

PGF5312 - 2 FUNDAMENTOS DE PROCESSAMENTO DIGITAL DE IMAGENS MÉDICAS

Aula 7 - Fundamentos de imagens digitais - parte 1

Paulo R. Costa

Grupo de Dosimetria das Radiações
e Física Médica

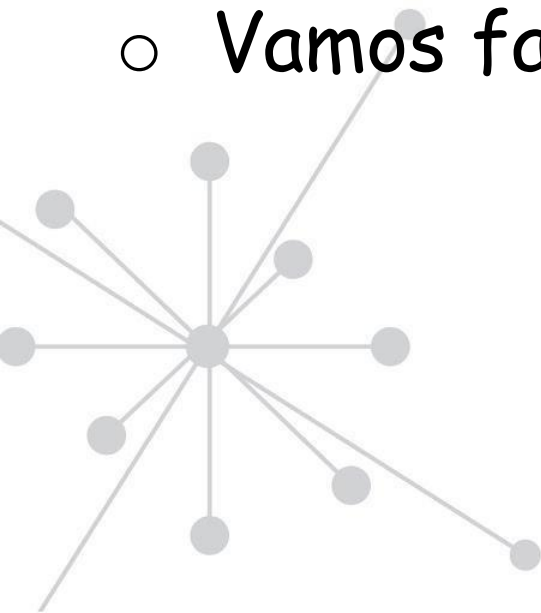
Instituto de Física - USP

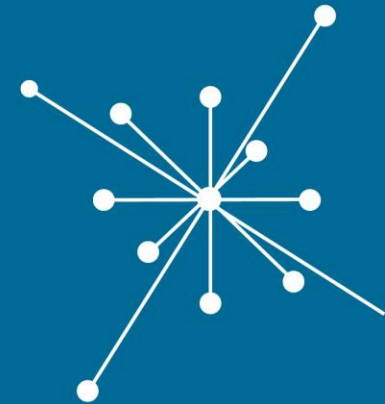


Sumário

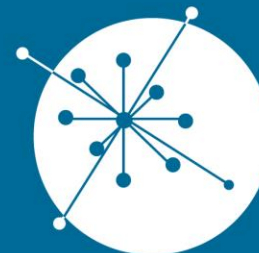
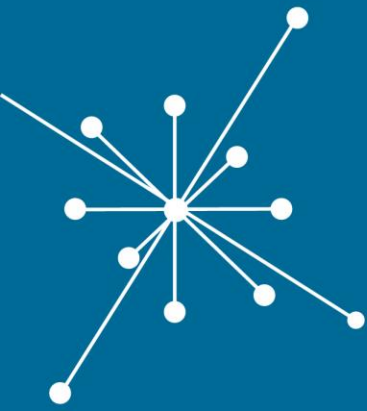
- Informações nas imagens
- Modelo de Rose
- Sensibilidade e resposta visual
- Contraste

- Vamos falar sobre os trabalhos





Informações nas imagens



GRUPO DE
DOSIMETRIA
DAS RADIAÇÕES
e FÍSICA MÉDICA

IFUSP - Instituto de Física da USP

Representação de uma imagem digital

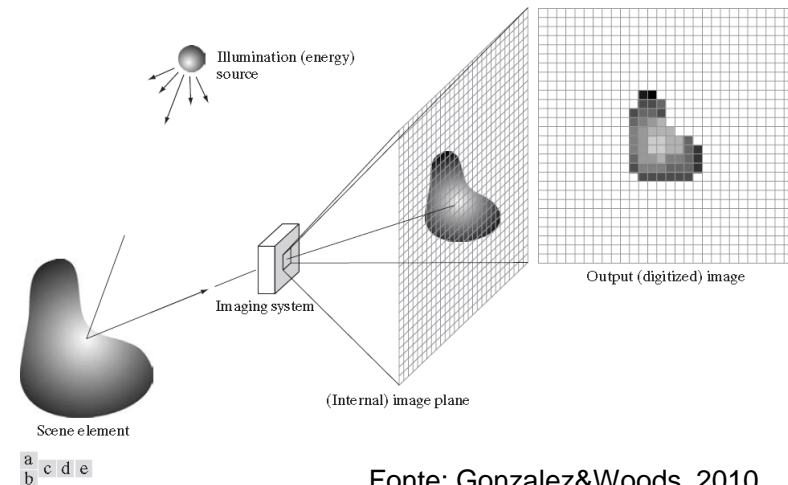
$$f(x, y) = \begin{bmatrix} f(0,0) & f(0,1) & \cdots & f(0, N - 1) \\ f(1,0) & f(1,1) & \cdots & f(1, N - 1) \\ \vdots & \vdots & \ddots & \vdots \\ f(M - 1,0) & f(M - 1,1) & \cdots & f(M - 1, N - 1) \end{bmatrix}$$

- Elemento de imagem
- Elemento de figura
- Pixel
- Pel

$$a_{i,j} = f(x = i, y = j) = f(i, j)$$

$$\mathbb{A} = \begin{bmatrix} a_{0,0} & a_{0,1} & \cdots & a_{0,N-1} \\ a_{1,0} & a_{1,1} & \cdots & a_{0,0} \\ \vdots & \vdots & \ddots & \vdots \\ a_{0,M-1} & a_{1,M-1} & \cdots & a_{M-1,N-1} \end{bmatrix}$$

- Pixels
 - Dados discretos



Fonte: Gonzalez&Woods. 2010

- Definições para pixels
 - Elemento físico básico de um sensor digital
 - Elemento de uma matriz de imagem em um computador
 - Elemento de apresentação em monitor ou projetor

Representação de uma imagem digital

$f(x, y) \rightarrow$ matriz $M \times N$ e níveis discretos L

Inteiros positivos

2^k

$L = 2^k \rightarrow k$ inteiro

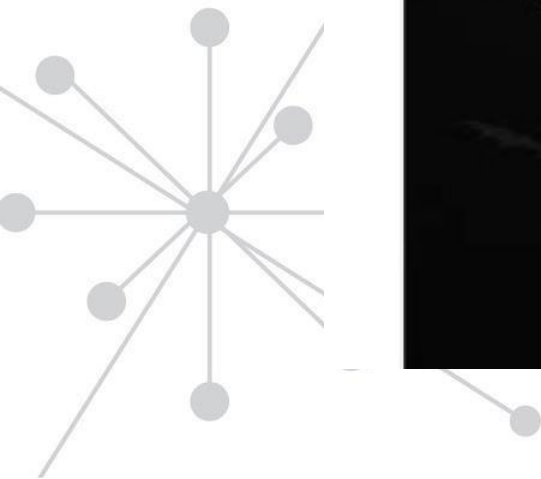
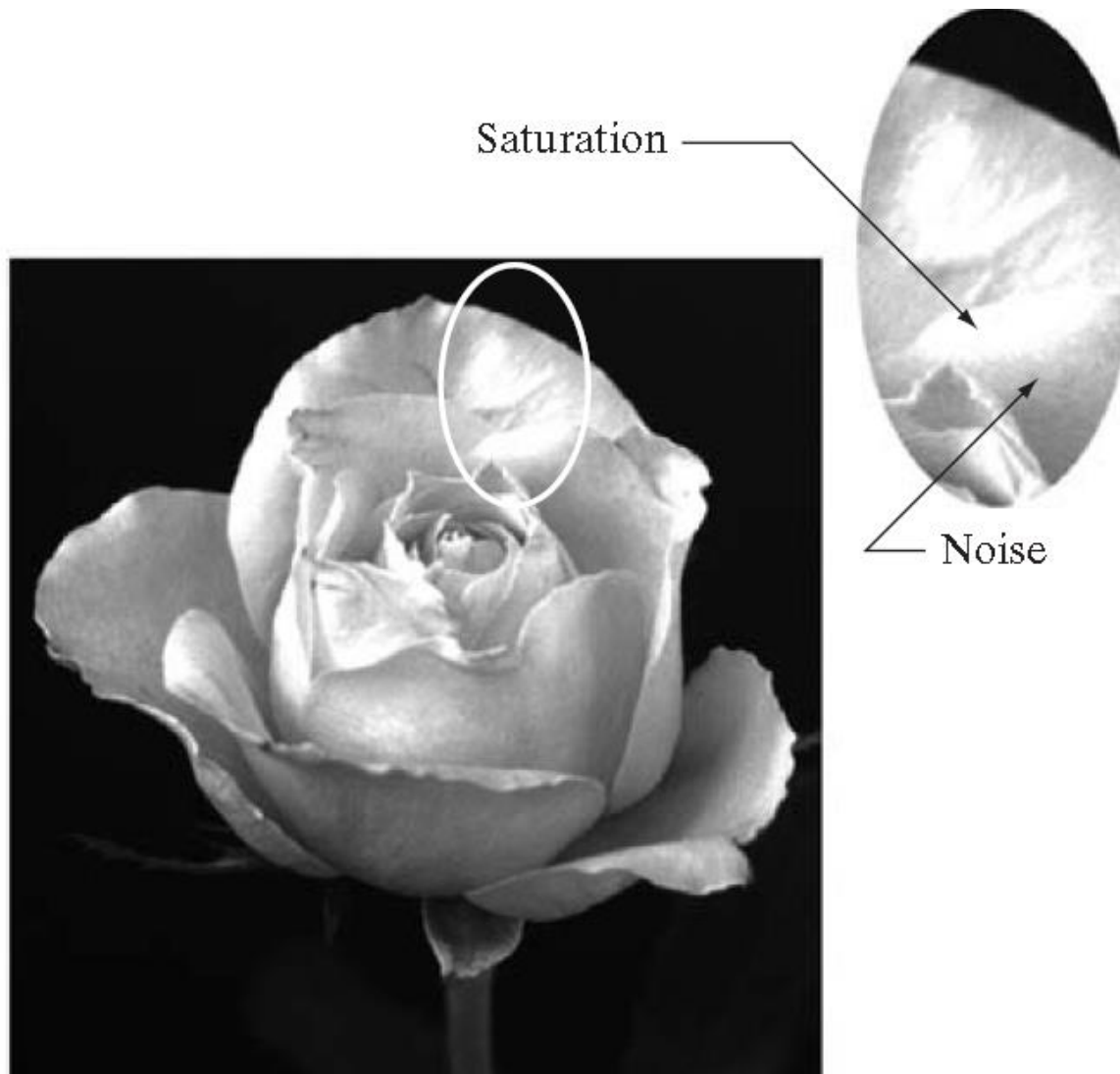
\rightarrow níveis igualmente espaçados $[0, L - 1]$

