, servindo de base para que eu pudesse ter um crescimento não apenas acadêmico, mas também pessoal.

A todos os colegas que, durante esses anos de convivência, de alguma forma pudemos aprender muitas lições juntos.

A toda minha família que, em muitos momentos, entenderam o motivo de minha ausência. Em especial a minha querida esposa, por sua compreensão, dedicação, carinho e paciência.

Em fim, agradeço a FATEC por ter me proporcionado um ensino de qualidade, me capacitando a ser um profissional preparado para enfrentar as dificuldades que a vida profissional exige.

RESUMO

Frente as mais avançadas técnicas de imagens diagnósticas existentes atualmente, as radiografias convencionais ainda possuem seu valor na investigação de inúmeras patologias em diversas regiões do corpo humano, sendo a radiografia do tórax a mais requisitada, seja por sua praticidade, baixo custo ou rápida aquisição. Além da avaliação pulmonar, ela serve para investigar o sistema cardiovascular como, por exemplo, a cardiomegalia. Porém, para uma boa avaliação, é necessário que a imagem tenha uma boa qualidade e isso depende basicamente dos conhecimentos do técnico ou tecnólogo. Por isso o objetivo deste trabalho foi evidenciar a real importância da imagem radiográfica do tórax no diagnóstico da cardiomegalia, bem como os fatores técnicos, anatômicos, fisiológico e patológicos que podem influenciar neste resultado. Concluiu-se que é importantíssimo que tanto técnico como tecnólogo, a fim de fornecerem uma imagem de boa qualidade, evitem que erros técnicos, isolados, ou somados a outros fatores prejudiquem de alguma forma o diagnóstico e que tenham, também, a capacidade de decidir se essa imagem realmente está apta a uma boa avaliação. Tão importante quanto, é que o médico avaliador saiba usufruir do potencial diagnóstico que a imagem fornece para dar um melhor resultado possível, indicando um tratamento mais correto ou então se guiando para recomendar exames que complementem a investigação. Assim, mediante profissionais devidamente capacitados, a unidade de saúde pode ter seus custos diminuídos no setor de radiodiagnóstico e o paciente, através de um diagnóstico mais confiável, pode ter uma melhor qualidade de vida.

PALAVRAS-CHAVE: Aumento do coração. Avaliação. Qualidade da imagem. Radiografia torácica.

LISTA DE FIGURAS

	Página
Figura 1 - Primeira radiografia da história.	12
Figura 2 - Ampola responsável pela formação de raios X.	13
Figura 3 - Foto ilustrando os dois filamentos, foco grosso e foco fino e a capa focalizadora, responsável pelo agrupamento dos elétrons.	14
Figura 4 - Modelos ilustrativos de anodos: A) anodo fixo e B) anodo giratório.	15
Figura 5 - Tamanho efetivo do ponto focal e sua relação com a angulação do alvo.	16
Figura 6 - Efeito anódico resultado da redução da intensidade do feixe de radiação no lado do anodo.	17
Figura 7 - Esquema mostrando a formação da radiação por freamento.	19
Figura 8 - Formação dos raios X característicos.	21
Figura 9 - Esquema mostrando a redução da intensidade da radiação de acordo com o aumento da distância a partir da fonte.	28
Figura 10 - Exemplos de filtros compensadores: A) filtro em cunha e B) filtro bumerangue - usados em incidências do pé e ombro, respectivamente.	29
Figura 11 - Colimador.	31
Figura 12 - Ilustrações de: A) Diafragma; B) Cilindro e C) Cone.	31
Figura 13 - Esquema mostrando como atuam as lâminas de uma grade antidifusora na absorção da radiação espalhada.	32
Figura 14 - Relação entre o tamanho do ponto focal e o surgimento de penumbra.	33
Figura 15 - Ilustração da relação entre a DFR e o aumento da imagem associada à penumbra.	34
Figura 16 - Ilustração da relação entre a DOR e o tamanho da imagem associada à penumbra.	34
Figura 17 - Esquema mostrando o efeito da divergência do feixe de radiação.	36
Figura 18 - Exemplo da projeção distorcida de um objeto decorrente a angulação do RC.	36
Figura 19 - A) Radiografia com aspecto granulado resultante da mancha quântica e B) Radiografia sem ruído, mostrando ótimo detalhe.	38
Figura 20 - Esqueleto torácico.	39
Figura 21 - Estruturas do mediastino.	40
Figura 22 - Pericárdio envolvendo o coração (visto pelo lado esquerdo).	41
Figura 23 - Radiografia demonstrando a silhueta cardíaca normal.	44
Figura 24 - Posicionamento do tórax em PA.	45
Figura 25 - Radiografia de tórax em PA.	46
Figura 26 - Posicionamento do tórax em perfil esquerdo.	46
Figura 27 - Radiografia de tórax em perfil esquerdo.	47
Figura 28 - Ilustração do cálculo do índice cardiotorácico, onde: a) maior diâmetro transversal do coração e b) maior diâmetro transversal interno da caixa torácica.	48
Figura 29 - Ilustração das câmaras cardíacas e suas projeções: em azul (ventrículo direito), marrom (ventrículo esquerdo) e verde (átrio esquerdo).	48
Figura 30 - A) Radiografia sem rotação e B) Radiografia com leve rotação.	49
Figura 31 - Radiografia realizada do mesmo paciente com minutos de diferença: (a) com inspiração adequada e (b) com inspiração inadequada.	50
Figura 32 - Imagem ilustrando a contagem dos arcos costais posteriores.	51
Figura 33 - A) posicionamento em perfil verdadeiro e B) posicionamento com excesso de rotação.	52
Figura 34 - Ilustração de um exame realizado no leito.	52

Figura 35 - Ilustração de um exame feito na sala de rotina com o paciente sentado.	53
Figura 36 – Ilustração mostrando uma DOR mínima do coração na incidência PA (A) e uma DOR acentuada na incidência AP (B).	53
Figura 37 – Radiografia realizada no mesmo dia e do mesmo paciente: A) incidência em AP simulando uma cardiomegalia e B) incidência em PA sem aumento aparente da silhueta cardíaca.	54
Figura 38 – A) Coração deslocado mais para a esquerda e B) Perfil mostrando a depressão do coração.	55
Figura 39 - Radiografia de um paciente com derrame pericárdico acentuado.	56
Figura 40 - Radiografia simulando um aumento da área cardíaca.	57
Figura 41 - Tomografia computadorizada demonstrando enorme massa indicada pela seta. ...	58
Figura 42 - Radiografia com suspeita de cardiomegalia.	58
Figura 43 – Tomografia computadorizada evidenciando a localização de uma massa em região posterolateral, indicada pela seta.	59
Figura 44 - Radiografia demonstrando extenso derrame pleural.	59
Figura 45 – Radiografia de uma paciente com enfisema e com aumento do ventrículo direito não identificado.	60

LISTA DE QUADROS

	Página
Quadro 1 - Fatores que interferem no tamanho da área cardíaca.	60

SUMÁRIO

	Página
1 INTRODUÇÃO	9
1.1 Objetivos.....	10
1.2 Justificativa	10
2 REVISÃO DE LITERATURA	11
2.1 Física radiológica	11
2.1.1 História dos raios X.....	11
2.1.2 O que são raios X?.....	12
2.1.3 Conjunto gerador de raios X.....	13
2.1.3.1 Catodo.....	13
2.1.3.2 Anodo.....	15
2.1.4 Produção de raios X	18
2.1.5 Interação dos raios X com a matéria	21
2.1.6 Formação da imagem radiográfica.....	24
2.1.7 Qualidade da imagem radiográfica	26
2.2 Anatomia	38
2.2.1 Tórax.....	38
2.2.2 Coração.....	39
2.3 Patologias do sistema cardiovascular	42
2.4 Exame radiográfico do tórax.....	43
2.4.1 Posicionamento radiográfico do tórax.....	44
2.4.2 Determinação do tamanho da área cardíaca	47
2.5 Parâmetros essenciais para uma boa qualidade da imagem e fatores que podem interferir no tamanho da silhueta cardíaca.....	49
3 CONSIDERAÇÕES FINAIS.....	61
REFERÊNCIAS	62

1 INTRODUÇÃO

Desde o descobrimento dos raios X houve uma grande evolução da radiologia em relação aos meios de diagnóstico por imagem, auxiliando grandemente o progresso da medicina, desde o diagnóstico até o tratamento (MELLO JUNIOR, 2010). A radiologia convencional foi a primeira técnica de diagnóstico por imagem usada na medicina e até hoje tem se mostrado muito útil (MOURÃO; OLIVEIRA, 2009).

Embora o uso de outras modalidades de imagem como a tomografia computadorizada, ultrassonografia e a ressonância magnética seja cada vez mais frequente, as radiografias convencionais ainda continuam sendo essenciais na investigação de patologias abdominais, mamárias, ósseas e torácicas (CHEN; WHITLOW, 2012). Segundo Lacey, Morley e Berman (2010a), dentre essas modalidades de imagem a radiografia de tórax ainda é o exame diagnóstico mais solicitado nos hospitais, seja por seu baixo custo, rapidez na aquisição ou seu alto grau de precisão. De acordo com Otre (2012) quando comparada a esses métodos, a técnica radiográfica do tórax é relativamente simples, mas deve-se ter cautela, pois quando mal utilizada pode acarretar certos prejuízos ao diagnóstico, podendo tanto ocultar informações importantes como também sugerir a presença de falsas patologias.

Um dos quesitos em que a radiografia de tórax se mostra importante é na detecção do aumento do coração (cardiomegalia), que por vezes revela uma complicação de uma doença cardíaca e indica um diagnóstico cardíaco mais específico (LACEY; MORLEY; BERMAN, 2010b), fornecendo informações valiosas da fisiologia e anatomia cardiovascular e sendo o primeiro método de investigação neste caso (NACIF; FREITAS, 2003). Além disso, proporciona também um arquivamento permanente do tamanho e da forma do coração, sendo de grande valia para acompanhamento futuro (CRUMMY; McDERMOTT; BARON, 2014).

Segundo Crummy, McDermott e Baron (2014), a cardiomegalia pode ser causada por diferentes patologias que acometem o miocárdio enfraquecendo-o, ou decorrente de fatores que sobrecarregam a função do coração, aumentando as câmaras cardíacas. Devido a essas doenças, o aspecto radiográfico do coração costuma variar consideravelmente sendo, geralmente, o diâmetro transverso maior do que o vertical.

Para um adequado planejamento clínico e terapêutico é necessária uma correta interpretação radiográfica e para tal é indispensável que a imagem radiográfica tenha uma boa qualidade para fornecer o melhor e mais confiável diagnóstico possível (SILVA; MARQUES; NASCIMENTO, 2013).

Uma exata aplicação das técnicas radiológicas exige de seus operadores a compreensão sobre diversos fatores como conhecimentos anatômicos, princípios de posicionamento radiográfico, física radiológica e controle funcional dos aparelhos e acessórios envolvidos na formação da imagem (NOBREGA, 2012).

1.1 Objetivos

Demonstrar a importância da radiografia simples do tórax no diagnóstico da cardiomegalia, bem como os fatores técnicos, anatômicos, fisiológico e patológicos que podem dificultar uma avaliação mais acurada da imagem.

1.2 Justificativa

Diante da alta demanda de exames radiográficos do tórax nas instituições de saúde em geral, torna-se necessário que tanto técnicos como tecnólogos tenham domínio e conhecimento a respeito das técnicas e da importância do profissional no fornecimento de uma imagem de boa qualidade diagnóstica para um bom andamento do serviço de saúde e atendimento ao paciente.

2 REVISÃO DE LITERATURA

2.1 Física radiológica

2.1.1 História dos raios X

Foi em 1895, exatamente no dia 8 de novembro que tudo começou, quando o físico alemão Wilhelm Conrad Roentgen em seu laboratório trabalhando com seu tubo de raios catódicos, envolto por um papel preto, percebeu que mesmo o tubo estando vedado para que a luminescência não provocasse brilho em uma placa contendo platino cianeto de bário, este efeito persistia. Ficou tão surpreso com o fenômeno que acabara de perceber que durante semanas permaneceu em seu laboratório, pois sabia que os raios que emanavam do tubo não eram apenas efeito dos raios catódicos, mas sim uma radiação mais penetrante que não sofria desvio por conta do campo magnético (OKUNO; YOSHIMURA, 2010).

Roentgen notou que estes raios podiam atravessar materiais das mais diversas composições e durante a colocação de uma das peças entre o feixe e a placa percebeu que o contorno dos ossos de sua mão podiam ser visualizados, o que o deixou muito intrigado (OKUNO; YOSHIMURA, 2010).

A esta radiação desconhecida, mas cuja existência estava comprovada, Roentgen atribui o nome de raios X, vindo mais tarde serem conhecidos também por raios Roentgen, em sua homenagem (SCAFF, 1997).

Em dezembro do mesmo ano, no dia 22, Roentgen resolve chamar sua esposa para realizar uma radiografia de sua mão, direcionou os raios para a mão dela e depois revelou a

imagem onde os ossos foram visualizados (Figura 1). Assim estava feita a primeira radiografia da história (LUCAS, 2007).

Figura 1 - Primeira radiografia da história.



Fonte: Bushong (2010).

Roentgen continuou com seus experimentos fazendo várias observações sobre os raios X e finalizou:

1. Provocam fluorescência em determinadas substâncias.
2. Tornam escuros filmes fotográficos.
3. Trata-se de radiação eletromagnética, pois não são desviados por campos elétricos ou magnéticos.
4. Diferem-se dos raios catódicos.
5. Ficam mais "duros" (mais penetrantes) após serem absorvidos (SCAFF, 1997).

2.1.2 O que são raios X?

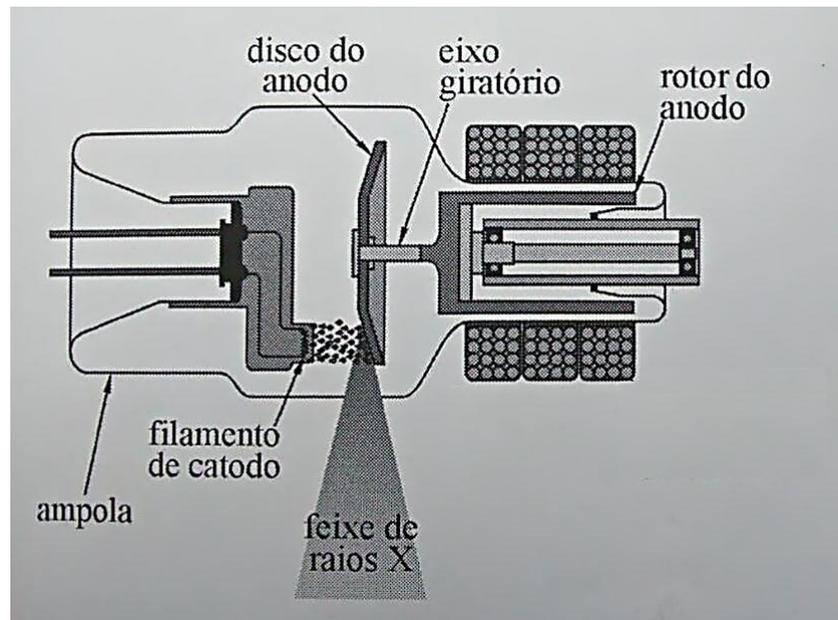
Raios X são um tipo de energia eletromagnética com ondas de curto comprimento que se propagam em linha reta e viajam na velocidade da luz. Atravessam corpos opacos, possuem a capacidade de ionizar a matéria e até o ar. Dependendo da energia da radiação e do

número atômico do material, os raios X podem ser absorvidos ou refletidos (NACIF; FREITAS; PINTO, 2003).

2.1.3 Conjunto gerador de raios X

O fenômeno de formação dos raios X acontece dentro da ampola (Figura 2) que fica armazenada no cabeçote do aparelho. A ampola é constituída por um vidro que resiste a altíssimas temperaturas, lacrada à vácuo e possui em seu interior o catodo (polo negativo) e anodo (polo positivo), elementos geradores da radiação eletromagnética (BIASOLI JUNIOR, 2006a).

Figura 2 - Ampola responsável pela formação de raios X.



Fonte: Adaptado de Mourão e Oliveira (2009).

2.1.3.1 Catodo

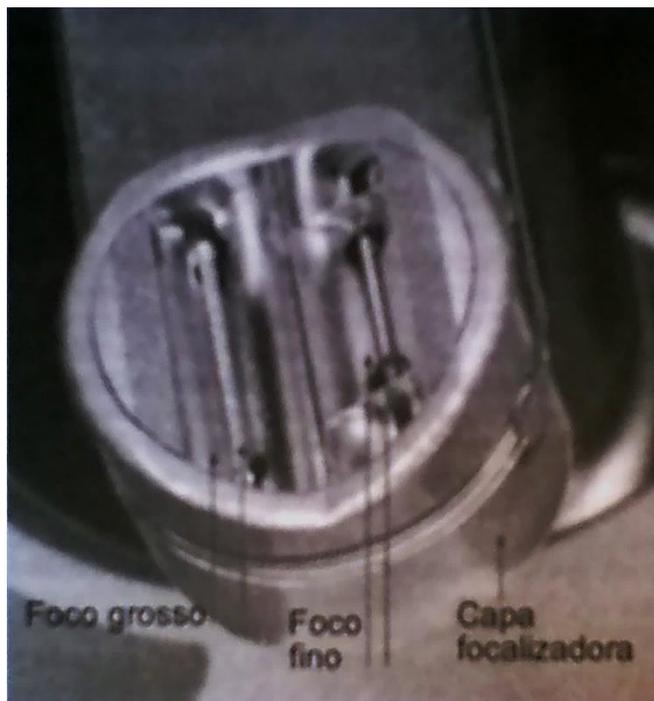
O catodo é um filamento em forma de espiral, que geralmente é constituído por tungstênio, material capaz de suportar elevadas temperaturas e excelente capacidade de emissão termoiônica. Possui um diâmetro de aproximadamente 2 mm e um comprimento de 1 a 2 cm (TILLY JUNIOR, 2010a). Este dispositivo é responsável pela produção dos elétrons que irão colidir com o alvo (anodo) para a formação dos raios X e calor (BIASOLI JUNIOR, 2006a).

Na ampola podem ser encontrados um ou dois filamentos localizados dentro de uma fenda carregada negativamente, denominada capa focalizadora, cuja função é manter os elétrons unidos (BIASOLI JUNIOR, 2006a).

Os filamentos estarão dispostos em linha ou paralelamente, sendo no último caso, o mais comum. Estes filamentos diferem em seus tamanhos, sendo o filamento de menor comprimento responsável pelo foco fino e o filamento maior, pelo foco grosso (Figura 3) (TILLY JUNIOR, 2010a).

Dependendo de qual foco for utilizado, a imagem terá uma menor ou maior resolução. Para uma imagem com melhor resolução espacial seleciona-se o foco fino, já o foco grosso geralmente é usado quando se radiografa partes anatômicas muito grandes e quando é necessária a utilização de técnicas que produzem muito calor (BUSHONG, 2010a).

Figura 3 - Foto ilustrando os dois filamentos, foco grosso e foco fino e a capa focalizadora, responsável pelo agrupamento dos elétrons.



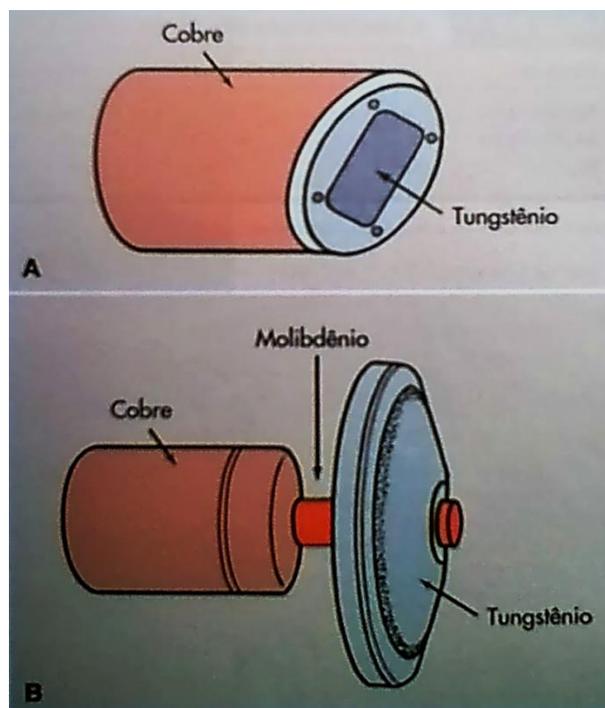
Fonte: Dimenstein e Ghilardi Netto (2002).

