

# PGF5312 – 1 FUNDAMENTOS DE PROCESSAMENTO DIGITAL DE IMAGENS MÉDICAS

## Aula 15 – Qualidade de imagens Parte 3

**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	<b>Prática 1</b> – Elementos de percepção visual
II – DOMÍNIOS ESPACIAL E DE FREQUÊNCIAS	30/08	Terça	3	Domínios espacial e de frequências 1
	01/09	Quinta	4	<b>Prática 2</b> – 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	<b>Prática 3</b> - Domínios espacial e de frequências
III – IMAGENS DIGITAIS	20/09	Terça	7	Fundamentos de Imagens Digitais 1
	22/09	Quinta	8	<b>Prática 4</b> – 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	<b>Prática 5</b> - Qualidade de imagens 2/CNR/SNR
	18/10	Terça	15	Qualidade de imagem 3
	20/10	Quinta	16	<b>Prática 6</b> - Qualidade de imagens 3/ COQ, MTF e NPS
	25/10	Terça	17	Ajuste de contraste
	27/10	Quinta	18	<b>Prática 7</b> - Ajuste de contraste
VI – AJUSTE DE CONTRASTE	01/11	Terça	19	Filtros para imagens
	03/11	Quinta	20	<b>Prática 8</b> - Filtros para imagens
VII – FILTROS PARA IMAGENS	08/11	Terça	21	Qualidade de imagens 4
	10/11	Quinta	22	<b>Prática 9</b> - Qualidade de imagens 4/Detectabilidade
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

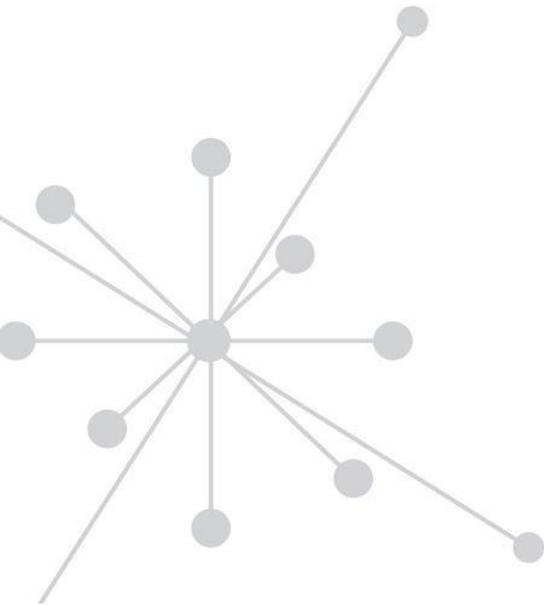
Resolução espacial (continuação)

SDNR

NEQ

DQE

eDEQ



## 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)

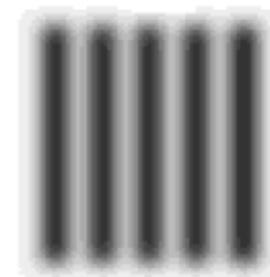
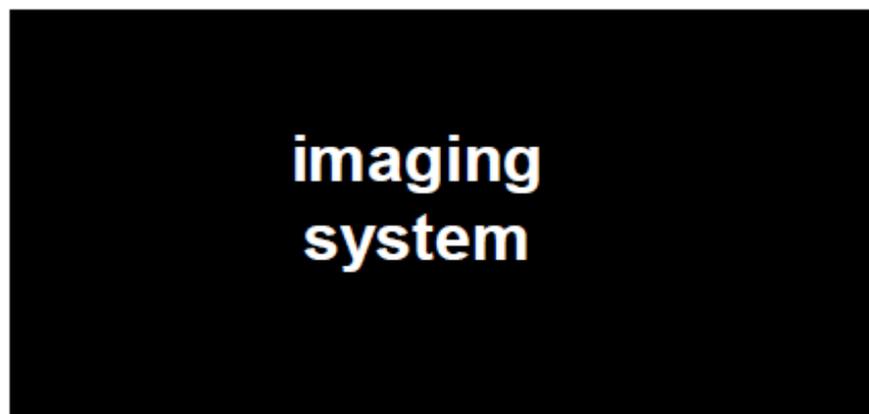
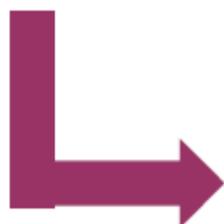
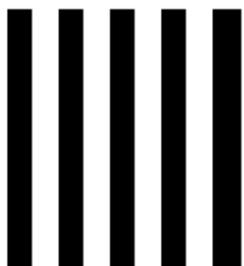
➤ Módulo da OTF

## Phase Transfer Function (PTF)

➤ Fase da OTF

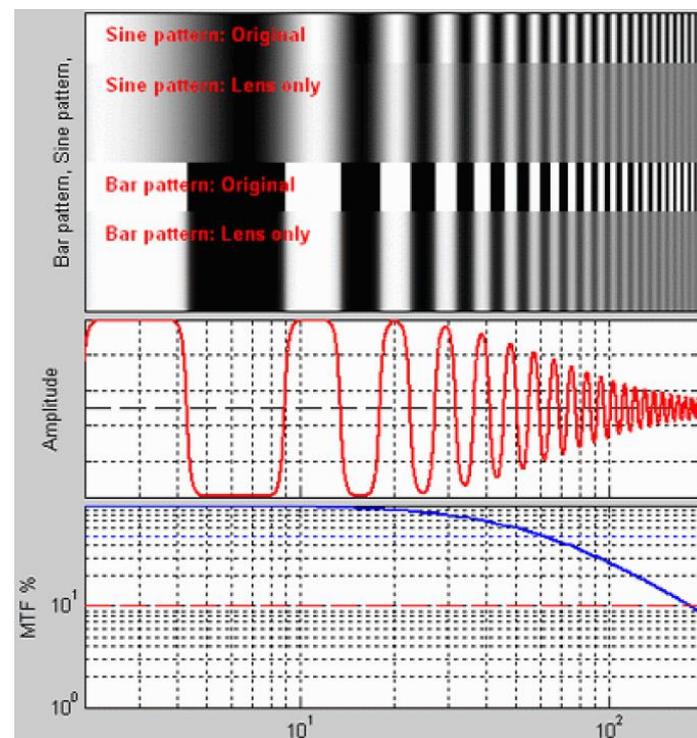
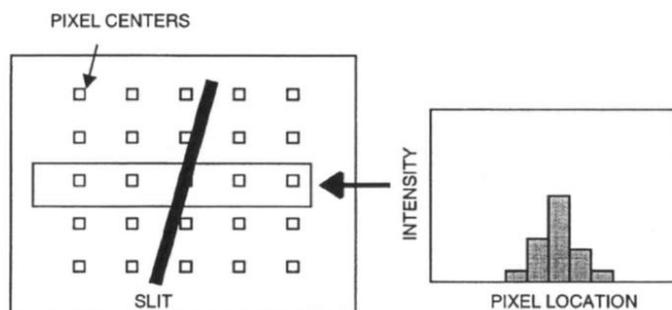
$$\begin{aligned} \text{OTF}(f_x, f_y) &= |\text{OTF}(f_x, f_y)| e^{i\text{PTF}(f_x, f_y)} \\ &= \text{MTF}(f_x, f_y) e^{i\text{PTF}(f_x, f_y)} \end{aligned}$$

# Resolução espacial



# Métricas dependentes de $f$

- Medição da MTF
- Método da onda quadrada
- Método da fenda



## Technical Note: MTF determination from a star bar pattern image

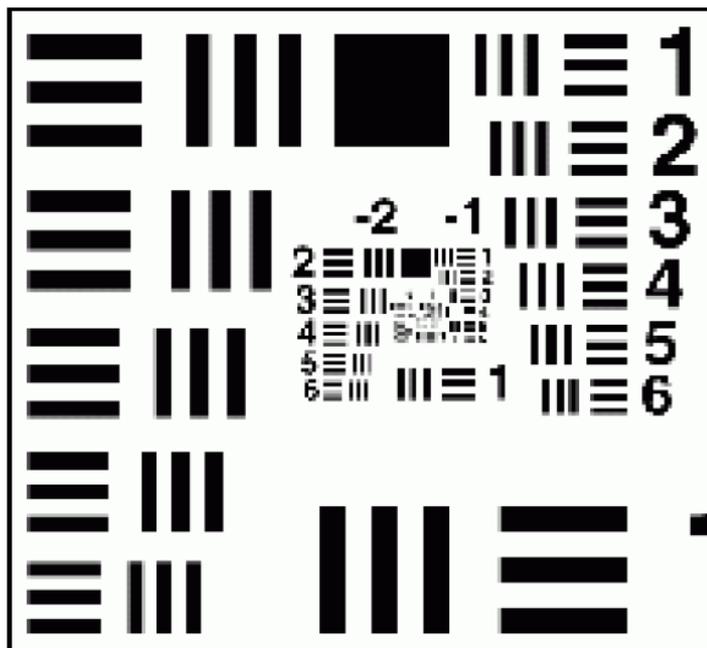
Antonio González-López<sup>a)</sup>

*Hospital Universitario Virgen de la Arrixaca, Ctra. Madrid-Cartagena, El Palmar, Murcia 30120, Spain*

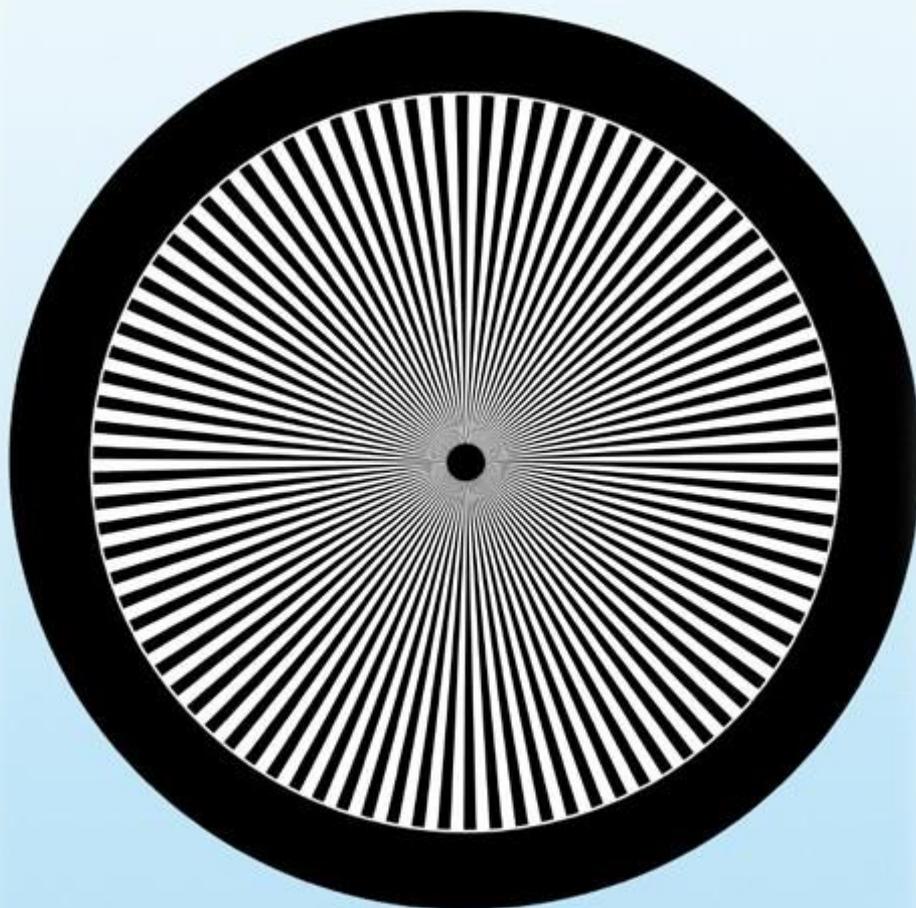
Carmen Ruiz-Morales

*Servicio de Oncología Radioterápica, Hospital Universitario La Fe, Valencia 46026, Spain*