Faixa dinâmica

$L \rightarrow$ determinada pela saturação do sistema de detecção

$0 \rightarrow$ limitado pelo ruído

Representação de uma imagem digital



Representação de uma imagem digital

Número de bits de uma imagem: $b = N \times M \times k$

Para uma matriz quadrada: $b = N^2 k$

N/k	1 ($L = 2$)	2 ($L = 4$)	3 ($L = 8$)	4 ($L = 16$)	5 ($L = 32$)	6 ($L = 64$)	7 ($L = 128$)	8 ($L = 256$)
32	1,024	2,048	3,072	4,096	5,120	6,144	7,168	8,192
64	4,096	8,192	12,288	16,384	20,480	24,576	28,672	32,768
128	16,384	32,768	49,152	65,536	81,920	98,304	114,688	131,072
256	65,536	131,072	196,608	262,144	327,680	393,216	458,752	524,288
512	262,144	524,288	786,432	1,048,576	1,310,720	1,572,864	1,835,008	2,097,152
1024	1,048,576	2,097,152	3,145,728	4,194,304	5,242,880	6,291,456	7,340,032	8,388,608
2048	4,194,304	8,388,608	12,582,912	16,777,216	20,971,520	25,165,824	29,369,128	33,554,432
4096	16,777,216	33,554,432	50,331,648	67,108,864	83,886,080	100,663,296	117,440,512	134,217,728
8192	67,108,864	134,217,728	201,326,592	268,435,456	335,544,320	402,653,184	469,762,048	536,870,912

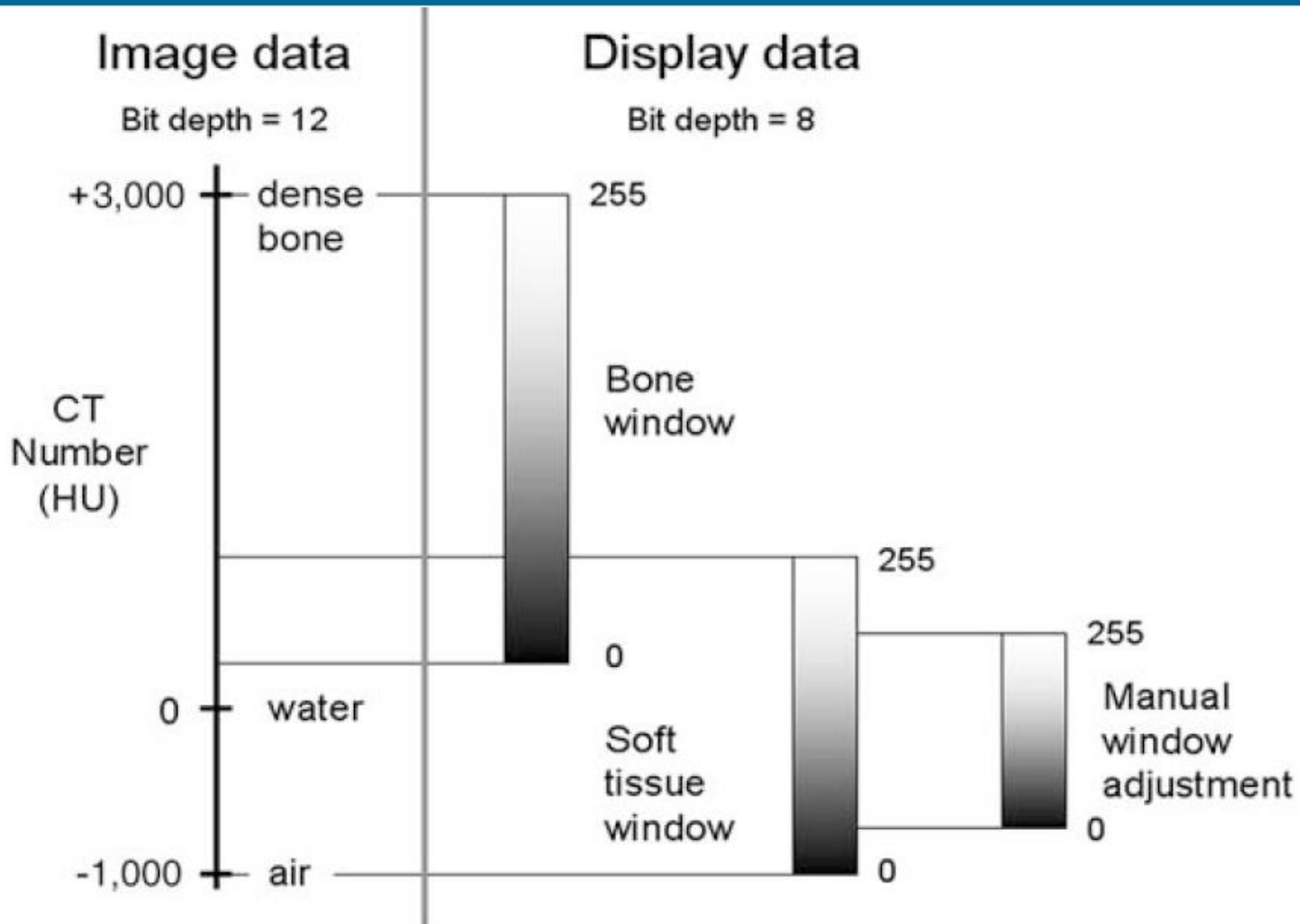
Para sistemas de imagens médicas típicos $k = 8-12$ ($2^{12} = 4096$)

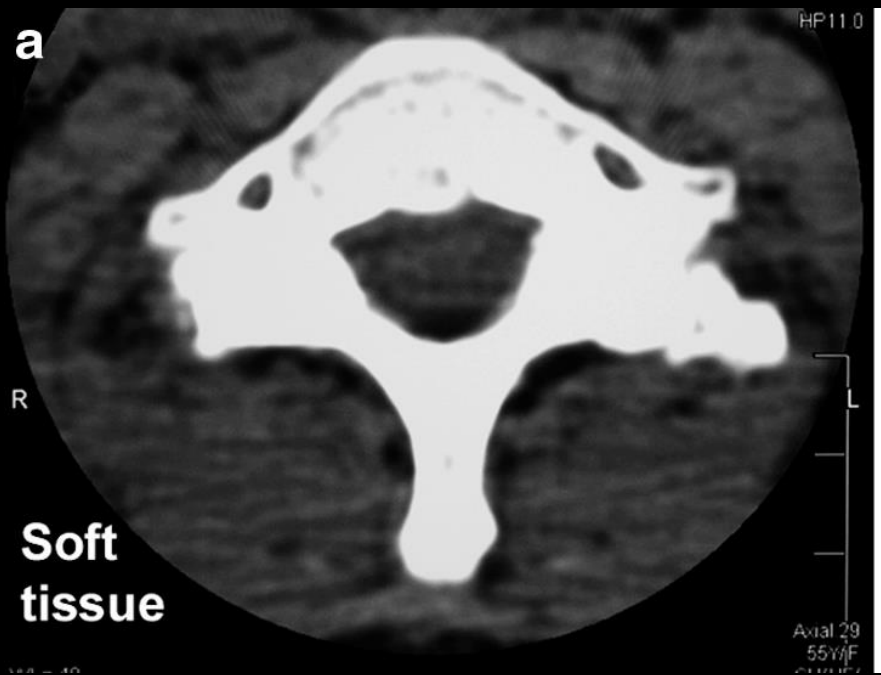
Tamanho, escala e resolução

- Qual é o tamanho desta imagem?
 - 512 X 512 pixels?
 - 12 megapixels (se eu fotografei com uma câmera digital) ?
 - FOV - field of view ?
- Informação contida nos pixels
 - "profundidade" de bits
 - Quantização da informação física
 - Depende do hardware e é limitada pelo ruído
 - Exemplo: CT
 - +3000 = Osso/-1000 = ar → $2^{12} = 4098$



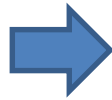
Operações de "janelamento"





Paradoxo

Sistemas de
aquisição de imagens
 $2^8 = 256$



Sistemas de armazenamento
de imagens
 $2^8 = 256$

Olho humano
 $2^5 = 32$



faixa de intensidades
de interesse não podem
ser preditas antes da aquisição

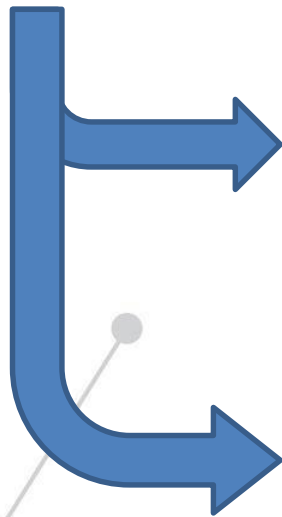


Resolução de intensidade

Resolução
de intensidade

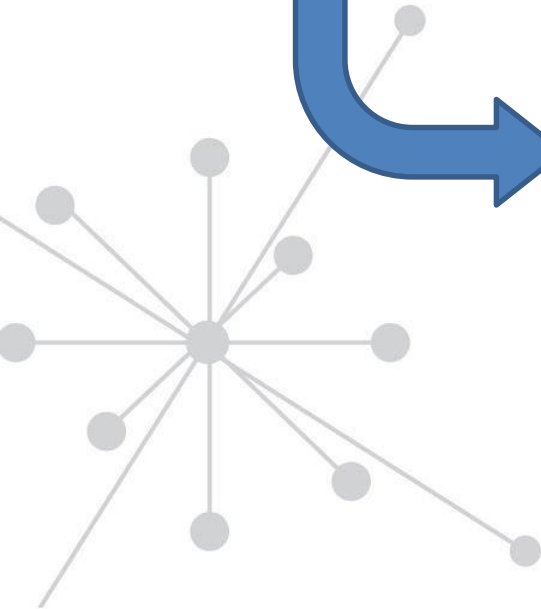


Menor variação em nível
de intensidade que
pode ser identificada



Número de bits utilizado para
quantizar a intensidade
(8, 12 e 16 bits são mais comuns)