Para se determinar o ponto focal a ser utilizado, a corrente elétrica (mA) deverá ser selecionada no painel de comando do aparelho, função esta, presente geralmente na maioria dos equipamentos de raios X (BUSHONG, 2010a).

2.1.3.2 Anodo

Basicamente o anodo é fabricado de dois modos: fixo e giratório (Figura 4). Geralmente o anodo fixo é utilizado em situações que não são aplicadas altas correntes e energia elevada, como aparelhos odontológicos e portáteis. Quando necessita serem produzidos feixes de raios X altamente energéticos e num curto período de tempo, usa-se o anodo giratório (BUSHONG, 2010a).

Figura 4 - Modelos ilustrativos de anodos: A) anodo fixo e B) anodo giratório.



Fonte: Bushong (2010).

O anodo é um disco metálico formado por tungstênio ou uma liga de tungstênio-rênio. É constituído por estes materiais para que possa suportar a intensa temperatura resultante do bombardeio que sofre pelos elétrons. Além disso, o alto número atômico do tungstênio favorece uma maior produção de raios X, pois a eficiência na geração de raios X está intimamente relacionada ao número atômico dos átomos do alvo (BIASOLI JUNIOR, 2006a).

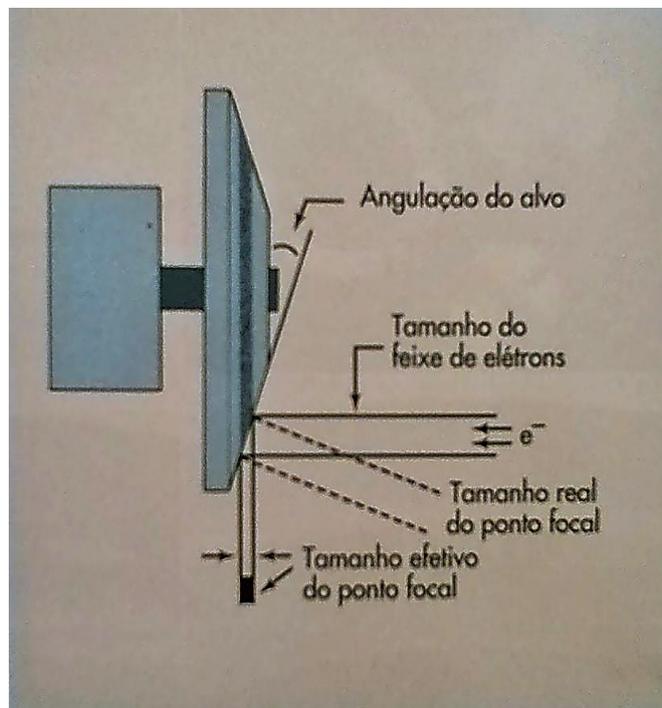
A capacidade de emissão de raios X é diminuída pelo calor produzido no alvo, por isso se faz necessário o uso de um anodo giratório para que a eficiência na produção de raios X seja a melhor possível. Com a rotação do anodo, novas áreas de impacto são fornecidas aos elétrons, sendo assim a colisão não ocorre em apenas um ponto como no anodo fixo. Isso

possibilita um menor aquecimento, uso de correntes mais elevadas e menos dano ao alvo (DIMENSTEIN; GHILARDI NETTO, 2002a).

No anodo existe uma pequena região onde o feixe de elétrons colide, denominada ponto focal, e é nesta área que ocorre a formação dos raios X (DIMENSTEIN; GHILARDI NETTO, 2002a). A resolução espacial da imagem está diretamente relacionada ao tamanho do ponto focal, sendo que, quanto menor for o ponto focal, maior será a resolução da imagem. Porém, devido à pequena região de interação feixe de elétrons/alvo, um maior aquecimento é produzido no anodo e isso é um fator limitante da dimensão do ponto focal (BUSHONG, 2010a).

O tamanho efetivo do ponto focal (Figura 5) corresponde à área direcionada ao objeto ou receptor de imagem e sua dimensão está relacionada à inclinação do alvo do anodo que pode variar de 5 a 20 graus (BUSHONG, 2010a). Além disso, o tamanho efetivo do ponto focal também varia de acordo com o tamanho do filamento do catodo. Desta forma, quanto menor o tamanho do filamento do catodo e menor a inclinação do alvo, menor será o tamanho efetivo do ponto focal e, conseqüentemente, maior será a resolução espacial da imagem (BIASOLI JUNIOR, 2006a).

Figura 5 - Tamanho efetivo do ponto focal e sua relação com a angulação do alvo.



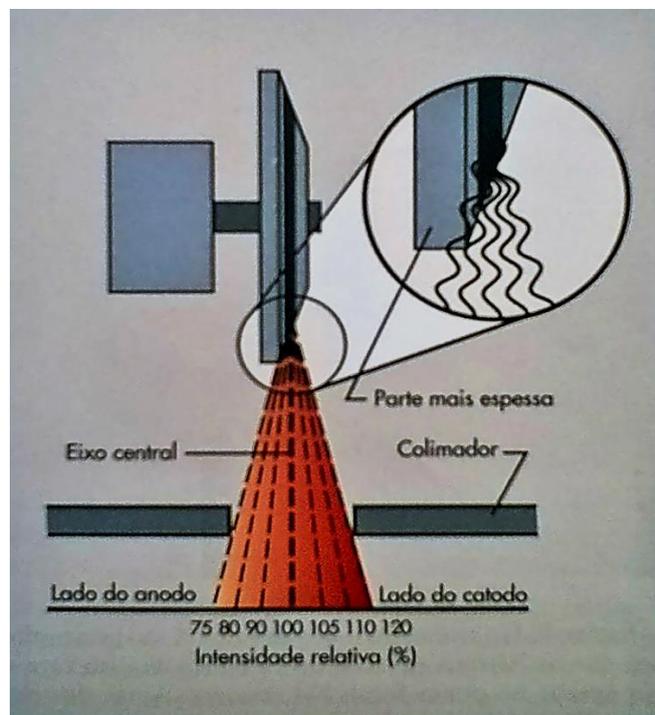
Fonte: Bushong (2010).

Uma redução da angulação do alvo é limitada devido ao maior aquecimento que um pequeno ponto focal causa (DIMENSTEIN; GHILARDI NETTO, 2002a) e também à diminuição da intensidade do feixe de raios X que ocorre do lado do anodo em relação ao lado do catodo. Isso acontece devido a uma espessura maior do material alvo que os raios X têm que atravessar, provocando assim uma acentuada absorção do feixe útil de radiação, o que caracteriza o fenômeno conhecido por efeito anódico (Figura 6) (BUSHONG, 2010a).

Nota-se também um aumento do efeito anódico quando uma distância foco receptor (DFR) curta e uma dimensão maior do campo são utilizados (MURPHY; POPOVITCH, 2010).

O uso do efeito anódico se mostra útil quando é necessário radiografar regiões anatômicas que possuem espessuras diferentes. Para isso, deve ser colocada a região anatômica mais espessa no lado do catodo e a região menos espessa no lado do anodo (MURPHY; POPOVITCH, 2010), desta forma, a radiação atingirá o receptor de imagem mais uniformemente aumentando assim a qualidade da imagem (BUSHONG, 2010a).

Figura 6 - Efeito anódico resultado da redução da intensidade do feixe de radiação no lado do anodo.



Fonte: Bushong (2010).

Um exemplo disso é a radiografia de tórax, onde o catodo deve ser colocado na parte inferior, pois a região do diafragma é mais espessa que a região da cintura escapular, sendo

assim, exige uma intensidade de radiação mais significativa para que o receptor de imagem seja exposto mais uniformemente possível (BUSHONG, 2010a).

2.1.4 Produção de raios X

Os raios X são produzidos quando elétrons altamente acelerados se chocam com o material alvo do aparelho, sendo bruscamente freados (SCAFF, 1979). Estes elétrons interagem com os átomos do alvo gerando não apenas raios X, mas também muito calor (BIASOLI JUNIOR, 2006b).

Através da emissão termoiônica os elétrons são liberados do catodo, para isso o filamento catódico é aquecido a uma temperatura média de 2000°C, produzindo uma nuvem de elétrons. A quantidade de elétrons gerados será proporcional à corrente elétrica (mA) aplicada (BIASOLI JUNIOR, 2006b).

O produto da corrente elétrica (mA) pelo tempo de exposição, representado em segundos, é descrito como miliamperagem por segundo (mAs), fator este, responsável pela dose de radiação depositada no paciente (LUCAS, 2007).

A mAs é também responsável pela densidade da imagem radiográfica, sendo o fator de controle primário da quantidade de radiação e do tempo de exposição que atingirá o receptor de imagem. Esta densidade pode ser definida como o nível de escurecimento gerado na radiografia final (MURPHY; POPOVITCH, 2010).

Uma corrente de alta tensão (kV) é aplicada entre o catodo e o anodo fornecendo a aceleração ideal para que os elétrons liberados do catodo se choquem com o alvo e a formação de raios X aconteçam (DIMENSTEIN; GHILARDI NETTO, 2002b).

A kV representa a energia do feixe de raios X e está ligada a capacidade de penetração do mesmo através do objeto e é responsável pela qualidade dos raios X, afetando diretamente o contraste da imagem (DIMENSTEIN; GHILARDI NETTO, 2002b).

Para a aquisição de uma imagem com baixo contraste, um elevado valor de kV deve ser utilizado. Dessa forma, uma maior energia e um feixe de penetração mais uniforme através das diferentes densidades dos tecidos produzem uma menor variação na atenuação do feixe de radiação e conseqüentemente, uma imagem com menor contraste (MURPHY; POPOVITCH, 2010).

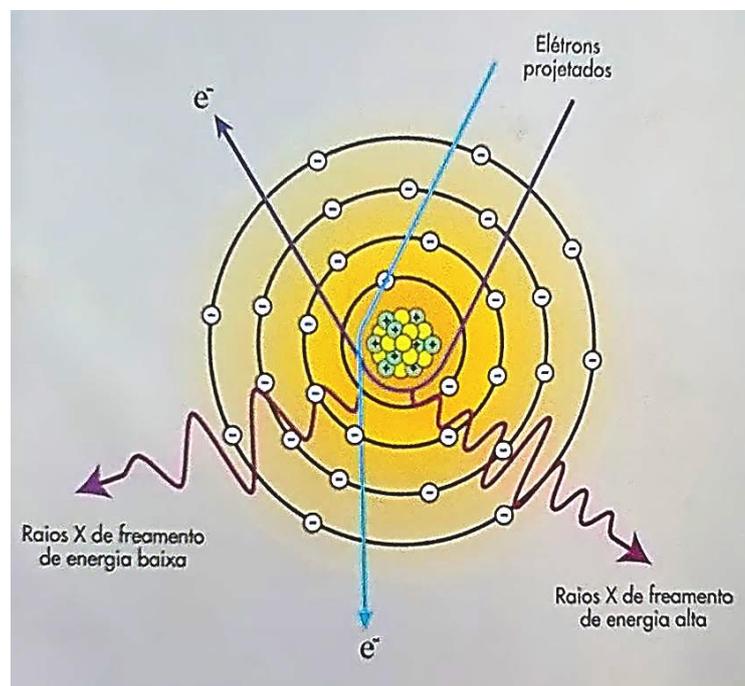
Além da kV controlar diretamente o contraste da imagem, esta controla secundariamente a densidade radiográfica. Utilizando uma maior ou menor kV, uma variação tanto no número quanto na energia dos raios X ocorrerá, fazendo com que, uma maior ou

menor intensidade atinja o receptor de imagem, provocando um aumento ou uma diminuição na densidade geral da imagem (MURPHY; POPOVITCH, 2010).

Dois tipos de radiação são formados decorrentes à forma como o elétron irá interagir com os átomos do material alvo, são eles: radiação de freamento e radiação característica (BIASOLI JUNIOR, 2006b).

Radiação de freamento: é um tipo de formação de raios X que acontece frequentemente, cuja origem se dá quando um elétron passa muito próximo ao núcleo do átomo do alvo (anodo) (BIASOLI JUNIOR, 2006b). O elétron tendo carga negativa e o núcleo do átomo dotado de carga positiva, uma força eletrostática de atração ocorre entre eles. Por conter muitos prótons, um campo elétrico muito forte é gerado pelo núcleo e o elétron acaba sofrendo influência deste campo, tanto maior, quanto menor for sua distância do núcleo (BUSHONG, 2010b). Com essa atração o elétron sofre um desvio do seu percurso e perde energia, dando origem assim, a um fóton de raios X (Figura 7) (DIMENSTEIN; GHILARDI NETTO, 2002b).

Figura 7 - Esquema mostrando a formação da radiação por freamento.



Fonte: Bushong (2010).

Os raios X gerados podem possuir diferentes energias que vão depender do quão desacelerado foi o elétron projetado, assumindo desde valores energéticos baixos, até valores máximos de energia (BIASOLI JUNIOR, 2006b), sendo que, neste último caso, o elétron

incidente ao sofrer a influência do campo elétrico do núcleo, perde totalmente sua energia cinética e é desviado de sua trajetória (BUSHONG, 2010b).

Esse tipo de radiação é conhecido também por *bremsstrahlung*, palavra alemã que quer dizer “radiação de freamento”. Assim, raios X de freamento são conhecidos como a radiação resultante da desaceleração de elétrons incidentes provocada pelo núcleo do átomo do alvo (BUSHONG, 2010b).

Radiação característica: a formação de raios X desse tipo costuma acontecer com menor frequência e é resultado do choque violento entre o elétron projetado e o elétron da órbita do átomo do alvo (BIASOLI JUNIOR, 2006b). Desse choque ocorre o desprendimento de um elétron de uma órbita mais interna deixando uma lacuna temporária no local. Dessa forma, o átomo passa de seu estado estável para um estado instável (ionizado) (BUSHONG, 2010b).

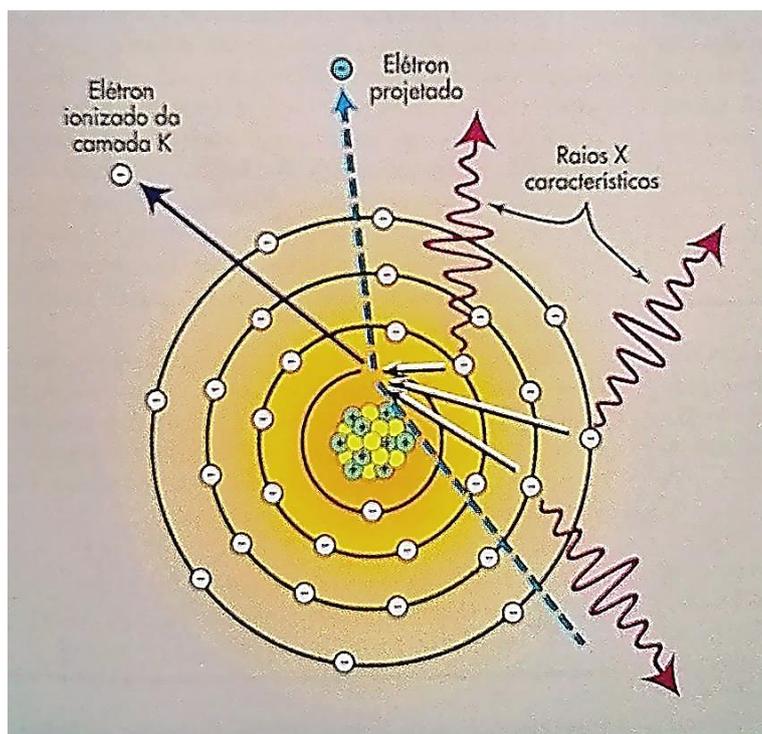
Essa instabilidade causada no átomo logo é corrigida com a transição de um elétron de uma órbita externa para uma órbita mais interna (BUSHONG, 2010b). Como o elétron da órbita externa possui uma maior energia do que o elétron ejetado da órbita interna, durante a passagem de uma órbita para a outra, ocorre à liberação de um excedente de energia. Energia esta, liberada na forma de um fóton único de raios X (DIMENSTEIN; GHILARDI NETTO, 2002b).

Os raios X característicos (Figura 8), assim são chamados, pois sua formação advém da energia do elétron característico de cada elemento representativo do material alvo e, portanto, irão variar de acordo com o número atômico do átomo em questão (BIASOLI JUNIOR, 2006b).

Após a produção, seja de radiação de freamento ou radiação característica, o elétron projetado ainda continua seu percurso interagindo com os elementos do átomo até que toda sua energia se esgote. Então, na realidade, o que acontece não é a transformação do elétron projetado em raios X, mas sim, sua energia cinética que dá origem aos raios X e também ao calor (BIASOLI JUNIOR, 2006b).

Embora o processo de frenagem da energia cinética do elétron dê origem aos raios X, isso representa a mínima quantidade gerada, pois apenas 1% do total da energia liberada pelo elétron é convertida em raios X, sendo 99% perdida através do calor (GARCIA, 2002). Desse 1% de raios X produzidos, apenas, em média, 10% é efetivamente aproveitado na formação da imagem radiográfica (BIASOLI JUNIOR, 2006b).

Figura 8 - Formação dos raios X característicos.



Fonte: Bushong (2010).

2.1.5 Interação dos raios X com a matéria

No processo em que os raios X interagem com o objeto, eles podem sofrer absorção ou então serem espalhados. Na absorção, os fótons perdem energia e são removidos do feixe de radiação incidente. Já quando os raios X sofrem espalhamento, estes são desviados de sua trajetória e não carregam informação válida alguma (DIMENSTEIN; GHILARDI NETTO, 2002b); pelo contrário, contribuem apenas, através da radiação secundária, com o enegrecimento e a formação de uma imagem com baixa qualidade (GARCIA, 2002).

A forma como os raios X interagem, quando em contato com a matéria, está ligada à energia do feixe de radiação e, por vezes, à densidade do respectivo material (DIMENSTEIN; GHILARDI NETTO, 2002b).

A aplicação da energia (kV) necessária ao exame dependerá da espessura a ser radiografada, sendo que, para regiões como as extremidades, geralmente é utilizada uma baixa kV. Esses tecidos possuem alta densidade, logo, o fator de absorção dos raios X predominará. Já no caso de um tórax, um alto valor de kV é aplicado devido a sua maior espessura e, decorrente a isso tudo, o fator que prevalecerá será o de espalhamento da radiação (DIMENSTEIN; GHILARDI NETTO, 2002b).

É importante que o operador compreenda bem a relação entre a kV utilizada e as formas de interação que podem ocorrer quando o feixe de raios X atinge o paciente, pois tal conhecimento permite que imagens com um melhor contraste sejam adquiridas, bem como uma menor dose de radiação seja depositada no paciente (DIMENSTEIN; GHILARDI NETTO, 2002b).

Dentro dos parâmetros da energia de radiação empregada para exames radiográficos em geral, apenas o *efeito fotoelétrico* e o *efeito Compton* são importantes na questão da interação dos raios X com o paciente (DIMENSTEIN; GHILARDI NETTO, 2002b).

Efeito fotoelétrico: este efeito é típico da interação entre um fóton de raios X e um elétron de uma camada próxima ao núcleo do átomo, geralmente a camada K. Nessa interação o fóton incidente transfere toda sua energia ao elétron ocasionando sua remoção, porém, para isso, sua energia deve ser suficiente não apenas na remoção do elétron, mas também para oferecer energia cinética necessária para que o mesmo seja ejetado distante do núcleo (GARCIA, 2002).

O resultado dessa interação é que o fóton de raios X projetado simplesmente desaparece devido sua total transferência de energia ao elétron que, por sua vez, deixa uma lacuna decorrente sua remoção da órbita (BIASOLI JUNIOR, 2006c), tornando o átomo instável. Essa instabilidade logo é corrigida quando um elétron de uma órbita mais externa, normalmente da órbita L, passa a completar o vazio deixado na órbita K (BUSHONG, 2010c).

Nesse processo de transição eletrônica ocorre a formação de raios X, produto da diferença entre as energias dos elétrons orbitais envolvidos. Essa radiação é característica de cada elemento e representa uma radiação secundária, ou seja, raios X de espalhamento. Porém, a energia dessa radiação é muito baixa e, portanto, não prejudica a qualidade da imagem (BUSHONG, 2010c), pois é absorvida pelos tecidos do próprio paciente (BIASOLI JUNIOR, 2006c).

A chance de que o fenômeno fotoelétrico venha a acontecer está diretamente ligada à energia dos raios X e também ao número atômico do átomo que sofre a interação. Além disso, é necessário que a energia do fóton de raios X projetado seja equivalente ou maior que a energia que mantém o elétron conectado à órbita (BUSHONG, 2010c).

