
**PODSTAWY INŻYNIERII DIAGNOSTYKI OBRAZOWEJ
W MEDYCYNIE (PIDOM)**

OBRAZ MEDYCZNY - analiza

Artur Przelaskowski
materiały do wykładu
(rysunki w dużej części ze źródeł internetowych oraz własnych)

OBRAZY – PODSTAWOWA CHARAKTERYSTYKA

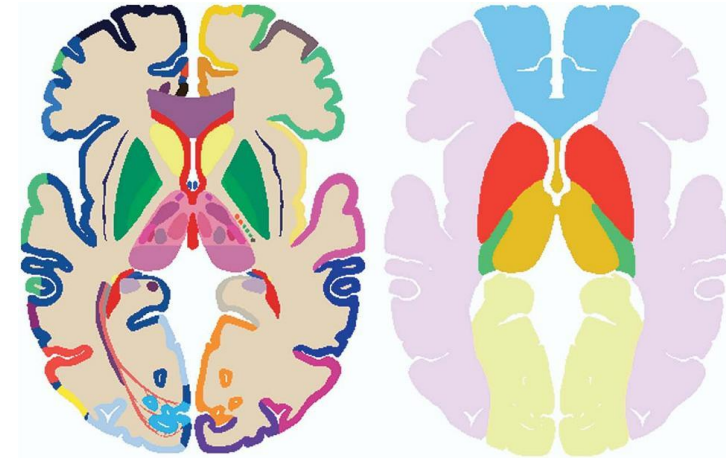
OBRAZ

Obraz to kompozycja:

