



Departamento de
Engenharia Elétrica e
de Computação

SEL 397

PRINCÍPIOS FÍSICOS

DE FORMAÇÃO DE

IMAGENS MÉDICAS

PROF. HOMERO SCHIABEL

6. FORMAÇÃO DE IMAGENS POR RAIOS X

Radiografia

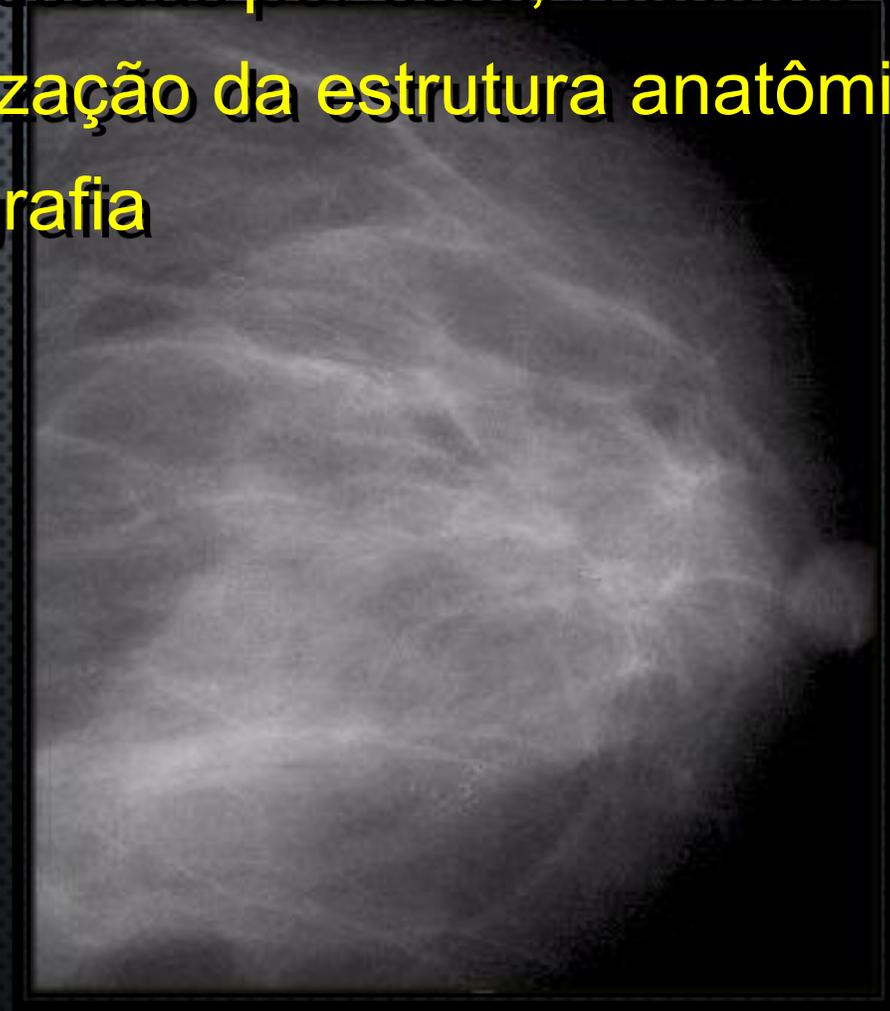
→ 2 fatores fundamentais:

padrão de intensidade de raios X transmitido através do corpo;

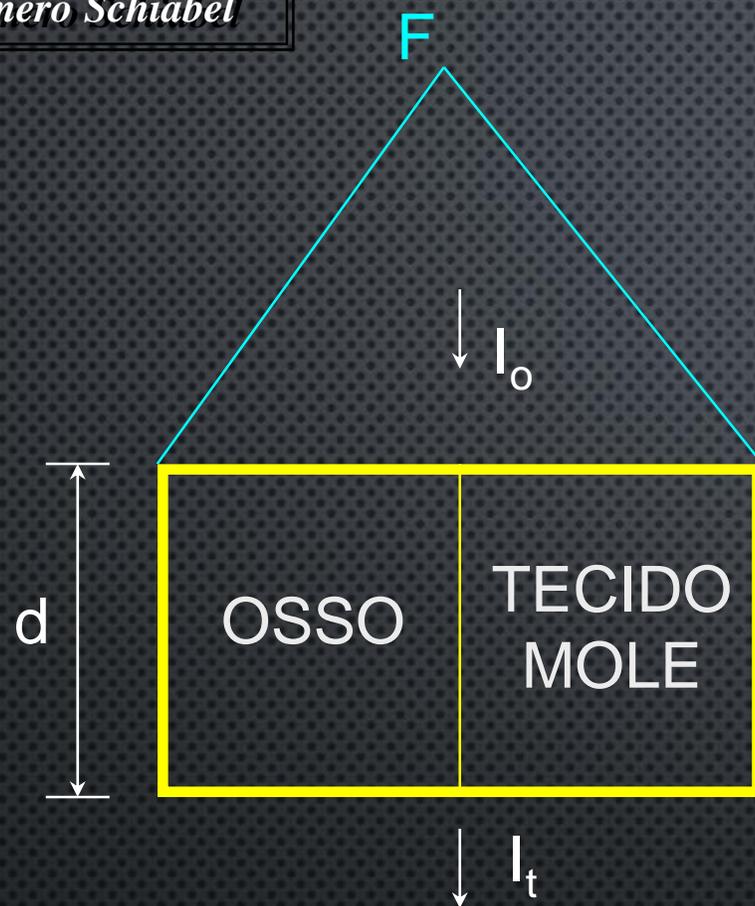
imagem no sensor (filme, tela, placa eletrônica...) → escurecimento (interação dos raios X com a emulsão – densidade óptica – ou outro sensor de radiação)

6.1. Raios X atravessando o corpo humano

Diferenças entre atenuações causadas por osso, músculo e gordura dentro do corpo → visualização da estrutura anatômica na radiografia



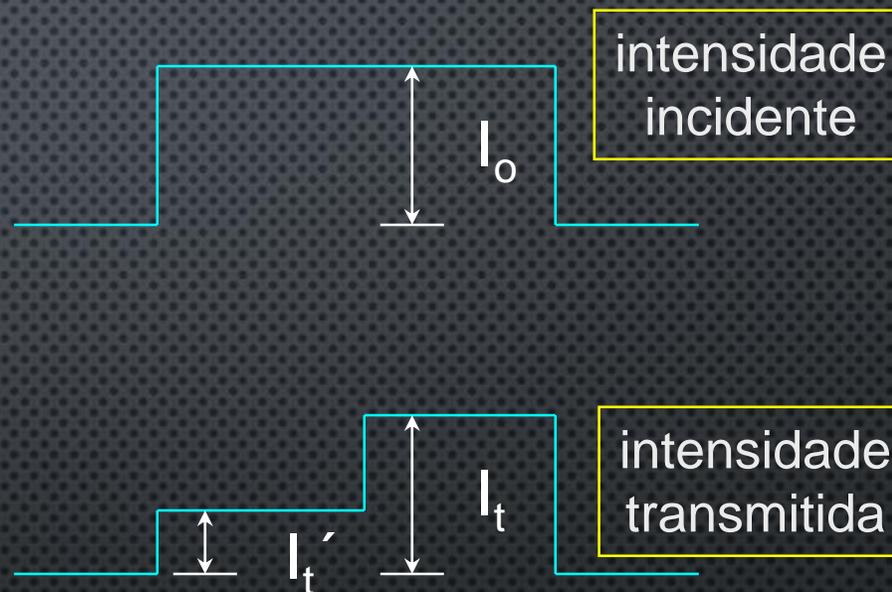
Ex. 1



$$I_t = I_o e^{-\mu_T d}$$

$$I_t' = I_o e^{-\mu_o d}$$

$$\mu_T < \mu_o$$

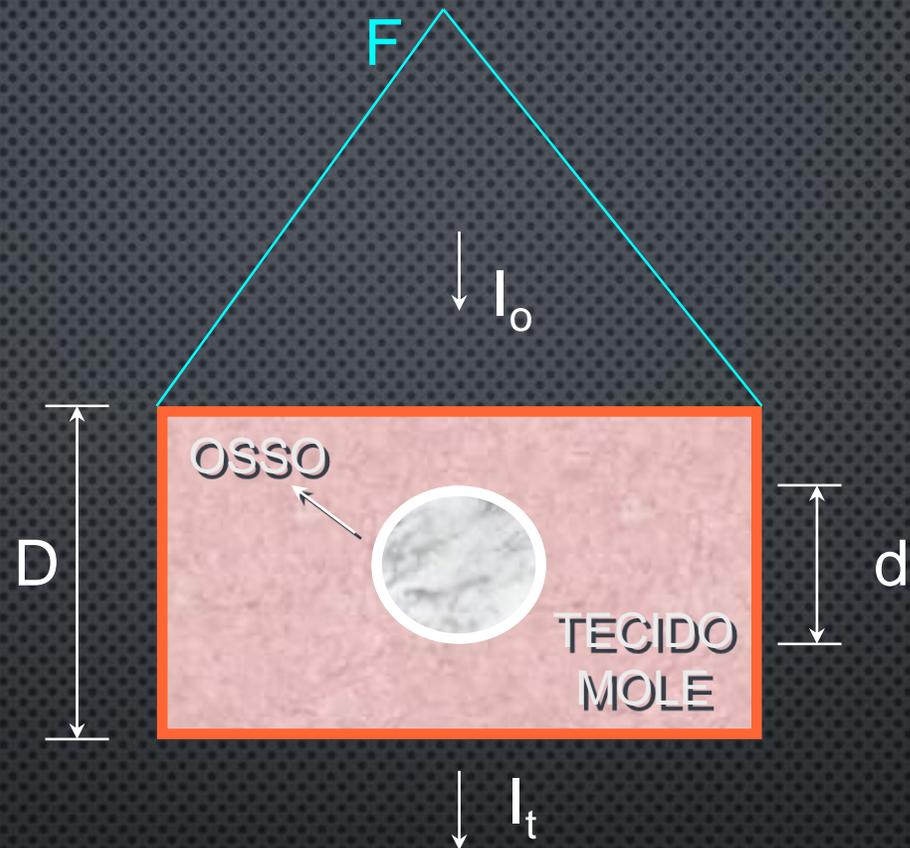


μ_T = coef. aten. linear tecido mole;
 μ_o = coef. aten. linear osso

$$Z_{\text{osso}} = 14 > Z_{\text{tec}} = 7,5$$

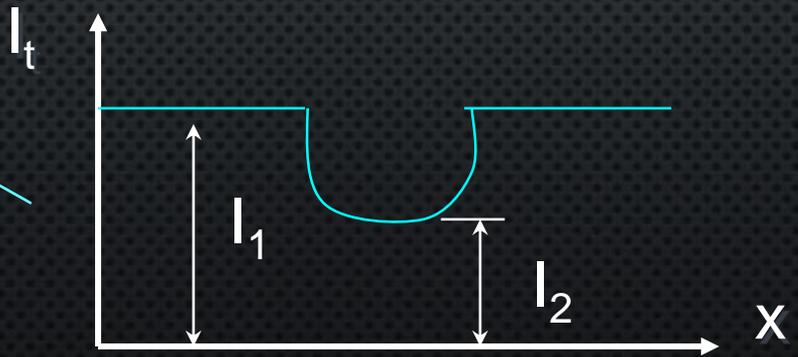
$$\rho_{\text{osso}} = 1,8 > \rho_{\text{tec}} = 1,0$$