Limitado pelo hardware e
Pela capacidade de percepção humana



K=8
256 níveis



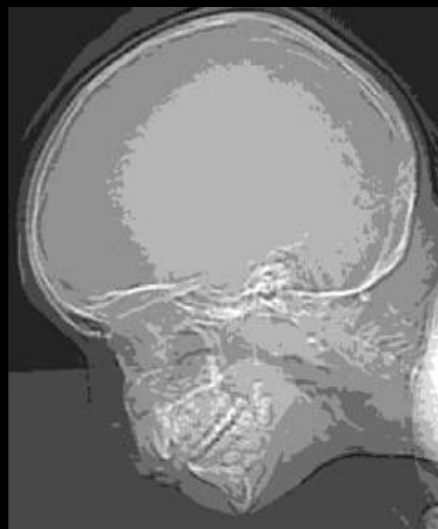
K=7
128 níveis



K=4
16 níveis



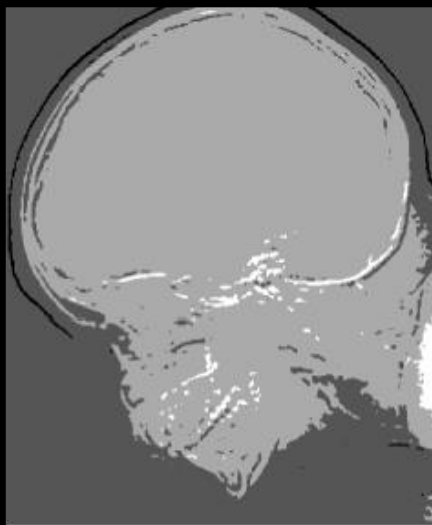
K=3
8 níveis



K=6
64 níveis



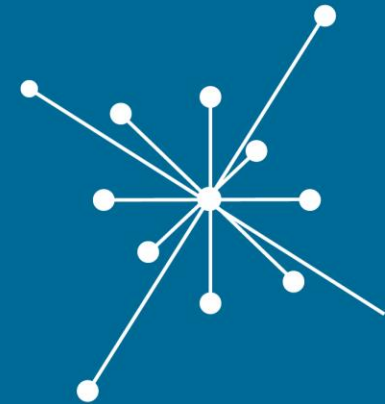
K=5
32 níveis



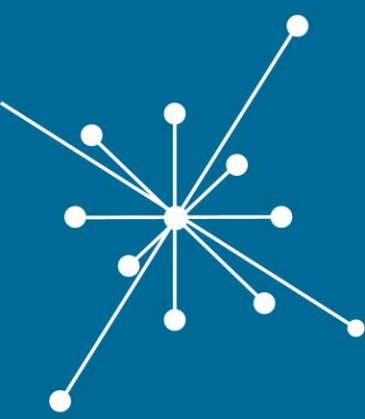
K=2
8 níveis



K=1
2 níveis



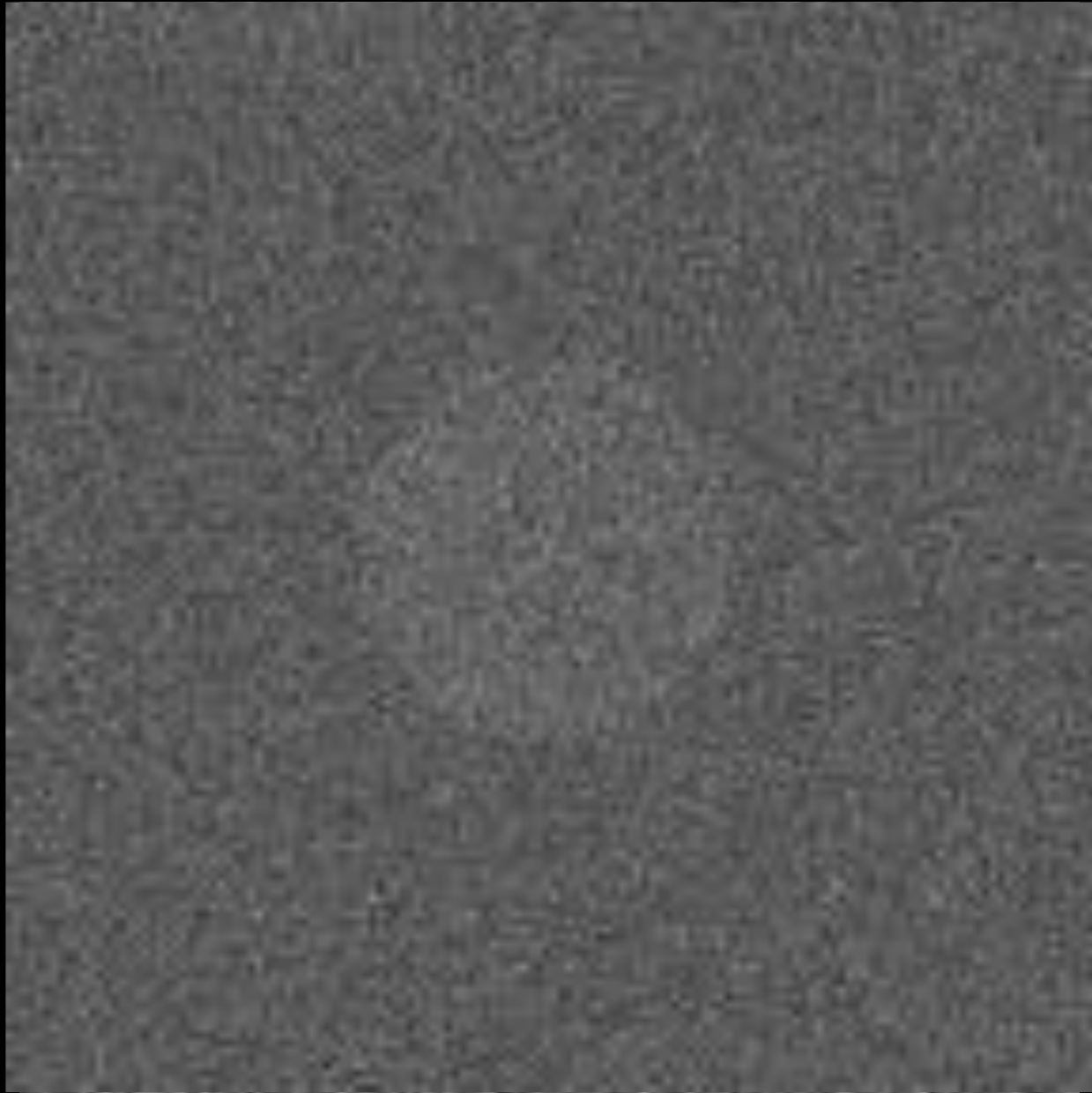
Modelo de Rose



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

IFUSP - Instituto de Física da USP

Modelo de Rose



Modelo de Rose

