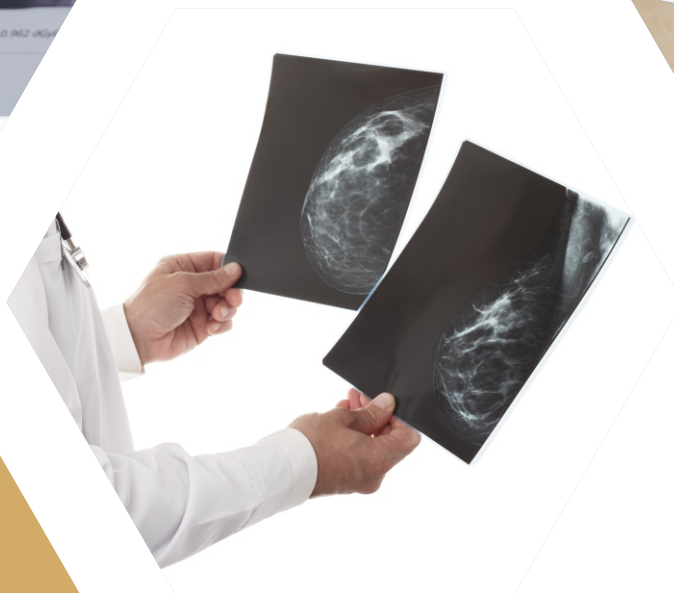
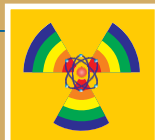


RX - II

**Biomédico
Técnico/Tecnólogo
em Radiologia**



**FÍSICA RADIOLÓGICA
ESTUDO DOS RAIOS-X**



ASPR
ASSESSORIA E SERVIÇOS EM PROTEÇÃO RADIOLÓGICA E
CONTROLE DE QUALIDADE

Protegendo Vidas

MÓDULO - II



ASPR

ASSESSORIA E SERVIÇOS EM PROTEÇÃO RADIOLÓGICA E
CONTROLE DE QUALIDADE



RAIOS – X II

“Física Radiológica”

ASPR
ASSESSORIA E SERVIÇOS EM PROTEÇÃO RADIOLÓGICA E
CONTROLE DE QUALIDADE

Protegendo Vidas

Rua Paulo Portela, nº 90 - Bairro Castália - Cep: 45.603 - 194 - Itabuna/Bahia
Fone contato: **(73) 99191 - 1119** ; E-mail: aspronline@hotmail.com
www.aspronline.wix.com/aspronline ; www.facebook.com/asprcq curtir

Milton C. Maciel
Físico em Medicina – ABFM nº 0664
Supervisor em Proteção Radiológica – CNEN RT 050
Supervisor de Proteção Radiológica – CNEN FM - 0138
Coordenador do Dpto. de Física Médica da SCMI/CRI - Radioterapia
Assessor Técnico do Serviço de Radiodiagnóstico da SCMI





ÍNDICE

Prefácio	i
CAPÍTULO – I “IMAGEM RADIOGRÁFICA”	
1. IMAGEM RADIOGRÁFICA	
1 - Contraste Radiográfico.....	01
Contraste Objeto.....	01
Contraste do filme.....	02
2. FILME RADIOGRÁFICO	
1 - O filme radiológico.....	02
Construção do filme.....	02
Base do filme.....	03
Emulsão.....	03
Processamento radiológico da imagem.....	04
Formação da imagem latente.....	05
Processo de revelação da imagem.....	05
Processo de fixação e endurecimento.....	07
Lavagem do filme.....	07
Secagem do filme.....	08
Processamento manual do filme.....	08
Processadora automática do filme.....	08
Processamento automático do filme.....	10
Partes da processadora automática.....	12
Cuidados com a processadora.....	14
Nevoamento no filme (fog).....	15
3. CARACTERÍSTICAS E PROPRIEDADES DOS FILMES DOS RAIOS – X	
1 - Características do filme radiográfico	15
2 - Tipos de filme.....	18
3 - Manuseio e armazenagem dos filmes.....	21
Exercícios de aprendizagem.....	22
CAPÍTULO – II “TELAS INTENSIFICADORAS DE IMAGENS (Écrans)”	
1. TELAS INTENSIFICADORAS DE IMAGENS (Écrans)	
1 - Écran.....	23
2 - Construção da tela.....	23
3 - Luminescência.....	26
4 - Características do écran.....	26
5 - Combinação filme – écran.....	29
6 - Uso e cuidados dos écrans.....	36
7 - Chassi radiográfico.....	38
Exercícios de aprendizagem.....	39





2. NORMAS PARA CÂMARA DE REVELAÇÃO E ROTINAS

- 1 - Câmara de revelação..... 40

CAPÍTULO – III “DISPOSITIVOS QUE RESTRINGE O FEIXE DE R-X E A RADIAÇÃO ESPALHADA”

1. RADIAÇÃO ESPALHADA

- 1 - Introdução..... 49
- 2 - Fatores que afetam a radiação espalhada..... 49
- Kilovoltagem..... 49
- Tamanho do campo do feixe de raios -X..... 51
- Espessura da parte do paciente..... 52
- Dispositivo de compressão..... 53

2. DISPOSITIVOS QUE RESTRINGEM O FEIXE DOS RAIOS - X

- 1 - Controle da radiação espalhada..... 53
- Diafragma de abertura..... 54
- Unidade da cabeça (carcaça dos raios-X) 55
- Cones e cilindros..... 56
- Colimador de abertura variável..... 57
- Filtração no colimador..... 59

3. A GRADE

- 1 - Radiação espalhada e contraste radiográfico..... 59
- 2 - Retirada da radiação espalhada..... 61
- 3 - Construção da grade..... 61
- 4 - Desempenhos da grade..... 63
- 5 - Tipos de grades..... 66
- 6 - Problemas de grades..... 70
- 7 - Seleção da grade..... 73
- 8 - Grade e dose no paciente..... 74
- 9 - Alternativa para o uso de grade..... 75
- Exercícios de aprendizagem..... 77

CAPÍTULO – IV “QUALIDADE RADIOGRÁFICA”

1. QUALIDADE RADIOGRÁFICA

- 1 - Definições..... 79
- Qualidade radiográfica..... 79
- Resolução..... 79
- Ruído (granulado)..... 79
- Velocidade..... 80





2	- Fatores do filme.....	80
	Controle de qualidade.....	80
	Sensitometria e densitometria sobre o filme radiográfico.....	81
	Contraste e curva característica.....	84
	Velocidade e curva característica.....	88
	Latitude.....	90
3	- Fatores geométricos.....	90
	Magnificação.....	91
	Distorção.....	93
	Desfocalização.....	95
	Efeito anodo.....	97
4	- Fatores do paciente.....	97
	Contraste do paciente.....	97
	Falta de nitidez por movimentação.....	100
5	- Ferramentas para otimizar a qualidade radiográfica.....	101
	Posicionamento do paciente.....	101
	Receptores de imagem.....	101
	Exercícios de aprendizagem.....	105

CAPÍTULO – V “EXPOSIÇÃO RADIOGRÁFICA”

1. FATORES DE EXPOSIÇÃO

1	- Fatores de exposição.....	106
	kiloVolt pico.....	106
	Miliamper.....	106
	Tempo de exposição.....	107
	Miliamper segundo.....	108
	Distância.....	109
2	- Características do equipamento.....	109
	Tamanho do ponto focal.....	109
	Filtração.....	110
	Gerador de alta voltagem.....	110
	Exercícios de aprendizagem.....	113

CAPÍTULO – VI “TÉCNICAS RADIOGRÁFICAS”

1. TÉCNICAS RADIOGRÁFICAS

1	- Fatores do paciente.....	114
	Espessura da região anatômica.....	114
	Composição do corpo.....	114
	Patologia.....	115
2	- Fatores da qualidade da imagem.....	116
	Densidade óptica.....	116
	Contraste.....	119
	Detalhes da imagem.....	122
	Distorção.....	123
3	- Fatores técnicos de exposição.....	124





ASPR

ASSESSORIA E SERVIÇOS EM PROTEÇÃO RADIOLÓGICA E
CONTROLE DE QUALIDADE

Guia para as técnicas.....	124
Técnicas de exposição automática.....	129
Exercícios de aprendizagem.....	132
Glossário de termos.....	133

ASPR
ASSESSORIA E SERVIÇOS EM PROTEÇÃO RADIOLÓGICA E
CONTROLE DE QUALIDADE

Protegendo Vidas

Rua Paulo Portela, nº 90 - Bairro Castália - Cep: 45.603 - 194 - Itabuna/Bahia
Fone contato: (73) 99191 - 1119 ; E-mail: aspronline@hotmail.com

 www.aspronline.wix.com/aspronline ;  www.facebook.com/asprcq 





ASPR

ASSESSORIA E SERVIÇOS EM PROTEÇÃO RADIOLÓGICA E
CONTROLE DE QUALIDADE

Capítulo - 1



ASPR
ASSESSORIA E SERVIÇOS EM PROTEÇÃO RADIOLÓGICA E
CONTROLE DE QUALIDADE

Assuntos

1. Radiação remanescente
2. Filme radiográfico
3. Características do filme radiográfico
4. Tipos de filme
5. Manuseio e armazenagem dos filmes

Rua Paulo Portela, nº 90 - Bairro Castão - CEP: 45.803-440 - Ilhéus - Bahia
Fone contato: (73) 99191 - 1119 ; E-mail: aspr@asprcg.com.br ; asprcg@outlook.com
www.aspronline.wix.com/aspronline ; www.facebook.com/asprcg





IMAGEM RADIOGRÁFICA

1. Contraste Radiográfico

O contraste radiográfico é dado pela diferença no enegrecimento entre porções distintas da radiografia. Os fatores que afetam o contraste radiográfico são os níveis de exposição e o processamento do filme. O contraste radiográfico é determinado pelo contraste objeto e pelo contraste do filme.

Contraste Objeto

Quando um feixe de raios – X incide no objeto a ser radiografado, os fótons do feixe dos raios – X são razoavelmente uniformes em número e em energia. Entretanto, os raios – X que saem do objeto, a maioria, sofreram interações, ficando apenas, digamos, 5% sem serem afetados “remanescentes” (Figura 6.1). Os raios – X remanescentes são então usados para a formação da imagem radiográfica. É nesta fase que as informações a cerca do objeto a ser radiografado são geradas.

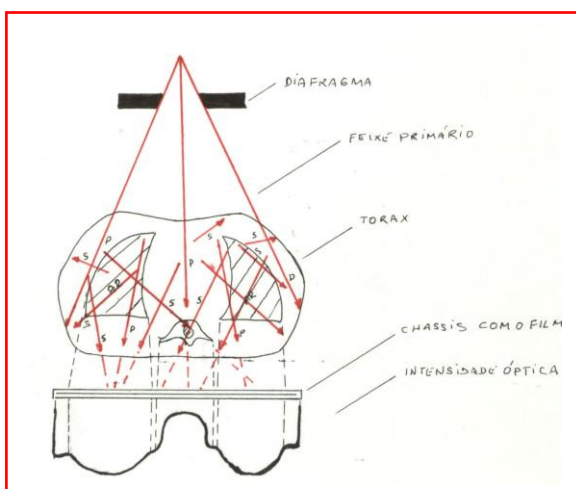


Fig. 6.1 Formação da imagem radiográfica pelos raios – X transmitidos (remanescentes).

Após os raios – X saírem do objeto, diferentes artifícios podem ser feitos para aumentar a visualização da informação. A informação radiográfica é uma reflexão da espessura, densidade, e o número atômico do objeto que está sendo radiografado.

O corpo humano é constituído de músculos, gorduras, ossos, cavidades e compartimentos contendo líquidos. Portanto, diferentes espessuras desses componentes em diferentes combinações (ou componentes sobrepondo-se parcialmente sobre os outros) resultarão em uma absorção diferencial ao longo do campo radiográfico. O feixe que sai do paciente possui variações de intensidades devido à anatomia interna do corpo.

As diferenças em intensidades que saem do objeto são chamadas de contraste objeto (figura 6.2).

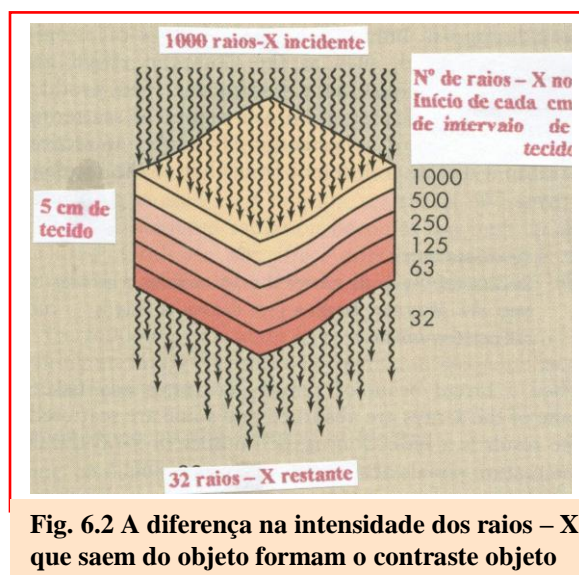


Fig. 6.2 A diferença na intensidade dos raios – X que saem do objeto formam o contraste objeto

O contraste objeto depende do aspecto do feixe incidente, e, naturalmente, da estrutura e componente do paciente (e da quantidade da radiação espalhada). Alterações da técnica de exposições podem alterar o contraste objeto (e também a dose no paciente). Às vezes a dose no paciente é enormemente alterada sem ter havido nenhuma contribuição para a qualidade da imagem radiográfica. Assim sendo, por exemplo, razoáveis variações no kVp e na filtração podem diminuir um fator de até 5 a dose na pele do paciente, sem que a qualidade da radiografia seja alterada. É, portanto de extrema importância o



conhecimento desses parâmetros e seus efeitos no contraste e na dose do paciente. Conhecendo estes fatores o técnico operador saberá então decidir a técnica apropriada para cada exame.

Contraste do filme

O contraste do filme refere-se ao gradiente da curva característica do filme (fig. 6.3) e determina o contraste radiográfico final que será obtido de um dado contraste objeto.

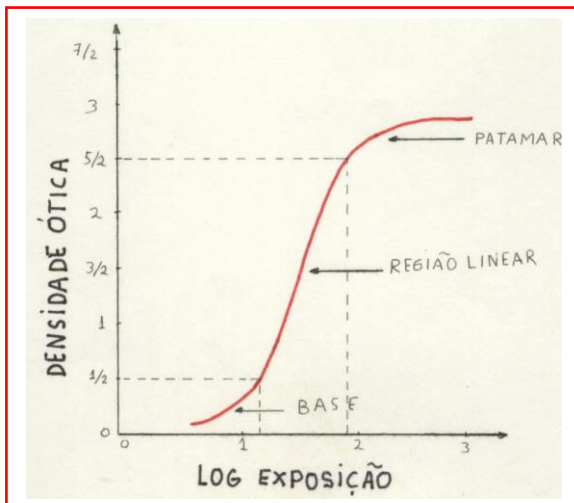


Fig. 6.3 Curva característica do filme radiográfico

Um bom contraste objeto pode render um péssimo contraste radiográfico quando os níveis de exposição são inapropriados. Em geral, a magnitude do gradiente da curva característica do filme determina se o contraste objeto será aumentado ou diminuído no processo de conversão à imagem visível.

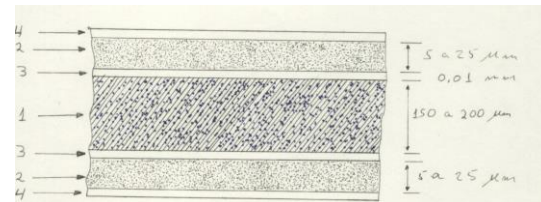
FILME RADIOGRÁFICO

1. O filme radiológico

Conforme já explicamos antes, o objetivo principal no exame diagnóstico é obter o máximo de informações radiológicas do paciente que está sendo examinado, e quase sempre, esta informação fica impressa em um filme radiográfico, o qual vamos agora estudar.

Construção do filme

Um filme radiológico consiste basicamente de duas partes: a Base de material plástico e a emulsão fotossensível. Sua construção é muito simples, conforme é mostrado de uma forma ampliada (figura 6.4).



- 1 – Base do filme
- 2 – Camada de emulsão
- 3 – Camada entre a base e a emulsão
- 4 – Camada protetora da emulsão

Fig. 6.4 Seção transversal ampliada de um filme radiográfico

Alguns filmes têm ambos os lados recobertos por emulsão, e por isso são chamados de filme de emulsão dupla. Entre a base plástica e a emulsão existe uma fina camada de um material para garantir mais firmemente a fixação da emulsão na base. Por cima da emulsão costuma-se colocar uma camada de gelatina denominada “super camada”. Esta camada tem a finalidade de proteger a emulsão contra danos mecânicos, tais como: rachaduras, pressão e contaminação durante o uso e processamento, uma vez que a sensibilidade do cristal de prata pode ser afetada. Além disso, a camada de proteção permite manusear mais facilmente o filme dos raios – X antes da exposição.

A espessura da película radiográfica é da ordem de 200 a 300 μm ($\pm 0,25 \text{ mm}$).



Base do filme

A base da película radiográfica é o elemento fundamental do filme. A sua função é servir de suporte sobre a qual a camada de emulsão é distribuída. A base é moderadamente flexível e inquebrável permitindo fácil manuseio, mas suficientemente rígida para ser colocada dentro de uma caixa.

A base do filme é feita de tri-acetato de celulose embora recentemente passou-se a usar o poliéster, devido este material apresentar mais vantagem do que o tri-acetato de celulose. Por exemplo, além de a base ser mais resistente, esta pode ser construída em espessuras menores (150 µm contra 200 µm do tri-acetato de celulose). Na base de poliéster que é quase transparente a luz, uma pequena quantidade de tinta azulada é adicionada a base afim de que não haja fadiga para os olhos e possa ajudar a visão final da radiografia para um bom diagnóstico. Outro detalhe importante é que durante o processamento químico (revelação, fixação, lavagem) e secagem do filme, a base mantém sua forma e tamanho. Portanto, não contribuindo para a distorção da imagem radiográfica. Esta propriedade rígida da base é conhecida como “estabilidade dimensional”.

Emulsão

A emulsão é a parte mais importante do filme radiográfico. Pois este é o material na qual os raios - X (contraste objeto) ou fótons de luz vindos do écran interagem e transferem informação.

A emulsão fotossensível que é distribuída uniformemente sobre a base de tri-acetato ou poliéster é uma mistura homogênea de gelatina e pequenos cristais de um sal insolúvel de prata – o brometo de prata, que são os elementos ativos da emulsão (figura 6.5. Atualmente utiliza-se iodo brometo de prata (**haletos de prata**) ou seja, brometo de prata com 1 a 10% de iodeto de prata. Esta mistura resulta numa sensibilidade maior do que cada uma sozinha.

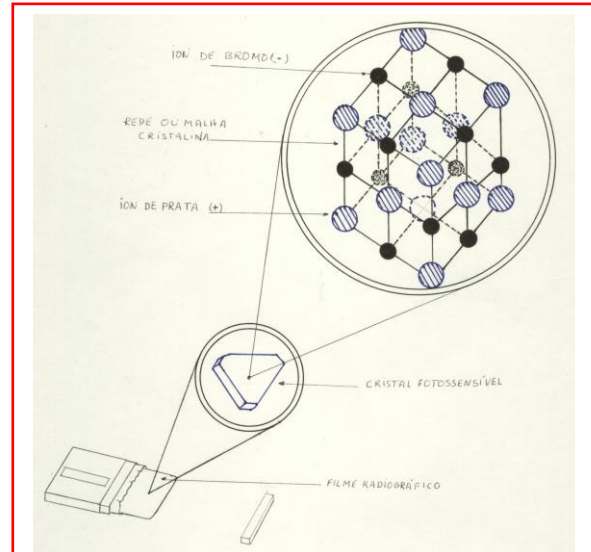
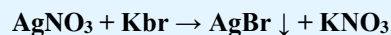


Fig. 6.5 Cristal de brometo de prata misturado na emulsão e distribuído sobre a base de tri-acetato ou poliéster

Observe na figura acima que os cristais de haleto de prata são planos e triangulares, aproximadamente com 1 µm de lado. O arranjo dos átomos no cristal é cúbico. Os cristais são feitos, dissolvendo-se prata metálica (Ag) em ácido nítrico (HNO₃) formando o nitrato de prata (AgNO₃). A sensibilidade dos cristais de brometos de prata (AgBr) à luz ocorrem porque mistura-se o nitrato de prata com o brometo de potássio (KBr) pela seguinte reação:

Reação do cristal haleto de prata



A seta ↓ indica que o brometo de prata é **precipitado**, enquanto o nitrato de potássio, é solúvel em água, é lavado

O processo inteiro na formação do cristal de haleto de prata é feito em um barril de gelatina onde a **temperatura, a pressão, e a taxa na qual os ingredientes misturados são precisamente controlados**. Após esta fase a emulsão está pronta para ser espalhada sobre a base de poliéster.



Resumindo, o grau de reatividade dos cristais à luz, relacionado com a chamada sensibilidade, depende de vários fatores, começando pelo tamanho dos mesmos, e como exemplo, podemos citar que são encontrados nos filmes radiográficos haletos de pratas que possuem tamanhos médios em relação aos maiores. Além disso, durante a fabricação do filme, os cristais são submetidos a um tratamento chamado de sensibilização química, cuja substância especial adere na superfície do cristal, fazendo aumentar acentuadamente a sensibilidade do filme e em consequência sua eficiência.

Outro detalhe importante, é que um cristal perfeito não tem nenhum uso fotográfico e que felizmente, durante o processo de fabricação do brometo de prata e a subsequente preparação da emulsão origina-se no cristal imperfeição de várias espécies. Estas falhas podem ser de estrutura (forma) ou devido a presença de contaminante químico que se introduz na rede cristalina. Qualquer que possa ser a causa, a presença destas imperfeições, cria na superfície do cristal uma pequena região a qual denominamos de “mancha sensível” ou “ponto sensível” (figura 6.6). Esta região do ponto sensível tem a propriedade de atrair elétrons extras e que durante a revelação do filme os íons de prata serão atraídos formando aglomerados de prata.

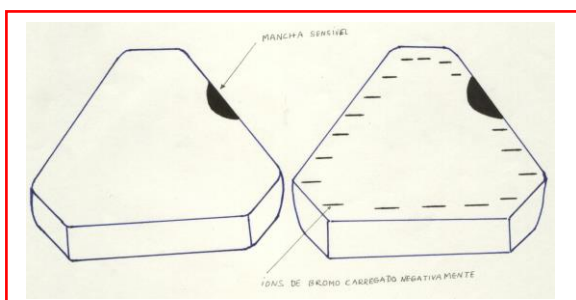


Fig. 6.6 Cristal de brometo de prata fotograficamente ativo

A diferença em velocidade, contraste e resolução, reside exatamente no fato de como esses cristais de prata são fabricados e como os mesmos são encontrados na gelatina. O número de pontos sensíveis por

cristal, a concentração de cristais na emulsão e a forma e distribuição dos cristais na base de poliéster afetam o desempenho característico do filme radiográfico.

Visto que, os raios – X (contraste objeto) são os elementos responsáveis pela a formação da imagem radiográfica, deve haver então uma preocupação constante em se fabricar emulsões radiográficas mais sensíveis, afim de que a dose de exposição no paciente seja reduzida.

Processamento radiográfico da imagem

A imagem visível em uma película radiográfica nada mais é do que agregados de prata metálica, distribuídos uniformemente na emulsão, de acordo com a distribuição não uniforme da imagem do objeto.

Para a obtenção da imagem radiográfica são envolvidas três etapas básicas: formação da imagem latente, revelação e fixação da imagem.

A figura 6.7 ilustra uma forma simplificada das fases do processo de formação de imagem citados no parágrafo acima.

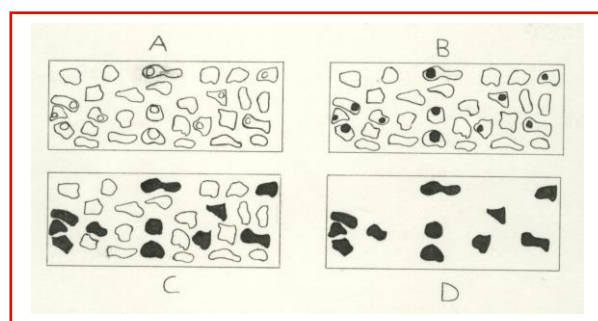


Fig. 6.7 Diagrama do processamento radiográfico de um filme de raios – X. A) imagem latente B) filme parcialmente revelado C) filme revelado D) filme fixado



Formação da imagem latente

Quando o filme é exposto ao feixe de raios – X que atravessou o paciente (contraste objeto) ou fótons de luz proveniente de telas reforçadoras (écrans), a deposição de energia com o modelo do objeto ou parte da anatomia que está sendo radiografada ocorre principalmente por interações fotoelétricas com os cristais de haleto de prata. O fotoelétron (e^-) produzido move-se através do cristal liberando outros elétrons vindos dos íons brometos (Br^-) carregados negativamente, os elétrons liberados ao passarem próximo da mancha sensível serão presos por esta, a qual (mancha sensível), fica agora carregado negativamente.

A carga negativa da mancha sensível exercerá uma atração elétrica sobre os íons de prata carregados positivamente dentro da rede cristalina, os quais movendo-se através do cristal tornar-se-ão em aglomerados de átomos nêutrons (prata metálica) a qual chamamos de imagem latente (figura 6.8).

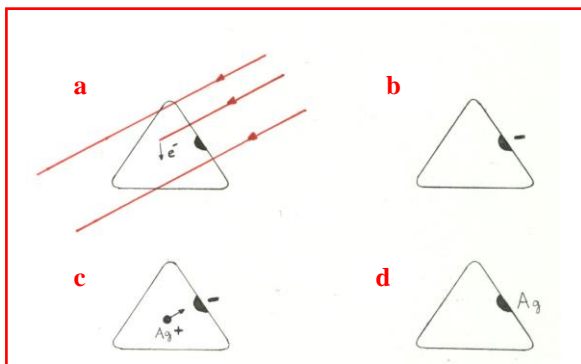


Fig. 6.8 a) interação fotoelétron b) mancha carregada negativamente c) íons de prata (Ag^+) atraídos pela mancha sensível d) aglomerados de átomos de prata (prata metálica)

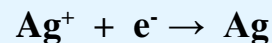
A imagem latente é a própria imagem radiográfica que se deseja examinar, embora não seja visível a olho nu. A não visibilidade da imagem latente é devida o fato de que somente poucos íons de pratas transformados em prata, terem sido depositados na mancha sensível.

A imagem latente formada pela interação dos raios – X ou fótons de luz com os brometos de prata (haleto) tornar-se-ão visível, após um processo de revelação.

Processo de revelação da imagem

A ação do químico revelador é converter os grãos pretos de prata dos cristais que contém a imagem latente e deixar inalterados os outros cristais não possuidores de imagem (não irradiados) figura 6.9.

A conversão do íon Brometo de prata em prata metálica ocorre quando o agente redutor (solução reveladora) doa elétrons para todos os íons de pratas do cristal exposto reduzindo-os a átomos de prata (prata metálica). A ação química que a prata sofre pode ser resumida como a seguir:



Íon de prata no cristal que contém a imagem latente	Elétron vindo do revelador	Átomo de prata

Esta redução química ocorre em todos os cristais, mas o agente redutor (revelador) atua mais rapidamente nos cristais que foram expostos, isto é, aqueles que possuem o núcleo da imagem latente.



Fig. 6.9 Somente cristais que contém uma imagem latente são reduzidos a prata metálica por adição do revelador



É importante citar também que, a conversão de cada íon de prata é acompanhada pela liberação de um íon brometo que primeiro é absorvido pela gelatina e eventualmente indo para a solução no revelador. É por esta razão que a concentração de brometo na solução reveladora aumenta com o uso.

A revelação de um filme é uma reação química em que a extensão de reação de temperatura, concentração dos preparados químicos (revelador) e tempo de revelação devem ser combinados de modo a fazer ocorrer a máxima conversão dos cristais expostos e a mínima dos não expostos. Nestas condições o revelador ou processador automático são considerados otimizados.

Um tempo longo de revelação conduz a um aumento total do número de grãos revelados. Temperaturas altas tem o mesmo efeito. A redução da prata é, entretanto, controlada pela concentração dos reveladores químicos o qual tem uma grande relação com a imagem final produzida no filme. Na figura 6.10 temos três graus de revelação para cristais expostos e não expostos.



Fig. 6.10 Graus de revelação no cristal: A) pouca revelação B) Revelação ideal c) Revelação excessiva

Chamamos a atenção para o fato de que, os filmes radiografados **devem ser revelados até o seu máximo; em caso contrário obtêm-se perdas de contrastes e, por conseguinte, insuficiente qualidade de imagem.** Erros muitos comuns são a **superexposição** e a **sub-revelação**.

Tabela 6.1 Componentes do Revelador e Suas funções

Componente	Químico	Função
Agente revelador	Fenidona	Agente redutor; Produz rapidamente sombras de cinza
Agente revelador	Hidroquinona	Agente redutor; Produz lentamente tons de preto
Agente de proteção	Carbonato de Sódio	Ajuda a gelatina a encher; produz alcalinidade; Controla o pH
Retardador	Brometo de Potássio	Agente antifog; Conserva os cristais não expostos de serem atacados quimicamente
Conservador	Sulfito de Sódio	Controla a oxidação; mantém o balanço entre os componentes do revelador
Endurecedor	Glutaraldeído	Controla a dilatação da gelatina; ajuda a qualidade arquivada
Agente separador		Remove impureza metálicas; estabiliza agente revelador
Solvente	Água	Dissolve o químico para uso

Aviso

Você deve ter muita atenção quando misturar uma solução reveladora contendo hidróxido de sódio. Você deve usar luvas e óculos



Frisamos que uma revelação apropriada implica que todos os cristais expostos que contenham a imagem latente sejam reduzidos a prata metálica, enquanto aqueles cristais não expostos não são afetados. O processo de revelação, entretanto, não é perfeito. Alguns cristais contendo uma imagem latente permanecem irrevelados (não reduzidos a prata), enquanto outros cristais que não são expostos podem ser revelados. Ambas as ações reduzem a qualidade da radiografia.

O revelamento do filme é basicamente uma reação química. Como todas as reações químicas, esta é governada por três características: (1) tempo, (2) temperatura, e (3) concentração de revelador. Tempos longos de revelação levam a aumentar a redução da prata em cada grão e aumenta a revelação do número total de grão. Temperatura alta no revelador tem o mesmo efeito. Similarmente, a redução de prata é controlada pela concentração do revelador químico. Com a concentração do revelador aumentado, o agente redutor torna-se mais poderoso e pode mais rapidamente penetrar ambos os cristais de haleto de prata expostos e não expostos.

Os fabricantes de filme radiográficos e químicos de revelação tem muito cuidado na determinação de condição ótima de tempo, temperatura, e concentração apropriada do revelador. Imagens ótimas com contraste e densidade apropriadas podem ser esperadas se forem seguidas as recomendações do fabricante para o revelador. Desvio das recomendações dos fabricantes pode resultar em perda da qualidade de imagem. Referente a figura anterior novamente, a que ilustra os três graus de revelação para cristais não expostos e expostos, podemos produzir um filme enevado, carvãoizado e com falta de contraste apropriado. Há muitas causas para o nevoamento (fog) do filme. Um aumento no tempo, temperatura, ou concentração do revelador acima do recomendado pelo fabricante resultaria num aumento do fog. O fog pode também ser produzido por contaminação química do revelador (chemical

fog), por radioexposição não intencional (radiation fog), ou por armazenamento impróprio em elevadas temperatura e umidade.

Processo de fixação e endurecimento

Assim que termina o processo de revelação do filme, a imagem latente contida nos grãos de prata deve ser fixada e os halletos de pratas que não foram expostos a radiação devem ser removidos, sob o risco de que o filme fique escurecido ou sem contraste, em razão de que, os halletos remanescentes poderão sofrer uma redução vagarosamente com o tempo.

O fixador contém um agente desembaraçador e endurecedor. O mecanismo químico de fixação da imagem com a eventual retirada do brometo de prata (haleto de prata) não irradiado consiste basicamente no seguinte: durante a fixação, os grãos de prata revelados (imagem radiográfica) permanecem inalterados, enquanto, os brometos de prata endurecidos formam moléculas com o agente fixador, as quais são dissolvidas depois na própria solução fixadora. Por isso é importante ter presente um excesso de fixador. O objetivo do endurecedor é garantir que o filme seja transportado corretamente através da seção de lavagem- secagem e também assegurar rápida e completa secagem. Os químicos comumente usados com o endurecedor são potássio de alumínio, cloreto de alumínio, ou cromo de alumínio.

Da mesma maneira que na revelação, o tempo é um fator importante, porém não crítico.

Lavagem do filme

Finalmente, o filme deve ser lavado em água corrente. A lavagem do filme é necessária, porque remove todos os resíduos remanescentes dos produtos químicos utilizados, evitando assim, que o filme mude de cor com o passar do tempo (amarele), e a conseqüente degradação da qualidade da imagem. A água é usada como o agente de lavagem.



Secagem do filme

O passo final no processamento é a secagem da radiografia. Isto é feito por soprar ar seco e morno sobre ambas as superfícies do filme quando este é transportado através da câmara de secagem.

Processamento manual do filme

Antes da introdução dos processamentos automáticos dos filmes em radiografia, os filmes radiográficos eram processados manualmente. No processamento manual o filme radiográfico exposto é primeiro imerso em um químico revelador por aproximadamente 5 minutos em uma temperatura de 20⁰ C. O filme é então colocado em um banho de parada, o qual em seguida é colocado na solução fixadora. Após o filme ter sido fixado, este em seguida é lavado em água e pendurado para secar Tabela 6.2. Este processo manual leva aproximadamente uns 50 minutos para obter a secagem completa e pronta para ser estudada pelo radiologista (Figura 6.11).



Fig. 6.11 Tanque de revelação manual

Processadora automática do filme

Atualmente nos departamentos de radiologia, tornou-se comum o uso de processadoras automáticas, devido às vantagens que estas processadoras oferecem em relação ao processo de revelação manual. As principais vantagens são: primeiro é o tempo de processamento que é reduzido enormemente e que gira em torno de 60 a 90 segundos, e atualmente até menos. Segundo é a uniformidade de revelação que será maior, caso a processadora automática esteja funcionando perfeitamente bem e os elementos químicos estejam empregados corretamente. Terceiro é o controle de qualidade facilitado.

Visto que, neste tipo de processamento automático o tempo é reduzido, as outras duas variáveis que afetariam a revelação devem ser aumentadas. Os elementos químicos usados para processadoras automáticas são mais concentrados e apresentam pequenas diferenças em suas composições, quando comparadas aos elementos químicos usados em processamento manual. O erro é muito maior em processamento manual do que no processamento automático.

Na página seguinte, a figura 6.12 ilustra os passos completos para a formação da imagem radiográfica final, e uma tabela para a obtenção de imagem num processo de revelação manual.

O processo de converter a imagem latente para uma imagem radiográfica visível pode ser resumido como um processo de três passos:

Primeiro a imagem latente é formada por exposição dos grãos de haleto de prata. A seguir os grãos expostos e somente os grãos (imagem latente) expostos são feitos a tornarem-se visíveis devido o revelador, e finalmente, o fixador remove os grãos não expostos da emulsão e torna a imagem permanente.



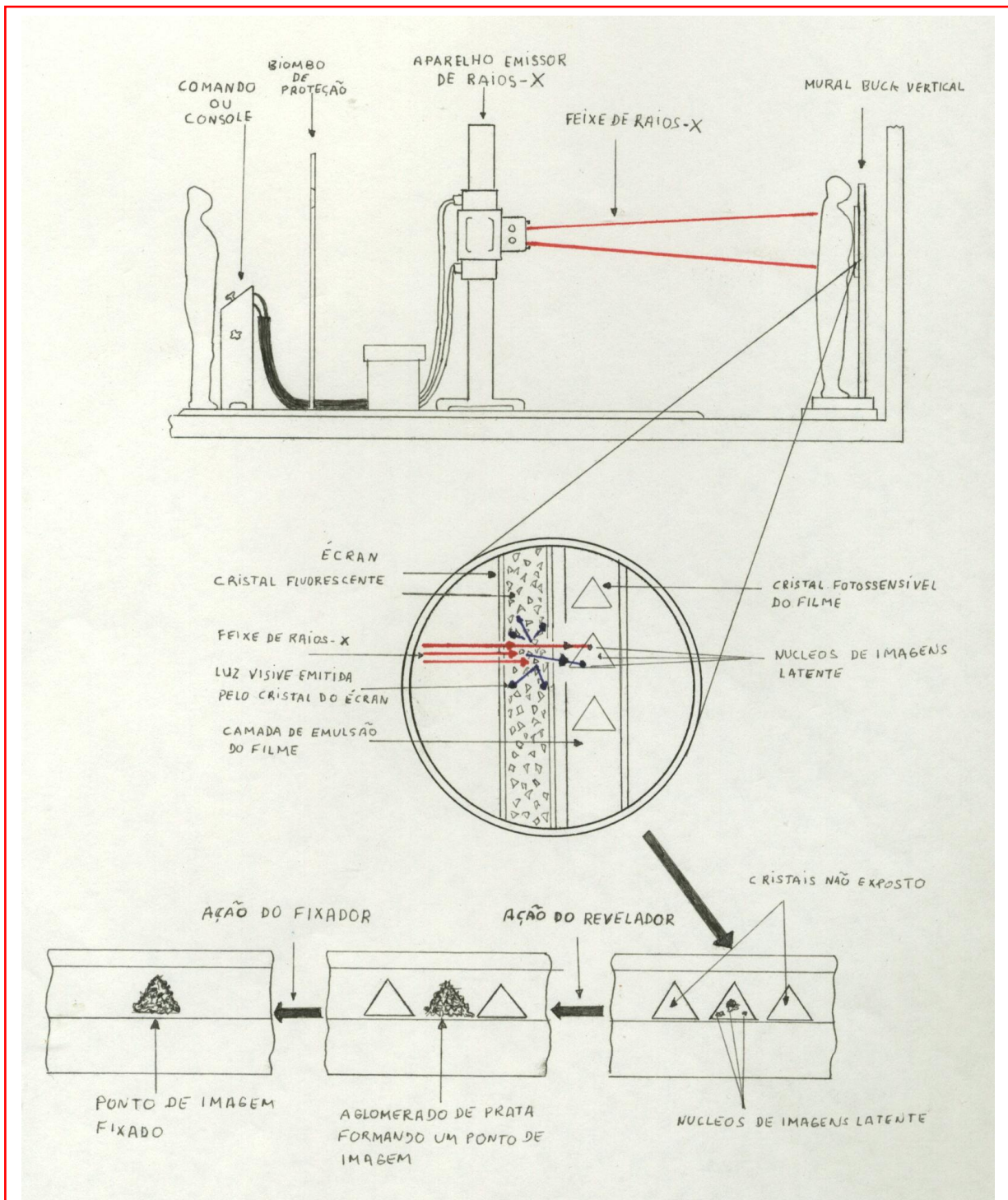


Fig. 6.12 Passos para a formação da imagem final em uma película radiográfica: 1 – O paciente é exposto aos Raios -X que formam no filme a imagem latente; 2 – Ao passar o filme no revelador a imagem latente aparece; 3 – A imagem é fixada e endurecida ao passar pelo fixador; 4 – Em seguida o filme é lavado e secado e o resultado é a imagem radiográfica final.



Passos	Tempo (s)	O que acontece
1 - Fabricação	-	Cristal de AgBr suspenso em gelatina (emulsão)
2 - Exposição	0,01 - 10	Forma a imagem latente
3 - Umedecer	10	Amolece a emulsão para que o revelamento subsequente fique uniforme
4 - Revelação	3 - 300	Converte imagem latente em imagem visível
5 - Banho	60	Termino da revelação e remoção do excesso do revelador
6 - Fixação	10 - 300	Remoção de haletos de prata restante e endurecimento da gelatina
7 - Lavagem	900	Remoção do excesso químico
8 - Secar	900	Remoção da água

Processamento automático do filme

A primeira processadora do filme radiográfico foi introduzida por Pako em 1942 (Figura 6.13).

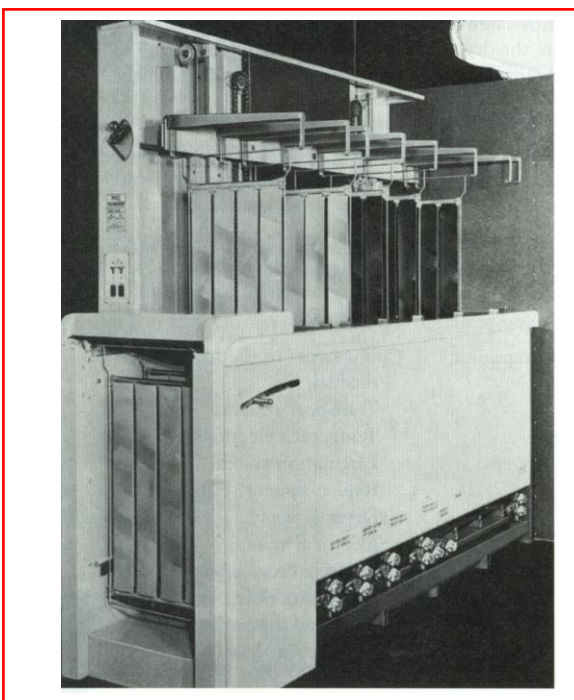


Fig. 6.13 Primeira processadora automático - 1942

O primeiro modelo disponível comercialmente podia processar 120 filmes por hora usando um filme de asa especial. Estes filmes de asa vêm molhados de um tanque para outro. O tempo de ciclo total para o processamento de um filme era aproximadamente 40 minutos.

Seqüência de passos no processamento

Um número de passos é envolvido no processamento de um filme radiográfico, e estes estão apresentados na tabela 6.3.

As maiorias dos processamentos radiográficos hoje são feitos automaticamente. O químico envolvido no processamento manual ou automático são basicamente os mesmos. No processamento automático o tempo para cada passo é curto e a concentração química, temperatura são maiores do que em processamento manual.

Passo	Tempo (s)	Propósito
Umedecendo	-	Inchamento da emulsão para permitir a penetração do químico.
Revelamento	22	Produção da imagem visível a partir da imagem latente
Parada de Banho	30	Termino do revelamento e remoção do excesso químico vindo da emulsão
Fixação	22	Remoção dos haletos de prata remanescente vindo da emulsão e endurecedor da gelatina
Lavagem	20	Remoção do excesso de químico com água
Secagem	26	Remoção de água e preparação da radiografia para ser vista



1. **Molhando** – O primeiro passo na sequência de processamento é molhar o filme para soltar a emulsão de forma que os banho químicos subsequente possa alcançar todas as partes da uniformidade da emulsão. Este passo frequentemente é omitido, e o agente umidificador então é incorporado no segundo passo – revelamento.
2. **Revelando** – O passo do revelamento é o estágio de processamento na qual a imagem latente é convertida para uma imagem visível.
3. **Parada de banho** – Após o filme ser revelado este é enxaguado em uma solução ácida que é designada a parar o processo de revelação e remove o excesso do químico revelador vindo da emulsão. Este passo algumas vezes está incluído no passo seguinte – fixação.
4. **Fixação** – Durante a fixação, os haletos de prata que não foram expostos a radiação ou luz são dissolvidos e removidos da emulsão. A porção da gelatina da emulsão é endurecida no mesmo tempo para tornar sua estrutura mais forte.
5. **Lavagem** – A fixação é seguida por uma vigorosa lavagem do filme para remover qualquer químico restante vindo dos vários passos do processamento.
6. **Secagem** – Finalmente o filme é secado para remover a água usada para lavar este e tornar o filme aceitável para manuseio e ser visto.

Destes passos o revelamento e a fixação são os mais importantes no processamento do filme radiográfico.

Atualmente várias são os tipos de marcas de processadoras, tanto nacional como macro tec MX 2, Runzomatic 130, Vision Line

VS 45X, etc. e as importadas Doosan DPS 3800, Drystar 2000, X – Omat 2000, etc. Figura 6.14 Abaixo processadora, tanque e químicos de uso comercial.



Fig. 6.14 Processadora automática de filmes radiográficos, o tanque de mistura automático dos químicos e os químicos empregados para os processamentos.



Sistema de transporte

Partes da processadora automática

A eficiência dos serviços de radiologia aumentou consideravelmente com a introdução dos rolos de transportes no processamento automático em 1956. O tempo entre exposição e o término radiográfico foi encurtado de horas para minuto. O requerimento para o pessoal de câmara escura diminuiu proporcionalmente. Em suma para aumentar a eficiência, o processamento automático tem resultado em melhor qualidade de imagem porque a radiografia é processada da mesma maneira.

A figura 6.15 mostra as partes de uma processadora automática.

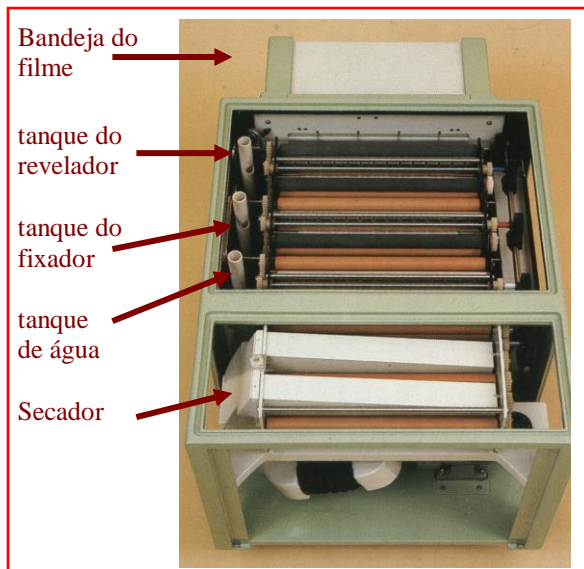


Fig. 6.15 Processadora automática sem tampa

Os principais componentes de uma processadora automática são: (1) sistema de transporte, (2) sistema de controle de temperatura, (3) sistema de circulação, (4) sistema de reposição do químico, (5) sistema de secagem, e (6) sistema elétrico.

O sistema de transporte começa na bandeja de alimentação do filme. Na sala escura o filme a ser processado é colocado sobre a bandeja de alimentação e inserido para o processamento automático. O filme é preso pelo os rolos e então começa a ser transportados. Nesta fase há também um micro chave (microswitch) que controla a taxa de reposição do químico de processamento. O filme eventualmente deve ser colocado pelo lado mais curto em relação a entrada na bandeja do filme. Isto assegura o sistema de transporte sempre igual.

Dos rolos de entrada o filme é transportado pelos rolos e prateleira (racks) através do tanque dos químicos e câmara de secagem e finalmente cai no cesto de recebimento. O sistema de transporte não somente transporta o filme, mas também controla o processamento controlando o tempo de imersão do filme em cada um dos químicos de processamento. A sequência de tempo e parada no processamento é acompanhada pelo movimento do filme através de cada estágio em uma taxa controlada cuidadosamente.

O sistema de transporte é formado de três subsistemas principais: rolos de transportes, que tem diâmetros de $\pm 2,5$ cm e rola o filme ao longo do percurso. Os rolos são posicionados em pares oposto ou fora um do outro, figura 6.16. Quando o filme faz um giro em um sentido num dos rolos o outro rolo gira de forma inversa. Exceto para os rolos de

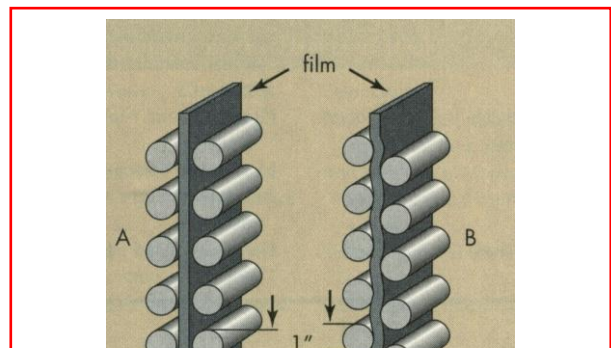


Fig. 6.16 A - Rolos de transporte posicionados opostos um do outro, B - Rolos de transporte posicionados fora um do outro.





entrada na bandeja de alimentação do filme, a maioria dos rolos no sistema de transporte são posicionados em prateleira (rack), figura 6.17. Estes racks são facilmente removíveis para fornecer manutenção conveniente e limpeza eficiente da processadora.



Fig. 6.17 Um rack de transporte dos filmes, revelador, fixador e lavagem.

mantém continuamente o tanque do revelador e fixador em agitação constante. Um filtro que segura partículas de aproximadamente 100 μm no tamanho é necessário no sistema de circulação do revelador para apanhar manchas da gelatina que são soltas da emulsão. Desta forma as partículas têm menos chance de tornar a fixar-se nos rolos, onde poderiam produzir artefatos sobre o filme durante o transporte. Estes filtros não são 100% eficientes, e barras podem originar-se sobre os rolos. Conseqüentemente, limpar os tanques e sistemas de transporte deve ser uma parte na rotina de manutenção de qualquer processadora.

A filtração no sistema de circulação do fixador é normalmente desnecessária, assim o fixador endurece e encolhe a gelatina tal que os rolos não fiquem cobertos. Além do mais, o fixador neutraliza o revelador, e o produto desta reação não afeta a radiografia final.

Sistema de controle de temperatura

O revelador requer controle de temperatura preciso. A temperatura ótima é determinada experimentalmente ou especificado pelo fabricante entre 33 e 35°C.

A temperatura é monitorada por um par térmico ou termistor. Um elemento de aquecimento controlado termicamente está no tanque do revelador.

Sistema de circulação

Qualquer um que tenha processado manualmente uma radiografia sabe como é importante o filme ser agitado durante o processamento. A agitação é necessária para continuar misturando o químico de processamento, para manter uma temperatura constante ao longo do tanque de processamento, e para ajudar na exposição da emulsão para o químico.

No processamento automático, a agitação é fornecido por um sistema de circulação que

A circulação da água através do tanque de água é necessária para a remoção total dos químicos processados vindos à superfície dos filmes antes de secar para assegurar a qualidade arquivada. Em lugar de usar um sistema de circulação fechada, geralmente isto é feito com um sistema aberto. Água fresca de torneira é transportada para o tanque do fundo a superfície, onde esta, é coletada e descarregada diretamente no sistema de saída (esgoto). A taxa de fluxo mínimo de água na maioria das processadoras é 12 litros por minuto.

Sistema de reposição do químico

Cada vez que um filme é posto a processar este usa algum químico. Algum revelador é absorvido pela a emulsão e é neutralizada durante a fixação. O fixador, igualmente, é absorvido durante o processamento e algum é levado para o tanque de lavagem. Se nenhum revelador ou fixador for repostado, estes perdem o equilíbrio químico depressa, e o nível da solução em cada tanque reduz, resultando em um tempo de contato curto com o químico.





Sistema de secagem

Se ao término do processamento o filme sai molhado ou umedecido, este prende partículas do ar, o que resulta em artefatos sobre o filme. Adicionalmente, um filme úmido ou molhado é difícil manusear sobre o negatoscópio. Quando armazenado um filme umedecido pode tornar-se pegajoso e a emulsão será destruída. O sistema de secagem consiste de ventilador, duto de ventilação, tubos de secagem, e sistema de exaustor. Este extrai completamente todas as misturas residuais da radiografia processada tal que caia no cesto recebedor seco.

Sistema elétrico

A força elétrica deve ser fornecida para o componente térmico e mecânico de cada um dos sistemas mencionado anteriormente. Isto é feito, através dos próprios fios da processadora automática. Normalmente, a processadora é protegida com fusíveis contra variações de voltagem, para cada parte da máquina.

Cuidados com a processadora

Como o filme de mamografia é muito sensível, alguns cuidados especiais em relação ao processamento dos filmes devem ser tomados para obter um bom resultado final. Em primeiro lugar o ideal é trabalhar com uma processadora dedicada a mamografia TC e outra a R- X convencional. Este tipo de processadora de filme deve possuir um bom sistema de mistura e filtração dos químicos, rolos macios que não danifiquem a emulsão do filme, temperatura sem oscilações (33 a 35 °C) e tempo de revelação mais longo. (figura 6.18). Em processadora dedicada a mamografia é exigido uma manutenção mais primorosa para se evitar artefatos que podem aparecer como pontos brancos, escuros ou riscos na imagem.



Fig. 6.18 Tanque reservatório e de preparação do revelador e fixador (automixer). Este sistema possui mecanismo para preparação dos químicos para que a diluição seja sempre a ideal e possui também mecanismos de agitação dos químicos, evitando que os cristais se depositem no fundo dos tanques.

À esquerda, filtro de água, para evitar que sujeiras trazidas dos encanamentos possam entrar na processadora e causar artefatos nos filmes

É importante atentar para a limpeza dos rolos e tanques da processadora, pois sujeiras depositadas nos rolos e fundo dos tanques poderão aderir ao filme no momento da revelação, causando artefatos semelhantes aos de grão de sujeiras em écrans, confundido assim o diagnóstico do artefato.

Uma limpeza minuciosa da processadora deve ser feita uma vez por semana ou a cada quinze dias, dependendo do volume de exames. A limpeza deve compreender a lavagem de todos os rolos com esponja macia para evitar que eles se danifiquem e passem a marcar os filmes. Após o término do plantão, quando a processadora for desligada, a tampa da mesma deve ficar semiaberta para facilitar a saída dos gases químicos figura 6.19. Se a tampa ficar fechada, com o resfriamento da processadora, os gases se condensarão, podendo cair sobre as engrenagens dos racks, causando uma corrosão precoce, ou causar contaminação do revelador.



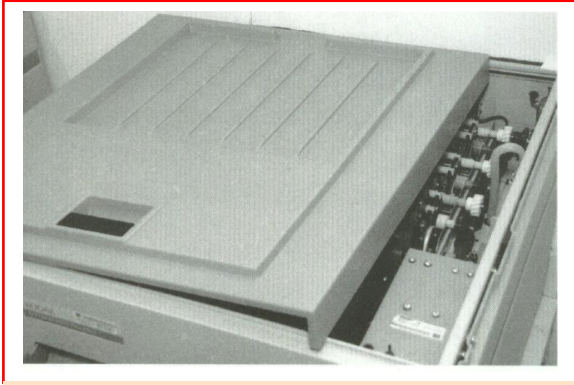


Fig. 6.19 Processadora com a tampa semi-aberta

Nevoamento no filme (FOG)

Anteriormente aprendemos que o agente revelador enegrece os cristais de prata que continham a imagem latente, deixando de lado os haletos não afetados pela radiação. Isso não é totalmente verdade, pois os cristais da emulsão podem ser revelados de muitas outras maneiras.

Entre as causas mais usuais de revelamento de alguns brometos de pratas sem que o filme tenha sido exposto, e que é comum encontramos na prática são: Pressão (tal como quando se escreve sobre o filme), certos tipos de gases químicos e armazenagem em temperaturas elevadas. Portanto, se um filme não exposto for revelado e aparecer certa quantidade de enegrecimento sobre o filme processado, dizemos que o filme está com “FOG”. A quantidade de enegrecimento depende do tipo de filme, da forma de armazenamento, manuseio e sobre o revelador no qual ficou sujeito. Além destas causas não podemos esquecer aquelas anteriormente citadas: tempo, temperatura e concentração do revelador.

Para concluirmos, podemos dizer que, o enegrecimento via fog é adicionado ao enegrecimento via exposição, e isto torna a imagem obscura e sem contraste, fato que

deve ser evitado sempre em técnicas radiográficas.

CARACTERÍSTICAS E PROPRIEDADES DOS FILMES DOS R - X.

1- Característica do filme radiográfico

Imagens médicas, especialmente radiografia, estão se tornando extremamente técnico e sofisticado. Isto é refletido no número e variedades dos filmes radiográficos usados. Os principais fabricantes de filme produzem cada cerca de diferentes filmes para imagem médica. Quando combinado com os vários tamanhos de filmes produzidos, mais de 500 tipos são possíveis. Tabela 6.1 mostra os tamanhos de filmes padrão em metro (SI).

Na maioria dos casos os tamanhos não são exatamente equivalentes, mas eles são normalmente trocáveis. Sem dúvida o filme mais usado comumente é aquele que costumeiramente é referido como filme-écran. Até mesmo filme - écran, entretanto, vem em uma variedade de tipos. Em adição ao filme – écran, há filmes de exposição direta (sem écran), o qual algumas vezes é chamado filme sem tela (sem écran). Há também filme de aplicação especial tal como filmes usados em mamografia, gravadores de vídeo, duplicação, subtração, cineradiografia, e radiografia dental. Cada tem razão particular para o uso. O seguinte é uma breve descrição das características do filme radiográfico.

Tabela 6.1 Tamanho padrão de filmes

18 x 43 centímetros
20 x 25 centímetros
24 x 30 centímetros
28 x 35 centímetros
35 x 35 centímetros
35 x 43 centímetros



Emparelhamento espectral

Talvez a consideração mais importante na seleção de filme - tela (écran) moderno é a sua característica de absorção espectral. Com a introdução do écran de terras - raras nos anos de 1970, a pessoa deve ter particular atenção para usar filme de sensibilidade a várias cores da luz, sua **resposta espectral**, é casada para o espectro de luz emitido pelo o écran. Écran Tungstato-Cálcio, usado antes do desenvolvimento de écran de terras- raras, emite luz violeta-azul e azul e, portanto, deve ser exposto somente com filme de haleto de prata padrão. Estes filmes respondem a luz azul e violeta, mas não a luz verde, amarela ou vermelha. Eles são chamados filmes de sensibilidade azul. Se telas de terras - raras são usadas, elas devem se casadas com filme que é sensível não somente a luz azul, mas também a luz verde. Tais filmes são ortocromático e é chamado filme de sensibilidade-verde. Isto é distinto vindo do filme pancromático, o qual é usado em fotografia e é sensível ao espectro da luz visível inteiro. A figura 6.20, mostra a resposta espectral de filmes sensível a luz verde e azul. Os filmes de sensibilidade azul devem ser usa dos com telas intensificadoras

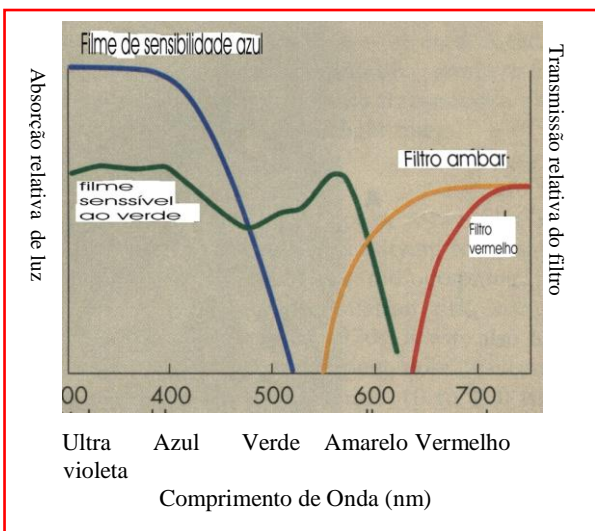


Fig. 6.20 Os filmes radiográficos são ao azul ou ao verde, ambos necessitam de filtro de luz de segurança âmbar ou vermelho

tungstato – cálcio. Filmes de sensibilidade verde são geralmente expostos com écran de terras – raras, embora vários fósforos (substancia fosforescente), notavelmente, oxibrometo lanthanum e sulfato de estrôncio de bário, emite na região do espectro azul-violeta. Se há um casamento impróprio da emissão espectral de uma tela com a sensibilidade espectral do filme, a velocidade do receptor de imagem será enormemente reduzida, e a dose no paciente será aumentada. Casamento espectral apropriada resulta na correta combinação tela filme.

Velocidade

Filmes também são disponíveis com diferentes sensibilidades para a luz de fótons ou raios – X ou velocidades. Normalmente os fabricantes oferecem dois ou três filmes diferentes tendo diferentes velocidades e diferentes emulsões. Em geral, quanto maior a espessura da emulsão, mais sensível será o filme a luz e, portanto, maior será a velocidade. Para melhorar a velocidade, os filmes – écrans são quase sempre são de dupla emulsão, ou seja, é a emulsão sobre ambos os lados da base do filme. Isto fornece o dobro da velocidade comparado com os filmes de emulsão em uma só face do filme, mesmo se a emulsão única fosse duas vezes mais espessa. Há um limite para a velocidade do filme, entretanto, devido a luz vinda de uma tela intensificadora (écran) ser absorvida muito rapidamente na camada superficial da emulsão. Se a espessura da emulsão é muito grande, a porção próxima a base do filme permanece em grande parte não exposta. Em geral, emulsão com grãos grandes são mais sensíveis do que emulsão de grãos pequenos. Atualmente as emulsões contém menos prata ainda, mas, produz a mesma densidade óptica por unidade de exposição. Esta maior eficiência no uso de prata na emulsão é termado como força de cobertura da emulsão. A velocidade do filme é quase sempre aquela que no receptor de imagem tem o filme e duas telas em combinação.





