



PRÓ-REITORIA ACADÊMICA
ÁREA DE CIÊNCIAS TECNOLÓGICAS
Curso de Tecnologia em Radiologia

Edinéia de Castro Kontze

**FATORES QUE IMPACTAM NA ROTINA DE EXAMES RADIOLÓGICOS POR
OCASIÃO DA SUBSTITUIÇÃO DA TECNOLOGIA DE DETECÇÃO DAS
IMAGENS**

Santa Maria, RS

2021

EDINÉIA DE CASTRO KONTZE

**FATORES QUE IMPACTAM NA ROTINA DE EXAMES RADIOLÓGICOS POR
OCASIÃO DA SUBSTITUIÇÃO DA TECNOLOGIA DE DETECÇÃO DAS
IMAGENS**

Trabalho Final de Graduação I apresentado ao
Curso de Radiologia da Universidade
Franciscana de Santa Maria como requisito
parcial para avaliação na disciplina de TFG I

Orientador(a): Prof. Me. VALNIR DE PAULA

Santa Maria, RS

2021

LISTA DE SIGLAS E ABREVIATURAS

A-SE – SILÍCIO AMORFO
DCA – DISPOSITIVO DE CARGA ACOPLADA
DO – DENSIDADE ÓPTICA
EU – EURÓPIO
FD – FOTODIÓDOS
FFE – FÓSFORO FOTOESTIMULÁVEL
H&D – HUNTER & DRIFFIELD
H&H – ART HAUS E ED HENDRICK
HeNe – HÉLIO-NEÔNIO
KVp – PEAK KILOVOLTAGE – TENSÃO DE PICO
LER – LOGARÍTMO DA EXPOSIÇÃO RELATIVA
LFE – LUMINESCÊNCIA FOTOESTIMULÁVEL
mAs – MILIAMPÈRE-SEGUNDO
MG – MINAS GERAIS
PAF – PLACA DE ARMAZENAMENTO EM FÓSFORO
PI – PLACA DE IMAGEM
RC – RADIOGRAFIA COMPUTADORIZADA
RD – RADIOGRAFIA DIGITAL
RD – RADIOGRAFIA DIRETA
RI – RADIOGRAFIA DIGITAL INDIRETA
RPV – RADIOGRAFIA DE PROJEÇÃO POR VARREDURA
TFF – TRANSISTOR DE FILME FINO
TFM – TUBOS FOTOMULTIPLICADORES

SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO	4
1.1 JUSTIFICATIVA.....	4
1.2 OBJETIVOS.....	4
1.2.1 Objetivo Geral	4
1.2.2 Objetivos Específicos.....	5
2. FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA.....	5
2.1 RADIOGRAFIA CONVENCIONAL.....	5
2.1.1 Características técnicas da radiografia convencional.....	6
2.2 RADIOGRAFIA COMPUTADORIZADA.....	10
2.2.1 Características técnicas da radiografia computadorizada	11
2.3 RADIOGRAFIA DIGITAL	16
2.3.1 Características técnicas da radiografia digital direta	16
2.4 FATORES DE QUALIDADE DE IMAGEM.	17
2.4.1 Densidade Óptica, Ruído Quântico e Radiação Espalhada.....	17
3. METODOLOGIA.....	19
4. RESULTADOS PRELIMINARES	19
5. CRONOGRAMA DE ATIVIDADES	20
6. REFERÊNCIAS.....	20

1. INTRODUÇÃO

O diagnóstico de doenças através de imagens iniciou em 1895, quando o físico alemão Wilhem Roentgen descobriu os raios X. Através deste método, as estruturas do corpo são projetadas em um detector de imagens, após terem sido atravessadas por um feixe de radiação. Somente nas últimas décadas foram surgindo outros métodos de diagnóstico por imagem, como a ultrassonografia, a tomografia computadorizada e a ressonância magnética.

A radiologia convencional, como é chamada a técnica de projeção, ainda possui lugar de destaque entre os outros métodos. Entretanto, nestes 126 anos de existência, tanto os equipamentos de raios X quanto os detectores de imagem tiveram grandes saltos de evolução tecnológica, resultando em imagens de melhor qualidade e alterando a quantidade de radiação necessária para a realização dos exames.

Assim, a primeira tecnologia, conhecida como Radiografia Convencional ou analógica, utiliza um sistema de tela e filme para a detecção dos raios X e geração da imagem radiológica. Após surgiu a Radiografia Computadorizada, que utiliza placas de imagem (*image plates*) para a detecção, passando por um processo de digitalização da imagem, permitindo o arquivamento e distribuição das imagens por rede. Mais recentemente surgiu a tecnologia de Radiografia Digital Direta que utiliza uma placa eletrônica que converte diretamente o feixe de radiação transmitida pelo paciente em imagem digital.

Nesse contexto, observa-se que esses progressos tecnológicos, principalmente quando se substitui o sistema de detecção, resultam na alteração de fatores de protocolo de exames, como na quantidade de radiação necessária para a sua realização, como em tamanho de detectores, posicionamento do paciente, entre outros.

1.1 JUSTIFICATIVA

A escolha do tema justifica-se pela necessidade de evidenciar a adequação dos processos técnicos de aquisição das imagens radiológicas à tecnologia utilizada, já que além de outros fatores, a otimização das doses de radiação utilizadas estão diretamente relacionadas com o tipo de detector utilizado.

1.2 OBJETIVOS

1.2.1 Objetivo Geral

Demonstrar os fatores que impactam na conduta de execução de exames radiológicos por ocasião da substituição da tecnologia de detecção.

1.2.2 Objetivos Específicos

- Descrever os sistemas de detecção existentes para a realização de exames radiológicos;
- Descrever características técnicas específicas de cada sistema de detecção;
- Determinar procedimentos de trabalho e fatores que são influenciados pelo tipo de sistema de detecção.

2. FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

2.1 RADIOGRAFIA CONVENCIONAL

O método de diagnóstico através de imagem radiológica iniciou em 1895, com a descoberta dos raios X pelo físico alemão Wilhem Conrad Roentgen, em estudos relacionados aos fenômenos de luminescência em tubos de raios catódicos. Após diversas experiências, o físico conseguiu revelar a estrutura óssea da mão de sua esposa Anna Bertha Ludwing Rontgen como primeira imagem radiográfica. Nisso, “os raios-x são obtidos através de energia eletromagnética de ondas curtas ,que por serem ondas curtas são capazes de atravessar objetos poucos densos e serem absorvidos por objetos de densidades mais altas.” (CASTILHO; LOPRETO, 2015).

Assim, em 1896 foi divulgada a primeira radiografia em público da mão do anatomista Albert Von Kolliker. Em vista disso, os raios foram denominados de “raios Rontgen” não só para homenagear o descobridor, mas também por ter explicado e descrito os novos raios e suas propriedades. Nesse mesmo ano, o físico efetuou uma radiografia de um braço fraturado e encaminhou ao British Medical Journal a fim de provar o poder do diagnóstico descoberto e por isso, Rontgen ganhou o prêmio Nobel de física em 1901 (CASTILHO; LOPRETO, 2015).

Já no Brasil, em 1897 chegou o primeiro aparelho de raios-x através do médico Jose Carlos Ferreira Pires e levado para a cidade de Formiga – MG. Este aparelho foi fabricado com a supervisão de Rontgen, no qual foi utilizado motor a gasolina para funcionar como gerador e assim, funcionar o aparelho, considerando que não havia energia elétrica na referida cidade. Logo, em 1989 Pires realizou a primeira radiografia de uma mão de um corpo estranho e “com o passar do tempo os aparelhos foram evoluindo, tornando muito mais rápidas as aquisições de imagens do que nas décadas de 70 e 80, assim evitando repetições de exames e doses exageradas

de radiação” (CASTILHO; LOPRETO, 2015).

2.1.1 Características técnicas da radiografia convencional

Ao sair do tubo de raios X, o feixe de radiação atravessa a estrutura do paciente e sensibiliza os Cristais de Prata do filme, no qual está posicionado após a estrutura. O filme sensibilizado é então submetido a um processamento químico, que consiste nas etapas de revelação com solução básica, fixação com solução ácida, lavagem com água para remover o excesso de químicos e enfim, a secagem” (ALBUQUERQUE, 2016). A Figura 1 a seguir apresenta as etapas da formação da Imagem:

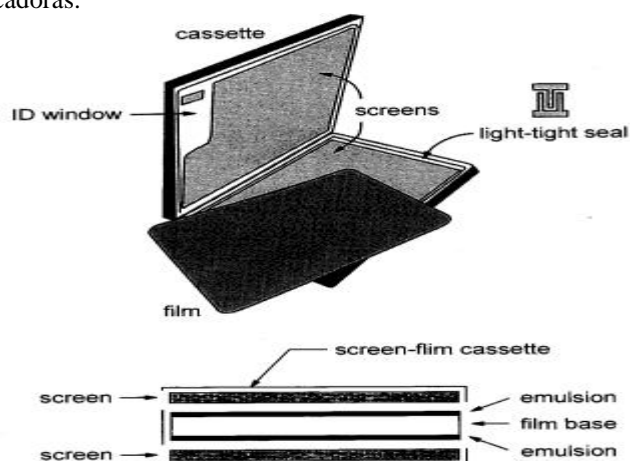
Figura 1- Etapas de Formação da Imagem.



Fonte: ALBUQUERQUE, 2016.

Desse modo, a revelação de um filme convencional abrange um processo demorado, pois engloba fixação, lavagem e secagem do filme. Quanto a manipulação da imagem, há somente a “possibilidade de aumentar ou diminuir a intensidade do negatoscópio e a utilização de lupas e réguas milimetradas para laudar as radiografias.” (OLIVEIRA, 2007). Outra questão é que na radiografia convencional, a interação dos raios é efetivada através da tela intensificadora, este é um cintilador que emite luz (BUSHONG, 2010). Assim, a Figura 2 representa a ilustração de uma tela intensificadora ou ecrans:

Figura 2 – Telas Intensificadoras.



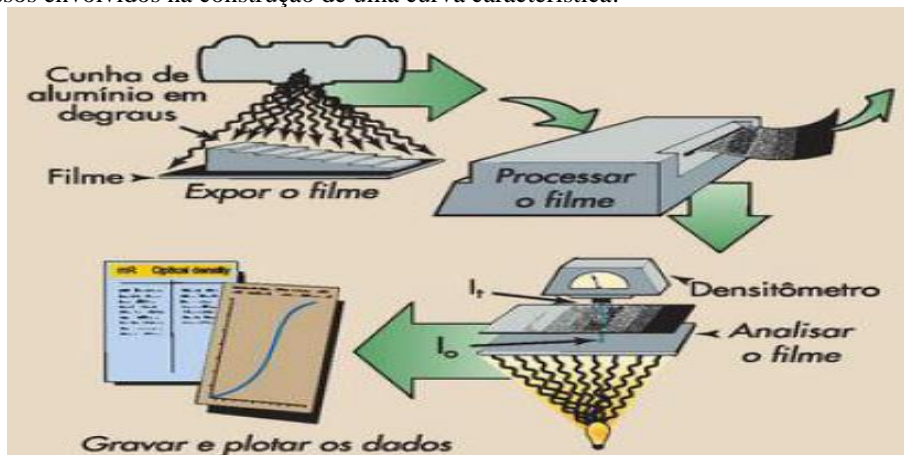
Fonte: BUSHBERG, 2012.

Logo, quanto ao filme de raios X processado que foi exposto, este apresenta coloração opaca enquanto que um filme exposto de maneira adequada apresenta várias tonalidades de cinza. No entanto, quando o filme é exposto intensamente, este se apresenta totalmente escuro. Assim, para uma manutenção adequada de controle da qualidade da imagem se estuda a sensitometria, que é o estudo da relação entre a intensidade da exposição do filme e o enegrecimento após o processamento. Com isso, a exposição do filme e a porcentagem de luz transmitida pelo filme processado são as principais medidas da sensitometria (BUSHONG, 2010).

