



ESRF
EUROPEAN SOCIETY OF RADIOLOGY

 **cbr**
EDUCA

e-Book Educação em Radiologia na Graduação

| **CAPÍTULO:** Radiografia Convencional



Créditos

Título original

The eBook for Undergraduate Education in Radiology

Tradução

Precise Editing Tradução e Edição de Textos Ltda

Revisão da tradução

Dr. Dante Luiz Escuissato

Professor associado do Departamento de Clínica Médica da UFPR; Médico Radiologista da Clínica DAPI / Curitiba; Membro Titular do CBR

Coordenação Geral

Dr. Ronaldo Hueb Baroni

Professor da Faculdade Israelita de Ciências da Saúde Albert Einstein; Gerente Médico do Departamento de Imagem do Hospital Israelita Albert Einstein; Diretor Científico do CBR

Realização

Colégio Brasileiro de Radiologia e Diagnóstico por Imagem

Conteúdo

[Princípios da Radiografia](#)

[Produção de Raios X](#)

[Feixe de Raios X](#)

[Formação de Imagens Radiológicas](#)

[Quantidades Dosimétricas](#)

[Qualidade de Imagem](#)

[Mensagens Finais](#)

[Referências](#)

[Teste Seus Conhecimentos](#)



Prefácio

O ensino de graduação em radiologia na Europa é ministrado de acordo com esquemas nacionais e pode variar consideravelmente de uma instituição acadêmica para outra. Às vezes, o campo da radiologia é considerado uma “disciplina transversal” ou ensinado no contexto de outras disciplinas clínicas, por exemplo, medicina interna ou cirurgia.

Este e-book foi criado para auxiliar estudantes de medicina e professores universitários em toda a Europa, respectivamente, na compreensão e no ensino da radiologia como uma disciplina coerente por si só. O seu conteúdo baseia-se no Currículo Europeu da ESR de Formação em Radiologia em Nível de Graduação e resume os chamados **elementos essenciais** que podem ser considerados os princípios básicos com os quais todo estudante de medicina deve estar familiarizado. Embora as habilidades específicas do diagnóstico radiológico para interpretação de imagens não possam ser adquiridas por todos os estudantes e pertençam mais aos objetivos de aprendizagem dos Currículos de Formação da ESR em Níveis de Pós-Graduação, o presente e-book também contém alguns **insights adicionais** relacionados aos exames de imagem modernos na forma de exemplos das principais patologias, conforme sua visualização nas diferentes modalidades de imagem. O objetivo é dar ao estudante de graduação interessado uma compreensão da radiologia moderna, refletindo seu caráter multidisciplinar como especialidade baseada em órgãos.

Gostaríamos de estender nossos agradecimentos especiais aos autores e membros do Comitê de Educação da ESR que contribuíram para este e-book, a Carlo Catalano, Andrea Laghi e András Palkó, que iniciaram este projeto, e ao Escritório da ESR, em particular a Bettina Leimberger e Danijel Lepir, por todo o apoio na realização deste projeto.

Esperamos que este e-book possa cumprir seu propósito como uma ferramenta útil para o ensino acadêmico de radiologia na graduação.

Minerva Becker
ESR Education Committee Chair

Vicky Goh
ESR Undergraduate Education Subcommittee Chair

Conteúdo

[Princípios da Radiografia](#)

[Produção de Raios X](#)

[Feixe de Raios X](#)

[Formação de Imagens
Radiológicas](#)

[Quantidades Dosimétricas](#)

[Qualidade de Imagem](#)

[Mensagens Finais](#)

[Referências](#)

[Teste Seus Conhecimentos](#)



Copyright e Termos de Uso

Este trabalho está licenciado sob [Creative Commons Attribution-NonCommercial-NoDerivatives 4.0 International License](https://creativecommons.org/licenses/by-nc-nd/4.0/).

É permitido:

- **Compartilhar** – copiar e redistribuir o material em qualquer meio ou formato

Nos seguintes termos:

- **Atribuição** – Você deve dar o devido crédito, fornecer um link para a licença e indicar se foram feitas alterações. Você pode fazê-lo de qualquer maneira razoável, mas não de forma que sugira que o licenciante endosse tais alterações ou seu uso.
- **Não Comercial** – Você não pode utilizar o material para fins comerciais.
- **Sem derivações** – Se você reescrever, transformar, ou recriar o material, você não poderá distribuir o material modificado..

Como citar este trabalho:

European Society of Radiology, Pascal Monnin, Marta Sans Merce (2023) e-book—Educação em Radiologia na Graduação: Radiografia Convencional. DOI 10.26044/esr-undergraduate-ebook-15

Conteúdo

[Princípios da Radiografia](#)

[Produção de Raios X](#)

[Feixe de Raios X](#)

[Formação de Imagens Radiológicas](#)

[Quantidades Dosimétricas](#)

[Qualidade de Imagem](#)

[Mensagens Finais](#)

[Referências](#)

[Teste Seus Conhecimentos](#)



Hyperlinks



Conhecimentos Essenciais



Conhecimentos Adicionais



Atenção



Compare



Perguntas



Referências

Conteúdo

[Princípios da Radiografia](#)

[Produção de Raios X](#)

[Feixe de Raios X](#)

[Formação de Imagens Radiológicas](#)

[Quantidades Dosimétricas](#)

[Qualidade de Imagem](#)

[Mensagens Finais](#)

[Referências](#)

[Teste Seus Conhecimentos](#)



eBook Educação em Radiologia na Graduação

Baseado no ESR Curriculum for Undergraduate Radiological Education

Capítulo: **Radiografia Convencional**

Autores

Pascal Monnin¹

Marta Sans-Mercede²

Afiliações

¹ Institute of radiation physics (IRA), Lausanne University Hospital (CHUV) and University of Lausanne (UNIL), Lausanne, Switzerland

² Geneva University Hospitals (HUG), Geneva, Switzerland

Conteúdo

[Princípios da Radiografia](#)

[Produção de Raios X](#)

[Feixe de Raios X](#)

[Formação de Imagens Radiológicas](#)

[Quantidades Dosimétricas](#)

[Qualidade de Imagem](#)

[Mensagens Finais](#)

[Referências](#)

[Teste Seus Conhecimentos](#)





Conteúdo

Conteúdo

- Princípios da Radiologia
- Produção de Raios X
 - Tubo de Raios X
 - Espectros de Raios X
 - Configuração de parâmetros
 - Tamanho do foco
 - Voltagem
 - Produto Corrente-Tempo
 - Filtração
- Feixe de Raios X
 - Interação dos raios X com a Matéria
 - Efeito Fotoelétrico
 - Efeito Compton
 - Efeito Rayleigh
 - Atenuação de raios X
 - Coeficiente de Atenuação Linear
 - Camada Semirredutora (CSR)
 - Fração de espalhamento
- Formação de Imagens Radiológicas
 - Rejeição da Dispersão da Radiação
 - Grade Antiespalhamento
 - Air Gap
 - Projeção
 - Magnificação
 - borramento geométrico
 - Detectores Digitais de Raios X
 - Controle Automático de Exposição (CAE)
- Quantidades Dosimétricas
 - Índice de Exposição (IE)
 - Kerma no Ar do Feixe de Raios X
 - Dose de Entrada na Pele (DEP)
 - Produto Área-Dose (PAD)
 - Níveis de Referência Diagnóstica (NRD)
- Qualidade de Imagem
 - Contraste
 - Relação Sinal-Ruído
 - Resolução Espacial
- Mensagens Finais
- Referências
- Teste seus Conhecimentos

Princípios da Radiografia

Produção de Raios X

Feixe de Raios X

Formação de Imagens Radiológicas

Quantidades Dosimétricas

Qualidade de Imagem

Mensagens Finais

Referências

Teste Seus Conhecimentos



Princípio da Imagem por Raios X

A radiografia é uma importante técnica de diagnóstico baseada nas interações dos raios X em um corpo para produzir imagens de órgãos e tecidos.

Três modalidades de imagem obtidas com raios X são usadas:

- Radiografia de projeção
- Fluoroscopia
- Tomografia computadorizada (TC)

Conforme mostrado na Fig. 1, essas três técnicas de imagem são baseadas em:

- Produção de radiação em um tubo de raios X
- Transmissão de um feixe de raios X através de um paciente
- Detecção dos fótons transmitidos em um detector
- Processamento da imagem

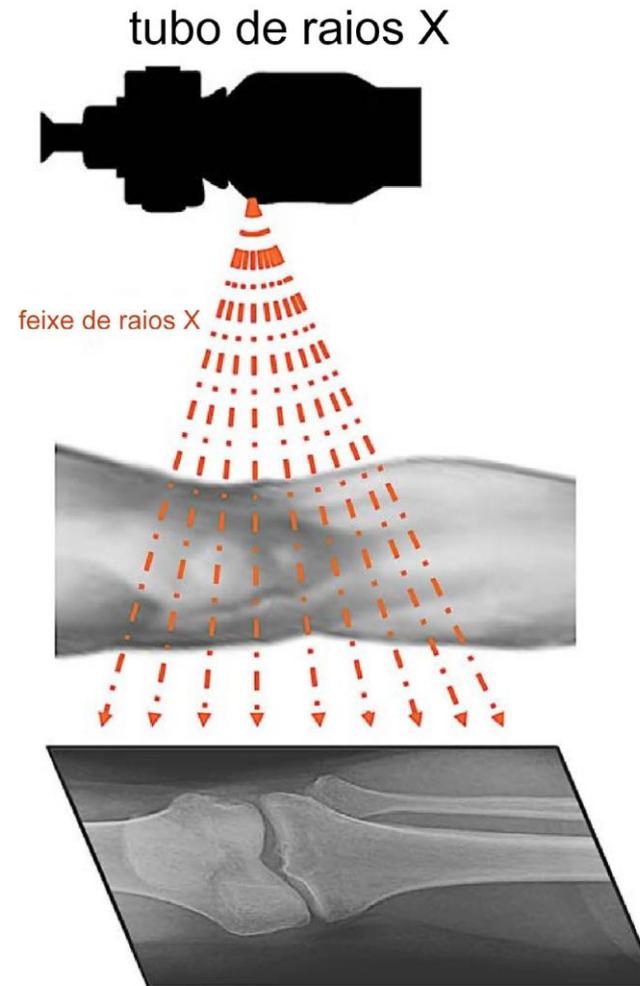


Fig. 1 – Princípio da imagem por raios X

Conteúdo

- ▶ [Princípios da Radiografia](#)
- [Produção de Raios X](#)
- [Feixe de Raios X](#)
- [Formação de Imagens Radiológicas](#)
- [Quantidades Dosimétricas](#)
- [Qualidade de Imagem](#)
- [Mensagens Finais](#)
- [Referências](#)
- [Teste Seus Conhecimentos](#)



Princípio da Imagem por Raios X



As modalidades obtidas com raios X fornecem imagens bidimensionais ou cortes baseados nos princípios de atenuação dos tecidos atravessados pelos raios X.

- A radiografia fornece uma única projeção estática adquirida em um flash de raios X (Fig. 2B).
- A fluoroscopia produz séries temporais de projeções a uma taxa ajustável (0,5-30 imagens por segundo) e dá acesso a imagens dinâmicas.
- A tomografia computadorizada (TC) adquire projeções únicas em vários ângulos acima de 360° ao redor do paciente para reconstruir cortes da anatomia (Fig. 2C) e renderização de volume (Fig. 2D).

Este capítulo explica o princípio de projeção de imagens de raios X, também chamada de “radiografia convencional”.

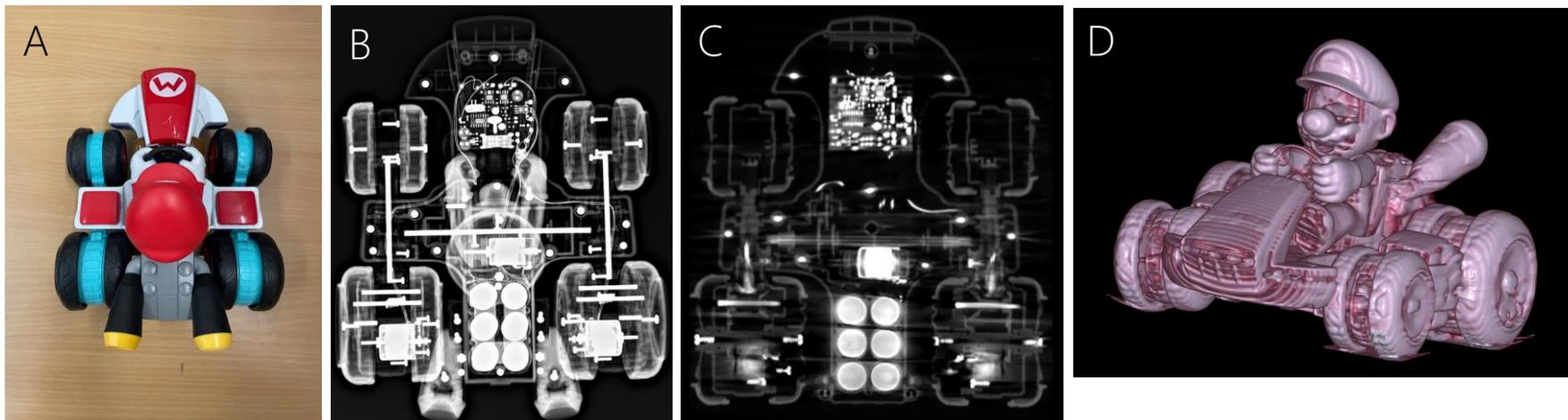


Fig. 2 – Diferença entre uma projeção de raios X (B) e um corte de TC (C) de um objeto fotografado (A). D ilustra uma reconstrução tridimensional dos cortes de TC. Cortesia de Davide Cabral, Department of Radiology, Geneva University Hospitals.

Conteúdo

▶ [Princípios da Radiografia](#)

[Produção de Raios X](#)

[Feixe de Raios X](#)

[Formação de Imagens Radiológicas](#)

[Quantidades Dosimétricas](#)

[Qualidade de Imagem](#)

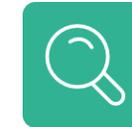
[Mensagens Finais](#)

[Referências](#)

[Teste Seus Conhecimentos](#)



Tubo de Raios X



Os raios X são ondas eletromagnéticas de alta frequência produzidas em um tubo de raios X quando elétrons altamente energéticos interagem com a matéria.