Quando telas e filmes são casados apropriadamente, a velocidade informada pelos fabricantes será preciso. Um mal casamento resulta em erro significativo na exposição da radiografia.

Contraste

A maioria dos fabricantes oferece filme-écran com múltiplos níveis de contraste. Filmes de alto contraste produzem uma imagem preta e branca, enquanto um filme de contraste baixo a imagem é cinza.

Latitude

O contraste de um receptor de imagem é inversamente proporcional a sua latitude de exposição, que é a faixa de técnica de exposição que produz uma imagem aceitável. Consequentemente, filmes – écrans são disponíveis em múltiplas latitudes. Geralmente os fabricantes identificam estes como: médio contraste, alto contraste ou filmes de muito alto contraste. A diferença é basicamente o tamanho do cristal haleto de prata e a distribuição. Uma emulsão de alto contraste contém grãos pequenos de halletos de prata com um tamanho de grão relativamente uniforme. Filme de baixo contraste, por outro lado, contém grãos maiores e tem uma ampla faixa de tamanhos. Filmes de latitude larga formam uma imagem aceitável um tanto quanto com erro pelo operador de 15%. O uso de filme com latitude larga minimiza repetições e reduz radio exposição no paciente.

Cruzamento (Crossover)

Até recentemente, cristais de haleto de prata eram graúdos e tridimensionais, (figura 6.21 B). Novas emulsões (figura 6.21 A) são chamadas de grão tubular porque os cristais de haleto de prata são chatos, uma forma que

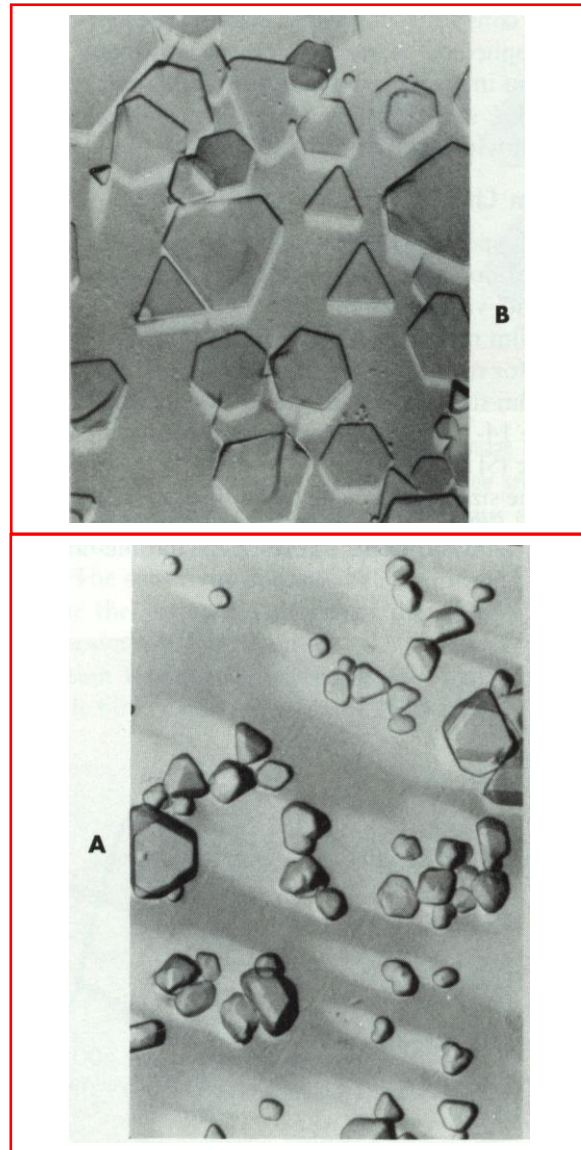


Fig. 6.21

- A – Cristais de haleto de prata convencionais são irregulares em tamanho e acumulado**
B – Nova tecnologia produz grãos tabletes planos que são mais eventualmente dispersos

resulta em uma razão de volume para uma área larga de superfície. O resultado não é somente melhorado pela força de cobertura, mas atravessamento significativo menor. Quando a luz é emitida pela tela reforçadora, esta não somente expõe a emulsão adjacente, mas também a emulsão do outro lado da base. A luz atravessa (crossover) a base e causa borrão aumentado sobre o outro lado da emulsão (figura 6.22).



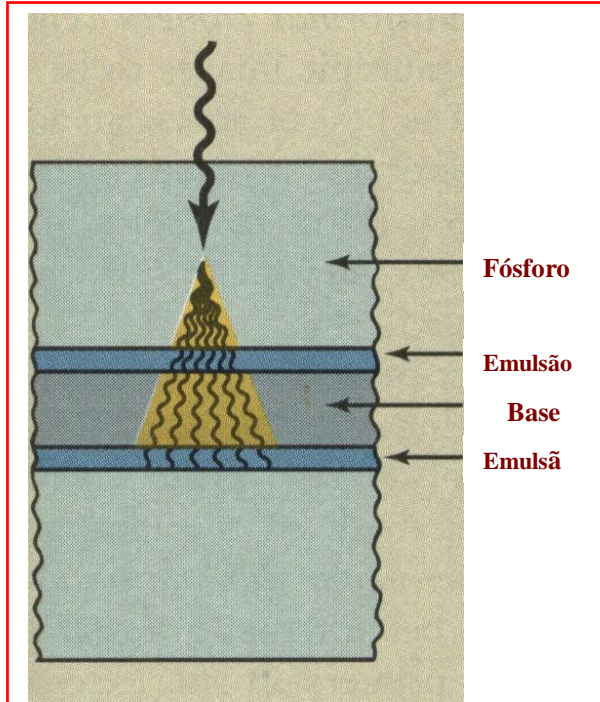


Fig. 6.22 Ocorre a travessia quando luz de tela atravessa a base do filme e expõe a emulsão pelo o outro lado

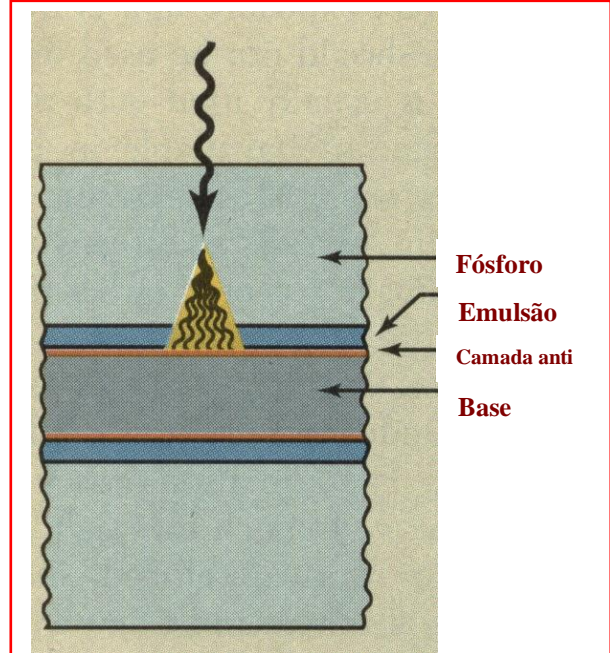


Fig. 6.23 A travessia é reduzida pela a adição a base de anti – camada

A travessia é reduzida com o uso de uma emulsão de grão tubular. A força de cobertura produz absorção de luz aumentada vinda da tela e luz transmitida através da emulsão. A adição de uma tintura absorvedora de luz em uma camada anti- travessa reduz a travessia para perto de zero (figura 6.23). A camada ante-travessia tem as seguintes características críticas: (1) esta absorve a maioria da luz de atravessia; (2) esta não difunde para a emulsão, mas permanece como uma camada separadora; (3) esta é completamente removida durante processamento.

2 - Tipos de Filmes

Filmes de exposição direta

No passado, os filmes de raios – X foram fabricados para serem usados sem telas intensificadoras. Filmes de exposição direta foram usados para radiografar partes finas do corpo (extremidades) que apresentam risco de radiação baixo, tais como mãos e pés. Até os anos de 1970, estes filmes foram usados para mamografia; entretanto, as doses nos pacientes eram muito altas. Estes filmes tipicamente requeriam de 10 a 100 vezes mais radiação do que filmes com telas intensificadoras. Hoje, estes filmes só são usados quando os benefícios excederem em valor os riscos de exposição. A emulsão de um filme de exposição direta é mais grosso do que de filme com intensificador, e estes contém uma concentração mais alta de cristais de haletos de prata para aumentar a interação





direta dos raios – X. Filmes de exposição direta não são sensíveis a luz e, portanto, não devem ser usados com telas intensificadoras (écran). Filmes de exposição direta geralmente são usados com um chassis com cartolina, embora alguns estejam disponíveis em envolturas de papel individualmente empacotadas. A maioria dos exames de extremidades usam agora filmes de dupla emulsão com écran de alto detalhe de grãos finos como os receptores de imagem bastante melhores do que os antiquados filmem de exposição direta.

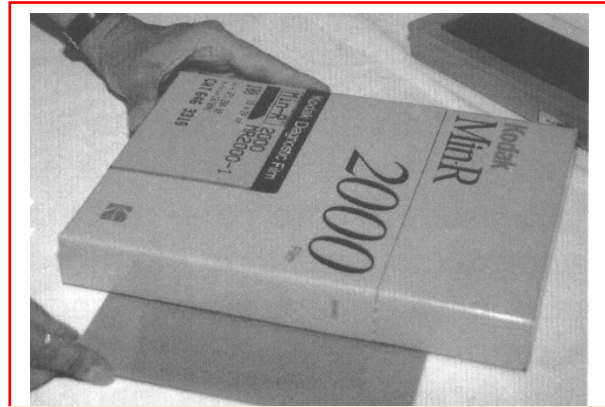


Fig. 6.24 Filme écran – filme de emulsão única de alto contraste

Filme de mamografia

Mamografias foram originalmente executadas em um grau industrial e com filme de dupla emulsão de exposição direta. A dose de radiação associada a tal técnica foi muito mais alta, e conseqüentemente filmes especiais foram desenvolvidos incluindo Lo Dose pela EI duPont de Nemours & Company e Min – R pela Eastman Kodak Company (figura 6.24) .

Os filmes de mamografia são filmes de única emulsão de grãos finos projetados para serem expostos com uma tela intensificadora única (écran - filme). Os filmes tipo Lo Dose usam uma tela de tungstato de cálcio e o Min – R, filme de alto contraste, significativa nitidez (figura seguinte) usa um écran de terras raras. A resposta espectral de cada emulsão é ajustada adequadamente. A superfície oposta da base da tela é coberta com uma tintura de absorção de luz especial para reduzir a reflexão da luz - tela que é transmitida através da emulsão e base. Este efeito é chamado “aureola” e a tintura absorvedora é uma cobertura anti-áurea. Tal cobertura anti-áurea é usada sobre todos os filmes - écrans de emulsão única, não só filmes de mamografia. A cobertura anti-áurea é removido durante processamento.

Filme vídeo

O uso do filme de vídeo está crescendo rapidamente por causa da introdução e crescente uso de tomografia computadorizada, radiografia digital, ultrassonografia, e imagem de ressonância magnética. Em cada um desses processos de imagem o receptor de imagem não é o filme, mas sim algum tipo de detector de radiação. Nestes a imagem é formada pelo computador de ajuda analisador da radiação detectada, cuja imagem é então mostrada sobre um monitor de vídeo. Para se tornar uma imagem permanente e ser vista pelo médico radiologista, é feito uma fotografia negativa da imagem do vídeo. Isto é chamado “Imagem de vídeo” ou “Imagem TRC. O tubo de imagem de televisão é um tubo de raios catódicos (TRC). Quando usado em equipamento de escritório, o TRC é o principal componente de um terminal monitor de vídeo (TMV). A dose no paciente não é considerada em imagem de vídeo, porque esta é totalmente independente da maneira na qual a imagem de vídeo é obtida. O que é importante é que o filme de vídeo seja sensível tal que as imagens possam ser obtidas em um tempo curto e o filme possa ser casado apropriadamente para a emissão espectral do TRC. As imagens são obtidas com o que é conhecido como um ponto-azul ou ponto – verde do fósforo do TRC.



As imagens no fósforo do TRC devem ser registradas em um filme de sensibilidade verde ou azul. Embora alguns filmes de imagens de vídeos são casados espectralmente para emissão de TRC verde ou azul, a maioria são filmes ortocromático e, portanto, podem ser usados com qualquer tipo de TRC. Filmes pancromáticos não são usados porque eles tornar-se-iam velados (fog) pela luz de segurança existente na sala escura. Filmes de imagens de vídeos incorporam uma única emulsão que é relativamente fina. Eles são normalmente expostos em um dispositivo chamado câmera Multiformato. Estes dispositivos permitem colocar múltiplas imagens sobre uma única película de filme. As câmaras melhores podem acomodar tamanhos de filmes diferentes e, fornecer, uma única imagem ou até 16 imagens por filme

Filme laser

Uma impressora laser usa o sinal eletrônico digital vindo de uma unidade de imagem como computador IRM ou CT. A intensidade do feixe laser é variada na proporção direta da intensidade do sinal da imagem. Este processo é chamado “modulação feixe – laser”. Enquanto está sendo modulado, o feixe laser escreve em amoldamento reticular sobre o filme inteiro. As impressoras lasers fornece excepcional qualidade de imagens consistente para filmes de tamanhos – múltiplos e múltiplos formatos de imagens por filme. Elas podem ser conectadas eletronicamente a múltiplas modalidades de imagens digital tais como em CT, IRM, e Radiografia computadorizada. Mesmo até para grandes produtividades, as impressoras lasers podem ser ligada a uma processadora automática de filme (figura 6.25). Os filmes Laser são haletos de prata sensibilizado para a luz vermelha emitida pelo laser da mesma maneira que filmes de telas sensíveis verdes e azul são sensibilizados. Diferentes tipos de lasers são usados em impressoras lasers, e

filmes lasers é particularmente sensível a luz, portanto filme laser deve ser manuseado em total escuridão.

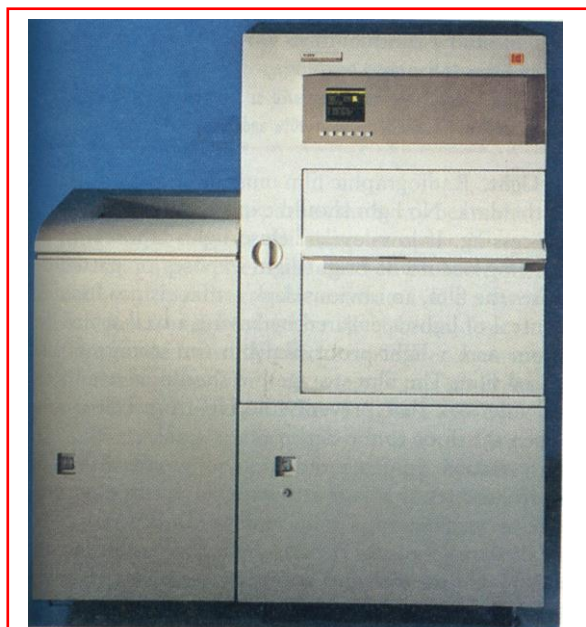


Fig. 6.25 Impressora Laser fixada a uma processadora automática de filme

Filmes especializados

Ocasionalmente será pedido a um técnico a usar um filme de especialidade. Na duplicação de uma imagem existente, um filme de duplicação é usado. Filmes de duplicar são indicados para uso em um mesmo tamanho; isto é, o tamanho do filme duplicado é igual ao tamanho do filme que está sendo duplicado. O filme de duplicação é um filme de emulsão única que é exposto a luz ultravioleta através da radiografia existente para a cópia a produzir.

Filme de subtração

Filme de subtração é algumas vezes usado em angiografia, embora que com o aumento de aplicação de fluoroscopia digital, seu uso venha declinando. Filme de subtração é um filme de emulsão única com geralmente dois tipos. Um tipo é indicado para preparar a máscara de subtração, e o outro tipo acomoda



a imagem sobreposta da radiografia original máscara de subtração. O filme de subtração tem um alto contraste para aumentar o contraste objeto.

Cinefluorografia

Cinefluorografia é um exame especial reservado quase exclusivamente para cateterização cardíaca laboratorial. O técnico que assiste na cateterização cardíaca usa filme cine. O filme cine vem em dois tamanhos, 16 e 35 milímetros, e é suprido em rolos de 100 – e 500 pés (1 pé = 30 cm). A maioria dos filmes cine é na realidade, o mesmo tipo de filme de 35 mm usado em cinema. Alguns estudos gastrointestinais em fluoroscopia que requer filmagem de sequência – rápida tal como estudos do engolir (realizar a deglutição) usa filme cine de 16 mm. Embora ambos tenham a mesma resolução quando visto com um projetor próprio, a imagem percebida obtida sobre um filme de 35 milímetro será melhor do que o filme obtido de 16 milímetros. Visto que a área do filme de 35 mm é quase 4 vezes a área do filme de 16 mm, a dose do paciente é aumentada proporcionalmente.

3– Manuseio e Armazenagem dos filmes

Os filmes radiográficos são sensíveis. Manuseio e armazenagens impróprias resultam em imagens radiográficas pobres com artefatos que podem interferir com o diagnóstico. Por esta razão, quando manusear filme radiográfico, não faça dobra, prega ou caso contrário o filme se sujeita a manuseio áspero. As mãos devem ser limpas antes de manusear o filme. Loções e cremes nas mãos não devem ser usados na câmara escura. Cremes ou óleos vindos das mãos causam artefatos de impressão digital sobre a emulsão do filme.

Artefatos.

Qualquer tipo de manuseio impróprio causa artefatos. Artefatos são mascaras que algumas vezes aparecem sobre a radiografia processada. O filme radiográfico é sensível a pressão, assim manuseio ásperos ou a impressão de qualquer forma de objeto é reproduzida sobre a radiografia processada. Dobrando o filme antes de processar produz artefato parecendo unha. Poeira sobre as mãos ou sobre as telas intensificadoras resulta em artefatos manchas. Em um ambiente seco, eletricidade estática pode causar artefatos como árvores. Identificação de artefatos e suas causas serão estudados em controle de qualidade.

Calor e umidade

Filme radiográfico é sensível ao efeito de umidade e temperaturas elevadas, especialmente se armazenado por longos períodos. O calor aumenta o fog e reduz a visualização da imagem sobre uma radiografia. Consequentemente, filme radiográfico não deve ser armazenado em temperaturas em excesso de cerca de 20⁰ C (68⁰ F). Idealmente, filmes radiográficos devem ser armazenados sob refrigeração. Armazenagem por mais de um ano ou mais é aceitável se o filme é mantido em 10⁰ C. O filme nunca deve ser armazenado próximo a tubos de vapores ou fontes de calor.

Armazenagem sob condições de umidades elevadas (sobre 60%) também reduz contraste e aumenta o velamento (fog). Consequentemente, o filme radiográfico deve ser armazenado em um local seco e frio antes de usar, idealmente em um ambiente de clima controlado. Armazenagem sob um local seco pode ser igualmente censurável. Se a umidade relativa fica abaixo de 40%, artefatos estáticos são possíveis.



EXERCÍCIO DE APRENDIZAGEM

Armazenagem do filme

O filme radiográfico deve ser armazenado em temperaturas $< 20^{\circ} \text{C}$ e umidade entre 40% a 60%

Luz da câmara escura

Os filmes radiográficos devem ser armazenados e manuseados no escuro. Nenhuma luz deve expor a emulsão antes de processar. Se baixo nível de luz difusa, expõe o filme, ocorre o velamento (fog) do filme. Se luz luminosa ou parcialmente expõe o filme, um obvio artefato escuro é produzido. O controle de luz é assegurado se tivermos uma câmara escura bem vedada e uma caixa de filme a prova de luz. A caixa de armazenagem deve ter um interruptor elétrico que previna a caixa de ser aberta quando a porta da sala escura é entreaberta.

Radiação

A radiação ionizante, outras do que aquelas do feixe útil, cria um artefato de imagem pelo aumento do velamento (fog) e redução da visualização da imagem. Câmaras escuras localizadas próximas a salas de raios – X necessitam serem blindadas contra a radiação. Geralmente se blindam somente a parede que faz limite com a sala dos raios – X. Os filmes radiográficos são sensíveis a qualquer exposição de raios – X indesejável. Portanto chumbo é necessário para proteger o filme. O nível de velamento para um filme não processado é de somente 0,2 mR (52 pC/kg) por semana, e, portanto, a espessura da barreira de chumbo deve ser calculada para o nível de exposição ficar abaixo deste nível. Para isto é necessário uma assunção sobre o tempo de armazenagem do filme. Se a permanência do filme é mensal, então a blindagem de chumbo requerida seria 4 vezes mais do que a exposição semanal requerida.

- 1- O filme radiográfico que tem emulsão de ambos os lados é _____ método.
- 2- Diagrame a vista da seção transversal de um filme com écran. Identifique a emulsão, a camada de aderência, e a super cobertura. Rotule a composição e a espessura de cada.
- 3- Defina a estabilidade dimensional e explique porque isto é uma propriedade importante do filme de raios - X.
- 4- Discuta brevemente a história do desenvolvimento do filme dos raios – X.
- 5- Liste o ingrediente na emulsão radiográfica e indique seus números atômicos.
- 6- Escreva a reação do cristal haleto de prata. O que faz a seta apontar para baixo representar.
- 7- O que determina a velocidade de um filme radiográfico?
- 8- O que é o termo para informação guardada fechada garantida pelos fabricantes de filme?
- 9- Explique a teoria da formação da imagem latente?
- 10- Explique como as reações fotoelétricas e Compton relaciona-se a formação da imagem latente
- 11- Referente a tabela de tamanhos de filmes padrão. Tamanhos de filmes de 8 x 10 polegadas na unidade inglesa é equivalente a que tamanho de filme em unidade métrica?
- 12- Filmes sem écrans são conhecidos como _____
- 13- Quando os écrans de terras – raras foram desenvolvidos?
- 14- Qual a diferença entre filme ortocromático e filme pancromático?
- 15- Nomeie dois fósforos de terras – raras.
- 16- Qual é a importância no casamento espectral na combinação filme – tela?
- 17- Porque o radiografo necessita estar sujeito a falhar a lei da reciprocidade?
- 18- Um filtro âmbar sobre uma luz de segurança é usado sob que condição? Um filtro vermelho sobre uma luz de segurança é usado sob que condições?
- 19- Discuta a diferença entre filme-écran regular e filme –écran para mamografia?
- 20- Liste as condições de armazenagem apropriada: (a) temperatura, (b) umidade e (c) vida de prateleira.



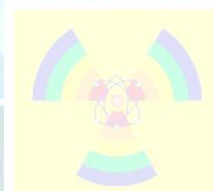


ASPR

ASSESSORIA E SERVIÇOS EM PROTEÇÃO RADIOLÓGICA E
CONTROLE DE QUALIDADE

Capítulo - 2

Telas Intensificadoras de Imagens "Écrans"



ASPR

ASSESSORIA E SERVIÇOS EM PROTEÇÃO RADIOLÓGICA E
CONTROLE DE QUALIDADE

Princípio da Vida

Assuntos

1. Construção das telas intensificadoras
2. Luminescência
3. Características das telas intensificadoras
4. Combinação filme – écran
5. Cuidados com as telas intensificadoras

Rua Paulo Portela, nº 90 - Bairro Castália, C. 11 - Salvador/BA

Fone contato: (73) 99191 - 1119; Email: aspronline@aspronline.com.br



www.aspronline.wix.com/aspronline



TELAS INTENSIFICADORAS DE IMAGENS (Écrans)

1 – Écran

Com a finalidade de procurar reduzir a dose de exposição no paciente, passou-se a usar écrans intensificadores que se utiliza de certos materiais (fósforos) que tem a propriedade de quando exposto aos raios – X, absorver energia e convertê-las emitindo-a na forma de fótons de luz visível basicamente azul, que coincide com a faixa de sensibilidade característica dos cristais de haleto de prata do filme (figura 7.1). A quantidade de luz emitida é diretamente proporcional à quantidade de energia absorvida e, portanto, proporcional à quantidade de exposição recebida.

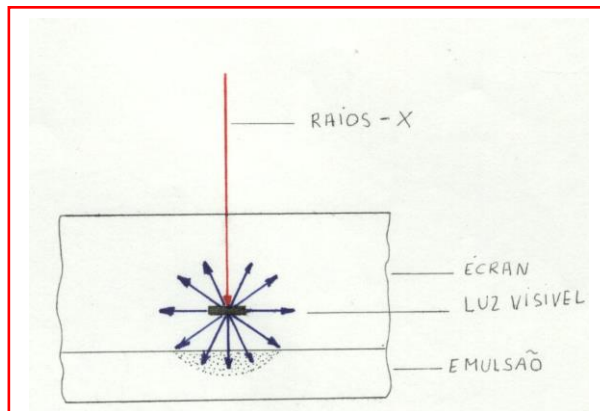


Fig. 7.1 Emissão de luz do écran

As telas intensificadoras são partes do chassi radiográfico. O chassi é o suporte protetor para a tela intensificadora (écran) e o filme radiográfico.

Écrans Intensificadores de imagens

As telas intensificadoras atuam como um amplificador da radiação remanescente que atinge o filme

2 – Construção da Tela

Menos de 1% do feixe de raios – X que expõe o filme radiográfico contribui para a imagem latente. Para aumentar a eficiência, o filme radiográfico é colocado em contato com a tela intensificadora (écran) dentro do chassi radiográfico.

Como falamos antes, as telas intensificadoras convertem a energia do feixe dos raios – X em luz visível. Esta luz visível então interage com o filme radiográfico para formar a imagem latente. Aproximadamente 30% dos raios – X chocam-se no écran. Para cada interação “grande número” de fótons de luz visível são emitidos.

O uso de uma tela intensificadora resulta em uma considerável redução de dose para o paciente e contraste do objeto aumentado. Comparado com o filme de exposição direta, o uso do écran causa um leve escurecimento da imagem. Entretanto, a tecnologia de écrans modernos minimiza o borrão e, como resultado, detalhes da imagem são melhorados.

Telas intensificadoras se assemelham as folhas flexíveis de plásticos ou papelão e são fabricadas em tamanhos correspondentes aos tamanhos dos filmes. O filme radiográfico de dupla emulsão é colocado entre dois écrans no chassi (figura 7.2).

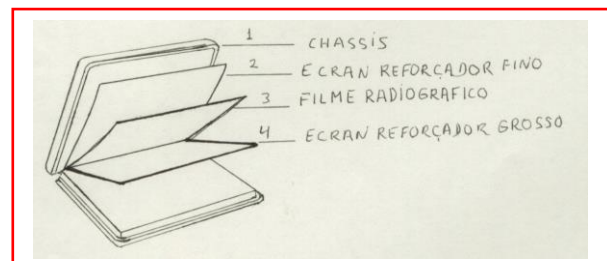


Fig. 7.2 Colocação do filme de dupla emulsão entre os écrans 1) chassis; 2) écran reforçador fino; 3) filme radiográfico; e 4) écran reforçador grosso



O écran é formado por uma base de plástico ou papelão de 1 mm de espessura a qual é usado como suporte para a colocação das outras camadas de materiais que compõe o écran. O material da base do écran deve ser resistente, flexível, quimicamente inerte, não decorar com a radiação ou com o tempo e não conter impurezas.

Os écrans de um modo geral são compostos de quatro camadas de materiais diferentes, incluindo também a base (camada 1) conforme mostrado na figura 7.3 de uma maneira ampliada na figura abaixo.

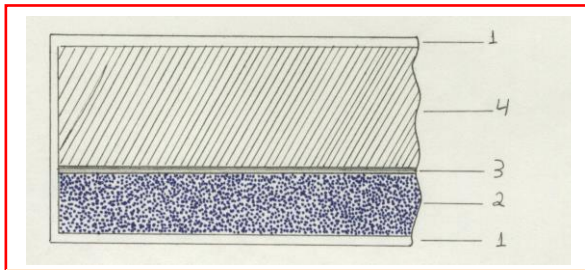


Fig., 7.3 Corte transversal de um écran reforçador:

- 1 – Camada protetora**
- 2 – Camada luminescente (fósforo)**
- 3 – Camada refletora de luz**

Camada protetora

A camada de número 1 em um dos lados é a que fica em contato com o filme radiográfico e tem a função de proteger as outras camadas, tornando o écran mais resistente ao manuseio, livre de deposição de cargas elétricas, além de permitir a limpeza das superfícies do écran sem perturbar o fósforo ativo. Trata-se de uma resina transparente de 10 μm a 20 μm de espessura que reveste externamente toda a película. Naturalmente, a camada protetora é transparente a luz.

Camada de fósforo

A Camada ativa da tela intensificadora é a camada de fósforo. Na camada de fósforo o fósforo emite luz quando estimulados por

raios – X. A camada de fósforo varia na espessura de 150 μm a 300 μm , dependendo do tipo de tela. O fósforo tem um objetivo – converter a energia do feixe de raios – X em luz visível. A ação do fósforo pode ser visto pelo experimento abaixo: 1) abra um chassi sem o filme radiográfico, mas com o écran e coloque sob o campo de luz do aparelho emissor dos raios – X; 2) Na cabine de comando do aparelho apague a luz da sala e faça uma exposição sobre o écran; 3) a mesma emitirá luz brilhosa verde ou azul de acordo com o material fosforescente usado.

Há muitos materiais satisfatórios para usar em radiodiagnóstico, mas o material fosfórico que é usado na preparação do écran deve apresentar quatro características fundamentais que são mostrados na tabela 7.1.

Tabela 7.1 Propriedades do fósforo usado em écran

- 1) O fósforo deve ser capaz de emitir uma grande quantidade de fótons de luz visível por interação dos raios – X
- 2) O material fosforescente deve ter o número atômico alto, para que seja aumentada a probabilidade de interação com a radiação;
- 3) Os fótons de luz emitidos devem ser capazes de sensibilizar o filme e,
- 4) A emissão após o estímulo pelos raios – X deve ser mínima.

Através dos anos, materiais como fósforos têm sido usados porque ele apresenta estas características. Estes materiais são Tungstato de cálcio, Sulfeto de zinco, Sulfato de chumbo bário, e desde 1972 os fósforos de terras – raras são gadolínio, Lantânio, e Ítrio.

Roentgen descobriu os raios – X inteiramente por acidente. Ele observou a luminescência do platinocianeto de bário, um fósforo que nunca tinha sido aplicado com sucesso à imagem diagnóstica. Depois de um ano da descoberta



dos raios – X de Roentgen, o tungstato de cálcio foi desenvolvido como um fósforo pelo o inventor americano, Thomas A. Edison onde demonstrou o uso de telas antes de começar a usar no século vinte, mas as imagens de filme - écran não se tornou de uso geral até meados da I guerra mundial com o uso renovado do tungstato de cálcio.

Por um tempo, telas de sulfato de chumbo bário foram usadas, particularmente com técnicas de alta kVp. Sulfeto de zinco era só usado por técnicas de baixa kVp mas nunca ganhou aceitação ampla. Tungstato de cálcio, devido às técnicas de melhoramento do fabricante e procedimentos de controle de qualidade, foi usada até os anos de 1970. Desta forma telas de terras raras têm sido usadas nos departamento de radiologia diagnóstica. Estas telas são mais rápidas do que aquelas feitas de tungstato de cálcio, fazendo eles mais útil para a maioria das imagens radiográficas. O uso de écrans de terras raras resultou em doses baixas no paciente, menos calor sobre o tubo de raios – X, devido o menor tempo de exposição.

As diferenças nas características das imagens com as telas são basicamente causadas pelas diferenças nas composições dos fósforos. As espessuras das camadas de fósforos variam de aproximadamente de 50 para 2,5 μm , com o cristal de fósforo individual variando de 5 a 15 μm .

Camada refletora

Em um écran de tungstato de cálcio há uma camada refletora entre o fósforo e a base (figura 7.4) que tem aproximadamente 25 μm de espessura e é feita de uma substancia brilhante tal como óxido de magnésio ou dióxido de titânio. Quando os raios – X interagem com o fósforo, luz é emitida isotropicamente, isto é, com igual intensidade em todas as direções. Menos da metade da luz é emitida na direção do filme.

A camada refletora intercepta a luz encabeçada em outras direções e redireciona

para o filme. A camada refletora aumenta a eficiência da tela intensificadora quase dobrando o número de fótons de luz que atinge o filme. Algumas camadas incorporam tinturas na camada fosfórica para absorver seletivamente aqueles fótons de luz divergentes que aumenta o borrado da imagem. Devido os fótons terem que viajar distancia longas no fósforo do que aqueles emitidos perpendicularmente para o filme, estes fótons são mais facilmente absorvidos pela tinta, mas este processo não resulta em uma redução na eficiência da tela.

Écrans de terras – raras não necessitam desta camada refletora por causa da eficiência da absorção dos raios – X e emissão dos fótons de luz para expor o filme.

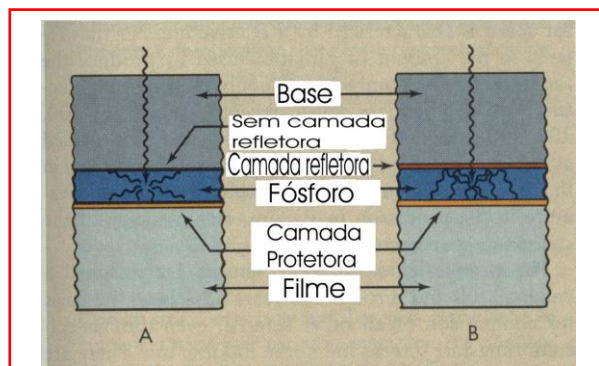


Fig. 7.4

A – Écran sem camada protetora

B – Écran com camada refletora

Écran sem camada refletora não são eficientes quanto aquelas com camadas refletoras por causa dos poucos fótons de luz que atinge o filme

Base

A camada do écran como a do filme é chamado base. A base é de 1 mm de espessura e serve principalmente como um suporte mecânico para a camada fosforescente ativa. Esta é feita de papelão ou poliéster. Poliéster é o material mais popular na construção do écran.



3 – Luminescência

O evento de conversão de energia em radiação eletromagnética no comprimento de onda da luz visível e consequente emissão, apresentado por algumas substâncias quando submetidas a estímulos externos como, por exemplo, correntes elétricas (luz fluorescentes), reações bioquímicas (luz do vaga-lume), luz visível (ponteiro de um relógio) e raios – X (écran intensificadores) é chamado de “Luminescência”. Quando o fenômeno de emissão de luz visível ocorre somente durante o processo de estímulo (10^{-8} s), a luminescência é chamada de “Fluorescência”. Mas, se a emissão continuar após o processo de estímulo ter parado, então, a luminescência é chamada de “Fosforescência”, como por exemplo, fenômeno que ocorre no cinescópio de televisão.

Os écrans intensificadores apresentam o fenômeno de fluorescência, muito embora alguns acreditem que exista também um processo de fosforescência associado.

4– Características do écran

A característica primária de uma tela intensificadora de raios – X é importante para o técnico e são: (1) absorção dos raios – X, (2) eficiência de conversão da tela, (3) ruído na imagem, e (4) resolução espacial ou nublamento da imagem.

A propriedade usada para comparar exposições em filmes com écran e sem écran pode ser considerada uma característica da tela. Visto que telas intensificadoras têm sido sempre usadas para reduzir dose no paciente, e isto é importante para saber a magnitude da redução de dose comparada com exposições em filmes sem écrans. Esta propriedade é chamada de “Fator de intensificação”.

Velocidade do écran

A velocidade do écran é importante do ponto de vista radiológico, haja vista que, a dose no paciente pode ser enormemente reduzida.

A velocidade do écran é determinada, baseando-se apenas no número relativo de raios – X que interagem com a camada fosfórica da tela e na eficiência de conversão da energia dos raios – X em luz visível que interagem com o filme.

A velocidade do écran sofre influência de vários fatores, dentre os quais, alguns podem ser controlados pelo operador dos raios – X, como por exemplo, **qualidade** da radiação (que ao aumentar, faz diminuir o fator de intensificação), **temperatura** (que deixa haver maior número de emissão quando a temperatura está baixa) e **revelação** (que diminui o fator de intensificação se a revelação for excessiva).

Absorção dos raios – X

A **eficiência de absorção** é um conceito que descreve o **percentual de absorção** de raios – X na **camada de fósforo da tela intensificadora**.

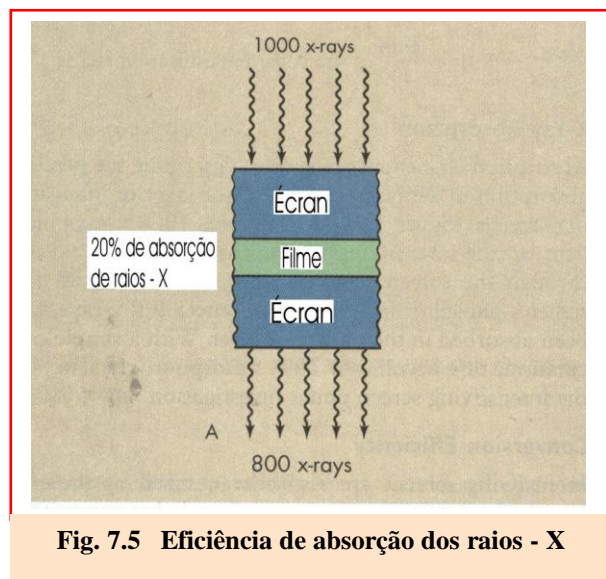


Fig. 7.5 Eficiência de absorção dos raios - X



A figura 7.5 A, ilustra a incidência de 1000 raios – X sobre a tela intensificadora e 800 raios – X saindo através da tela que não interagiu com a camada de fósforo. A diferença, 200 raios – X é que foram absorvidos na camada do fósforo. Com um simples cálculo, isto se torna uma eficiência de absorção de 20% da tela intensificadora sob investigação.

Eficiência de conversão

As telas intensificadoras são também caracterizadas pela a eficiência de converter da energia dos raios – X em energia de luz. Isto é chamado de eficiência de conversão. A energia dos raios – X em ergs (joule) é medida na entrada, e a energia da luz saída na tela intensificadora é medida na entrada também. Com uma eficiência de absorção de raios – X fixada, mudanças na eficiência de conversão são os maiores contribuidores para a mudança na velocidade do receptor de imagem.

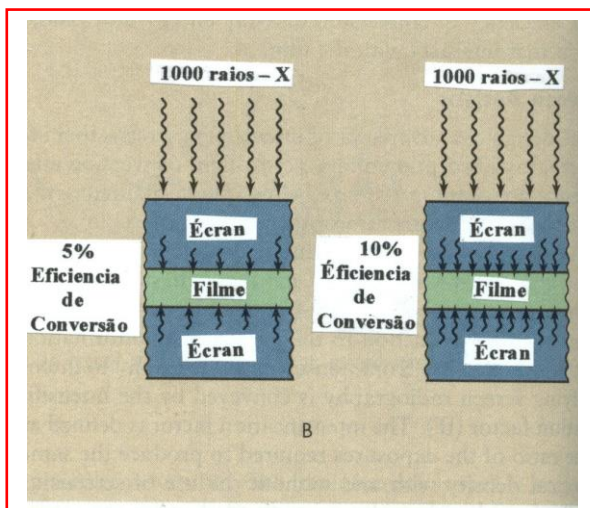


Fig. 7.8 Eficiência de conversão da luz para os raios - X

A figura 7.8, mostra como um aumento da eficiência da conversão pode fazer uma tela brilhar e desta forma influenciar diretamente a velocidade do écran. Há laboratórios, como Eastman Kodak Company, Rochester, NY,

que investiga os raios – X para a eficiência de conversão. Mesmo com pesquisa de novos projetos e novos fósforos, é difícil atingir uma eficiência de conversão de mais do que aproximadamente 15% a 20%.

Ruído na imagem

Ruído é o termo usado para descrever a deterioração da imagem radiográfica. A deterioração da imagem é causada por muitos fatores. Ruído, para a maior parte, é causada por (1) número de raios – x usados para expor o paciente ou mAs, (2) A eficiência de absorção limitada na tela intensificadora, e (3) O aleatoriamente dos raios – X para o processo de conversão – luz.

O número de raios – x usados para expor o paciente, ou mAs, é uma causa predominante de ruído da imagem sobre a radiografia. Os poucos raios – X usados para expor o paciente, faz maior o ruído da imagem. Mosqueio quantum (quantidade de salpico) é o termo usado para descrever o salpico ou aparência de ruído de uma imagem que foi exposta por um número limitado de fótons de raios – X. Um exemplo de mosqueio quântico é frequentemente visto em imagem fluoroscópica, e a granulação da imagem são frequentemente evidentes sobre o monitor fluoroscópico. Elevando o kVp frequentemente degrada o contraste do paciente; entretanto, elevando a taxa de exposição e aumentando o número de raios – X usados geralmente melhora a imagem fluoroscópica.

A eficiência de absorção também contribui para o ruído na imagem. Devido à eficiência de absorção ser um processo randômico, a flutuação pode causar deterioração da imagem radiográfica. Ruídos também ocorrem vindos de fluxos randômicos da intensidade da luz emitida vindo da camada do fósforo. O ruído resultante vindo da flutuação da eficiência de conversão pode ser tanto quanto 30%.



Eficiência Quântica Detectiva (DQD) é o termo comumente, usado pelos fabricantes dos receptores de imagem para definir a eficiência de ruído de um sistema de imagem. Cálculos de DQD incluem ruídos vindos de todos os aspectos da cadeia de imagem, uns poucos, dos quais são como segue: Alguns tipos de processamentos não uniformes, colocação randômica dos tamanhos de grãos de fósforos na camada fosforescente, colocação randômica dos tamanhos de cristais de haleto de prata na emulsão dos filmes.

Resolução espacial ou imagem borrada

Embora o uso do écran seja grande, devido apresentar uma série de vantagens tais como: tempos de exposições curtos (elimina a falta de nitidez cinética), redução da dose radiográfica (na ordem de 1/10 –50 kV e 1/50 –150 kV) e melhora de definição por análise visual no caso de radiografias contrastadas. Este apresenta uma desvantagem que é a redução na resolução da imagem quando comparada com radiografias de exposição direta (Figura 7.9 **A** e **B**). Para entendermos isso, primeiro vamos definir o que é resolução espacial. A resolução espacial do écran é a capacidade para produzir uma imagem clara e precisa, e geralmente é medida pelo o espaço mínimo entre linhas ou pares de linhas por milímetro (lp/mm) que pode ser detectada sobre a radiografia.

As perdas de resolução espacial entre várias outras razões ocorrem porque os cristais das próprias substâncias luminescentes (fósforos) são cristais maiores do que os grãos de haleto de prata do filme radiográfico, e quando emitidos na forma de luz, estes provocam uma reação na emulsão de bromo de prata e prata produzindo um “auto grau” de enegrecimento do filme, causando assim uma perda na resolução. Como já comentamos antes, o enegrecimento do filme ocorre porque o mesmo é decorrente de somente 5% da radiação direta dos raios – X devido a sua baixa eficiência na ação direta, e 95% é da luz

vindo dos écrans que estão acima e abaixo do filme (7.9 **C**).

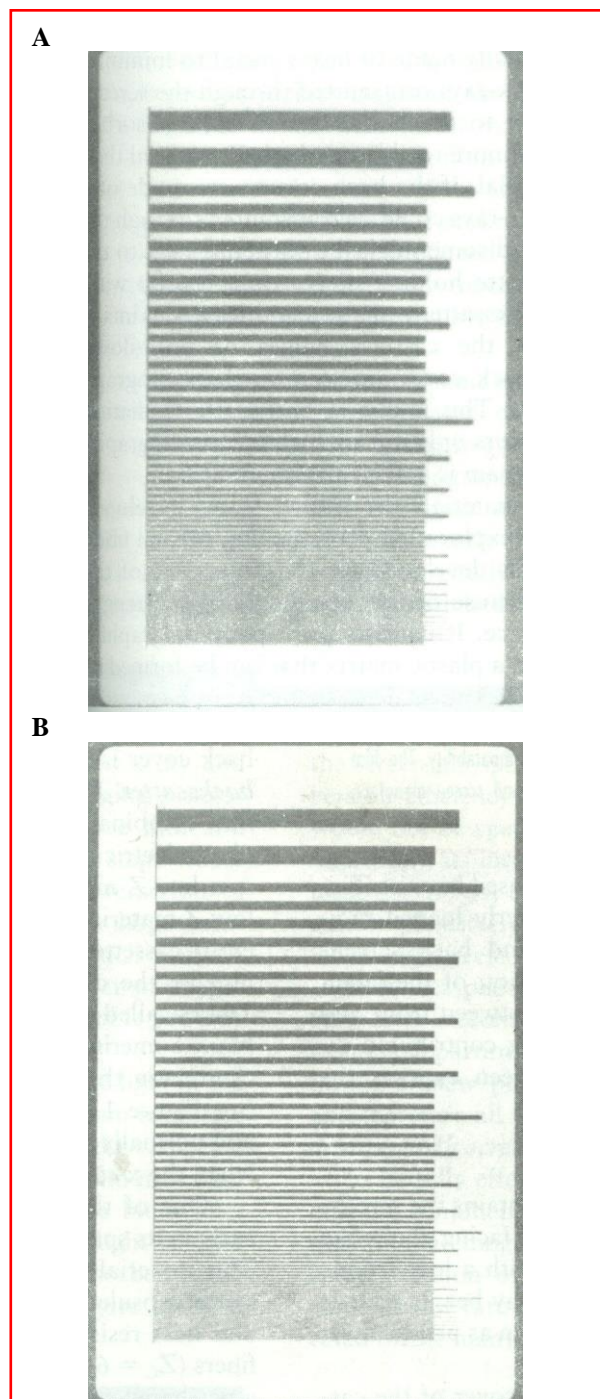


Fig. 7.9

A – Radiografia feita com filme de exposição direta

B – Radiografia feita com filme – écran rápido



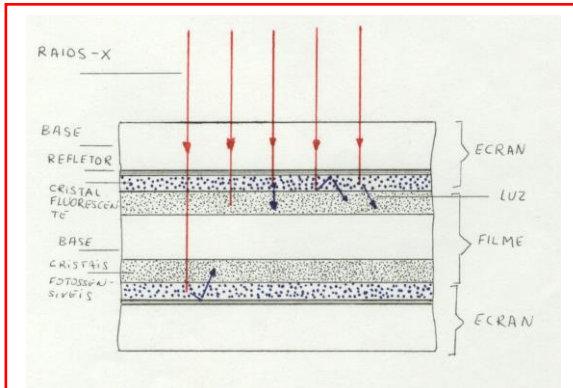


Fig. 7.9 C -Enegrecimento do filme 5% de raios - X direto e 95% dos fótons de luz vindo do écran

Como foi explicado, o fator de redução da resolução era devido o tamanho dos grãos dos cristais de fósforos do écran, e para melhorar a resolução emprega-se camada de fósforo menos espessa e cristais de fósforos menores (figura 7.10).

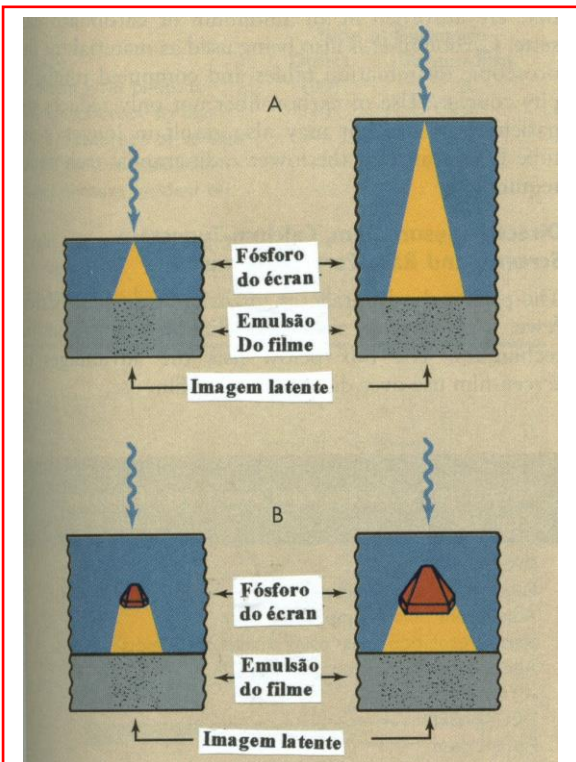


Fig. 7.10 A Redução na resolução espacial é maior quando camada de fósforo é espessa
B – Redução é maior quando o tamanho do cristal é maior. Estas mesmas condições aumentam am velocidade do écran

Em mamografia o écran e o filme são especialmente posicionados para melhorar o detalhe. O écran é posicionado em contato com a emulsão pelo o lado de baixo no chassi na direção maior da fonte dos raios - X a fim de reduzir o escurecimento e melhorar a resolução (figura 7.11).

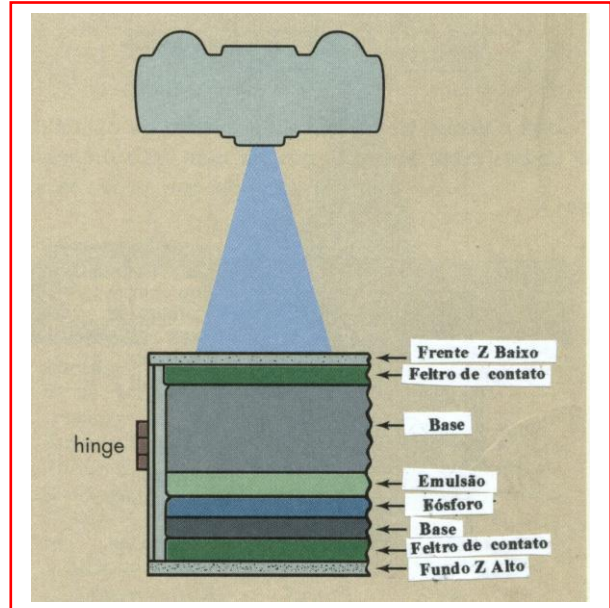


Fig. 7.11
Para mamografia o écran único está no lado inferior abaixo da emulsão para reduzir o enegrecimento ocasionado pela tela

5 – Combinação filme - écran

Compatibilidade

Filmes e écrans são fabricados para serem compatíveis. O melhor resultado seria obtido se eles fossem selecionados com o seguinte em mente.

LEMBRETE

Écran e filmes são selecionados para se compatibilizarem. O filme tem que casar com o écran. Verifique o fabricante para selecionar o filme e o écran.



As telas intensificadoras quase sempre são usadas em pares. A figura 7.12 é uma seção transversal de um chassi carregado apropriadamente contendo écrans pela frente e atrás do filme de dupla emulsão. A produção da imagem latente será quase uniformemente dividida entre écrans da frente e de trás com menos do que 1% de contribuição sendo direto do feixe de raios – X. Cada tela expõe a emulsão com a qual está em contato.

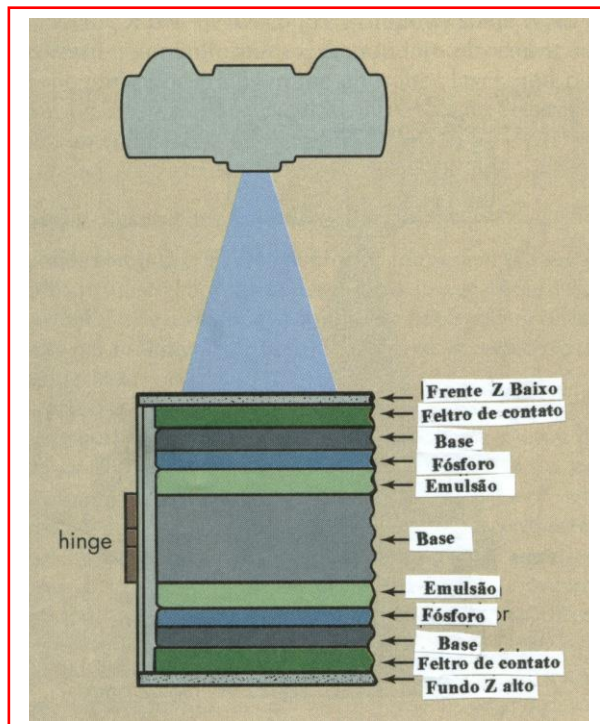


Fig. 7.12 Vista da seção transversal de um chassi carregado com um filme de dupla emulsão contendo écrans anterior e posterior ao filme.

Filmes de exposição direta, Écrans de tungstato – cálcio, e sistema de terras raras.

A principal vantagem da tela intensificadora de imagem é que poucos fótons de raios – X são necessários comparados com as técnicas de filmes de exposição direta. Tabela 7.2, lista as vantagens dos usos de filme – écran sobre os usos de filme de exposição – diretos.

Tabela 7.2 Vantagens de usos de Filmes – Écrans sobre o Uso de filmes de Exposição Direta

AUMENTA:

- ◆ Flexibilidade da seleção do kVp
- ◆ Ajustamento do contraste radiográfico
- ◆ Resolução espacial quando usando pontos focais pequenos
- ◆ Capacidade para magnificação radiográfica
- ◆ Vida do tubo de raios – X

DIMINUI:

- ◆ Dose no paciente
- ◆ Exposição ocupacional
- ◆ Produção de calor no tubo de raios – X
- ◆ Tempo de exposição dos raios – X
- ◆ mA do tubo do Raios – X
- ◆ Tamanho do ponto focal possível

A tabela 7.3 mostra o número relativo de raios – X e fótons de luz em vários estágios do processo de imagem para radiografias tomadas com filme de exposição direta e com filme – écran tungstato de – cálcio. Os passos onde ocorre maior diferença são devido às interações dos raios – X com o fósforo do écran e o número grande de fótons de luz visível produzido por cada dessas interações. Infelizmente o número de imagens latentes é menos do que 1% do número de fótons de luz visível produzido.

Tabela 7,3 Comparação do Número Relativo de Fótons de Raios – X e Fótons de Luz em Vários Estágios Para Exposição de Filme -Tela e Direta

Estágio	Tipos de Exposição	
	Direta	Tela - filme
Fótons R-X incidente	1000	20
R-X absorvido pelo filme	10	<1
R-X absorvido pelo écran	-	5
Fótons de luz produzido	-	5000
Fótons de luz incidente Sobre o filme	-	3000
Fótons de luz absorvido Sobre o filme	-	1000
Imagem latente formada	10	10



Os fósforos de tungstato- cálcio emite luz visível na região do violeta para o azul. Uma tela de tungstato – cálcio estimulado observada através de uma janela protetora aparece azul escuro. A sensibilidade do filme radiográfico casado com écran de tungstato – cálcio é mais alto no espectro da região violeta – azul. Consequentemente a luz emitida pela tela de tungstato – cálcio é prontamente absorvida se o filme radiográfico é casado espectralmente (figura 7.13).

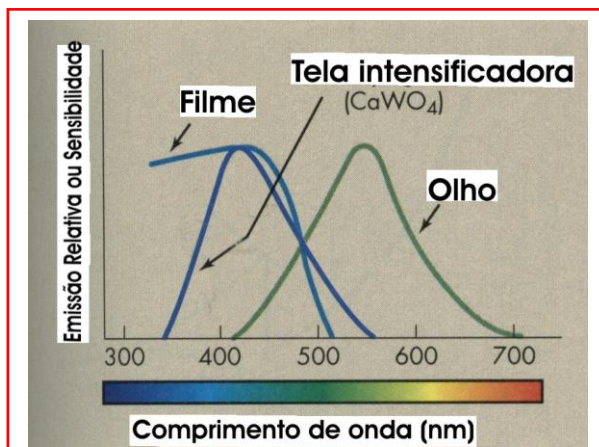


Fig. 13 Importância do casamento espectral é demonstrada por mostrar o espectro de emissão relativa para um écran e a sensibilidade relativa do filme radiográfico para a luz vindo da tela

Se a tela de fósforo emitiu luz verde ou vermelha, sua eficiência de conversão seria muito reduzida devida este não ser casado espectralmente com o filme radiográfico, ou seja, se o écran não for casado com o mesmo tipo de filme (écran de luz verde e filme azul) a eficiência de conversão será muito baixa e a imagem será muito pobre.

Desde a introdução por Thomas Edison em 1896 até 1970, o tungstato de cálcio (CaWO_4) foi usado quase que exclusivamente como o fósforo para as telas intensificadoras.

Como um material de fósforo mais novo foi desenvolvido, este se tornou o material de escolha nos departamentos de imagem moderno exceto para o fluorcloreto de bário, os outros fósforos novos são identificados como

terra raras e, portanto, todas estas telas tem se tornadas conhecidas como telas de terras raras.

Para ser inteiramente efetivo, écrans de terras raras devem ser usados somente em conjunção com emulsões com casamento espectral próprio. A tabela 7.4 lista a composição e a cor de emissão dos fósforos de terras raras. A emissão espectral dos fósforos de terras – raras é específica, como indicados pelos muitos picos no espectro (figura 7.14).

Tabela 7.4 Composição e Emissão de Luz das Telas Intensificadoras de Terras Raras (Écran)

Fósforo	Ativador	Cor
Sulfato de estrôncio de bário	Európio	Ultravioleta
Sulfato de bário	Chumbo	Ultravioleta
Tantalato de ítrio	Túlio	Ultravioleta /azul
Sulfeto de zinco	Prata	Ultravioleta /azul
Tungstato de cálcio	Chumbo	Azul
Oxido brometo lantânio	Túlio	Azul
Oxido sulfeto de ítrio	Térbio	Azul
Oxido sulfeto gadolínio	Térbio	Verde
Oxido sulfeto lantânio	Térbio	Verde
Sulfeto cádmio de zinco	Prata	Verde-amarelo

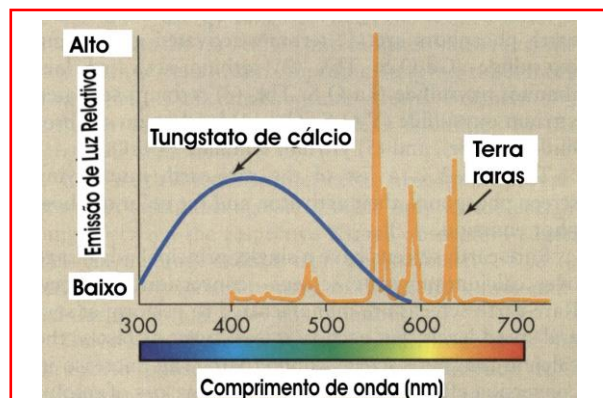


Fig. 7.14 Tungstato de cálcio emite um espectro de luz amplo na região do azul. Telas de terras raras têm e emissão discreta próxima da região verde – amarelo.

A ativação do térbio é o elemento responsável para a forma e a intensidade do espectro de emissão, o qual está centrado na região verde em 540 nanômetros. Filmes de sensibilidade verde indicado para especialidades devem ser



usados com écrans de terras raras (figura 7.15). Se uma tela de emissão verde foi usada com um filme de sensibilidade azul, a emissão na região verde seria indetectada e o sistema responderia com enorme redução na eficiência. Para obter uma vantagem máxima vinda de telas de terras raras, o filme usado deve ser casado espectralmente para a emissão da tela. Também luz de segurança na sala escura deve ser de cor apropriada para prevenir o filme de velamento (fog). Luz de segurança de lente vermelha é requerida quando revelando filme – écrans de terras raras.

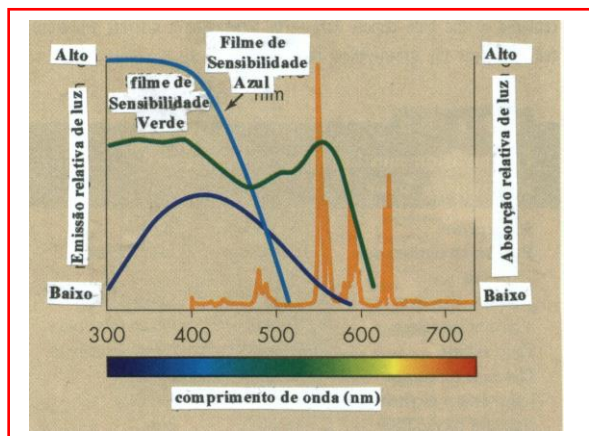


Fig. 7.15 É essencial que filme de sensibilidade azul seja usado com écran que emita azul e filme com sensibilidade verde com emissão verde

Elementos de terras raras

O termo terras raras descreve aqueles elementos do grupo IIIA na tabela periódica que tem número atômico de 57 a 71. Estes elementos são metais de transições encontrados em abundância baixa na natureza. Aqueles usados em écrans de terras raras são gadolínio, lantânio, e ítrio. A composição dos cinco principais fósforos de terras raras são (1) Óxido sulfeto de gadolínio ativador térbio ($Gd_2O_2S:Tb$), (2) Óxido sulfeto de lantânio ativador térbio ($La_2O_2S:tb$), (3) Óxido sulfeto de ítrio ativador térbio ($Y_2O_2S:Tb$), (4) Óxido brometo de lantânio ($LaOBr$), e (5) Tântalato de ítrio ($YTbO_4$).

A tabela 7.5, é uma lista das telas intensificadoras de terras raras, seus ativadores, e a cor da emissão do fósforo.