Essas medidas descrevem a relação entre a DO (densidade óptica) e a exposição à radiação. Para Albuquerque (2016) a “Densidade Óptica (DO) é o grau de enegrecimento da radiografia e esta presente desde a cor preta até o branco. A superexposição ou a subexposição da imagem podem resultar em uma radiografia de péssima qualidade”. Já a relação entre a DO e a exposição à radiação é denominada de curva característica e isto atrelado a níveis de exposição altos e baixos, pequenas variações na DO são resultantes de grandes variações na exposição (BUSHONG, 2010).

Assim, pé e ombro da curva são porções características da curva. Contudo, considerando um nível de exposição intermediário, grandes mudanças na DO são resultantes de pequena alteração na exposição. Logo, a parte linear, como é chamada essa região é onde a radiografia exposta aparece. Nesse sentido, para construir uma curva característica, se torna necessário ter dois componentes como uma cunha óptica em degraus e um densitômetro, que mede a DO (BUSHONG, 2010). Com isso, a Figura 3 a seguir apresenta os passos envolvidos na construção de uma curva característica:

Figura 3 - Passos envolvidos na construção de uma curva característica.



Fonte: BUSHONG, 2010.

A figura 3 apresenta uma cunha em degraus de alumínio, também denominado de penetrômetro, no qual é utilizado como alternativa ao sensitômetro. Importante destacar também que em ampla faixa de exposições, o filme radiográfico é sensível. Assim, “a exposição absoluta não é de interesse, mas sim a variação na DO em cada intervalo de exposição. Logo, o logaritmo da exposição relativa (LER) é utilizado como escala do eixo x.” e “a escala LER é usualmente apresentada em incrementos de 0,3 porque o log 2, equivalente ao dobro da exposição, é igual a 0,3. O dobro da exposição pode ser atingido com o dobro do mAs” (BUSHONG, 2010).

Em relação a DO, esta “tem um valor numérico preciso, que pode ser calculado caso o nível da luz incidente em um filme processado (I_0) e o nível da luz transmitida através do filme (I_t) sejam conhecidos.” (BUSHONG, 2010). Segue fórmula da DO:

$$DO = \log_{10} I_0/I_t$$

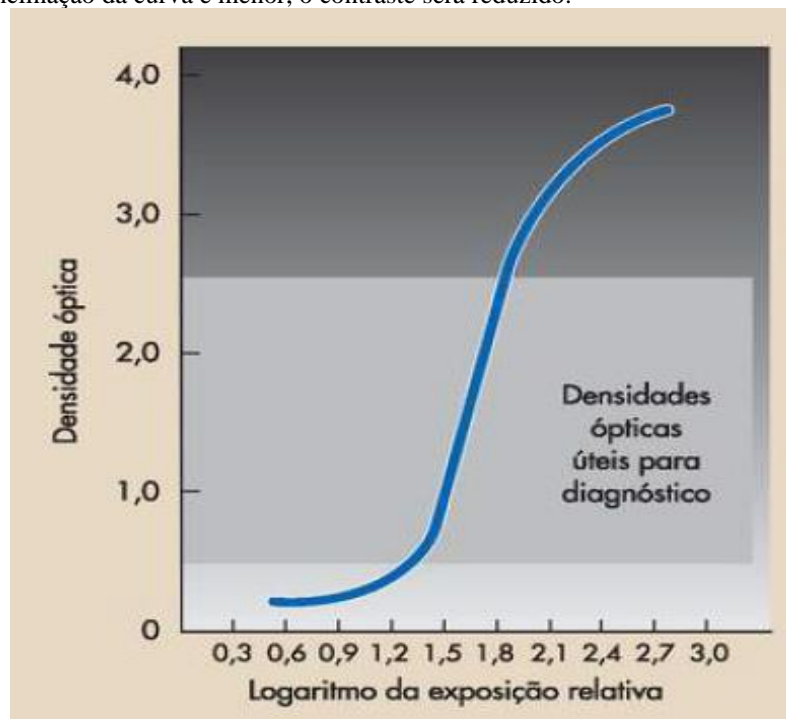
Seguindo, “as DO dos filmes não expostos são devidas à densidade da base e à densidade do velamento” e “a densidade da base é a DO inerente à base do filme. Ela é devida à composição da base e à tintura adicionada à base para fazer com que a radiografia seja mais agradável aos olhos. A densidade da base tem valor aproximado de 0,1.” (BUSHONG, 2010). Nesse caso, a densidade de velamento tem como efeito a exposição do filme não intencional durante o armazenamento, processamento impróprio, contaminação química indesejada, entre outras influências.

Logo, na radiografia processada, a densidade de velamento não deve ser maior que 0,1. Outra questão importante da curva característica se refere a faixa útil de DO, no qual é em torno de 0,25-2,5. No entanto, grande parte das radiografias apresenta padrões de imagem de 0,5-

1,25. Contudo, “uma DO muito baixa pode ser muito clara para conter uma imagem, enquanto uma DO muito alta requer luz muito intensa para que a imagem seja visualizada.” (BUSHONG, 2010).

Outro aspecto relevante abrange o contraste radiográfico, no qual se refere as variações de DO. Logo, “uma radiografia que possui diferenças marcantes na DO é uma radiografia de alto contraste. Por outro lado, se as diferenças na DO são pequenas e não distintas, a radiografia é de baixo contraste.”. Desse modo, o contraste radiográfico pode ser impactado por dois fatores tais como o contraste do receptor de imagem e o contraste do objeto (BUSHONG, 2010). Nesse âmbito, o tecnólogo em radiologia deve atentar para a exposição adequada do receptor de imagem, considerando a DO na faixa de 0,25-2,5. No entanto, quando a DO apresenta um resultado diferente da faixa, se perde o contraste, pois, na curva característica a imagem se encontra no pé ou no ombro como apresentado na Figura 4 (BUSHONG, 2010):

Figura 4 - Caso a exposição do filme resulte em densidade óptica (DO) que está situada na região do pé ou do ombro, em que a inclinação da curva é menor, o contraste será reduzido.