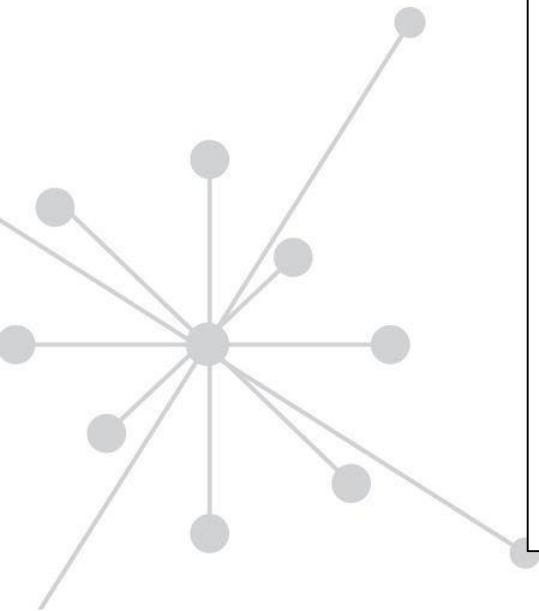
VISION

HUMAN AND ELECTRONIC

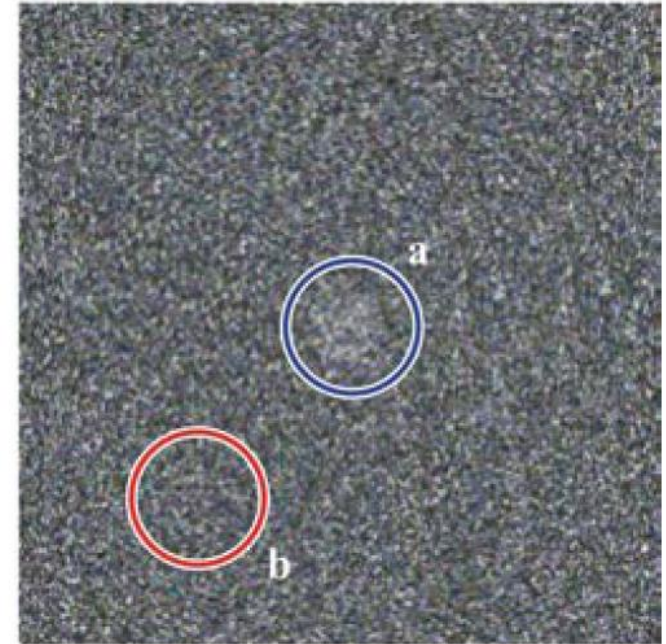
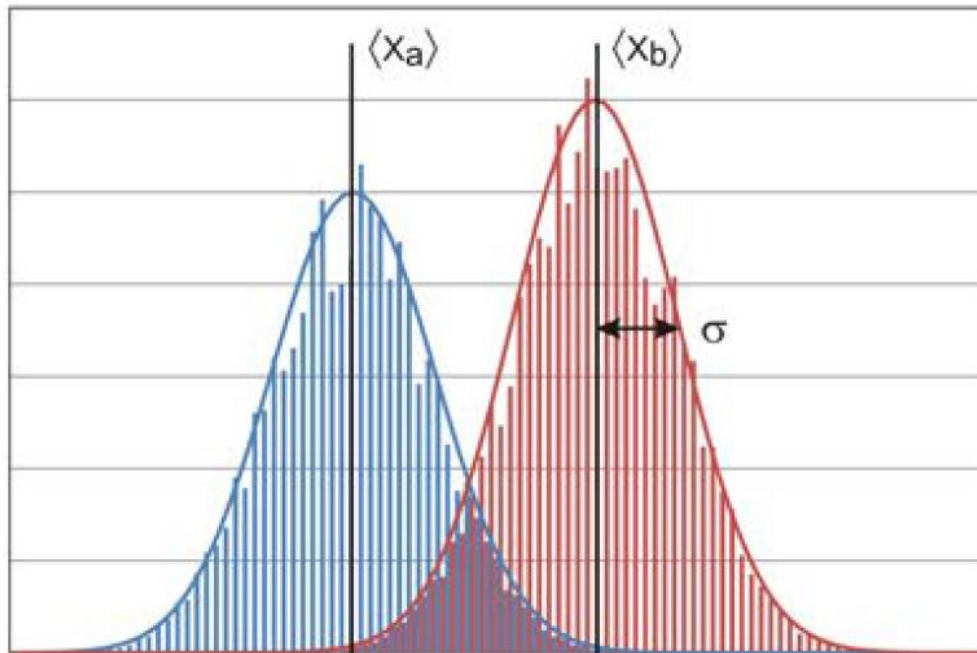
Albert Rose
*David Sarnoff Research Center
RCA
Princeton, New Jersey*

1974

PLENUM PRESS • NEW YORK-LONDON



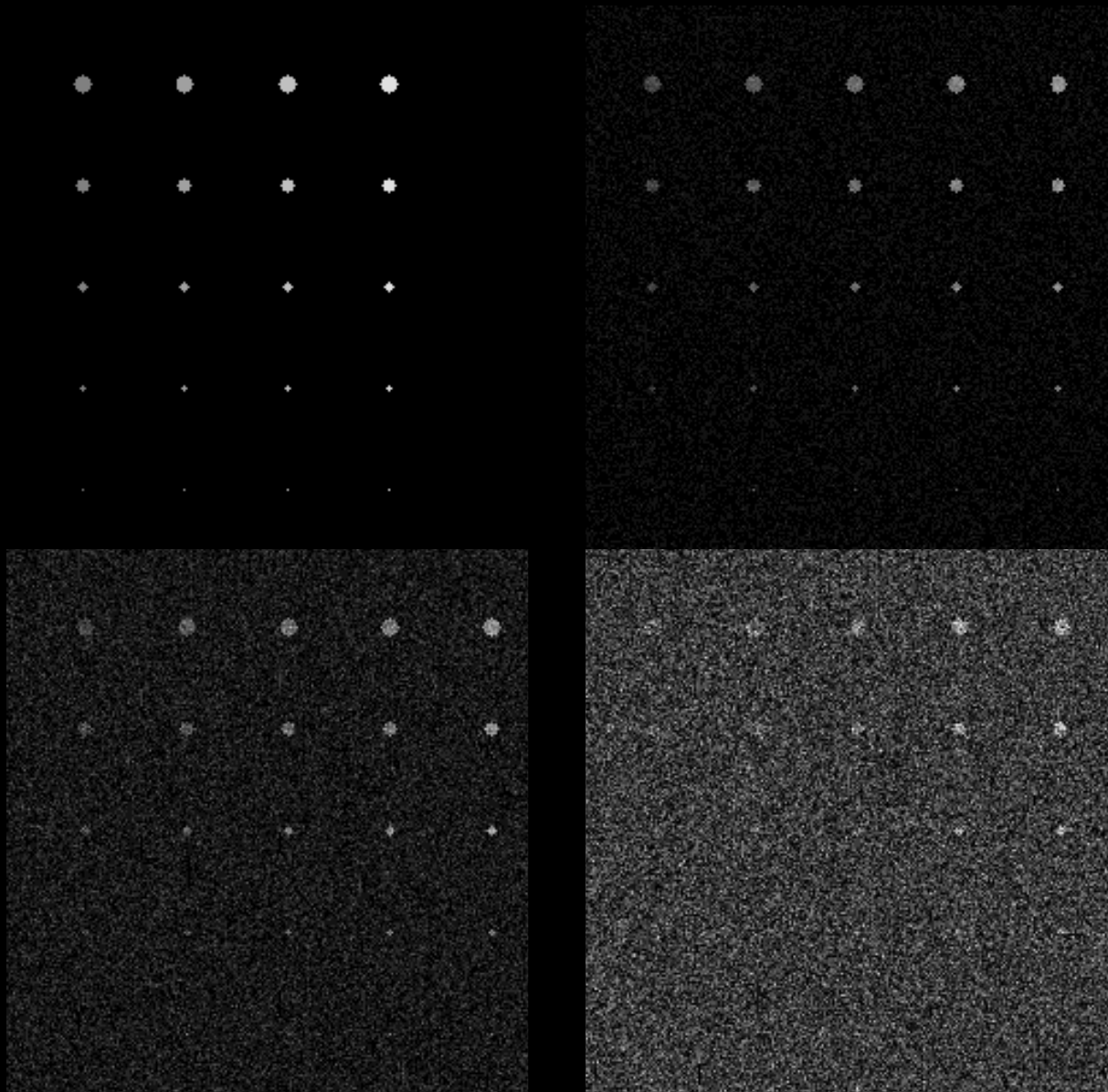
Modelo de Rose

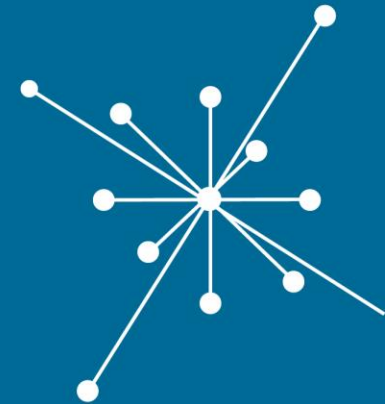


$$\text{SNR} = \frac{|\langle x_a \rangle - \langle x_b \rangle|}{\sigma} \geq 5$$

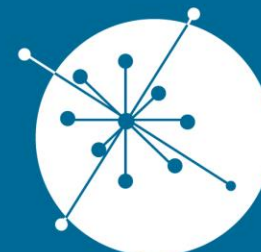
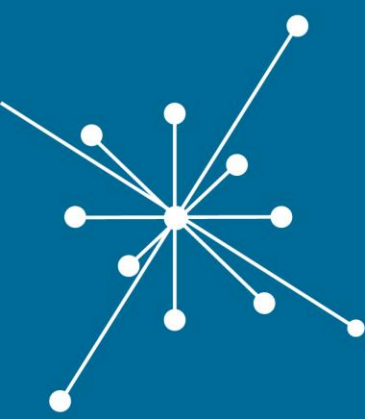
Critério de detectabilidade de Rose