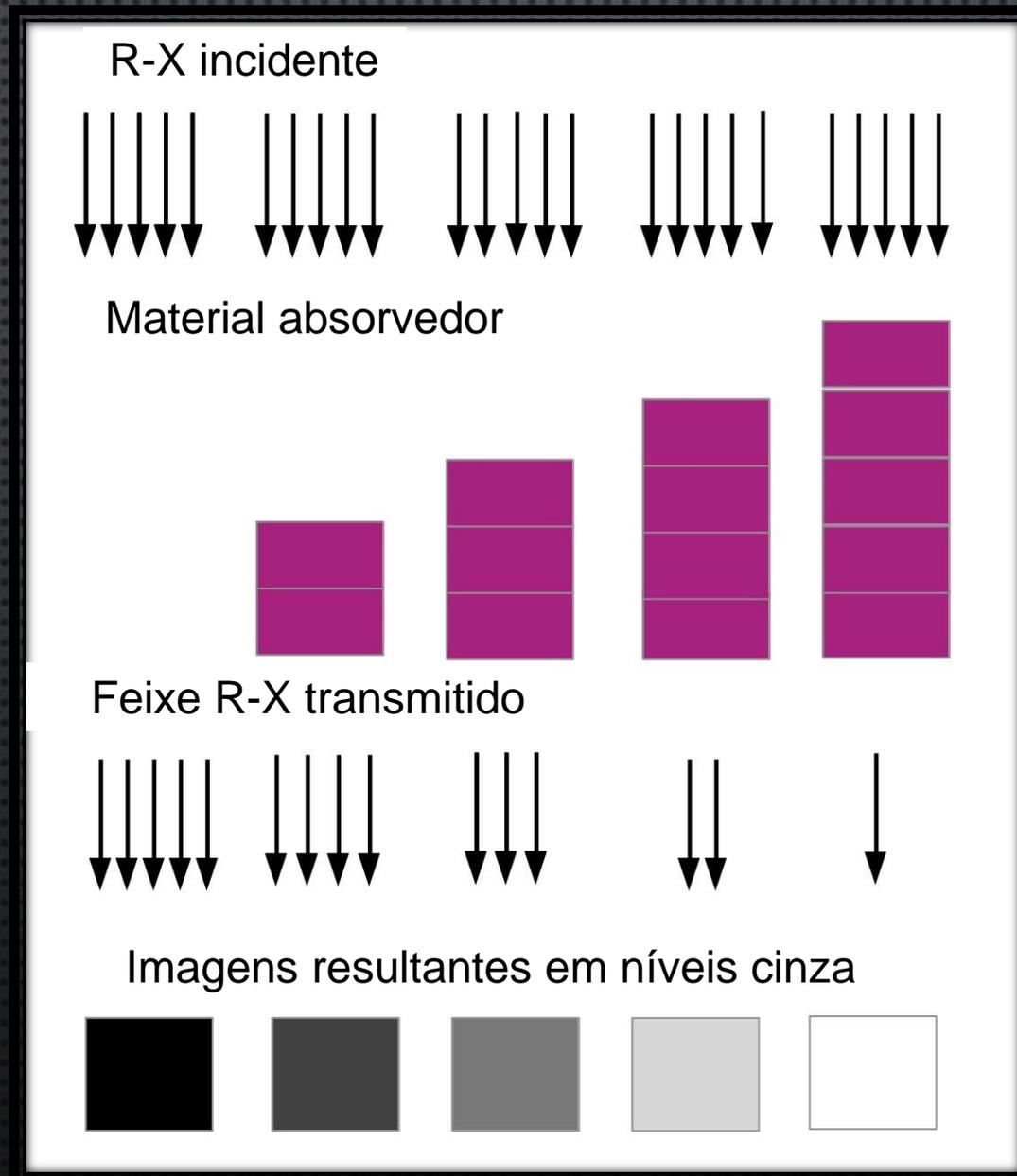
Ex. 2

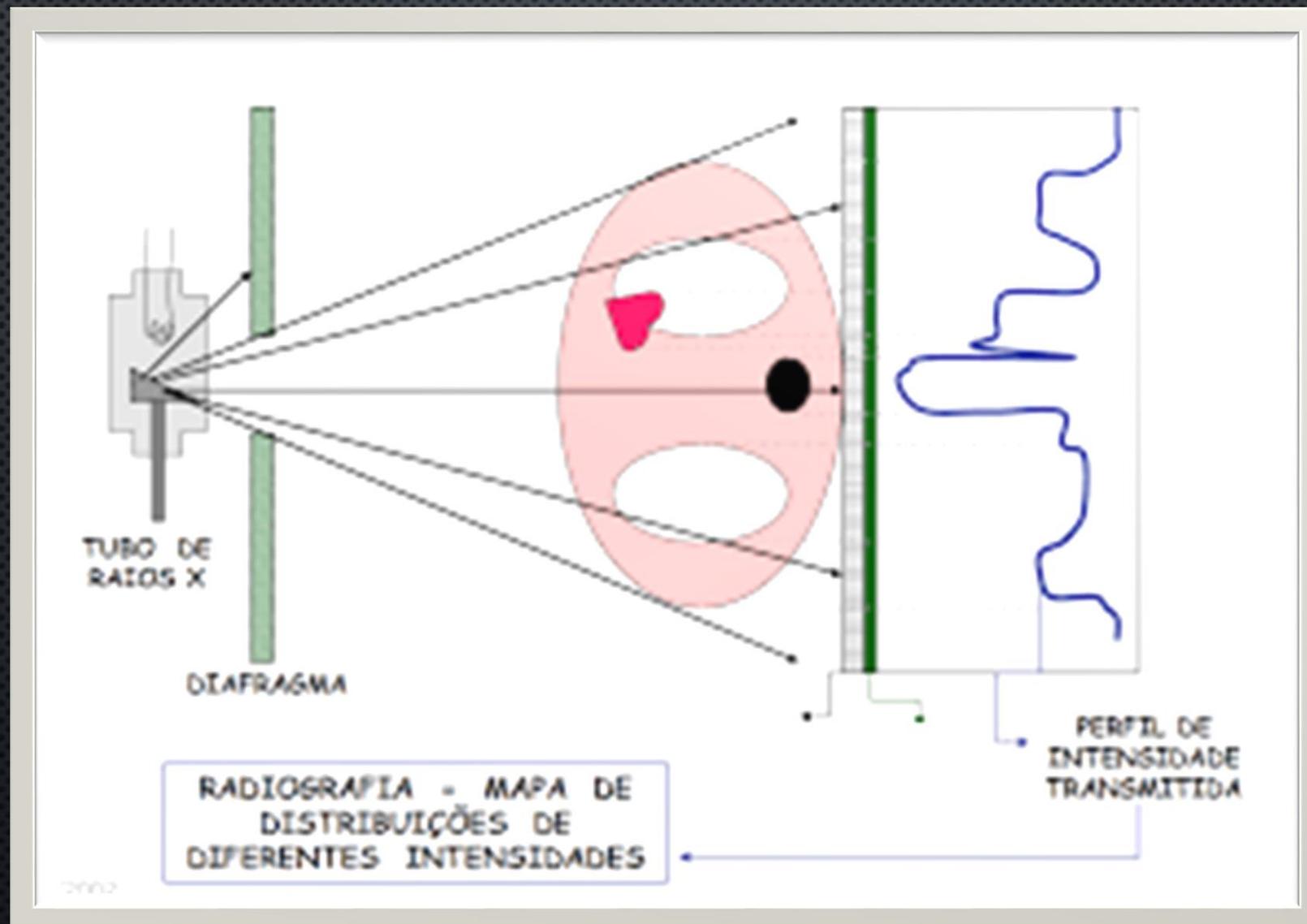


$$I_1 = I_0 e^{-\mu_T D}$$

$$I_2 = I_0 [e^{-\mu_o d} \cdot e^{-\mu_T (D-d)}]$$



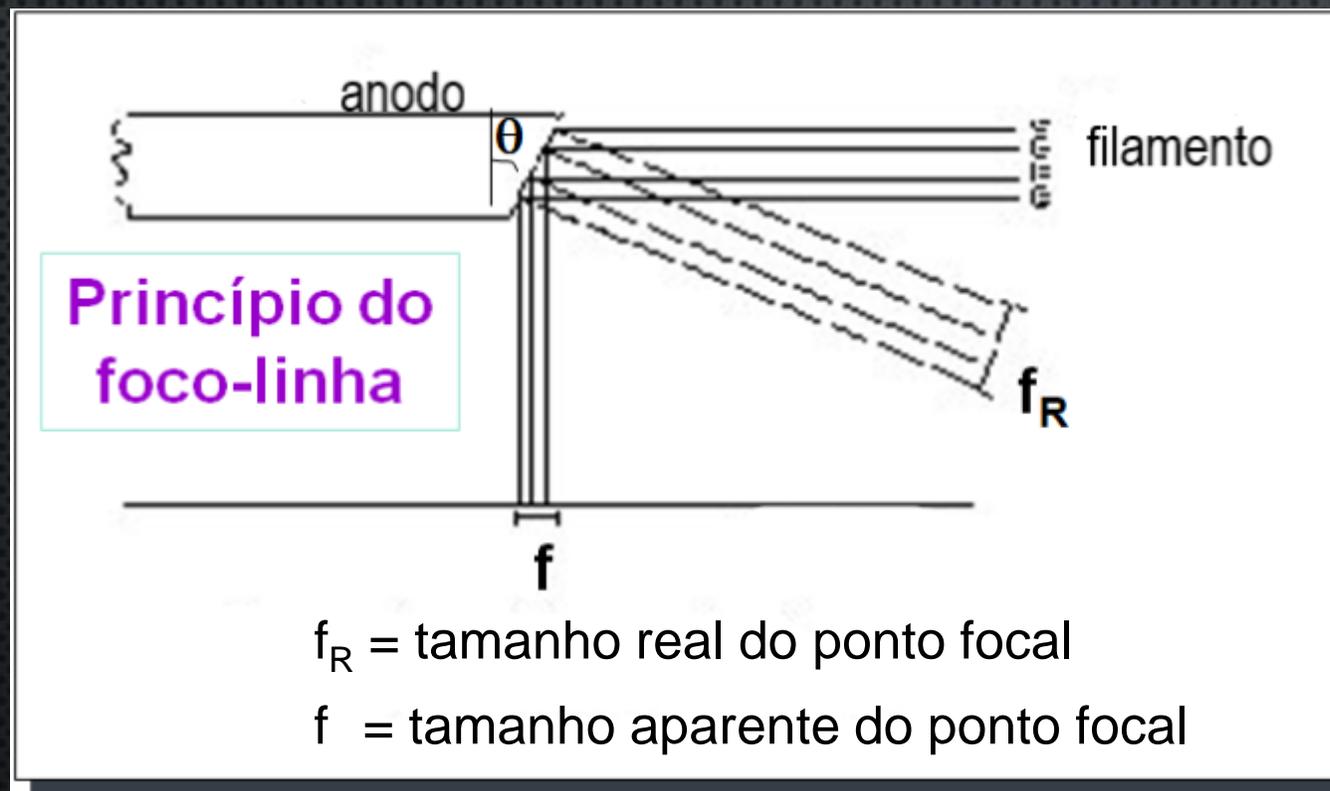




6.2. Fatores que afetam a formação da imagem

GEOMETRIA DE EXPOSIÇÃO

(A) Tamanho do Ponto Focal



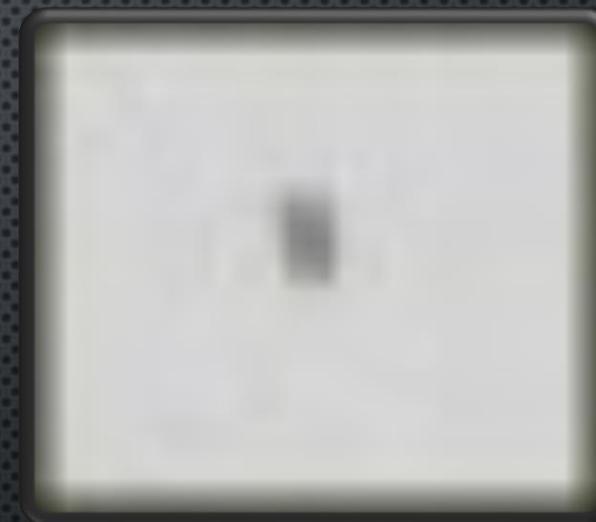
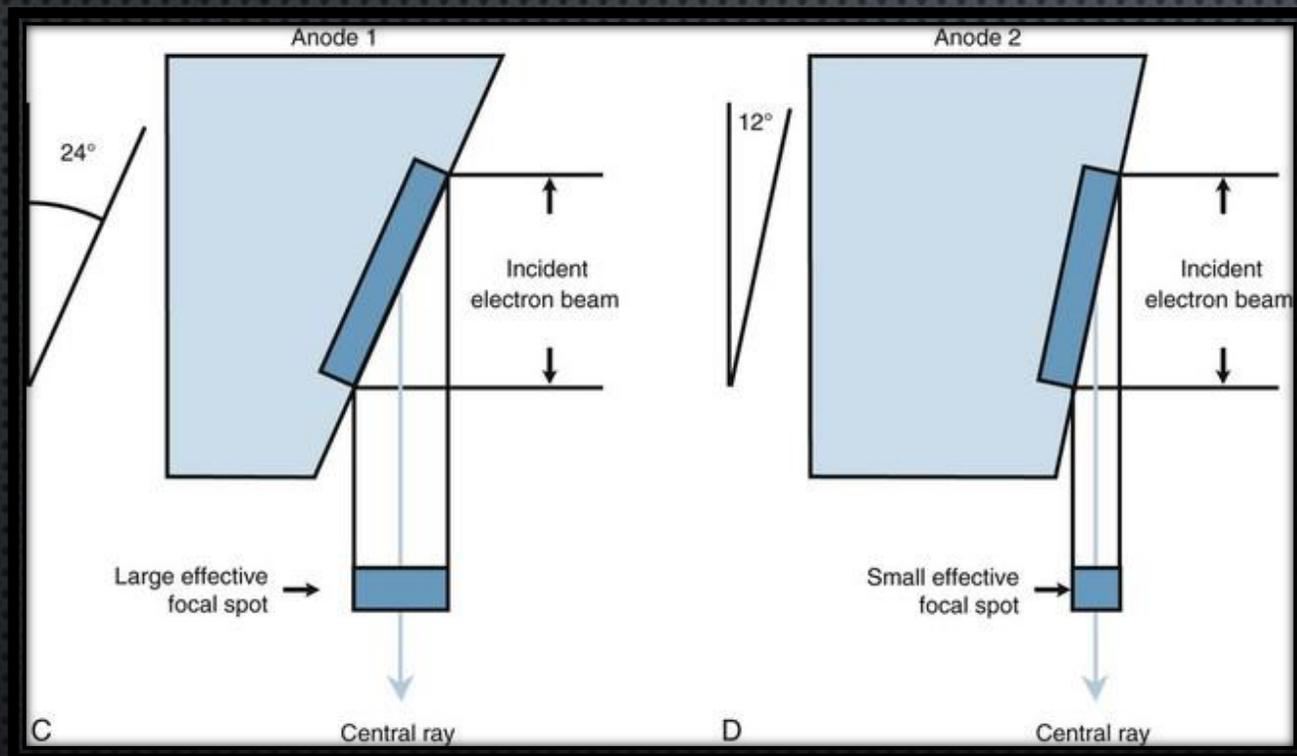
$$f < f_R \text{ (no centro)}$$

$$\text{sen } \theta = f / f_R$$

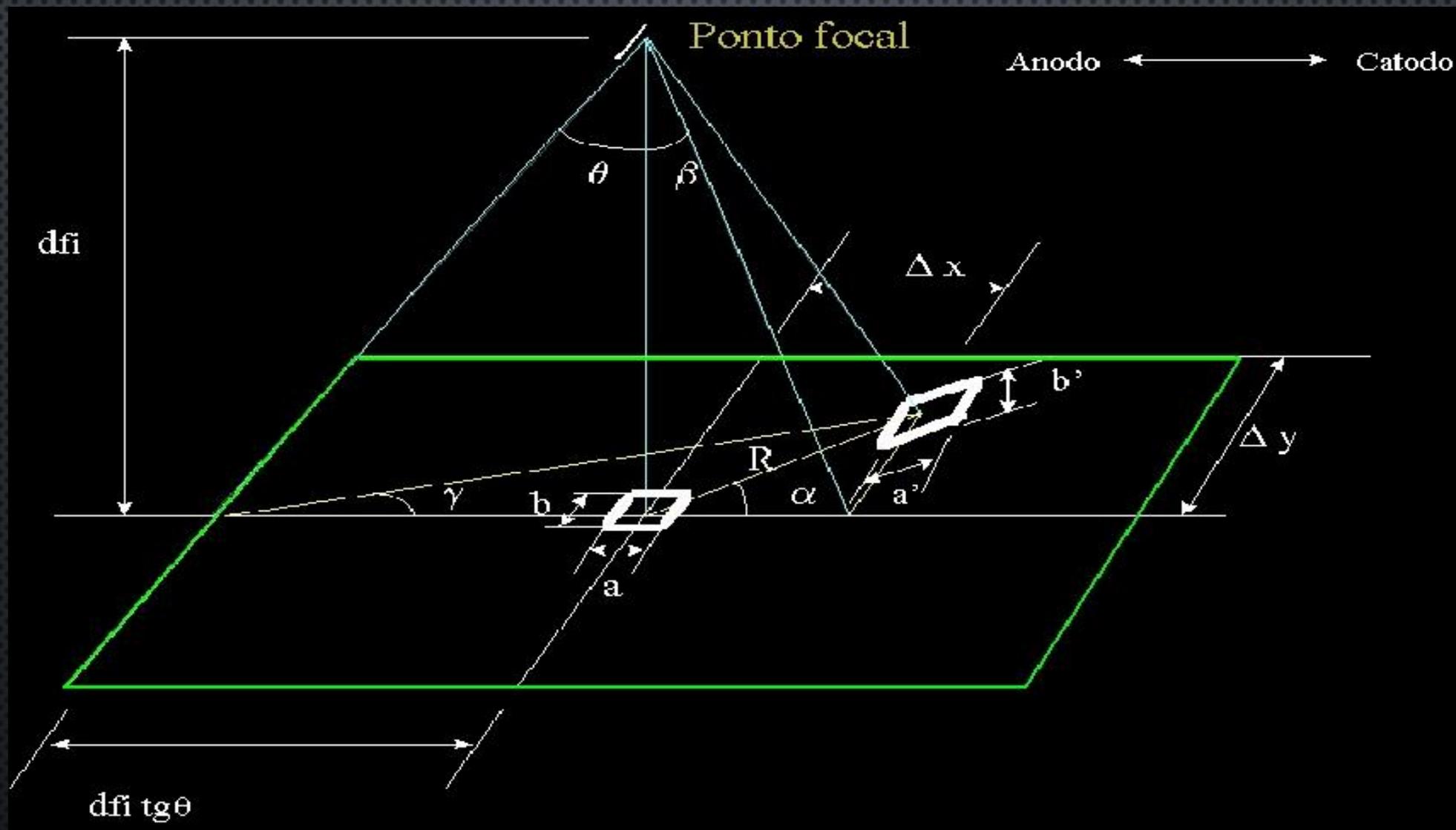
$$f = f_R \text{ sen } \theta$$

GEOMETRIA DE EXPOSIÇÃO

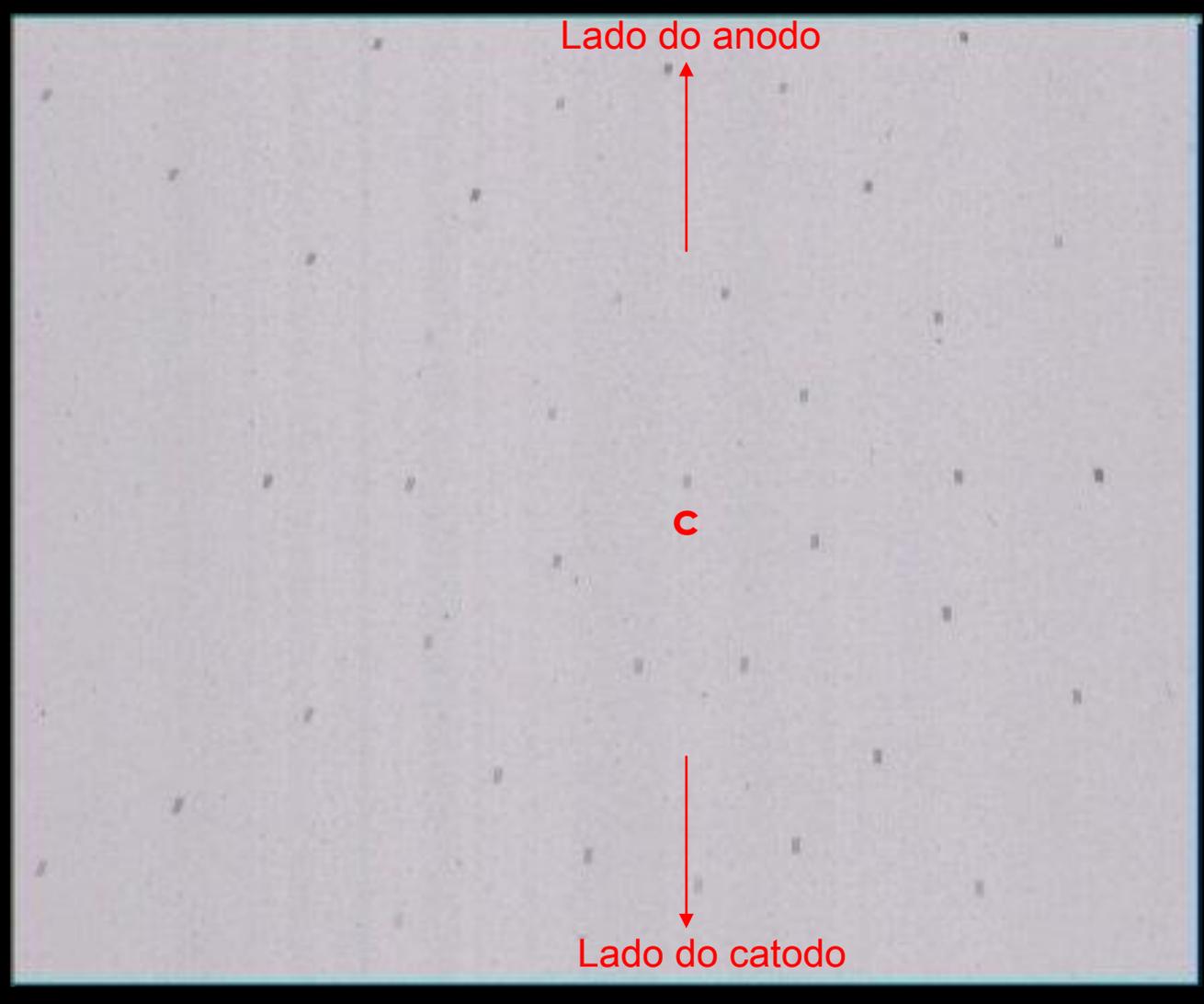
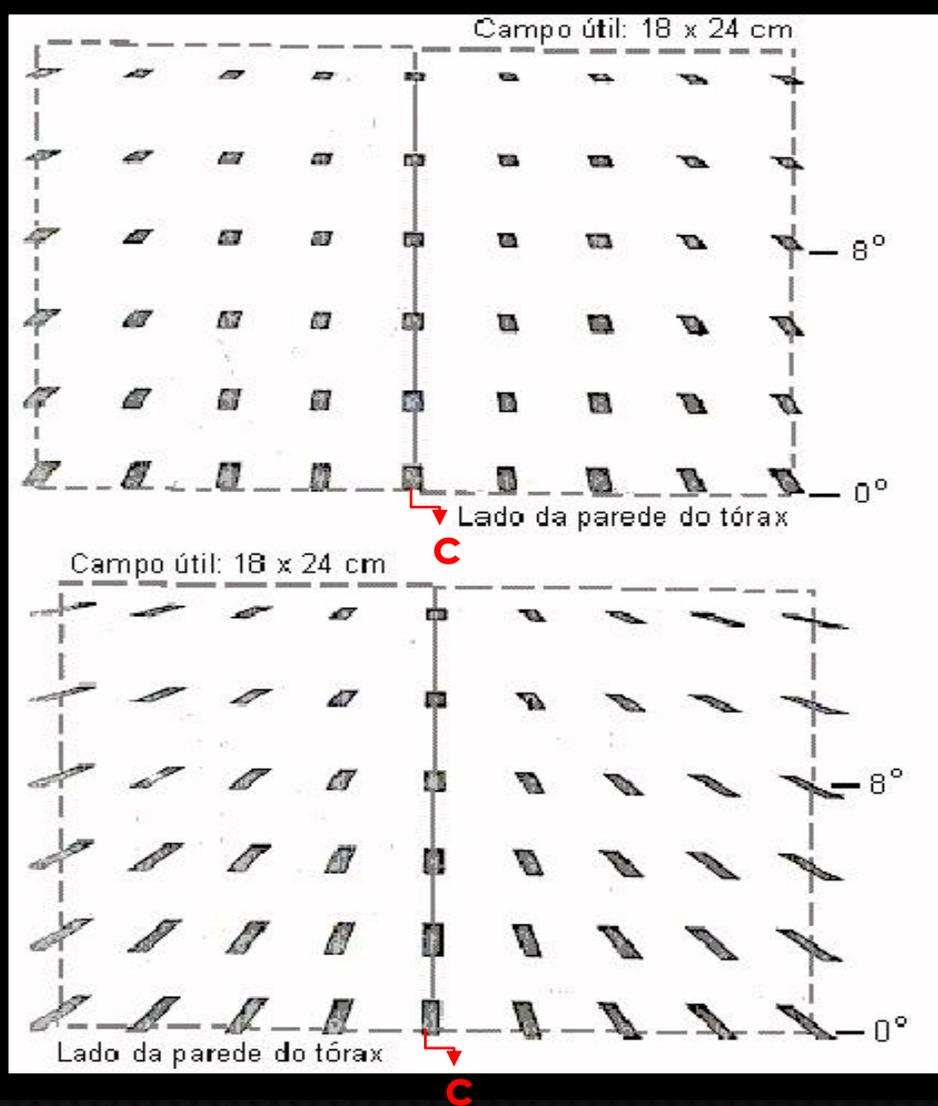
(A) Tamanho do Ponto Focal



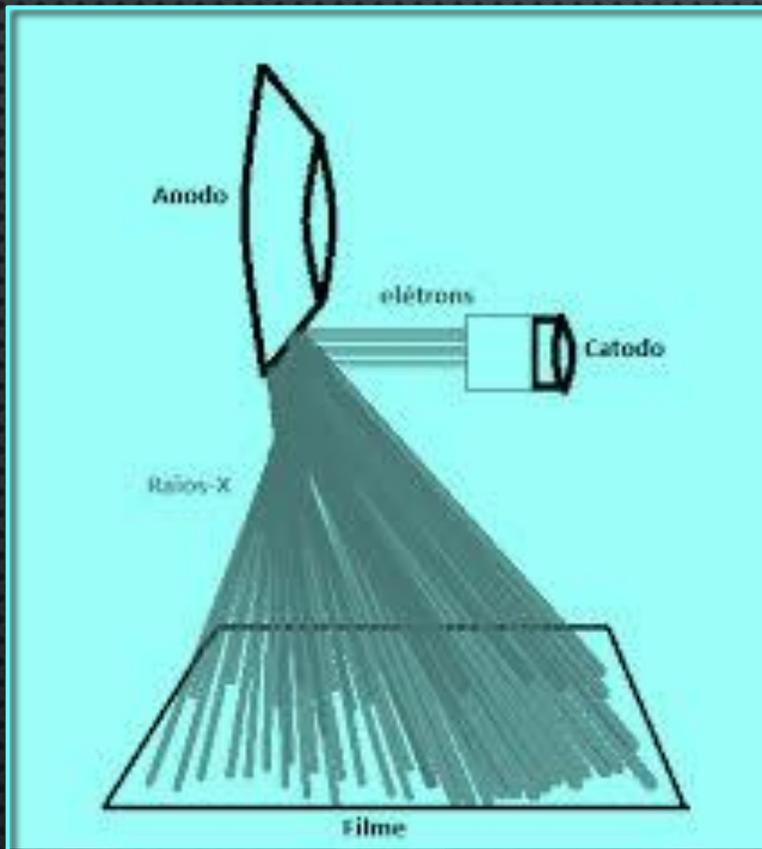
(A) Tamanho do Ponto Focal – Efeito da *Característica de campo*



(A) Tamanho do Ponto Focal – Efeito da *Característica de campo*

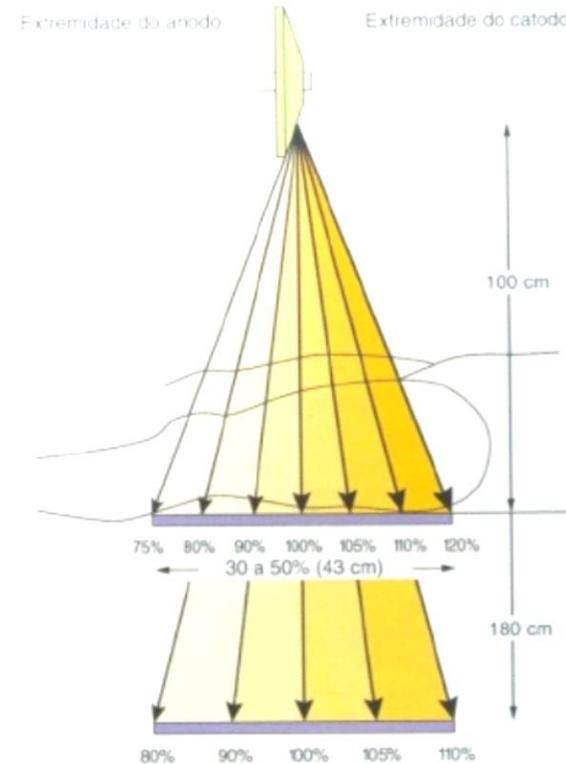


OBS. Efeito anódico:



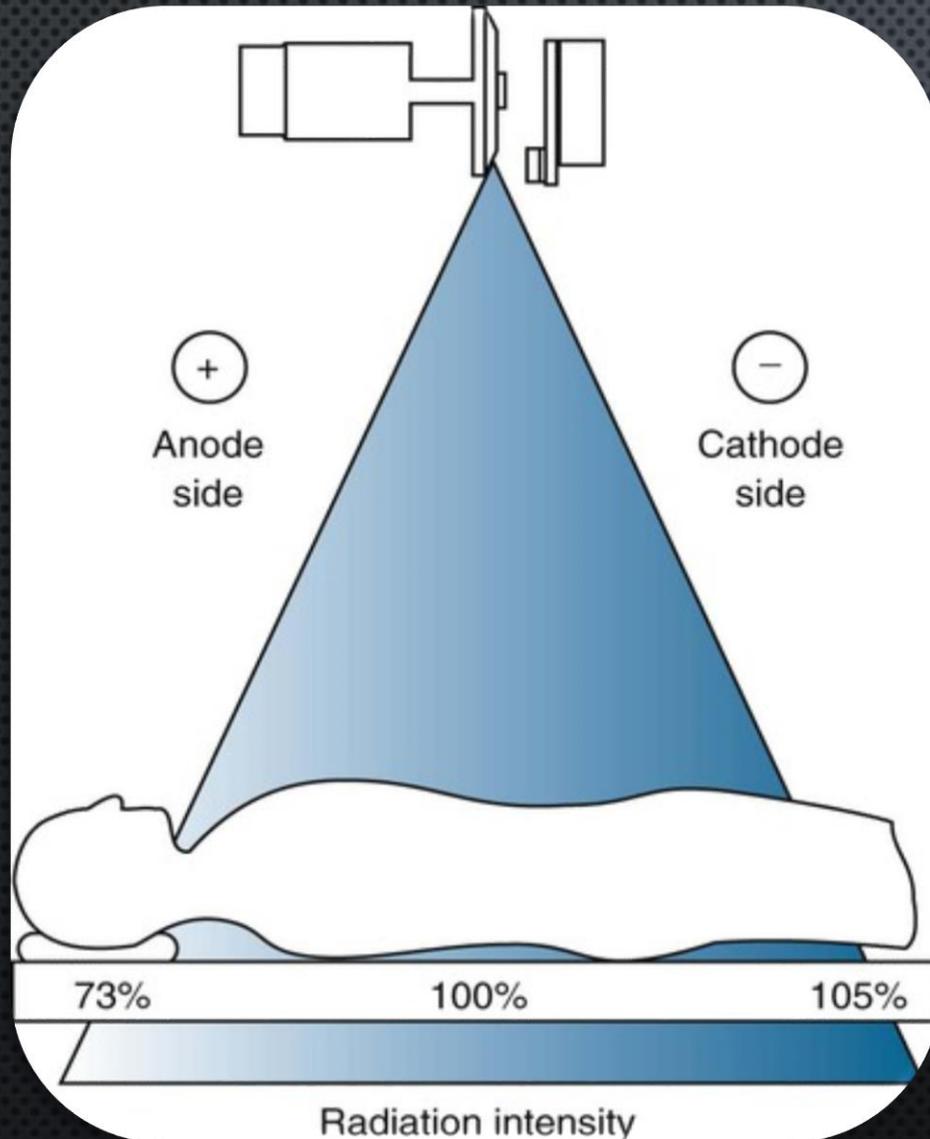
Variação da intensidade

EFEITO ANÓDICO

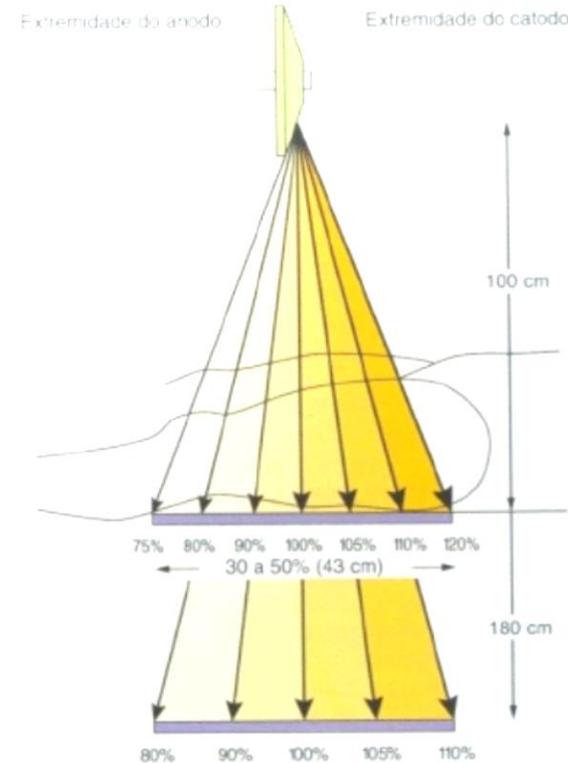


Os elétrons que penetram no alvo geram raios X no interior do mesmo. Assim, a radiação é obrigada a atravessar uma camada de metal antes de sair. A geometria do alvo faz com que a espessura da camada varie em função do ângulo de irradiação. Por isto, a intensidade do feixe aumenta na direção do Catodo.