- tła
- konturów
- tekstur

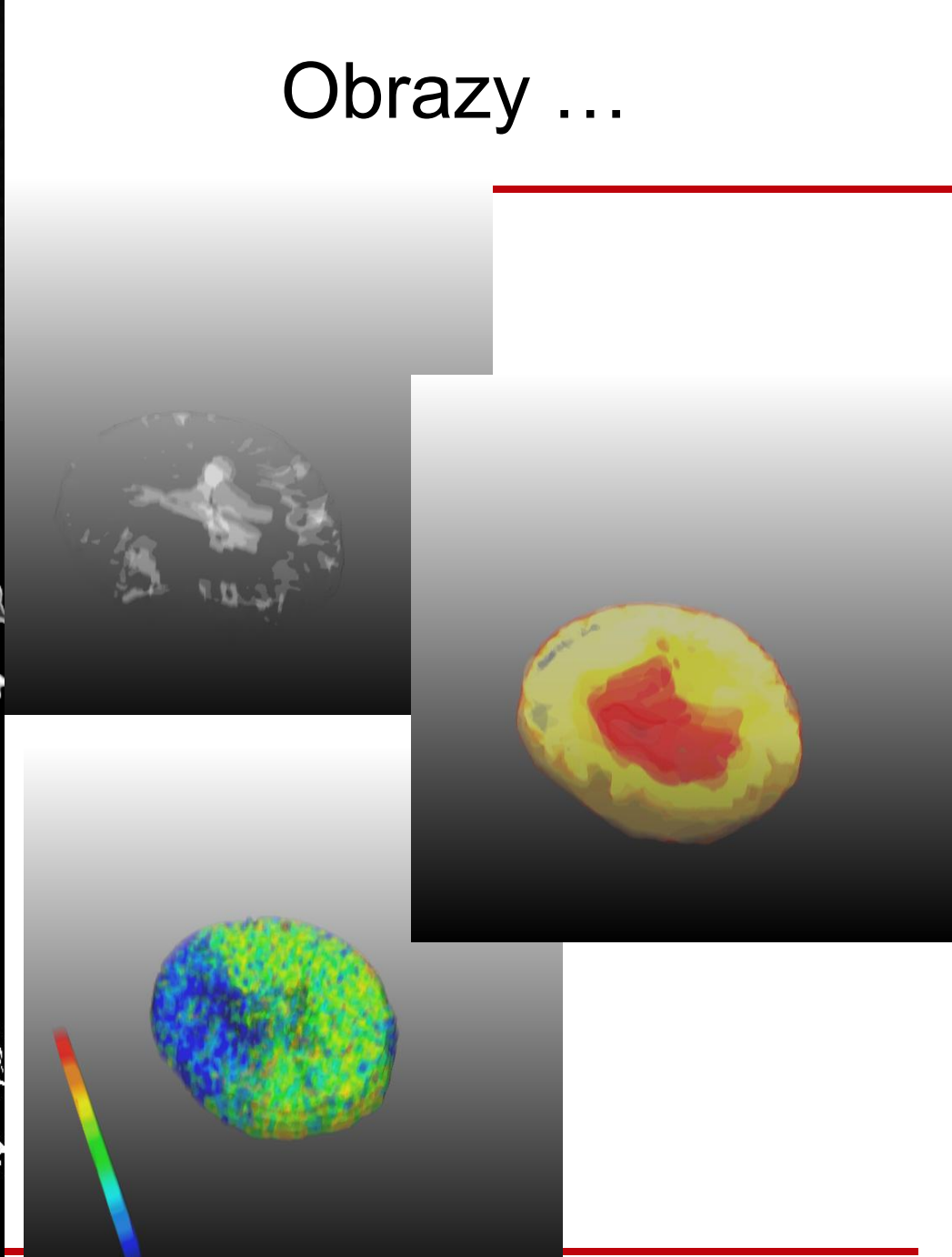
