

PGF5312 – 1 FUNDAMENTOS DE PROCESSAMENTO DIGITAL DE IMAGENS MÉDICAS

Aula 13 – Qualidade de imagens Parte 2

Paulo R. Costa

Grupo de Dosimetria das Radiações
e Física Médica

Instituto de Física - USP



	Datas	Dias	Aulas	Tema
I – INTRODUÇÃO	23/08	Terça	1	ABERTURA DO CURSO
	25/08	Quinta	2	Prática 1 – Elementos de percepção visual
II – DOMÍNIOS ESPACIAL E DE FREQUÊNCIAS	30/08	Terça	3	Domínios espacial e de frequências 1
	01/09	Quinta	4	Prática 2 – Introdução ao ImageJ
FERIADO	06/09 – 09/09	Terça e Quinta	-	Semana da pátria: RECESSO PARA ESCOLHA DOS TEMAS DAS MONOGRAFIAS
II – DOMÍNIOS ESPACIAL E DE FREQUÊNCIAS	13/09	Terça	5	Domínios espacial e de frequências 2
	15/09	Quinta	6	Prática 3 - Domínios espacial e de frequências
III – IMAGENS DIGITAIS	20/09	Terça	7	Fundamentos de Imagens Digitais 1
	22/09	Quinta	8	Prática 4 – Fundamentos de Imagens Digitais 2/Contraste
IV – IMAGENS MÉDICAS	27/09	Terça	9	Imagens Médicas 1: RX, MAMO, CT
	29/09	Quinta	10	Imagens Médicas 2: FLUORO, DO, MN, RM, US
V- QUALIDADE DE IMAGENS	04/10	Terça	11	Qualidade de imagens 1
	06/10	Quinta	12	AULA IZABELLA BARRETO
	11/10	Terça	13	Qualidade de imagens 2
	13/10	Quinta	14	Prática 5 - Qualidade de imagens 2/CNR/SNR
	18/10	Terça	15	Qualidade de imagem 3
	20/10	Quinta	16	Prática 6 - Qualidade de imagens 3/ COQ, MTF e NPS
	25/10	Terça	17	Qualidade de imagens 4
	27/10	Quinta	18	Prática 7 - Qualidade de imagens 4/Detectabilidade
VI – AJUSTE DE CONTRASTE	01/11	Terça	19	Ajuste de contraste
	03/11	Quinta	20	Prática 8 - Ajuste de contraste
VII – FILTROS PARA IMAGENS	08/11	Terça	21	Filtros para imagens
	10/11	Quinta	22	Prática 9 - Filtros para imagens
FERIADO	15/11	Terça	-	Proclamação da república
VIII – INOVAÇÕES EM PROC. DE IMG MÉDICAS	17/11	Quinta	23	Inteligência artificial em imagens médicas
	22/11	Terça	24	Reconstrução iterativa em imagens médicas
PRÉVIAS DAS APRESENTAÇÕES	24/11	Quinta	25	Apresentação das Prévia dos trabalhos finais
	29/11	Terça	26	Apresentação das Prévia dos trabalhos finais
AVALIAÇÃO DO CURSO	01/12 - 06/12	Quinta e Terça	-	Preparação para as monografias
	08/12	Quinta	27	Apresentação dos trabalhos e discussões
	13/12	Terça	28	Apresentação dos trabalhos e discussões
	15/12	Quinta	29	Apresentação dos trabalhos e discussões



O que veremos hoje

Decomposição do ruído

Relações entre contraste e ruído

Razão sinal-ruído

Razão contraste-ruído

De novo um pouco do Modelo de Rose

Resolução espacial



Decomposição do ruído

ganho

$$S_q^2 = \bar{g} \cdot q$$

$$S_{fp}^2 = \bar{g}^2 \cdot \bar{q}^2$$

$$S^2 = S_q^2 + S_e^2 + S_{fp}^2$$

QUÂNTICO

ELETRÔNICO

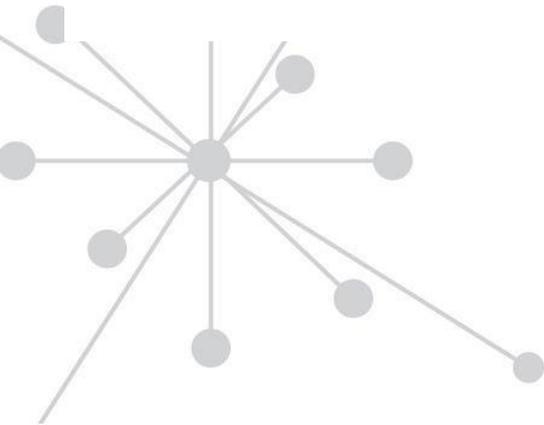
ESTRUTURADO
(fixed pattern)

Decomposição do ruído: polinomial

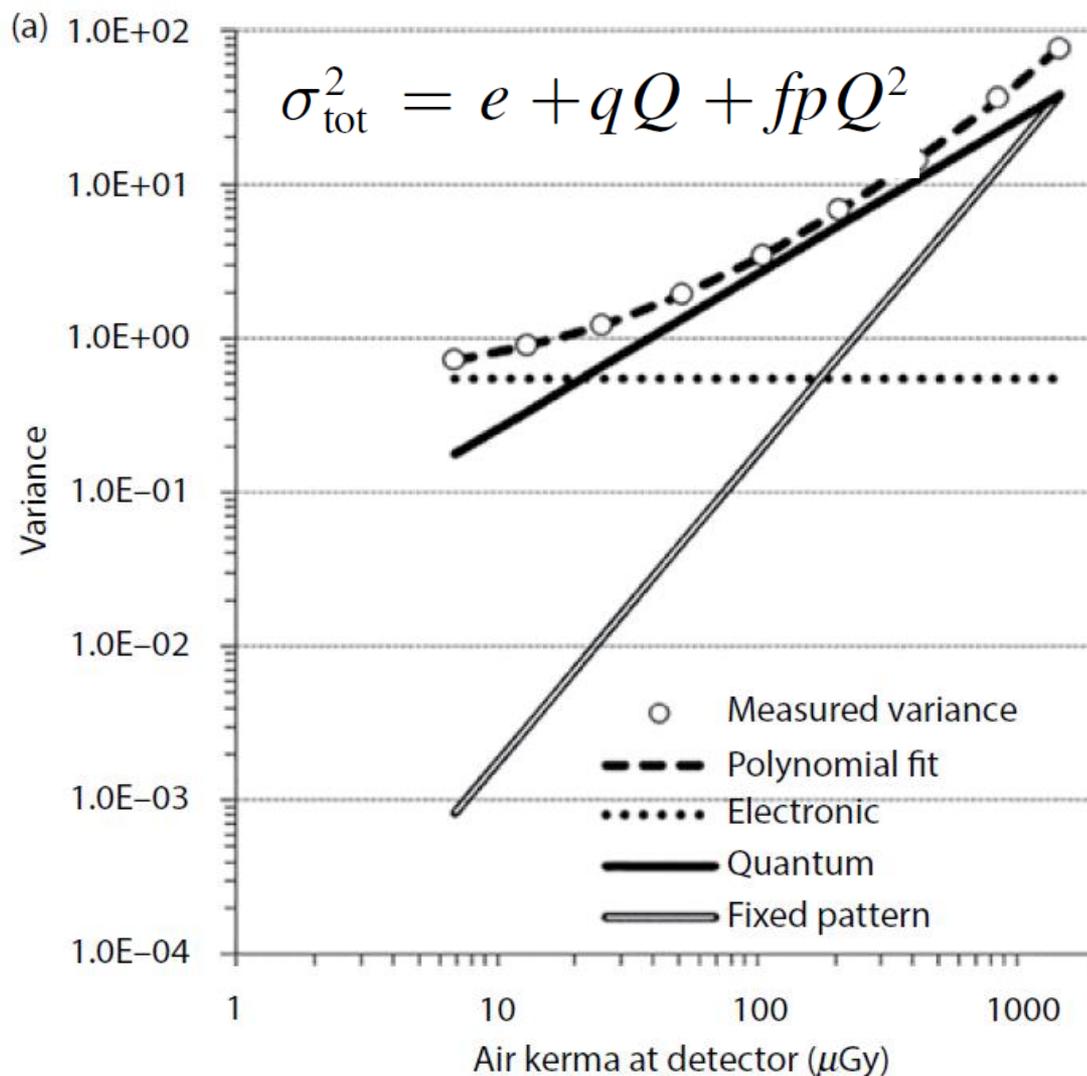
Fluência ou kerma
no ar no detector

$$\sigma_{\text{tot}}^2 = e + qQ + fpQ^2$$

$$\text{NPS}_{\text{tot}}(f) = \text{NPS}_e(f) + \text{NPS}_q(f)Q + \text{NPS}_{fp}(f)Q^2$$

