

Equipamentos de Imagiologia Médica

2021/2022

Teresa Sousa

Aula 2

Imagiologia de transmissão

Princípios físicos

Radiografia

Tomografia Computorizada (TC)

Radiação X

- Relembrando conceitos
- Produção de raios X
- Interação com a matéria

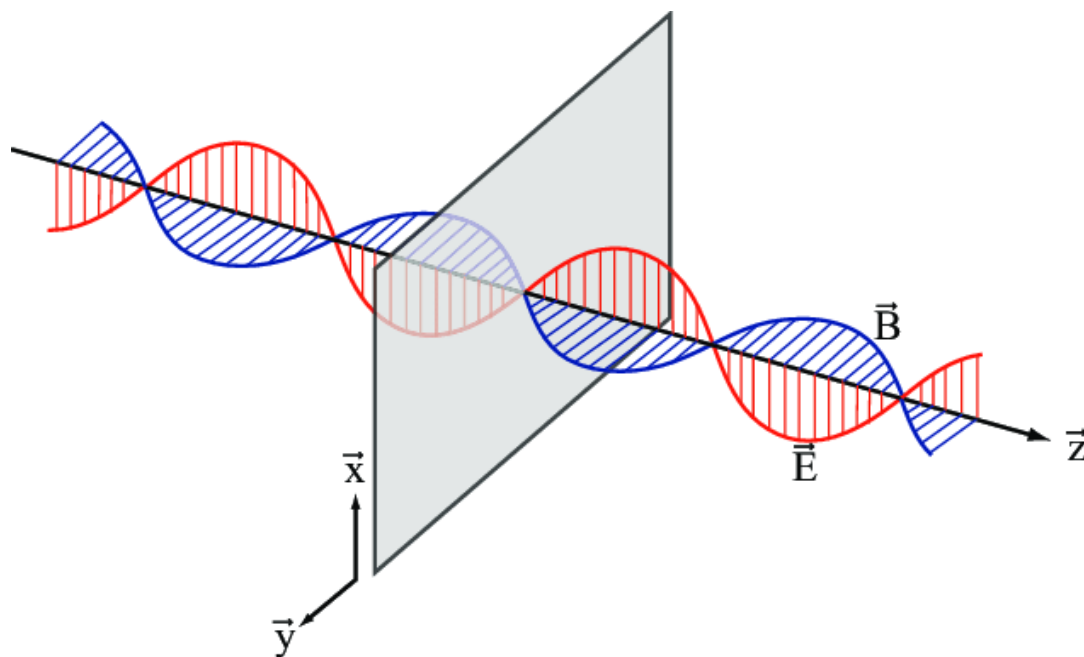
Energia radiante

Radiação que se propaga
na forma de onda eletromagnética

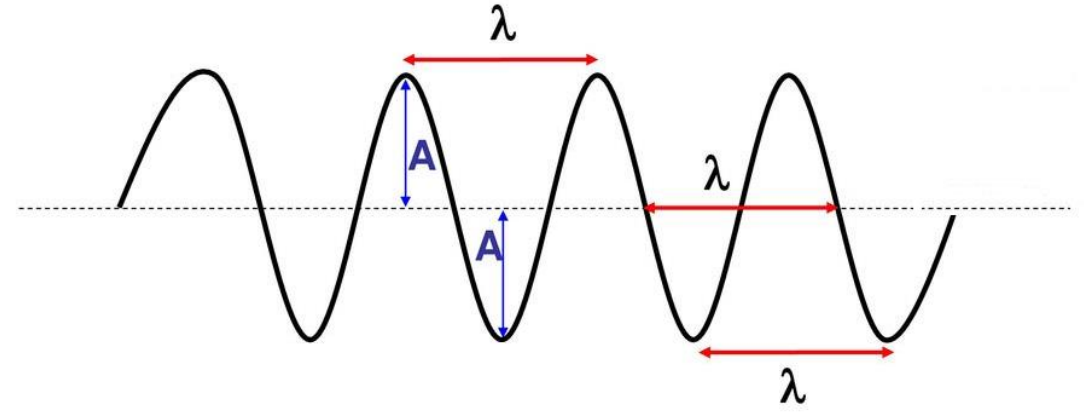
Uma onda eletromagnética é uma forma complexa de energia composta por um campo elétrico e um campo magnético. As oscilações dos campos magnéticos e elétricos são perpendiculares entre si.

Sob o ponto de vista da mecânica quântica, pode ser entendida como o deslocamento de pequenas partículas, os fótons (o fóton é considerado como a partícula fundamental da radiação eletromagnética).

Ao contrário das ondas mecânicas não precisam de um meio para se propagarem. Viajam à velocidade da luz (no vácuo).



Energia radiante



λ = comprimento de onda

A = amplitude da onda

$$v = f\lambda \quad v = \text{velocidade; } f = \text{frequência}$$

$$c = f\lambda \quad c = \text{velocidade da luz} = 3 \times 10^8 \text{ m/s}$$

$$E = hf \quad h = \text{constant de Plank} = 4 \times 10^{-18} \text{ KeV.s}$$

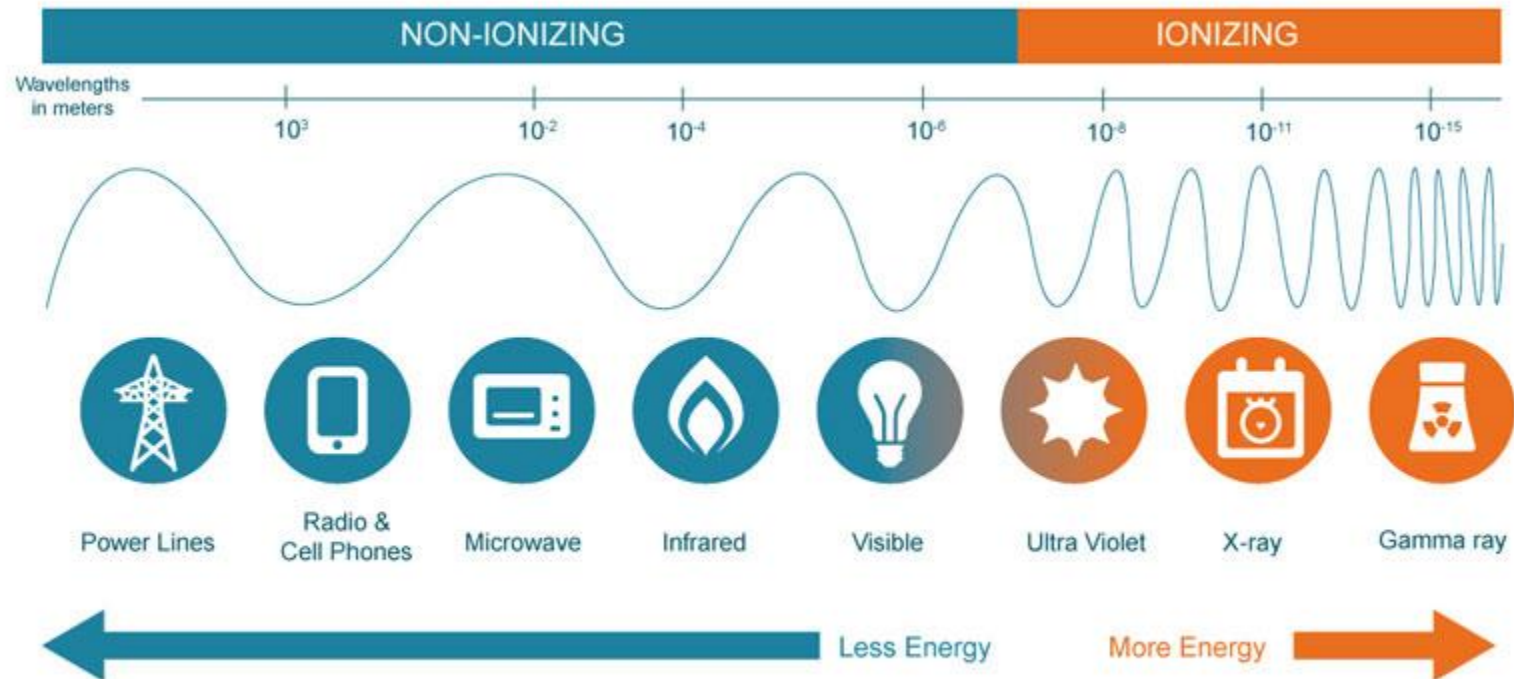
$$E = \frac{hc}{\lambda} \quad E = \text{energy} = 1.2 \text{ KeV } (\lambda \text{ em nm})$$

Nota: o eV é uma unidade de medida de energia. É a quantidade de energia cinética ganha por um eletrão quando acelerado por uma diferença de potencial elétrico de um volt, no vácuo.

O que é que as ondas rádio, a luz visível e os raios X têm em comum?