OBS. Efeito anódico:



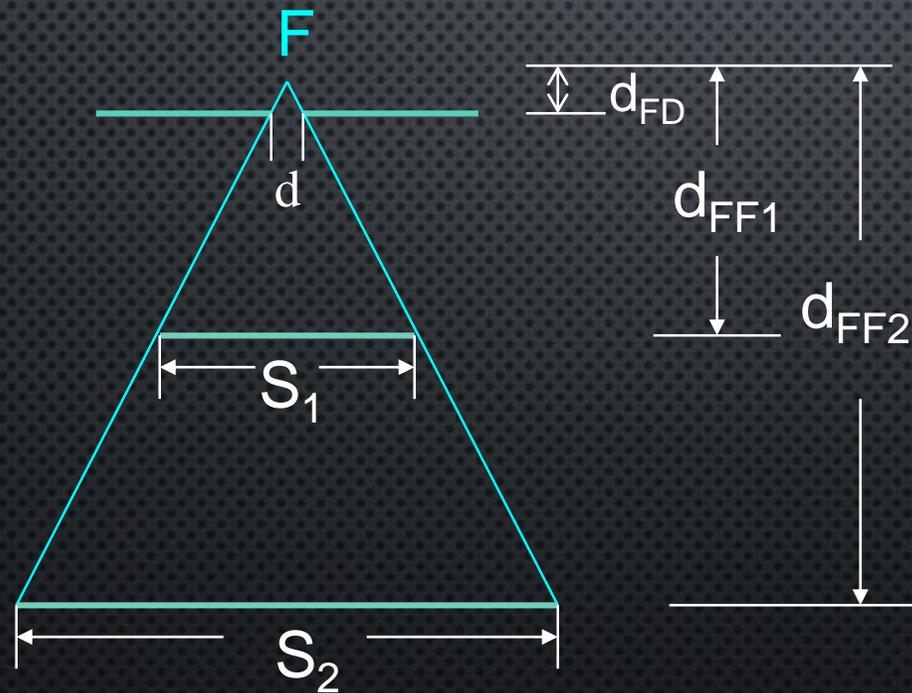
EFEITO ANÓDICO



Os elétrons que penetram no alvo geram raios X no interior do mesmo. Assim, a radiação é obrigada a atravessar uma camada de metal antes de sair. A geometria do alvo faz com que a espessura da camada varie em função do ângulo de irradiação. Por isto, a intensidade do feixe aumenta na direção do Catodo.

GEOMETRIA DE EXPOSIÇÃO

(B) Tamanho do Campo

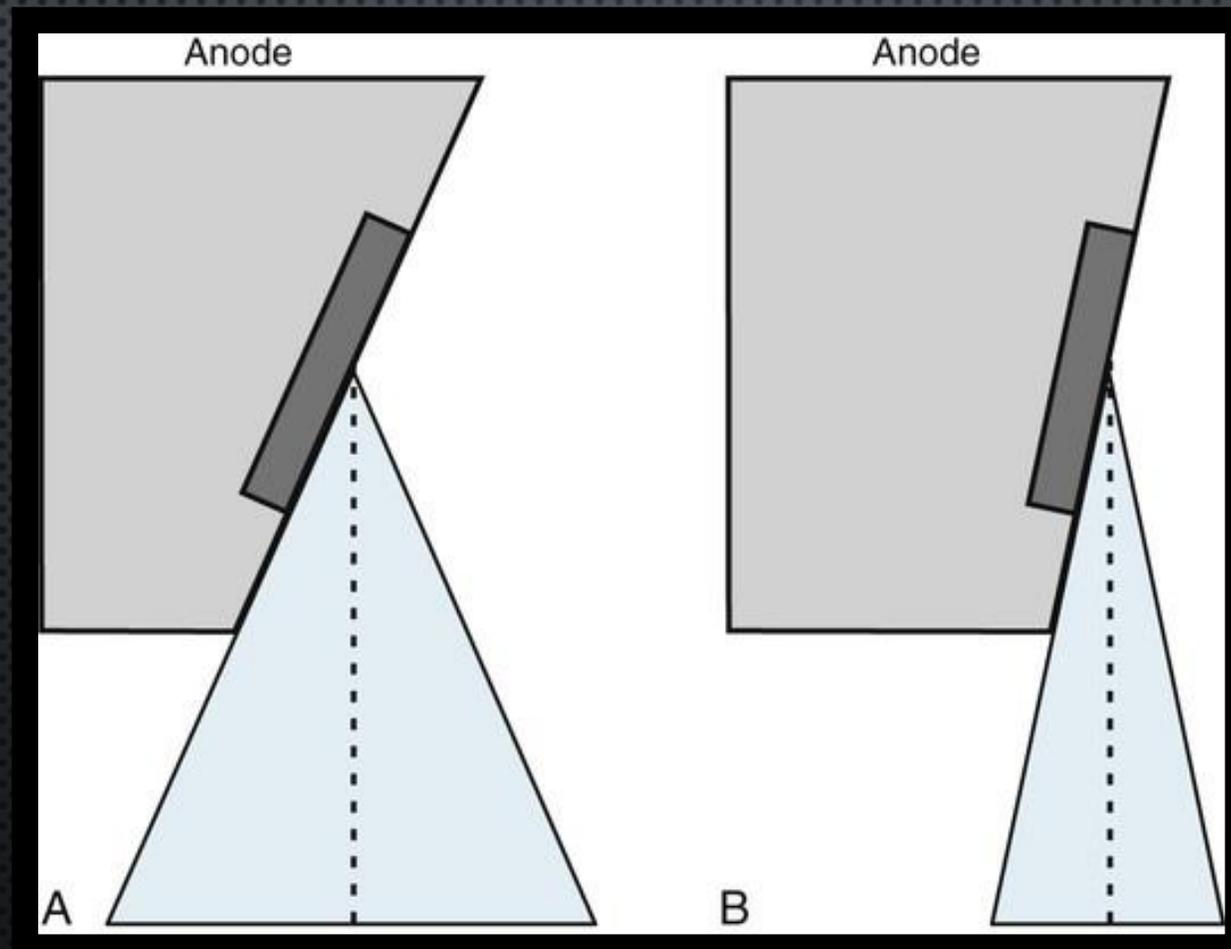


$$\frac{S_2}{S_1} = \frac{S_1}{d_{FF1}} = \frac{d}{d_{FD}}$$

$$S = d \frac{d_{FF}}{d_{FD}}$$

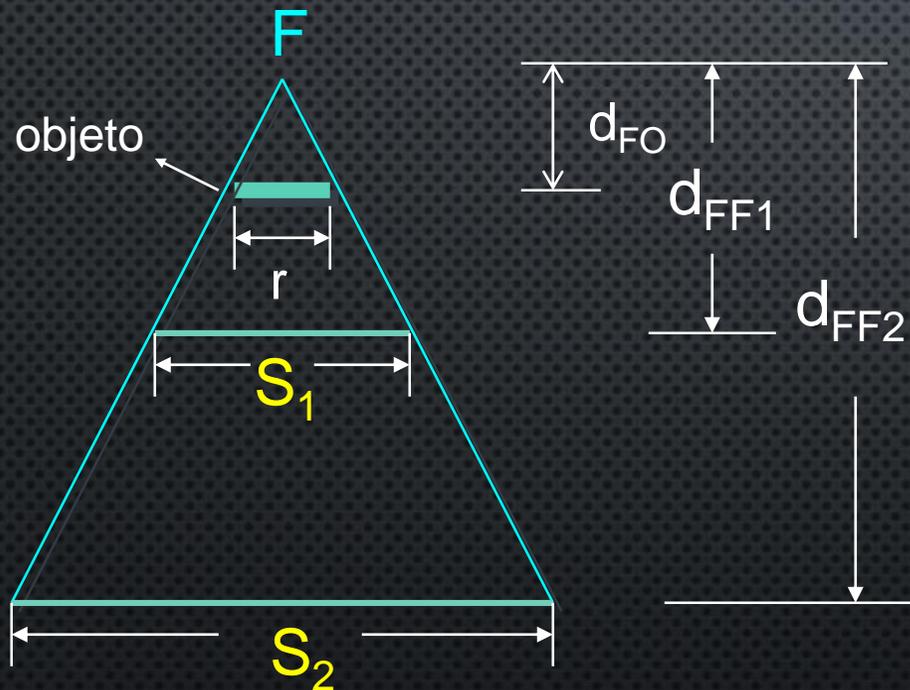
GEOMETRIA DE EXPOSIÇÃO

(B) Tamanho do Campo



GEOMETRIA DE EXPOSIÇÃO

(C) Magnificação radiográfica



Se $d_{FF} = d_{FO} \rightarrow S = r$

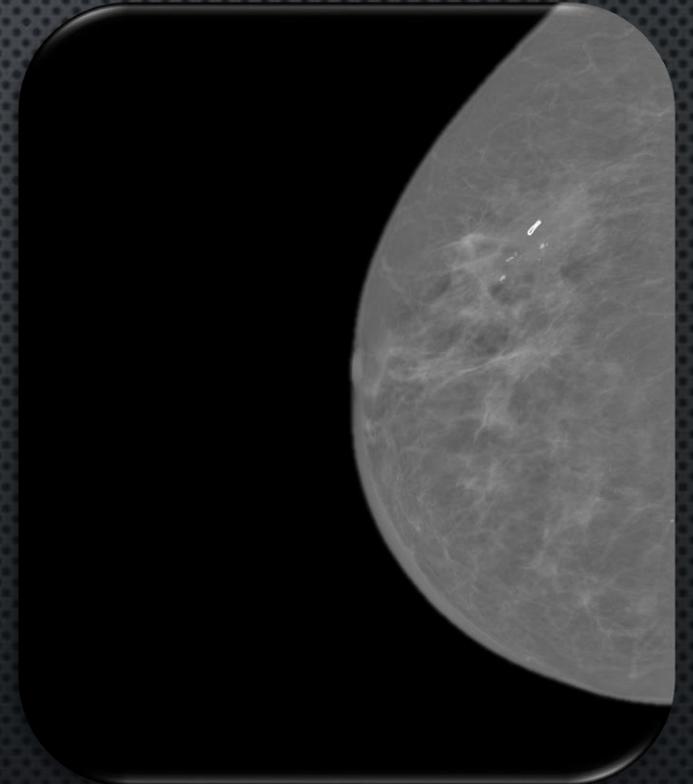
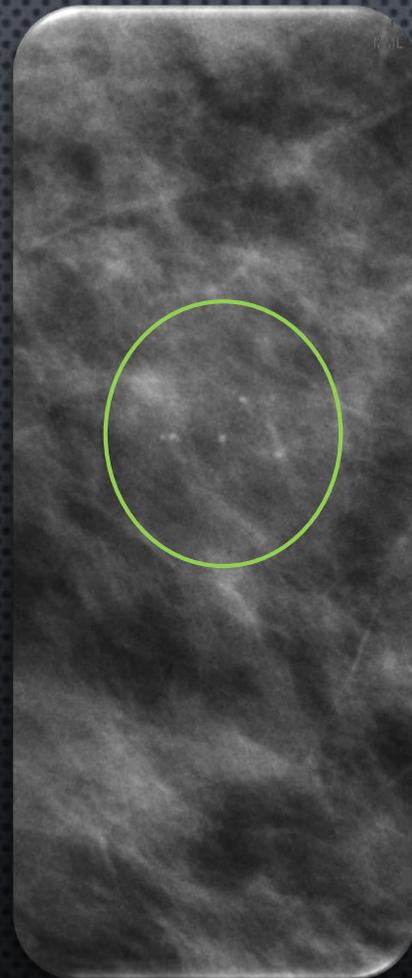
Para $d_{FF} > d_{FO}$:

$$S / r = \frac{d_{FF}}{d_{FO}} = m$$

Fator de magnificação

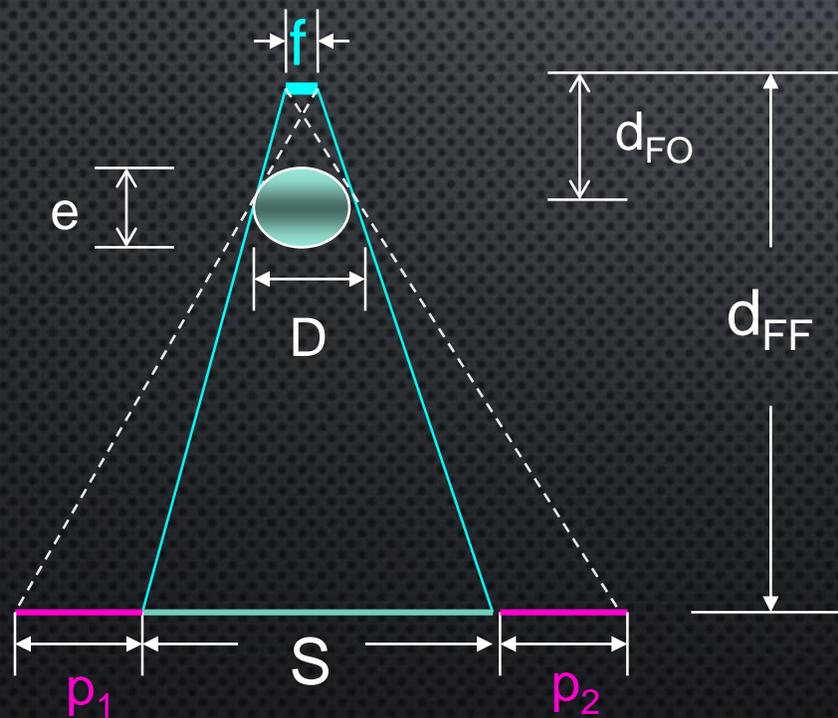
GEOMETRIA DE EXPOSIÇÃO

(C) Magnificação radiográfica



GEOMETRIA DE EXPOSIÇÃO

(D) Penumbra (perda de nitidez)



$$p_1 + p_2 = p \rightarrow \text{PENUMBRA}$$

Fazendo o objeto muito estreito, de modo que $D \gg e$:



$$p_1 = p_2 = f \frac{(d_{FF} - d_{FO})}{d_{FO}}$$

(D) Penumbra - Efeito na imagem ao longo do campo

"Phantom" de resolução

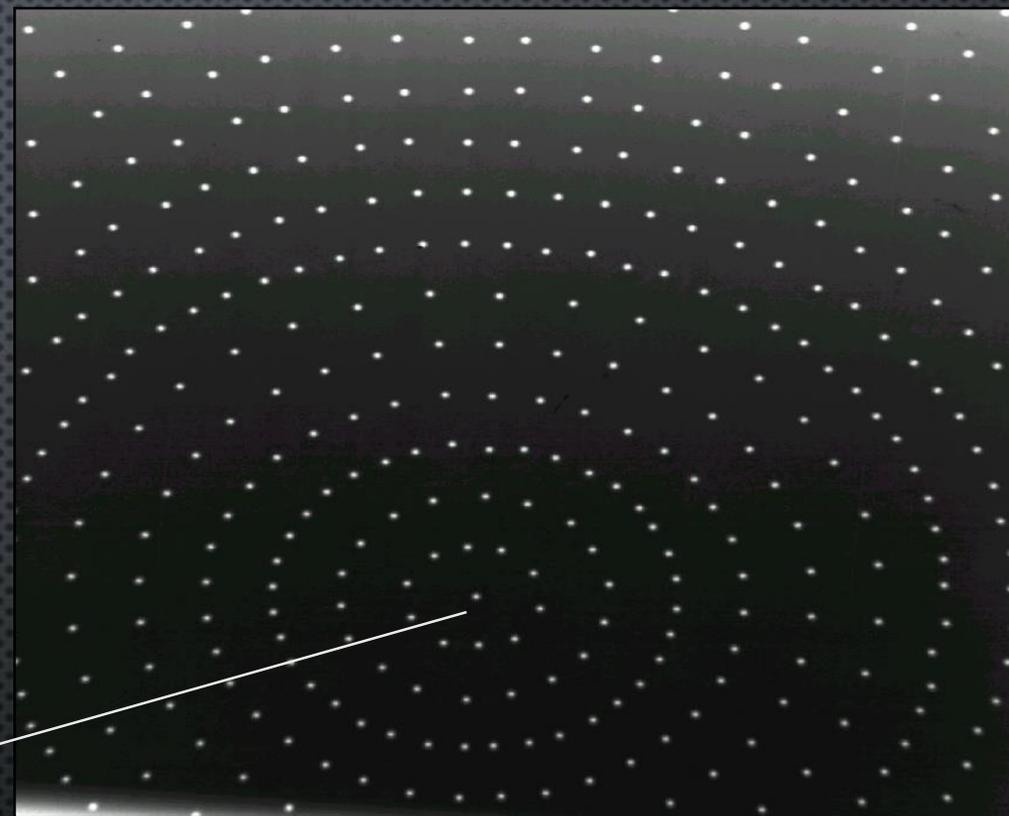
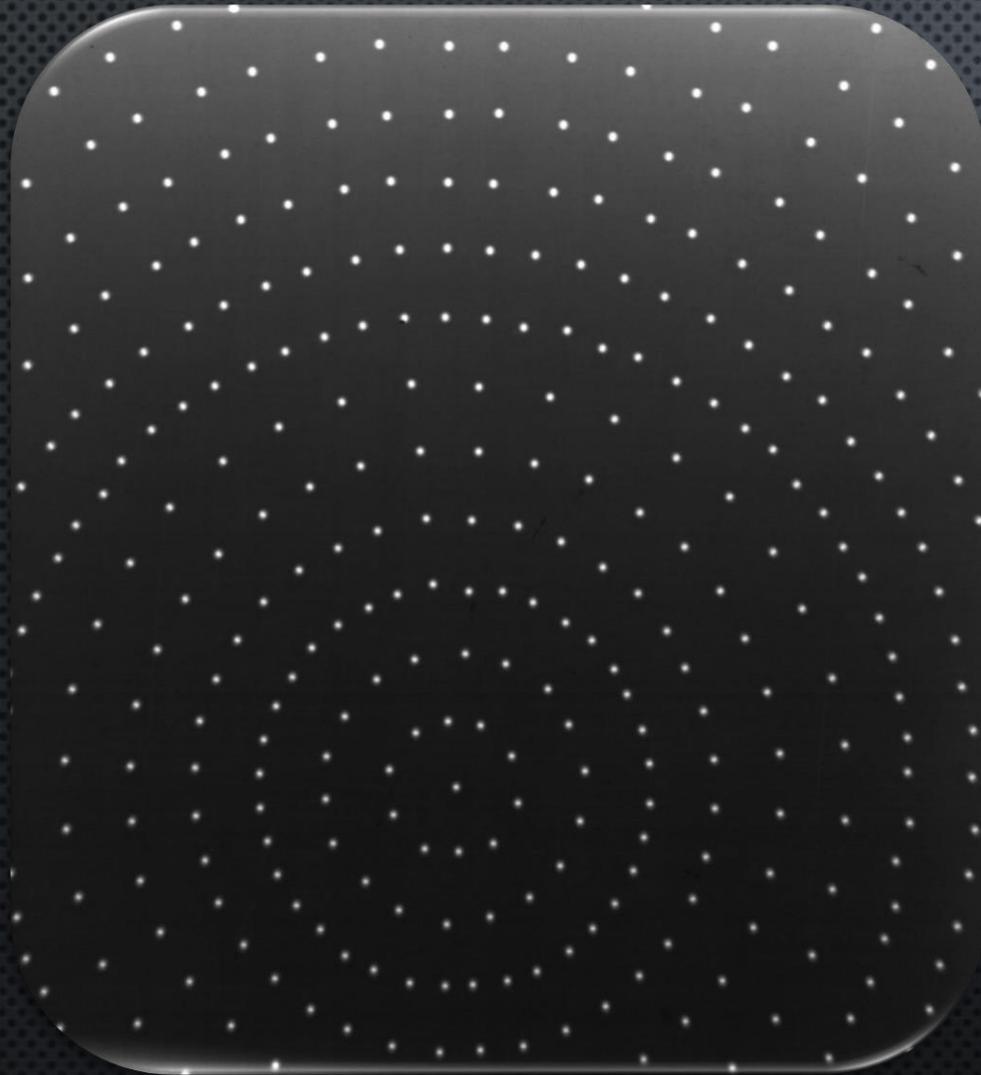