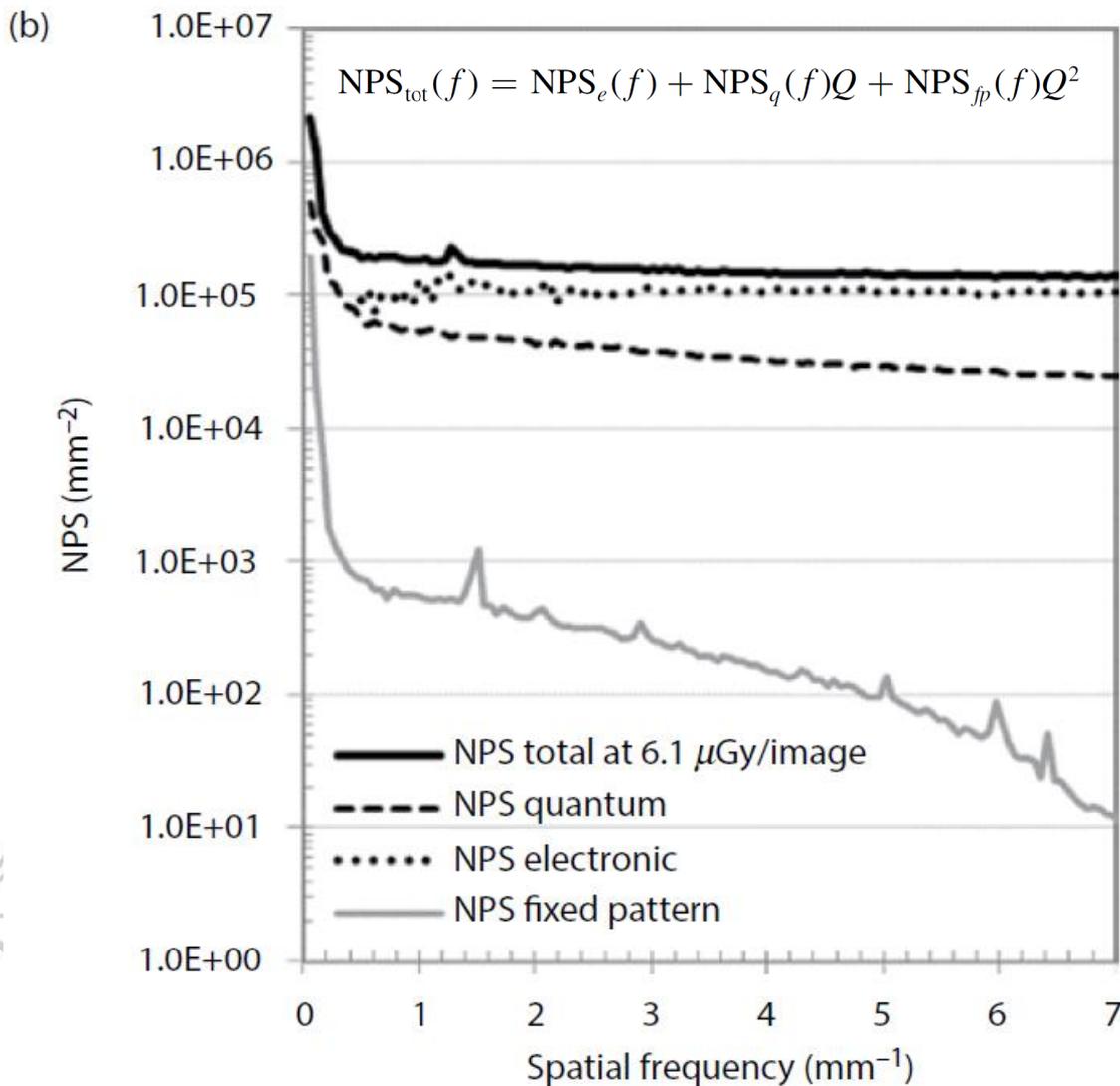


Decomposição do ruído: polinomial



**DETECTOR DE
Se-AMORFO
USADO EM
MAMOGRAFIA**

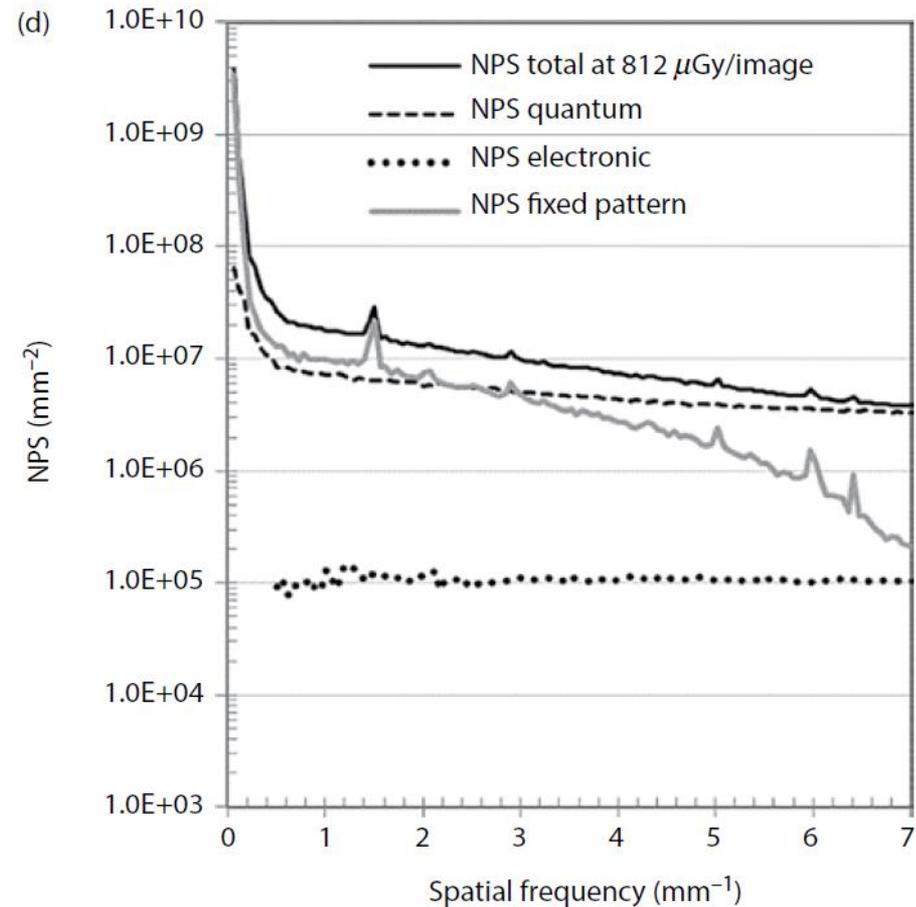
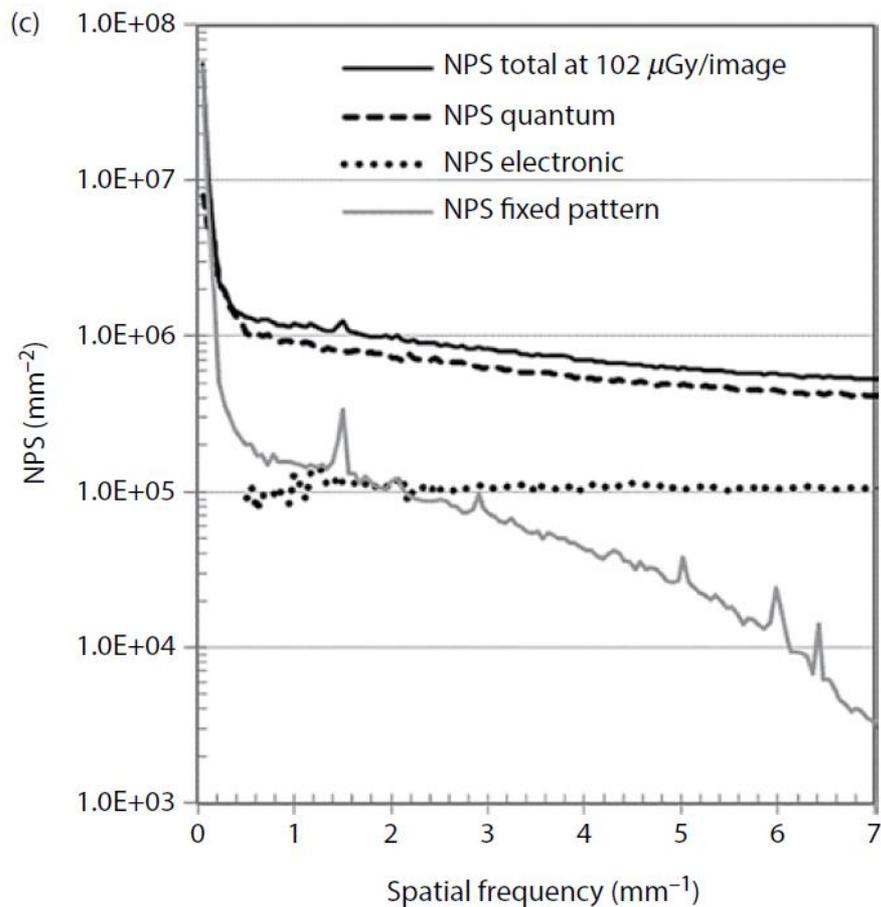
Decomposição do ruído: polinomial



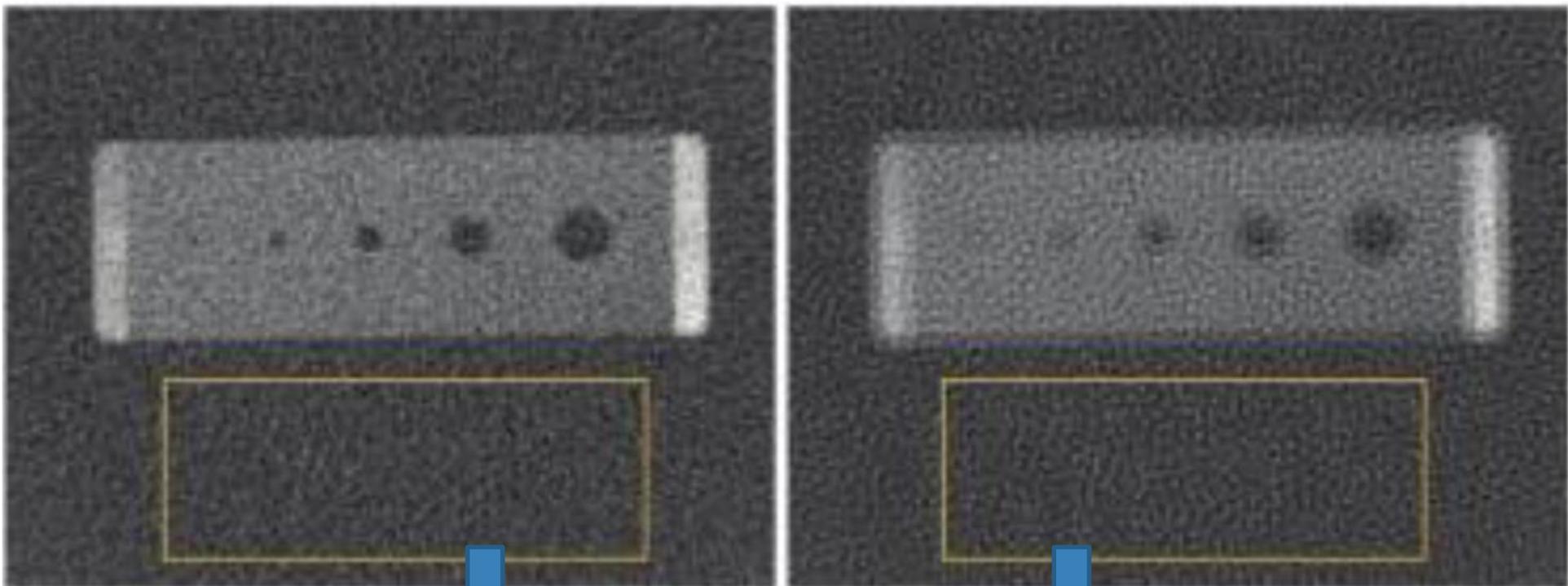
**DETECTOR DE
Se-AMORFO
USADO EM
MAMOGRAFIA**

Decomposição do ruído: polinomial

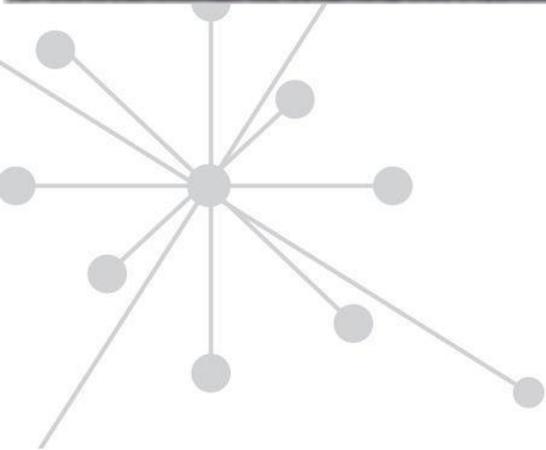
$$\text{NPS}_{\text{tot}}(f) = \text{NPS}_e(f) + \text{NPS}_q(f)Q + \text{NPS}_{fp}(f)Q^2$$



Relações entre contraste e ruído



$$\sigma^2$$



Razão sinal-ruído

Grandeza básica e intuitiva

Para o caso
geral de um
processo
estocástico

$$\frac{S}{\sigma} =$$

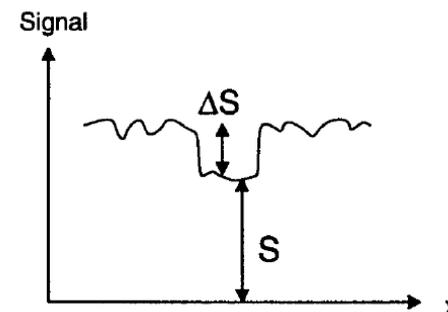
Definição “bruta” da razão sinal ruído:

Todos os N fótons detectados são incluídos no sinal

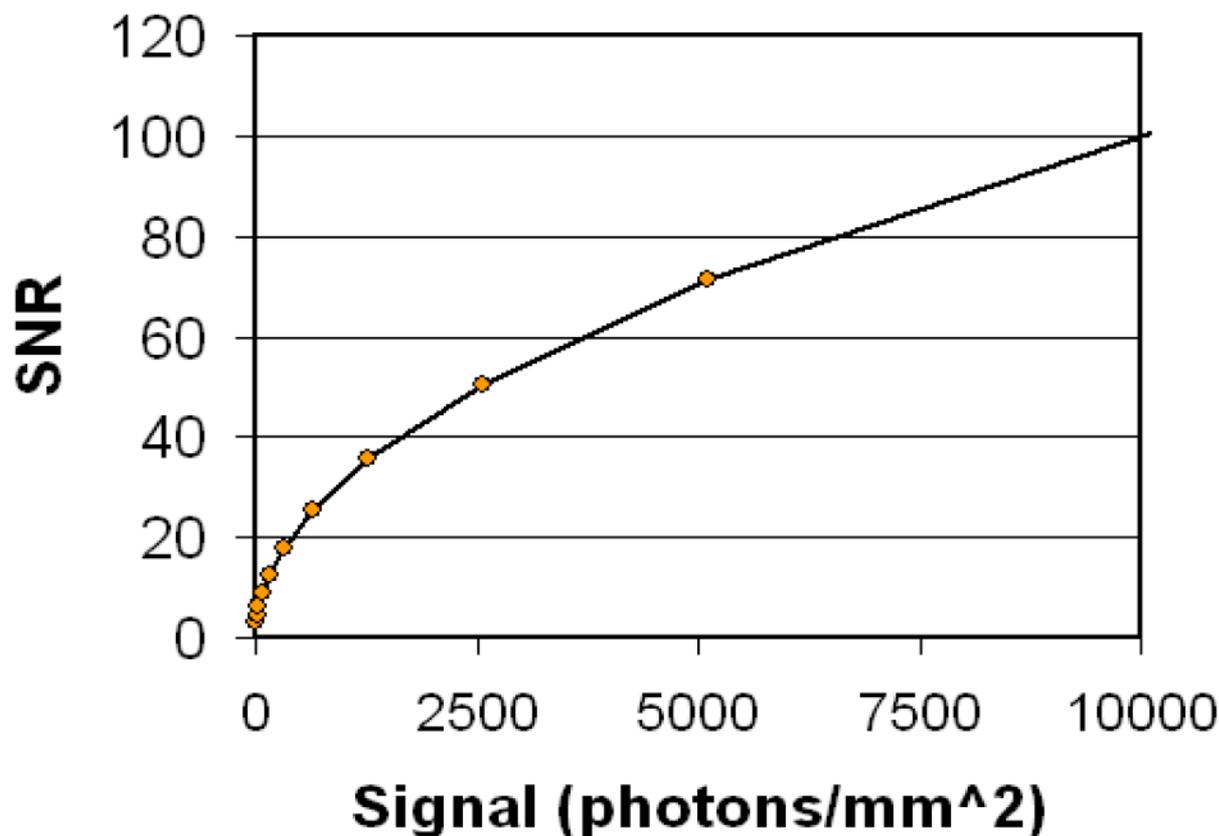
Mais interessante: razão sinal-ruído diferencial

$$\text{SNR}_{\text{diff}} = \frac{\Delta S}{\sigma} = \frac{CS}{\sigma} = \frac{CN}{\sqrt{N}} = C\sqrt{N}$$

$$C = \frac{\Delta S}{S} \rightarrow \textit{contrast}$$



$$\text{SNR} = \frac{\mu}{\sigma} \propto \frac{N}{\sqrt{N}} = \sqrt{N} \quad \text{Fractional noise} = \frac{1}{\sqrt{N}}$$



