



Jakość obrazów medycznych

Program wykładu:

Definicja jakości obrazu

Podstawowe czynniki mające wpływ na jakość obrazu

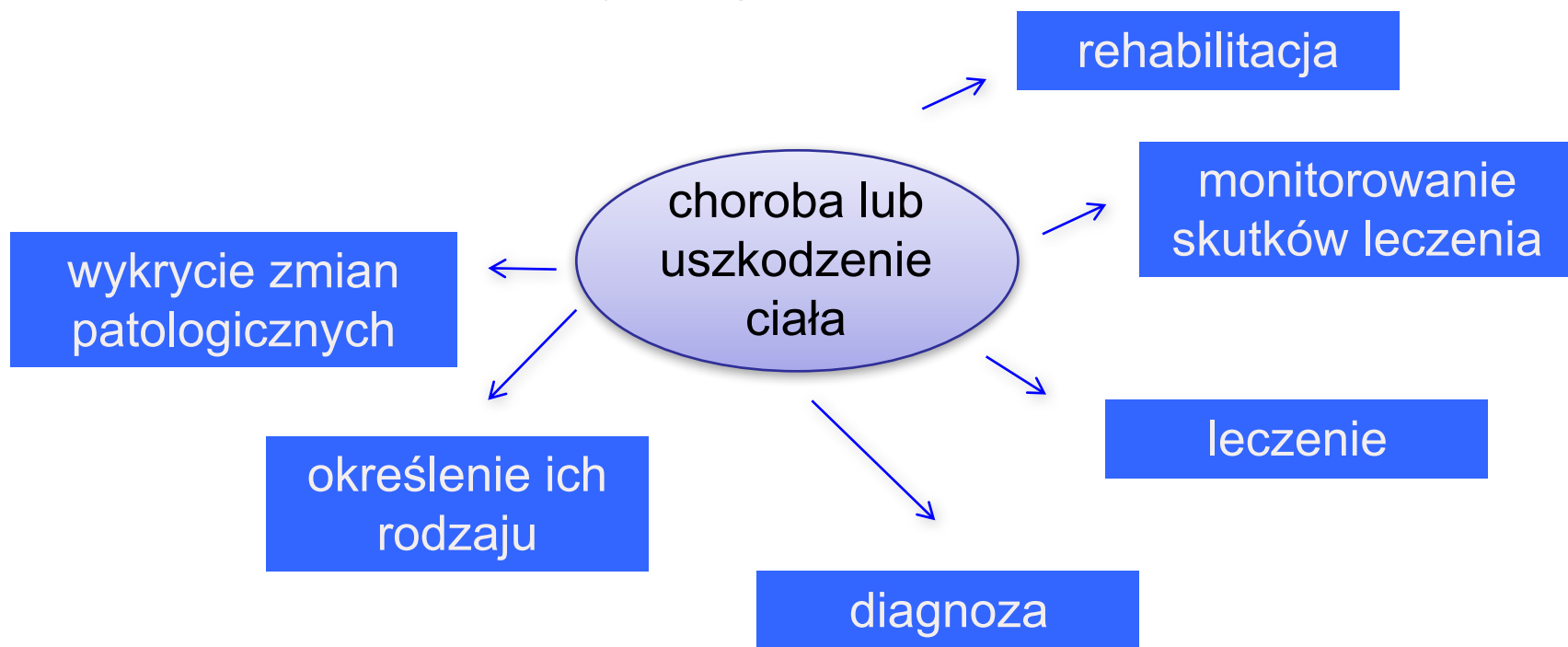
- rozmycie
- kontrast
- szum
- zniekształcenia

Ilościowa ocena jakości obrazu



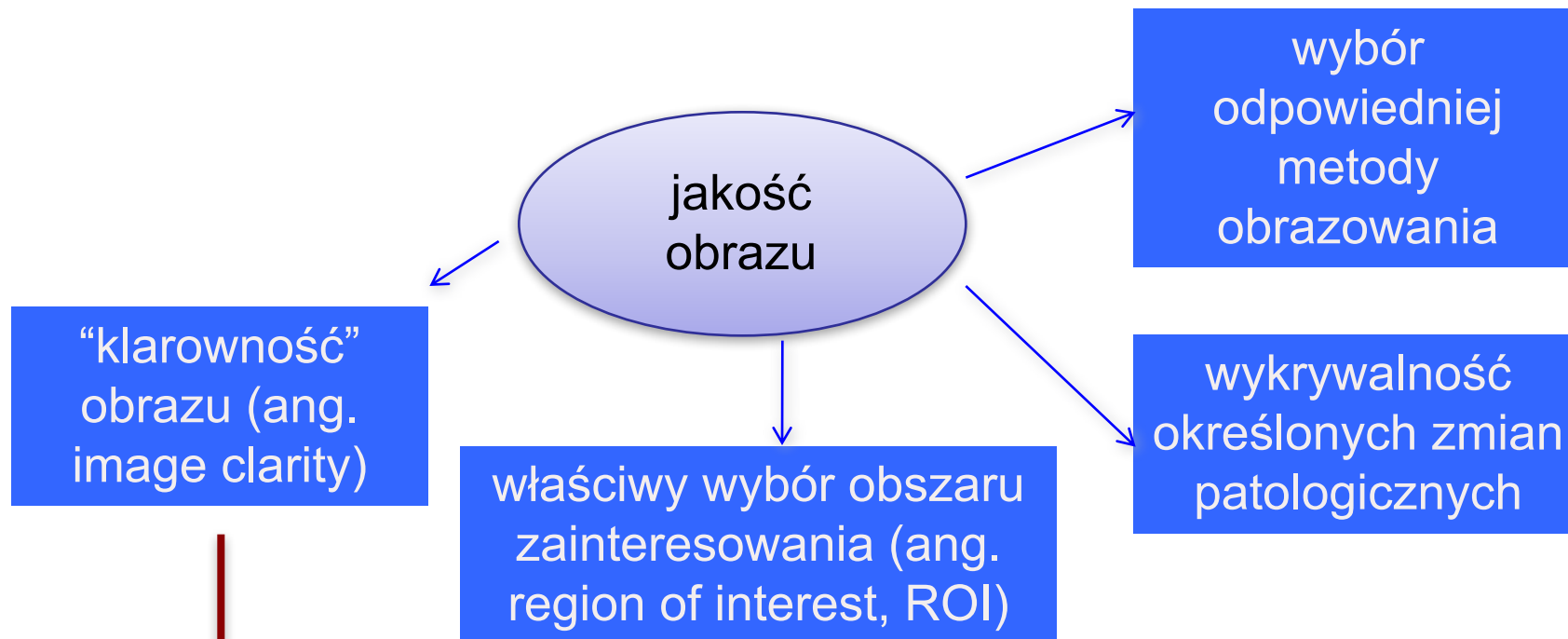


Cele obrazowania medycznego:



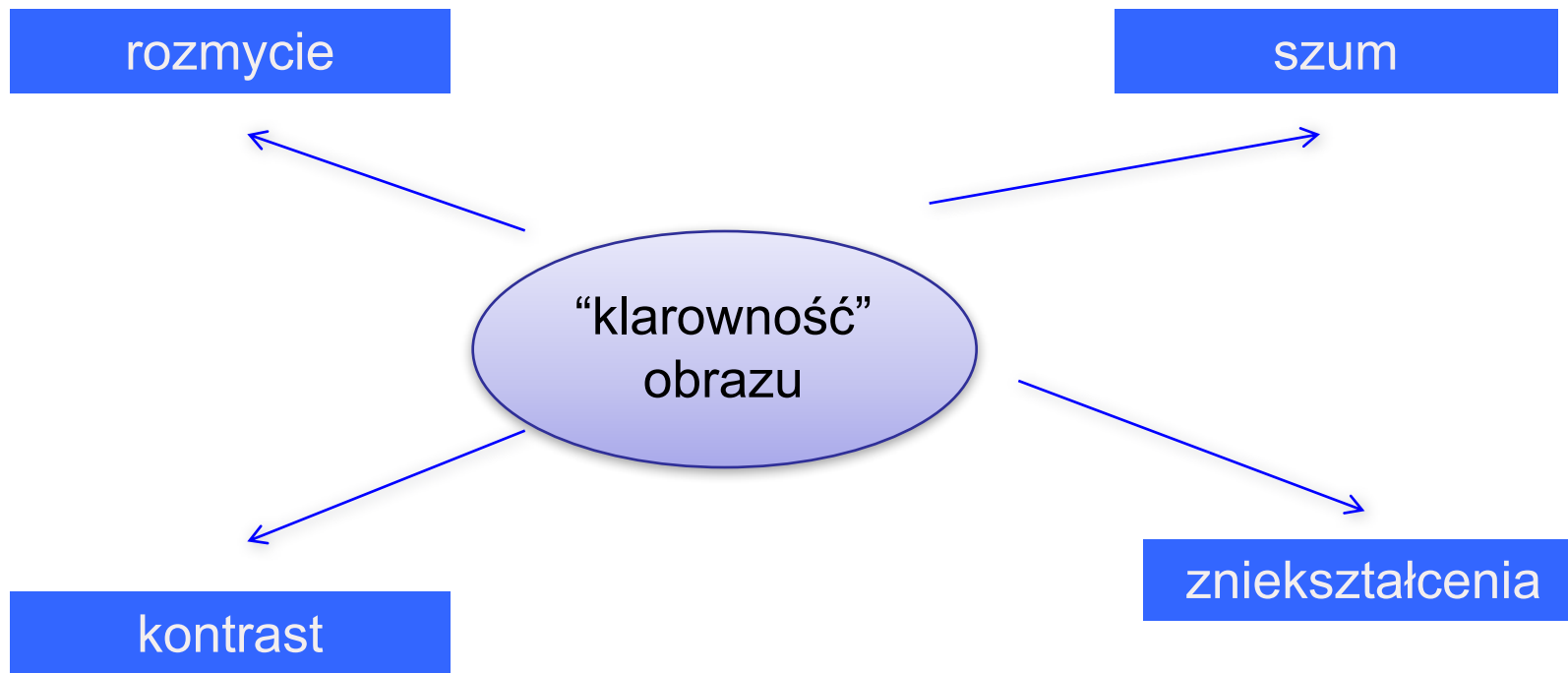
Jakość obrazu - stopień, w jakim obraz medyczny spełnia swoją rolę diagnostyczną