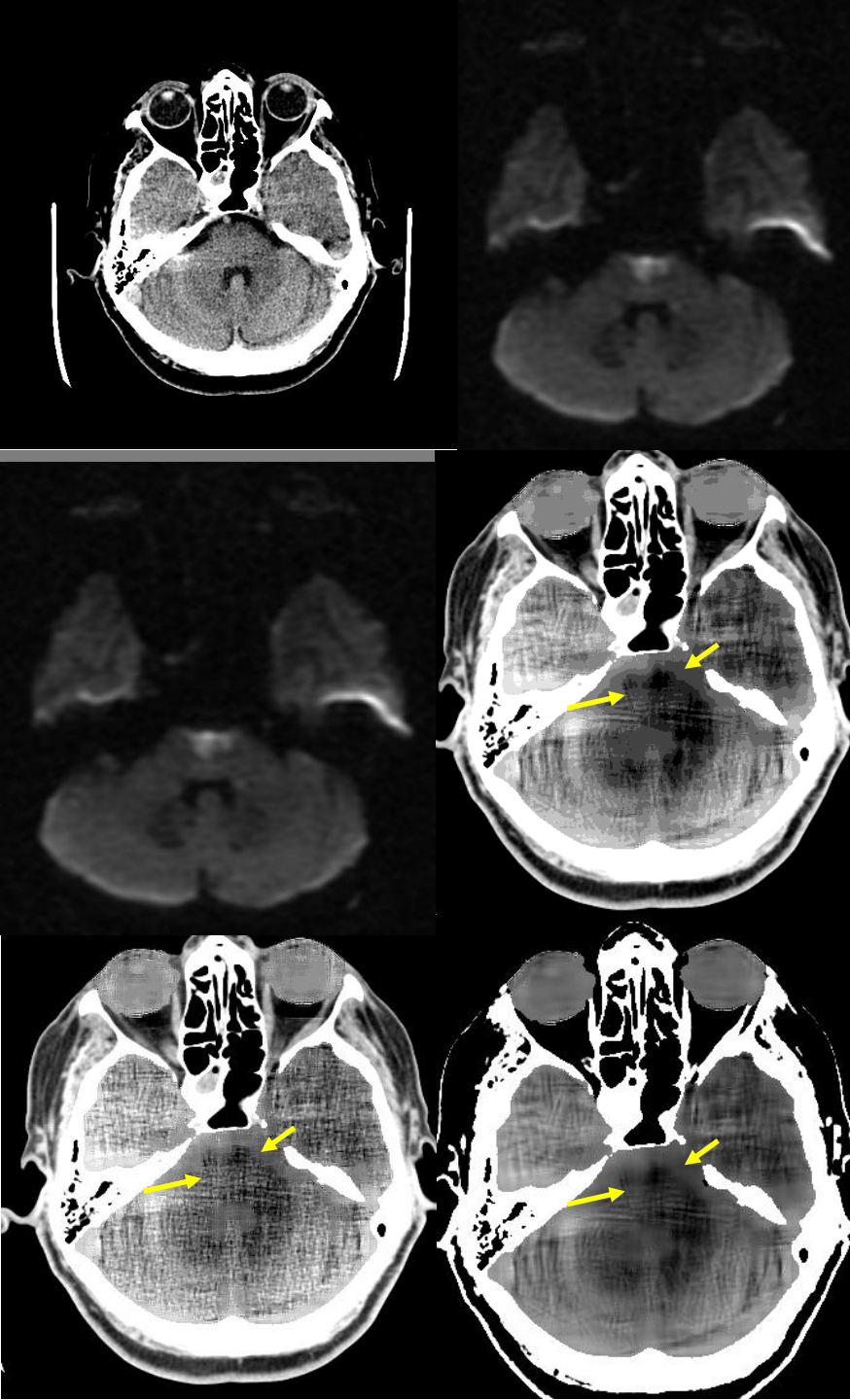
ale też określona