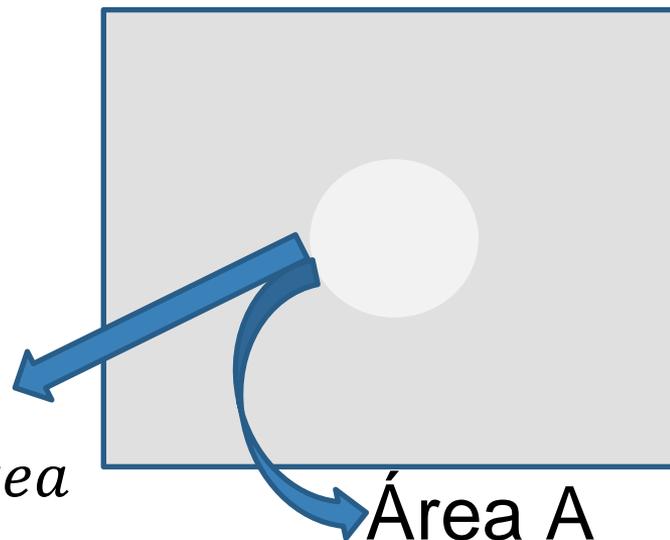
Razão sinal-ruído

$$C = \frac{\Delta S}{S}$$

$$\text{SNR}_{\text{diff}} = C\sqrt{N} = C\sqrt{N_a A}.$$

$$N_a = \frac{\text{SNR}_{\text{diff}}^2}{C^2 A}$$

N_a
fótons/área

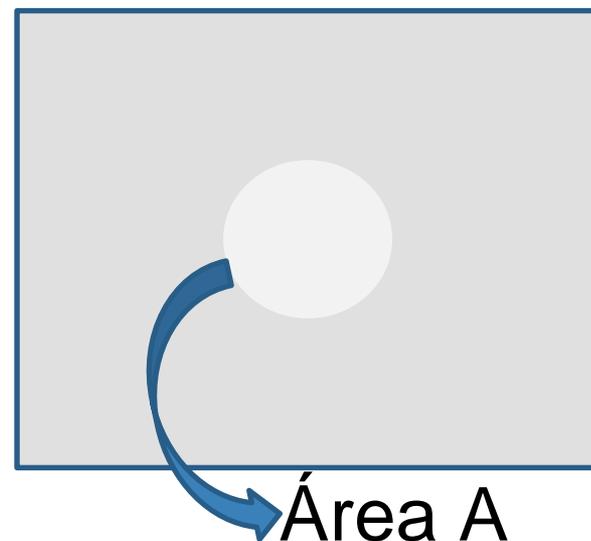


Número de fótons por unidade de área para se ter um dado SNR_{diff} em uma imagem com contraste C

Pelos resultados de Rose, $\text{SNR}_{\text{diff}} > 5$ para que o contraste possa ser percebido por observadores humanos

Considerações importantes

- Supõe-se que o sinal é pequeno, de forma que o ruído nas vizinhanças do objeto de interesse é somente minimamente influenciado pelas variações de exposição dentro do objeto
- A ROI usada para calcular o σ é grande o suficiente para que a média seja confiável e que todas as frequências espaciais de interesse sejam incluídas na medição do ruído
- Qualquer estrutura no background que possa ser atribuída a artefatos ou não uniformidades do detector tenham sido eliminadas



→ Em uma dada ROI a SNR é dada por

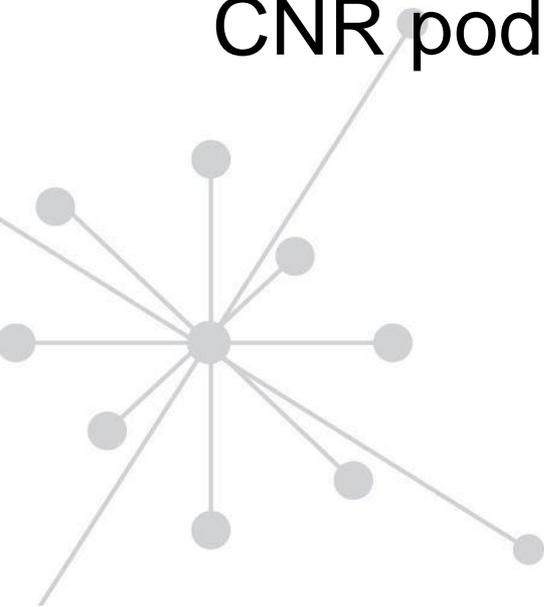
$$\text{SNR}_{\text{pixel}} = \frac{\bar{d}}{\sigma}$$

$\bar{d} = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N d_i$

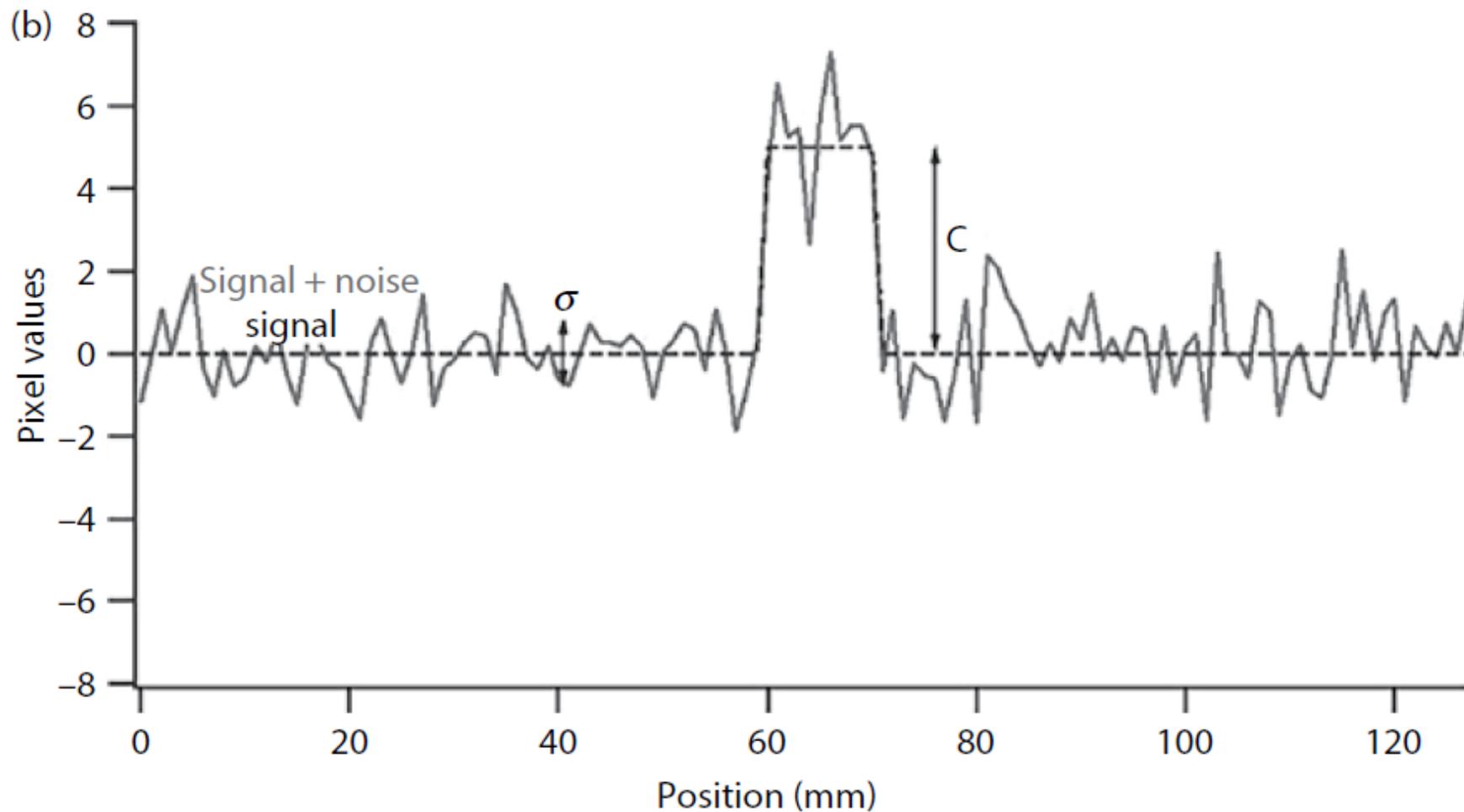
$\sigma^2 = \frac{1}{N-1} \sum_{i=1}^N (d_i - \bar{d})^2$

→ Na existência de um “alvo” na imagem, o CNR pode ser dado por

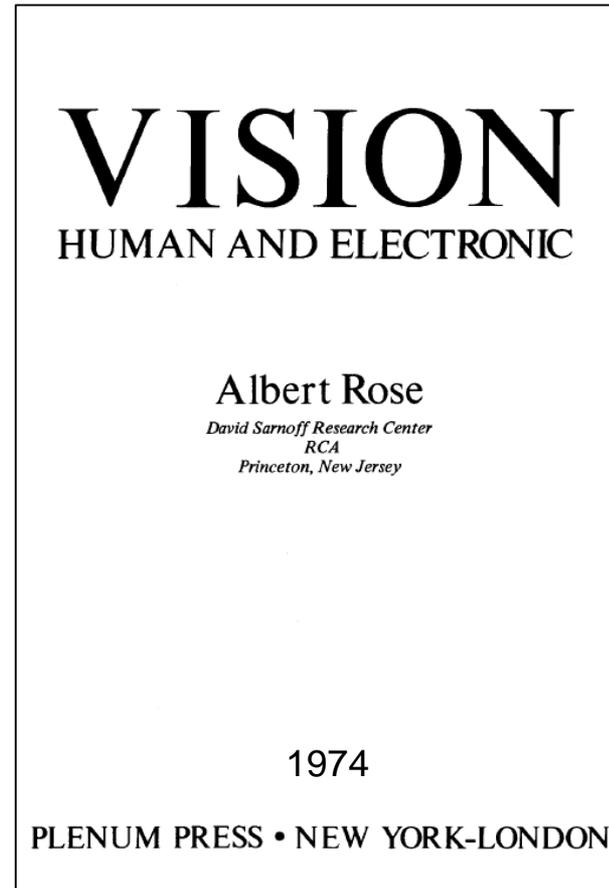
$$\text{CNR} = \frac{C_w}{\sigma}$$



SNR e CNR



Critério de Rose



Rose A unified approach to the performance of photographic film, television pick-up tubes and the human eye, *J Soc Motion Pict Telev Eng* 47, 273-294 (1946)