Em relação à qualidade da imagem o efeito fotoelétrico desempenha um papel importantíssimo, pois atua melhorando significativamente o contraste entre os diferentes tecidos do corpo. No entanto, ao mesmo tempo, acaba depositando uma maior dose de radiação no paciente devido ao processo de ionização que causa nos átomos dos tecidos. Assim, deve-se ter em mente que quando comparado aos diversos tipos de interações que

ocorrem entre os raios X e a matéria, este é o que mais energia aplica no paciente (GARCIA, 2002).

Efeito Compton: o efeito Compton acontece quando um fóton de radiação interage com um elétron de orbitais mais externos, arrancando-o da sua posição. Nessa situação, o fóton sofre um desvio de sua verdadeira rota, transformando-se em raios X espalhados (DIMENSTEIN; GHILARDI NETTO, 2002b). Como o elétron ligado nas últimas camadas está mais distante do núcleo, sua energia de ligação é fraca, dessa forma, a energia perdida pelo fóton de raios X para arrancar o elétron de seu orbital é bem menor quando comparada à energia perdida decorrente ao efeito fotoelétrico (GARCIA, 2002).

Os raios X espalhados permanecem com o resultado energético da diferença de interação entre a energia do fóton de radiação projetado e a energia do elétron arrancado. Já o elétron arrancado fica com o produto da sua energia de ligação mais a energia cinética responsável por sua expulsão da eletrosfera. Tanto um como o outro permanecem com energia o bastante para continuarem a interagir, causando ionizações no meio, até que suas energias se esgotem (BUSHONG, 2010c).

A quantidade de energia do fóton espalhado depende basicamente da energia com que o fóton de raios X foi emitido e também do ângulo de desvio formado entre este e o fóton espalhado no momento da interação (GARCIA, 2002). Quanto maior o ângulo de desvio, maior será a energia transferida do fóton projetado para o elétron. Esta angulação pode variar de 0 até 180 graus. Mesmo com a máxima energia perdida devido a um desvio de 180 graus, os raios X espalhados ainda continuam com aproximadamente 60% da energia oriunda de sua emissão (BUSHONG, 2010c).

A chance de ocorrer uma interação por efeito Compton está ligada diretamente ao número de elétrons por grama do material alvo e também à densidade do absorvedor. Por isso, a quantidade de interações por efeito Compton independe do número atômico do átomo (DIMENSTEIN; GHILARDI NETTO, 2002b), ou seja, a probabilidade de que os raios X incidentes venham a interagir com átomos de tecidos moles (baixo número atômico) ou átomos de tecido ósseo (alto número atômico), resultando no efeito Compton, é igual tanto para um quanto para o outro (BUSHONG, 2010c).

Ainda em relação ao efeito Compton, deve-se levar em consideração seu papel na formação da imagem radiológica, uma vez que, por se tratar de radiação espalhada, a mesma não acrescentará boa qualidade à imagem final. Pelo contrário, em filmes radiográficos formará uma densidade óptica uniforme, enquanto na imagem digital uma intensidade

uniforme se formará. Em ambos os casos o resultado final será uma imagem radiográfica pobre em contraste (BUSHONG, 2010c).

Uma coisa é certa, tanto o efeito fotoelétrico ou Compton acontecem ao mesmo tempo, o que irá determinar o grau de ocorrências de um ou outro será a energia aplicada no aparelho. Assim, para uma baixa kV selecionada, o que prevalecerá será o efeito fotoelétrico, já para uma alta kV, o efeito Compton será predominante (BIASOLI JUNIOR, 2006c).

2.1.6 Formação da imagem radiográfica

A imagem radiográfica é resultado da projeção dos órgãos com diferentes anatomias e constituições, localizados em diversas regiões e projetados em um único plano, o receptor de imagem (RI) (BIASOLI JUNIOR, 2006c). Essa imagem é construída mediante os raios X que saem do paciente e interagem com o RI. Esse feixe de raios X emergente transporta diferentes informações de acordo com as várias densidades dos tecidos, causando, portanto, absorção diferenciada da radiação inicial. Quanto menor for esta absorção, maior será a radiação transmitida ao RI e, dessa forma, maior será o enegrecimento da imagem. Em contrapartida, quanto maior a absorção, menor a radiação transmitida e, conseqüentemente, mais clara a imagem (GARCIA, 2002).

O feixe emergente de radiação é composto por raios X espalhados que não chegam a atingir o RI e raios X que irão formar a imagem. A informação carregada por este feixe emergente deve passar por um adequado processo para que se transforme em uma imagem ideal para posterior interpretação. Para isso existem diversos meios, um deles é o filme radiográfico (BUSHONG, 2010d).

Embora o método convencional (analógico) para obtenção de imagens radiográficas seja, ainda, o mais comum, a radiografia digital (RD) vem ganhando espaço e uma de suas modalidades é a radiografia computadorizada (RC) (BUSHONG, 2010e).

Essas duas formas de aquisição de imagem possuem várias coisas em comum. Uma delas é a utilização de placas sensíveis à radiação como receptor de imagem, onde são envolvidas por uma estrutura protetora chamada de chassi ou cassete. Independente do sistema de imagem implantado pode-se usar uma ou outra modalidade sem prejuízo algum de suas funções (BUSHONG, 2010e).

Apesar da imagem latente (invisível) estar contida em ambos os casos, o meio como se dá esta formação é própria de cada um, bem como um processamento específico em cada caso é necessário para que a imagem se torne visível (BUSHONG, 2010e).

No sistema analógico a imagem é formada em um filme radiográfico composto por uma emulsão gelatinosa fotossensível, geralmente inserida em ambos os lados, constituída por cristais de haletos de prata. Este filme é colocado entre duas placas intensificadoras chamadas de écrans (GARCIA, 2002).

Os écrans são responsáveis pela emissão de luz quando estimulados pelos raios X. Sua eficiência de conversão dos raios X em fótons de luz é muito alta e isso é relativamente importante no tocante à sensibilização do filme radiográfico, pois o mesmo é muito mais sensível à luz do que aos raios X (GARCIA, 2002). Outro ponto importante a ser lembrado é em relação à dose de radiação depositada no paciente, uma vez que, fazendo uso do écran, a dose chega a ser reduzida em até aproximadamente 100 vezes quando comparado à exposição direta do filme apenas pelos raios X (DIXON; WHITLOW, 2012).

Com a projeção da luz oriunda do écran e também de alguns fótons de raios X a imagem latente se formará através da interação com os cristais de haletos de prata presentes na emulsão (BIASOLI JUNIOR, 2006d). Essa interação fará com que esses cristais passem por alterações físico-químicas de acordo com a sensibilização sofrida (DIMENSTEIN; GHILARDI NETTO, 2002b).

Após passar por um adequado processamento, a imagem que até então era latente, poderá ser visualizada graças ao processo de revelação química do filme radiográfico. (DIMENSTEIN; GHILARDI NETTO, 2002b).

A imagem revelada poderá apresentar diferentes níveis de enegrecimento que podem incluir regiões com níveis muito escuros até níveis bem claros e, entre esses extremos, vários níveis de cinza serão possíveis. Tudo isso dependerá basicamente do quão atenuado foram os raios X pelo paciente, do processamento químico e da sensibilidade dos filmes e suas combinações com os écrans (DIMENSTEIN; GHILARDI NETTO, 2002b).

Em relação à RD, esta é formada mediante a transformação dos fótons de raios X emergentes em sinais elétricos. Esta transformação pode ser feita através de detectores integrados em aparelhos digitais ou então por meio de placas sensíveis compostas de fósforo fotoestimulável (RC) que podem ser usadas em aparelhos convencionais como o sistema filme-écran (BIASOLI JUNIOR, 2006d).

No sistema denominado RC a imagem proveniente dos raios X é armazenada na placa de fósforo sob a forma de elétrons aprisionados para posterior leitura feita por um laser (DIXON; WHITLOW, 2012). No momento em que é feita a leitura, elétrons começam a ser libertados emitindo luz proporcional à sua energia estocada. Em seguida ocorre a conversão

dessa luz em sinal elétrico e posteriormente a geração de uma imagem digitalizada (MURPHY; POPOVITCH, 2010).

A vantagem da RC em relação ao sistema analógico é que a placa de fósforo pode ser manipulada de forma rápida em ambiente iluminado, não necessitando de câmara escura ou produtos químicos para seu processamento. Além disso, após sua leitura, a placa pode ser apagada e reutilizada repetidas vezes (MURPHY; POPOVITCH, 2010).

Outra forma de se obter uma imagem radiográfica digital é por meio de detectores digitais acoplados diretamente ao aparelho de raios X. Esse tipo de tecnologia gera uma imagem instantânea por meio da conversão direta ou indireta do feixe de raios X em sinais elétricos (BIASOLI JUNIOR, 2006d).

A transformação imediata dos fótons de radiação em cargas elétricas caracteriza o método de conversão direta. Já na conversão indireta, os fótons de raios X primeiramente são convertidos em luz para então, depois, serem transformados em sinais elétricos. Cada método de conversão utiliza um tipo específico de material, mas em ambos a imagem final será a mesma (BIASOLI JUNIOR, 2006d).

A utilização da tecnologia da RD tem suas vantagens quando comparada à RC e ao sistema analógico. A começar pela eliminação do uso de chassis, resultando em economia de tempo em cada exame realizado, um menor tempo também no processamento da imagem e a redução dos fatores de exposição, ou seja, uma menor dose de radiação para o paciente, e isso se deve a maior eficiência do detector (MURPHY; POPOVITCH, 2010).

Além disso, tanto a RD quanto a RC fornecem imagens com fatores de exposição em uma faixa mais ampla do que a utilizada no sistema analógico, pois os algoritmos de processamento digital compensam uma menor ou maior exposição indevida. Isso reduz de forma significativa o número de repetições por exposição inadequada (BIASOLI JUNIOR, 2006d).

2.1.7 Qualidade da imagem radiográfica

A qualidade radiográfica representa o quão fidedigno a região anatômica examinada é apresentada na imagem. Quanto mais fiel for essa representação, mais informações a imagem fornecerá e, conseqüentemente, um melhor diagnóstico poderá ser fornecido (BUSHONG, 2010f).

De uma forma geral, mediante o conhecimento técnico sobre a constituição dos filmes radiográficos e sua relação com o processamento químico, fatores geométricos envolvidos e o

domínio da devida exposição radiológica, a qualidade da imagem pode ser melhorada significativamente. Para isso o profissional envolvido na formação da imagem deve ser capaz de aplicar adequadamente esses parâmetros de acordo com cada situação clínica (DAROS, 2012).

Para a aquisição de imagens em filmes, quatro fatores de qualidade devem ser observados: densidade, contraste, resolução e distorção. Cada um desses fatores é controlado conforme a manipulação específica de parâmetros determinantes à boa qualidade geral da imagem radiográfica (MURPHY; POPOVITCH, 2010).

Densidade: pode ser definida basicamente como o grau de enegrecimento provocado no filme radiográfico (TILLY JUNIOR, 2010b), sendo que, quanto mais exposto à radiação o filme for, maior será sua densidade. Isso se deve a maior sensibilização provocada na prata presente na emulsão, que após processada representará os níveis de densidade conforme a quantidade de raios X que recebeu (WHITLEY et al., 2007).

O primeiro fator a ser considerado como controle da densidade é a mAs, pois este parâmetro está relacionado diretamente à quantidade de radiação produzida pelo aparelho e também ao tempo em que o paciente será exposto. Por conseguinte, dobrando-se a mAs, a quantidade de radiação e o tempo de exposição serão dobrados, conseqüentemente, a densidade do filme também sofrerá alteração proporcional a esta mudança (MURPHY; POPOVITCH, 2010).

Outro fator que altera a densidade é a distância correspondente entre a fonte emissora de raios X e o receptor de imagem (DFR) (MURPHY; POPOVITCH, 2010). Isso acontece porque o feixe de radiação sofre divergência, ou seja, não é emitido em uma única direção a partir da fonte e, quanto maior essa distância, maior será a divergência (Figura 9). Por sua vez, a divergência afeta a intensidade dos raios X, causando sua redução. Portanto, quanto maior for a DFR, menor será a intensidade de raios X que atingirá o RI e assim menor será a densidade gerada no filme (MARTINS; ROCCA, 2012).

Essa relação entre a divergência do feixe de radiação e a alteração provocada em sua intensidade é tida como inversamente proporcional ao quadrado da distância que os raios X percorrem até atingir o RI (MARTINS; ROCCA, 2012).

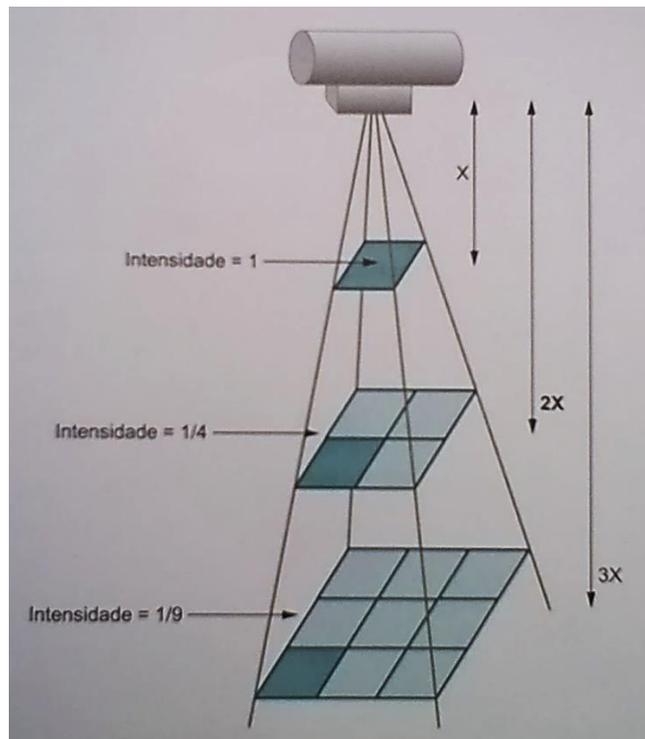
A kV selecionada no painel de comando também influencia a densidade, uma vez que, aumentando-a, a radiação produzida terá uma maior energia e proporcional penetração, fazendo com que um número maior de fótons de raios X atinja o RI (WHITLEY et al., 2007).

Tempo e temperatura de revelação da imagem são dois itens que caminham juntos. Ambos são determinantes na formação da imagem e no respectivo nível de densidade, sendo

que, quanto mais elevada a temperatura e maior o tempo de processamento, maior será a densidade (COSTA, 2007).

Um equipamento chamado grade antidifusora é utilizado quando se realiza exames de regiões anatômicas mais espessas ou densas. Ela serve para absorver parte da radiação secundária oriunda do paciente, a fim de melhorar a qualidade da imagem (WHITLEY et al., 2007), porém, uma determinada quantia de raios X que contribuem para a boa formação da imagem também é absorvida. Isso acarreta uma diminuição na densidade geral tendo, para isso, que aumentar a mAs para compensar o nível de densidade adequado, às custas claro, do consequente aumento da dose para o paciente (BUSHONG, 2010g).

Figura 9 - Esquema mostrando a redução da intensidade da radiação de acordo com o aumento da distância a partir da fonte.



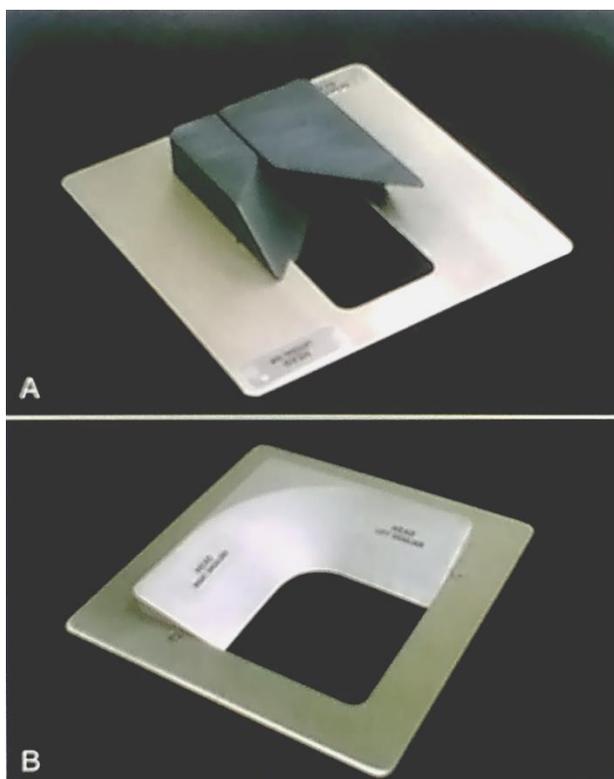
Fonte: Tilly Junior (2010).

A sensibilidade ou velocidade do filme radiográfico também afeta a densidade. O material constituinte da emulsão gelatinosa é sensível à luminosidade responsável pela formação da densidade. Essa interação funciona de maneira inversamente proporcional, pois quanto mais sensível for o filme, menor será a quantidade de luz capaz de sensibilizá-lo (BIASOLI JUNIOR, 2006d). De forma análoga funciona também o écran, cujo material composto por fósforo emite luz quando exposto pelos raios X, de forma que, a velocidade está

ligada diretamente ao tamanho dos cristais de fósforo e também à espessura constituinte dessa camada. Assim sendo, quanto maior a velocidade do écran, menor a quantidade de raios X necessários à formação de luz visível responsável pela exposição do filme radiográfico (TILLY JUNIOR, 2010c).

Regiões anatômicas que não possuem espessuras equivalentes entre si costumam alterar a densidade devido à atenuação variável que causam no feixe de radiação. Para reduzir este efeito o uso adequado do efeito anódico deve ser considerado, lembrando sempre de posicionar a região mais espessa do paciente sempre do lado catódico, onde a intensidade de radiação é maior. Outra forma de amenizar esta diferença é fazendo o uso de filtros de compensação, que são dispositivos que filtram parte da radiação primária. Existem diversos tipos de filtros (Figura 10) que são utilizados de acordo com a região a ser examinada, mas de uma forma geral, a parte mais larga do filtro deve ser sempre colocada sobre a região menos densa do paciente. Em Ambos os casos, fazendo uso do efeito anódico e associado ou não ao filtro de compensação, o resultado final criado por estes métodos é a uniformização da densidade do filme radiográfico (MURPHY; POPOVITCH, 2010).

Figura 10 - Exemplos de filtros compensadores: A) filtro em cunha e B) filtro bumerangue - usados em incidências do pé e ombro, respectivamente.



Fonte: Bontrager e Lampignano (2010).

Contraste: a diferença na densidade entre as diversas regiões expostas aos raios X e presente na imagem final é o que caracteriza o contraste (WHITLEY et al., 2007), cuja função é fazer com que as diferentes estruturas do corpo possam ser compreendidas e diferenciadas entre si (BUSHONG, 2010h).

O fator determinante para uma imagem com contraste otimizado é o uso correto da kV, pois é ela quem determina a qualidade do feixe de radiação. Dependendo da energia selecionada, uma maior ou menor penetração ocorrerá e isso refletirá no número de interações Compton que ocorrerão, o qual é responsável pela geração indesejável de radiação espalhada, radiação esta, que não acrescentará boa qualidade à imagem, pelo contrário, apenas reduzirá o contraste (BUSHONG, 2010h).

Outro fator a ser considerado é o contraste inerente do objeto, onde a intensidade da radiação é afetada pelas diversas estruturas do corpo, espessura, densidade e número atômico. Dessa forma, a kV deve ser utilizada de acordo com a área a ser examinada (WHITLEY et al., 2007).

Em uma radiografia de tórax, onde o contraste do objeto é alto, ou seja, as estruturas variam acentuadamente de densidade entre uma e outra, se faz necessária a utilização de uma alta energia, a fim de que, o feixe de radiação seja menor atenuado e o contraste gerado pelo objeto seja reduzido, produzindo assim, uma densidade mais homogênea na imagem. Diferentemente do que ocorre nos tecidos da mama, onde suas estruturas possuem densidades muito próximas, uma baixa kV deve ser selecionada para que o feixe de radiação sofra mais atenuação e assim o contraste do objeto possa ser realçado e melhor visualizado na imagem (WHITLEY et al., 2007).