Imagem radiográfica digitalizada



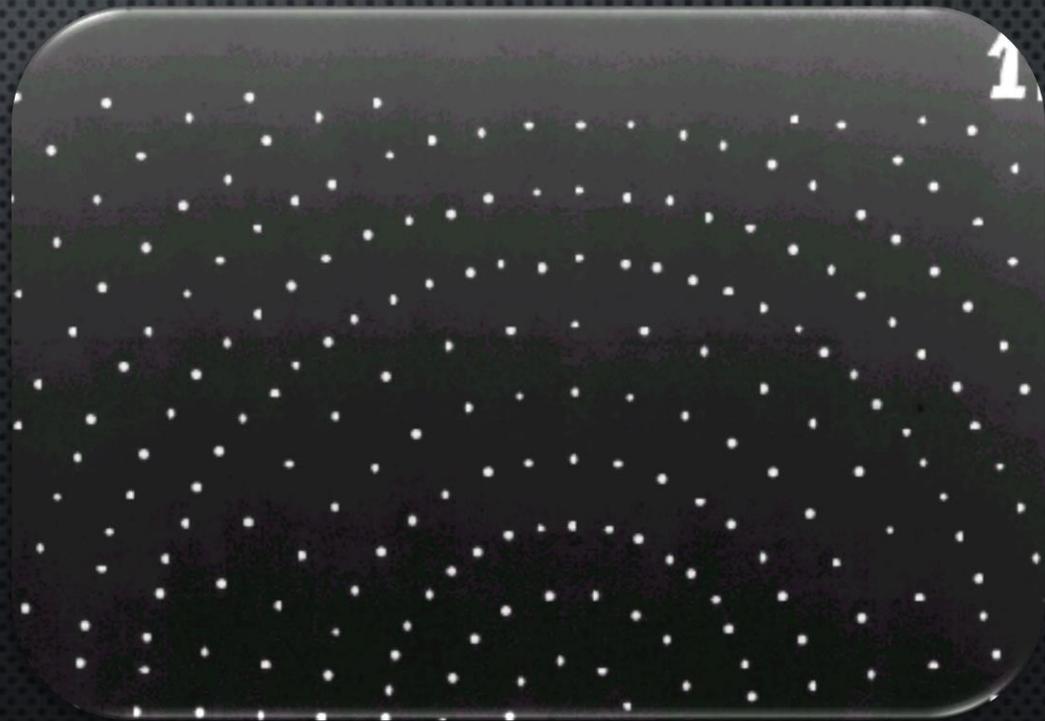
Imagem ampliada - esfera central

(D) Penumbra - Efeito na imagem ao longo do campo

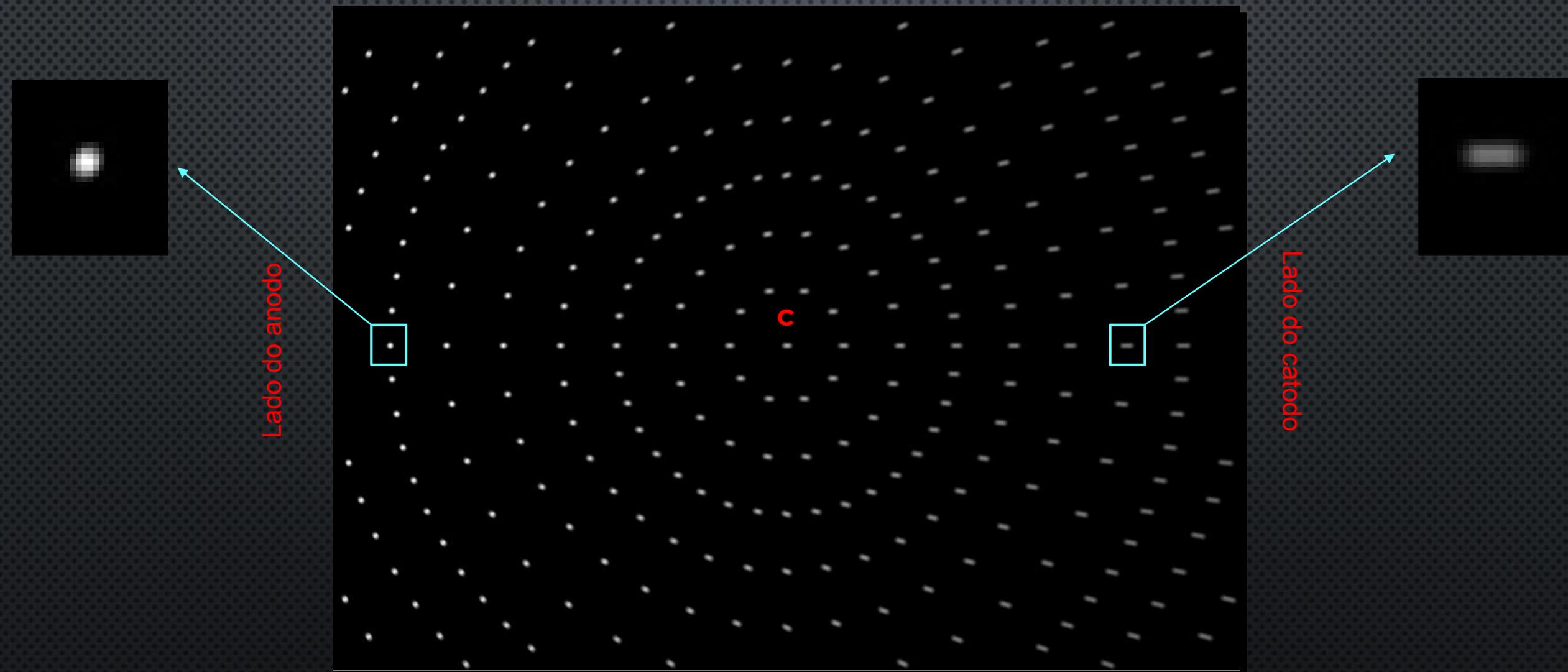


Ponto focal = 1,20 x 0,75 mm

Ponto focal = 0,40 x 0,30 mm

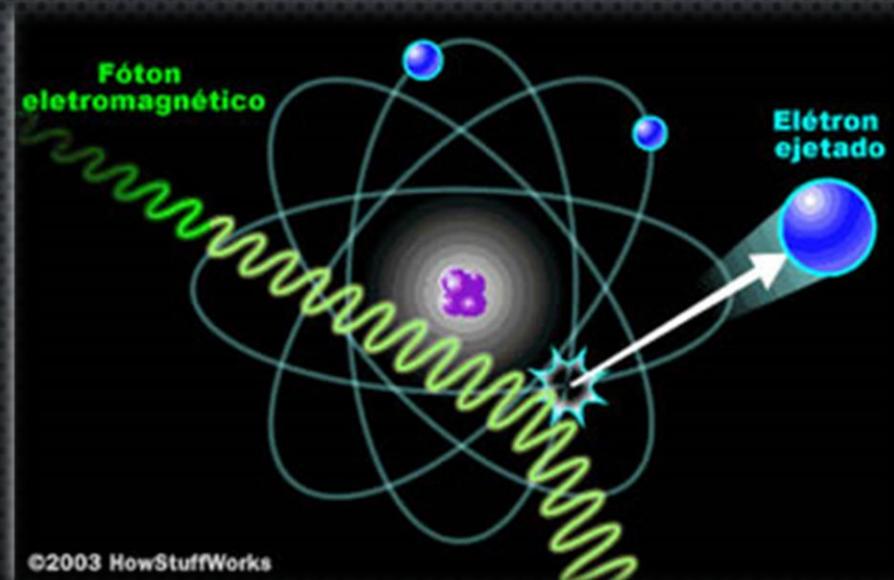


(D) Penumbra - Efeito na imagem ao longo do campo



ESPALHAMENTO E GRADES

- Para o caso de absorção fotoelétrica, pode-se considerar que a radiação que sai do paciente é composta apenas do feixe primário → um fóton de R-X é completamente removido do feixe por absorção total;
- Para o caso do espalhamento Compton, não → ocorre apenas absorção parcial



ESPALHAMENTO E GRADES

- Radiação espalhada do próprio paciente, na maioria das vezes, não é desprezível e causa perda de resolução na imagem



<https://www.upstate.edu/radiology/education/rsna/radiography/scattergrid.php>



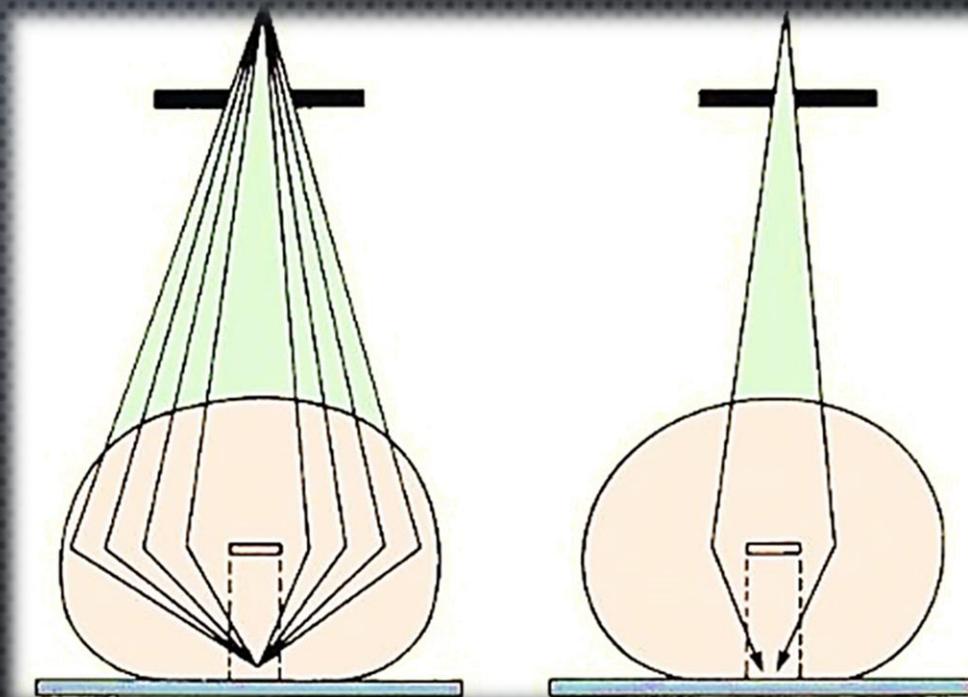
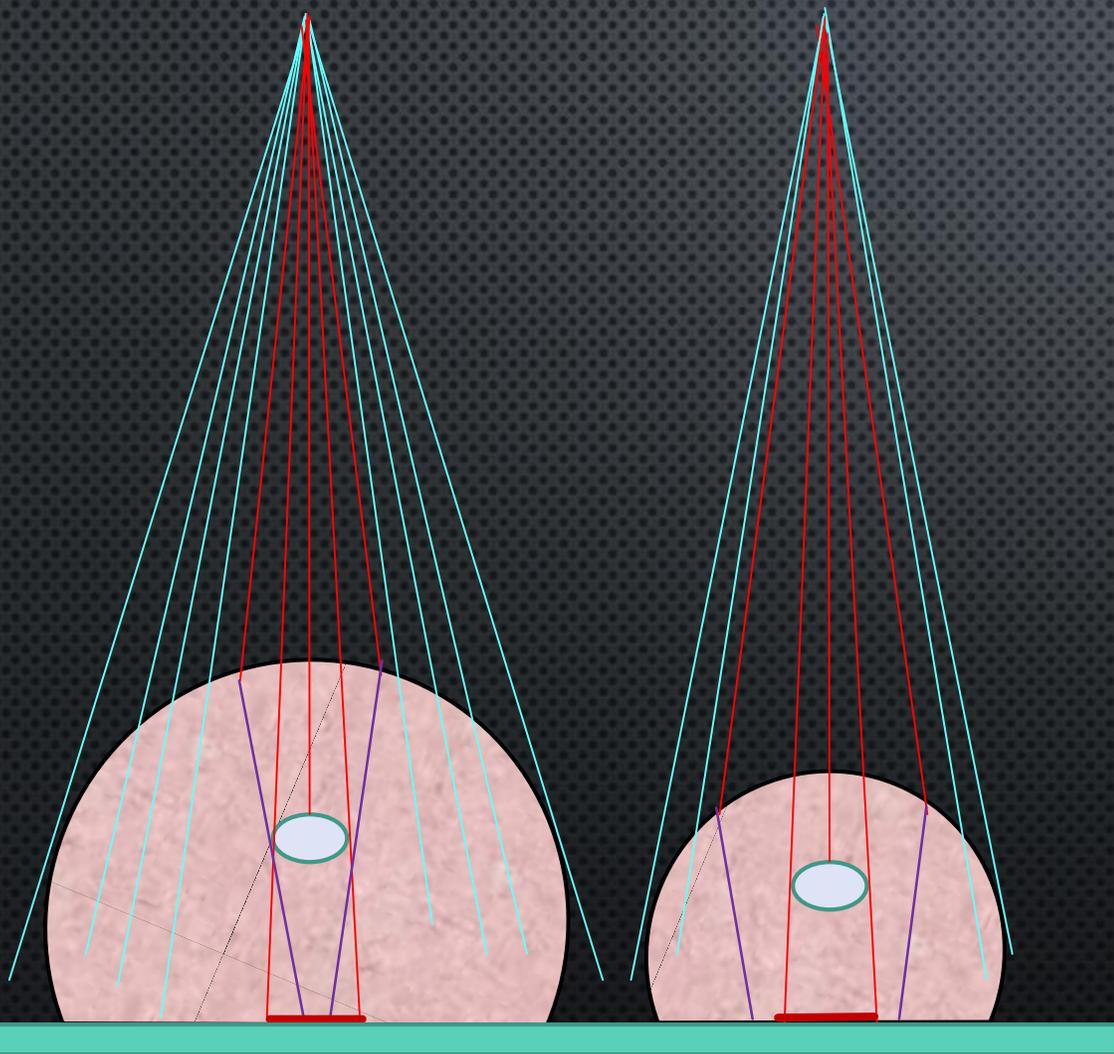
<https://pubs.rsna.org/doi/pdf/10.1148/radiographics.11.2.2028065>

ESPALHAMENTO E GRADES

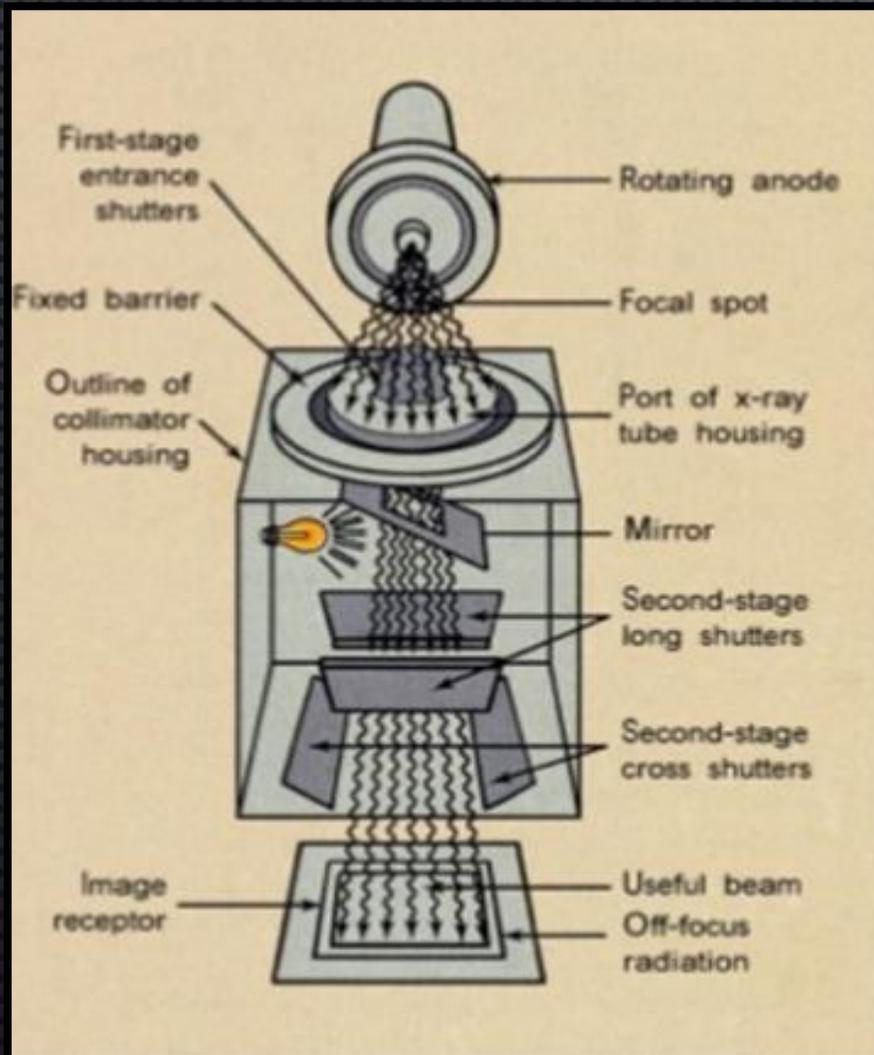
- Radiação espalhada do próprio paciente, na maioria das vezes, não é desprezível e causa perda de resolução na imagem
- Espalhamento aumenta com:

- ✓ Campos de radiação maiores
- ✓ Maiores espessuras (de material absorvedor)

ESPALHAMENTO E GRADES



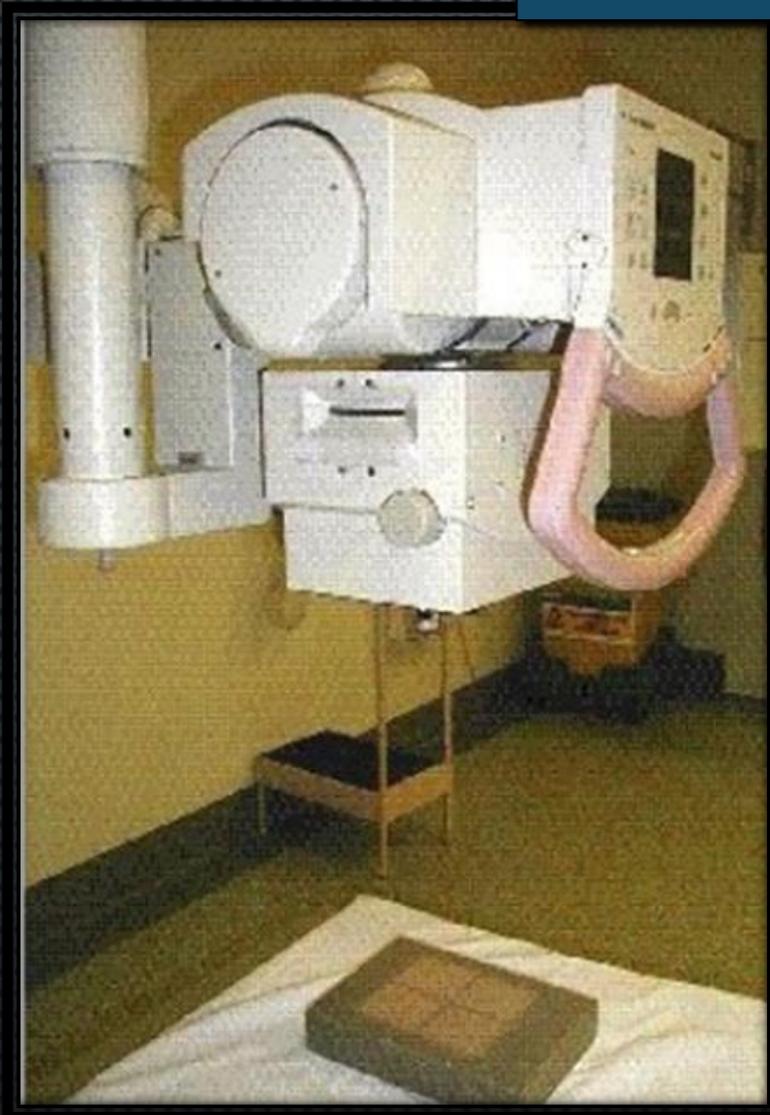
ESPALHAMENTO E GRADES



CONTROLE DA RADIAÇÃO ESPALHADA:

➤ Restritor do feixe (colimador) ➡ no tubo

ESPALHAMENTO E GRADES



CONTROLE DA RADIAÇÃO ESPALHADA:

➤ Restritor do feixe (colimador) ➔ no tubo

ESPALHAMENTO E GRADES

Manual do Proprietário

CE
0409



Raios-X SOMMO

Modelos:
Coluna Móvel / Coluna Fixa / P&M00;
Pantógrafo Coluna Móvel / Pantógrafo Coluna Fixa /
Pantógrafo Paralelo
Tel: 30012007 Rev.02