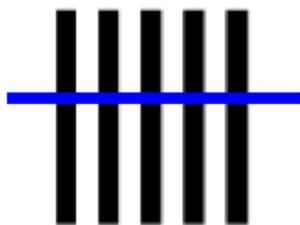
# Outras formas de medição



USAF 1951 chart



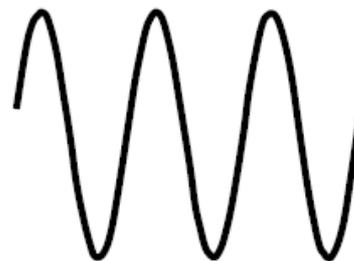
# Resolução espacial



**Spatial Frequency**  
cycle/mm,  $\text{mm}^{-1}$   
line pair / mm (lp/mm)

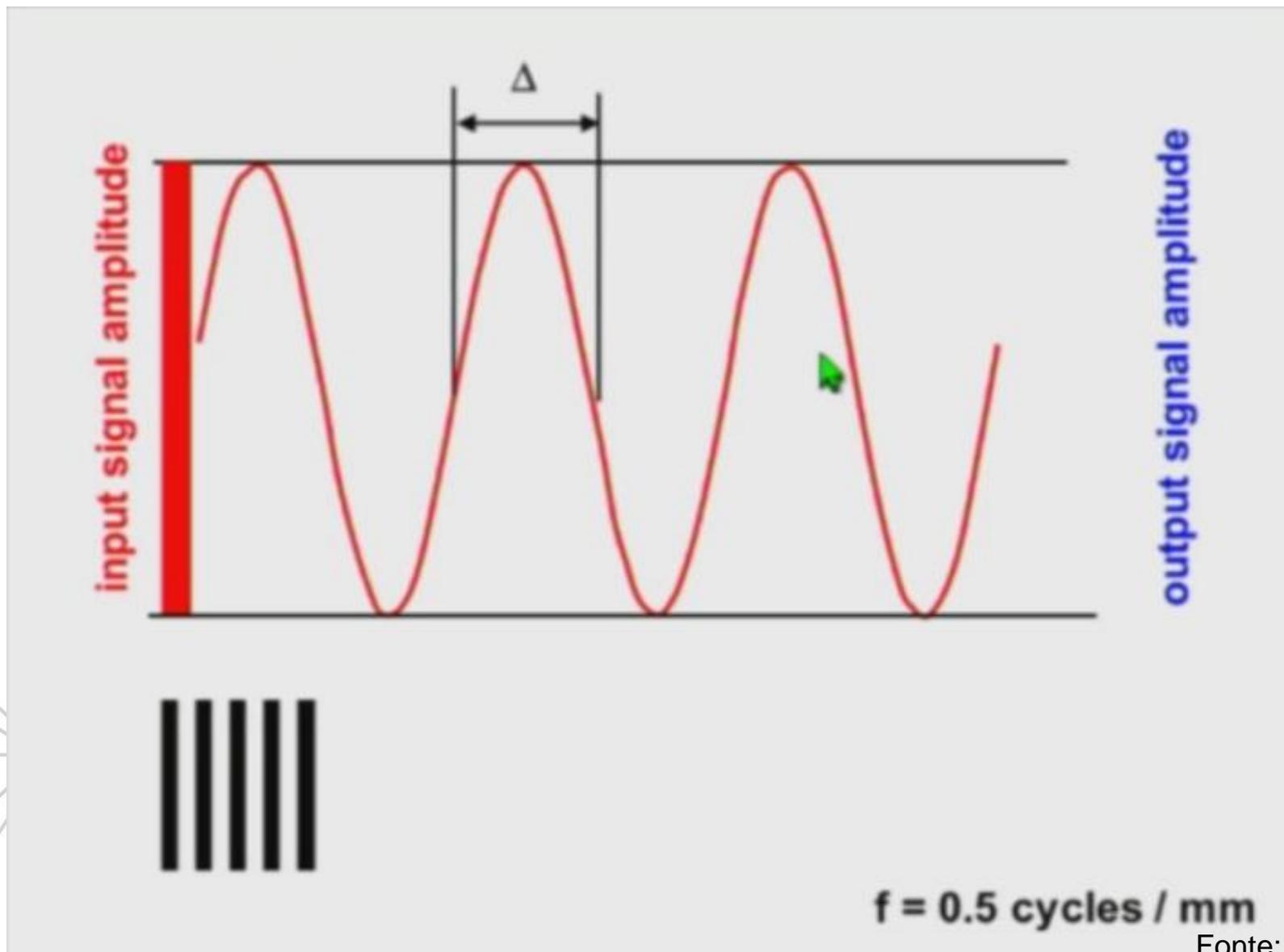


square wave

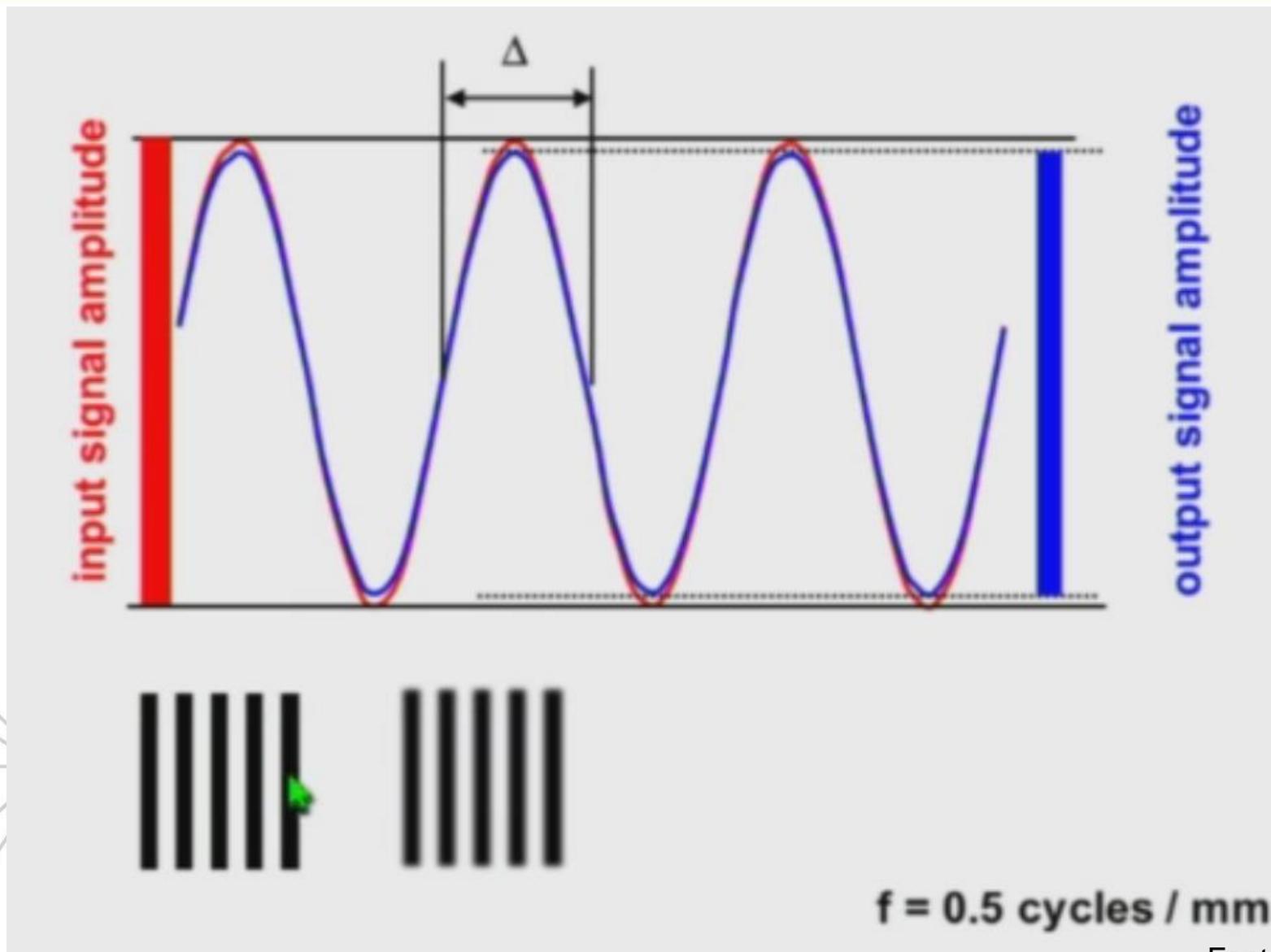


sine wave

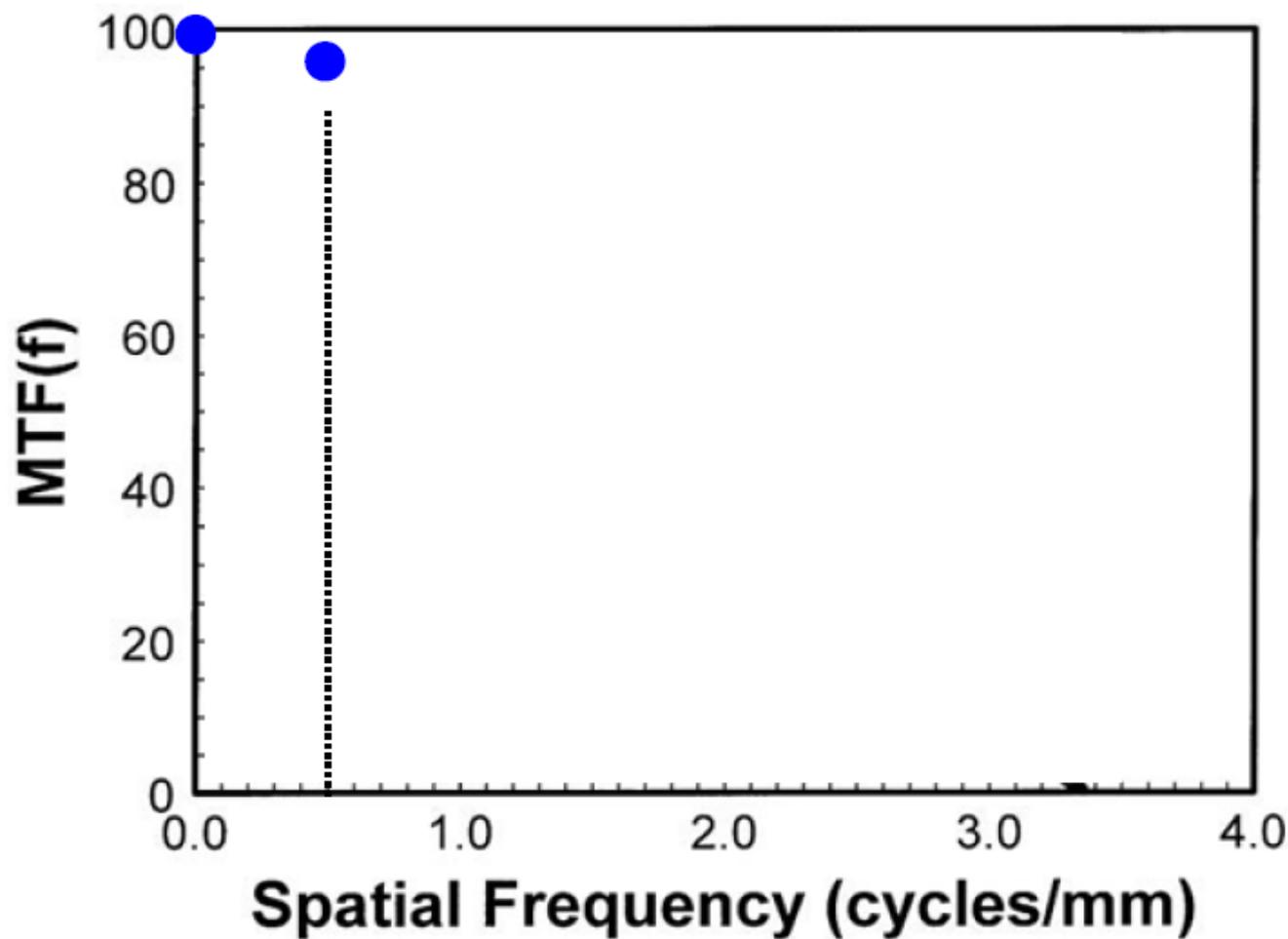
# Resolução espacial



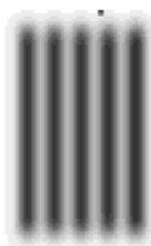
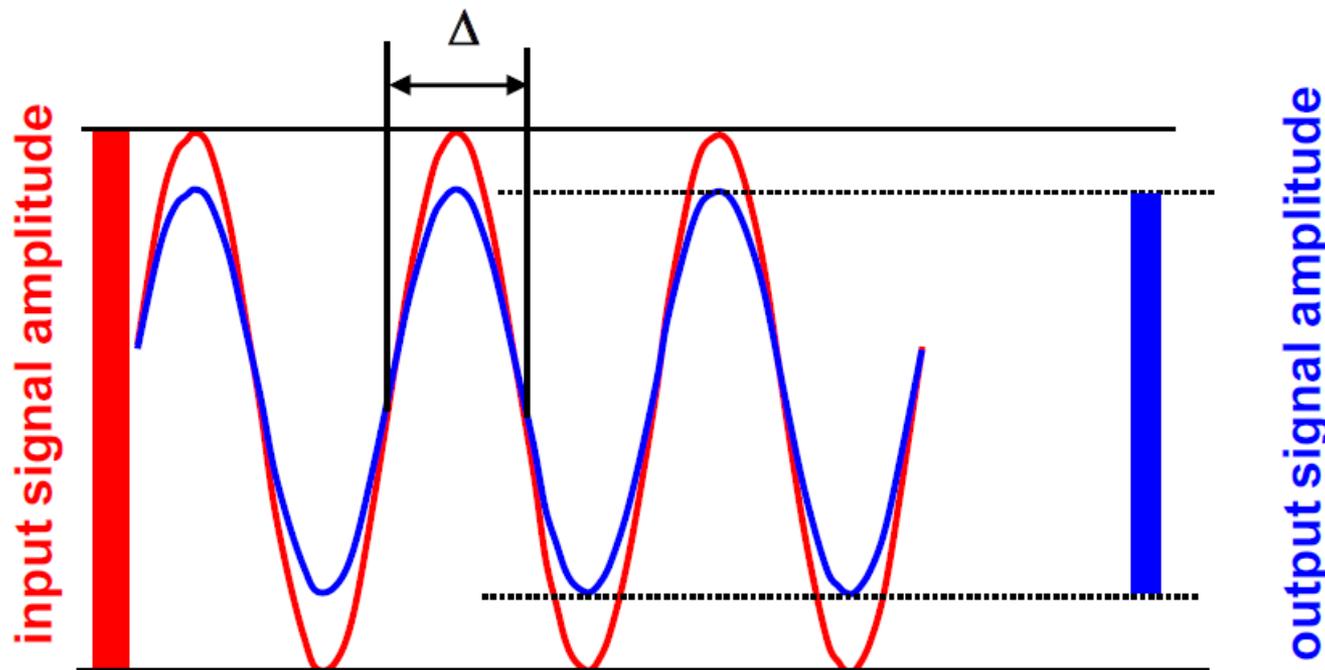
# Resolução espacial



# Resolução espacial

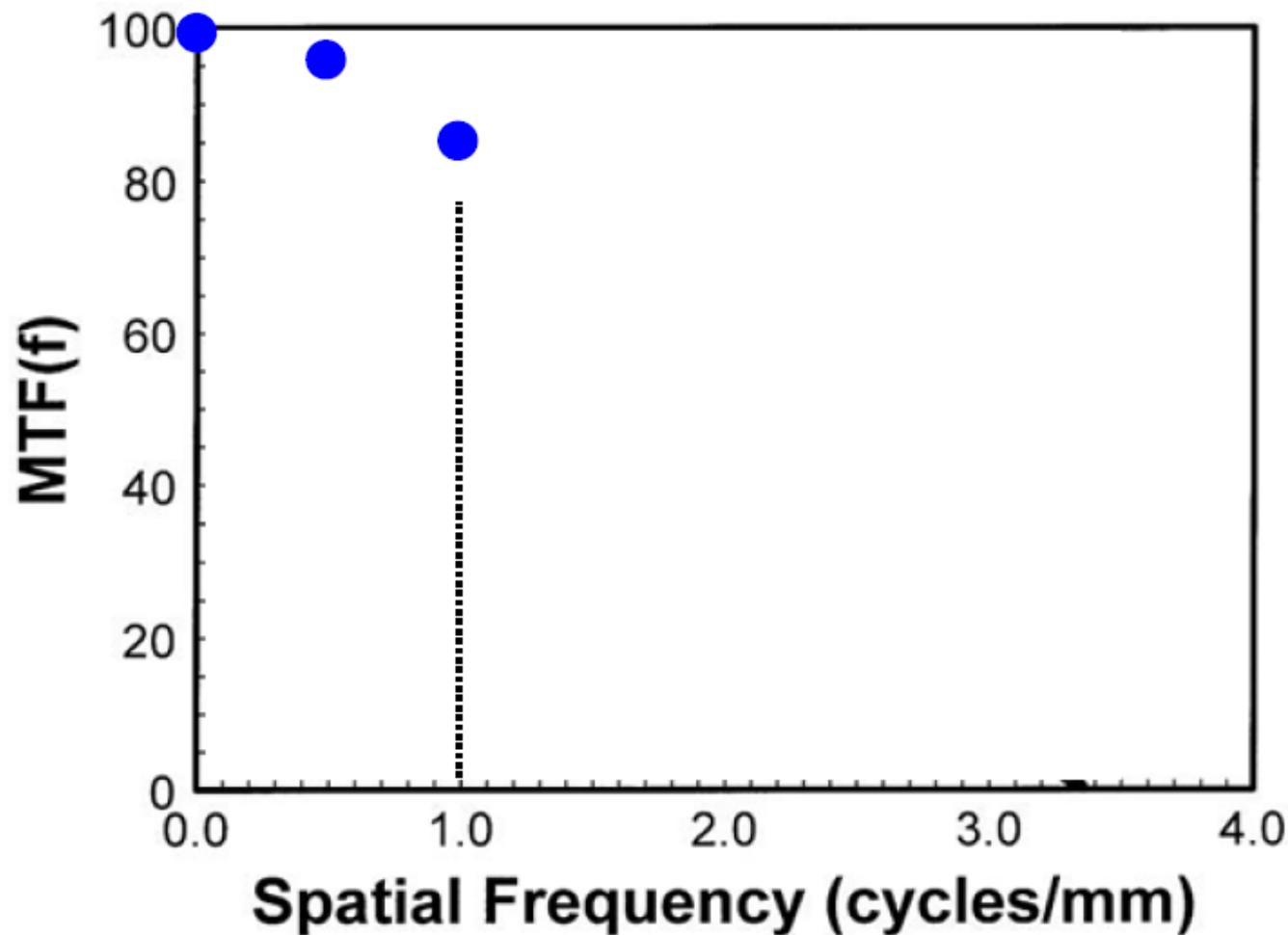


# Resolução espacial

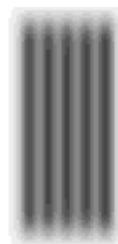
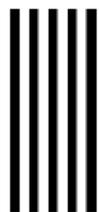
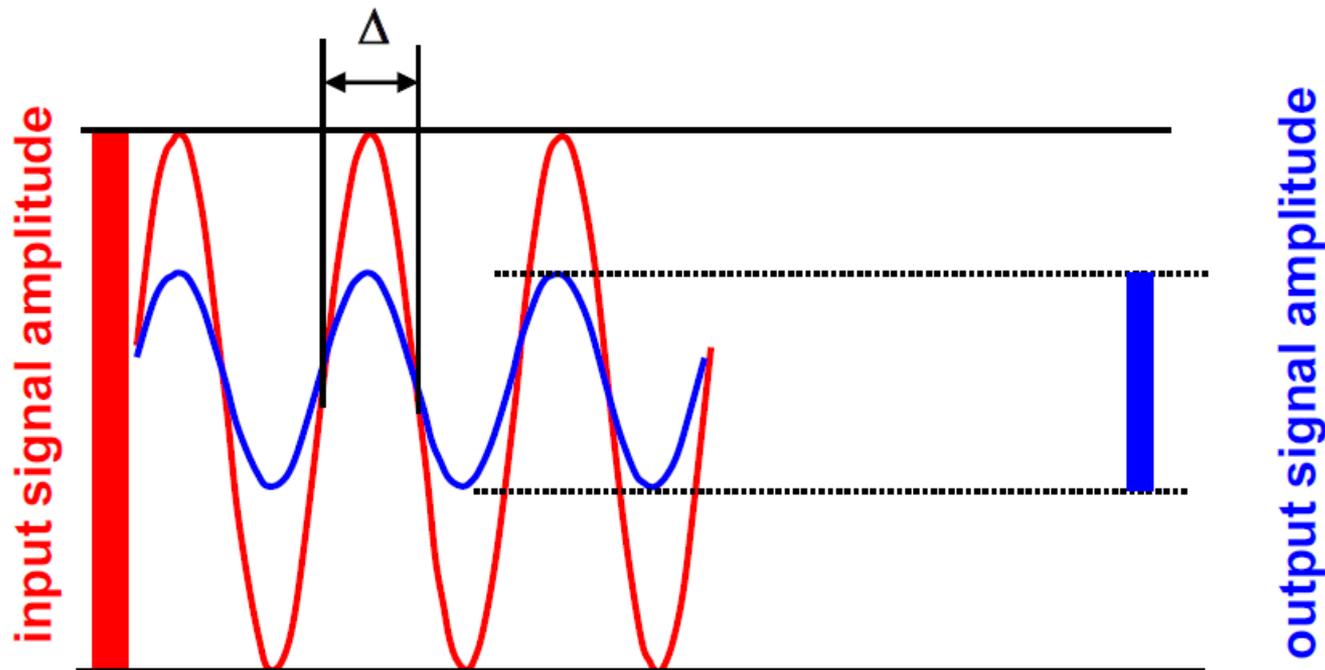