Espectro eletromagnético

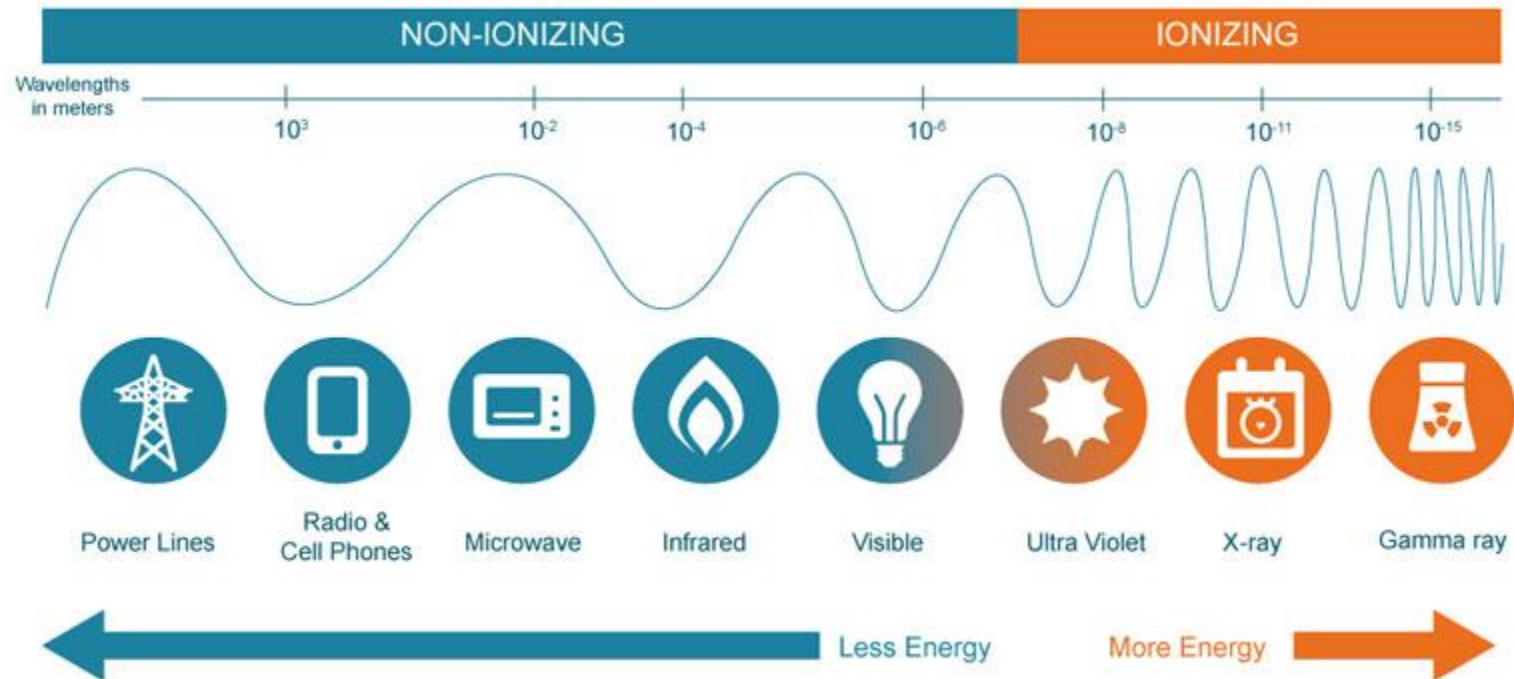
Intervalo completo de todas as possíveis frequências da radiação eletromagnética.



Espectro eletromagnético

Ionização: produção de íões pela perda ou ganho de elétrões.

Radiações não ionizantes: $E < 10^{-12}$ eV; $\lambda > 100$ nm; $f < 3 \times 10^{15}$ Hz.



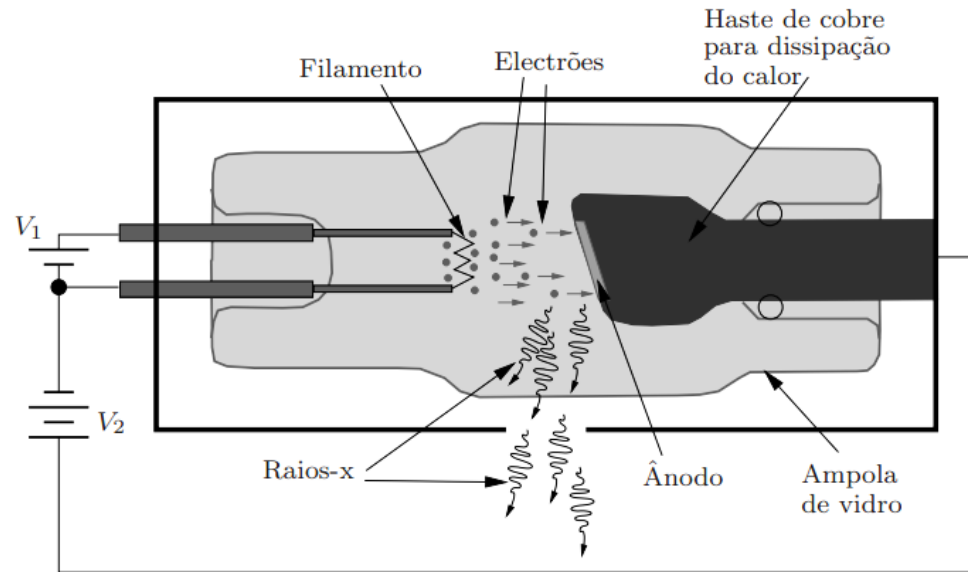
Os raios X na imagem médica

https://www.youtube.com/watch?v=hST9DRCwBto&list=PLDOUol_OjvGZghLmGUb5p4iRS7v3lEXa&index=37&t=2s

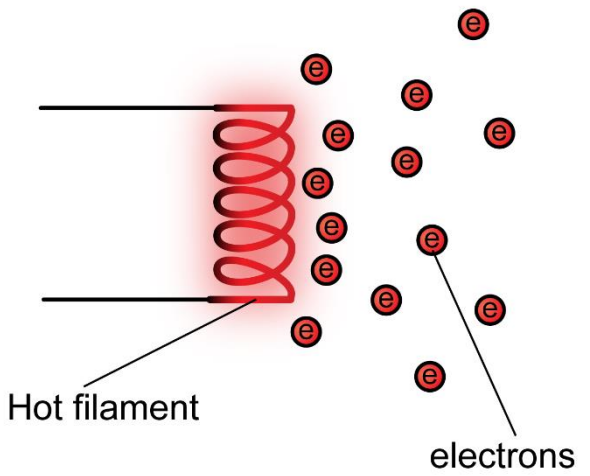
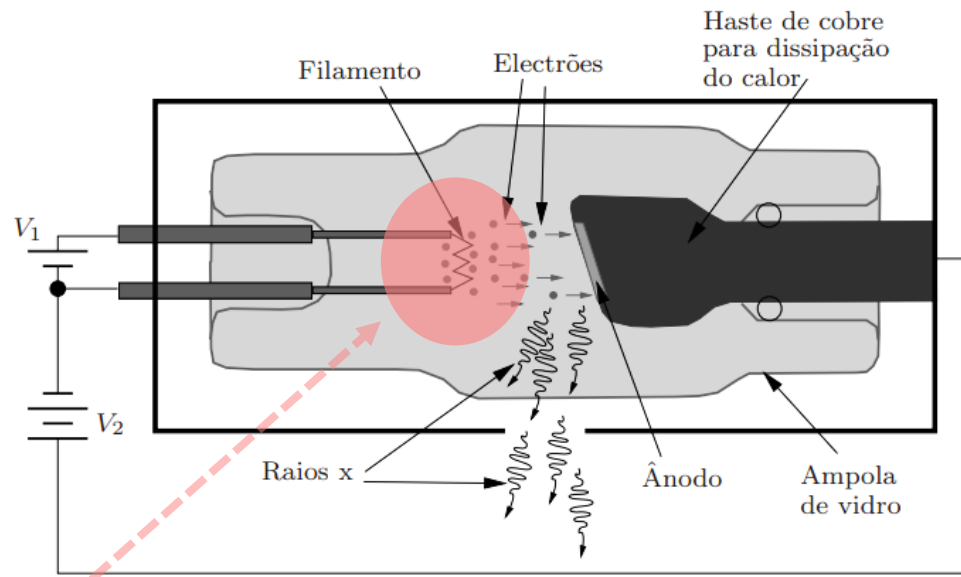
O tubo de raios X

Tubo de vácuo que converte corrente elétrica alternada em radiação X.

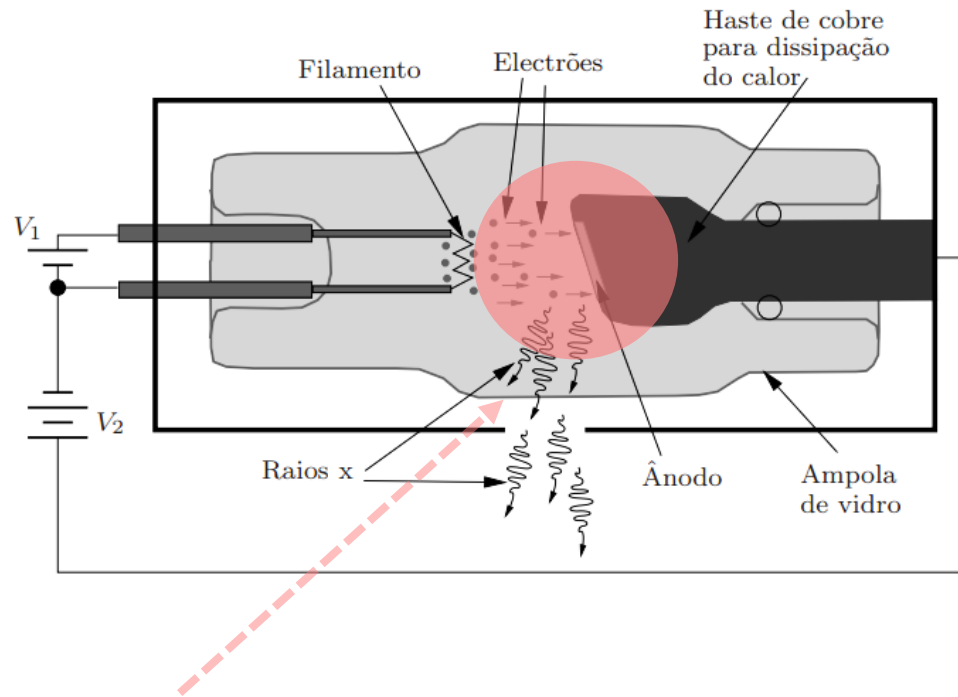
Permite a produção controlada de raios X, o que levou ao desenvolvimento da imagiologia de transmissão.



- É aplicada uma tensão elétrica relativamente baixa (V_1) ao filamento, para que este aqueça e liberte elétrons por emissão termiônica (efeito de Edison).
- É depois aplicada uma tensão elétrica na ordem das dezenas de kilovolts entre o cátodo e o ânodo (V_2). Esta diferença de tensão elevada vai acelerar os elétrons em direção ao ânodo.
- Estes por sua vez, ao colidirem com o ânodo libertam energia sob a forma de calor e de radiação X.



