



# Jakość obrazów medycznych

## Program wykładu:

Definicja jakości obrazu

Podstawowe czynniki mające wpływ na jakość obrazu

- rozmycie
- kontrast
- szum
- zniekształcenia

Ilościowa ocena jakości obrazu





# Subiektywna ocena jakości



5 bitów



8 bitów



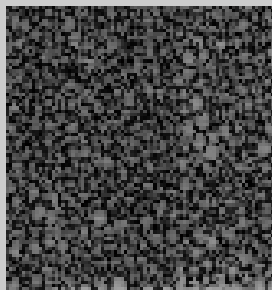
3 bity



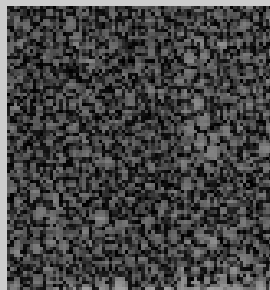


# Subiektywna ocena jakości

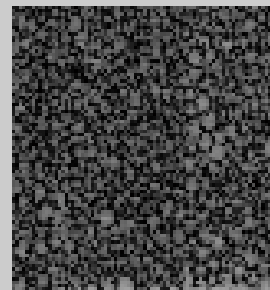
8 bitów



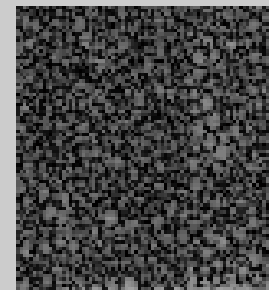
7 bitów



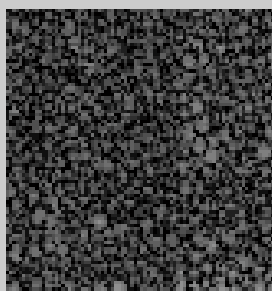
6 bitów



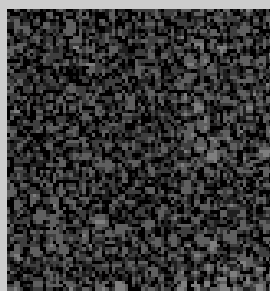
5 bitów



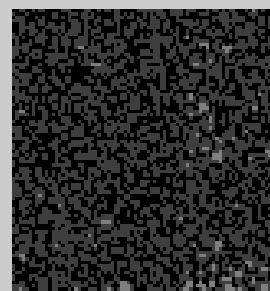
4 bity



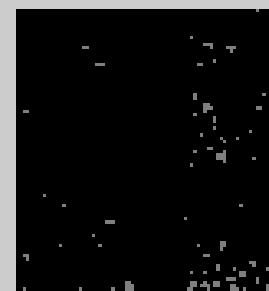
3 bity



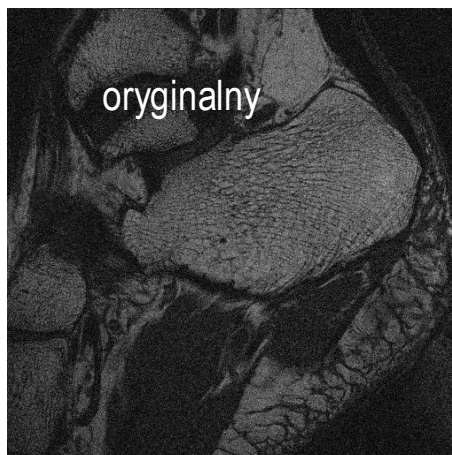
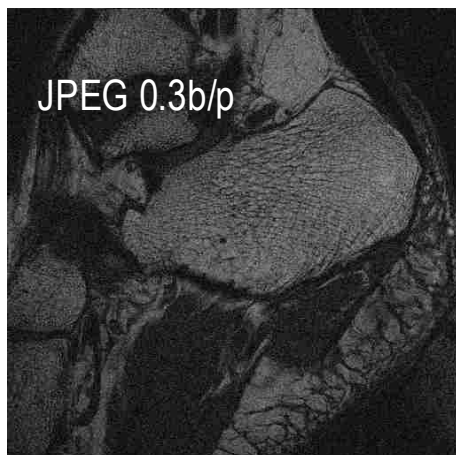
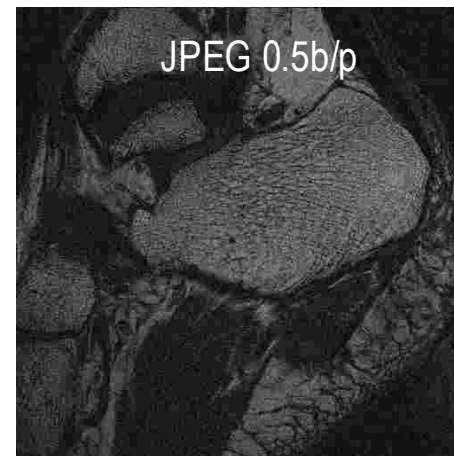
2 bity