Modelo de Rose





Sensibilidade e resposta visual



GRUPO DE
DOSIMETRIA
DAS RADIAÇÕES
e FÍSICA MÉDICA

IFUSP - Instituto de Física da USP

Sensibilidade e resposta

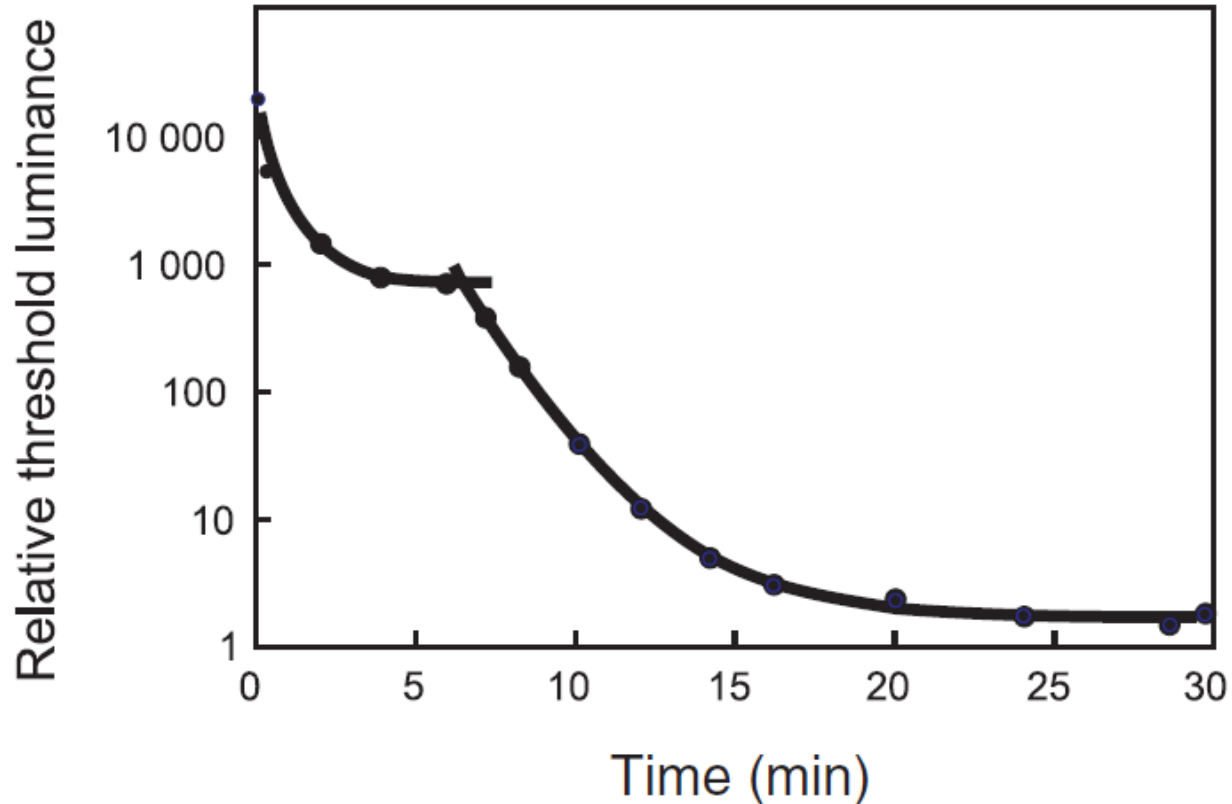


Figure 4.4 (a) The threshold luminance for the detection of light as a function of time in the dark. The first rapid phase, lasting between 5 and 10 min, is due to the dark adaptation of cones and is followed by dark adaptation of rods. The exact form of the curve depends on the level of light adaptation before the experiment started. (b) Dark adaptation curves after different levels of initial

Sensibilidade e resposta

○ Adaptações

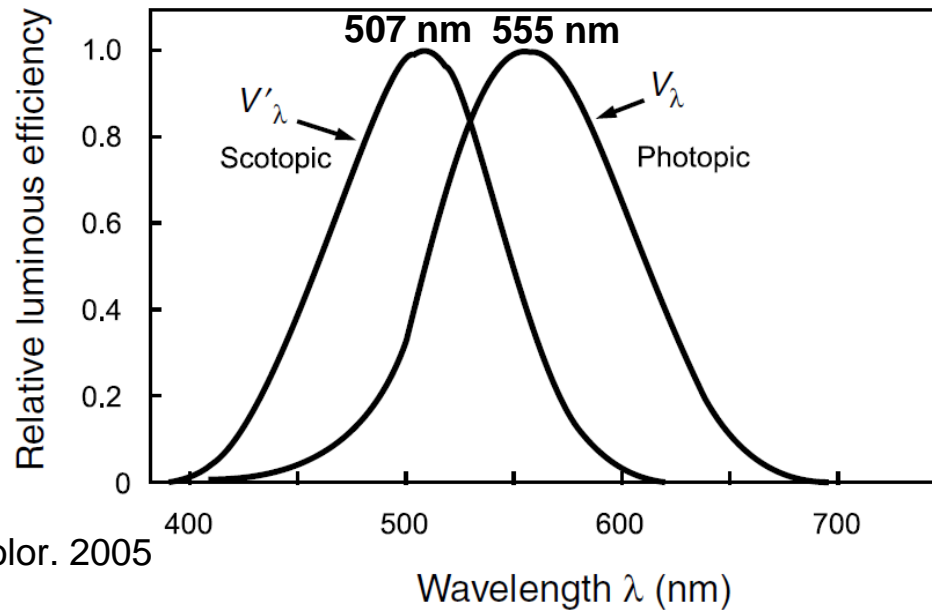
- Visão fotópica
- Visão escotópica

Luz → Escuro

Escuro → Luz

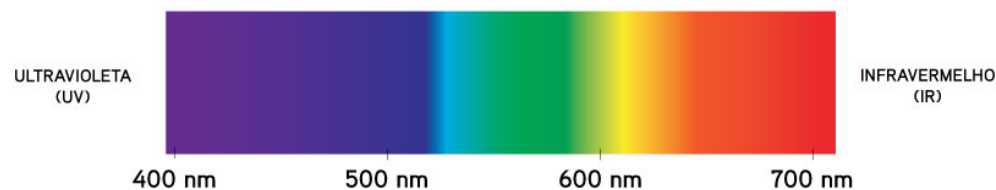
Até
1 hora

Poucos
segundos



Fenômeno de
Purkinje
(1823)

Valberg, Arne. Light, vision, color. 2005



Sensibilidade e resposta

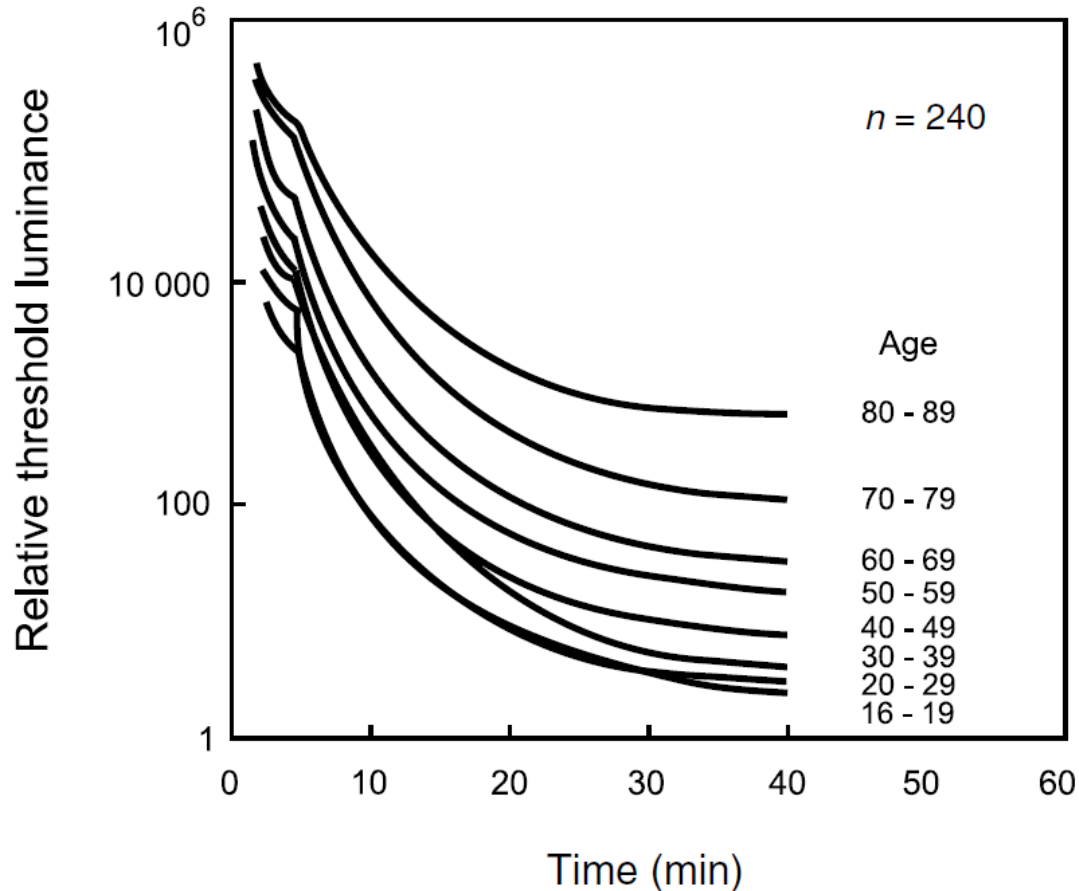
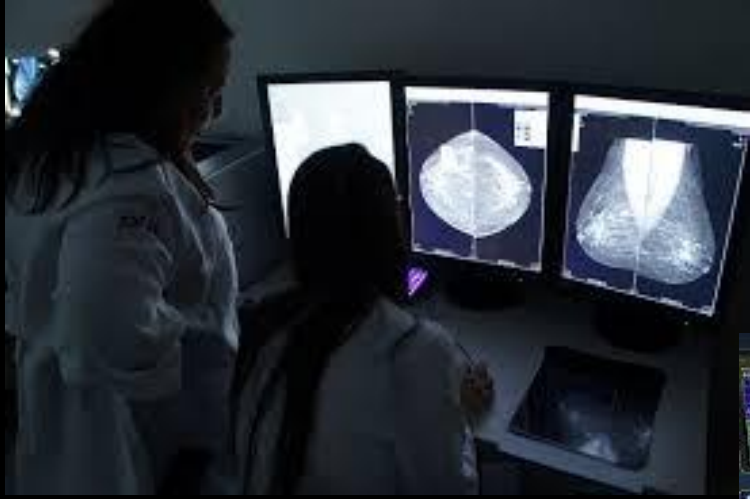
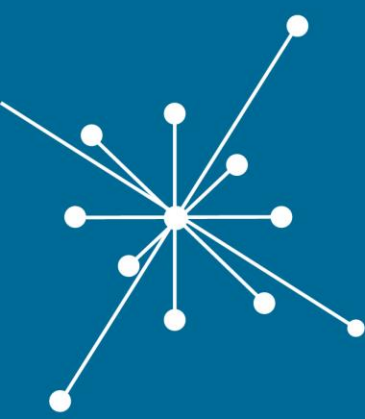


Figure 4.5 Dark adaptation curves for different age groups using short-wavelength light. The curves show relative threshold luminance as a function of time in the dark. Older persons are less sensitive to light than younger ones, and the difference is largest for the dark-adapted eye. A dark-adapted 20-year-old is about 200 times more sensitive than an 80-year-old (the latter needs about 200 times more light at threshold).