$f = 1.0 \text{ cycles / mm}$

# Resolução espacial

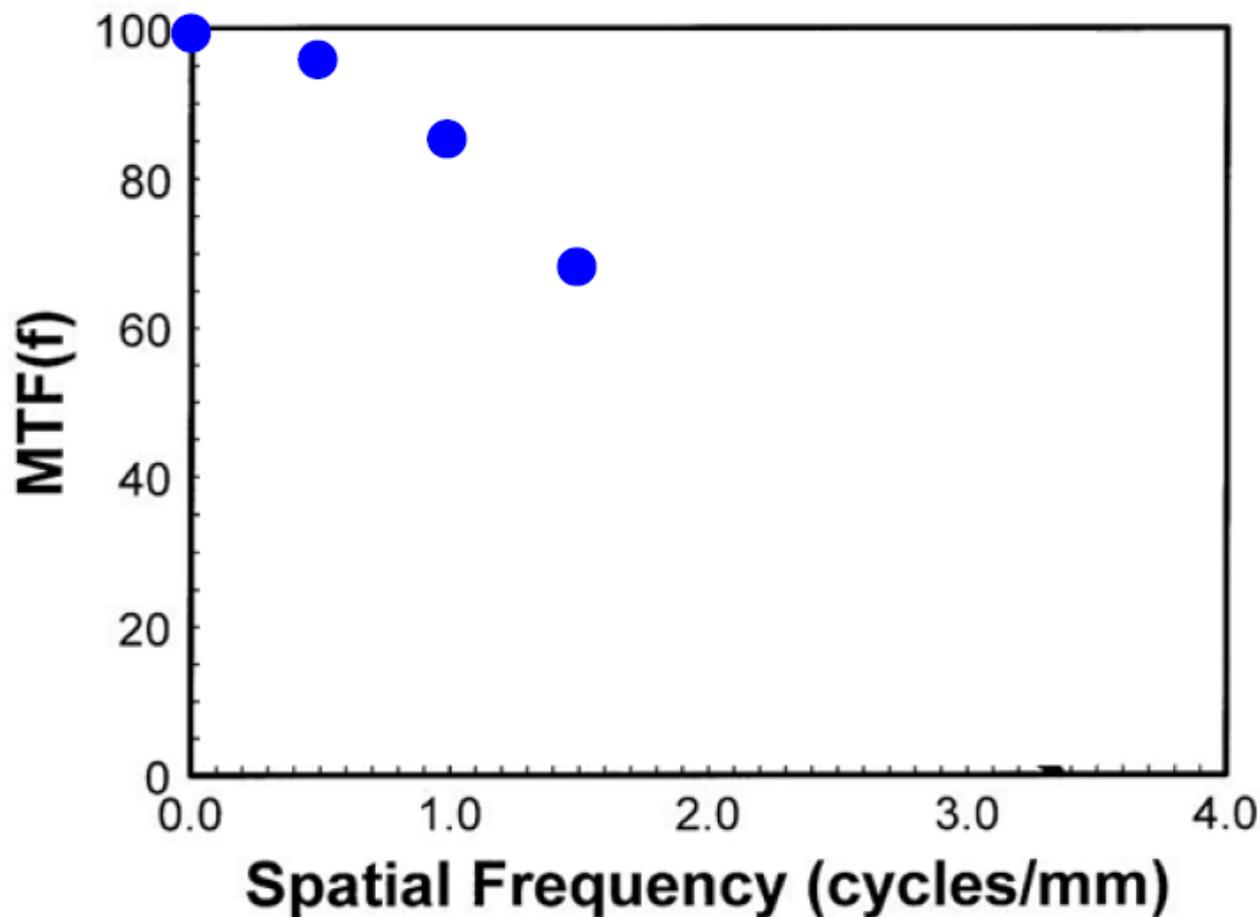


# Resolução espacial

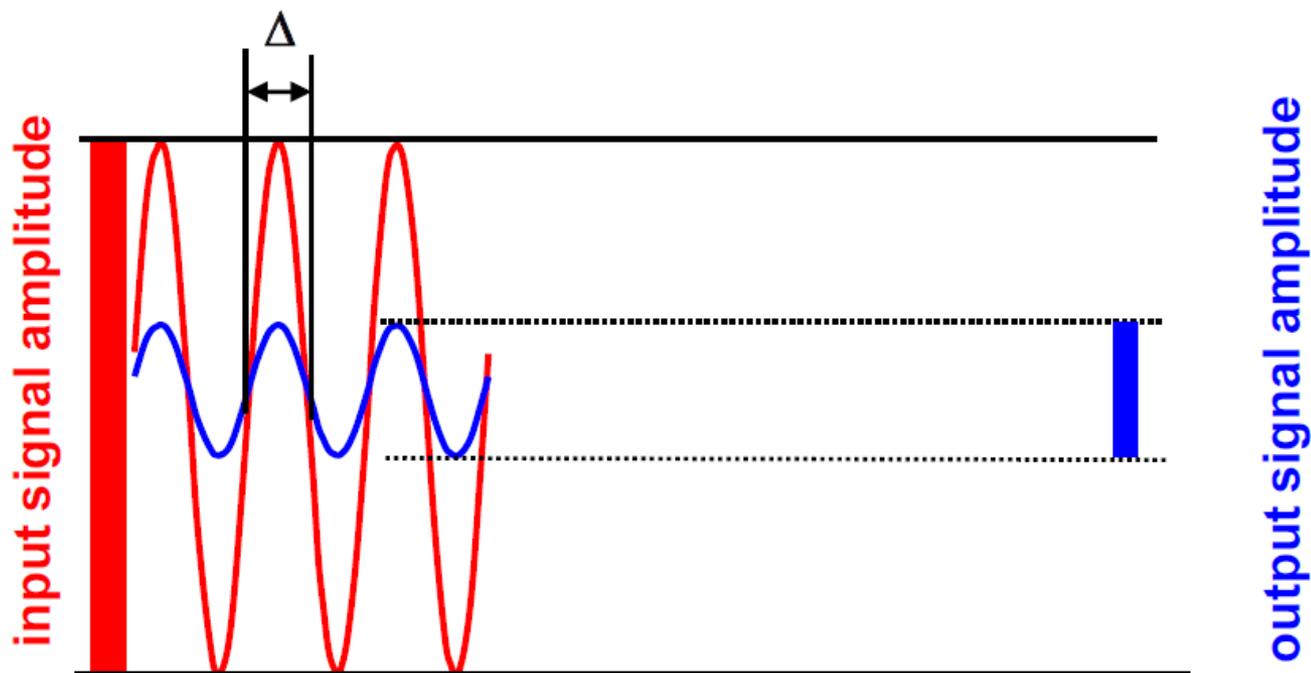


$f = 1.5 \text{ cycles / mm}$

# Resolução espacial

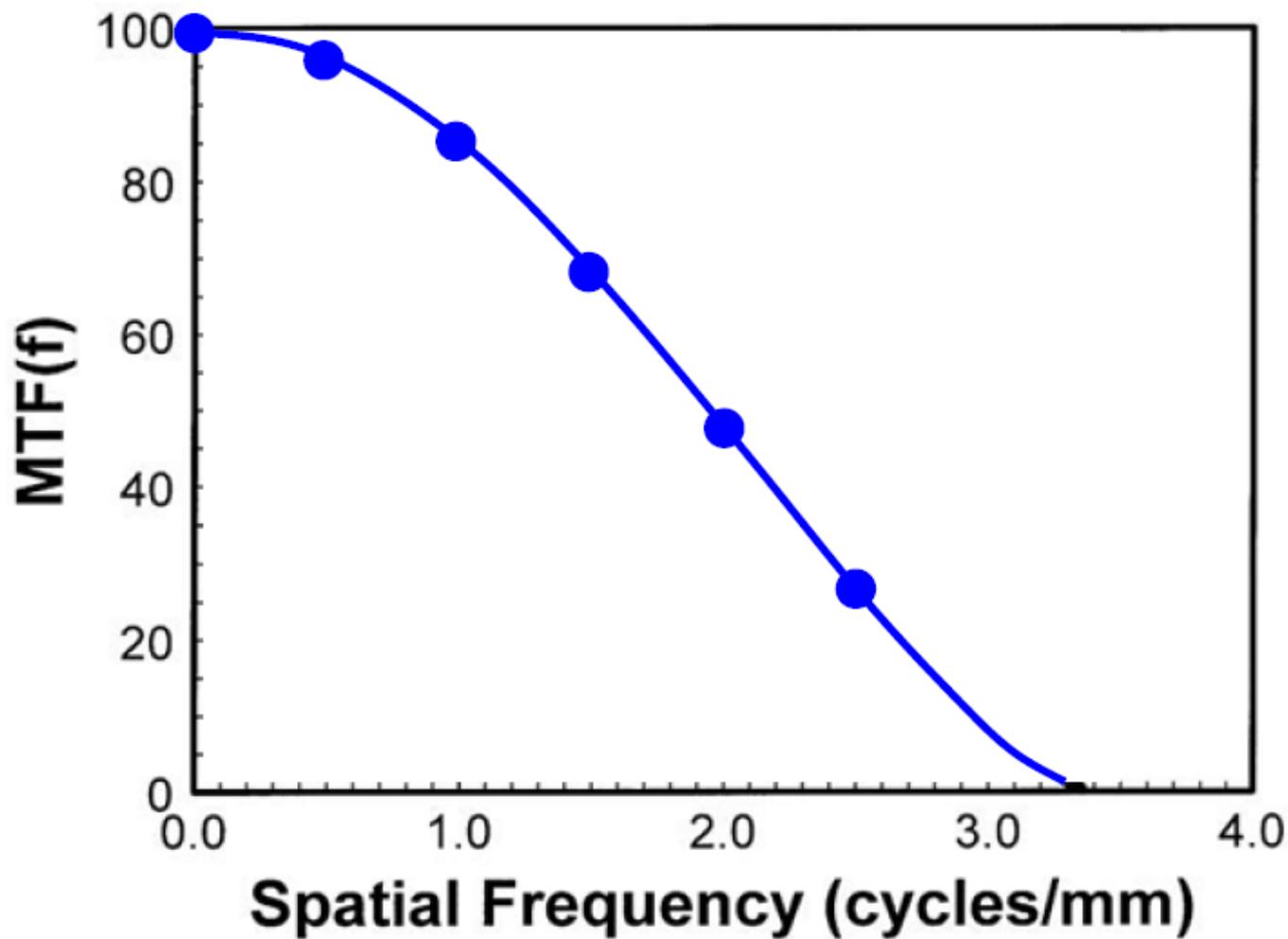


# Resolução espacial

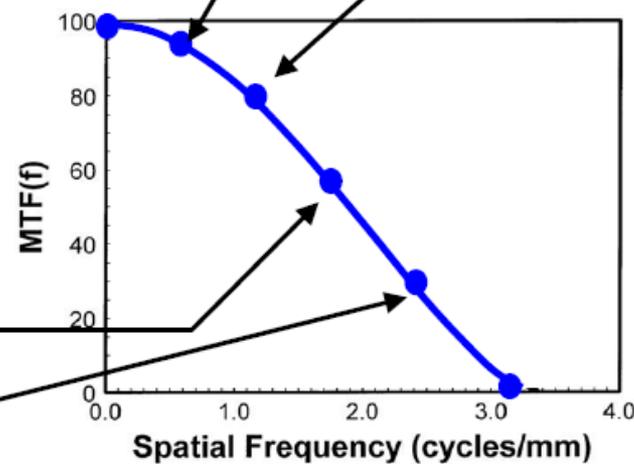
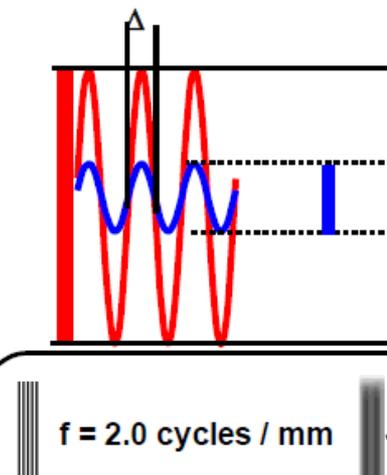
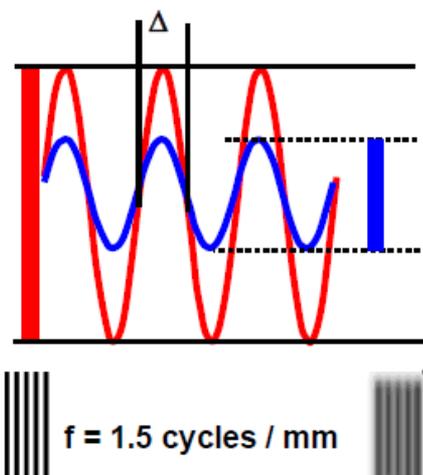
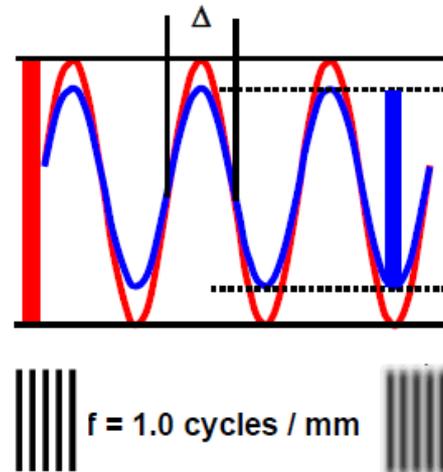
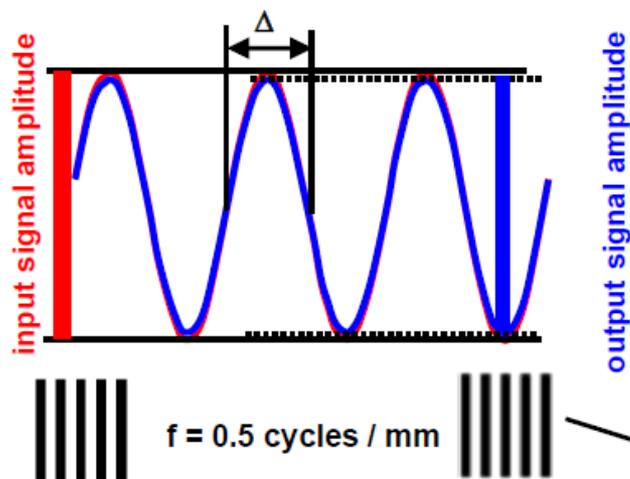


$f = 2.0 \text{ cycles / mm}$

# Resolução espacial

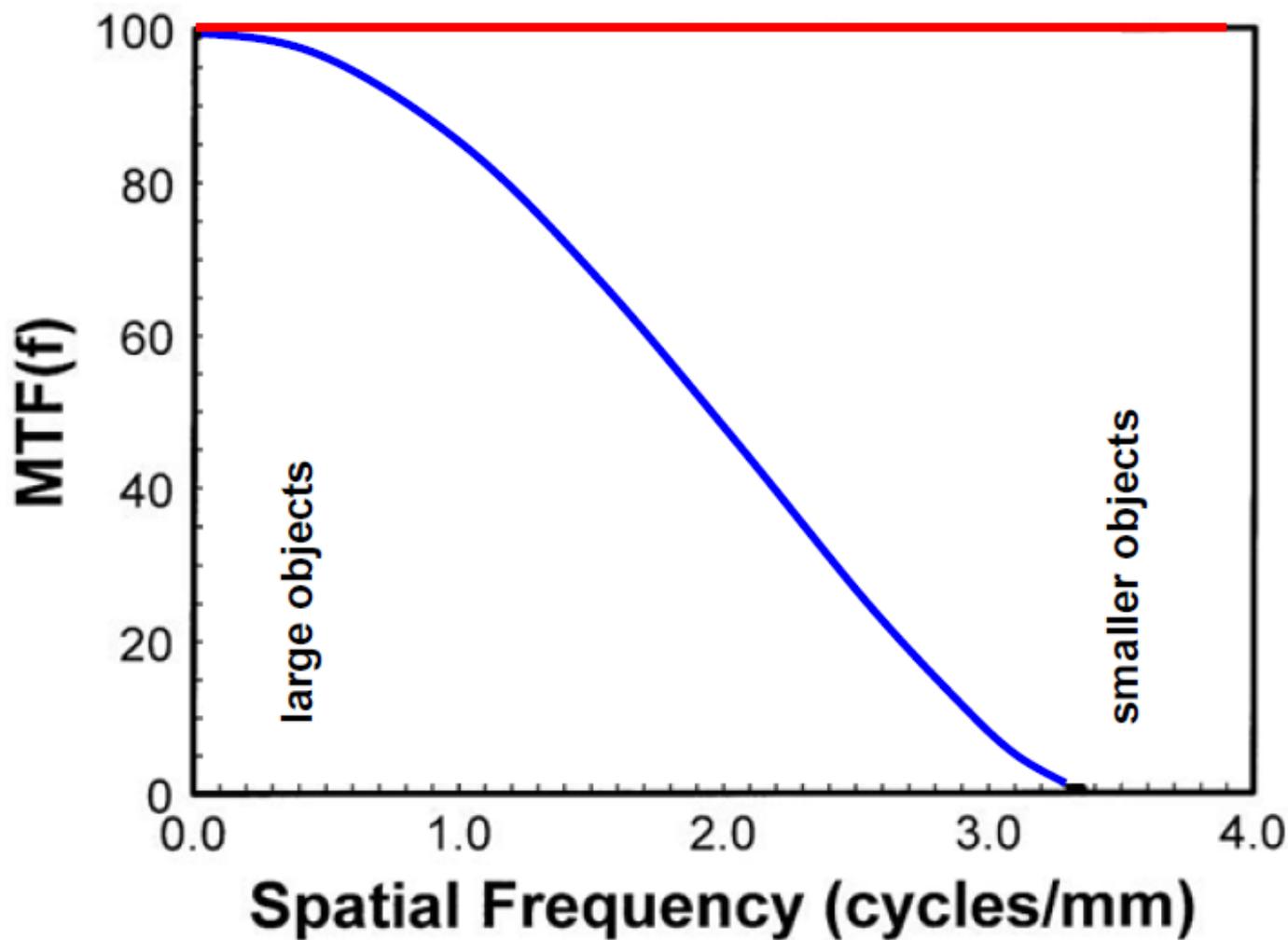


# Resolução espacial

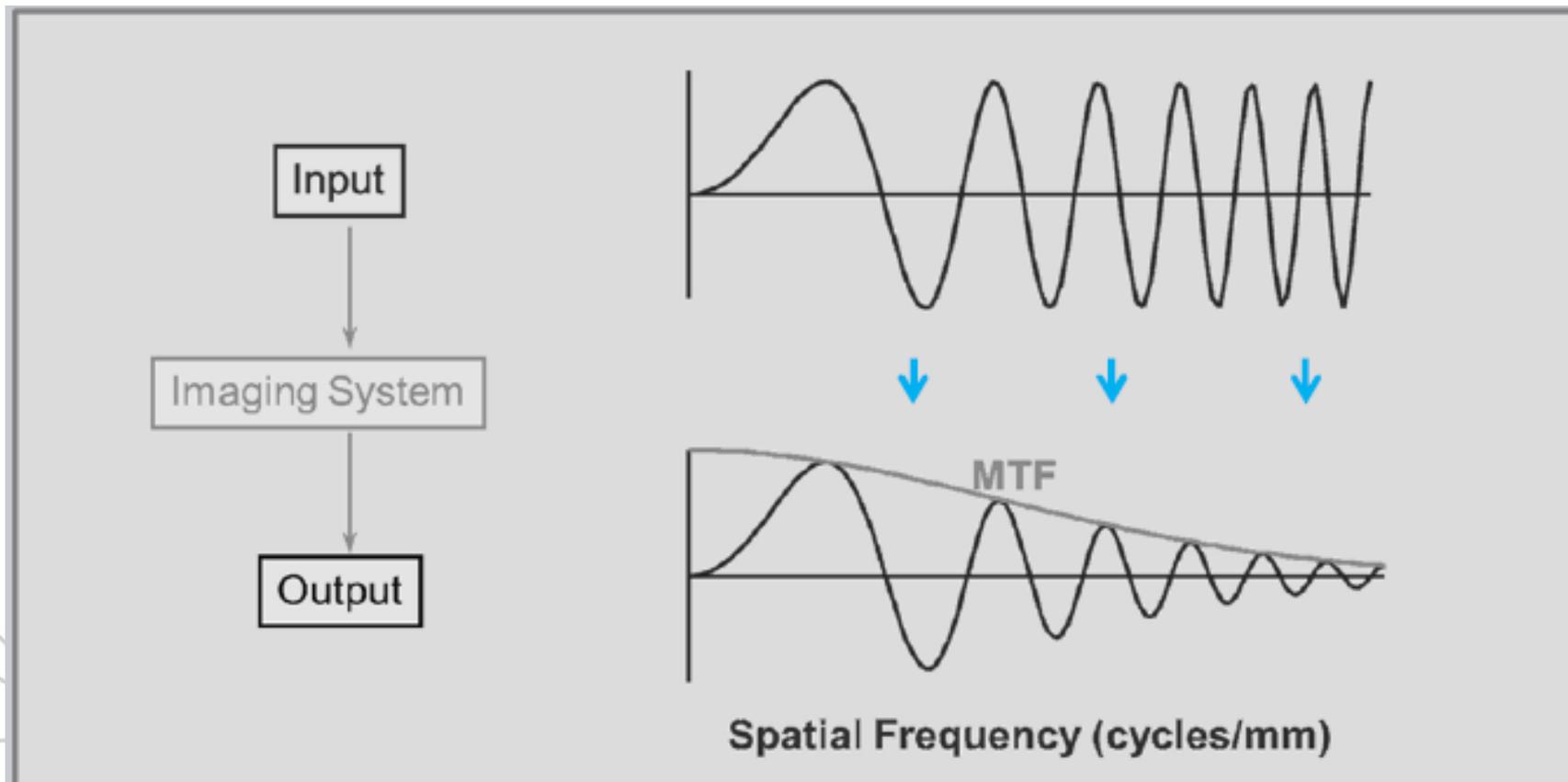


# Resolução espacial

## Ideal Performance

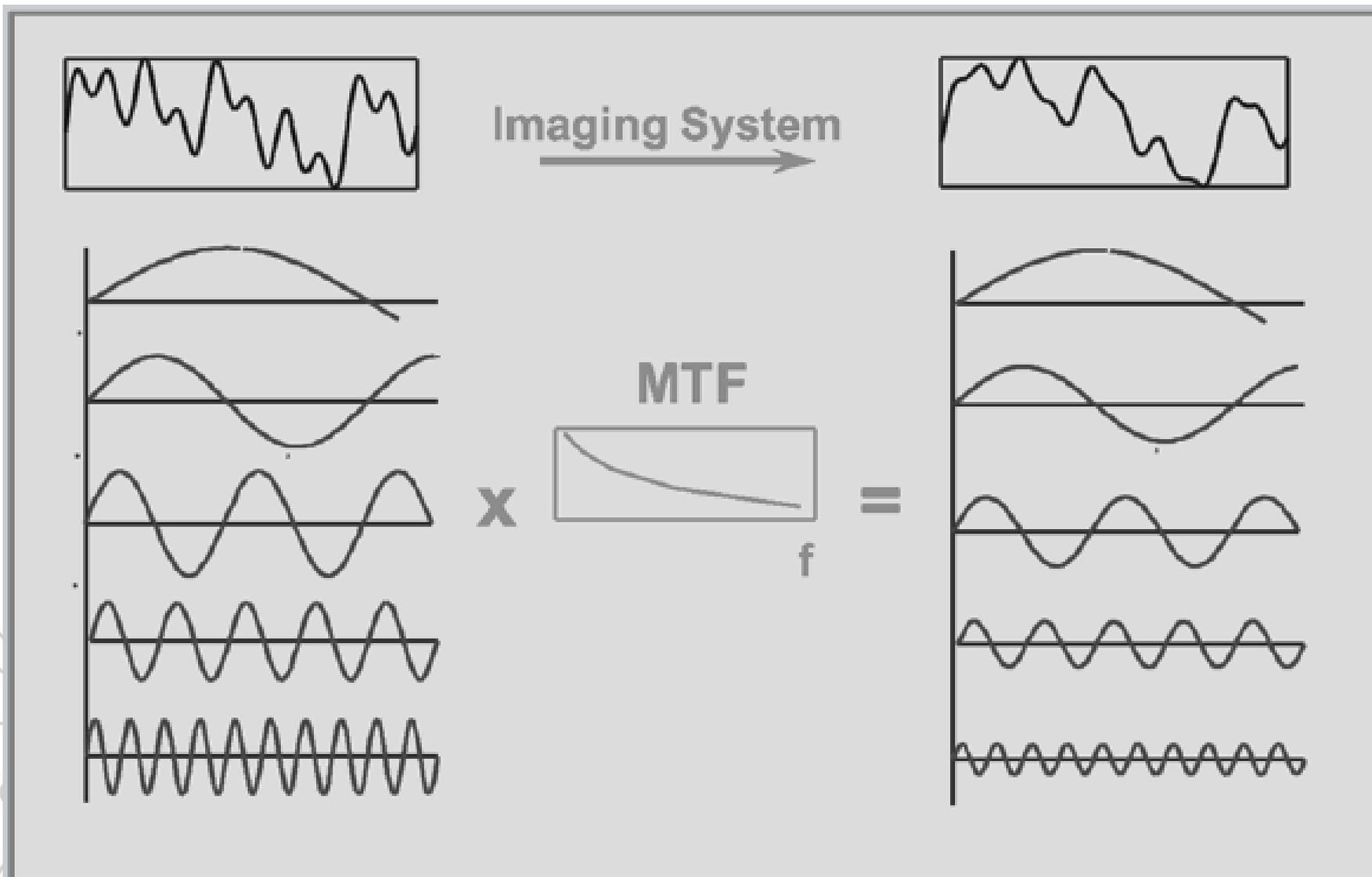


# Resolução espacial

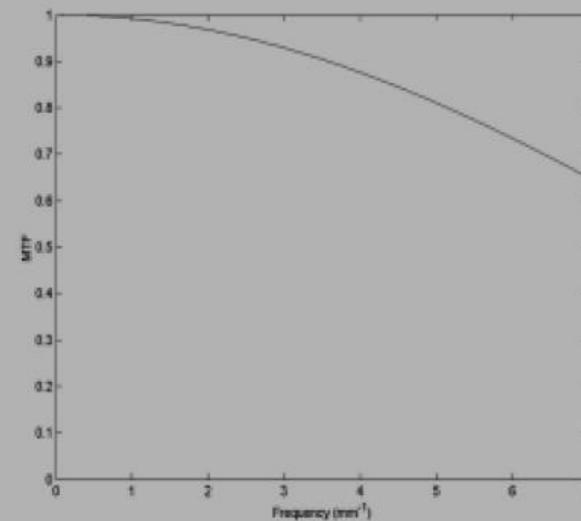
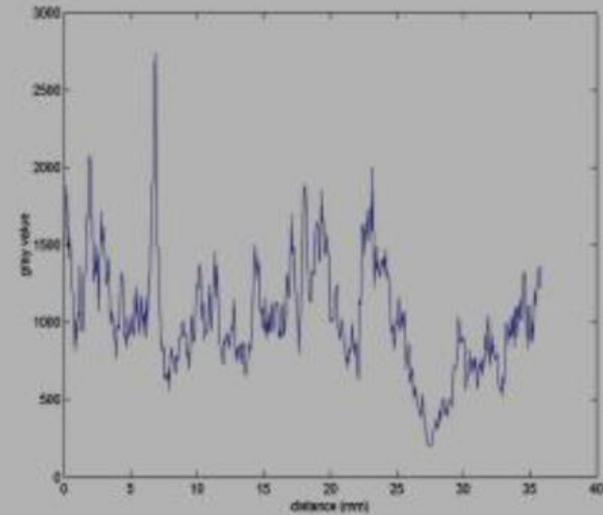
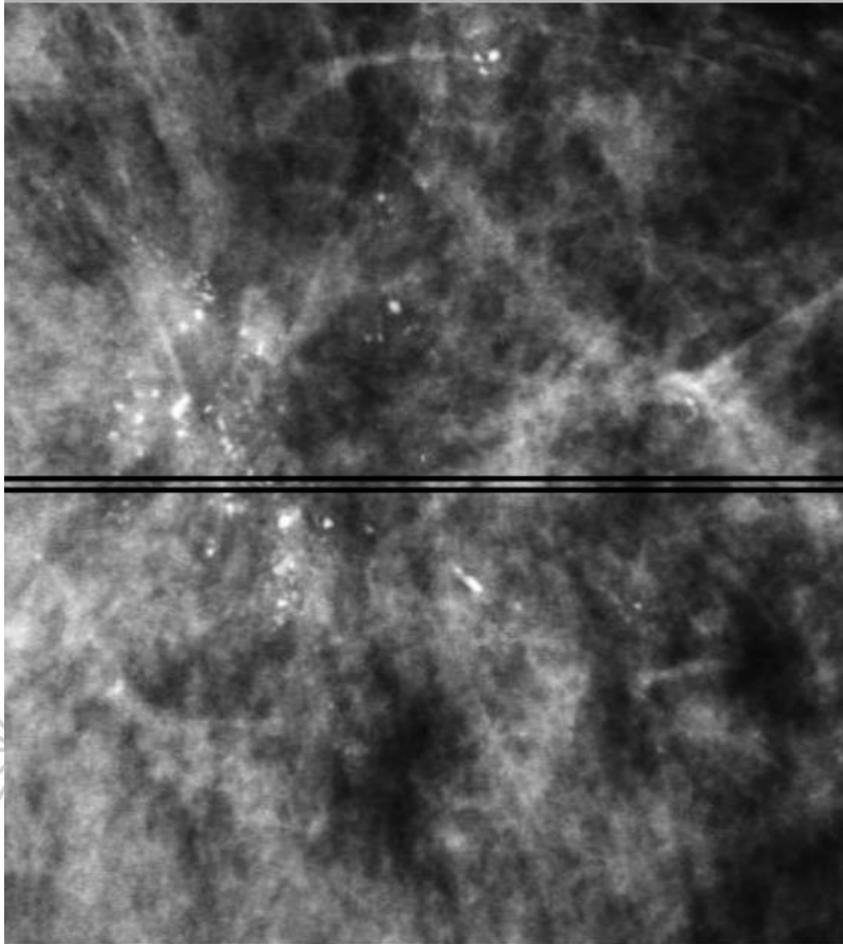