Os principais componentes são (Fig. 3):

1. Cátodo: eletrodo negativo composto por um emissor de elétrons e taça focalizadora.
2. Cátodo: eletrodo negativo composto por um emissor de elétrons e copo focalizador
3. Rotor/estator
4. Ampola de vidro ou metal
5. Cúpula do tubo revestida internamente de chumbo

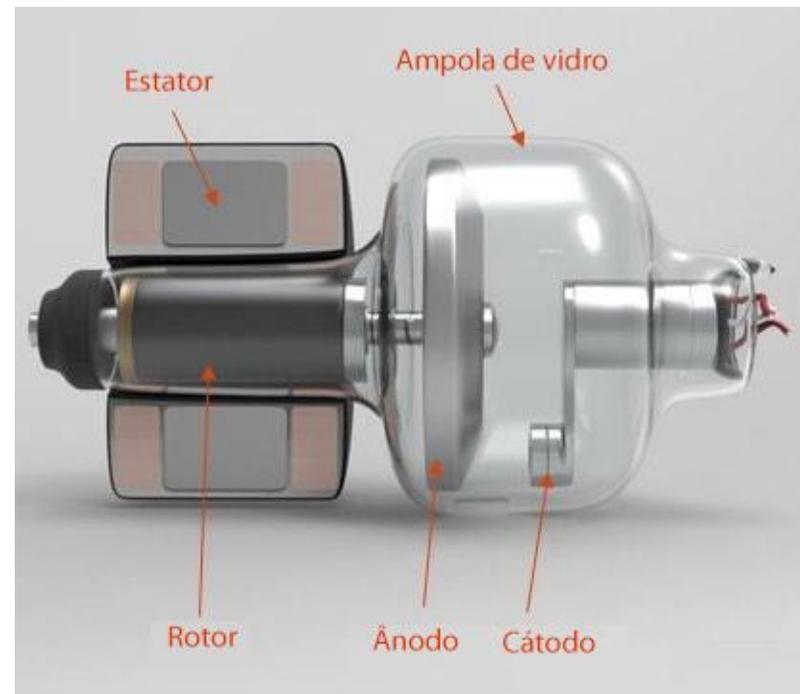


Fig. 3 – Tubo de raios x

Conteúdo

Princípios da Radiografia

- ▶ Produção de Raios X
 - ▶ Tubo de Raios X

Feixe de Raios X

Formação de Imagens Radiológicas

Quantidades Dosimétricas

Qualidade de Imagem

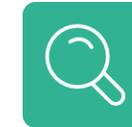
Mensagens Finais

Referências

Teste Seus Conhecimentos



Tubo de raios X



Cátodo (Fig. 4):

- O cátodo geralmente contém **filamentos** de tungstênio eletricamente conectados ao gerador de raios X
- A maioria dos tubos de raios X são chamados de tubos de foco duplo porque possuem dois filamentos: um filamento grande e um filamento pequeno.
- O filamento pequeno ou o grande podem ser selecionados manual ou automaticamente, dependendo da **voltagem (kV) e do produto corrente-tempo (mAs)**.
- O filamento é aquecido por uma resistência elétrica.
- Uma nuvem de elétrons estática é formada ao redor do filamento.
- Quando a voltagem é aplicada, os elétrons do filamento são acelerados em direção ao ânodo.
- O fluxo de elétrons corresponde à corrente do tubo de raios X.

Conteúdo

Princípios da Radiografia

▶ Produção de Raios X

▶ Tubo de Raios X

Feixe de Raios X

Formação de Imagens Radiológicas

Quantidades Dosimétricas

Qualidade de Imagem

Mensagens Finais

Referências

Teste Seus Conhecimentos



Tubo de raios X



Ânodo (Fig. 4):

O ânodo é um eletrodo alvo metálico mantido a uma diferença de potencial positiva em relação ao cátodo.

- O ânodo é feito mais comumente de **tungstênio** devido ao seu alto ponto de fusão (3.000°C) e elevado número atômico ($Z = 74$), o que proporciona alta produção de raios X.
- A área do ânodo impactada pelos elétrons é o **ponto focal**.
- Unidades de raios X odontológicas, máquinas móveis de raios X e sistemas móveis de fluoroscopia usam ânodos fixos.
- Ânodos rotativos permitem maior emissão de raios X, espalhando calor sobre uma superfície maior.
- O **tamanho real do ponto focal** é a área no ânodo atingida pelos elétrons, determinada pelo tamanho do filamento selecionado no cátodo.
- O **tamanho efetivo do ponto focal** é a projeção do tamanho real do ponto focal no plano da imagem, determinado pelo ângulo do ânodo.

Conteúdo

[Princípios da Radiografia](#)

- ▶ [Produção de Raios X](#)
 - ▶ [Tubo de Raios X](#)

[Feixe de Raios X](#)

[Formação de Imagens Radiológicas](#)

[Quantidades Dosimétricas](#)

[Qualidade de Imagem](#)

[Mensagens Finais](#)

[Referências](#)

[Teste Seus Conhecimentos](#)

Tubo de raios X

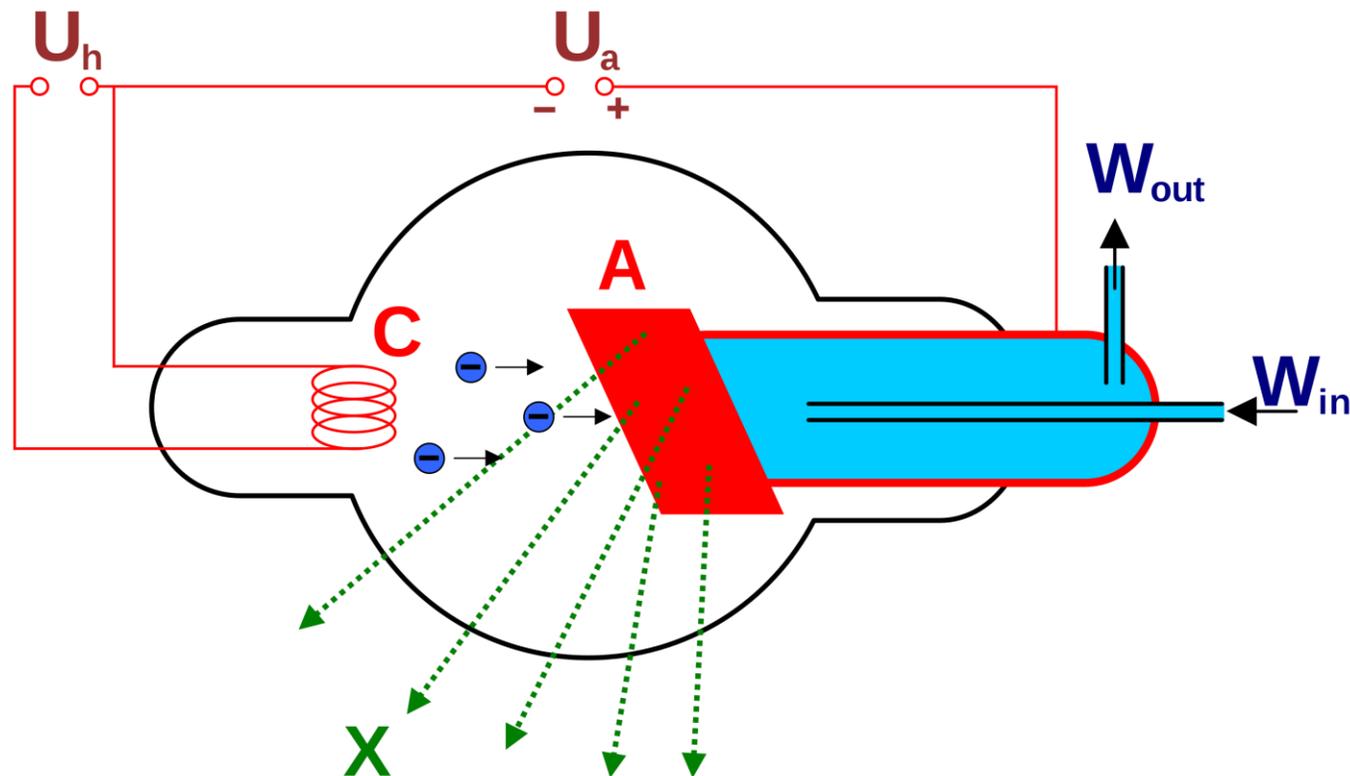


Fig. 4 – Desenho com imagem lateral do tubo de raios X de Coolidge original, onde elétrons são produzidos pelo aquecimento de um filamento de tungstênio por corrente elétrica. C: filamento/cátodo (-); A: ânodo (+); W_{in} e W_{out} : entrada e saída de água do dispositivo de refrigeração. U_h : potencial de tensão para aquecimento do cátodo; U_a : potencial de tensão entre ânodo e cátodo. Os elétrons produzidos pelo cátodo são acelerados no tubo de vácuo em direção ao ânodo. X: Raios X produzidos pelo ânodo. Imagem reproduzida de: <https://commons.wikimedia.org/wiki/File:WaterCooledXrayTube.svg>

Conteúdo

Princípios da Radiografia

▶ Produção de Raios X
▶ Tubo de Raios X

Feixe de Raios XFormação de Imagens RadiológicasQuantidades DosimétricasQualidade de ImagemMensagens FinaisReferênciasTeste Seus Conhecimentos



Espectros de raios X

- Os raios X são produzidos através de dois processos: *frenagem* e *radiações características*.
- *Raios X de frenagem* são emitidos do ânodo em uma faixa contínua de energias, sendo a energia máxima determinada pela voltagem do tubo (Fig. 5).
- Os elétrons podem **ejetar** outros elétrons das camadas internas dos átomos no ânodo. Essas vacâncias são preenchidas quando os elétrons descem de níveis de energia mais elevados e emitem **raios X característicos** (Fig. 4).
- *Raios X característicos* têm energias bem definidas determinadas pela diferença entre os níveis de energia atômica dos átomos do ânodo.
- Um *filtro de alumínio* colocado na saída do tubo remove raios X de baixa energia, o que aumentaria a dose de radiação no paciente, mas nunca alcançaria a dose de saída no paciente nem no detector.

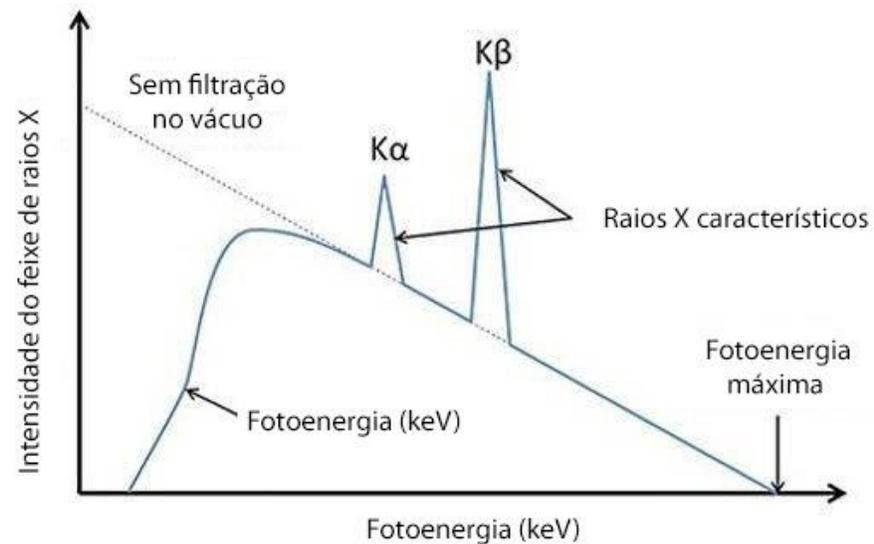


Fig. 5 – Espectro típico de raios X

Conteúdo

[Princípios da Radiografia](#)

▶ [Produção de Raios X](#)
▶ [Espectros de Raios X](#)

[Feixe de Raios X](#)

[Formação de Imagens Radiológicas](#)

[Quantidades Dosimétricas](#)

[Qualidade de Imagem](#)

[Mensagens Finais](#)

[Referências](#)

[Teste Seus Conhecimentos](#)



Configuração de parâmetros

Tamanho do foco (Fig. 6)

- Um tamanho de *foco fino* (filamento catódico pequeno) ajuda a corrigir o borramento geométrico (penumbra) quando se utiliza magnificação.
- Um *tamanho de foco grosso* ajuda a reduzir o borramento por movimento quando uma alta taxa de exposição (alta mA) é necessária para tempos de exposição mais curtos.

Voltagem (kV)

- A alta voltagem no tubo de raios X é aplicada entre o cátodo e o ânodo
- A energia média do espectro de raios X e a quantidade de raios X produzidos aumentam com a voltagem do tubo.
- A alta voltagem do tubo é definida entre:
 - 40 e 150 kV na radiografia padrão e fluoroscopia
 - 23 e 40 kV na mamografia

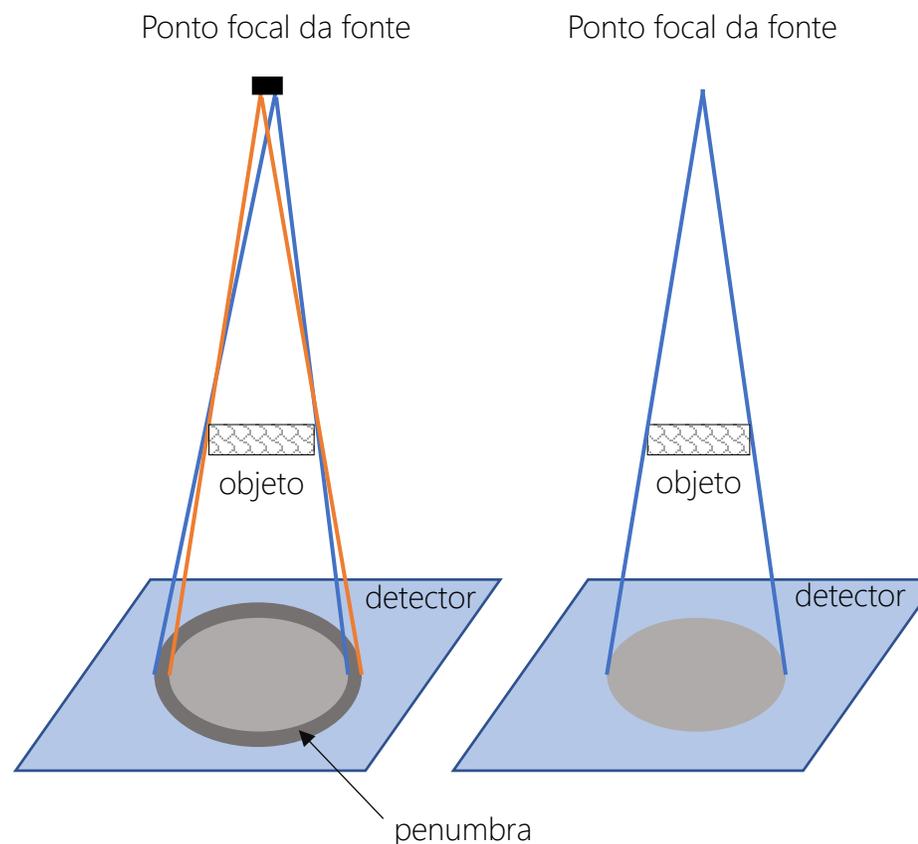


Fig. 6 – borramento geométrico

Conteúdo

Princípios da Radiografia

▶ Produção de Raios X

- ▶ Configuração de parâmetros
 - ▶ Tamanho do foco
 - ▶ Voltagem

Feixe de Raios X

Formação de Imagens Radiológicas

Quantidades Dosimétricas

Qualidade de Imagem

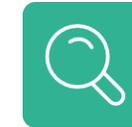
Mensagens Finais

Referências

Teste Seus Conhecimentos



Configuração de parâmetros



Produto corrente-tempo

- A corrente elétrica no tubo de raios X é a carga de elétrons por unidade de tempo (mA)
- O produto corrente-tempo representa a carga elétrica que vai do cátodo para o ânodo durante o tempo de exposição.