A. Rose Sensitivity performance of the human eye on an absolute scale, *J Opt Soc Am* 38, 196-208 (1948)

A. Rose Quantum and noise limitations of the visual process, *J Opt Soc Am* 43, 715-716 (1953)

Modelo de Rose

Poisson



$$\sigma_b^2 =$$

Numero total
de fótons em
uma área A

$$C = \frac{\Delta N_s}{N_b} = \frac{\Delta n_s}{n_b}$$

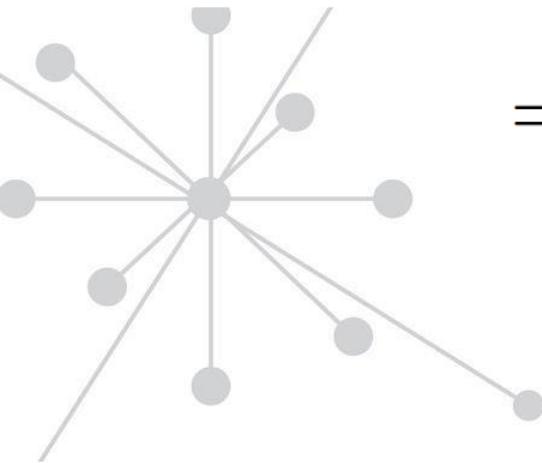
Densidade de fótons
(fótons/unidade de área)

$$\text{SNR}_{\text{Rose}} = \frac{\text{mean signal}}{\sigma_{N_b}} = \frac{\Delta N_s}{\sqrt{N_b}} = \frac{A \Delta n_s}{\sqrt{A n_b}}$$

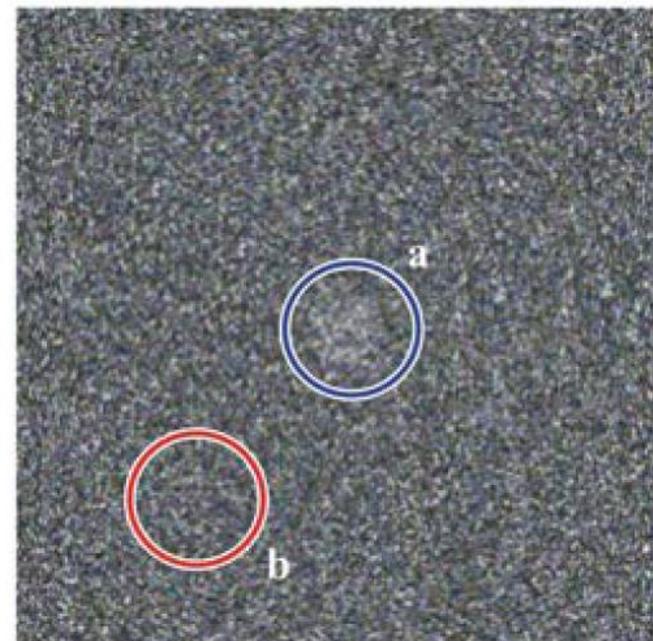
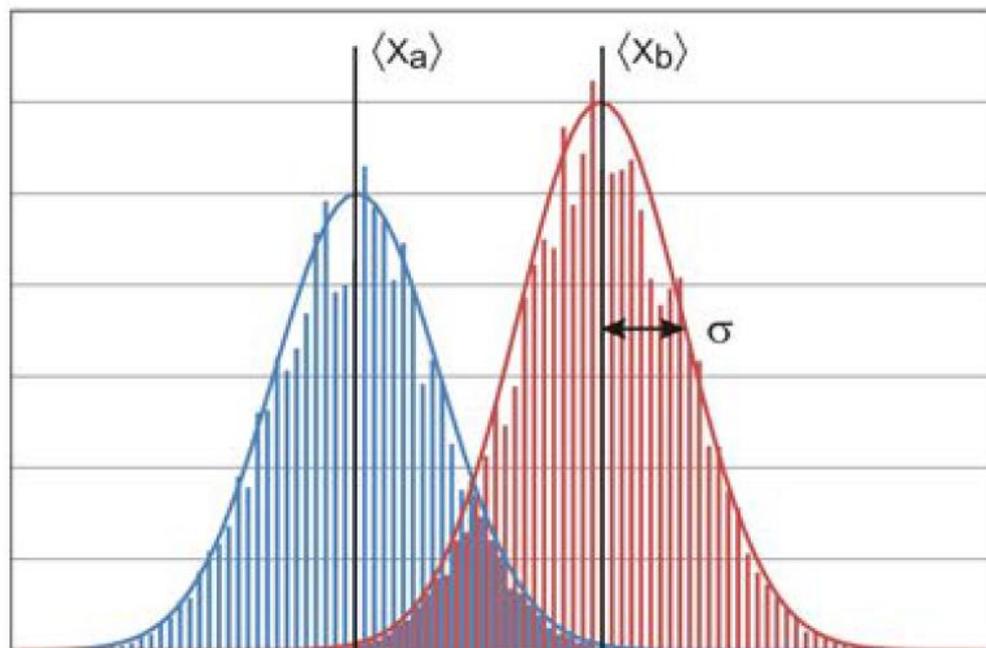
$$= \frac{A}{\sqrt{A}} \frac{\Delta n_s}{\sqrt{n_b}} = C \sqrt{A n_b}$$

$$\text{CNR} = \frac{\Delta n_s}{\sqrt{n_b}}$$

$$\text{SNR}_{\text{Rose}} = \text{CNR} \sqrt{A}$$



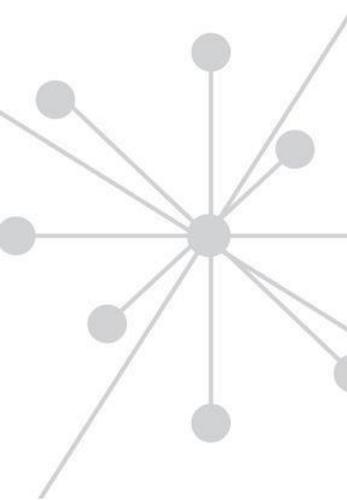
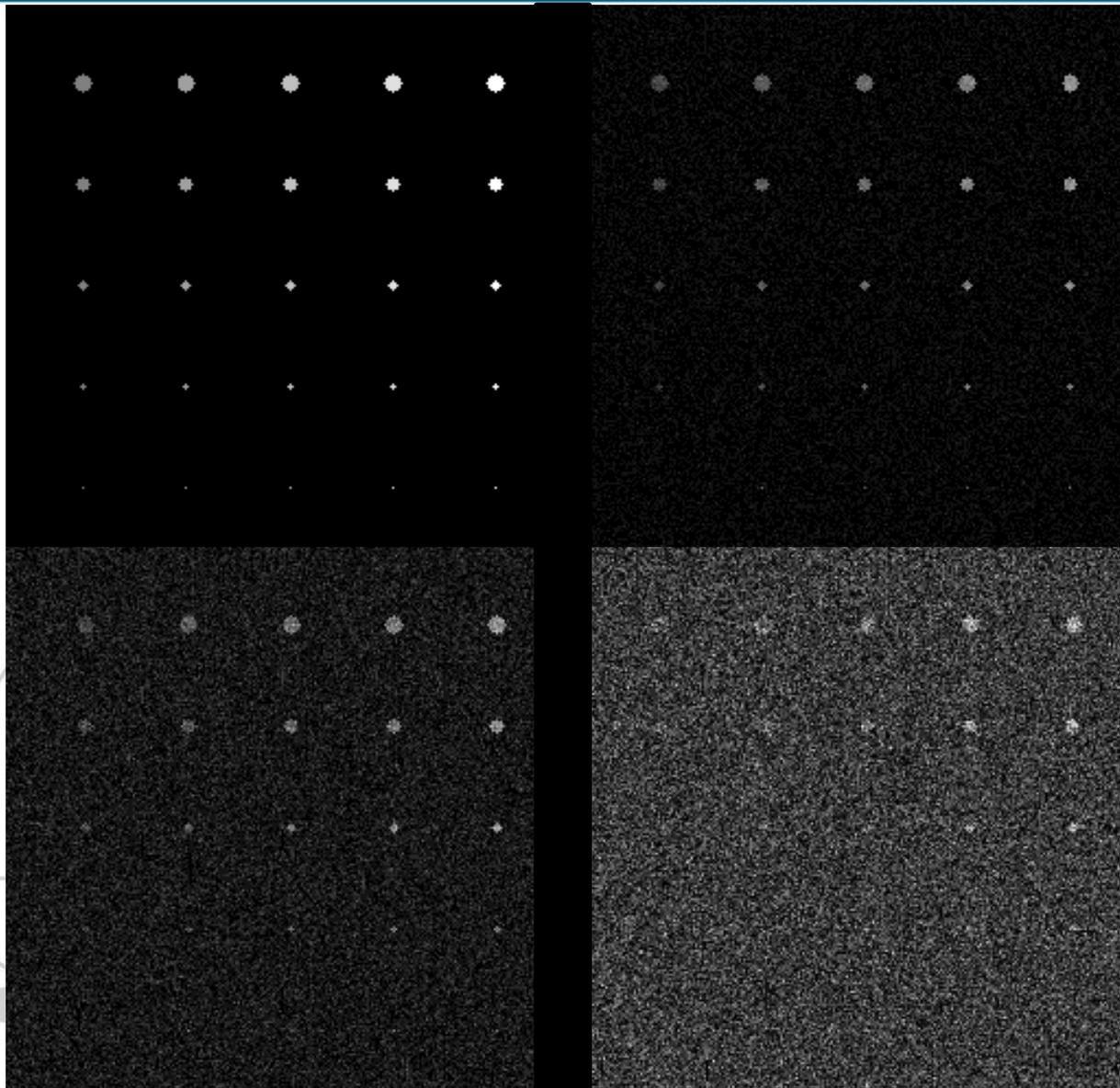
Modelo de Rose



$$\text{SNR} = \frac{|\langle x_a \rangle - \langle x_b \rangle|}{\sigma} \geq 5$$