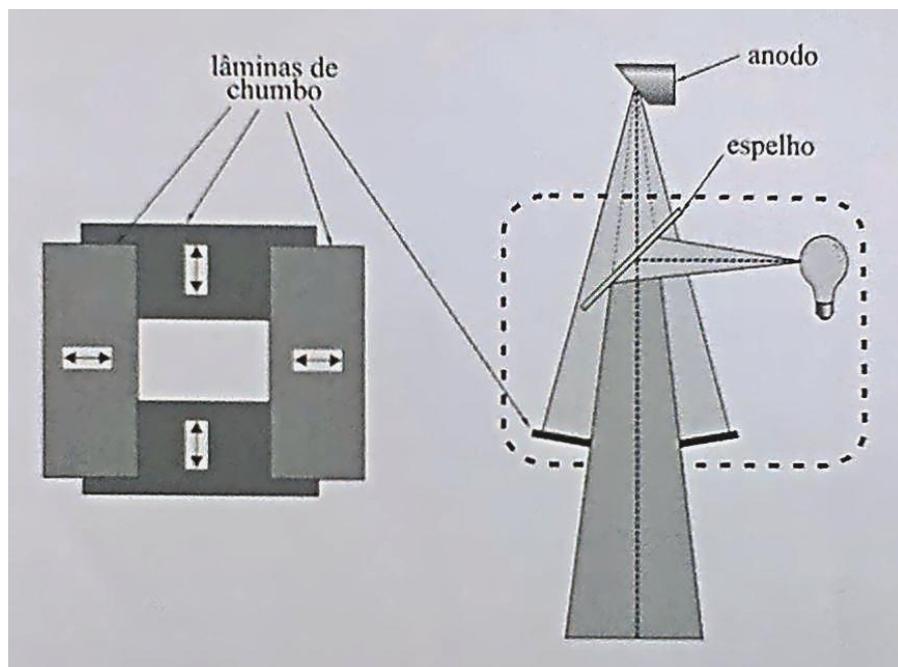
Em relação à radiação espalhada, algumas medidas podem ser tomadas a fim de minimizar este efeito. A começar pelo uso apurado da colimação, que auxilia na delimitação do campo de radiação, favorecendo assim a redução de partes anatômicas irradiadas e contribuindo para a diminuição da dose para o paciente e operador, bem como melhorar o contraste da imagem devido à redução de radiação espalhada que atingirá o RI (TILLY JUNIOR, 2010a).

A ferramenta que proporciona esse controle do campo de radiação chama-se colimador, que nada mais é do que um conjunto de dois pares de lâminas feitas de chumbo que são ajustadas de forma independentes. Esse ajuste permite que sejam criados infinitos campos quadrados ou retangulares, possibilitando que o feixe primário de radiação seja limitado apenas de acordo com a região a ser examinada. Além do mais, uma lâmpada e um

espelho complementam o conjunto, responsáveis pela projeção luminosa do respectivo campo a ser irradiado (Figura 11) (MOURÃO FILHO, 2012).

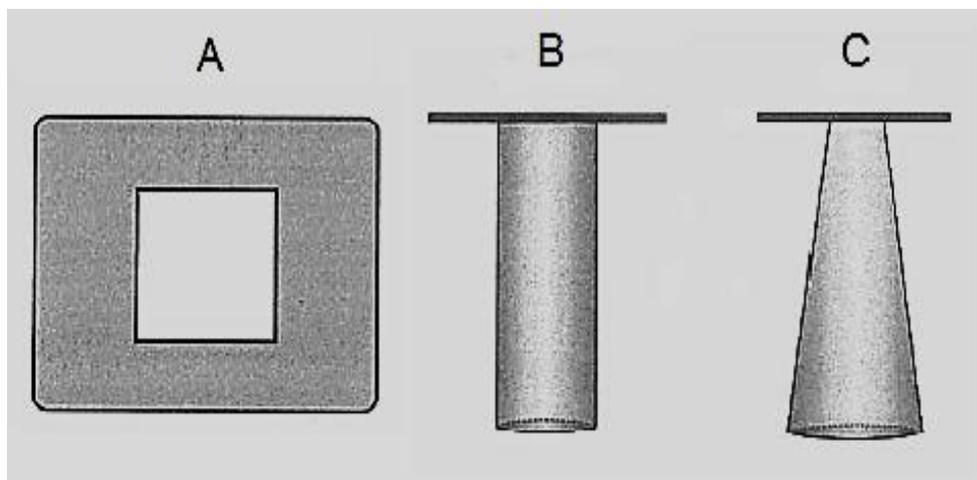
Outra forma de proporcionar certa colimação é fazendo uso de diafragmas, cones e cilindros (Figura 12). Esses dispositivos delimitam o feixe de radiação a uma região específica, cujas aberturas cobrem uma área menor do que a área do RI, proporcionando redução da radiação espalhada e da dose para o paciente e melhorando a qualidade da imagem (BUSHONG, 2010g).

Figura 11 – Colimador.



Fonte: Mourão e Oliveira (2009).

Figura 12 – Ilustrações de: A) Diafragma; B) Cilindro e C) Cone.

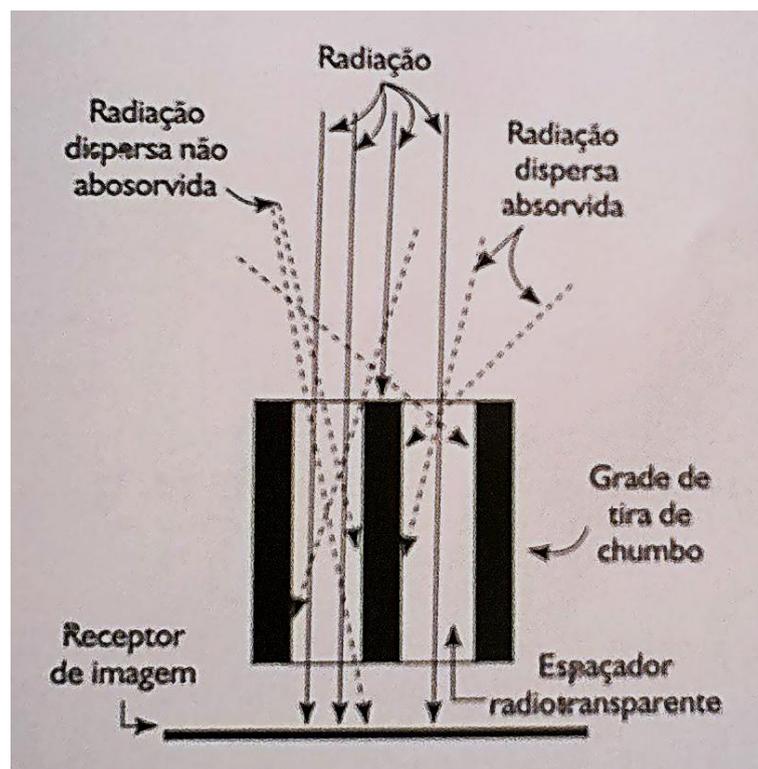


Fonte: Adaptado de Biasoli (2006).

A utilização de uma grade antidifusora também é uma medida de restrição eficaz da radiação espalhada. Este dispositivo é formado por finas lâminas de chumbo dispostas paralelamente umas as outras e intermediadas por material radiotransparente de baixa absorção (TILLY JUNIOR, 2010a).

A grade é colocada entre o paciente e o RI e atuará absorvendo grande parte da radiação espalhada que, devido à angulação de incidência ser diferente em relação à angulação em que as lâminas se encontram, será barrada (Figura 13). Por sua vez, o feixe de radiação que não sofreu espalhamento passa livremente pelos espaços entre as lâminas, contribuindo para a formação de uma imagem com melhor contraste (TILLY JUNIOR, 2010a).

Figura 13 - Esquema mostrando como atuam as lâminas de uma grade antidifusora na absorção da radiação espalhada.



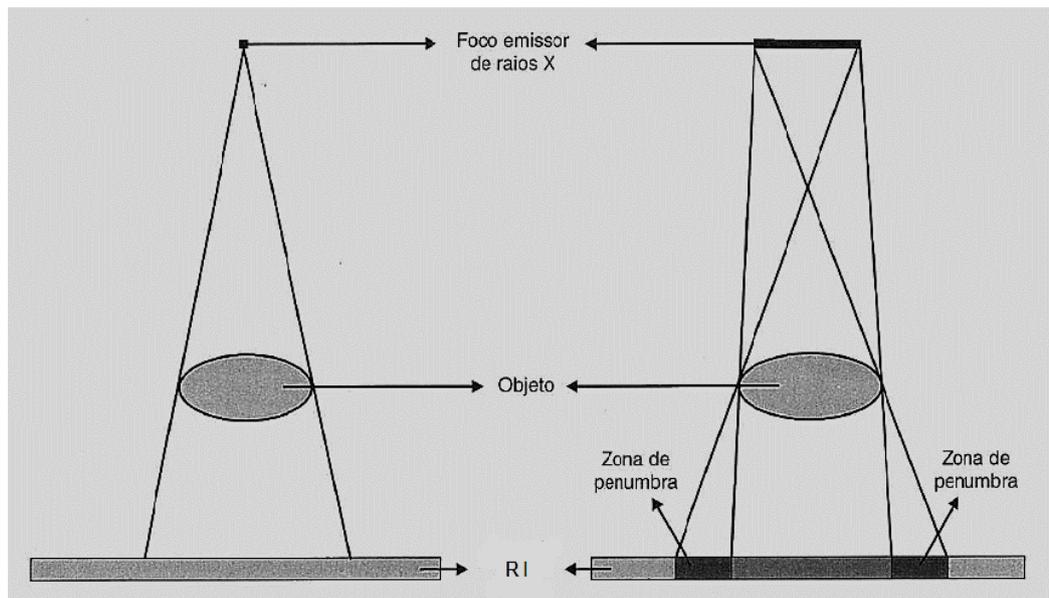
Fonte: Martins e Rocca (2012).

A importância do uso da grade é evidenciada principalmente quando se deseja radiografar regiões anatômicas muito espessas ou densas, onde o nível de radiação espalhada aumenta consideravelmente (WHITLEY et al., 2007), pois sua eficiência é tão alta que chega a absorver entre 80 a 90% de todos os fótons que sofreram espalhamento (BUSHONG, 2010g).

Resolução: este termo diz respeito à nitidez bem definida das finas linhas e bordas representativas das estruturas presentes na imagem, ou seja, uma imagem nítida é aquela que não apresenta borramentos e sim que mostra seus contornos de forma bem detalhada (MURPHY; POPOVITCH, 2010).

Fatores geométricos como tamanho do ponto focal, distância foco receptor de imagem (DFR) e distância objeto receptor de imagem (DOR) podem influenciar na resolução da imagem (MURPHY; POPOVITCH, 2010). Isso ocorre porque nenhuma fonte de raios X é pontual, mas sim, possui uma certa dimensão, pois é originada a partir do ponto focal do anodo, o que acarreta o surgimento de áreas com penumbra nas bordas das estruturas, caracterizando o borramento geométrico (Figura 14). A utilização de um ponto focal menor, muitas vezes, se faz necessário para melhorar a nitidez de uma determinada imagem (WHITLEY et al., 2007).

Figura 14 - Relação entre o tamanho do ponto focal e o surgimento de penumbra.

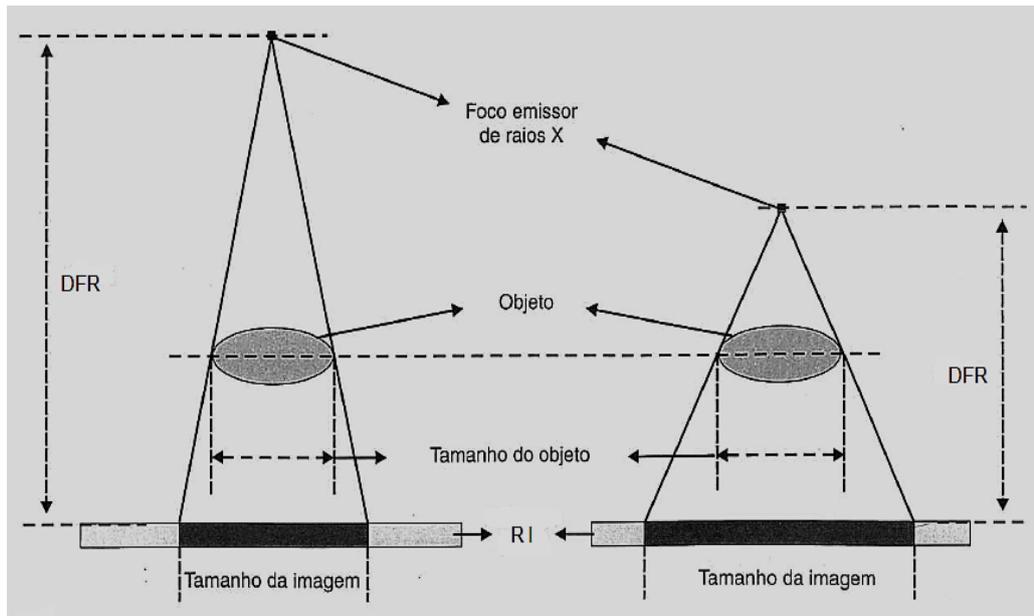


Fonte: Adaptado de Biasoli (2006).

Além do tamanho do ponto focal, uma DFR (Figura 15) muito curta e uma DOR (Figura 16) aumentada também acabam por prejudicar a resolução da imagem, pois ocorre ampliação da imagem devido ao aumento da divergência do feixe de raios X e consequente aumento do campo de exposição no RI, resultando em uma maior área de penumbra e perda de detalhes (MARTINS; ROCCA, 2012). Por isso é necessário o conhecimento e aplicação desses fatores adequadamente e de acordo com a situação exigida para que haja uma diminuição do borramento geométrico e melhor resolução (MURPHY; POPOVITCH, 2010).

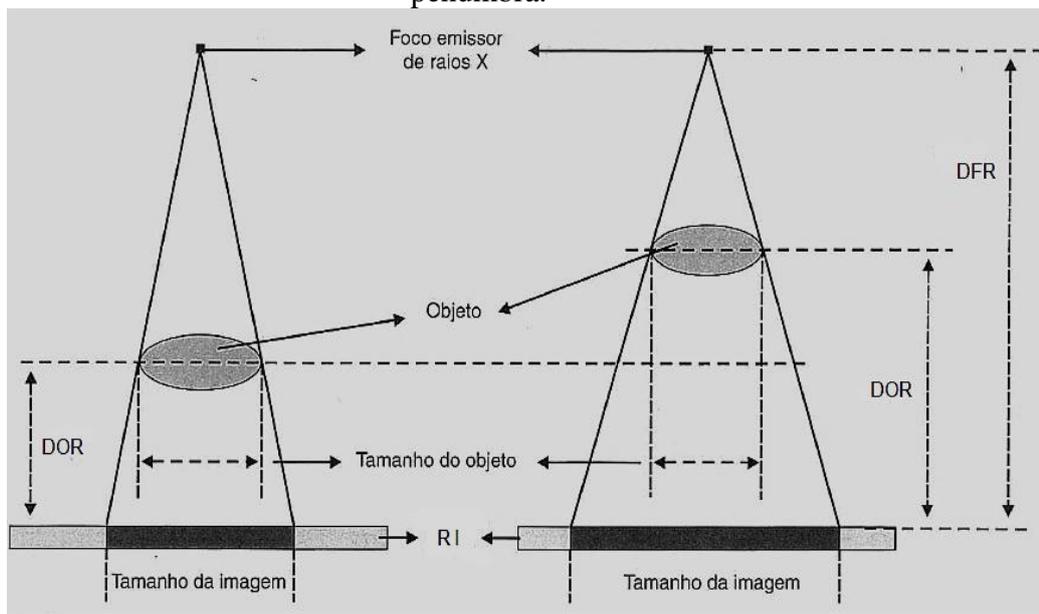
O borramento causado pelo movimento do paciente seja ele, voluntário ou involuntário, também acaba prejudicando a nitidez da imagem e por isso deve ser adequadamente controlado, quando possível (MURPHY; POPOVITCH, 2010).

Figura 15 - Ilustração da relação entre a DFR e o aumento da imagem associada à penumbra.



Fonte: Adaptado de Biasoli (2006).

Figura 16 - Ilustração da relação entre a DOR (Distância Objeto-Receptor) e o tamanho da imagem associada à penumbra.



Fonte: Adaptado de Biasoli (2006).

O movimento voluntário, ou seja, quando o paciente na maioria das vezes pode controlar, basta que o operador instrua adequadamente o paciente a ficar na posição sem se mexer e, se necessário, usar ainda acessórios imobilizadores. O movimento involuntário por sua vez, é provocado pelas contrações do músculo cardíaco ou peristaltismo, em ambos os casos da para tentar minimizar estes efeitos diminuindo a mAs (tempo de exposição), deixando uma menor DOR possível e utilizando RI de alta velocidade (BUSHONG, 2010f).

A utilização de um RI mais rápido favorece a diminuição do tempo de exposição e a redução da dose para o paciente, mas, em contrapartida, a imagem gerada será menos nítida do que se utilizasse um RI mais lento (MURPHY; POPOVITCH, 2010). Por isso, deve-se ter cautela e fazer uso de uma combinação filme-écran padrão correspondente ao exame solicitado para que haja uma ponderação entre boa resolução e dosagem de radiação para o paciente (BUSHONG, 2010f).

Distorção: a imagem de um objeto radiografado cuja forma ou tamanho está prejudicada, não representando as características fiéis do objeto em estudo, é tida como uma imagem distorcida seja pela angulação do tubo de raios X ou pelo mau alinhamento da região a ser examinada e do RI (BUSHONG, 2010h).

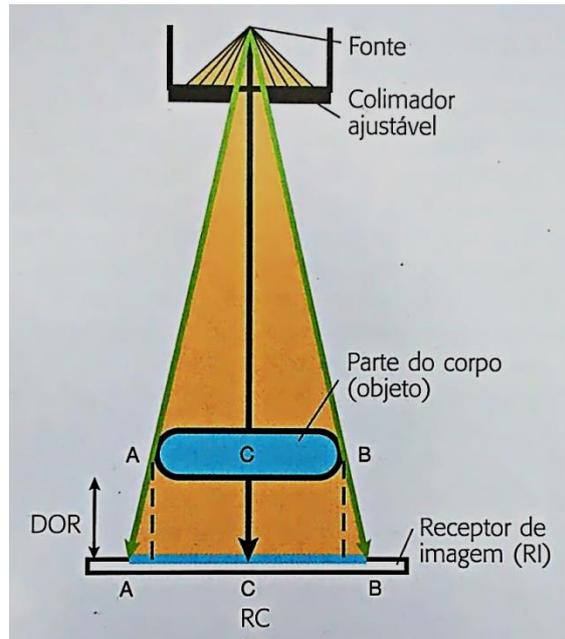
Toda imagem sempre apresentará uma ampliação e/ou distorção por conta de uma DOR ou divergência que o feixe de radiação sofre. Apenas na região central do feixe, chamado de raio central (RC), o objeto sofrerá a mínima distorção possível, isso porque na teoria, nesta região não ocorre divergência dos raios X. Logo, toda a região do objeto que não esteja situado no RC sofrerá distorção à medida que se afasta dessa área (Figura 17) (MURPHY; POPOVITCH, 2010).

A fim de reduzir o tamanho e distorção da imagem deve-se utilizar sempre que possível uma menor DOR associada a uma DFR padronizada, que geralmente é de 100 cm, exceto para o exame de tórax, cuja medida é de 180 cm (MURPHY; POPOVITCH, 2010).

Outra medida para evitar a distorção causada na imagem é manter o RC perpendicular e incidindo no centro do objeto. Além disso, um correto alinhamento entre o objeto e o receptor de imagem, ou seja, um posicionamento da região anatômica de interesse a mais paralela possível em relação ao RI é essencial para que a imagem não seja deformada e a resolução seja mantida (Figura 18) (BIASOLI JUNIOR, 2006c).

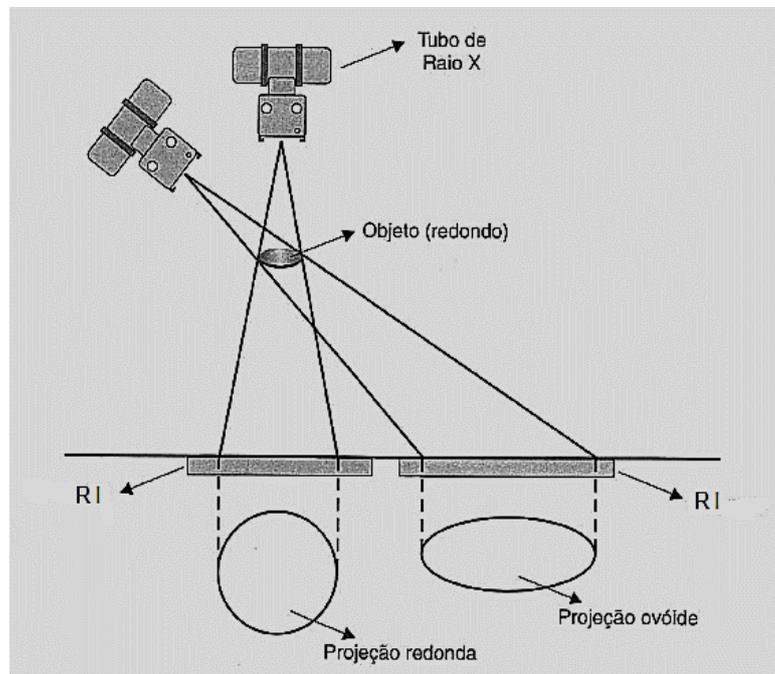
Em relação à imagem digital, alguns fatores também servem como parâmetro para checar a boa qualidade da imagem, são eles: brilho, contraste, resolução, distorção, índice de exposição e ruído. (MURPHY; POPOVITCH, 2010).