1 bit



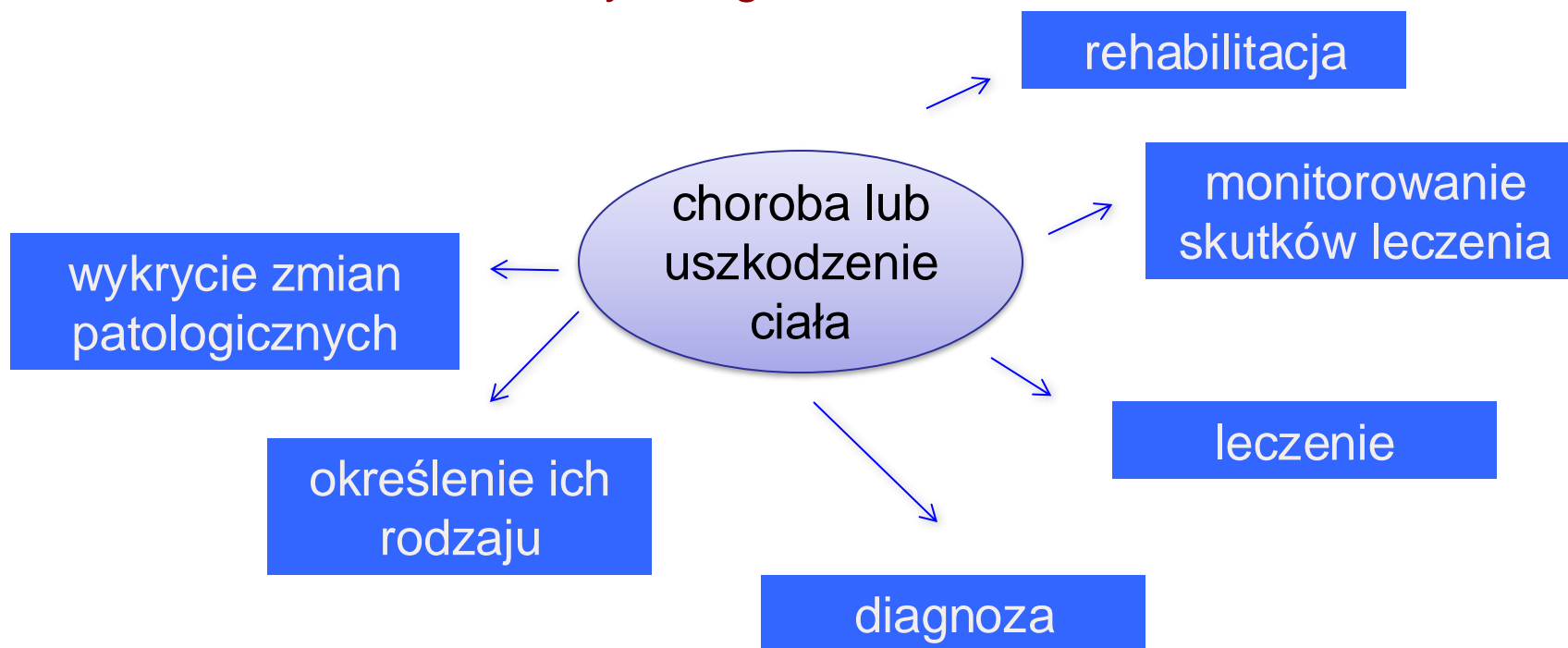
# Wpływ kompresji na jakość





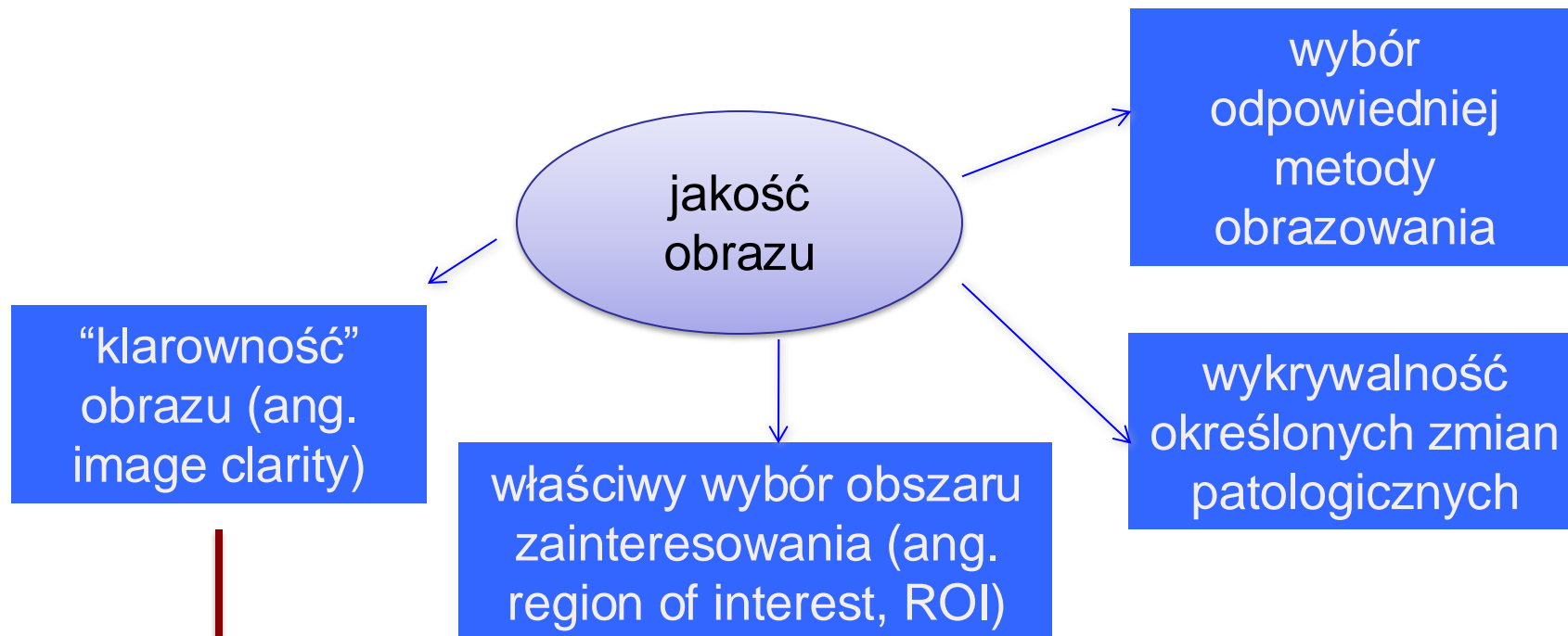
# Jakość obrazu

## Cele obrazowania medycznego:



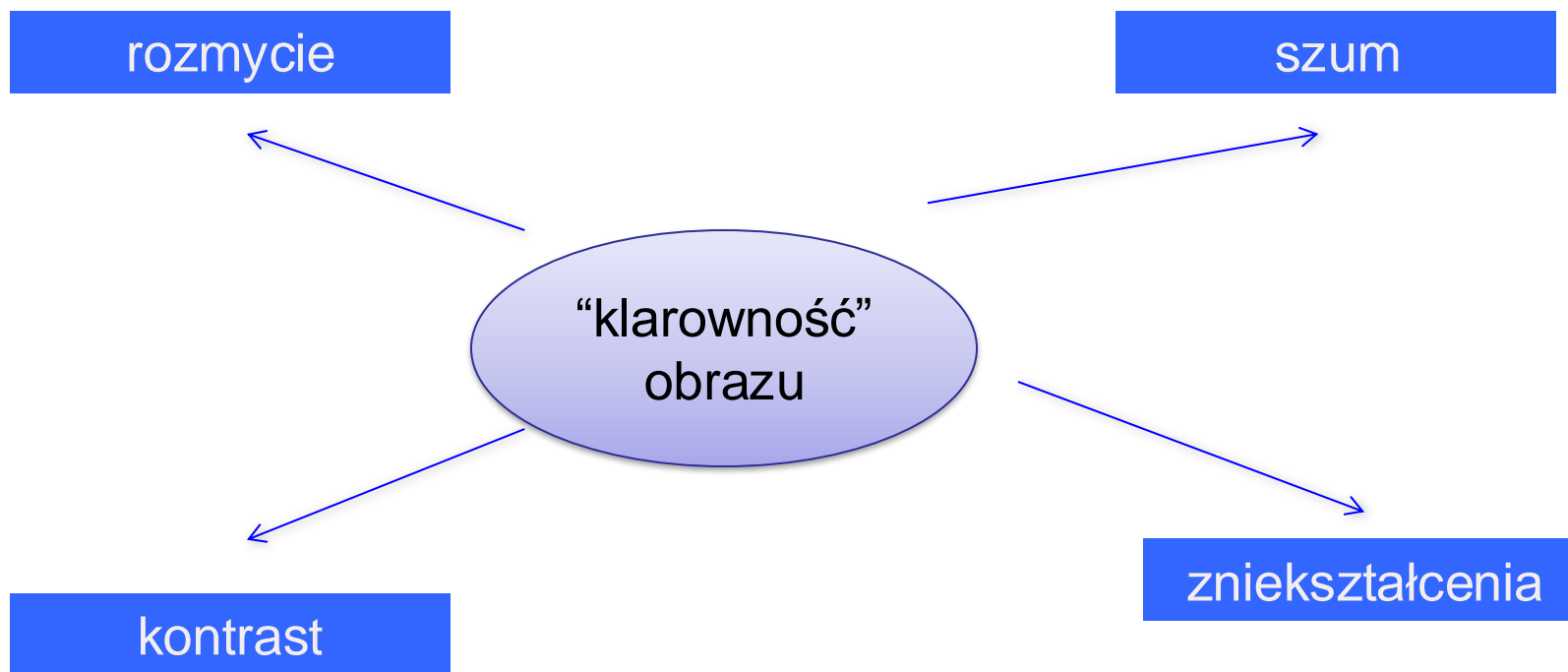
Jakość obrazu - stopień, w jakim obraz medyczny spełnia swoją rolę diagnostyczną