- semantyka, treść, informacja

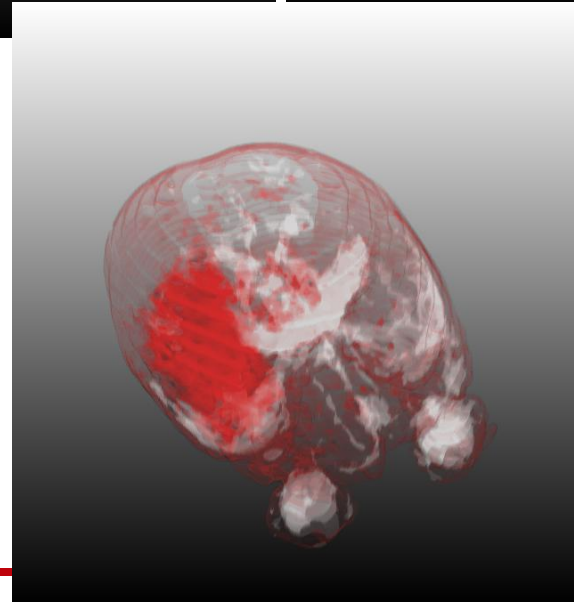
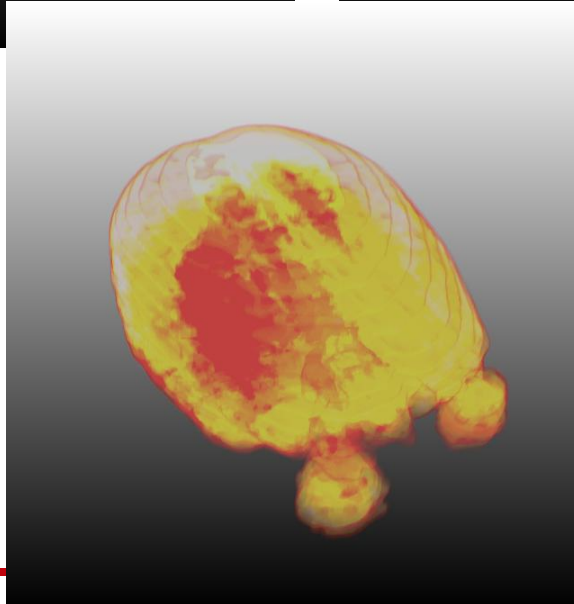
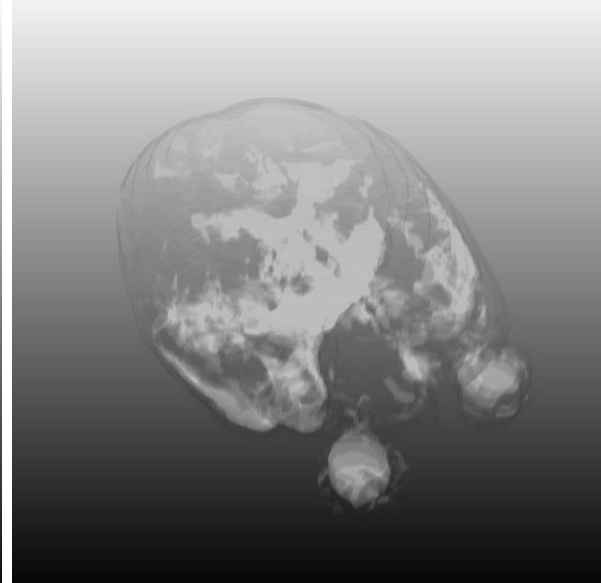
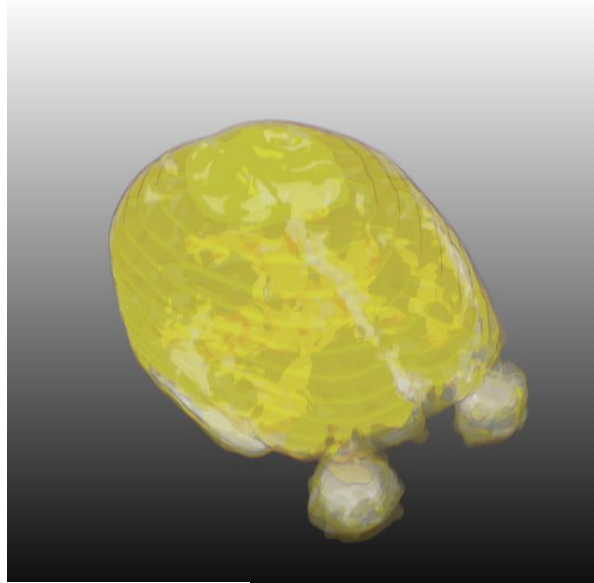
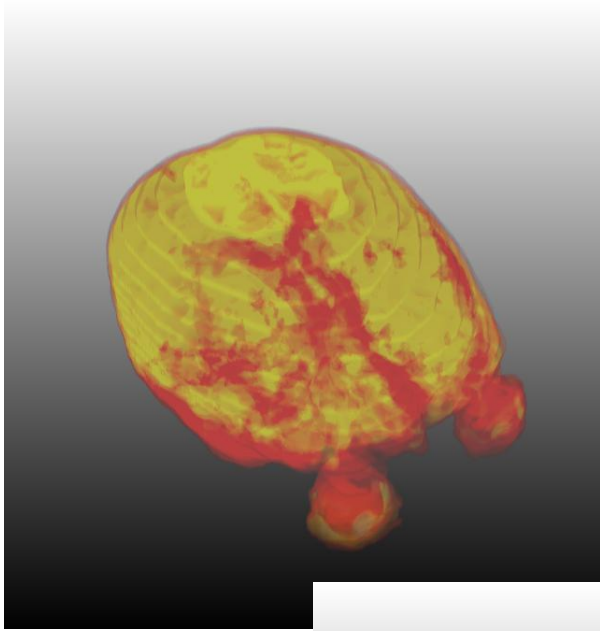


Dwuwymiarowa struktura: macierz (matryca) $M \times N$ o k -komponentach, określonej dynamice wartości oraz rozdzielczości (przestrzennej dokładności) prezentowanej informacji przestrzennej; wartości pikseli $f \in \mathbf{R}^{M \times N \times k}$

