Programa

1 - Princípios gerais da imagiologia
1.1 – Morfológica ou funcional
1.2 – Projectiva ou tomográfica

2 - Imagiologia de transmissão
2.1 - Raios X (analógico e digital)
2.2 - TAC

3 - Imagiologia de emissão
3.1 - Câmaras Gama-SPECT
3.2 - PET

4 - Imagiologia de ultrasons
4.1 - Ecografia
4.2 - Ecodoppler

5 - Ressonância Magnética Nuclear

6 – Caracterização matemática das imagens

Imagiologia morfológica

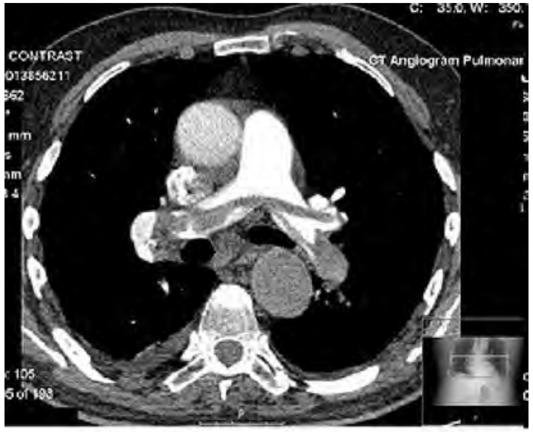
Morfológica: pretende revelar as estruturas anatómicas

Ressonância (MRI)

Ecografia (ultrasonography)

Radiografia (X-ray)

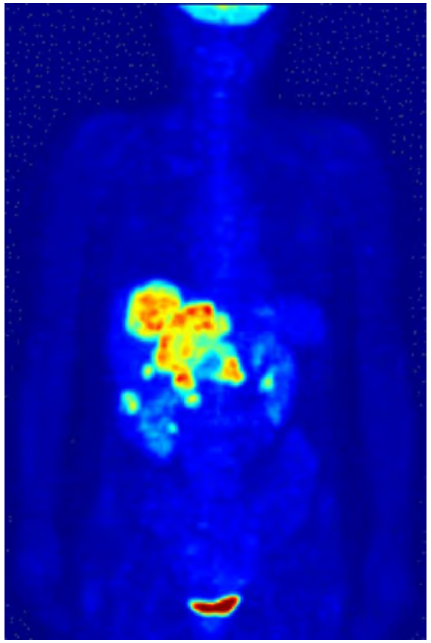
TAC (CT)

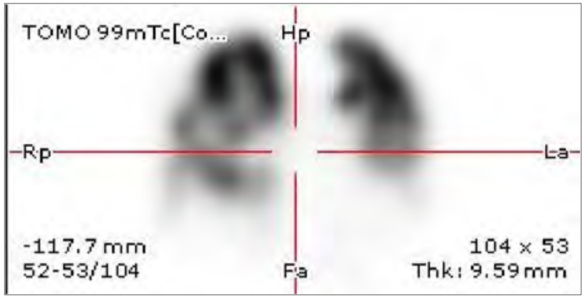


Imagiologia funcional

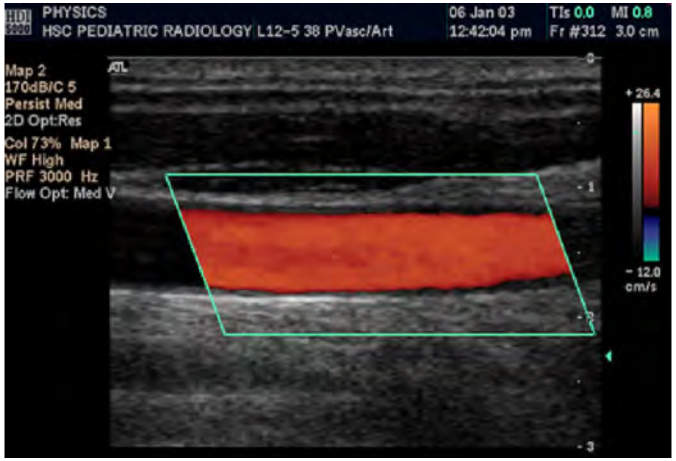
Funcional: pretende revelar as funções biológicas