Écrans de terras raras tem uma única e principal vantagem sobre as telas de tungstato de cálcio – eficiência de conversão. Estas telas de terras raras são fabricadas para executar em vários níveis de velocidade, mas cada uma é pelo menos duas vezes tão rápidas quanto às telas de tungstato de cálcio em contra parte. Este aumento na eficiência de conversão é obtido sem perda de resolução. Entretanto, com os écrans de terras raras mais rápidas o efeito de sarapintar (pintar de várias cores) pode ser notável. Assim com écrans de terras raras mais rápidas, pode ser usada técnica radiográfica mais baixa, a qual resultará em dose baixa para o paciente. Écrans de terras raras fornece uma redução geral da radiação no ambiente de radiação controlada. As técnicas radiográficas baixas também resultam em aumento da vida útil do tubo. Écrans de terras raras obtêm sua sensibilidade aumentada através da maior absorção dos raios – X e mais eficiência de conversão da energia dos raios – X em luz.

Absorção dos raios – X

Quando os raios – X diagnósticos interagem com um écran de tungstato de cálcio, aproximadamente 30% dos raios – X são absorvidos. O mecanismo de absorção é quase inteiramente o efeito fotoelétrico. Relembramos que a absorção fotoelétrica ocorre prontamente com os elétrons internos de átomos de números atômicos altos. Em uma tela de tungstato de cálcio, é o átomo de tungstato que determina a sua propriedade de absorção. Tungstato tem um número atômico de 74 e energia de ligação da camada K de 70 keV.

Na faixa de diagnóstico, a absorção dos raios – X no tungstênio segue a relação mostrada na figura 7.16.



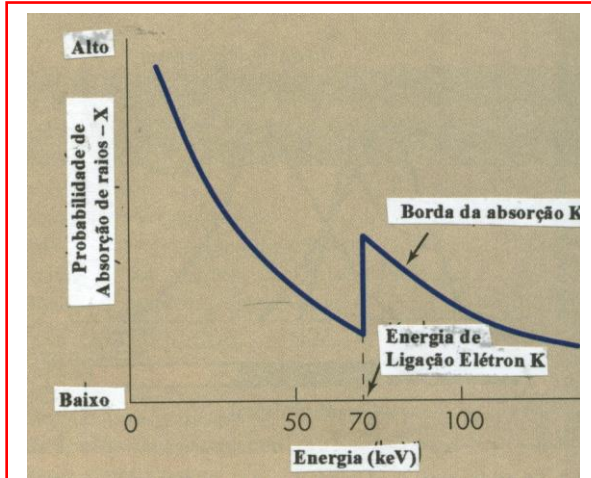


Fig. 7.16 A probabilidade de absorção de raios – X em um écran de terras raras como função da energia dos raios – X incidente

Em energias muito baixas a absorção fotoelétrica é muito alta, mas quando a energia dos raios – X aumenta, a probabilidade de absorção diminui rapidamente até que a energia dos raios – X seja igual à energia de ligação dos elétrons da camada K. Em raios – X de energias abaixo da energia de ligação da camada K, o fóton incidente não tem energia suficiente para ionizar o elétron da camada K.

Quando a energia dos raios – X é igual à energia de ligação do elétron da camada K, os dois elétrons da camada K tornam-se disponíveis para interações fotoelétricas. Consequentemente, nesta energia, há um aumento abrupto na probabilidade de absorção fotoelétrica. Este aumento abrupto é seguido por uma outra redução rápida na absorção fotoelétrica com aumento da energia dos raios – X.

Quando os raios – X incidente tem energia igual a energia de ligação do elétron da camada K, a absorção fotoelétrica é máxima para aqueles elétrons. A elevação abrupta na absorção desta energia é chamada de “Borda de absorção camada K”

Efeito da borda K no sistema de terras raras

O material de terras raras usados para todas as telas intensificadoras radiográficas tem número atômico menor do que para tungstênio. Consequentemente, cada um deles tem energia de ligação do elétron da camada k menor. A tabela 7.5 lista as características físicas importante dos números atômicos altos dos elementos das telas intensificadoras. Elementos com números atômicos baixos e energia de ligação da camada K têm menor probabilidade de absorção de raios – X sobre a maioria do espectro de absorção.

Tabela 7.5 Número Atômico e Energia de Ligação dos Elétrons de Elementos de Z alto nos Fósforos das Telas intensificadoras

Elemento	Símbolo Químico	Número Atômico (Z)	Energia de Ligação da Camada K (keV)
Ítrio	Y	39	17
Bário	Ba	56	37
Latânio	La	57	39
Gadolinio	Gd	64	50
Tungsteno	W	74	70

A figura seguinte mostra que a probabilidade para uma absorção em écrans de terras raras é menor do que para écrans de tungstato de cálcio em todas as energias dos raios – X exceto aqueles entre as respectivas energias de ligação dos elétrons da camada K. Abaixo da borda de absorção da camada K para elementos de terras raras, a absorção dos raios – X é maior no tungstênio. Em uma energia de raios–X igual à energia de ligação do elétron da camada K do elemento de terras raras, entretanto, a probabilidade da absorção fotoelétrica é consideravelmente maior do que para tungstênio. A probabilidade de absorção de terras raras diminui com o aumento na energia dos raios – X, como faz o tungstato de cálcio. Em energia de raios – X abaixo da borda de absorção da camada K para o tungstênio, o elemento de terras raras



novamente exibe absorção mais baixa do que para o tungstênio.

Cada um dos écrans de terras raras tem uma curva característica de absorção dos fósforos que determina a velocidade da tela e como este mudam com o kVp. A figura 7.17 mostra a absorção dos raios – X em dois fósforos relativos ao tungstato de cálcio. Por exemplo sulfato de estrôncio de bário tem absorção de fótons de raios – X muito maior em kVp muito menor do que oxido sulfeto gadolínio.

O resultado do processo de interação complexo é que na faixa de energia dos raios – X entre a borda de absorção da camada K para terras raras e tungstênio mostra que os écrans de terras raras absorvem aproximadamente cinco vezes mais raios – X do que uma tela de tungstato de cálcio. Além do mais, para cada raios – x absorvido, mais luz é emitida pela tela de terras raras.

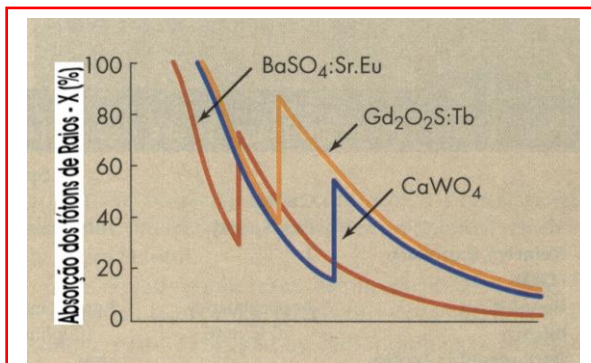


Fig. 7.17 Absorção de raios – X para três fósforos de telas intensificadoras

Os écrans de terras raras exibem melhores propriedades de absorção do que écrans de tungstato de cálcio somente na faixa de energia entre as bordas de absorção da camada K respectiva. Esta faixa de energia estende-se de aproximadamente 35 a 70 keV e corresponde para a maioria dos raios – X útil emitidos durante um exame de rotina.

Eficiência de conversão

Uma propriedade adicional dos fósforos de terras raras, é a eficiência de conversão, contribui para sua extraordinária velocidade. A eficiência de conversão é definida como a razão entre a energia da luz visível emitida e a energia dos raios – X absorvido.

Quando um fóton de raios – X interage fotoelétricamente com um fósforo e é absorvida, sua energia reaparece ou como calor ou como luz através de um rearranjo de elétrons no fósforo de gelosia do cristal. Se todas as energias reaparecem como calor, o fósforo seria inútil como uma tela intensificadora radiográfica. Em tungstato de cálcio, aproximadamente 5% das energias dos raios – X absorvido reaparece como luz. Fósforos de terras raras exibem eficiência de conversão de 15% para 20%.

É a combinação da eficiência de conversão melhorada e a absorção mais alta dos raios – X que resulta na sensibilidade aumentada dos écrans de terras raras. Quando usando sistemas de filmes e écrans de terras raras com velocidade relativa tão alto quanto 600, a qualidade da imagem pode ser degradada um pouco pelo o aumento do mosqueio quântico (quantum mottle), mas isto pode ser aceitável por alguns tipos de exames em vista da significativa redução de dose no paciente.

A tabela 7.6 compara e resume as características de tungstato de cálcio e as várias classes de velocidades de terras raras.

Desenvolvimentos recentes

Considere as combinações de écrans – filmes de dupla emulsão na figura 7.18. Se cada écran tem uma eficiência de absorção de 50%, o écran de trás tem somente 50% de raios – X transmitidos com o qual trabalha. Portanto o écran de trás absorveria 25% dos raios – X que chegam ao chassi e que resulta em somente uma metade da exposição da emulsão de trás



quando comparado com o da emulsão frontal. Esta diferença na exposição pode ser remediada tornando o écran de trás mais espesso. Também podemos remediar usando uma combinação de écran e emulsão diferente. Tais écrans e emulsões de filmes são chamados *assimétricos* e tem sido desenvolvido pela Eastman Kodak Company.

é um sistema lento, enquanto o écran de trás e a emulsão do filme é um sistema rápido (figura 7.19). O resultado é uma imagem mais balanceada de ampla latitude e alto contraste sobre ambos, campos de pulmão e mediastino figura 7.20.

Fig. 7.6 Características de telas Intensificadoras de Terras Raras Modernos e Tungstato de Cálcio

Classes de Velocidades de Écrans de Terras Raras					
	Velocidade do CaWo	Classe 100	Classe 200	Classe 400	Classe 800 – 1000
Exposição relativa (OD)	1	1	0,5	0,25	0,1
Resolução lp/mm	aprox. 10 lp/mm	aprox. 10 lp/mm	Aprox. 8 lp/mm	Aprox. 7 lp/mm	Aprox. 6 lp/mm
Ruído radiográfico		Baixo	Baixo Médio	Médio	alto
Aplicação	não em uso	detalhe bom extremidade	tórax extremidade	radiografia geral	procedimento especial

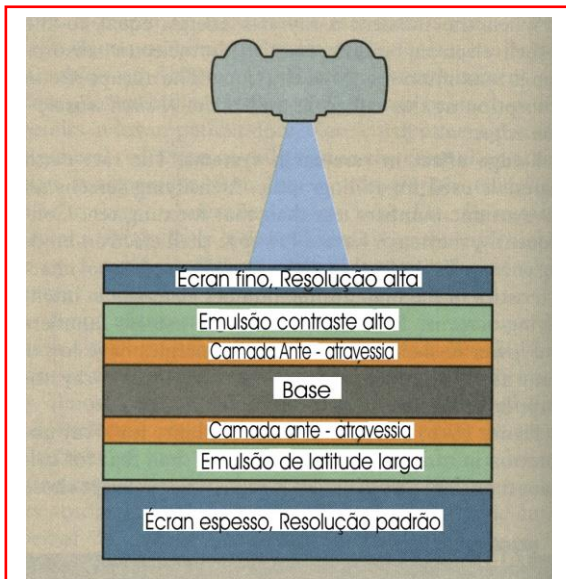


Fig. 7.18 Telas assimétricas compensam para a absorção de raios – X na tela frontal

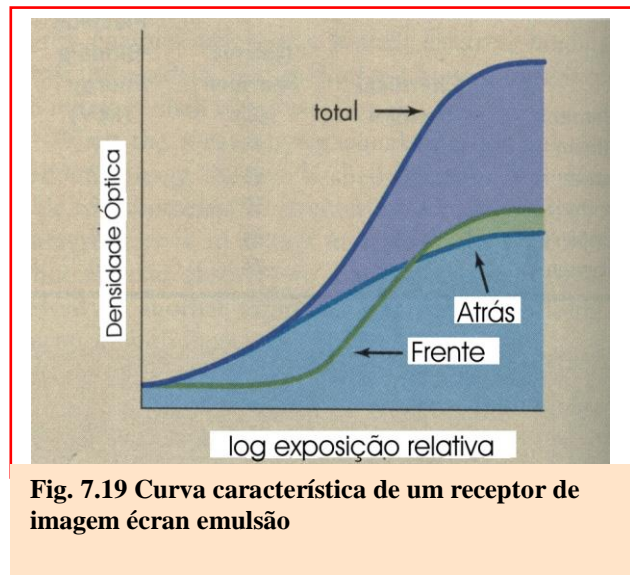


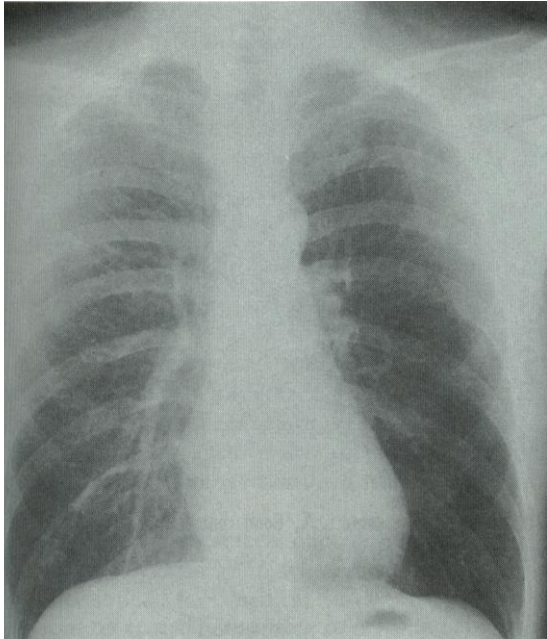
Fig. 7.19 Curva característica de um receptor de imagem écran emulsão

Sistemas Tela – filmes assimétricos são usados com grande vantagem em aplicações tal como em exames de tórax, pediátrico, e radiografias portáteis. Em radiografias de tórax com o sistema visão Kodak, por exemplo, o écran frontal e a emulsão do filme

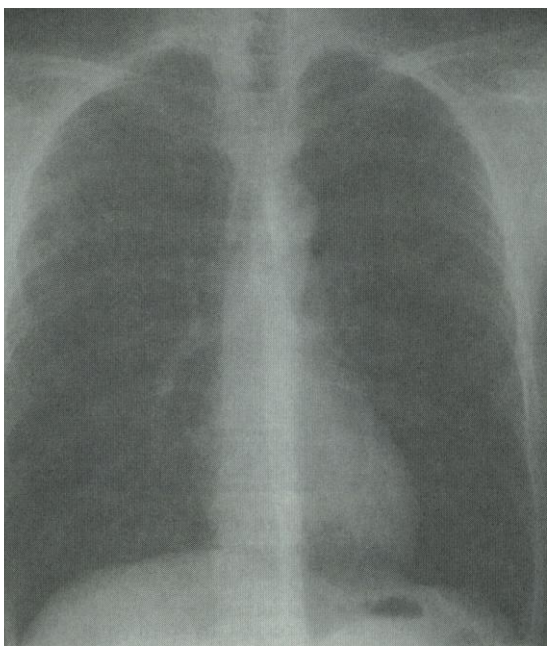




A



B



C

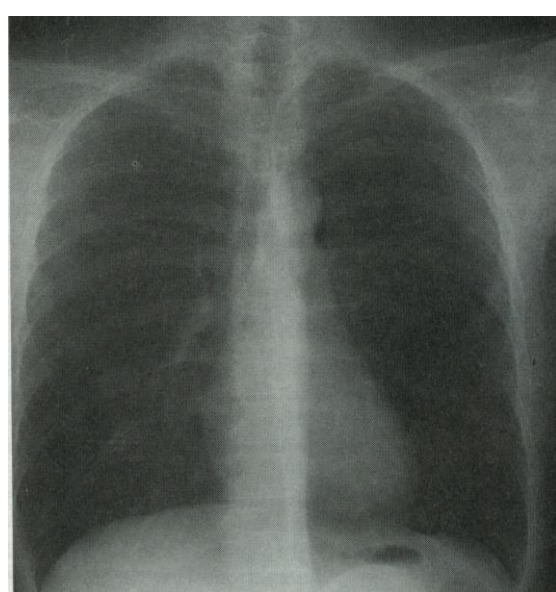


Fig. 7.20

- A- A imagem frontal deste receptor de imagem tela – emulsão assimétrica mostra alto contraste
- B- A imagem de trás mostra latitude ampla;
- C- A imagem total mostra a redistribuição aumentada do tecido subdiafragmático, mediastino e espaço pleural

6- Usos e cuidados dos écrans

Normalmente os écrans são de tamanhos iguais a dos filmes usados em técnicas radiográficas e quando forem usados devem ser interpostos cada um sobre um dos lados do filme radiográfico na forma de sanduichando o filme (figura 7.21).

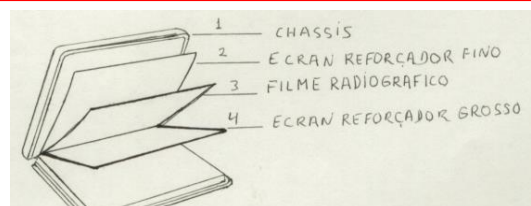


Fig. 7.21 Colocação do écran junto com o filme



O écran deve ser cuidado apropriadamente para que radiografias de alta qualidade sejam produzidas com consistência. O manuseio cuidadoso e correto, o uso e manutenção adequada do écran são condições fundamentais para manter a Garantia da Qualidade (QA) da imagem.

Mesmo um pequeno arranhão de unha pode produzir artefatos e degradar a imagem radiográfica. Quando carregar o filme no chassi não deixe o filme deslizar. Um canto afiado ou extremidade podem arranhar o écran. Coloque o filme no chassi cuidadosamente. Remova o filme balançando o chassi na extremidade dobrada e deixando que este caia a seus dedos. Não deixe o chassi aberto, porque o écran pode ser danificado por pó ou impregnação química na sala escura. O écran deve ser manuseado somente quando eles são novos e quando eles estão sendo limpos. Quando écrans novos são montados no chassi, as instruções do fabricante devem ser seguidas cuidadosamente. O écran, à medida que é usado, tende a apresentar sobre sua superfície, mofo e outros depósitos indesejáveis que podem absorver, por exemplo, parte da luz emitida pelo próprio écran, ocasionando assim, falhas na imagem sobre o filme, ou em outros casos, pode reduzir a eficácia geral do sistema por absorção distribuída da luz emitida. Além disso, a aderência de material sobre as superfícies emissoras pode acumular cargas eletrostáticas que resultará na danificação da imagem, haja vista que, o filme receberá uma descarga elétrica no ato da retirada do écran após uma exposição.

Normalmente, com o tempo de uso prolongado, a camada protetora pode sofrer desgastes decorrentes de fricção com o filme como também por repetitivos processos de limpeza. Por esse motivo, uma limpeza cuidadosa, empregando, por exemplo, um algodão embebido em uma solução de sabão neutro, mas sem encharcar o écran, pode aumentar a vida útil do mesmo. Após a limpeza das superfícies deve-se deixar que

elas sequem completamente, antes de fechar o chassi.

Outro detalhe importante refere-se à periodicidade de limpeza dos écrans. A frequência requerida de limpeza é determinada primeiramente pelos dois fatores seguintes: (1) A quantidade do uso recebido da tela e (2) Poeira no ambiente. Em um departamento de imagem ocupado, pode ser necessário limpar o écran uma vez por mês. Sob outras circunstâncias, a frequência de limpeza pode seguramente ser de 2 a 3 meses.

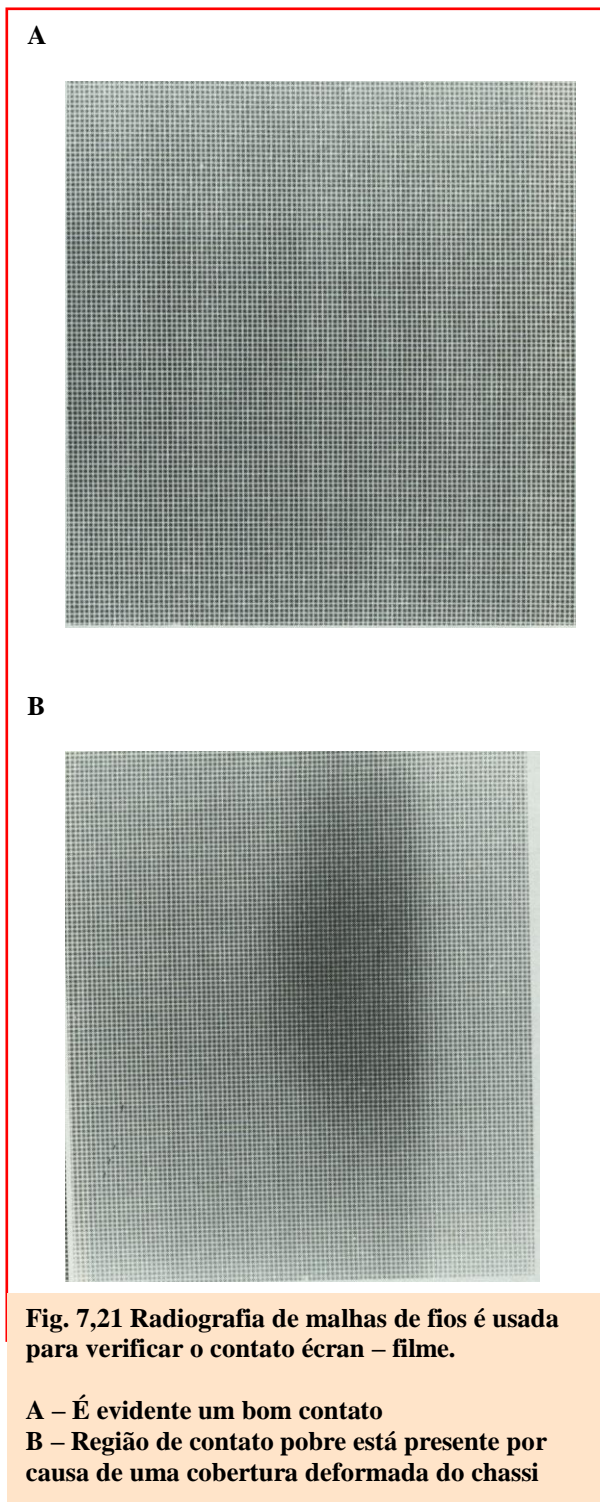
Como explicamos antes, o écran deve somente ser limpo com produtos recomendados pelo fabricante, e as instruções do fabricante devem ser seguidos cuidadosamente. Uma vantagem em usar estes preparos comerciais é que ele frequentemente contém composto anti-estático, o qual pode ser completamente útil.

Outro requerimento igualmente importante em se preocupando com o écran é manter o contato filme – écran. O contato filme – tela pode ser verificado por radiografar um dispositivo de malha de arame figura 7.21 A e B. **A** é uma radiografia mostrando um bom contato filme – tela. Se há qualquer área obscurecida, como na figura **B**, então, existe um contato filme – tela pobre e deve ser corrigido por recolocar o chassi.

Quando novos écrans são colocados em um chassi, esta verificação do contato tela – filme deve ser feito e a radiografia guardada como uma linha base (padrão) para avaliação. Adicionalmente radiografia de malhas de fio para contato écran – filme deve ser feito uma vez por ano e comparado com filme linha base.

Para testar o contato écran – filme, expõe o chassi através da malha de fio em 50kVp em 5 mAs e uma DFI de 100 centímetros.





Para ver o resultado otimamente, recue 2 a 3 metros do *Negatoscópio*. Áreas de contato écran – filmes pobres aparecem obscurecidos e nublados, indicando que o chassi deve ser reparado ou substituído.

A tabela 7.7 resume as causas mais comuns de pobreza vindos de contato écran – filme. Observe que quase todas as causas listadas podem resultar de manuseio grosseiro do chassi. O manuseio grosseiro do chassi é a principal causa de perdas de bom contato écran – filme. Embora o chassi apareça robusto, eles são peças precisas e bem ajustadas do equipamento e devem ser manuseadas cuidadosamente.

Telas intensificadoras de raios – X mantida apropriadamente durará indefinidamente. Interações dos raios – X com o fósforo não os faça usar fora. Não há coisas como fadiga. A única maneira eles tornarem-se danificados bastante para serem substituído é o manuseio e manutenção impróprio. Outro caso é o caso de deixar melar com fixador e não limpar logo, pois este fica com mancha que aparece no filme radiográfico depois de revelado.

Tabela 7.7 Causas mais Comuns de contato Écran – filme Pobre

- ◆ Feltro de contato usado
- ◆ Solto, dobrado, ou dobradiças quebradas
- ◆ Solto, dobrado, ou tranca quebrada
- ◆ Écran deformado causado por mistura excessiva
- ◆ Frente do chassi deformado
- ◆ Armação do chassi quebrado ou rachado
- ◆ Matéria estranha sob o écran
- ◆ Contato do feltro gasto
- ◆ Deformação devido a umidade
- ◆ Impurezas depositadas sobre o écran

7– Chassi radiográfico

O chassi é uma caixa metálica rígida construída em alumínio super-resistente, leve a prova de luz (figura 7.22) usada para armazenar o filme e o écran, quando da sua exposição. Em geral a sua superfície anterior deve ser feita de material de baixo número



atômico, com espessuras reduzida para não atenuar indesejadamente o feixes de raios – X. Entre o écran e o chassis existe um pequeno suporte de feltro ou borracha que tem a finalidade de manter bem juntos e uniforme as superfícies dos écrans e filme sob risco de acentuada perda de definição da imagem. A parte inferior do chassi é feita de material de número atômico alto para que reduza o retro espalhamento e aumente a probabilidade de ocorrer interações fotoelétricas.



Fig. 7.22 Chassis radiográfico em vários tamanhos usados em radiologia diagnóstica.

A falta de manuseio cuidadoso, em que danos mecânicos, são produzidos, danifica os encaixes entre as partes estruturais que deixará infiltrar luz, velando assim, o filme. Caso o filme apresente bordas veladas, provavelmente significa que há sinal de infiltração de luz no chassi.

Outro cuidado importante que se deve ter, é quanto à limpeza dos chassis. Deve-se prevenir o acúmulo de partículas de material absorvente aos raios – X, pois, a presença destas nas superfícies pode levar a formação de pontos de imagens falsa. Portanto, uma inspeção periódica e uma manipulação cuidadosa são indispensáveis.

EXERCÍCIO DE APRENDIZAGEM

- 1- Qual a percentagem do feixe dos raios – X expondo o filme radiográfico que contribui para a imagem latente?
- 2- Qual é a função do écran no chassi radiográfico?
- 3- Por que são colocados dois écrans no chassi radiográficos?
- 4- Qual é a função da camada de fósforo da tela intensificadora no chassi radiográfico?
- 5- Por que o brilho residual seria desagradável como uma característica de uma tela intensificadora?
- 6- Nomeie 6 materiais, 3 usados antes de 1972 e três usados após 1972, que são fósforos nas telas intensificadoras.
- 7- Liste 4 camadas distintas que formam uma tela intensificadora.
- 8- O _____ da tela intensificadora intercepta a luz direcionados em outra direções e redireciona está para o filme
- 9- Nomeie as 5 propriedades de uma base da tela intensificadora.
- 10- Discuta o processo de luminescência?
- 11- Defina fluorescência e fosforescência.
- 12- Liste as 4 características primária de uma tela intensificadora de raios – X .
- 13- Explique o fator de intensificação. Escreva a formula FI.
- 14- O que são os 6 desígnios característicos das telas intensificadoras que são informações dos fabricantes proprietários?
- 15- Desenhe uma ilustração mostrando uma eficiência de absorção de raios – X de 20% do fósforo da camada da tela intensificadora.
- 16- A eficiência de uma tela intensificadora em converter a energia dos raios – X em luz é chamado _____.
- 17- Defina mosqueio quântico.
- 18- O maior número de pares de linha/milímetro visualizado no modelo teste par-linha, o _____ o detalhe do objeto a ser imageado.
- 19- Qual é a importância de ter filme radiográfico e tela intensificadora espectralmente casado? Liste 5 fósforos de terras raras e suas emissões de cores.
- 20- Descreva os fatores envolvidos nos cuidados e manuseio das telas intensificadoras.
- 21- Quais as principais causas de imagens deficientes decorrentes de mau uso do chassi radiográfico?
- 22- Qual o motivo de a imagem radiográfica sair com pontos radiopacos no filme radiográfico?



NORMAS PARA CÂMARAS DE REVELAÇÃO E ROTINAS.

1- Câmara de revelação

Se depois do que foi estudado e se aprendeu tudo a respeito de processamentos radiográficos, então estamos prontos para conhecermos sobre o local (câmara de revelação), onde se realizam os processos de revelação, fixação, lavagem, secagem, carregamento das películas radiográficas, preparo do químico etc., para então, o resultado final ser alcançado ou não alcançado, pois disso tudo, a qualidade radiográfica é acentuadamente influenciada. Portanto, a câmara de revelação não é nenhum quarto anexo feio e escondido, mas sim, uma sala muito importante, que deve ser apresentável como qualquer outra parte da clínica.

Para um planejamento adequado das instalações, vários detalhes são importantes dentre os quais temos: disposições dos materiais na câmara clara e câmara escura; operacionalização que devem ser levados em considerações, pois muitos detalhes, como por exemplo, localização, tamanho da sala mínima permitida com seus detalhes construtivos, proteção contra os raios – X, vedação contra a luz, iluminação de segurança, temperatura, armazenagem dos filmes, etc., Todos estes detalhes e outros mais, são condições essenciais para obtenção de “eficiência” e “rendimento” no trabalho.

Localização da câmara de revelação

Apesar de nem sempre ser possível, o ideal é que a câmara seja localizada distante das fontes emissoras de radiações diretas e dispersas fora da sala de raios – X, como é comum em serviços de radioterapia e medicina nuclear. Tal recomendação elimina qualquer possibilidade de velamento do filme (fog). A localização considerada ideal é aquela que interliga facilmente com as salas de exame radiográficos, afim de encurtar caminhos desnecessários e que põe em risco danificar o

chassis radiográfico. Isto é válido tanto para a revelação manual como para revelação automática.

Tamanho da câmara de revelação e detalhes construtivos

A disposição e o tamanho da câmara clara e câmara escura ao ser planejada, deve ser tal, que o trabalho dentro da sala flua sem interrupção, levando-se em conta obviamente o tamanho do departamento de radiologia, como também o número de radiografias diárias que são executadas. Mas, nunca deve ter menos de 4 m² de área. Normalmente, as câmaras de revelações são projetadas para terem uma área que se aplique a câmara clara e a câmara escura e se o processamento é manual ou automático.

O material de revestimento do piso, preferencialmente deve ser liso e antiestético, tal como cerâmica ou ladrilho, e não poroso, pois, no caso de ocorrer derramamento de soluções químicas no ato do preparo, o revestimento liso facilita a lavagem, além de permitir uma manutenção adequada de asseio do ambiente.

As paredes internas devem ser revestidas preferencialmente com azulejos claros até uma altura de 1,5 – 2,0 metros, e preenchendo as junções entre os azulejos com cimento a prova d'água ou pintadas a óleo. A parte restante das paredes e o teto devem ser pintados também em cores claras, mas lavável.

Deve-se observar para que dentro da câmara de revelação, não seja feito outros trabalhos de laboratórios, pois os filmes são facilmente atacados por tintas frescas e outros gases. Por isso, é importante também, que a câmara tenha um eficiente sistema de ventilação / exaustão ambiente, como por exemplo, exaustores que tem a importante função de eliminar gases produzidos nos tanques de químicos, poeira, e



fazer circular ar para manter uma temperatura adequada.

Quando a câmara de revelação está localizada fora da sala, mas, fazendo vizinhança com a sala dos raios – X, deve-se colocar um passador de chassis na parede interligando as duas salas (figuras 7.23).

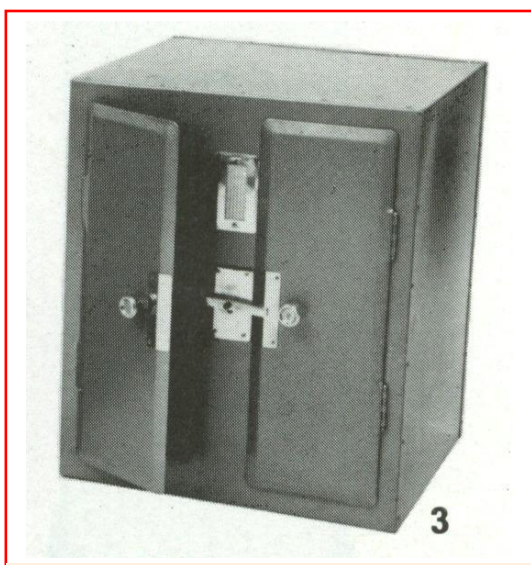
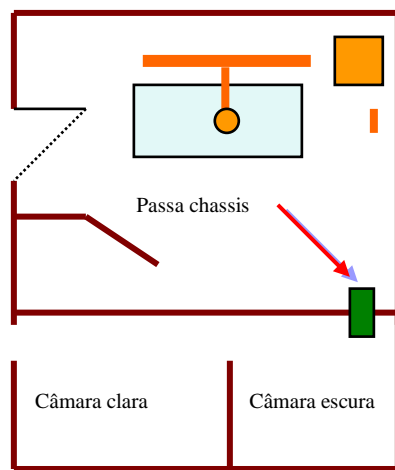


Fig. 7.23 Acima uma sala de raios – X básico mostrando o passador de chassis interligando a câmara de revelação com a sala dos raios – X. Abaixo uma passa chassis

Proteção contra os raios – X ou radiação dispersa.

Um dos problemas que causa velamento (fog) do filme virgem que está estocado dentro da caixa ou a exposição de pessoas que operam na câmara é a radiação dispersa que penetra na câmara de revelação. Portanto, a parede da câmara escura, principalmente quando fica dentro da própria sala de raios – X deve ser blindada contra tal radiação de forma a proteger integralmente o seu interior. Paredes normais são suficientes.

A espessura da parede ideal deve ser calculada por um especialista (físico médico) em proteção radiológica de forma a não permitir nenhuma dose local, mas, se ocorrer, devido em alguns casos a câmara escura ser considerada uma área controlada, esta não deve exceder a 0,5 R por ano ou 40 mR por mês. Nestas condições, a guarda do filme virgem não exposto, necessita de uma proteção adicional.

Uma recomendação importante que se faz, é que nunca se deve direcionar o feixe útil para a parede de separação entre a sala de raios – X e a câmara de revelação.

Vedação da câmara escura contra luz

A vedação total da câmara escura contra a luz é outro detalhe importante que deve ser observado, pois, esta também é fonte de velamento nos filmes virgens. A vedação deve ser feita como, por exemplo, nas frestas do encaixe da porta, como também no tipo de trinco que vai se usar no passa – chassis, nos exaustores etc. figura seguinte. A luz ao penetrar a sala é prejudicial porque na hora que se abre a caixa para retirar o filme radiográfico para carregar o chassis, os filmes podem velar, haja vista que, está o operação deve ser realizada somente no escuro ou com a lâmpada de segurança de filtro apropriado, para garantir o não velamento das películas,



fato que pode comprometer a imagem radiográfica final, tornando embaçada e sem contraste (fig. 7.24).

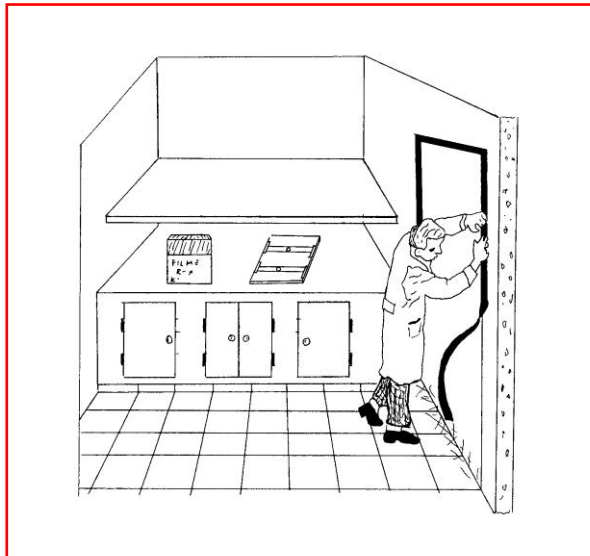


Fig. 7.24 Vedação da câmara escura quanto a luz branca

Iluminação de segurança na câmara escura

A câmara de revelação é provida tanto de luz branca ou verde clara para a iluminação geral, e de luz verde oliva ou alaranjadas (filtro de inatividade como âmbar 6-B) para proporcionar a adequada iluminação de segurança para o manuseio do filme durante a revelação, sob o risco de que sem isso ocorrerá um aumento do velamento (fog). Mesmo assim, um filme não deve ficar exposto por mais de um minuto sob a ação da luz de segurança. Uma forma de se obter iluminação na intensidade apropriada para cada necessidade de acordo com a revelação do tipo de filme é usar um potenciômetro (dimmer) interligado a luz de segurança, de forma que a intensidade luminosa desta possa variar no nível de iluminação adequado ao filme e ao operador de câmara escura. Uma vantagem além do preço, na aplicação desse sistema, pode ser visto, por exemplo, na revelação de filmes de abregografias ou de intensificadores de imagens, onde todo o processamento deve ser feito em completa escuridão ou

através da utilização de filtros por via úmida (figura seguinte).

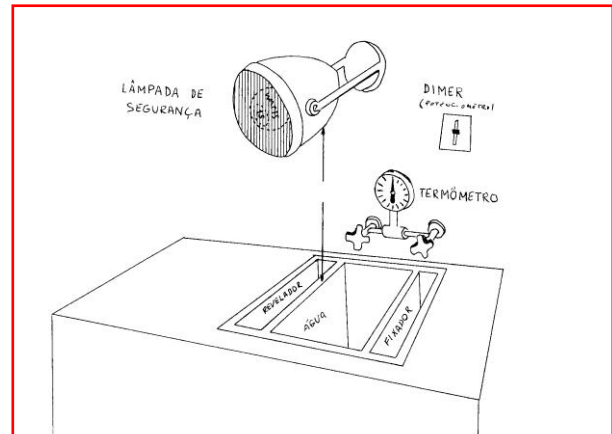


Fig. 7.25 Altura da lâmpada de segurança com dimmer e termômetro.

Recomendamos que, periodicamente antes de iniciar os trabalhos na câmara escura, deva-se esperar uns 10 minutos para que os olhos se acostumem à baixa iluminação, e então, inspecionar possíveis vazamentos de luz branca e outros cuidados mais, haja vista que, numa câmara escura as causas de velamento inaparentes podem ser das mais diversas causas, conforme tabela 7.8.

Tabela 7.8 Causas de Velamento Inaparentes em Câmara Escura

- ◆ Filtros com rachaduras que deixa escapar luz branca
- ◆ Frestas nas portas
- ◆ Buraco de fechadura
- ◆ Excesso de tempo sob ação da luz de segurança
- ◆ Frestas do passador de chassis
- ◆ Passagem de luz do dia, pelo o exaustor
- ◆ Em alguns casos errados, negatoscópio de luz fluorescente na câmara escura, quando apaga continuam por certo tempo a emitir luminosidade



Outra recomendação importante, é que seja colocado na parte superior da porta, um aviso luminoso de “NÃO ENTRE”, e que deve ficar aceso enquanto se estiver trabalhando na câmara escura.

Armazenamento dos filmes radiográficos

A armazenagem dos materiais radiográficos, dos chassis e das soluções químicas, é uma componente importante para a obtenção de bons resultados na qualidade final da imagem radiográfica.

As caixas contendo filmes não devem ser colocadas uma sobre as outras, mas sim, sempre na posição vertical para que não produza eletricidade estática e aumento de velamento ou artefatos, figura 7.26. Além disso, não devem ser guardados junto a outros produtos químicos, ou sobre a influência de gases luminescentes, cheiros de tintas, gases de motores, óxidos de enxofre, vapores de amoníacos e outros.

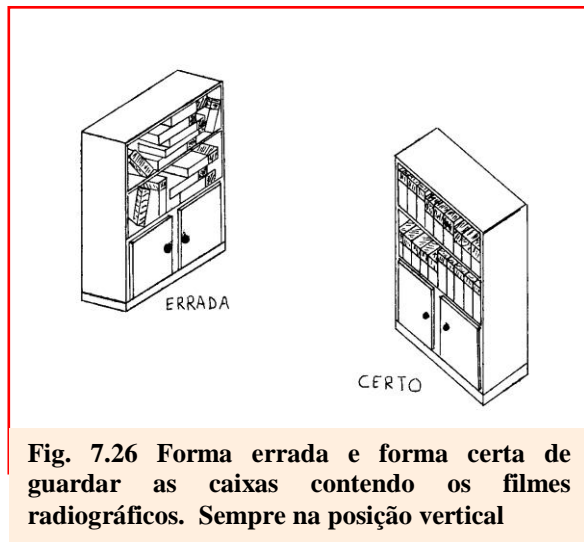


Fig. 7.26 Forma errada e forma certa de guardar as caixas contendo os filmes radiográficos. Sempre na posição vertical

O tempo de armazenagem dos filmes sob condições ideais, deve ser aquele da data de garantia marcada na caixa, indicada pelo fabricante. Portanto, recomenda-se utilizar sempre o material que esteja com a data mais velha (sem data vencida), para isso, é

importante que carimbe com data de chegada as embalagens dos filmes, assim que cheguem no setor.

A tabela 7.8 dar algumas recomendações para uma armazenagem correta.

Tabela 7.8 Recomendações para uma armazenagem correta das caixas com filmes radiográficos

1. Agrupar as caixas em lotes do mesmo formato, mas sempre na vertical, nunca umas sobre as outras.
2. Ordenar as caixas por seqüência, pela data do vencimento.
3. Usar sempre as caixas com datas mais antigas

Quanto às soluções de processamento dos filmes, estes são químicos líquidos que precisam de cuidados especiais, haja vista que, as mesmas influem diretamente nos resultados para a obtenção das imagens de alta qualidade e com o maior número de informações possíveis. Esta influência não é somente dependente do controle de tratamento ou da temperatura, mas também, do modo de armazenagem e da técnica de manipulação.

As soluções corretamente embaladas em frascos de materiais neutros (polipropileno, alguns plásticos) e devidamente fechadas com tampas apropriadas, devem ser armazenadas e ventiladas. As soluções químicas que abastecem as processadoras automáticas são guardadas em tanques de 50 a 70 litros que devem ficar na câmara clara bem fechada. Estes tanques são dotados de tampos que flutuam sobre as superfícies das soluções, para evitar contato das mesmas com o ar (figura 7.27). Isto é particularmente importante para o revelador, uma vez que, este tende a reagir com o oxigênio do ar.

Os chassis, igualmente como as embalagens de filmes, devem também ser armazenados na



posição vertical. Evitar colocar um chassi sobre o outro, sob risco de danificá-lo. Na armazenagem, procurar colocar os chassis, por ordem de tamanho com as devidas observações quanto se é para uso com écran ou sem écran.

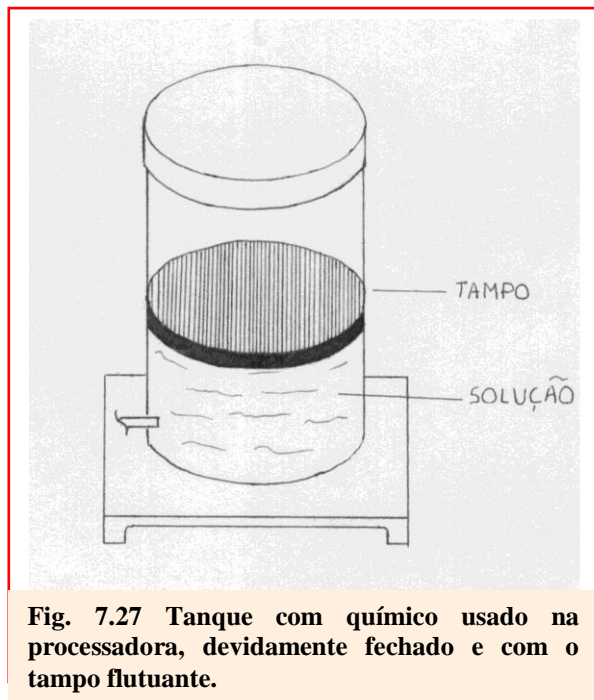


Fig. 7.27 Tanque com químico usado na processadora, devidamente fechado e com o tampo flutuante.

Câmara clara e câmara escura

As câmaras de revelação com processamentos manuais e mesmo automáticas dividem-se em dois setores de trabalho, o setor seco (escura) e o setor úmido (clara) (figura 7.28). Ambos os setores devem ser localizados de maneira a facilitar o fluxo sequencial de procedimentos no processo, permitindo assim, um trabalho limpo e eficiente.

Na parte seca ficam vários componentes, tal como: armários-mesa com gaveta, luzes de segurança, porta – chassis passam chassis, caixa de filmes, porta colgaduras no caso de processamento manual, secadores ou estufas no caso de processamento manual e outros.

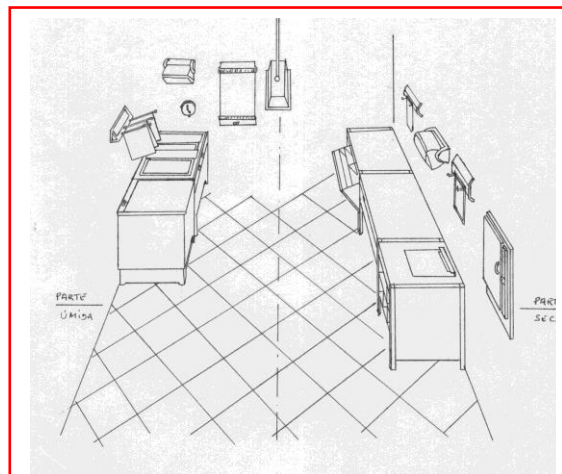


Fig. 7.28 Câmara escura processamento manual: Parte seca e úmida

Na área seca são realizadas inicialmente várias operações, entre as quais podemos destacar, conforme tabela 7.9:

Tabela 7.9 Operações Realizadas Na Área Seca da câmara de revelação

1. Retirada do filme da caixa e colocação no chassi (carga);
2. Envio dos chassis com o respectivo filme, para a sala de raios – X para ser exposto
3. Recebimento do chassi com o filme já exposto
4. Retirada do filme exposto de dentro do chassi (descarga)
5. Identificação dos filmes (marcação)
6. Inserção dos filmes nas colgaduras (suporte para a revelação).

Na área úmida, ficam também, mais alguns componentes tais como: tanque do revelador, fixador e lavagem, Negatoscópio, relógio despertador, luz de segurança, termômetro, água corrente, toalha e outros acessórios.

Da mesma maneira que na parte seca, na parte úmida envolve também uma série de operações, conforme tabela 7.10:



Tabela 7.10 Operações Realizadas Na Área Úmida da Câmara de Revelação

1. Revelação em todas as fases;
2. Manutenção dos chassis
3. Limpeza dos écrans
4. Limpeza da processadora quando for o caso

Preparo das soluções químicas da processadora – revelador e fixador

Esta etapa é tão importante quanto às outras, pois exige do técnico muito cuidado e atenção, haja vista que, o risco de contaminação advinda do preparo das soluções químicas que vão ser usadas para o processamento automático dos filmes é muito grande e aumentando assim a probabilidade de danificar o filme e as imagens. Portanto, recomenda-se que o preparo nunca seja feito na área de armazenagem e nem na área de manipulação dos filmes.

O local onde as soluções químicas vão ser preparadas deve ser bastante arejado, para que os gases ou partículas que são emanadas das substâncias no ato do preparo sejam dispersos rapidamente, evitando assim a possibilidade de serem inaladas pelo o operador.

O risco de contaminação entre as soluções, e a inalação por parte do operador, foram sensivelmente reduzidos graças ao avanço tecnológico conseguido depois de vários anos de pesquisas e que resultou na produção de matéria prima na forma líquida (soluções processadoras líquidas) e não mais matéria prima na forma de pó. A vantagem disso, é que o procedimento de preparo simplificou a mistura e diluição.

São várias as empresas (BRAAF, IBF, KODAK, ETC.), que oferecem soluções químicas de alta qualidade, para o processamento do filme radiográfico, tanto para processamento manual em tanques, como para processamento automático.

As soluções químicas devem ser usadas de acordo com as recomendações dos fabricantes, para que, o **rendimento** obtido das soluções seja **máximo**, e em consequência, **melhor resolução na imagem**.

Preparo de soluções – Processamento manual

1 - Preparo do revelador:

A solução concentrada para o revelador é fornecida em partes, na qual uma contém o agente revelador + o agente preservativo e a outra parte contém o agente alcalino + brometo (tabela 7.11).

Na primeira parte, o agente revelador é o **redutor** para a decomposição dos cristais de haleto de prata expostos, formando aglomerados de prata metálica de imagem, e o agente preservativo é o **diminuidor** da perda de atividade do revelador por reação com o oxigênio. Já na segunda parte, o agente alcalino prover o valor de pH necessário para levar o revelador a um estado de ativação apropriado, e o agente de restrição, que entre outras propriedades, atua no sentido de diminuir o FOG de revelação, diminuindo a possibilidade de ataque a cristais não expostos.

Com a subdivisão acima, o revelador fica mais protegido da oxidação aérea e se conserva melhor antes da preparação para uso.

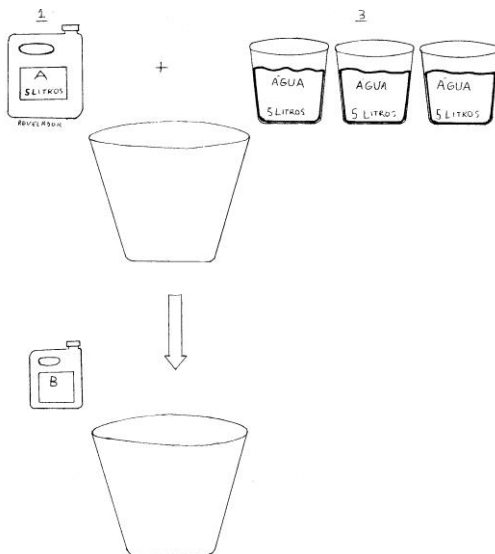
A quantidade das soluções químicas do revelador para uso manual é comprada em vasilhames de: 5 litros, 13,5 litros ou 20 litros.

Assim que o recipiente onde vai ser feito a mistura, estiver pronto, deve-se iniciar o preparo, o qual obedece aos passos abaixo:



Tabela 7.11 Preparo do Químico a Ser Usado Em Câmara de Revelação – Preparo da Solução Revelador

1. Diluir o conteúdo do **frasco maior- parte A** (agente revelador + agente preservativo), com **três partes iguais** de água, relação **1:3** figura seguinte;
2. Agitar cuidadosamente, evitando misturas com o ar, para a completa homogeneização;
3. Adicionar o conteúdo do **frasco menor – parte B** (agente alcalino + brometo), e misturar bem.



Observação

A agitação deve ser cuidadosa, evitando a mistura de ar às soluções, o que acelera as perdas.

2 – Preparo do fixador

Igualmente ao material dos reveladores, as soluções químicas fixadoras que vão ser usados nos filmes já revelados, são também fornecidas em partes, na qual uma contém o agente fixador – solução concentrada e a outra parte contém o agente endurecedor (Tabela 7.12).

Na primeira parte, o agente fixador atua para dissolver os cristais não expostos que

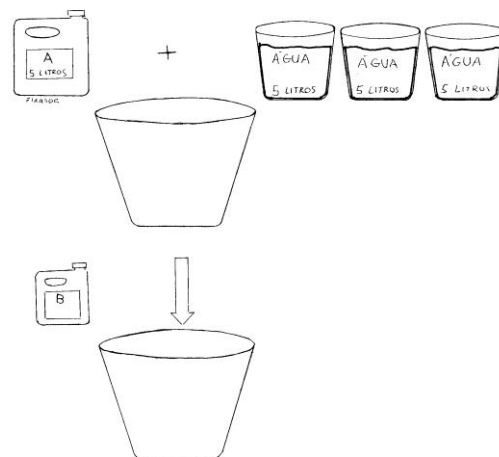
permanecem nas camadas de gelatina dos filmes já revelados. Na segunda parte, o agente endurecedor atua controlando o aumento da espessura e o volume das camadas, que ocorre ao absorverem as soluções no instante do processamento.

A quantidade de soluções químicas do fixador para usos manuais é comprada em vasilhames de: 5 litros, 13,5 litros e 20 litros.

O preparo da solução é similar o que foi feito para o preparo do revelador, isto é, assim que o recipiente para a mistura estiver pronto, deve-se iniciar o preparo, o qual obedece aos passos na tabela abaixo:

Tabela 7.12 Preparo do Químico a Ser Usado Em Câmara de Revelação – Preparo da Solução Fixador

1. Diluir o conteúdo do **frasco maior – parte A** (agente fixador – frasco com solução concentrada), com **três partes iguais** de água, relação **1:3** figura seguinte;
2. Agitar cuidadosamente, até obter uma homogeneização completa da solução.
3. Em seguida, adicionar a solução anterior, o conteúdo do **frasco menor – parte B** (agente endurecedor) e novamente, misturar bem, até que a mistura fique homogênea, e somente depois usar



Observação:

Não adicionar o conteúdo do frasco menor, diretamente ao conteúdo do frasco maior (solução concentrada).





Preparo de Solução – Processadora Automática

1 – Preparo do revelador

As soluções concentradas para a preparação do revelador no processo automático, são fornecidas em três partes, para se obter um volume final de 76 litros. No caso de se desejar obter um volume final com 38 litros, devem-se observar atentamente as proporções, a partir das relações básicas. Erros nessas relações de mistura resultarão em soluções com atividades diferentes da prevista, modificando em geral para pior o resultado radiográfico da revelação.

As soluções concentradas vêm embaladas em frascos plásticos e as quantidades de cada uma das três partes que são nomeadas de A, B, e C estão indicadas tabela 7.13 :

Tabela 7.13 Partes das Concentrações do Revelador

Parte A – Volume 20 litros em 1 unidade

Parte B - Volume 2 litros em 2 unidades

Parte C - Volume 2 litros em 2 unidade

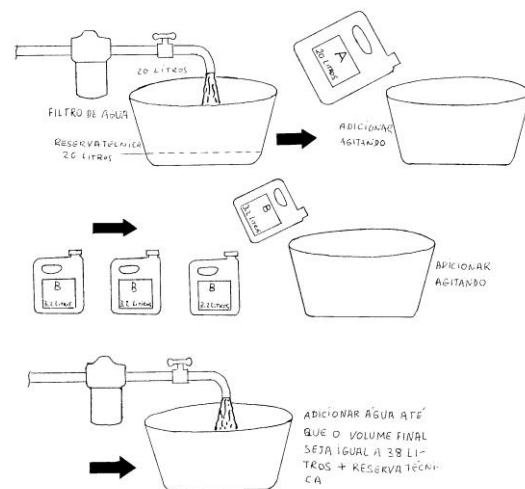
Para a preparação da solução reveladora, as três partes (A, B, e C) devem ser diluídas em água. Devido às características de interação entre os agentes que compõe as três partes concentradas, a sequência estabelecida para a mistura não pode ser alterada, sob pena de danificar o comportamento da solução final, tirando-a das especificações. Portanto, esta ordem deve ser obedecida rigorosamente conforme tabela 7.14.

Tabela 7.14 Preparo do Revelador Para Processadora Automática

1. Em um recipiente com capacidade para receber **100 litros**, adiciona-se **de 40 a 50 litros de água**, à temperatura ambiente se for a primeira preparação.

Observação: Se o sistema já está em uso, deve-se **deixar 20 litros** da solução anterior, formando a chamada reserva técnica, neste caso, adiciona-se sobre esta, **20 litros de água** filtrada;

2. Sob agitação contínua, adicionar a totalidade da **parte A**, agitando até que a solução fique uniforme;
3. Sob agitação contínua, adicionar, lentamente, a totalidade da **parte B**, agitando até que fique uniforme;
4. Ainda sob agitação contínua, adicionar lentamente, a totalidade da **parte C**, mantendo a agitação até que a solução fique uniformizada;
5. Adicionar água até completar os **76 litros** ou, nos casos de se ter deixado os **20 litros** da reserva anterior, **76 litros + 20 litros desta reserva = 96 litros**. Continuar agitando até alcançar a uniformização da mistura;
6. Recolocar o tampo flutuante e a tampa externa do vasilhame.



Observação:

A agitação deve ser controlada e cuidadosa, sem turbulência, de forma a evitar mistura da solução com o ar.



2 – Preparo do fixador

Igualmente o que foi dito para o revelador - reforçador a respeito das quantidades das partes a serem preparadas. As soluções concentradas para a preparação do fixador, são fornecidas também, para se obter um volume final de 76 litros. Caso se deseje um volume final menor, como por exemplo, 38 litros ou 19 litros, as proporções estritas devem ser observadas atentamente, a partir das relações básicas. Caso contrário, tal erros nas relações de mistura resultaram em soluções com atividades diferentes das previstas, comprometendo o resultado fotográfico. Da mesma forma que nos casos do revelador – reforçador, as soluções concentradas vêm embaladas em frascos plásticos e as quantidades de cada uma das duas partes que são nomeadas de A e B estão indicados na tabela 7.15:

Tabela 7.16 Partes das Concentrações do fixador

Parte A – Volume 20 litros em 1 unidade

Parte B – Volume 3,2 litros em 4 unidades

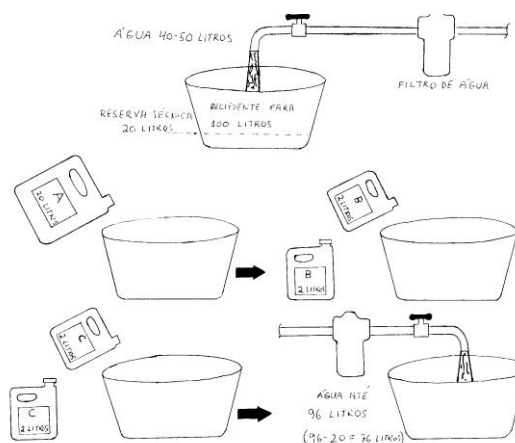
Também neste caso, a preparação da solução fixadora é feita diluindo duas partes dos concentrados (A e B) em água. Para que a mistura obtenha características final especificada a partir das interações entre os agentes, é muito importante que a sequência estabelecida para a mistura, seja feita rigorosamente, sob pena de alterar o comportamento da solução (Tabela 7.16).

Tabela 7.16 Preparo do Fixador para Processadora Automática

1. Em recipientes com capacidades para receber **100 litros**, adiciona-se de **20 a 30 litros** de água, à temperatura ambiente se for a primeira preparação.

Observação: Se o sistema já está em uso, deve-se deixar **20 litros** da solução anterior, formando a chamada reserva técnica, neste caso, adiciona-se sobre esta, **20 litros** de água filtrada;

2. Sob agitação contínua, adicionar a totalidade da **parte A**, agitando até que a solução fique uniforme;
3. Sob agitação contínua, adicionar, lentamente, a totalidade da **parte B**, agitando até que fique uniforme;
4. Adicionar água até completar os **76 litros** ou, nos casos de se ter deixado os **20 litros** da reserva anterior, **76 litros + 20 litros desta reserva = 96 litros**. Continuar agitando até alcançar a uniformização da mistura;
5. Recolocar o tampo flutuante e a tampa externa do vasilhame.



Observação:

A agitação deve ser controlada e cuidadosa, sem turbulência, e de forma a evitar mistura da solução com o ar.





ASPR

ASSESSORIA E SERVIÇOS EM PROTEÇÃO RADIOLÓGICA E
CONTROLE DE QUALIDADE

Capítulo - 3

Dispositivos Restringedores do Feixe

e

Radiação Espalhada

ASSESSORIA E SERVIÇOS EM PROTEÇÃO RADIOLÓGICA E
CONTROLE DE QUALIDADE

Assuntos

1. Radiação espalhada

Rua Paulo Portela, nº 90 - Bairro Castália - Cep: 45.603 - 194 - Itabuna/Bahia

Fone contato: (73) 99191 - 1119 ; E-mail: aspronline@hotmail.com



www.aspronline.wix.com/aspronline ;



www.facebook.com/asprcq curtir



RADIAÇÃO ESPALHADA

1. Introdução

Três fatores contribuem para um aumento na radiação espalhada: Aumento no kVp, aumento no tamanho de campo, e aumento na espessura da parte anatômica do paciente. Os dispositivos de restrição do feixe controlam e minimizam a radiação espalhada.

As duas espécies seguintes de raios – X são responsáveis pela densidade óptica sobre a radiografia: (1) as radiações que passam através do paciente sem interagir e (2) as radiações que são espalhadas no paciente através de interações Compton (figura 8.1).