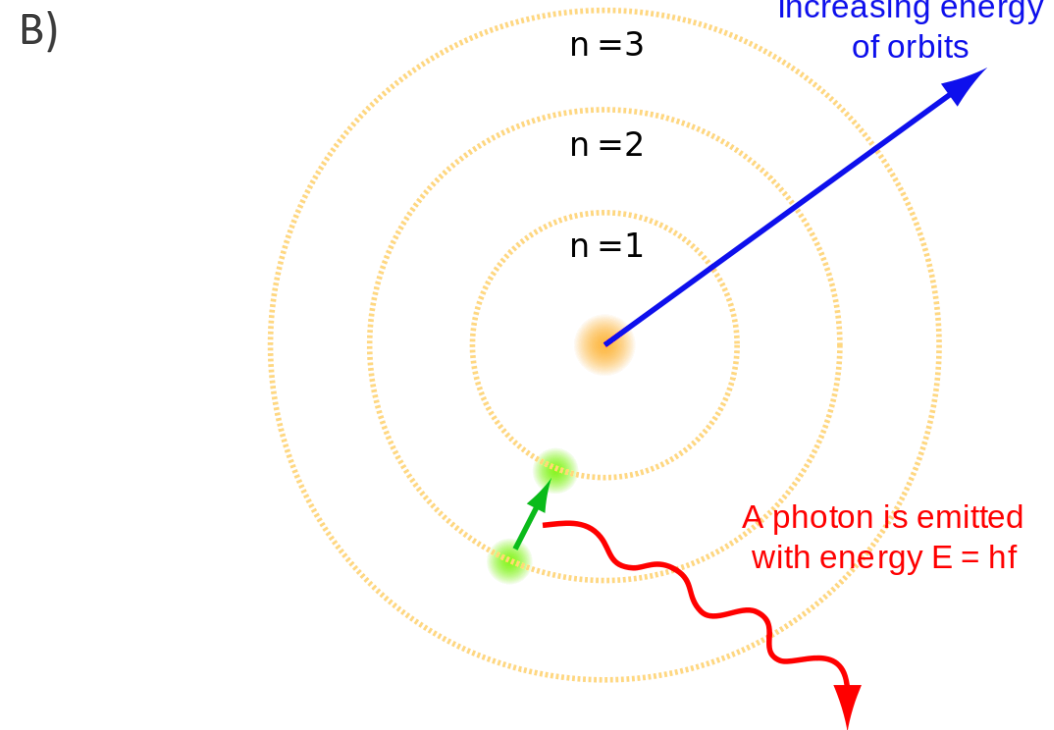
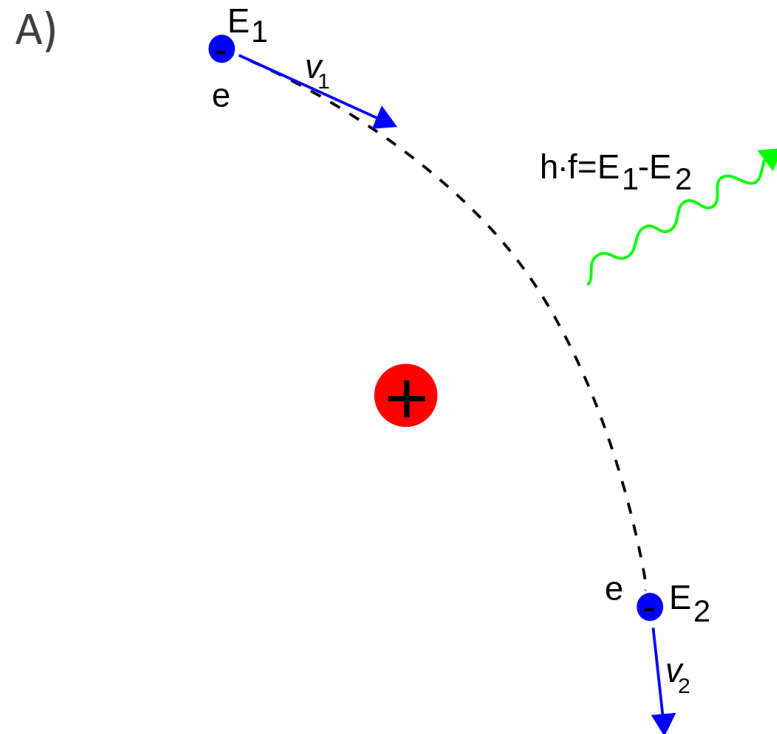
- O efeito de Edison ou efeito Richardson ou, ainda, efeito termiônico consiste na emissão de eletrões por cátodos incandescentes quando aquecidos.
- Este efeito ocorre como consequência da excitação térmica dos eletrões, pois ao aumentar a sua energia cinética estes superam a sua energia de ligação e acabam por se libertar.



- O feixe de eletrões libertado no cátodo segue acelerado através do vácuo até atingir o ânodo (alvo de tungsténio).
- A aceleração dos eletrões é provocada pela diferença de potencial entre cátodo e ânodo.
- Da interação (desaceleração) entre eletrões e alvo resulta a criação de raios X.
- O alvo de tungsténio roda para permitir que os eletrões atinjam toda a sua área e para minimizar o aquecimento.
- Uma janela transparente aos raios X permite que estes saiam do tubo.

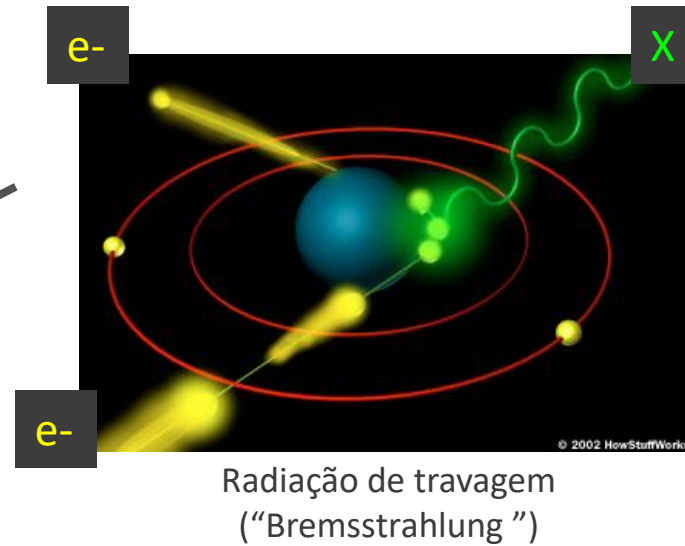
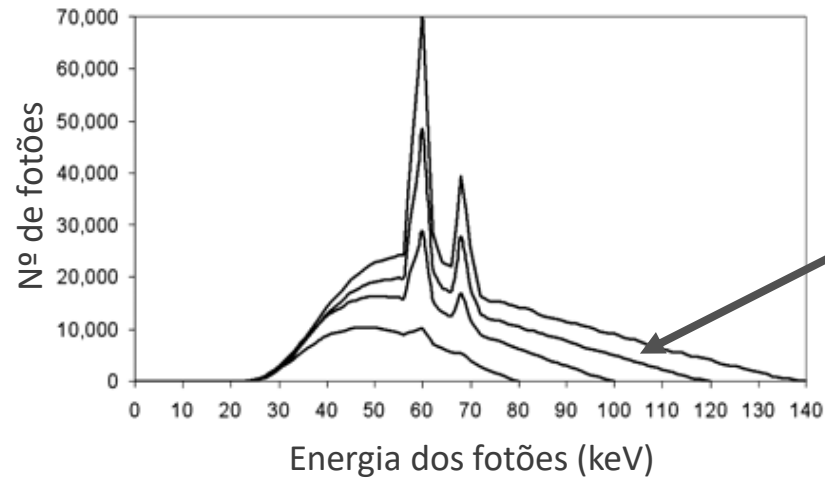
Interação entre os elétrons e o alvo

Quando os elétrons acelerados atingem o ânodo ocorre a produção de dois tipos de raios X: radiação X de travagem (A) e radiação X característica (B).



Interação entre os elétrons e o alvo

Quando os elétrons acelerados atingem o ânodo ocorre a produção de dois tipos de raios X: radiação X de travagem e radiação X característica.

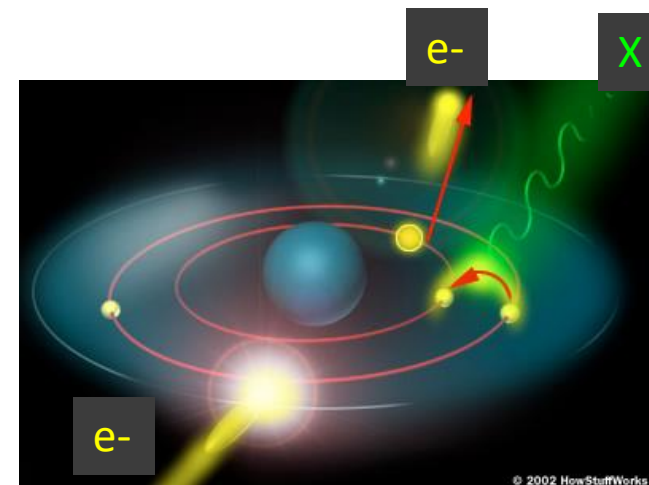
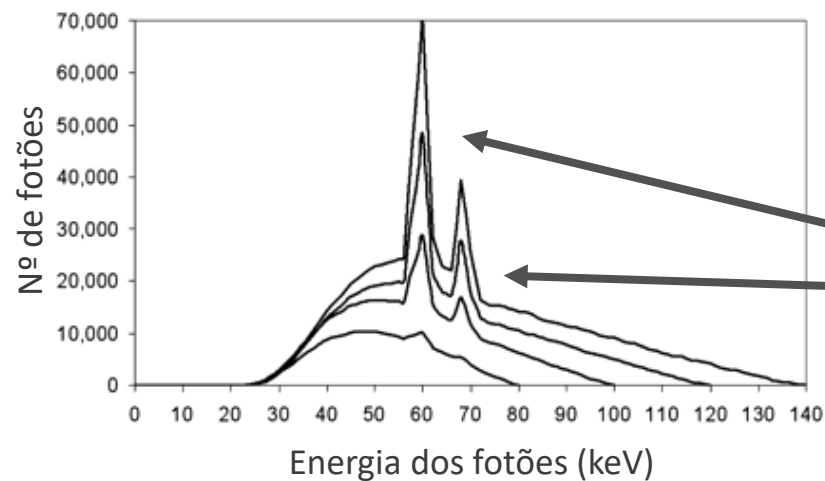


Se o elétron (carga negativa) passa perto do núcleo de um átomo do alvo/ânodo (carga positiva), ele vai desacelerar na sua passagem perdendo energia.