PET SPECT
(absorção de diversas substâncias)

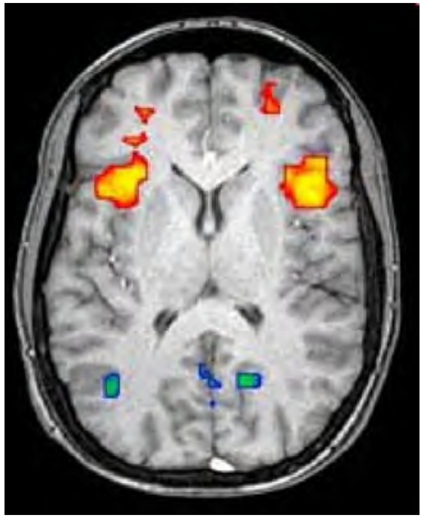




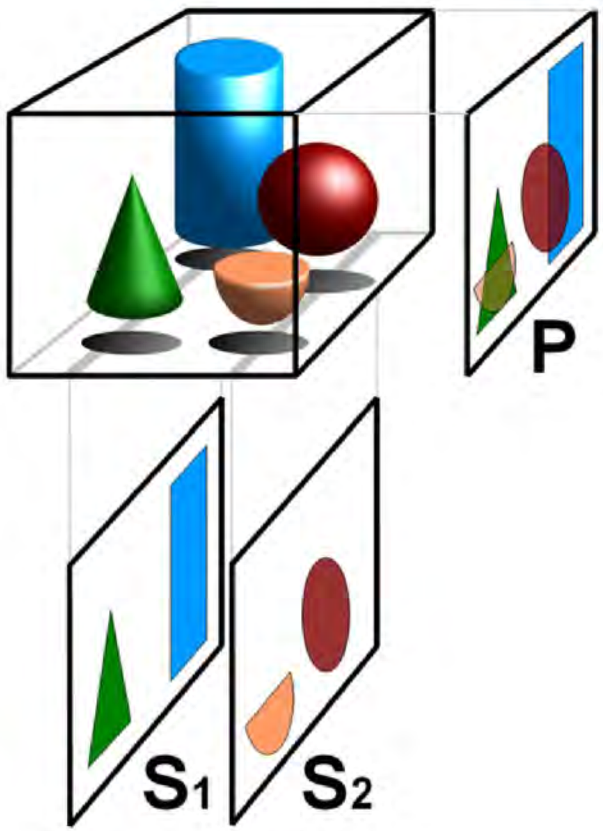
Ecografia Doppler
(velocidade dos fluidos)



fMRI (oxigenação)



Imagiologia projectiva vs. tomográfica



Projectiva

Tomográfica (pode-se reconstruir o volume)

Características gerais das imagens

Em geral o processo imagiológico, qualquer que seja, não reproduz fielmente o objecto. Introduz-se sempre ruído, perda de definição e/ou distorção geométrica. Estes efeitos podem ou não dificultar/impedir o fim em vista.

A quantidade relevante de ruído caracteriza-se pela relação sinal-ruído (SNR) e outras quantidades associadas.

A perda de definição caracteriza-se pela função de espalhamento do ponto (PSF) e outras quantidades associadas.

Não existe uma medida geralmente aceite para a distorção geométrica.