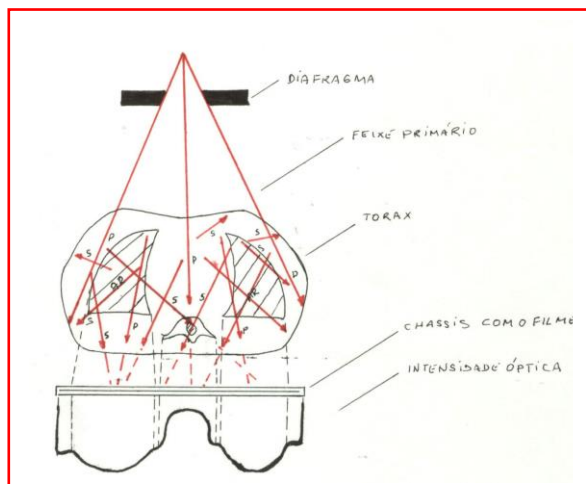


Fig. 8.1 Formação da imagem radiográfica pelos raios – X transmitidos (remanescentes).

Quando o número de raios – X espalhados aumentam, a radiografia perde contraste, nitidez e resolução. Os fatores principais que influenciam a intensidade relativa da radiação espalhada que chega no filme radiográfico são três dos quais dois são controláveis: a kilovoltagem e o tamanho de campo do feixe de raios - X, enquanto o terceiro fator é a espessura do paciente.

2. Fatores que afetam a radiação espalhada

Kilovoltagem

Quando a energia dos raios – X é aumentada, o número de raios – X sob interação Compton aumenta. O número absoluto de interações Compton diminui com o aumento da energia dos raios – X, mas o número de interações fotoelétricas diminui mais rapidamente.

A tabela 8.1 mostra a percentagem de raios – X incidentes sobre uma espessura de 10 cm de tecidos moles sob interação fotoelétrica e interação Compton em nível de kVp selecionado de 50 a 120. A kilovoltagem é um dos fatores que afetam o nível de radiação espalhada. A radiação espalhada é controlada mantendo o kVp em níveis baixo, mas para assumir que todas radiografias devem ser realizadas no kVp razoavelmente mais baixo não é a melhor prática.

Tabela 8.1 Percentagem de interações de raios – X por processos fotoelétrico e Compton e percentagem de raios – X transmitidas através de 10 cm de tecidos moles

kVp	Percentagem de interação			Porcentual Transmitido
	Foto elétrico	Compton	Total	
50	79	21	> 99	< 1
60	70	30	> 99	< 1
70	60	40	> 99	< 1
80	46	52	98	2
90	38	59	97	3
100	31	63	94	6
110	23	70	93	7
120	18	83	91	9

A tabela acima mostra que quando o kVp é diminuído, aumenta enormemente as interações fotoelétricas com os raios – X. Este



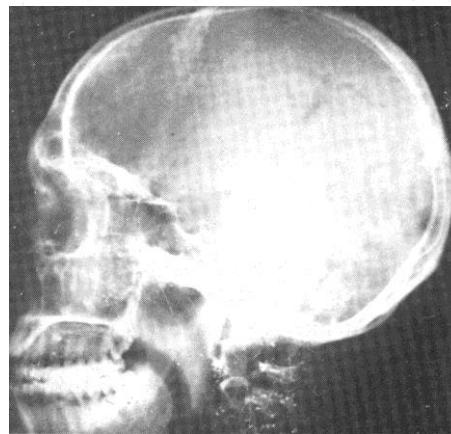
aumento de interações fotoelétricas resultam em um considerável aumento na dose do paciente. Além disso, poucos raios – X alcançam o filme em baixa kVp, sendo necessário compensar com fatores técnicos aumentando o mAs, o resultado final é uma maior dose para o paciente.

Se fatores técnicos normais não são suficientes para imagear adequadamente em um filme um abdome em AP, o técnico operador tem uma escolha de aumentar o, mAs ou o kVp. Aumentando o mAs, normalmente gera bastante raios – X para fornecer uma imagem satisfatória sobre o filme mas pode resultar em uma dose inaceitável no paciente. Por outro lado, um pequeno aumento no kVp normalmente é suficiente para fornecer bastante raios – X, com uma dose muito menor para o paciente. Quando o kVp é aumentado, a quantidade total de radiação espalhada diminui. Infelizmente, quando o kVp é aumentado, o nível de radiação espalhada no filme também aumenta. Devido estes raios – X espalhados terem um nível de energia maior e ser mais penetrante, este aumento da radiação espalhada causa uma diminuição do contraste sobre o filme.

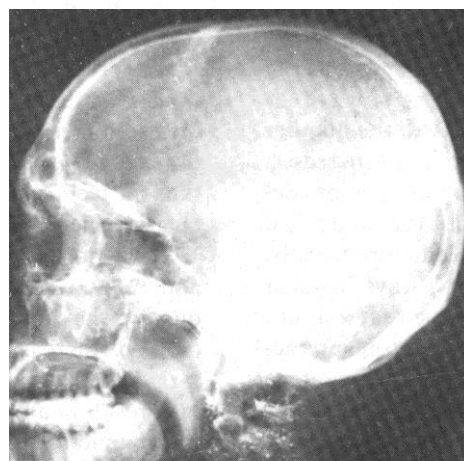
Para reduzir o nível de radiação espalhada, dispositivos de restrição do feixe chamado “Colimadores” e “Grades” são usadas. A figura 8.2 mostra uma série de radiografias de um fantoma de um crânio tomadas em 70, 80, e 90 kVp usando colimação e grades apropriada com, mAs ajustado para produzir radiografias de densidades ópticas quase igual. Observe que a dose no paciente em 90 kVp é aproximadamente um terço da dose do paciente em 70 kVp. Em geral, por causa desta redução na dose do paciente, técnicas de alta kVp é preferível do que técnicas de baixa kVp.



70 kVp / 120 mAs
665 mR



80 kVp / 60 mAs
545 mR



90 kVp / 30 mAs
230 mR

Fig. 8.2 Todas as radiografias de crânio são de qualidade aceitável. Os fatores técnicos para cada são mostrados, taxa de exposição reduzida





Tamanho de Campo do Feixe de R - X

Um outro fator que afeta o nível de radiação espalhada é o tamanho de campo do feixe de raios - X. Quando o tamanho de campo é diminuído, a radiação espalhada é diminuída (figura 8.3).

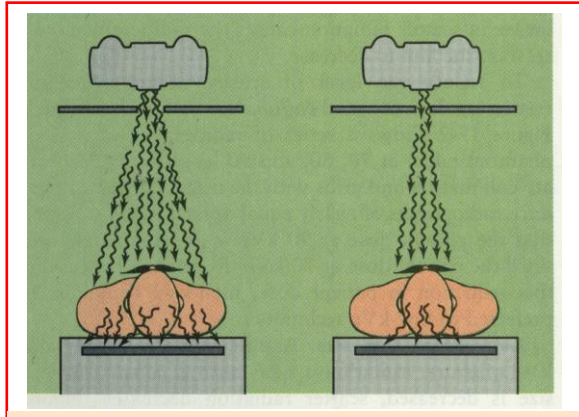


Fig. 8.3 A colimação do feixe de raios - X resulta em menos radiação espalhada

Também a intensidade relativa da radiação espalhada aumenta com o aumento do tamanho de campo como grafado na figura 8.4.

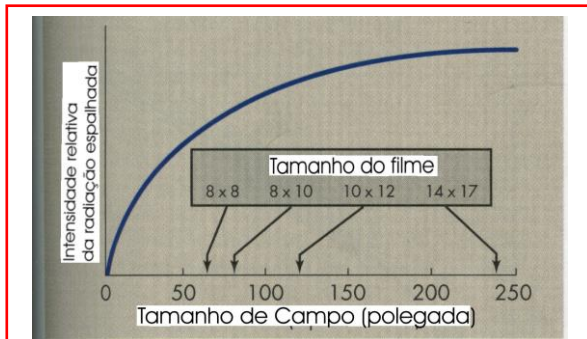


Fig. 8.4 Este gráfico é representativo de operação em 70 kVp com um paciente de 20 cm de espessura. A intensidade relativa da radiação espalhada aumenta com o aumento do tamanho do campo

A figura 8.5 mostra dois filmes AP da espinha lombar. Um foi feito em um filme inteiro de 35 x 43 cm, e o outro filme tinha um tamanho de campo colimado ajustado a coluna espinal. Há

uma notável perda de contraste na radiografia de 35 x 43 por causa do aumento da radiação espalhada que acompanha o tamanho de campo maior. Quando o feixe de raios - X é colimado, fatores de exposição radiográficos podem ter de ser aumentado, devido a radiação espalhada reduzida resultar em menor densidade óptica radiográfica. Não obstante, a colimação do tamanho do campo do feixe é recomendada.

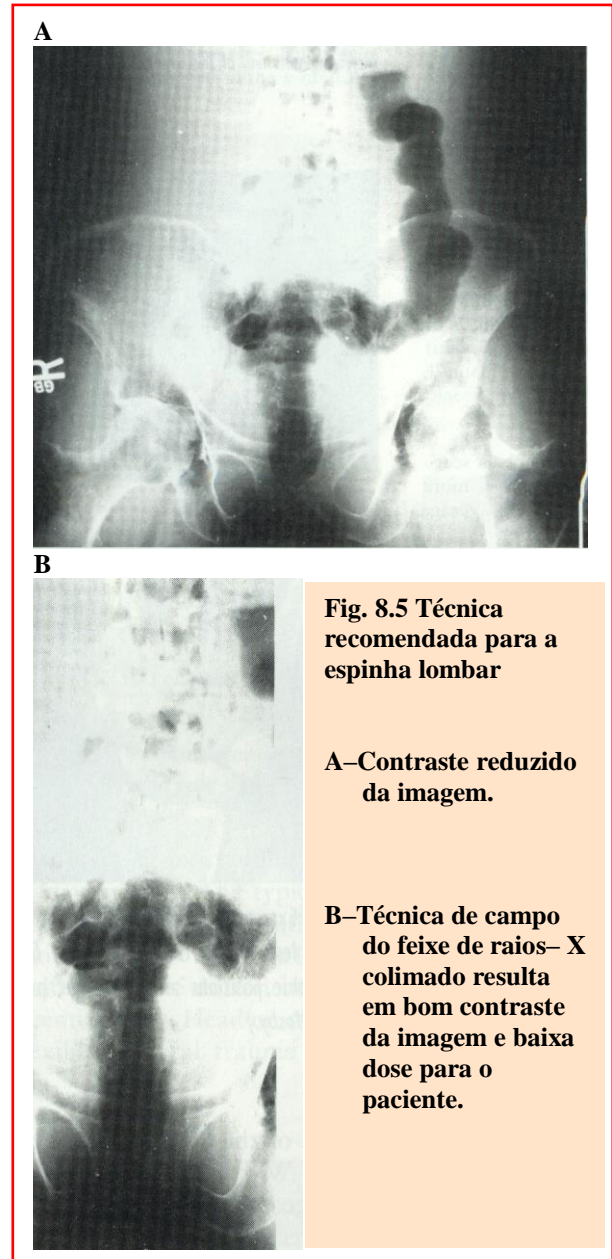


Fig. 8.5 Técnica recomendada para a espinha lombar

A-Contraste reduzido da imagem.

B-Técnica de campo do feixe de raios-X colimado resulta em bom contraste da imagem e baixa dose para o paciente.

A restrição do tamanho de campo para melhorar a qualidade da imagem é talvez até mesmo mais importante durante fluoroscopia do que radiografia geral.



A figura 8.6 mostra dois filmes de verificação (spot) realizados com resolução espacial de grade embutida no meio fantoma de tecido de 20 cm de espessura. A primeira imagem foi feita com uma exposição de campo cheio (colimador todo aberto), e a segunda com um tamanho de campo colimado para a área da grade. A diferença no contraste da imagem e resolução espacial é vista.

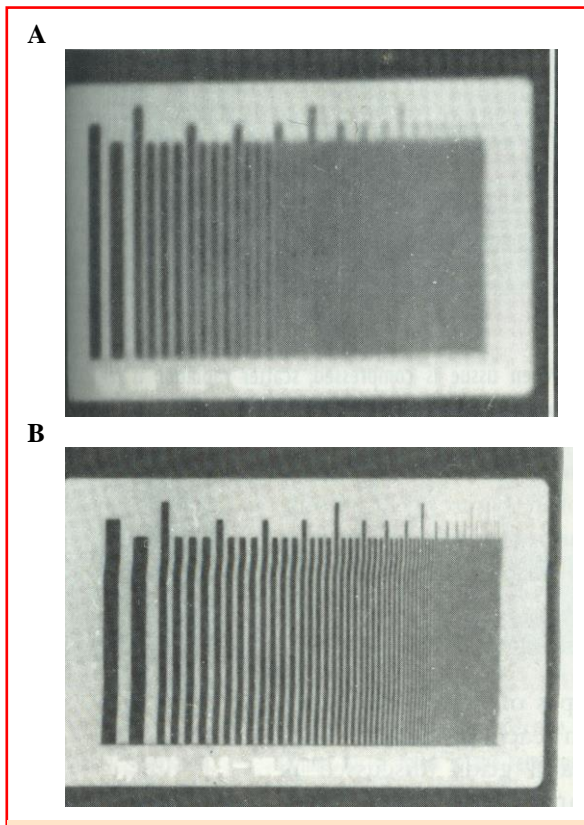


Fig. 8.6 Filme de teste de verificação em um material equivalente a tecido de 20 cm de espessura foi tomado com A) exposição de campo cheio (colimador todo aberto) e, B) exposição com o colimador aberto somente na área de interesse.

A imagem B é melhor por causa do menor tamanho de campo com menor radiação espalhada sobre o filme.

Espessura do Paciente

A espessura do paciente é outro fator do qual a radiação espalhada depende. Pois, quanto maior a espessura da região anatômica de interesse que se deseja radiografar, maior será a quantidade produzida de radiação espalhada. Igualmente, podemos afirmar que, quanto menor a espessura da região a ser irradiada, menor será a quantidade produzida de radiação espalhada. Podemos comparar a estrutura de um osso em uma radiografia de extremidade com a estrutura de um osso em uma radiografia de pelvis ou tórax. A radiografia da extremidade será muito mais definida por causa da quantidade reduzida de radiação espalhada figura 8.7.



Fig. 8.7 A radiografia da extremidade aparece bem definida por causa da espessura de tecido menor e desta forma menos radiação espalhada para reduzir o contraste



A figura 8.8 mostra a intensidade dos raios-X espalhados em uma espessura de tecidos moles com um campo de 20 x 25 cm. Expondo uma extremidade de 3 cm de espessura em 70 kVp resulta em 45% de radiação espalhada. Expondo um abdômen de 30 cm de espessura resulta em quase 100% dos raios – X que saem do paciente como raios – X espalhados. Com o aumento da espessura do paciente, mais raios – X sob múltiplos espalhamentos são produzidos, tal que o ângulo médio de espalhamento no feixe remanescente é maior.

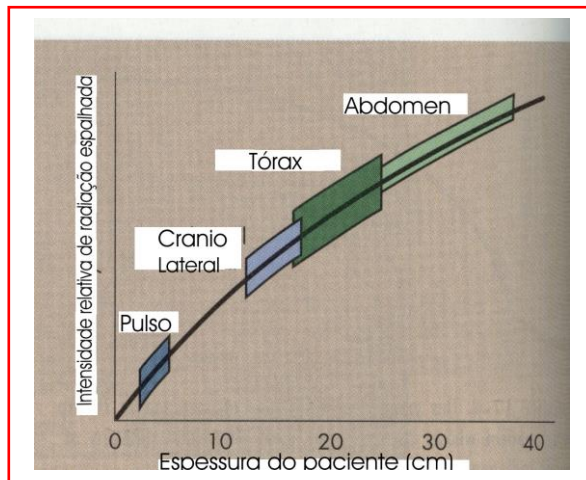


Fig. 8.8 Intensidade relativa da radiação espalhada aumenta com o aumento da espessura da parte do paciente a ser radiografada

Embora mais raios – X sejam espalhados com o aumento da espessura do paciente, o técnico pode produzir radiografias de alta qualidade escolhendo fatores técnicos apropriados e dispositivos designados para reduzir a quantidade de radiação espalhada que alcança o filme.

Dispositivos de Compressão

Como pôde ser estudado é importante reduzir ao máximo a radiação espalhada, e para isso, uma das técnicas que se costuma empregar é reduzir a espessura do paciente, trazendo o tecido o mais próximo do receptor de imagem, o que melhorará a resolução espacial

(figura 8.9). A compressão Reduz a dose no paciente e melhora o contraste radiográfico. A compressão é particularmente importante durante a mamografia.

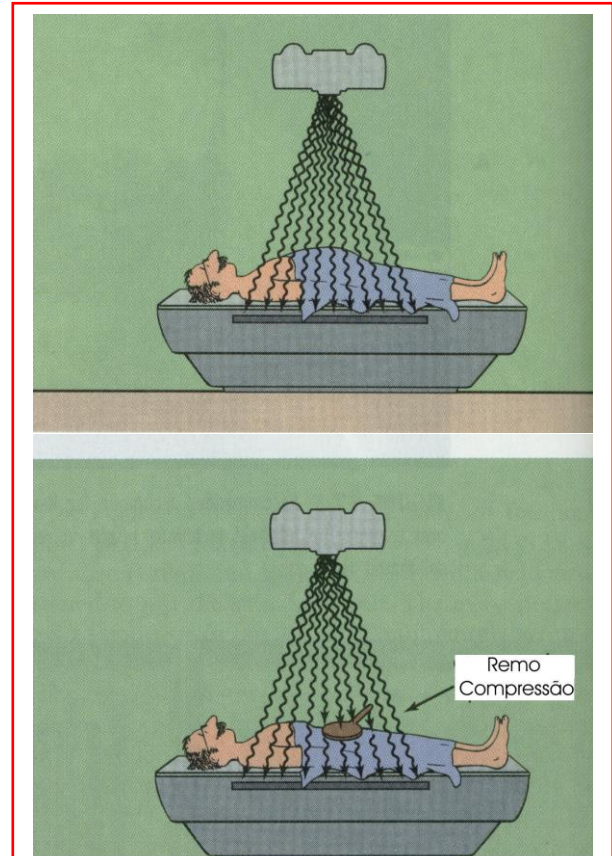


Fig. 8.9 Quando o tecido é comprimido, a radiação espalhada é reduzida, a dose fica baixa e o contraste é maior

DISPOSITIVOS QUE RESTRINGEM O FEIXE DOS RAIOS – X.

1. Controle da radiação espalhada

Como estudamos antes, existem vários dispositivos que são manuseáveis e que são empregados com a finalidade de reduzir a radiação espalhada (difusa) que prejudica a resolução de uma imagem. Dentre estes temos: Diafragma, Cones, Cilindros, Colimadores de Abertura Variável, e Grades. Além de Faixas compressoras.



O diafragma de abertura, cones ou cilindros e colimadores de aberturas variáveis são três tipos de dispositivos restritor do feixe (figura 8.10).

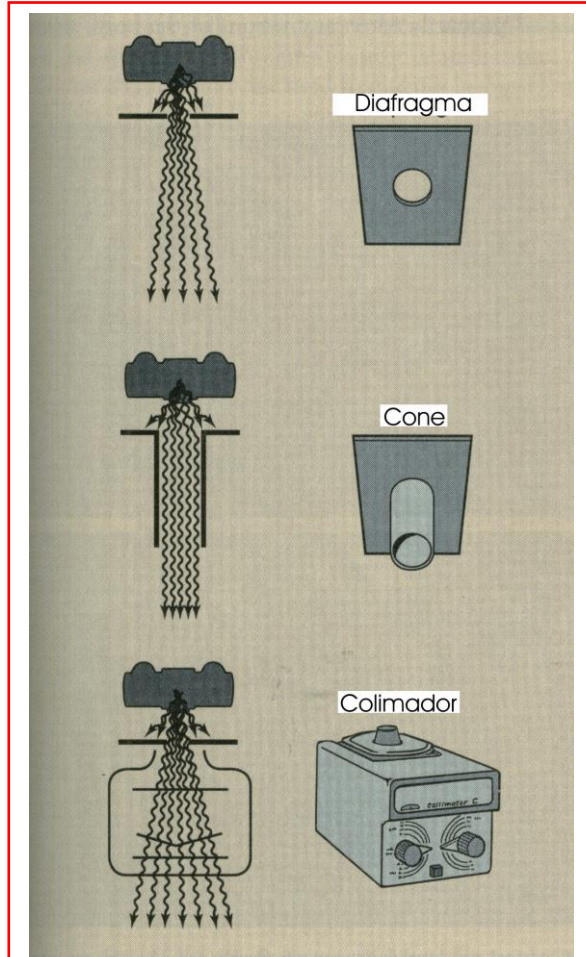


Fig. 8.10 Dispositivos limitadores do feixe e que reduz a radiação espalhada (difusa)

O feixe de raios – X é restringido por duas razões seguintes: (1) para reduzir a dose no paciente e (2) para melhorar o contraste da imagem.

Somente o tecido a ser examinado deve ser exposto. Campos de raios – X grandes além da anatomia de interesse resulta em radiação desnecessária do paciente. A colimação apropriada do feixe de raios – X tem o efeito primário de reduzir a dose no paciente devido restringir o volume de tecido irradiado.

Uma colimação apropriada tem o efeito secundário de melhorar o contraste de a imagem devida reduzir à radiação espalhada que atinge o filme. Reduzindo a radiação espalhada e desta forma reduzindo o nevoamento (fog) do filme, ocasiona um aumento correspondente no contraste da imagem.

Diafragma de abertura

Um diafragma de abertura é o mais simples de todos os dispositivos limitadores do feixe, e normalmente é feito de chumbo ou uma placa de metal de chumbo fixada a cabeça (carcaça) do tubo dos raios – X. A abertura na placa ou diafragma é projetada para cobrir precisamente o tamanho do filme que é empregado no exame que se deseja radiografar. Um diafragma bem ajustado projeta na película radiográfica uma área 6 mm menor em todos os lados, comparados ao tamanho do filme. A figura 8.11 mostra a relação entre o tubo de raios – X, um diafragma de abertura, e o receptor de imagem. Portanto, quando um diafragma é usado, uma borda do filme não exposta deve ser visível sobre cada lado da radiografia.

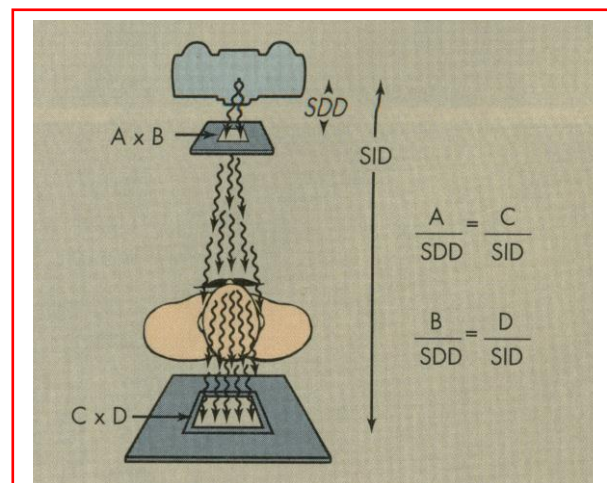


Fig. 8.11 O diafragma de abertura é uma abertura fixa no chumbo, projetado para um tamanho de receptor de imagem fixo e DFI (SID) constante. SSD é a distância fonte diafragma





TESTE DE VERIFICAÇÃO

Se um filme de 20 cm² for imageado em uma Distância Fonte Imagem (SID) de 100 cm e o diafragma está colocada a 10 cm do alvo, qual deve ser a dimensão de um dos lados da abertura do diafragma? Sobre cada lado é deixada uma borda de 1 cm, o que significa uma redução de 18 cm no tamanho do feixe.

Unidades da cabeça dos raios – X

As unidades das cabeças (carcaça) dos raios – X apresentam o exemplo mais familiar do uso de um diafragma. Uma unidade de cabeça típica tem uma DFI fixa, e algumas são equipadas com diafragma que acomodam tamanhos de filmes de 13 x 18 cm², 20 x 25 cm², e 25 x 30 cm². As unidades das cabeças estão sendo substituídas por unidades mais flexíveis, geralmente por unidades de radiografia de trauma, que podem ser posicionadas para imagear todas as partes do corpo (figura 8.12).

Quando usar um diafragma de abertura, o técnico operador deve assegurar-se de que este está inserido na cabeça do tubo de forma que o eixo maior do diafragma seja paralelo ao eixo maior do receptor de imagem. Se este não for, pode resultar no diafragma cortando, o que leva a não exposição de grande parte da radiografia aumentando a dose no paciente por ter que repetir o exame.

As unidades dos raios – X a serem usadas especificamente para radiografia de tórax são supridas com diafragmas de abertura. Geralmente estes diafragmas são seguramente firmados na cabeça radiográfica e não são facilmente removíveis. O Diafragma de abertura para salas de tórax são projetados para deixar 1 cm de borda em filmes de 35 x 43 cm².

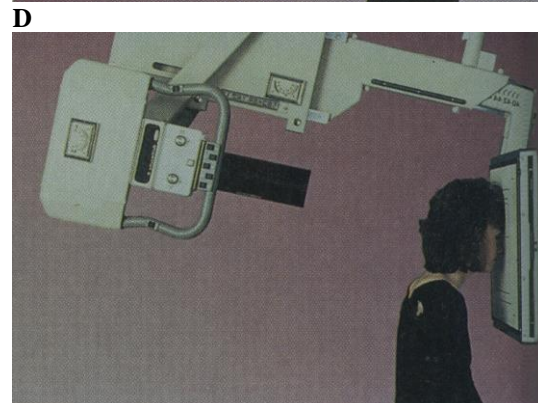


Fig. 8.12 As unidades radiográficas são flexíveis e adaptáveis para examinar todas as partes do corpo: A) crânio lateral; B) Axial; C) Obliqua D) Crânio posterior



Radiografia dental é outra área onde diafragma de abertura pode ser usado. As radiografias dentais são costumeiramente obtidas em DFI entre 20 ou 40 cm. O diafragma usado nestas técnicas deve fornecer um feixe de raios – X circular não excedendo 6 cm de diâmetro no nível da pele do paciente. Tipicamente o diâmetro da abertura de um diafragma de DFI de 20 cm são 18 milímetros, e a abertura de diafragma de DFI de 40 cm são 9 milímetros.

Cones e cilindros

Os cones e cilindros são dois dispositivos usados como antidifusores e ao mesmo tempo como localizadores do feixe de radiação, já que os aparelhos antigos ainda não possuíam o sistema de localização com o feixe de luz figura 8.13. Estes dois acessórios são feitos de metal na forma alongada os quais depois de fixados na janela do tubo, limitam o feixe de raios – X de acordo com a forma e o tamanho de campo que se desejar.

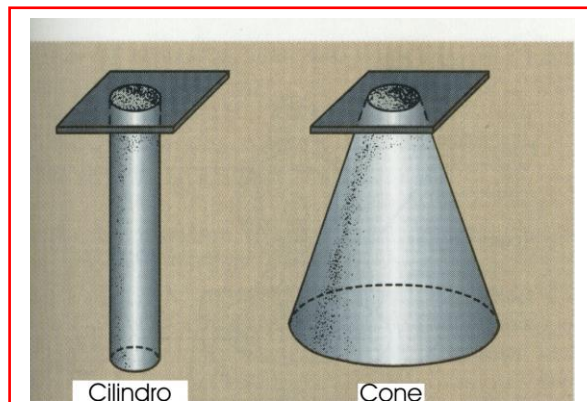


Fig. 8.13 Cones e cilindros radiográficos produzem restrição do feixe de raios – X útil de forma circular.

Ambos os acessórios são rotineiramente chamados de cones, embora o cilindro seja mais amplamente utilizado. No caso do cone vir a ser utilizado, o alinhamento simétrico do cone com o eixo do feixe de raios – X deve ser observado com muita atenção no instante

em que este é fixado junto a janela do tubo do raios – X, pois, caso o eixo do tubo, o cone e o filme no receptor de imagem não estejam bem alinhados, parte do filme terá a imagem cortada pela borda do cone, ocasionando em vista disso, um aumento de dose no paciente, pela repetição do procedimento (figura 8.14).

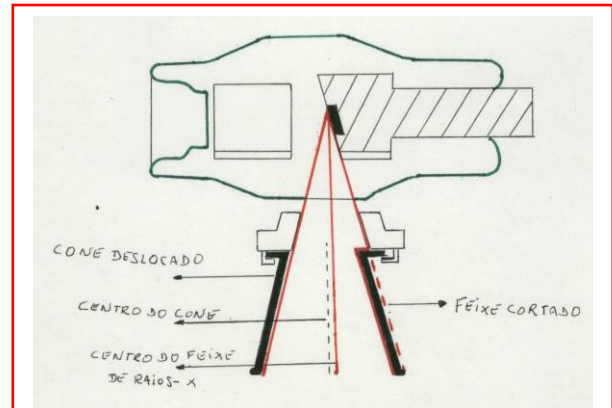


Fig. 8.14 Cone fora de simetria com o feixe de raios - X

As mesmas limitações aplicadas às aberturas do diafragma são válidas para cones e cilindros. Suas aberturas são fixadas tal que estas sejam apropriadas somente para tipos específicos de exames, uma vez que, cones foram usados extensivamente em radiologia diagnóstica. Hoje, eles são reservados principalmente para exames de cabeça, cavidades e vista conada da espinha.

A figura 8.15 mostra o melhoramento no contraste da imagem que resulta quando um cone de extensão é usado para exame da sela túrcica. Na radiologia moderna o colimador de abertura variável com localizador luminoso tem substituído os cones e diafragmas de aberturas na maioria dos exames.

Cones definidores de feixe são frequentemente usados em radiografia dental.



A



B

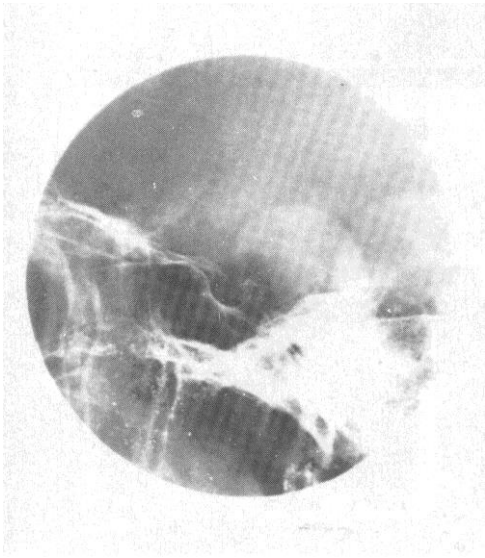


Fig. 8.15 A) Vista da cela túrcica feita com um colimador aberto; B) Vista da cela túrcica feita com a colimação. O uso de um cone melhora o contraste da imagem

20 cm usados em unidades de raios – X dental resultam em uma alta exposição desnecessária do paciente causada pelo o espalhamento do feixe útil na ponta do cone. Muitos dentistas nos dias atuais aplicam a técnica de cone extenso forrado de chumbo. Pois o problema de alinhamento (simetria) é um pouco mais difícil, e as imagens produzidas têm menos distorção, além de o paciente receber uma dose de radiação menor. O cone dental e o diafragma circular são dispositivos que juntos fornecem excelente restrição do feixe para radiografia dental.

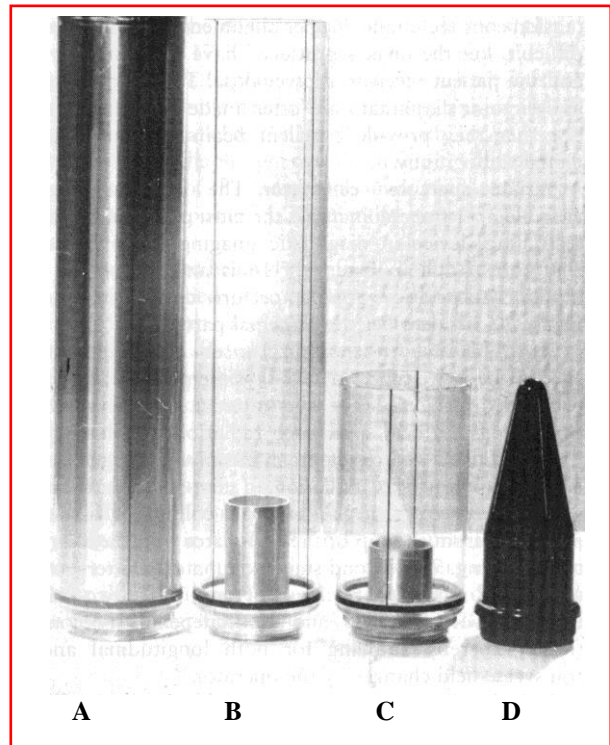


Fig. 8.16 Quatro cones dentais típicos:

- A) Cone de plástico forrado de chumbo aberto no final;
- B) Cone plástico alongado aberto no final;
- C) Cone plástico curto aberto no final;
- D) Cone de ponta plástico.

A figura 8.16 é uma fotografia de quatro cones dental típico. Os cones dentais geralmente são feitos de plásticos. Alguns cones são forrados com chumbo. Os cones alongados forrados com chumbos resultam numa exposição ligeiramente o menor para o paciente do que outros tipos. Os cones de pontas plásticas de

Colimador de abertura variável

O colimador de abertura variável com localizador luminoso é o dispositivo limitador de feixe mais comum nos departamentos de radiologia diagnóstica. A fotografia na figura 8.17 é um exemplo de um colimador de



abertura variável automático moderno, e a figura 8.18 identifica as partes principais do colimador.

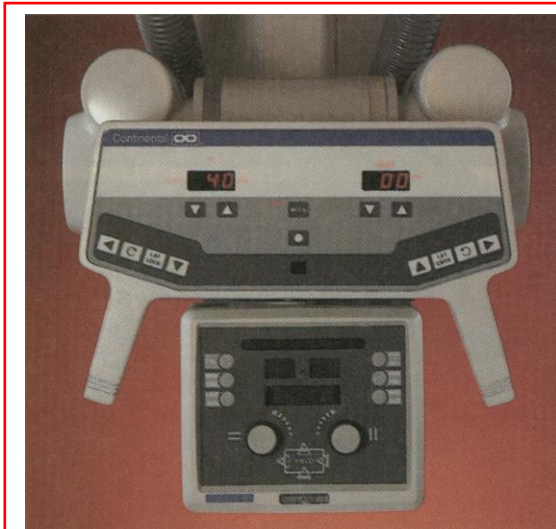


Fig. 8.17 Colimador de abertura variável automático

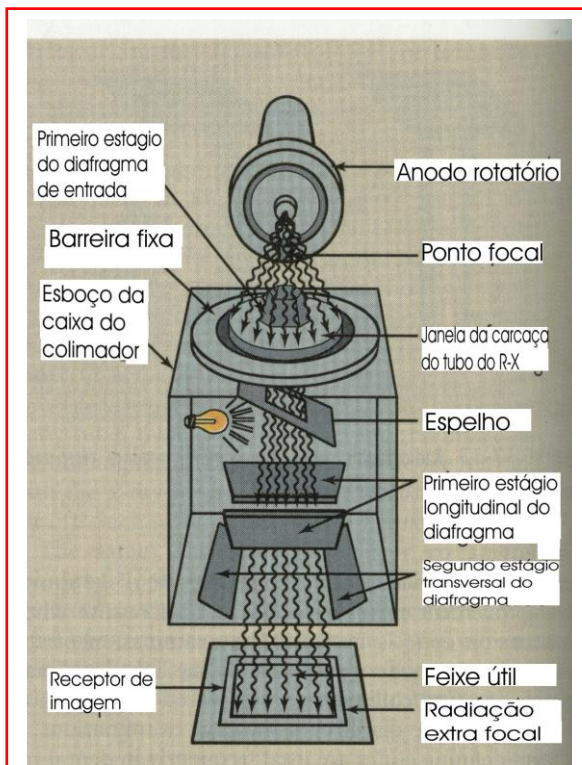


Fig. 8.18 Esquema simplificado de um colimador de abertura variável com localizador luminoso

Nem todos os raios – X são emitidos precisamente do ponto focal do tubo dos raios – X. Como estudamos antes, sabemos que

alguns raios – X são produzidos fora do *ponto focal* (fora do foco) e resultam em um aumento do borramento da imagem.

Para controlar a radiação fora do foco, um primeiro estágio na entrada do obturador do dispositivo que têm múltiplas lamina que protude do topo do colimador para a carcaça dos raios – X (figura anterior). O segundo estágio do diafragma colimador é feito geralmente de chumbos com 3 m de espessura. Estes dois colimadores trabalham em pares nas direções X e Y e são controlados independentes um do outro de maneira a produzir campos de formas quadrados e retangulares.

O localizador luminoso simula o tamanho de campo dos raios – X que se vai utilizar no exame radiográfico que se deseja estudar. Este localizador luminoso consiste de uma lâmpada e um espelho, os quais são posicionados de tal maneira que a luz refletida no espelho fique projetado coincidentemente com o feixe de raios – X. Naturalmente quando o feixe de radiação e o feixe luminoso não coincidirem, torna-se necessário fazer-se uma regulagem, sob o risco da localização da região anatômica com o feixe de luz, expor o feixe de radiação deslocada da região que se deseja radiografar. Teste do campo luminoso com o campo de raios – X é uma parte importante do programa de controle de qualidade onde quer que se opere um aparelho de raios – X.

Sobre os colimadores há sempre uma escala marcada para indicar o tamanho de campo em uma DFI. Em resumo, na parte inferior do colimador onde sai o os raios – X colimados existe uma lamina plástica marcada em cruz no centro que projeta o raio central do feixe sobre o centro do tecido que está sendo radiografado. Antes da realização de um exame radiográfico qualquer, o técnico operador deve primeiro nivelar o plano do colimador com o plano da mesa e em seguida alinha o retículo projetado na mesa com a linha marcada na mesa, afim de centralizar o feixe central sobre o bucky e o receptor de imagem.



Hoje, quase todos os colimadores com localizadores de luz fabricado nos estados unidos para equipamento radiográfico fixo são automáticos. Eles são chamados dispositivos Limitadores de Feixe Positivo (LFP). Quando um chassi radiográfico é inserido na bandeja bucky e preso no lugar, dispositivos sensores na bandeja identificam o tamanho e alinhamento do cassete. Um sinal elétrico é transmitido para a caixa do colimador, o qual atua o *motor síncrono* que comanda as lamínas do colimador para uma posição pré-calibrada, de tal forma que o feixe de raios – X é restrito para o tamanho do receptor de imagem em uso. Quando ajustado apropriadamente, o colimador automático fornece uma borda de não exposição sobre todos os lados da radiografia final. Mesmo com LFP, se condições é autorizada, o técnico operador deve manualmente colimar para reduzir a dose no paciente e melhorar a qualidade da imagem.

Lembrete:

Sob nenhuma circunstância o feixe de raios – X deve exceder o tamanho do receptor de imagem.

Filtração no colimador

Devido ser necessárias determinadas espessuras de filtração para produzir radiografia de alta qualidade com um mínimo de exposição para o paciente, alguns colimadores são projetados para permitir fácil mudança de filtração adicional. Geralmente estações de filtração de 0, 1, 2, e 3 milímetros de alumínio são providos nos colimadores.

Mesmo na posição zero, entretanto, a filtração adicional para o tubo dos raios – X não é zero, por causa da estrutura do colimador que intercepta o feixe. A porta de saída do feixe, normalmente plástico, e o espelho refletor fornecem filtração adicional para a filtração

inerente do tubo. A filtração adicional do colimador montado é geralmente de aproximadamente 1 mmAl.

A GRADE

O contraste é uma das características mais importantes da qualidade da imagem. O contraste é a luz, o escuro e a sombra de cinza sobre a radiografia. Estas variações de fato fazem a imagem radiográfica. A radiação espalhada emitida do paciente através do efeito Compton nevoa o contraste da imagem e faz manifestar menor visibilidade da imagem. Dois tipos de dispositivos que reduzem o espalhamento que atinge o filme são os dispositivos restridores e as grades radiográficas.

1 – Radiação Espalhada e Contraste da Imagem

Da interação dos raios – X com o tecido, o efeito Compton produz radiação espalhada, a qual não somente resulta na falta de informações útil registrada na imagem latente, mas também aumenta o nevoamento (Fog) no filme, o qual reduz o contraste da imagem. O Contraste é uma das mais importantes características do filme ou qualidade da imagem. O contraste é o número de sombras cinza e a diferença entre áreas claras e escuras sobre a imagem.

A intensidade do espalhamento (capítulo -1) é uma função do nível de kVp, do tamanho do campo ou feixe, e espessura do tecido irradiado. Mesmo que a radiação espalhada que alcança o filme seja reduzido quando o kVp é baixo, há uma desvantagem com níveis de kVp baixo.

Os níveis de kVp baixo aumenta a dose de radiação no paciente por causa do aumento da absorção dos raios – X de baixa energia. Os dispositivos limitadores dos feixes são eficientes em reduzir a radiação espalhada, mas sozinho seu efeito não é suficiente.



Mesmo sob condição mais favorável mais da metade dos raios – X são remanescentes. A figura 8.19 ilustra os raios – X emitidos em todas as direções vindos do paciente.

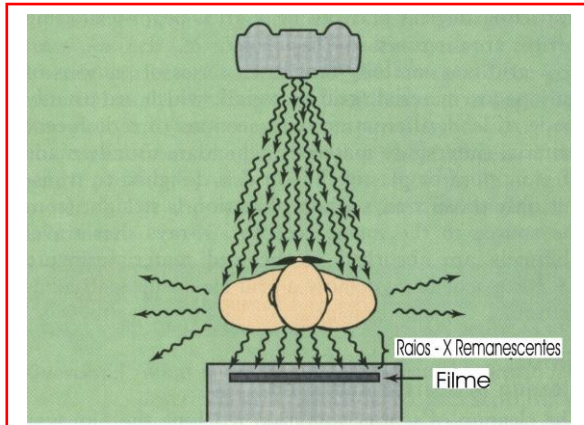


Fig. 8.19 Quando os Raios – X primários interagem com o paciente, raios – X secundários espalhados são emitidos do

Se um técnico operador imageia um osso longo usando somente um feixe de raios–X primário, a imagem seria pontual (fig. 8.20).

A mudança na densidade óptica vinda do escuro para o claro correspondente ao osso e ao tecido mole seria muito abrupta, e portanto o contraste radiográfico seria alto. Por outro lado, se a radiografia fosse feita somente com radiação espalhada sem o feixe de raios – X primário atingindo o filme, a imagem seria cinza opaco (fig. 8.19 B). O contraste radiográfico seria muito baixo. Em situação normal, os raios – X chegados ao receptor de imagem consiste de raios – X primários e espalhados (secundários). Se a radiografia fosse exposta apropriadamente, a imagem apareceria como na figura C, e a imagem teria contraste moderado.

A perda de contraste resulta da presença de raios – X espalhados. Quanto mais raios – X espalhados, menor será o contraste.

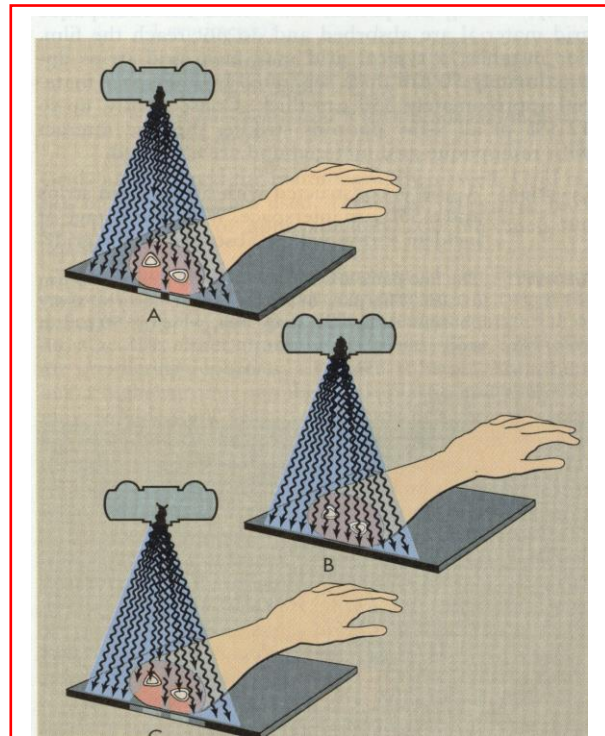


Fig. 8.20 Radiografia de um osso longo. A) Contraste alto resultante de raios – X primários; B) Nenhum contraste resultante de raios – X espalhados; C) Contraste moderado resultante de ambos os raios – X espalhados e primários.

Há duas formas para reduzir a quantidade de raios – X espalhados no feixe remanescente – Uso de um dispositivo limitador de feixe e o uso de uma grade.

A grade antidifusora ou diafragma Potter – bucky é o acessório mais utilizado na radiologia radiodiagnóstica, porque é capaz de evitar a radiação espalhada ou difusa de atingir o filme radiográfico ou écran fluoroscópico, e por isso é empregado na maioria das técnicas radiográficas, principalmente quando o exame envolve volumes grandes de tecido.

Uma grade é uma série de sessões de material radiopaco (material de grade) cuidadosamente fabricado, na qual geralmente são feitas de chumbo, alternando com sessões de material *radioluscente* (material de espaço intermediário), os quais geralmente são feitos de alumínio ou plástico.



A grade é projetada para transmitir somente aqueles raios – X cuja direção é direta da fonte até o receptor de imagem. Os raios – X que viajam obliquamente são absorvidos no material da grade. A figura 8.21 é um esquema de como uma grade retira a radiação espalhada.

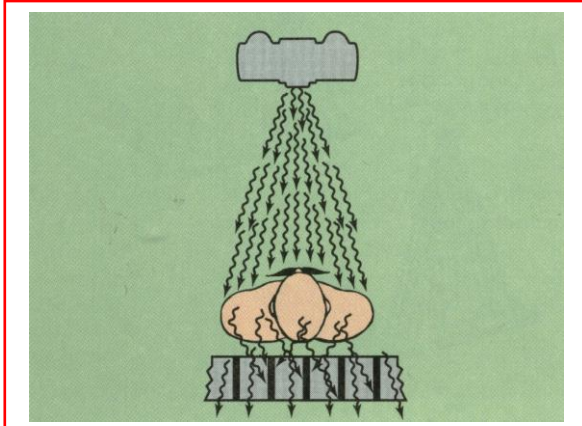


Fig. 8.21 Os raios – X que viajam na direção do inter espaços da grada são transmitidos. Os raios – X espalhados obliquamente através do Inter espaço são absorvidos.

2 – Retirada da radiação espalhada

A limpeza da radiação espalhada que alcança o filme foi primeiro demonstrado em 1913 por Gustavo Bucky. Ao passar dos anos, a grade foi melhorada para ter mais precisão, mas o princípio básico não foi mudado. Os raios – X saído do paciente que se choca com o material radiopaco da grade são absorvido e não alcançam o filme. Por exemplo, uma grade típica pode ter tiras de aproximadamente 50 μm de espessura separadas por inter espaço de aproximadamente 350 μm de espessura. Consequentemente, até 12,5% de todos os raios – X chocam-se com a grade interagindo com o material radiopaco da grade e são absorvidos.

RESOLVA A QUESTÃO

Uma grade é construída com tiras de grade de 50 μm e 350 μm de inter espaço. Qual a percentagem de raios – X que serão absorvido pela grade?

O feixe de raios – X primário que se choca sobre o material do inter espaço são transmitidos através da grade para o filme. Já os raios – X espalhados (secundários) que se chocam sobre o material Inter espaço pode ou não ser absorvido, dependendo do seu anglo de incidência e a característica física da grade. Se o desvio de um raio – X espalhado é bastante grande de forma que este seja interceptado pelo material da grade, este será absorvido. Se o desvio é pequeno, o raio – X espalhado será transmitido da mesma forma que o raio – X primário. Medidas de laboratório mostram que grades de alta qualidade podem absorver de 80% a 90% da radiação espalhada. Grade com alta qualidade é conhecida por apresentar boas propriedades de limpeza.

3 – Construção da grade

Razão de grade

A razão de grade pode ser compreendida por observar a figura 8.22.

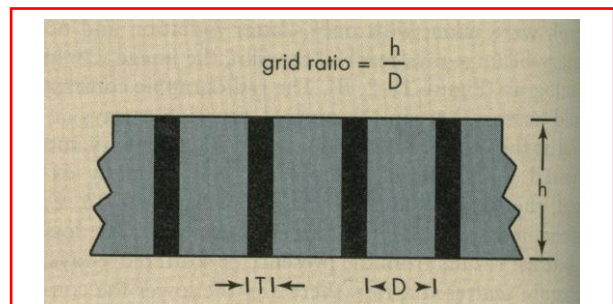


Fig. 8.22 A razão de grade é definida como a altura da tira dividida pela espessura do material inter espaço (separador) chumbo

$$\text{Razão de grade} = h / D$$

Numa grade as dimensões importantes são três:

- 1 – A espessura do material da grade (T);
- 2 – A espessura do material inter espaço (D);
- 3 – A altura da grade (h)



Grades de razão altas são mais eficientes em limpar radiação espalhada do que grade com razão baixa. Isto ocorre porque o ângulo de desvio permitido pela grade de razão alta é menor do que aquelas permitidas por grades de razão baixas (figura 8.23).

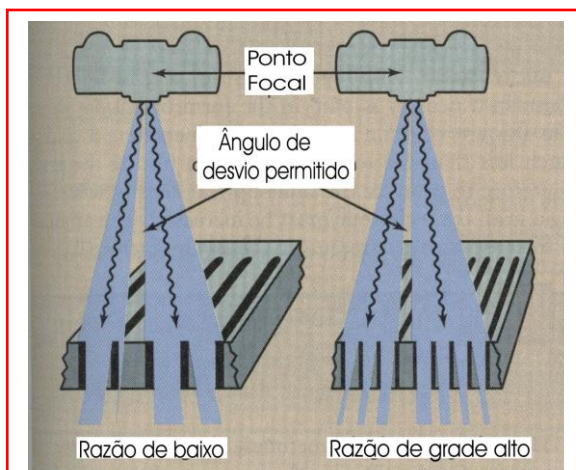


Fig. 8.23 Razões de grades altas são mais efetivas do que razão de grade baixa na limpeza de radiação espalhada devida o ângulo de desvio de eles serem em muito menor

Infelizmente, grades com razão alta são mais expansivos para fabricar do que para grades de razão baixa. As grades de razão altas são feitas quando a largura do Inter espaço é reduzida ou aumentando a altura do material da grade ou por uma combinação de ambos. Com todas as grades, fator de exposição mais alto é requerido com razão de grade maior para transmitir um número suficiente de raios – X para o receptor de imagem. O resultado de razão de grade maior é maior dose para o paciente. Geralmente, razões de grades variam de 5:1 para 16:1. As razões de grades maiores são usadas em radiografia de kVp maiores. Uma grade com razão 8:1 ou 10:1 frequentemente é usada em equipamentos de uso geral. Uma grade com razão 5:1 limparia aproximadamente 85% da radiação espalhada, enquanto uma grade com 16:1 pode limpar um tanto quanto 97%.

RESOLVA A QUESTÃO

Uma certa grade é feita com espessura de 30 μm de chumbo sanduichada entre enter-espaco com material de fibra com espessura de 300 μm . A altura da grade é 2,4 mm. Qual é a razão da grade?

Frequência de grade

O número de tiras de grade ou linhas de grade por polegada ou por centímetro é chamado a frequência de grade. Grades com frequência altas mostram linhas de grades menos distintas sobre uma radiografia do que com frequências baixas. Uma maior frequência de uma grade deve ter uma tira de grade mais fina e uma maior razão de grade, e uma técnica radiográfica requerida maior, resultando em uma dose maior para o paciente. Fatores técnicos maiores e maior dose para o paciente resultam por que quando a frequência aumenta, há relativamente mais material de grade para a radiação absorvida. Há desvantagem do aumento de dose no paciente com grades de frequência maior é compensado pelo o uso de telas intensificadoras (écran) de alta velocidade, que reduz a dose significativamente no paciente.

A maioria das grades tem frequência na faixa de 60 a 110 linhas por polegada (25 a 45 linhas por centímetro). A frequência da grade pode ser calculada se a espessura do material da grade e a espessura do material Inter espaço são conhecidas. A frequência da grade é computada dividindo-se a espessura de um par de linhas, que é a espessura do material de grade (T) mais a espessura do material inter espaço (D), e é expresso em μm (micros) para 1 centímetro:

$$\text{Frequência de grade} = \frac{10.000 \mu\text{m/cm}}{(T+D)\mu\text{m/par de linha}}$$



RESOLVA A QUESTÃO

Qual é a frequência de grade da grade descrita acima, a qual tem uma tira de grade de $30\ \mu\text{m}$ e uma espessura de inter espaço de $300\ \mu\text{m}$?

As grades também são projetadas para mamografia. E são usadas razões de grades variando de 2:1 a 4:1. Estas razões de grades baixas têm frequência de grades de aproximadamente 200 linhas /polegada (80 linhas /centímetro).

Material de inter espaço

O objetivo do material de Inter espaço é manter uma separação precisa entre as tiras delicadas da grade. O material inter espaço da maioria das grades é de alumínio ou fibra de plástico, e há repórter conflitante qual é o melhor. Alumínio tem um número atômico maior do que plástico e, portanto pode fornecer alguma filtração seletiva de raios – X espalhados não absorvidos no material da grade. Alumínio também tem a vantagem de produzir menos linhas de grades visíveis sobre a radiografia. Por outro lado, o uso de alumínio como material de inter espaço aumenta a absorção de raios – X primário no inter espaço, especialmente em kVp baixo. Maior fator de mAs são requerido, o que resulta em maior dose para o paciente. Em níveis de kVp baixo, a dose no paciente pode ser aumentada por 20% ou mais. Por esta razão grades de Inter espaço de fibra são geralmente preferidos a Inter espaço de alumínio na grade. Ainda, alumínio tem duas Vantagens adicionais sobre fibra. Primeiro este é anti - higroscópico; quer dizer, este não absorve umidade como a fibra de plástico absorve. O inter espaço de fibra de plástico da grade pode tornar-se deformado se este absorve umidade. Segundo, inter - espaço de alumínio da grade é fácil de fabricar porque alumínio é fácil para formar de rolos em folhas de espessuras precisa do que fibra.

Tiras de chumbo

Teoricamente a tira da grade deve ser infinitamente fina e tem propriedade de absorção de raios – X espalhados alta. Há várias possíveis materiais fora do qual para formar essas tiras. Chumbo é o material mais amplamente usado porque este é fácil para formar e é relativamente barato. Um maior número atômico e uma maior densidade de massa do chumbo contribuem para ser o material de escolha na fabricação de grade. Tungstênio, platina, ouro, e urânio têm sido experimentados, mas nenhum tem as características globais desejável do chumbo. Indiferentemente de sua composição, a grade é encaixada completamente por uma cobertura fina de alumínio. O alumínio embalando fornece rigidez para a grade e ajuda para selar contra a umidade.

4 – Desempenhos da grade

Fatores de melhoramento do contraste

O único fator maior responsável para a pobreza radiográfica é a radiação espalhada. A grade radiográfica remove os raios – X espalhados no feixe, a qual é a fonte de contraste pobre da imagem.

A característica de construção da grade descrita anteriormente, especialmente a razão de grade, são geralmente especificado quando identificando uma grade. A razão de grade, entretanto, não relata a capacidade da grade melhorar o contraste radiográfico. Esta propriedade da grade é especificada pelo Fator de melhoramento do contraste (K).

Fator de Melhoramento do Contraste:

O fator de melhoramento do contraste de uma de uma radiografia feita com a grade para o contraste de uma radiografia feita sem a grade



Um fator de melhoramento do contraste de 1 indica nenhum melhoramento. A maioria das grades tem fator de melhoramento de contraste entre 1,5 e 2,5. Em outras palavras o contraste radiográfico é aproximadamente dobrado quando grades são usadas. Matematicamente o fator de melhoramento do contraste (K) é expresso como segue:

$$K = \frac{\text{Contraste radiográfico com grade}}{\text{Contraste radiográfico sem grade}}$$

RESOLVA A QUESTÃO

Uma cunha com passo de alumínio é colocado sobre um fantoma de tecido de 20 cm de espessura, na qual é feita uma radiografia. Sem a grade a medida do contraste é 1,1. e 12. Com grade o contraste radiográfico é 2,8. Qual é o fator de melhoramento do contraste da grade?

O fator de melhoramento do contraste geralmente é medido em 100 kVp, mas de veria ser percebido que K é uma função complexa do espectro de emissão do raios-X, da espessura do paciente, e a área irradiada. Geralmente o fator de melhoramento do contraste é maior para razão de grade maior. Outros fatores, graus de pureza do chumbo, também influencia esta medida da performance da grade.

Fator bucky

Embora o uso de uma grade melhore o contraste, uma penalidade é paga na forma de dose no paciente. A quantidade de radiação remanescente que penetra uma grade é muito menos do que a radiação que chega à grade. Portanto, para produzir a mesma densidade óptica quando usando uma grade, a técnica deve ser aumentada. A quantidade de aumento é calculada usando o fator bucky (B).

Fator Bucky (B)

$$B = \frac{\text{Radiação remanescente incidente}}{\text{Radiação remanescente transmitida}}$$

O fator bucky, algumas vezes chamado fator bucky, é nomeado por Gustave Bucky, o inventor da grade, por fazer uma tentativa de medir a penetração da radiação primária e radiação espalhada através da grade. A tabela 8.2 dar valores representativos de fatores bucky para várias grades comumente usadas.

Tabela 8.2 Fatores de Bucky aproximado para grade

Fatores Bucky em Razão de grade	70 kVp	90 kVp	120 kVp
Sem grade	1	1	1
5:1	2	2,5	3
8:1	3	3,5	4
12:1	3,5	4	5
16:1	4	5	6

As duas generalizações seguintes podem ser feita vinda de dados da tabela acima:

- 1– Quanto maior a razão de grade, maior o fator bucky (B). A penetração da radiação primária através da grade é independente da razão de grade. A penetração da radiação espalhada através da grade torna-se menos provável com o aumento da razão de grade, e portanto o fator bucky aumenta.
- 2– O fator bucky aumenta com o aumento do kVp. Em kVp alto, mais radiação espalhada sai do paciente. Esta radiação espalhada tem um tempo de penetração na grade mais difícil, e assim o fator bucky aumenta.

Enquanto o fator melhoramento do contraste mede um melhoramento na qualidade da imagem quando usando grade, o fator bucky mede quanto de aumento na técnica será



requerido comparado com exposição sem grade.

O fator bucky também indica quanto de aumento na dose do paciente acompanha o uso de uma grade particular. Com o aumento do fator bucky, a técnica radiográfica e a dose no paciente aumentam proporcionalmente.

Seletividade

A grade ideal deveria ser construída tal que todos os raios – X primários seriam transmitidos e todos os raios – X espalhados seriam absorvidos. A razão de radiação primária transmitida pela a radiação espalhada transmitida é chamada seletividade da grade e é geralmente identificado por um sinal grego sigma (Σ).

Seletividade (Σ)

$$K = \frac{\text{Radiação primária transmitida pela grade}}{\text{Radiação espalhada transm. pela grade}}$$

A seletividade é principalmente uma função das **características de construção da grade** em lugar das características do feixe de raios – X. Este não é o caso para o fator melhoramento da imagem. A **seletividade está relacionada para a razão de grade**, mas o conteúdo de chumbo na grade tem influência primária sobre a seletividade. A figura 8.24 mostra duas grades que podem ter **a mesma razão de grade** embora com diferença grande no conteúdo de chumbo. Isto geralmente é acompanhado com uma pequena perda na frequência de grade. Quanto maior o peso da grade, **maior é o chumbo que esta contém**, e **maior é a sua seletividade**, e **mais eficiente é a eliminação da radiação espalhada**.

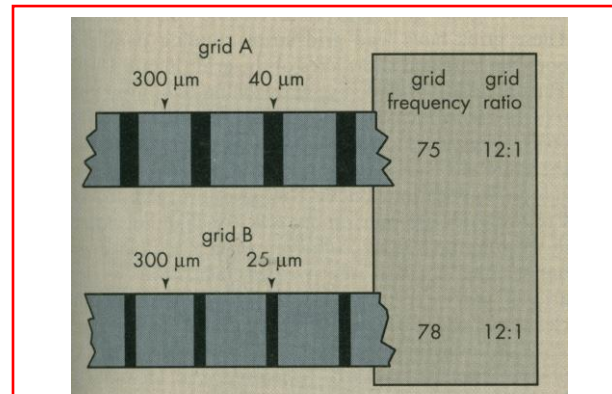


Fig. 8.24 Devido as grades A e B terem a mesma altura e espessura de inter espaço, elas têm razão idênticas. Grade A tem 60% mais chumbo, mas frequência ligeiramente menor. Grade A tem maior seletividade e, portanto, um fator de melhoramento de contraste maior.

De curso o chumbo deve ser arranjado apropriadamente. Uma folha plana de chumbo com alta massa tornaria uma grade pobre.

A engenharia biomédica ou a física médica levam em conta a razão de grade, a frequência de grade, fator de melhoramento no contraste, e seletividade na montagem do aparato para um local radiográfico particular.