A energia perdida vai ser libertada sob a forma de radiação X de travagem.

Interação entre os elétrons e o alvo

Quando os elétrons acelerados atingem o ânodo ocorre a produção de dois tipos de raios X: radiação X de travagem e radiação X característica.

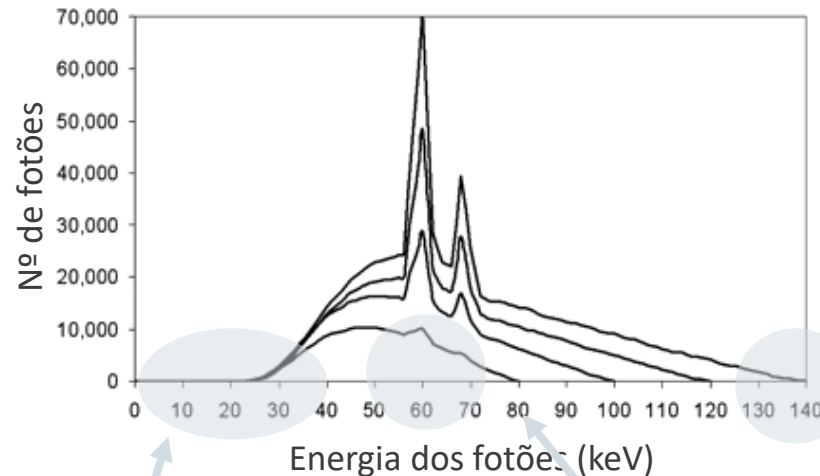


Radiação característica

Se o elétron incidente tiver energia suficiente para ejetar um elétron do átomo do ânodo, o elétron ejetado vai deixar um espaço vazio nesse nível de energia e o átomo torna-se instável. Na busca pela estabilidade um elétron de uma camada mais externa vai transitar para uma camada mais interna. A diferença de energia associada a essa transição é libertada sob a forma de radiação X característica.

A energia desse raio X característico é bem definida: corresponde à diferença de energia entre as camadas envolvidas.

Interação entre os elétrons e o alvo



Fótons com energia muito baixa (tipicamente abaixo dos 25 keV) são absorvidos pelo material do ânodo e da ampola). Efeito conhecido como filtragem interna.

A radiação característica só ocorre se a energia do elétron incidente for suficiente para pelo menos uma transição entre camadas eletrônicas.

Energia máxima de um fóton (E_{\max}).
Depende do valor de diferença de potencial entre cátodo e ânodo (voltagem de aceleração ou *kilovolts peak* - kVp).

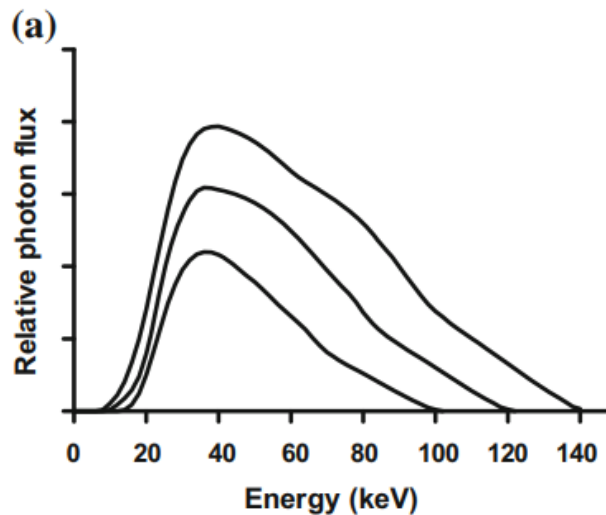
Resumindo

- A radiação X de travagem pode ter qualquer energia e por isso resulta num espectro de energias contínuo. É o mecanismo mais provável de produção de raios X.
- Fótons que resultam de transições de elétrons entre diferentes camadas eletrônicas podem apenas ter a energia $E_2 - E_1$, i.e. a diferença de energia entre os dois níveis envolvidos na transição.

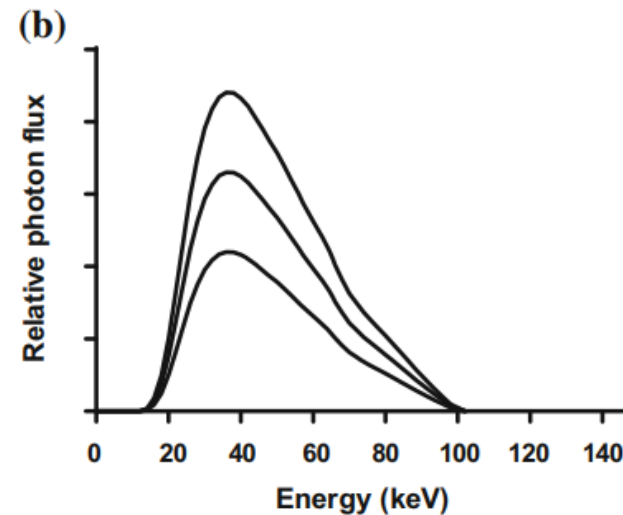
Interação entre os elétrons e o alvo

Existem duas formas de controlar as características da radiação emitida:

- Variando a voltagem de aceleração **(a)**
- Variando a corrente no filamento **(b)**



Um aumento da voltagem no ânodo leva a um aumento da energia dos fótons produzidos e indiretamente também aumenta a corrente no filamento e portanto o número de fótons produzidos.



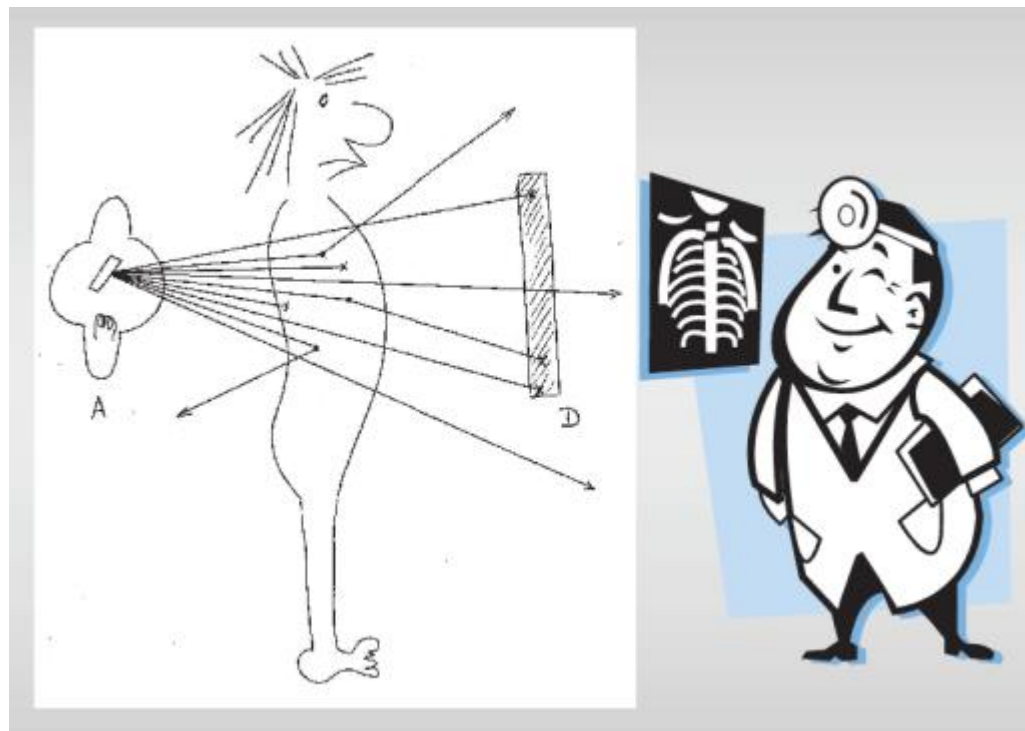
Um aumento de corrente no filamento (cátodo) leva a um aumento do número de fótons produzidos mas não altera a energia dos mesmos.

Notas: A tensão do tubo determina a capacidade de penetração do feixe, enquanto a corrente do tubo determina o número total de fótons. A escolha dos parâmetros a aplicar é influenciada pelo órgão ou tecido a estudar, bem como o tamanho físico do paciente.

Exame radiológico

O sinal = atenuação do feixe de raios X, emitidos pelo tubo de raios X, no corpo do paciente.

Deteção do sinal = conversão de quantidade de raios X que atravessam o corpo do paciente numa imagem.