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

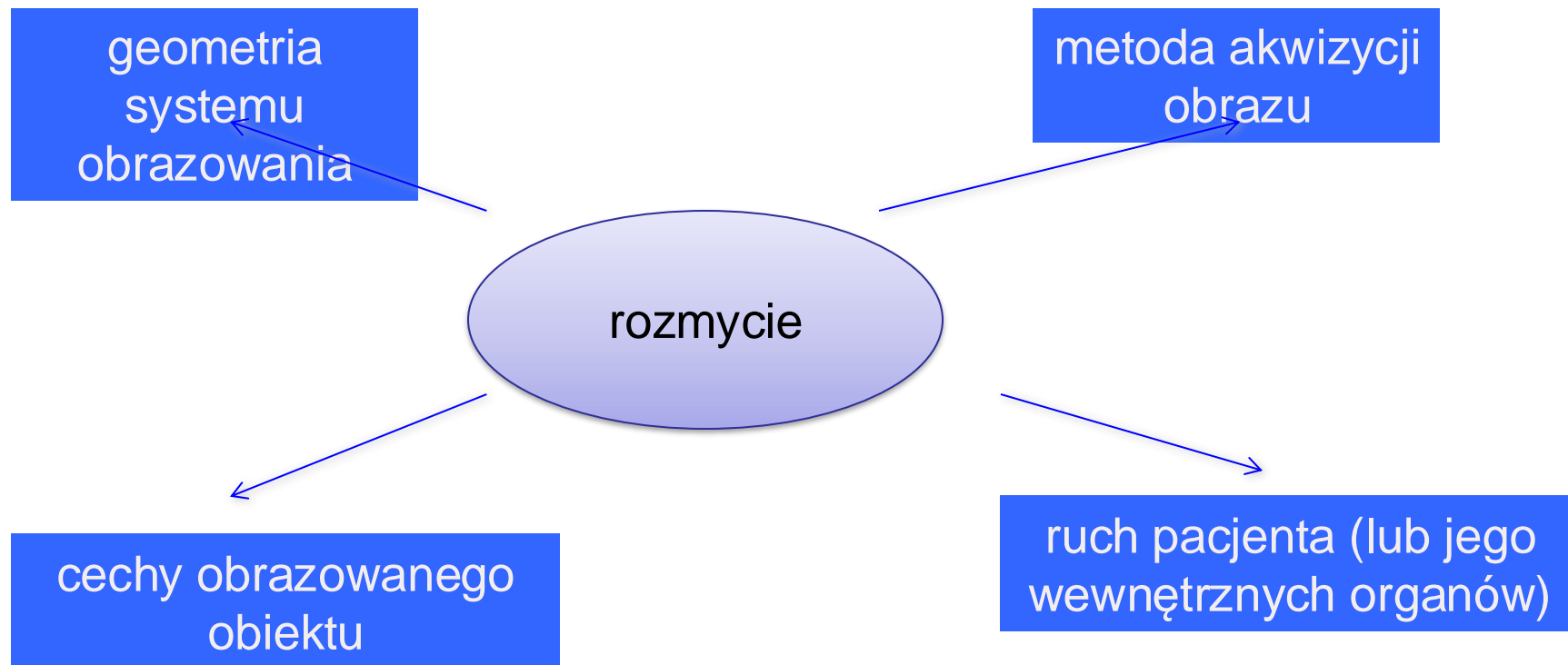








# Rozmycie obrazu - przyczyny



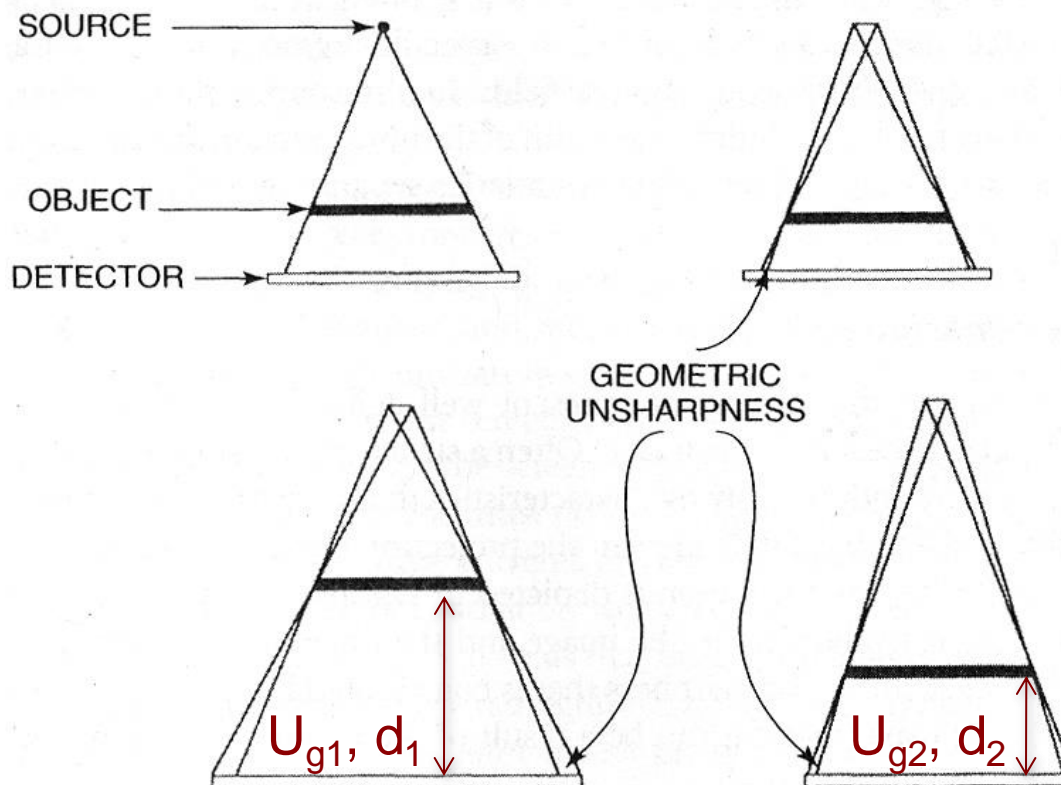
$$U = \sqrt{U_g + U_s + U_m + U_r}$$







# Rozmycie obrazu spowodowane cechami geometrii systemu obrazowania

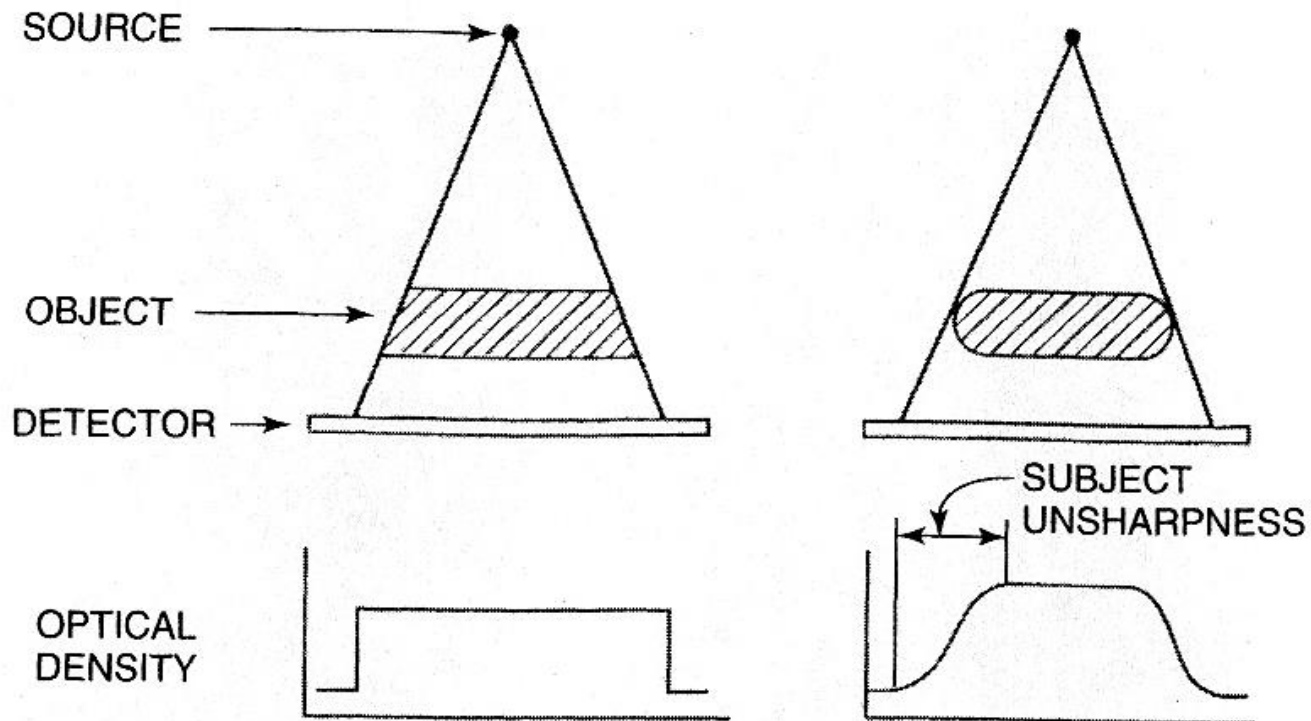


$$d_1 > d_2 \Rightarrow U_{g1} > U_{g2}$$





# Rozmycie spowodowane cechami obrazowanego obiektu

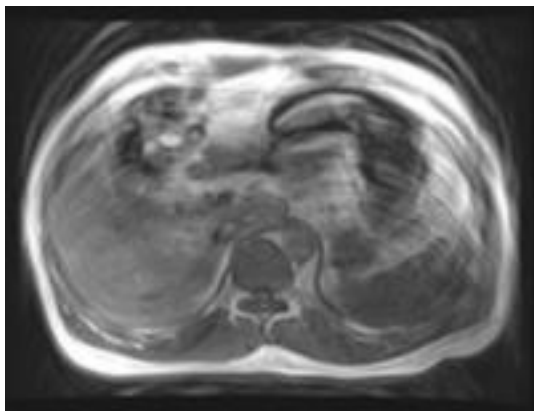




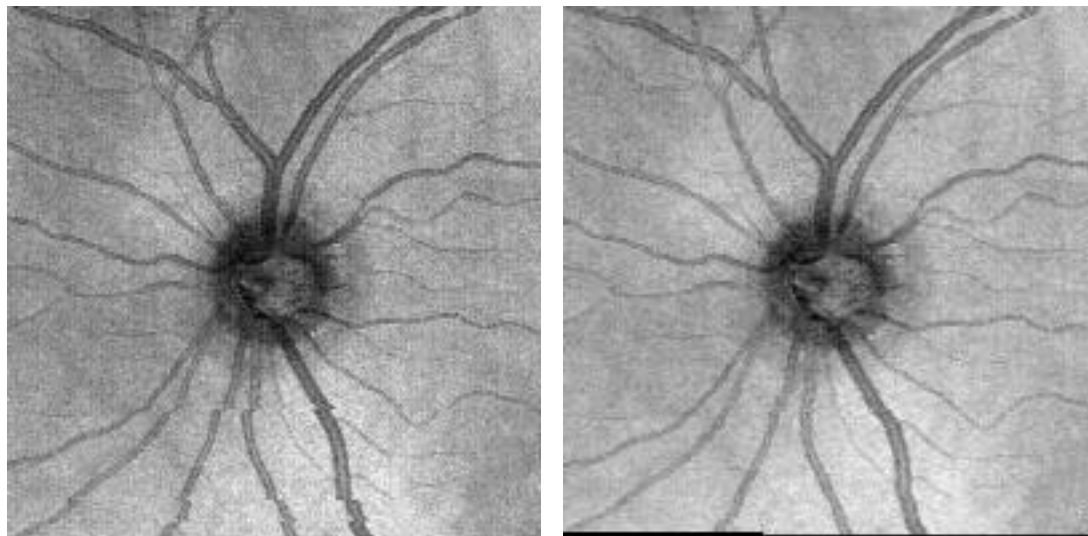
| Struktura anatomiczna    | Prędkość [mm/s]  |
|--------------------------|------------------|
| Głowa                    | 1-2              |
| Podbrzusze (górną część) | 20-40            |
| Podbrzusze (dolną część) | 15-30            |
| Płuca                    | 70-100 (150-200) |
| Serce     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