GNATUS



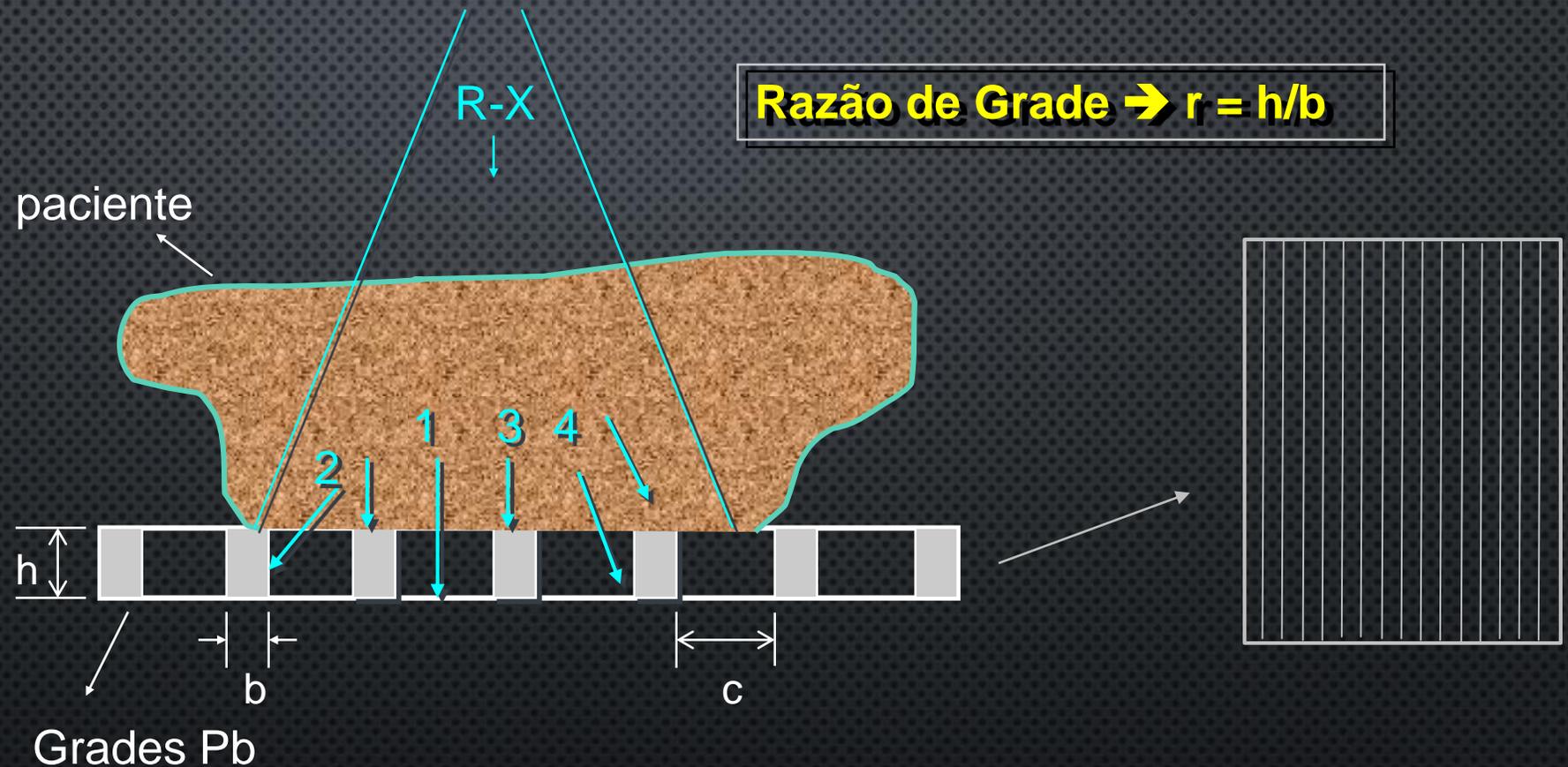
CONTROLE DA RADIAÇÃO ESPALHADA:

- Restritor do feixe (colimador) ➔ no tubo
- Compressores ➔ no paciente
- Grades ➔ no plano-imagem

<https://www.gnatus.com.br/wp-content/uploads/2018/05/Raios-X-Sommo.pdf>

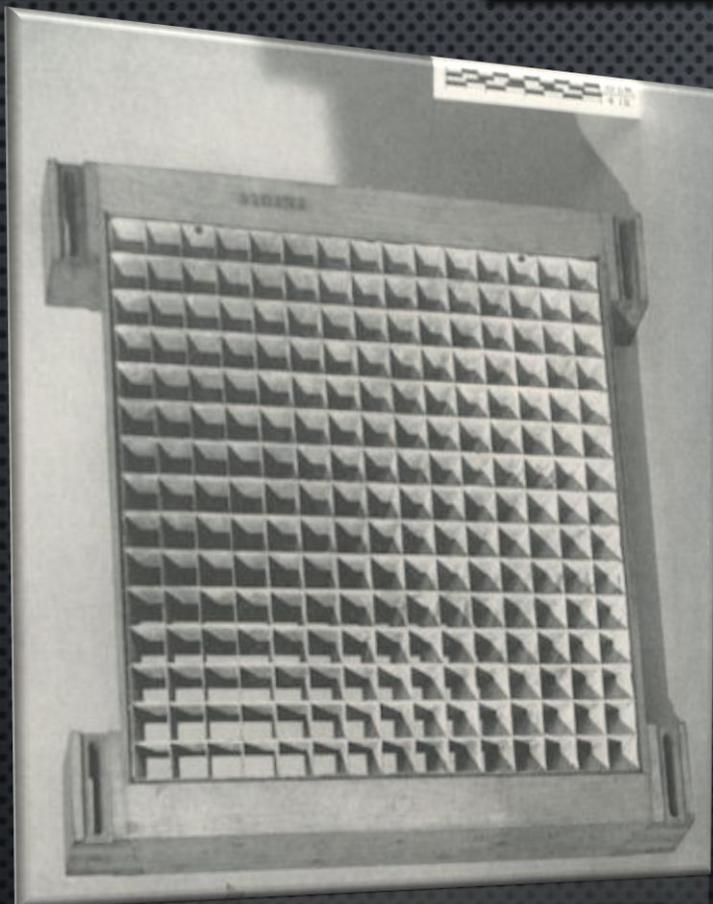
https://www.classificadosmedicos.com/equipamentos-diagnostico-por-imagem/colimador-para-raios-x_i615

ESPALHAMENTO E GRADES

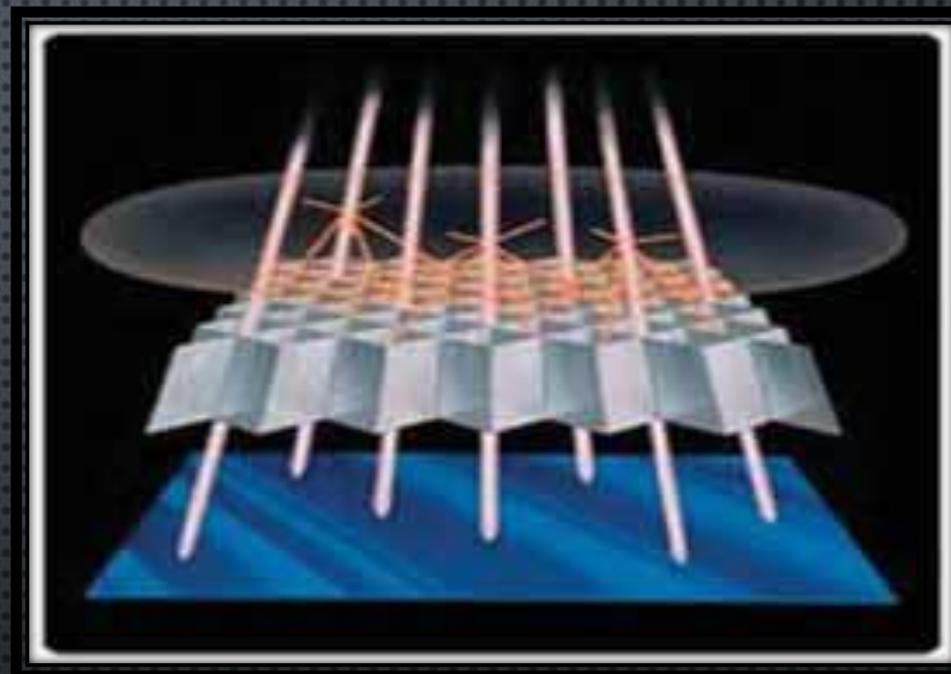


$$\text{Fator de Grade: } F = \frac{\text{Expos. c/ grade}}{\text{Expos. s/ grade}}$$

ESPALHAMENTO E GRADES



<https://www.auntminnieeurope.com/index.aspx?sec=log&itemID=608404>



GRADE
HTC (Lorad)

https://www.febrasgo.org.br/images/arquivos/manuais/Manuais_Novos/mamografia_101-200.pdf

Redução do espalhamento → 80 a 90%



Departamento de
Engenharia Elétrica e
de Computação

SEL 397

PRINCÍPIOS FÍSICOS

DE FORMAÇÃO DE

IMAGENS MÉDICAS

PROF. HOMERO SCHIABEL

DISPOSITIVOS DE FORMAÇÃO DA IMAGEM RADIOGRÁFICA

(A) Filme radiográfico



- Emulsão fixada numa base de material plástico, que contém em suspensão cristais de Brometo de Prata em material gelatinoso

DISPOSITIVOS DE FORMAÇÃO DA IMAGEM RADIOGRÁFICA

(A) Filme radiográfico



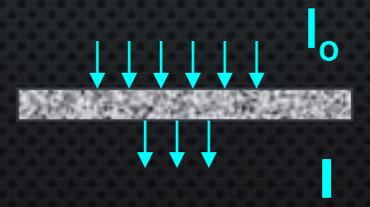
- Radiação interage com os cristais → imagem latente → revelação → cristais se tornam grãos de prata metálica → fixação (solução de tiosulfato de sódio dissolve brometo e a gelatina não atingidos pela radiação) → lavagem em água → áreas expostas à radiação: mais escuras (proporcionalmente à quantidade de radiação recebida)

DISPOSITIVOS DE FORMAÇÃO DA IMAGEM RADIOGRÁFICA

(A) Filme radiográfico

Coeficiente de transmissão do filme → $T = I / I_0$

Grau de escurecimento (densidade óptica) → $D = \log (1/T) = \log (I_0 / I)$



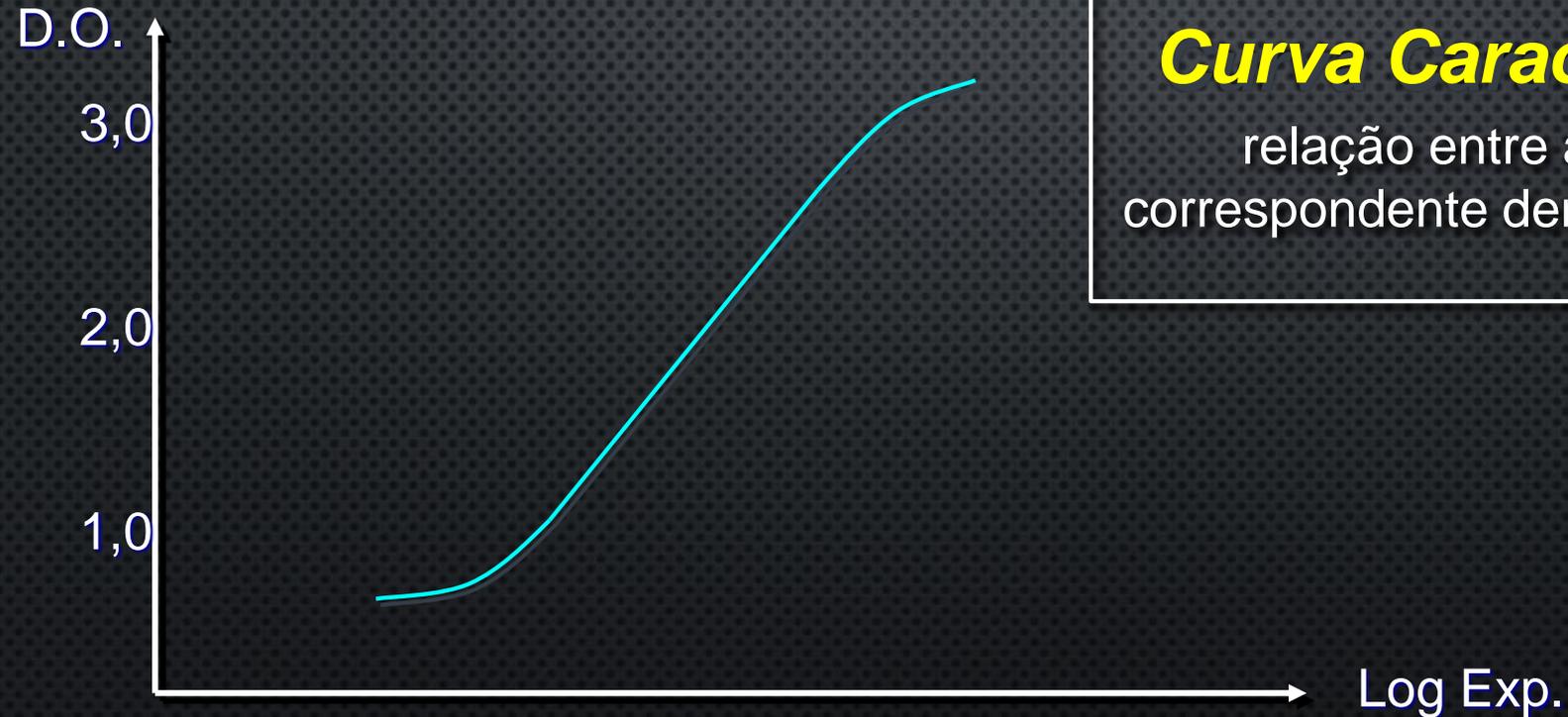
DISPOSITIVOS DE FORMAÇÃO DA IMAGEM RADIOGRÁFICA

(A) Filme radiográfico



DISPOSITIVOS DE FORMAÇÃO DA IMAGEM RADIOGRÁFICA

(A) Filme radiográfico

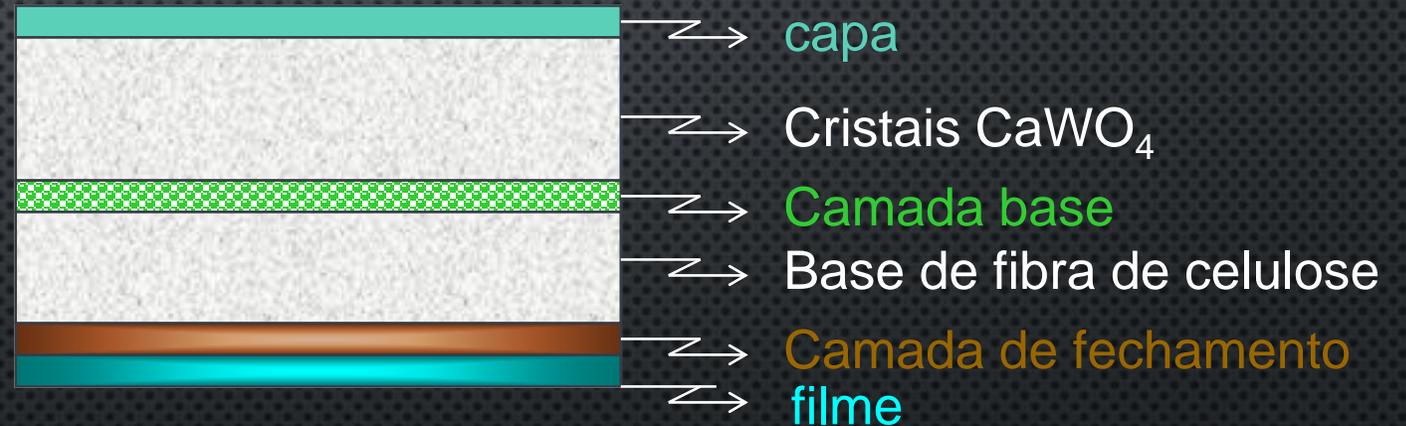


Curva Característica do Filme

relação entre a exposição recebida e a correspondente densidade óptica proporcionada

DISPOSITIVOS DE FORMAÇÃO DA IMAGEM RADIOGRÁFICA

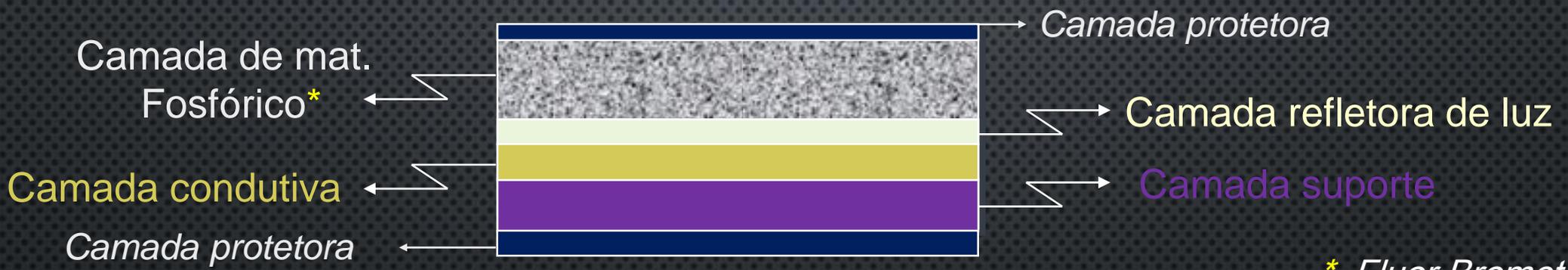
(A) (Filme radiográfico) + écrans reforçadores (telas intensificadoras)



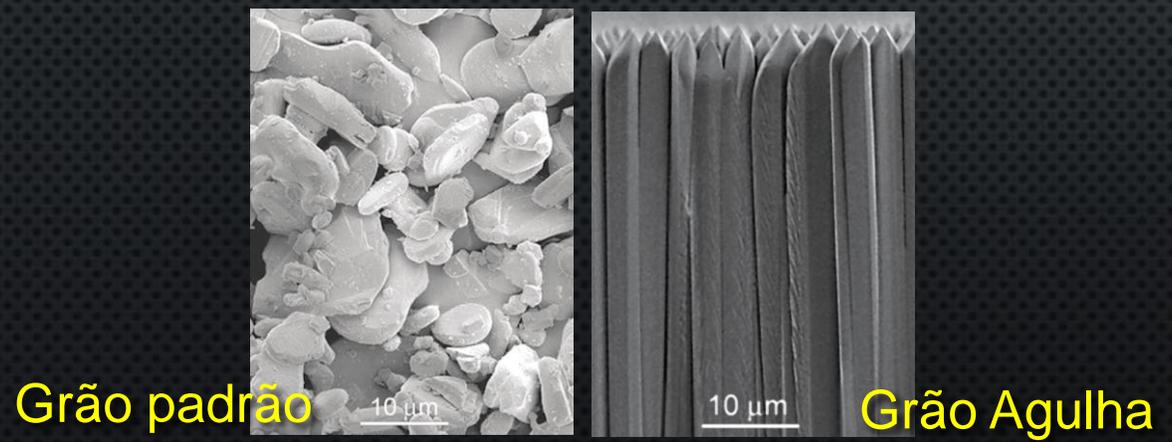
Usados para reduzir a dose no paciente

DISPOSITIVOS DE FORMAÇÃO DA IMAGEM RADIOGRÁFICA

(B) Placas fosfóricas (IPs – *Imaging Plates*)



- * Fluor Brometo de Bário
- * Brometo de Césio



DISPOSITIVOS DE FORMAÇÃO DA IMAGEM RADIOGRÁFICA

(B) Placas fosfóricas (IPs – *Imaging Plates*)