Filtração (Fig. 9)

- A filtração do tubo de raios X absorve os raios X de baixa energia, pois eles apenas produzem irradiação para o paciente e não atingem o detector.
- *Filtragem inerente* resulta da composição do tubo e da cúpula.
- *Filtração adicional* consiste em placas de alumínio ou cobre de diferentes espessuras colocadas entre a janela e o colimador que podem ser inseridas ou removidas dependendo do protocolo de imagem.
- *Filtração total* é a soma de todas as filtrações.



A filtração total é expressa em milímetros equivalentes de alumínio e deve ser de pelo menos 2,5 mm de alumínio

Conteúdo

Princípios da Radiografia

▶ Produção de Raios X

- ▶ Configuração de parâmetros
 - ▶ Produto corrente-Tempo
 - ▶ Filtração

Feixe de Raios X

Formação de Imagens Radiológicas

Quantidades Dosimétricas

Qualidade de Imagem

Mensagens Finais

Referências

Teste Seus Conhecimentos



Interação dos Raios X com a Matéria

Há 3 desfechos da passagem dos raios X pela matéria (Fig. 7):

- T: Transmissão (sem interação)
- A: Absorção
- S: Espalhamento



- A absorção dos raios X é causada pelo *efeito fotoelétrico*.
- O efeito fotoelétrico produz o contraste na imagem radiológica.
- Constitui a base da imagem de raios X.
- Há dois mecanismos para a produção de radiação espalhada:
 - Espalhamento incoerente: *efeito Compton*
 - Espalhamento coerente: *efeito Rayleigh*
- A radiação espalhada não produz contraste na imagem radiológica. É um "efeito indesejado".

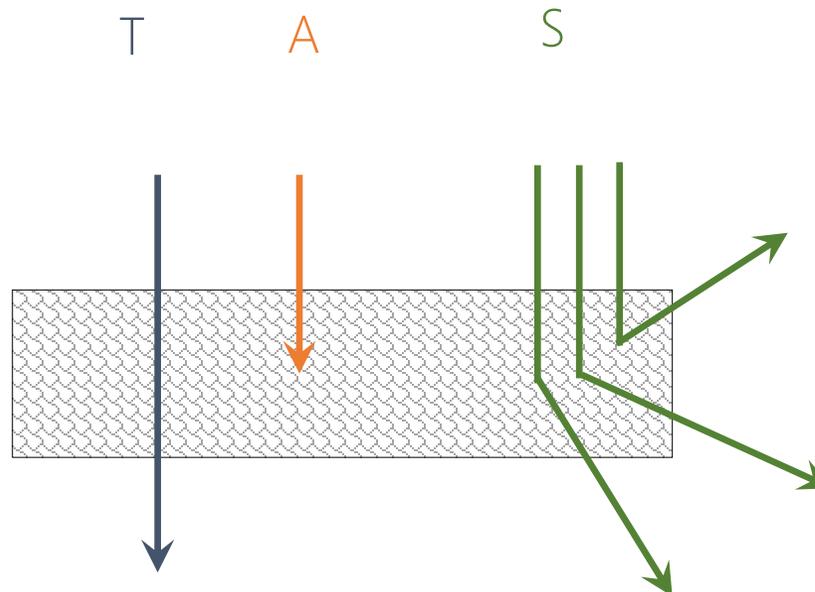
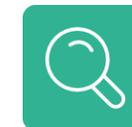


Fig. 7 – Interações dos raios X com a matéria



Conteúdo

Princípios da Radiografia

Produção de Raios X

▶ Feixe de Raios X

- ▶ Interação dos Raios X com a Matéria
- ▶ Efeito Fotoelétrico

Formação de Imagens Radiológicas

Quantidades Dosimétricas

Qualidade de Imagem

Mensagens Finais

Referências

Teste Seus Conhecimentos



Interação dos Raios X com a Matéria

No efeito fotoelétrico (*absorção*) (Fig. 8)

- Um raio X atinge um elétron, que é ejetado do átomo (fotoelétron)
- O raio X para e o átomo é ionizado, com uma vacância de elétrons na camada interna.
- A vacância do elétron é preenchida com um elétron resultante de uma cascata das camadas externas para as internas.
- A diferença na energia de ligação é liberada como raios X característicos ou elétrons Auger

A probabilidade de um efeito fotoelétrico:

- Diminui com a energia do feixe, o que explica porque o contraste da imagem diminui com a energia (E) do raio X.
- Aumenta em materiais com grande número atômico Z.
- É aproximadamente proporcional a Z^3/E^3 .

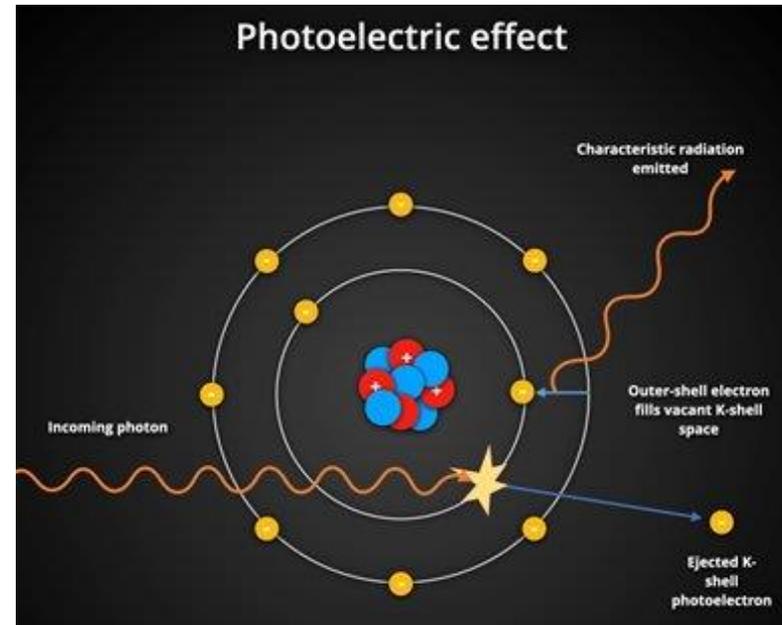
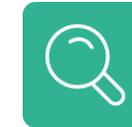


Fig. 8 – Interação fotoelétrica

Cortesia de Frank Gaillard,
<https://radiopaedia.org/articles/photoelectric-effect>



Se as energias dos fótons forem duplicadas, a probabilidade de interação fotoelétrica diminui oito vezes: $(1/2)^3 = 1/8$

Conteúdo

[Princípios da Radiografia](#)

[Produção de Raios X](#)

▶ [Feixe de Raios X](#)

▶ Interação dos Raios X com a Matéria

▶ Efeito Fotoelétrico

[Formação de Imagens Radiológicas](#)

[Quantidades Dosimétricas](#)

[Qualidade de Imagem](#)

[Mensagens Finais](#)

[Referências](#)

[Teste Seus Conhecimentos](#)



Interação dos Raios X com a Matéria

No espalhamento Compton (espalhamento inelástico)

- Um raio X atinge um elétron que é ejetado do átomo (átomo ionizado) (Fig. 9).
- Um raio X espalhado é emitido em um ângulo diferente em relação ao fóton incidente.
- O raio X espalhado tem energia reduzida devido à transferência de energia para o elétron.
- O raio X espalhado pode sofrer interações subsequentes, como espalhamento Compton ou Rayleigh, ou absorção fotoelétrica.
- O espalhamento Compton é a principal interação dos raios X com tecidos moles na faixa de energia diagnóstica.



Os raios X espalhados degradam o contraste da imagem e a relação sinal-ruído.

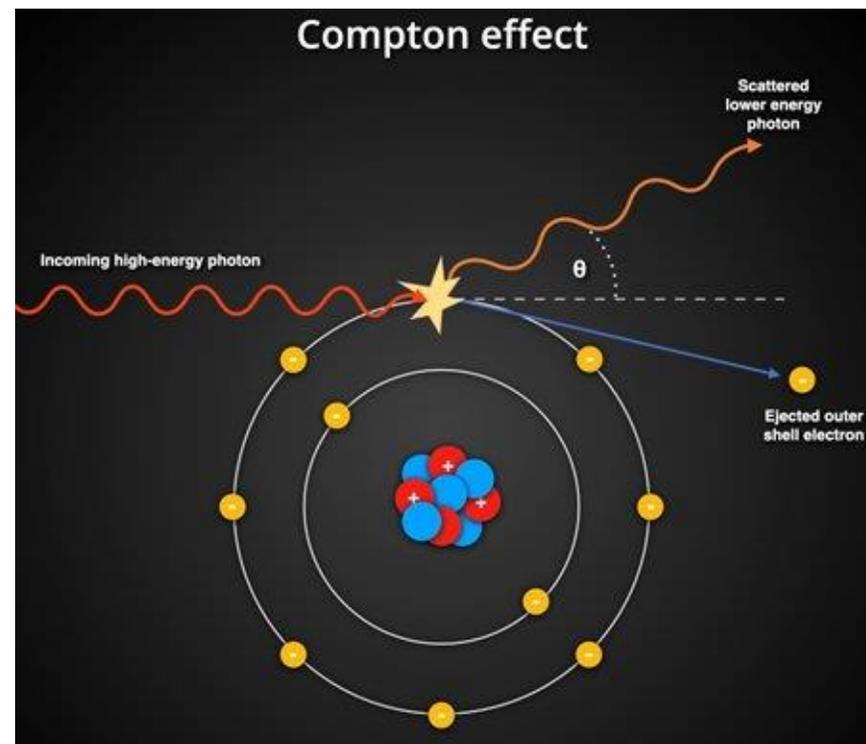
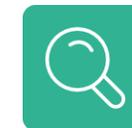


Fig. 9 – Efeito Compton

Cortesia de Frank Gaillard,
<https://radiopaedia.org/articles/compton-effect>

Conteúdo

[Princípios da Radiografia](#)

[Produção de Raios X](#)

▶ [Feixe de Raios X](#)

▶ Interação dos Raios X com a Matéria

▶ Espalhamento Compton

[Formação de Imagens Radiológicas](#)

[Quantidades Dosimétricas](#)

[Qualidade de Imagem](#)

[Mensagens Finais](#)

[Referências](#)

[Teste Seus Conhecimentos](#)



Interação dos Raios X com a Matéria

No espalhamento Compton (espalhamento inelástico)

- Nas energias de raios X utilizadas em imagens diagnósticas (15-150 keV), a energia de raios X incidente é transmitida principalmente para o raio X espalhados.
- O ângulo médio de espalhamento diminui à medida que a energia do raio X aumenta (Fig. 10).
- O ângulo de espalhamento do elétron ejetado não pode exceder 90° , enquanto o ângulo do raio X espalhado pode ser de qualquer valor, incluindo um retroespalhamento de 180° .
- Diferentemente do raio X espalhado, o elétron ejetado é geralmente reabsorvido próximo ao local de espalhamento.

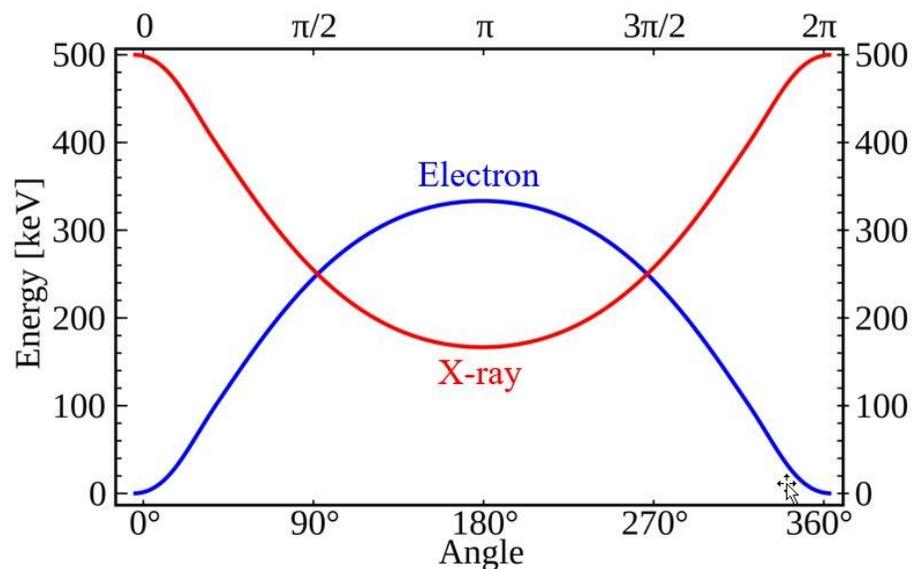


Fig. 10 – Desvio do ângulo do raio X espalhado e do elétron emitido em função da energia do raio X incidente

Cortesia:

https://en.wikipedia.org/wiki/Compton_scattering

Conteúdo

[Princípios da Radiografia](#)

[Produção de Raios X](#)

▶ [Feixe de Raios X](#)

▶ Interação dos Raios X com a Matéria

▶ Espalhamento Compton

[Formação de Imagens Radiológicas](#)

[Quantidades Dosimétricas](#)

[Qualidade de Imagem](#)

[Mensagens Finais](#)

[Referências](#)

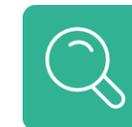
[Teste Seus Conhecimentos](#)

- A probabilidade de espalhamento Compton é
 - praticamente independente de Z
 - aproximadamente proporcional à densidade do material





Interação dos Raios X com a Matéria



No espalhamento Rayleigh (espalhamento elástico)

- O raio X incidente excita todo o átomo, diferentemente do espalhamento Compton ou do efeito fotoelétrico.
- Os elétrons não são ejetados e não ocorre ionização.
- Essa interação ocorre principalmente com raios X de baixa energia, como os utilizados em mamografia (15 - 30 keV).
- A nuvem de elétrons do átomo no átomo espalhador oscila em fase e imediatamente irradia essa energia, emitindo um raio X espalhado com a mesma energia, mas em uma direção ligeiramente diferente (Fig. 14).
- O ângulo de espalhamento médio diminui à medida que a energia dos raios X aumenta.



O espalhamento Rayleigh é responsável por apenas 10% das interações na mamografia e em 5% na radiografia convencional.

Conteúdo

[Princípios da Radiografia](#)

[Produção de Raios X](#)

- ▶ [Feixe de Raios X](#)
 - ▶ Interação dos Raios X com a Matéria
 - ▶ Espalhamento Rayleigh

[Formação de Imagens Radiológicas](#)

[Quantidades Dosimétricas](#)

[Qualidade de Imagem](#)

[Mensagens Finais](#)

[Referências](#)

[Teste Seus Conhecimentos](#)



Atenuação de raios X



- Os raios X são atenuados na matéria devido à absorção e ao espalhamento.
- Devido à absorção dos raios X, a quantidade de raios X diminui exponencialmente. A absorção de raios X depende da espessura da matéria :

$$N(x) = N_0 \cdot e^{-\mu x}$$

onde N e N_0 são a quantidade de raios X e profundidade (x) e na superfície (zero) da matéria atravessada, e μ é o coeficiente de atenuação linear, que dá a probabilidade de interação por unidade de comprimento da matéria em (cm^{-1}) (Fig. 11).