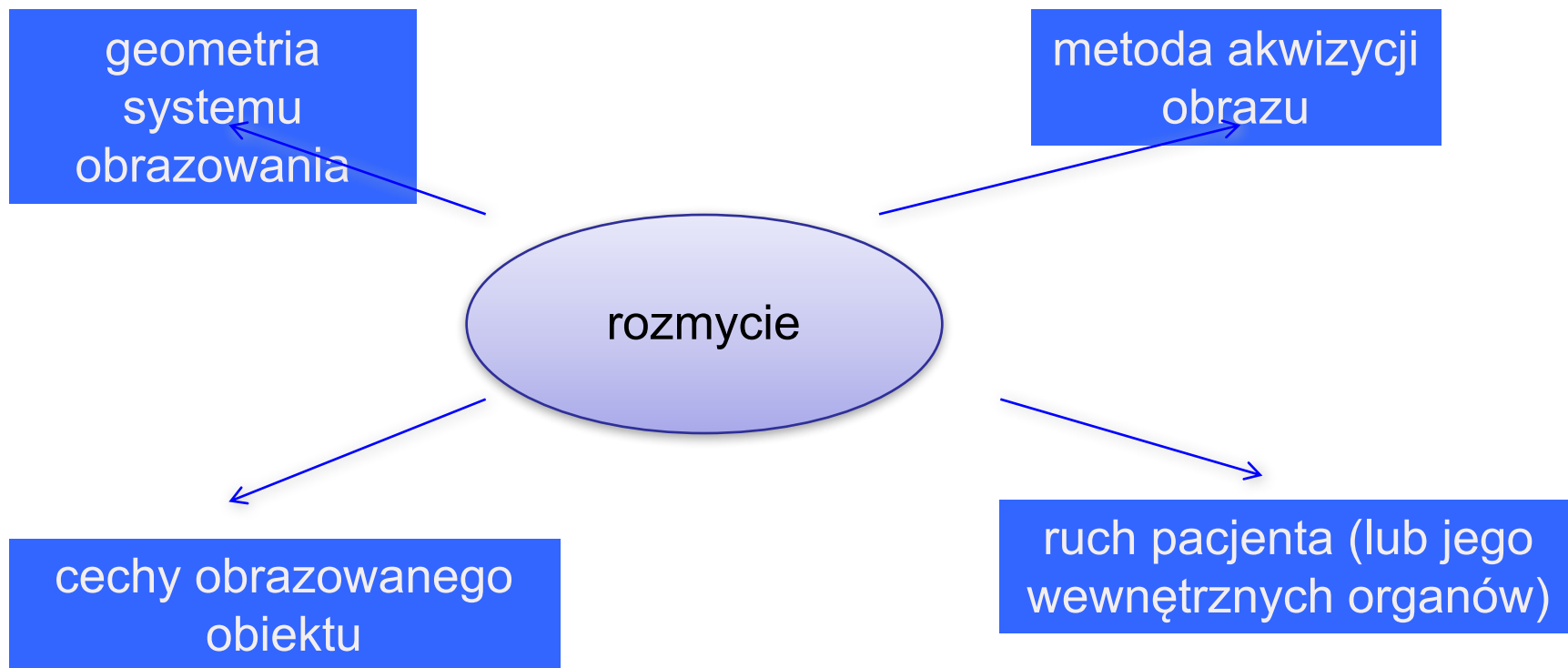
Cecha odwzorowująca diagnostyczną skuteczność informacji zawartej w obrazie (dotyczącej anatomii, fizjologii lub parametrów czynnościowych organów)







Rozmycie obrazu - przyczyny

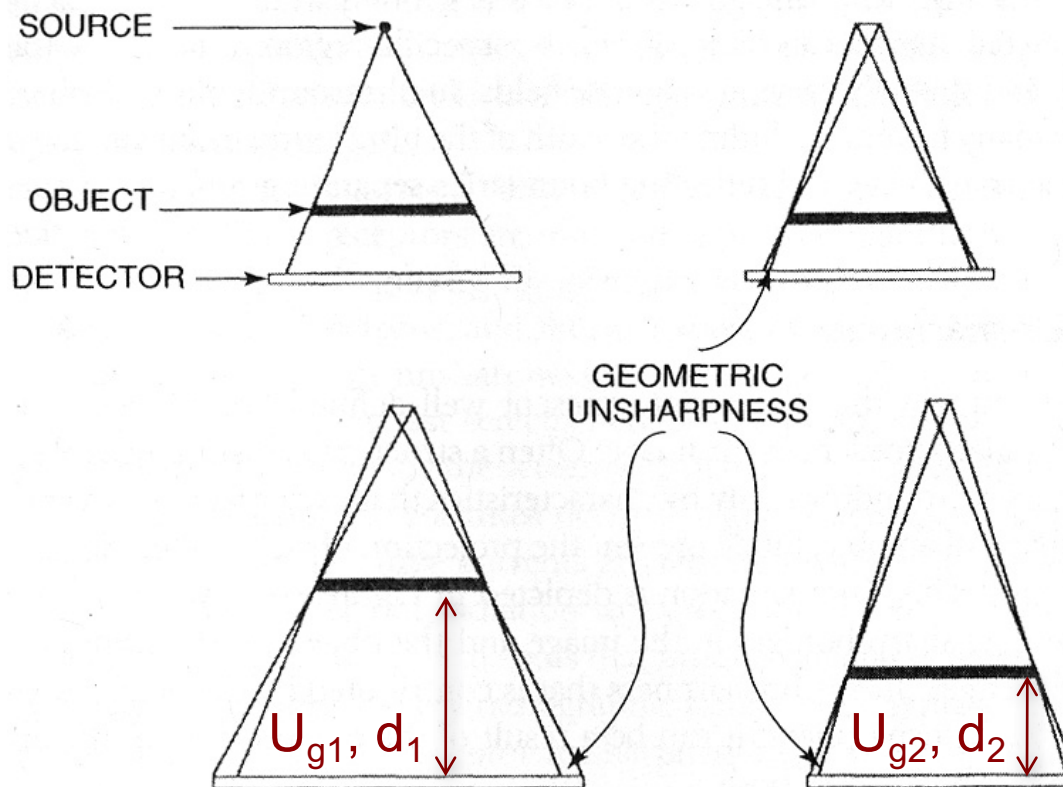


$$U = \sqrt{U_g + U_s + U_m + U_r}$$





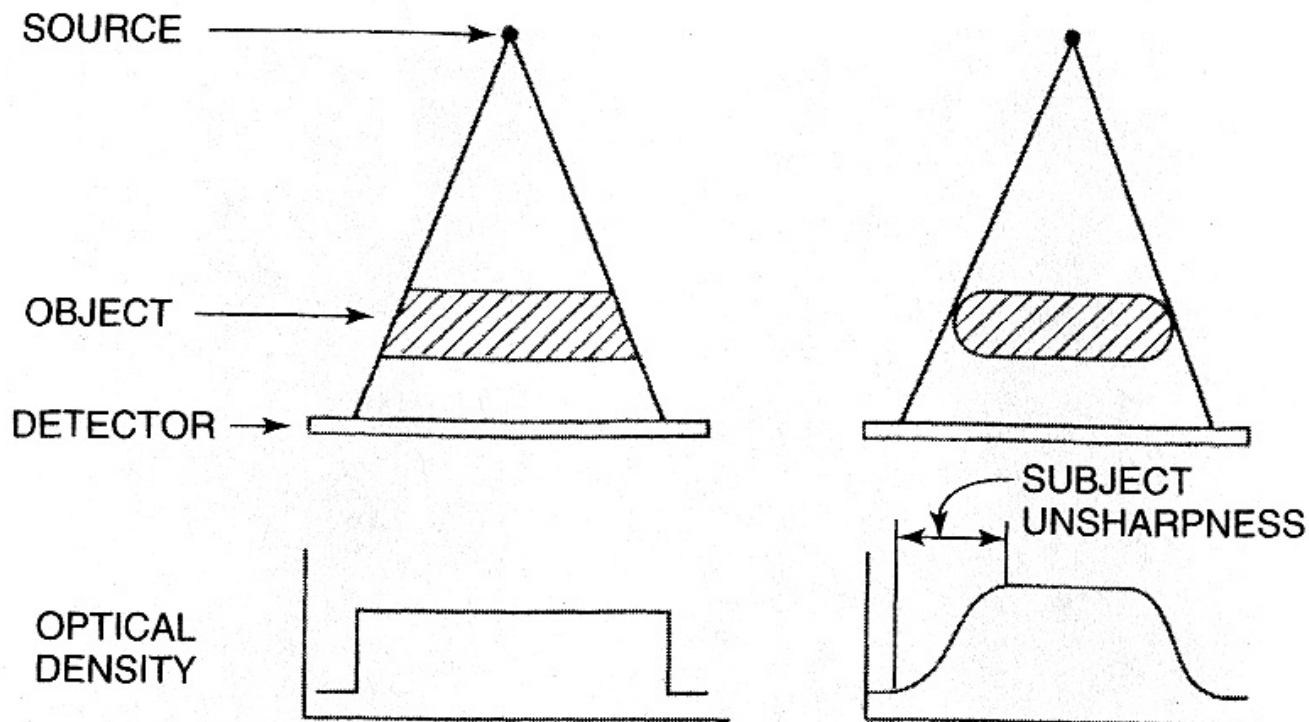
Rozmycie obrazu spowodowane cechami geometrii systemu obrazowania