Critério de detectabilidade de Rose

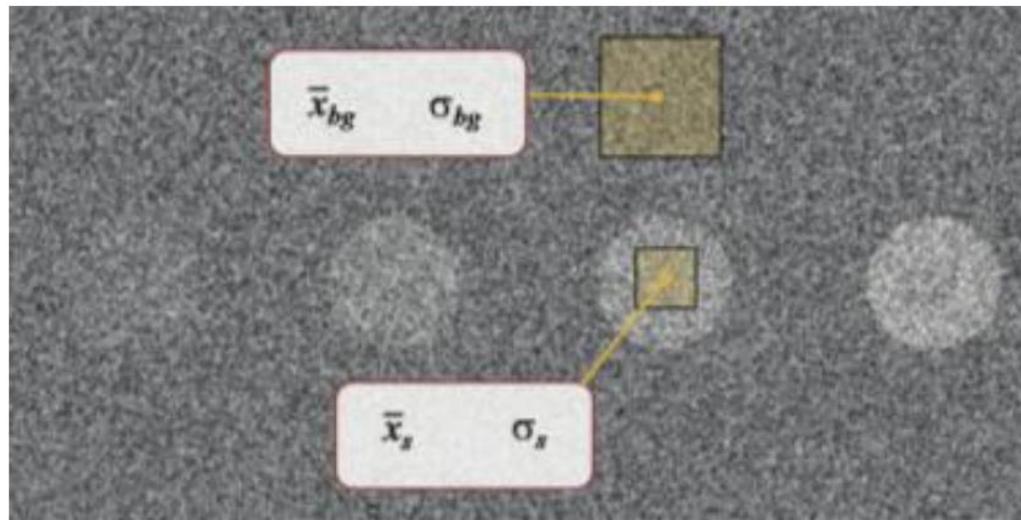
Modelo de Rose



Contrast resolution is determined by contrast and noise

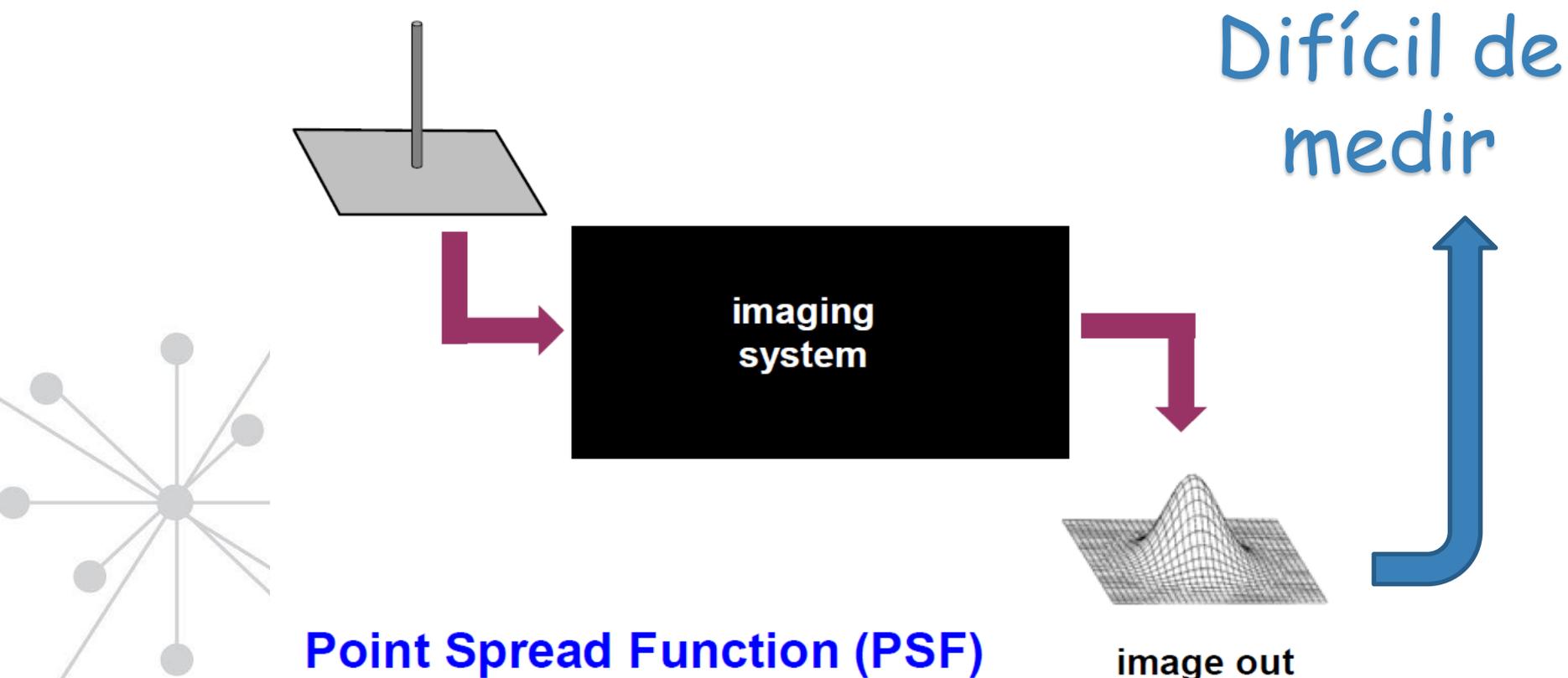
Contrast to Noise Ratio (CNR)

$$SNR = \frac{\bar{X}_{bg}}{\sigma_{bg}} \quad CNR = \frac{(\bar{X}_s - \bar{X}_{bg})}{\sigma_{bg}}$$

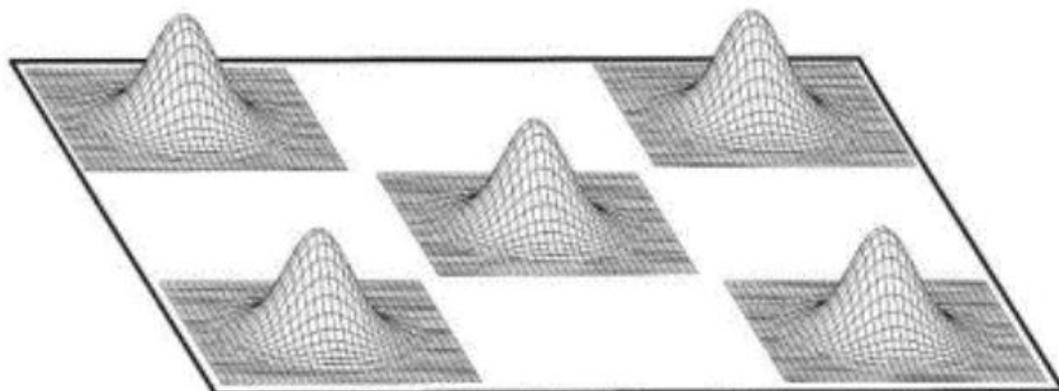


Detalhes em imagens

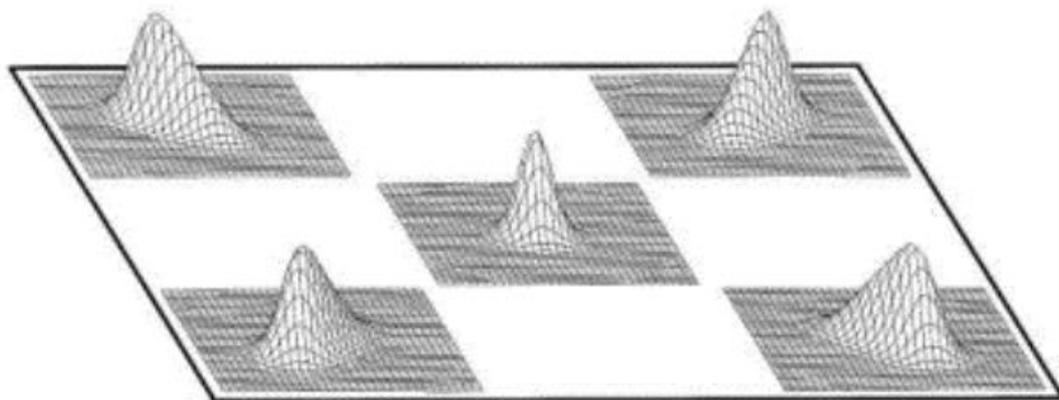
- Resolução espacial
 - Habilidade do sistema em transferir detalhes do objeto para o sinal na imagem



Resolução espacial



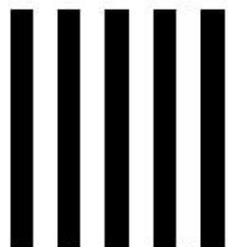
stationary



non-stationary

Resolução espacial

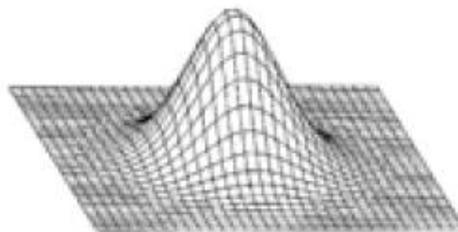
input signal



$I'(x,y)$



PSF: $h(x,y)$



$h(x,y)$

=

image produced



$I(x,y)$

$$I(x,y) = \int_{x'} \int_{y'} I'(x', y') h(x-x', y-y') dx' dy'$$

Resolução espacial

object in

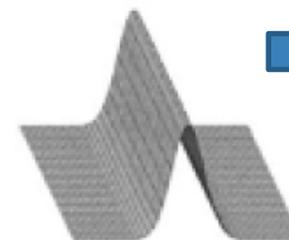
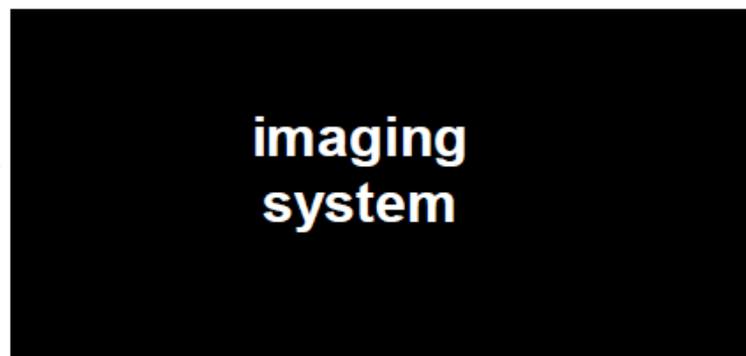
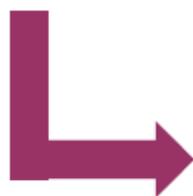
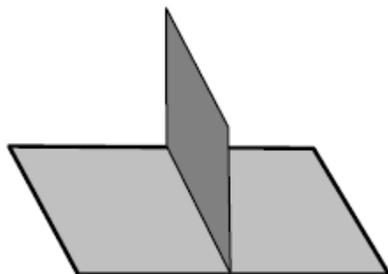
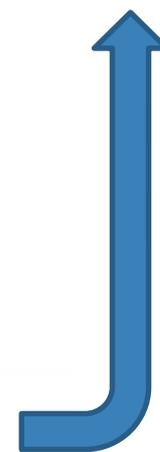


image out

Um pouco
menos difícil
de medir



Line Spread Function (LSF)

Optical transfer Function (OTF)

$$\text{OTF}(f_x, f_y) = \int \int_{-\infty}^{\infty} \text{PSF}(x, y) e^{-i2\pi(xf_x + yf_y)} dx dy$$

Modulation Transfer Function (MTF)

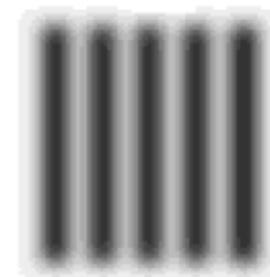
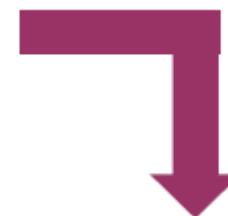
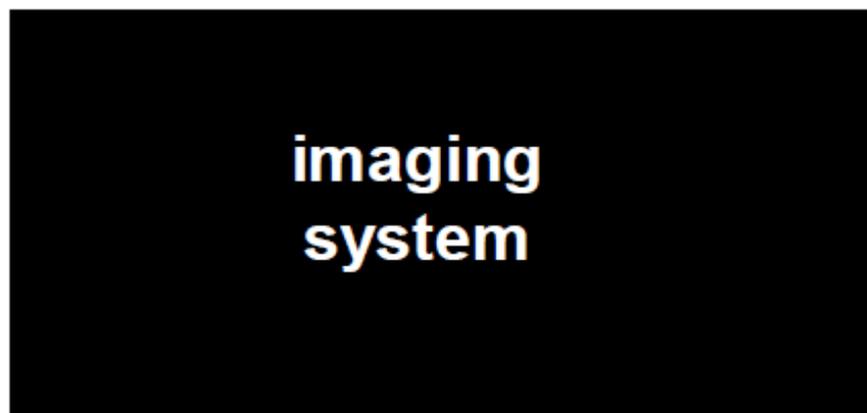
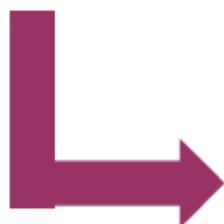
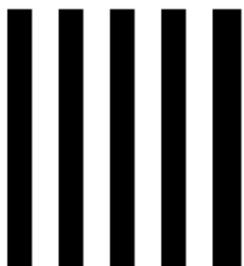
➤ Módulo da OTF

Phase Transfer Function (PTF)