Atenuação

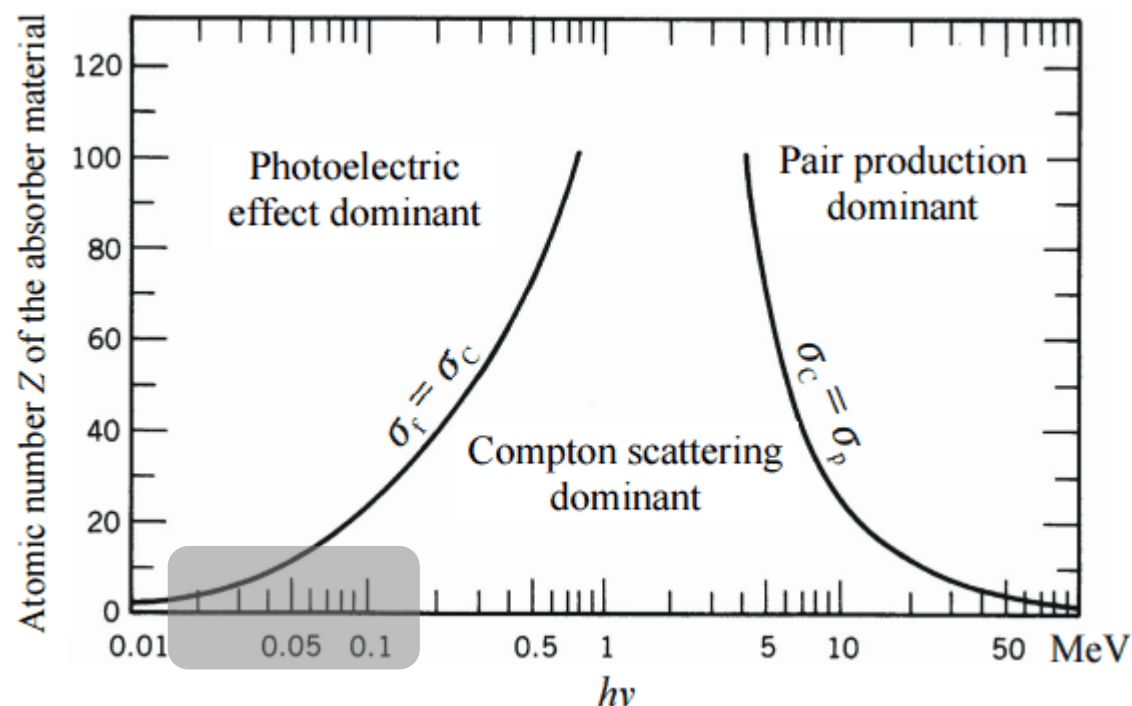
Dependente de:

- energia dos fótons;
- número atômico do elemento;
- densidade do meio.

Interação entre os fótons e a matéria

Para a gama de energias de radiação X usadas em imagiologia médica (20 keV a 150 keV) existem dois principais mecanismos de interação entre os fótons de raios X e a matéria que atravessam:

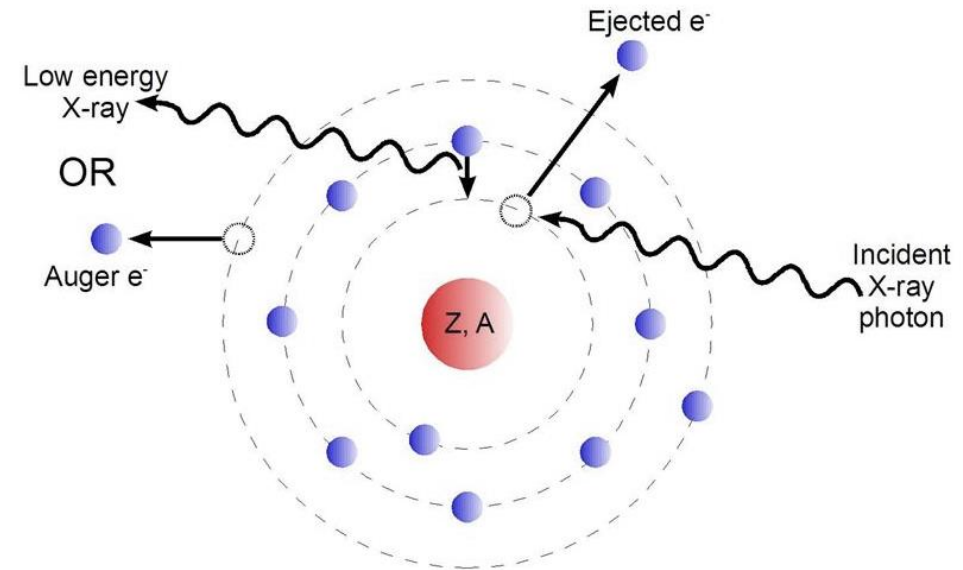
- Efeito Fotoelétrico
- Difusão de Compton



Qual a razão para a difusão de Compton ser praticamente independente do número atômico?

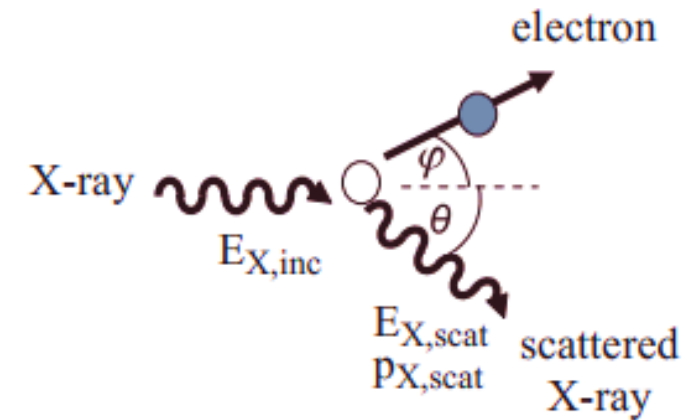
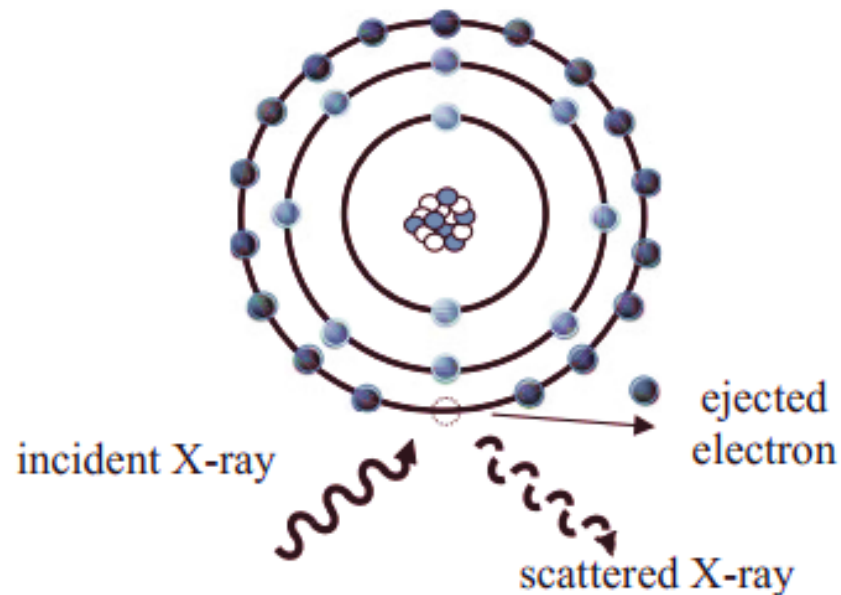
Efeito Fotoelétrico

- A energia do fóton incidente é absorvida por um elétron do átomo da matéria (que acaba por se libertar).
- A energia característica resultante (devido à transição entre camadas eletrónicas) é muito pequena e não chega ao detetor.
- Depende da energia do fóton incidente, do número atómico e da densidade da matéria.
- Permite um bom contraste para baixos níveis de energia.



Difusão de Compton

- Uma parte da energia do fóton é transferida para o elétron.
- O fóton é desviado da sua trajetória inicial.
- Se o ângulo do desvio for pequeno o fóton atravessa o tecido e é detetado.
- É praticamente independente do número atômico, proporcional à densidade e pouco dependente da energia do fóton.
- Contribui para um baixo contraste (por não depender do número atômico).
- É a interação dominante para energias elevadas.



Atenuação

Diminuição gradual do feixe de radiação X quando este atravessa um material (devido à dispersão e absorção).

É medida pela variação da intensidade da radiação X.

$$I = \frac{P}{A}, (W/m^2)$$

P = potência; A = área

A diminuição da intensidade é exponencial:

$$I = I_0 e^{-\mu x}$$

I = intensidade de radiação transmitida

I_0 = intensidade inicial

μ = coeficiente de atenuação linear (cm^{-1})

x = espessura do material

$\mu = \mu' \rho$ (expresso em cm^2/g para desacoplar a dependência μ da densidade do meio (ρ)); $\mu' = f(Z)$

Half-value layer HVL

Espessura do tecido para a qual a intensidade do feixe de raios X é reduzida para metade.