Figura 17 – Esquema mostrando o efeito da divergência do feixe de radiação.



Fonte: Bontrager e Lampignano (2010).

Figura 18 – Exemplo da projeção distorcida de um objeto decorrente a angulação do RC.



Fonte: Adaptado de Biasoli (2006).

Brilho: este termo faz analogia à densidade da imagem em filme, porém representa a intensidade de luz de cada pixel demonstrado no monitor de vídeo (MURPHY; POPOVITCH, 2010).

Contraste: assim como no filme onde o contraste é definido pela diferença entre as densidades adjacentes presentes na imagem, de forma semelhante ocorre no sistema digital, em que a diferença é vista entre as regiões claras e escuras da imagem, ou seja, o brilho (MURPHY; POPOVITCH, 2010).

Tanto o brilho quanto o contraste continuam tendo como fator primário de controle a mAs e a kV. Aliado a isso, existe ainda, um programa responsável pelo processamento das imagens que, por meio da manipulação, dá para se ajustar o brilho e o contraste a fim de aperfeiçoar a imagem (CARRIERI, 2012).

Resolução: é afetada pelos mesmos parâmetros já mencionados para o exame em filmes, porém, como se trata de um sistema digital, o tamanho do pixel também influencia na resolução, sendo este tamanho próprio do detector de imagem. Além disso, o fator responsável pelo controle da resolução é a matriz formada pelo conjunto de pixels, cujo tamanho da mesma determinará uma maior ou menor resolução da imagem (MURPHY; POPOVITCH, 2010).

Distorção: para uma imagem digital menos distorcida e com uma melhor nitidez possível devem ser aplicados os mesmos fatores já discutidos na geração da imagem em filmes, desse modo, uma imagem mais fidedigna poderá ser apresentada (MACHADO, 2013).

Índice de exposição: representa através de números a quantidade de radiação a que o RI foi exposto, ou seja, este índice reflete o valor de mAs e kV aplicados, bem como a área total que irradiou o detector e também o tipo de objeto radiografado. A checagem do valor fornecido por este índice caracteriza uma importante etapa da aquisição da imagem digital, pois através do mesmo é que se pode avaliar se a imagem foi gerada com uma boa qualidade e ao mesmo tempo com uma menor dose para o paciente (MURPHY; POPOVITCH, 2010).

Ruído: é definido como alterações que degradam a nitidez da imagem, tornando-a com aparência granulada ou pontilhada (MURPHY; POPOVITCH, 2010).

O ruído é característico do próprio sistema de aquisição, tendo sua causa ligada às questões inerentes ao RI, seja ele filme radiográfico ou placa de fósforo, portanto, não pode ser controlado pelo operador (BUSHONG, 2010f).

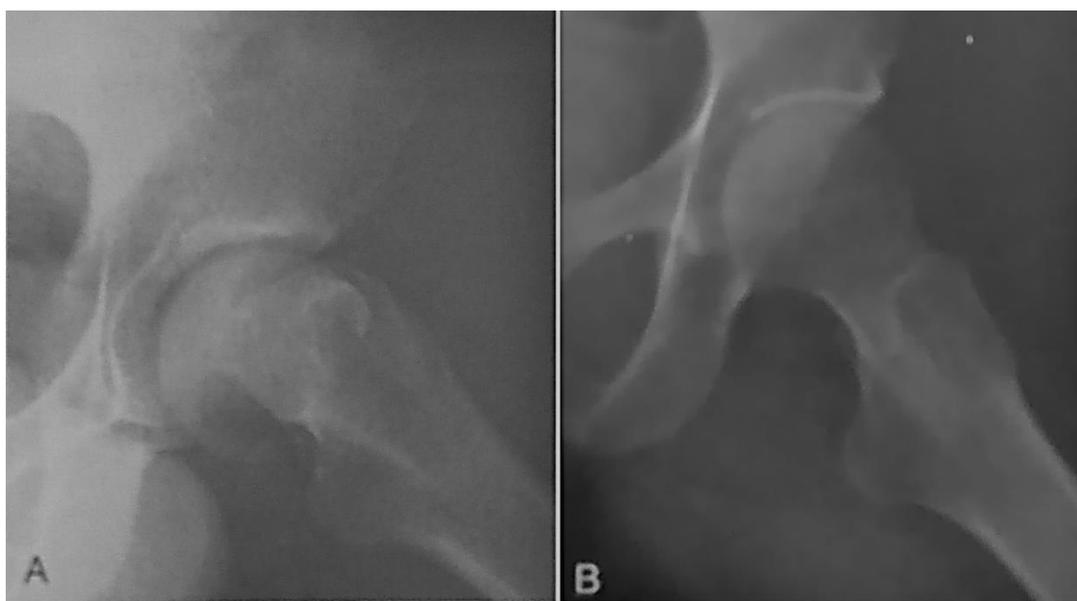
Outras duas causas de ruído e que podem ser controladas, até certo ponto, são a radiação espalhada e a mancha quântica (Figura 19), sendo as principais fontes causadoras de ruído. A mancha quântica é o produto da interação aleatória do feixe de raios X com o RI (BUSHONG, 2010f).

O surgimento da mancha quântica é dependente da quantidade de radiação que atinge o RI e isso ocorre de forma proporcionalmente inversa, ou seja, para a aquisição de uma

imagem com mancha quântica reduzida, uma maior mAs deverá ser selecionada. Em contrapartida, uma menor mAs utilizada dará origem a uma imagem mais ruidosa (BUSHONG, 2010f).

Uma analogia pode ser feita em relação ao plantio de sementes de grama, onde o cultivo de poucas sementes resulta em folhas finas e de baixa quantidade. De forma semelhante ocorre com a imagem onde poucos raios X interagem com o RI, resultando em aspecto variado e manchado. De forma inversa, quando muitas sementes são plantadas, as folhas são grossas e macias, assim acontece também com uma maior quantidade de raios X utilizada, a imagem gerada terá um aspecto mais contínuo, semelhante a um belíssimo gramado (BUSHONG, 2010f).

Figura 19 - A) Radiografia com aspecto granulado resultante da mancha quântica e B) Radiografia sem ruído, mostrando ótimo detalhe.



Fonte: Adaptado de Bushong (2010).

2.2 Anatomia

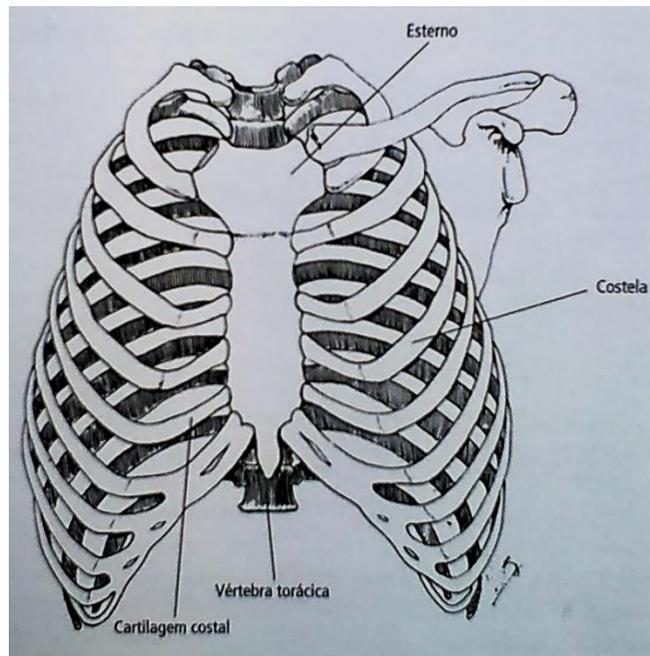
2.2.1 Tórax

O tórax representa a região mais superior do tronco (DANGELO; FATTINI, 2011a), comunicando-se através da abertura superior torácica à porção anterior do pescoço e com a região abdominal por meio da abertura torácica inferior, sendo esta fechada pelo músculo diafragma (GARDNER; GRAY; O'RAHILLY, 2013a).

A anatomia da caixa torácica difere de indivíduo para indivíduo (GARDNER; GRAY; O'RAHILLY, 2013a) e segundo Johnson (2010) esta diferença envolve aspectos físicos que correspondem desde um tórax largo e profundo anteroposteriormente, mas curto em sua dimensão vertical, até um tórax não tão largo e raso em sua projeção anteroposterior, porém em sua dimensão vertical muito mais comprido.

O esqueleto torácico (Figura 20) é formado pelo esterno que se localiza anteriormente no plano mediano, pelas vértebras torácicas, também no plano mediano, porém posteriormente e pelas costelas e suas cartilagens costais, localizadas nas regiões posterior, lateral e anterior do tórax (DANGELO; FATTINI, 2011a). Este esqueleto é constituído de tal maneira que, por meio de movimentos apropriados, o volume da caixa torácica possa ser alterado (GARDNER; GRAY; O'RAHILLY, 2013a), além de que, aloja órgãos fundamentais para o sistema respiratório e circulatório, como os pulmões e o coração, respectivamente (DANGELO; FATTINI, 2011a).

Figura 20 - Esqueleto torácico.



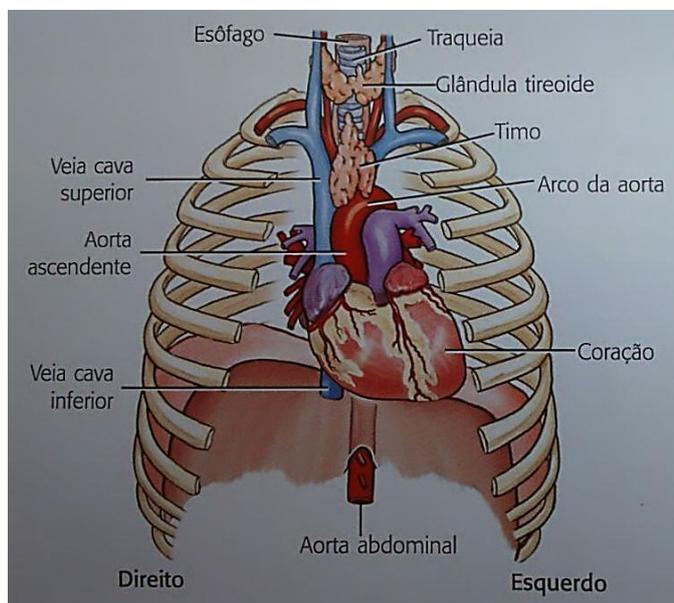
Fonte: Dangelo e Fattini (2011).

2.2.2 Coração

O coração adulto é um órgão cujo aspecto se assemelha a um cone, possui a proporção estimada de uma mão fechada e se encontra entre os pulmões, em uma região chamada de mediastino (SPENCE, 1991), porção medial da caixa torácica. Neste local também estão

localizadas outras estruturas importantes como o timo, traqueia, esôfago e os grandes vasos (Figura 21) (JOHNSON, 2010).

Figura 21 - Estruturas do mediastino.



Fonte: Bontrager e Lampignano (2010).

O coração é constituído por uma base, um ápice e pelas seguintes faces: esternocostal, diafragmática e pulmonar (SPENCE, 1991).

A base cardíaca se localiza para cima, posteriormente e para a direita (SPENCE, 1991) e devido à inserção pelas raízes dos grandes vasos, a mesma não possui uma delimitação clara (DANGELO; FATTINI, 2011b). Da base o coração se lança para baixo, anteriormente e para a esquerda, terminado em uma região arredondada, o ápice (SPENCE, 1991).

A região entre a base e o ápice é denominada face diafragmática e compreende os ventrículos direito e esquerdo que descansam sobre o músculo diafragma. A face cardíaca anterior, constituída principalmente pelo ventrículo e átrio direitos, é chamada de face esternocostal (SPENCE, 1991). Já a face pulmonar segundo Gardner, Gray e O'Rahilly (2013b) tem sua formação atrelada ao ventrículo esquerdo, cuja região gera uma impressão cardíaca na face medial do pulmão esquerdo.

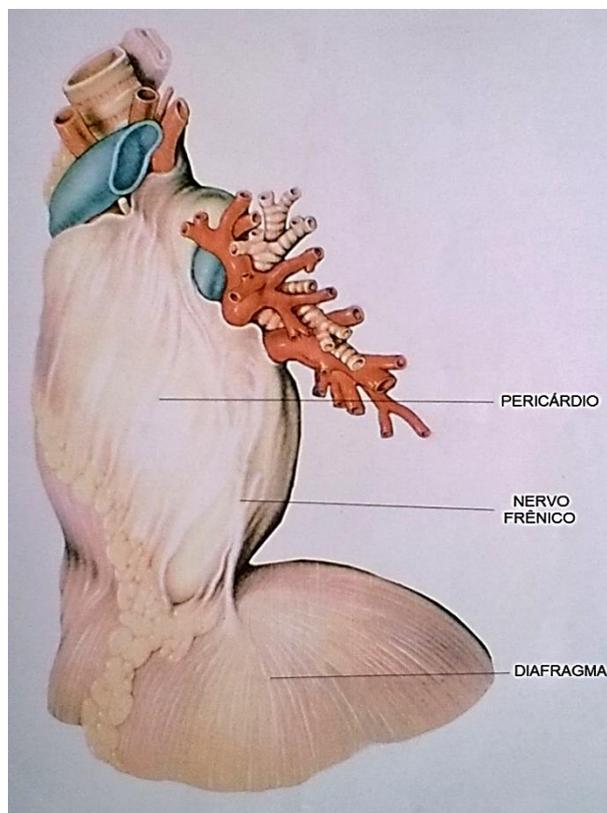
De acordo com Spence (1991) quatro câmaras fazem parte do coração, são os átrios direito e esquerdo e os ventrículos direito e esquerdo. Sendo que, na região superior estão localizados os átrios, cujas câmaras são menores, já os ventrículos localizam-se inferiormente e possuem câmaras maiores formando o ápice do coração e constituindo o volume principal

do órgão. Ainda segundo Dangelo e Fattini (2011b) entre os átrios e ventrículos existem aberturas com mecanismos orientadores do fluxo sanguíneo, chamados de valvas.

A localização das câmaras do coração e dos grandes vasos que a elas se juntam assumem papel significativo nas radiografias de tórax nas incidências posteroanterior (PA) e lateral (perfil), uma vez que, as mesmas demonstram as margens da imagem radiológica do coração (DANGELO; FATTINI, 2011b).

O coração é composto por um tipo de tecido muscular específico – músculo estriado cardíaco, sendo este constituinte da camada média ou miocárdio do coração. Existem duas camadas que forram interna e externamente o miocárdio, o endocárdio e o epicárdio, respectivamente. Envolvendo o coração como um todo existe um saco fibro-seroso que o separa dos outros órgãos dentro do mediastino consistindo de uma camada externa, o pericárdio fibroso e de uma camada interna, o pericárdio seroso (DANGELO; FATTINI, 2011b). O pericárdio (Figura 22) serve para manter o coração em sua posição e evitar sua dilatação, além de que, entre suas camadas existe um líquido responsável por fornecer lubrificação às superfícies móveis do coração (GARDNER; GRAY; O’RAHILLY, 2013b).

Figura 22 - Pericárdio envolvendo o coração (visto pelo lado esquerdo).



Fonte: Adaptado de Dangelo e Fattini (2011).

O coração atua como uma bomba fornecendo força suficiente para que o sangue seja transportado através do sistema de vasos (SPENCE, 1991), sangue este responsável por carregar material nutritivo e oxigênio a todas as células do organismo, bem como transportar também os resíduos metabólicos das células (DANGELO; FATTINI, 2011b).

2.3 Patologias do sistema cardiovascular

Para que a vitalidade e o desempenho dos vários órgãos presentes no corpo humano se mantenham, é de extrema importância que o oxigênio, nutrientes e muitas outras substâncias essenciais à sobrevivência de todas as células sejam fornecidos, bem como a retirada de elementos nocivos como resíduos metabólicos e o dióxido de carbono. Para isso, o sistema cardiovascular formado por um conjunto de vasos e uma bomba muscular chamada coração atua, enviando sangue a todas as partes do corpo e trazendo-o de volta ao coração, constituindo assim um ciclo contínuo e vital (McMANUS; ALLARD; YANAGAWA, 2013).

Nesse contexto, o coração desempenha um importante papel, pois bombeia mais de 6000 litros diários de sangue para todo o corpo do indivíduo, colaborando para a essencial manutenção de todo o organismo no decorrer da vida. Diante de tal importância, a disfunção cardíaca, causada por diferentes patologias, pode levar os órgãos a problemas fisiológicos irreparáveis (SCHOEN, 2000).

A doença relacionada à maior causa de mortes no mundo é aquela que atinge o sistema cardiovascular, sendo responsável até por um número de vítimas superior àquelas afetadas por todos os tipos de câncer juntos. Ademais, um terço dessas mortes ocorre prematuramente, acometendo geralmente indivíduos com idade inferior a 75 anos (MITCHELL, 2013). Segundo a Sociedade Brasileira de Cardiologia (2016), no Brasil, o cenário não é diferente e os dados são alarmantes. Entre 2004 e 2013 foram mais de 3.100.000 mortes registradas, representando 29% do total, ou seja, em média um óbito a cada 40 segundos. Por isso uma atenção especial deve ser dada a essa grave situação, com prevenção e tratamento adequados para que esse quadro possa ser revertido.

Alguns tipos de cardiopatias provocadas por hipertensão sistêmica, por doenças pulmonares (cor pulmonale), arteriopatias coronarianas obstrutivas, doenças miocárdicas primárias, cardiopatias valvares e congênitas, doenças que afetam o pericárdio e até mesmo neoplasias estão entre as várias e inúmeras patologias que acometem o sistema cardiovascular (SCHOEN, 2000). Ainda, dentre essa variedade de diferentes patologias, pode-se destacar a cardiopatia isquêmica, a forma mais prevalente delas. Doença típica de países industrializados

e responsável pelo maior número de mortes quando comparada a todos os tipos de cardiopatias, pelo menos 80% do total (SAFFITZ, 2013).

Infelizmente, muitas dessas e outras formas de cardiopatias culminam em hipertrofia e insuficiência cardíacas, além do mais, são acompanhadas do aumento do peso e tamanho do coração. Quando o peso ou espessura das paredes ventriculares estão fora da normalidade isso representa hipertrofia, já qualquer aumento do tamanho de uma ou várias câmaras reflete uma dilatação. Esse aumento anormal do coração, seja ele decorrente do peso ou tamanho, é conhecido por *cardiomegalia* (SCHOEN, 2000).

2.4 Exame radiográfico do tórax

É inegável a real importância da radiografia de tórax para o diagnóstico de inúmeras patologias que envolvem os pulmões, o mediastino e também o esqueleto torácico (JUHL; KUHLMAN, 2014). De longe a radiografia torácica continua sendo o exame por imagem mais solicitado em qualquer centro de saúde e em muitas ocasiões o exame mais apropriado para apontar e eliminar várias lesões, doenças e anormalidades. Além de que, é de fácil obtenção, baixo custo e relativamente confiável, por isso, sua utilização é tão fundamental (LACEY; MORLEY; BERMAN, 2010a).

Dentre as mais diversas patologias investigadas através da radiografia de tórax, existem aquelas que acometem o sistema cardiovascular e que também são analisadas por ela. Muitas informações da anatomia e fisiologia cardiovascular são fornecidas, bem como a determinação da forma e tamanho do coração e o arquivamento dessas imagens, auxiliando assim no acompanhamento futuro (CRUMMY; McDERMOTT; BARON, 2014).