Rossman, 'PSF, LSF, & MTF, Tools for .. imaging systems', Radiology 93:257, 1969

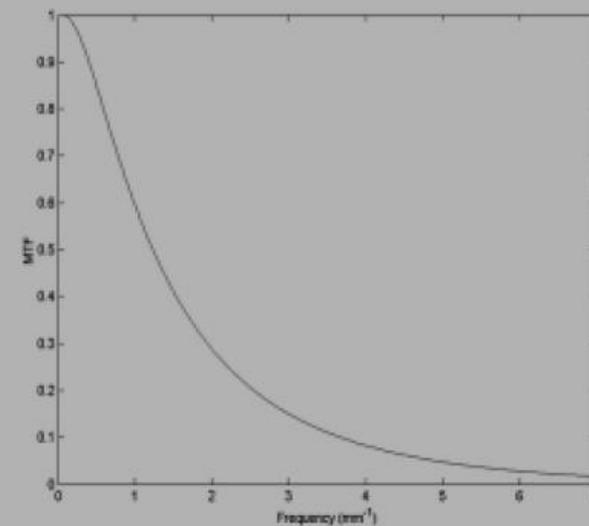
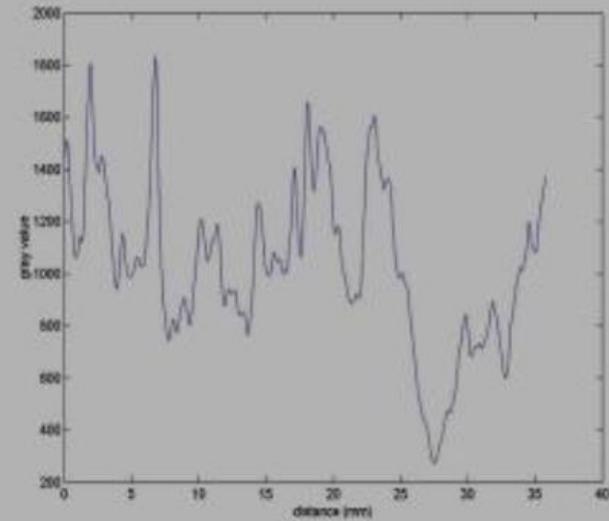
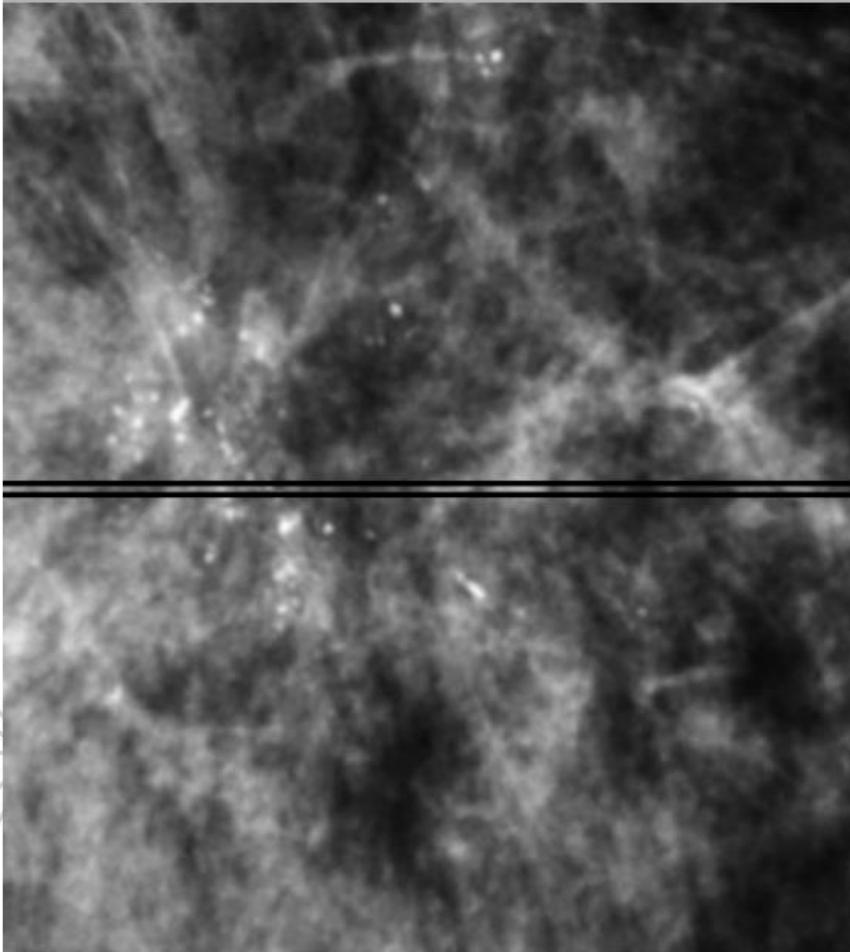
# Resolução espacial



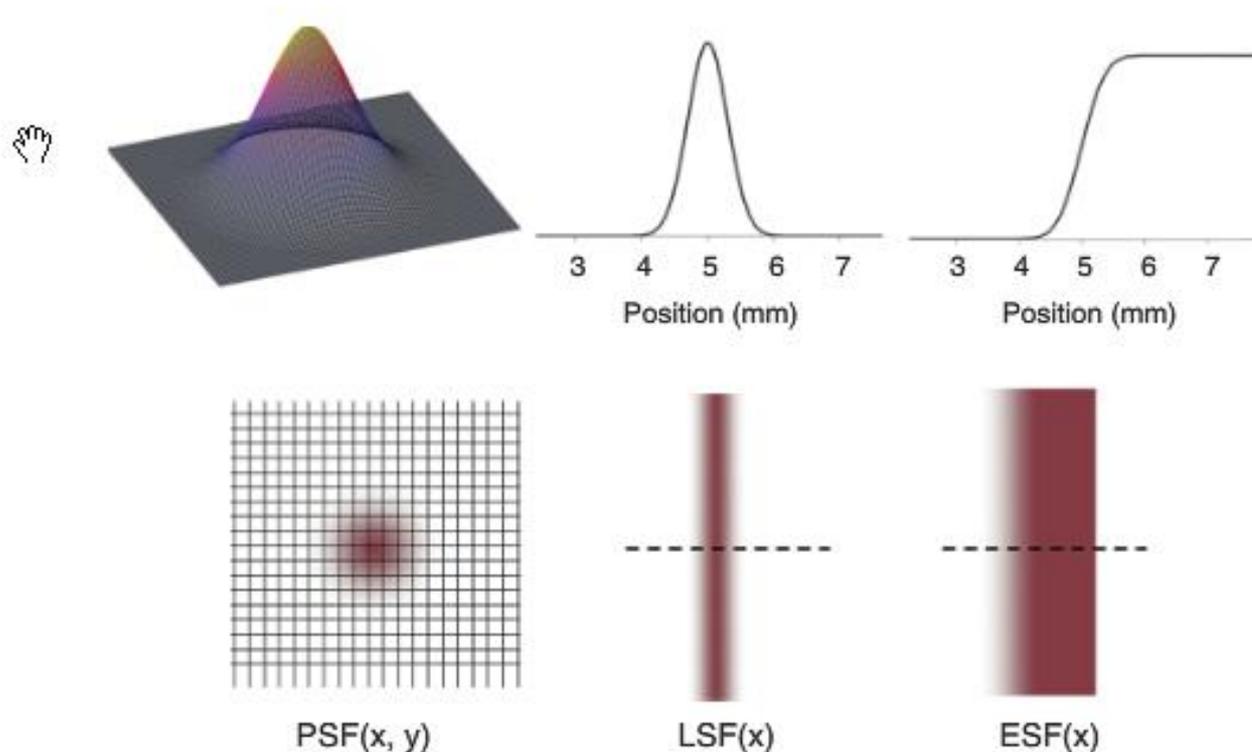
# High MTF



# Low MTF



# Resolução espacial



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

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

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

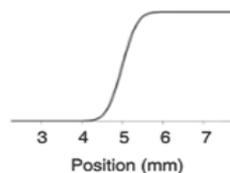
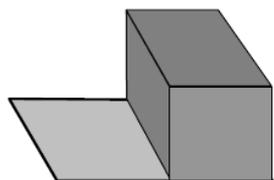
$$ESF(x) = \int_{x'=-\infty}^x LSF(x') dx'$$

# 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)

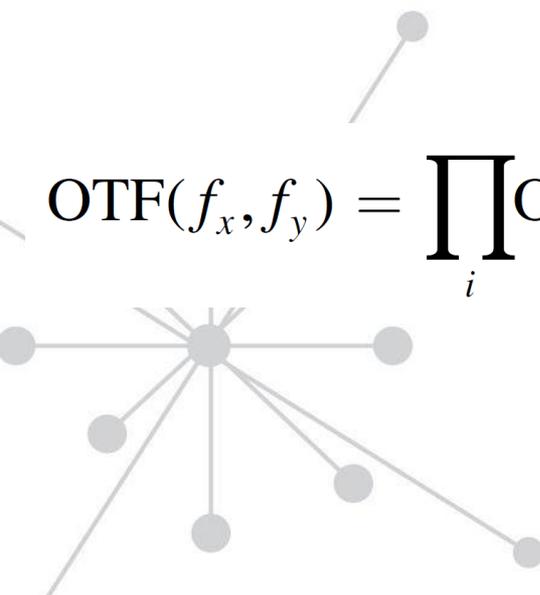
image out

# 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


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

# Métricas dependentes de $f$

- Medição da MTF

## Conditioning data for calculation of the modulation transfer function

Andrew D. A. Maidment<sup>a)</sup> and Michael Albert

Med. Phys. 30 (2), February 2003

## A method for measuring the presampled MTF of digital radiographic systems using an edge test device<sup>a)</sup>

Ehsan Samei<sup>b)</sup> and Michael J. Flynn David A. Reimann

Med. Phys. 25 (1), January 1998

 Método padrão

INTERNATIONAL  
STANDARD

IEC  
62220-1

First edition  
2003-10

Medical electrical equipment –  
Characteristics of digital X-ray imaging devices –  
Part 1: Determination of the detective quantum  
efficiency

Appareils électromédicaux –  
Caractéristiques des appareils d'imagerie à rayonnement X –  
Partie 1: Détermination de l'efficacité quantique de détection

# Resolução espacial

A MTF do sistema de detecção pode ser separada como

geometria      conversão      Tamanho do pixel

$$MTF_d(f_x, f_y) = MTF_{\text{geom}}(f_x, f_y) MTF_{\text{conv}}(f_x, f_y) MTF_{\text{aperture}}(f_x, f_y)$$

**AMOSTRAGEM** →  $\times \sum_{k_x=-\infty}^{\infty} \delta\left(f_x - \frac{k_x}{\Delta x}\right) \sum_{k_y=-\infty}^{\infty} \delta\left(f_y - \frac{k_y}{\Delta y}\right),$

$$MTF_d(f_x, f_y) = \underbrace{MTF_{\text{pre}}(f_x, f_y)}_{\text{PRE-SAMPLING}} \sum_{k_x=-\infty}^{\infty} \delta\left(f_x - \frac{k_x}{\Delta x}\right) \sum_{k_y=-\infty}^{\infty} \delta\left(f_y - \frac{k_y}{\Delta y}\right)$$

**PRE-SAMPLING**

**USADO NOS PROTOCOLOS DA IEC SOBRE CARACTERIZAÇÃO DE DETECTORES**

Pinhole ou slit → complicado e demorado

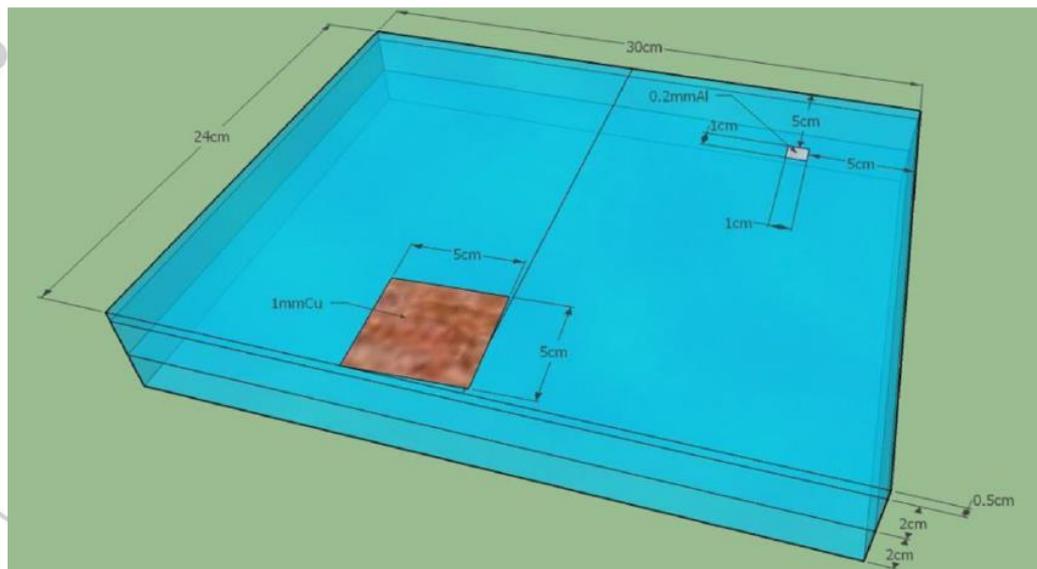
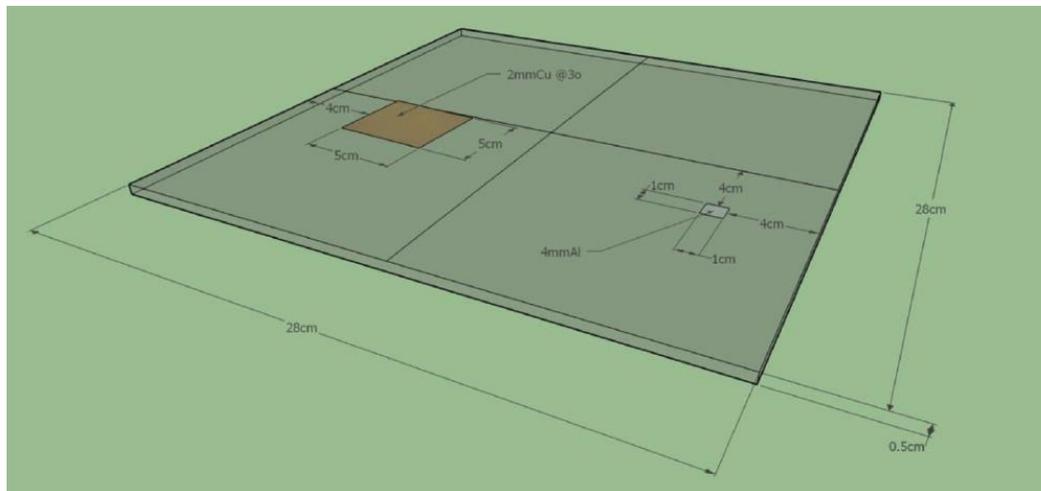
↳ **Difíceis de fabricar**

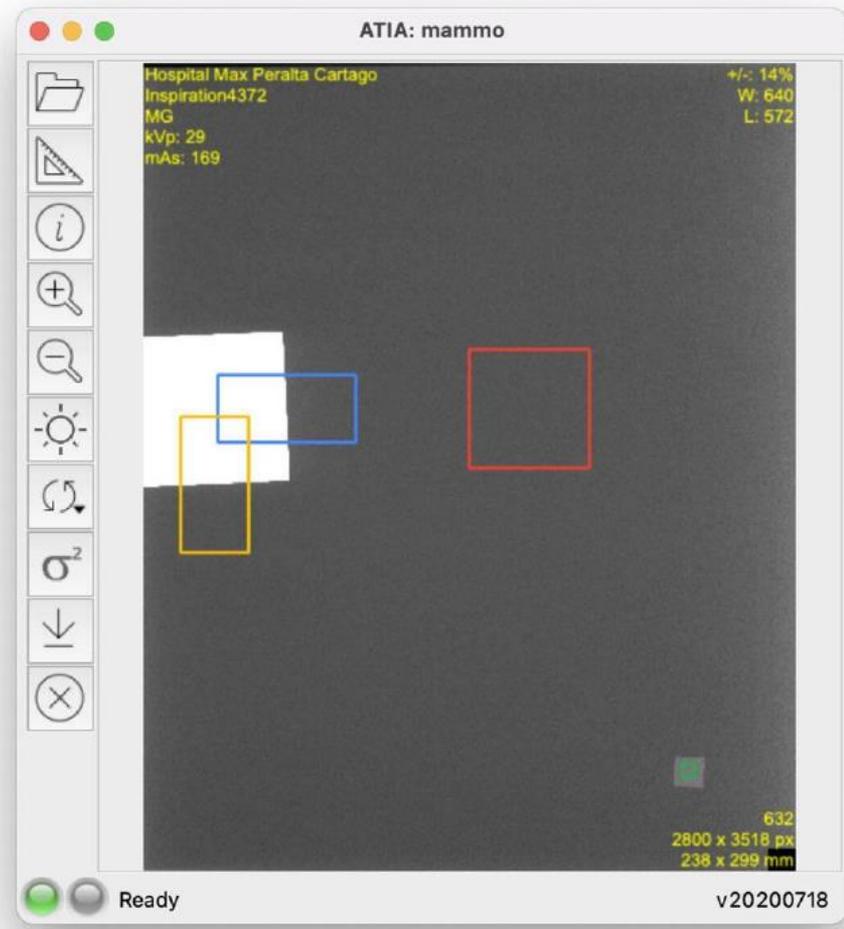
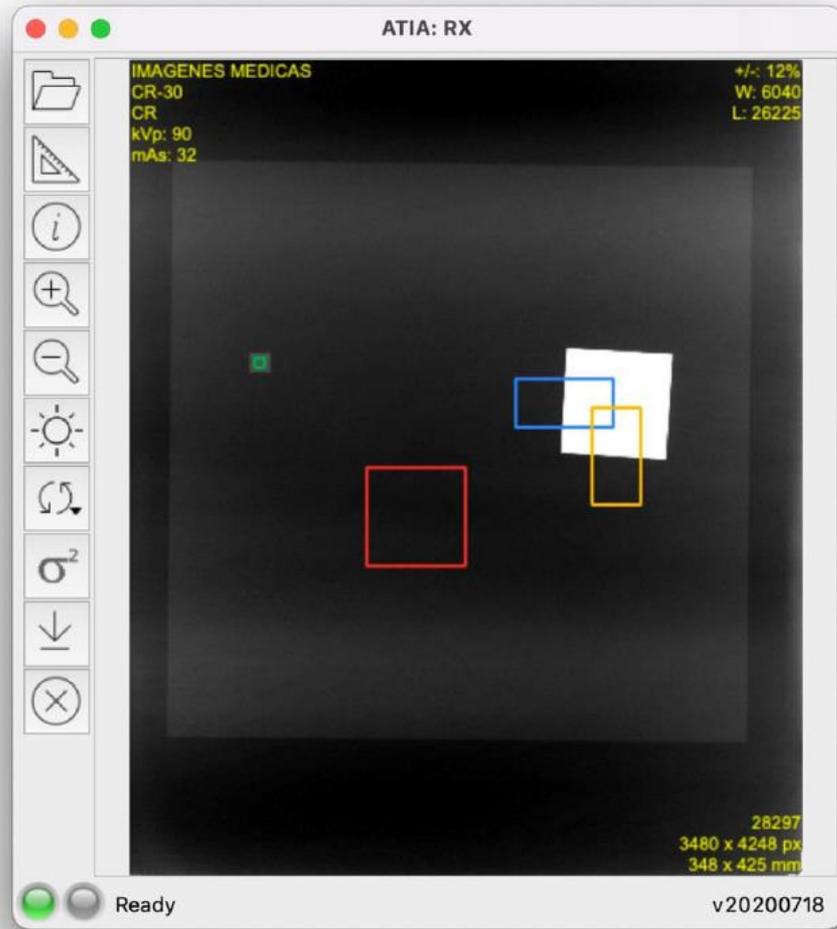
Em detectores pixelados, há influencia importante no posicionamento

- Dependência da PSF com a posição dos pixels (fase) – dependendo da posição da pinhole ou da slit com relação à matriz, obtém-se resultados diferentes

**Solução → ESF**

- Fabricação dos dispositivos e posicionamento mais fácil





## Método de medição

- Borda (*edge*) angulada
- ❖ Amostragem em uma taxa mais alta que a taxa de amostragem nativa do sistema de detecção (*oversampling*)