- A maior parte da atenuação dos raios X na faixa de energia diagnóstica é devida ao efeito fotoelétrico e é proporcional a $(Z/E)^3$
- O coeficiente de atenuação linear depende de cada material e :
 - aumenta com o número atômico da matéria
 - diminui com a energia dos raios X

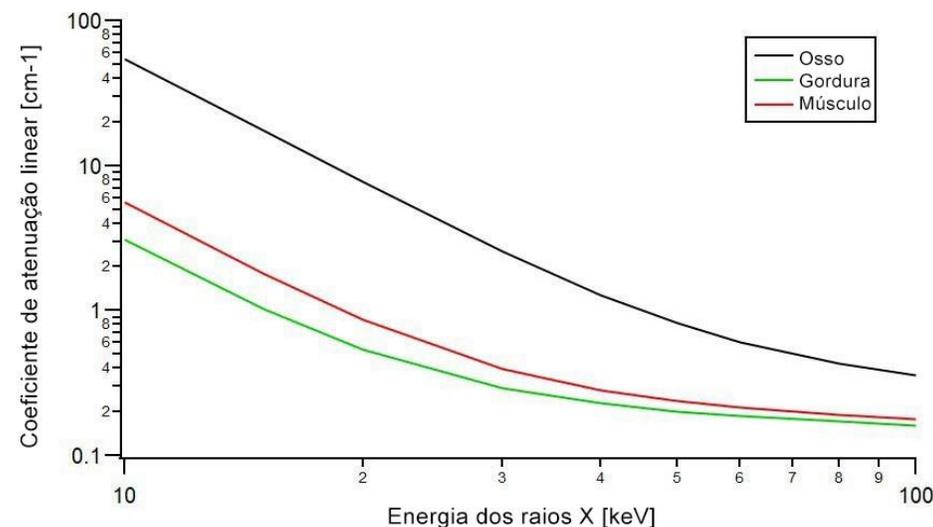


Fig. 11 – Coeficiente de atenuação linear de osso, gordura e músculo para raios X entre 10 e 100 keV

Conteúdo

[Princípios da Radiografia](#)

[Produção de Raios X](#)

▶ [Feixe de Raios X](#)

▶ Atenuação de raios X

▶ Coeficiente de Atenuação Linear

[Formação de Imagens Radiológicas](#)

[Quantidades Dosimétricas](#)

[Qualidade de Imagem](#)

[Mensagens Finais](#)

[Referências](#)

[Teste Seus Conhecimentos](#)



Camada Semirredutora (CSR)



- A CSR de um feixe de raios X é a espessura do material absorvente necessária para reduzir a intensidade do feixe à metade do seu valor inicial (Fig. 12).
- A CSR é uma medida indireta da energia média do feixe e é inversamente proporcional ao coeficiente de atenuação linear μ :

$$HVL = \frac{\ln(2)}{\mu}$$



- Os raios X de baixa energia são barrados mais rapidamente do que os raios X de alta energia, fazendo com que a energia média dos feixes polienergéticos aumente na profundidade do material atravessado. Este efeito é chamado de **endurecimento do feixe**.
- O endurecimento do feixe faz com que os raios X decaiam na profundidade da matéria atravessada menos rapidamente do que exponencialmente.
- A CSR dos feixes de raios X polienergéticos define o coeficiente de atenuação efetivo :

$$\mu_{eff} = \ln(2)/HVL$$

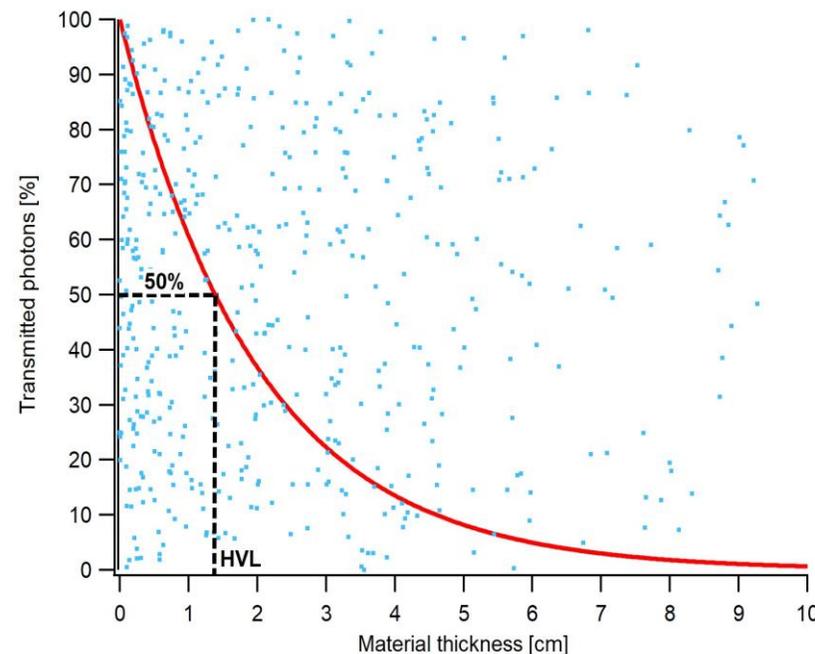


Fig. 12 – Camada semirredutora

Conteúdo

[Princípios da Radiografia](#)

[Produção de Raios X](#)

▶ [Feixe de Raios X](#)

- ▶ Atenuação de raios X
- ▶ Camada Semirredutora

[Formação de Imagens Radiológicas](#)

[Quantidades Dosimétricas](#)

[Qualidade de Imagem](#)

[Mensagens Finais](#)

[Referências](#)

[Teste Seus Conhecimentos](#)



Fração de Espalhamento



- A quantidade de espalhamento detectada em uma imagem é caracterizada pela razão energia espalhada/energia do feixe primário (SPR) ou **fração de espalhamento (FE)**, expressa em porcentagem.
- A FE aumenta com o volume de tecido irradiado pelo feixe de raios X
 - com o tamanho do feixe (campo de visão)
 - com a espessura do paciente
- Para uma irradiação abdominal típica de $30 \times 30 \text{ cm}^2$ em um paciente com 25-cm em um paciente com 25 cm de espessura, a FE é de cerca de 80% (Fig. 13).



O contraste na imagem é inversamente proporcional à FE, e uma técnica de rejeição de espalhamento deve ser utilizada..

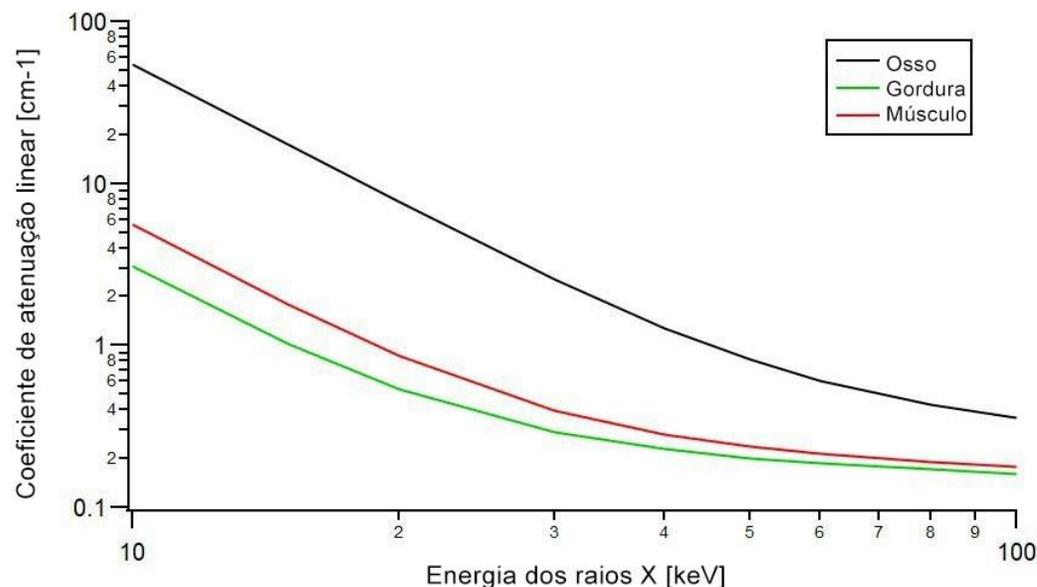


Fig. 13 – Fração de espalhamento de feixes de raios X para diferentes campos de visão e para três espessuras de tecido de pacientes.

Conteúdo

[Princípios da Radiografia](#)

[Produção de Raios X](#)

▶ [Feixe de Raios X](#)
▶ Fração de espalhamento

[Formação de Imagens Radiológicas](#)

[Quantidades Dosimétricas](#)

[Qualidade de Imagem](#)

[Mensagens Finais](#)

[Referências](#)

[Teste Seus Conhecimentos](#)



Rejeição da Dispersão da Radiação

- A rejeição dos raios X espalhados no paciente baseia-se na sua orientação oblíqua em relação aos raios X primários.
- A rejeição do espalhamento é importante para **melhorar o contraste** na radiografia convencional.

Grade antiespalhamento (Fig. 14)

- A grade antiespalhamento, colocada entre o paciente e o detector, é a tecnologia mais utilizada para reduzir o espalhamento em radiografia, fluoroscopia e mamografia.
- As grades são normalmente fabricadas com tiras de chumbo orientadas ao longo de uma dimensão, separadas por um material de baixa atenuação entre elas, como fibra de carbono ou alumínio.
- Grades paralelas possuem faixas de chumbo focadas ao infinito
- Grades focadas possuem tiras de chumbo orientadas para o ponto focal da grade, localizadas à distância focal da grade.
- As distâncias focais típicas são 100, 150 e 180 cm.

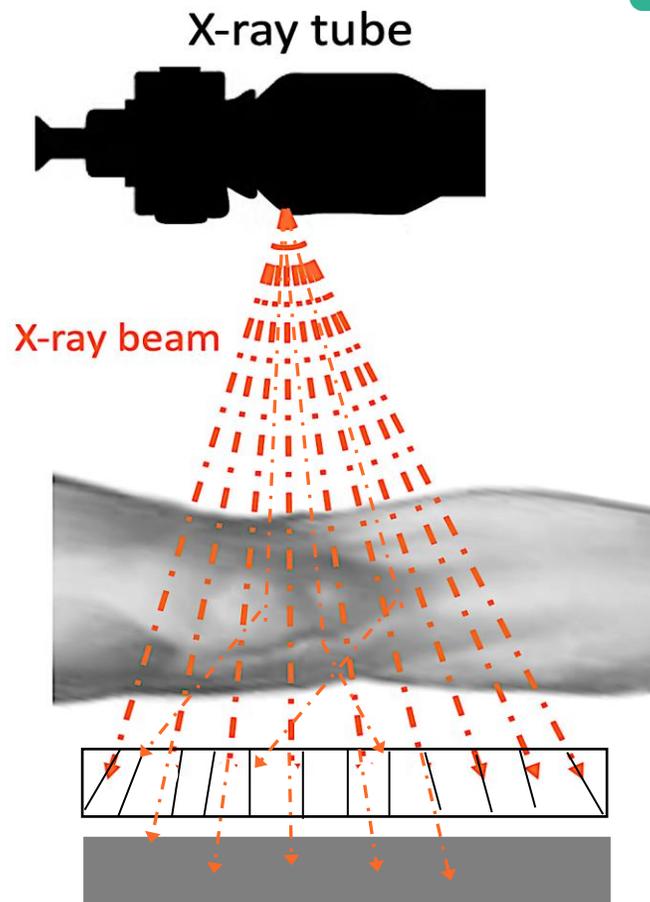
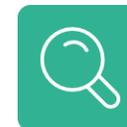


Fig. 14 – Rejeição de espalhamento em frente ao detector



Conteúdo

[Princípios da Radiografia](#)

[Produção de Raios X](#)

[Feixe de Raios X](#)

▶ [Formação de Imagens Radiológicas](#)

▶ Rejeição da Dispersão da Radiação

▶ Grade antiespalhamento

[Quantidades Dosimétricas](#)

[Qualidade de Imagem](#)

[Mensagens Finais](#)

[Referências](#)

[Teste Seus Conhecimentos](#)

Rejeição da Dispersão da Radiação



Grade antiespalhamento

- A grade atenua alguns dos raios X primários que incidem diretamente nas tiras de chumbo.
- A transmissão de raios X primários através da grade é a transmissão primária (T_p).
- A grade permite a transmissão de alguns raios X espalhados que possuem um pequeno ângulo de espalhamento ou se espalham em uma direção paralela às tiras de chumbo.
- A transmissão de raios X espalhados através da grade é a transmissão espalhada (T_s).
- As transmissões primárias e espalhadas da grade determinam a eficiência da grade, quantificada pela seletividade de grade Σ .

- As grades são caracterizadas pelos parâmetros (Fig. 15):



- **Razão de grade r**: razão entre a altura da tira de chumbo e a distância entre espaços
- **Frequência de grade f**: número de linhas de grade por cm
- **Distância focal de grade**: Distância ao ponto focal

$$\Sigma = \frac{T_p}{T_s}$$

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

$$f = \frac{1}{t + D}$$

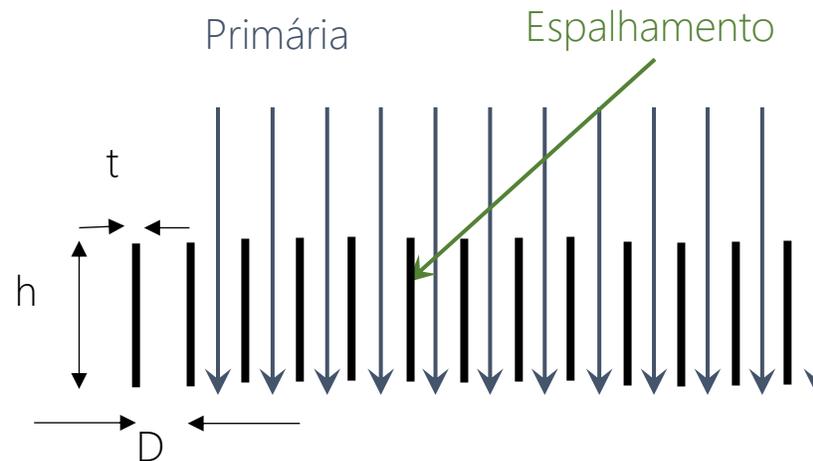


Fig. 15 – Características da grade

Conteúdo

[Princípios da Radiografia](#)

[Produção de Raios X](#)

[Feixe de Raios X](#)

► [Formação de Imagens Radiológicas](#)

► Rejeição da Dispersão da Radiação

► Grade antiespalhamento

[Quantidades Dosimétricas](#)

[Qualidade de Imagem](#)

[Mensagens Finais](#)

[Referências](#)

[Teste Seus Conhecimentos](#)



Rejeição da Dispersão da Radiação



Grade antiespalhamento

- A transmissão total (T_t) da grade depende de T_p , T_s e da fração de espalhamento (FE).
- O fator de grade ou fator bucky, o inverso de T_t , é o aumento na dose do paciente ao se usar uma grade em comparação com a não utilização de uma grade para corresponder à mesma dose do detector.
- Uma grade com uma razão grade mais elevada tem um T_s mais baixo devido a um ângulo de transmissão mais limitado, mas também um T_p mais baixo e um fator de melhora de contraste elevado (Fig. 16).
- A faixa focal é um indicador da flexibilidade da distância de posicionamento da grade em relação ao ponto focal e é uma função da razão e frequência da grade.