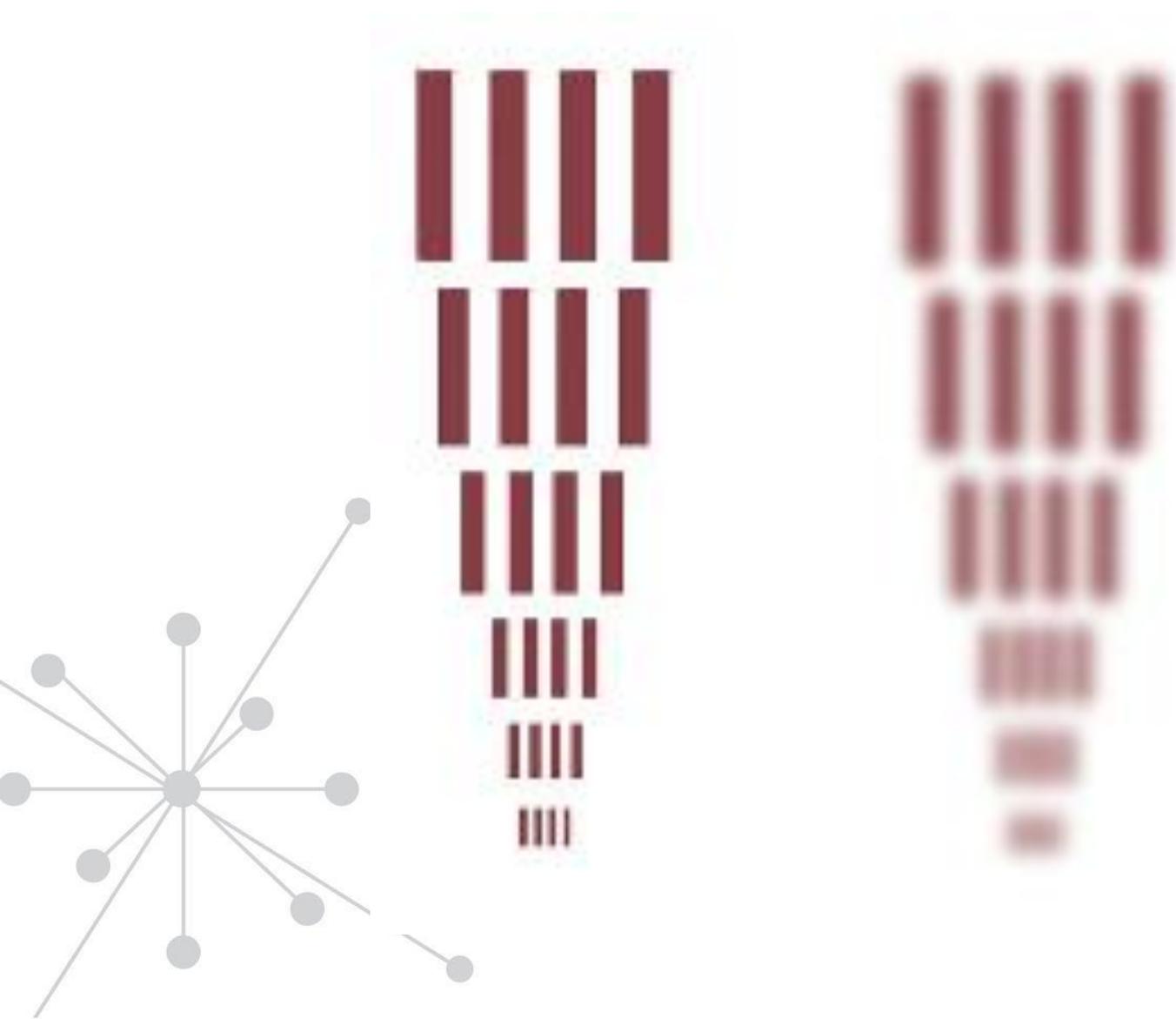
➤ Fase da OTF

$$\begin{aligned} \text{OTF}(f_x, f_y) &= |\text{OTF}(f_x, f_y)| e^{i\text{PTF}(f_x, f_y)} \\ &= \text{MTF}(f_x, f_y) e^{i\text{PTF}(f_x, f_y)} \end{aligned}$$

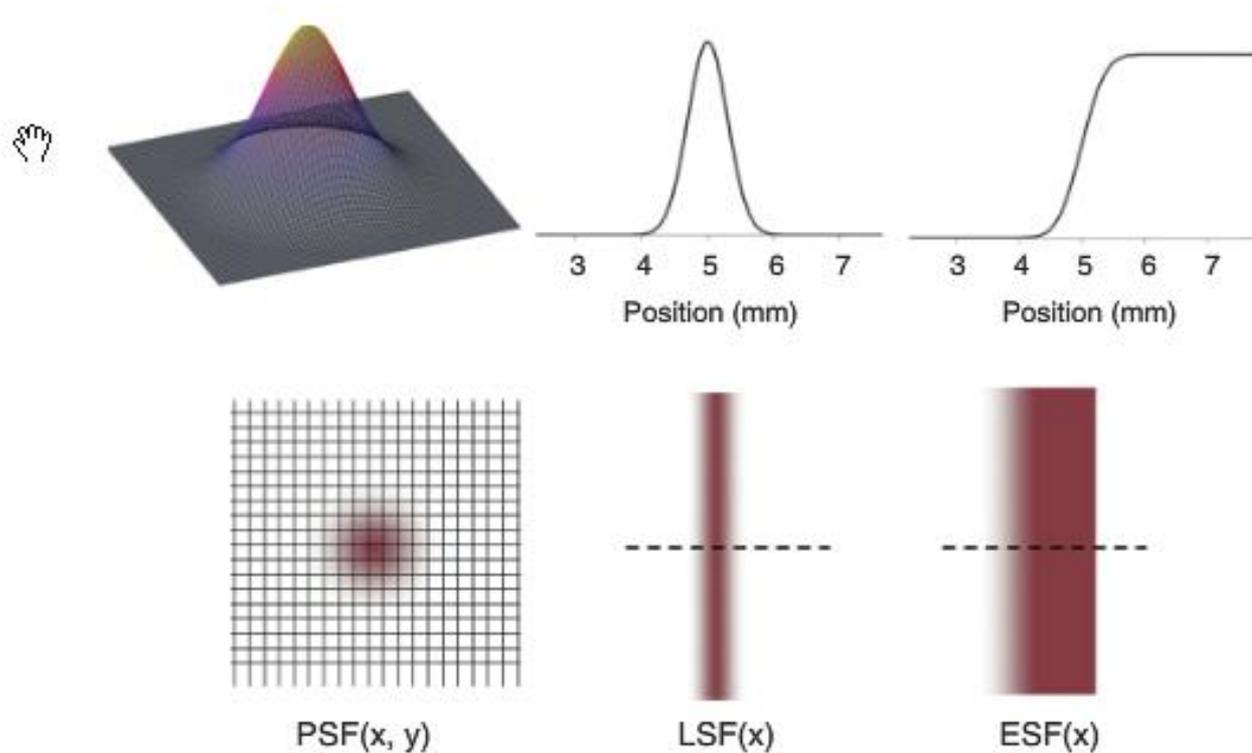
Resolução espacial



Resolução espacial



Resolução espacial



$$LSF(x) = PSF(x, y) \otimes LINE(y)$$

$$ESF(x) = PSF(x, y) \otimes EDGE(y)$$

$$LSF(x) = \int_{y=-\infty}^{\infty} PSF(x, y) dy$$

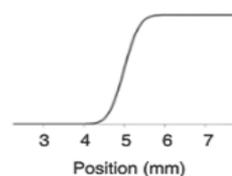
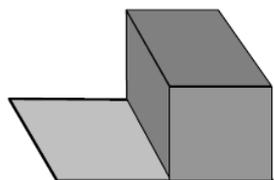
$$ESF(x) = \int_{x'=-\infty}^x LSF(x') dx'$$

Resolução espacial

Em uma direção $MTF(f_x) = FT\{LSF(x)\}$

Usando uma “borda”

$$LSF(x) = \frac{d}{dx}[ESF(x)]$$



Edge Spread Function (ESF)

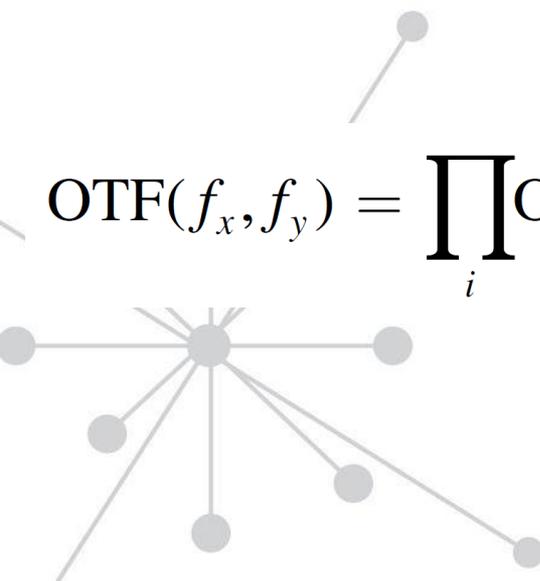
image out

Resolução espacial

Considerando o sistema de imagem como uma série de n sub-sistemas

$$\text{PSF}(x, y) = \text{PSF}_1 * \text{PSF}_2 * \dots * \text{PSF}_n$$

No espaço de frequências, temos


$$\text{OTF}(f_x, f_y) = \prod_i \text{OTF}_i(f_x, f_y)$$
$$\text{MTF}(f_x, f_y) = \prod \text{MTF}_i(f_x, f_y)$$
$$\phi(f_x, f_y) = \sum_i \phi_i(f_x, f_y)$$

- Objetos simuladores (phantoms)
- ❖ Estruturas e contrastes conhecidos *a priori*
 - Pode-se estimar a probabilidade de que os observadores forneçam a resposta correta (PC)
- ❖ Forma principal de avaliar qualidade de imagens em CQ
- ❖ *Phantoms* tipo Burger-Rose
- ❖ Dois métodos
 - *Free response* (FR): o observador identifica qual seu limite de identificação das estruturas.
 - *Multiple alternative-forced choice* (M-AFC): phantom com estímulos diferentes em algum quadrante

Pipe

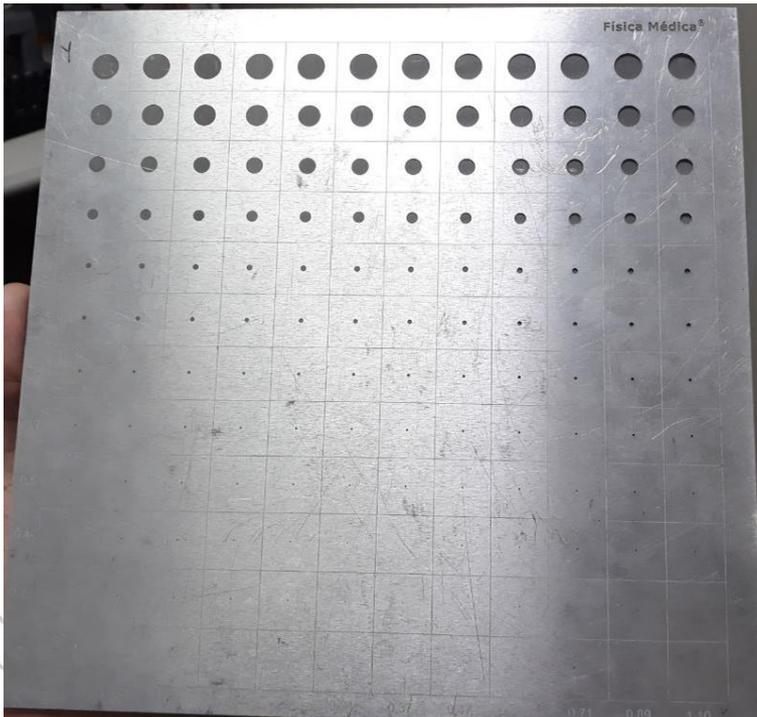
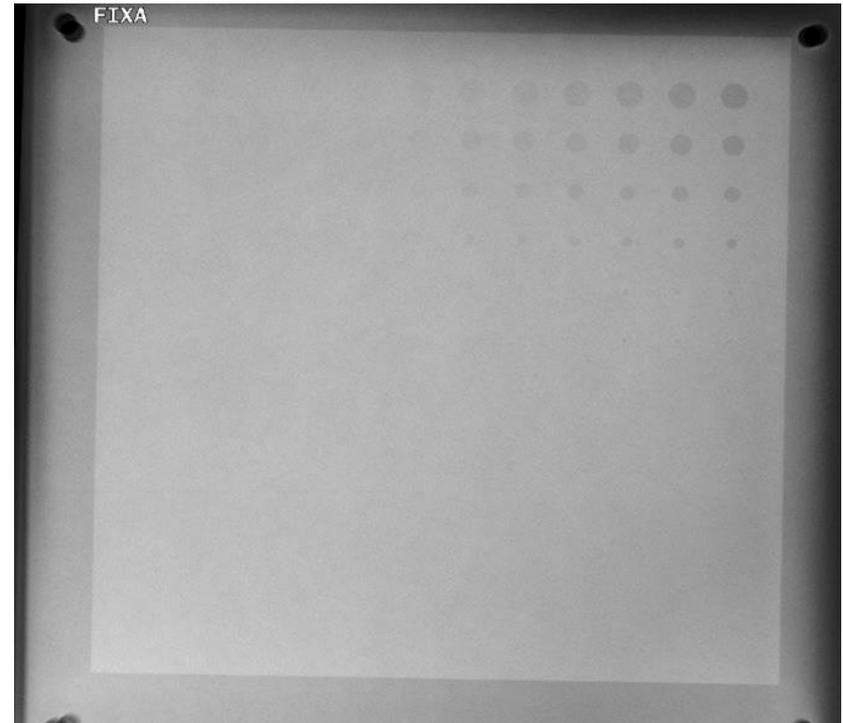
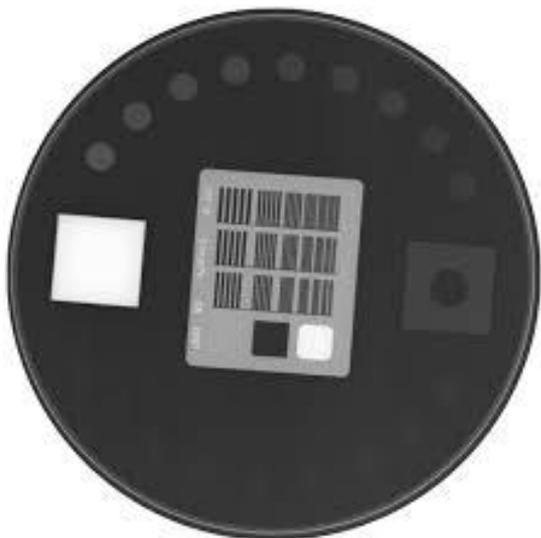