$$d_1 > d_2 \Rightarrow U_{g1} > U_{g2}$$



Rozmycie spowodowane cechami obrazowanego obiektu

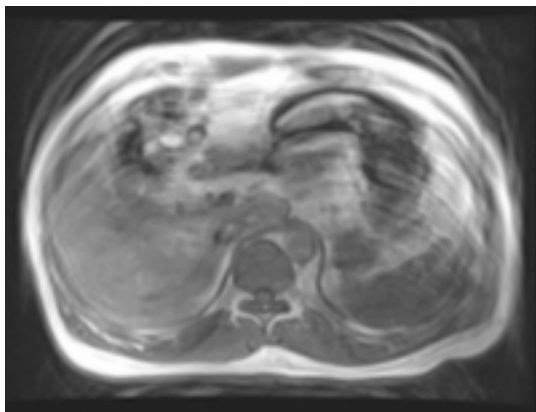




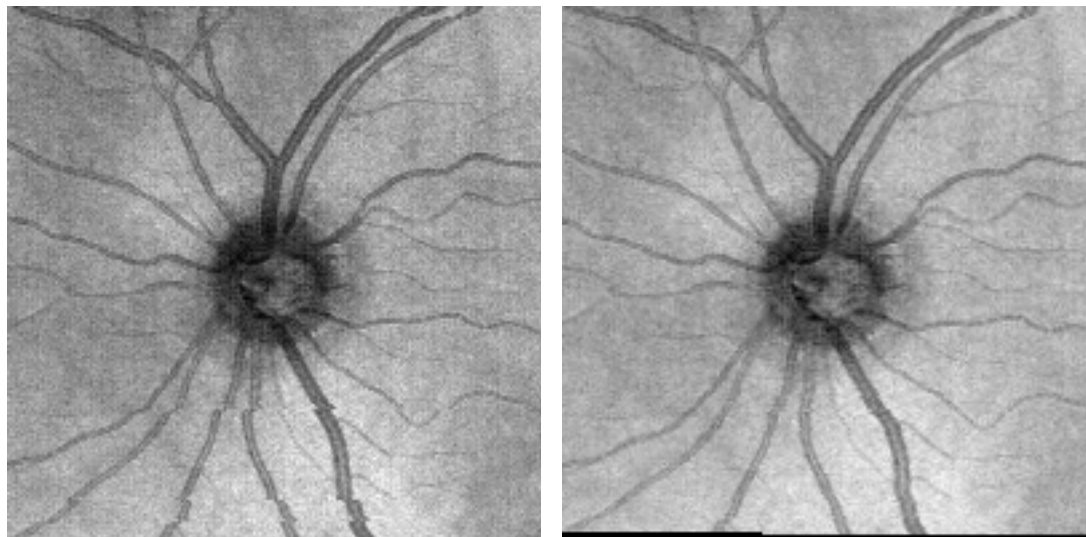
Struktura anatomiczna	Prędkość [mm/s]
Głowa	1-2
Podbrzusze (górną część)	20-40
Podbrzusze (dolną część)	15-30
Płuca	70-100 (150-200)
Serce	60-90 (100-130)



Przykłady zakłóceń wywołanych ruchem



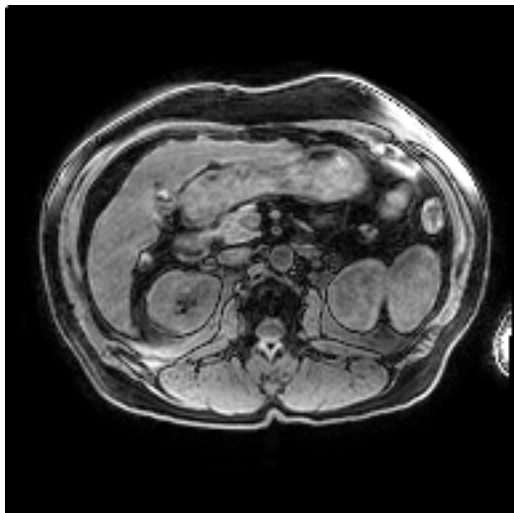
obraz RM



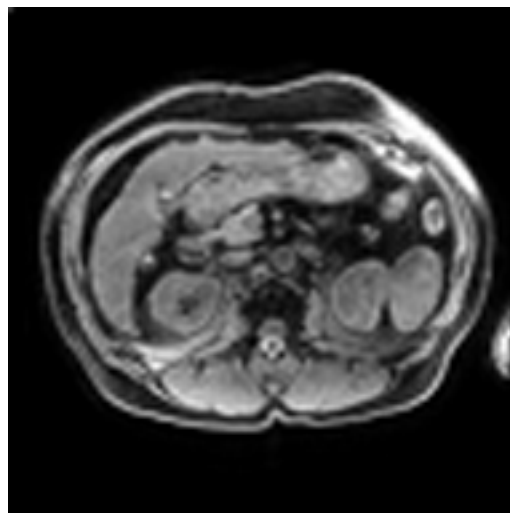
obraz siatkówki (OCT)

Rozmycie spowodowane procesem akwizycji obrazu

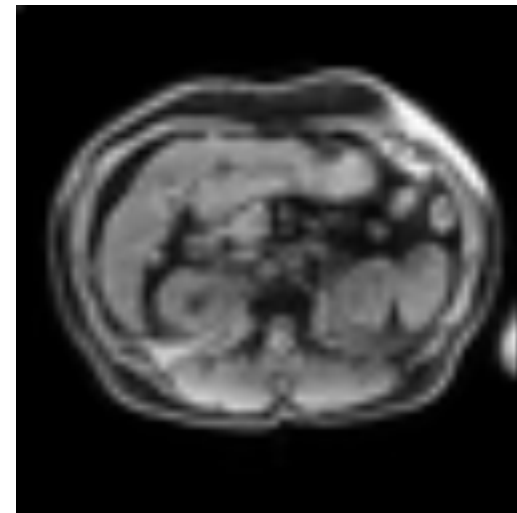
Spowodowane przez proces przekształcający dane zarejestrowane daną metodą obrazowania w obraz