A relação entre estas características da grade são complicadas; entretanto, umas poucas regras gerais consideram o que segue:

- 1– Razão de grade alto tem um fator de melhoramento de contraste alto. Quando a grade absorve radiação espalhada, o contraste é melhorado sobre a radiografia.
- 2– Grades de frequência alta tem tiras finas de material de inter espaço.
- 3– Grades pesadas com seletividade alta tem alto fator de melhoramento de contraste. O maior peso da grade é mais chumbo que esta contém, e maior sua seletividade, e mais eficiente a limpeza da radiação espalhada. A tabela 8.3 resume as características da grade.



Tabela 8.3 Fatores de e

$$R_g = \frac{h}{D}$$

$$f_g = \frac{10000 \mu\text{m}/\text{cm}}{(T \times D) \mu\text{m} / \text{par de linha}}$$

$$K = \frac{\text{Contraste com grade}}{\text{Contraste sem grade}}$$

$$B = \frac{\text{Radiação remanescente antes da grade}}{\text{Radiação remanescente após grade}}$$

$$\Sigma = \frac{\text{Radiação primária após grade}}{\text{Radiação espalhada após grade}}$$

completo e pode resultar em densidade óptica reduzida ou total ausência de exposição do filme. O termo é derivado do fato de que os raios – X primário são cortados e impedidos de atingir o filme. O corte de grade pode ocorrer com qualquer tipo de grade se a grade está posicionada inadequadamente, mas isto é mais comum com grades lineares. A figura 8.26 ilustra que a atenuação de raios – X primários torna-se maior quando estes atingem a borda da grade. As tiras de chumbo em grades de 14 x 17 polegadas são 17 polegadas ao longo por 14 polegadas transversais. Uma variação na densidade óptica pode ocorrer por causa da atenuação dos raios – X primário. A densidade óptica alcança um máximo ao longo da linha central do filme e diminui na direção dos lados.

5 – Tipos de grade

Grade paralela linear

○ tipo mais simples de grades é grade linear diagramada em seção transversal na figura 8.25.

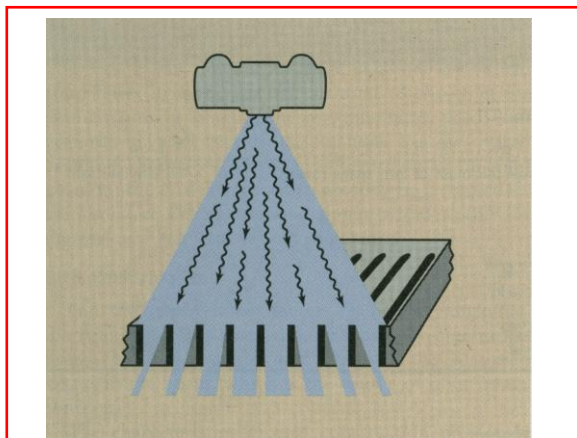


Fig. 8.25 Grade linear é construída com tiras de grade paralela. Em DFI curtas pode ocorrer algum corte de grade

Na grade linear figura acima, todas as tiras de chumbos de grade são paralelas. Este tipo de grade é a mais fácil de fabricar, mas esta tem algumas propriedades que são clinicamente indesejáveis. A absorção indesejável de raios – X primários pela grade é chamada de corte de grade. O corte de grade pode ser parcial ou

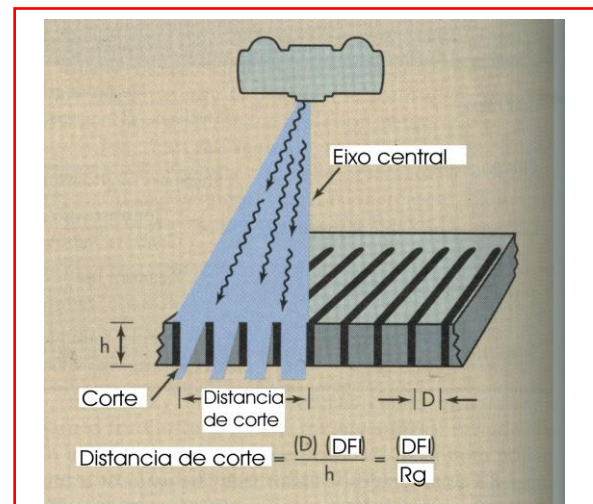


Fig. 8.26 Com uma grade linear, a densidade óptica diminui em direção da beira do filme. O corte de grade ocorre de acordo com a equação acima

O corte de grade linear é mais pronunciado quando a grade é usada em uma distância fonte receptor de imagem curto (DFI) ou com um receptor de imagem largo (14 x 17).





A distância do eixo central na qual o corte ocorreria é dado pela seguinte equação. O eixo central é a linha traçada paralela as tiras de chumbo no centro da grade.

Formula do corte da grade

$$\text{Distancia para o corte} = \frac{\text{DFI}}{\text{Razão de grade}}$$

A radiografia na figura 8.27 foi feita com uma grade focada 8:1 em uma DFI = 100 cm e DFI = 75 cm. Ele mostra aumento no grau de corte de grade com DFI diminuída, e aumento do corte de grade com o centro deslocado ou descentralização lateral.

RESOLVA A QUESTÃO

Uma grade paralela 16:1 é posicionada para radiografia de tórax em DFI = 180 cm. Qual é a distância do eixo central para uma completa grade de corte?

A imagem não cobre satisfatoriamente um filme de 14 x 17 polegadas. O corte da grade ocorrerá a 6,5 centímetros da borda do receptor de imagem.

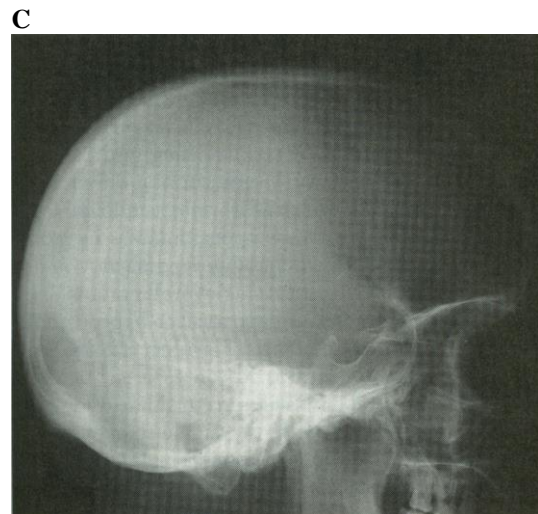
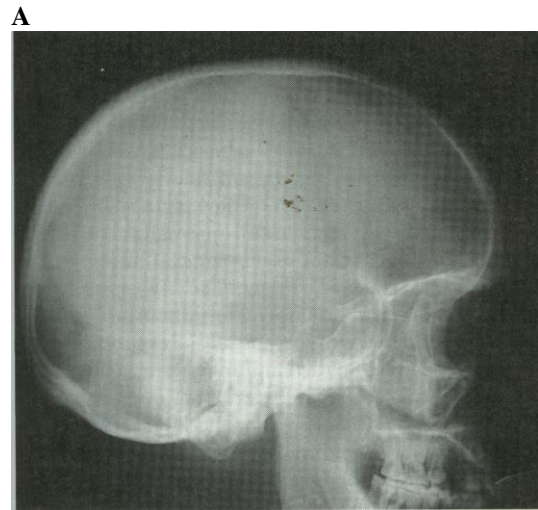


Fig. 8.27 Estas radiografias foram tomadas com grade 8:1 focada para DFI = 100 cm. A técnica foi: A) DFI = 100 cm no centro; B) DFI = 100 cm, 8 cm fora lateralmente; C) DFI = 75, 8 cm fora



Grade cruzada

As grades lineares retiram a radiação espalhada somente numa direção, na direção do eixo da grade. Grades cruzadas são feitas para suprir esta deficiência. Estas grades têm tiras de chumbo de grade correndo paralelo para ambos os eixo longo e curto da grade (figura 8.28). A grade é feita sanduichando duas grades lineares juntas com as suas tiras de grades perpendiculares entre si. Estas não são tão difíceis para fabricar e, portanto, não são caras; porém, elas têm aplicações restritas.

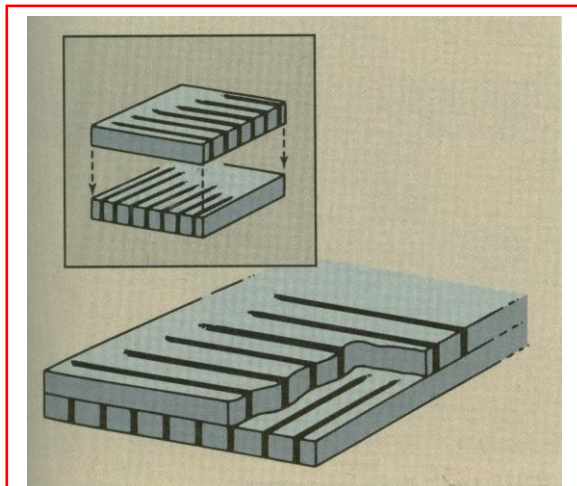


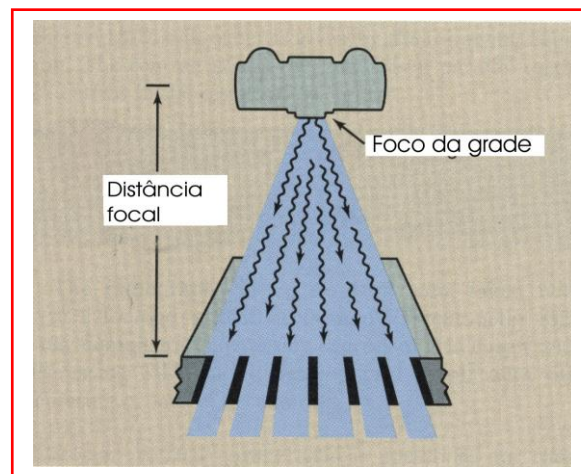
Fig. 8.28 Grades cruzadas são feitas sanduichando duas grades lineares juntas tal que suas tiras de grade fiquem perpendiculares

As grades cruzadas são muito mais eficientes do que as grades lineares na limpeza da radiação espalhada. Na realidade uma grade cruzada tem um fator de melhoramento de contraste maior do que a grade linear na ordem de duas vezes a razão de grade. Uma grade cruzada de 6:1 limparia mais radiação espalhada do que uma grade linear 12:1. Esta vantagem da grade cruzada aumenta quando o kVp de operação é aumentado. Uma grade cruzada é identificada como tendo uma razão de grade de 6:1 e é construída com duas grades lineares de 6:1. Há duas desvantagens sérias no uso de grades cruzadas. Primeira, o posicionamento da grade é crítico; o raio central do feixe de raios – X deve coincidir

com o centro da grade. Segundo, técnica de inclinação da mesa é possível somente se o tubo e a mesa estão alinhado apropriadamente. Se a mesa está horizontal e o tubo está angulado, ocorre o corte de grade.

Grade focalizada (divergente)

A principal desvantagem das grades lineares e cruzadas é o corte de grade. A grade focalizada é projetada para minimizar esta deficiência. As tiras de chumbo da grade de uma grade focalizada correm somente ao longo de um eixo e é inclinada tal que eles encontram-se sobre as linhas imaginárias do feixe divergente (figura 8.29).



8.29 A grade focalizada é feita de forma que as tiras da grade são paralelas para o caminho dos raios – X primário através do filme inteiro.

As grades focalizadas são caracterizadas por todas as propriedades das outras grades, exceto que ela tem menos grades de corte. A radiografia deve ser feita tomando cuidado quando posicionando a grade focalizada por causa da sua limitação com a distância fonte imagem. Toda grade focalizada deve ser marcada com sua distância focal planejada e o lado da grade que deveria face-a o tubo dos raios – X.



Lembrete:

Se radiografias são feitas em distâncias outras do que aquelas especificadas pelo fabricante da grade, ocorrerá cortes de grade.

Uma grade focalizada pretendida para usar em DFI = 100 cm normalmente tem latitude suficiente para produzir radiografia aceitáveis em DFI entre 90 e 110 cm. Grades de razão alta tem menos posicionamento de latitude do que grades de razão baixo.

Movimentação das grades

Uma falha das grades discutidas anteriormente é que elas produzem linhas de grade bem finas sobre a radiografia e que em certos casos atrapalham a análise das radiografias. As linhas de grade são as imagens feitas quando raios – X primários são absorvidos nas tiras da grade. Embora as tiras de grades sejam muito pequenas, suas imagens são observáveis. As linhas de grades podem ser demonstradas simplesmente radiografando uma grade.

Uma melhoria no desenvolvimento da grade ocorreu em 1920. Hollis E. Potter com uma ideia muito simples - mover a grade enquanto a exposição dos raios – X está sendo feita. As linhas da grade desaparecem em pouco custo de técnica aumentada. O dispositivo que faz isto é chamado grade móvel, embora os termos diafragma Potter Bucky, diafragma Bucky, e grade Bucky são amplamente usados (figura 8.30). Grades móveis geralmente são grades focalizadas (divergente). Elas são colocadas em um mecanismo que é movido no tempo da exposição. Existem três tipos básicos de mecanismo de movimentação de grade: (1) Um só percurso, (2) alternância, e (3) oscilante.

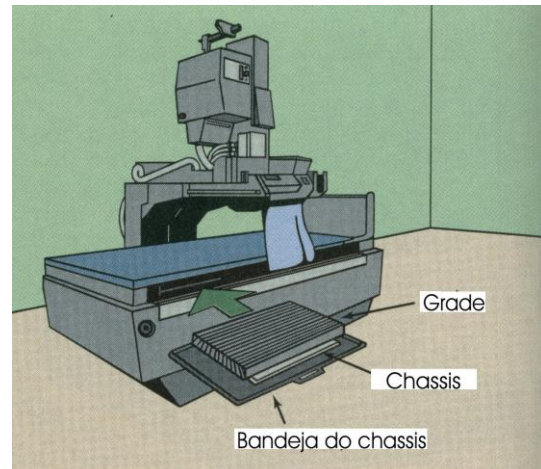


Fig. 8.30 Mecanismo de movimentação da grade

Grade de um só percurso – Mecanismo de um só percurso faz a grade mover-se continuamente pelo filme enquanto a exposição dos raios – X está sendo feita. Normalmente este é uma mola carregada e requer um levantamento manual do mecanismo antes de cada exposição. Tempo de exposição não menor do que 200 milissegundos podem ser acomodados. O mecanismo de mola do movimento da grade é projetado para o tempo de exposição o mais curto possível. Tempo de exposição maiores são acomodados tal que esta move-se mais lentamente. Grades de um só percurso são difícil para uso por causa que esta requer levantar antes da exposição e não são usadas em equipamento de radiográfico moderno.

Grade de alternância – Grade de movimento alternado é uma grade que tem um motor de comando. Durante a exposição dos raios – X esta, se move de um lado para outras várias vezes. A distância total de passeio é aproximadamente 2 cm. A vantagem principal deste tipo de mecanismo de grade – movimento tem sobre a grade de percurso único é que esta não requer refazer após cada exposição. Este tipo de grade é mais comumente usado em equipamento de radiologia moderno.



Grade oscilante - Uma grade oscilante tem algumas das características de ambas às grades alternantes e de um só percurso. Uma grade oscilante é posicionada em um quadro com 2 a 3 cm de tolerância sobre todos os lados entre o quadro e a grade. Dispositivos de molas delicadas localizados nos quatro cantos seguram o centro da grade no quadro. Um eletromagneto poderoso empurra a grade para um lado e desprende este no início da exposição. Depois disso a grade oscila em um modo circular ao redor do quadro da grade. Vindo para repouso após 20 a 30 segundos.

A principal diferença entre grades alternantes e oscilantes é seu modelo de movimento. O movimento de uma grade alternante é para lá e para cá, enquanto que de uma grade oscilante é circular (Figura 8.31).

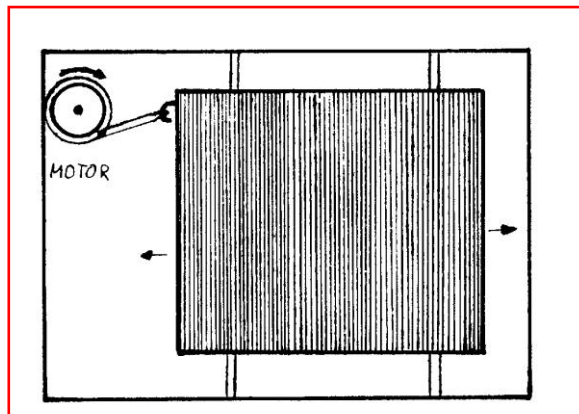


Fig. 8.31 Grade de movimento oscilante

Desvantagens das grades móveis

As grades disponíveis nos dias anteriores da radiografia quando mecanismos de grades móveis foram desenvolvidos continha grandes tiras espessas de chumbo na grade e, portanto produziam muitas linhas de grades desagradáveis. Hoje as grades são de muito maior qualidade, com tiras de grade finas e frequências de grades de cerca de 100 linhas por polegada (40 linhas/centímetro). A maioria dos radiologistas encontram grades estacionárias perfeitamente aceitáveis.

As grades móveis requerem um mecanismo vultoso que está sujeito a falhas. A distância entre o paciente e o filme aumenta com grades móveis por causa do seu mecanismo; e que distância extra, pode causar um aumento indesejável de magnificação e imagem embaçada. Grades móveis frequentemente introduz movimento para o dispositivo que segura o filme, o qual pode resultar em imagem embaçada adicional.

Se não projetada corretamente, os movimentos das grades podem produzir um efeito estroboscópio quando usado com gerador de raios - X com retificação de meia onda ou onda completa por causa de sincronização entre a pulsação dos raios - X e o movimento da grade. Este efeito resulta na presença de linhas de grade pronunciada. Também, o tempo de exposição é muito maior com grades se movendo do que com grades estacionárias. Entretanto, a vantagem de grades móveis é maior do que as desvantagens. Só será discutido para propósitos descritivos borramento vindo de movimento. O borramento gerado pelo o movimento das grades que funciona corretamente é indetectável. Somente sistemas de grade móvel funcionando mal criam problemas, e aqueles problemas ocorre infreqüentemente. O movimento da grade é usado universalmente. A tabela 8.4 é um resumo das características das grades disponível comercialmente mais popular.

6 – Problemas com as grades

A maioria das grades nos aparelhos em salas de raios - X são do tipo móvel. As grades são montadas permanentemente no mecanismo abaixo da mesa ou atrás do Bucky vertical.

Para ser efetiva, certamente, a grade deve mover-se de lado a lado, perpendicular as tiras de chumbo. Se a grade é instalada incorretamente e move-se na mesma direção das tiras de chumbo, as linhas de grades apareceriam sobre a radiografia.



Grades estacionárias são gravadas ou deslizantes sobre a superfície frontal de um chassi. Antigamente elas eram construídas em chassis de grades especialmente projetadas. Grades estacionárias são usadas para radiografia móvel e radiografia sem Bucky de espessuras de partes anatómicas.

O erro mais frequente no uso de grades é o posicionamento impróprio. Para a grade funcionar corretamente esta deve ser posicionada precisamente em relação ao alvo tubo dos raios - X e o eixo do feixe dos raios - X. Há cinco situações que devem ser evitadas. A maioria são características de grades focalizadas (divergente). Somente um problema de grades linear e focalizada.

Erro de nível fora – Uma grade funcionando apropriadamente deve ser posicionado em um plano perpendicular ao eixo central do feixe dos raios - X (figura 8.32). O eixo central do feixe dos raios - X é composto de raios - X que viajam ao longo do centro do feixe de raios - X.

Apesar de seu nome, um erro de **grade fora de nível** pode ser produzido por ter a cabeça do tubo radiográfico posicionado imprópriamente e grade posicionado apropriadamente. Se os raios - X atinja a grade em um ângulo, todos os raios - X incidentes seriam angulados e ocorrerá o corte de grade através da radiografia inteira, o qual resulta em densidade óptica muito menor. Esta condição pode ser prevenida.

Lembrete:

Preste atenção cuidadosa no uso de grades e o posicionamento do feixe dos raios - X. O feixe deve ser perpendicular à grade.

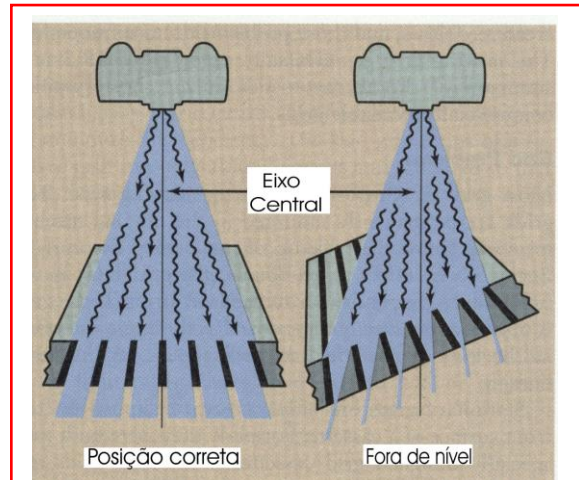


Fig. 8.32 A grade fora do nível tal que o eixo central do feixe não esteja perpendicular à grade, ocorrerá um corte sobre o filme inteiro

Erro de fora do centro – Uma grade pode ser perpendicular ao raio central do feixe dos raios - X e produzirá um corte de grade se este estiver deslocado lateralmente. Este é um problema que ocorre com grade focalizada (divergente), como mostrado na figura 8.33 com uma grade posicionada apropriadamente.

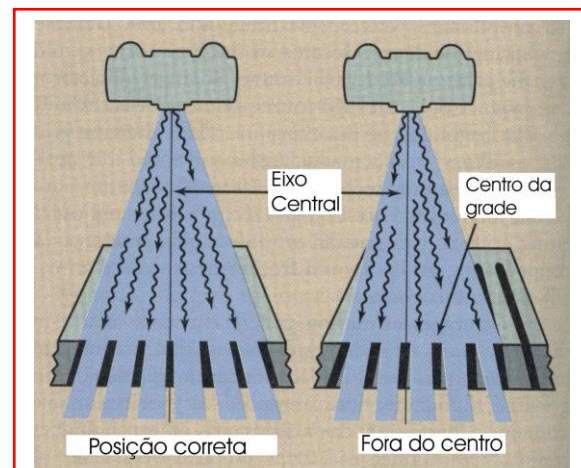


Fig. 8.33 Quando uma grade focada é posicionada fora do centro, ocorrerá o corte de grade parcial sobre o filme inteiro.

Lembrete: O centro de uma grade focalizada, deve ser posicionada diretamente sob o alvo do tubo dos raios - X tal que o eixo central do feixe passe através do eixo central da grade.



Tabela 8.4 Características de Construção de Algumas das Grades Mais comuns

Tipo	Inter espaço	Frequência de grade (linhas/pol.)	Razão de grade
Focalizada	Alumínio	145	8:1 para 14:1
Focalizada	Alumínio	103	6:1 para 12:1
Paralela	Alumínio	103	6:1
Focalizada	Alumínio	85	5:1 para 12:1
Paralela	Alumínio	85	5:1 e 6:1
Paralela	Alumínio	196	2:1 e 3,5:1
Focalizada cruzada	Alumínio	85	5:1 e 6:1
Paralela cruzada	Alumínio	85	5:1 e 6:1
Focalizada	Fibra	80	5:1, 8:1 e 12:1
Focalizada cruzada	Fibra	80	5:1 e 8:1
Focalizada	Fibra	60	6:1
Paralela	Fibra	60	6:1

Qualquer deslocamento lateral resultará em corte de grade pela radiografia inteira, resultando em densidade óptica baixa. Este erro no posicionamento é chamado **descentralização lateral**. Como com grades fora de nível, esta condição é mais uma questão de posicionamento da cabeça do tubo do que a grade. Na prática, isto significa que o técnico operador deve **alinhar cuidadosamente o centro do campo de luz localizador com o centro do chassi**. Marcas sobre ambos, e algumas vezes sobre a mesa, são providas para que isso possa ser feito rápido e facilmente.

Erro de fora de foco – O maior problema com o uso de uma grade de foco origina-se quando radiografias são feitas em **DFI não especificada para a grade em uso**. A figura 8.34 ilustra o que acontece quando uma grade focalizada (divergente) não é usada na distância focal apropriada.

Na figura 8.34 o corte de grade não é uniforme através do filme, mas é bastante mais severo na periferia. Esta condição não é normalmente um problema se todas as radiografias de tórax são feitas em uma DFI = 180 cm e as radiografias na mesa em DFI = 100 cm.

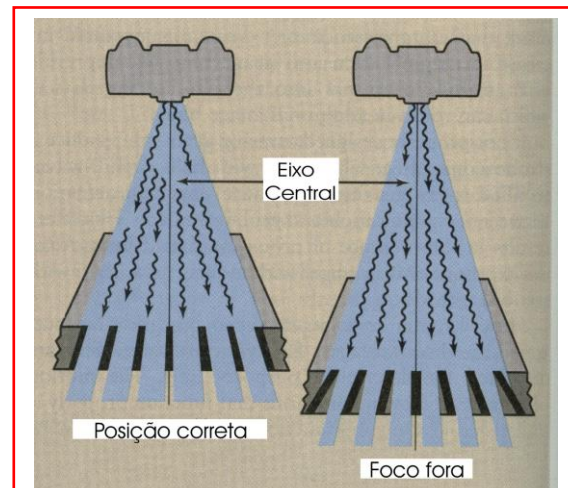


Fig. 8.34 Se uma grade não é posicionada na distância focal específica, ocorre o corte de grade e a densidade radiográfica diminuirá do eixo central.

Ocasionalmente, radiografias de mesa são tomadas em uma DFI outras do que a 100 cm, com uma grade tendo uma distância focal a 100 cm. Posicionar a grade na distância focal apropriada é mais importante com grades de razão baixa.



Lembrete: Ocorrerá corte de grade em qualquer distância que não esteja dentro das especificações para aquela grade; entretanto, quanto mais próximo a grade estiver do tubo mais severo é o corte.

Erro de grade de cabeça para baixo - O erro de grade invertida caso aconteça, isto somente será uma vez, pois esta será notado imediatamente. A imagem radiográfica feita com uma grade focalizada invertida mostra um corte de grade severo sobre o lado do eixo central (figura 8.35). Toda grade focalizada tem um rótulo claro sobre um dos lados e algumas vezes sobre ambos. O rótulo indica o **lado do tubo** ou **lado do filme** e a distância focal prescrita. Com um pouco de atenção moderada, erro de grade invertidas não ocorrerá.

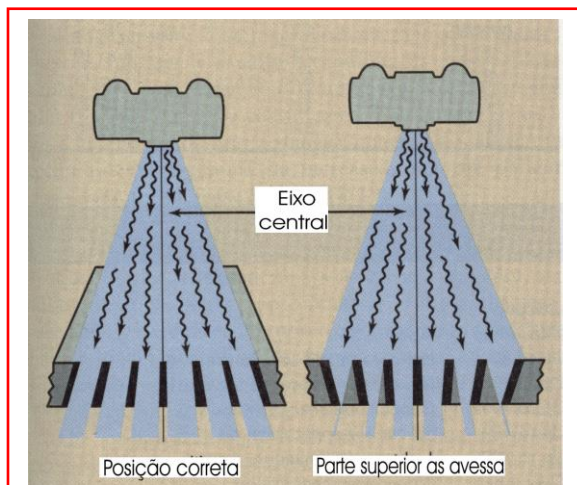


Fig. 8.35 Uma grade focalizada (divergente) posicionada com a parte superior ao contrário será notada imediatamente logo na primeira radiografia. Um corte de grade completo ocorrerá exceto na região central do eixo

7 – Seleção da grade

Grades modernas são tão bem fabricadas que muitas radiologistas não encontram linhas de grades das grades estacionárias. Mecanismos das grades móveis são também bem projetadas, e seu uso correto não produz imagens obscuras. Portanto, estas são

apropriadas para serem usadas para a maioria dos procedimentos radiográficos. Quando grades móveis são usadas, as grades focalizadas (divergentes) são as mais comuns.

As grades focalizadas geralmente são superiores as grades lineares, mas ela requer atenção quando usada. Quando grades focalizadas são usadas, o equipamento de raios – X deve ser bem ajustado e calibrado apropriadamente. O Indicador de distância receptor imagem, o indicador de distância fonte mesa, e colimador localizador de luz devem todos ser ajustados apropriadamente.

A seleção de uma grade com a razão de grade apropriada depende sobre o entendimento de três fatores seguintes inter-relacionados: (1) kVp, (2) grau de limpeza, e (3) dose no paciente. Quando usando kVp alto, usa grade de razão alta. Naturalmente, a escolha da grade também será influenciada pelo o tamanho e forma da parte da anatomia que está sendo radiografada. Quando a razão de grade aumenta, a quantidade de limpeza da radiação espalhada também aumenta. A figura 8.36 mostra a porcentagem aproximada de radiação espalhada e radiação primária transmitida como uma função da razão de grade. Observe que a diferença entre uma razão de grade de 12:1 e uma razão de grade de 16:1 é pequena. A diferença na dose do paciente é maior e, portanto grades com razão de 16:1 não são frequentemente usadas.

Lembrete: Como regra geral, razão de grades de até 8:1 são satisfatórias em tubos de potencial abaixo de 90 kVp. Grades com razão de 8:1 são usadas quando o kVp excede 90.

Muitas salas de raios – X de uso geral tem instalado em seus aparelhos grades 8:1. Físicos médicos e gerentes encontram em grades com razão de 8:1 como o bom compromisso entre o nível desejado de limpeza de radiação espalhada e a dose no paciente. Nos departamentos onde técnica de kVp alto para radiografias de tórax é usada,



grades com razão de 16:1 podem ser usadas em unidades que realizam de tórax.

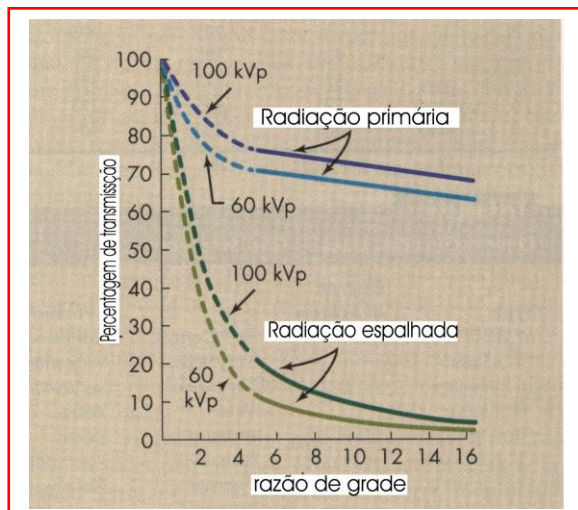


Fig. 8.36 Quando razão de grade aumenta, a radiação espalhada diminui mais rapidamente do que a transmissão de radiação primária. Portanto quando razão de grade aumenta atenuação (limpeza) de radiação espalhada também aumenta

8 – Grade e dose no paciente

Uma desvantagem que acompanha o uso de grades para os raios – X é o aumento de dose no paciente. Para um dado exame, usando uma grade pode requerer várias vezes mais exposição a radiação para o paciente do que não usando grade. O uso de uma grade móvel em vez de uma grade estacionária com características físicas similares requer aproximadamente 15% mais radiação para o paciente. A tabela 8.5 é um resumo de doses em pacientes aproximadamente para várias técnicas de grades com um receptor de imagem com velocidade de 200.

Razão de grade baixa é usado em mamografia. Todo equipamento Mamográfico é equipado com uma grade móvel de razão de grade variando de 2:1 para 4:1. Mesmo em kVp baixo usado para mamografia, ocorre considerável radiação espalhada. O uso de tais grades melhora enormemente o contraste da imagem, com nenhuma perda de resolução

espacial. A dose no paciente ainda é uma preocupação, mas écrans reforçadores modernos e a eficiência dos sistemas de terras – raras compensam para o aumento de dose no paciente. As grades devem ser escolhidas tal que o aumento no contraste aumente na interpretação diagnóstica. Os três fatores seguintes deve ser lembrados quando escolher uma grade:

- 1 – A dose no paciente aumenta com o aumento da razão de grade.
- 2 – Razão de grades altos geralmente são usados para exames radiográficos com kVp alto.
- 3– A dose no paciente quando trabalhando com kVp alto os raios – X transmitidos através do tecido é menos do que em kVp baixo quando os raios – X são absorvidos

Em geral, comparado o uso de kVp baixo e razão de grade baixo, com o uso de kVp alto e razão de grades altos este resultará em doses menores nos pacientes e radiografia de igual qualidade.

Tabela 8.5 Dose de Entrada na Pele (mrad) Para Exames de Pelves em Adultos com um receptor de velocidade 200

Dose de Entrada (mrad)			
Tipo de grade	70 kVp	90 kVp	110 kVp
Sem grade	85	70	50
5:1	270	215	145
8:1	325	285	205
12:1	425	395	290
16:1	520	475	365
5:1 cruzada	535	405	295
8:1 cruzada	585	530	405

Uma desvantagem adicional de usar grades é o aumento da técnica radiográfica requerida. Quando uma grade é usada, o fator técnico deve ser aumentado sobre aqueles exames com não grade; ou o tempo de exposição ou o mA ou o kVp deve ser aumentado. Tabela 8.6




Tabela 8.7 Considerações Clínicas na Seleção de Grade

Tipo de Grade	Grau de remoção espalhamento	Fora do centro	Latitude de posicionamento		Aplicações
			Fora do foco	nível kVp	
5:1 linear	+	muito amplo	muito amplo	até 80	barato e fácil para uso
6:1 linear	+	muito amplo	muito amplo	até 80	barato e servido p/ radiografia de lado de cama
8:1 linear	++	ampla	ampla	até 100	grade estacionária de uso geral
10:1 linear	+++	amplo	muito amplo	até 100	requer alinhamento apropriado
5:1 cruzada	+++	estreito	muito amplo	acima 100	limitação de 5 grau inclinação
12:1 linear	++++	estreito	estreito	acima 110	alinhamento próprio crítico
6:1 cruzada	++++	estreito	muito amplo	acima 110	alinhamento próprio crítico
16:1 linear	+++++	estreito	estreito	acima 100	alinhamento próprio crítico
8:1 cruzada	+++++	estreito	amplo	acima 120	alinhamento próprio crítico

apresenta mudanças aproximadas nos fatores técnicos requeridos pelas grades padrões. Normalmente o mAs é aumentado em lugar de kVp. Frequentemente Fatores de kVp padrões são usados dentro de um departamento e mAs é mudado para compensar para as diferenças no tamanho do paciente.

Tabela 8.6 Mudanças Aproximadas em Técnica Radiográfica para Grades Padrões

Razão de Grade	Aumento mAs	Aumento kVp
Sem grade	1 x	0
5:1	2 x	8 para 10
8:1	4 x	13 para 15
12:1	5 x	20 para 25
16:1	6 x	30 para 40

A tabela 8.7 resume os fatores clínicos que devem ser considerados na seleção de vários tipos de grades.

9- Alternativa para o uso de grade

Uma técnica alternativa para o uso de grade radiográfica é a técnica ar – abertura (ar – gap). O uso da técnica ar – abertura é outro método de reduzir a radiação espalhada aumentando o contraste.

Na técnica gap – ar o receptor de imagem é movido de 10 par 15 cm do paciente (figura 8.37).

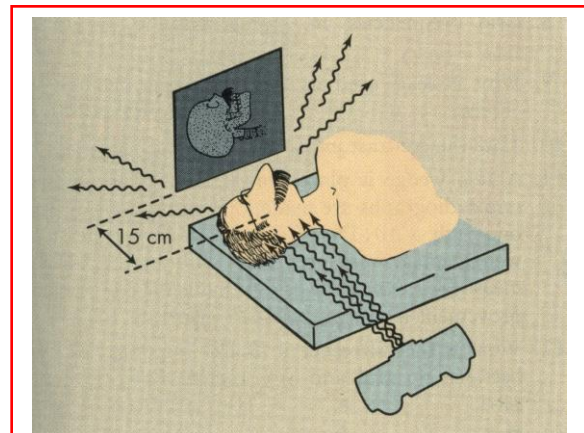


Fig. 8.37 Para aplicar a técnica gap – ar, posiciona-se o filme 10 a 15 cm do paciente. Uma grande fração de raios – X espalhado não interage com o filme, a quantidade exata depende sobre o fator de exposição.

Uma porção dos raios – X espalhados gerados no paciente são espalhados fora do filme e não são detectados. Assim poucos raios – X espalhados interagem com o receptor de imagem, e o contraste é aumentado. Geralmente, quando usando uma técnica ar-gap, os fatores técnicos são as mesmas como aquelas para uma grade 8:1. Portanto a dose no paciente é maior do que aquela da técnica



sem grade e é aproximadamente equivalente à da técnica de grade intermediário.

Uma desvantagem da técnica ar – gap é a magnificação da imagem por causa da distância da parte para o receptor de imagem. A técnica ar – gap tem encontrada aplicação, particularmente em áreas de radiografia de tórax e angiografia cerebral. A magnificação que acompanha estas técnicas é normalmente aceitável. Em radiografia de tórax, entretanto, algumas radiografias aumentam a DFI de 180 para 300 cm. Isto resulta em muita pouca magnificação e uma imagem nítida. Naturalmente, o fator técnico deve ser aumentado, mas a dose no paciente não aumenta (figura 8.38).

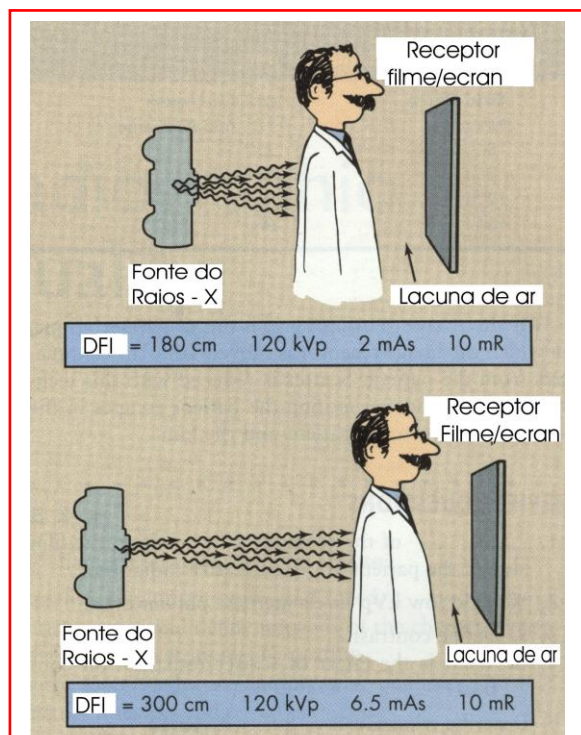


Fig. 8.38 Duas radiografias de tórax com DFI aumentada de 180 cm para 300 cm

A técnica do gap-ar não é efetiva com radiografia em kVp alta porque em radiografia com kVp alta a direção dos raios – X espalhados é direcionado para o filme. Em tubo com potencial abaixo aproximadamente de 90 kVp, os raios – X espalhados são

direcionados mais para os lados e, portanto, tem uma maior probabilidade de serem espalhados longe do filme. Não obstante, em alguns departamentos, costuma-se fazer radiografias de tórax com a técnica de gap-ar e kVp entre 120 - 140 com bons resultados.

A técnica gap – ar é algumas vezes chamada filtração - ar, mas a penúltima figura mostra que a filtração - ar é um nome impróprio para este procedimento. Na técnica gap – ar o ar não atua como um filtro dos raios – X espalhados de baixa energia; ao contrário a distância entre o paciente e o filme permite os raios – X escaparem antes que eles alcancem o filme.

Além dos dispositivos descritos acima, que são empregados para reduzir a contribuição da radiação difusa que alcança o filme, existem também chassis com grade tipo Lysholm que podem ser encontradas em diversos tamanhos. Estas grades são lâminas ultrafinas que ficam presas ao chassi radiográfico e que tem a mesma finalidade de reduzir a radiação difusa.





EXERCÍCIO DE APRENDIZAGEM

- 1 – Liste e descreva os dois tipos de radiação remanescente.
- 2 – No nível de 80 kVp, qual é a porcentagem do feixe de raios – X que é espalhado através de interação Compton?
- 3 - _____ é um dos fatores que afeta o nível de radiação espalhada.
- 4 – Verifique a tabela do capítulo e compare as filas de 70 kVp e 120 kVp sobre as cartas. Responda as seguintes condições:
 - a) Qual é a diferença na radiação espalhada resultante desses dois níveis de kVp?
 - b) Interação fotoelétrica em 70 kVp é 60%. Em 120 kVp, interação fotoelétrica é 18%. Quanto do contraste seria afetado sobre cada uma dessas radiografias?
 - c) Qual é o intercambio quando a porcentagem transmitida de feixe remanescente atinge 9% para 120 kVp?
- 5 – Nomeie dois tipos de dispositivos usados para reduzir o nível de radiação espalhada.
- 6 – Quando o tamanho de campo do feixe de raios – X aumenta, _____, aumenta também.
- 7 – Quando colimamos o feixe de raios – X, Fatores de exposição radiográfica deve ser _____.
- 8 – A compressão do tecido é particularmente importante durante qual exame radiográfico?
- 9 – Liste as duas razões para restringir o feixe de raios – X.
- 10- Descreva o projeto do diafragma de abertura.
- 11- Qual é a razão para mostrar uma borda de 1 cm não exposta sobre o filme radiográfico
- 12- Explique uma dificuldade que pode ocorrer quando usando cones extensos.
- 13- Em radiografia dental, o cone plástico de 20 cm pode resultar em alta exposição desnecessária do paciente. Porque?
- 14- Qual é o primeiro procedimento que o técnico deve fazer antes de radiografar o paciente?
- 15- Os raios – X produzidos quando elétrons projéteis perdidos não interagem com o ponto focal são chamados _____
- 16- Qual a finalidade do retículo central projetado sobre a mesa
- 17- O que significa a abreviação LFP.
- 18- O que acontece quando o campo luminoso não coincide com o campo radioativo?
- 19- Quando deve o tamanho de campo exceder o tamanho do receptor de imagem?
- 20- A filtração decorrente da estrutura do colimador é ocasionada principalmente por:
- 21- Qual o problema maior na imagem quando se trabalha com cones alongados?
- 22- Qual a grande vantagem do diafragma de abertura comparado ao cone.
- 23- Porque que o cilindro alongado em alguns exames é melhor indicado do que o cone?
- 24- Em qual exame se costuma utilizar o cilindro
- 25- _____ dos raios – X remanescentes que saem ao lado do filme são de radiação espalhada?
- 26- Porque os raios – X de níveis de kVp baixo aumenta a dose no paciente?
- 27 a- Defina contraste.
b- Qual é o efeito da radiação espalhada sobre o contraste?
- 28- Descreva o que Gustave Bucky inventou?
- 29- Escreva o símbolo de microns.
- 30- Qual é a razão de grade para certa grade feita com 20 microns de chumbo entre 200 microns de material de alumínio com inter espaço e uma altura de 2,5 milímetro?
- 31- a – Qual é a frequência de grade calculada?
b- Qual é a frequência de grade da grade na questão 6?
- 32- Frequências de grades em grades mamográfica são _____.
- 33 – Por que chumbo é usado como material tira de escolha?
- 34- Declare o fator de melhoramento do contraste.





- 35-Uma cunha em passo é colocada sobre o fantoma de tecido e duas radiografias são feitas, uma sem uma grade e uma com uma grade 10:1. O contraste sobre a imagem com cunha em passo mede 1,25 sem uma grade e mede 2,8 com a grade. Qual é o fator de melhoramento do contraste desta grade 10:1?
- 36- Qual é a diferença no fator bucky em 70 kVp entre sem grade e uma grade 5:1 (ver tabela).
- 37-Defina seletividade.
- 38-Explique por que razão de grades altas tem fator de melhoramento de contraste alto.
- 39-Desenhe o diagrama da seção transversal de uma grade linear e uma grade focalizada.
- 40-Uma grade paralela 16:1 é posicionada para uma radiografia de tórax 14 x 17 em DFI = 180 cm. Qual é a largura da área não exposta ao redor da radiografia?
- 41- A grade original de Gustave Bucky foi uma grade _____.
- 42- Explique um exemplo de como o corte de grade pode acontecer.
- 43-Qual é a vantagem de uma grade móvel?
- 44-Razão de grade de até _____ são satisfatórios para potencial de tubo abaixo _____. Razão de grades acima de _____ são usados quando kVp _____ excede _____ a _____.





ASPR

ASSESSORIA E SERVIÇOS EM PROTEÇÃO RADIOLÓGICA E
CONTROLE DE QUALIDADE

Capítulo - 4

Qualidade Radiográfica

ASPR
ASSESSORIA E SERVIÇOS EM PROTEÇÃO RADIOLÓGICA E
CONTROLE DE QUALIDADE

Assuntos

1. Definições
2. Fatores Filmes
3. Fatores Geométricos
4. Fatores Objetos
5. Ferramenta para melhorar a qualidade radiográfica

Rua Paulo Portela, nº 90 - Bairro Castália - Cep: 45.603 - 194 - Itabuna/Bahia
Fone contato: (73) 99191 - 159; E-mail: aspr@aspronline.wix.com

www.aspronline.wix.com/aspronline ;



QUALIDADE RADIOGRÁFICA

A qualidade radiográfica é definida como a exatidão da representação da estrutura anatômica do paciente sobre a radiografia. Radiografias de alta qualidade são necessárias para que o radiologista possa dar o radiodiagnóstico com segurança. O técnico deve ter conhecimento e experiência para produzir radiografias de alta qualidade para o radiologista. Este capítulo descreve os três fatores mais importantes que afetam a qualidade radiográfica: (1) *Fatores do filme*, (2) *Fatores Geométricos*, e (3) *Fatores do paciente*.

1 – Definições

Na preparação para este importante capítulo sobre qualidade radiográfica, primeiro as seguintes definições cuidadosamente.

Qualidade Radiográfica

Qualidade radiográfica é a exatidão da representação da estrutura anatômica sobre a radiografia dentro da faixa de densidade útil. A radiografia que reproduz exatamente a parte anatômica é chamada uma *radiografia de alta qualidade*, e alta qualidade é uma necessidade para o radiologista ser capaz de fazer um diagnóstico seguro. Radiografias de qualidade pobre contêm informações que são difíceis de serem vistas pelos os olhos humanos e para serem interpretadas, o qual pode levar a repetição de raios – X ou diagnósticos errados.

Resolução

Uma das três características importantes da qualidade radiográfica é a resolução. Resolução é a capacidade para descobrir objetos separados visualmente em uma radiografia.

Resolução espacial refere-se a interface de tecido mole versus osso. Uma radiografia tem de ter excelente resolução espacial. Detalhes ou visibilidade de detalhes são termos comumente usados quando nos referimos à resolução espacial. Detalhes são definidos como o grau de nitidez das linhas estrutural sobre uma radiografia. Visibilidade dos detalhes permite o espectador a ver os detalhes por causa do contraste da imagem e da densidade óptica ser adequados. Resolução espacial, termo preferido, é medida em pares de linhas por milímetros (pl/mm). Outro termo para resolução é contraste resolução, refere-se à diferença de contraste entre tecidos similares tais como o fígado e o baço.

Ruído (Granulado)

Ruído radiográfico é uma flutuação indesejável na densidade óptica da imagem. O granulado da imagem é relacionado à “neve” em uma tela de televisão ou ao barulho de fundo em um sistema auditivo. Ruído é um termo emprestado da engenharia elétrica, e frequentemente é inerente em um sistema. Sobre a imagem radiográfica, algum ruído é inerente: Entretanto, outros ruídos são controláveis e contribuem para a deterioração da imagem radiográfica. O ruído radiográfico tem as três componentes seguinte: (1) granulamento no filme, (2) Estrutura mosqueada (salpicada), e salpicada quântico. Granulado do filme refere-se à distribuição e tamanho dos cristais dos haletos de prata na emulsão do filme. A granulosidade do filme, é ruído inerente sobre a radiografia. A estrutura mosqueada é similar ao granulamento, mas ao contrário refere-se ao fósforo da tela radiográfica em vez do cristal do haleto de prata. A estrutura mosqueada é igualmente inerente e por causa da tela intensificadora, são assim fabricadas cuidadosamente, e contribui pouco para o ruído radiográfico.

O mosqueado quântico é a principal causa do granulado radiográfico.





O mosqueado quântico refere-se aleatoriedade com a qual um número baixo de fótons de raios – X interagem com a tela intensificadora. O uso de telas intensificadoras muito rápidas pode resultar em um aumento do mosqueado quântico. Se uma imagem é formada com poucos raios – X, o ruído radiográfico será maior do que se a imagem é formada por muitos raios – X. O mosqueado quântico é evidente em, mAs baixo, alto kVp, e receptores de imagem rápidos.

Velocidade

A capacidade de um filme radiográfico responder a uma exposição dos raios – X é a medida de sua sensibilidade ou sua velocidade. Em geral, resolução e ruído são afetados por receptores de imagens rápidos. As seguintes regras aplicam-se para combinações filme – écran.

- 1 – Receptor de imagem rápida (400, 600, e acima) tem alto ruído e baixa resolução.
- 2 – Receptor de imagem lenta (50, 100, 200, e 300) tem baixo ruído e alta resolução.

A qualidade de uma radiografia relaciona-se diretamente ao entendimento do radiologista sobre os princípios básicos da física dos raios – X e sua ou sua avaliação dos fatores que afetam a qualidade radiográfica. A figura 9.1 é uma carta mostrando os fatores que afetam a qualidade radiográfica. Cada uma é considerada em detalhe. A seguinte discussão começa com o processo de controle de qualidade e como é necessário para a produção de radiografias ótima. Como os fatores do filme afetam a qualidade radiográfica segue a discussão de controle de qualidade.

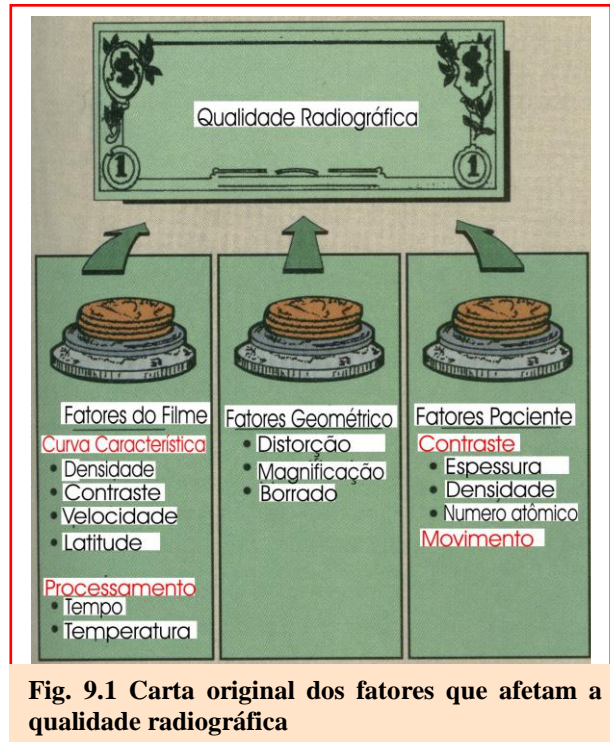


Fig. 9.1 Carta original dos fatores que afetam a qualidade radiográfica

2 – Fatores do filme

Controle de Qualidade

Em cada departamento de imagem diagnóstico nos hospitais, a maioria das salas com equipamentos de raios – X, e a maioria das clínicas com raios – X se preocupam com os equipamentos e os processamentos do filme radiográfico seguem uma linha guia de controle de qualidade. Um programa de controle de qualidade (CQ) deve ser feito para assegurar ao radiologista a fornecer um diagnóstico preciso. Manutenção preventiva e teste do equipamento de raios – X são feitos dentro de um programa de controle de qualidade por físicos médicos e técnicos treinados. Os equipamentos de controle de qualidade serão discutidos em capítulos posteriores. Os procedimentos de CQ devem ser verificados diariamente, geralmente pelo técnico.

O processamento de CQ tem duas partes específicas que são **Sensitometria** e



Densitometria Sensitometria é realizada quando uma imagem em cunha - escalonada é iluminado sobre um filme radiográfico para simular uma exposição ou, se este dispositivo não é disponível, uma cunha em passo de alumínio pode ser imageada. As imagens em cunha escalonada mostram a escala de cinza, a qual demonstra o contraste radiográfico ou a variação na densidade óptica. O **Densitometro** mede a luz transmitida através dos incrementos da cunha escalonada. Os fabricantes de écran – filme tem departamento de ajuda para colocar os seus programas de CQ. Geralmente estes representantes montam os parâmetros para a densidade óptica, e os técnicos de CQ testam diariamente os incrementos da cunha – escalonada ou densidade óptica se estão dentro dos parâmetros fornecidos.

A Sensitometria e a densitometria são importantes porque os testes diários identificam qualquer mudança que possa indicar problemas de processamento. Um problema como até mesmo um processador em um departamento pode afetar o rendimento do departamento inteiro.

Sensitometria e Densitometria sobre o filme radiográfico

Sensitometria e densitometria são usados para CQ no processamento de imagem nos departamentos. Sensitometria e densitometria são também usados pelos fabricantes de filmes para determinar a característica do filme dos raios – X. Os testes são similares, mas o número da densidade óptica (DO) para a característica do filme são plotadas sobre um papel gráfico semi logaritmo que resultará na **curva característica do filme**.

Curva característica. As duas medidas principais envolvido na sensitometria e densitometria são as exposições para o filme e a percentagem de luz transmitida através do filme processado. Tais medidas são usadas para descrever a relação entre densidade óptica e exposição à radiação. Esta relação plotada sobre o gráfico é chamada curva característica.

Uma curva características típica é mostrada na figura 9.2.

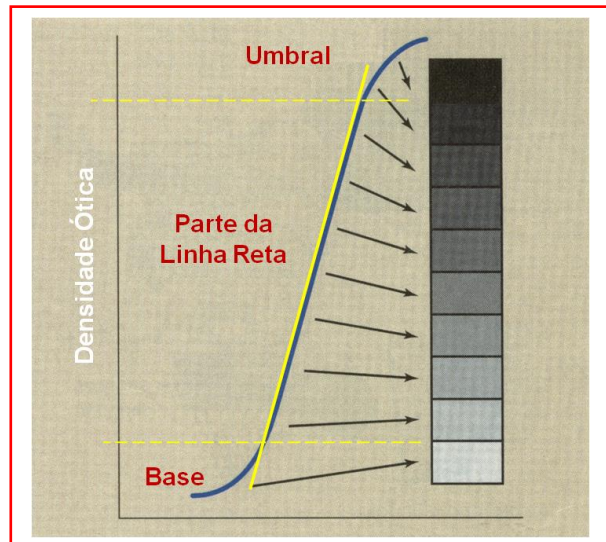


Fig. 9.2 Curva característica de um filme radiográfico é a relação gráfica entre densidade óptica e exposição

Nos níveis de exposições baixos e altos, grande variação na exposição resulta somente em uma pequena mudança na densidade óptica. A porção baixa e alta da curva características é chamada pé (base) e umbral. No nível de exposição intermediário, pequena mudança na exposição resulta em uma grande mudança na densidade óptica. A região intermediária é chamada porção da linha reta, e é a região na qual o número de densidade óptica vinda de uma radiografia exposta apropriadamente aparece.

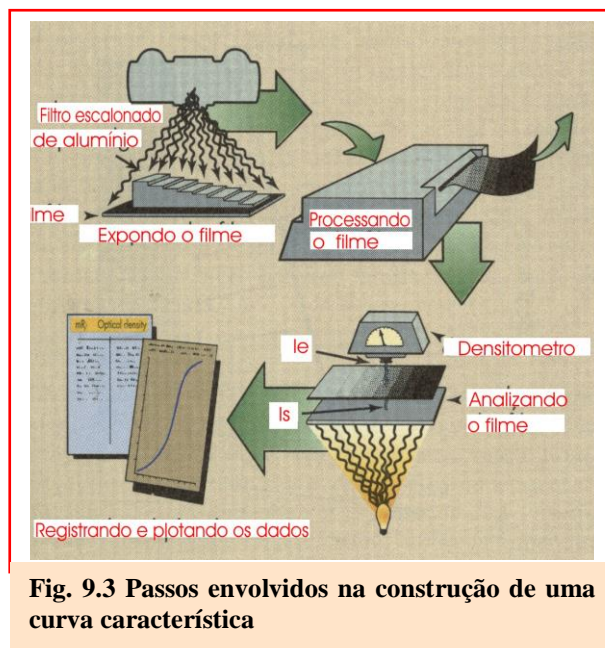
Especialistas técnicos dos fabricantes e radiografadores em CQ determinam a densidade óptica e o nevoamento (fog) da base por meio de cálculos e testes simples.

Quando a curva característica vinda de um número de densitometria é plotada, contraste, gradiente, e velocidade podem ser facilmente determinados. Contraste, gradiente, e velocidade característica do filme são interpretados da inclinação e posição da curva sobre o gráfico.



Para executar sensitometria e densitometria uma cunha escalonada alumínio ou um penetrometro e um densitômetro (dispositivo que mede a densidade óptica), devem ser usados. Os passos envolvidos são esboçados na figura 9.3.

Primeiro a cunha escalonada de alumínio é exposta em uma técnica padrão (i.e. 70 kVp com 2.5 mmAl de filtração total). Quando processado, o filme terá áreas de incrementos de densidades ópticas que corresponderão às espessuras do escalonamento do penetrometro. O filme processado é analisado no densitômetro, dispositivo que tem uma fonte de luz focada através de um furo do tamanho da cabeça de um alfinete. O filme dos raios - X é posicionado entre o furo e o sensor de luz, e a quantidade de luz transmitida através de cada passo da imagem radiográfica do filtro escalonado é medida. Os dados são registrados e, quando plotados sobre um papel gráfico semilogarítmico, resultam em uma curva característica.



O filme radiografado é sensível sobre uma ampla faixa de exposição. Filme écran, por exemplo, responde a intensidade de radiação desde 1 até 1000 mR. Consequentemente os valores de exposição para uma curva característica incluindo tal como uma grande faixa de valores está apresentada no modo logarítmico. Este não é a exposição absoluta que é de interesse, mas bastante mudança na densidade óptica em cima de cada intervalo de exposição. Então o log relativo de exposição é usado como a escala ao longo do eixo X.

A figura 9.4 mostra a exposição em mR, o log da exposição relativa, e mAs para uma combinação filme - écran. A escala da exposição relativa normalmente é apresentada em incrementos de 0,3 porque o log de 2 é 3. Um aumento de 0,3 no log da exposição relativa é resulta de uma exposição dobrada. Isto pode ser feito dobrando o, mAs.

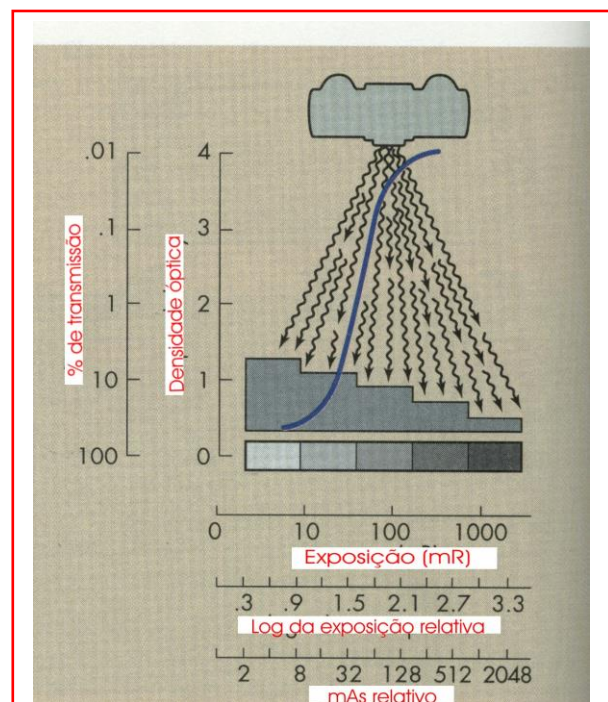


Fig. 9.4 Relação entre exposição, log da exposição relativa, e, mAs relativo para combinação filme - écran. Relação entre percentual de transmissão e densidade óptica é mostrada ao longo do eixo X





Densidade óptica – Não é bastante para dizer que a densidade óptica é o grau de enegrecimento de uma radiografia ou que uma área clara de uma radiografia representa baixa densidade óptica e uma área negra representa alta densidade óptica. A densidade óptica é o valor numérico calculado entre o nível de luz incidente sobre uma imagem da cunha escalonada processada (I_e) e o nível de luz transmitida através daquele filme (I_s).

Densidade Óptica

A densidade óptica (DO) é definida como segue:

$$DO = \log_{10} x \left(\frac{I_e}{I_s} \right)$$

RESOLVA A QUESTÃO

A área do pulmão de uma radiografia de tórax transmitiu somente 0,15% de luz incidente quando determinado com o densitômetro. Qual é a densidade óptica?

$$0,15\% = 0,0015$$

$$DO = \log_{10} \frac{1}{0,0015}$$

$$DO = 2,8$$

A densidade óptica é uma função logarítmica. O logaritmo permite uma ampla faixa de valores a serem representados por pequenos números. O filme radiográfico contém densidades ópticas variando de quase 0 (claro) a 4 (negro). Uma densidade óptica de 4 de fato significa que somente 1 em 10000 fótons de luz é capaz de penetrar o filme dos raios – X. A tabela 9.1 mostra a faixa de transmissão de luz quando esta corresponde a vários níveis de densidade ópticas.