Fonte: BUSHONG, 2010.

Nisso, o contraste é muito baixo quando o receptor de imagem tem contraste igual a 1, o contraste é amplificado quando o receptor de imagem é superior a 1 e quando é igual a 3 apresenta diferenças na DO em detrimento de uma pequena faixa de exposição por raios X. Logo, o importante para o tecnólogo em radiologia não se trata do conhecimento específico do contraste do receptor de imagem, mas, através “da aparência da curva característica, o

tecnólogo deverá ser capaz de distinguir receptores de imagem de alto contraste dos receptores de imagem de baixo contraste.” (BUSHONG, 2010).

Assim, o contraste do receptor pode ser especificado numericamente por diversos métodos, no entanto, geralmente se utiliza o método de gradiente médio, que é “a inclinação de uma linha reta desenhada entre dois pontos da curva característica nas DO entre 0,25- 2,0, acima da densidade da base mais o velamento. Essa é a faixa útil, aproximada, na maioria das radiografias.” (BUSHONG, 2010).

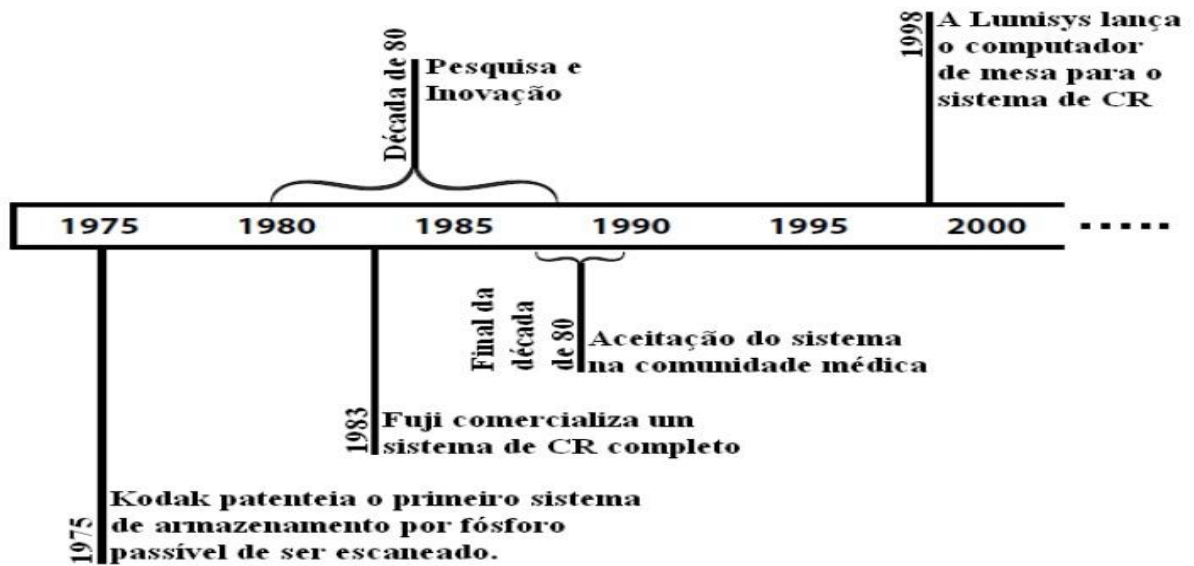
Em síntese, o gradiente pode avaliar o contraste do receptor de imagem além de representar ‘a inclinação da tangente *em qualquer ponto* da curva característica” (BUSHONG, 2010). Portanto, o gradiente de pé pode ser mais importante do que o gradiente médio para as radiografias no geral, pois diversas “DO clínicas aparecem na região do pé da curva característica. Meio gradiente ou gradiente de ombro é mais importante para a mamografia.” (BUSHONG, 2010). Assim, a curva característica acima se refere a uma curva H&D “em uma curva de contraste H&H, como visto na “H&H” representa Art Haus e Ed Hendrick, os físicos médicos que primeiro demonstraram essa técnica.” (BUSHONG, 2010).

2.2 RADIOGRAFIA COMPUTADORIZADA

O desenvolvimento da Radiografia Computadorizada (RC) surgiu em 1975, quando a empresa Kodak promoveu o armazenamento de imagem de raios X em uma tela de fósforo ou tela de substância fosforescente. Nesse processo, em 1980, inúmeras etapas técnicas foram realizadas pela Fuji. Esta empresa foi o principal desenvolvedor da RC na referida década no qual utilizou fósforo BaFBr:Eu²⁺ e a introdução de um cassete básico (BELTRAN, 2010). Paralelo à isso, as empresas Agfa e a Kodak efetivaram pesquisas e o desenvolvimento do mesmo método, porém, estas foram impedidas de comercializar devido a ambivalência e patentes.

Nesse contexto, “o efeito de armazenamento também estava sendo observado nas aplicações filme-ecrã. A fotoluminescência e termoluminescência têm uma longa história desde 1603 até os presentes dias em várias áreas como medicina, biologia e arqueologia.” (BELTRAN, 2010). Assim, para melhor compreensão, a Figura 5 a seguir apresenta a Linha do Tempo do sistema da Radiografia Computadorizada:

Figura 5 – Linha do tempo simples do sistema da Radiografia Computadorizada.



Fonte: BELTRAN, 2010.