# Przykłady zakłóceń wywołanych ruchem



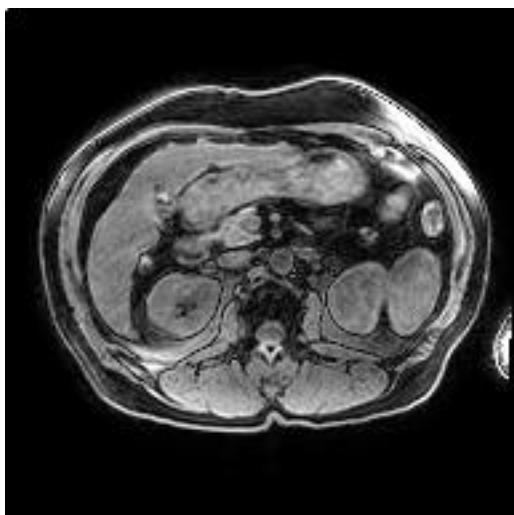
obraz RM



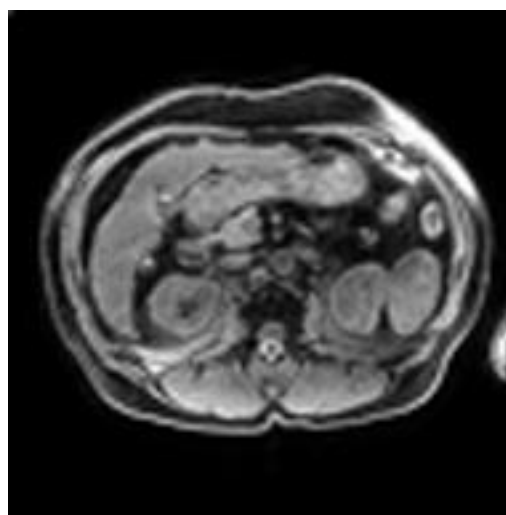
obraz siatkówki (OCT)

## Rozmycie spowodowane procesem akwizycji obrazu

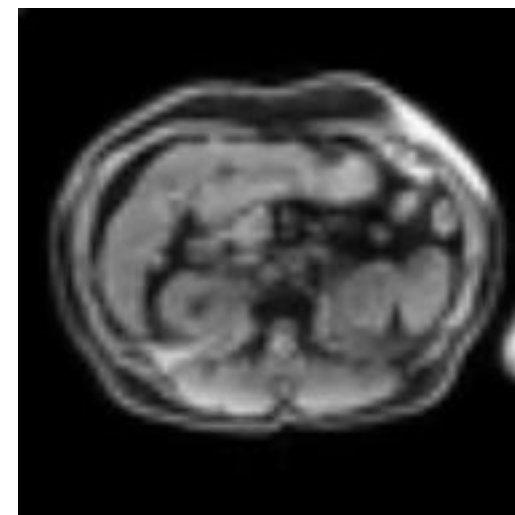
Spowodowane przez proces przekształcający dane zarejestrowane daną metodą obrazowania w obraz



macierz: 192x192  
FOV: 400x400 mm

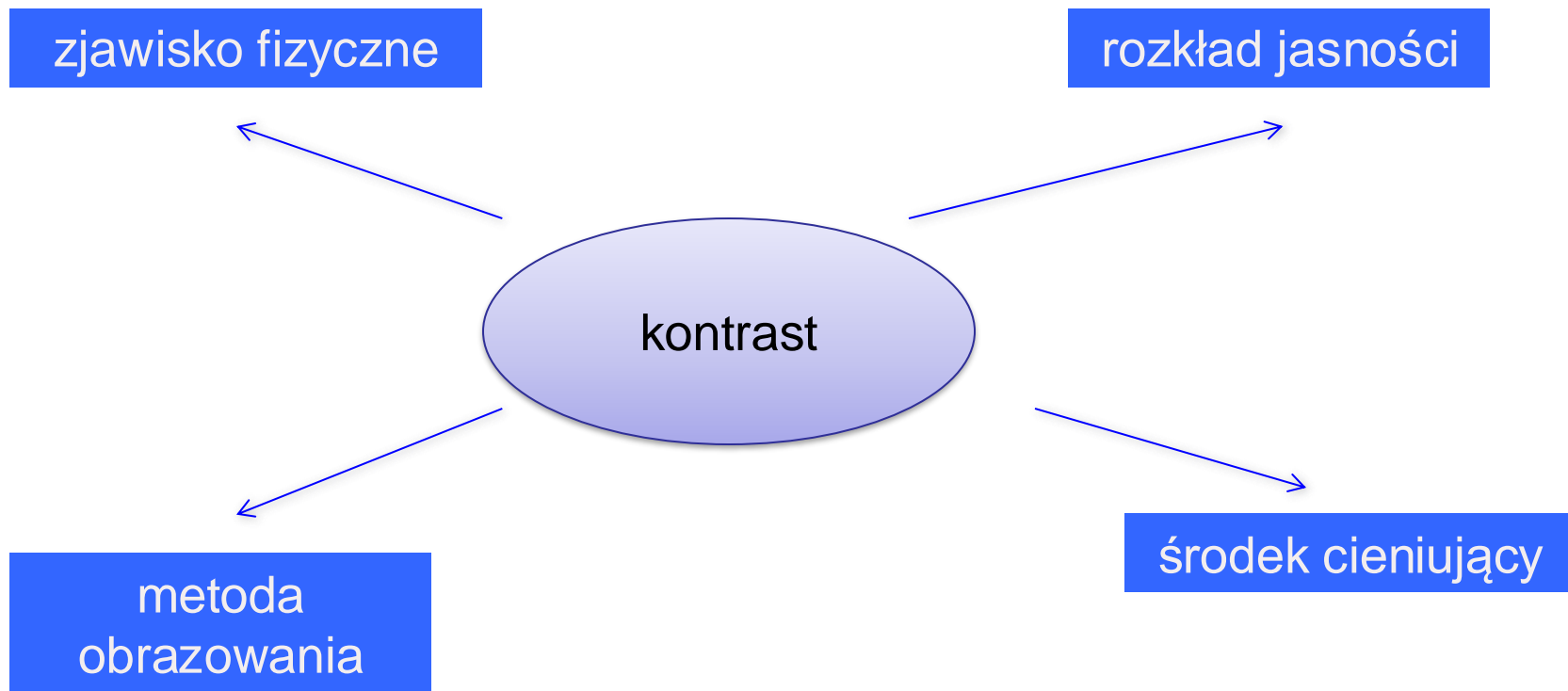


macierz : 96x96  
FOV: 400x400 mm



macierz : 64x64  
FOV: 400x400 mm

FOV – field of view – pole obrazowania



Kontrast określa zdolność rozróżnienia drobnych szczegółów (detali) obrazu





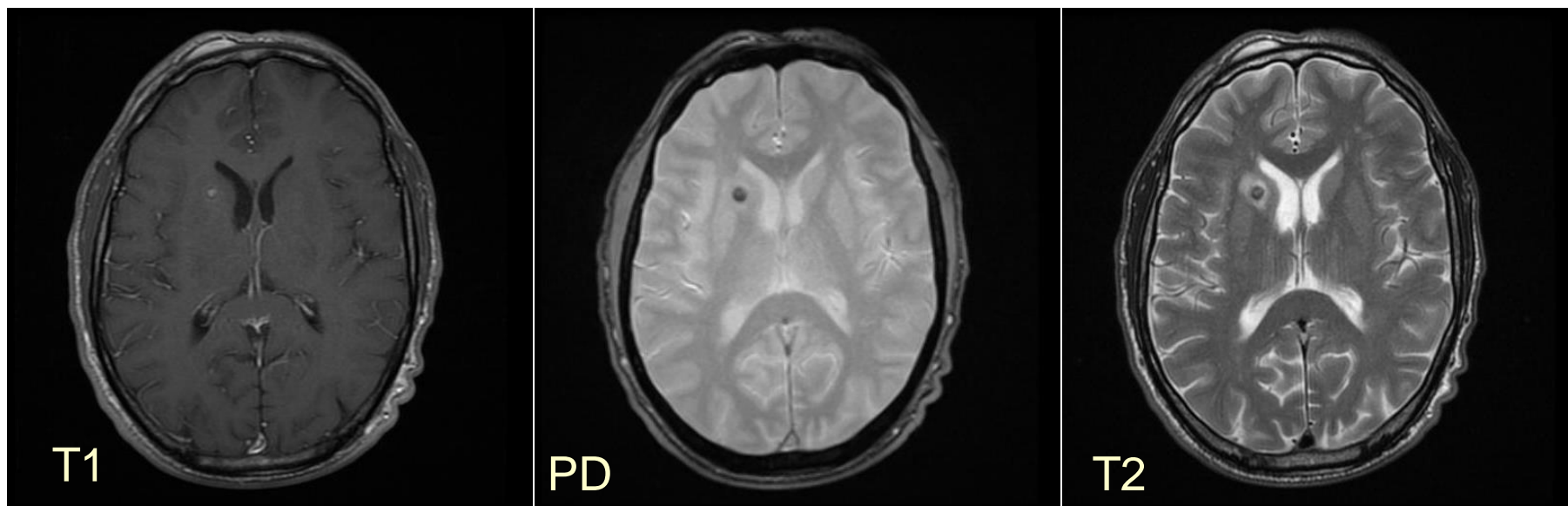
## Zjawiska fizyczne wykorzystywane w obrazowaniu

| 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              | Odbicie               | Absorpcja                 | Fale RF            |