Tabela 9.1 Relação da Densidade Óptica do Filme Radiográfica Para a Luz Transmitida Através do Filme.

% de luz transmitida	fração de luz transmitida	densidade óptica
($I_s/I_e \times 100$)	(I_s/I_e)	($\log I_s/I_e$)
100	1	1
50	1/2	0,3
32	8/25	0,5
25	1/4	0,6
12,5	1/8	0,9
10	1/10	1
5	1/20	1,3
3,2	4/125	1,5
2,5	1/30	1,6
1,25	1/80	1,9
1	1/100	2
0,5	1/200	2,3
0,32	2/625	2,5
0,125	1/800	2,9
0,1	1/1000	3
0,05	1/200	3,3
0,032	1/3125	3,5
0,01	1/10.000	4

Vidro de alta qualidade tem uma densidade óptica de 0, o que significa que toda a luz incidente é transmitida. Filme radiográfico não exposto permite não mais do que 80% da luz a ser transmitida através deste. A maioria dos filmes radiográficos processados e não exposto tem uma densidade óptica na faixa de 0,1 a 0,15; o que corresponde a 79% e 71% da transmissão da luz.

Estas densidades ópticas em filmes não expostos são devido a densidade base e a densidade nevoa (fog) figura 9.5. A densidade base é a densidade óptica inerente na base do filme. A densidade base é devido a composição da base e a tinta adicionada para prevenir a fadiga dos olhos porque o radiologista tem de olhar diretamente para o negatoscópio quando ele estuda a radiografia para o diagnóstico.



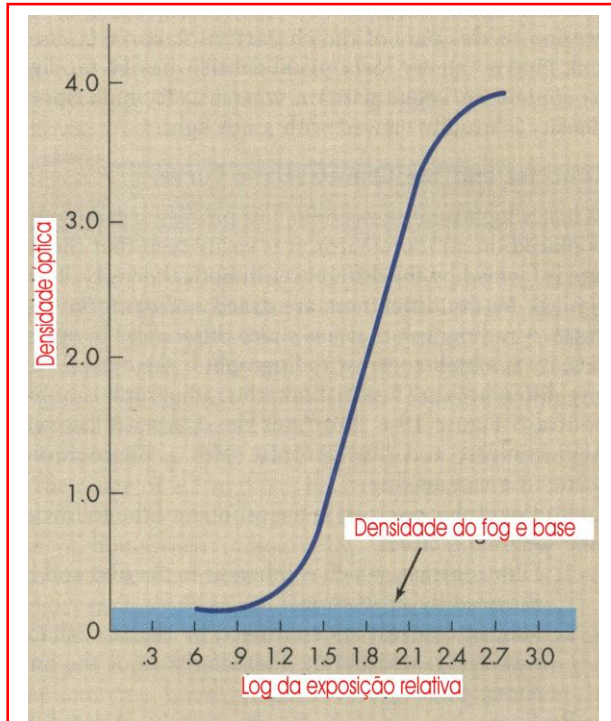


Fig. 9.5 Para a informação diagnóstica sobre a radiografia e deve ser tão baixa quanto possível.

Densidade da Base

A densidade da base tem um valor de aproximadamente DO de 0,05

A densidade do fog foi descrito anteriormente como o revelamento dos grãos de prata que não contém nenhuma informação útil. A densidade de fog é resultante de exposição inadvertida durante a armazenagem do filme, contaminação indesejável do químico, e processamento impróprio.

Densidade do fog (nevoa)

A densidade do fog sobre um processamento radiográfico não deve exceder a uma DO de 0,05

Nível de densidade de fog alto reduz o contraste da radiografia.

Densidade do Fog

A densidade do fog sobre uma radiografia processado não deve exceder um DO de 0,05

RESOLVA A QUESTÃO

A luz incidente sobre a radiografia de um osso longo tem um valor relativo de 1500. Se a luz transmitida através da estrutura óssea radiopaca sobre o filme tem uma intensidade de 480, e a luz transmitida através do tecido mole radioluscente sobre o filme tem uma intensidade de 2. Quais são aproximadamente as densidades ópticas respectivamente? Veja a tabela anterior se necessário.

A faixa útil da densidade óptica é aproximadamente 0,25 a 2,5. A maioria das radiografias, entretanto, mostra modelos de imagem com densidades ópticas na faixa de 0,5 a 1,25. Atenção para esta parte da curva característica é essencial. Entretanto, densidade óptica muito baixa pode ser muito clara para conter um modelo de imagem, enquanto densidade muito alto geralmente é visto como uma luz quente.

Contraste e Curva Característica

Quando uma radiografia exposta e processada com alta qualidade é colocada num negatoscópio, nesta é facilmente vista que a imagem é formada pelas diferenças nas densidades óptica. Estas diferenças nas densidades ópticas são chamadas de contraste radiográfico. Uma radiografia que contém diferenças agudas na densidade óptica é uma radiografia de alto contraste. Se as diferenças são menos distintas, a radiografia é de baixo contraste. A figura 9.6 ilustra a diferença entre alto contraste e baixo contraste com uma cena fotográfica de um vicioso cão.



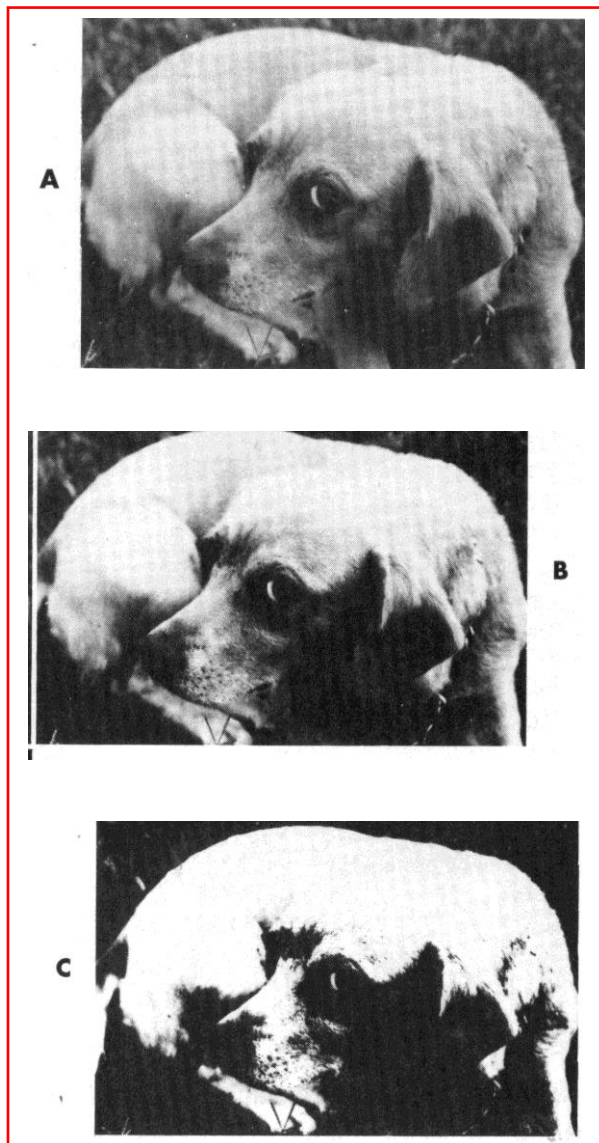


Fig. 9.6 Este vicioso cão de guarda posa para demonstrar diferenças no contraste. A) Baixo contraste; B) Contraste moderado; C) Alto contraste.

O contraste radiográfico pode ser enormemente afetado pelas mudanças ou no contraste do filme ou no contraste objeto. Na colocação clínica, normalmente é melhor unificar o contraste do filme e alterar o contraste do paciente de acordo com a necessidade do exame. O contraste do paciente é negociado depois em maior detalhe. A seleção do filme geralmente é limitada pelos écrans intensificadores usados. As imagens com filme – écrans sempre tem maior contraste do que imagens com exposição direta. Todos estes fatores requerem algum julgamento por parte do técnico operador.

O melhor controle que o técnico operador pode exercitar é expor o filme apropriadamente tal que a densidade óptica fique dentro da faixa útil diagnosticamente, a qual é 0,5 a 2,5 de DO. Fora desta faixa, o contraste é perdido devido a imagem ficar ou no pé ou no umbral da curva característica (figura 9.7). É importante expor o filme tal que a densidade óptica fique dentro da faixa útil diagnosticamente. Um processamento do filme padronizado é necessário para um contraste do filme consistente e uma boa qualidade radiográfica. Divergência da recomendação dos fabricantes para combinações filme – écran, técnica de exposição impróprio, falta de controle da qualidade de processamento resultará em qualidade do filme inconsistente.

A curva característica de um filme mostra o grau de contraste para aquele filme particular.

O contraste radiográfico é o produto dos dois fatores separados seguintes:

- 1 – **Contraste do filme**, o qual é inerente no filme é influenciado pelo processamento.
- 2 – **Contraste do paciente** é determinado pelo tamanho, forma, e atenuação dos raios – X característico da parte anatômica.

Contraste Sobre a Curva Característica

O contraste do filme é igual a inclinação da porção da linha reta da curva característica



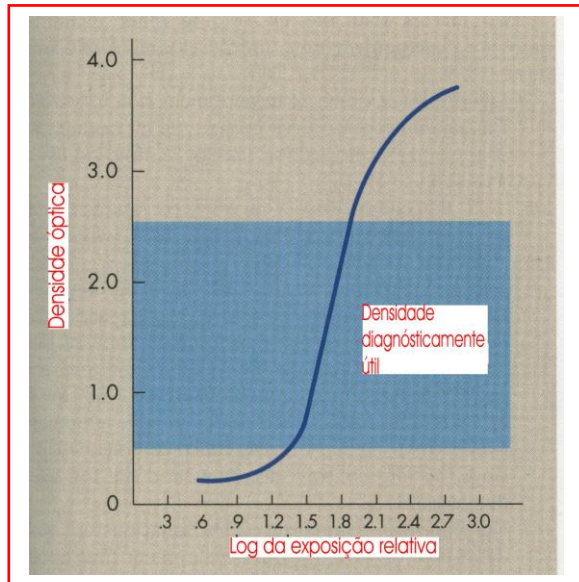


Fig. 9.7 Se a exposição do filme resultar em densidades que estejam nas regiões extremas da curva, onde o declive é menor, o contraste é reduzido.

Se esta inclinação tem um valor de, então a porção da linha reta da curva característica deve ser angulada de 45 graus. Um aumento de 1 unidade ao longo do eixo do log da exposição relativa resulta em um aumento de 1 unidade ao longo do eixo da densidade óptica. O contraste seria 1. Filmes que tem um contraste de 1 é filme de baixo contraste. Filme com um contraste maior do que 1 reflete as diferenças na exposição dos raios – X para o filme. Filme com um contraste de 3, por exemplo, mostraria uma diferença na densidade óptica larga sobre uma pequena faixa da exposição dos raios – X.

Da aparência da curva característica o técnico operador junto com o físico médico (com ajuda do representante do fabricante), deve estar apto para distinguir um filme de alto contraste de um filme de baixo contraste. A figura 9.8 mostra a curva característica para dois tipos diferentes de filme radiográficos. O filme A tem maior contraste do que o filme B, pelo fato da inclinação da porção da linha reta da curva característica está mais íngreme para A do que para B.

Vários métodos são usados para especificar numericamente o contraste do filme. Um dos mais usados é o gradiente médio.

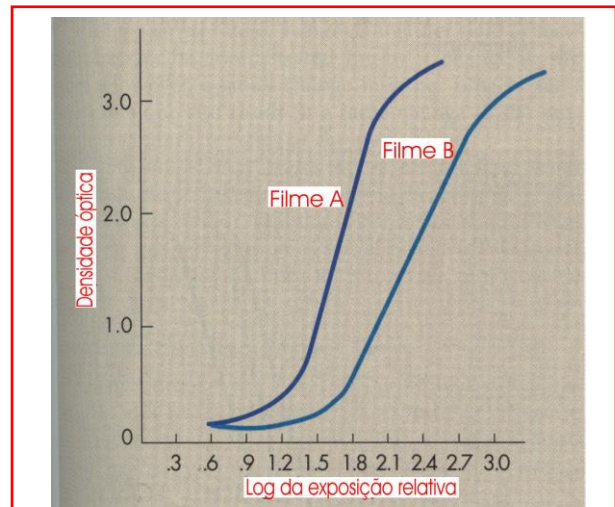


Fig. 9.8 A inclinação da porção da linha reta da curva característica é maior para o filme A do que para o filme B. O filme A tem maior contraste.

O gradiente médio é a inclinação de uma linha reta traçada entre os dois pontos sobre a curva característica na densidade óptica de 0,25 e 2,0 acima da densidade da base e fog. A equação para o grande médio é como segue:

$$\text{Gradiente médio} = \frac{DO_2 - DO_1}{LER_2 - LER_1}$$

DO_2 é a densidade óptica de 2 mais densidade da base e fog. DO_1 é a densidade óptica de 0,25 mais densidades da base e fog. LER_2 e LER_1 são o log da exposição relativa associada com DO_2 e DO_1 . Este método está diagramado na figura 9.9 para um filme tendo uma densidade combinada de base e fog igual a 0,1. A maioria dos filmes tem um gradiente médio na faixa de 2,5 a 3,5. O gradiente médio de um filme radiográfico é geralmente muito maior do que 1, especialmente com o uso de radiografia filme – écran, o qual inerentemente





melhora o contraste objeto (paciente). As radiografias filmes – écrans são usados quase que exclusivamente nos departamentos de imagens atuais.

O contraste do filme também pode ser chamado de gradiente. O gradiente é o declive da tangente em qualquer ponto da curva característica (figura 9.10). O **gradiente mínimo** é provavelmente mais importante que o gradiente médio, pois várias densidades óticas clínicas estão na região de gradiente mínimo da curva característica.

RESOLVA A QUESTÃO

Um filme radiográfico tem densidade de 0,06 e densidade fog de 0,11. Em qual densidade ótica deverá ser avaliada a curva característica para determinar-se o contraste do filme?

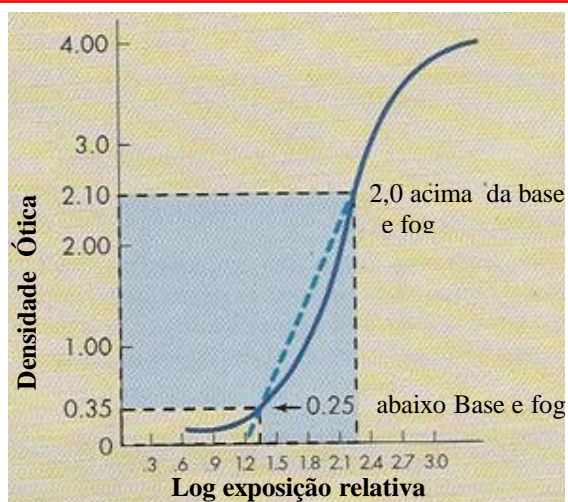


Fig. 9.9 O gradiente médio é a inclinação da linha tangente entre os pontos da curva característica. Que corresponde aos níveis de densidades 0,25 e 2 ambos acima das densidades combinadas Base e fog

RESOLVA A QUESTÃO

Se as densidades óticas de 0,42 e 2,17 na curva característica do exemplo anterior corresponder às exposições de log de 0,91 e 1,75, qual o gradiente médio?

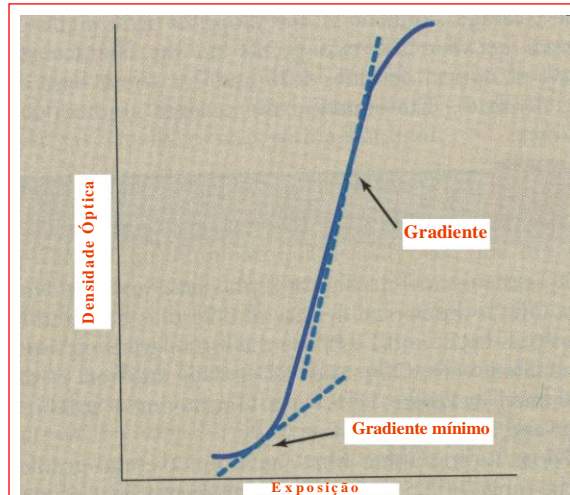


Fig. 9.10 O gradiente é a inclinação da reta em qualquer ponto da curva característica.

Processamento do filme: O processamento adequado filme é necessário para um bom contraste do filme, pois o grau de desenvolvimento afeta a densidade fog e a densidade ótica. Os fatores importantes que afetam o nível da revelação estão listados no quadro abaixo.

Fatores que afetam a radiografia final

- A composição das soluções químicas de processamento;
- O nível de agitação do químico durante a revelação;
- O tempo de revelação;
- A temperatura de revelação.

Dois fatores que o técnico de controle de qualidade deve analisar são o tempo de revelação e a temperatura de revelação.

Tempo de Revelação – Como o tempo de revelação é variado, a curva característica para qualquer filme muda sua forma e sua posição durante o eixo de exposição relativa log (figura 9.11). Se a curva característica for analisada para contraste, velocidade, e nível de fog, eles irão variar como na figura 9.12.

A velocidade e o fog aumentam com tempos de revelação maiores. O tempo recomendado pelo revendedor é o tempo que resultará em



contraste máximo, altos níveis de velocidade e baixos níveis de fog. Quando o tempo recomendado excede muito seu valor preconizado, o contraste do filme diminui e o nível fog aumenta.

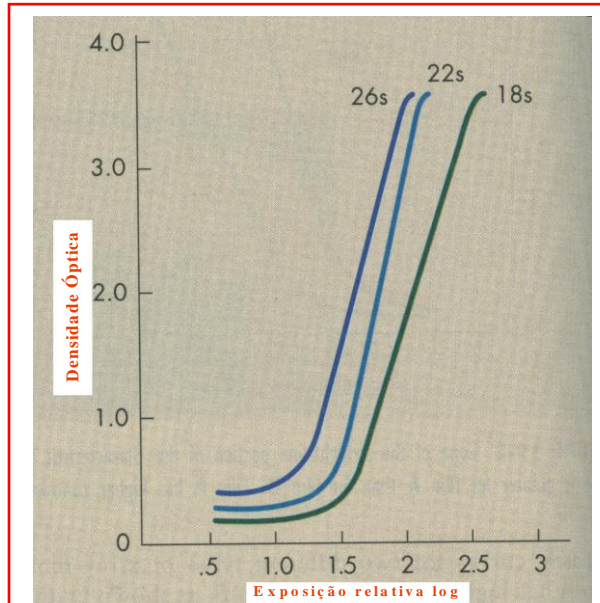


Fig. 9.11 Com o aumento do tempo de revelação ocorrem mudanças na forma e na posição relativa da curva característica.

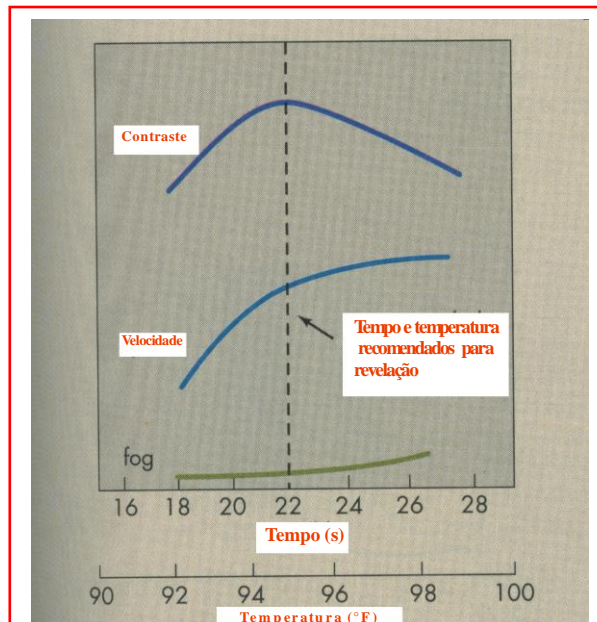


Fig. 9.12 Análise de curvas características em vários tempos e temperaturas de revelação geram estas relações para contraste, velocidade e fog para filmes de processamento automático em 90 segundos.

Temperatura de Revelação – As relações escritas na variação do tempo de revelação se aplicam adequadamente para as variações na temperatura de revelação. Se o gradiente médio, a velocidade, e o nível fog para as curvas características representativas de várias temperaturas fossem plotados, os resultados apareceriam como na figura 9.12. O contraste máximo é obtido na temperatura de revelação recomendada. O nível fog aumenta com o aumento da temperatura.

Dentro de um pequeno nível, uma mudança na temperatura ou no tempo pode ser compensada por uma mudança no outro. No entanto, uma pequena mudança isolada no tempo ou na temperatura pode resultar em uma mudança grande nas características sensitométricas do filme radiográfico.

O monitoramento no tempo e na temperatura para a revelação do filme é muito importante para um processamento rápido. Se o tempo de um processador automático é otimizado em 90 segundos, uma variação de 5 segundos no tempo de revelação pode significar sérias mudanças na qualidade radiográfica.

Velocidade e a Curva Característica

A habilidade de um filme para raios-X responder à exposição à raios-X é uma medida de sua sensibilidade ou velocidade. Uma exposição de menos de 1mR pode ser detectada com combinações entre filme e tela. Vários mR são necessários para produzirem uma resposta mensurável com exposição direta do filme.

A curva característica de qualquer filme para raios-X é também útil para identificar a velocidade do filme. A figura 9.13 mostra as curvas características de dois filmes diferentes. Como o filme A requer menor exposição que o filme B para gerar qualquer densidade óptica, o filme A é mais veloz que o filme B. As curvas características dos filmes mais





sensíveis (velozes) estão situadas à esquerda daquelas de filmes lentos ao longo da escala de exposição log relativa. A identificação de um filme assim como os tempos menores que outros filmes é uma informação importante para o técnico. Se um filme A for duplamente mais rápido que um filme B, o filme A só precisará de metade do mAs necessário ao filme B para produzir uma dada densidade óptica. Além disso a imagem do filme A deve ser de menor qualidade devido ao maior ruído radiográfico.

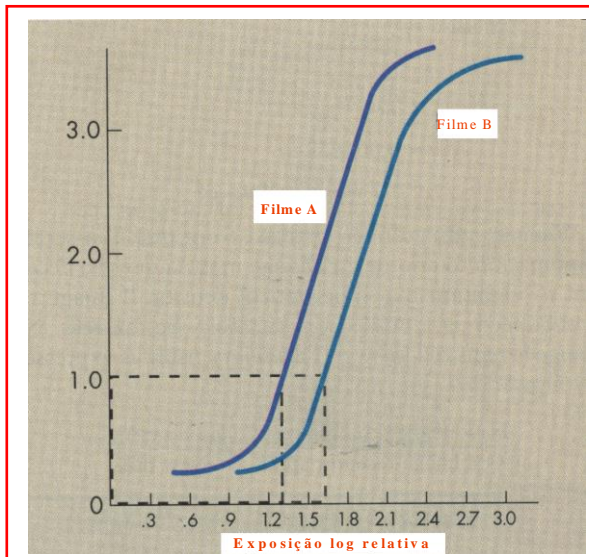


Fig. 9.13 A velocidade de um filme é recíproca à exposição, em roentgens, necessária para produzir uma densidade de 1. O filme A é mais rápido que o filme B (Velocidade de A = $1/1,3 = 0,78$; velocidade de B = $1/1,6 = 0,63$).

Em densitometria a densidade óptica especificada para determinar a velocidade do filme é 1, e ela é medida em Roentgen recíprocos. A definição de velocidade do filme é a seguinte:

Roentgen Recíprocos

$$\text{Velocidade} = \frac{1}{\text{Número de Roentgen para produzir uma densidade óptica de 1}}$$

RESOLVA A QUESTÃO

A curva característica de uma dada tela de filme mostra que 25 mR são necessários para produzir uma densidade óptica de 1 no receptor de imagem. Qual a velocidade do receptor de imagem?

RESOLVA A QUESTÃO

Quanta exposição é necessária para produzir uma densidade óptica de 1 em um receptor de imagem com velocidade de 600?

Quando o técnico muda a combinação de tela do filme, uma mudança no mAs pode ser necessária para manter a mesma densidade óptica. Se a velocidade do receptor de imagem for duplicada, o mAs deve ser reduzido pela metade. Nenhuma mudança é necessária ao kVp. Essa relação é expressa da seguinte forma:

Mudanças na combinação de Tela-Filme

$$\text{Novo mAs} = \text{mAs anterior} \times \frac{\text{Velocidade anterior do receptor}}{\text{Velocidade Nova do receptor}}$$

Mudanças de combinação de filme - tela são tão comuns nos departamentos de radiologia que é recomendável que a fórmula cima seja memorizada.

RESOLVA A QUESTÃO

Uma radiografia em PA do tórax requer 120 kVp, 8mAs com um receptor de velocidade 100. Qual a técnica radiográfica que deve ser utilizada com um receptor de velocidade 250?



Latitude

Outra característica do receptor de imagem é facilmente obtida através da curva característica é a latitude. Ela se refere à faixa de exposições na qual o filme radiográfico responderá com densidades ópticas na faixa útil para diagnóstico. A figura 9.14 mostra dois filmes com latitudes diferentes. O filme B responde a uma faixa bem mais ampla de exposições que o filme A, assim considera-se que o filme B tenha uma latitude mais larga que o filme A.

Considera-se que filmes com larga latitude têm uma longa escala de cinza, e aqueles com latitudes estreitas tem uma escala de cinza curta. A partir da figura seguinte fica claro que a latitude e o contraste são inversamente proporcionais – filmes com grande contraste têm latitudes estreitas, e filmes com pouco contraste têm latitude larga.

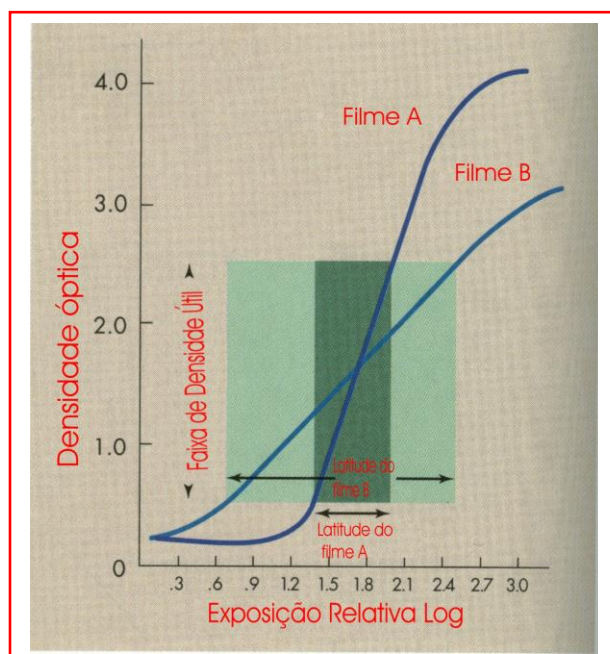


Fig. 9.14 A latitude de um filme é o nível de exposição a que ele responde para densidades ópticas clínicas.

3 – Fatores Geométricos

Fazer uma radiografia é similar a tirar uma fotografia. Tempo e intensidade de exposição são necessárias a ambas. As imagens são gravadas em ambas devido a propriedade dos raios-X e dos fótons de luz visível viajarem em linha reta. Com esta consideração, uma imagem de raios-X pode ser considerada análoga a uma imagem com sombra. A figura 9.15 mostra uma imagem sombreada familiar que pode ser projetada em uma parede se a luz for incidida corretamente sobre a mão. A nitidez da imagem sombreada na parede é resultado de uma série de fatores geométricos. Por exemplo, quanto mais perto da parede estiver a mão, mais nítida a sombra. Da mesma forma, quanto mais longe estiver a luz da mão, mais nítida a sombra.



Fig. 9.15 Uma imagem de sombra é semelhante a uma radiografia.

Essas condições também se aplicam na produção de radiografias de alta qualidade. Existem três fatores geométricos principais que afetam a qualidade da radiografia – dois são similares para a geometria da imagem com sombra e um é específico para o tubo de raios - X. Os três principais fatores geométricos são:

1. Magnificação;
2. Distorção;
3. Desfocalização.



Magnificação

Todas as imagens na radiografia são maiores que o objeto que elas representam, este fenômeno é chamado de magnificação. Para a maioria dos exames clínicos a magnificação deve ser mantida a menor possível. Em algumas situações, no entanto, a magnificação é desejada e é cuidadosamente planejada durante a realização do exame. Esta radiografia é então chamada de radiografia magnificada.

Quantitativamente, a magnificação é medida e expressa pelo fator de magnificação (FM), que é assim definido:

Fator de Magnificação

$$MF = \frac{\text{Tamanho da imagem}}{\text{Tamanho do objeto}}$$

O FM depende da distância da fonte para a imagem ou DFI. Para a maioria das radiografias obtidas a uma distância de 100 cm, o FM será de aproximadamente 1.1. Para radiografias obtidas a 180 centímetros de DFI, o FM será de aproximadamente 1.05.

RESOLVA A QUESTÃO

Se um coração mede 12,5 centímetros de um lado a outro em seu maior diâmetro, e sua imagem numa radiografia de tórax mede 14,7 cm, qual é o FM?

Nos exames radiográficos normais, não é possível determinar o tamanho do objeto. O tamanho da imagem deve ser medido diretamente da radiografia. Em tais situações o FM pode ser determinado pela razão da DFI para a distância do objeto à fonte (DOF):

Fator de Magnificação

$$FM = \frac{DFI}{DOF}$$

A figura 9.16 mostra que este método de cálculo do fator de magnificação resulta da relação geométrica básica de semelhança de triângulos. Se dois triângulos retângulos têm sua hipotenusa em comum, a razão entre a altura e a base de cada um será a mesma. Esta é a situação geralmente encontrada na radiografia. A DFI é conhecida e pode ser medida diretamente. A DOF pode ser estimada com certa precisão pelo técnico que possui boa base de anatomia humana. O tamanho da imagem pode ser medido precisamente, portanto o tamanho do objeto pode ser calculado com se segue:

Fator de Magnificação

$$FM = \frac{\text{Tamanho da Imagem}}{\text{Tamanho do objeto}} = \frac{DFI}{DOF}$$

Fator de Magnificação

$$\text{Tamanho do Objeto} = (\text{Tamanho da Imagem}) \times \frac{DOF}{DFI}$$

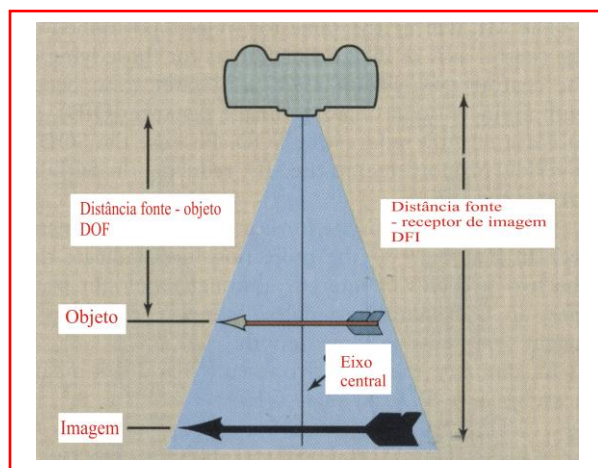


Fig. 9.19 A magnificação pode ser mensurada pela razão entre o tamanho da imagem e o tamanho do objeto ou entre a DFI e DOF.

RESOLVA A QUESTÃO

Um cálculo renal (uma pedra no rim) mede 1,2 cm na radiografia. A DFI é 100 cm e a DOF é estimada a 92 centímetros. Qual é o tamanho do cálculo?



RESOLVA A QUESTÃO

Um filme lateral da coluna lombar obtido a 100 cm de DFI e 75 cm de DOF resulta em uma imagem de um corpo vertebral com dimensões máximas de 6,4 cm e 4,2 cm. Qual é o tamanho do objeto?

O FM será o mesmo para objetos posicionados fora do eixo central da grade ou do filme dos objetos posicionados no eixo (figura 9.17). A magnificação ocorre com um aumento da distância do objeto à imagem. Um aumento na DOF reduz a DOI. Devido a DOI ser inversamente proporcional à DOF, reduzir a DOI aumenta o FM.

É apropriado usar o FM em se tratando de objetos fora do eixo. Na figura seguinte, as linhas de projeção indicam que os dois triângulos de interesse, ainda que não sejam triângulos retângulos, são triângulos idênticos; assim, a razão entre altura e base é a mesma para os dois.

Resumindo, existem dois fatores que afetam a magnificação: grande DFI e pequeno DOI.

Lembrete: Para diminuir a magnificação utilize:

1. Grande DFI – Use a maior distância possível para o receptor de imagem.
2. Pequeno DOI – Coloque o paciente o mais próximo do receptor de imagem.

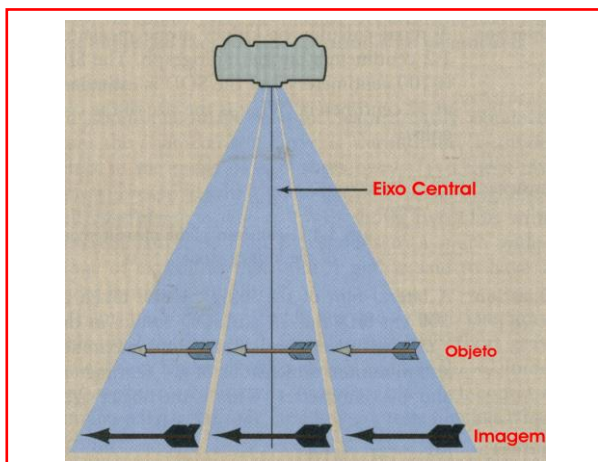


Fig. 9.17 A magnificação de um objeto posicionado fora do eixo central do feixe é a mesma para um objeto no eixo central se os objetos estiverem no mesmo plano.

O DFI é uma distância padrão na maioria dos departamentos de radiologia: 180 cm para radiografia do tórax e 100 cm para exames de rotina. A figura 9.18 mostra o valor do FM para essas três DFI e para DOF variando de 0 a 75 cm. Esses são três exames clínicos comuns que rotineiramente diminuem a magnificação. A maioria das radiografias de tórax é obtida a 180 cm de DFI pela projeção pósterio-anterior. Esta projeção resulta em uma distância do receptor à imagem menor que a projeção antero-posterior. A magnificação do coração é reduzida devido à grande DFI e a pequena DOI.

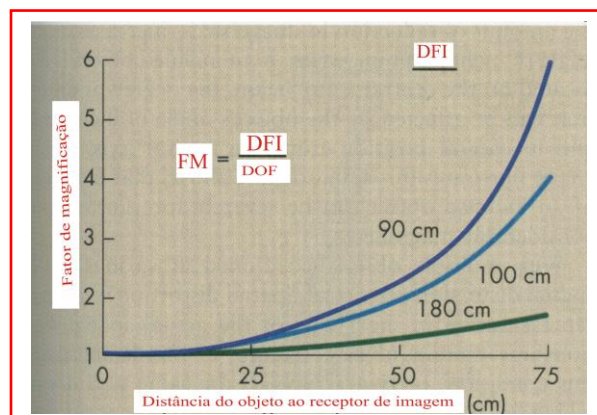


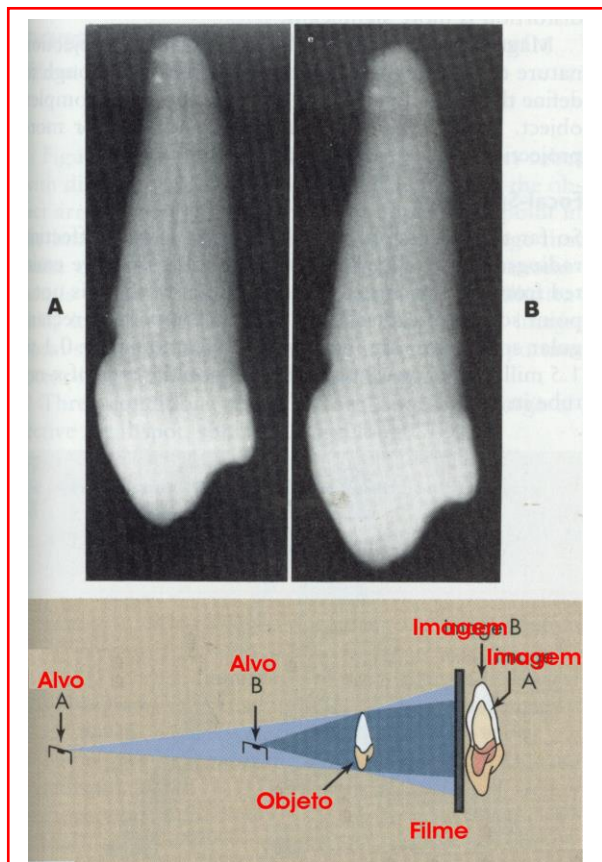
Fig. 9.18 Gráfico mostrando o valor do fator de magnificação em 90, 100 e 180 cm da DFI para vários tamanhos de DOI.

Vários dentistas preferem realizar exposições periapicais e bite-wing a 40 cm de DFI do que a 20 cm de DFI, o que prevaleceu por vários anos. Usar os 40 cm de DFI, conhecida como radiografia dental com técnica de cone grande, tem muitas vantagens sobre a técnica com cone pequeno. Uma das vantagens é a menor magnificação. A figura 9.19 mostra radiografias periapicais do bicúspide obtidas a 20 e a 40 cm de DFI. A diferença na magnificação ainda que a DOI seja pequena em ambas.

Os mamógrafos são projetados para 50 a 70 cm de DFI. Esta é uma DFI relativamente pequena, mas é necessária considerando-se o pequeno kVp e a baixa intensidade de radiação das unidades de mamografia.



Tais unidades têm um dispositivo para comprimir a mama o que reduz a magnificação por DOI e expande o tecido mamário.



9.19 Radiografias periapicais de um bicúspide. A 40 cm de DFI, B 20 cm de DFI. A técnica de cone grande resulta em notada menor magnificação.

Distorção

A discussão anterior a respeito da magnificação considerou que a região anatômica estivesse perpendicular ao feixe central de raios-X em uma distância fixa do objeto à imagem. Se qualquer uma dessas condições mudar, a magnificação não será a mesma para o objeto todo. Uma magnificação diferente nas várias partes de uma região é chamada distorção. A distorção de uma região anatômica pode gerar um diagnóstico impreciso. Duas condições contribuem para distorção da imagem: a espessura da região e a posição da mesma.

Lembrete: A distorção é causada por:

1. Espessura do objeto;
2. Posição do objeto.

Espessura do objeto

Os objetos espessos são distorcidos e os finos não são. Em um objeto grosso a DOI muda ao redor dele. Considere-se, por exemplo, duas estruturas retangulares de diferentes espessuras (figura 9.20). Devido a mudança na DOI ao redor da estrutura mais grossa, sua imagem aparecerá mais distorcida que a imagem da estrutura mais fina.

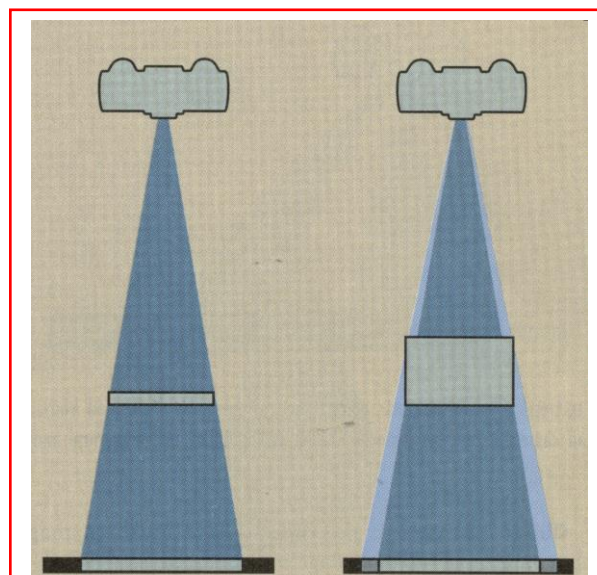


Fig. 9.20 Objetos mais grossos resultam em magnificação desigual e, portanto, apresentam mais distorção que objetos finos.

Considere as imagens produzidas por um disco e uma esfera com o mesmo diâmetro (figura 9.21). Quando posicionadas no eixo central, as imagens dos dois objetos aparecerão como círculos. A imagem da esfera parecerá menos distinta devido a sua espessura variável. Quando esses objetos são posicionados lateralmente ao eixo central do disco ainda se apresenta como uma imagem circular.



A esfera aparece não só menos distinta como também elíptica devido à sua espessura.

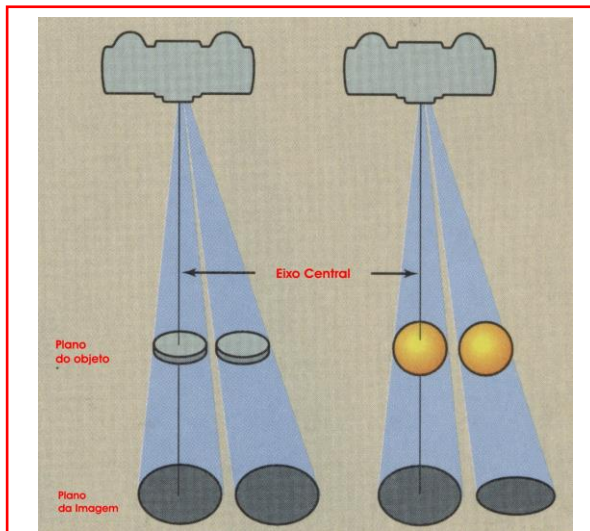


Fig. 9.21 A espessura dos objetos influencia na distorção. Radiografias de um disco e de uma esfera aparecerão como círculos se o objeto estiver no eixo central. Se estiverem lateralmente a ele, o disco aparecerá como um círculo e a esfera como uma elipse.

Esta distorção que resulta de uma maior espessura do objeto é mostrada mais dramaticamente na figura 9.22 pela imagem de um objeto irregular. Objetos irregulares, tais como os mostrados na figura 9.22 apresentam distorção significativa. Várias áreas do corpo humano podem ser exemplos perfeitos de distorção de objetos irregulares.

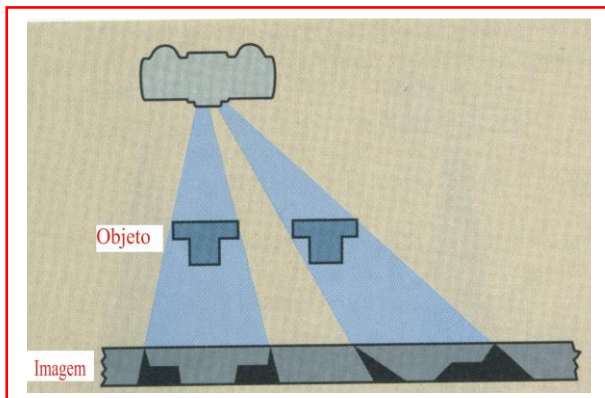


Fig. 9.22 Objetos irregulares como esses, ou como o corpo humano, podem causar distorção considerável quando radiografados fora do eixo central.

Posição do Objeto

Se os planos do objeto e da imagem são paralelos, a imagem não terá distorções, mas se o plano do objeto e o da imagem não estiverem paralelos, ocorrerá distorção. Toda radiografia pode conter distorções se o paciente não estiver posicionado apropriadamente.

A figura 9.23 é um exemplo de uma distorção grosseira e mostra que a imagem de um objeto inclinado pode ser menor que o objeto propriamente dito. Em tais condições a imagem é miniaturizada na porção anterior. A quantidade de miniaturização anterior – a quantidade de redução no tamanho da imagem – aumenta com o aumento do ângulo de inclinação.

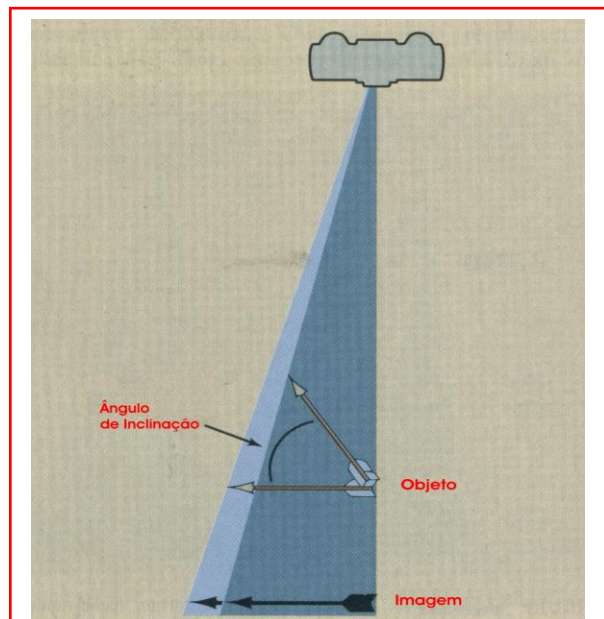


Fig. 9.23 A inclinação de um objeto resulta em uma imagem miniaturizada na sua porção anterior.

Se um objeto inclinado não estiver no eixo central do feixe, o nível de distorção será afetado pelo ângulo de inclinação do objeto e sua posição lateral a partir do eixo central. A figura 9.24 ilustra esta situação e mostra que a imagem de um objeto inclinado pode ser severamente miniaturizada à frente ou consideravelmente magnificada.



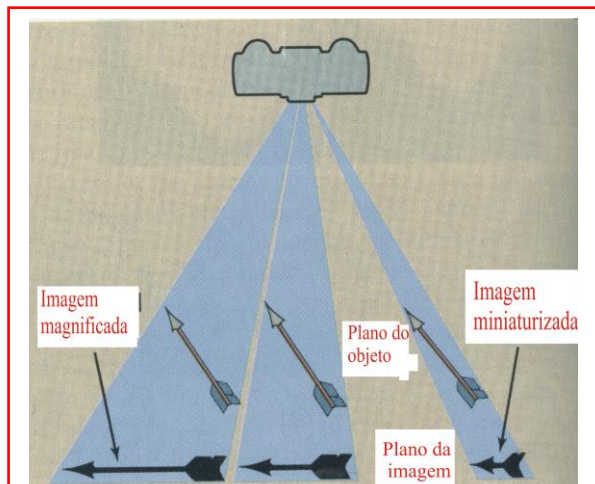


Fig. 9.24 Um objeto inclinado posicionado lateralmente ao eixo central é severamente distorcido por magnificação ou miniaturização anterior.

Com vários objetos posicionados a várias DOI, pode ocorrer distorção espacial. A distorção espacial é a má representação na imagem das relações atuais de espaço entre os objetos. A figura 9.25 mostra esta condição para duas flechas de mesmo tamanho, sendo que uma está mais acima que a outra. Devido ao posicionamento das flechas, somente uma das imagens deve ser vista, que é a representação da sobreposição das flechas.

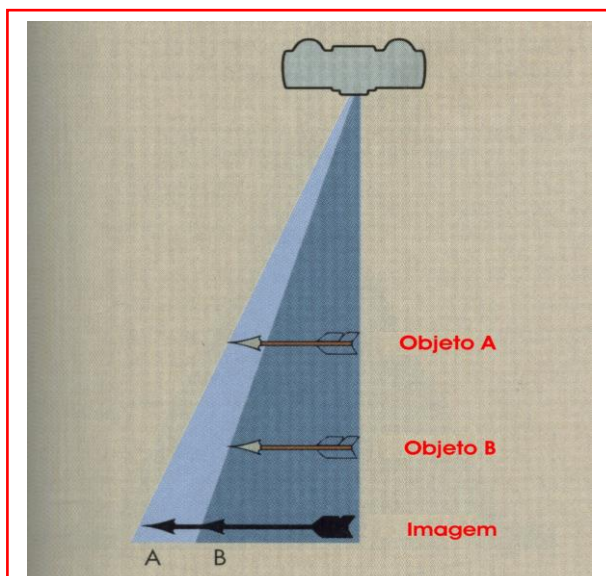


Fig. 9.25 Quando objetos do mesmo tamanho são posicionados em distâncias diferentes do filme, ocorre distorção espacial.

No entanto, a magnificação desigual dos dois objetos faz com que a flecha A pareça maior que a flecha B e que pareça estar posicionada mais lateralmente. Esta distorção é mínima para objetos posicionados no eixo central. Com a mudança da posição dos objetos para a lateral, a distorção espacial fica mais pronunciada.

A magnificação e a distorção ilustram a natureza das imagens dos raios-X; uma única imagem não é suficiente para definir as configurações tridimensionais de um objeto complexo. A maioria dos exames radiográficos inclui uma ou mais projeções da mesma parte.

Desfocalização

Até este ponto a discussão sobre os fatores geométricos que afetam a qualidade radiográfica considerou que os raios-X são emitidos de um alvo pontual. Na prática atual não existe uma fonte pontual, mas sim uma fonte quadrada ou retangular que varia em tamanho de aproximadamente 0,1 a 1,5 milímetros de lado, dependendo do tipo de tubo de raios-X usado.

A figura 9.26 ilustra o resultado do uso de um tubo de raios-X com diferentes pontos focais efetivos. O ponto da seta do objeto na figura não aparecerá como um ponto no plano da imagem porque os raios-X usados para transformá-la em imagem foram originados ao longo do alvo. Este fenômeno é conhecido como desfocalização. Como mostrado na figura, ela é maior no lado do cátodo da imagem. A desfocalização é indesejada e é o fator mais importante na determinação de resolução espacial.

Três condições resultam em desfocalização: ponto-focal efetivo grande, DFI pequena, e DOI grande.

Lembrete: A desfocalização é causada por:

1. Ponto-focal efetivo grande;
2. DFI pequena;
3. DOI grande.



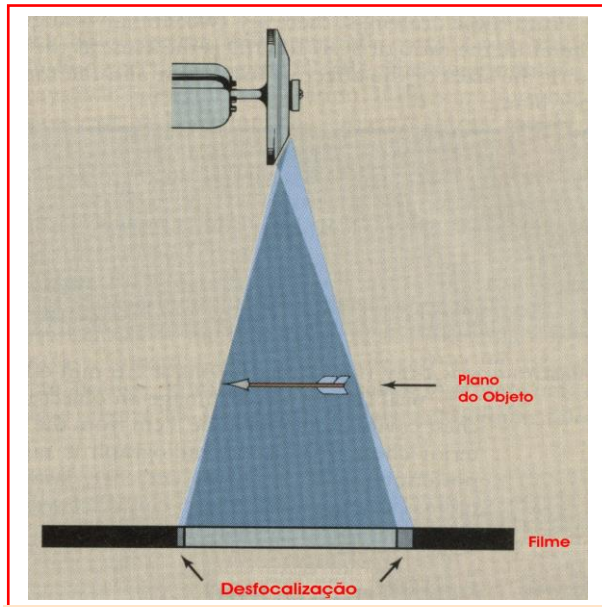
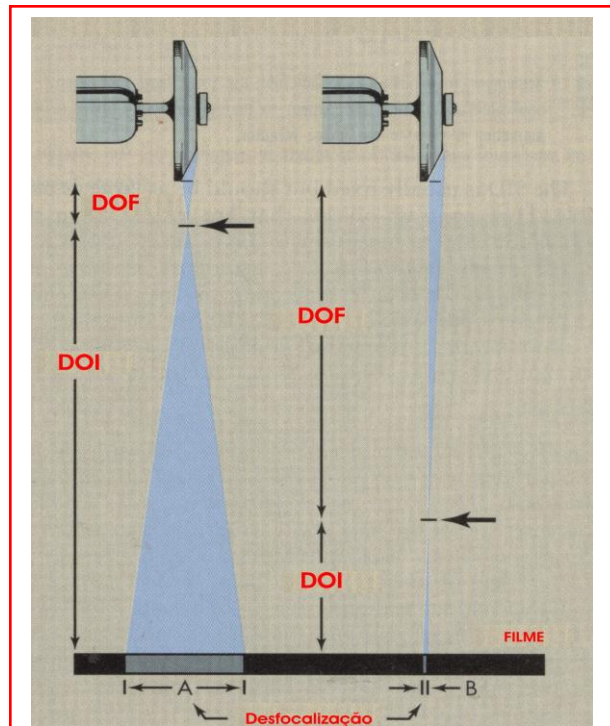


Fig. 9.26 A desfocalização da imagem é causada pelo tamanho medido do ponto-focal.



9.27 A desfocalização da imagem é causada pelo tamanho medido do ponto-focal.

As relações geométricas que regem a magnificação também influenciam na desfocalização. Com a alteração da geometria do objeto, da imagem e da fonte a fim de produzir maior magnificação, produz-se também uma desfocalização maior.

A região de desfocalização pode ser calculada utilizando a fórmula de semelhança de triângulos. Se a ponta de uma flecha estiver posicionada perto do alvo do tubo de raios-X, o tamanho da desfocalização será maior que a do ponto-focal efetivo (figura 9.27–A). Geralmente o objeto está muito mais perto do filme e, portanto, a desfocalização é muito menor que no ponto focal efetivo (figura 9.27 – B).

A partir desses desenhos, observam-se dois triângulos idênticos. Assim, a razão entre a DOF e a DOI é a mesma assim como a razão entre os tamanhos do ponto focal efetivo e da desfocalização.

$$\frac{\text{DOF}}{\text{DOI}} = \frac{\text{Ponto Focal Efetivo}}{\text{Desfocalização}}$$

Assim, a desfocalização pode ser computada como se segue:

$$\text{Desfocalização} = \frac{(\text{Ponto focal efetivo}) \text{ DOI}}{\text{DOF}}$$

RESOLVA A QUESTÃO

Um alvo para raios-X que possui 1,6 mm de ponto focal efetivo é utilizado para obter a imagem de um órgão na caixa torácica que está situado a 8 cm da parede anterior do tórax. Se a radiografia for obtida em posição pósterio-anterior a 180 cm de DFI, com separação do filme para mesa de 5 cm, qual será o tamanho da desfocalização?

Lembrete: Para minimizar a desfocalização, use ponto focal reduzido quando possível e posicione o paciente para que a região anatômica de interesse fique próxima ao receptor de imagem.





A DFI geralmente é fixa, mas deve ser a maior possível. Objetos com alto contraste e que são menores que a desfocalização não podem ser visualizados normalmente.

Os termos penumbra e falta de nitidez geométrica foram utilizados no passado para descrever a desfocalização. Esses termos foram emprestados das disciplinas científicas de astronomia e matemática e foram substituídas na área de radiologia para desfocalização.

Efeito Anodo (Heel Effect)

O efeito de proximidade é descrito como a variação na intensidade ao redor do campo de raios-X causada pela atenuação de raios-X na parte mais elevada do ânodo. Outra característica deste efeito não está ligada à intensidade de raios-X, mas afeta a desfocalização.

O tamanho do ponto focal efetivo não é constante ao redor da radiografia. Um tubo que possui: Ponto focal milimétrico tem um ponto focal ainda menor no lado do ânodo e maior do lado do cátodo (figura 9.28). Esta variação no tamanho do ponto focal resulta na variação da desfocalização.

A desfocalização é menor do lado do ânodo e maior do lado do cátodo. Consequentemente, as imagens em direção ao lado do cátodo de uma radiografia terão grande desfocalização e resolução espacial mais pobre quando comparadas com as imagens em direção ao lado do ânodo. Esta situação é importante clinicamente quando o tubo de raios-X com ângulos de alvo pequenos são usados em DFI curtas.

A tabela 9.2, lista os exames radiográficos que devem levar em conta este efeito.

Tabela 9.2 Exames que podem ter vantagem com o Efeito

Exame	Lado do Cátodo (-)	Lado do Ânodo(+)
Tórax em PA	Abdômen	Pescoço
Abdômen	Abdômen	Pelve
Fêmur	Quadril	Joelho
Úmero	Ombro	Cotovelo
Coluna torácica em AP	Abdômen	Pescoço
Coluna lombar em AP	Abdômen	Pelve

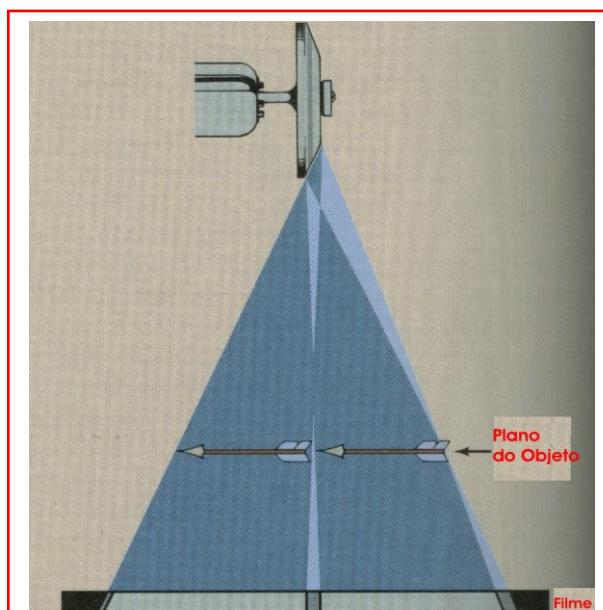


Fig. 9.28 Tamanho do ponto focal efetivo é maior do lado do cátodo, assim, a desfocalização é maior deste mesmo lado.

4 – Fatores do Paciente

O terceiro grupo de fatores que afetam a qualidade radiográfica diz respeito ao paciente. Esses fatores não estão associados ao posicionamento do paciente, mas com o tamanho do paciente, a forma, e a composição tecidual.

Contraste do Paciente

O contraste de uma radiografia vista em um negatoscópio é chamado contraste radiográfico. Como dito anteriormente, o





contraste radiográfico é a função do contraste do filme e do contraste do paciente. Na verdade, o contraste radiográfico é simplesmente o produto do contraste do filme e do contraste do paciente.

Contraste Radiográfico

Contraste radiográfico =
 (Contraste do filme X Contraste do Paciente)

RESOLVA A QUESTÃO

Um filme que possui contraste de 3,1 é utilizado na radiografia de um osso longo que tem contraste de 4,5. Qual é o contraste radiográfico?

Na prática, no entanto, o contraste do paciente é difícil de ser determinado quantitativamente. O contraste do paciente pode ser determinado baseado em fatores listados no quadro abaixo.

Fatores que afetam o Contraste do Paciente

Largura do paciente
 Densidade tecidual de massa
 Número atômico
 Forma da região anatômica
 Kilovoltagem

Largura do paciente

Para uma dada composição, um corpo espesso atenuará mais raios-X que um corpo fino (figura 9.29). O mesmo número de raios-X incide nas duas seções. Se o mesmo número de raios-X atravessar cada seção, o contraste do paciente será 1. Sabendo-se que mais raios-X são transmitidos na seção mais fina, o contraste do paciente será maior que 1. O nível do contraste do paciente é diretamente proporcional ao número de raios-X que atravessam as seções do corpo.

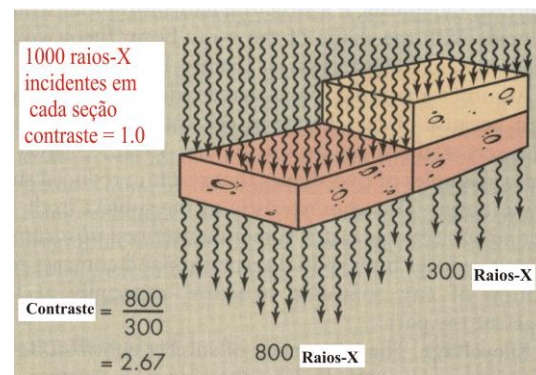


Fig. 9.29 Variação na espessura da seção do corpo contribui para o contraste do paciente.

Densidade Tecidual de Massa

As seções do corpo podem ter espessura igual, mas têm densidade de massa diferente. A densidade tecidual de massa é um fator importante que afeta o contraste do paciente. Considere, por exemplo, a radiografia de fatias de laranja, kiwi, um pedaço de aipo, e um pedaço grosso de cenoura (figura 9.30). Esses materiais têm composição química e espessuras semelhantes. Mas, devido a uma diferença em suas densidades, eles serão visualizados de maneiras diferentes.

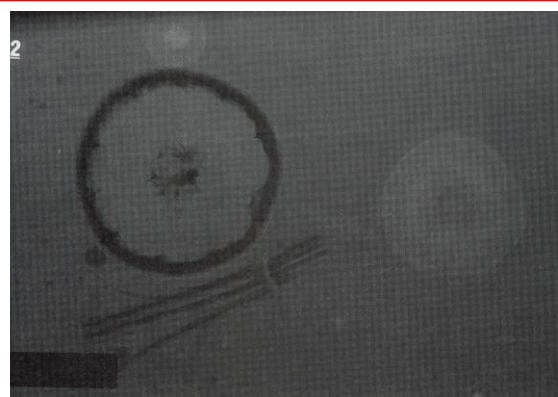


Fig. 9.30 Radiografia de uma laranja, um kiwi, um pedaço de aipo, e um pedaço grosso de cenoura mostra o efeito das diferenças sutis na densidade de massa.