Contraste



GRUPO DE
DOSIMETRIA
DAS RADIAÇÕES
e FÍSICA MÉDICA

IFUSP - Instituto de Física da USP

Contraste

- Diferenças de luminância e cor
- Percepção destas diferenças
(Um parênteses sobre fotometria)

Grandezas Radiométricas (Física)

- radiant flux, Φ_e (W)
- irradiance, E_e (W/m^2)
- radiance, L_e [$\text{W}/(\text{sr} \cdot \text{m}^2)$]

“e” - energia

Grandezas Fotométricas (Percepção visual)

- light flux, Φ_v (lumen, lm)
- illuminance, $E_v = \Phi_v/A$ (lm/m^2 or lx)
- luminance, $L_v = I_v/A$ (cd/m^2)

“v” - visual

light intensity, I (candela, cd) = Φ_v/Ω (lm/sr)

- Sensibilidade ao contraste
 - Habilidade de distinção entre pequenas diferenças em uma imagem

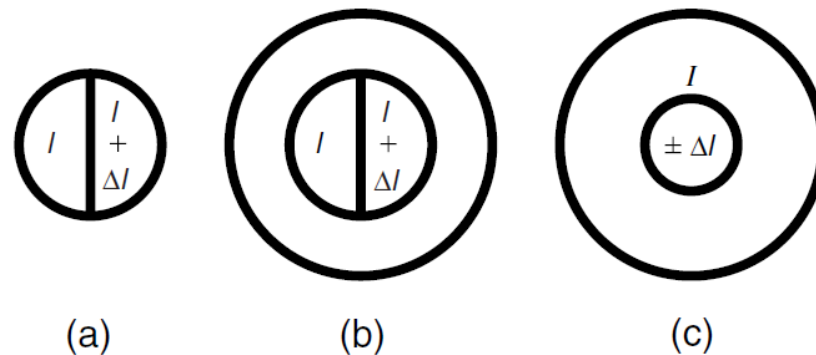
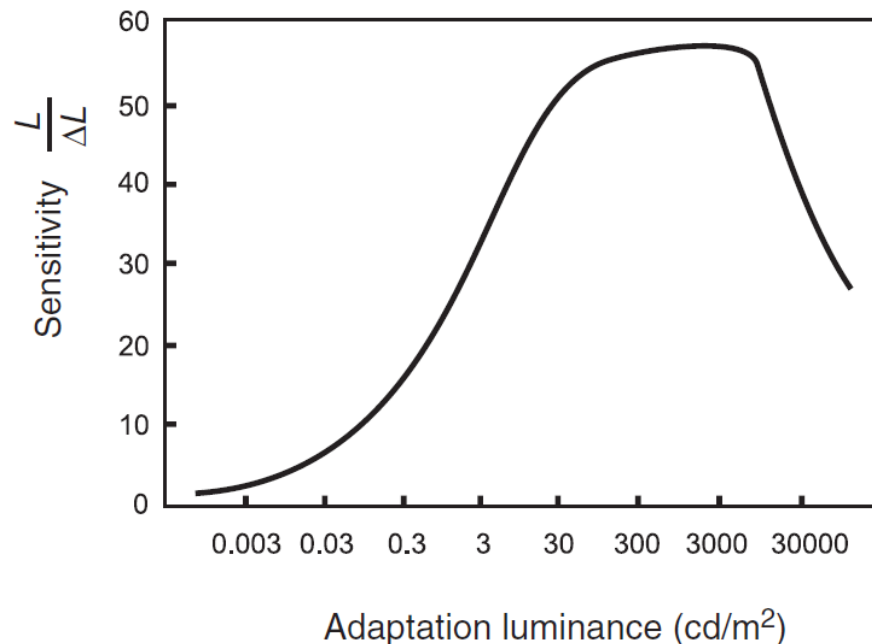


Figure 4.6 Different configurations of stimuli used to measure a difference threshold, ΔI . Thresholds can be measured relative to a comparison field with or without a surround (a, b), or relative to a background of intensity I (c). The ratio $\Delta I/I$ is called the Weber ratio or the Weber fraction.

Contraste

- Sensibilidade ao contraste
 - Habilidade de distinção entre pequenas diferenças em uma imagem



Lei de Weber:

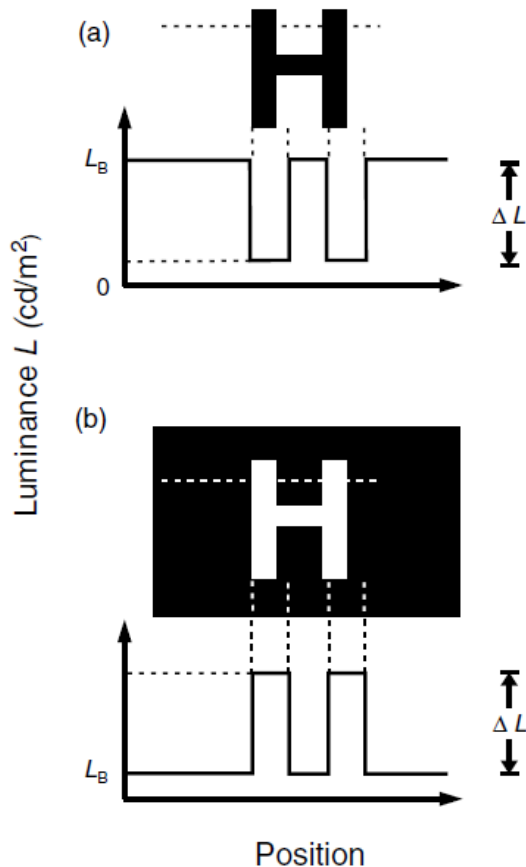
$$\Delta L/L_B = \text{constant.}$$

$$50 < L_B < 10000 \text{ cd/m}^2$$

Figure 4.7 Threshold sensitivity (the inverse Weber ratio) plotted as a function of background luminance L . Increasing adaptation luminance leads to a smaller Weber fraction and a higher sensitivity, up to about 50 cd/m^2 . For a higher luminance, up to about 10 000 cd/m^2 , the Weber ratio is constant.

Contraste

- Sensibilidade ao contraste
 - Habilidade de distinção entre pequenas diferenças em uma imagem



$$\text{Razão de Weber} = \frac{(L - L_B)}{L_B} = \frac{\Delta L}{L_B}$$

Contraste

- Avaliação através de padrões senoidais

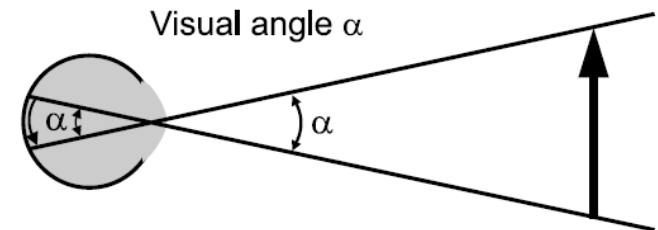
Luminância
média

$$L(x) = L_m [1 + C_M \text{sen}(\omega x)]$$

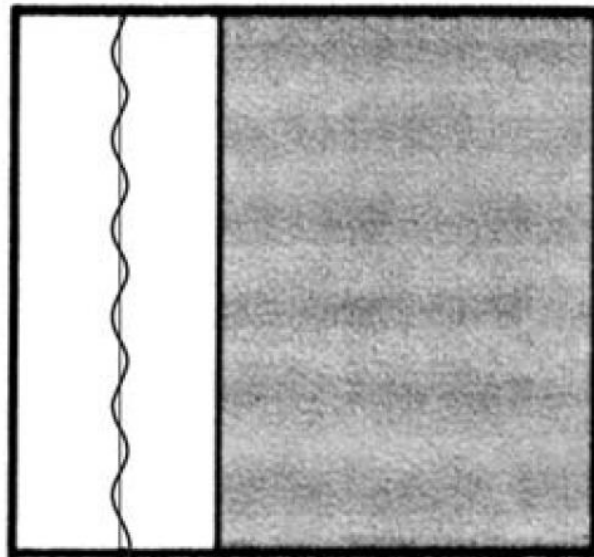
Contraste de
Michaelson

$$C_M = \frac{L_{max} - L_{min}}{L_{max} + L_{min}} = \frac{L_{max} - L_{min}}{2L_m}$$

ω – frequência
em graus de
Ângulo visual



Período completo (1 preto e 1 branco) dentro do
ângulo visual de 1° ($1^\circ = 1 \text{ cm}$ à distância de 57.3 cm do olho)



0 L_{min} L_m L_{max}

Contraste

- Avaliação através de padrões senoidais

Luminância
média

$$L(x) = L_m [1 + C_M \text{sen}(\omega x)]$$

Contraste de
Michaelson

$$C_M = \frac{L_{max} - L_{min}}{L_{max} + L_{min}} = \frac{L_{max} - L_{min}}{2L_m}$$



Contraste

- Limiar de contraste $\rightarrow C$
Sensibilidade ao contraste (CS) $\rightarrow CS = \frac{1}{C}$