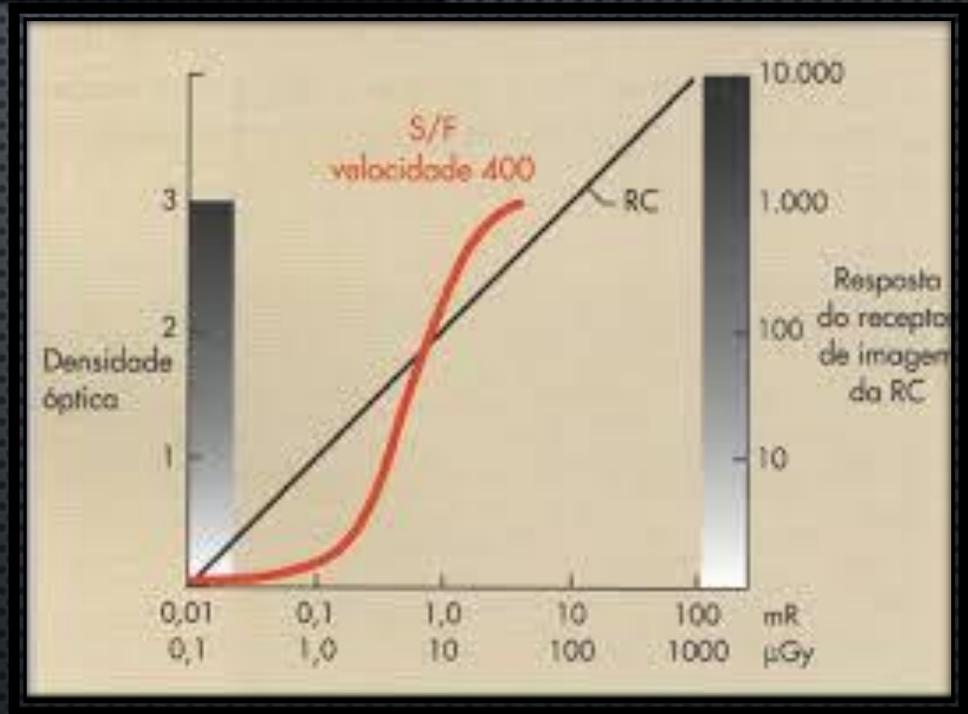
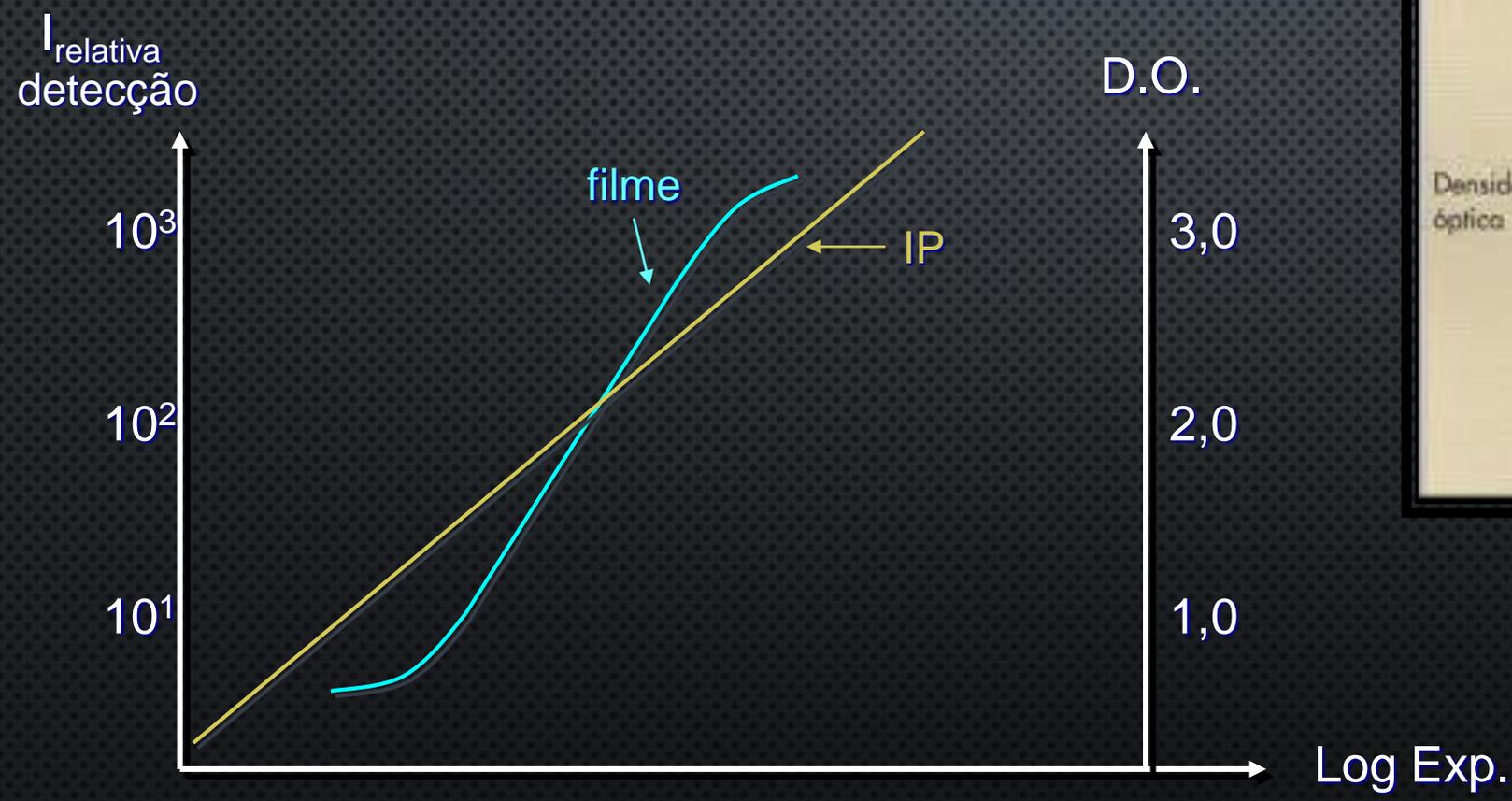
<https://medimg.agfa.com/brazil/computed-radiography/>



<https://clinicaengmed.com.br/cr-radiografia-computadorizada-e-dr-radiografia-digital/>

DISPOSITIVOS DE FORMAÇÃO DA IMAGEM RADIOGRÁFICA

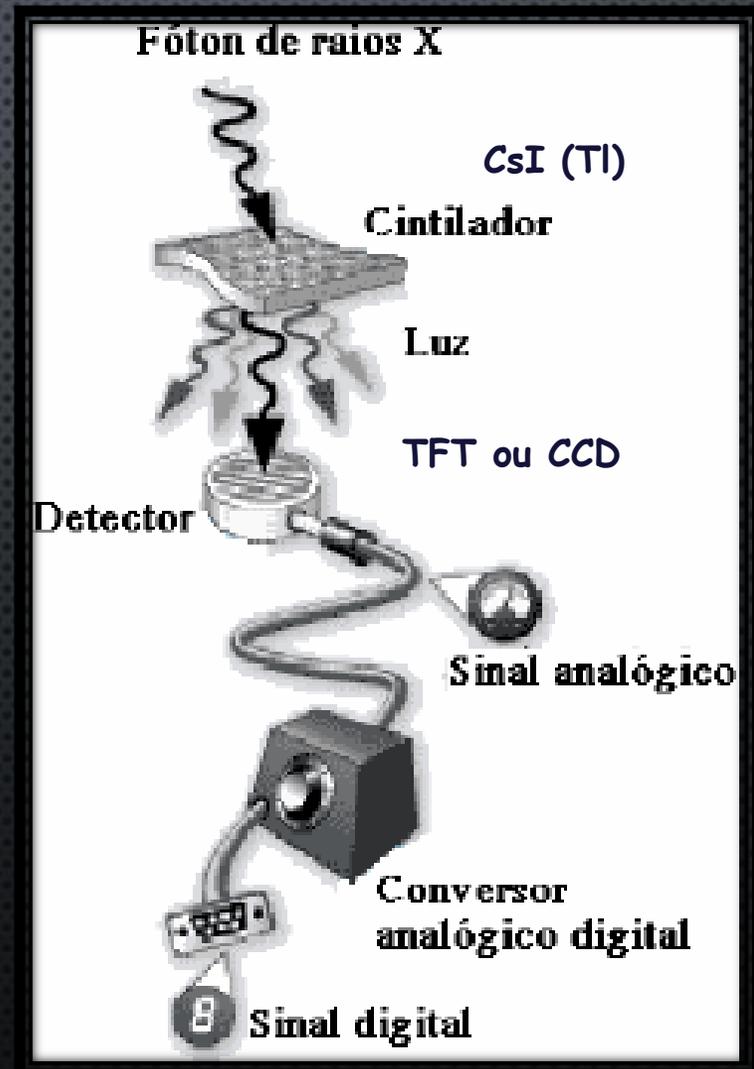
Comparação entre curvas características



DISPOSITIVOS DE FORMAÇÃO DA IMAGEM RADIOGRÁFICA

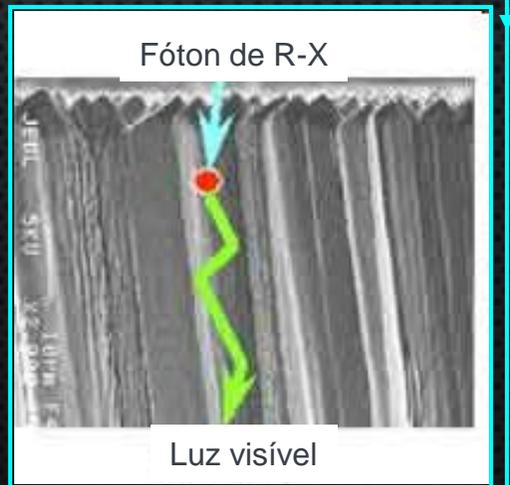
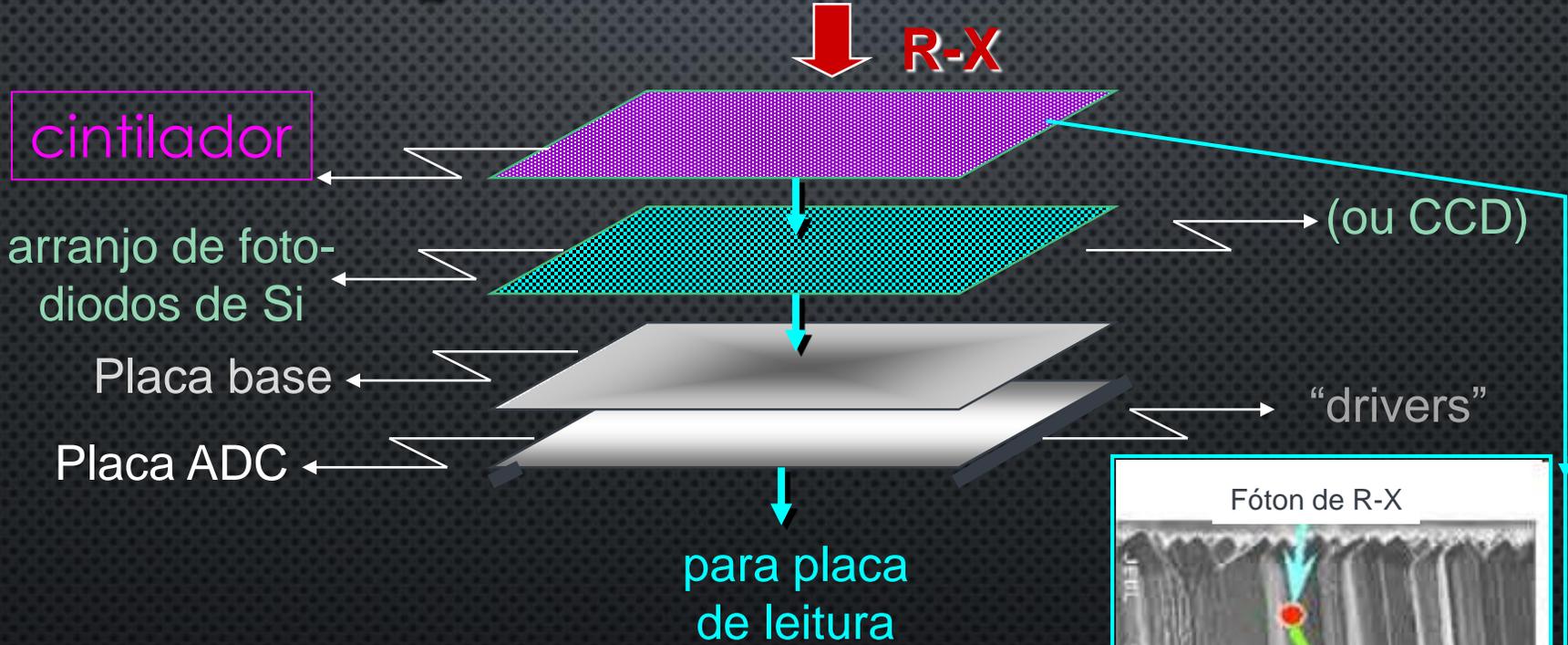
(C) Detectores digitais

1ª GERAÇÃO
(PROCESSO INDIRETO)



DISPOSITIVOS DE FORMAÇÃO DA IMAGEM RADIOGRÁFICA

(C) Detectores digitais

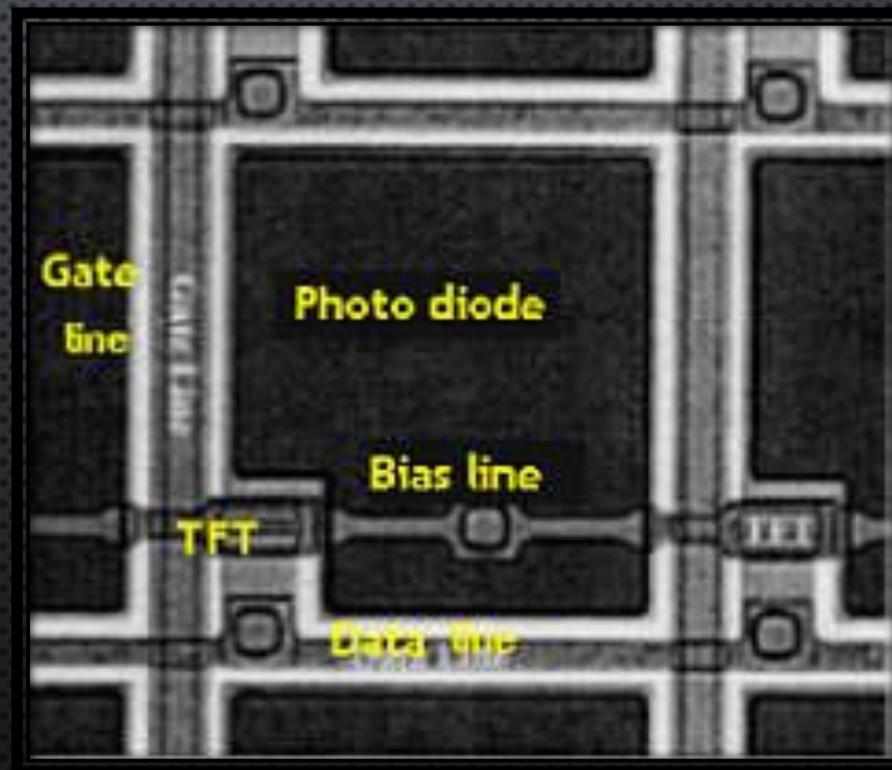


DISPOSITIVOS DE FORMAÇÃO DA IMAGEM RADIOGRÁFICA

(C) Detectores digitais

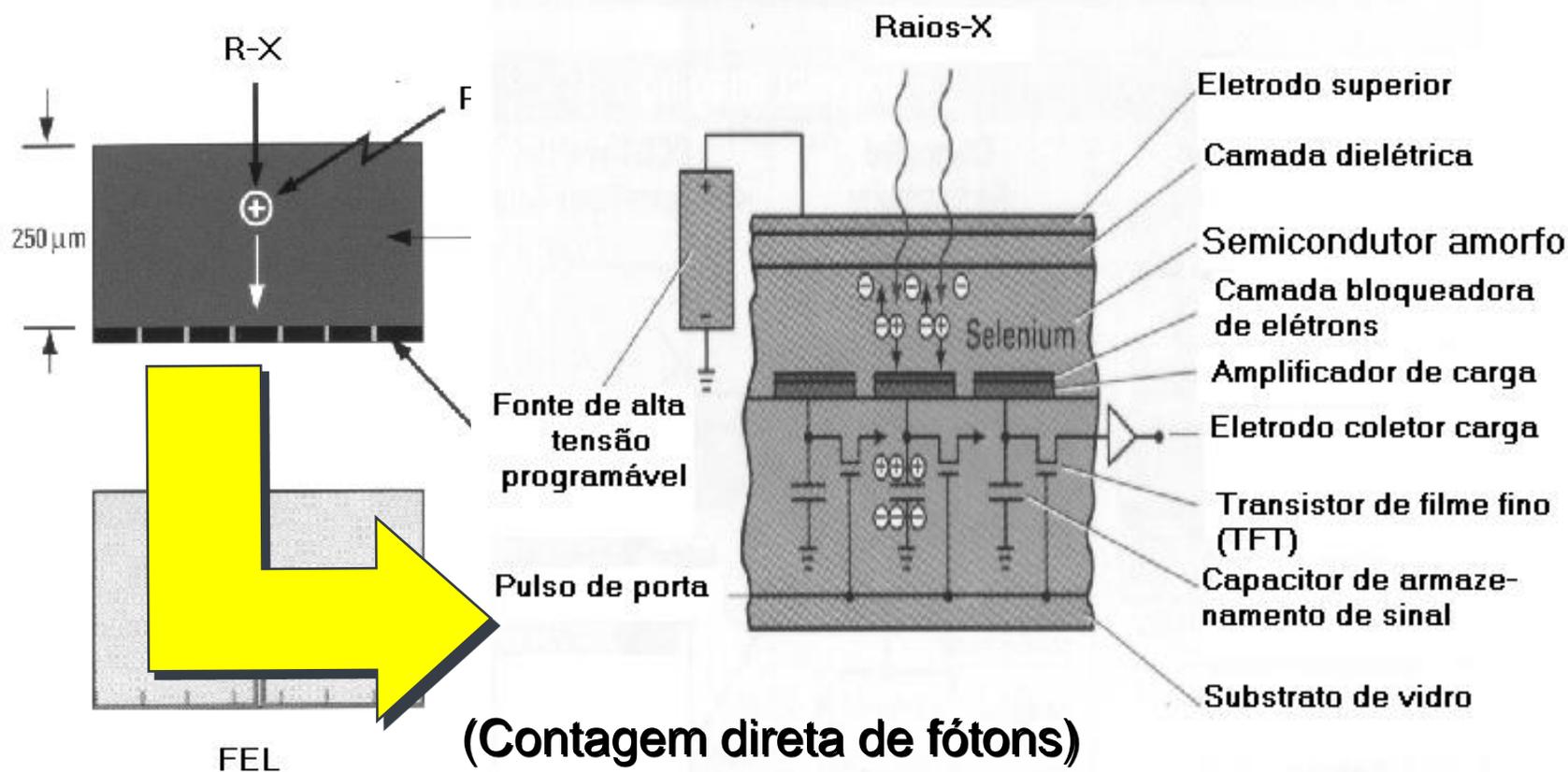
Arranjo de fotodiodos

- Emissão do cintilador: na faixa de 550 nm (pico de eficiência dos fotodiodos)



DISPOSITIVOS DE FORMAÇÃO DA IMAGEM RADIOGRÁFICA

(C) Detectores digitais



2A. GERAÇÃO
(CONVERSÃO DIRETA)

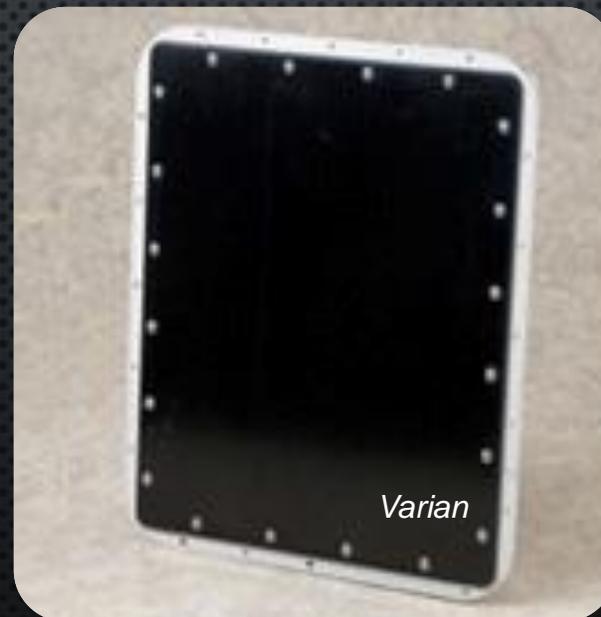
DISPOSITIVOS DE FORMAÇÃO DA IMAGEM RADIOGRÁFICA

(C) Detectores digitais



<http://www.itechnews.net/2008/07/page/7/>

Flat panel detectors



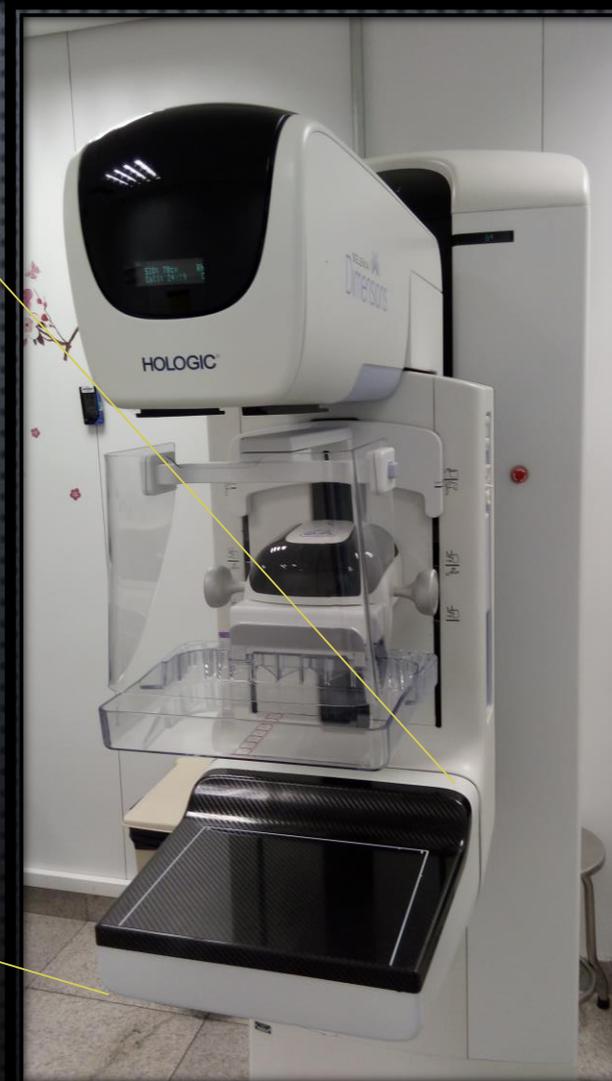
<http://www.shawinspectionssystems.com/products/detectors.htm>