macierz: 192x192
FOV: 400x400 mm

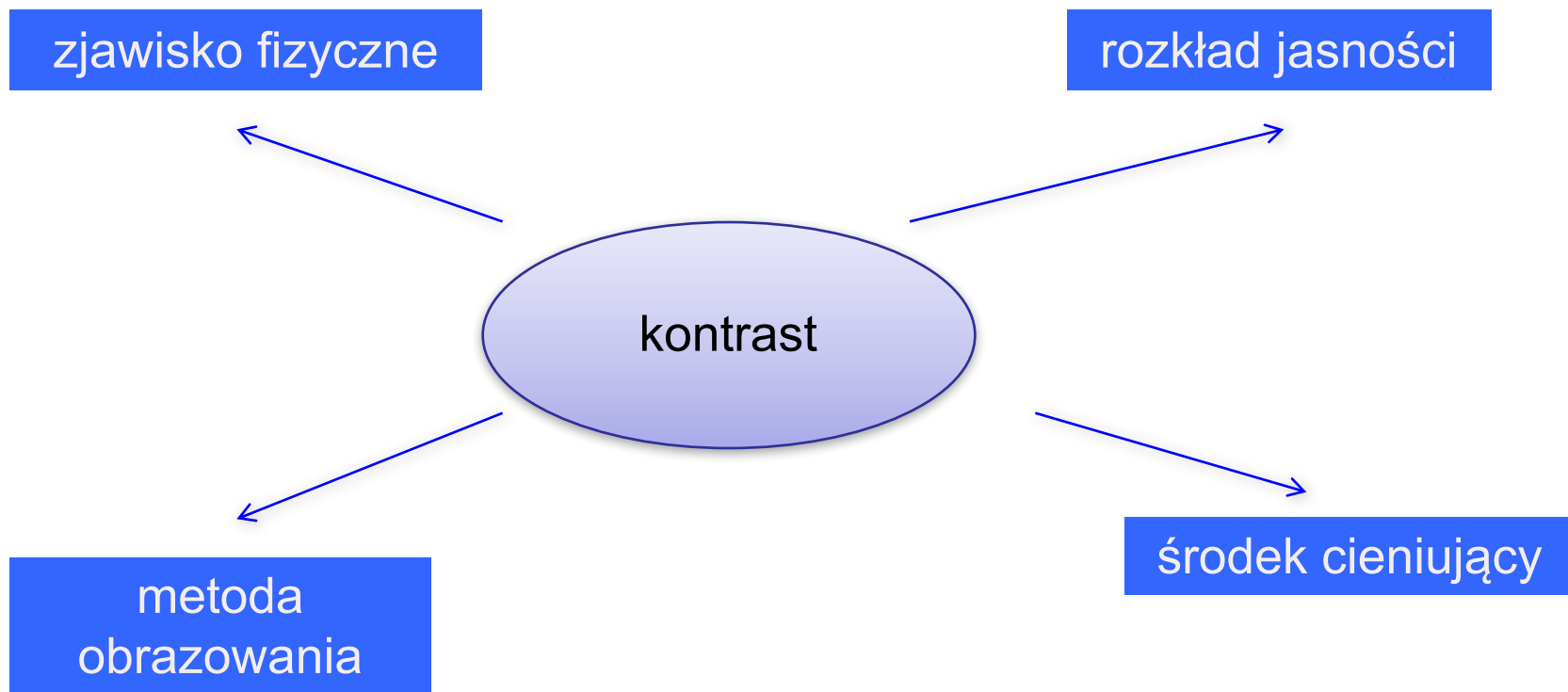


macierz : 96x96
FOV: 400x400 mm



macierz : 64x64
FOV: 400x400 mm

FOV – field of view – pole obrazowania



Kontrast określa zdolność rozróżnienia drobnych szczegółów (detali) obrazu

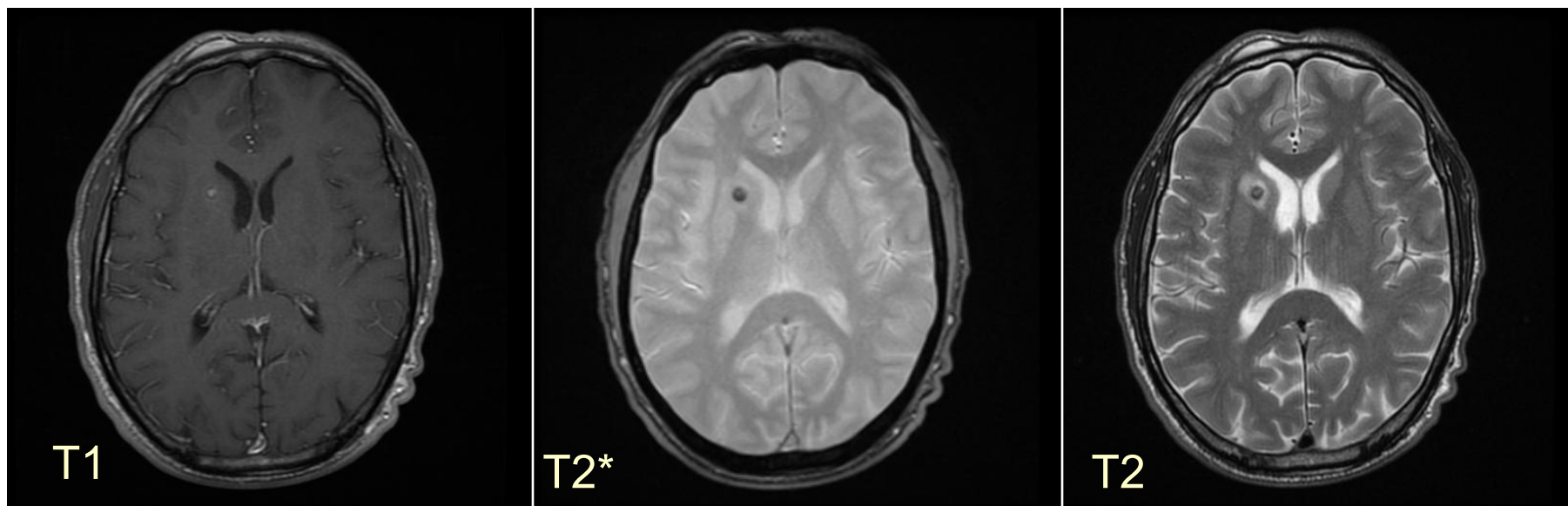


Zjawiska fizyczne wykorzystywane w obrazowaniu

Radiografia	Nuclear medicine	Ultrasound	Computed Tomography	Magnetic Resonance
Gęstość obiektu	Czas połowicznego rozpadu	Prędkość	Gęstość obiektu	Gęstość protonów
Liczba atomowa	Fizyka zderzeń cząstek	Impedancja akustyczna	Gęstość wiązki elektronów	Czasy relaksacji
Absorpcja	Koncentracja	A/O/R	Absorpcja	Fale RF

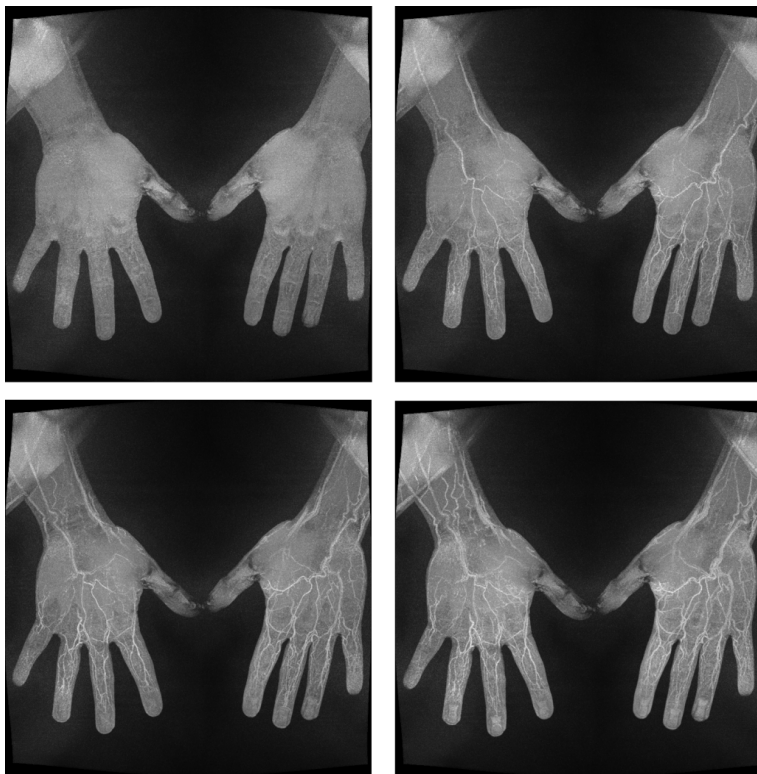
Kontrast obrazu zależy, na ile dane zjawisko fizyczne różnicuje obrazowane narządy



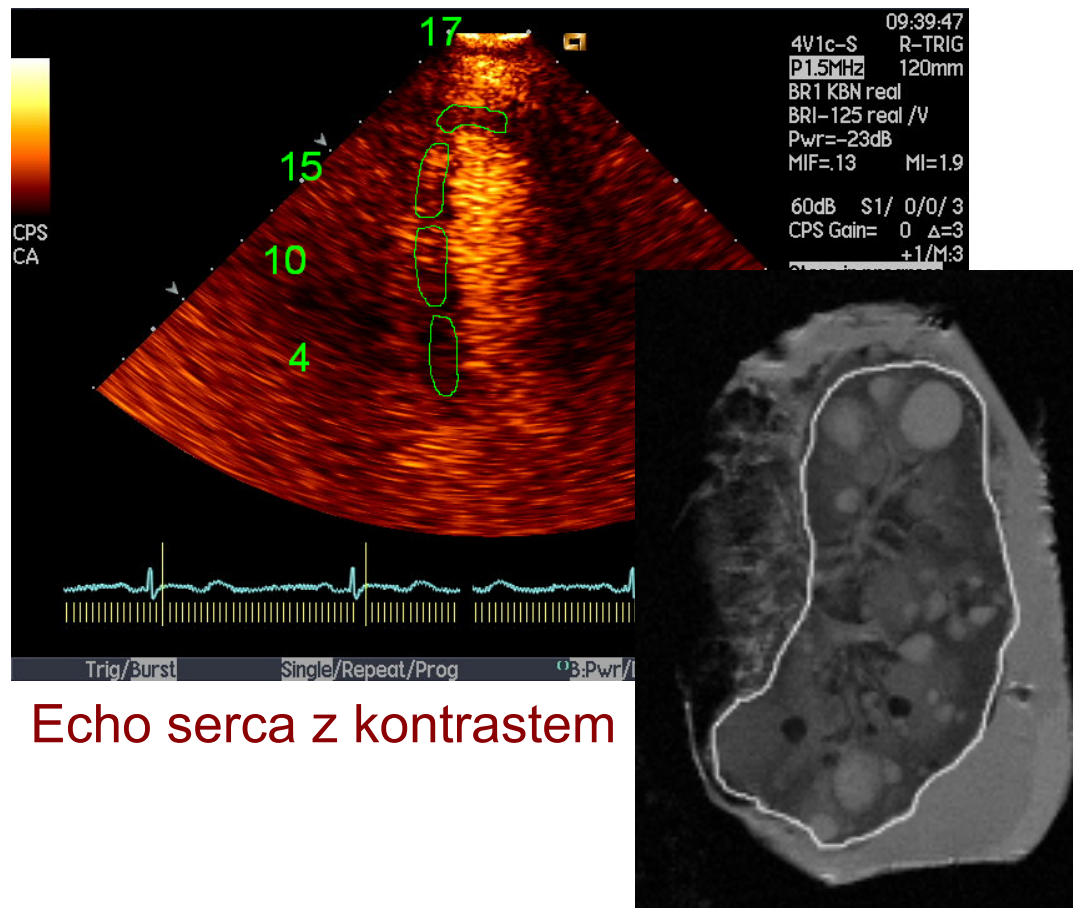


Różne sekwencje obrazowania rezonansu magnetycznego

Środek cieniujący (środek kontrastowy)