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

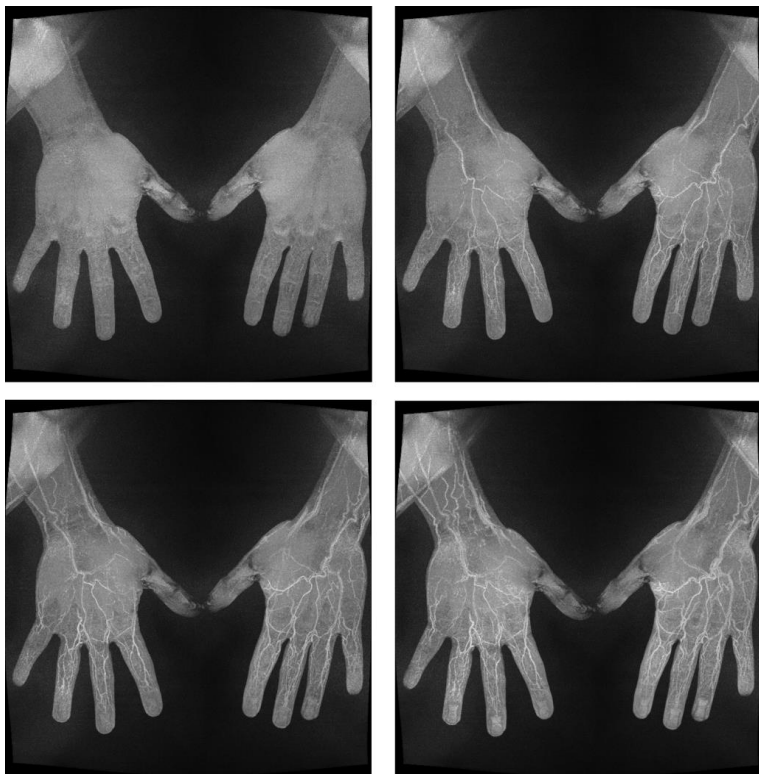






Różne sekwencje obrazowania rezonansu magnetycznego

# Środek cieniujący (środek kontrastowy)



Angiorafia RM



Echo serca z kontrastem

Kontrast na bazie gadolinu (obraz RM)

# Sposób wyświetlania obrazu

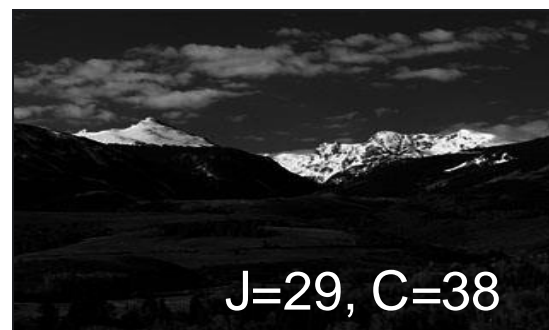
Zależy od odwzorowania jasności obrazu w systemie wyświetlającym

Jasność

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

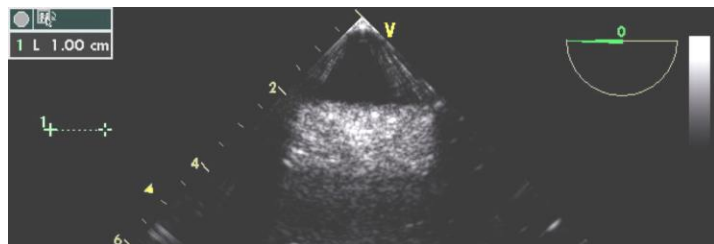
Kontrast

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

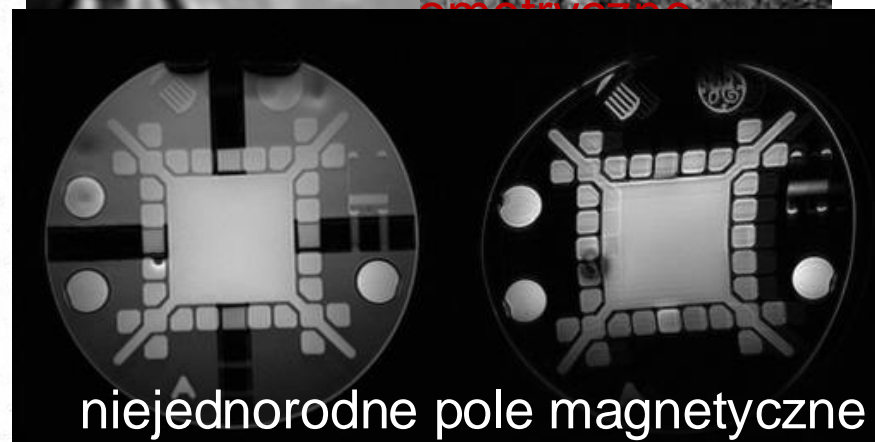
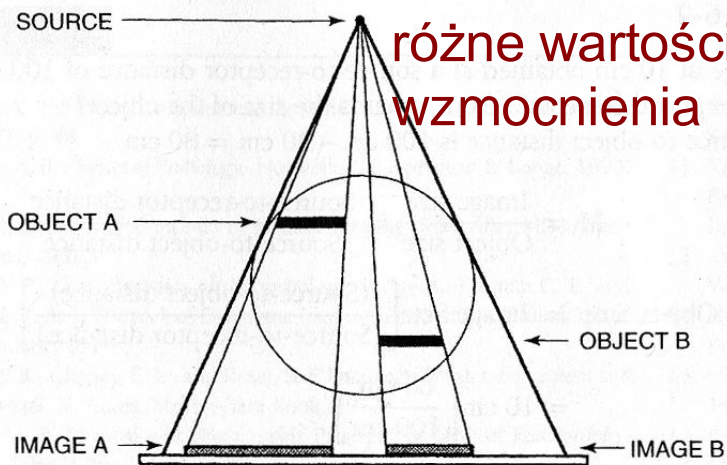


# Zniekształcenia obrazu

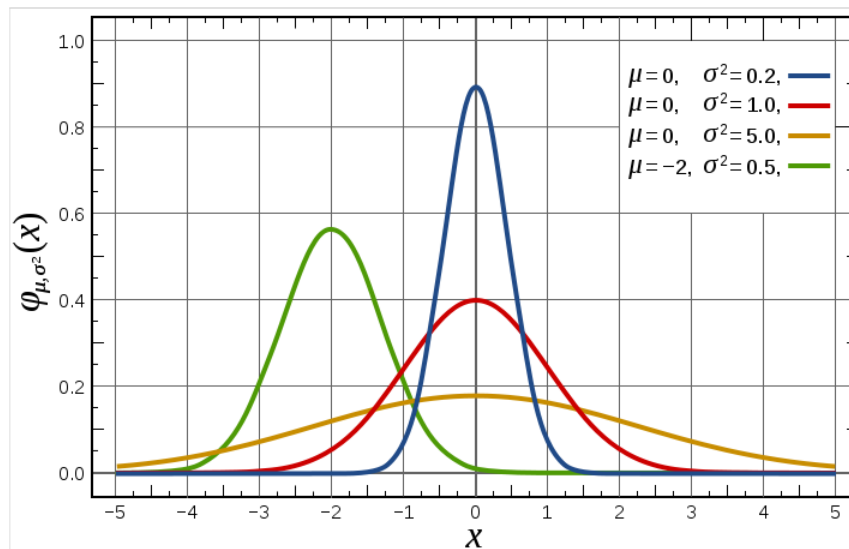
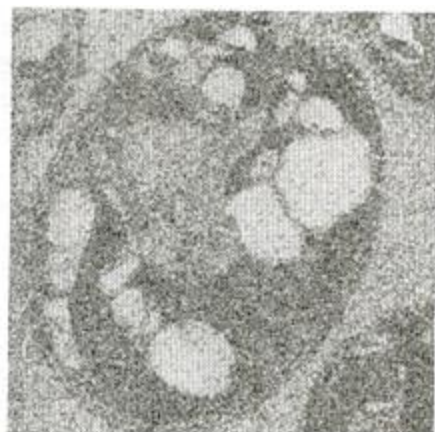
Spowodowane parametrami systemu formowania obrazu (obrazy optyczne), nierównomiernym wzmocnieniem (radiografia), niejednorodnościami pola magnetycznego (RM), wielokrotnymi odbiciami (ultrasonografia), ...