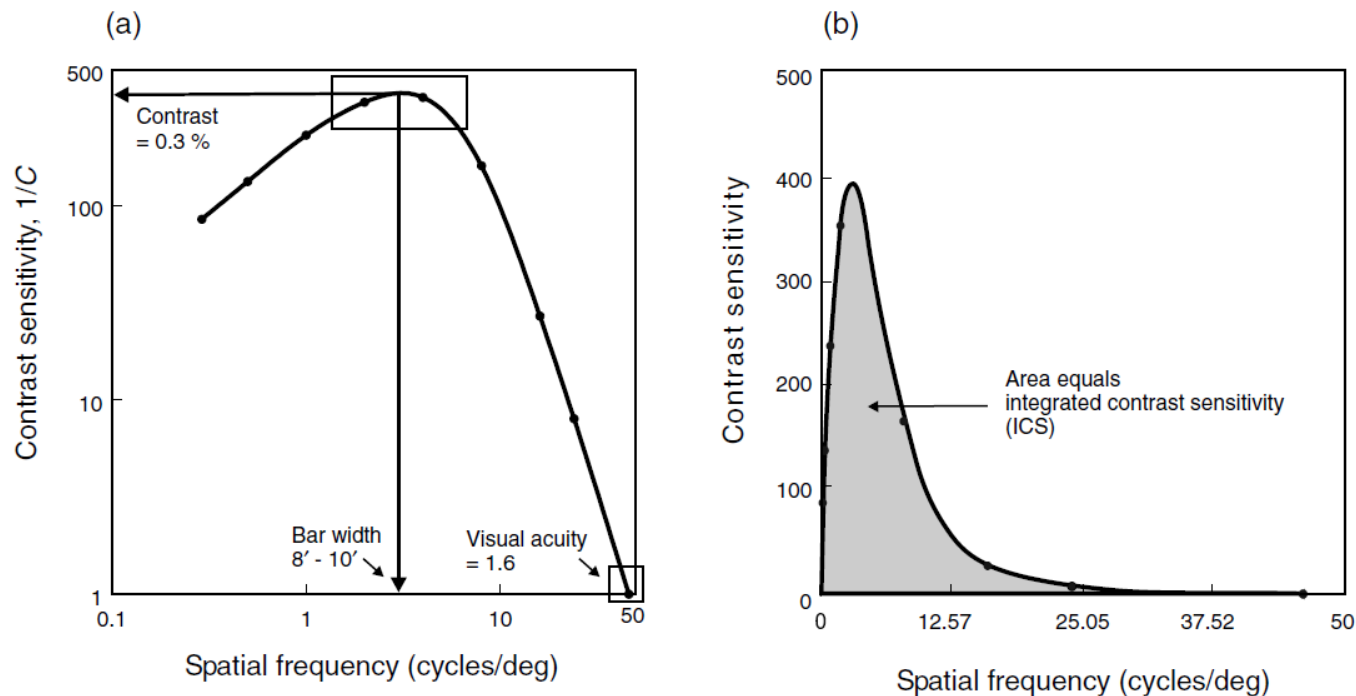


Figure 4.23 (a) A double-logarithmic plot of the mean spatial contrast sensitivity of 10 subjects (average age 46 years) plotted as a function of spatial frequency. In (b) the same curve is plotted using linear scales. The gray area, called the integrated contrast sensitivity, can be used in evaluating visual performance along with maximum contrast sensitivity and visual acuity shown in (a).

Contraste

- Dependência da CS com a luminância

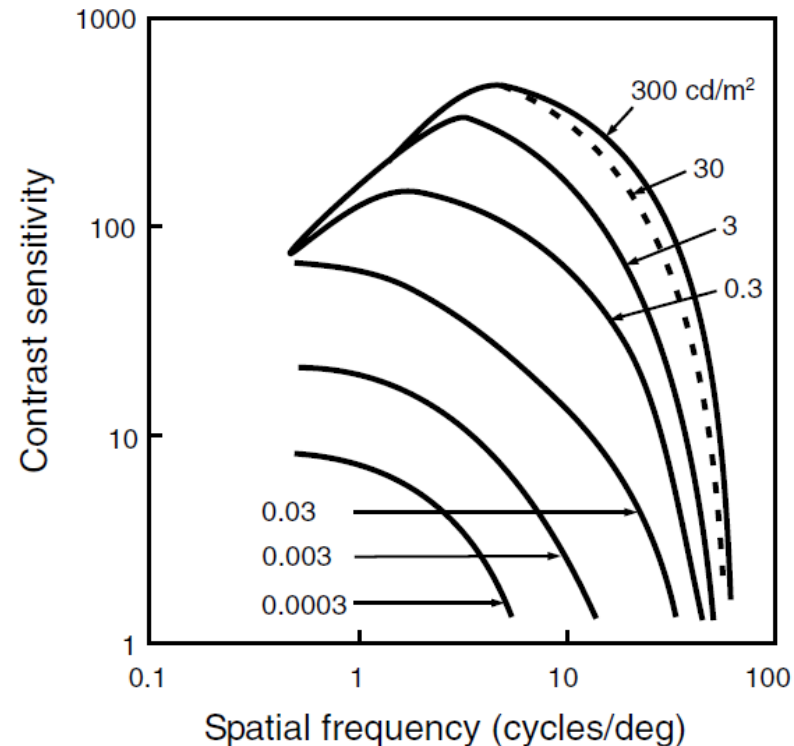
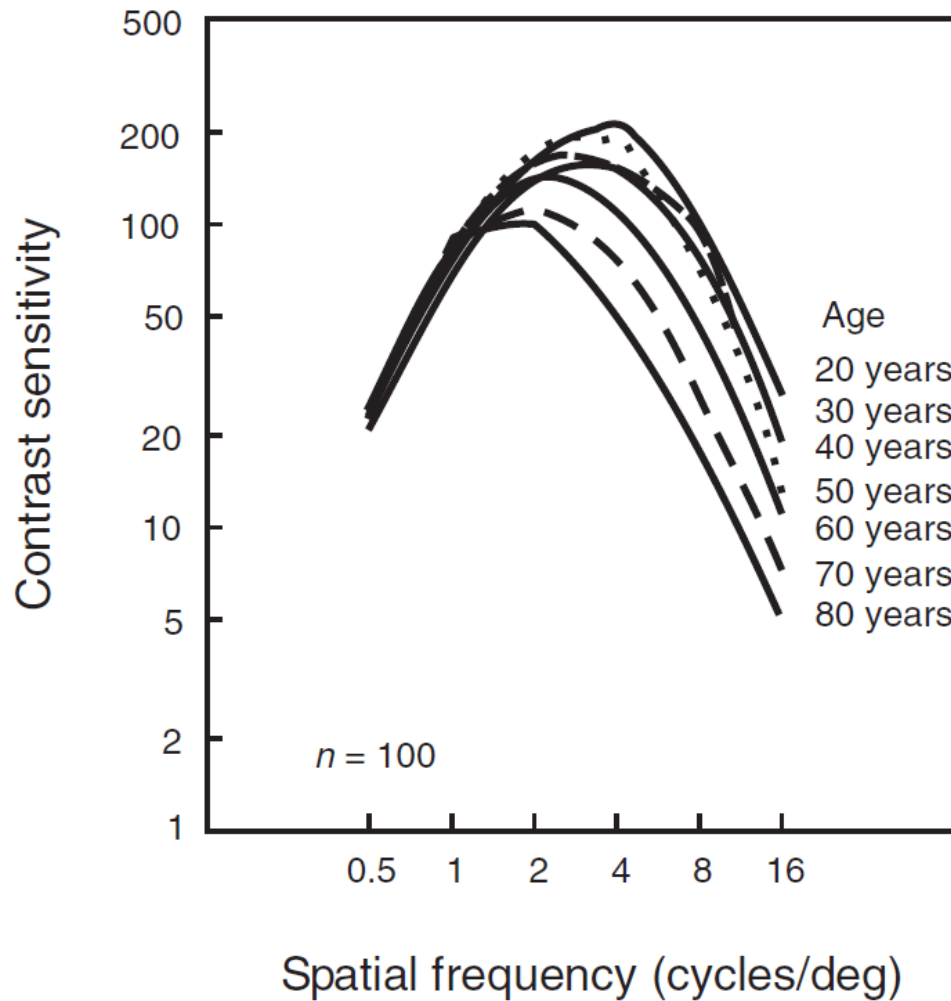


Figure 4.24 Spatial contrast sensitivity and maximum resolution (grating acuity) generally improve with increasing luminance. Maximum grating acuity (far right) corresponds to the resolution of a 60 cycles/deg grating at 100% contrast. Note that the Weber law fails at low spatial frequencies and low luminance levels.