2.2.1 Características técnicas da radiografia computadorizada

A técnica radiográfica que utiliza placas de imagem (image plates) é denominada de radiografia computadorizada. Conforme Oliveira *et. al* (2007) a placa de imagem “é um tipo de detector bidimensional que acumula a radiação ionizante utilizando o fósforo fotoestimulável, para a formação da imagem latente” e que “após a exposição do image plate, este é inserido em um scanner especial que irá converter a imagem latente em um sinal digital, para que este seja transferido ao computador acoplado e seja formada a imagem digital”. Segue a ilustração de uma placa de imagem da RC na Figura 6:

Figura 6 - Placa de imagem da radiografia computadorizada da Fuji.



Fonte: BUSHONG, 2010.

A RC utiliza placas sensíveis aos raios X que são encaixadas em chassis/cassetes de proteção como receptor de imagem. Assim, nesse tipo de radiografia, os elétrons presos em um

estado metaestável de alta energia é que respondem para interação de raios X. Quanto as terminologias da RC, a Luminescência fotoestimulável – LFE trata de um processo cujos “materiais como os haletos de fluor bário com európio (BaFBr:Eu ou BaFI:Eu) emitem luz prontamente, do mesmo modo que um cintilador faz quando submetido à exposição de raios X”. Contudo, estes ainda emitem luz por determinado tempo quando estão em contato com uma diferente fonte de luz (BUSHONG, 2010).

O európio (Eu) é um ativador que armazena as propriedades da LFE e está presente em pequenas quantidades. Este é similar ao centro de sensibilidade da emulsão de um filme, pois a falta desse ativador ocasiona a ausência da imagem latente. Logo, interações entre Compton e fotoelétrica dos raios X acontecem com elétrons em camadas externas que são enviados a um estado metaestável, que significa um estado de excitação. Assim, “quando esses elétrons retornam ao estado fundamental, uma luz visível é emitida. Com o passar do tempo, esses elétrons metaestáveis retornam ao seu estado fundamental.” (BUSHONG, 2010).

Esse processo de voltar ao estado fundamental pode ser estimulado ou acelerado caso o fósforo seja exposto a luz infravermelha intensa do laser e devido a isso é que advém o termo luminescência fotoestimulável referente ao fósforo fotoestimulável (FFE). Então, “o FFE, dos fluorados de bário, é formado similarmente à tela intensificadora radiográfica” e “como a imagem latente ocorre na forma de elétrons metaestáveis, tais placas são chamadas de placa de armazenamento em fósforo (PAF).” (BUSHONG, 2010).

Em relação a Placa de Imagem (PI), esta possui a mesma importância que um chassi tem para a radiografia convencional e isso se tornou a principal vantagem para RC. Contudo, a RC pode ser utilizada em sistemas de imagem de radiografia e também pode ser substituída pela radiografia convencional e diferentemente desta, a tela do FFE da PI “é manuseada como um carregador de filme à luz do dia” e “a PI tem um apoio de chumbo que reduz o retroespalhamento dos raios X. Isso melhora a resolução do contraste do receptor de imagem.” (BUSHONG, 2010).

Em continuidade, a imagem latente desaparece, pois, os elétrons que restaram do estado metaestável voltam ao estado fundamental ao longo do tempo e isso demanda que a PI deve ser lida logo após a exposição. Contudo, após 8 horas aproximadamente, a perda de sinal da RC se torna crítica. Então, a estimulação é a próxima etapa na imagem RC, cujo feixe de luz infravermelha tem comprimento λ s e diâmetro de feixe de 50 a 100 nm que é direcionado para FFE e em relação ao feixe de laser e o sinal emitido, ambos têm intensidade elevada de maneira igual (BUSHONG, 2010).

Quanto ao próximo passo na imagem RC, este se refere a leitura da emissão estimulada, no qual o retorno dos elétrons do estado metaestável para o estado fundamental é causado pelo feixe de laser de comprimento λ_s e "com a emissão de um curto comprimento de onda de luz λ_e na região do espectro de luz visível azul. Através desse processo, a imagem latente se faz visível." (BUSHONG, 2010).

A dispersão da luz emitida e a eficiência da detecção do fotodetector é resultado de algum sinal perdido e os detectores de luz selecionado na RC se referem aos tubos fotomultiplicadores (TFM) e fotodiodos (FD). Portanto, na última fase na produção do sinal em LFE, alguns elétrons seguem excitados pois "o ciclo da estimulação do sinal da LFE não completa a transição de todos os elétrons do estado metaestável para o estado fundamental" (BUSHONG, 2010).

O laser possui um comprimento de onda λ_s , monocromático, que é utilizado para estimular o FFE. Logo, o laser de estado sólido substituiu o laser de gás HeNe, como fonte estimulante e pelo fato do laser de estado sólido produzir luz de onda de longo comprimento, é que este tem pouca probabilidade de interferir na luz emitida. Ainda assim, se torna necessário obter filtros ópticos a fim de bloquear a intensidade da luz de estimulação bem como permitir que somente a luz emitida alcance o fotodetector (BUSHONG, 2010).

O leitor da Radiografia Computadorizada é composto pela união de módulos computacionais, ópticos e mecânicos. Logo, ainda que se confunda a RC com a radiografia convencional, esta se difere por possuir processamento molhado, com químicos. Voltando a RC, em relação as características mecânicas, se torna necessário esclarecer o que é varredura lenta e varredura rápida. Aquela acontece quando o leitor da RC está inserido no cassete da RC e a PI é transferida para um mecanismo de comando de precisão, no qual move a PI de maneira lenta e constante no eixo da PI, que é extenso (BUSHONG, 2010). Segue imagem do leitor da RC na Figura 7:

Figura 7 - O leitor da radiografia computadorizada é um conjunto mecânico, óptico, computacional e compacto.



Fonte: BUSHONG, 2010.

Assim, se na velocidade houver pequenas flutuações, isso pode resultar em artefatos de borda, cujo funcionamento do motor deve ser completamente constante. Já a varredura rápida acontece quando um dispositivo de deflexão (polígono rotativo ou espelho oscilante) abstém o feixe de laser em movimentos de frente e trás sobre a PI. Nisso, uma fração de pixel é considerada como margem de erro para esse mecanismo e as bordas fora de tolerância de um leitor de RC se apresentam onduladas (BUSHONG, 2010).