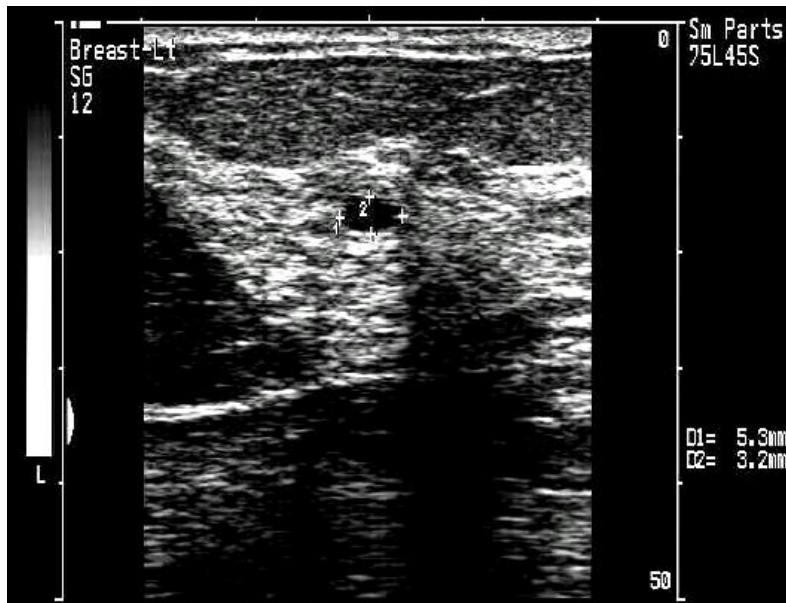
Obrazy ...