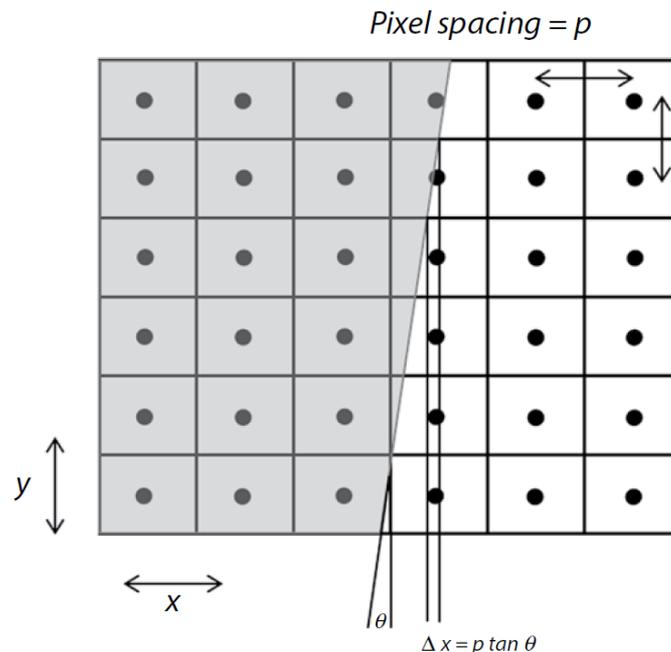
Sem inclinação da borda:

- Amostragem  $\Delta x$

Com inclinação da borda:

- Deslocamento da posição de amostragem em relação à borda

$$p = \Delta x \tan \alpha$$



## Método de medição

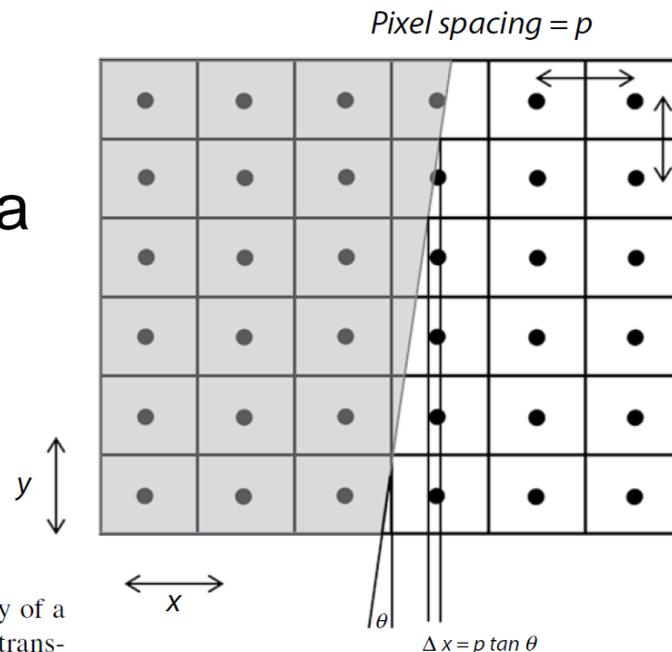
- Numero médio de linhas que resultam em um deslocamento de 1 pixel

$$N_{ave} = \frac{\Delta x}{p} = \frac{1}{\tan \alpha}$$

- A borda deve atravessar  $N_{ave}$  linhas verticalmente antes da borda cruzar um pixel na direção x
- Aste método permite a construção de uma ESF super-amostrada (*oversampled*)

### Mais detalhes:

Buhr, E., S. Günther-Kohfahl, and U. Neitzel. 2003. Accuracy of a simple method for deriving the presampled modulation transfer function of a digital radiographic system from an edge image. *Medical Physics* 30:2323–31.

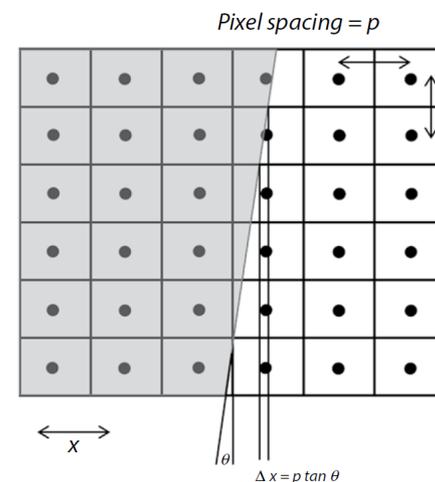


## Método de medição

- Localização e angulação da borda
- ❖ Faz-se uma ROI contendo a borda angulada
- ❖ A ROI é diferenciada e a posição do máximo (x) ao longo de cada coluna (y) é registrada
- ❖ Ajuste de primeira ordem aplicada

$$y = a + bx \rightarrow \alpha = \tan^{-1} (1/b)$$

- ❖ Existem outros métodos: binarizar a ROI e aplicar operador gradiente



**Tipicamente  
2,5-5 graus**

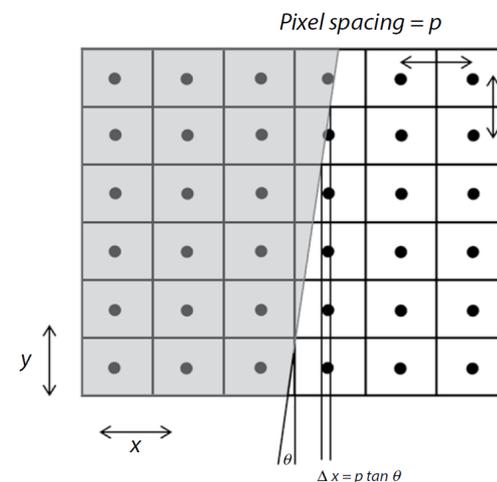
## Método de medição

- Cálculo da LSF e da MTF
- ❖ Algoritmo de diferenciação

$$LSF_k = \frac{ESF_{k+1} - ESF_k}{2\Delta s}$$

Oversampling pitch  
Tipicamente

$$\Delta s = 0.1 \Delta x$$



FFT

MTF

## ❖ Vários detalhes operacionais

- ✓ Condicionamento da LSF em termos da sobre-amostragem
- ✓ Aplicação de função de janelamento (filtro Hanning)
- ✓ Redução de ruído
- ✓ Normalização na frequência zero, etc

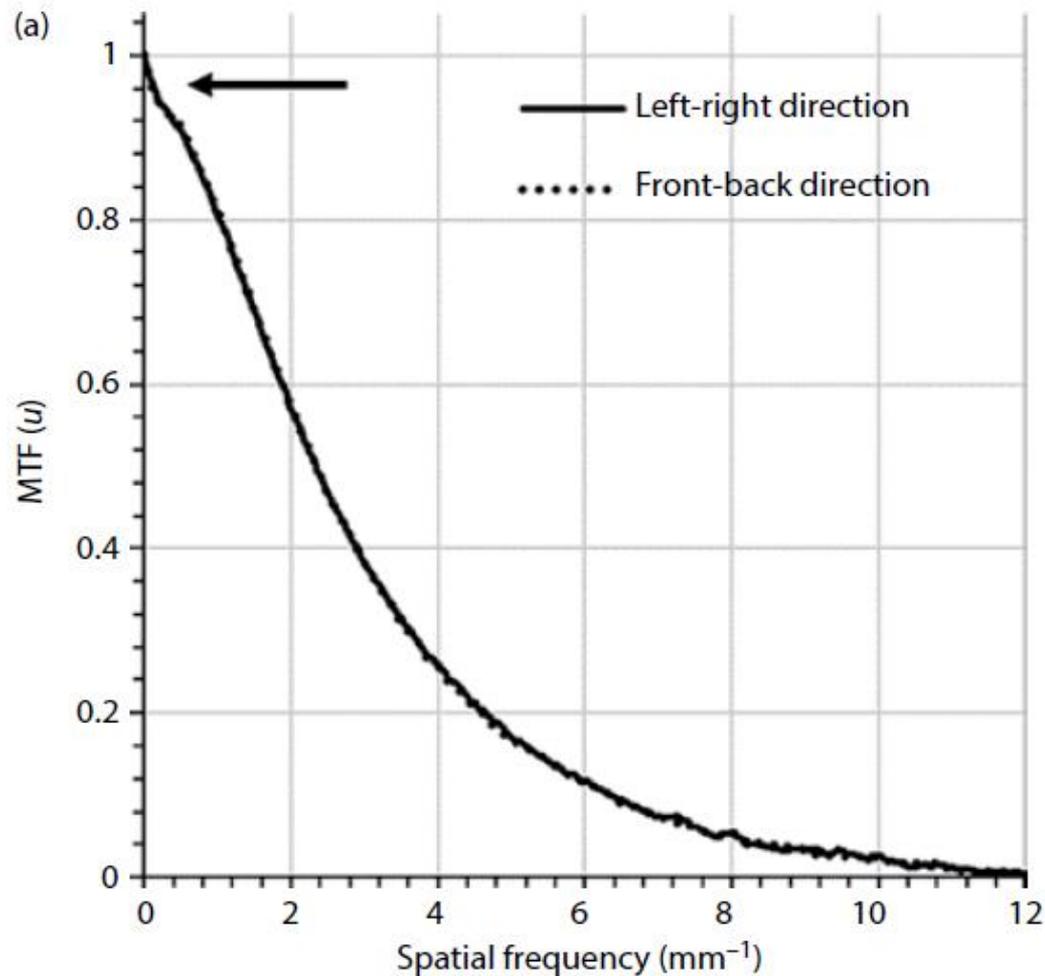
## Método de medição

### ➤ Detalhes práticos

- ❖ A borda precisa ser radio-opaca
- ❖ Borda polida de forma a não ter ondulações maiores que  $5\mu\text{m}$
- ❖ **Para mamografia (IEC 62220-1-2)**
  - ✓ Aço inoxidável –  $0,8\text{mm} \times 120\text{mm} \times 60\text{mm}$
  - ✓ Especificações sobre posicionamento e técnica de exposição
- ❖ **Para radiografia (IEC 62220-1)**
  - ✓ Tugstênio com  $1\text{mm} \times 10\text{mm} \times 75\text{mm}$  em uma placa de  $3\text{mm} \times 200\text{mm} \times 100\text{mm}$  de chumbo
  - ✓ Especificações sobre posicionamento e técnica de exposição

# Exemplos

Pre-sampling MTF for a CsI-phosphor digital mammography detector showing some LFD.



Low-frequency drop

Ocorre devido ao tamanho inadequado da ROI escolhida

# Métricas dependentes de $f$

- Dificuldades/problemas de amostragem para determinação da MTF

**Effects of undersampling on the proper interpretation of modulation transfer function, noise power spectra, and noise equivalent quanta of digital imaging systems**

James T. Dobbins III

Med. Phys. 22 (2), February 1995

HANDBOOK OF

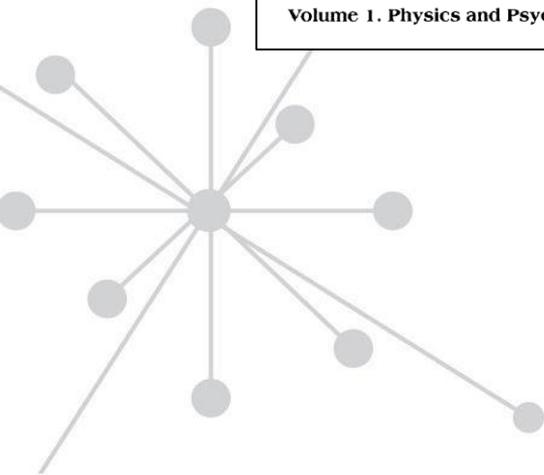
**Medical Imaging**

Volume 1. Physics and Psychophysics

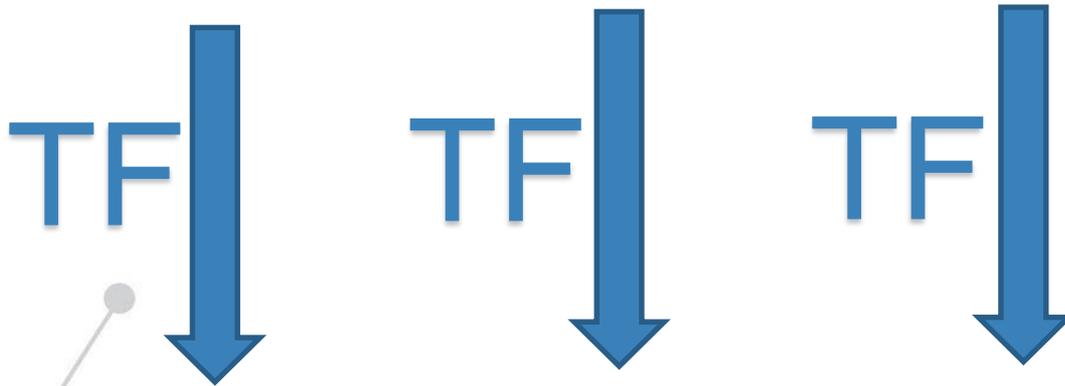
CHAPTER 3

Image Quality Metrics for Digital Systems

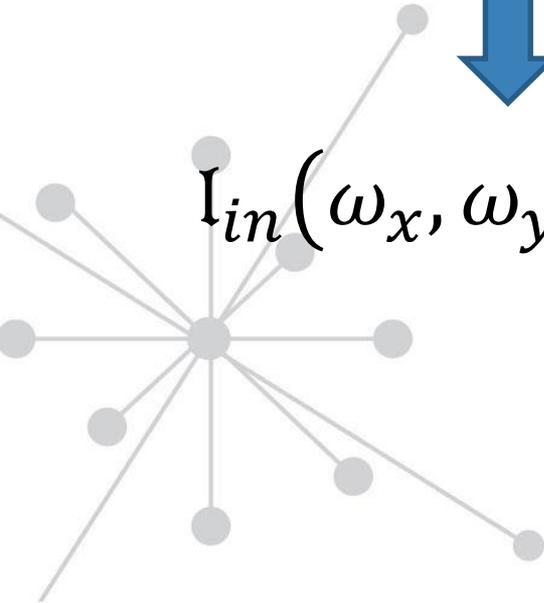
James T. Dobbins, III  
*Duke University Medical Center*



$$I_{in}(x, y) \otimes P(x, y) = I_{out}(x, y)$$



$$I_{in}(\omega_x, \omega_y) \cdot MTF(\omega_x, \omega_y) = I_{out}(\omega_x, \omega_y)$$



# Recomendo fortemente

HANDBOOK OF

## Medical Imaging

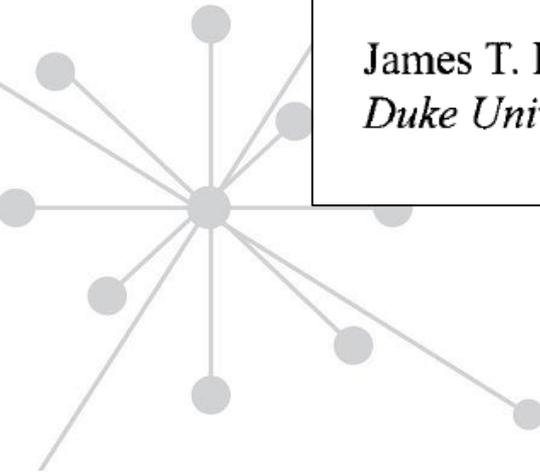
Volume 1. Physics and Psychophysics

### CHAPTER 3

## Image Quality Metrics for Digital Systems

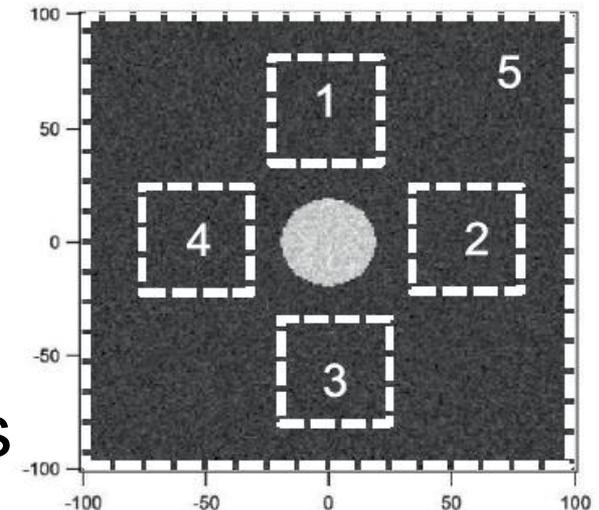
James T. Dobbins, III

*Duke University Medical Center*

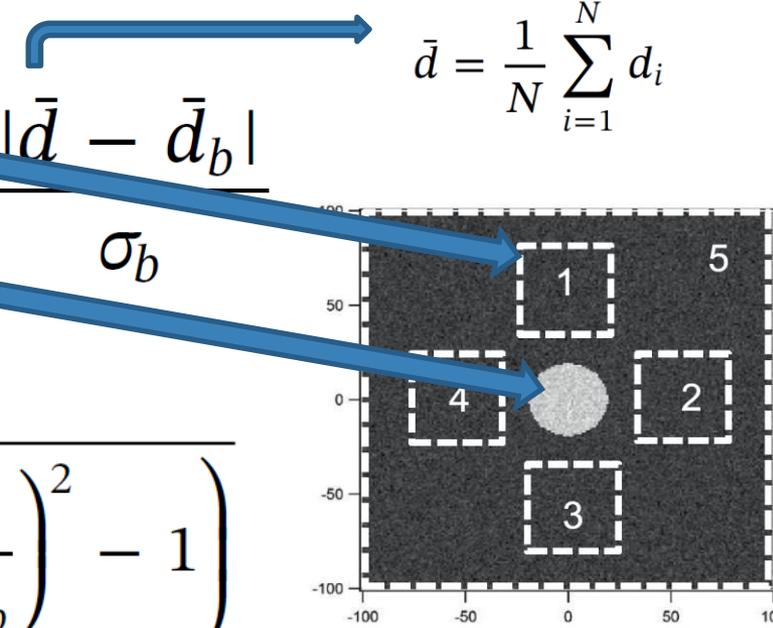


## Signal difference-to-noise ratio (SDNR) e Generalized $SDNR_g$

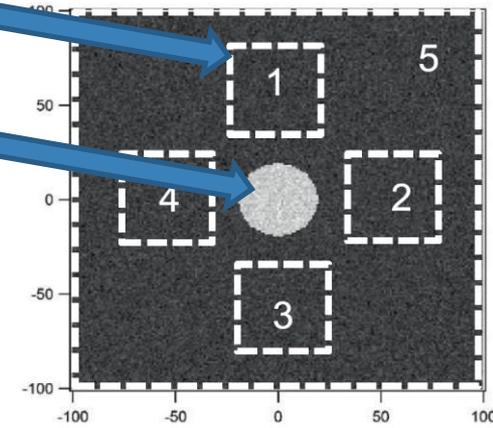
- Introduzido no guia europeu (2006)
  - European Guidelines for Breast Cancer Screening. The European protocol for the quality control of the physical and technical aspects of mammography screening. Part B: Digital mammography. 4th ed. Luxembourg: European Commission; 2006.
- Ideia: encontrar a menor dose necessária para obtenção de uma dada qualidade de imagem (detectabilidade)
- Uso de objeto plano com bordas bem definidas



# SDNR e $SDNR_g$

$$SDNR_{st} = \frac{|\bar{d}_{obj} - \bar{d}_b|}{\sigma_b} = \frac{N}{N_{obj}} \cdot \frac{|\bar{d} - \bar{d}_b|}{\sigma_b}$$
$$\bar{d} = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N d_i$$


$$SDNR_g = \sqrt{\frac{N}{N_{obj}} \cdot \left( \left( \frac{\bar{d} - \bar{d}_b}{\sigma_b} \right)^2 + \left( \frac{\sigma}{\sigma_b} \right)^2 - 1 \right)}$$



This work has introduced and tested a new generalized methodology for assessing the SDNR that accounts for the total signal power generated by an object in an image, independent of object shape and edge characteristics.

Compared to the standard SDNR, the generalized SDNR gives a more accurate estimate for small objects, non-flat objects and/or objects with non-sharp edges (blur, partial volume effects, edge enhancement).