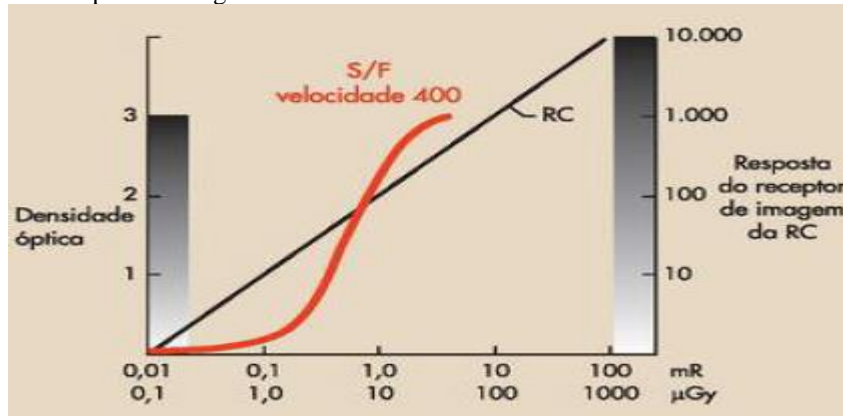
Logo, para garantir a alta resolução espacial, se torna essencial considerar o tamanho do feixe de laser, no qual muda de tamanho e forma por desviar da PI. Assim, “a forma especial do feixe óptico mantém constante o tamanho do feixe, a forma, a velocidade e a intensidade.” (BUSHONG, 2010).

Já o Ruído da Imagem tem como principal fonte a radiação espalhada no qual é a mesma fonte de filmes e em receptores de imagem da RC. Dessa maneira, as fontes de ruídos da imagem na RC tangem defeitos mecânicos nos quais se inserem mecanismo de varredura lenta e rápida, defeitos ópticos que podem ser o controle de intensidade do laser, o espalhamento do laser estimulador, a quantidade de luz emitida pela tela e a quantidade de luz absorvida (BUSHONG, 2010)

Por último, os defeitos computacionais se referem ao ruído eletrônico, a amostragem e a quantização inadequadas. Posto isto, “as fontes de ruído na RC são incômodas apenas para o receptor de imagem com baixo nível de radiação. Os novos sistemas de RC prometem diminuir

os níveis de ruído e, portanto, reduzir a dose complementar de radiação no paciente. Assim, “quanto as características do paciente em relação a RC, este é considerado um receptor de imagem mais rápido que um sistema de velocidade 400. Isso quer dizer que com a RC, a exposição de radiação no paciente é menor (BUSHONG, 2010). Logo, a Figura 8 apresenta a curva característica de um receptor de imagem convencional:

Figura 8 - A resposta do receptor de imagem para a radiografia computadorizada (RC) é apresentada com a curva característica de um receptor de imagem convencional.



Fonte: BUSHONG, 2010.

Desse modo, “como o contraste da imagem da RC é constante, indiferentemente da exposição à radiação, as imagens podem ser feitas com elevado kVp e baixo mAs, causando uma redução complementar da dose de radiação no paciente” (BUSHONG, 2010). Segundo Huda (2015) “quando o kV é modificado, é sempre necessário avaliar outros fatores, incluindo a penetração do paciente, intensidades de radiação dispersa, transmissão de raios-x através de uma grade e alterações nas eficiências de absorção de fótons nos detectores de raios-x.”. Segue Figura 9 que apresenta a quantidade e qualidade de fótons em relação a mAs e kV:

Figura 9 – mAs e kV.

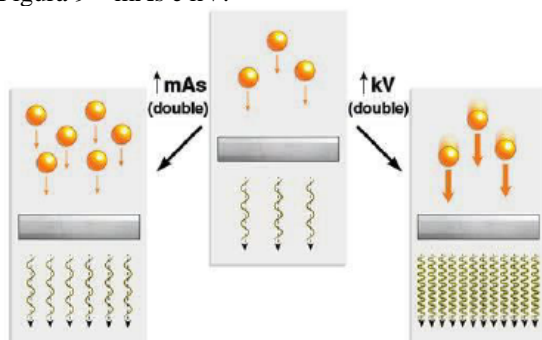


Fig. 2 - O aumento do valor do mAs, aumenta proporcionalmente o número de raios-x produzidos sem alteração na energia média dos fótons (esquerda).

Quando a tensão do tubo (kV) aumenta, mais fótons são produzidos e a energia média do fóton também aumenta (à direita). O aumento do valor do mAs apenas aumenta a quantidade, enquanto o aumento do kV aumenta a quantidade e a qualidade.

Fonte: HUDA; ABRAHAMS, 2015.

2.3 RAGIOGRAFIA DIGITAL

2.3.1 Características técnicas da radiografia digital direta

A Radiografia Digital (RD) ainda não apresenta vocabulário bem definido e universal. No entanto, a Radiografia Computadorizada possui imagem digital e seu elemento de captura é o fósforo fotoestimulável de haletode flúor bário, na Radiografia de Projeção por Varredura – RPV o elemento de captura é o Cintilador de Nal – Fotodiodo, na Radiografia Digital Indireta (RI) tem como elemento de captura o Cintilador de Csl, GdOs – Transistor de Filme Fino e/ou Dispositivo de Carga Acoplada e por último a Radiografia Direta (RD) tem o a-Se – Transistor de Filme Fino como elemento de captura (BUSHONG, 2010). Segue Figura 10 da placa do dispositivo de carga acoplada (DCA) projetado para um sistema de imagem de radiografia digital (RD):