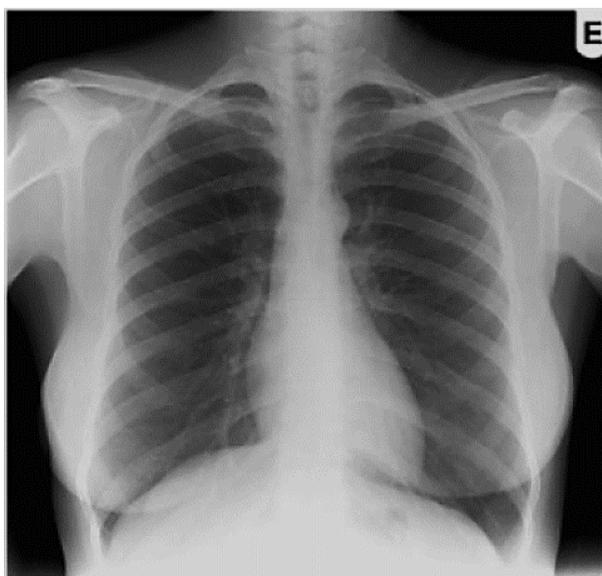
Na maioria das vezes a radiografia de tórax constitui o início da investigação do sistema cardiovascular e, por se tratar de um exame basicamente de rastreamento, o avaliador deve sempre associar os sintomas clínicos e exame físico ao exame de imagem, dessa forma, as informações encontradas serão melhores determinadas. Somado a isso, as informações obtidas auxiliarão na escolha de outros exames que realmente serão necessários para complementar e fornecer um diagnóstico mais definitivo (RAVENEL, 2012).

Para que um diagnóstico mais confiável possa ser fornecido é necessário que o exame radiográfico siga rigorosamente um protocolo já definido, uma vez que, um exame mal realizado e fora dos padrões aceitáveis pode acarretar em um falso diagnóstico. Nesse contexto é que o papel do técnico ou tecnólogo se torna fundamental, pois a escolha ideal dos

fatores de exposição, adequado posicionamento do paciente e correta identificação da imagem dependem diretamente do conhecimento e competência desse profissional (BIASOLI, 2006e).

Apesar da anatomia cardiovascular ser bem demonstrada como um todo através da imagem radiográfica, sua análise não é possível de ser realizada sem tomar nota da relação que essa estrutura possui junto aos pulmões, isso porque um órgão reflete alteração no outro (RAVENEL, 2012). A relação existente entre essas duas regiões anatômicas gera um ótimo contraste decorrente da diferença entre suas densidades e devido a isso, o contorno da silhueta cardíaca, formado pelas câmaras cardíacas, é bem demonstrado (Figura 23) (CRUMMY; McDERMOTT; BARON, 2014).

Figura 23 - Radiografia demonstrando a silhueta cardíaca normal.



Fonte: Lacey, Morley e Berman (2010).

2.4.1 Posicionamento radiográfico do tórax

Como já mencionado, a radiografia de tórax é o exame inicial na avaliação cardíaca e geralmente segue uma rotina de duas incidências, a posteroanterior (PA) e uma lateral esquerda (perfil) (RAVENEL, 2012), enquanto que exames com o esôfago contrastado por bário, fluoroscopia e as incidências oblíquas dificilmente são utilizadas nos dias de hoje (CRUMMY; McDERMOTT; BARON, 2014). Segundo um artigo dos autores Ribeiro et al. (2012) que buscaram demonstrar a eficiência da radiografia de tórax no diagnóstico de hipertrofia ventricular esquerda, puderam concluir que o exame radiográfico cardíaco deve ser sempre realizado com no mínimo duas incidências, PA e perfil e que as incidências oblíquas

não foram suficientes para melhorar a acurácia na detecção do aumento do ventrículo e átrio esquerdos.

Via de regra, as incidências PA e perfil utilizadas para verificar a área cardíaca devem ser, sempre que possível, realizadas com o paciente em posição ortostática ou sentada e em inspiração completa (BIASOLI, 2006f).

Para a incidência de tórax em **posteroanterior (PA)**, os seguintes critérios devem ser aplicados:

Paciente em pé com as pernas ligeiramente afastadas e de frente para o receptor de imagem (RI);

Queixo elevado;

Mãos nos quadris com os cotovelos flexionados;

Ombros rodados anteriormente em contato com o RI a fim de mover as escápulas para longe do campo pulmonar;

Plano sagital médio alinhado com o raio central (RC) e a linha média do RI;

Plano coronal médio paralelo ao RI, de forma que o tórax não fique rodado;

O RC incidirá perpendicular ao plano sagital médio e ao RI, na altura da sétima vértebra torácica (18 a 20 cm abaixo da proeminência vertebral de C7) (Figuras 24 e 25);

A DFR deve ser de 180 cm;

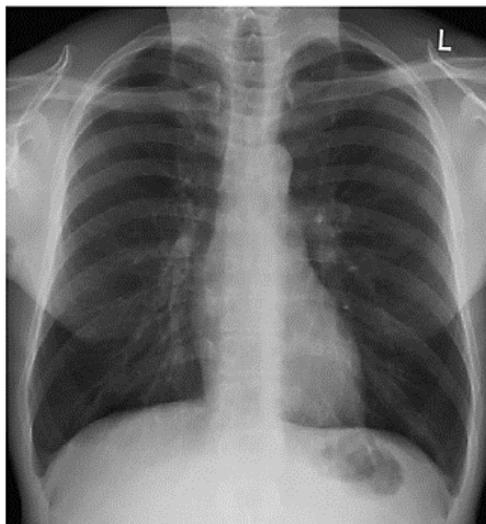
Ao final do posicionamento o paciente deve ser muito bem instruído a inspirar profundamente e a segurar a respiração (JOHNSON, 2010).

Figura 24 - Posicionamento do tórax em PA.



Fonte: Bontrager e Lampignano (2010).

Figura 25 - Radiografia de tórax em PA.



Fonte: Lacey, Morley e Berman (2010).

Na incidência em **perfil** o posicionamento deve ser realizado da seguinte maneira:

O paciente deve estar em posição ortostática com seu lado esquerdo encostado no RI e com as pernas ligeiramente afastadas;

Braços erguidos acima da cabeça e com o queixo estendido;

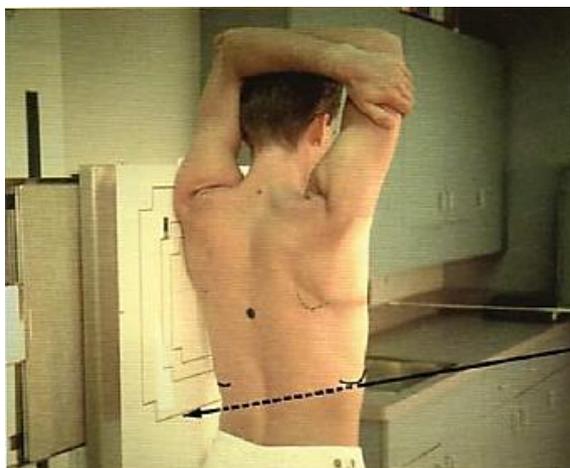
Centralizar o tórax com o centro do RI de forma que o plano coronal médio fique perpendicular e o plano sagital médio paralelo ao RI, mantendo assim um perfil verdadeiro;

O RC incidirá perpendicularmente na altura da sétima vértebra torácica (aproximadamente 8 a 10 cm abaixo da incisura jugular) (Figuras 26 e 27);

DFR de 180 cm;

Instruir o paciente a inspirar completamente e realizar apneia (JOHNSON, 2010).

Figura 26 - Posicionamento do tórax em perfil esquerdo.



Fonte: Bontrager e Lampignano (2010).

Figura 27 - Radiografia de tórax em perfil esquerdo.



Fonte: Lacey, Morley e Berman (2010).

2.4.2 Determinação do tamanho da área cardíaca

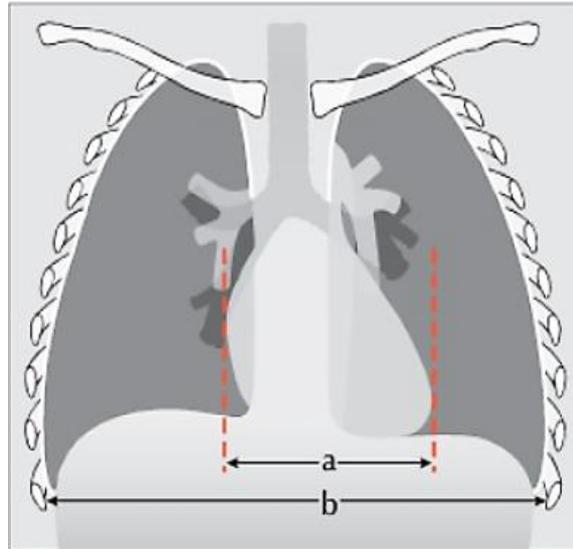
Em meio a vários métodos existentes para se calcular o tamanho da área cardíaca existe um que é mais utilizado, por ser simples e rápido de ser realizado (CRUMMY; McDERMOTT; BARON, 2014). Esse método, conhecido por índice cardiotorácico, leva em consideração a razão do maior diâmetro transverso do coração pelo maior diâmetro transverso interno da caixa torácica, sendo calculado através da incidência PA (RAVENEL, 2012).

Para o cálculo do índice cardiotorácico é necessário traçar duas linhas verticais tangenciais às regiões mais abauladas, do lado direito e esquerdo do coração. A medida aferida entre essas duas linhas deve ser igual ou menor que a metade da medida encontrada no maior diâmetro interno do tórax, medida em seu ponto mais largo (Figura 28) (NOVELLINE, 1999a). A média do resultado encontrado entre essa razão não deve ser maior que 0,5 ou 50%, em pessoas adultas. Quando a medida excede essa média o coração poder estar aumentado, isso considerando que a radiografia tenha sido realizada adequadamente, observando todos os critérios possíveis para uma boa qualidade da imagem (RAVENEL, 2012).

Apesar de não haver um método de cálculo estipulado para a incidência em perfil como há na incidência em PA, mesmo assim ela é capaz de fornecer informações valiosas da silhueta cardíaca (RAVENEL, 2012), principalmente das câmaras cardíacas que se projetam anteriormente e posteriormente nesta vista, como o ventrículo direito e o ventrículo e átrio

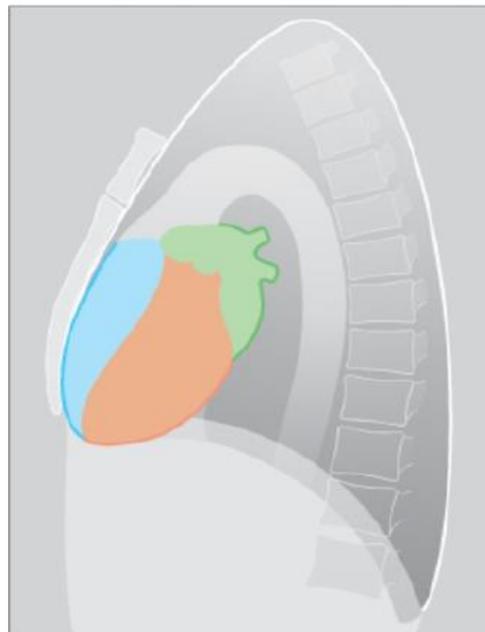
esquerdos, respectivamente (Figura 29), complementando informações obtidas na incidência PA, dessa forma, confirmando ou excluindo qualquer anormalidade duvidosa (LACEY; MORLEY; BERMAN, 2010c).

Figura 28 - Ilustração do cálculo do índice cardiotorácico, onde: a) maior diâmetro transverso do coração e b) maior diâmetro transverso interno da caixa torácica.



Fonte: Lacey, Morley e Berman (2010).

Figura 29 – Ilustração das câmaras cardíacas e suas projeções: em azul (ventrículo direito), marrom (ventrículo esquerdo) e verde (átrio esquerdo).



Fonte: Lacey, Morley e Berman (2010).

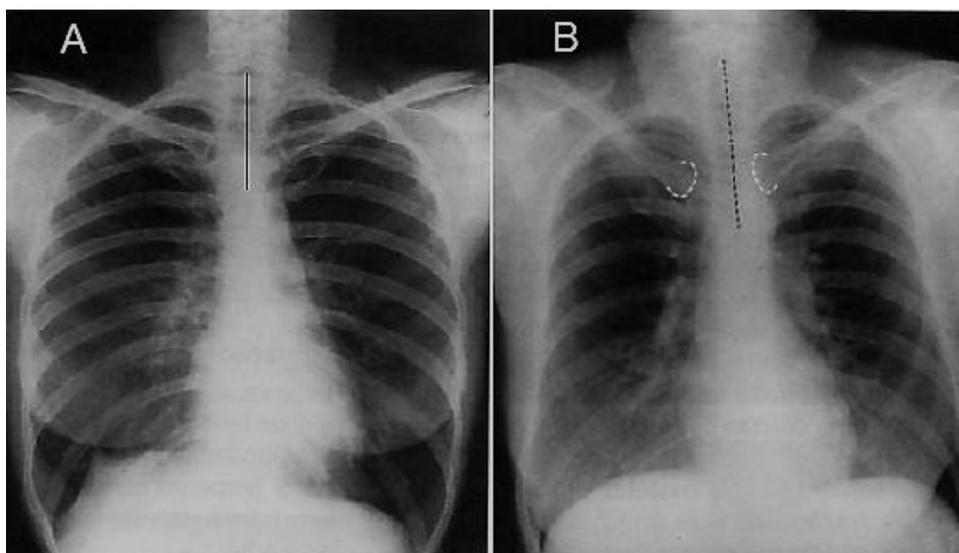
2.5 Parâmetros essenciais para uma boa qualidade da imagem e fatores que podem interferir no tamanho da silhueta cardíaca

Para a adequada determinação do tamanho da área cardíaca se faz necessário que a imagem tenha a melhor qualidade possível e para isso o técnico ou tecnólogo deverá obedecer e aplicar alguns parâmetros essenciais. A começar pelo bom posicionamento, onde o paciente deve ser criteriosamente posicionado de frente para o RI (incidência PA), em pé e com o plano coronal médio do tórax paralelo ao RI, certificando que não haja qualquer grau de rotação, isso evitará uma distorção do tamanho e da forma da silhueta cardíaca (NOVELLINE, 1999b).

Além de um adequado posicionamento a fim de evitar distorções da imagem projetada, é muito importante também que o RC seja mantido sempre centralizado e perpendicular ao tórax e ao RI (BIASOLI, 2006c).

Após ser realizada a radiografia, o profissional responsável deve ser capaz de determinar se a incidência PA obtida ficou verdadeiramente posicionada ou não. Para isso a imagem das extremidades esternais das clavículas direita e esquerda devem estar equidistantes dos processos espinhosos das vértebras torácicas (Figura 30) (JOHNSON, 2010).

Figura 30 - A) Radiografia sem rotação e B) Radiografia com leve rotação.



Fonte: Adaptado de Bontrager e Lampignano (2010).

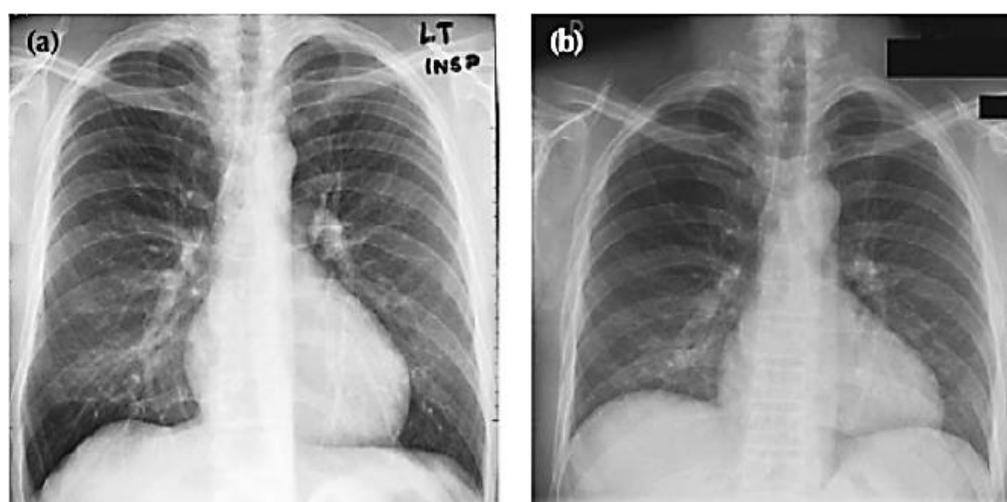
Nem sempre um posicionamento sem rotação poderá ser realizado, pois dependendo da anatomia da caixa torácica do paciente isso se torna quase impossível, um exemplo típico é o paciente que tem escoliose e muitas vezes cifose acentuadas. Essas anormalidades

associadas causam irregularidades na caixa torácica, distorcendo as estruturas e dificultando ou até impedindo que a incidência em PA verdadeira possa ser adquirida (JOHNSON, 2010).

É essencial que o paciente inspire profundamente e prenda a respiração, mais importante ainda é que o profissional seja claro e objetivo na orientação, encorajando o paciente a permanecer imóvel e a seguir seus comandos; só então depois de ter a certeza que tudo foi devidamente realizado é que a exposição deve ser efetuada (BOISSON, 2007). Esse protocolo dever ser seguido à risca, pois um exame mal inspirado (Figura 31) faz com que o diafragma suba e eleve o coração, levando seu ápice para mais perto da lateral do tórax. Além disso, o diâmetro da caixa torácica diminui o que altera ainda mais o cálculo do índice cardiotorácico. A somatória de todas essas condições pode levar ao diagnóstico de uma falsa cardiomegalia e, às vezes também, pacientes que estão com o abdome distendido como no caso de mulheres no final da gestação, pessoas com ascite ou obstrução intestinal podem ter sua área cardíaca alterada (NOVELLINE, 1999a).

Em outros casos, obter uma radiografia em inspiração completa é quase que impossível, pois existem situações que fogem da competência do profissional. São os casos dos idosos que não conseguem inspirar corretamente, pacientes com muita dor ou desacordados e de exames realizados à beira do leito (LACEY; MORLEY; BERMAN, 2010d).

Figura 31 - Radiografia realizada do mesmo paciente com minutos de diferença: (a) com inspiração adequada e (b) com inspiração inadequada.



Fonte: Lacey, Morley e Berman (2010).

Uma forma prática para determinar se o paciente realmente inspirou adequadamente é observando na imagem em qual nível dos arcos costais o diafragma se encontra. Em pacientes

adultos medianos o ideal é que o diafragma esteja pelo menos no nível da décima costela posterior. Isso pode ser conferido iniciando a contagem dos arcos costais posteriores da região do ápice pulmonar em direção ao diafragma (Figura 32) (JOHNSON, 2010).

Tão importante quanto um bom posicionamento do tórax na incidência em PA é também a incidência em perfil, visto que a mesma contribui para esclarecer possíveis dúvidas, confirmando ou excluindo alguma patologia em complemento com a radiografia em PA (LACEY; MORLEY; BERMAN, 2010c).

Figura 32 - Imagem ilustrando a contagem dos arcos costais posteriores.



Fonte: Bontrager e Lampignano (2010).

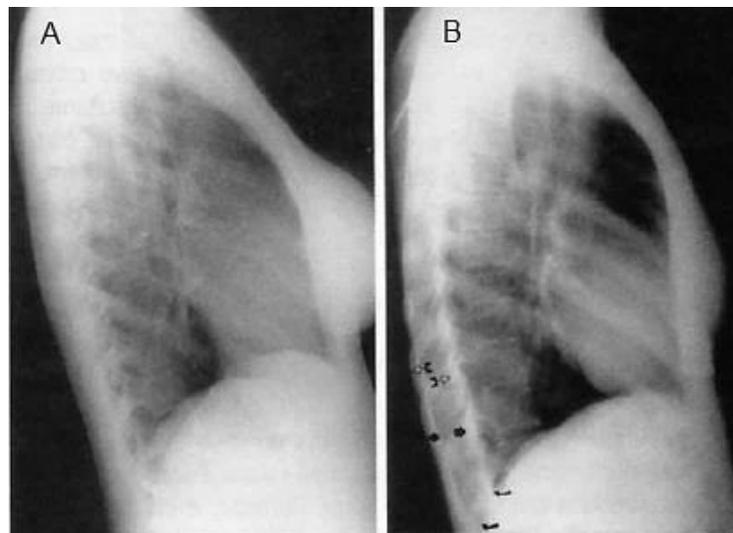
O posicionamento deve ser criterioso e seguir todos os parâmetros já comentados, colocando o paciente em posição ortostática com seus planos sagital médio paralelo e coronal médio perpendicular ao RI, a fim de evitar inclinações laterais e rotações, respectivamente (JOHNSON, 2010).

Um posicionamento excessivamente rodado pode ser facilmente verificado através da separação das costelas posteriores e dos dois ângulos costofrênicos (Figura 33). Em virtude da divergência do feixe de radiação é normal que haja uma leve separação entre os arcos costais posteriores, porém, essa distância não deve ultrapassar 1 cm quando a DFR utilizada for de 180 cm (JOHNSON, 2010).