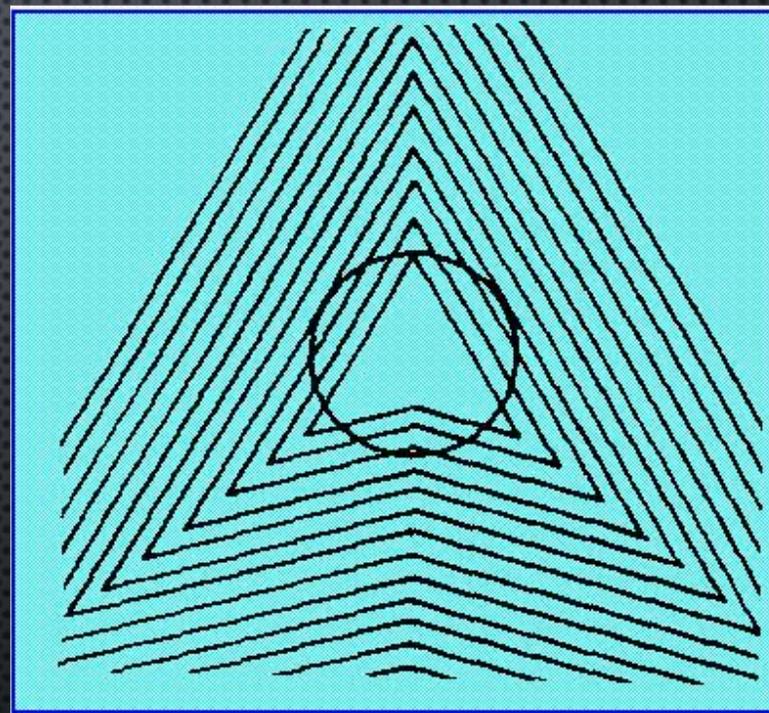
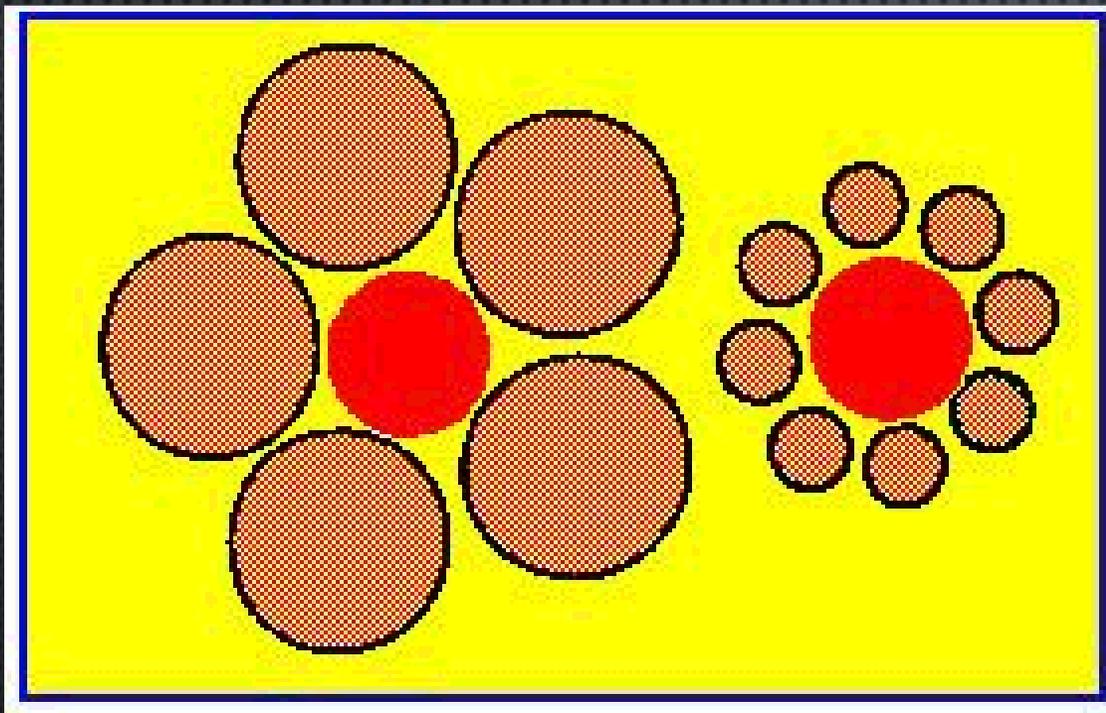
<http://www.apcd.org.br/index.php/noticias/671/orientando-o-paciente/09-01-2017/radiografia-digital-na-odontologia-tecnologia-em-beneficio-dos-pacientes>

DISPOSITIVOS DE FORMAÇÃO DA IMAGEM RADIOGRÁFICA

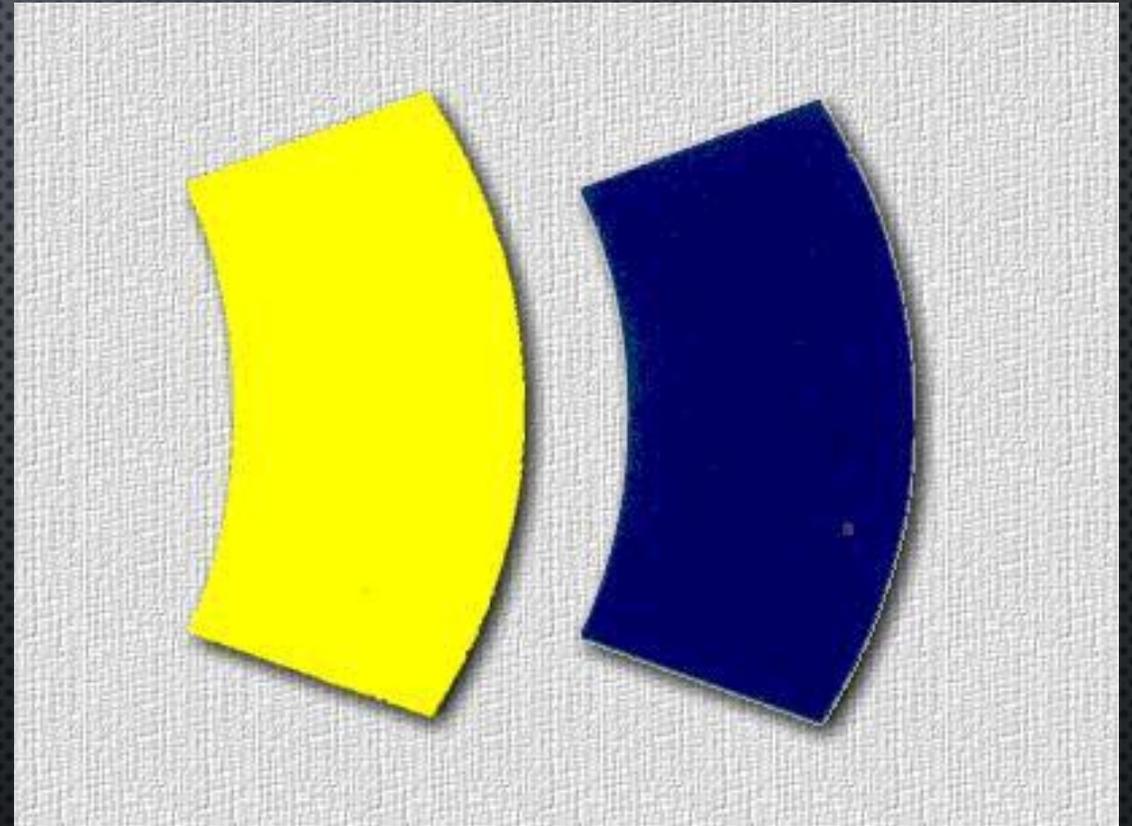
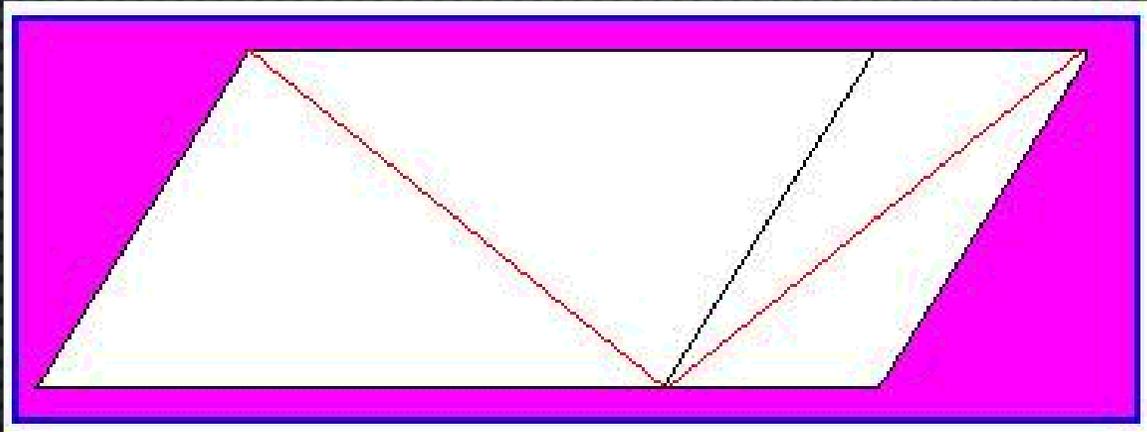
(C) Detectores digitais



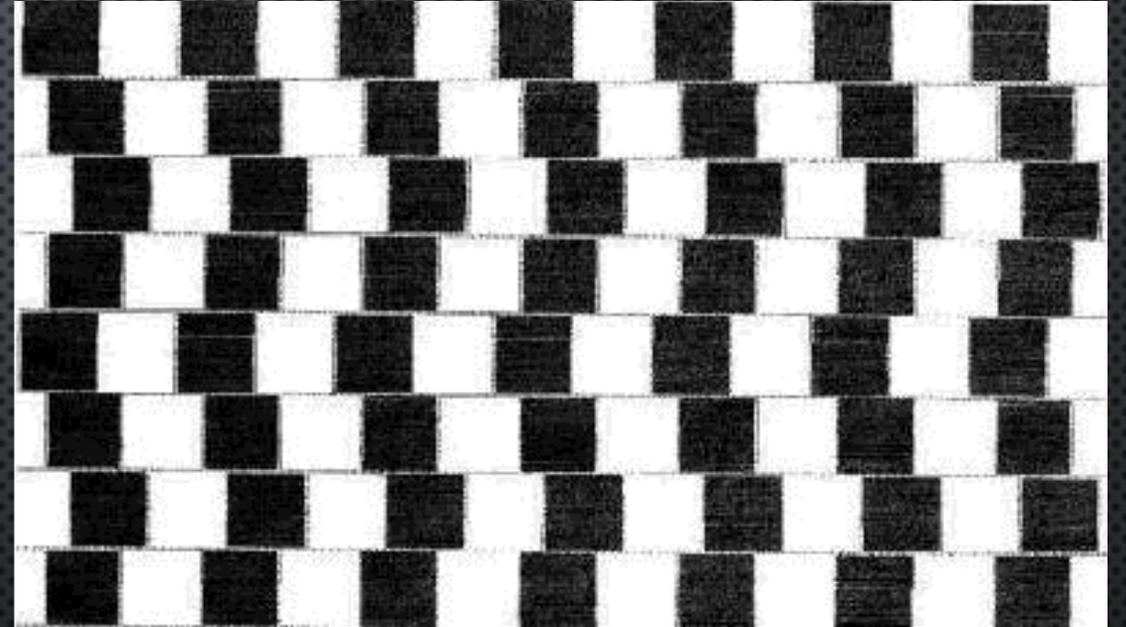
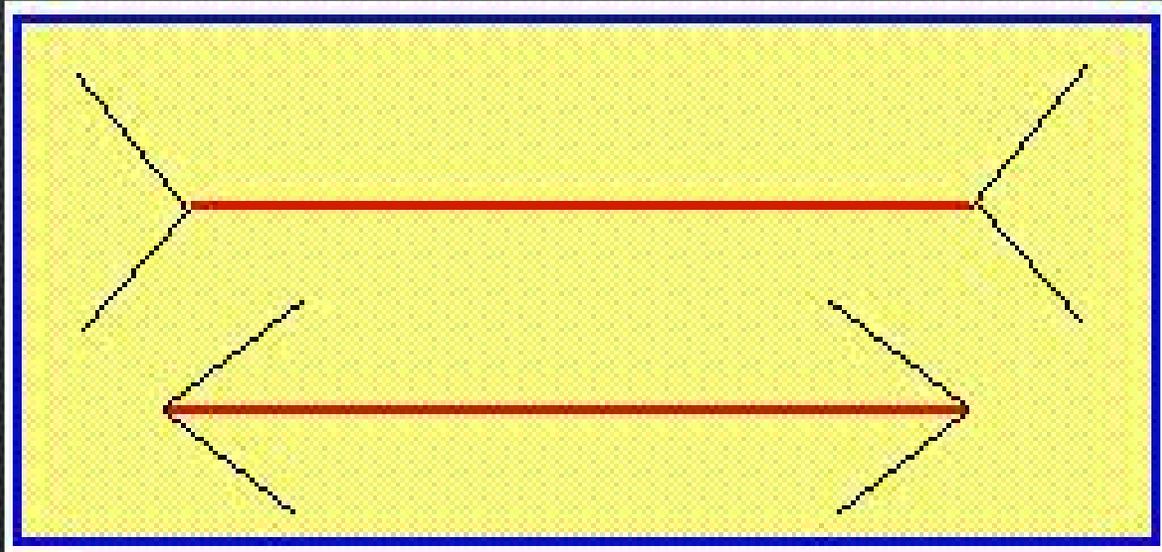
CONTRASTE



CONTRASTE

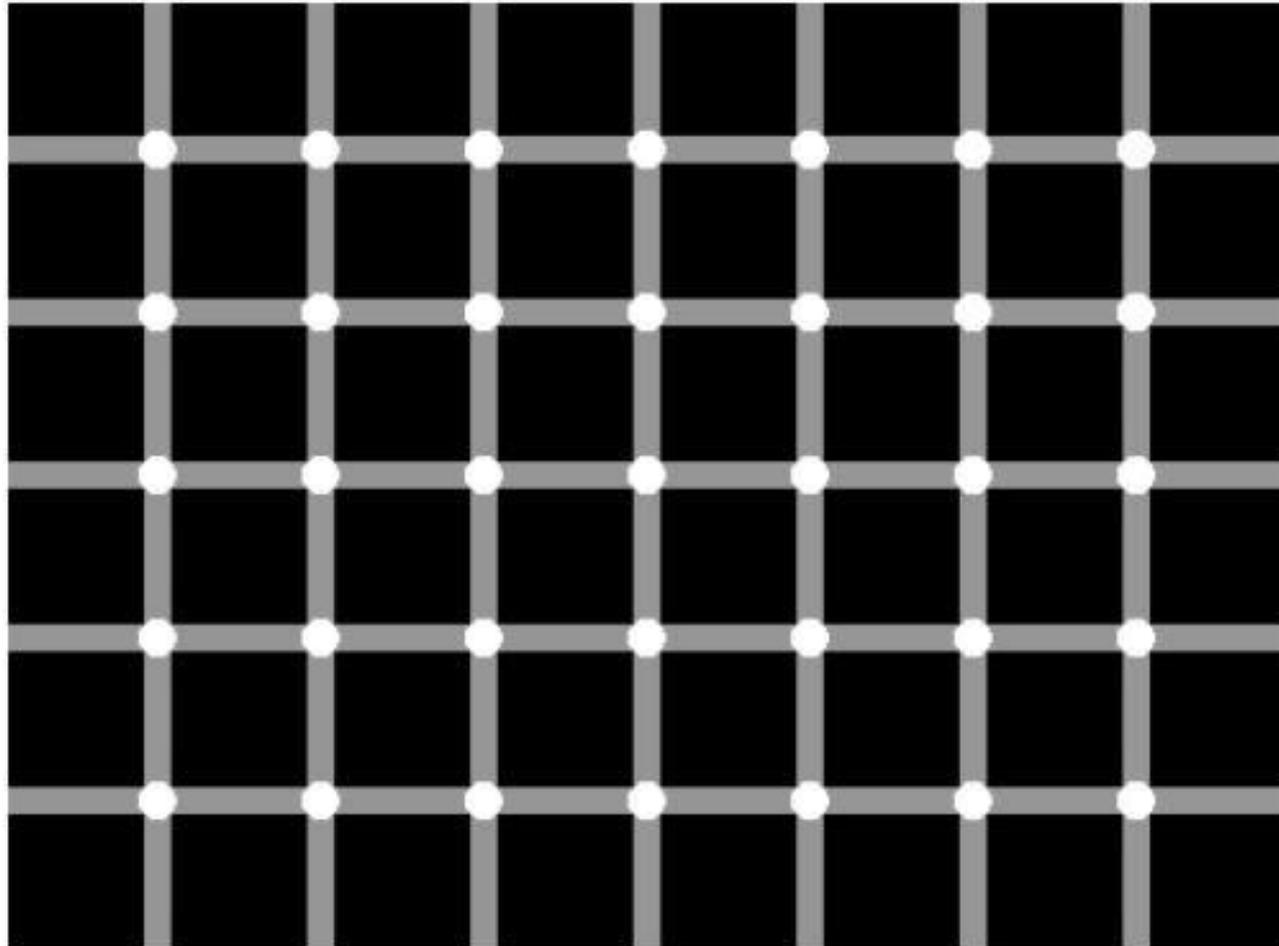


CONTRASTE



CONTRASTE

Conte os
pontos
pretos



CONTRASTE

- Diferença detectável na imagem (grau de escurecimento) entre 2 pontos
- Uma possível definição:

$$\frac{\text{Diferença de luminosidade}}{\text{Média da luminosidade}} \rightarrow \text{Contraste da LUMINÂNCIA}^*$$

** Uma pequena diferença é insignificante se a luminância média for alta, enquanto a mesma pequena diferença importa se a luminância média for baixa*

CONTRASTE

- **Contraste (lei ou razão) de Weber:**



$$\frac{\text{Intensidade do sinal} - \text{Intensidade do fundo}}{\text{Intensidade do fundo}}$$



$$\Delta I / I$$

“A adaptação do sistema visual humano ao brilho é estudada a partir de um experimento clássico no qual um limiar diferencial é determinado com um *flash* de luz (incremento diferencial) de curta duração que é apresentado sobre um fundo de intensidade uniforme que ocupa todo o campo visual de uma pessoa. Esta pessoa deverá dizer se o incremento de luz (ΔI) é perceptível ou não. Então, a intensidade do fundo é aumentada e a medida é feita novamente, até que a mudança seja percebida pelo indivíduo. A quantidade $\Delta I/I$ em que o incremento de iluminação ΔI é discriminável em 50% das vezes com uma iluminação de fundo de intensidade I é chamada razão de Weber.”*

* Avaliação automática da qualidade de imagens mamográficas digitais geradas com o simulador CDMAM (M. A. Z. Sousa – Dis. MS – EESC/USP – 2013)

CONTRASTE

- Percepção visual:

processo pelo qual o olho humano processa uma informação que lhe chega através da luz

qualquer irregularidade nos fenômenos luminosos pode ser interpretada a partir de três características da luz: sua intensidade, seu comprimento de onda e sua distribuição no espaço-tempo.

CONTRASTE

▪ Lei ou razão de Weber

<https://www.britannica.com/science/Webers-law>



(psicológica) afirma que a mudança de um estímulo (como som, luminosidade e outros) que poderá ser notado é uma razão constante (β) do estímulo original



- Se mudança $< \beta$ \rightarrow ruído de fundo (para a visão humana)
- Se $\Delta I/I$ é pequeno \rightarrow mesmo pequenos ΔI são discerníveis (boa discriminação do brilho) *

CONTRASTE

- **Contraste** (definição de Tseng & Huang*)



Diferença de luminância dos objetos – que depende da luminância do fundo em que está inserido



C = contraste
B₀ = objeto de interesse
B = (intens.) fundo da imagem

$$C = \frac{(B_0 - B)}{B} = \frac{\Delta B}{B}$$

“o olho humano não é muito sensível às características presentes em valores de pixel de intensidades extremas, mas sim para os valores de intensidades médias”

CONTRASTE

- Contraste de Michelson



Visibilidade (considera padrões claros e escuros equivalentes e ocupando áreas semelhantes em tamanho)

Michelson, A. (1927). Studies in Optics. U. of Chicago Press.

Varia com idade e doenças oculares

I_{\max} = maior luminância
 I_{\min} = menor luminância


$$\frac{I_{\max} - I_{\min}}{I_{\max} + I_{\min}}$$

- Sensibilidade ao contraste



capacidade de discernir entre luminâncias de diferentes níveis em uma imagem estática.

CONTRASTE

- Acuidade visual



ângulo necessário para definir dois pontos como separados, dado que a imagem é mostrada com 100% de contraste*.