Angiorafia RM



Echo serca z kontrastem

Kontrast na bazie gadolinu (obraz RM)



Sposób wyświetlania obrazu

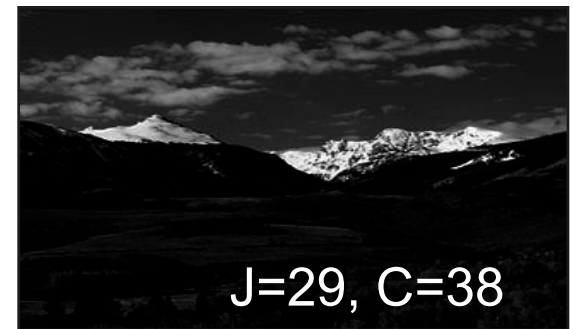
Zależy od odwzorowania jasności obrazu w systemie wyświetlającym

Jasność

$$B = \frac{1}{MN} \sum_{i=1}^M \sum_{j=1}^N f(i, j)$$

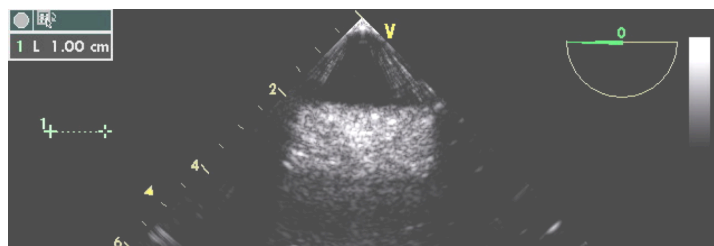
Kontrast

$$C = \sqrt{\frac{1}{MN} \sum_{i=1}^M \sum_{j=1}^N [f(i, j) - J]^2}$$

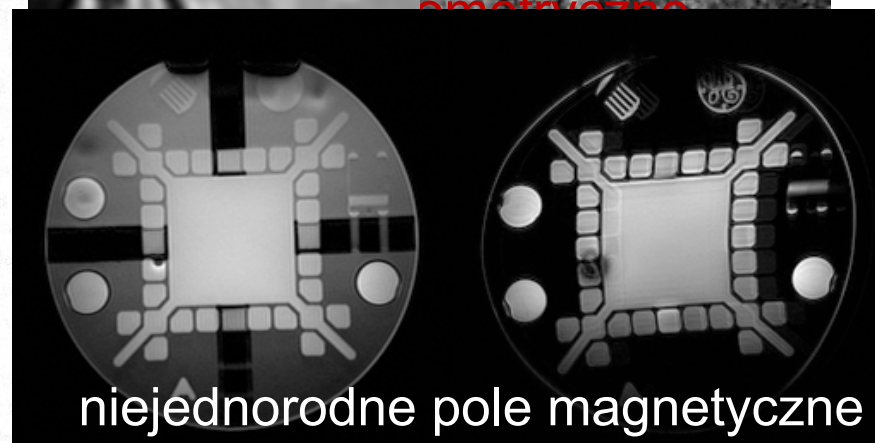
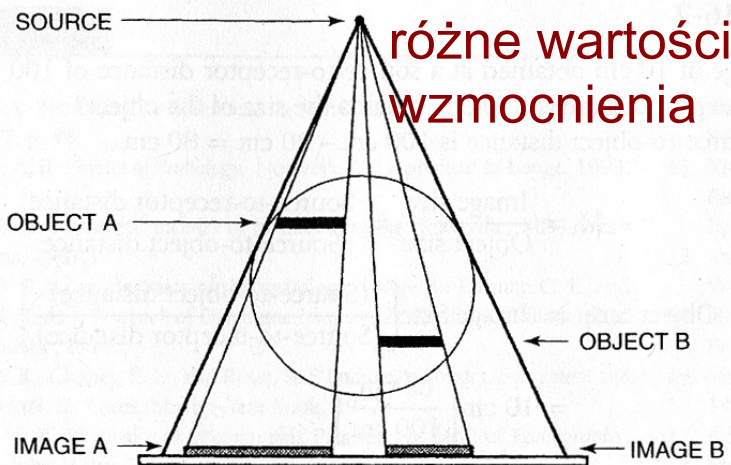


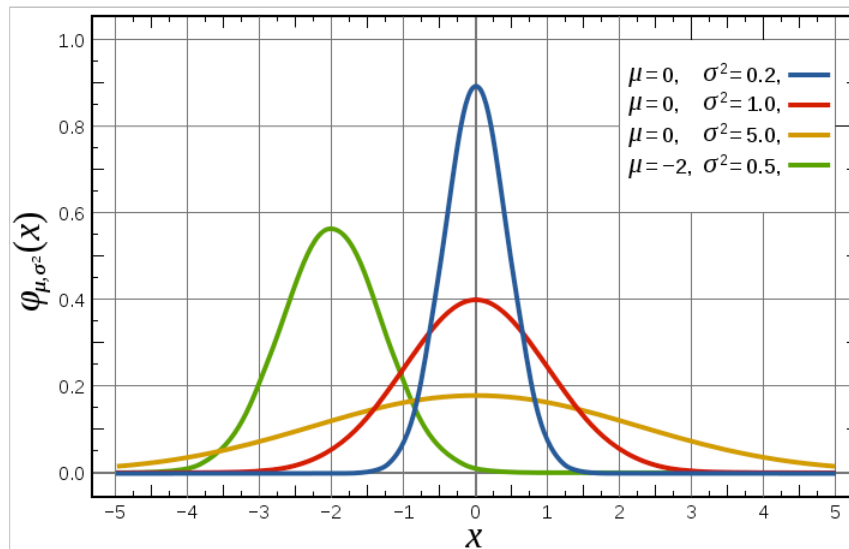
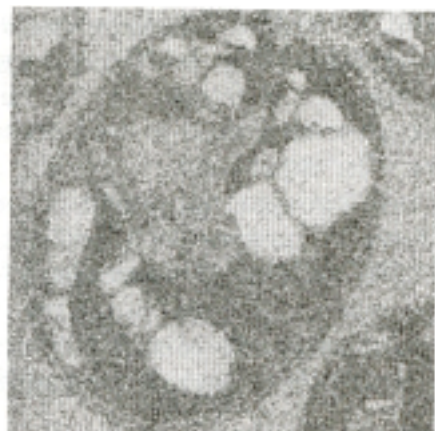
Zniekształcenia obrazu

Spowodowane parametrami systemu formowania obrazu (obrazy optyczne), nierównomiernym wzmocnieniem (radiografia), niejednorodnościami pola magnetycznego (RM), wielokrotnymi odbiciami (ultrasonografia), ...



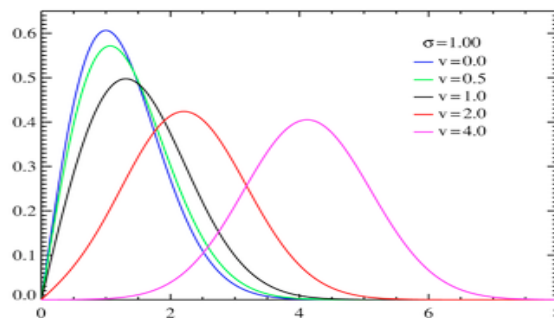
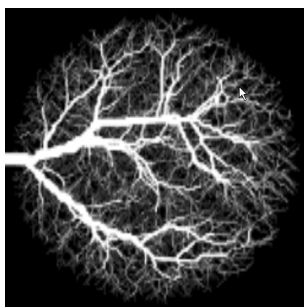
eksztalcenia geometryczne





Szum o rozkładzie Gaussa

$$n_g(x) = \frac{1}{\sqrt{2\pi\sigma^2}} e^{-\frac{(x-\mu)^2}{2\sigma^2}}$$

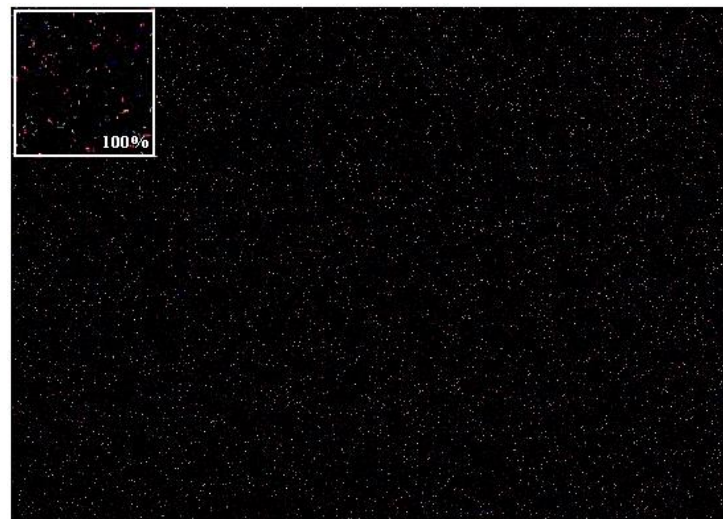


$$n_r(x) = \frac{x}{\sigma} e^{-\frac{(x^2 - v^2)}{2\sigma^2}} I_0\left(\frac{xv}{\sigma}\right)$$