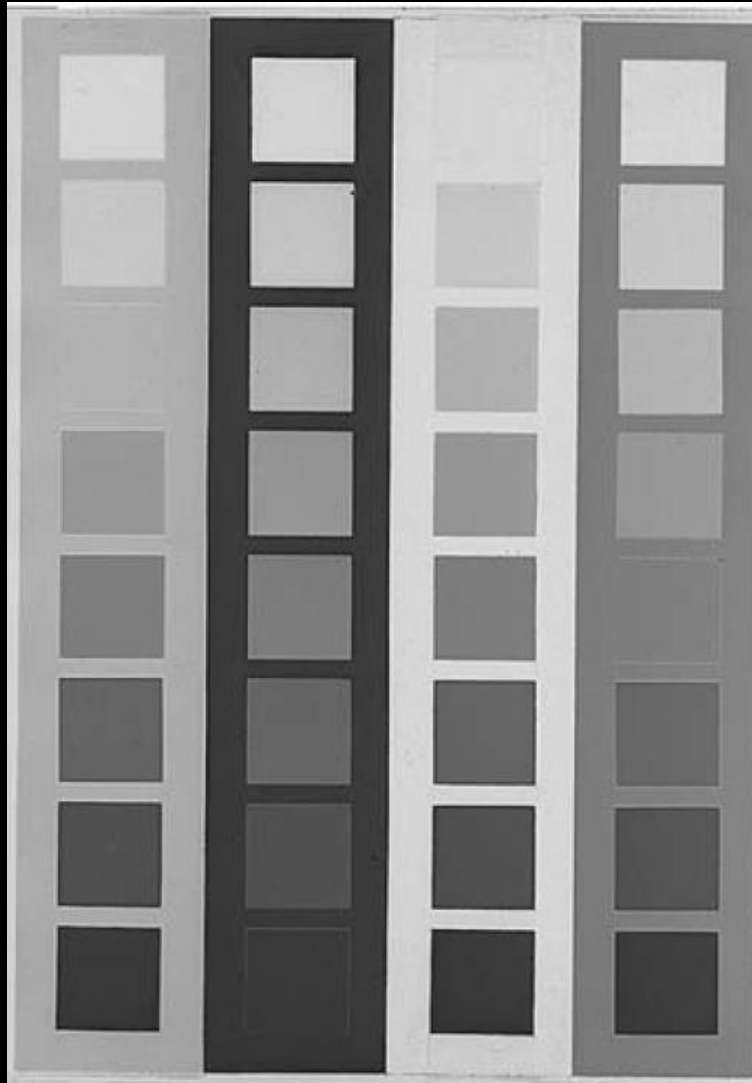
Contraste

○ Função de sensibilidade ao contraste



Contraste

Função de sensibilidade ao contraste



Contraste

- Modelo de Barten

- Simplificado

Modulação
limiar do
objeto

$$m_t = km_n$$

Modulação
do ruído

- Completo

MTF óptica

$$S(u, L) = \frac{1}{m_t(u, L)} = \frac{M_{\text{opt}}(u, L) / k}{\sqrt{\frac{2}{T} \left(\frac{1}{X_0^2} + \frac{1}{X_{\text{max}}^2} + \frac{u^2}{N_{\text{max}}^2} \right)} \left(\frac{1}{\eta p E(L)} + \frac{\Phi_0}{M_{\text{lat}}^2(u)} + \Phi_{\text{ext}} \right)}$$

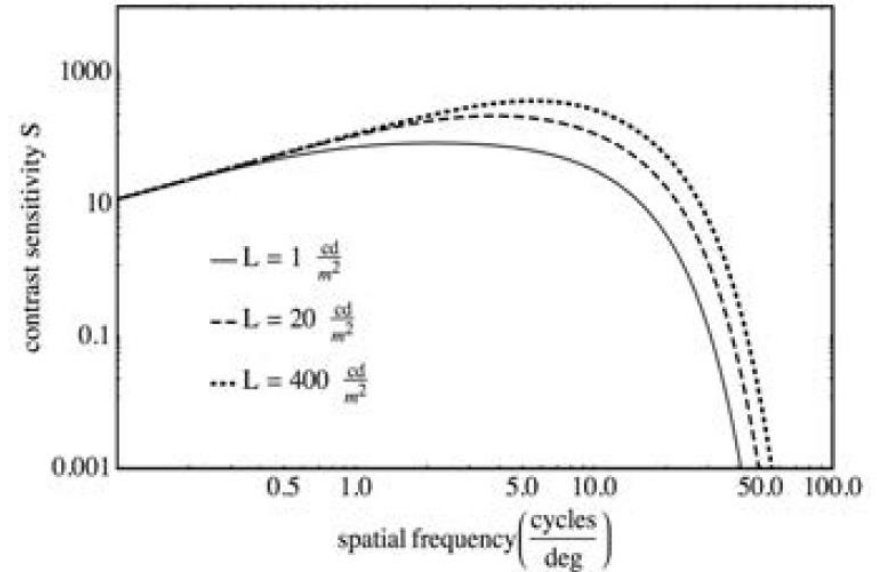
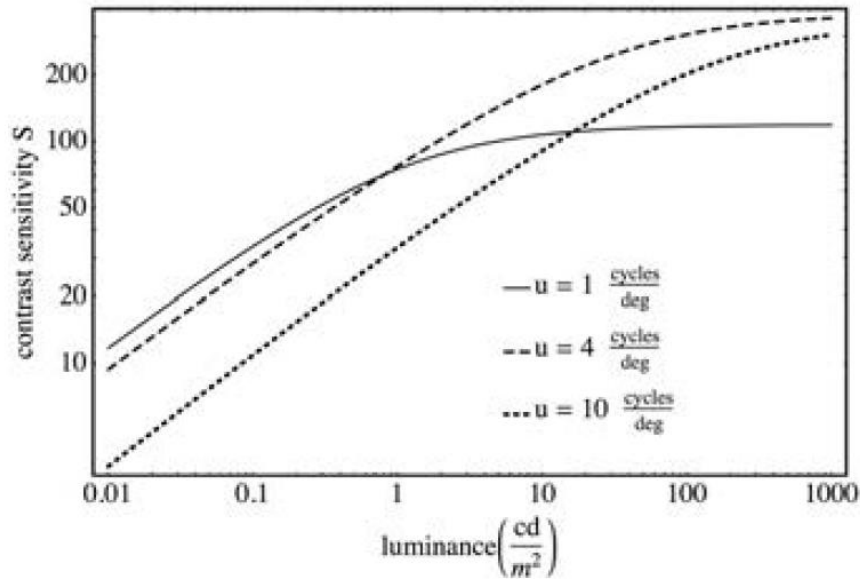
Sensibilidade
ao contraste

Parâmetros
geométricos e
temporais

Densidade
espectral do ruído
dos fótons

Inibição lateral

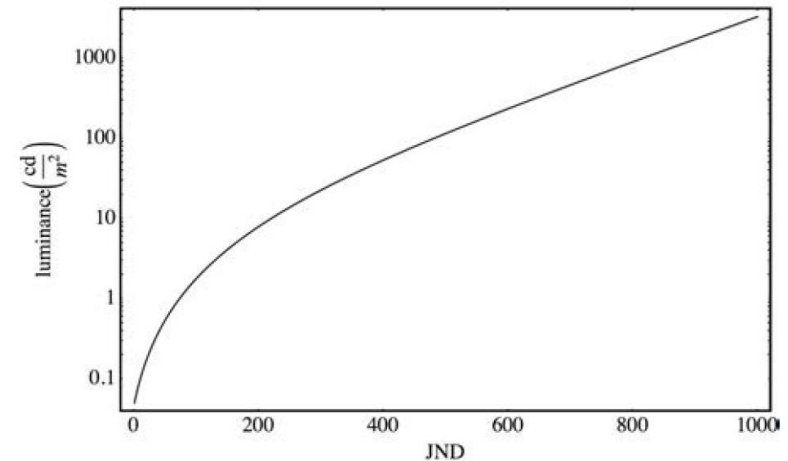
Contraste



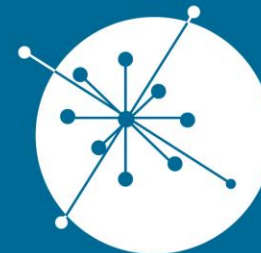
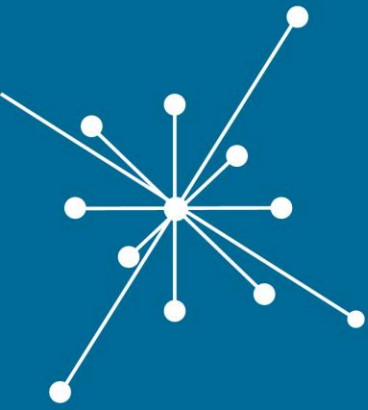
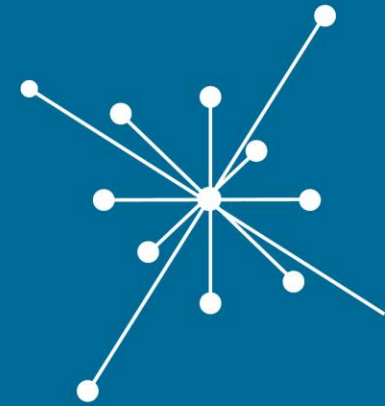
$$\text{JND}(u, L) = 2 * a_t = 2 * m_t(u, L) * L = 2 * L / S(u, L)$$

Just
Noticeable
Difference

Grayscale Standard
Display Function
(GSDF) → DICOM14



Vamos falar dos trabalhos?

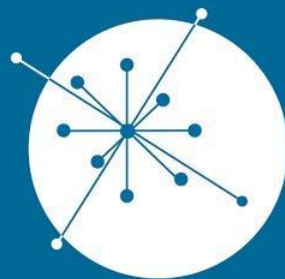


GRUPO DE
**DOSIMETRIA
DAS RADIAÇÕES**
e FÍSICA MÉDICA

IFUSP - Instituto de Física da USP

TEMAS GERAIS PARA MONOGRAFIAS

- IMAGENS ESPECTRAIS/DUPLA ENERGIA EM CT
- APLICAÇÕES DE INTELIGENCIA ARTIFICIAL EM IMAGENS
- TECNICAS DE RECONSTRUÇÃO ITERATIVA
- INOVAÇÕES EM TECNICAS DE PROCESSAMENTO E/OU RECONSTRUÇÃO DE IMAGENS EM MAMOGRAFIA/TOMOSINTESE
- INOVAÇÕES EM TECNICAS DE PROCESSAMENTO E/OU RECONSTRUÇÃO DE IMAGENS EM PET/CT
- INOVAÇÕES EM TECNICAS DE PROCESSAMENTO E/OU RECONSTRUÇÃO DE IMAGENS EM SPECT
- INOVAÇÕES EM TECNICAS DE PROCESSAMENTO E/OU RECONSTRUÇÃO DE IMAGENS EM MRI
- INOVAÇÕES EM TECNICAS DE PROCESSAMENTO E/OU RECONSTRUÇÃO DE IMAGENS EM US
- INOVAÇÕES EM TECNICAS DE PROCESSAMENTO E/OU RECONSTRUÇÃO RADIOLOGIA INTERVENCIONISTA
- NOVAS MÉTRICAS DE QUALIDADE DE IMAGENS
- INOVAÇÕES EM MATERIAIS E OBJETOS SIMULADORE PARA AVALIAÇÃO DA QUALIDADE DE IMAGENS



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

IFUSP - Instituto de Física da USP