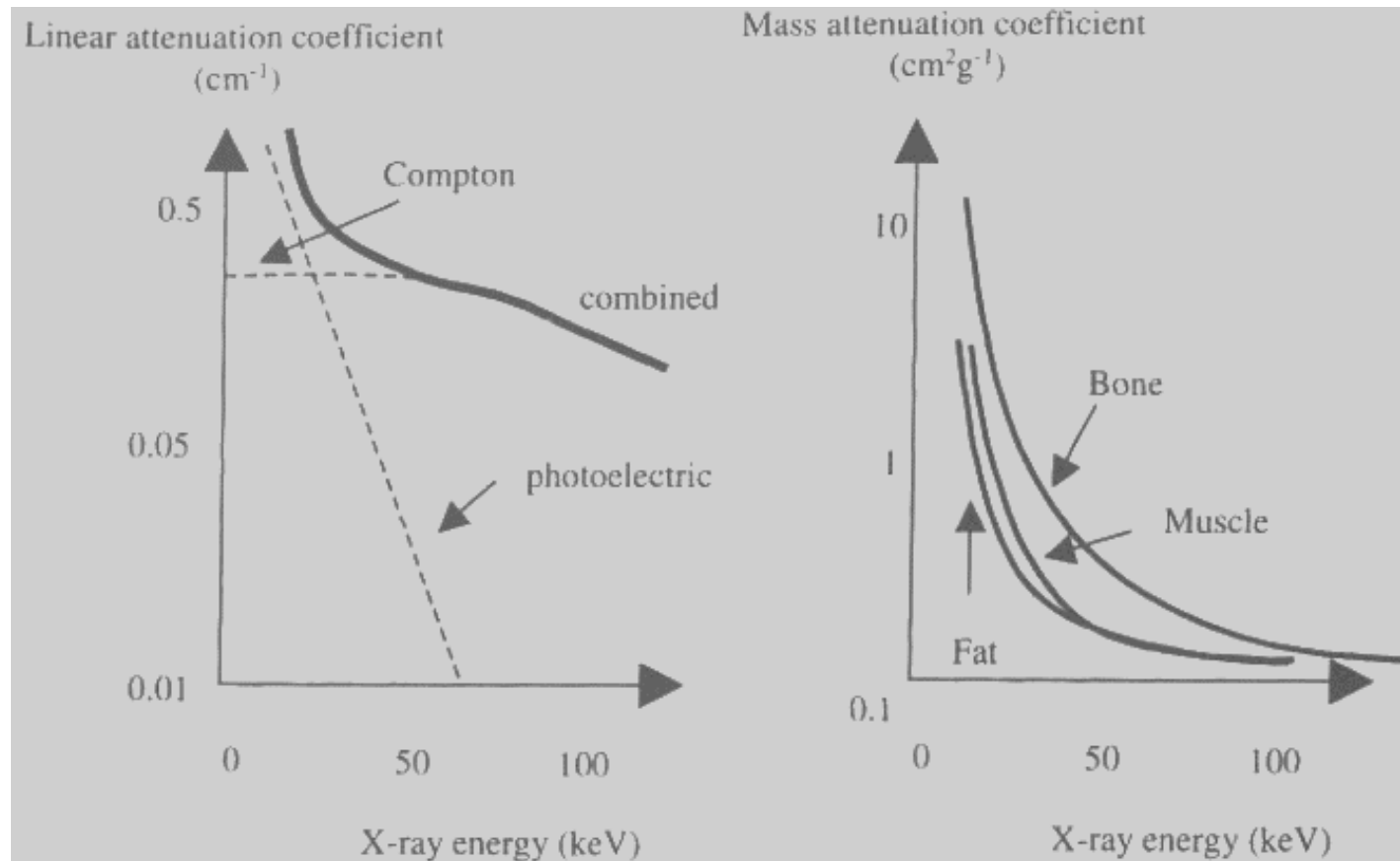
$$HVL = (\ln 2)/\mu$$

Parâmetro bastante utilizado para caracterizar a atenuação da radiação X.

Coeficiente de atenuação

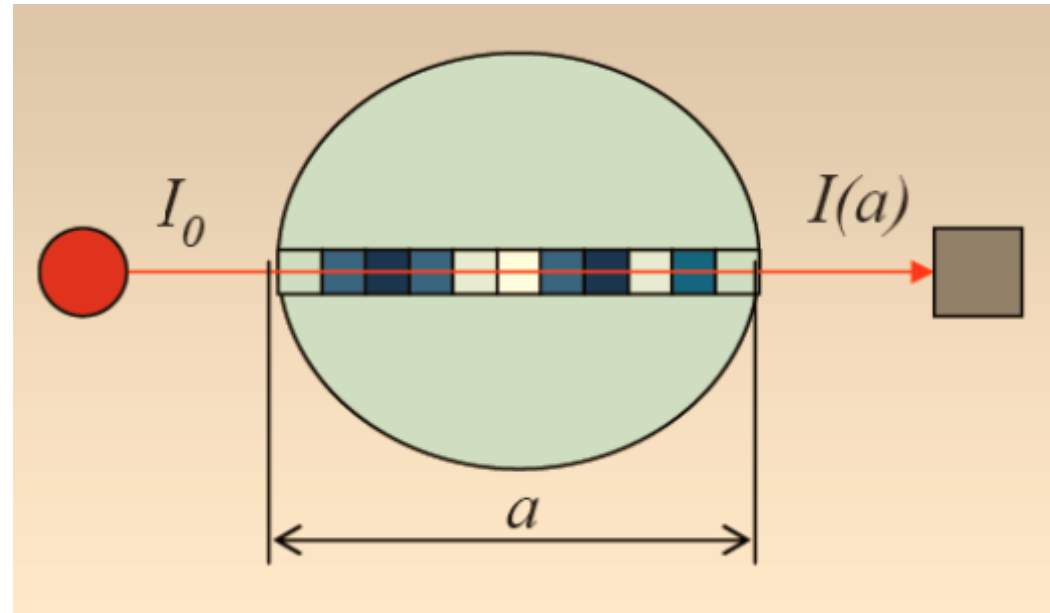
O valor do coeficiente de atenuação reflete a soma da contribuição individual de cada tipo de interação.

$$\mu = \mu_{Compton} + \mu_{photoelectric}$$



O sinal em radiografia

Como $\mu = f(\rho, Z)$, o sinal contém informação sobre a densidade e o número atômico dos tecidos que o feixe de raios X atravessa, mas essa informação está na forma da soma das contribuições das diferentes partes.



A atenuação como processo exponencial:

$$I(a) = I_0 \cdot e^{-(\mu_1 x_1 + \mu_2 x_2 + \dots)}$$

$$I(a) = I_0 \cdot e^{-(\mu_1 x_1)} \cdot e^{-(\mu_2 x_2)} \cdot \dots$$

$$I(a) = I_0 \cdot e^{-(\sum \mu_i \Delta x_i)}$$

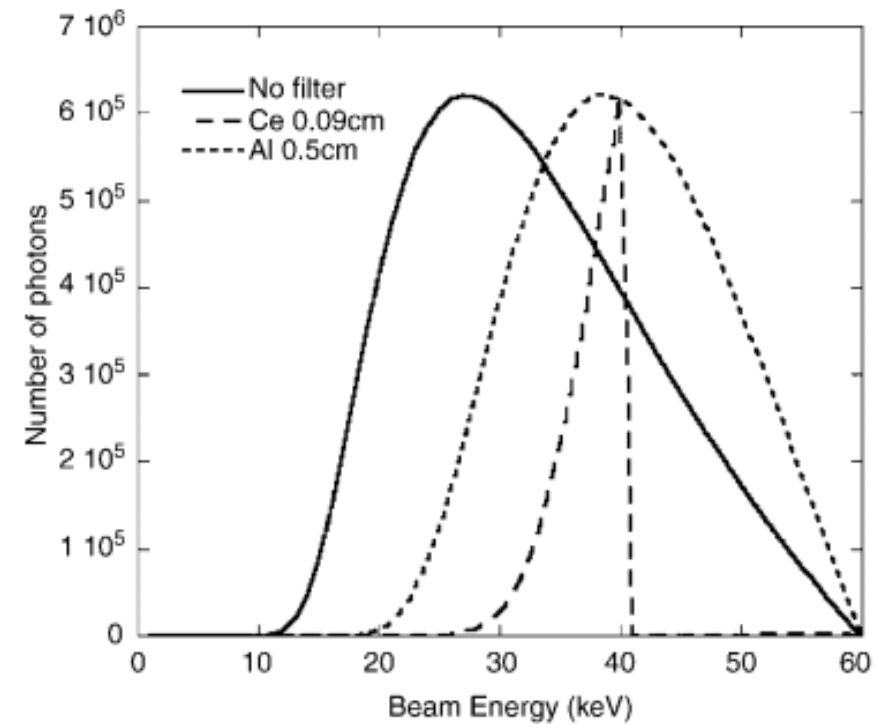
Mede-se:

$$\frac{I(a)}{I_0} = e^{-(\sum \mu_i \Delta x_i)}, \quad \sum \mu_i \Delta x_i = \int_0^a \mu(x) dx$$

Fotões de baixa energia

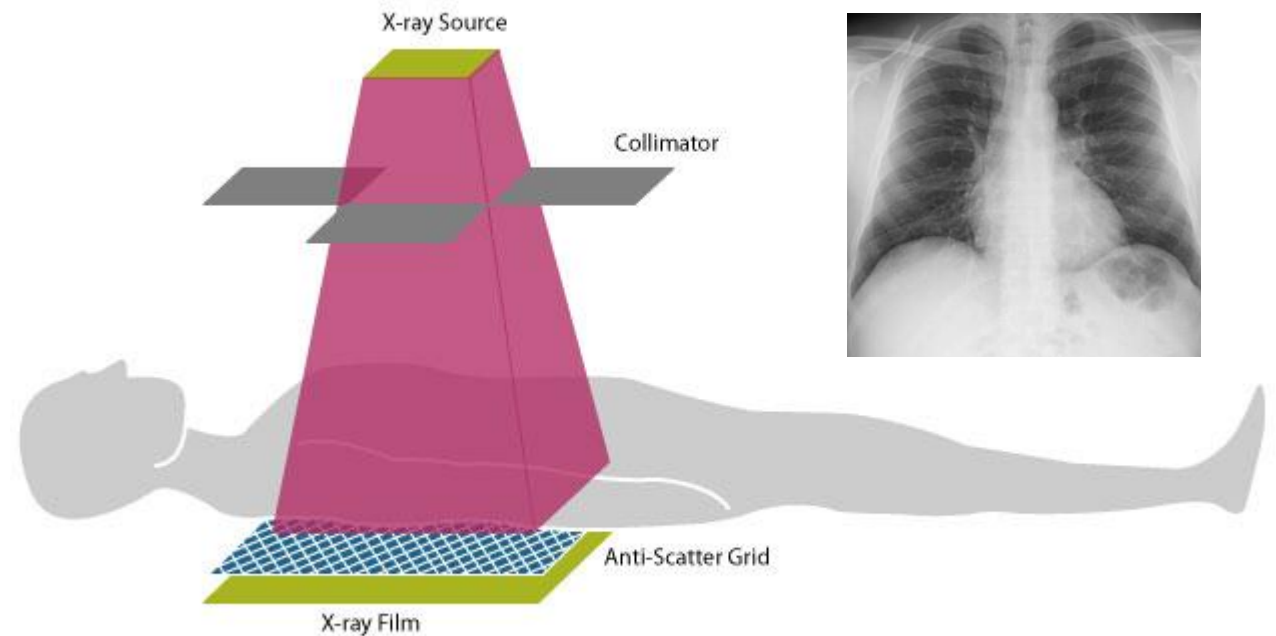
Os fotões de baixa energia não contribuem para a imagem, mas contribuem para a dose absorvida.

Assim, estes fotões devem ser removidos do feixe através da utilização de filtros “endurecedores”.