Szum o rozkładzie Rice'a (RM)



Szum impulsowy
(losowy rozkład punktów o maksymalnych i minimalnych jasnościach)



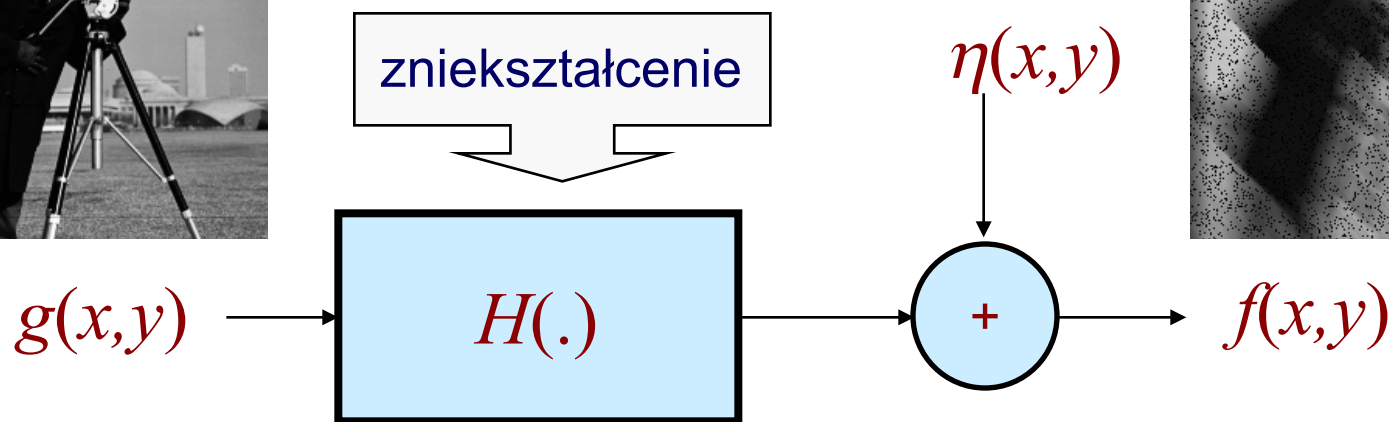
Szum impulsowy w matrycy CCD

Model zniekształcenia obrazu

Obraz źródłowy



Obraz zniekształcony



$$f(x,y) = H[g(x,y)] + \eta(x,y)$$

Stosunek sygnału do szumu

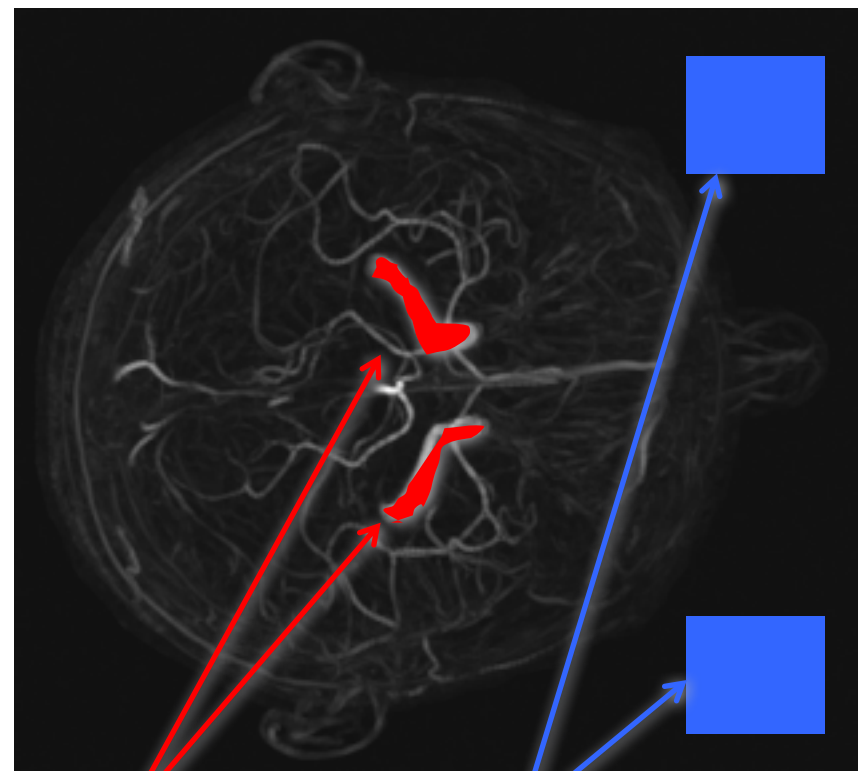
Oznaczany jako SNR (ang. signal to noise ratio) jest ilościową miarą jakości obrazu, określa jak bardzo obraz jest zakłócony przez szum

$$SNR = \frac{P(f)}{P(n)}$$

$$SNR_{dB} = 10 \log_{10} \frac{P(f)}{P(n)}$$

Ocena SNR w praktyce:

$$SNR = \frac{\mu_{signal}}{\sigma_{noise}^2}$$



ROI do
estymacji

μ_{signal}

ROI do
estymacji

σ_{noise}

Filtr odwrotny – narzędzie do redukcji szumu

$$G(u, v) = H(u, v) F(u, v) + N(u, v)$$

$$\hat{F}(u, v) = \frac{1}{H(u, v)} G(u, v) = F(u, v) + \frac{1}{H(u, v)} N(u, v)$$

filtr odwrotny

Estymacja charakterystyki filtru odwrotnego może sprawiać problemy dla częstotliwości przy których $H(u, v) \approx 0$

Filtr Wienera – uogólniona postać filtru odwrotnego

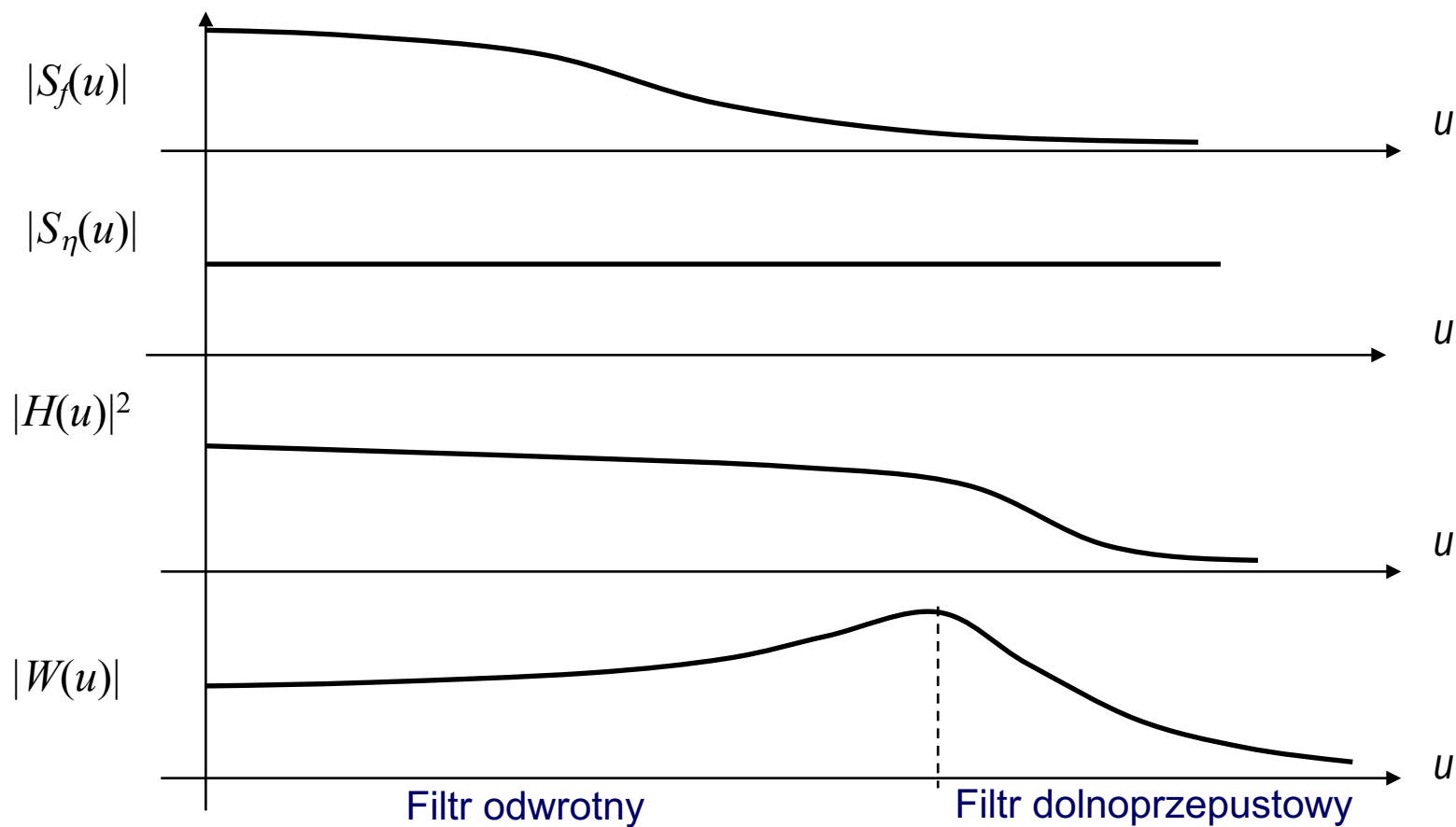
$$\hat{F}(u,v) = \frac{1}{H(u,v)} \cdot \frac{|H(u,v)|^2}{|H(u,v)|^2 + \frac{S_\eta(u,v)}{S_f(u,v)}} \cdot G(u,v)$$