- Artefatos de grade surgem a partir de mau posicionamento da grade:
 - inclinação da grade em relação ao feixe de raios X incidentes
 - má centralização ao eixo central do feixe
 - uso de uma grade focada fora da faixa focal especificada

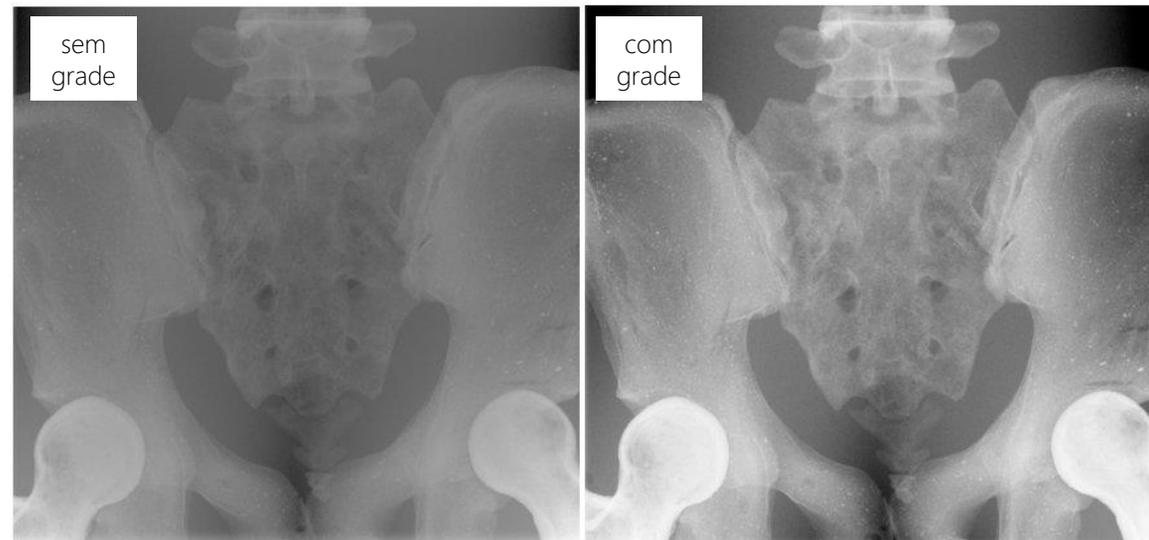


Fig. 16 – Melhoria do contraste devida à grade

Conteúdo

[Princípios da Radiografia](#)

[Produção de Raios X](#)

[Feixe de Raios X](#)

▶ [Formação de Imagens Radiológicas](#)

▶ Rejeição da Dispersão da Radiação

▶ Grade antiespalhamento

[Quantidades Dosimétricas](#)

[Qualidade de Imagem](#)

[Mensagens Finais](#)

[Referências](#)

[Teste Seus Conhecimentos](#)



Rejeição da Dispersão da Radiação

Air gap (Fig. 17)

- Uma distância *air gap* entre o paciente e o detector permite que os raios X se espalhem para fora do campo de visão da imagem.
- A intensidade dos raios X espalhados diminui com a distância *air gap*.
- Fatores práticos limitam o uso de *air gap*:
 - magnificação da anatomia do paciente
 - aumento do borramento geométrico devido ao tamanho do ponto focal
 - pode exigir o aumento da distância foco-detector para diminuir a magnificação, enquanto aumenta o tempo de exposição e o borramento de movimento
- Vantagens do *air gap* em relação à grade:
 - transmissão primária a 100%
 - menor aumento na dose no paciente
 - maior eficiência (seletividade) para frações de espalhamento medianas

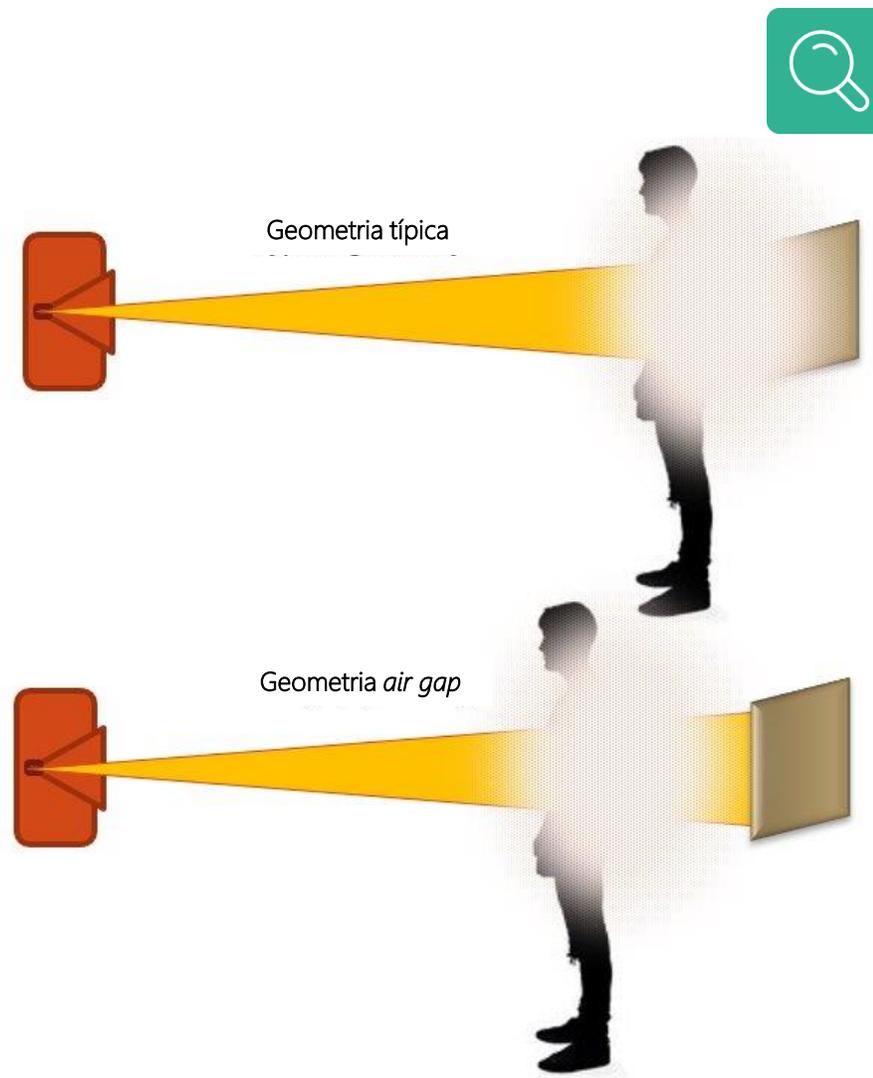


Fig. 17 – Princípio do *air gap*

Conteúdo

[Princípios da Radiografia](#)

[Produção de Raios X](#)

[Feixe de Raios X](#)

▶ [Formação de Imagens Radiológicas](#)

▶ Rejeição da Dispersão da Radiação

▶ [Air Gap](#)

[Quantidades Dosimétricas](#)

[Qualidade de Imagem](#)

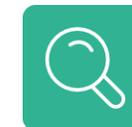
[Mensagens Finais](#)

[Referências](#)

[Teste Seus Conhecimentos](#)



Projeção Radiográfica



- A formação de imagens radiológicas convencionais resulta da projeção radiográfica da transmissão diferencial do feixe primário de raios X através dos diferentes tecidos anatômicos.
- Dois processos diferentes contribuem para a atenuação do feixe: absorção e espalhamento.
- As características de transmissão das peças anatômicas são determinadas por
 - sua espessura
 - o seu coeficiente de atenuação linear

- A transmissão de raios X (T) diminui exponencialmente com o coeficiente de atenuação linear μ e a espessura x do tecido irradiado:

$$T = e^{-\mu x}$$

- A modulação da radiação de saída que interage com um detector é a **imagem latente**.

- Uma vez detectada em uma imagem radiográfica (Fig. 18):

- Um tecido com alta atenuação é claro
- Um tecido com baixa atenuação é escuro



Tecido com baixa atenuação

Tecido com baixa atenuação

Fig. 18 – Melhoria do contraste devida à grade

Conteúdo

[Princípios da Radiografia](#)

[Produção de Raios X](#)

[Feixe de Raios X](#)

▶ [Formação de Imagens Radiológicas](#)

▶ Projeção radiográfica

▶ Magnificação

[Quantidades Dosimétricas](#)

[Qualidade de Imagem](#)

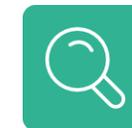
[Mensagens Finais](#)

[Referências](#)

[Teste Seus Conhecimentos](#)



Projeção Radiográfica



Magnificação:

- O ponto focal cria um feixe divergente no qual os raios X viajam em linha reta.
- A distância paciente-detector na projeção radiográfica divergente cria uma magnificação da anatomia na imagem.
- A magnificação M é definida como (Fig. 19):

$$M = \frac{\text{Tamanho da imagem}}{\text{Tamanho do objeto}} = \frac{DFI}{DFO}$$

- A baixa magnificação ocorre para:
 - Uma longa distância fonte-detector
 - Uma curta distância objeto-detector

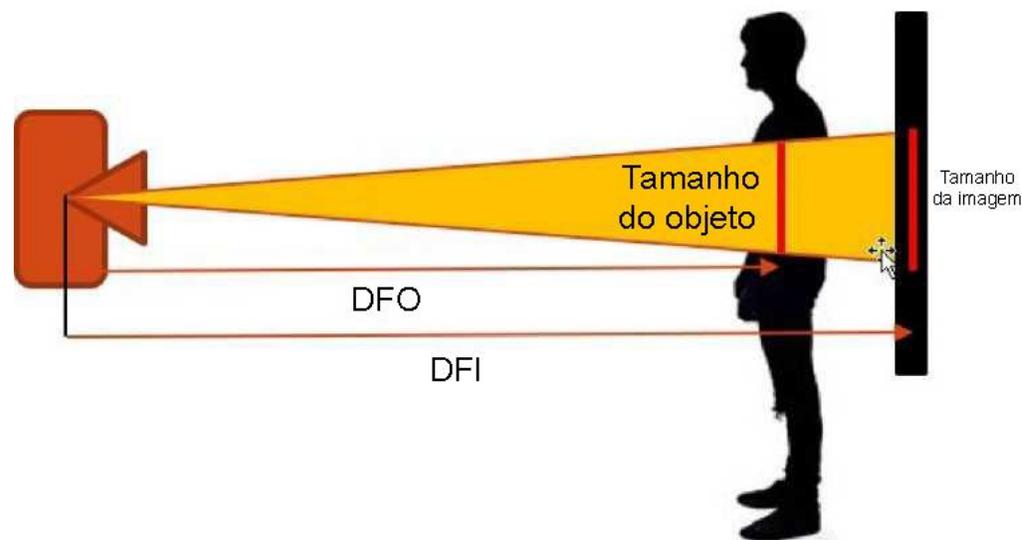


Fig. 19 – Fator de magnificação em radiografia convencional.
DFO = Distância Fonte-Objeto
DFI = Distância Fonte-Imagem



O tamanho do objeto nas projeções também depende fortemente da orientação do objeto em relação ao plano do detector!

Conteúdo

[Princípios da Radiografia](#)

[Produção de Raios X](#)

[Feixe de Raios X](#)

▶ [Formação de Imagens Radiológicas](#)

▶ Projeção radiográfica

▶ Magnificação

[Quantidades Dosimétricas](#)

[Qualidade de Imagem](#)

[Mensagens Finais](#)

[Referências](#)

[Teste Seus Conhecimentos](#)



Projeção



borramento geométrico:

- O tamanho finito do ponto focal é a razão pela qual os raios X “estão saindo” de uma área e não apenas de um único ponto.
- Como os raios X vêm de toda a área do ponto focal, uma **penumbra** aparece nas bordas dos objetos.
- Quanto maior o tamanho do ponto focal, maior será o flou no detector.
- O borramento geométrico depende do tamanho do ponto focal e da geometria do sistema (Fig. 20):

$$B = f \cdot \frac{DOI}{DFO} = f \cdot (M - 1)$$

- Um baixo borramento geométrico ocorre para:
 - Um tamanho do ponto focal pequeno
 - Uma longa distância fonte-detector
 - Uma curta distância objeto-detector

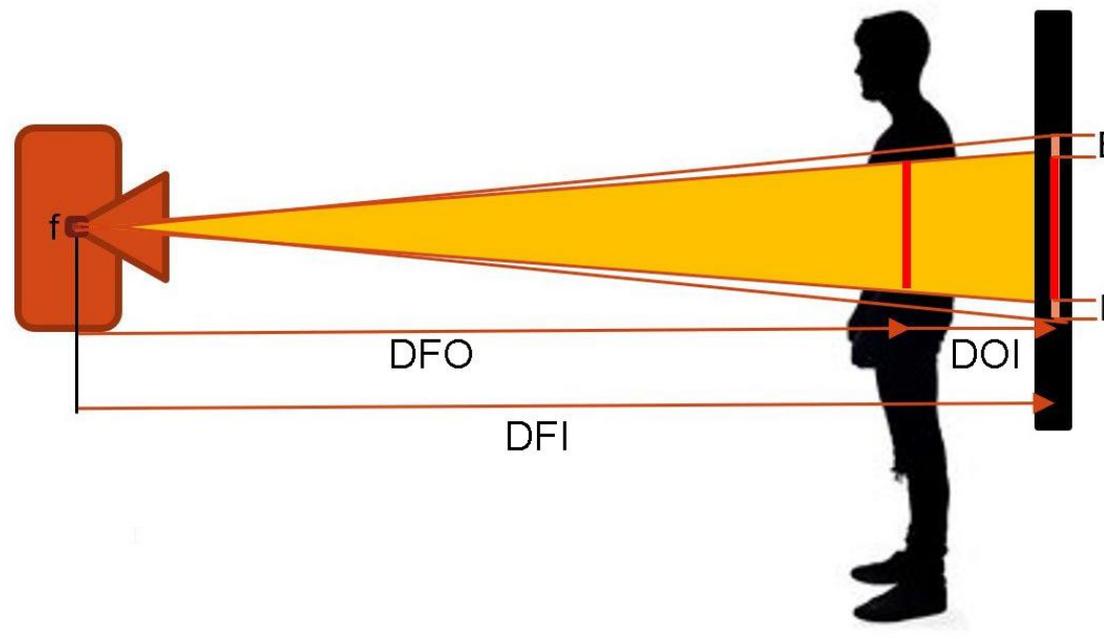


Fig. 20 – borramento geométrico (B) em radiografia convencional (penumbra).