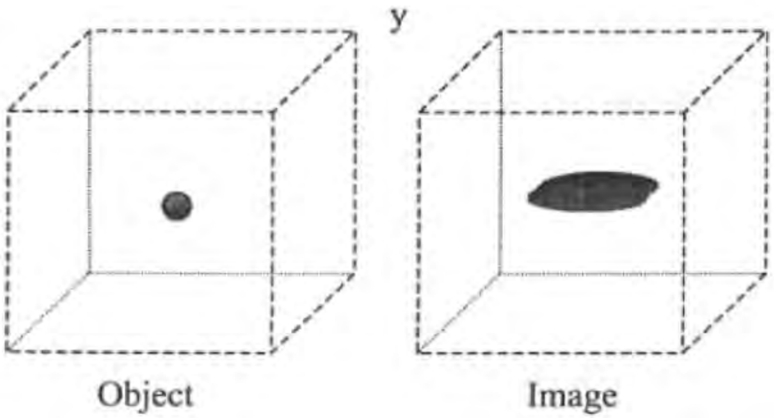
A função de espalhamento do ponto ("PSF-Point Spread Function)

A perda de resolução de sistemas imagiológicos com certas "boas" propriedades matemáticas pode-se representar pela sua PSF, que só depende do sistema e não do objecto.

Se *O(x,y,z)* for o objecto que se pretende visualizar, *I(x,y,z)* a imagem recolhida e *h(x,y,z)* a PSF existe a relação

$$I = O \otimes h$$

onde $\otimes$ é a operação matemática de convolução.



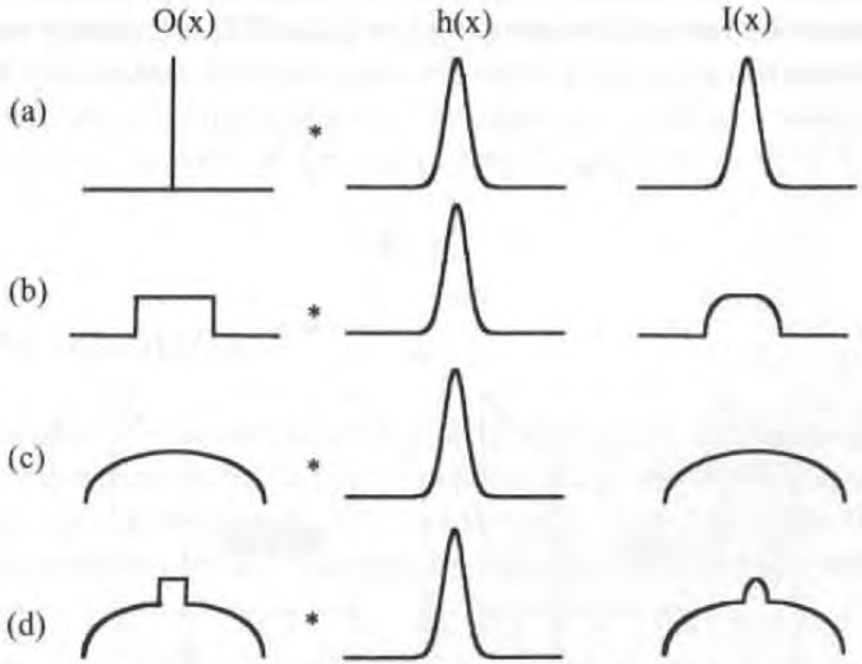


FIGURE 5.3. *Projections I(x) resulting from the convolution of different one-dimensional objects O(x) with a one-dimensional Gaussian PSF, h(x). (a) If O(x) is a delta function I(x) and h(x) are identical, and thus the acquired image can be used to estimate h(x). (b) Sharp edges and boundaries in the object are blurred in the image I(x). (c) If the image is very smooth, then the overall effect of h(x) is small, but if, within the smooth structure, there are sharp boundaries, as in (d), then these boundaries appear blurred in the image.*