Ademais, quando não estiver especificada no pedido médico a incidência a ser realizada, o protocolo a ser seguido deverá ser sempre a incidência em perfil esquerdo, pois devido a maior porção do coração estar situada no hemitórax esquerdo a imagem cardíaca projetada será menos ampliada (JOHNSON, 2010).

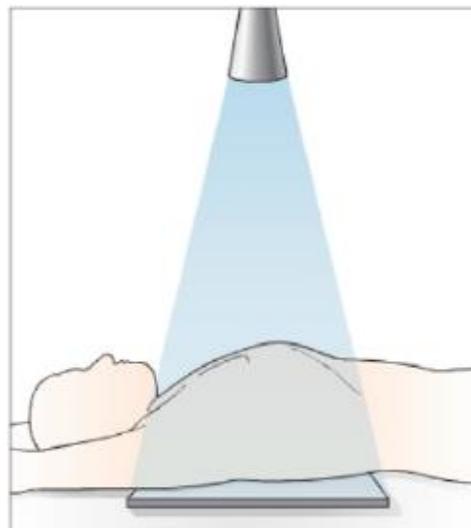
Dependendo da situação do paciente, a incidência em PA torna-se impossível de ser obtida, são os casos dos pacientes gravemente doentes, debilitados ou acamados que se encontram internados. Diante disso, é necessária a utilização de um aparelho móvel para realizar o exame, portanto, a incidência nesses casos é feita em anteroposterior (AP) (Figura 34) (RAVENEL, 2012). Por vezes, até mesmo pacientes que realizam o exame na sala de rotina, mas que também se encontram instáveis, geralmente precisam permanecer sentados e de frente para o aparelho (Figura 35) (LACEY; MORLEY; BERMAN, 2010c).

Figura 33 - A) posicionamento em perfil verdadeiro e B) posicionamento com excesso de rotação.



Fonte: Adaptado de Bontrager e Lampignano (2010).

Figura 34 - Ilustração de um exame realizado no leito.



Fonte: Lacey, Morley e Berman (2010).

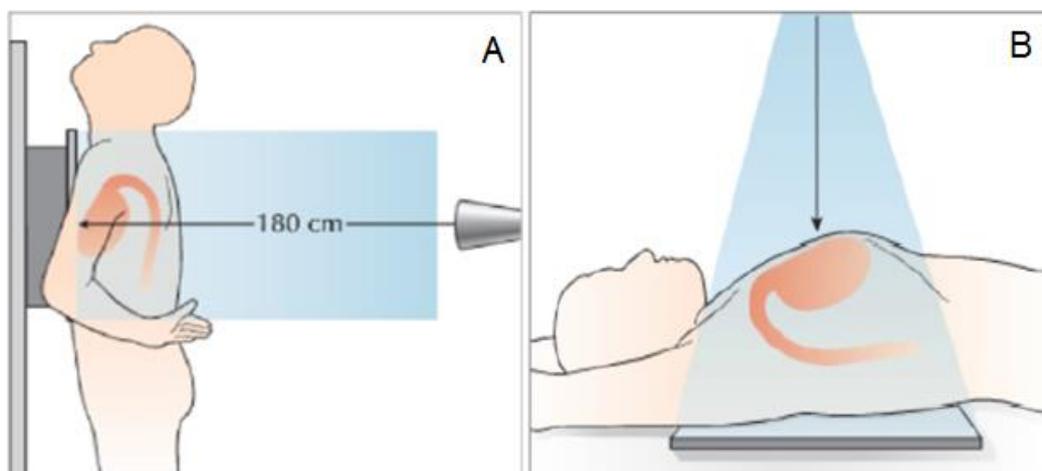
Figura 35 - Ilustração de um exame feito na sala de rotina com o paciente sentado.



Fonte: Lacey, Morley e Berman (2010).

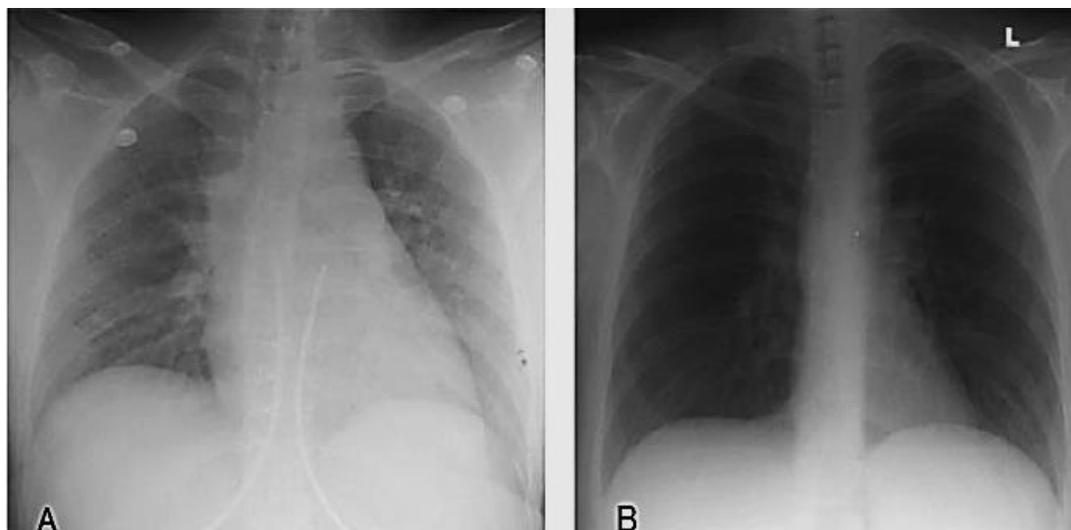
A radiografia realizada em AP não é ideal para se avaliar o tamanho da área cardíaca, pois devido à localização mais anterior do coração, uma DOR relativamente maior é observada quando comparada à incidência PA (Figura 36). Isso inevitavelmente ocasiona um aumento da projeção do coração, simulando uma possível cardiomegalia (Figura 37) (LACEY; MORLEY; BERMAN, 2010d). Pior de tudo, quando associado à incidência AP, é o exame adquirido em posição de decúbito, uma vez que, eleva o diafragma e dificulta a inspiração plena e a utilização do aparelho móvel, que causa maior divergência do feixe de raios X decorrente uma DFR reduzida (geralmente inferior a 180 cm). A soma desses fatores acaba por acentuar ainda mais a silhueta cardíaca (NOVELLINE, 1999c).

Figura 36 – Ilustração mostrando uma DOR mínima do coração na incidência PA (A) e uma DOR acentuada na incidência AP (B).



Fonte: Adaptado de Lacey, Morley e Berman (2010).

Figura 37 – Radiografia realizada no mesmo dia e do mesmo paciente: A) incidência em AP simulando uma cardiomegalia e B) incidência em PA sem aumento aparente da silhueta cardíaca.



Fonte: Adaptado de Chen, Pope e Ott (2012).

Como visto acima, manter uma DFR padrão de pelo menos 180 cm é muito importante para que a divergência do feixe de radiação seja a menor possível e conseqüentemente a projeção da área cardíaca seja minimamente distorcida (BIASOLI, 2006f). Importante também é que o profissional sempre marque na radiografia qual incidência e posição o paciente se encontrava na hora da realização do exame a fim de que o avaliador possa levar em consideração tais fatores (RAVENEL, 2012).

Além disso, a utilização de uma alta kV associada a uma baixa mAs permite que a imagem de todas as estruturas possam ser avaliadas simultaneamente, pois o contraste intrínseco existente entre os diferentes tecidos do tórax é melhor atenuado, e tão importante quanto, é a redução do tempo de exposição que melhora a nitidez da imagem devido ao menor movimento cardíaco (BIASOLI, 2006f).

Um estudo levantado pelos autores Kotsubo, Marchiori e Azevedo (2003) comprova que a utilização de uma técnica com alta kV e uma baixa mAs favorece um aumento da qualidade da imagem com conseqüente redução da dose de radiação para o paciente, quando comparada ao uso de uma baixa kV e alta mAs. Além do mais, permitiu uma menor taxa de repetição dos exames e ainda preservou mais a vida útil do aparelho, diminuindo assim os gastos do serviço de saúde.

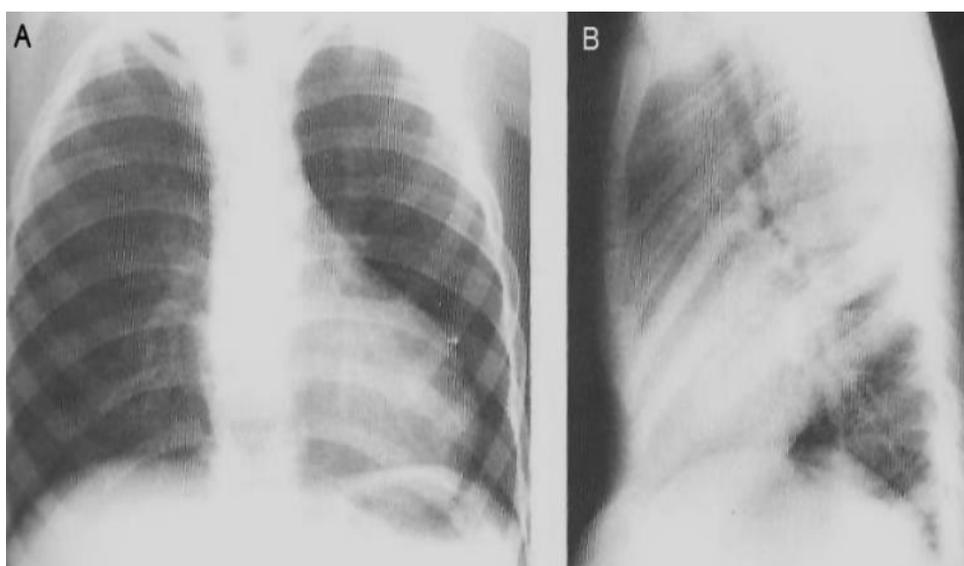
Outro estudo referente às diversas falhas técnicas na obtenção da radiografia de tórax convencional em entidades públicas e privadas mostrou que a superexposição (15%), a

subexposição (23%) e o posicionamento incorreto (27%) foram as protagonistas no quesito repetição de exames, contribuindo para um aumento na dose administrada no paciente. Os autores Silva, Marques e Nascimento (2013) reforçam ainda que, além de um controle de qualidade adequado dos aparelhos, é de fundamental importância que tanto técnico quanto tecnólogo tenham profundo conhecimento e domínio sobre a boa qualidade da imagem para que possam determinar se a imagem está ou não apta a um bom diagnóstico.

Há outros fatores, além dos já vistos, que podem causar distorções na forma e tamanho do coração tornando, muitas vezes, difícil precisar se é ou não alteração do próprio órgão, complicando a medição pelo índice cardiorádico, simulando uma cardiomegalia ou até mesmo mascarando um possível aumento cardíaco (NOVELLINE, 1999a).

Além das pessoas que possuem certa deformidade no tórax, como uma escoliose ou cifose, como já citadas, há também aquelas em que o esterno tem um formato convexo (peito escavado) projetando-se para a região posterior do tórax, comprimindo o coração e provocando seu deslocamento ainda mais para a esquerda. Isso causa uma deformidade no contorno cardíaco visto na imagem em PA, mas que pode ser confirmado através de uma incidência em perfil (Figura 38) (NACIF; OLIVEIRA, 2003).

Figura 38 – A) Coração deslocado mais para a esquerda e B) Perfil mostrando a depressão do coração.



Fonte: Novelline (1999).

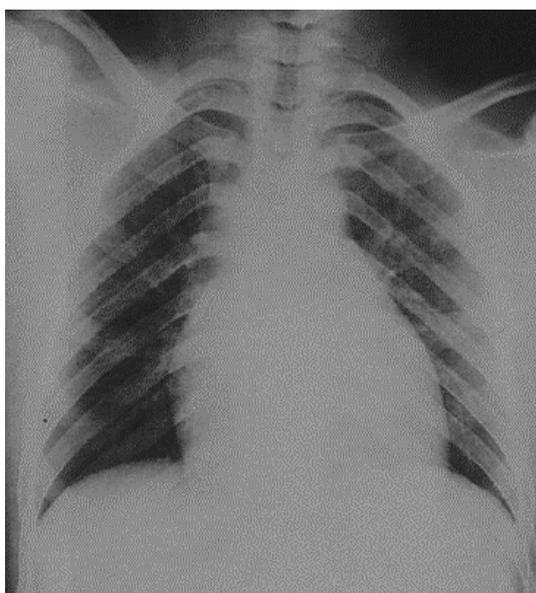
Em recém-nascidos e nas primeiras semanas de vida o tamanho e a forma do coração variam muito, o que torna qualquer avaliação do tamanho cardíaco difícil. O tamanho do

coração em relação ao tórax tende a ser maior em crianças quando comparadas a adultos e o índice cardiotorácico chega a ser de 0,65 ou mais no primeiro ano de vida, variando até 0,5 quando próximo ao quinto ano, permanecendo mais nessa faixa a partir desta idade (CRUMMY; McDERMOTT; BARON, 2014).

Quando for estimar o tamanho cardíaco em crianças o avaliador deverá levar em conta, além da variação do índice cardiotorácico, os mesmos erros que podem acontecer com os adultos como: inspiração incompleta, rotação, a incidência AP, que nesses casos rotineiramente é a realizada e uma série de outros fatores. Fora isso, existe a questão da sobreposição do timo ao coração, o que facilmente pode confundir com uma cardiomegalia (NOVELLINE, 1999a).

Quando se visualiza a silhueta cardíaca, além do coração como um todo, o pericárdio juntamente com seu líquido também é evidenciado. Por isso, quando houver suspeita de um aumento do tamanho da área cardíaca, poderá existir a possibilidade de um derrame pericárdico (CRUMMY; McDERMOTT; BARON, 2014). Mas, normalmente, essa alteração só será notável quando a quantidade de líquido for superior a 250 ml (Figura 39), sendo que o volume considerado normal é de aproximadamente 50 ml (LUNA FILHO; OLIVEIRA FILHO, 1999).

Figura 39 - Radiografia de um paciente com derrame pericárdico acentuado.



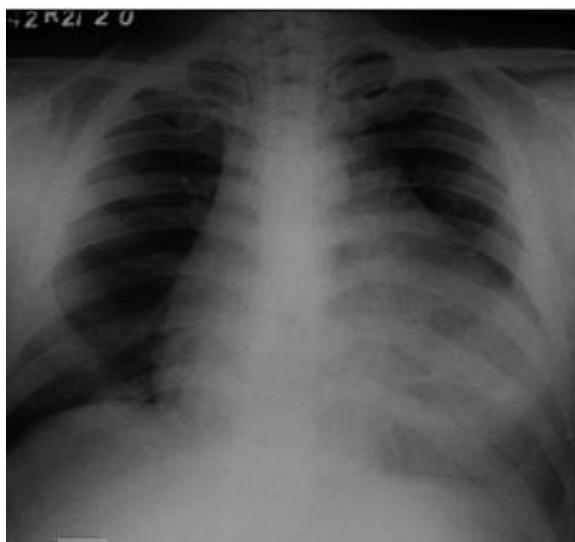
Fonte: Freitas e Nacif (2003).

Nem sempre uma alteração aparente da área cardíaca está necessariamente ligada a alguma patologia do coração. Por vezes, doenças que afetam o mediastino e os pulmões

podem refletir falsas alterações nesse órgão e isso ocorre porque a densidade dessas patologias se assemelha a densidade do coração, mascarando o verdadeiro contorno da silhueta cardíaca e tornando impossível estimar a forma, bem como a existência ou não de aumento cardíaco (NOVELLINE, 1999a). Dois relatos de casos são mostrados a seguir para uma melhor ilustração:

Caso 1: paciente do sexo masculino com 42 anos de idade com dispneia progressiva há dois meses. Deu entrada na unidade de saúde onde foi realizado exame clínico e de sangue que deram todos normais. Submeteram então o paciente a uma radiografia do tórax em PA (Figura 40) que demonstrou possível cardiomegalia (RAO et al., 2009).

Figura 40 - Radiografia simulando um aumento da área cardíaca.

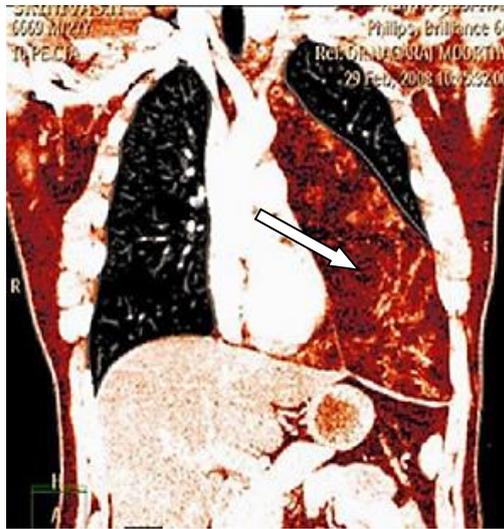


Fonte: Adaptado de Rao et al. (2009).

Em busca do real problema realizaram um ecocardiograma, cujo exame constatou normalidade cardíaca, mas que mostrou uma grande massa anterior no mediastino confirmado após uma tomografia (Figura 41). O paciente foi submetido a uma cirurgia para retirada da massa que pesou 1,750 kg e em seguida feito exame histopatológico que revelou tecido gorduroso e tímico, característicos de um timolipoma (RAO et al., 2009).

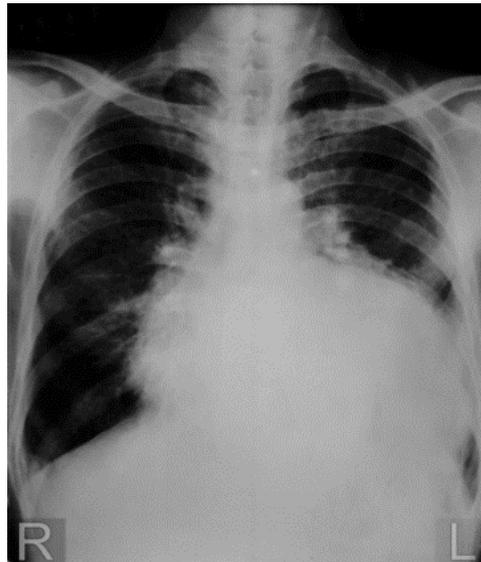
Caso 2: homem com bronquite crônica já conhecida procura o serviço de saúde por causa de uma piora de seu quadro e, decorrente a isso, uma radiografia do tórax (Figura 42) foi realizada como exame inicial. Uma alteração no tamanho da silhueta cardíaca é visualizada e a suspeita é de uma cardiomegalia (REVANNASIDDAIAH et al., 2013).

Figura 41 - Tomografia computadorizada demonstrando enorme massa indicada pela seta.



Fonte: Adaptado de Rao et al. (2009).

Figura 42 - Radiografia com suspeita de cardiomegalia.



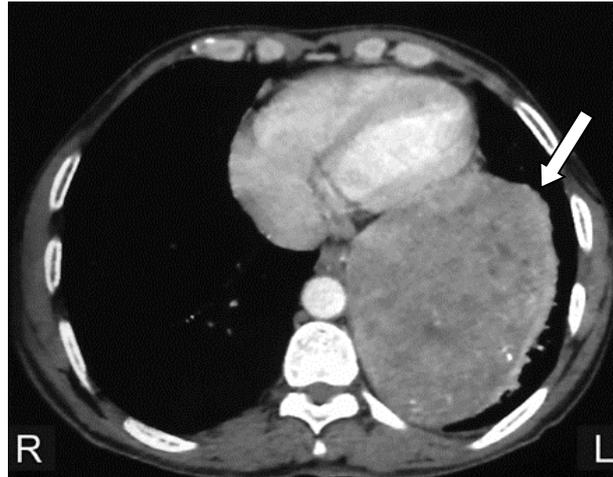
Fonte: Revannasiddaiah et al. (2013).

Mediante as imagens de uma tomografia computadorizada (Figura 43) perceberam que não se tratava de uma cardiomegalia e sim de uma massa sólida localizada posterolateral em hemitórax esquerdo que, através de um exame histopatológico, diagnosticaram como sendo um blastoma pulmonar (REVANNASIDDAIAH et al., 2013).

Quando o mediastino sofre um desvio de sua posição habitual em face de alguma alteração presente dentro da cavidade torácica pode, também, provocar o deslocamento do coração para outras posições, prejudicando a medição de seu tamanho e impossibilitando a

avaliação de sua área. De forma semelhante, porém sem causar nenhum desvio, quando há consolidação pulmonar anterior ou até mesmo um derrame pleural acentuado (Figura 44) também fica impossível tentar estimar qualquer alteração cardíaca (NOVELLINE, 1999a).