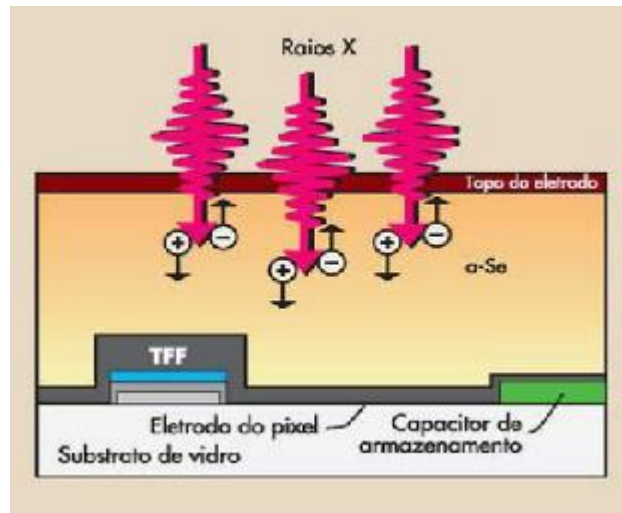
Figura 10 - Placa do dispositivo de carga acoplada (DCA) projetado para um sistema de imagem de radiografia digital (RD).



Fonte: BUSHONG, 2010.

A RD não envolve a cintilação do fósforo, mas possui um feixe de raio X que interage de maneira direta com o silício amorfo (a-Se), no qual produz um par de cargas. Nisso, o a-Se é o elemento de captura bem como o elemento de acoplamento como apresentado na Figura – 11 a seguir (BUSHONG, 2010):

Figura 11 - Selênio amorfo como elemento de captura no receptor de imagem elimina a necessidade da cintilação do fósforo.



Fonte: BUSHONG, 2010.

Em vista disso, os raios X são transformados em sinal elétrico e por isso que o a-Se se torna um processo direto da RD. Assim, este elemento abrange em torno de 200 μm de espessura e intercala-se entre dois eletrodos carregados. , “os raios X incidentes no a-Se criam pares de elétrons-buracos através da ionização direta do selênio. A carga criada é coletada pelo capacitor de armazenamento e permanece lá até que o sinal seja lido pela ação de chaveamento do TFF.” (BUSHONG, 2010).

2.4 FATORES DE QUALIDADE DE IMAGEM.

2.4.1 Densidade Óptica, Ruído Quântico e Radiação Espalhada

Os fatores que impactam a rotina de exames radiológicos por ocasião da substituição da tecnologia de detecção e qualidade das imagens se referem a densidade óptica, ruído quântico e radiação espalhada. Assim, “uma boa compreensão da função de indicadores de exposição para diferentes marcas de Equipamentos CR e DR são essenciais para minimizar exposição do paciente e maximização qualidade da imagem” (CARROL, 2018). Logo, as Figuras 12, 13 e 14 a seguir apresentam esses fatores:

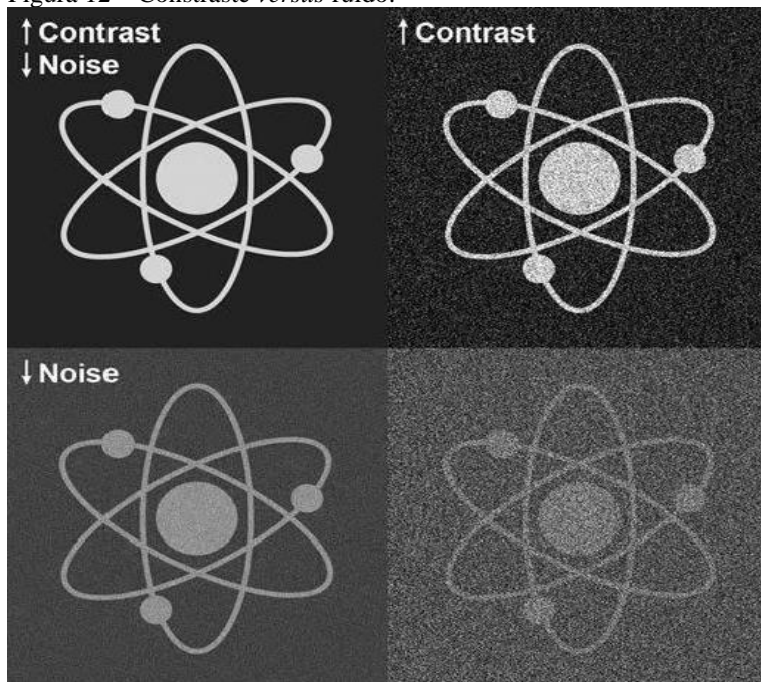
Figura 12 – Contraste *versus* ruído.

Fig. 7 - A imagem no canto inferior direito mostra pouca visibilidade do padrão atômico devido ao contraste muito baixo e ao ruído muito alto.

Reduzir o ruído (canto inferior esquerdo) e aumentar o contraste (canto superior direito) melhoram a visibilidade do padrão atômico.

A melhor imagem (canto superior esquerdo) é aquela em que o contraste foi aumentado e o ruído foi reduzido.

Fonte: HUDA; ABRAHAMS, 2015.

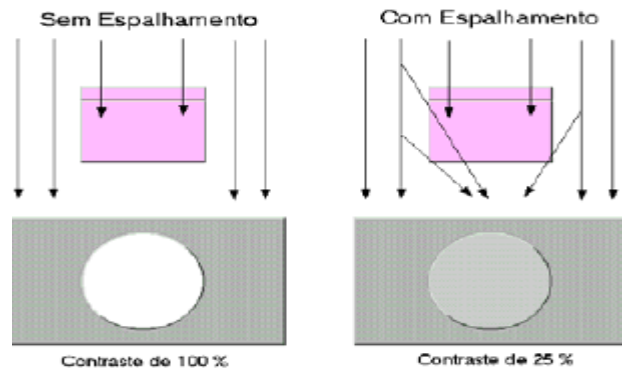
Figura 13 – Ruído de imagem.