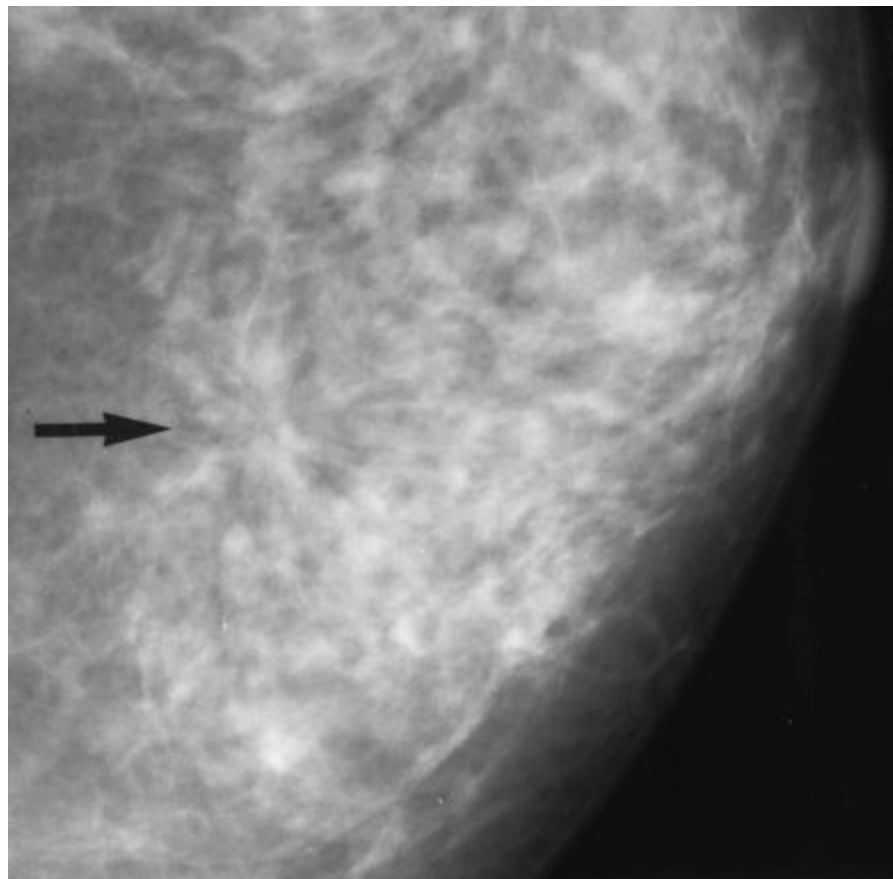
Odkrywanie specyficznej informacji



Usg sutka

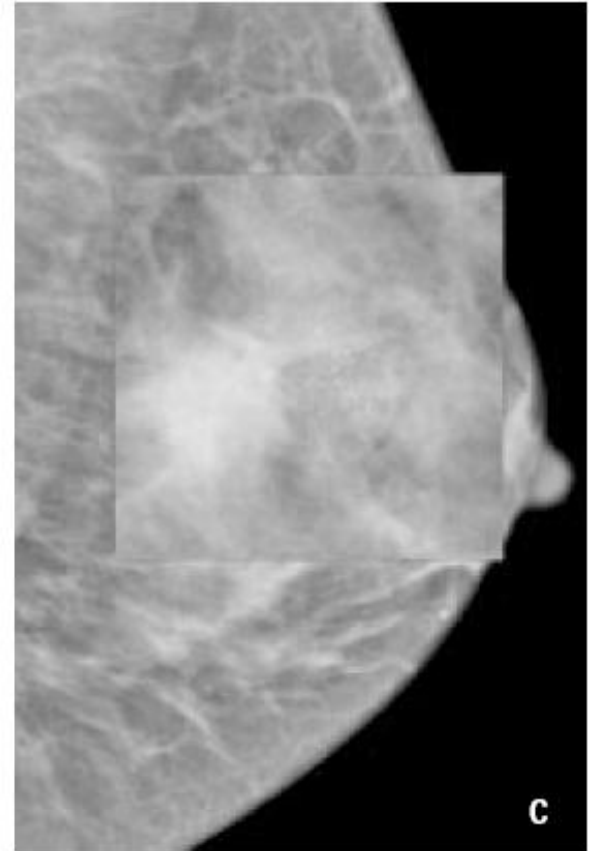
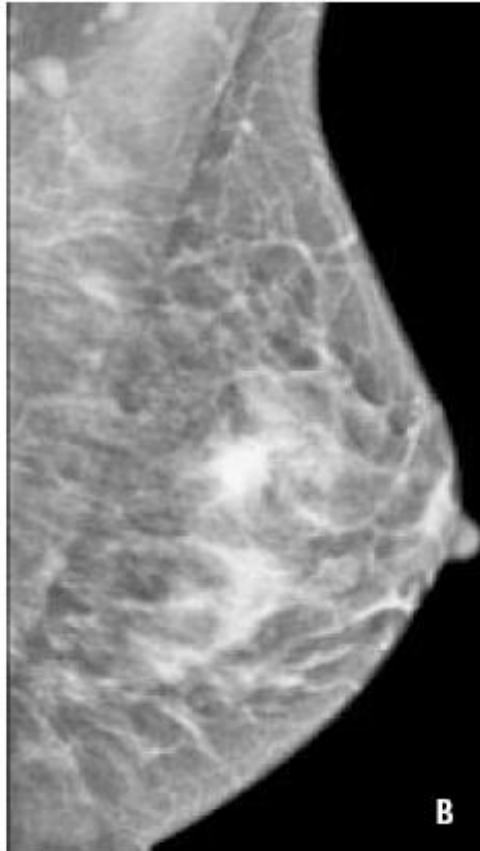
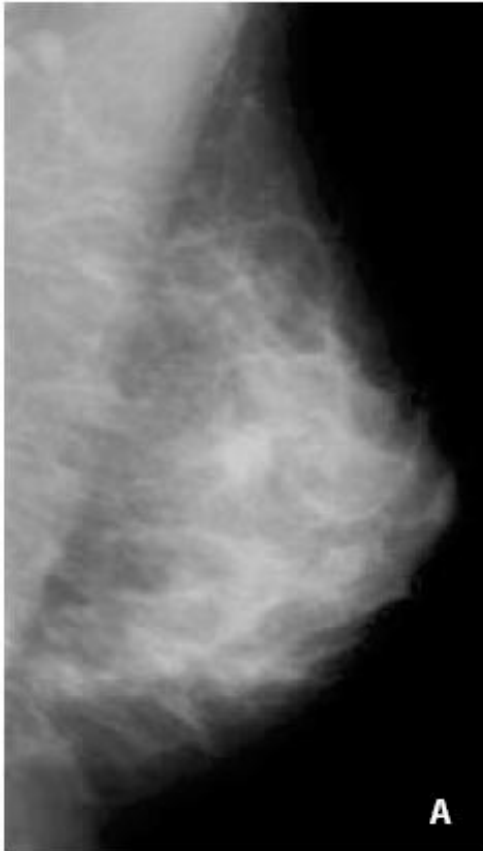