Radiografia convencional

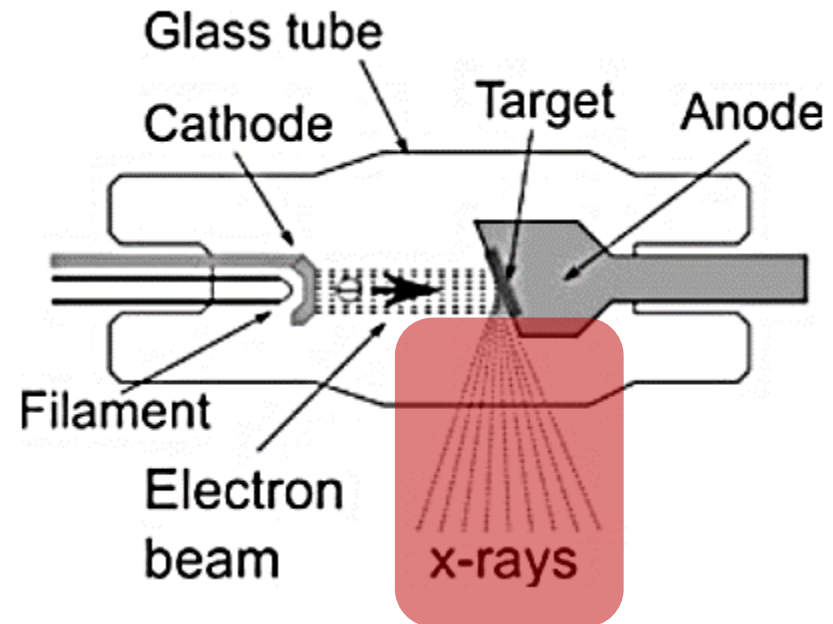
Um equipamento de radiologia é composto por dois elementos essenciais (para além do tubo de raios X): o colimador e a grelha anti-difusão.



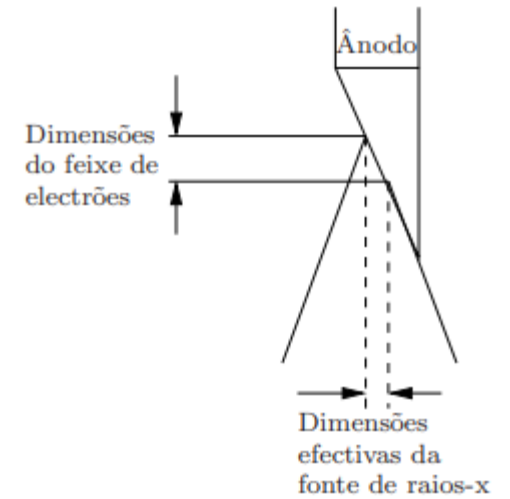
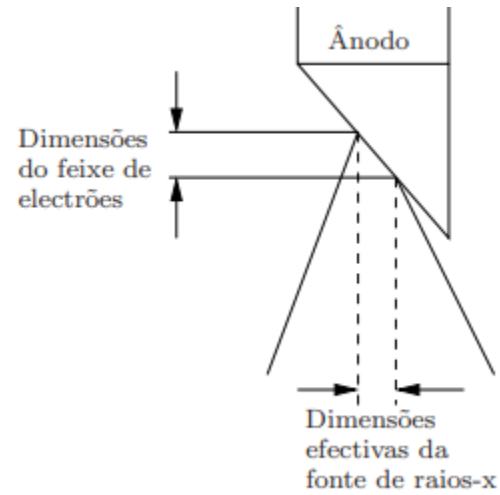
Focagem

A necessidade de colimação

Na prática, o tubo de raios X é colocado numa montagem blindada de chumbo para permitir que a radiação seja apenas libertada pela janela/abertura da montagem.

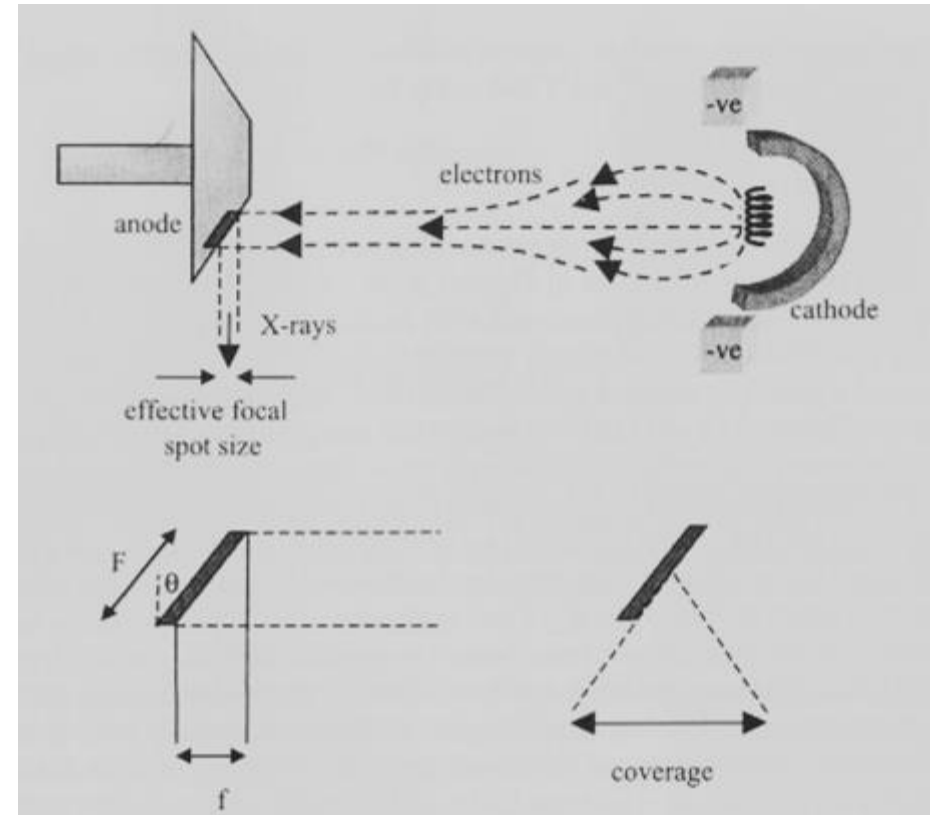


Tamanho do foco



- O ânodo é colocado numa posição inclinada para direcionar o feixe de radiação X resultante perpendicularmente ao feixe de eletrões acelerados.
- O grau do declive está relacionado com o grau de nitidez da imagem resultante.

Tamanho do foco



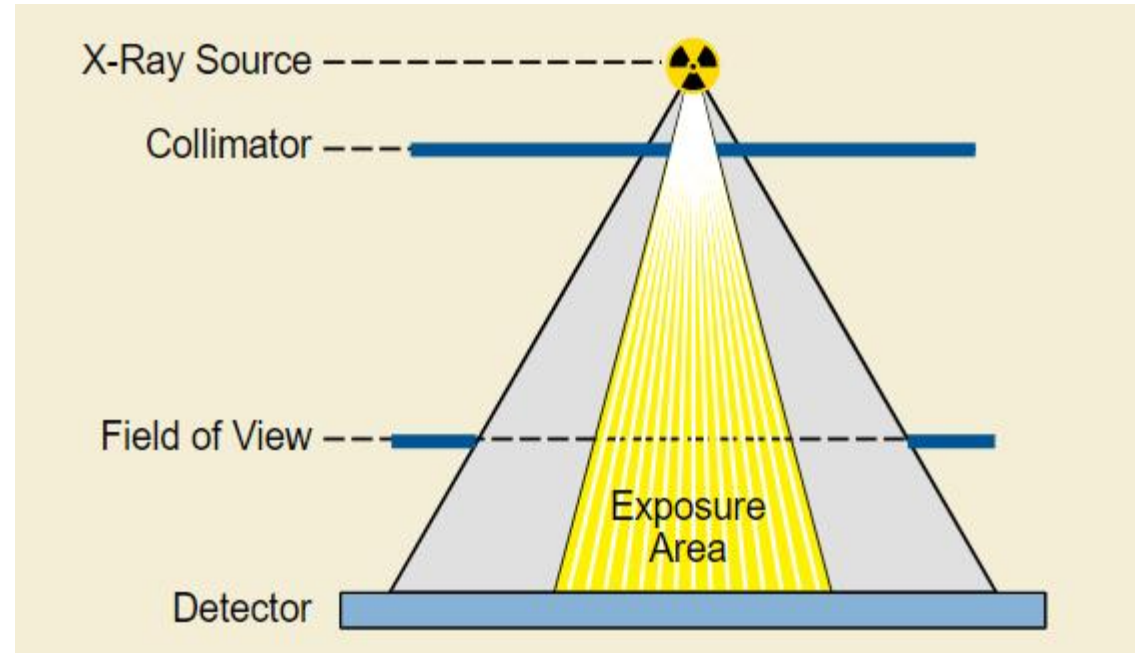
$$f = F \sin \theta$$

tamanho do campo = 2 (distância ao paciente) $\tan \theta$

Colimador

O feixe emitido tem uma geometria divergente e muitas vezes as suas dimensões quando atinge o paciente são diferentes do FOV desejado.

Limita o tamanho do campo de incidência dos raios X através da absorção de parte da radiação, direcionando o feixe.