A funções de espalhamento da linha e da aresta

Se a imagem for em 2 dimensões é costume especificar a "line spread function" LSF e (menos frequente) a "edge spread function" ESF

$$LSF(y) = \int h(x,y)dx$$

$$ESF = LSF \otimes \Pi$$

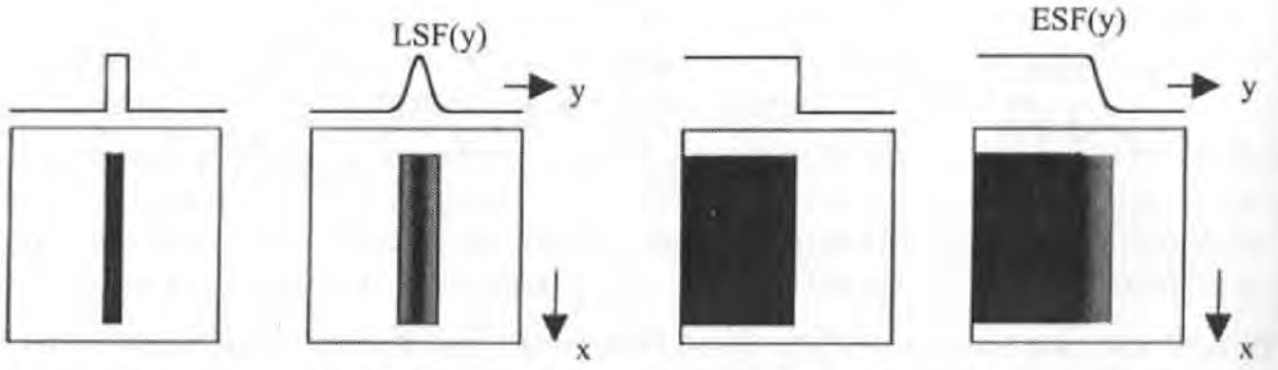
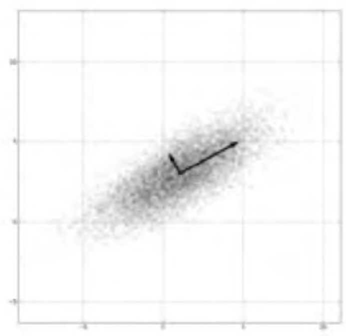


FIGURE 5.5. *Illustration of the concept of (left) the line spread function (LSF) and (right) the edge spread function (ESF). For measuring the LSF, the object consists of a thin line, with the one-dimensional projection of the object in the y dimension shown above. The actual image is broadened, with the LSF defined by the one-dimensional y projection of the image. (Right) For measurement of the ESF, a wide object with a sharp edge is used.*

Se a PSF for gaussiana (modelação muito comum)

$$h = \frac{1}{2\pi\sigma_x\sigma_y} e^{-\frac{1}{2}\left(\frac{x^2}{\sigma_x^2}+\frac{y^2}{\sigma_y^2}\right)}$$



FWHM=2.36 σ

$$LSF(y) = \frac{1}{\sqrt{2\pi}\sigma_y} e^{-\frac{y^2}{2\sigma_y^2}}$$

Resolução da imagem

Resolução da imagem é a menor distância a que se podem distinguir na imagem objectos distintos.
Convencionalmente, a resolução é igual à largura total a meia altura (FWHM) da PSF (ou da LSF se se tratar de linhas).