Inne przypadki (złośliwe zaburzenia architektury)



spikule bez guzka

Poprawa jakości



Radiologic Clinics of North
America 40:467-482, 2002

Komputerowe przetwarzanie obrazów

- akwizycja (próbkowanie, kwantyzacja, kodowanie)

źródło $\Rightarrow$ obraz

- poprawa jakości obrazu (wstępne, poprawa jakości, ekstrakcja informacji)

obraz $\Rightarrow$ obraz

- analiza (segmentacja-objekty, dekompozycja-komponenty, rozpoznanie, komputerowe widzenie)

obraz $\Rightarrow$ opis

(wyróżnienie i charakterystyka obiektów czy regionów zainteresowań, ich wzajemnych relacji)

- grafika komputerowa

opis $\Rightarrow$ obraz

(model – z obrazu)

- interpretacja (rozumienie)

obraz, opis $\Rightarrow$ opis semantyczny

(na poziomie abstrakcji użytkownika)

OGÓLNE ZASADY REJESTRACJI SYGNAŁÓW – PRÓBKOWANIE, KWANTYZACJA, KODOWANIE

Sens rejestracji sygnałów

- Zapis treści (fotografia, kopia historyczna) - tryb zapisowy
 - Wierny, specyficzny
 - Wysokiej jakości
 - Dogodny w dalszej obróbce
 - Dostosowany do przewidywanych form odtwarzania
- Zdobywanie informacji (chwila, zaskoczenie, przekaz) - tryb dedykowany
 - Kształtowanie przekazu informacji (selekcja)
 - Regulacja jakości
- Podglądanie natury (zdobywanie wiedzy o świecie, naśladowanie) – tryb poznawczy
 - Dostosowanie do warunków rzeczywistych
 - Naśladowanie zmysłów, podpatrywanie, opisywanie
- Wykorzystanie natury (symulowanie świata, modelowanie) - tryb modelowy
 - Wiarygodny świat wirtualny
- Czas technologii cyfrowych ... - nowe uwarunkowania akwizycji

Podstawy fizyczne i sygnałowe

- Fizyczne podstawy różnych koncepcji rejestracji sygnałów
 - Wykorzystanie właściwych zjawisk fizycznych (pomiaru cech obiektów)
 - Projektowanie czujników/detektorów
 - Konstrukcja urządzeń i systemów
 - Stabilność warunków rejestracji (kontrola sygnał/szum)
 - Zasady rejestracji sygnałów cyfrowych
 - Zasady próbkowania, kwantyzacji i kodowania
 - Pomiar i przetworniki A/C
 - Gromadzenie danych (formowanie/rekonstrukcja sygnału zapisu)
 - Wstępne przetwarzanie i ustalanie reprezentacji wyjściowej
-

Potęga Fouriera



Jean-Baptiste-Joseph Fourier
(1768-1830)