Imagem radiografada



TOR



Manual do phantom

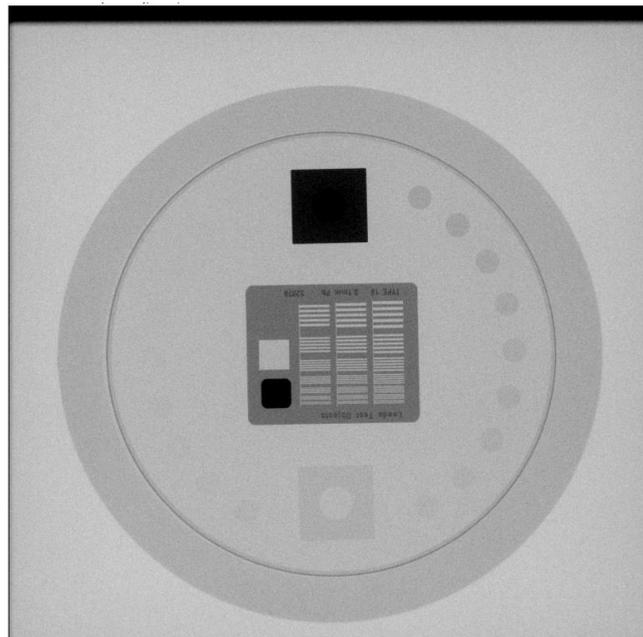


Imagem flat panel

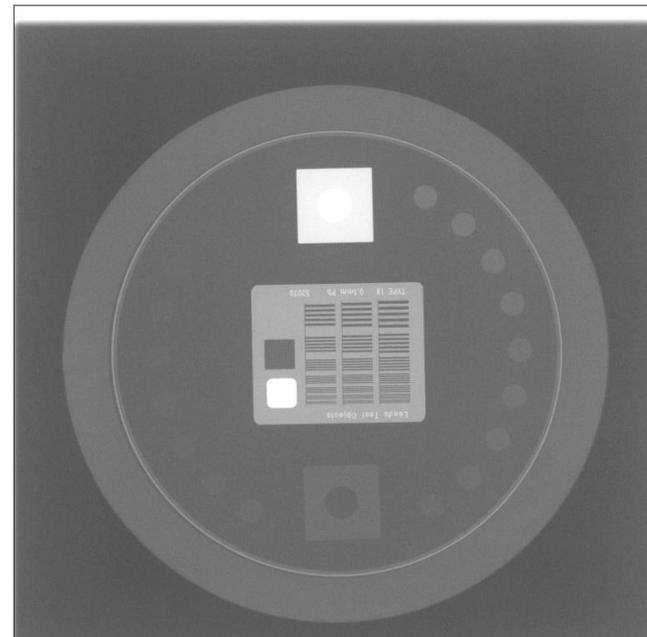
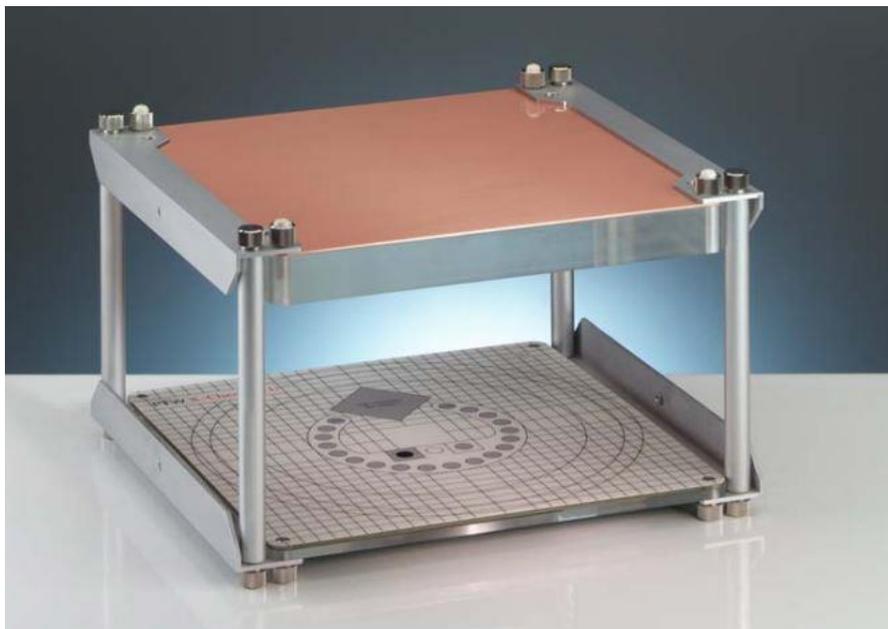


Imagem no intensificador
de imagem

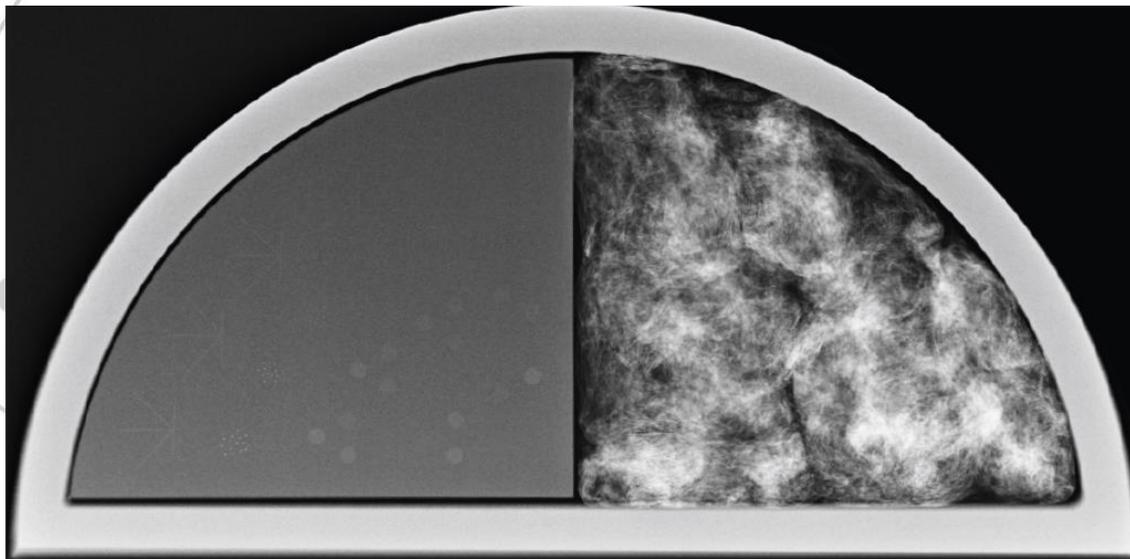
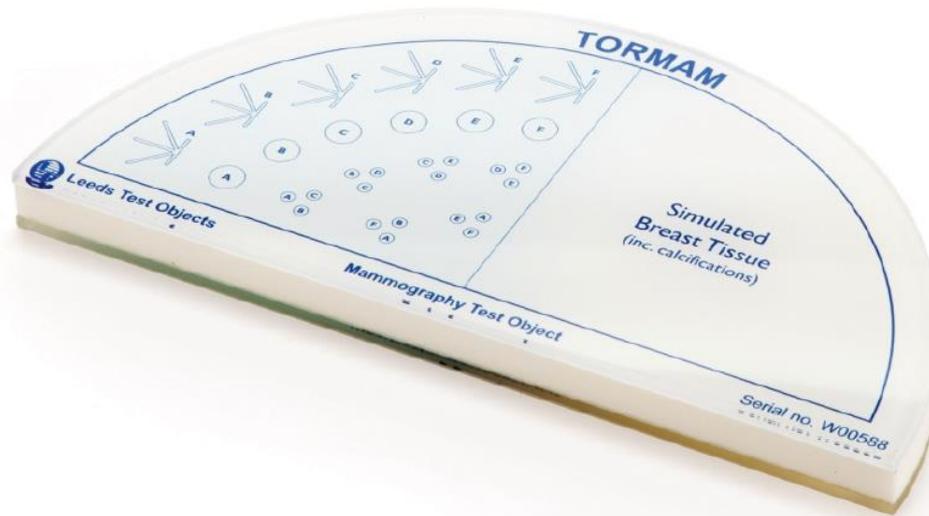
Check Flu

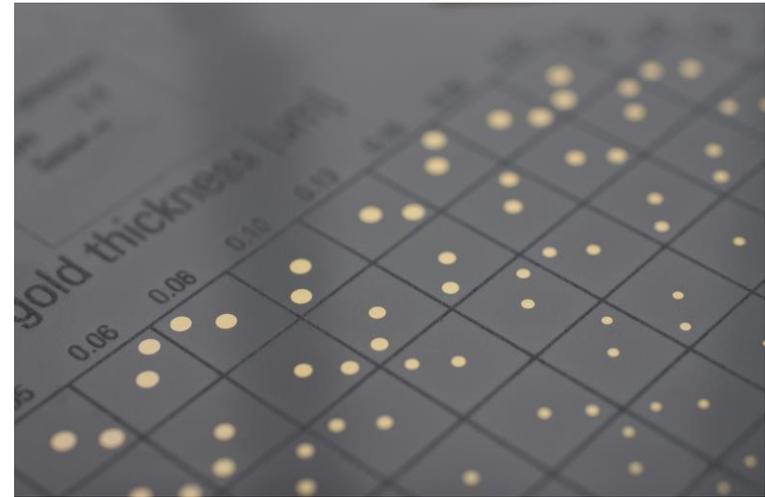
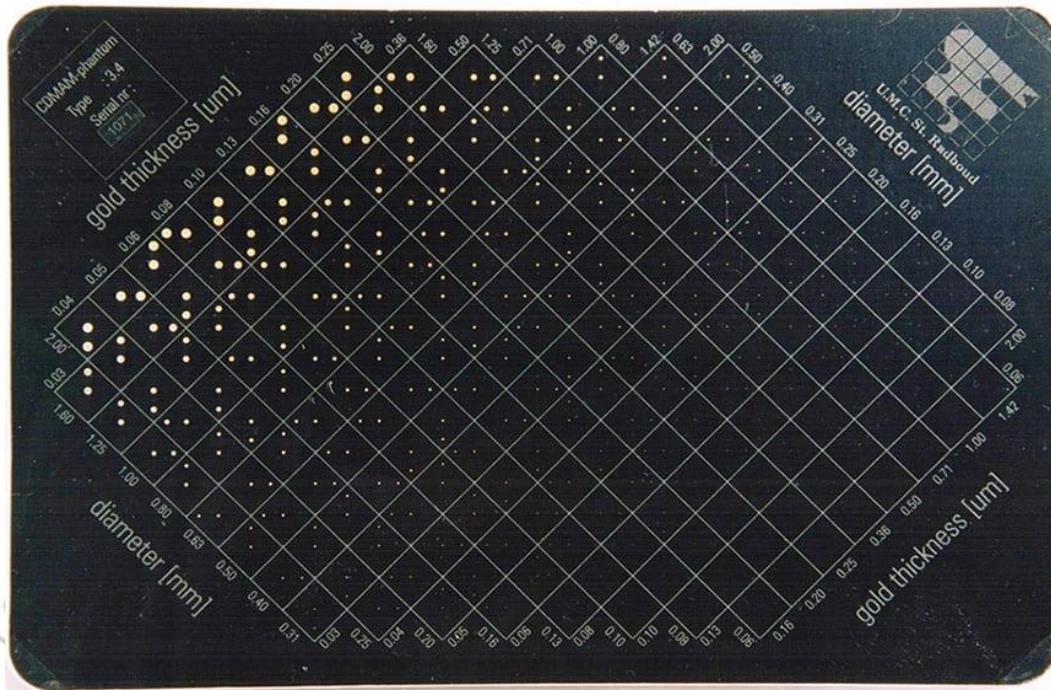