O efeito da densidade de massa no contraste do paciente é demonstrado na figura 9.31.



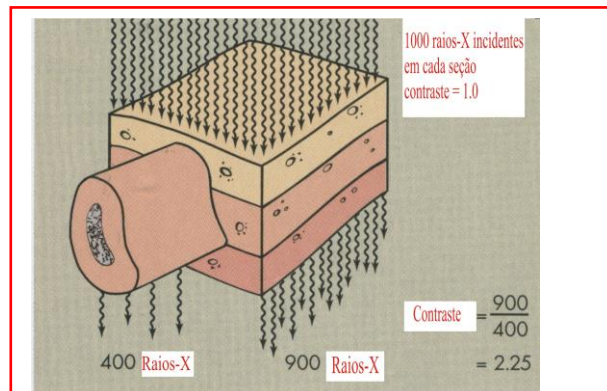


Fig. 9.31 A variação na densidade de massa tecidual contribui para o contraste do paciente.

Número Atômico

Outro fator importante que afeta o contraste do paciente é o número atômico do tecido que está sendo radiografado. As interações Compton são independentes do número atômico do tecido que está sendo radiografado, mas as interações fotoelétricas variam com o cubo do número atômico. Na faixa de energia dos raios-X diagnósticos o efeito fotoelétrico varia muito devido à produção de kVp. Com raios-X de alta energia, ocorre menos interação, assim, mais raios-X são transmitidos sem interação.

Forma da Região Anatômica

A forma das estruturas anatômicas influi na qualidade radiográfica não só em sua geometria, mas também em suas contribuições no contraste do paciente. Obviamente, se a estrutura em questão possuir uma forma que coincidissem com a forma do feixe de raios-X o contraste do objeto seria máximo. (Figura 9.32– A)

Todas as outras formas anatômicas têm contraste reduzido devido às variações na espessura que elas apresentam através do feixe de raios-X. A figura 9.32 B e C, mostra exemplos de duas formas que resultam redução no contraste do paciente. Esta característica própria ao paciente e que seu contraste é algumas vezes denominado de desfocalização por absorção. Ela reduz tanto a resolução espacial quanto a resolução do contraste de

qualquer estrutura anatômica, especialmente nas bordas da região.

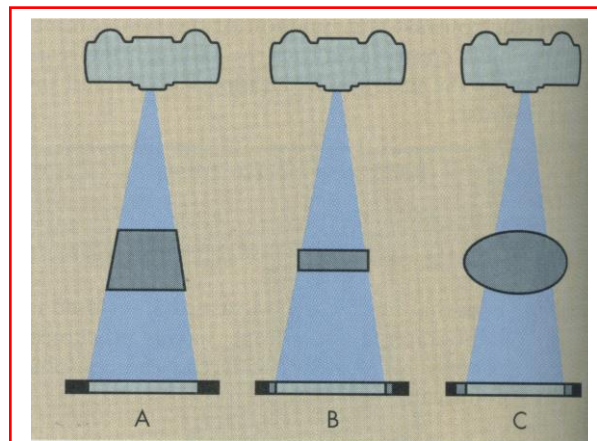


Fig. 9.32 A forma da estrutura em estudo contribui para a desfocalização por absorção.

Kilovoltagem

A magnitude do contraste do objeto, no entanto, é em grande parte controlada pelo kVp utilizado. De fato, o kVp é provavelmente a influência mais importante no contraste do paciente, e o técnico pode aprender a conseguir otimizar o contraste do paciente com mudanças no kVp.

A figura seguinte mostra uma série de radiografias uma cunha escalonada de alumínio obtida com kVps variando de 40 a 100. Baixo kVp resulta em alto contraste do objeto, chamado de contraste de escala curta, pois a imagem aparecerá em preto e branco com poucas sombras de cinza. Por outro lado, um kVp alto resulta em baixo contraste do objeto, ou contraste de larga escala, pois a imagem a parecerá com várias projeções de cinza.

Seria fácil chegar à conclusão de que técnicas de baixo kVp são sempre preferíveis que técnicas de alto kVp. Observa-se, pois, duas desvantagens da técnica de baixo kVp. Com diminuição do kVp em qualquer exame radiográfico, o feixe de raios-X se torna menos penetrante e assim irá precisar de um mAs alto



para produzir uma densidade óptica aceitável. Isso resulta em maior dose para o paciente.

Lembrete:

Uma técnica radiográfica que produz baixo contraste do paciente (kVp alto) permite latitude larga nos fatores de exposição.

O contraste do paciente pode ser bastante aumentado com o uso de meio de contraste. O alto número atômico do iodo ($Z=53$) e do bário ($z=56$) resultam em contraste do paciente bastante alto. Um meio de contraste é efetivo porque eles acentuam o contraste do paciente através de absorção fotoelétrica aumentada.

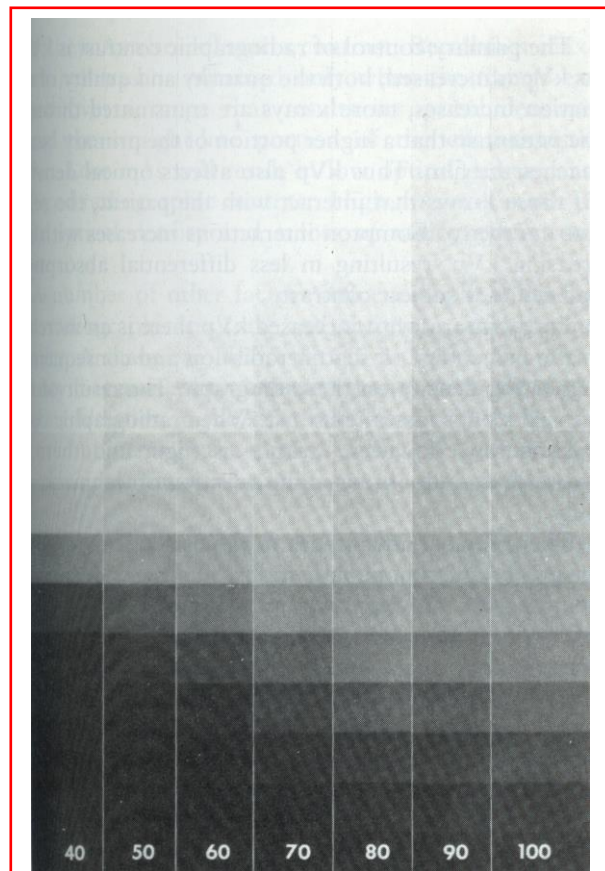


Fig. 9.33 As radiografias de uma cunha escalonada de alumínio demonstrando a mudança no contraste com vários kVps.

Falta de Nitidez por Movimentação

O movimento tanto do paciente quanto do tubo de raios-X durante a exposição resulta em um borramento da imagem radiográfica. Essa perda da qualidade da imagem radiográfica é, chamada de falta de nitidez por movimentação, pode resultar em radiografias repetidas.

Normalmente, a movimentação do tubo de raios-X não é problema. Na tomografia o tubo de raios - X é deliberadamente movido durante a exposição para borrar as imagens das estruturas de cada lado do plano de interesse.

A movimentação do paciente é normalmente a causa de borramento. Isto pode ser reduzido pela informação dada ao paciente pelo técnico: “respire fundo e prenda a respiração. Não se mova.” O fator mais importante em reduzir o movimento voluntário é a cooperação do paciente.

Falta de nitidez por movimentação é afetada principalmente por quatro fatores. Observando-se as instruções do quadro abaixo, o técnico pode reduzir a falta de nitidez por movimentação. Note que os dois últimos itens da lista estão relacionados também com a desfocalização. Com o uso de energia ondulatória baixa e receptores de imagem de alta velocidade, o movimento foi eliminado como um problema clínico.

Procedimentos para reduzir a Falta de Nitidez por Movimentação

- Use o menor tempo de exposição possível.
- Minimize a movimentação do paciente instruindo-o adequadamente ou utilizado dispositivos de imobilização.
- Use uma DFI grande.
- Use uma DOI pequena.



5 – Ferramentas para Melhorar a Qualidade Radiográfica

O técnico possui ferramentas disponíveis para produzir radiografias de alta qualidade. Preparação adequada do paciente, escolha correta dos dispositivos de imagem, e escolha apropriada da técnica radiográfica são complexas, e são conceitos relacionados. Para qualquer exame radiográfico, a interpretação apropriada e a aplicação desses conceitos devem ser feita. Uma pequena mudança em qualquer um pode necessitar de uma mudança compensatória em outro.

Posicionamento do Paciente

O posicionamento adequado do paciente requer que ele esteja o mais próximo possível do receptor de imagens, e que seja um posicionamento prático, e que a estrutura de interesse fique no plano paralelo ao plano do receptor de imagem. O eixo central do feixe de raios-X deve ser dirigido ao centro da estrutura anatômica. E finalmente o paciente deve ser instruído para prender a respiração a fim de evitar a falta de nitidez por movimentação.

Para estar apto a posicionar os pacientes corretamente, o técnico deve possuir um bom conhecimento de anatomia humana. Se várias estruturas estão sendo radiografadas e devem ser radiografadas com magnificação uniforme, as estruturas devem ficar à mesma distância do filme. As várias técnicas descritas pelos livros de técnicas de posicionamento são feitas visando mínima distorção da imagem e máxima resolução da imagem.

Receptores de Imagem

Normalmente um tipo padrão de combinação de tela e filme é utilizado nos departamentos de radiologia para cada exame. Geralmente para radiografia de extremidades e tecidos moles são utilizadas combinações de filme e tela de bastante detalhes. Para as outras radiografias sistemas mais rápidos de filme e tela são utilizados. Os novos filmes para raios - X

estruturados em grãos produzem uma excelente imagem com baixa dose para o paciente quando utilizado com telas intensificadoras de alta resolução.

Os seguintes princípios gerais que dizem respeito a esses dispositivos de imagem devem ser considerados na seleção da combinação apropriada para cada exame em particular:

1. O uso de telas intensificadores de terras - raras diminui a dose no paciente em até 20 vezes quando comparada com exposição direta ao filme.
2. Com o aumento da velocidade do receptor de imagem a resolução espacial diminui e a perturbação radiográfica aumenta, resultando em qualidade reduzida da radiografia.
3. Exposição direta dos raios-X sempre resulta em menor contraste que com combinações de tela e filme mas raramente é utilizada em departamentos modernos, exceto para estudos de patologias de artrite.
4. Procedimentos de baixo contraste permitem uma maior margem de erro na produção de uma radiografia aceitável.

Seleção de Fatores Técnicos

Antes de cada exame o técnico exercita o julgamento de fatores técnicos da radiografia como o kVp, o mA, e o tempo de exposição. As considerações que determinam o valor de cada um desses fatores são complexas e estão relacionadas. Poucas generalizações são possíveis. No entanto, uma generalização que pode ser feita para todas as exposições radiográficas é que o tempo de exposição deve ser o menor possível. A qualidade da imagem é otimizada com tempos curtos de exposição. Uma das razões que explica porque os geradores de três fases e de alta frequência são melhores que os geradores de fase única é que com aqueles é possível gerar tempos de exposição menores.



Lembrete:

Mantenha o tempo de exposição o mais curto possível.

Considerando que o tempo deve ser mantido mínimo, a escolha do kVp e do mA, com resultante, mAs deve ser observada.

O kVp influencia principalmente a qualidade do feixe de raios-X, mas também tem efeito na quantidade de raios-X. Com o aumento do kVp o poder de penetração do feixe de raios -X e o número total de raios-X emitidos de qualquer energia também aumenta. O mAs afeta somente a quantidade de radiação. Com o aumento do mAs há um aumento proporcional na quantidade de radiação.

O técnico deve se esforçar para obter o contraste radiográfico mais apropriado e a melhor densidade óptica expondo o paciente com a quantidade e a qualidade apropriada de radiação.

O controle primário do contraste radiográfico é o kVp. Com o aumento do kVp tanto a quantidade como a qualidade de radiação aumenta; mais raios-X são transmitidos através do paciente, para que assim uma grande porção do feixe primário alcance o filme. Então, o kVp também afeta a densidade óptica. Com aqueles raios-X que interagem com o paciente, o número relativo de interações Compton aumenta com o aumento do kVp, o que resulta em menos absorção diferencial e contraste do paciente reduzido.

Além do mais, com o kVp aumentado há um aumento na percentagem de radiação espalhada e conseqüentemente maior densidade fog na radiografia. O resultado do aumento do kVp é a perda de contraste. Quando o contraste da radiografia é baixo, no entanto, a latitude é grande e existe maior margem de erro na seleção de fatores técnicos.

As principais vantagens no uso de alto kVp são a grande redução na dose do paciente e a larga latitude de exposições permitidas na produção da radiografia diagnóstica. A figura 9.34 mostra uma série de radiografias do tórax que demonstram a latitude aumentada resultante da técnica de alto kVp. Os fatores técnicos estão indicados em cada radiografia. Para algumas extensões o uso de grade pode compensar a perda de contraste que acompanha a técnica de alto kVp.

Com o aumento do mAs, a quantidade da radiação aumenta, e portanto, o número de raios-X que chegam no receptor de imagens aumenta, o que resulta em maior densidade óptica e menor distorção radiográfica. O controle primário da densidade óptica é o mAs. De forma secundária o mAs também influencia o contraste. Relembre que o contraste máximo é obtido somente quando o filme é exposto a um nível que resulta em densidades ópticas ao longo da porção de linha reta da curva característica. Baixo mAs resultará em baixa densidade óptica e em contraste radiográfico reduzido. Alto mAs resultará em grande densidade óptica e na perda de contraste radiográfico.

Um número de outros fatores influenciam a densidade óptica e o contraste radiográfico, e assim, a qualidade radiográfica. Uma mudança no DFI resulta em mudança na densidade óptica devido à variação da intensidade de raios-X com a distância. Adicionar filtração à cabeça do tubo de raios - X reduzirá a intensidade, mas aumentará a qualidade. A tabela seguinte sumariza os fatores principais que influenciam a obtenção de uma radiografia.

O recurso mais importante de um técnico que está aprendendo os fatores técnicos é o controle de qualidade pessoal dentro de seu local de trabalho. Se isto não for possível, o fabricante do equipamento deve fornecer um quadro com as combinações precisas de técnicas para cada exame.



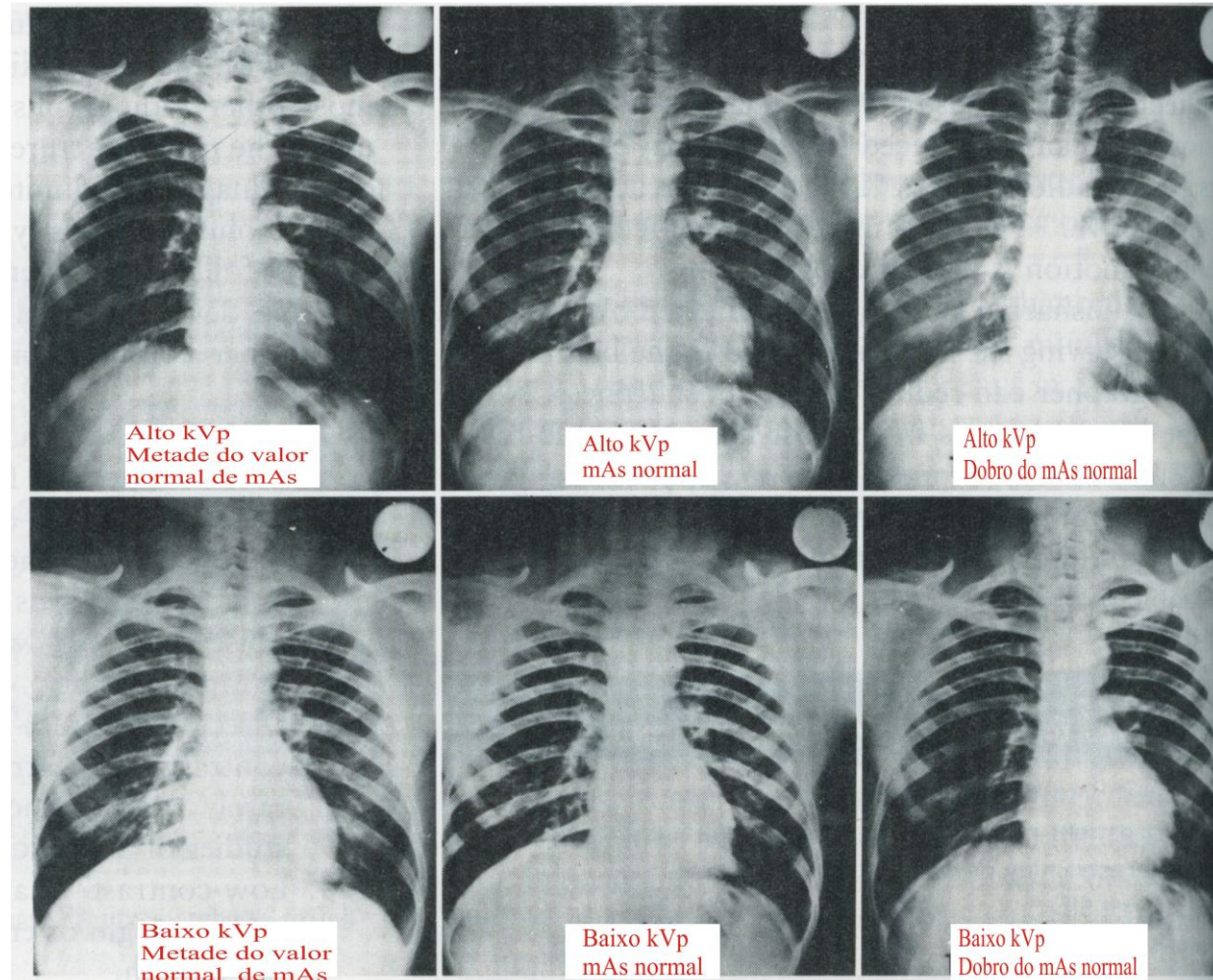


Fig. 9.34 Radiografia do tórax demonstrando duas vantagens de técnicas de kVp alto – maior latitude e margem para erro

Com os resultados de algumas técnicas testadas pelo fabricante e colocadas no computador, pode ser preparado um quadro impresso de técnicas. Este deve ser atualizado com dados de exames mais recentes, mas geralmente é bem preciso.




Tabela 9.34 Principais Fatores que Afetam a Obtenção de uma Radiografia*

	Dose do Paciente	Magnificação	Desfocalização	Borrimento por movimento	Borrimento por absorção	Densidade radiográfica	Contraste Radiográfico
Velocidade do filme	-	0	0	-	0	+	0
Velocidade da tela	-	0	0	-	0	+	0
Relação da grade	+	0	0	0	0	-	+
Tempo de processamento e temperatura	0	0	0	0	0	+	-
Largura do paciente	+	+	+	+	+	-	-
Tamanho de campo	+	0	0	0	0	+	-
Uso da média do contraste	0	0	0	0	0	-	+
Tamanho do ponto focal	0	0	+	0	0	0	0
DFI	-	-	-	-	-	-	0
DOI	0	+	+	+	0	0	0
Contato entre filme e tela	0	0	-	0	0	0	+
mAs	+	0	0	0	0	+	-
Tempo	+	0	0	+	0	+	-
kVp	+	0	0	0	0	+	-
Forma da onda de voltagem	+	0	0	0	0	+	-
Filtração total	-	0	0	0	0	-	-

* Com o aumento dos fatores na coluna esquerda enquanto os outros permanecem fixos, as condições de referência são afetadas como demonstrado: +, aumento; -, diminuição; 0 nenhuma mudança.





EXERCÍCIO DE APRENDIZAGEM

- 1- A exatidão da representação da estrutura anatômica na radiografia é _____.
- 2- _____ é a habilidade de detectar visualmente objetos separados em uma radiografia.
- 3- A resolução do contraste é a diferença de contrastes entre _____.
- 4- A distorção radiográfica é indesejável _____ na _____ em uma imagem radiográfica.
- 5- Descreva o salpicado quântico.
- 6- Junte
Baixo ruído, Receptores de imagem
alta resolução; rápidos;
Alto ruído, Receptores de imagem
baixa resolução; lentos;
- 7- O controle de qualidade nos departamentos de radiologia se refere a _____ e a _____.
- 8- Liste os equipamentos usados em sensitometria e densitometria.
- 9- Qual a importância do controle de qualidade do processador em um departamento de radiologia?
- 10- Com a ajuda do representante do fabricante construa uma curva característica a partir dos dados obtidos da sensitometria e da densitometria com a combinação de tela e filme em seu departamento de radiologia.
- 11- Utilizando a tabela de “Relação da Densidade Óptica do Filme Radiográfica Para a Luz Transmitida através do Filme” resolva o problema: A intensidade de luz emitida por um negatoscópio é de 1000. A intensidade de luz transmitida através do filme é 1. Qual é a densidade óptica do filme? Ele estará branco, cinza ou preto?
- 12- Com relação ao contraste, quando a curva característica mostra um declive íngreme então existe _____ contraste em um filme, quando a curva característica mostra um menor declive existe _____ contraste no filme.

- 13- Densidade de fog e de base de uma dada radiografia são 0,35. Nas densidades de 0,25 e 2 acima da densidade de base e de fog, a curva característica apresenta valores de exposição relativa fog de 1,3 e 2. Qual é o gradiente médio?
- 14 - Liste os fatores que afetam a radiografia final com relação ao processamento do filme.
- 15 - Os filmes de raios-X A e B requerem 15 mR (3,9 C/Kg) e 45 mR (12 c/Kg) para produzir uma densidade óptica de 1. Qual é a velocidade de cada um desses filmes?
- 16-Quais são os três fatores geométricos principais que afetam a qualidade radiográfica?
- 17- Para minimizar a magnificação de uma região anatômica, utiliza-se _____ e _____.
- 18- A distorção é causada por _____ e _____.
- 19-Liste e explique os cinco fatores que afetam o contraste do paciente.
- 20- Veja a tabela “principais Fatores que Afetam a Obtenção de uma Radiografia” para completar o exercício seguinte: justifique cada fator da coluna esquerda com relação aos cabeçalhos de coluna (dose no paciente até contraste radiográfico) e com relação aos efeitos na qualidade radiográfica.
- 21- Veja a Tabela 3 para completar os seguintes exercícios: Justifique cada fator na coluna da esquerda em relação a posição da coluna (Dose do paciente para contraste radiográfico) em relação aos efeitos sobre a qualidade radiográfica.





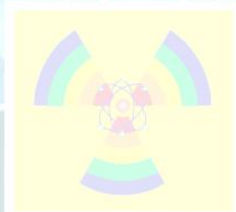
ASPR

ASSESSORIA E SERVIÇOS EM PROTEÇÃO RADIOLÓGICA E
CONTROLE DE QUALIDADE

Capítulo - 5



Exposição Radiográfica



ASPR

ASSESSORIA E SERVIÇOS EM PROTEÇÃO RADIOLÓGICA E
CONTROLE DE QUALIDADE

Assuntos

1. Fatores de exposição
2. Características do equipamento

Rua Paulo Portela, nº 90 - Bairro Castália - Cep: 45.603 - 194 - Itabuna/Bahia

Fone contato: (73) 99191 - 1119 ; E-mail: aspronline@hotmail.com



www.aspronline.wix.com/aspronline ;



www.facebook.com/asprcq



FATORES DE EXPOSIÇÃO

Os fatores de exposição são algumas ferramentas que os técnicos utilizam para gerar imagens de alta qualidade e de valor diagnóstico. A qualidade radiográfica e seus vários componentes foram discutidos no capítulo 3. Este capítulo introduz ao estudante de radiologia os fatores que estão sob controle do técnico. Os principais fatores de exposição são o kVp, o mA, o tempo de exposição, e a distância da fonte até o receptor de imagem (DFI).

1- Fatores de Exposição

Os *fatores de exposição* radiográficos são selecionados pelo técnico para a produção apropriada da exposição do filme. O *kilovolt pico (kVp)* e o *miliamper segundo (mAs)* são os fatores usados para controlar a *qualidade* e a *quantidade* de raios-X. O tamanho do ponto focal, a distância e a filtração, são fatores secundários que necessitam de considerações durante todos os exames radiográficos.

Kilovolt Pico

Os efeitos do kVp no feixe de raios-X foram descritos nos capítulos anteriores. Com o objetivo de entendermos o kVp como um fator técnico de exposição, lembrando-se que o kVp é o controle primário da qualidade do feixe e, portanto, se refere à sua *penetrabilidade*. Um feixe de raios-X com maior qualidade é aquele que possui maior energia com maior poder de penetração na região anatômica de interesse. Com o aumento do kVp mais raios-X são produzidos e estes têm maior penetrabilidade. Infelizmente, devido ao fato de eles serem de energia maior, eles produzem mais radiação espalhada também. O kVp muito aumentado determina o número de raios-X no feixe remanescente e, portanto, na densidade óptica resultante. Finalmente, e talvez o mais importante, o kVp controla a escala de contraste na radiografia final.

Miliamper

Principalmente o nível de mA escolhido para a exposição do paciente determina o número de raios-X produzidos e, portanto, a *quantidade de radiação*. Lembre-se que a unidade de corrente elétrica é o amper (A). Um 1A é igual a um Coulomb (C) de carga eletrostática passando a cada segundo em um condutor.

$$1 \text{ A} = 1 \text{ C/s} = 6.3 \times 10^{18} \text{ elétrons por segundo}$$

Assim, quando alguém seleciona 100-mA no console operacional, 6.3×10^{17} elétrons fluem através do tubo de raios-X a cada segundo.

RESOLVA A QUESTÃO

Qual é o fluxo de elétrons do cátodo para o ânodo quando é selecionado 500-mA no console operacional?

Quanto mais elétron flui do catodo para o anodo no tubo de raios-X, maior o número de raios-X produzidos. Esta relação é diretamente proporcional. Quando o nível de mA é mudado de 200-mA para 300-mA o número de elétrons indo em direção do anodo do tubo é aumenta em 50% e também a exposição do paciente. Uma mudança de 200 mA para 400 mA seria um aumento de 100% ou o dobro da corrente do tubo dos raios-X e para exposição de raios-X.

Lembrete:

Mudanças no mA mudam a quantidade de raios -X proporcionalmente.



RESOLVA A QUESTÃO

Com o mA de 200 a quantidade de raios-X é uma exposição de entrada na pele (EEP) ou dose no paciente de 752 mR. Qual será o EEP em 500 mA?

Uma mudança no mA não muda a energia cinética dos elétrons fluindo do cátodo para o ânodo. Somente muda o número de elétrons. Consequentemente a energia dos raios-X produzidos não é afetada, somente o número. Assim a qualidade dos raios rios-X permanece fixa mesmo com mudanças nos níveis de mA.

Geralmente, as unidades de raios-X são identificadas pela corrente máxima de tubo. As unidades radiográficas fabricadas pelos físicos de empresas privadas normalmente oferecem capacidade máxima de 600 mA. Os níveis variáveis de mA devem ser de 600 mA, 400 mA, 300 mA, 200 mA, 100 mA e 50 mA. Os equipamentos para procedimentos especiais de alta energia podem ter a capacidade de até 1200 mA. Os níveis disponíveis são os citados anteriormente além de 1200 mA, 1000 mA e 800 mA.

Tempo de Exposição

O tempo de exposição radiográfica geralmente é mantido o **mais baixo possível**. O propósito é de não só minimizar a exposição do paciente à radiação, mas como minimizar a falta de nitidez que pode ocorrer devido à movimentação do paciente.

Lembrete:

Exposições curtas reduzem a falta de nitidez por movimentação do paciente.

A exposição do paciente à radiação é necessária para produzir a radiografia diagnóstica. Portanto, quando o tempo de exposição é reduzido, o mA deve ser aumentado proporcionalmente para gerar a

intensidade de raios-X necessária. Em equipamentos mais antigos de raios-X, o tempo de exposição é expresso em unidades fracionais de segundo, enquanto a maioria dos equipamentos modernos indica o tempo de exposição em **milissegundos (ms)**. A tabela 10.1 mostra a relação das diferentes unidades de tempo.

Uma maneira fácil de identificar uma máquina de raios-X como de **fase única, trifásica** ou de **alta frequência** é observar o menor tempo de exposição possível. As unidades de fase única não conseguem produzir um **tempo menor que a metade de um ciclo** ou o **equivalente a 1/120 de um segundo** (8 milissegundos). Os geradores trifásicos e de alta frequência podem normalmente gerar um tempo de exposição tão curto como um milissegundos.

Tabela 10.1 Relações entre diferentes unidades de Tempo de Exposição

Fraciona	Segundos (s)	Milissegundos (ms)
1.0	1.0	1000
4/5	0.8	800
3/4	0.75	750
2/3	0.67	667
3/5	0.6	600
1/2	0.5	500
2/5	0.4	400
1/3	0.33	333
1/4	0.25	250
1/5	0.2	200
1/10	0.1	100
1/20	0.05	50
1/60	0.017	17
1/20	0.008	8

O técnico seleciona o tempo de exposição. Ele deve ser sempre selecionado levando em consideração o nível de mA. O mAs é o produto do tempo de exposição e da corrente do tubo.



mAs

$$\text{mA} \times \text{tempo} = \text{mAs}$$

Miliamper Segundo

O miliamper e o tempo (segundos) são geralmente combinados e utilizados como um fator – *mAs* – na seleção da técnica radiológica. Na verdade, vários consoles podem não permitir a seleção em separado de mA e tempo de exposição. Isso não influencia a qualidade da radiação. O mAs é o fator chave no controle da densidade óptica da radiografia.

RESOLVA A QUESTÃO

Uma técnica radiográfica utiliza 600 mA em 200 milissegundos. Qual é o mAs?

O mA e o tempo são diretamente proporcionais. Um aumento no mA requer um decréscimo correspondente no tempo. O tempo e o mA podem ser usados para compensar um ou outro. Isto é descrito como se segue:

mA e Tempo

$$\frac{\text{Tempo (primeira exposição)}}{\text{Tempo (segunda exposição)}} = \frac{\text{mA (segunda exposição)}}{\text{mA (Primeira exposição)}}$$

RESOLVA A QUESTÃO

Uma radiografia de abdômen requer 300 mA em 500 milissegundos. O paciente não consegue prender a respiração, o que resulta em falta de nitidez por movimentação. Uma segunda exposição é feita com um tempo de exposição de 200 milissegundos. Calcule o novo mA necessário.

Se o gerador de alta voltagem estiver calibrado adequadamente, com o mesmo mAs e portanto a mesma densidade óptica estas podem ser produzidas com diferentes combinações de mA e tempo (tabela 10.2). Note quantas combinações de diferentes fatores têm o mesmo mAs.

O miliamper segundo é o produto da corrente do tubo e do tempo de exposição. Como a corrente do tubo é o fluxo de elétrons por unidade de tempo, o mAs é portanto simplesmente uma medida do número total de elétrons conduzidos através do tubo de raios-X para uma determinada exposição.

$$\text{mAs} \times \text{segundos (s)} = \text{C/s} \times \text{s} = \text{C}$$

Tabela 10.2 Produto de Miliamper (mA) e tempo (ms) para 10 mAs

mA	Veze	Milissegundos	Igual mAs
100	X	100	1/10 = 10
200	X	50	1/20 = 10
300	X	33	1/30 = 10
400	X	25	1/40 = 10
600	X	17	1/60 = 10

Em equipamentos modernos de raios-X pode-se selecionar somente o *mAs* e não o mA e o tempo de exposição em separado. Em alguns equipamentos radiográficos os fatores de exposição são automaticamente ajustados para o mais alto mA e para o menor tempo de exposição permitido pelo gerador de alta voltagem. Este gerador é conhecido como *gerador de carga baixa*.

RESOLVA A QUESTÃO

Um técnico de radiologia selecionado uma técnica de 200 mAs. O console de operações automaticamente é ajustado pra o nível máximo de mA, 1000 mA. Qual será o tempo de exposição?



Variando o mAs somente o número de elétrons conduzidos durante uma exposição muda, não muda a energia desses elétrons. Assim, somente a quantidade de raios-X é afetada pelas mudanças no mAs. A relação é diretamente proporcional; dobrando-se o mAs dobra-se a quantidade de raios-X.

RESOLVA A QUESTÃO

Um exame da coluna cervical requer 68 de kVp e 30 mAs e resulta em uma exposição de entrada na pele (EEP) de 114 mR. O próximo paciente é examinado a 68 de kVp e 25 de mAs. Qual será o EEP?

Distância

A distância afeta a exposição de entrada na pele (mR) e no receptor de imagem de acordo com a **lei do inverso do quadrado da distância**. A distância entre o receptor de imagem e a fonte (DFI) determina a intensidade (mR) do feixe de raios-X no receptor de imagem. A distância não afeta a qualidade da radiação ou o kVp. A seguinte relação é derivada da lei do inverso do quadrado da distância é conhecida como a **lei direta do quadrado** ou a **lei de manutenção da distância**. Ela relaciona uma mudança no mAs com uma mudança na DFI para produzir a mesma densidade óptica:

Lei Direta do Quadrado

$$\frac{\text{mAs (segunda exposição)}}{\text{mAs (primeira exposição)}} = \frac{(\text{DFI})^2 \text{ (segunda exposição)}}{(\text{DFI})^2 \text{ (primeira exposição)}}$$

RESOLVA A QUESTÃO

Um exame requer 100 mAs em 180 cm de DFI. Se a distância for mudada para 90 cm de DFI, qual seria o novo mAs?

Quando o técnico se prepara para obter uma radiografia ele escolhe valores para cada um dos fatores descritos: kilovoltagem, mAs e DFI. A seleção dos controles no painel é baseada na avaliação do paciente por parte do técnico, da espessura da região anatômica de interesse, e dos tipos de dispositivos de imagem utilizados.

DFI Padrões têm sido usados por vários anos até agora. Para radiografias onde o paciente está posicionado sobre a mesa 100 cm é a distância mais comum. Isso foi recomendado primeiramente por Glenn Files em 1945 como 40 polegadas de distância do alvo para o filme. Antes disto, primeiramente 20 polegadas (50 centímetros), depois 25 polegadas (63 centímetros) e finalmente 36 polegadas (90 centímetros) foram recomendadas. Com os avanços nos receptores de imagem e nos planejamentos de geradores foram antecipadas distâncias ainda maiores. Radiografias com o paciente sobre a mesa em 120 centímetros e radiografias de tórax a 250 centímetros são agora comuns. O uso de uma DFI maior é baseado na aquisição de radiografias com menos magnificação, menor desfocalização e com melhor resolução espacial.

2- Características do Equipamento

Tamanho do Ponto Focal

A maioria dos tubos de raios-X é equipada com dois tamanhos possíveis de ponto focal. No console eles estão geralmente identificados como grande e pequeno. Os tubos convencionais têm dois pontos focais disponíveis de 0,6 – 1,2 milímetros ou 0,5 – 1,0 milímetros. Os tubos de raios-X usados em procedimentos especiais ou em radiografias magnificadas têm pontos focais de 0,3 - 1 milímetro. A grande parte dos tubos de mamógrafos tem pontos focais de 0,1-0,4 milímetros. Pontos focais menores são chamados de tubos de microfoco e são produzidos especialmente para gerar imagens



de pequenas microcalcificações em DFI relativamente curtas.

Para regiões anatômicas largas e imagens com grade, é utilizado um ponto focal maior. Isso garante que seja usado um mAs suficiente para produzir a imagem de corpos densos. O ponto focal grande também fornece uma possibilidade para menor tempo de exposição, o que minimiza a falta de nitidez por movimentação e previne a queima de filamentos.

Uma diferença entre ponto focal grande e pequeno é a capacidade de produzir raios-X. Mais raios-X podem ser produzidos com pontos focais maiores. Com pontos focais pequenos a interação dos elétrons ocorre em uma área muito menor do ânodo. A carga de calor resultante de um ponto focal pequeno reduz a capacidade do equipamento de produzir raios-X.

Um ponto focal pequeno é reservado para *radiografias de mínimos detalhes* nas qual a quantidade de raios-X não é relativamente importante. Eles são usados normalmente em *radiografias de extremidades* e em exames de *partes finas do corpo*. Mudar o ponto focal para um dado kVp ou mAs não muda a quantidade ou qualidade de raios-X.

Também com o uso aumentado de sistemas de imagens rápidas (400 a 800 de velocidade), pontos focais pequenos podem ser usados com mais frequência e com mais segurança.

Filtração

Todos os feixes de raios-X são afetados pelas propriedades inerentes de filtração do envelope de vidro do tubo de raios-X. Para tubos de uso geral o valor da filtração inerente é de aproximadamente 0,5 milímetros equivalentes de alumínio. A abertura variável do campo luminoso localizado no colimador usualmente gera mais 1 milímetro equivalente de alumínio

adicional. Muito desta filtração é gerada pela superfície reflexiva do espelho no colimador. Para encontrar a filtração necessária total de **2.5** milímetros de alumínio, o fabricante insere mais um milímetro entre o envoltório do tubo e o colimador.

Algumas unidades de raios-X possuem filtrações adicionais ajustáveis como mostrado na figura 10.1. Normalmente o equipamento é colocado em funcionamento com a menor filtração permitida. As cartas com as técnicas para as radiografias são elaboradas com o equipamento na posição de menor filtração. Se for usada uma filtração maior deverá ser desenvolvida uma nova carta de modelo das técnicas radiográficas.

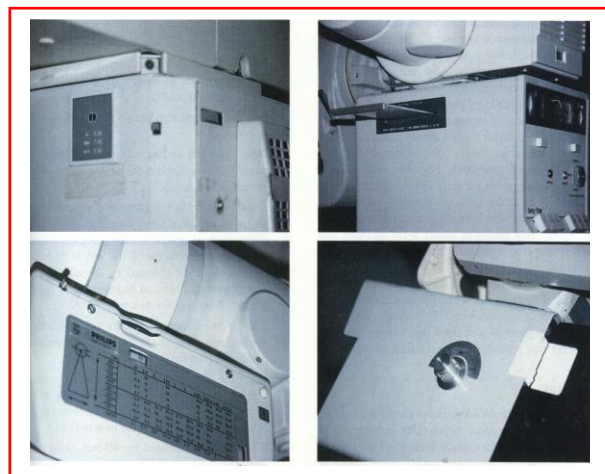


Fig. 10.1 Quatro exemplos de filtração adicional ajustável.

Gerador de Alta Voltagem

A geração de alta voltagem é determinada pelo tipo de aparelho de raios-X disponível. É importante entender como os vários geradores de alta voltagem afetam as técnicas radiográficas e a exposição do paciente.

Existem três tipos de geradores de alta voltagem disponíveis: (1) de fase única, (2) trifásico, e (3) de alta frequência. A qualidade e a quantidade de radiação produzida no tubo de raios-X são influenciadas pelo tipo de gerador de alta voltagem.



Observe a figura 10.2 para a forma da onda associada com cada tipo de gerador de alta voltagem. A tabela 10.3 lista o percentual de ondulação de vários tipos de geradores de alta voltagem, a variação em sua produção e as mudanças nas técnicas radiográficas para dois exames comuns associados a cada tipo de gerador.

Retificação de meia-onda

Um gerador de retificação de meia onda tem voltagem de ondulação de 100%. A qualidade da radiação é a mesma que para retificação de onda completa, mas a quantidade de radiação é somente a metade. Durante a exposição com um gerador com retificador de meia-onda, os raios-X produzidos são emitidos somente na metade do tempo. Durante cada meio ciclo negativo de energia, não existe emissão de raios-X. Alguns sistemas de raios-X móveis e a maioria dos equipamentos odontológicos de raios-X são retificados com meia-onda, mas poucos equipamentos não específicos possuem este tipo de gerador de alta voltagem.

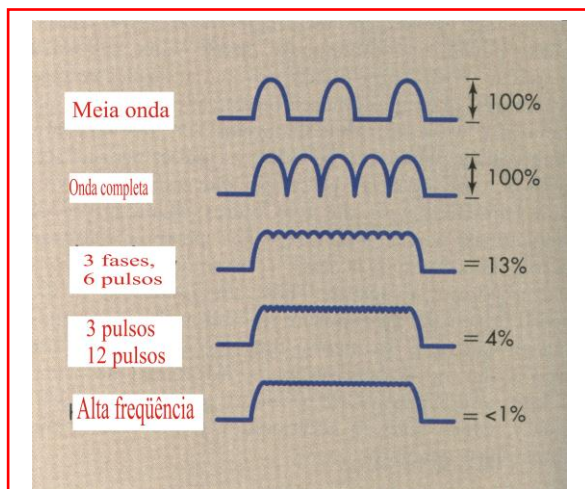


Fig. 10.26 Forma das ondas resultantes de diferentes geradores de energia.

Tabela 10.3 Características dos vários tipos de Geradores de Alta Voltagem

Tipo de Gerador	% de Ondulação	Técnica Equivalente (kVp/mAs)	
		Tórax	Abdômen
Meia onda	100	120/40	75/80
Onda completa	100	120/20	75/40
3 Φ , 6 pulsos	14	115/6	72/43
3 Φ , 12 pulsos	4	115/4	72/30
Alta frequência	<1	112/3	70/24

Retificação de onda completa

A forma da onda de voltagem para retificação de onda completa é idêntica à retificação de meia onda exceto que não existe tempo morto. Durante a exposição os raios-X estão sempre sendo emitidos, ainda que a emissão seja pulsada. A qualidade da radiação não muda quando muda de retificação de meia onda para onda completa, mas a quantidade de radiação dobra. Consequentemente o tempo de exposição necessário para retificação de onda completa é somente a metade daquele para retificação de meia onda.

Gerador Trifásico

A energia trifásica vem em duas formas, com **6 pulsos** ou com **12 pulsos**. A diferença é determinada pela maneira na qual o transformador do gerador de alta voltagem é montado. A diferença entre os dois é mínima, mas causa uma mudança detectável na *quantidade* e na *qualidade dos raios-X*. O gerador de 3 fases (trifásico) é mais eficiente que o gerador de fase única. Mais raios-X são produzidos por mAs, e a energia médias destes raios-X é maior. Consequentemente o gerador trifásico resulta em qualidade e quantidade maior e de raios-X. A radiação emitida é constante ao invés de pulsada.



Gerador de Alta Frequência

Os geradores de alta frequência foram desenvolvidos no começo da década de 80 e foram cada vez mais usados, especialmente para sistemas com raios-X de baixa energia. A forma da onda de voltagem é quase constante com menos de 1% de ondulação. Isto resulta em maior *qualidade* e *quantidade* de raios-X quando comparada com outros tipos de geradores de alta voltagem.

No momento, os geradores de alta frequência estão sendo cada vez mais utilizados em sistemas de mamografias e em equipamentos móveis de raios-X. Está claro que a maioria dos geradores de alta voltagem do futuro será de alta frequência não importando os níveis de energia.



3- Resumo

Os fatores de exposição (mAs, kVp, e distância) são usados pelos técnicos para produzir radiografias de grande qualidade para fins diagnósticos. Os fatores de exposição influenciam a quantidade (ou número de raios-X) e a qualidade (penetração do feixe de raios-X). A tabela 10.4 sumariza os efeitos dos fatores primários e secundários na quantidade e na qualidade do feixe.

O conhecimento bem usado é a chave do sucesso dos vencedores.

Tabela 10.4 Características dos vários tipos de Geradores de Alta Voltagem

Aumento	Quantidade	Qualidade
kVp	Aumento	Aumento
mAs	Aumento	Não muda
mA	Aumento	Não muda
Tempo de Exposição	Aumento	Não muda
Distância	Diminui	Não muda
Gerador de Alta voltagem	Aumenta	Aumenta
Filtração	Diminui	Aumenta



EXERCÍCIOS DE APRENDIZAGEM

1. O kVp é usado para controlar o feixe _____ e, portanto, o feixe _____.
2. O mAs é usado para controlar o _____ do raio-X.
3. Um amper é igual a _____ de carga eletromagnética por segundo fluindo em um condutor.
4. Se o nível de mA no painel de controle for mudado de 100 para 200 o número de elétrons fluindo do cátodo para o ânodo aumentará _____ ou _____ a corrente do tubo de raios-X e a exposição.
5. Explique a sentença: mA não muda a energia cinética dos elétrons fluindo pelo tubo de raios-X.
6. Por que é importante manter o tempo de exposição o mínimo possível?
7. Escreva três mA e fatores secundários de exposição que igualem 100 mAs. Explique as vantagens de cada escolha de fator de exposição.
8. Um aumento no mA requer um decréscimo correspondente no tempo de exposição. Calcule uma nova técnica de exposição de densidade óptica igual utilizando os seguintes dados. Uma radiografia de mão com técnica de 100 mA em 50 milisegundos deve ser modificada para 25 milisegundos para acomodar um paciente pediátrico. Qual será o novo mA?
9. Qual é o menor tempo de exposição disponível em equipamentos de fase única, trifásicos, e de alta frequência?
10. Utilizando a lei direta do quadrado calcule o seguinte: um exame requer 100 mAs em 180 centímetros de DFI. Se a distância for mudada para 180 cm qual será o novo, mAs?
11. Quem primeiro recomendou a distância de 40 polegadas de alvo à receptor de imagem?
12. Quais são os dois tipos de pontos focais disponíveis em tubos de raios-X? Explique como cada um é utilizado.

13. A filtração recomendada para o tubo de raios-X é de _____.
14. Liste os três tipos de geradores de alta voltagem fabricados.
15. Utilizando a tabela “Características dos vários tipos de Geradores de Alta Voltagem”, faça uma lista do tipo de gerador e do percentual de ondulação.
16. Explique como uma mudança no kVp influencia a qualidade e a quantidade do feixe de raios-X.
17. Explique como uma mudança no mAs influencia a qualidade e a quantidade do feixe de raios-X.
18. explique como a geração de alta voltagem influencia a qualidade e a quantidade do feixe de raios-X.
19. Explique como uma mudança na filtração influencia a qualidade e a quantidade do feixe de raios-X.
20. Observe as unidades radiográficas do seu departamento de radiologia. Qual é a filtração utilizada? Qual é o tipo de gerador de alta voltagem dessas unidades?

TRABALHO ADICIONAL

Prepare uma tabela com, mAs, e tempo utilizado rotineiramente na sala de diagnóstico do serviço de radiologia em que você trabalha.





ASPR

ASSESSORIA E SERVIÇOS EM PROTEÇÃO RADIOLÓGICA E
CONTROLE DE QUALIDADE

Capítulo - 6



Técnica Radiográfica



ASPR

ASSUNTOS EM PROTEÇÃO RADIOLÓGICA E
CONTROLE DE QUALIDADE

1. Fatores do paciente
2. Fatores da qualidade da imagem
3. Fatores de técnica de exposição

Rua Paulo Portela, nº 90 - Bairro Castália - Cep: 45.603 - 194 - Itabuna/Bahia

Fone contato: (73) 99191 - 1119 ; E-mail: aspronline@hotmail.com



www.aspronline.wix.com/aspronline ;



www.facebook.com/asprcq curtir



TÉCNICAS RADIOGRÁFICAS

A técnica radiográfica é a combinação de fatores utilizados para expor uma região anatômica a fim de produzir uma radiografia. O técnico deve ter em mente os fatores do paciente, que incluem a espessura da região anatômica, a composição do corpo, e a patologia. Os fatores de qualidade da imagem são as características da radiografia e que são considerados como a linguagem da radiografia. Os fatores de qualidade da imagem de densidade óptica, contraste, detalhes, e distorção, são critérios que o radiologista utiliza para avaliar a qualidade da radiografia final. Os fatores principais, ou fatores de técnicas de exposição, de kVp, mAs, e DFI são os fatores fundamentais que o técnico usa durante o exame radiográfico para expor corretamente o filme radiográfico.

1- Fatores do Paciente

Talvez a tarefa mais difícil do técnico seja avaliar o paciente. O tamanho do paciente, a forma, a condição física, influencia e muito a técnica radiográfica adequada. O tamanho e a forma geral do paciente são chamados de status do corpo. Existem quatro categorias que descrevem o status do corpo (figura 11.1). O *paciente estênico* é o paciente médio. As tabelas de técnicas radiográficas são baseadas nos pacientes estênicos. O paciente hipoestênico é magro e requer menor técnica radiográfica. O paciente hiperestênico é grande em sua forma e requer maior técnica radiográfica. O paciente astênico é bem pequeno e requer muito pouca técnica radiográfica. O reconhecimento do status do corpo é fundamental para a escolha da técnica radiográfica. Uma vez estabelecido o status do corpo sabe-se, portanto, a espessura e a composição da região anatômica de interesse.

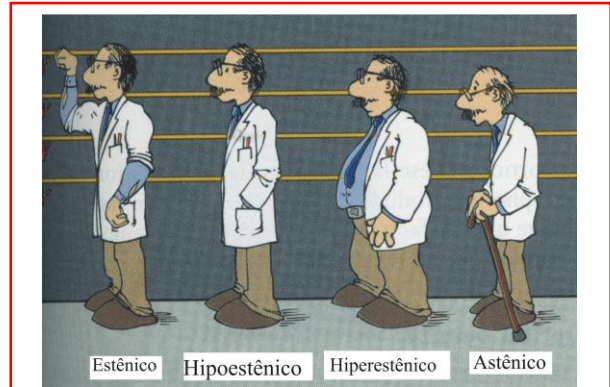


Fig. 11.1 Os quatro estados do status do corpo.

Espessura de Uma Região Anatômica

Quanto mais espessa for a região de interesse maior a radiação necessária para penetrar através do paciente até o receptor de imagens. Por esta razão, o técnico deve utilizar calibradores para medir a espessura da região anatômica a ser radiografada. A espessura não pode ser adivinhada visualmente.

A tabela 11.1 mostra um exemplo de como o mAs muda quando a espessura do paciente varia com um kVp fixo.

Tabela 11.1 Mudanças no mAs por centímetro de espessura do paciente em exames Antero-posterior do Abdômen

kVp	Espessura do Paciente em cm	mAs
80	16	12
80	18	15
80	20	22
80	22	30
80	24	45
80	26	60
80	28	90
80	30	120

Composição o Corpo

O tórax e o abdômen de um paciente têm a mesma espessura, mas a técnica radiográfica utilizada no tórax e abdômen será bastante



diferente. O técnico deve estimar a *densidade de massa* da região e a faixa de densidades de massa da região a ser radiografada. Geralmente, quando apenas tecido mole está sendo radiografado, serão utilizados baixo kVp e alto, mAs. Com extremidades que tem tanto tecido mole como ossos, no entanto, kVp baixo será usado devido à pequena espessura da região.

Quando se radiografa o tórax, é importante tirar vantagem do alto contraste do paciente. O tecido pulmonar tem densidade de massa muito baixa, as estruturas ósseas têm alta densidade de massa, e as estruturas mediastinais tem densidades de massa intermediárias. Consequentemente, pode ser usado um **alto kVp e baixo, mAs**. Isso resulta em uma imagem que tem contraste satisfatório para todas as regiões anatômicas e tem baixa exposição do paciente à radiação.

Estas variações na densidade tecidual de massa são geralmente descritas pelo nível de radioluminescência ou radiopacidade (figura 11.2).



Fig. 11.2 Um tecido radioluscente como o gordura e musculo aparecem em preto. Estruturas radiopacas como ossos aparecem em branco.

Lembrete:

O tecido radioluminescente atenua poucos raios-X e aparece em preto na radiografia. Os tecidos radiopacos absorvem raios-X e aparecem em branco na radiografia.

A tabela 11.2 mostra os níveis relativos de radioluminescência para vários status do corpo e tecidos.

Tabela 11.2 Níveis relativos de		
	Status do Corpo	Tipo de tecido
Radioluscente (Preto)	Astênico	Pulmonar
	Hiperestênico	Adiposo
Radiopaco (Branco)	Estênico	Muscular
	Hiperestênico	Ósseo

Patologia

O tipo de patologia e o nível da patologia influenciam a técnica radiográfica. É neste momento que a requisição do exame é necessária. O técnico não deve hesitar em buscar mais informações do médico solicitante, do radiologista ou do paciente com relação a suspeita de sua patologia, pois a patologia influencia na escolha da técnica.

Algumas patologias são destrutivas, e fazem com que o tecido fique mais radioluminescente. Outras patologias podem aumentar a densidade de massa ou composição e fazer com que o tecido fique mais radiopaco. A prática e a experiência guiarão seu julgamento clínico. Uma lista da classificação das patologias é mostrada na tabela 11.3.

Tabela 11.3 Classificação das Patologias	
Radioluscente	Radiopaco
Tuberculose ativa	Aneurisma aórtico
	Atrofia
	Ascite
Obstrução urinária	Atelectasia
Câncer	Cirrose
Artrite degenerativa	Hipertrofia
Enfisema	Metástases
Osteoporose	Derrame pleural
Pneumotórax	Pneumonia
	Esclerose



2- Fatores da Qualidade da Imagem

Os fatores da qualidade da imagem se referem às características da imagem radiográfica. Os fatores de qualidade da imagem incluem a densidade óptica, o contraste, os detalhes da imagem, e a distorção. Estes fatores fornecem meios para o técnico produzir, revisar e avaliar as radiografias. Os fatores da qualidade da imagem são considerados a linguagem da radiografia e sempre é difícil separar um fator do outro.

Densidade Óptica

A densidade óptica (DO), algumas vezes chamada de densidade radiográfica ou simplesmente densidade, é descrita como o enegrecimento da radiografia final. A densidade óptica pode estar presente em vários níveis, do preto completo, onde nenhuma luz é transmitida através do negatoscópio, para quase claro. O preto é numericamente equivalente a uma densidade óptica de 3 ou mais, onde o branco é menos que 0.2.

O enegrecimento em uma radiografia é o resultado do desenvolvimento de cristais de brometo de prata na emulsão do filme. O enegrecimento do filme se relaciona diretamente com a quantidade de exposição recebida dos raios-X, a conversão em luz visível dentro de telas intensificadoras, o tempo de processamento do filme, a temperatura, e a concentração do químico.

A densidade óptica foi descrita no capítulo 3 como se segue:

$$DO = \log_{10} X \frac{I_0}{I_t}$$

Onde I_0 é a luz incidente e I_t é a luz transmitida.

A densidade óptica é o logaritmo na base 10 da razão da luz incidente em um filme (I_0) pela luz transmitida através do filme (I_t). A figura 11.3 mostra uma radiografia em vários níveis. A quantidade de luz transmitida através da radiografia é determinada pela densidade óptica do filme. Isto foi descrito com mais detalhes no capítulo 8.

Em radiografias médicas a maioria dos problemas com as imagens diz respeito à densidade óptica se mostrar muito escura ou muito clara. Uma radiografia muito escura tem uma alta densidade óptica que foi resultada de uma superexposição. Esta situação é causada por muita radiação ser convertida em luz na tela intensificadora e atingir o filme.

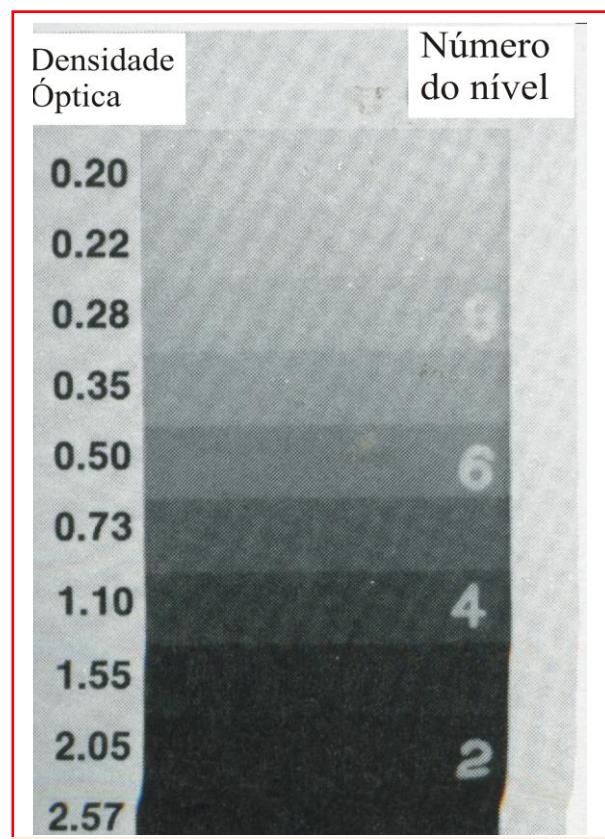


Fig. 11.3 A quantidade de Luz transmitida através de uma radiografia é determinada pela densidade do filme. Esta radiografia em níveis mostra uma faixa representativa de densidades.

Uma radiografia que é muito clara foi pouquíssima exposta à radiação, o que



resulta em uma subexposição e em uma densidade óptica baixa. Todas essas condições podem resultar em uma imagem de qualidade inaceitável, o que poderá ocasionar que o **exame seja repetido**. A figura 11.4 mostra exemplos de dois extremos de superexposição e de subexposição.

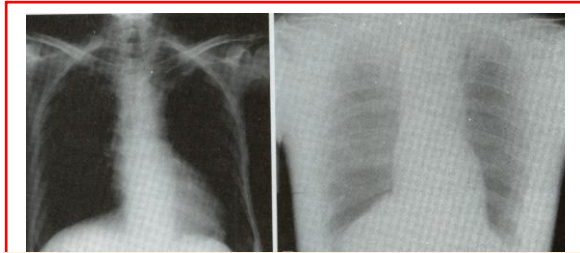


Fig. 11.4 A) Uma radiografia com superexposição do tórax é muito escura para ser útil para diagnóstico. B) Por outro lado, uma radiografia com subexposição do tórax é inaceitável, pois não existe detalhe nos campos pulmonares.

A densidade óptica pode ser controlada na radiografia por dois fatores principais – o mAs e o DFI. Um número significativo de problemas pode aparecer se a distância da fonte de raios-X até o receptor de imagens for constantemente mudada. Assim o DFI é geralmente fixado a 100 ou 180 cm para exames móveis, 100 cm para exames com o paciente na mesa, e 180 cm para exames laterais superiores direitos do tórax. A figura 11.5 ilustra a mudança na densidade óptica nessas DFI com os outros fatores de exposição técnicos permanecem constantes.

Quando a distância é fixa, no entanto, como é o caso mais comum, o mAs se torna o fator principal de variação que é utilizado para controlar a densidade óptica. A figura 11.6 mostra como a densidade óptica aumenta com o aumento do mAs.

A densidade óptica aumenta diretamente com o mAs, o significando que se a densidade óptica deve ser aumentada em uma radiografia o mAs precisa ser aumentado também no mesmo nível. Quando a densidade óptica da radiografia

deve ser mudada, o fator mais apropriado a ser mudado é o mAs.

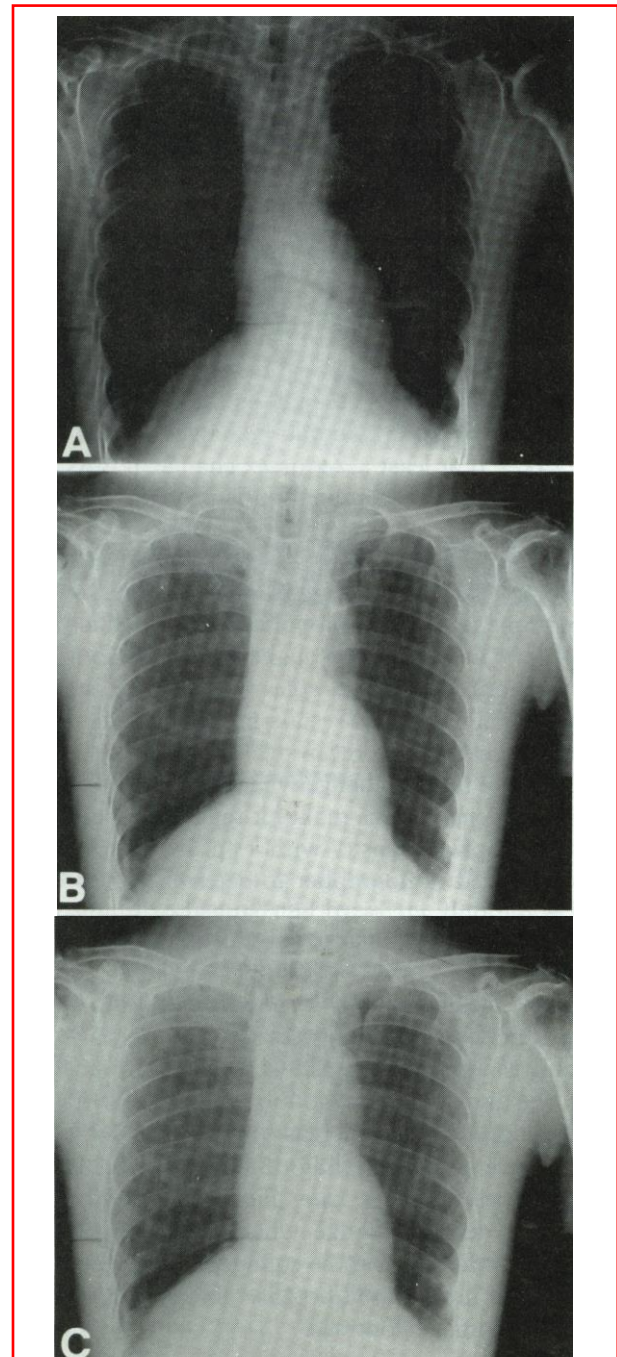


Fig. 11.5 A. Se os fatores de exposição técnicos não forem mudados, uma radiografia a menos de 100 cm ficará com superexposição. B. Uma radiografia do tórax obtida a 100 cm de DFI. C. A 180 cm de DFI a radiografia é subexposta.