Figura 43 – Tomografia computadorizada evidenciando a localização de uma massa em região posterolateral, indicada pela seta.



Fonte: Adaptado de Revannasiddaiah et al. (2013).

Figura 44 - Radiografia demonstrando extenso derrame pleural.



Fonte: Lacey, Morley e Berman (2010).

Pode ser que o coração esteja aumentado de tamanho, mas mesmo assim não possa ser percebido pela radiografia em PA. É o caso, por exemplo, dos pacientes que sofrem com enfisema pulmonar (Figura 45), cuja hiperinsuflação dos pulmões faz com que o coração e outras estruturas mediastinais sejam comprimidos e, dessa forma, altera a silhueta cardíaca dando um aspecto de normalidade ao índice cardiorácico (RAVENEL, 2012).

Figura 45 – Radiografia de uma paciente com enfisema e com aumento do ventrículo direito não identificado.



Fonte: Novelline (1999).

O quadro 1 abaixo traz um resumo dos principais fatores que podem de alguma forma limitar um diagnóstico mais preciso da cardiomegalia.

Quadro 1 - Fatores que interferem no tamanho da área cardíaca.

FATORES LIMITANTES			
TÉCNICOS	ANATÔMICOS	FISIOLOGICO	PATOLÓGICOS
Posicionamento rodado e/ou inclinado	Escoliose	Dispneia	Distensão abdominal
Inclinação e/ou descentralização do RC	Cifose		Derrame pericárdico > 250 ml
DFR < 180 cm	Peito escavado		Timolipoma
Baixa kV e alta mAs	Crianças até 5 anos		Blastoma pulmonar
Má orientação quanto à inspiração e imobilidade			Derrame pleural e consolidações
Incidência em AP			Desvio mediastinal
Identificação incorreta do exame			Enfisema pulmonar

3 CONSIDERAÇÕES FINAIS

Mesmo diante de tantas outras técnicas de imagem existentes, a radiografia simples do tórax continua sendo a mais solicitada, não apenas para avaliar os pulmões, mas também o sistema cardiovascular; caracterizando quase sempre o exame inicial nessa modalidade, em especial para identificar anormalidades no tamanho do coração. Por vezes pode não servir para um diagnóstico definitivo, porém, na maioria dos casos, servirá como um guia para a realização de exames complementares.

Frente a isso é que o profissional responsável pela aquisição da imagem tem de estar preparado, primando sempre por um exame com padrões ideais de boa qualidade, evitando que possíveis erros técnicos venham, isoladamente, ou somados a outros fatores, prejudicar o potencial diagnóstico da radiografia de tórax. Além do mais, deve ser capaz de discernir se a imagem está ou não apta a um bom diagnóstico, devendo, antes de encaminhá-la ao médico avaliador, refazê-la, se necessário.

Espera-se também que o médico avaliador tenha conhecimento e experiência para unir o potencial valor diagnóstico que a radiografia fornece ao exame clínico, a fim de que possa chegar a um resultado real ou mais perto disso possível, indicando ao paciente um adequado tratamento ou uma melhor sequência de investigação.

É evidente que a soma positiva desses fatores envolvidos trazem benefícios à unidade de saúde e à população assistida, uma vez que, através de profissionais devidamente capacitados, os custos com a prestação de serviços do setor de radiodiagnóstico podem ser reduzidos. Melhor ainda é para o paciente, foco central, que diante de um exame com um padrão de qualidade aceitável, terá a possibilidade de um diagnóstico mais preciso e confiável, podendo isso refletir em sua qualidade de vida futura.

REFERÊNCIAS

- BIASOLI JUNIOR, A. M. Sistema emissor de raios X. In: _____. **Técnicas Radiográficas**. Rio de Janeiro: Rubio, 2006a. cap. 3, p. 11-15.
- BIASOLI JUNIOR, A. M. Formação dos raios X. In: _____. **Técnicas Radiográficas**. Rio de Janeiro: Rubio, 2006b. cap. 4, p. 17-22.
- BIASOLI JUNIOR, A. M. Formação da imagem radiográfica. In: _____. **Técnicas Radiográficas**. Rio de Janeiro: Rubio, 2006c. cap. 5, p. 23-33.
- BIASOLI JUNIOR, A. M. Documentação da imagem radiográfica. In: _____. **Técnicas Radiográficas**. Rio de Janeiro: Rubio, 2006d. cap. 6, p. 35-50.
- BIASOLI JUNIOR, A. M. Exame radiográfico. In: _____. **Técnicas Radiográficas**. Rio de Janeiro: Rubio, 2006e. cap. 10, p. 89-109.
- BIASOLI JUNIOR, A. M. Tórax. In: _____. **Técnicas Radiográficas**. Rio de Janeiro: Rubio, 2006f. cap. 16, p. 387-399.
- BOISSON, L. F. Tórax. In: _____. **Técnica radiológica médica: básica e avançada**. São Paulo: Atheneu, 2007. cap. 7, p. 421-452.
- BONTRAGER, K. L.; LAMPIGNANO, J. P. Tratado de posicionamento radiográfico e anatomia associada. 7. ed. Rio de Janeiro: Elsevier, 2010. 841p.
- BUSHONG, S. C. O tubo de raios X. In: _____. **Ciência radiológica para tecnólogos: física, biologia e proteção**. 9. ed. Rio de Janeiro: Elsevier, 2010a. cap. 7, p. 120-137.
- BUSHONG, S. C. Produção de raios X. In: _____. **Ciência radiológica para tecnólogos: física, biologia e proteção**. 9. ed. Rio de Janeiro: Elsevier, 2010b. cap. 8, p. 138-151.
- BUSHONG, S. C. Interação dos raios X com a matéria. In: _____. **Ciência radiológica para tecnólogos: física, biologia e proteção**. 9. ed. Rio de Janeiro: Elsevier, 2010c. cap. 10, p. 164-179.
- BUSHONG, S. C. Filme radiográfico. In: _____. **Ciência radiológica para tecnólogos: física, biologia e proteção**. 9. ed. Rio de Janeiro: Elsevier, 2010d. cap. 11, p. 182-193.
- BUSHONG, S. C. Radiografia computadorizada. In: _____. **Ciência radiológica para tecnólogos: física, biologia e proteção**. 9. ed. Rio de Janeiro: Elsevier, 2010e. cap. 25, p. 416-429.
- BUSHONG, S. C. Qualidade da imagem. In: _____. **Ciência radiológica para tecnólogos: física, biologia e proteção**. 9. ed. Rio de Janeiro: Elsevier, 2010f. cap. 16, p. 274-299.
- BUSHONG, S. C. Controle da radiação espalhada. In: _____. **Ciência radiológica para tecnólogos: física, biologia e proteção**. 9. ed. Rio de Janeiro: Elsevier, 2010g. cap. 14, p. 224-245.

- BUSHONG, S. C. Técnica radiográfica. In: _____. **Ciência radiológica para tecnólogos: física, biologia e proteção**. 9. ed. Rio de Janeiro: Elsevier, 2010h. cap. 15, p. 246-273.
- CARRIERI, F. C. D. Radiografia digital. In: NOBREGA, A. I. (Org.). et al. **Tecnologia radiológica e diagnóstico por imagem**. 5. ed. São Caetano do Sul, SP: Difusão Editora, v. 2, 2012. cap. 12, p. 247-298.
- CHEN, M. Y. M.; POPE, T. L.; OTT, D. J. **Radiologia básica**. 2. ed. Porto Alegre: AMGH, 2012. 416p.
- CHEN, M. Y. M.; WHITLOW, C. T. Escopo da imagem diagnóstica. In: CHEN, M. Y. M.; POPE, T. L.; OTT, D. J. **Radiologia básica**. 2. ed. Porto Alegre: AMGH, 2012. cap. 1, p. 1-16.
- COSTA, D. H. Processamento de filmes e acessórios radiológicos. In: COSTA, D. H. (Org.) et al. **Radiologia médica: física, processamento de filmes, técnicas radiológicas e tomografia computadorizada**. São Paulo: Martinari, 2007. cap. 2, p. 39-76.
- CRUMMY, A. B.; McDERMOTT, J. C; BARON, M. G. O sistema cardiovascular. In: JUHL J. H.; CRUMMY A. B.; KUHLMAN J. E. **Paul & Juhl interpretação radiológica**. 7. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2014. cap. 35, p. 1015-1071.
- DANGELO, J. G.; FATTINI, C. A. Tórax. In: _____. **Anatomia humana sistêmica e segmentar**. 3. ed. São Paulo: Editora Atheneu, 2011a. cap. 21, p. 541-596.
- DANGELO, J. G.; FATTINI, C. A. Sistema circulatório. In: _____. **Anatomia humana sistêmica e segmentar**. 3. ed. São Paulo: Editora Atheneu, 2011b. cap. 8, p. 125-143.
- DAROS, K. A. C. Qualidade da imagem radiográfica. In: NOBREGA, A. I. (Org.). et al. **Tecnologia radiológica e diagnóstico por imagem**. 5. ed. São Caetano do Sul, SP: Difusão Editora, v. 2, 2012. cap. 9, p. 197-204.
- DIMENSTEIN, R.; GHILARDI NETTO, T. Bases tecnológicas dos raios X. In: _____. **Bases físicas e tecnológicas aplicadas aos raios X**. 2. ed. São Paulo: Senac, 2002a. cap. 1, p. 17-45.
- DIMENSTEIN, R.; GHILARDI NETTO, T. Bases físicas dos raios X. In: _____. **Bases físicas e tecnológicas aplicadas aos raios X**. 2. ed. São Paulo: Senac, 2002b. cap. 2, p. 47-79.
- DIXON, R. L.; WHITLOW, C. T. A base física da imagem diagnóstica. In: CHEN, M. Y. M.; POPE, T. L.; OTT, D. J. **Radiologia básica**. 2. ed. Porto Alegre: AMGH, 2012. cap. 2, p. 17-26.
- FREITAS, L. O.; NACIF, M. S. Cardiovascular 1. In: _____. **Radiologia prática para os estudantes de medicina**. Rio de Janeiro: Revinter, 2003. cap. 9, p. 119-134.
- GARCIA, E. A. C. Física dos raios X e técnicas radiográficas. In: _____. **Biofísica**. São Paulo: Sarvier, 2002. cap. 16, p. 275-295.

GARDNER, E.; GRAY, D. J.; O'RAHILLY, R. O tórax: introdução. In: _____.
Anatomia: estudo regional do corpo humano. 4. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2013a. p. 253-261.

GARDNER, E.; GRAY, D. J.; O'RAHILLY, R. Coração e pericárdio. In: _____.
Anatomia: estudo regional do corpo humano. 4. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2013b. cap. 30, p. 298-317.

JOHNSON, N. Tórax. In: BONTRAGER, K. L.; LAMPIGNANO, J. P. **Tratado de posicionamento radiográfico e anatomia associada.** 7. ed. Rio de Janeiro: Elsevier, 2010. cap. 3, p. 69-101.

JUHL, J. H.; KUHLMAN, J. E. Métodos de exame, técnicas e anatomia do tórax. In: JUHL J. H.; CRUMMY A. B.; KUHLMAN J. E. **Paul & Juhl interpretação radiológica.** 7. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2014. cap. 22, p. 663-692.

KOTSUBO, M. T. K.; MARCHIORI, E.; AZEVEDO, A. C. P. Estudo dosimétrico de radiografias de tórax com o emprego de técnicas de alta quilovoltagem. **Radiologia Brasileira.** São Paulo, v. 36, n. 3, p. 163-167, maio/jun. 2003. Disponível em: <http://www.rb.org.br/detalhe_artigo.asp?id=1667>. Acesso em: 09 maio 2016.

LACEY, E.; MORLEY, S.; BERMAN, L. In: _____. **Radiografia do tórax:** um guia prático. Rio de Janeiro: Elsevier, 2010a. 376p.

LACEY, E.; MORLEY, S.; BERMAN, L. Doenças cardíacas. In: _____. **Radiografia do tórax:** um guia prático. Rio de Janeiro: Elsevier, 2010b. cap. 11, p. 148-163.

LACEY, E.; MORLEY, S.; BERMAN, L. A radiografia do tórax em perfil. In: _____. **Radiografia do tórax:** um guia prático. Rio de Janeiro: Elsevier, 2010c. cap. 2, p. 14-31.

LACEY, E.; MORLEY, S.; BERMAN, L. Radiografia do tórax: os conceitos básicos. In: _____. **Radiografia do tórax:** um guia prático. Rio de Janeiro: Elsevier, 2010d. cap. 1, p. 3-13.

LUCAS, J. C. B. Física. In: COSTA, D. H. (Org.) et al. **Radiologia médica:** física, processamento de filmes, técnicas radiológicas e tomografia computadorizada. São Paulo: Martinari, 2007. cap. 1, p. 19-36.

LUNA FILHO, B.; OLIVEIRA FILHO, J. A. Pericardites. In: FERREIRA, C.; PÓVOA, R. **Cardiologia para o clínico geral.** Rio de Janeiro: Atheneu, 1999. cap. 18, p. 385-394.

MACHADO, O. Formação da imagem das principais modalidades da radiologia. In: CRISTOVAM, A. C. M.; MACHADO, O. **Manual de física e proteção radiológica.** Rio de Janeiro: Editora Senac Rio de Janeiro, 2013. cap.5, p. 177-222.

MARTINS, F. R.; ROCCA, F. F. D. Física radiológica. In: NOBREGA, A. I. (Org.) et al. **Tecnologia radiológica e diagnóstico por imagem.** 5. ed. São Caetano do Sul, SP: Difusão Editora, v. 2, 2012. cap. 4, p. 79-106.

McMANUS, B. M.; ALLARD, M. F.; YANAGAWA, B. Distúrbios hemodinâmicos. In: RUBIN, E. (Ed.). et al. **Rubin patologia: bases clinicopatológicas da medicina**. 4. ed. Rio de Janeiro: Guanabra Koogan, 2013. cap. 7, p. 289-318.

MELLO JUNIOR, C. F. Princípios técnicos e nomenclatura radiológica. In: _____. **Radiologia básica**. Rio de Janeiro: Revinter, 2010. cap. 1, p. 1-13.

MITCHELL, R. N. Coração. In: KUMAR, V.; ABBAS, A. K.; ASTER, J. C. **Robbins patologia básica**. 9. ed. Rio de Janeiro: Elsevier, 2013. cap. 10, p. 365-406.

MOURÃO FILHO, A. P. Equipamentos e acessórios em diagnóstico por imagem. In: NOBREGA, A. I. (Org.). et al. **Tecnologia radiológica e diagnóstico por imagem**. 5. ed. São Caetano do Sul, SP: Difusão Editora, v. 2, 2012. cap. 7, p. 141-178.

MOURÃO, A. P.; OLIVEIRA, F. A. Exames de raios X. In: _____. **Fundamentos de radiologia e imagem**. São Caetano do Sul: Difusão, 2009. cap. 2, p. 69-106.

MURPHY, C.; POPOVITCH, J. Qualidade de imagem, tecnologia digital e proteção radiológica. In: BONTRAGER, K. L.; LAMPIGNANO, J. P. **Tratado de posicionamento radiográfico e anatomia associada**. 7. ed. Rio de Janeiro: Elsevier, 2010. cap. 2, p. 35-68.

NACIF, M. S.; FREITAS, L. O.; PINTO, R. L. Introdução à radiologia. In: FREITAS, L. O.; NACIF, M. S. **Radiologia prática para os estudantes de medicina**. Rio de Janeiro: Revinter, 2003. cap. 1, p. 3-10.

NACIF, M. S.; FREITAS, L. O. Anatomia do tórax e variações anatômicas. In: FREITAS, L. O.; NACIF, M. S. **Radiologia prática para os estudantes de medicina**. Rio de Janeiro: Revinter, 2003. cap. 3, p. 23-34.

NOBREGA, A. I. Introdução às técnicas radiológicas. In: NOBREGA, A. I. (Org.). et al. **Tecnologia radiológica e diagnóstico por imagem**. 5. ed. São Caetano do Sul, SP: Difusão Editora, v. 3, 2012. cap. 1, p. 19-35.

NOVELLINE. R. A. O coração. In: _____. **Fundamentos de radiologia de Squire**. 5. ed. Porto Alegre: Artmed, 1999a. cap. 10, p. 174-209.

NOVELLINE. R. A. Como estufar o tórax. In: _____. **Fundamentos de radiologia de Squire**. 5. ed. Porto Alegre: Artmed, 1999b. cap. 4, p. 80-91.

NOVELLINE. R. A. As técnicas de imagem. In: _____. **Fundamentos de radiologia de Squire**. 5. ed. Porto Alegre: Artmed, 1999c. cap. 2, p. 12-41.

OKUNO, E.; YOSHIMURA, E. M. Raios X. In: _____. **Física das radiações**. São Paulo: Oficina de textos, 2010. cap. 2, p.33-52.

OTRE, M. F. Técnicas radiológicas do tórax e do abdome. In: NOBREGA, A. I. (Org.). et al. **Tecnologia radiológica e diagnóstico por imagem**. 5. ed. São Caetano do Sul, SP: Difusão Editora, v. 3, 2012. cap. 3, p. 65-77.

RAO, P. S. M. et al. Giant mediastinal thymolipoma simulating cardiomegaly. **Journal of Cardiology**. [s.l.], v. 54, n. 2, p. 326-329, oct. 2009. Disponível em: <[http://www.journal-of-cardiology.com/article/S0914-5087\(09\)00009-4/fulltext](http://www.journal-of-cardiology.com/article/S0914-5087(09)00009-4/fulltext)>. Acesso em: 16 maio 2016.

RAVENEL, J. G. Imagem do coração e grandes vasos. In: CHEN, M. Y. M.; POPE, T. L.; OTT, D. J. **Radiologia básica**. 2. ed. Porto Alegre: AMGH, 2012. cap. 3, p. 27-69.

REVANNASIDDIAIAH, S. et al. Radiographic illusion of cardiomegaly resulting from a pulmonary blastoma in a patient imaged for evaluation of chronic bronchitis. **BMJ Case Reports**. [s.l.], 2013. Disponível em: <<http://casereports.bmj.com/content/2013/bcr-2013-010179.full>>. Acesso em: 16 maio 2016.

RIBEIRO, S. M. Acurácia da radiografia de tórax associada a eletrocardiograma no diagnóstico de hipertrofia em hipertensos. **Sociedade Brasileira de Cardiologia**. [s.l.], v. 99, n. 3, p. 825-833, set. 2012. Disponível em: <<http://www.arquivosonline.com.br/2016/edicoesanteriores.asp>>. Acesso em: 30 abr. 2016.

SAFFITZ, J. E. O coração. In: RUBIN, E. (Ed.). et al. **Rubin patologia: bases clinicopatológicas da medicina**. 4. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2013. cap. 11, p. 535-593.

SCAFF, L. A. M. Raios X de quilovoltagem. In: _____. **Física da radioterapia**. São Paulo: Sarvier, 1997. cap. 2, p. 19-32.

SCAFF, L. A. M. Raios X. In: _____. **Bases físicas da radiologia: diagnóstico e terapia**. São Paulo: Sarvier, 1979. cap. 2, p. 21-44.

SCHOEN, F. J. O coração. In: COTRAN, R. S.; KUMAR, V.; COLLINS, T. **Robbins patologia: estrutural e funcional**. 6. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2000. cap. 13, p. 486-539.

SILVA, W. C.; MARQUES, M. A.; NASCIMENTO, A. V. Estudo comparativo para avaliação das falhas técnicas em radiografias convencionais de tórax. **Radiologia Brasileira**. São Paulo, v. 46, n. 1, p. 39-42, jan/fev. 2013. Disponível em: <http://www.rb.org.br/edicao_atual.asp?ed=82>. Acesso em: 20 set. 2015.

SOCIEDADE BRASILEIRA DE CARDIOLOGIA. **Cardiômetro**. 2016. Disponível em: <<http://www.cardiometro.com.br/>>. Acesso em: 26 de mar. 2016.

SPENCE, A. P. Sistema circulatório: o coração. In: _____. **Anatomia humana básica**. 2. ed. São Paulo: Manole Ltda, 1991. cap. 10, p. 289-307.

TILLY JUNIOR, J. G. Unidade básica de raios X. In: _____. **Física radiológica**. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2010a. cap. 13, p. 79-112.

TILLY JUNIOR, J. G. Imagem radiográfica. In: _____. **Física radiológica**. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2010b. cap. 11, p. 53-62.

TILLY JUNIOR, J. G. Receptores de imagem. In: _____. **Física radiológica**. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2010c. cap. 14, p. 113-123.

WHITLEY, A. S. et al. Princípios básicos de radiografia e tecnologia digital. In: _____. **Clark: posicionamento radiográfico**. 12. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2007. cap. 1, p. 1-36.