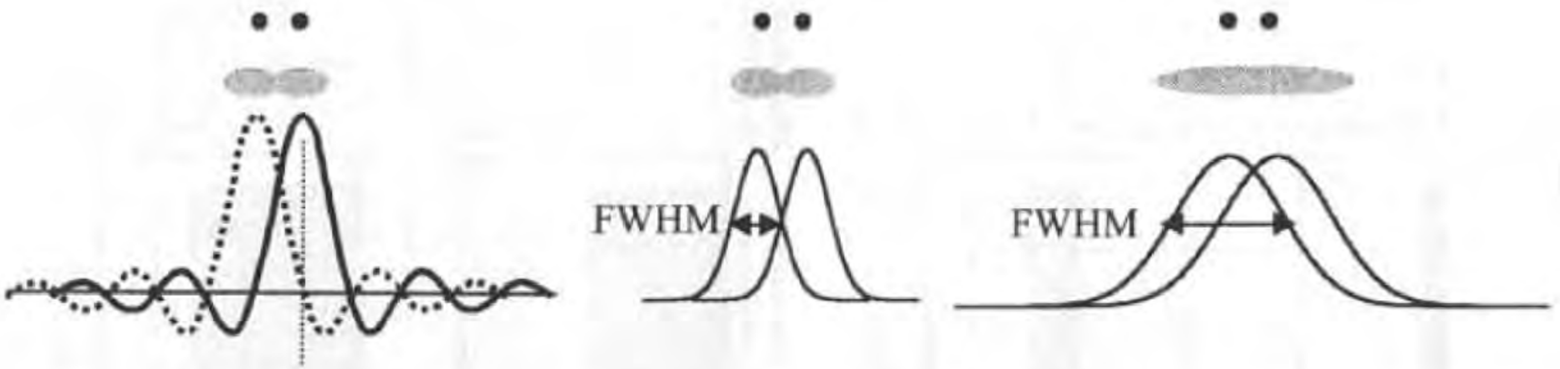


FIGURE 5.4. *(Left) For a sinc PSF, the signals from the two point sources can be resolved when the separation between them is less than half the width of the main lobe of the sinc function. (Center) For an arbitrary form of the PSF, the two point sources can be resolved when their separation is less than the FWHM of the function. (Right) The two point sources can no longer be resolved due to the broad FWHM of the PSF.*

Função de transferência da modulação
(“modulation transfer function” - MTF)

É a transformada de Fourier da PSF:

$$MTF(k_x, k_y, k_z) = \mathrm{F}(h(x, y, z))$$

Logo, pelo teorema da convolução:

$$\mathrm{F}(I) = \mathrm{F}(O) \times MTF$$

Se a LSF é gaussiana

$$LSF(x) = \frac{1}{\sqrt{2\pi}\sigma_x} e^{-\frac{x^2}{2\sigma_x^2}}$$

então a sua LMTF também o é

$$LMTF(k) = \mathrm{F}(LSF(x)) = e^{-\frac{k^2}{2\frac{1}{\sigma_x^2}}}$$

A LMTF mede-se com facilidade usando fantomas de linhas exprime-se em pares de linhas/mm (“lp/mm”)

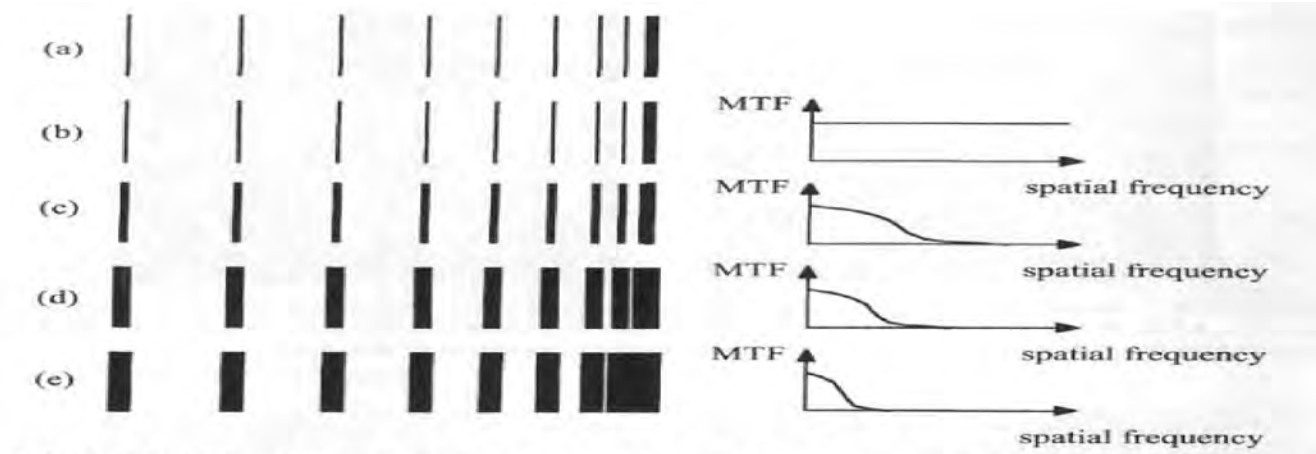


FIGURE 5.6. (a) A schematic of a line phantom used to measure the MTF of an imaging system. (b–e) The images produced from the phantom by imaging systems with the MTF shown on the right. As the MTF becomes progressively narrower (corresponding to a broader LSF), the image becomes more blurred.