Figura 8. Os principais resultados do estudo VGA demonstrando que o mAs / EI ideal para a pelve AP é de 16 mAs / 136 em comparação com a imagem de referência do fabricante obtida em 25 mAs e um valor de EI de 86. Reproduzido com permissão de Seeram E. O novo indicador de exposição para radiografia digital. J Med Imaging Radiat Sci. 2014; 45 (2): 144-158.

Fonte: SEERAM, 2016.

Figura 14 – Contraste obtido com e sem radiação espalhada respectivamente.



Fonte: CORREA, 2009.

3. METODOLOGIA

O trabalho busca descrever os sistemas de detecção existentes para a realização de exames radiológicos, determinar circunstâncias técnicas dependentes de cada sistema de detecção e apresentar fluxo de trabalho de cada sistema de detecção.

Os descritores utilizados para realização da pesquisa foram “Radiografia convencional e radiografia tela/filme”, “Radiografia Computadorizada” e “Radiografia Digital”. O trabalho foi pesquisado na plataforma “Google Acadêmico” e os artigos relacionados à temática foram considerados como critério de seleção, sem delimitação temporal. O estudo abrangeu uma abordagem metodológica voltada para a pesquisa qualitativa e pesquisa bibliográfica.

Na primeira parte do trabalho, TFG I, se buscou analisar as características técnicas da radiografia convencional, radiografia computadorizada e radiografia digital bem como compreender os fatores que impactam na qualidade da imagem de cada radiografia como a densidade óptica, o ruído quântico e a radiação espalhada. Para a pesquisa, foram utilizados 28 artigos e 3 livros (Bushong, Bushberg e Carrol) foram analisados, destes, 6 foram selecionados para articulação da temática. Portanto, a pesquisa continuará no TFG II.

4. RESULTADOS PRELIMINARES

5. CRONOGRAMA DE ATIVIDADES

Etapas do Projeto	Ago	Set	Out	Nov	Dez
Revisão de Literatura do TFG II	X	X	X	X	
Apresentação Parcial do TFG II				X	
Apresentação Final do TFG II					X

6. REFERÊNCIAS

ALBUQUERQUE, A. S. de, Sampaio dos Santos, A. M., Alves Camelo, C. M., Silva, G. G. da, Santos Magalhães, T. M., Paixão de Araújo, V. G., & Andrade, M. E. A. (2017). ESTUDO COMPARATIVO ENTRE SISTEMAS RADIOGRÁFICOS CONVENCIONAIS E DIGITAIS; REVISÃO DE LITERATURA. *Caderno De Graduação - Ciências Biológicas E Da Saúde - UNIT - PERNAMBUCO*, 2(3), 99. Recuperado de <https://periodicos.set.edu.br/facipesaude/article/view/3173> Disponível em:< <https://periodicos.set.edu.br/facipesaude/article/view/3173/2084>>. Acesso em: 14 mai. 2021.

BELTRAN, D. J . M. C. Estudo Da Influência do Retroespalhamento de Raios X em materiais na qualidade de imagem da Radiografia Computadorizada. **Dissertação de Mestrado**. COPPE/UFRJ, Rio de Janeiro, 2010. Disponívem em:< http://objdig.ufrj.br/60/teses/coppe_m/DaltonJoseMenezesCuevasBeltran.pdf>. Acesso em: 12 mai. 2021.

BUSHBERG, J. T. **The essencial physics of medical imaging**. 2. Ed. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, 2012.

BUSHONG, S. C. **Ciência Radiológica para Tecnólogos**. 9. Ed. Rio de Janeiro: Elsevier, 2010.

CASTILHO, J. M. L.; LOPRETO, C. A. R. **A Evolução dos Aparelhos de Raios-X**. Três Lagoas. 2015. Disponível em:< <http://www.aems.edu.br/conexao/edicaoanterior/Sumario/2014/downloads/2014/A%20evolu%C3%A7%C3%A3o%20dos%20aparelhos%20de%20raios%20-%20x.pdf>>. Acesso em: 17 mai. 2021.

CARROLL QB. **Radiography in the digital age**. Charles C Thomas, 2018. Disponível em:< https://books.google.com.br/books?hl=ptBR&lr=&id=TGJbDwAAQBAJ&oi=fnd&pg=PR3&dq=Carroll+QB.+Radiography+in+the+digital+age.+Springfield,+Ill:+Charles+C+Thomas,+2014&ots=Gfru0UEtLA&sig=sDyRaJQc_TdQ9S8WUowAsA-RgkE#v=onepage&q&f=false. Acesso em: 04 jul. 2021.

CORREA, S. C., Otimização da Dose e da Imagem Radiográfica Digital de Tórax Usando Modelagem Computacional. **Tese de Doutorado**, Universidade Federal do Rio de Janeiro, Rio de Janeiro, 2009. Disponível em:<http://antigo.nuclear.ufrj.br/DScTeses/teses2009/tese_samanda.pdf> Acesso em: 04 jul. 2021.

HUDA W, ABRAHAMS R. A. **Radiographic techniques, contrast, and noise in x-ray imaging**. AJR 2015; 204:W126–W131Read More: <https://www.ajronline.org/doi/full/10.2214/AJR.14.13126>.

OLIVEIRA, D. F. Análise da radiografia computadorizada em condições de águas profundas. **Dissertação de Mestrado**. Rio de Janeiro: COPPE/UFRJ; 2007. Disponível em:<http://antigo.nuclear.ufrj.br/MSc%20Dissertacoes/2007/Tese_Completa_Davi%202.pdf>. Acesso em: 12 mai. 2021.

OLIVEIRA, D. F *et al*. Avaliação da qualidade de imagem em sistemas de radiografia computadorizada e *image plates*. IV CONFERENCIA PANAMERICANA DE END. **Anais ...**, 2007. Disponível em:<<https://www.ndt.net/article/panndt2007/papers/40.pdf>>. Acesso em: 12 mai. 2021.

SEERAM E, Davidson R, Bushong S, Swan H. **Optimizing the exposure indicator as a dose management strategy in computed radiography**. Radiol Technol 2016; 87: 380–91.