# Recomendo fortemente

Physica Medica 64 (2019) 10–15

Contents lists available at ScienceDirect

Physica Medica

journal homepage: [www.elsevier.com/locate/ejmp](http://www.elsevier.com/locate/ejmp)



Technical note

## Generalized SDNR analysis based on signal and noise power

P. Monnin<sup>a,\*</sup>, S. Gnesin<sup>a</sup>, F.R. Verdun<sup>a</sup>, N.W. Marshall<sup>b,c</sup>

<sup>a</sup>*Institute of Radiation Physics (IRA), Lausanne University Hospital (CHUV) and University of Lausanne, Rue du Grand-Pré 1, 1007 Lausanne, Switzerland*

<sup>b</sup>*UZ Gasthuisberg, Department of Radiology, Herestraat 49, 3000 Leuven, Belgium*

<sup>c</sup>*Medical Imaging Research Center, Medical Physics and Quality Assessment, Katholieke Universiteit Leuven, 3000 Leuven, Belgium*

<https://doi.org/10.1016/j.ejmp.2019.06.005>



Considerando um sistema de imagens ideal  
(um contador de fótons perfeito)

$$\text{SNR}_{\text{meas}} = \frac{N_{\text{meas}}}{\sqrt{N_{\text{meas}}}} = \sqrt{N_{\text{meas}}} \quad \Rightarrow \quad N_{\text{meas}} = \text{SNR}_{\text{meas}}^2$$

Sistemas de imagens reais:

- Integradores de energia e não contadores de fótons
- Apresentam componentes de ruído que não são caracterizados pela distribuição de Poisson

$$\text{SNR}_{\text{non-ideal}} = \frac{S_{\text{non-ideal}}}{\sigma_{\text{non-ideal}}}$$

$$\text{SNR}_{\text{non-ideal}} = \frac{S_{\text{non-ideal}}}{\sigma_{\text{non-ideal}}} < \sqrt{N_{\text{meas}}}$$

$$N' = \text{SNR}_{\text{non-ideal}}^2$$

↳ Noise-equivalente quanta (NEQ)

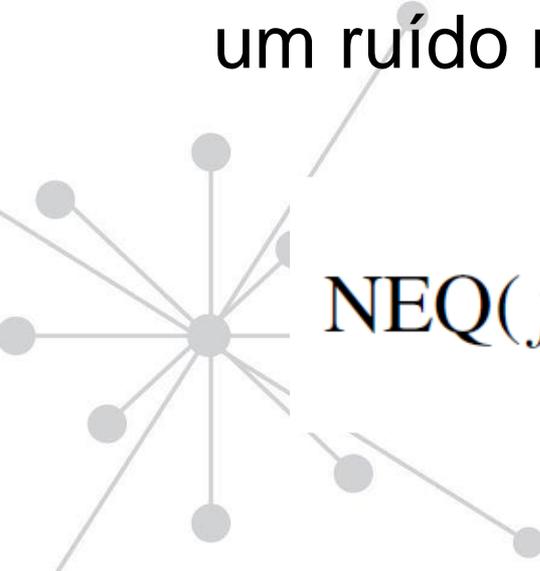
- Número de fótons que efetivamente o detector deveria receber se fosse um detector ideal

Se  $N_{inc}$  é o número de fótons incidentes no detector

➔  $N_{inc} \rightarrow \text{SNR medido}$

# Noise equivalent quanta (NEQ)

- Introduzido por Shaw (1963)
- Associado ao desempenho de detecção, por um observador ideal, de estruturas de baixo contraste em uma imagem uniforme limitada por ruído
- NEQ alta em uma dada frequência equivale a um ruído normalizado baixo naquela frequência

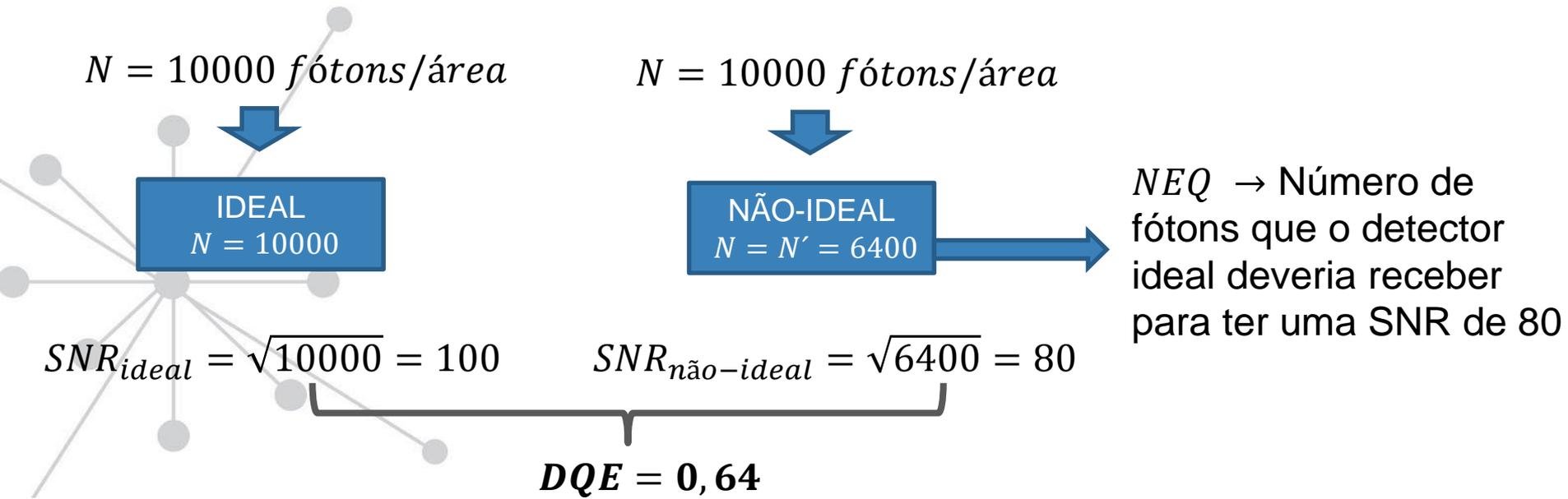

$$\text{NEQ}(f) = \frac{(\bar{d} \cdot \text{MTF}(f))^2}{\text{NPS}(f)} = \frac{\text{MTF}^2(f)}{\text{NNPS}(f)}$$

# Detective Quantum Efficiency (DQE)

- Introduzido por Dainty and Shaw (1974)
- Descreve a eficiência de um sistema de detecção com raios X
- Descreve a habilidade do sistema em transferir as informações do feixe de entrada para a imagem, no domínio de frequências, considerando o  $\text{SNR}^2$
- Degradações da SNR no detector resultam em  $\text{DQEs} < 1$

## Eficiência Quântica de Detecção (DQE)

$$DQE = \frac{N'}{N_{inc}} = \frac{NEQ}{N_{inc}} = \frac{(SNR_{non-ideal})^2}{(SNR_{inc})^2}$$



## Eficiência Quântica de Detecção (DQE)

$$DQE = \frac{N'}{N_{inc}} = \frac{NEQ}{N_{inc}} = \frac{(SNR_{non-ideal})^2}{(SNR_{inc})^2}$$

Difícil de calcular para  
feixes policromáticos

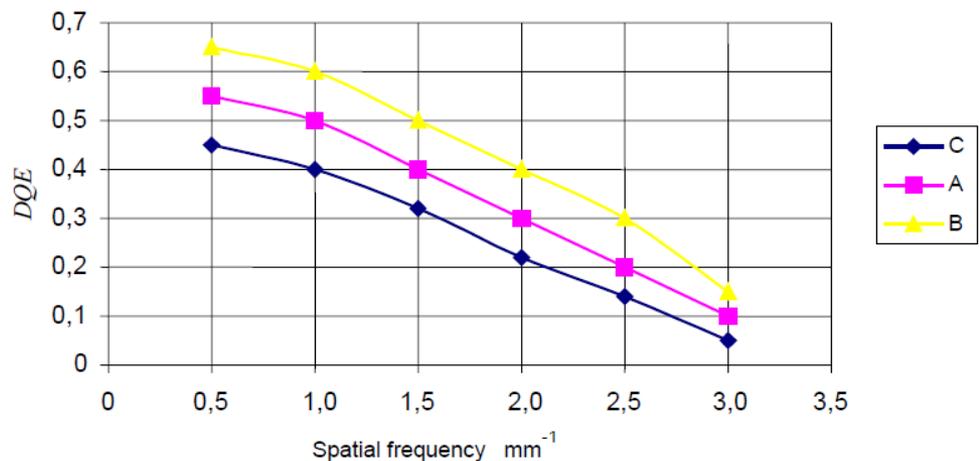
Diferenças entre:

- Variância ponderada pelo número de fótons
- Variância ponderada pela energia

Depende do tipo de detector (integrador ou não),  
mas as diferenças são pequenas

$$DQE(f) = \frac{NEQ(f)}{Q} = \frac{MTF^2(f)}{NNPS \cdot Q}$$

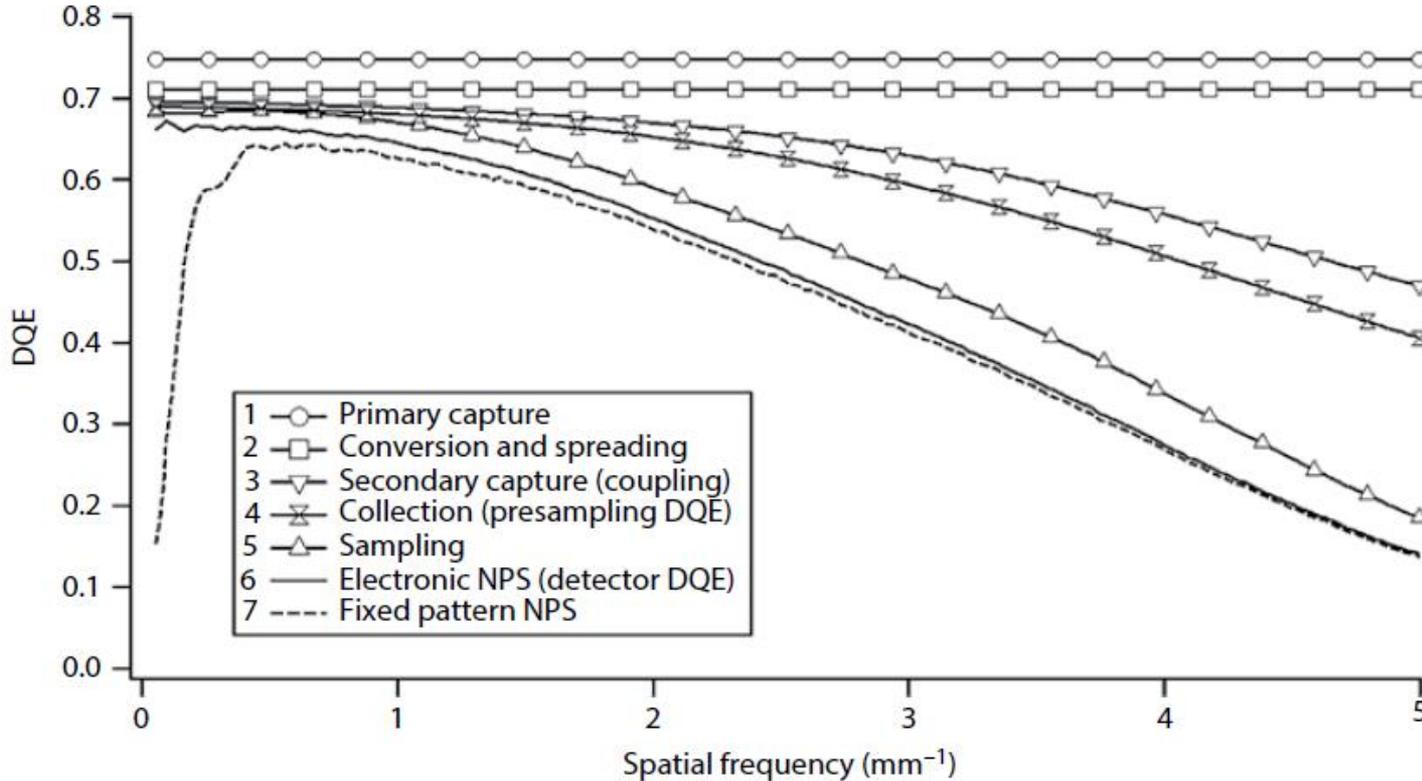
- Adimensional
- Independente de  $Q$  se o detector não incorpora ruído eletrônico ou estrutural
- $Q$  é obtido por medições de kerma no ar no detector (DAK)



IEC 2256/03

Figure 4 – Example for a plot of  $DQE(u,v)$  as a function of SPATIAL FREQUENCY with AIR KERMA (a: 2,5μGy, b: 2,5μGy \* 3,2, c: 2,5μGy / 3,2) as parameters

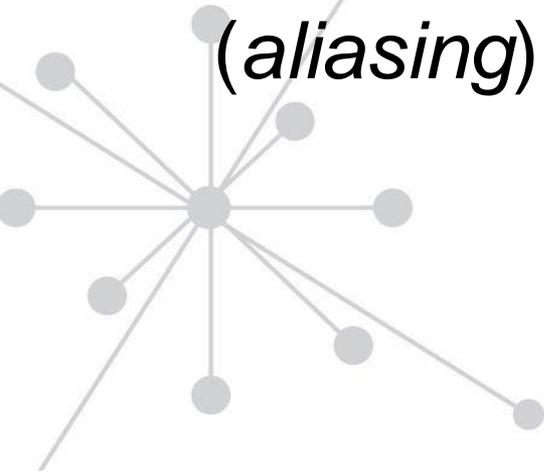
## 2 mm Al de baixa pureza



Cascading DQE through seven stages for a digital X-ray detector. (Adapted from Monnin, P. et al. 2016. *Physics in Medicine and Biology*)

# Métricas dependentes de $f$

- Dependência das respostas dos sistemas de imagem reais com a frequência espacial
- Complexidade por conta das diferenças inerentes de cada tipo de sistema de imagem
- Limitações difíceis de quantificar por conta da amostragem em imagens digitais (*aliasing*)



# Métricas dependentes de $f$

- MTF
  - Resposta do sistema a uma dada frequência de estímulo
- NSP
  - Amplitude da variância em uma dada frequência

$$\frac{MTF(u, v)}{\sqrt{NPS(u, v)}} \propto SNR \text{ máximo a uma dada frequência}$$

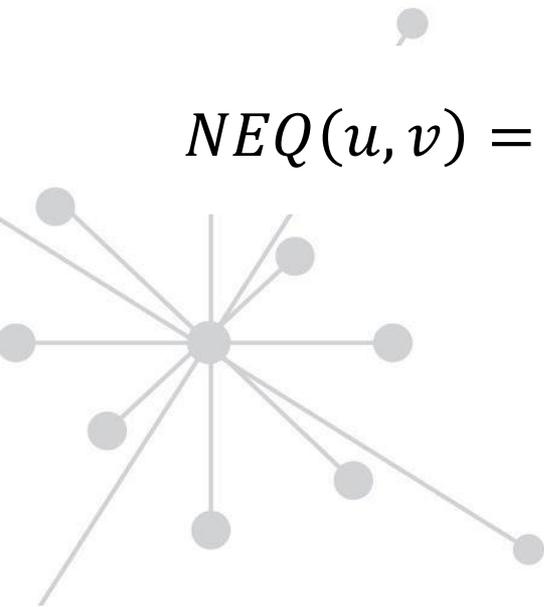
$$NEQ(u, v) = (SNR(u, v))^2 \propto \frac{(MTF(u, v))^2}{NPS(u, v)}$$

- Normalização

$G \rightarrow$  ganho do detector: valor registrado para uma dada fluência de fótons incidente ( $f = 0$ )

$$NNPS(u, v) = \frac{NPS(u, v)}{G}$$

$$NEQ(u, v) = \frac{(MTF(u, v))^2}{NNPS(u, v)} = \frac{G(MTF(u, v))^2}{NPS(u, v)}$$



# Imagens realizadas com a-Se mamo

**2 mm Al de baixa pureza**

**2 mm Al de alta pureza (99%)**

(c)

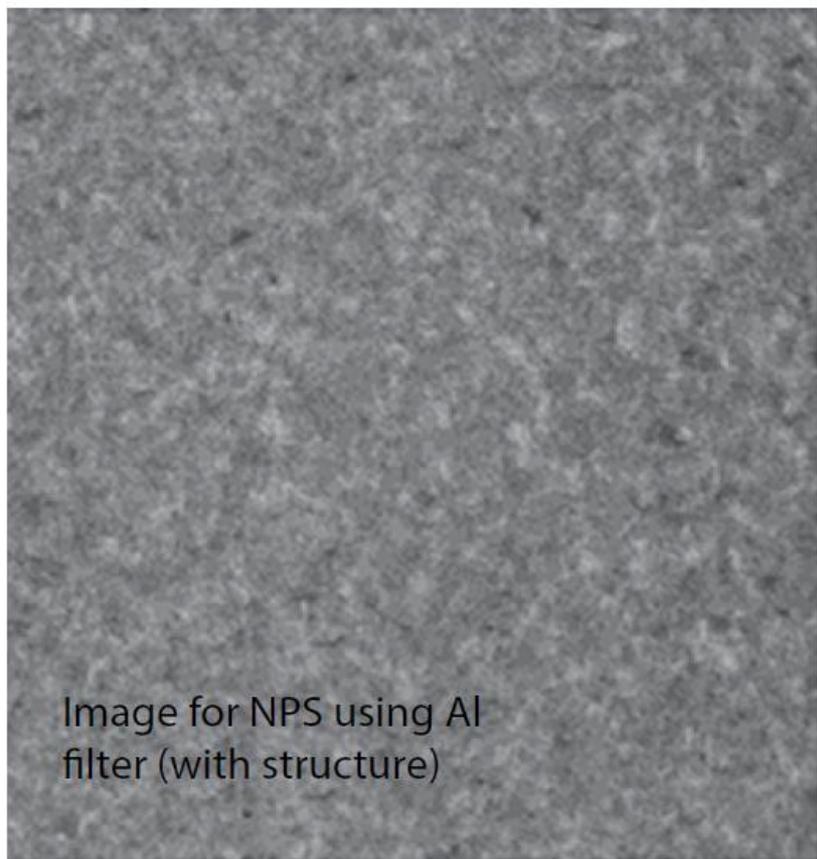


Image for NPS using Al  
filter (with structure)