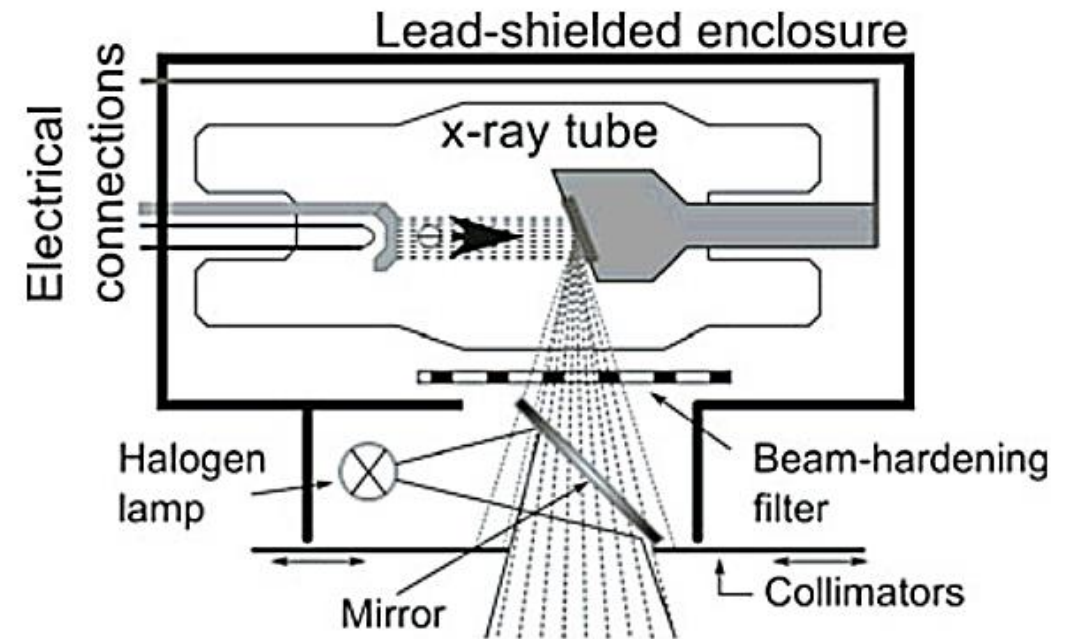


Na maioria dos tubos de raios X, utilizam-se colimadores de abertura variável, constituídos por dois conjuntos de lâminas de chumbo que podem ser ajustadas para a obtenção de campos de incidência retangulares de tamanhos variáveis. O tamanho do campo de incidência é definido de acordo com o tamanho do detector.

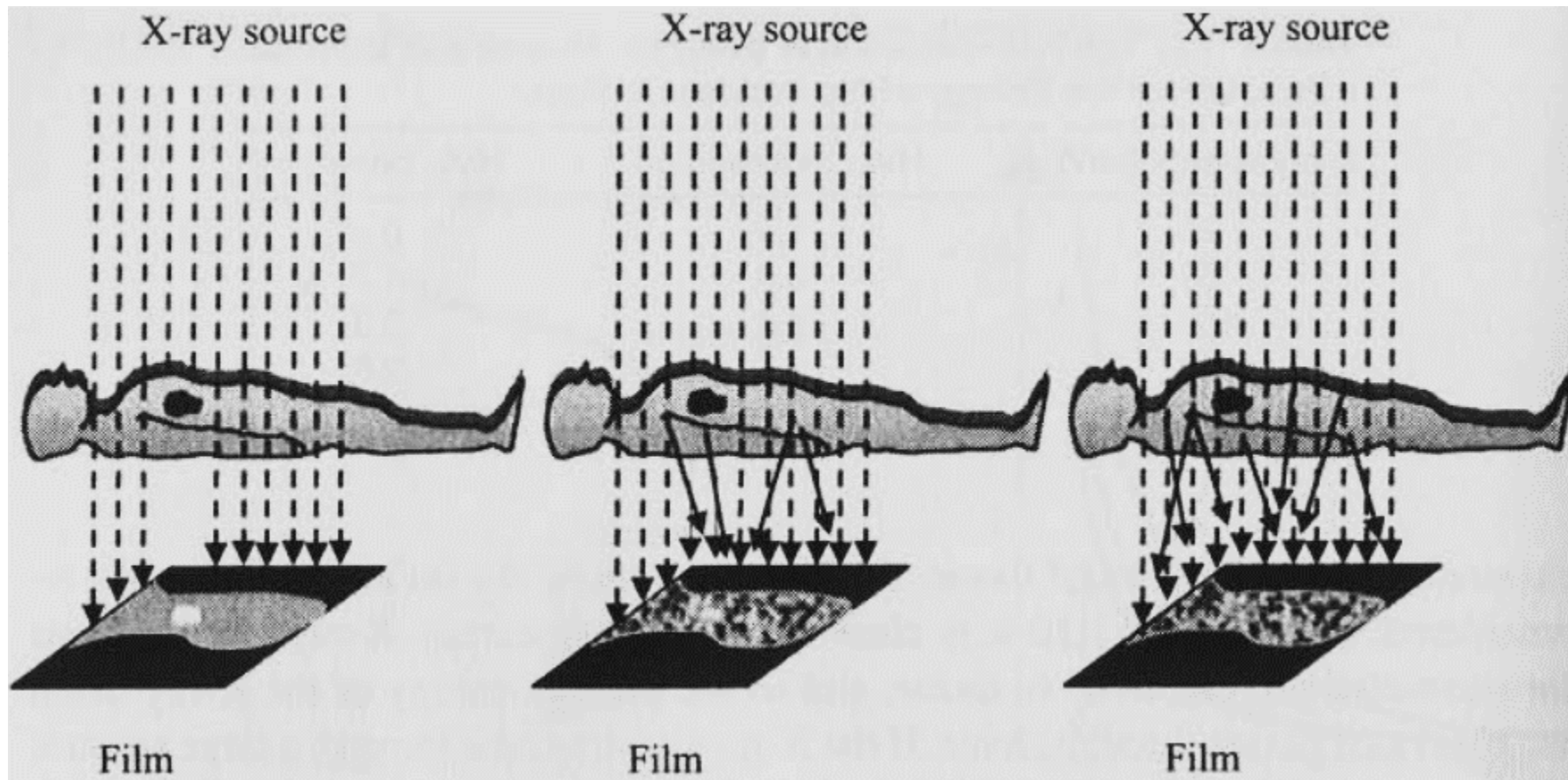
Colimador

Os colimadores permitem o ajuste da abertura do tubo de raios X.

É usada uma lâmpada e um espelho para iluminar a área onde o feixe de radiação X vai incidir.



Efeito da difusão de Compton na imagem radiográfica

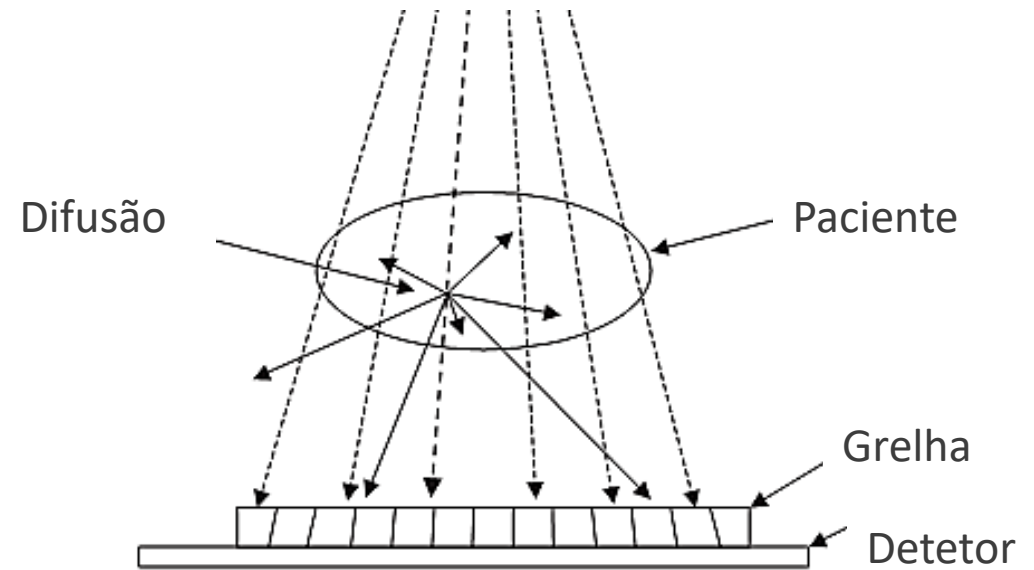


Idealmente o feixe que chega ao detector seria composto apenas por radiação primária (não difusa).

A difusão de Compton não contribuiria para a imagem.

Grelha anti-difusão

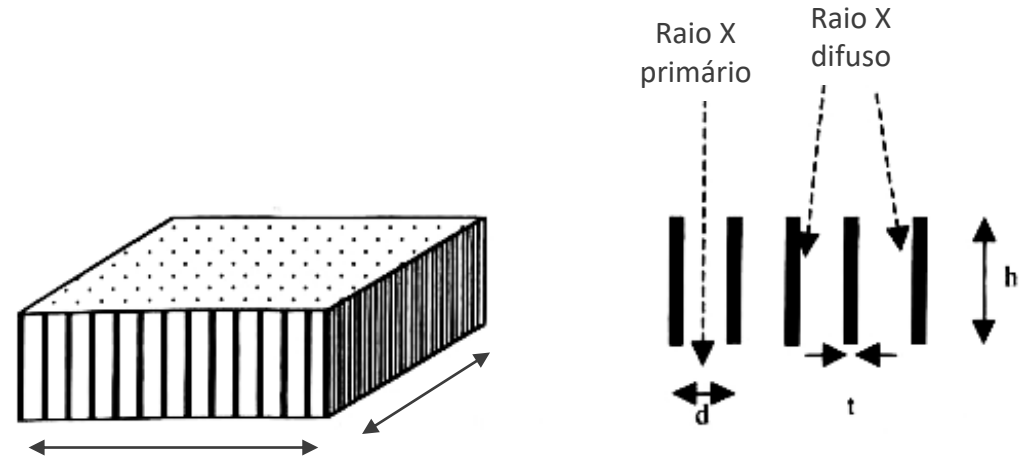
Limita a quantidade de radiação difusa que atinge o detetor.



Usada para minimizar a perda de contraste da imagem devido a radiação difusa, impedindo que esta atinja o detetor e permitindo apenas a passagem da radiação primária (não difusa).

Grelha anti-difusão

Limita a quantidade de radiação difusa que atinge o detetor.



- As grelhas são compostas por lâminas opacas aos raios X, que devem ser finas para não ocorrer deterioração da qualidade da imagem e o material com que são feitas não deve emitir raios X para não interferir na imagem.
- São definidas em função da razão da rede (h/d - razão entre a altura da grelha (h) e a distância entre os centros de duas barras consecutivas (d)) e da densidade de barras ($1/(d+t)$ - inverso da soma da distância entre duas barras consecutivas (d) e a espessura do septo da grelha (t)).
- Durante a exposição de raios X move-se para impedir um padrão artefactual.

Até sexta!

*Bibliografia disponível na plataforma