DFO = Distância Fonte-Objeto
 DFI = Distância Fonte-Imagem
 DOI = distância objeto-imagem

Conteúdo

[Princípios da Radiografia](#)

[Produção de Raios X](#)

[Feixe de Raios X](#)

▶ [Formação de Imagens Radiológicas](#)

- ▶ Projeção radiográfica
- ▶ borramento geométrico

[Quantidades Dosimétricas](#)

[Qualidade de Imagem](#)

[Mensagens Finais](#)

[Referências](#)

[Teste Seus Conhecimentos](#)

Detectores Digitais de Raios X



- Detectores de tela plana (DTP) fazem uma conversão eletrônica de raios X em sinal digital em uma área plana
- Duas tecnologias são utilizadas: detectores indiretos e diretos

DTP indiretos

- Um cintilador converte raios X em luz
- O cintilador é acoplado a uma matriz de fotodiodos feita de silício amorfo (a-Si)
- Cargas elétricas dos fotodiodos são coletadas por transistores de película fina (TPF) para processamento de sinal de cada pixel
- A luz no cintilador se espalha, o que causa degradação da resolução espacial (Fig. 21).
- Cintiladores com iodeto de cério em formato colunar (CsI) têm sido utilizados para reduzir a propagação da luz, permitindo assim a obtenção de imagens de altíssima resolução.

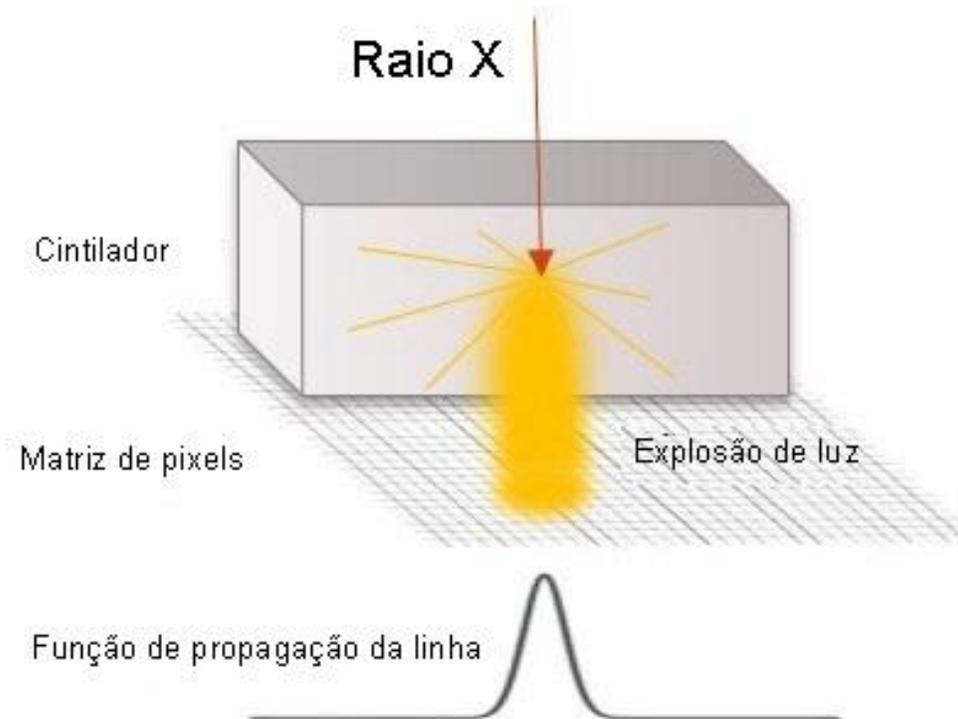


Fig. 21 – Espalhamento da luz no cintilador

Conteúdo

[Princípios da Radiografia](#)

[Produção de Raios X](#)

[Feixe de Raios X](#)

▶ [Formação de Imagens Radiológicas](#)

▶ Detectores Digitais de Raios X

[Quantidades Dosimétricas](#)

[Qualidade de Imagem](#)

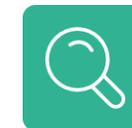
[Mensagens Finais](#)

[Referências](#)

[Teste Seus Conhecimentos](#)



Detectores Digitais de Raios X



DTP diretos

- Um semicondutor em selênio amorfo (a-Se) converte diretamente raios X em elétrons.
- Cargas elétricas são coletadas em uma matriz de capacitor acoplada a um TPF para processamento do sinal de cada pixel.
- A conversão direta fornece uma alta resolução espacial (Fig. 22).
- A eficiência de detecção do a-Se ($Z=34$) é baixa em altas energias.
- Por esse motivo, detectores de conversão direta são usados principalmente para mamografia.

Novos detectores de raios X, geradores de imagens C-MOS em estado sólido ou GEM (detectores de gás) abriram caminho para imagens de contagem de fótons, nas quais cada fóton é detectado individualmente e sua energia é estimada com alta eficiência e sem ruído de imagem.

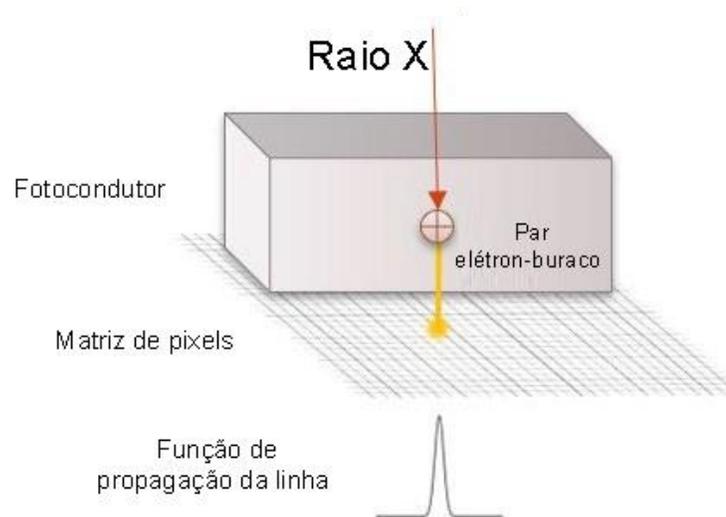


Fig. 22 – Alta resolução espacial de detectores de conversão direta

Conteúdo

[Princípios da Radiografia](#)

[Produção de Raios X](#)

[Feixe de Raios X](#)

► [Formação de Imagens Radiológicas](#)

► Detectores Digitais de Raios X

[Quantidades Dosimétricas](#)

[Qualidade de Imagem](#)

[Mensagens Finais](#)

[Referências](#)

[Teste Seus Conhecimentos](#)



Controle Automático de Exposição (CAE)



- O dispositivo de controle automático de exposição (CAE) controla a dose de radiação que atinge o detector regulando a duração da exposição.
 - O dispositivo CAE termina a exposição quando a dose alvo do detector é atingida.
 - A maioria dos sistemas CAE consiste em três ou cinco sensores de medição de radiação, dois laterais e um central, conforme mostrado na Fig 23.
-
- O técnico em radiologia seleciona a configuração dos três sensores CAE, determinando qual dos três mede individualmente ou em combinação a dose do detector.
 - A dose alvo do detector de dispositivos CAE pode ser ajustada usando os botões do painel de controle numerados -2, -1, 0, +1, +2, ...
 - A área anatômica de interesse deve abranger os detectores selecionados, para evitar super ou subexposição.

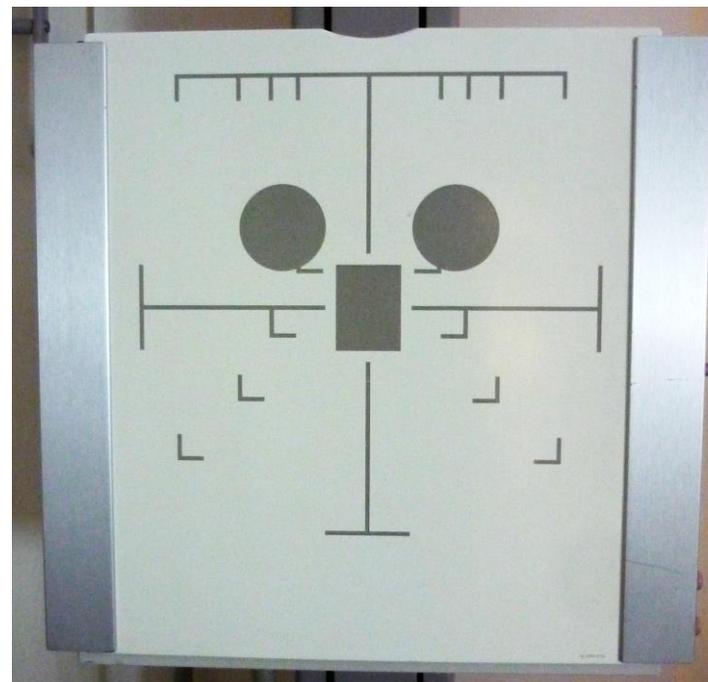


Fig. 23 – Três células do sistema de controle automático de exposição. Fonte: [Automatic exposure control - Wikipedia](https://en.wikipedia.org/wiki/Automatic_exposure_control)

Conteúdo

[Princípios da Radiografia](#)

[Produção de Raios X](#)

[Feixe de Raios X](#)

▶ [Formação de Imagens Radiológicas](#)

▶ Controle Automático de Exposição (CAE)

[Quantidades Dosimétricas](#)

[Qualidade de Imagem](#)

[Mensagens Finais](#)

[Referências](#)

[Teste Seus Conhecimentos](#)



Índice de Exposição (IE)



- O índice de exposição fornece ao usuário feedback sobre a dose do detector de uma radiografia.
- O índice de exposição é calculado a partir dos sinais da própria imagem adquirida e descreve a dose do detector.
- Para alguns sistemas, o índice de exposição pode variar de acordo com as quantidades de dose.
- A definição de índice de exposição foi padronizada em 2008^{*}:
 - $IE = 100 \times \text{dose do detector em } \mu\text{Gy}$
- Diferentes combinações de constituições corporais e de exposição do paciente podem resultar no mesmo sinal detectado e IE.
- A variação no IE pode ocorrer devido à variação do conteúdo da imagem, mesmo que a mesma configuração de exposição tenha sido usada e a exposição de entrada no paciente tenha sido a mesma.



IE não é equivalente a exposição de entrada no paciente!

Conteúdo

[Princípios da Radiografia](#)

[Produção de Raios X](#)

[Feixe de Raios X](#)

[Formação de Imagens Radiológicas](#)

▶ [Quantidades Dosimétricas](#)
▶ Índice de Exposição (IE)

[Qualidade de Imagem](#)

[Mensagens Finais](#)

[Referências](#)

[Teste Seus Conhecimentos](#)

^{*}Equipamento elétrico médico – índice de exposição de sistemas digitais de imagem de raios X – Parte 1: definições e requisitos para radiografia geral. International Electrotechnical Commission (IEC), International Standard IEC 62494-1:2008-08, Geneva, Switzerland (2008)



Kerma no Ar do Feixe de Raios X

- Os raios X depositam energia na matéria e, por conseguinte, a dose por meio de interações com elétrons, fazendo ionizações.
- A energia dos raios X transferida para os elétrons é transformada em energia cinética.
- Esses elétrons energéticos interagem com outros elétrons da matéria, depositando a maior parte de sua energia em um volume muito pequeno.
- O kerma no ar (Energia Cinética Liberada na Matéria) é a energia transferida de partículas não carregadas para partículas carregadas, dividida pela massa de ar no volume de medição.
- A unidade de kerma no ar é J/kg, chamada Gray (Gy).
- O kerma no ar (K_a) de um feixe de raios X (Fig. 24) depende do produto corrente-tempo (Q), da voltagem ao quadrado (U^2), do quadrado inverso da distância até a fonte (d^{-2}) e da constante C do tubo de raios X como segue:

$$K_a = C \cdot \left(\frac{U}{100}\right)^2 \cdot \frac{Q}{d^2}$$

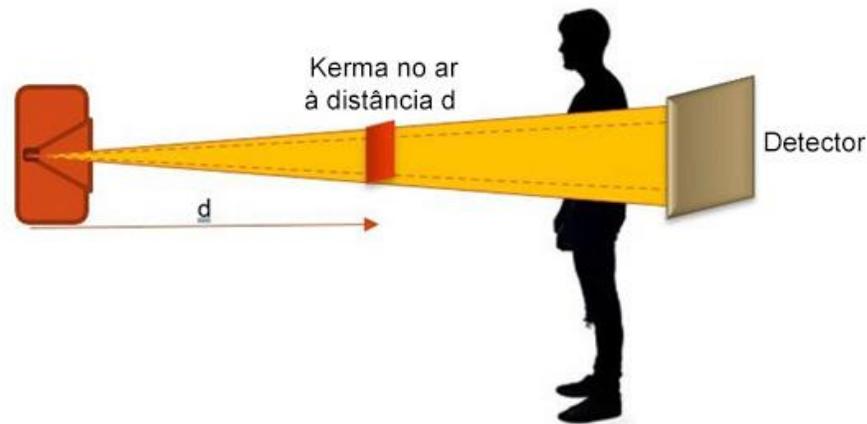


Fig. 24 –Kerma no ar à distância d - Detector

 O kerma no ar é definido em um ponto no ar e não leva em consideração o espalhamento ou o tamanho do feixe. O principal uso do kerma no ar é estimar a dose de pico na pele em radiologia intervencionista (veja o próximo slide). É de pouco interesse na radiologia convencional, onde as doses cutâneas estão abaixo do limiar para efeitos determinísticos..