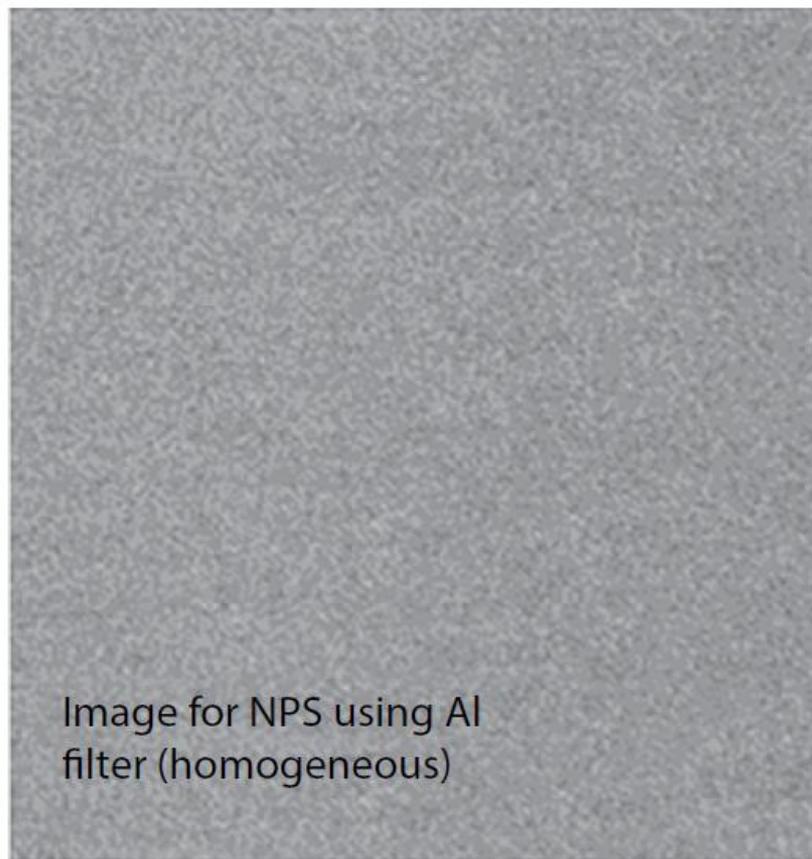
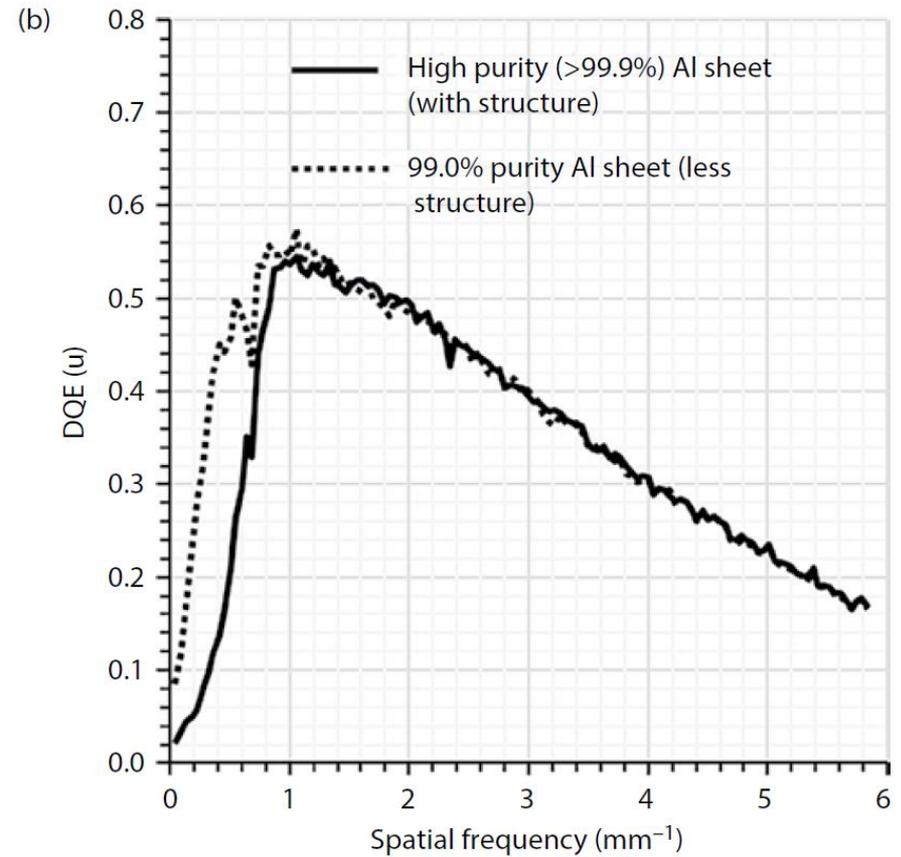
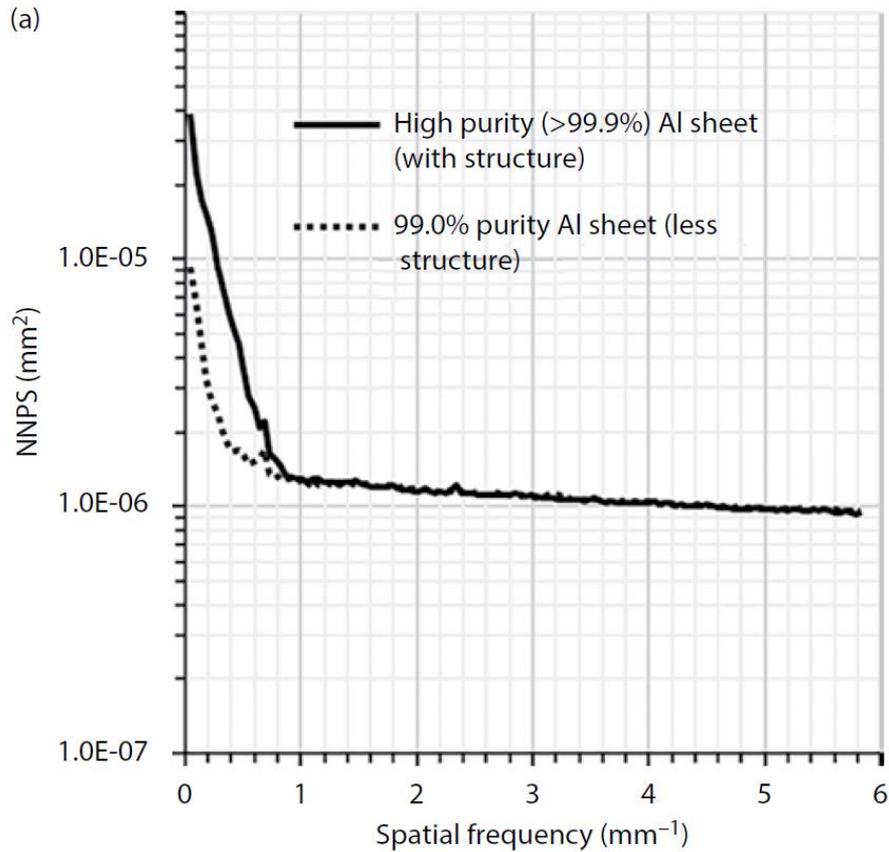
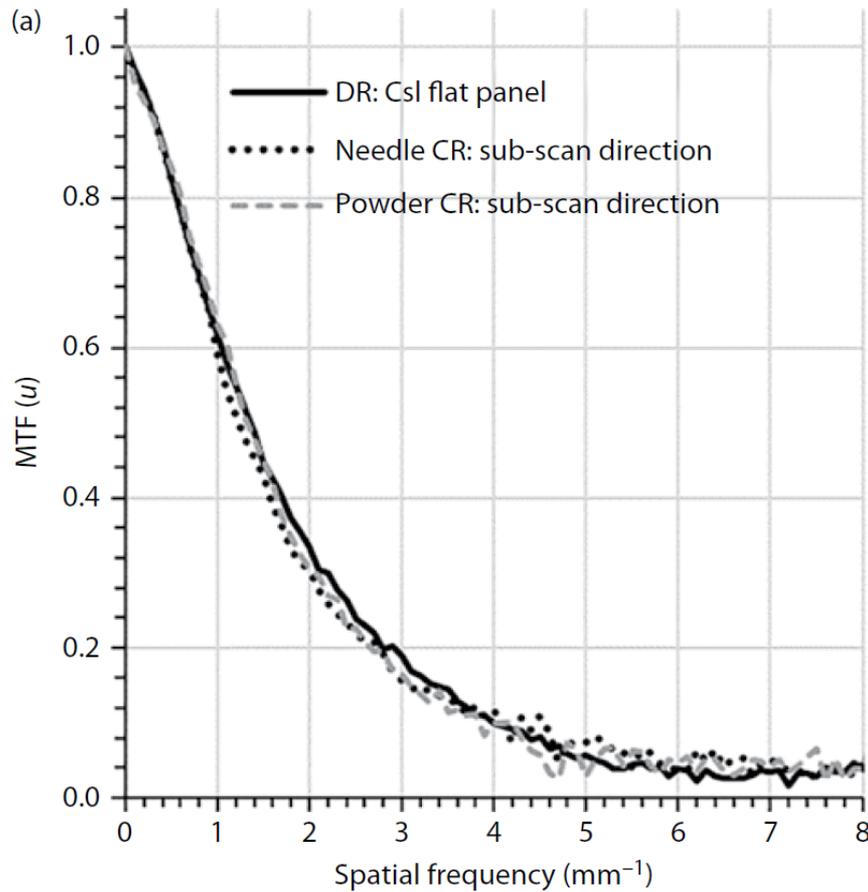


Image for NPS using Al  
filter (homogeneous)

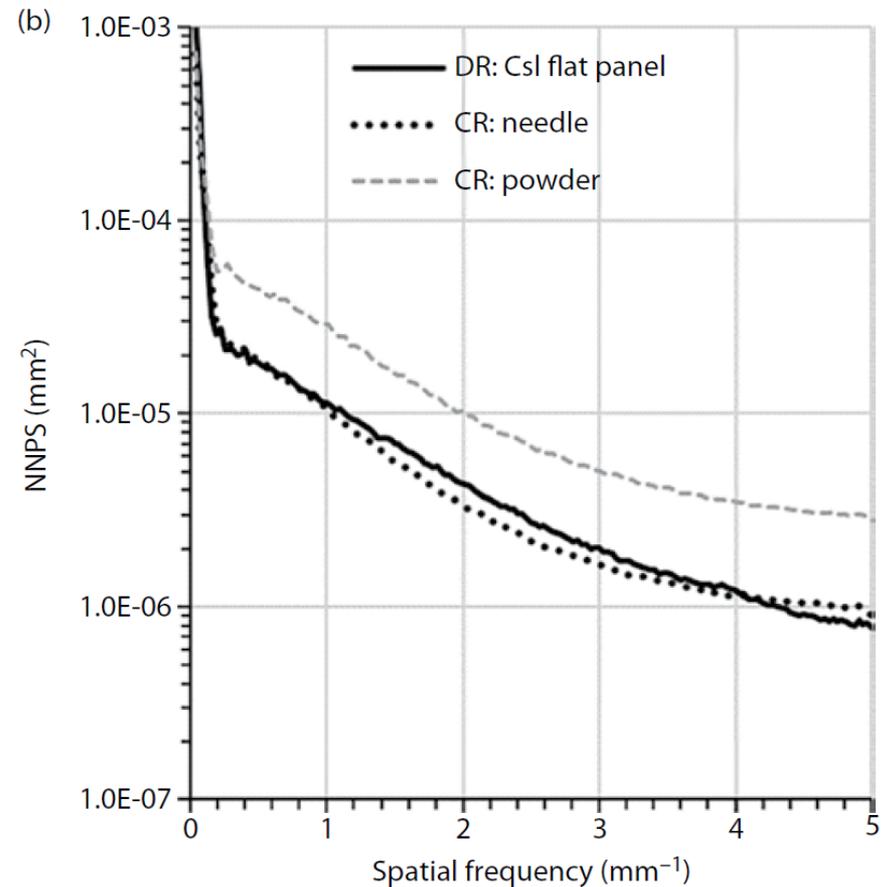


# Alguns exemplos

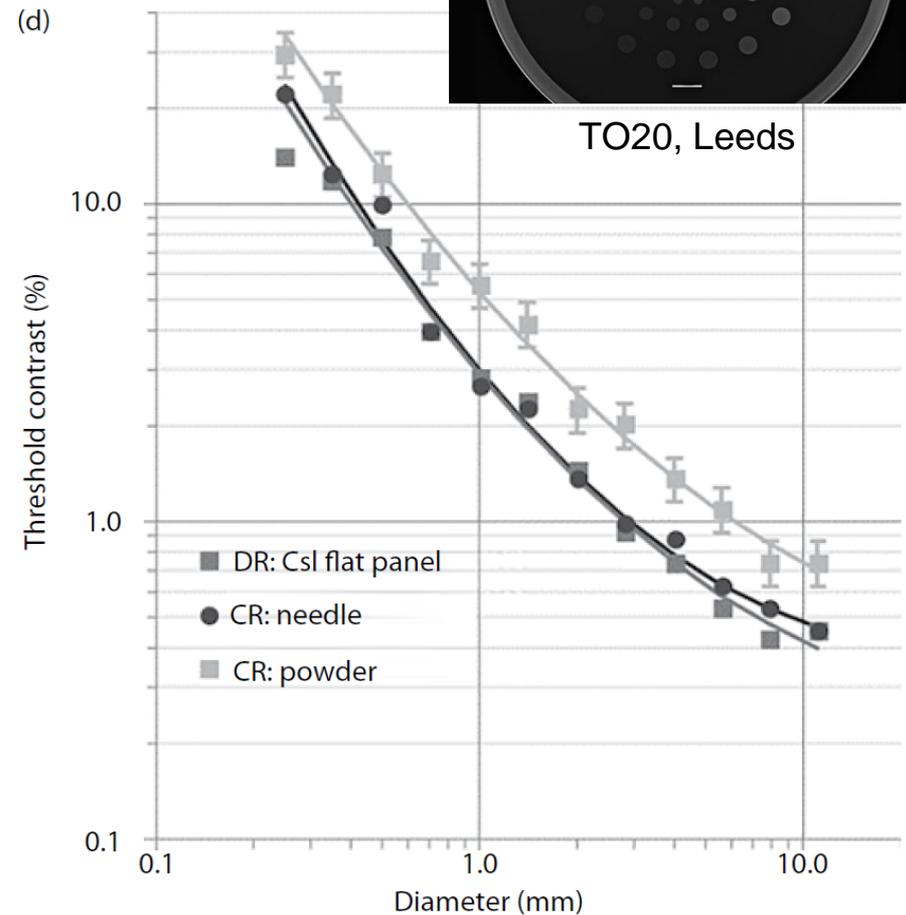
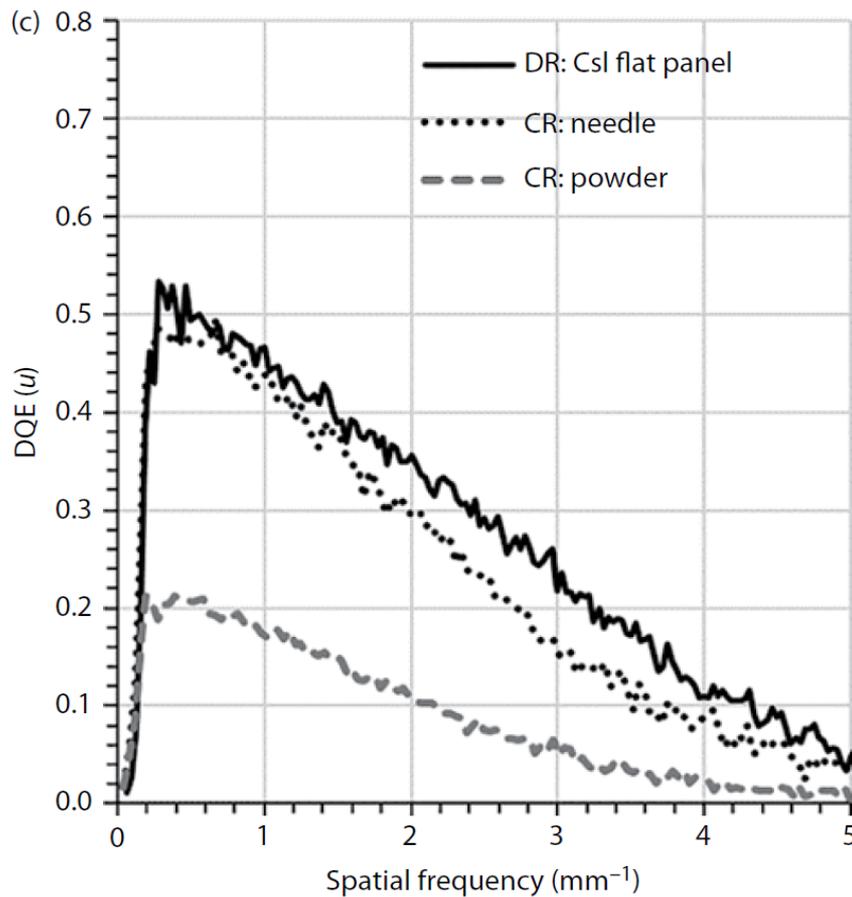
## MTF's muito parecidas



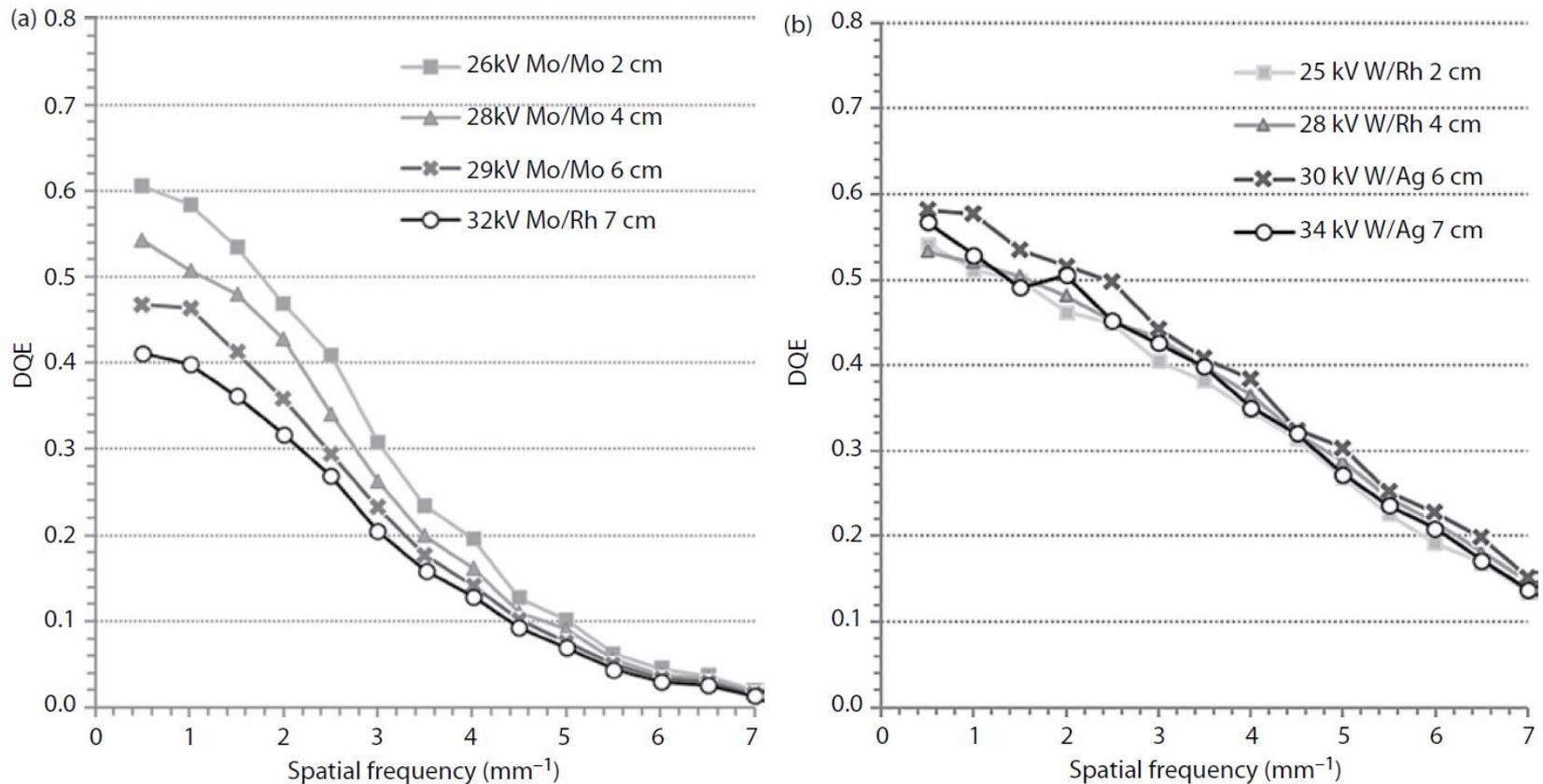
## NNPS's diferentes



# Alguns exemplos



# Alguns exemplos



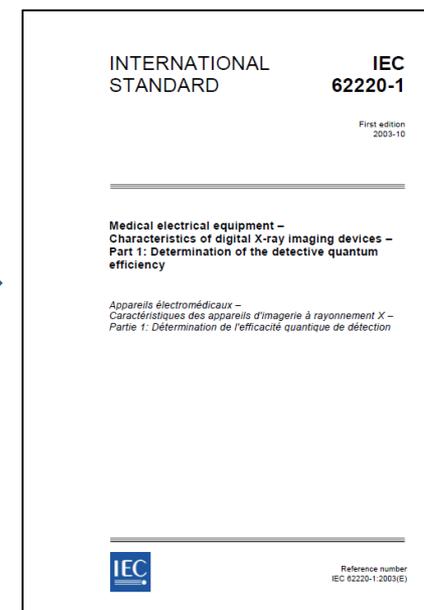
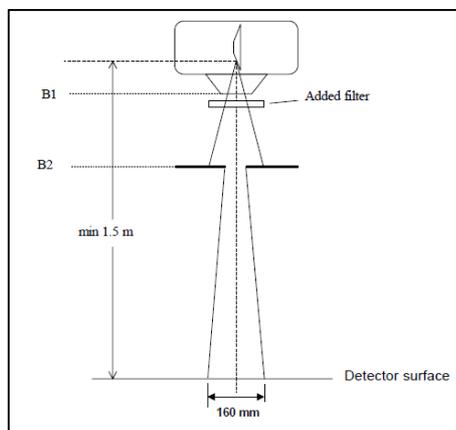
**FIGURE 24.18** DQE measured as a function of energy for two mammography detectors: (a) a powder CR detector, and (b) an a-Se detector.