Relação sinal-ruído ("signal to noise ratio" - SNR)

A SNR é a razão entre o valor médio do sinal e o desvio padrão do ruído (*V=variância, u_i=valor dos pixels*)

$$SNR = \frac{<sinal>}{\sqrt{V(ruído)}} \underset{\substack{\text{região}\\ \text{de sinal}\\ \text{uniforme}}}{=} \frac{<sinal>}{\sqrt{V(sinal)}};\ V = \frac{1}{N-1}\sum_{\substack{\text{região}\\ i=1:N}} (u_i - <u_i>)^2$$

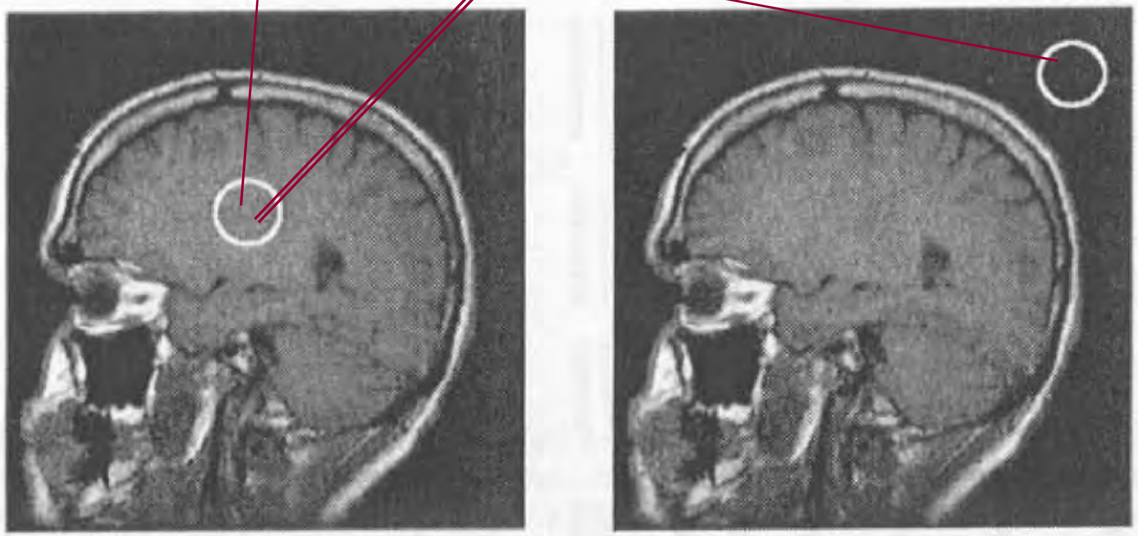


FIGURE 5.7. Measuring the SNR for an MRI image. The mean signal intensity is derived from an ROI in the image (left), and the same area is used to measure the noise (right). The SNR is defined as the mean intensity divided by the standard deviation of the noise.