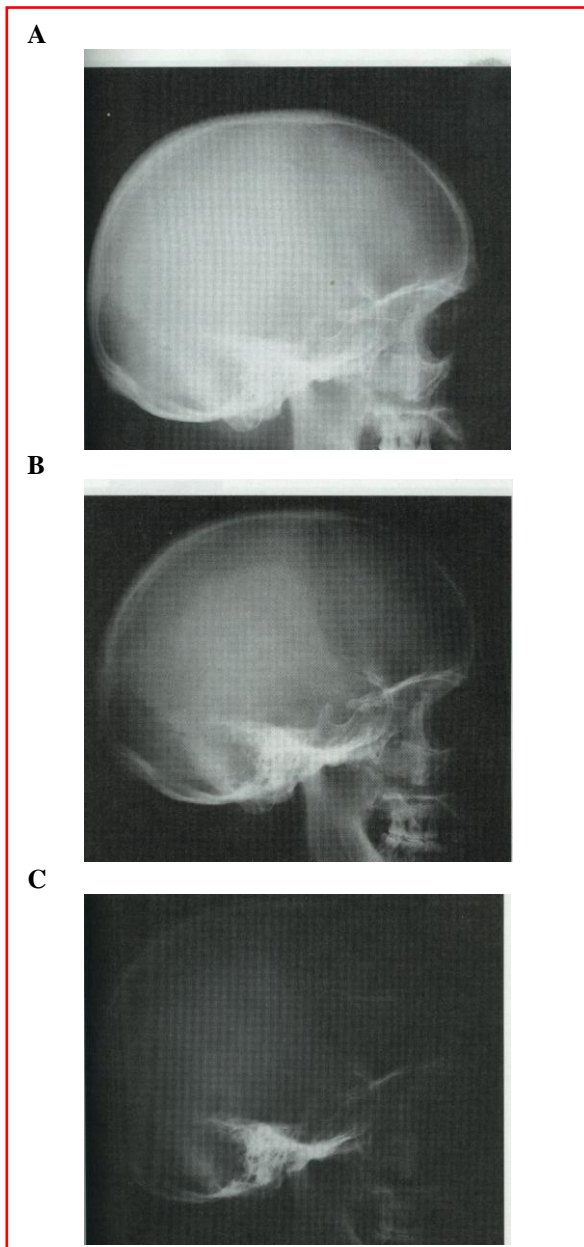


Fig. 11.6 A densidade óptica é determinada principalmente pelo, mAs, como mostrado por estas radiografias laterais do crânio. A) 70 kVp / 20 mAs; B) 70 kVp / 40 mAs; C) 70 kVp / 80 mAs

A densidade óptica pode ser afetada por outros fatores, mas o mAs se torna o fator de escolha para seu controle. O mAs deve ser aumentado em aproximadamente 30% para produzir um aumento perceptível na densidade óptica. Menos que isso não irá produzir uma mudança visível. Como regra geral, quando somente o mAs é mudado, ele deve ser

dobrado ou reduzido à metade (figura 11.7). Se não for necessária uma mudança em 2x ou $\frac{1}{2}$ x no mAs, o exame provavelmente não será repetido.

Um aumento na densidade óptica na radiografia final é acompanhado por um aumento proporcional no mAs, e o mesmo vale para a kilovoltagem de maneira qualificada. Com o aumento do kVp, a qualidade do feixe aumenta e mais raios-X ficam aptos a penetrar a parte anatômica de interesse. Isto resulta em maior quantidade de radiação de sobra chegando ao receptor de imagens.

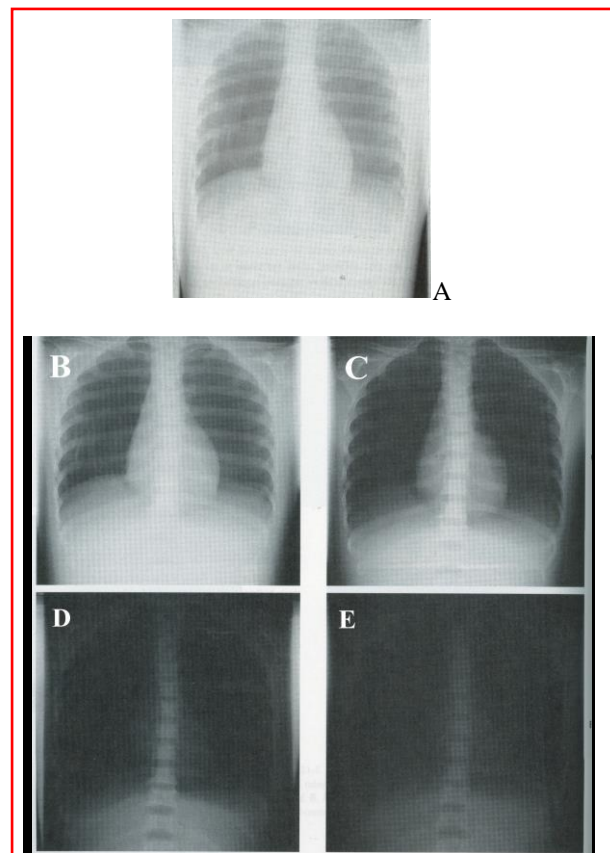


Fig. 11.7 Estas radiografias de tórax ilustram o nível de mudanças na densidade óptica com mudanças no mAs. A) 2.5 mAs. B) 5 mAs. C) 10 mAs. D) 20 mAs. E) 30 mAs.

Outros fatores quantitativos mudam quando o kVp é utilizado para ajustar a densidade óptica. Isto torna muito mais difícil otimizar a densidade com o kVp. É preciso o olho de um



um técnico experiente para determinar se a densidade óptica é o único fator a ser alterado ou se o contraste também deve ser mudado para otimizar a radiografia.

Mudanças em técnicas envolvendo o kVp se tornam complicadas. Uma mudança no kVp altera a penetração, o espalhamento, a dose no paciente, e especialmente o contraste. Geralmente é aceitável que se a densidade óptica tiver que ser aumentada na radiografia utilizando-se o kVp, um aumento de 15 % no kVp seria equivalente a dobrar o mAs. Isto é conhecido como regra dos quinze por cento. A figura 11.8 ilustra a mudança na densidade óptica quando se aplica esta regra. Se somente a densidade óptica tiver que ser mudada, a regra dos quinze por cento não deve ser usada, pois uma mudança de 15% no kVp mudará o contraste da imagem.

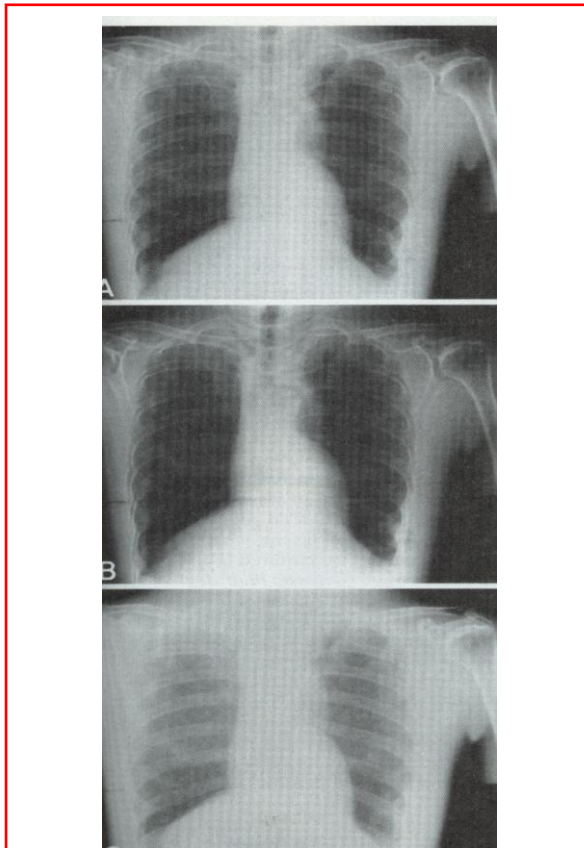


Fig. 11.8 A. Uma radiografia de tórax tirada com 70 kVp. B. Se a kilovoltagem aumentar em 15%, 80 kVp, ocorre superexposição. C. Da mesma forma, com 15% menos, 60 kVp, a radiografia é subexposta.

A maneira mais simples de aumentar ou diminuir a densidade óptica em uma radiografia é aumentar ou diminuir o mAs. Isto reduz outros possíveis fatores que poderiam afetar a imagem. Os vários fatores que afetam a densidade óptica estão listados na tabela 11.4.

Contraste

A função do contraste na imagem é fazer os detalhes anatômicos ficarem mais visíveis. O contraste, portanto, é um dos mais importantes fatores na avaliação da qualidade radiográfica. O técnico deve estar apto a avaliar a radiografia final e determinar que exista contraste suficiente para produzir a imagem mais detalhada possível.

Tabela 11.4 Fatores Técnicos que Afetam a Densidade Óptica

Fator Aumentado	Efeito na Densidade Óptica
mAs	Aumenta
kVp	Aumenta
DFI	Diminui
Espessura da região	Diminui
Densidade de massa	Diminui
Tempo de processamento	Aumenta
Velocidade do receptor de imagens	Aumenta
Colimação	Diminui
Relação da grade	Diminui

O contraste é definido como a diferença na densidade óptica entre as estruturas anatômicas adjacentes ou a variação na densidade óptica presente na radiografia. A diferença na densidade óptica entre as estruturas adjacentes é o fator mais importante.

A figura 11.9 mostra uma imagem da coluna vertebral e da pelve e ilustra a diferença na densidade óptica entre estruturas adjacentes. Um alto contraste é visto na interface entre os tecidos moles e os ossos ao longo da coluna. Os tecidos moles do músculo e dos rins exibem muito menos contraste, ainda que detalhes destas estruturas estejam prontamente visíveis. A resolução de baixo contraste dos



tecidos moles podem ser melhoradas com kVp reduzido, mas com a desvantagem de muita mais dose no paciente.

O contraste de uma radiografia é necessário para que a linha limite dos órgãos e estruturas seja visível. O contraste é o resultado das diferenças na atenuação do feixe de raios-X quando ele passa através dos vários tecidos do corpo. A habilidade de penetrar do feixe é importante, pois a penetração relativa entre os tecidos determina o contraste da imagem.



Fig. 11.9 Radiografia do abdômen mostrando a coluna vertebral com seu alto contraste. Os rins, pelves, e músculos são tecidos que melhor visualizado com técnica de kVp baixo

A penetrabilidade do feixe de raios-X primário é controlada pela kilovoltagem. Assim, o kVp se torna o fator mais importante para o controle do contraste radiográfico. Para obter contraste adequado, a região anatômica deve ser penetrada pelos raios-X de forma correta. A penetração se torna a chave para entender o contraste radiográfico. Compare as radiografias mostradas na figura seguinte. Na figura 11.10A, existe alto contraste e baixa escala, ao passo que na figura 11.10B, existe pouco contraste e grande escala.

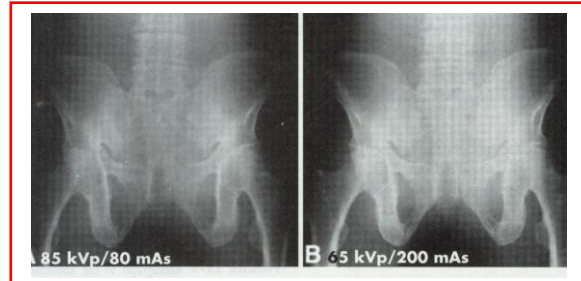


Fig. 11.10 Radiografias do fantoma pélvico demonstram a larga escala de contraste (A) e escala curta de contraste (B).

A terminologia para descrever o contraste radiográfico deve ser estudada cuidadosamente. Considere os termos escala longa e escala curta de contraste. A escala de contraste significa a faixa de densidades ópticas da parte mais branca até a parte mais negra da radiografia. Por exemplo, pense em usar tesouras para cortar pequenos pedaços que representam cada densidade óptica na radiografia e coloque estes pedaços na ordem do mais branco para o mais negro. O resultado seria uma escala de densidades ópticas.

Radiografias com grande contraste produzem escalas menores. Elas exibem branco a preto em poucos níveis. Radiografias com baixo contraste têm escalas maiores e com mais tons de cinza presentes. A figura 11.11 mostra duas radiografias de uma cunha em passo que representam as escalas de contraste. A radiografia obtida a 50 kVp mostra apenas 5 níveis. A obtida a 90 kVp apresenta todos os 13 níveis visíveis pois possui uma grande escala de contraste.

Frequentemente o técnico deve aumentar ou diminuir o contraste por causa de uma imagem inaceitável. Aumentar o contraste faz a faixa de densidades ópticas mais negras e mais brancas com uma diferença maior entre as estruturas adjacentes. Em outras palavras, uma radiografia com pouco contraste terá uma escala de contraste pequena. Isto requer uma redução no kVp.



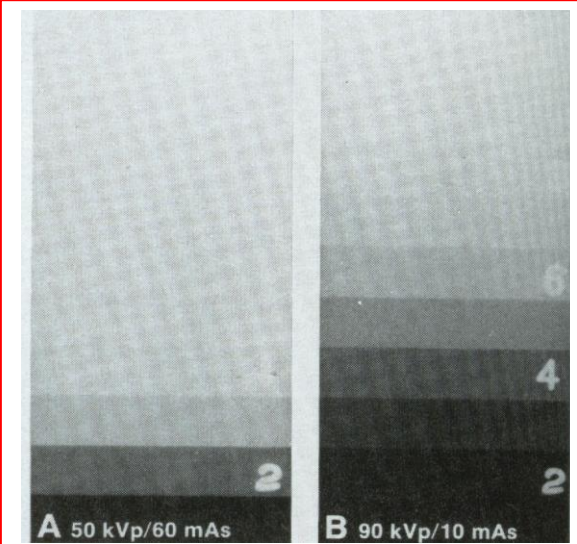


Fig. 11.11 Imagens de uma radiografia escalonada exposta a baixo kVp (A) alto kVp (B), ilustram o significado de escala pequena de contraste e de escala longa de contraste respectivamente.

Para reduzir o contraste deve-se produzir uma radiografia com escala de contraste longa e, portanto com mais tons de cinza. Isto é feito aumentando-se o kVp. Normalmente, uma mudança de 4-kVp é necessária para afetar visualmente a escala do contraste na faixa de 50 a 90 kVp. Com kVp baixo uma mudança de 2-kVp pode ser suficiente, e em altos kVp uma mudança de 10 kVp pode ser necessária (figura 11.12).

As frases *alto contraste*, *grande nível de contraste*, e *muito contraste* definem uma escala curta de contraste e são obtidas com o uso de técnicas de baixo kVp. Pouco contraste e baixo nível de contraste são o mesmo que longa escala de contraste e resultam de técnicas de exposição com altos kVp. Essas relações no contraste radiográfico são sumarizadas na tabela 11.5.

Além da kilovoltagem, vários outros fatores influenciam o contraste radiográfico. O mAs é o fator secundário a influenciar o contraste. Se o mAs estiver muito elevado ou muito baixo, as densidades ópticas predominantes cairão

para o ombro ou para o final da curva característica, respectivamente. O contraste radiográfico é baixo nas regiões do ombro e do final da curva porque o declive da curva característica é baixo nessas regiões. Todas as estruturas parecem às mesmas apesar das diferenças no contraste do paciente.

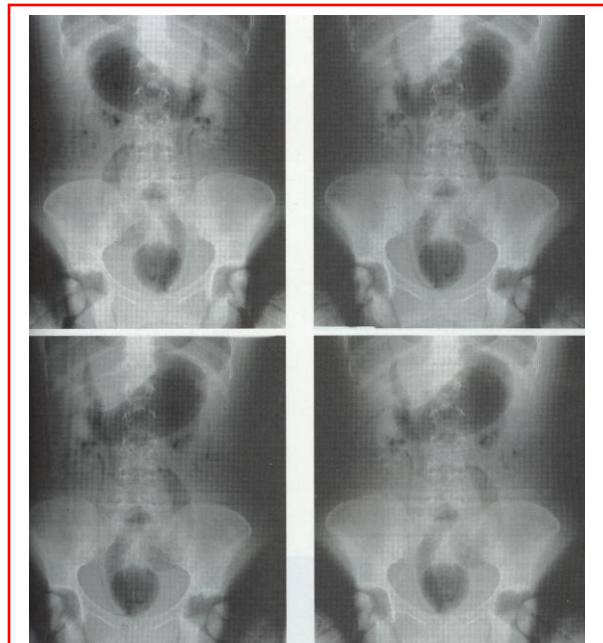


Fig. 11.12 Essas radiografias do abdômen mostram que uma mudança de 4-kVp resulta em uma diferença menos perceptível no contraste.

Tabela 11.5 A Relação entre kVp e a Escala do Contraste

Procedimentos com Altas quilovoltagem	Procedimentos com Baixas kilovoltagem
Escala grande	Escala pequena
Baixo contraste	Grande contraste
Menos contraste	Mais contraste

O uso de telas intensificadoras resulta em escalas mais curtas de contraste quando comparadas com exposições sem tela. A colimação remove alguma radiação espalhada da radiografia, produzindo uma radiografia com uma escala menor de contraste. As grades também ajudam a reduzir a quantidade de



radiação espalhada que atinge o filme, produzindo assim radiografias com escalas menores de contraste. As grades com razões grandes aumentarão o contraste. Os fatores técnicos de exposição que afetam o contraste estão sumarizados na tabela 11.6.

Tabela 11.6 Fatores Técnicos de Exposição que Afetam o Contraste Radiográfico

Um aumento neste fator	resultará na seguinte mudança no contraste
kVp	Diminui
mAs	Diminui
Tempo de Processamento	Diminui
Receptor de imagem utilizado	Variável
Restrição do feixe	Aumenta
Relação da grade	Aumenta

Um problema clínico típico enfrentado pelo técnico é o ajuste do contraste da imagem. Uma imagem é feita, mas o contraste está ou longo demais (muitos tons de cinza) ou curto demais (muito preto e branco). Normalmente é a escala posterior e uma escala mais longa que é necessária. Para solucionar este problema, aplique a regra dos quinze por cento. Aumente o kVp em 15% e reduza o mAs pela metade.

RESOLVA A QUESTÃO

O joelho de um paciente mede 14 cm e uma exposição é feita com 62 kVp/ 12 mAs. A escala de contraste resultante será muito curta. Como seria a técnica para repetir o exame.

Uma técnica menos abrupta de compensação para mudança na escala do contraste pode ser necessária. Um aumento de 5% no kVp deve ser acompanhado de 30% de redução no mAs para produzir a mesma densidade óptica em uma escala de contraste bastante reduzida. Isto é conhecido como **regra dos cinco por cento**. A técnica compensatória utilizada pelo

técnico é um julgamento próprio dele. A **região anatômica**, o **status do corpo**, a **patologia sob suspeita**, e as **características do receptor de imagem** devem ser consideradas pelo técnico. Com prática e experiência estes tipos de julgamentos vão se tornar rotina.

RESOLVA A QUESTÃO

Uma redução modesta no contraste da imagem é necessária para um joelho exposto a 62 kVp/ 12 mAs. Que técnica deve ser tentada?

Detalhes da Imagem

A frase detalhes da imagem descreve a nitidez de pequenas estruturas na radiografia. Com detalhes adequados, até mesmo as menores partes anatômicas podem ser visíveis ao radiologista que assim pode detectar prontamente anormalidades teciduais. Os detalhes da imagem devem ser avaliados pelos seguintes meios: (1) nitidez do detalhe de uma imagem e (2) visibilidade do detalhe da imagem.

A nitidez do detalhe de uma imagem se refere às linhas estruturais ou bordas do tecido na imagem e a quantidade de claridade ou borramento da imagem. Os fatores que geralmente controlam a nitidez de um detalhe são os fatores geométricos discutidos no capítulo 3 – tamanho do ponto focal, DFI, e DOI.

A nitidez do detalhe de uma imagem também é influenciada pelo tipo de tela intensificadora usada e a presença de movimentação.

Para produzir a maior nitidez possível para os detalhes, deve ser usado o ponto focal menor possível, a maior distância padrão de DFI, e colocar a região anatômica o mais próximo possível do receptor de imagens. A figura 11.13 mostra duas radiografias de um pé.



na figura 11.13A, a radiografia foi obtida com ponto focal de 1 milímetro e a figura 11.13B foi obtida com ponto focal de 2 milímetros. A diferença entre os detalhes das imagens é clara.

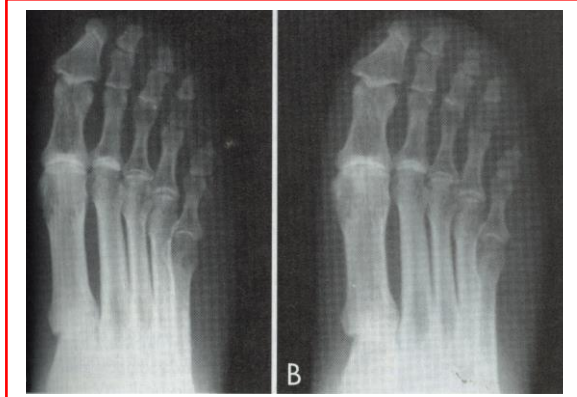


Fig. 11.13 A radiografia A foi tirada com 1 milímetro de ponto focal e exibe muito mais detalhes que a figura B obtida com 2 milímetros de ponto focal no tubo de raios-X.



Fig. 11.14 A mesma radiografia da figura anterior A exceto pela redução da visibilidade dos detalhes devido ao fog da luz de segurança.

A *visibilidade do detalhe da imagem* descreve a habilidade de visualizarem-se detalhes na radiografia. A perda de visibilidade se refere a qualquer fator que cause a deterioração ou obscureça os detalhes da imagem. Por exemplo, o fog reduz a capacidade de visualização de visualizar linhas estruturais da imagem. Uma tentativa de obter a melhor imagem detalhada pode ser feita utilizando-se todos os fatores corretos, mas se o filme estiver com muito fog pela luz da radiação, o detalhe presente não será totalmente visível (figura 11.14). Pode-se concluir que um bom detalhe estaria presente, mas que sua visibilidade seria pouca.

A conclusão é que qualquer fator que afete a densidade óptica e o contraste afeta a visibilidade dos detalhes da imagem. Fatores chave que geram melhor visibilidade dos detalhes da imagem é a colimação, o uso de grades, e todos os outros métodos que previnem a radiação espalhada de atingir o receptor de imagem.

Distorção

O quarto fator da qualidade da imagem é a distorção. A distorção é a má interpretação do tamanho e da forma do objeto na radiografia final. Devido à posição do tubo de raios-X, da parte anatômica e interesse e do receptor de imagem, a imagem final pode representar mal o objeto em questão.

O alinhamento impreciso do receptor de imagens ou do tubo de raios-x pode causar *elongação* na imagem. A elongação significa que o objeto ou a parte de interesse aparece maior que o normal. O alinhamento impreciso da região anatômica também pode resultar em encurtamento da imagem. A minimização significa que a região anatômica aparece menor que o normal. A figura 11.15 dá bons exemplos de elongação e de minimização anterior. Muitas partes do corpo são naturalmente minimizadas como um resultado de sua forma (ex. costelas e ossos faciais).



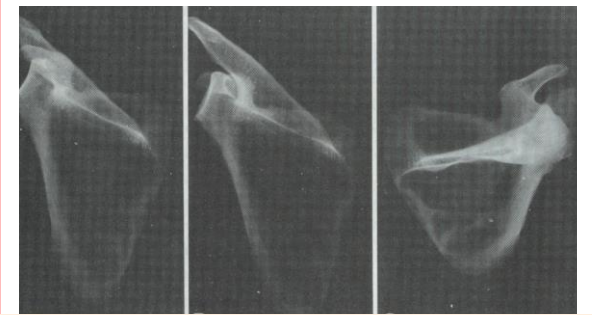


Fig. 11.15 A) projeção normal da escápula. B) alongamento da escápula. C) minimização anterior (achatamento) da escápula.

A distorção pode ser minimizada pelo alinhamento correto do tubo, das partes anatômicas de interesse, e do receptor de imagem. Este alinhamento é de fundamental importância para o posicionamento do paciente. Uma discussão destes princípios foi apresentada no capítulo 3.

A tabela 11.7 sumariza os principais fatores de qualidade da imagem radiográfica. O fator técnico principal de controle para cada qualidade da imagem é dado, bem como fatores secundários que podem influenciar cada fator de qualidade da imagem.

3- Fatores Técnicos da Exposição

A kilovoltagem, o miliamper, o tempo de exposição e a distância da fonte até o receptor de imagem (DFI) são os principais fatores técnicos de exposição. É importante para o técnico saber como manipular estes fatores de exposição para produzir a densidade óptica desejada, o contraste radiográfico, o detalhe da imagem, e falta de distorção na imagem final.

Guia para as Técnicas

Não é necessário, no entanto, se tornar criativo com cada novo paciente. Para cada unidade radiográfica um guia ou uma carta

Principais Fatores de Qualidade da Imagem Radiográfica

Fator	Controlado por	Influenciado por
Densidade Óptica	mAs	. kVp .Distância .Espessura da região .Densidade de massa .Tempo e temperatura de processamento .Velocidade do receptor de imagem .Colimação .Relação da grade
Contraste	kVp	.mAs .Tempo e temperatura de processamento .Velocidade do receptor de imagem .Colimação .Relação da grade
Detalhes	Tamanho do Ponto focal	.DFI .DOI .Movimentação .Todos os fatores ligados a densidade e contraste
Distorção	Posicionamento do paciente	.Alinhamento do tubo, da região anatômica, do receptor de imagem

deve estar disponível e deve conter métodos padrões para que o técnico possa obter imagens de alta qualidade consistente. Tal dispositivo é chamado de *carta de técnicas radiográficas*. Estas cartas são tabelas escritas para fornecer meios de determinar fatores técnicos específicos para serem usados em exames radiográficos.

Para uma carta de técnicas radiográficas virem a ser um sucesso, o técnico deve entender seu propósito, como ela foi construída, e como



deve ser utilizada. E mais importante, o técnico deve saber como fazer ajustes para os diversos status do corpo e processos patológicos. Quando utilizada adequadamente a carta de técnicas radiográficas permite obter imagens diagnósticas boas. A escala de contraste e a densidade óptica são previsíveis do que quando não se utiliza nenhuma carta.

As cartas de técnicas radiográficas podem ser feitas para acomodar todos os tipos de equipamentos. Historicamente os quatro tipos de tabelas são baseados em kilovoltagem variável, kilovoltagem fixa alta kilovoltagem e exposição automática. As seguintes cartas estão em uso atualmente: (1) tabela de kVp fixo, (2) tabela de alto kVp, (3) tabela de exposição automática. Cada uma destas tabelas faz com que o técnico disponha de um guia de fatores de exposição para todos os pacientes e exames.

A maioria das instalações escolhe um tipo particular para seu uso e depois prepara cartas similares para cada sala de exames radiográficos. O tipo de carta escolhido geralmente depende do diretor técnico de radiologia, do tipo de equipamento disponível, da combinação de filme e tela, e dos acessórios disponíveis.

As cartas de técnicas radiográficas e seu uso se tornam uma ferramenta importante na proteção do paciente. Os técnicos devem utilizar suas habilidades para produzir a melhor imagem radiográfica em uma só exposição. Repetir o exame significa somente aumentar a dose de radiação no paciente. A preparação destas cartas se torna uma importante tarefa desafiadora e, uma vez em uso, as cartas devem ser avaliadas constantemente e alteradas se necessário.

A preparação de uma carta não só requer que ela seja criada do nada. Muitos autores têm guias que podem ser usados na preparação de tabelas específicas. É importante que as

cartas de técnicas radiográficas dos livros e dos panfletos não sejam usadas como está impresso. Cada unidade de radiografia é única em suas características de radiação. Assim, uma carta específica deve ser preparada e testada para cada exame.

Antes de se iniciar a preparação da tabela, o equipamento de raio-X deve ser calibrado por um serviço de engenharia, e o sistema de processamento também deve ser avaliado. A filtração total também deve ser determinada. Ainda que o padrão recomendado seja de 2,5 milímetros de alumínio, pode-se encontrar 3 milímetros de alumínio de filtração total ou até mais disponível no envoltório do colimador. Isto altera significativamente o contraste e fará uma considerável diferença em qualquer carta de técnicas radiográficas. O tipo de grade a ser usada deve ser conhecido e o colimador ou restringedor do feixe deve ter sua luz de campo checada precisamente sobre a coincidência com o campo de irradiação. É muito importante que todas as variáveis sejam reduzidas ao mínimo. Quando uma carta radiográfica é considerada inadequada, todos os fatores acima devem ser checados.

Cartas com Técnica de kVp Variável

A carta de técnicas radiográficas com kVp variável, é somente de interesse histórico, utilizava um mAs fixo e um kVp que variava de acordo com a espessura da região anatômica. A kilovoltagem variava com a espessura da região anatômica em 2 kVp por centímetro. A característica básica da carta com kVp variável era a escala curta de contraste resultante dos baixos valores de kVp que eram utilizados. Geralmente as exposições feitas com este método geravam radiografias com escala de contraste baixa para regiões anatômicas pequenas e escala de contraste variável para regiões medianas e espessas. Com uma região anatômica como o abdômen, devido às grandes variações na espessura dos tecidos de paciente para paciente, existiam escalas variantes de contraste. Por exemplo, a



radiografia de abdômen demonstrava escala curta de contraste para pacientes astênicos utilizando baixos kVp e escala longa de contraste para pacientes hiperestênico utilizando altos kVp. Os radiologistas tendem a preferir escalas similares de contraste para exames anatómicos similares ou procedimentos similares.

Existem procedimentos aproximados para estabelecer um kVp de base quando se inicia a formulação de uma carta de kVp variável. O kVp inicial depende da ondulação de voltagem como se segue:

$$\text{kVp inicial} = 2 \times \text{espessura da região (cm)} + 30$$

(Fase única)

Para iniciar a preparação de uma carta de técnica radiográfica de kVp variável, seleciona-se a parte anatómica de interesse. Por exemplo, se o joelho for escolhido, utilizam-se um fantoma de joelho para todas as exposições testes. Primeiro mede-se a espessura do fantoma precisamente com um calibrador específico para este propósito. Multiplica-se a espessura obtida por dois e adiciona-se 30; isto indicado para um kVp com o qual se pode iniciar se o gerador de voltagem for de fase única. Se o gerador de voltagem for trifásico ou de alta frequência, 25 ou 23 respectivamente são os fatores aditivos.

RESOLVA A QUESTÃO

Um fantoma de joelho mede 14 cm de espessura. Qual kVp de fase única deve ser usada para se iniciar a construção de uma carta de kVp variável?

A kilovoltagem inicial será de 58 kVp. A próxima tarefa é selecionar o mAs ótimo a este kVp. Isto dependerá das características do receptor de imagem e da efetividade do controle da radiação espalhada.

Por exemplo, quando se utiliza um receptor de imagem de velocidade de 200 com uma grade de 8:1, faz-se exposições a 58 kVp com 9 mAs, 12 mAs e 20 mAs (figura 11.16). Seleciona-se a radiografia que produziu a melhor densidade óptica ou faz-se novas exposições com outros valores de mAs se necessário.

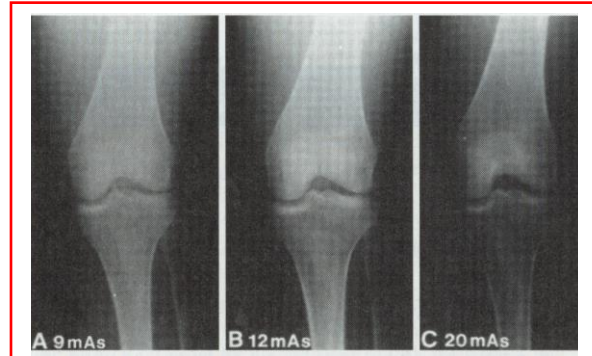


Fig. 11.16 Radiografias de um fantoma de joelho tiradas a 58 kVp. A) radiografia obtida a 12 mAs (B) foi selecionada para iniciar a tabela de kVp variável.

O resultado deste exercício é a primeira linha de uma carta de técnicas radiográficas com kVp variável. O kVp e o mAs utilizados quando se radiografa um joelho de 14 centímetros de espessura foi estabelecido em 58 kVp e 12 mAs, como demonstrado na tabela 11.8.

Tabela 11.8 de kVp Variável para exames do Joelho

Joelho AP/ Lat	Espessura da parte (cm)	Kilovoltagem
mAs: 12	8	50
DFI: 100 cm	9	52
Grade: 12:1	10	54
Colimador: para a parte	11	56
Velocidade do receptor de imagens	12	58
	13	60
	14	62
	15	64
	16	66



Neste ponto a carta pode ser expandida para incluir joelhos com outras espessuras. Para preparar uma carta de técnica radiográfica de kVp variável para outras regiões anatômicas o mesmo procedimento é usado. Quando a tabela estiver completa e pronta para ser utilizada em pacientes, deve-se estar atento para ajustes mínimos e refinamento continuado de cada tabela.

Carta de Técnicas com kVp Fixo

A carta de técnica radiográfica de kilovoltagem – fixo é o mais usado nos serviços de imagens diagnósticos modernos. Desenvolvido por Arthur Fuchs, é um método que seleciona a exposição que produz radiografia com uma escala de contraste maior. Em resumo, cartas de kVp – fixa produz escalas de contrastes que são consistentes dentro da região anatômica. O kVp é selecionado como o ótimo exigido para penetração da parte anatômica. Isto geralmente resulta em um valor de kVp maior para a maioria dos exames do que com a técnica de kVp – variável.

Uma vez selecionado o kVp e fixado naquele nível para cada tipo de exame e não varia de acordo para diferentes espessuras das partes anatômicas. O mAs, entretanto, é mudado de acordo com a espessura da região da parte anatômica para fornecer a densidade óptica apropriada. Por exemplo, todos os exames do joelho podem requer 60 kVp com o mAs ajustado para acomodar as diferentes espessuras.

Um benefício desta técnica é que em média, o paciente recebe uma dose de radiação menor. Há maior latitude e mais consistência com exposições de algumas partes anatômicas. Medição das partes não é crítico porque o tamanho da parte é agrupado como pequena, média, e grande. Para a maioria dos exames dos troncos do corpo (tórax), kVp ótimo é aproximadamente 80. Para a maioria

das extremidades distais, o ótimo seria aproximadamente 60 kVp.

Para preparar uma carta de exposição radiográfica de kVp – fixada, o primeiro passo é separar a espessura da parte anatômica para os três grupos – pequeno, médio, e grande. É também necessário identificar a faixa de espessura que é para ser incluído em cada grupo. Usando o abdômen como um exemplo, pequeno pode ser de 14 a 20 centímetros; médio, 21 a 25 centímetros; e grandes 26 a 32 centímetros. Para exposição teste, use um fantoma de tamanho médio e comece com 80 kVp usando incrementos mAs variado (Figura 11.17). Novamente a densidade selecionada depende sobre o tipo de receptor de imagem e dispositivos de controle da radiação espalhada disponível.

Uma vez que a densidade óptica apropriada tenha sido estabelecida, a carta pode ser expandida para incluir partes anatômicas pequenas e grandes. Para anatomia pequenas, a pessoa deveria aumentar o mAs por 30%. Para anatomia grande, a pessoa deveria aumentar o mAs por 30%. Para uma parte que é inchada como um resultado de trauma pode ser necessário um aumento de 50%. A tabela 11.9 seguinte apresenta os resultados de um procedimento representativo.

Tabela 11.9 de kVp fixo para exames do abdômen

Abdômen AP	Espessura da parte (cm)	mAs Necessário
kVp: 80	pequeno: 14 a 20	50
DFI: 100 cm	médio : 21 a 25	80
Grade: 12:1	Grande: 26 a 31	110
Colimador: para a parte do receptor de imagens	velocidade : 200	

Cartas de kVp - fixo pode também ser calculado com valores de mAs específico para cada 2 centímetro de espessura. Esta aproximação é mais precisa do que o rótulo subjetivo pequeno, médios, e grandes.



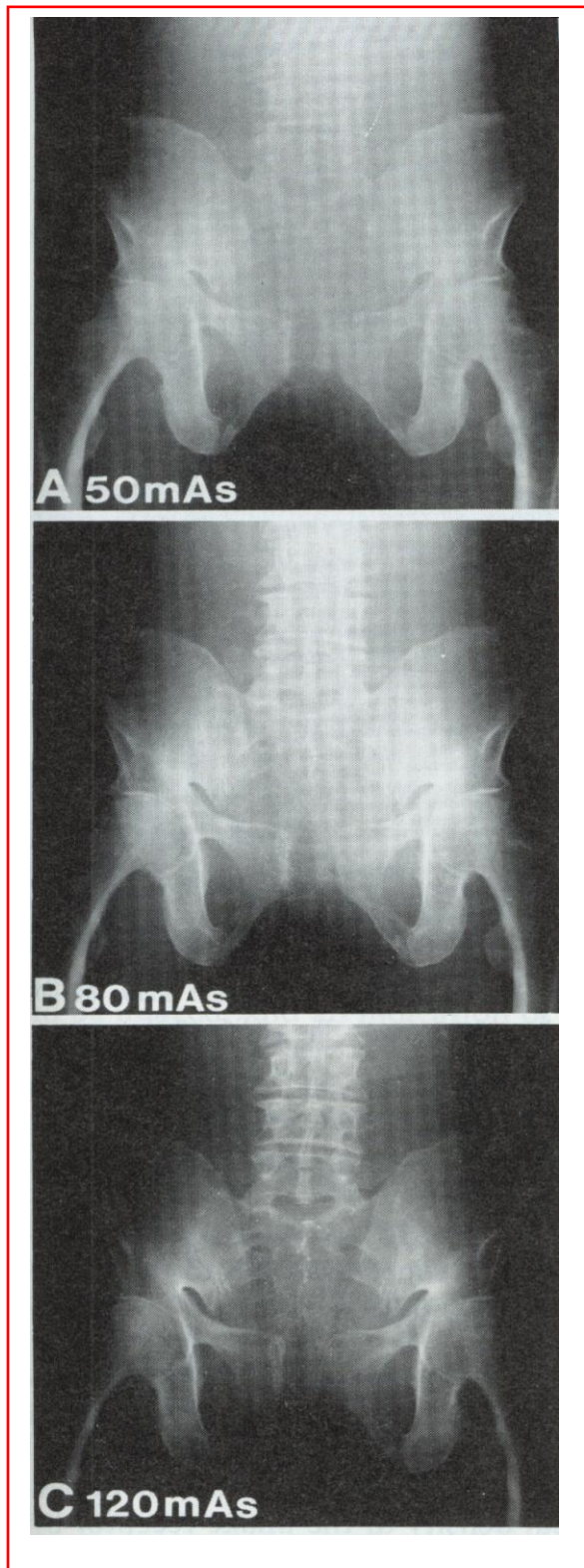


Fig. 11.17 Radiografia de um fantoma do abdome usado para construir uma carta de kVp – fixa. Todas as exposições foram feitas em 80 kVp. B) desta série, 80 mAs foi selecionada para começar a carta.

Cartas de kVp – Alto

O kVp selecionado para cartas de kVp – alta é geralmente maior do que 100. Exemplos de radiografia de kVp – alta são radiografias para procedimentos com sulfato de bário usando de 120 a 135 kVp para cada exposição. Técnica de exposição de quilovoltagem alta assegura penetração adequada do bário.

Este tipo de técnica de exposição pode também ser usado para radiografia rotineira de tórax para fornecer melhor visualização das várias densidades de massas de tecidos presentes nos campos de pulmão e mediastino. Colocação de kVp convencional menor ou maior fornece contraste objeto aumentado entre osso e tecido mole. Quando 120 kVp é selecionado para radiografia de tórax, porém, todos os tecidos esqueléticos serão penetrados e a radiografia exibirá todas as diferenças das densidades de massas presentes.

Para preparar uma carta de kVp – Alta, o procedimento é basicamente o mesmo como para preparar a carta de técnica de kVp – fixo. Todas as exposições para uma parte anatômica particular usaria o mesmo kVp. Obviamente o mAs seria muito menos do que aquela que é usada para a carta de kVp – fixada.

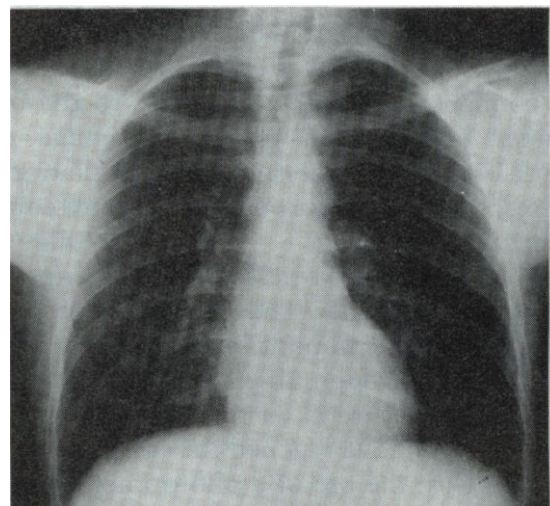


Fig. 11.18 Radiografia de tórax em kVp – Alta ilustrando a visualização melhorada da estrutura do mediastino



Teste de exposição são feitos usando um fantoma para determinar o mAs apropriado para a densidade ótica adequada. A figura 11.18 mostra uma radiografia de tórax feita em 120 kVp.

Note a visualização melhorada do tecido marcado da árvore bronquial e estrutura mediastinal comparado com radiografia de kVp – Baixo de tórax da figura anterior. Uma vantagem adicional para usar técnicas de exposição kVp – Alta é a dose de radiação no paciente reduzida.

Técnicas de Exposição Automática

A aparência do console de operação de uma máquina de raios – X é mudada em resposta a nossa capacidade para incorporar a tecnologia de ajuda – computadorizada. Várias técnicas de exposição – automáticas são disponíveis agora, mas o técnico radiologista teria a responsabilidade de identificar certas características do paciente e anatomia a ser imageado.

Sistema de exposição – automática com ajuda – computadorizada usa um regulador eletrônico de exposição, tal como descrito na física radiológica-1. A intensidade de radiação é medida ou por uma foto célula ou por uma câmara de ionização a qual determina a exposição quando a densidade ótica apropriada sobre o receptor de imagem tiver sido atingida. O princípio associado com sistema de exposição – automático já foi descrito, mas a importância de usar cartas de exposições radiográficas com estes sistemas não tem sido coberta.

Sistemas de controle automático de radiografias não são completamente automáticos. Está incorreto assumir que porque o técnico não tem que selecionar kVp, mA, e tempo para cada exame, um operador menos – qualificado possa usar o sistema.

Geralmente o técnico radiológico deve usar um guia para a seleção de colocação do kVp e densidade ótica. Às vezes só a densidade ótica como função do tamanho do paciente deve ser selecionada. A seleção do kVp é similar àquela do método kVp – fixada. A seleção de densidade ótica é numericamente escalada para permitir para diferentes espessuras das partes anatômicas.

Posicionamento do paciente deve ser preciso, e a anatomia deve ser incluída para cobrir a fotocélula. A parte específica do corpo deve ser colocada sobre o dispositivo foto-tempo para assegurar exposição apropriada. Entretanto, se parte da foto – célula não cobre a anatomia o dispositivo de foto-tempo não beneficiaria o feixe de exposição, terminando prematuramente. Como resultado, alguma parte do corpo separa-se próxima da borda do corpo fazendo o foto-tempo não preciso, por exemplo, a clavícula. Em adição a precisão no posicionamento, é recomendado que a parte anatômica seja medida antes de cada exame para determinação da seleção da densidade ótica apropriada.

Os fatores mostrados na tabela 11.10 devem ser considerados quando preparar a carta de exposição radiográfica para um sistema de raios – X automática. O kVp é selecionado de acordo com a parte anatômica específica que está sendo examinado. O controle da densidade ótica é colocado de acordo com a espessura da parte. O acessório específico a ser usado, tal como filme, écran, e grades, determinarão as seleções prévias em grande parte. É crítico assegurar que a colimação confina o feixe de raios – X somente para a parte anatômica sob investigação ou para o receptor de imagem, qualquer que este seja menor. Radiação espalhada excessiva afeta a resposta do controle de exposição - automático e reduz o contraste da imagem.



Tabela 11.10 Fatores a Considerar Quando Construindo Uma Carta de Exposição Radiográfica Para Sistemas

Fatores para Seleção	Razão para seleção
Kilovoltagem	Seleciona para cada parte anatômica
Controle de Densidade	Ajusta de acordo a espessura da parte
Colimação	Reduz a dose no paciente e assegura resposta própria do controle de exposição automático
Seleção de acessório	otimiza a razão qualidade de imagem – dose de radiação

Foto Regulador

Os sistemas de exposição – automático antes era o foto regulador. O foto regulador incorpora um dispositivo para sensorizar a quantidade de radiação que chega sobre o receptor de imagem. Através de um circuito de realimentação eletrônico a exposição a radiação é terminada quando um número suficiente de raios – X tenha alcançado o receptor de imagem.

A imagem com o uso de um foto regulador, o técnico radiológico seleciona o kVp apropriado, e o foto regulador faz o resto. A exposição terminará quando o receptor de imagem tiver recebido a exposição de radiação apropriada.

Os fotos reguladores geralmente têm dois ou três sensores de exposição disponível para controle (figura 11.19). Por exemplo, três células de sensores de radiação podem ser disponíveis, e o técnico radiologista é responsável para selecionar qual dos sensores usa para o exame. Durante um exame do tórax, se o mediastino é a região de interesse, só a célula sensor central será usada.

Se o campo do pulmão é de principal importância, as duas células laterais serão ativadas.

A maioria dos fotos reguladores tem um 2 - segundo anulador de segurança. Se o foto regulador falha para terminar a exposição, o segundo circuito de segurança termina a exposição em 2 segundos.

Em adição a seleção das células de exposição o técnico radiologista geralmente tem um mostrador de três a sete posições rotuladas densidade ótica ou simplesmente densidade. Cada passo sobre o mostrador é calibrado para aumentar ou diminuir a densidade ótica média da imagem do receptor por 0,1. Este controle pode ser usado para acomodar qualquer característica do paciente incomum ou para superar as mudanças de calibração lenta ou sensibilidade do foto regulador.

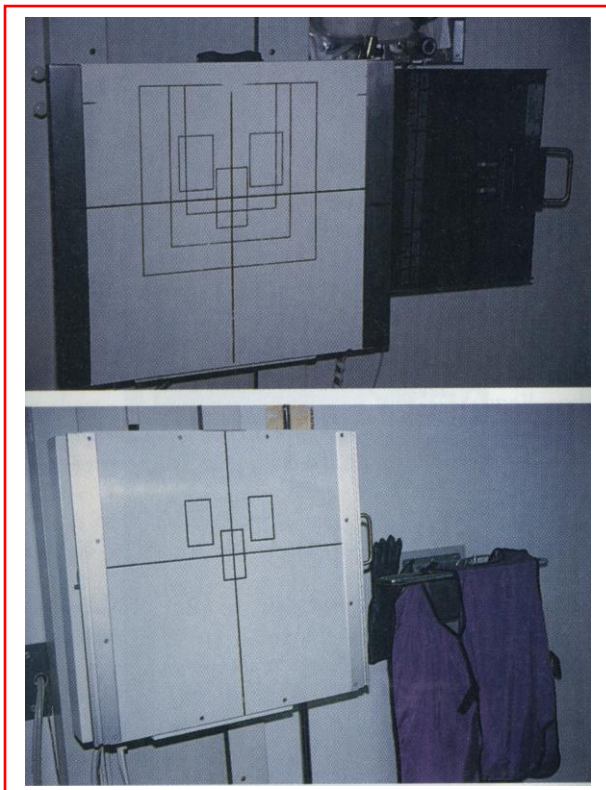


Fig. 11.19 Estes buckys verticais para tórax mostram a posição dos três foto reguladores independentes. As dimensões adicionais indicam os tamanhos do receptor de imagem padrão



Exposição programada

Microprocessadores estão sendo incorporados mais frequentemente para operar consoles. Um microprocessador permite o operador a selecionar digitalmente qualquer kVp ou mAs, e o microprocessador ativa automaticamente a estação de mA apropriada e tempo de exposição.

Com geradores de carga caindo, o microprocessador começa a exposição em um valor máximo fazendo a corrente de o tubo ficar reduzida durante a exposição. O objetivo global é minimizar o tempo de exposição para reduzir o borrão de movimento.

Radiografia programada anatomicamente

A última palavra no controle de exposição do paciente é denominada **Radiografia Programada anatomicamente (RPA)**. RPA também usa tecnologia microprocessado. Em lugar de o técnico ter de selecionar kVp e mA desejada, gráficos sobre o console ou sobre um vídeo de toque na tela guia o técnico radiológico (figura 11.20). Para produzir uma imagem, o técnico radiológico simplesmente toca o quadro, uma descrição escrita da anatomia será imageada, e uma indicação do corpo aparece. O microprocessador seleciona apropriadamente o kVp e o mA automaticamente. O processo inteiro é foto regulado, o qual resulta em radiografias quase sem defeito. Assim poucas retomadas são necessárias.

O princípio de um RPA é similar ao da exposição automática com a carta de técnica radiográfica armazenada no microprocessador da unidade de controle. O serviço de engenharia carrega o programa controlado durante a instalação e calibra o circuito de controle de exposição para a condição geral para facilidades.

O técnico radiológico necessita somente selecionar a parte e seu tamanho relativo antes de cada exposição. As instruções programadas, entretanto, devem ser continuamente ajustadas pelo técnico radiológico até que o painel inteiro fique otimizado para a melhor imagem.

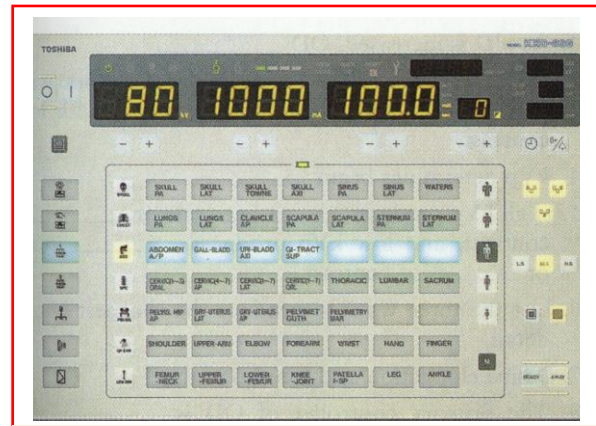


Fig. 11.20 Console operando em RPA com seleção de controle de exposição automático para o abdômen em AP



Depois da tempestade vem a bonança. Continue estudando com afinco que você alcançará o seu objetivo.





EXERCÍCIOS DE APRENDIZAGEM

1. Quais são os três grupos de variáveis ou fatores que determinam a qualidade da radiografia terminada?

2. Como o habito do corpo afeta a seleção de fatores técnicos?

3. Descreva as duas classificações de patologias e quais os fatores técnicos que podem ser afetados por cada classificação?

4. Nomeie as ferramentas usadas para medir a espessura de uma parte anatômica quando um técnico está determinando a seleção dos fatores técnicos.

5. Tecido radiopaco tal como _____ aparece _____

sobre a radiografia

6. como um técnico determina o tipo de patologia que um paciente pode ter antes de um exame radiográfico

7. Liste e defina os quatro fatores da qualidade da imagem que caracteriza o termino radiográfico

8. Escreva a formula para a densidade óptica (DO)

9. Identifique A faixa numérica equivalente da densidade óptica vindo do preto para o branco.

10. Qual é a relação entre densidade óptica e mAs?

11. O mAs deve ser mudado pelo _____ para produzir um aumento perceptível sobre a densidade ótica de uma radiografia.

12. Quando a DFI é aumentada, DO _____.

13. Defina contraste. Dê um exemplo de tecido com alto contraste e um exemplo de tecido com baixo contraste.

14. O kVp determina _____ do feixe

15. kVp alto produz uma escala _____ ou _____ contraste

16. Liste as três maneiras para produzir um contraste detalhado.

17. Define alongamento e encurtamento

18. O controle primário da DO é _____, do contraste é _____, de detalhes é _____, e de distorção é _____.

19. Liste e discursa as quatro cartas de exposição radiográficas.

20. A carta de kVp alta é usada para quais dois tipos de exames radiográficos? A carta kVp-fixa geralmente requer quais as duas faixas de kVp?



GLOSÁRIO

Absorvedor – Qualquer material que absorve total ou parcialmente a intensidade da radiação ionizante, tal como: chumbo, aço, concreto, e outros materiais de raios – X.

Acessórios – Dispositivos que sendo partes ou não do aparelho de raios – X ou radioterápicos, são usados para radiodiagnóstico bem como radioterápicos, e cujo objetivo final é de melhorar a qualidade da imagem radiográfica ou do resultado do tratamento neoplásico.

Contraste – Diferença relativa entre as várias áreas claras e escuras na radiografia ou imagem fluoroscópica.

Contraste objetivo – Mostra a diferença entre os enegrecimentos, ou a diferença entre branco e o preto, tal como pode ser medido através de instrumentos (fotômetros).

Contraste subjetivo – É o contraste que depende do olho humano. O poder deste contraste varia, pois, de observador para observador.

Controle de uma radiografia – Processo de constatação se uma radiografia saiu de acordo com as especificações exigidas

Dose – Quantidade de energia da radiação ionizante absorvida por unidade de massa do material irradiado. Medidos em rad (GY) ou Rem (Sv).

Écran – folha revestida de material, que se torna fluorescente sob ação dos raios – X e que ajuda a forma a imagem mais rapidamente. O écran faz o tempo de exposição ser reduzido e reduzir o contraste radiográfico.

Efeito fotoelétrico – processo em que um fóton ou raios – X retira um elétron em uma das camadas mais internas do átomo,

transferindo-lhe toda a sua energia a este elétron, o qual se movimentará no meio. O buraco deixado por este elétron é preenchido por outros elétrons vindos das camadas mais externas, evento acompanhado de emissão de radiação na faixa do visível.

Emulsão fotográfica – Camada mais fina de material sensibilizável pela ação da luz ou raios – X, e que recobre a base do filme.

Escamoteador – Dispositivo usado para fazer-se várias radiografias em tempos curtos trocando-se o chassi manualmente.

Exposição radiográfica – Incidência de raios – X sobre objetos

Feixes de raios – X – Emissão de raios – X produzidos no alvo, mas, que são deixados saírem numa determinada direção.

Filme radiográfico – Película que contém material químico que sofre reações ao serem atingidos por raios – X, criando regiões de maior enegrecimento ou menor enegrecimento (contraste), formando assim a imagem radiográfica.

Fixador – Solução química de hiposulfito de sódio e acetato ou ácido sulfúrico, usado para fixar a imagem depois de reveladas.

Fog – Termo que se usa quando ocorre um velamento indesejável no filme radiográfico, decorrente de vários fatores.

Fluorescência – Fenômeno de emissão de radiação por certos materiais, especialmente luz, quando exposto à ação da radiação incidente, tal como raios – X.

Fosforescência – Emissão de radiação por uma substância como resultado da absorção prévia de radiação de menor comprimento de onda. Ao contrário da fluorescência, a emissão pode continuar por tempo considerável após a cessação da irradiação excitante.



Gray – Unidade de dose absorvida, definida por: $1 \text{ Gy} = 1 \text{ J/kg}$

Incidência – Ângulo formado entre o eixo do feixe de raios – X que penetra no objeto ou corpo e o próprio corpo a ser radiografado.

Imagem latente – Imagem não perceptível formada por grãos de prata metálica no filme, a partir de exposição, mas que continua junto com os haletos de prata que não foram expostos. Tornar-se-á visível após a revelação.

Interação – Designação genérica de qualquer processo em que o estado de uma partícula é afetado pela ação de outra partícula, ou de um campo. Também se utiliza o termo para indicar a força ou forças que participam desse processo

Magnificação – Tamanho de imagem radiográfica maior que o tamanho do objeto radiográfico. Isto ocorre porque o feixe é divergente. A magnificação depende da DFO e da DOF

Número atômico – Número que correlaciona a quantidade de prótons dentro do núcleo do átomo, qual serve para posicioná-lo dentro da tabela periódica.

Newton – Unidade de força no sistema MKS, equivale aproximadamente 0,22 lb, lembrando que $1 \text{ N} = 1 \text{ kg} \cdot 1 \text{ m/s}^2$.

Plano em Radiodiagnóstico – Superfície plana imaginária que corta o corpo em várias direções tais como: Frontal, Mediana Sagital, Horizontal alemã (dn), Vertical do ouvido e Transversos.

Polo magnético – Extremidade de um condutor ou ímã, com sinal positivo ou negativo.

Posição de exame – Forma em que o paciente deve ficar para se executar o exame.

Quantum – Teoria formulada por Max Planck (1901) e Alberto Einstein (1905), e diz que, “A radiação eletromagnética é emitida e se propaga descontinuamente, em pequenos pulsos de energia ou fótons, cuja $E = hf$ ”.

Rad – Antiga unidade de Dose Absorvida de qualquer radiação, onde $1 \text{ rad} = 100 \text{ ergs / grama}$ de qualquer absorvedor. Hoje esta unidade foi substituída por Gray (GY)

Radiação característica – Radiação que é emitida no instante em que elétrons de camadas mais externas preenchem o buraco deixado pelo o elétron que foi arrancado ao receber energia do fóton. Esta radiação é dita característica por que sua energia depende da camada em que se encontrava antes.

Radiação monoenergética – Radiação cuja energia dos elementos do feixe (fótons ou partículas) é de uma só energia.

Radiodiagnóstico – Diagnóstico feito através do uso da radiação.

Radiografia – Imagem formada em um filme, por processo de interação da radiação com substâncias químicas contido na emulsão.

Raios – X – Radiação que é emitida do alvo de um tubo de raios – X, em decorrência do freinamento de elétrons que são desacelerados no mesmo. Recebeu este nome, por não se saber do que se tratava.

Resolução radiográfica – Maior nitidez na imagem radiográfica.

Revelador – Solução química que é usada para transformar depois de uma interação com os r-X, os haletos de prata (brometo de prata) em prata metálica, eliminando ainda, os que não sofreram interação.



Solução endurecedora – Composto químico que quando em reação tem a propriedade de endurecer os elementos revelados. Faz parte do fixador.

Taxa de exposição – É a medida de exposição no intervalo de tempo ($C.Kg^{-1}.s^{-1}$).

Tela intensificadora – Telas que contém material fluorescente, que quando exposta aos raios – X, emitirão luz que ajudará a formar a imagem com mais eficiência.

Tempo de exposição – Tempo marcado no relógio, para o qual o feixe vai ficar irradiando o objeto, ou seja, duração da descarga de raios – X na realização de um exame. Geralmente em, mAs.

**ASPR**
ASSESSORIA E SERVIÇOS EM PROTEÇÃO RADIOLÓGICA E
CONTROLE DE QUALIDADE
Protegendo Vidas
Rua Paulo Portela, nº 90 - Bairro Castália - Cep: 45.603 - 194 - Itabuna/Bahia
Fone contato: (73) 99191 - 1119 ; E-mail: aspronline@hotmail.com
 www.aspronline.wix.com/aspronline ;  www.facebook.com/asprcq 

ASPR – Assessoria e Serviços
em
Proteção Radiológica e Controle de Qualidade Ltda.

Fone: (73) 4141 – 1973 / (73) 3214 -4315

Celular: (73) 99191 – 1119

Site: aspronline.wix.com/aspronline **e-mail:** aspronline@hotmail.com

- ① **Plano de Transporte de Material Radioativo**
- ① **Transporte de Material Radioativo**
- ① **Plano de Radioproteção:** Radiodiagnóstico, Radioterapia e Medicina Nuclear.
- ① **Projetos de Cálculos de blindagens estruturais:** Radiodiagnóstico, Radioterapia e Medicina Nuclear.
- ① **Levantamento Radiométrico**
- ① **Teste de Radiação de Fuga**
- ① **Curso de Atualização e Treinamento de IOE ao RX**
- ① **Implantação de Programa de Controle de Qualidade**
- ① **Serviços de CQ e GQ:** RX Uso Geral, Mamografia, Fluoroscopia e TC em Diagnóstico e Odontológico.
- ① **Assessoria em Proteção Radiológica Junto a Vigilância Sanitária e CNEN.**
- ① **Elaboração de PGRSS**
- ① **Plano de Gerenciamento de Rejeito Radioativo**
- ① **Assessoria em Segurança do Trabalho Elaboração de PPRA**

Físicos Médicos e Especialista em Radioproteção e CQ e GQ

- ① **Milton Coelho Maciel**
Físico Médico ABFM nº 0664
Supervisor de Proteção Radiológica CNEN nº FT 0050
Supervisor de Proteção Radiológica CNEN nº FM 0138