niekształcenia optyczne

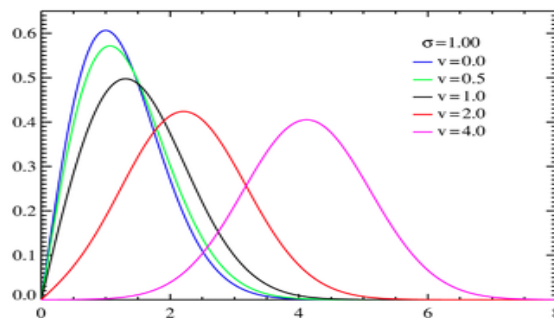
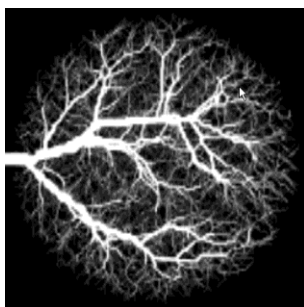






### Szum o rozkładzie Gaussa

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



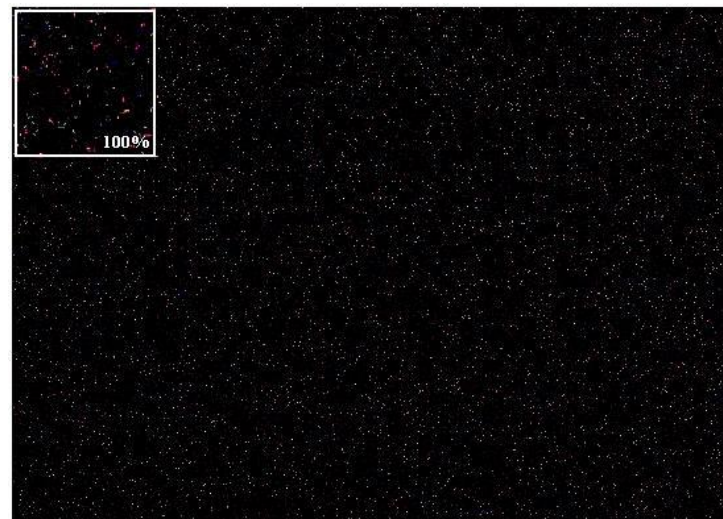
$$n_r(x) = \frac{x}{S} e^{-\frac{(x^2-n^2)}{2S^2}} I_0\left(\frac{xn}{S}\right)$$

### Szum o rozkładzie Rice'a (RM)





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



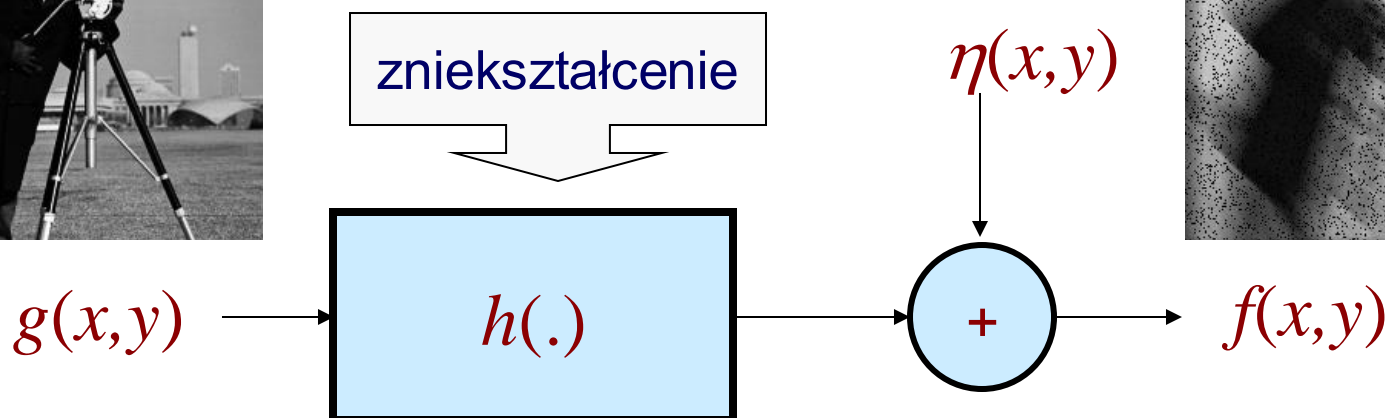
Szum impulsowy w matrycy CCD

# Model zniekształcenia obrazu

Obraz źródłowy



Obraz zniekształcony



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

$$h[g(x,y)] = h(x,y) * g(x,y)$$



# Stosunek sygnału do szumu

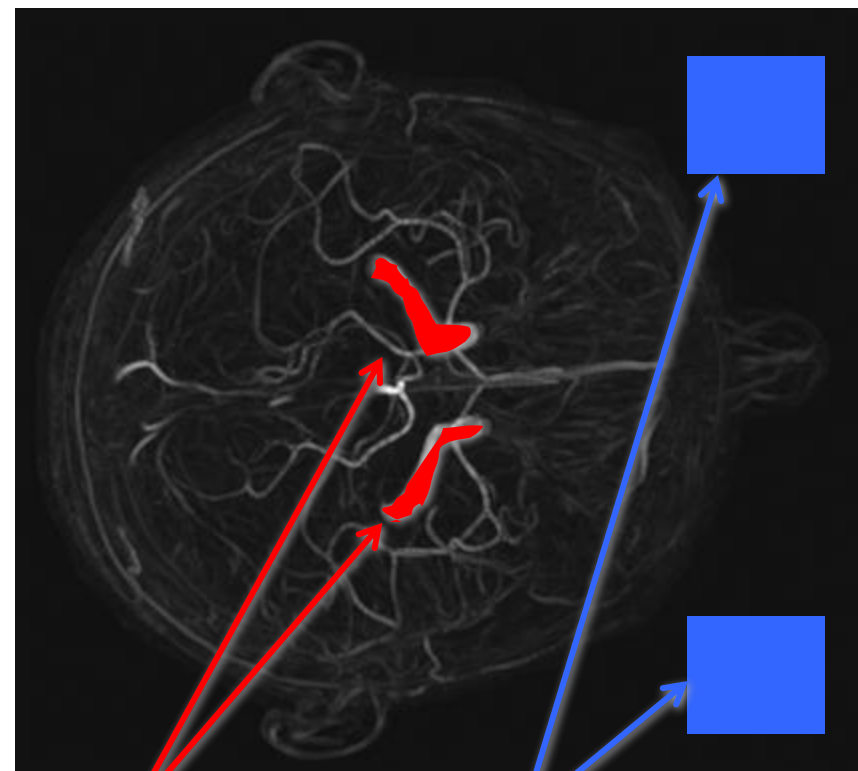
Oznaczany jako SNR (ang. signal to noise ratio) jest ilościową miarą jakości obrazu, określa jak bardzo obraz jest zakłócony przez szum

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

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

Ocena SNR w praktyce:

$$SNR = \frac{m_{signal}}{S_{noise}^2}$$



ROI do  
estymacji  
 $\mu_{signal}$

ROI do  
estymacji  
 $\sigma_{noise}$

## Filtr odwrotny – narzędzie do redukcji szumu

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

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

filtr odwrotny

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

## Filtr Wienera – uogólniona postać filtru odwrotnego

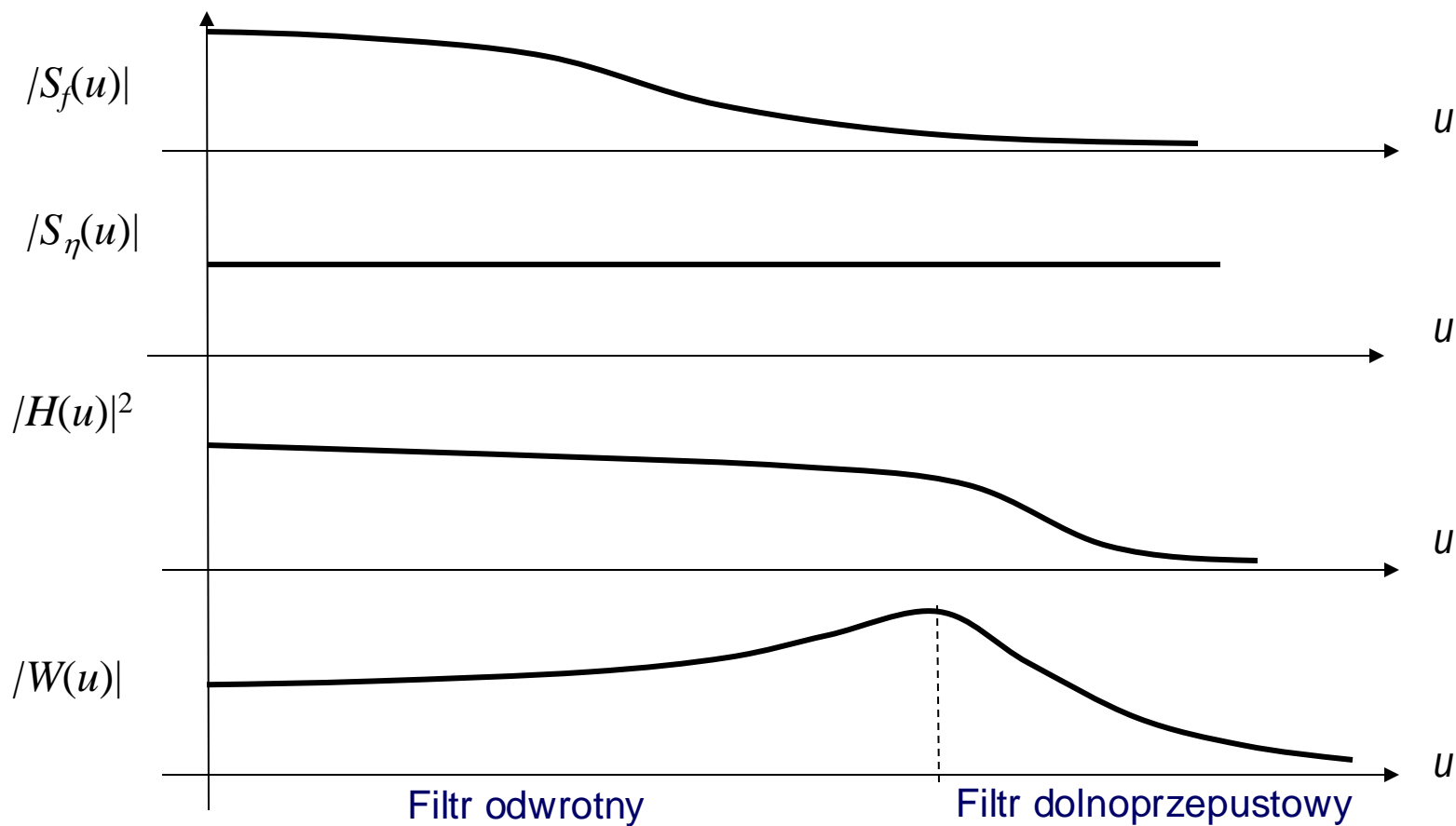
$$\hat{F}(u, v) = \frac{1}{H(u, v)} \times \frac{|H(u, v)|^2}{|H(u, v)|^2 + \frac{S_h(u, v)}{S_f(u, v)}} \times G(u, v)$$

K

- $S_f(u, v)$ ,  $S_h(u, v)$  – 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)

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



wynik restauracji  
z użyciem filtra Wienera

# Filtr Wienera - przykład



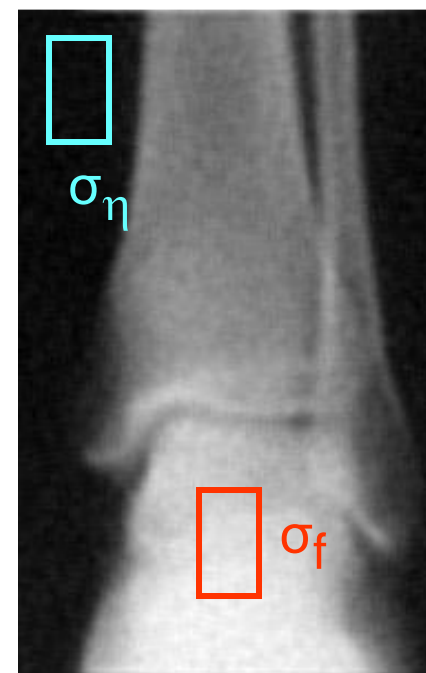
obraz  
źródłowy



rozmycie +  
szum Gaussa



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



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

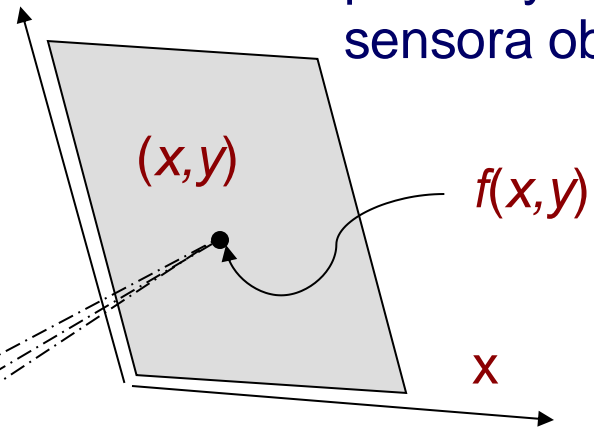


# Funkcja rozmycia punktu (ang. Point Spread Function, PSF)

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

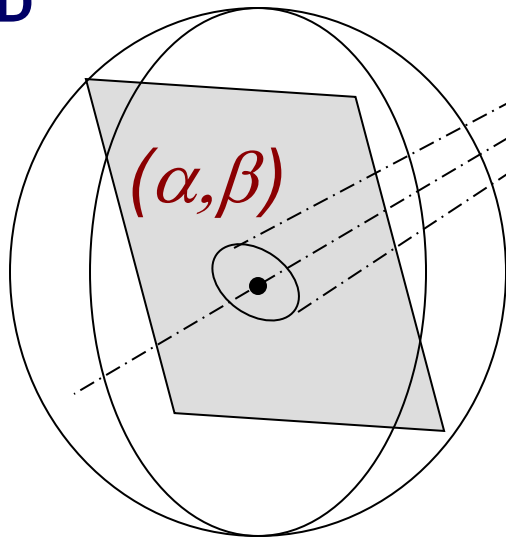
model formowania obrazu

płaszczyzna sensora obrazu



3D

$g(\alpha, \beta)$



$$f(x, y) = \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} g(a, b) h(x, y, a, b) da db$$

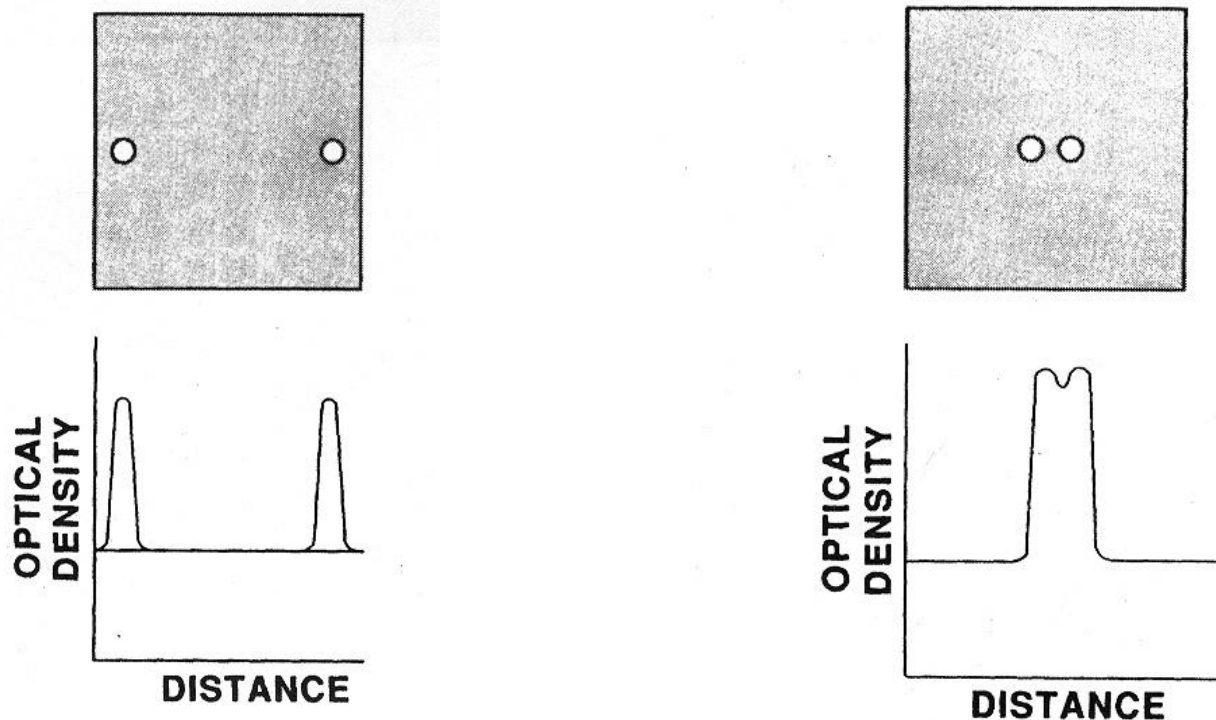
$h(\cdot)$  – funkcja rozmycia punktu systemu obrazowania, określa odwieź systemu pobudzenie punktowym źródłem promieniowania (wymuszenie impulsowe)