E	1	20/200
F P	2	20/100
T O Z	3	20/70
L P E D	4	20/50
P E C F D	5	20/40
E D F C Z P	6	20/30
F E L O P Z D	7	20/25
D E F P O T E C	8	20/20
L E F O D P C T	9	
F D P L T C E O	10	
P E Z O L C F T D	11	

CONTRASTE

“Brilhantismo” x Luminosidade

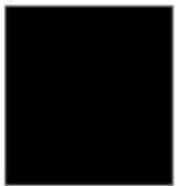
Percepção da quantidade de luz **emitida** por uma fonte (ou refletida por superfície iluminada)

Percepção percentual da luz **refletida** em relação à luz total que incide sobre uma superfície

CONTRASTE

- Define a formação da imagem em radiologia ➔ registro (plano imagem) da diferença de atenuação entre os diferentes tecidos (mat. absorvedor) ➔ Diferentes graus escurecimento

Resulting gray-scale image on x-ray



Air



Fat



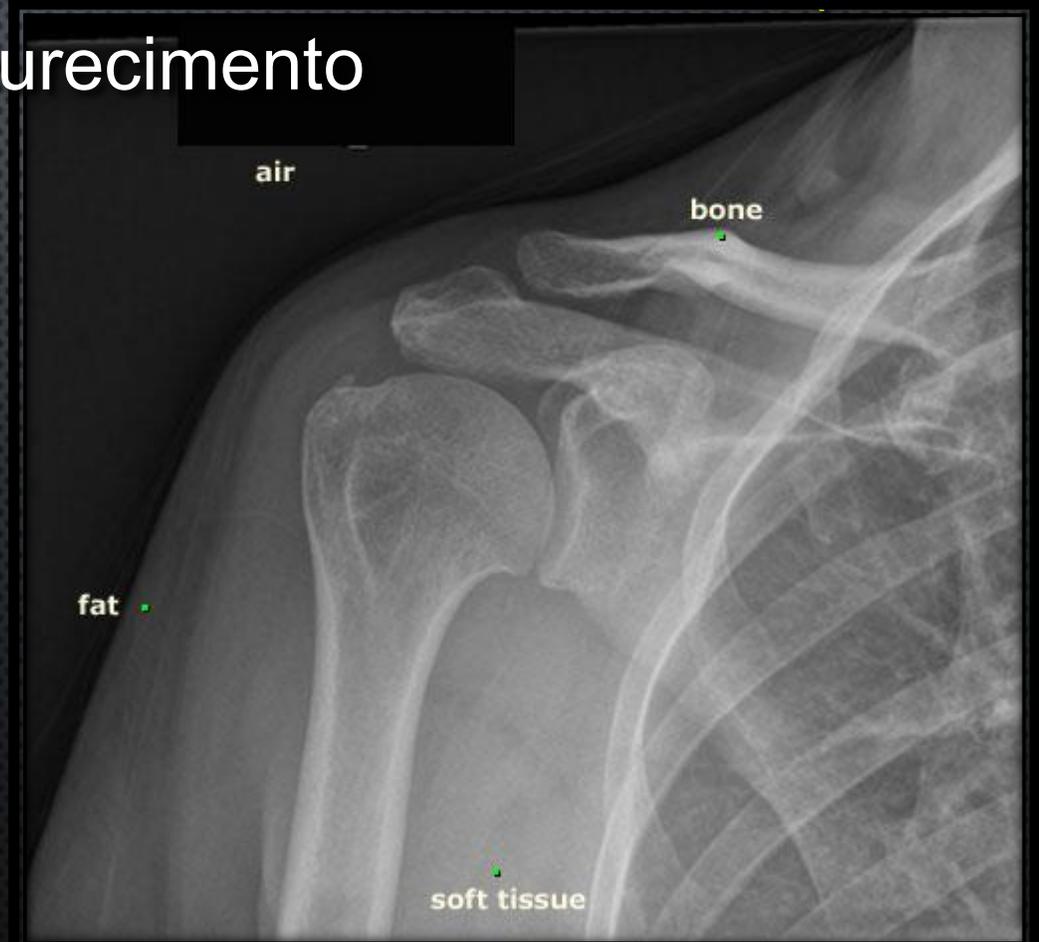
Soft
Tissue



Bone



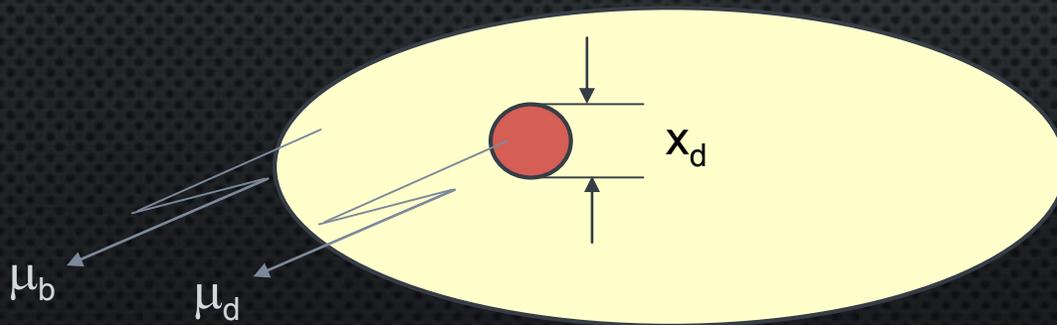
Metal



CONTRASTE

- Em radiologia, o contraste primário deriva da variação de intensidade de raios X em função da lei da atenuação (*Lambert-Beer*), ou seja:

$$C_p = 1 - e^{-(\mu_d - \mu_b)x_d}$$



x_d = espessura do detalhe (sinal)

μ_d = coef. aten. linear do detalhe

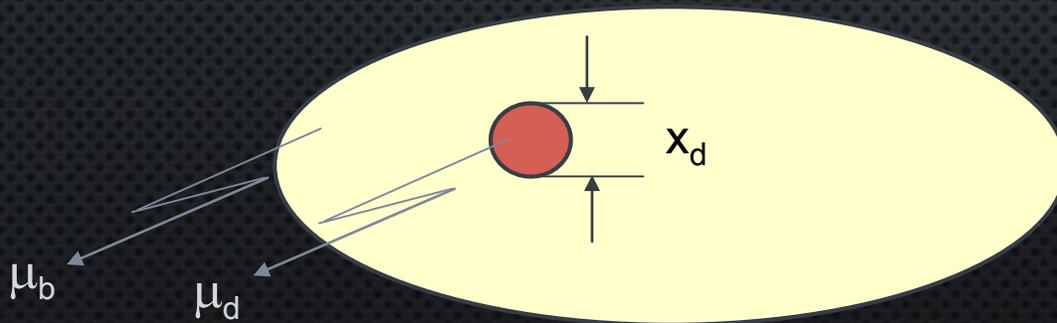
μ_b = coef. aten. linear do fundo

CONTRASTE

- Em radiologia, o contraste primário deriva da variação de intensidade de raios X em função da lei da atenuação (*Lambert-Beer*), ou seja:

$x_d \uparrow \rightarrow C_d \downarrow \rightarrow C_p \uparrow$
 $kV \uparrow \rightarrow \mu \downarrow \rightarrow C_d \uparrow \rightarrow C_p \downarrow$

$$C_p = 1 - e^{-\underbrace{(\mu_d - \mu_b)}_{C_d} x_d}$$

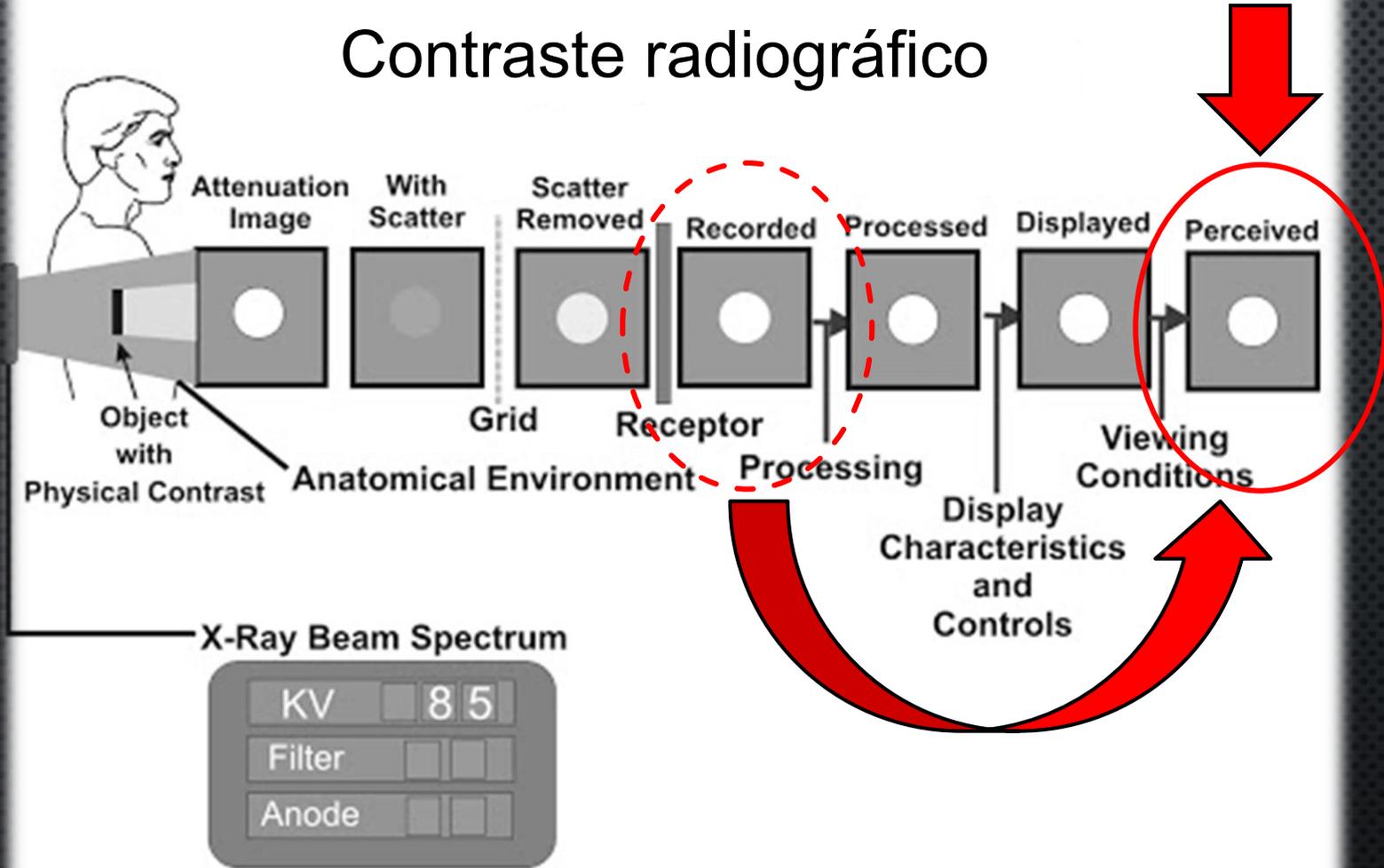


Depende da:

- espessura do objeto de interesse
- kV (os valores de μ diminuem com aumento da E do fóton)

CONTRASTE

Contraste radiográfico



CONTRASTE

- Diferença entre as intensidades de luz transmitidas por uma tela fluorescente impressionada pelos padrões de intensidade de R-X:

ΔI proporcional a $(I_T - I_o)^*$

() intensidade de luz da tela é proporcional à quantidade E absorvida por ela*

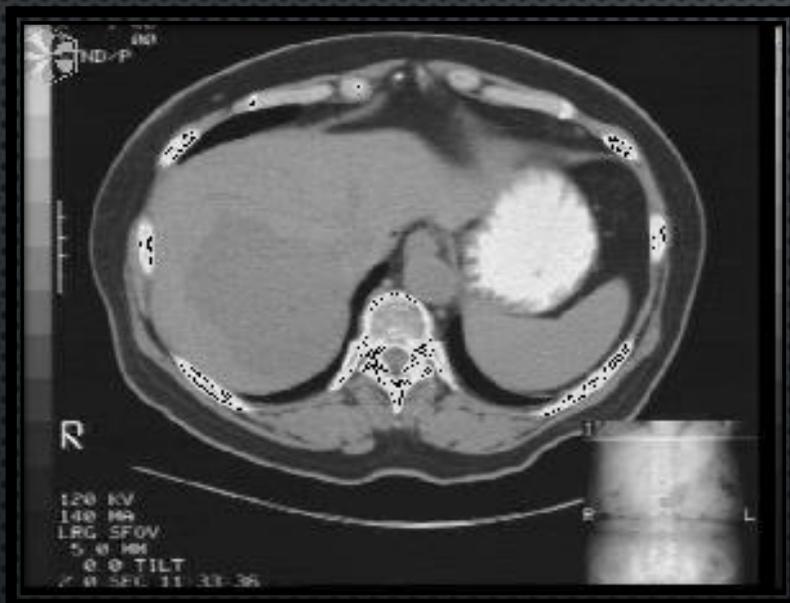
- Resposta do olho humano: logarítmica

$$C = \log_{10} I_1 - \log_{10} I_2$$

CONTRASTE

Hipótese:

Ex.: Se substituirmos os correspondentes valores para osso e tecido mole do Exemplo 1 (4º. *Slide*):



<http://www.if.ufrgs.br/ast/med/imagens/node2.htm>

$$I_1 = I_0 e^{-\mu_T d}$$

$$I_2 = I_0 e^{-\mu_o d}$$

$$C = \log I_0 - 0,434 \mu_T d - \log I_0 + 0,434 \mu_o d$$

$$C = 0,434 d (\mu_o - \mu_T)$$

CONTRASTE

- Portanto ➡ é a diferença das densidades em estruturas adjacentes*

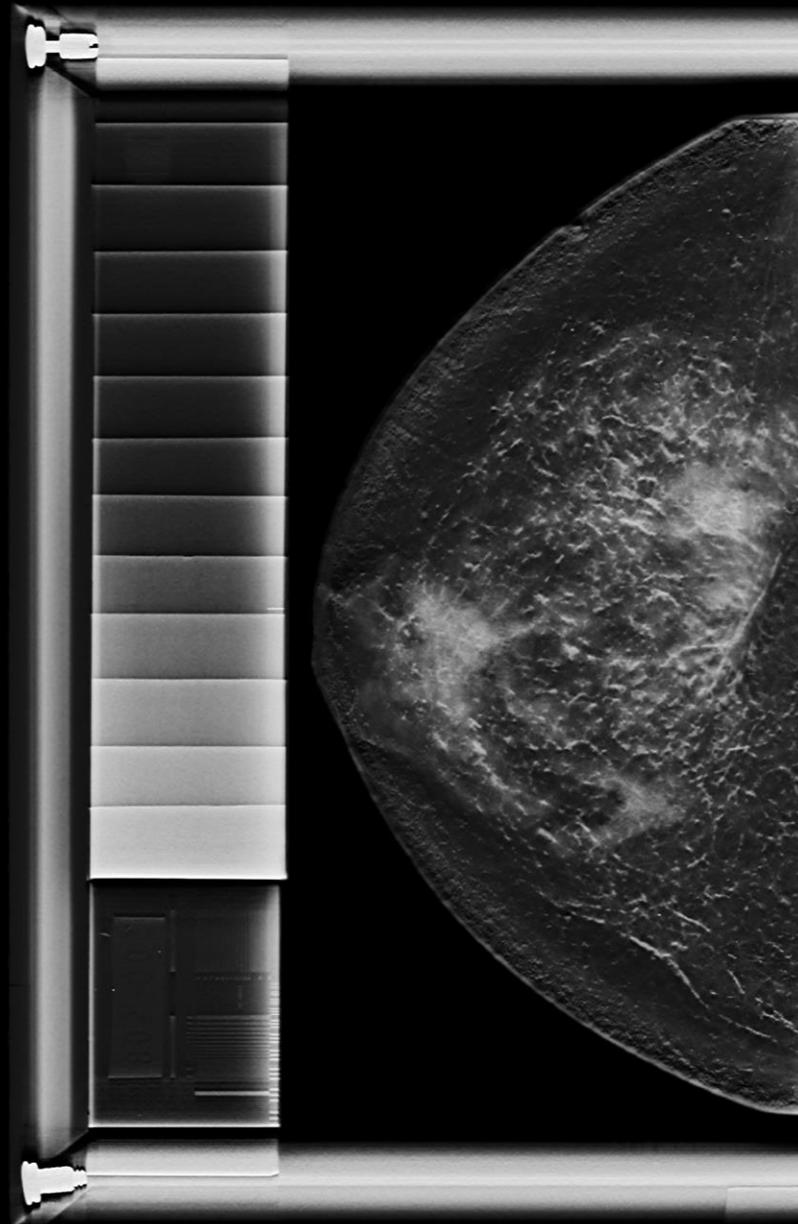


* Obs.: Se houver muitos tons de cinza, a imagem está com pouco contraste e vice-versa.

CONTRASTE



<https://pt.dreamstime.com/fotos-de-stock-raio-da-espinha-cervical-image19294723>



Phantom antropomórfico ("Rachel") da Nuclear Associates – imagem LAPIMO

CONTRASTE

Obs.: é comum o uso de soluções (ou meios) contrastantes para visualizar melhor determinados órgãos:

- BaSO_4 ➔ estômago, esôfago, sistema gastrointestinal;



CONTRASTE

Obs.: é comum o uso de soluções (ou meios) contrastantes para visualizar melhor determinados órgãos:

- BaSO_4 ➔ estômago, esôfago, sistema gastrointestinal;
- I (Hypaque) ➔ artérias

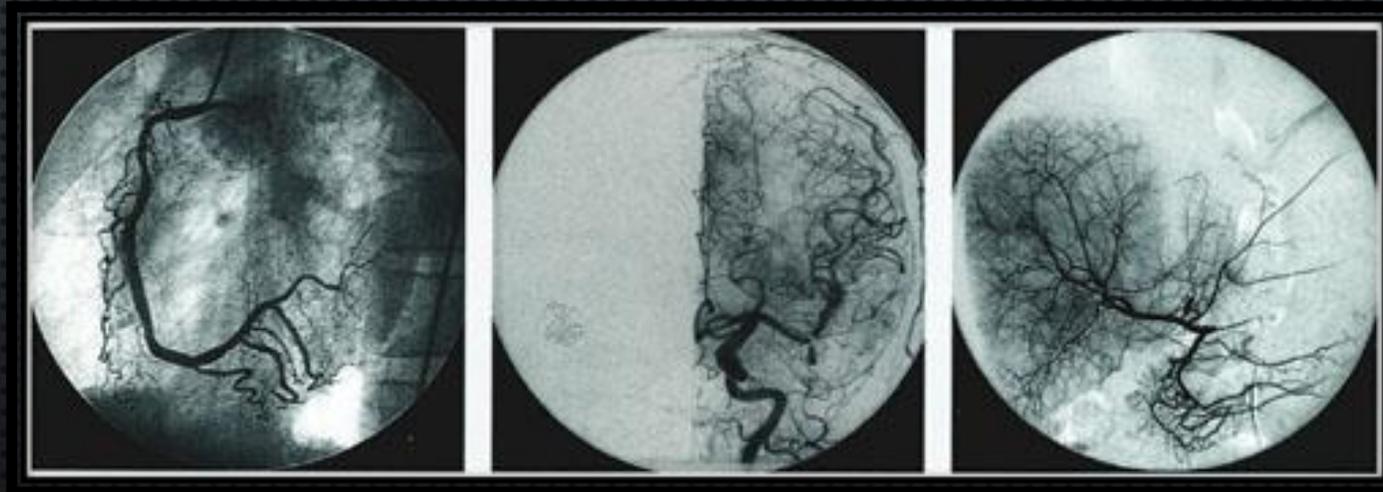


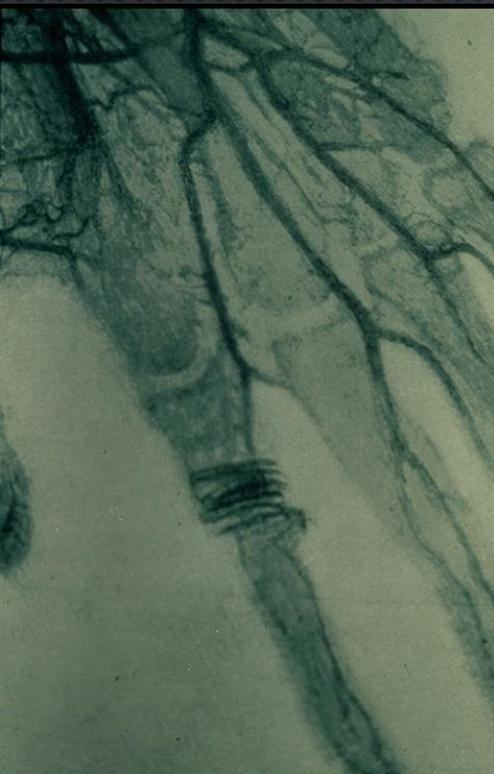
Imagem das 1^{as} angiografias (1896): injeção de compostos de mercúrio "post-mortem" (Haschek & Lindenthal - Viena)



CONTRASTE

Obs.: é comum o uso de soluções (ou meios) contrastantes para visualizar melhor determinados órgãos:

- BaSO_4 ➔ estômago, esôfago, sistema gastrointestinal;
- I (Hypaque) ➔ artérias



Tipos de substância	Densidade (Kg/m^3) x 10^3
Tecidos humanos	
Músculo	1,0
Gordura	0,391
Osso	1,85
Pulmão	0,32
Meios de contraste	
Bário	3,5
Iodo	4,93
Ar	0,00129
Outros materiais	
Cimento	2,35
Molibdênio	19,3
Tungstênio	74
Chumbo	11,35

Ex.: Um feixe de R-X de 80 kVp com filtro de 2 mm Al é dirigido para uma região do braço, onde uma artéria de 1 mm de espessura contém Hypaque como contrastante.

- Qual % de fótons que atravessa 8 cm de tecido mole do braço?

- Qual % de fótons que atravessa uma região adjacente contendo a artéria? Ela será visualizada?

CONTRASTE

- 80 kVp $\Rightarrow E_{\text{equiv}} = 40,6 \text{ keV}$ 
- $\mu_{\text{músc}} = 0,24 \text{ cm}^{-1}$ e $\mu_{\text{Hypaque}} = 9,00 \text{ cm}^{-1}$

(a) Para 8 cm tecido mole:

$$I/I_0 = e^{-\mu_m X} = e^{-0,24 \cdot 8} = 0,1466 \text{ ou } 14,66\%$$

(b) Para 7,9 cm tecido mole + 0,1 cm de Hypaque (artéria):

$$I/I_0 = e^{-(\mu_m 7,9 + \mu_H 0,1)} = 0,061 \text{ ou } 6,1\%$$



A artéria será bem visualizada pois a relação entre as $I_{\text{transmitidas}}$ pelas duas regiões será $6,1 / 14,66 = 41,7\%$

Ex.: Um feixe de R-X de 80 kVp com filtro de 2 mm Al é dirigido para uma região do braço, onde uma artéria de 1 mm de espessura contém Hypaque como contrastante.

- Qual % de fótons que atravessa 8 cm de tecido mole do braço?
- Qual % de fótons que atravessa uma região adjacente contendo a artéria? Ela será visualizada?

7. EQUIPAMENTOS



<https://radiologykey.com/plain-radiographic-imaging/>



<https://undergradimaging.pressbooks.com>



Mamógrafo Dimensions (Hologic) – HC-USP
– São Paulo

7. EQUIPAMENTOS



<http://protec.org.br/rets/30335/hospital-santa-cruz-investe-em-novo-equipamento-de-angiografia-digital>



Mamógrafo Senographe GE – Hospital São Paulo

(*) OBS.: Refer. Bibliográfica extra:

<https://humanhealth.iaea.org/HHW/MedicalPhysics/TheMedicalPhysicist/Studentscorner/HandbookforTeachersandStudents/>