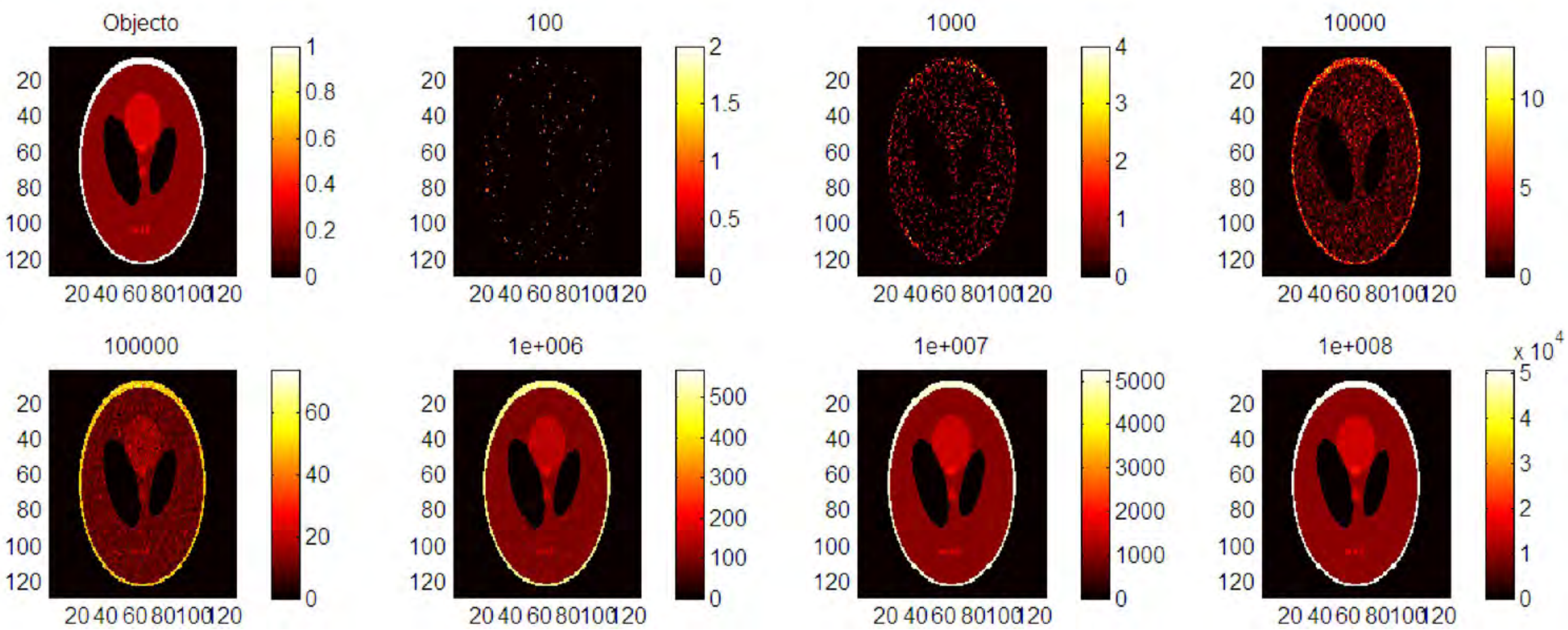
A SNR pode variar muito em diferentes pontos da imagem

Ruído de contagem

Alguns processos (p.ex: imagiologia de emissão) são afectados por estatística de contagem, que segue uma estatística de Poisson ⇒ ruído de contagem

$$P(N)=\frac{\mu^N e^{-N}}{N!}; \quad SNR=\frac{\mu}{\sigma}=\frac{\mu}{\sqrt{\mu}}=\sqrt{\mu}$$

A relação sinal/ruído (SNR) melhora com √média (μ=média)



Relação contraste-ruído ("contrast to noise ratio" - CNR)

A CNR é a razão entre a diferença de sinal entre regiões que se pretendem distinguir e o desvio padrão do ruído

$$CNR = \frac{<sinal_1> - <sinal_2>}{\sqrt{V(ruído)}}$$

O reconhecimento de objectos de pequenas dimensões é mais afectado pelo ruído e também sofre se a imagem perder resolução

FIGURE 5.9. (Top left-to-right) As the noise level increases in an image with high intrinsic contrast, the CNR degrades such that structures within the image can no longer be discerned. (Bottom left-to-right) As the spatial resolution of the image decreases, then the image contrast becomes worse, particularly for small objects within the body.