# Métricas dependentes de $f$

- Medição do NPS
- Idealmente o mesmo espectro de raios X usado para a medição da MTF



Spectrum	Added filtration (mm Al)	HVL (mm Al)
RQA 3	10	4.0
<b>RQA 5</b>	<b>21</b>	<b>7.1</b>
RQA 7	30	9.1
RQA 9	40	11.5



Inclui espalhamento, presença da grade,  
magnificação e borramento devido ao ponto focal

## Effective DQE (eDQE) and speed of digital radiographic systems: An experimental methodology

Ehsan Samei<sup>a)</sup>

*Departments of Radiology, Biomedical Engineering, and Physics, Carl E. Ravin Advanced Imaging Laboratories (RAI Labs), Medical Physics Graduate Program, Duke University and Medical Center, 2424 Erwin Road, Suite 302, Durham, North Carolina 27705*

Nicole T. Ranger

*Department of Radiology, Carl E. Ravin Advanced Imaging Laboratories (RAI Labs), Duke University and Medical Center, 2424 Erwin Road, Suite 302, Durham, North Carolina 27705*

Alistair MacKenzie

*Department of Medical Engineering and Physics, KCARE, Faraday Building, King's College Hospital, Denmark Hill, London SE5 9RS, United Kingdom*

Ian D. Honey

*Department of Medical Physics Floor 3, Henriette Raphael House, Guy's and St Thomas Hospital, London SE19RT, United Kingdom*

James T. Dobbins III

*Departments of Radiology and Biomedical Engineering, Carl E. Ravin Advanced Imaging Laboratories (RAI Labs), Medical Physics Graduate Program, Duke University and Medical Center, 2424 Erwin Road, Suite 302, Durham, North Carolina 27705*

Carl E. Ravin

*Department of Radiology, Carl E. Ravin Advanced Imaging Laboratories (RAI Labs), Duke University and Medical Center, 2424 Erwin Road, Suite 302, Durham, North Carolina 27705*

# Métricas dependentes de $f$

- DQE efetiva

$$eDQE(\hat{u}, \hat{v}) = \frac{(MTF(\hat{u}, \hat{v}))^2 (1 - SF)^2}{NNPS(\hat{u}, \hat{v}) \cdot E \cdot q} \rightarrow SNR_{in}^2$$

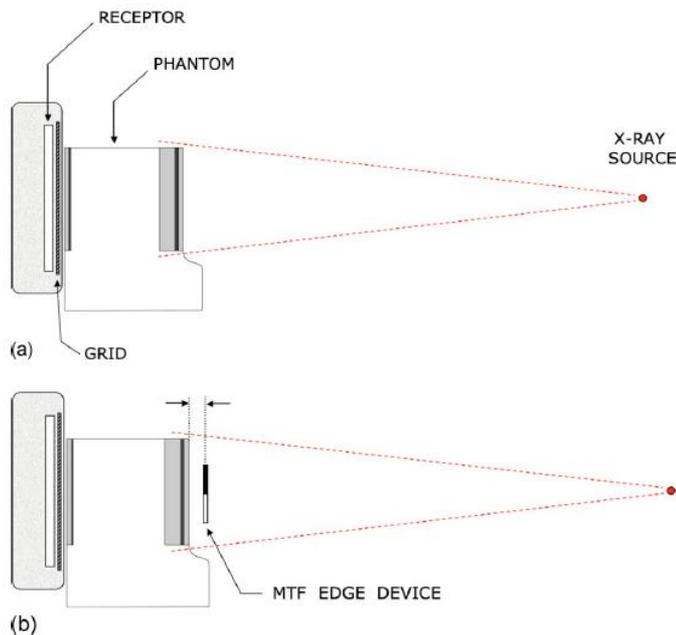
Fração de espalhamento

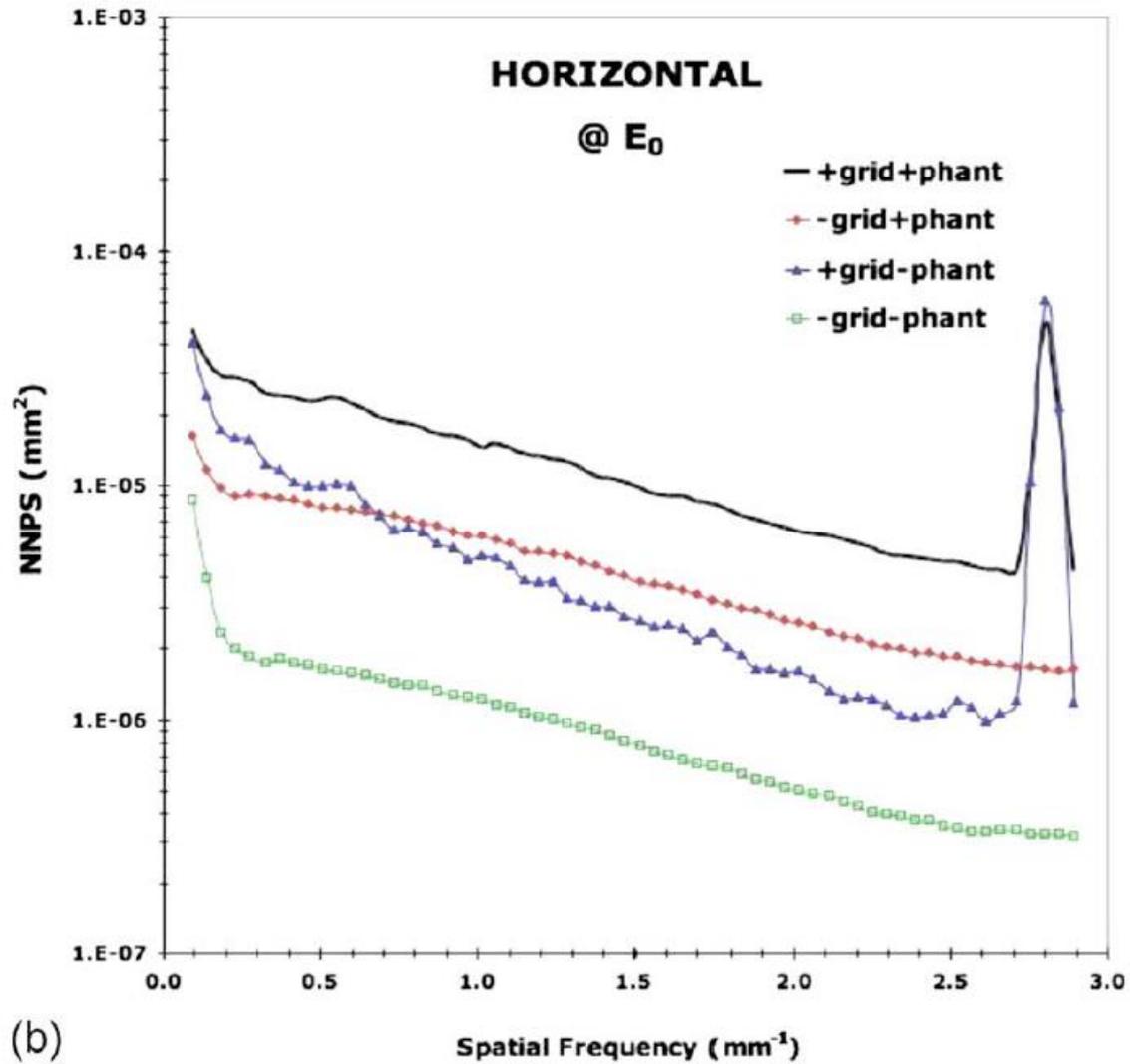
Detector ideal

$\hat{u} = mu$   
 $\hat{v} = mv$

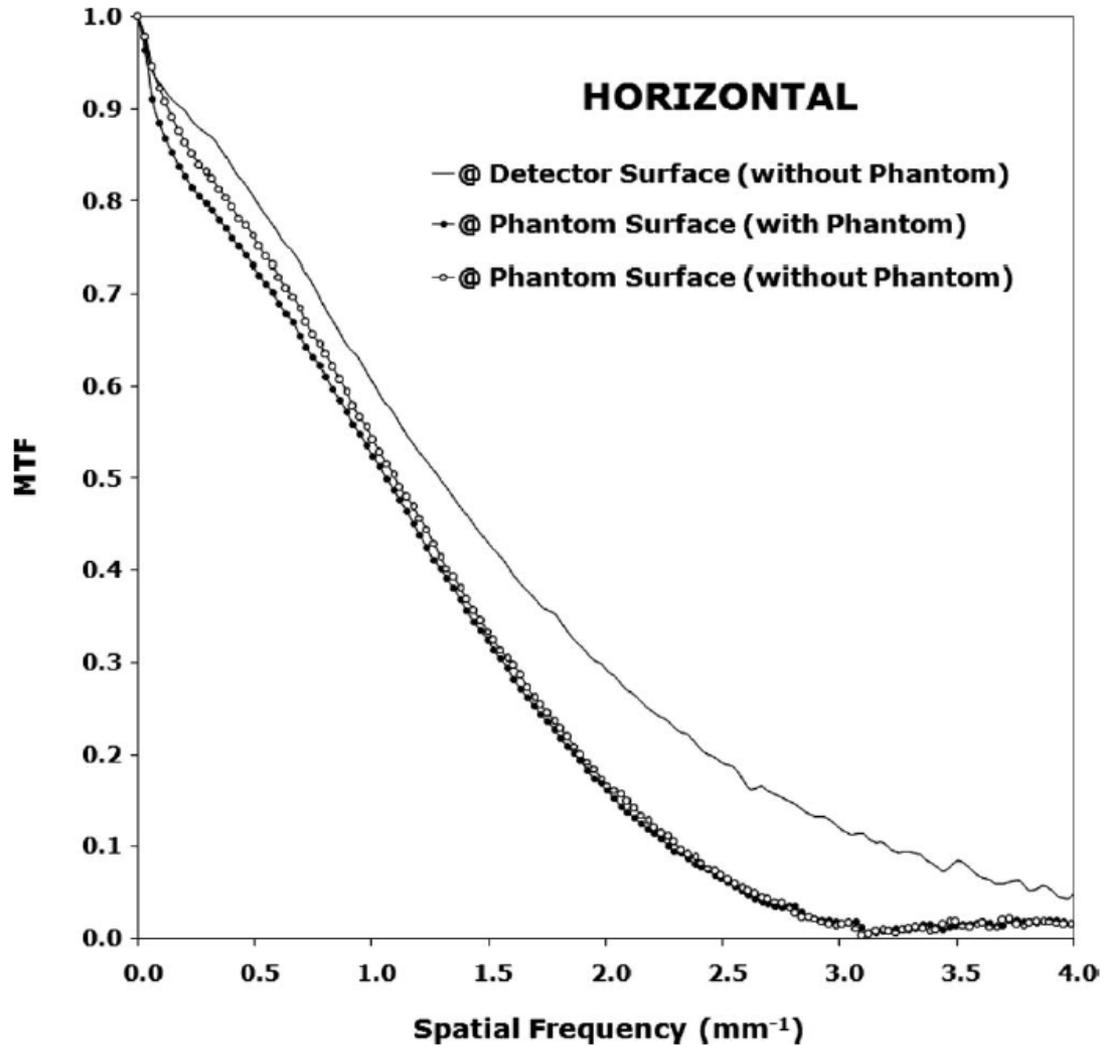
Frequência no plano de entrada do phantom ( $m$  – magnificação)

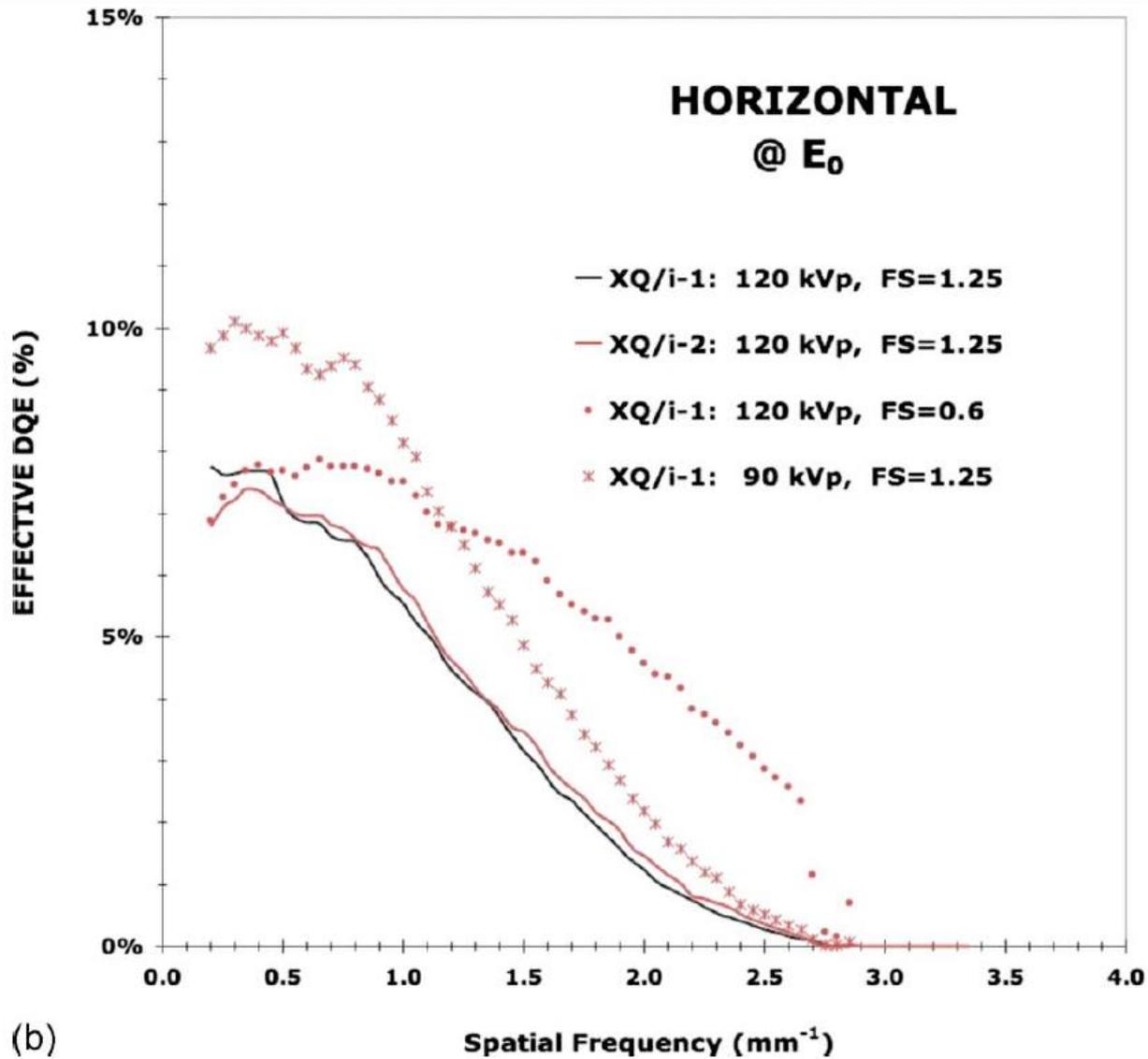
Exposição na entrada do phantom corrigida por  $1/d^2$  para a posição do detector



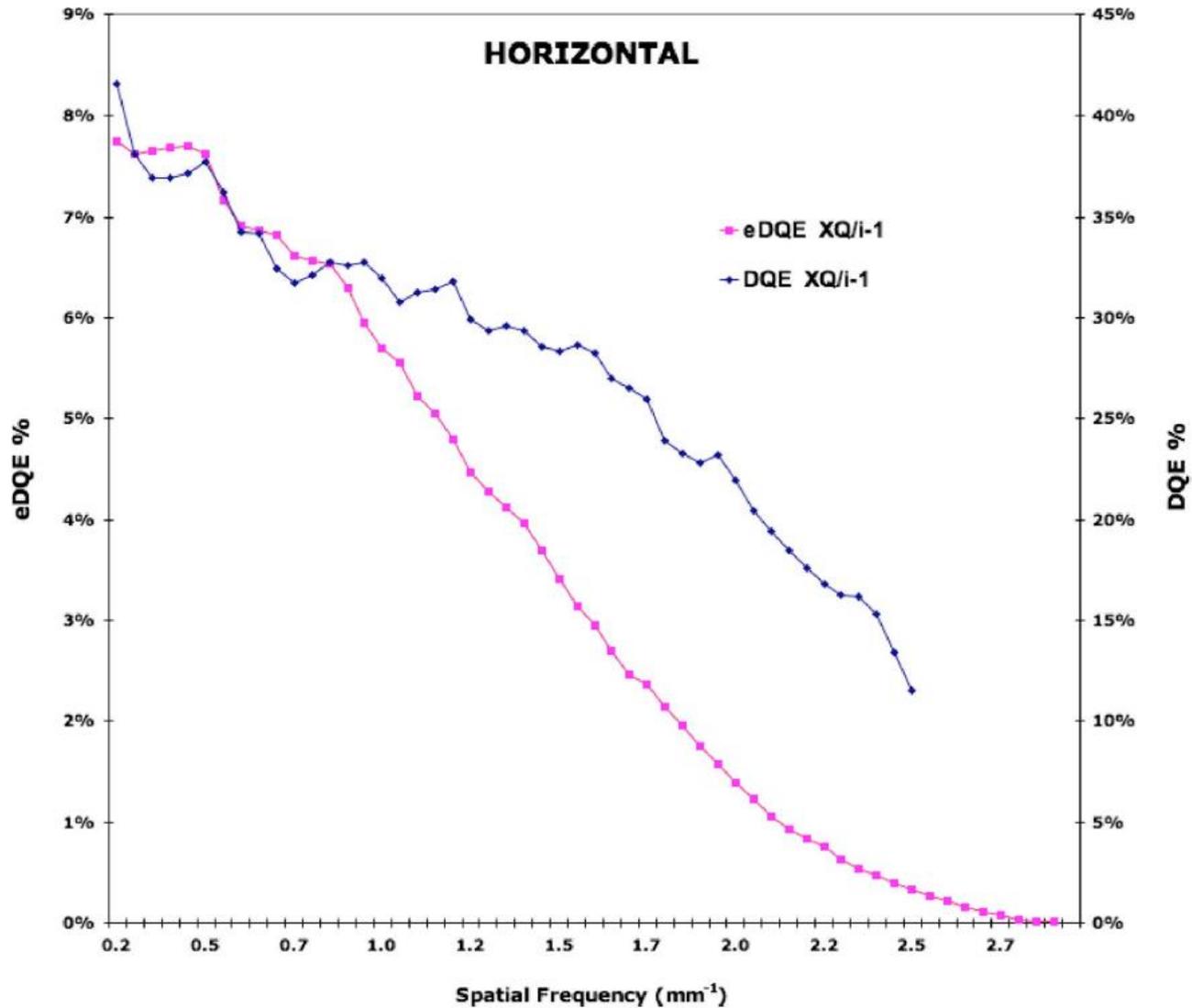


(b)





(b)



# Diferentes definições de DQEs

$$eDQE(f') = \frac{MTF^2(f') \cdot (1 - SF)^2}{NNPS(f') \cdot P} = T_p \cdot (1 - SF) \cdot DQE(f').$$

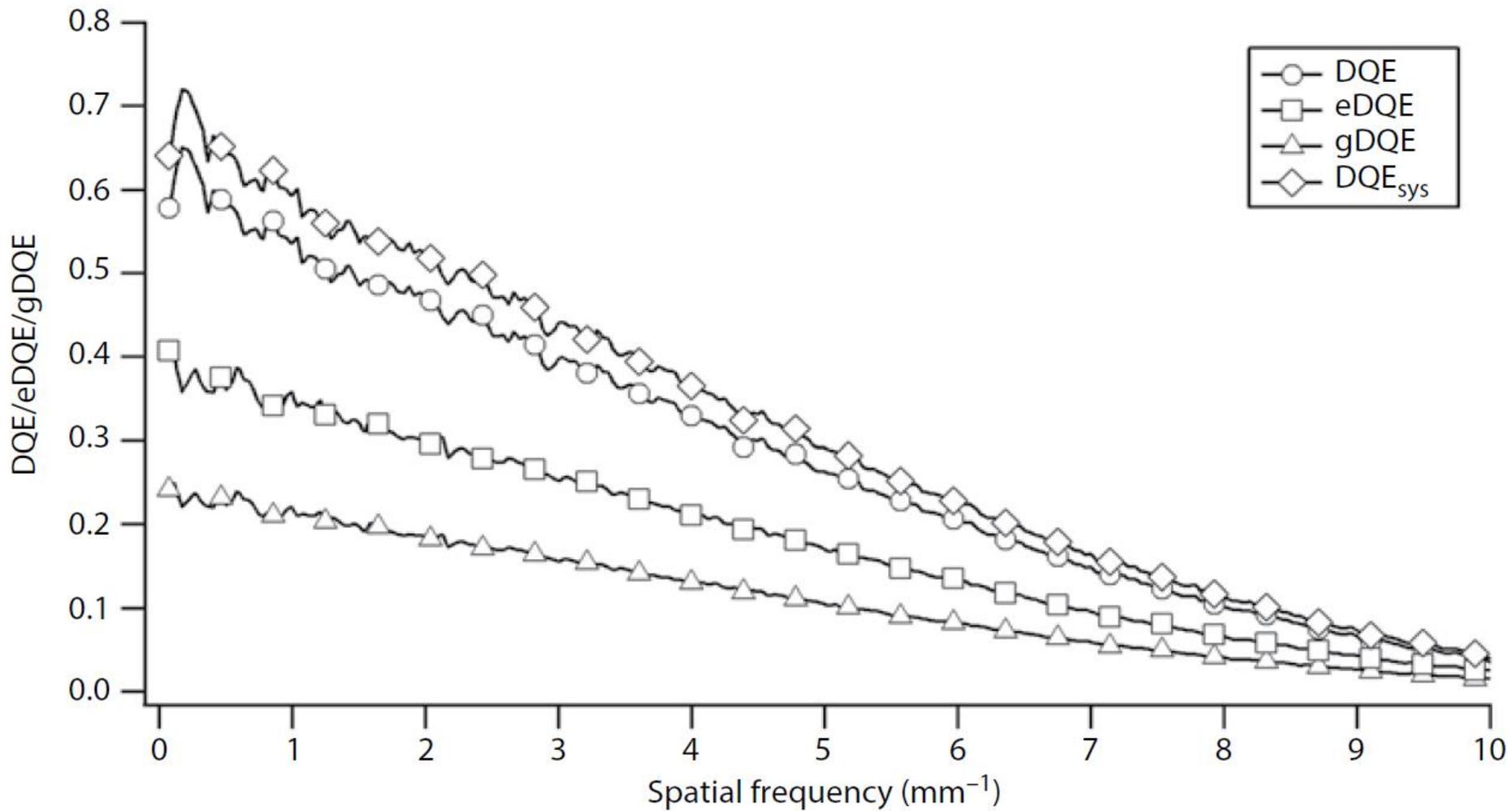
Transmissão pela grade

$$gDQE(f') = \frac{gMTF^2(f')}{NNPS(f') \cdot (P + S)}$$

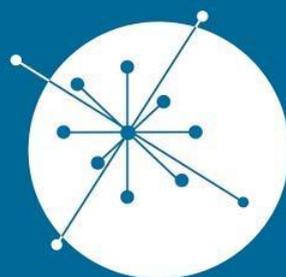
Considera o borramento devido ao ponto focal, detector e espalhamento

$$DQE_{sys}(f) = DQE_{ASD} \cdot DQE_d(f)$$
$$= \frac{T_p^2}{T_t} \cdot \frac{MTF^2(f)}{NNPS(f) \cdot (P + S)}$$

Eficiência da grade  
Anti-espalhamento



**FIGURE 24.19** Comparison between detector DQE, eDQE, and gDQE for a mammography system with a beam containing a scatter fraction equal to 0.38 at the detector input.



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

---

IFUSP - Instituto de Física da USP