Conteúdo

[Princípios da Radiografia](#)

[Produção de Raios X](#)

[Feixe de Raios X](#)

[Formação de Imagens Radiológicas](#)

▶ [Quantidades Dosimétricas](#)
▶ Kerma no Ar do Feixe de Raios X

[Qualidade de Imagem](#)

[Mensagens Finais](#)

[Referências](#)

[Teste Seus Conhecimentos](#)



Dose de Entrada na Pele (DEP)

- A dose de entrada na pele (DEP) é a dose aplicada a uma fina camada de pele quando os raios X atingem a superfície do paciente (Fig. 25).
- As radiações retroespalhadas contribuem para a DEP, além da radiação primária proveniente do tubo de raios X.
- A DEP será, portanto, maior em 15-30% do que o kerma no ar na superfície do paciente.
- A DEP é especialmente importante em exames radiológicos prolongados ou com altas taxas de dose, como em procedimento intervencionistas que utilizam fluoroscopia, por estar relacionada a lesões de pele.
- A contribuição da radiação retroespalhada para a DEP é modelada pelo fator de retroespalhamento (FRE).

$$ESD = BSF \cdot C \cdot \left(\frac{U}{100}\right)^2 \cdot \frac{Q}{FPD^2}$$

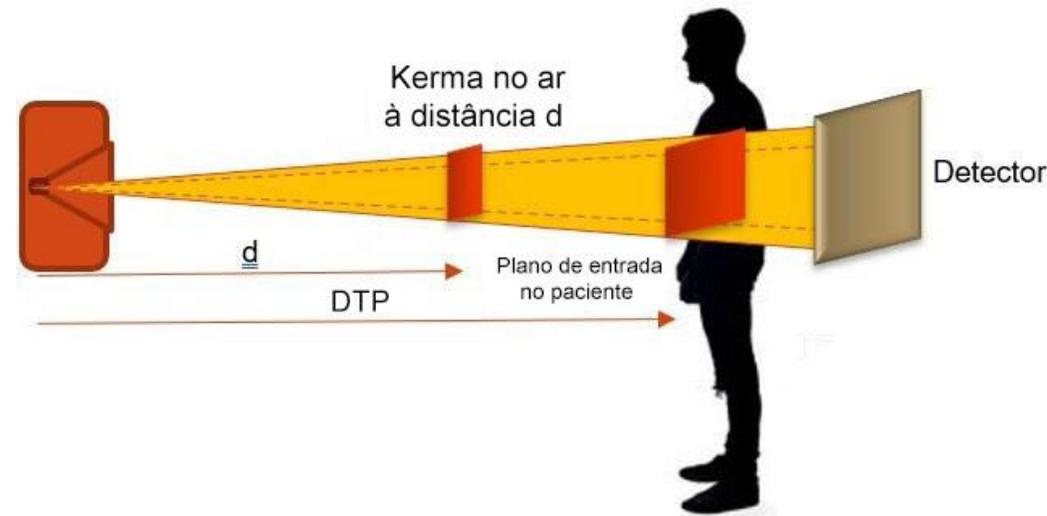


Fig. 25 – Dose de entrada na pele



O FRE e a DEP dependem do tamanho do feixe e da espessura do paciente.

A DEP é usada em radiografia simples para estabelecer níveis de referência diagnósticos (NRD).

Os NRD constituem uma referência para a otimização da proteção radiológica em imagens médicas utilizando raios X. A Agência de Segurança Nuclear atualiza e publica regularmente recomendações DEP.



Conteúdo

[Princípios da Radiografia](#)

[Produção de Raios X](#)

[Feixe de Raios X](#)

[Formação de Imagens Radiológicas](#)

▶ [Quantidades Dosimétricas](#)
▶ Dose de Entrada na Pele (DEP)

[Qualidade de Imagem](#)

[Mensagens Finais](#)

[Referências](#)

[Teste Seus Conhecimentos](#)

Produto Área-Dose (PAD)



- O **produto área-dose (PAD)**, expresso em $\text{mGy} \times \text{cm}^2$, é o produto entre o kerma no ar (K_a) e área exposta (A) sobre uma área exposta uniformemente.
- O PAD fornece uma boa estimativa da **dose total de radiação** administrada a um paciente durante um procedimento radiológico.
- O PAD é **independente da distância até o foco**, o que facilita a comparação dos valores de PAD medidos em estudos de ensaio de dose (Fig. 26).
- O PAD é o parâmetro de quantificação mais comumente utilizado para **monitorar a dose de radiação** administrada aos pacientes.
- Os sistemas radiográficos e fluoroscópicos são equipados com **medidores PAD** que medem o PAD na saída do tubo para cada procedimento radiológico.



Os medidores DAP na saída do tubo não levam em consideração a contribuição da radiação espalhada para a dose do paciente.

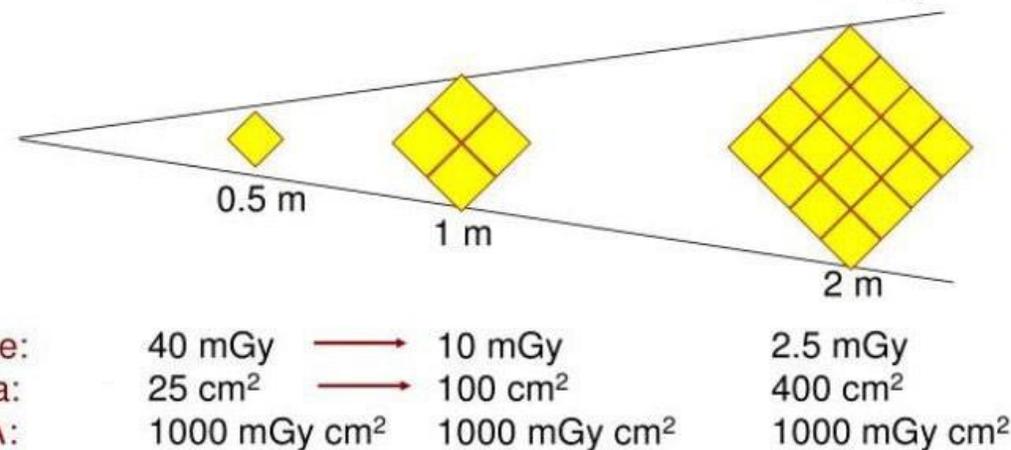


Fig. 26 – Invariância do PAD para a distância do foco

Conteúdo

[Princípios da Radiografia](#)

[Produção de Raios X](#)

[Feixe de Raios X](#)

[Formação de Imagens Radiológicas](#)

▶ [Quantidades Dosimétricas](#)
▶ Produto Área-Dose (PAD)

[Qualidade de Imagem](#)

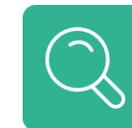
[Mensagens Finais](#)

[Referências](#)

[Teste Seus Conhecimentos](#)



Níveis de Referência Diagnóstica (NRD)



- O nível de referência diagnóstica (NRD) de um exame radiológico (por exemplo, uma radiografia de tórax) é o terceiro quartil da distribuição da dose relatada em uma amostra de pacientes (Fig. 27).
- A dose para um exame de raios X pode variar dependendo do índice de massa corpórea (IMC) do paciente, do tipo de detector, do tipo de sistema de raios X e de suas configurações.
- NRD nacionais foram estabelecidos para radiologia padrão, tomografia computadorizada e para procedimentos intervencionistas e guiados por imagem.



NRD fornecem uma indicação da dose de radiação esperada recebida por um paciente de tamanho médio submetido a um determinado procedimento de imagem baseado em raios X.

NRD são uma ferramenta para otimizar procedimentos de imagens médicas usando radiação ionizante.



NRD não são limites de dose.

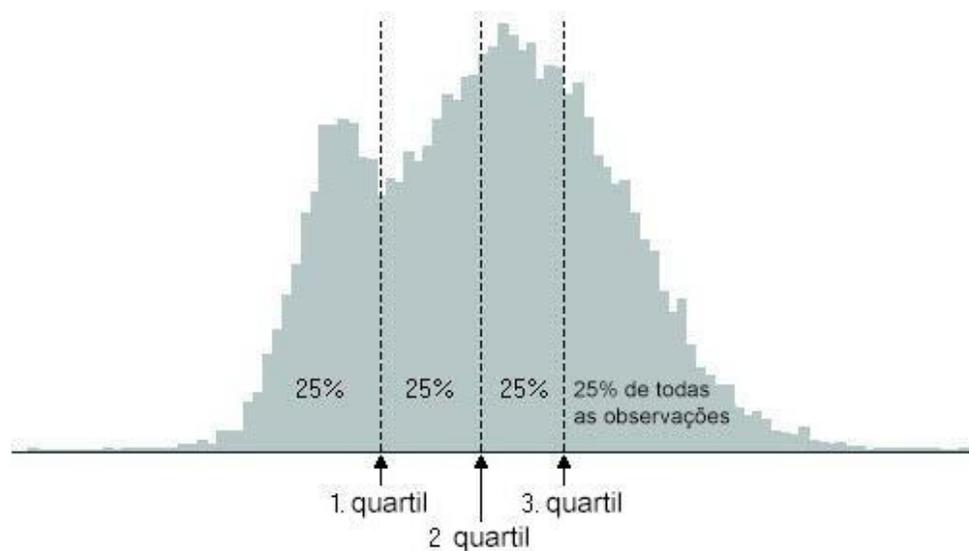


Fig. 27 – NRD é o terceiro quartil da distribuição da dose para um exame radiológico obtido em uma amostra de pacientes.

Conteúdo

[Princípios da Radiografia](#)

[Produção de Raios X](#)

[Feixe de Raios X](#)

[Formação de Imagens Radiológicas](#)

▶ [Quantidades Dosimétricas](#)
▶ Níveis de Referência Diagnóstica (NRD)

[Qualidade de Imagem](#)

[Mensagens Finais](#)

[Referências](#)

[Teste Seus Conhecimentos](#)

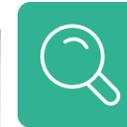


Contraste

- O contraste de uma imagem radiológica quantifica a diferença de sinal entre tecidos de diferentes densidades (Fig. 28).
- O contraste radiográfico de uma estrutura é produto de dois fatores:
 - Diferença na atenuação de raios X entre tecidos
 - Diferença de espessura entre os tecidos
- O contraste radiográfico diminui com
 - A energia média do feixe de raios X (voltagem do tubo, filtração adicional)
 - A fração de espalhamento do feixe de raios X no detector
- The contrast of a digital X-ray can be changed using image processing that changes the histogram of the image.



O contraste da tela pode ser alterado pela configuração da janela de exibição



Conteúdo

[Princípios da Radiografia](#)

[Produção de Raios X](#)

[Feixe de Raios X](#)

[Formação de Imagens Radiológicas](#)

[Quantidades Dosimétricas](#)

▶ [Qualidade de Imagem](#)
▶ Contraste

[Mensagens Finais](#)

[Referências](#)

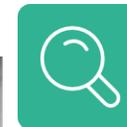
[Teste Seus Conhecimentos](#)

Fig. 28 – Raio X de tórax da mesma imagem. Acima: alto contraste. Abaixo: baixo contraste



Relação Sinal-Ruído (RSR)

- A relação **sinal-ruído (RSR)** de uma imagem é a relação entre o sinal e o ruído.
- O **sinal** é o valor médio do pixel, que está relacionado ao número de raios X convertidos em sinal pelo detector.
- O **ruído** é o nível de variações aleatórias dos valores dos pixels em torno do valor médio dos pixels, quantificado pelo desvio-padrão dos valores dos pixels em uma área homogênea.
- A RSR reflete o aparente ruído da imagem (Fig. 29).
- A RSR de um raio X aumenta com o aumento
 - da dose do detector
 - do tamanho do pixel
 - eficiência do detector
- A RSR pode ser aumentada utilizando-se o processamento de imagens que diminui a largura de banda da frequência da imagem.
- A RSR de uma imagem de raios X é um ajuste entre
 - Dose do paciente (mAs e espessura anatômica)
 - Resolução espacial (tamanho do pixel e processamento de imagem)



Conteúdo

[Princípios da Radiografia](#)

[Produção de Raios X](#)

[Feixe de Raios X](#)

[Formação de Imagens Radiológicas](#)

[Quantidades Dosimétricas](#)

▶ [Qualidade de Imagem](#)
▶ Relação Sinal-Ruído (RSR)

[Mensagens Finais](#)

[Referências](#)

[Teste Seus Conhecimentos](#)

Fig. 29 – Raio X de tórax da mesma imagem. Acima: alta RSR. Abaixo: Baixa RSR



Resolução Espacial

- A resolução espacial de uma imagem **quantifica a nitidez do sinal na imagem** (Fig. 30).
- A resolução espacial de um raio X diminui quando aumenta:
 - O tamanho do pixel
 - A magnificação
 - O tamanho do ponto focal
 - O tempo de irradiação (borramento de movimento)
- A resolução espacial pode ser aumentada usando processamento de imagem que aumenta a largura de banda de frequência da imagem.
- A resolução espacial de um raio X é um ajuste com
 - RSR (tamanho do pixel e processamento da imagem)

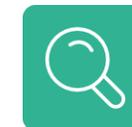


Fig. 30 – Raio X de tórax. Acima: alta resolução. Abaixo: baixa resolução.

Conteúdo

[Princípios da Radiografia](#)

[Produção de Raios X](#)

[Feixe de Raios X](#)

[Formação de Imagens Radiológicas](#)

[Quantidades Dosimétricas](#)

▶ [Qualidade de Imagem](#)
▶ Resolução Espacial

[Mensagens Finais](#)

[Referências](#)

[Teste Seus Conhecimentos](#)



Uma maior distância fonte-detector diminui o borramento geométrico, mas aumenta o tempo de exposição e o borramento de movimento.



Mensagens Finais (1):



- Os raios X são ondas eletromagnéticas de alta frequência produzidas em um tubo de raios X.
- As modalidades convencionais de imagem por raios X fornecem projeções das propriedades atenuantes dos tecidos atravessados pelos raios X.
- A voltagem e o produto corrente-tempo definem grosseiramente a energia e a quantidade de raios X.
- Existem 3 desfechos da passagem dos raios X pela matéria: transmissão, absorção e espalhamento.
- A rejeição dos raios X espalhados no paciente é feita por uma grade antiespalhamento ou por um air gap entre o paciente e o detector.
- A formação da imagem radiológica resulta da projeção da transmissão diferencial dos raios X transmitidos através dos diferentes tecidos anatômicos.
- A ampliação e o borramento ocorrem nas imagens de raios X porque o feixe de raios X é divergente e se espalha a partir de um ponto focal de tamanho finito.
- Detectores digitais radiológicos convertem raios X em sinais elétricos.

Conteúdo

[Princípios da Radiografia](#)

[Produção de Raios X](#)

[Feixe de Raios X](#)

[Formação de Imagens Radiológicas](#)

[Quantidades Dosimétricas](#)

[Qualidade de Imagem](#)

▶ [Mensagens Finais](#)

[Referências](#)

[Teste Seus Conhecimentos](#)



Mensagens Finais (2):

- O dispositivo de controle automático de exposição (CAE) controla a dose de radiação que atinge o detector regulando a extensão da exposição.
- O índice de exposição fornece ao usuário feedback sobre a dose do detector de uma radiografia.



- O kerma no ar é a dose em um ponto no ar no feixe de raios X e não leva em consideração o espalhamento ou o tamanho do feixe..
- A dose de entrada na pele é a dose aplicada a uma fina camada de pele no plano de entrada no paciente.
- O produto dose-área é o produto entre o kerma no ar e a área exposta e fornece uma estimativa da dose de radiação administrada a um paciente durante um exame radiológico.
- Três parâmetros definem a qualidade da imagem: contraste, relação sinal-ruído e resolução espacial.