K

- $S_f(u,v)$, $S_\eta(u,v)$ – widma gęstości mocy dla obrazu źródłowego i zniekształconego
- kiedy widma są niedostępne, wyznacza się parametr K jako odwrotność SNR $(\text{SNR})^{-1}$
- dla małych częstotliwości lub $K \rightarrow 0$ filtr Wienera odpowiada filtrowi odwrotnemu
- dla $K \rightarrow \infty$ filtr Wienera staje się filtrem dolnoprzepustowym



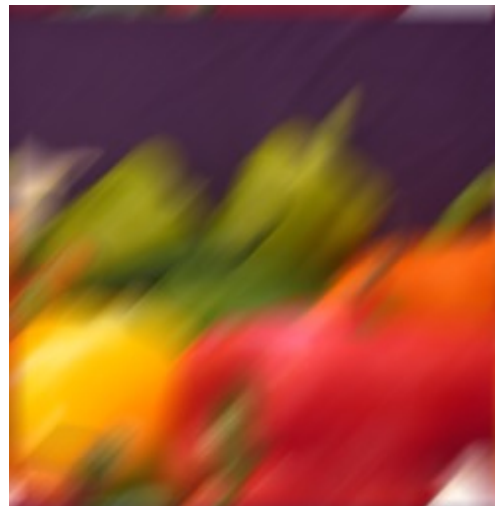
Filtr Wienera



Filtr Wienera – przykład zastosowania



obraz
oryginalny



zniekształcenie
(przesunięcie)

$$L=31 \quad \nearrow \quad \varphi=45^\circ$$



wynik restauracji
z użyciem filtra Wienera

Filtr Wienera - przykład



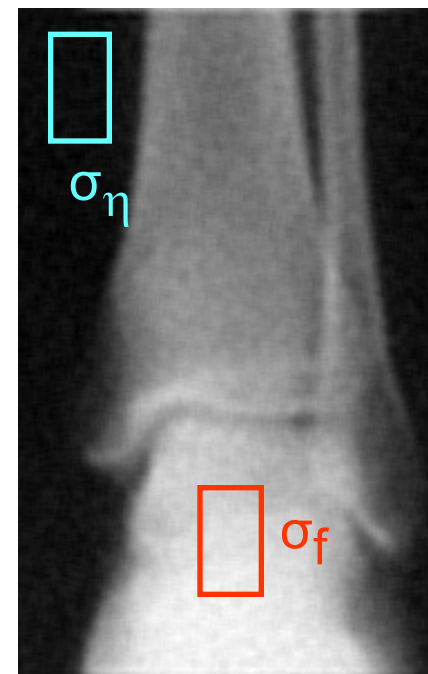
obraz
źródłowy



rozmycie +
szum Gaussa



filtr Wienera,
wykorzystane
 $S_f(u, v)$, $S_\eta(u, v)$



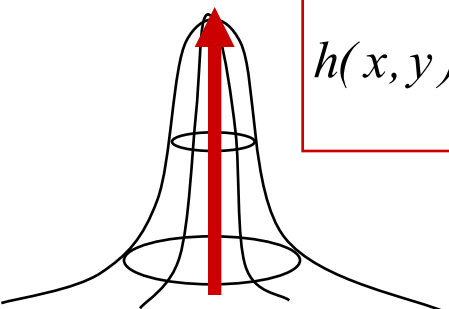
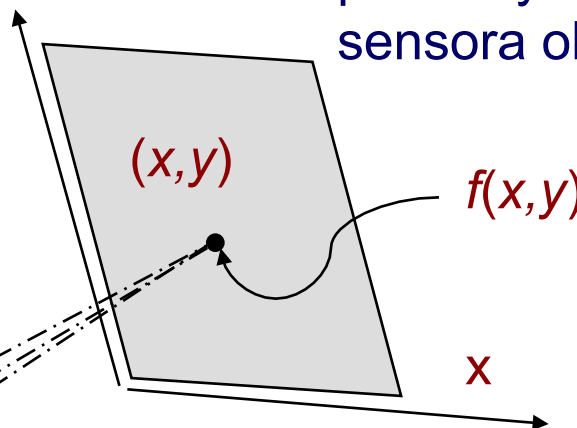
filtr Wienera,
 $K = \sigma_\eta / \sigma_f$

Funkcja rozmycia punktu (ang. Point Spread Function, PSF)

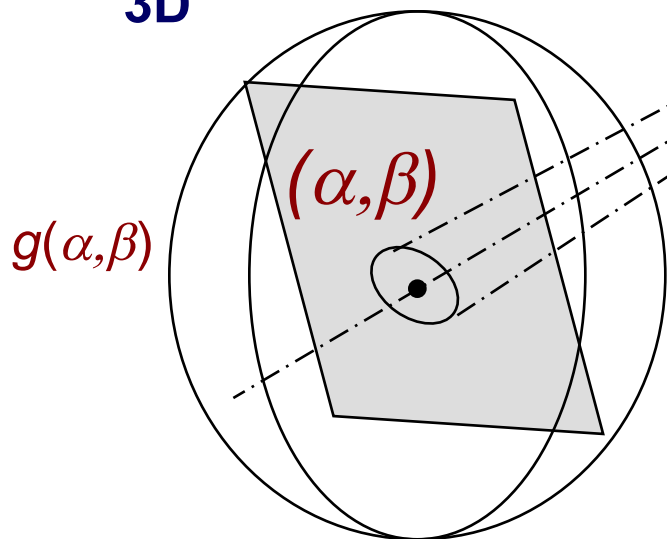
$$h(x, y) = \exp \left(-\frac{x^2 + y^2}{2 \sigma^2} \right)$$

model formowania obrazu

płaszczyzna sensora obrazu



3D

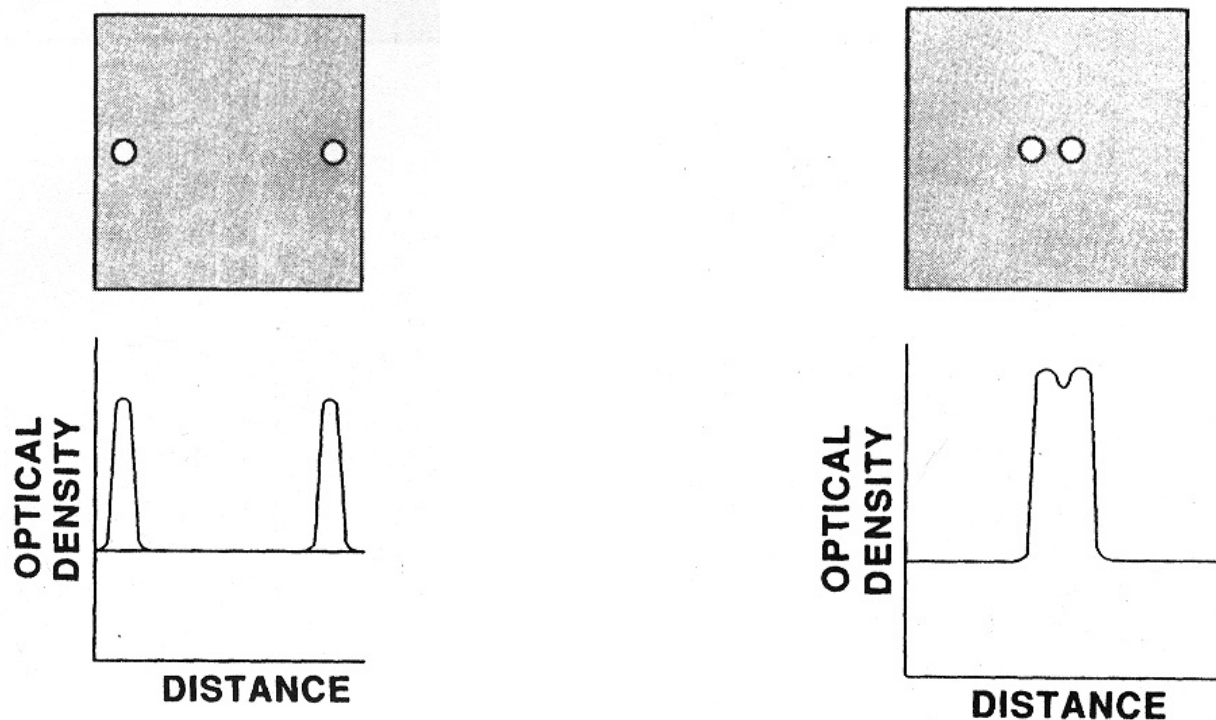


$$f(x, y) = \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} g(\alpha, \beta) h(x, y, \alpha, \beta) d\alpha d\beta$$