## Funkcja rozmycia punktu (PSF)

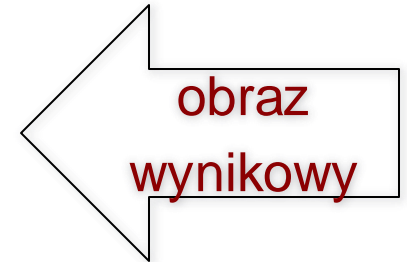
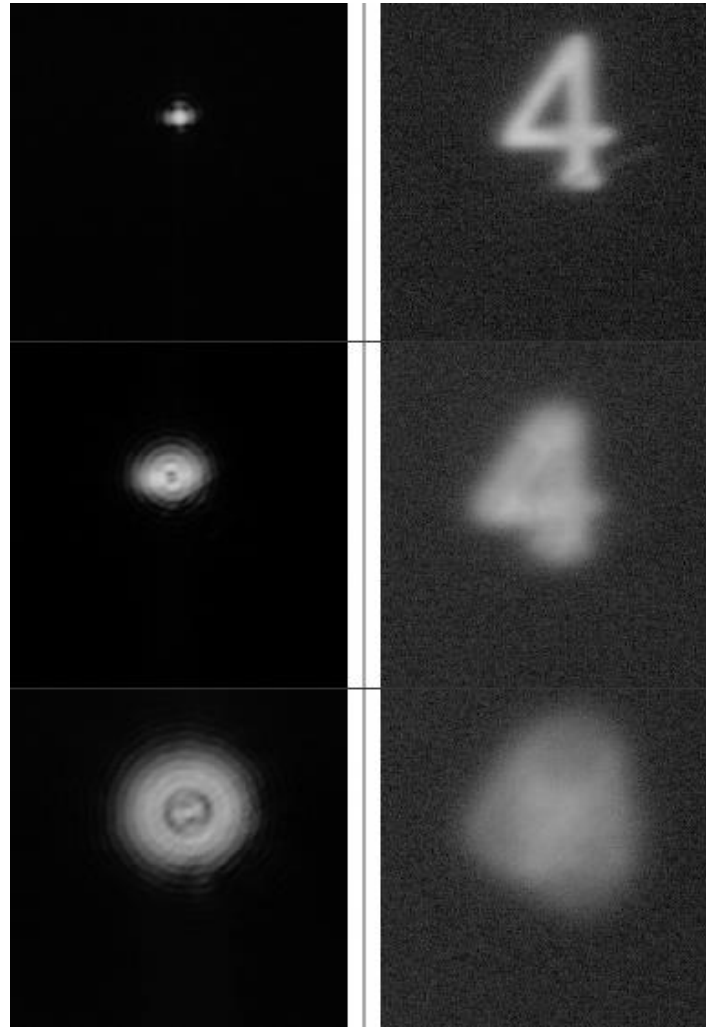
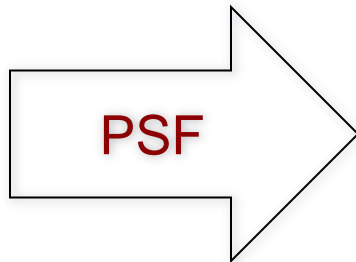
PSF określa minimalną odległość między obrazowanymi obiektami zapewniającą ich jednoznaczne rozróżnienie



obiekty leżące zbyt blisko siebie są  
uwidaczniane jako pojedynczy obiekt



# Funkcja rozmycia punktu (PSF)





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

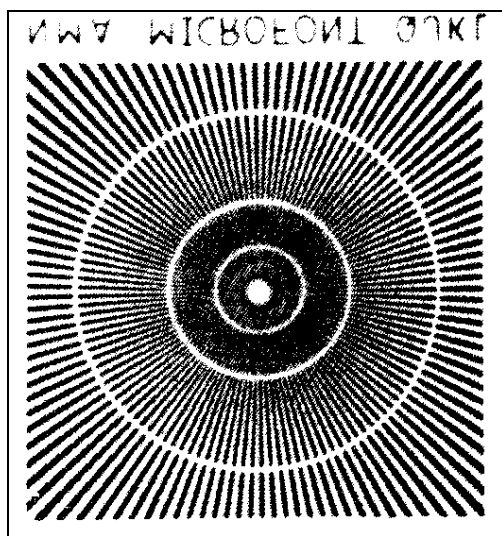
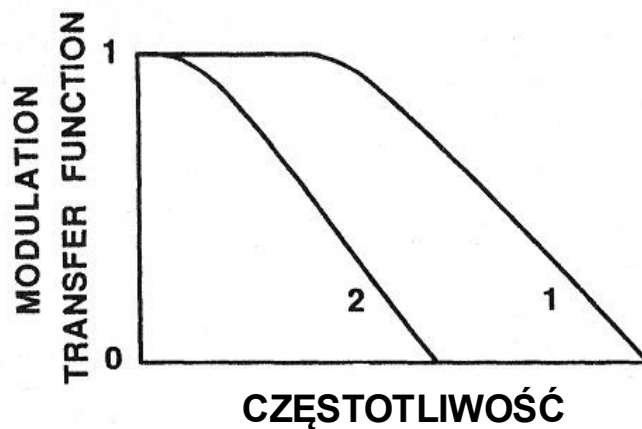
$$F(u, v) = G(u, v)H(u, v)$$

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

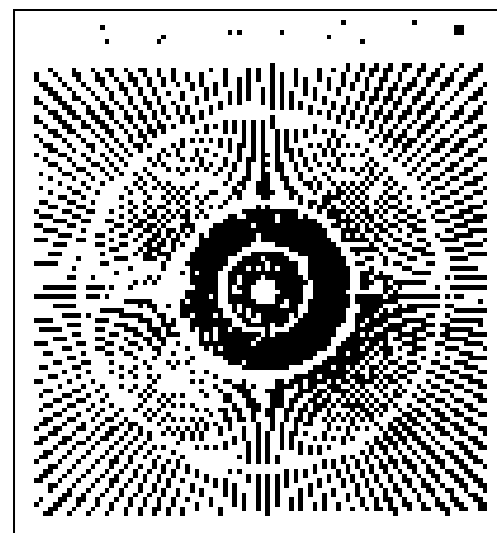
$$H(u, v) = \mathbf{F}[h(x, y)]$$



# Funkcja przenoszenia modulacji (MTF)

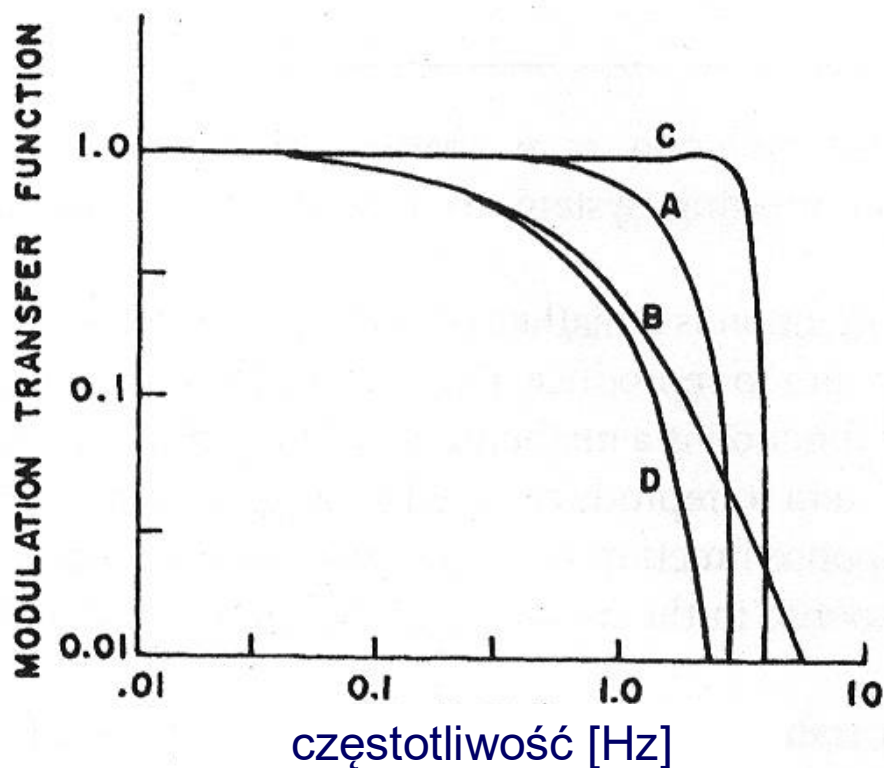


MTF 1  
500 dpi



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