Conteúdo

[Princípios da Radiografia](#)

[Produção de Raios X](#)

[Feixe de Raios X](#)

[Formação de Imagens Radiológicas](#)

[Quantidades Dosimétricas](#)

[Qualidade de Imagem](#)

▶ [Mensagens Finais](#)

[Referências](#)

[Teste Seus Conhecimentos](#)



Referências



1. Joite-Barfuß S.; Dierker, J.; Aichinger, H.; Säbel, M. Radiation Exposure and Qualidade de Imagem in X-Ray Diagnostic Radiology. 2012, 2nd edition.
2. Bushberg, J; Seibert J.A.; Leidholdt E.M.; Boone J.M. The Essential Physics of Medical Imaging. 2012, 3rd edition.
3. Dance D.R.; Christofides S.; Maidment A.D.A.; McLean I.D.; Ng K.H. Diagnostic Radiology Physics : A Hanbook for Teachers and Students. 2014.
4. Singh H.; Sasane A.; Lodha R.; Textbook of Radiology Physics. 2017.
5. Vosper M.; England A.; Major V. Principles and Applications of Radiological Physics. 2019, 7th edition.

Conteúdo

[Princípios da Radiografia](#)

[Produção de Raios X](#)

[Feixe de Raios X](#)

[Formação de Imagens Radiológicas](#)

[Quantidades Dosimétricas](#)

[Qualidade de Imagem](#)

[Mensagens Finais](#)

▶ [Referências](#)

[Teste Seus Conhecimentos](#)



Teste Seus Conhecimentos



1 – Qual é o tamanho efetivo do ponto focal?

- A área no ânodo atingida por elétrons
- A projeção do tamanho do ponto focal no plano da imagem
- O tamanho do feixe de elétrons no ânodo
- O tamanho do filamento selecionado no cátodo

Conteúdo

[Princípios da Radiografia](#)

[Produção de Raios X](#)

[Feixe de Raios X](#)

[Formação de Imagens Radiológicas](#)

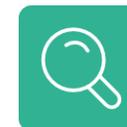
[Quantidades Dosimétricas](#)

[Qualidade de Imagem](#)

[Mensagens Finais](#)

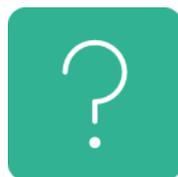
[Referências](#)

▶ [Teste Seus Conhecimentos](#)





Teste Seus Conhecimentos



1 – Qual é o tamanho efetivo do spot?

- A área no ânodo atingida por elétrons
- ✓ A projeção do tamanho do ponto focal no plano da imagem
- O tamanho do feixe de elétrons no ânodo
- O tamanho do filamento selecionado no cátodo

Conteúdo

[Princípios da Radiografia](#)

[Produção de Raios X](#)

[Feixe de Raios X](#)

[Formação de Imagens Radiológicas](#)

[Quantidades Dosimétricas](#)

[Qualidade de Imagem](#)

[Mensagens Finais](#)

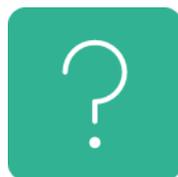
[Referências](#)

▶ [Teste Seus Conhecimentos](#)





Teste Seus Conhecimentos



2 – Qual a função da filtração adicional de um tubo de raios X?

- Cortar raios X de baixa energia
- Melhorar o contraste radiológico
- Moldar um feixe de raios X espacialmente homogêneo
- Parar os raios X espalhados na janela do tubo de raios X

Conteúdo

[Princípios da Radiografia](#)

[Produção de Raios X](#)

[Feixe de Raios X](#)

[Formação de Imagens Radiológicas](#)

[Quantidades Dosimétricas](#)

[Qualidade de Imagem](#)

[Mensagens Finais](#)

[Referências](#)

▶ [Teste Seus Conhecimentos](#)





Teste Seus Conhecimentos



2 – Qual a função da filtração adicional de um tubo de raios X?

- ✓ Cortar raios X de baixa energia
- Melhorar o contraste radiológico
- Moldar um feixe de raios X espacialmente homogêneo
- Parar os raios X espalhados na janela do tubo de raios X

Conteúdo

[Princípios da Radiografia](#)

[Produção de Raios X](#)

[Feixe de Raios X](#)

[Formação de Imagens Radiológicas](#)

[Quantidades Dosimétricas](#)

[Qualidade de Imagem](#)

[Mensagens Finais](#)

[Referências](#)

▶ [Teste Seus Conhecimentos](#)





Teste Seus Conhecimentos



3 – O que são raios X característicos?

- Raios X cuja energia é caracterizada pelo filtro adicional de alumínio
- Raios X cuja energia é caracterizada pelo material do ânodo
- Raios X cuja energia é aumentada por múltiplas interações no ânodo
- Raios X cuja energia é aumentada pelo filtro adicional de alumínio

Conteúdo

[Princípios da Radiografia](#)

[Produção de Raios X](#)

[Feixe de Raios X](#)

[Formação de Imagens Radiológicas](#)

[Quantidades Dosimétricas](#)

[Qualidade de Imagem](#)

[Mensagens Finais](#)

[Referências](#)

▶ [Teste Seus Conhecimentos](#)





Teste Seus Conhecimentos



3 – O que são raios X característicos?

- Raios X cuja energia é caracterizada pelo filtro adicional de alumínio
- ✓ Raios X cuja energia é caracterizada pelo material do ânodo
- Raios X cuja energia é aumentada por múltiplas interações no ânodo
- Raios X cuja energia é aumentada pelo filtro adicional de alumínio

Conteúdo

[Princípios da Radiografia](#)

[Produção de Raios X](#)

[Feixe de Raios X](#)

[Formação de Imagens Radiológicas](#)

[Quantidades Dosimétricas](#)

[Qualidade de Imagem](#)

[Mensagens Finais](#)

[Referências](#)

▶ [Teste Seus Conhecimentos](#)





Teste Seus Conhecimentos



4 – O que é verdadeiro sobre a probabilidade de efeito fotoelétrico?

- Aumenta com a densidade eletrônica do material.
- Aumenta com a densidade do material.
- Aumenta com a voltagem do tubo.
- Aumenta com a energia dos raios X.

Conteúdo

[Princípios da Radiografia](#)

[Produção de Raios X](#)

[Feixe de Raios X](#)

[Formação de Imagens Radiológicas](#)

[Quantidades Dosimétricas](#)

[Qualidade de Imagem](#)

[Mensagens Finais](#)

[Referências](#)

▶ [Teste Seus Conhecimentos](#)





Teste Seus Conhecimentos



4 – O que é verdadeiro sobre a probabilidade de efeito fotoelétrico?

- ✓ Aumenta com a densidade eletrônica do material.
- Aumenta com a densidade do material.
- Aumenta com a voltagem do tubo.
- Aumenta com a energia dos raios X.

Conteúdo

[Princípios da Radiografia](#)

[Produção de Raios X](#)

[Feixe de Raios X](#)

[Formação de Imagens Radiológicas](#)

[Quantidades Dosimétricas](#)

[Qualidade de Imagem](#)

[Mensagens Finais](#)

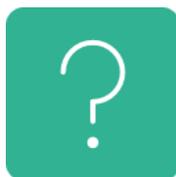
[Referências](#)

▶ [Teste Seus Conhecimentos](#)





Teste Seus Conhecimentos



5 – O que poderia ser feito para reduzir o borramento geométrico de um raio X?

- Escolha uma configuração CAE mais alta.
- Diminua o tempo de exposição.
- Aumente a distância tubo-detector.
- Use uma grade antiespalhamento.

Conteúdo

[Princípios da Radiografia](#)

[Produção de Raios X](#)

[Feixe de Raios X](#)

[Formação de Imagens Radiológicas](#)

[Quantidades Dosimétricas](#)

[Qualidade de Imagem](#)

[Mensagens Finais](#)

[Referências](#)

▶ [Teste Seus Conhecimentos](#)





Teste Seus Conhecimentos



5 – O que poderia ser feito para reduzir o borramento geométrico de um raio X?

- Escolha uma configuração CAE mais alta.
- Diminua o tempo de exposição.
- ✓ Aumente a distância tubo-detector.
- Use uma grade antiespalhamento.

Conteúdo

[Princípios da Radiografia](#)

[Produção de Raios X](#)

[Feixe de Raios X](#)

[Formação de Imagens Radiológicas](#)

[Quantidades Dosimétricas](#)

[Qualidade de Imagem](#)

[Mensagens Finais](#)

[Referências](#)

▶ [Teste Seus Conhecimentos](#)





Teste Seus Conhecimentos



6 – Um PAD é igual a 1000 mGy.cm^2 a 1 m do tubo de raios X. Qual será seu valor a 2 m?

- 250 mGy.cm^2
- 500 mGy.cm^2
- 1000 mGy.cm^2
- 4000 mGy.cm^2

Conteúdo

[Princípios da Radiografia](#)

[Produção de Raios X](#)

[Feixe de Raios X](#)

[Formação de Imagens Radiológicas](#)

[Quantidades Dosimétricas](#)

[Qualidade de Imagem](#)

[Mensagens Finais](#)

[Referências](#)

▶ [Teste Seus Conhecimentos](#)





Teste Seus Conhecimentos



6 – Um PAD é igual a 1000 mGy.cm^2 a 1 m do tubo de raios X. Qual será seu valor a 2 m?

- 250 mGy.cm^2
- 500 mGy.cm^2
- ✓ 1000 mGy.cm^2
- 4000 mGy.cm^2

Conteúdo

[Princípios da Radiografia](#)

[Produção de Raios X](#)

[Feixe de Raios X](#)

[Formação de Imagens Radiológicas](#)

[Quantidades Dosimétricas](#)

[Qualidade de Imagem](#)

[Mensagens Finais](#)

[Referências](#)

▶ [Teste Seus Conhecimentos](#)





Teste Seus Conhecimentos



7 – Como o CAE controla a dose?

- Focando a energia dos elétrons no tubo de raios X
- Modificando a intensidade dos raios X durante o tempo de irradiação
- Regulando a duração da exposição
- Estabelecendo uma corrente alvo no tubo (mA)

Conteúdo

[Princípios da Radiografia](#)

[Produção de Raios X](#)

[Feixe de Raios X](#)

[Formação de Imagens Radiológicas](#)

[Quantidades Dosimétricas](#)

[Qualidade de Imagem](#)

[Mensagens Finais](#)

[Referências](#)

▶ [Teste Seus Conhecimentos](#)





Teste Seus Conhecimentos



7 – Como o CAE controla a dose?

- Focando a energia dos elétrons no tubo de raios X
- Modificando a intensidade dos raios X durante o tempo de irradiação
- ✓ Regulando a duração da exposição
- Estabelecendo uma corrente alvo no tubo (mA)

Conteúdo

[Princípios da Radiografia](#)

[Produção de Raios X](#)

[Feixe de Raios X](#)

[Formação de Imagens Radiológicas](#)

[Quantidades Dosimétricas](#)

[Qualidade de Imagem](#)

[Mensagens Finais](#)

[Referências](#)

▶ [Teste Seus Conhecimentos](#)





Teste Seus Conhecimentos



8 – Como poderíamos aumentar a RSR de um raio X?

- Selecionando o foco grande em vez do foco pequeno
- Diminuindo a voltagem do tubo
- Aumentando a configuração CAE para +1
- Reduzindo o tamanho do pixel

Conteúdo

[Princípios da Radiografia](#)

[Produção de Raios X](#)

[Feixe de Raios X](#)

[Formação de Imagens Radiológicas](#)

[Quantidades Dosimétricas](#)

[Qualidade de Imagem](#)

[Mensagens Finais](#)

[Referências](#)

▶ [Teste Seus Conhecimentos](#)





Teste Seus Conhecimentos



8 – Como poderíamos aumentar a RSR de um raio X?

- Selecionando o foco grande em vez do foco pequeno
- Diminuindo a voltagem do tubo
- ✓ Aumentando a configuração CAE para +1
- Reduzindo o tamanho do pixel

Conteúdo

[Princípios da Radiografia](#)

[Produção de Raios X](#)

[Feixe de Raios X](#)

[Formação de Imagens Radiológicas](#)

[Quantidades Dosimétricas](#)

[Qualidade de Imagem](#)

[Mensagens Finais](#)

[Referências](#)

▶ [Teste Seus Conhecimentos](#)





Teste Seus Conhecimentos



9 – Por que a DEP é maior que o kerma no ar na superfície do paciente?

- Porque a DEP inclui dose de retroespalhamento
- Porque a DEP não é expressa na mesma unidade
- Porque a DEP não é medida à mesma distância da fonte de raios X
- Porque a DEP leva em consideração a radiosensibilidade da pele

Conteúdo

[Princípios da Radiografia](#)

[Produção de Raios X](#)

[Feixe de Raios X](#)

[Formação de Imagens Radiológicas](#)

[Quantidades Dosimétricas](#)

[Qualidade de Imagem](#)

[Mensagens Finais](#)

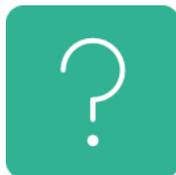
[Referências](#)

▶ [Teste Seus Conhecimentos](#)





Teste Seus Conhecimentos



9 – Por que a DEP é maior que o kerma no ar na superfície do paciente?

- ✓ Porque a DEP inclui dose de retroespalhamento
- Porque a DEP não é expressa na mesma unidade
- Porque a DEP não é medida à mesma distância da fonte de raios X
- Porque a DEP leva em consideração a radiosensibilidade da pele

Conteúdo

[Princípios da Radiografia](#)

[Produção de Raios X](#)

[Feixe de Raios X](#)

[Formação de Imagens Radiológicas](#)

[Quantidades Dosimétricas](#)

[Qualidade de Imagem](#)

[Mensagens Finais](#)

[Referências](#)

▶ [Teste Seus Conhecimentos](#)





Teste Seus Conhecimentos



10 – Qual a dose do detector que corresponde a um IE = 250?

- 2.5 μGy
- 25 μGy
- 250 μGy
- 250 mGy

Conteúdo

[Princípios da Radiografia](#)

[Produção de Raios X](#)

[Feixe de Raios X](#)

[Formação de Imagens Radiológicas](#)

[Quantidades Dosimétricas](#)

[Qualidade de Imagem](#)

[Mensagens Finais](#)

[Referências](#)

▶ [Teste Seus Conhecimentos](#)





Teste Seus Conhecimentos



10 – Qual a dose do detector que corresponde a um IE = 250?

- ✓ 2.5 μ Gy
- 25 μ Gy
- 250 μ Gy
- 250 mGy

Conteúdo

[Princípios da Radiografia](#)

[Produção de Raios X](#)

[Feixe de Raios X](#)

[Formação de Imagens Radiológicas](#)

[Quantidades Dosimétricas](#)

[Qualidade de Imagem](#)

[Mensagens Finais](#)

[Referências](#)

▶ [Teste Seus Conhecimentos](#)





Todo o material utilizado (incluindo propriedade intelectual e elementos de ilustração) é originário dos autores, os autores receberam autorização para utilizar o material por lei aplicável, ou esses obtiveram uma licença transferível do detentor dos direitos autorais.

Conteúdo

[Princípios da Radiografia](#)

[Produção de Raios X](#)

[Feixe de Raios X](#)

[Formação de Imagens
Radiológicas](#)

[Quantidades Dosimétricas](#)

[Qualidade de Imagem](#)

[Mensagens Finais](#)

[Referências](#)

[Teste Seus Conhecimentos](#)