$h(\cdot)$ – funkcja rozmycia punktu systemu obrazowania, określa odwieź systemu pobudzenie punktowym źródłem promieniowania (wymuszenie impulsowe)

Funkcja rozmycia punktu (PSF)

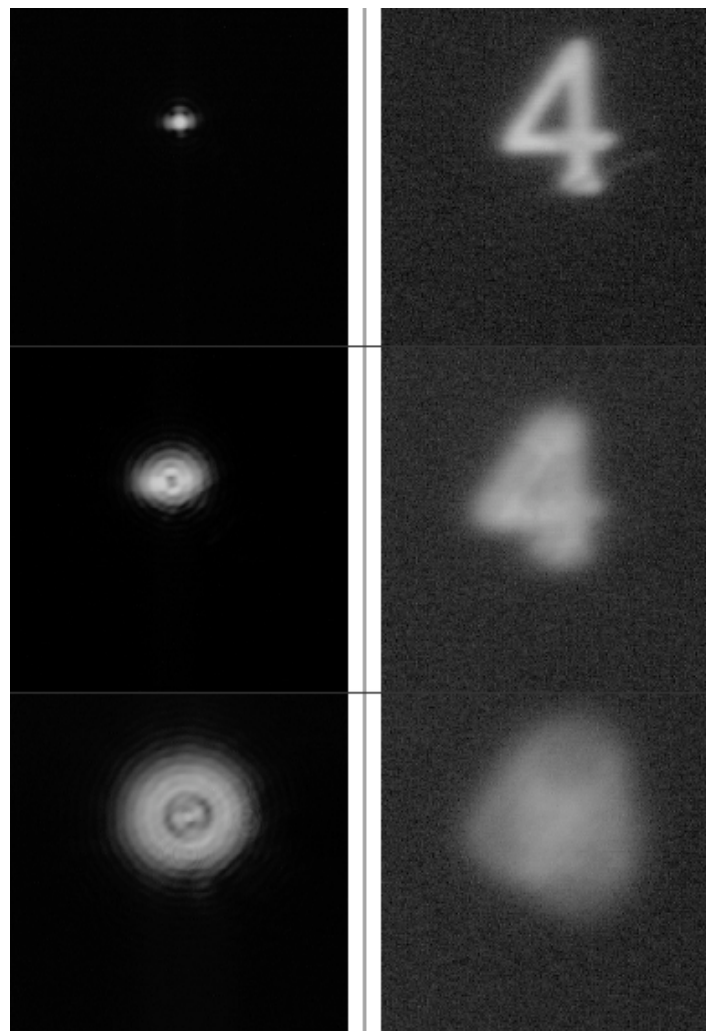
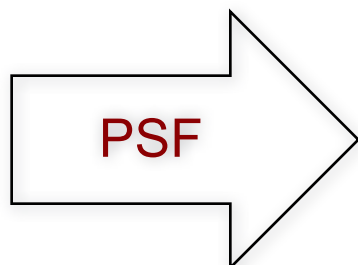
PSF określa minimalną odległość między obrazowanymi obiektami zapewniającą ich jednoznaczne rozróżnienie



obiekty leżące zbyt blisko siebie są
uwidaczniane jako pojedynczy obiekt



Funkcja rozmycia punktu (PSF)





Funkcja przenoszenia modulacji (ang. Modulation Transfer Function, MTF)

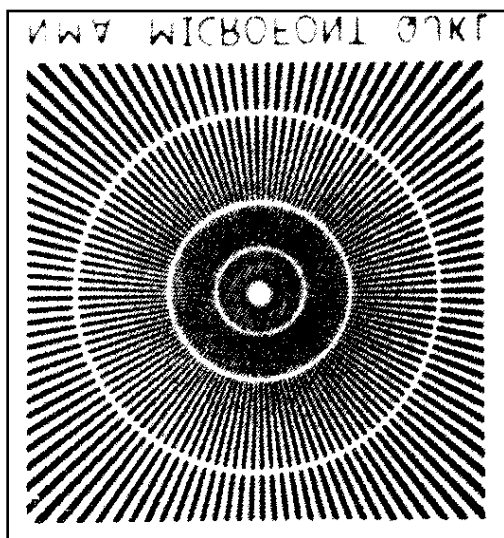
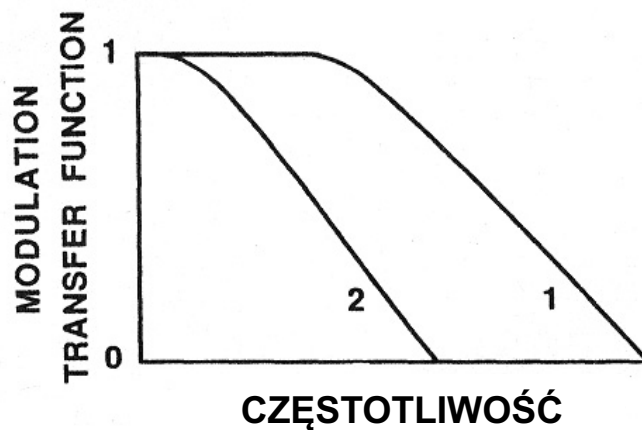
$$F(u,v) = G(u,v)H(u,v)$$

MTF jest transformatą Fouriera PSF. Określa charakterystykę częstotliwościową systemu obrazowania.

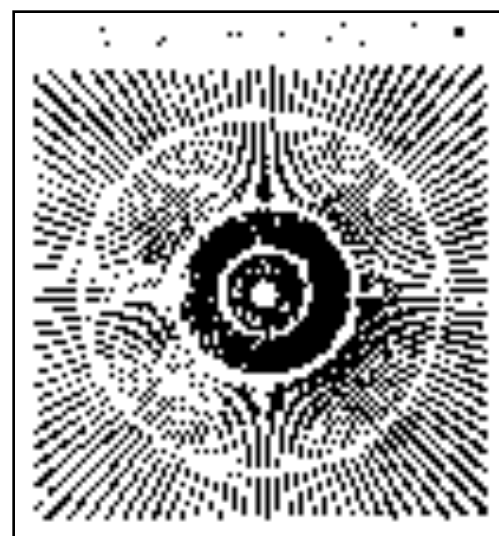
$$H(u,v) = \mathbf{F}[h(x,y)]$$



Funkcja przenoszenia modulacji (MTF)

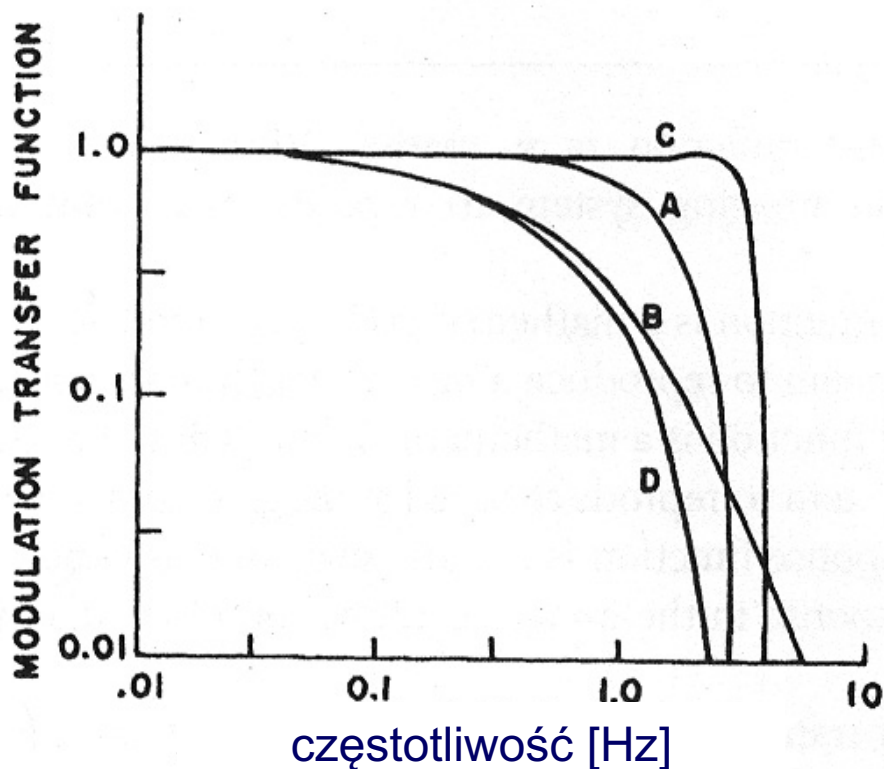


MTF 1
500 dpi



MTF 2
100 dpi

Funkcja przenoszenia modulacji (MTF)



MTF systemu radiograficznego:

- A) parametry kliszy
- B) system formowania obrazu
- C) obrazowany obiekt (ruch)
- D) funkcja dla całego systemu