Manual do phantom

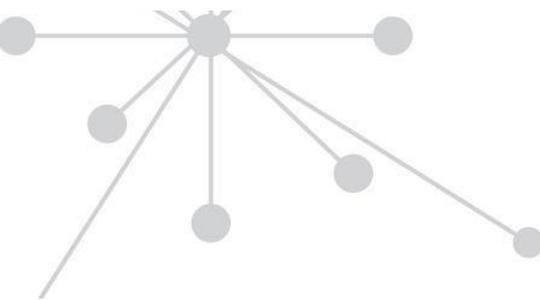


Imagem radiografada





4-AFC paradigm



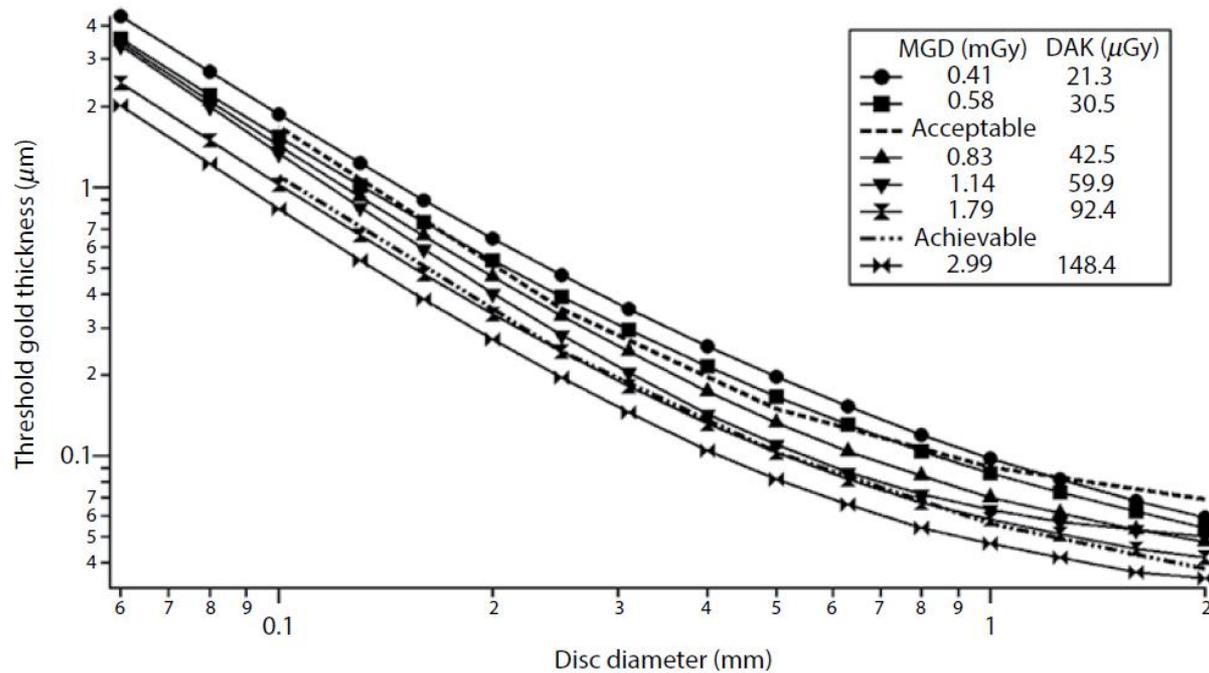
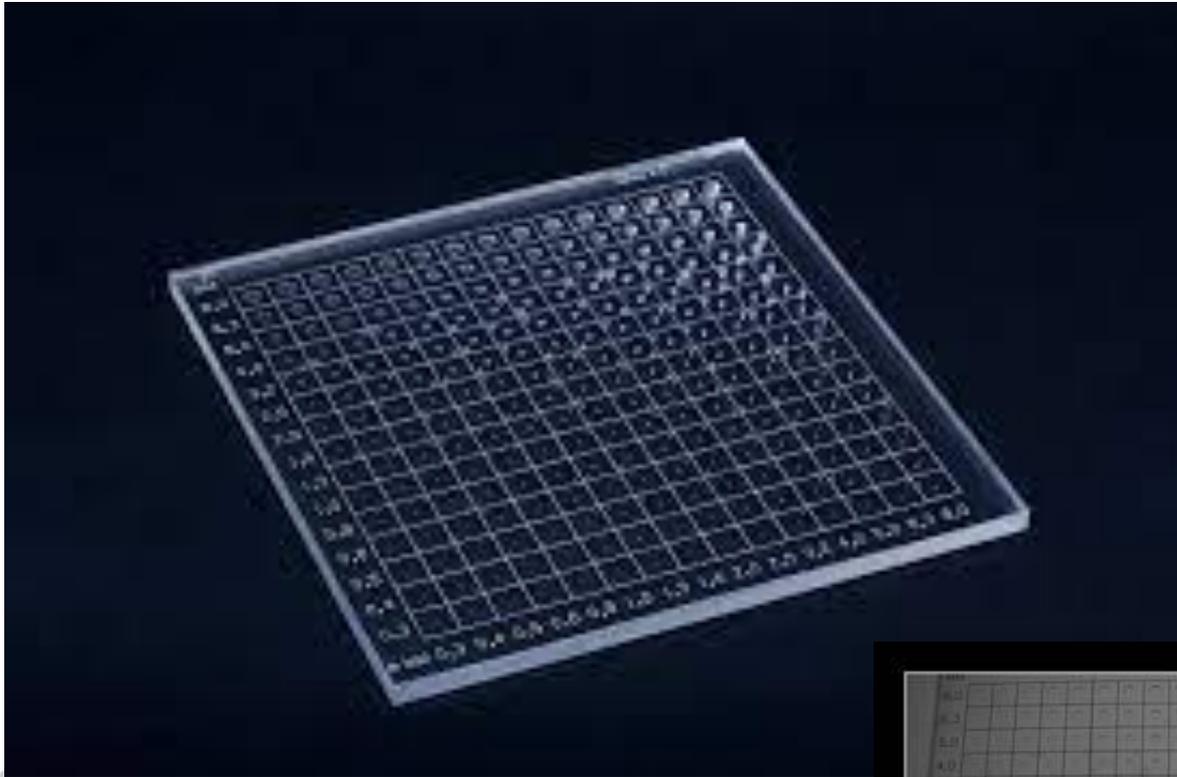
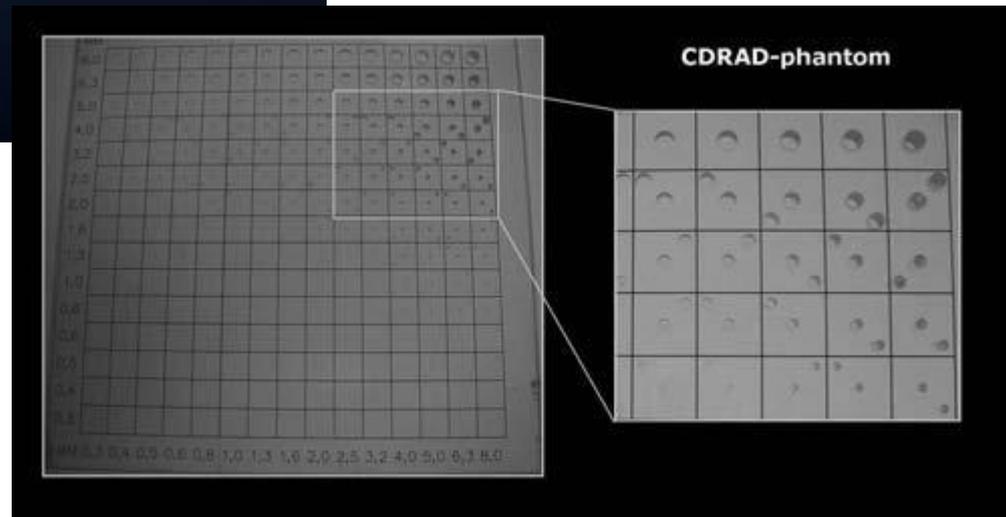


FIGURE 24.1 Contrast-detail (CD) curves measured using CDMAM as a function of DAK for a digital mammography system. Also shown is corresponding mean glandular dose and the Acceptable and Achievable image quality levels in the EU guidelines.



FR paradigm



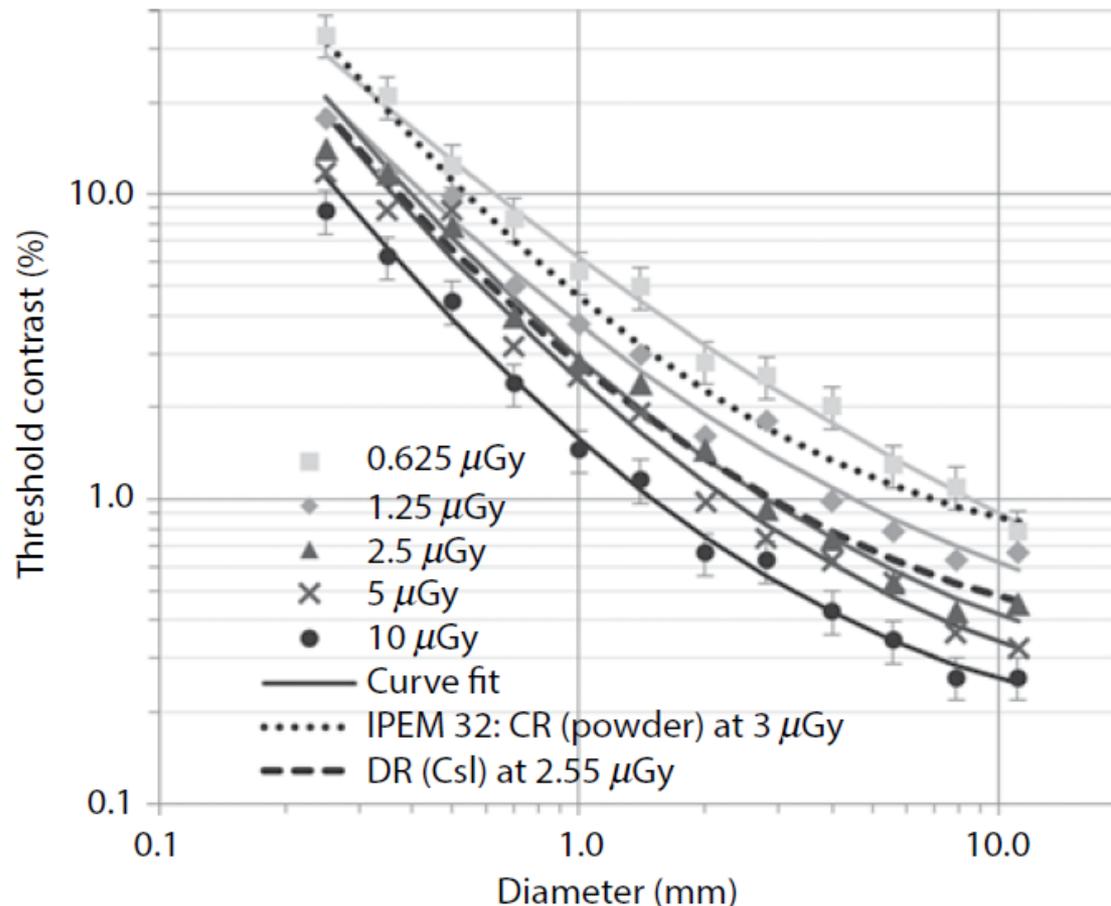
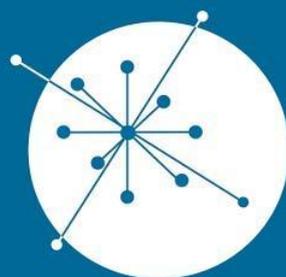


FIGURE 24.2 CD curves for a CsI diagnostic FP detector measured at 70 kV and 1 mm Cu added filter, as a function of DAK. (Adapted from Van Peteghem, N., H. Bosmans, and N.W. Marshall. 2016. *Physics in Medicine and Biology* 61:N575–N591.)



GRUPO DE
**DOSIMETRIA
DAS RADIAÇÕES**
e FÍSICA MÉDICA

IFUSP - Instituto de Física da USP