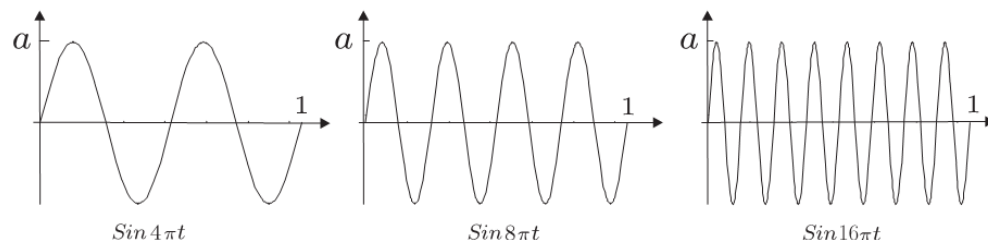
- Częstotliwościowa analiza sygnałów
- Dla każdej funkcji $f(x)$ okresowej (2π) mamy szereg:

$$f(x) = a_0 + \sum_{k=1}^{\infty} (a_k \cos kx + b_k \sin kx)$$

$$a_0 = \frac{1}{2\pi} \int_0^{2\pi} f(x) dx$$

$$a_k = \frac{1}{\pi} \int_0^{2\pi} f(x) \cos(kx) dx$$

$$b_k = \frac{1}{\pi} \int_0^{2\pi} f(x) \sin(kx) dx$$



- Serie Fouriera

$$f(x) = \sum_{k=-\infty}^{\infty} a_k e^{j\omega_k x}, a_k \in \mathbb{R}$$

Transformacja Fouriera (analiza i synteza)

Zakładamy, że $f \in L^2(\mathbb{R})$, czyli energia f jest skończona: $\|f\| = \int |f(t)|^2 dt < \infty$

Iloczyn skalarny (metryka):

$$\langle x(t), y(t) \rangle_{L^2} = \int_{t \in \mathbb{R}} x(t) y(t)^* dt$$

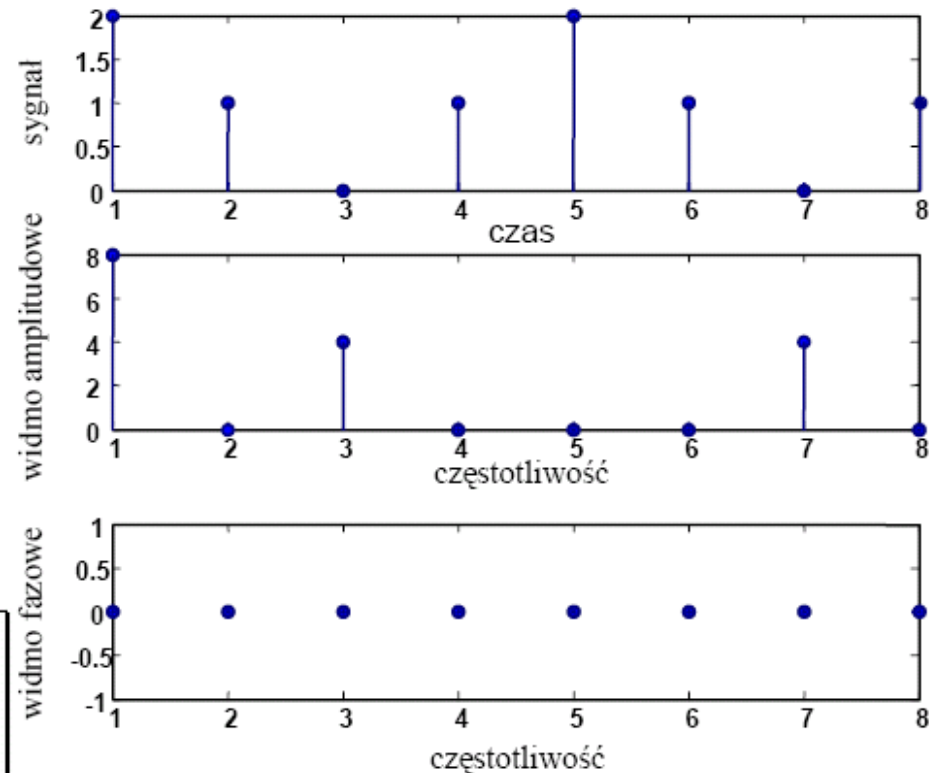
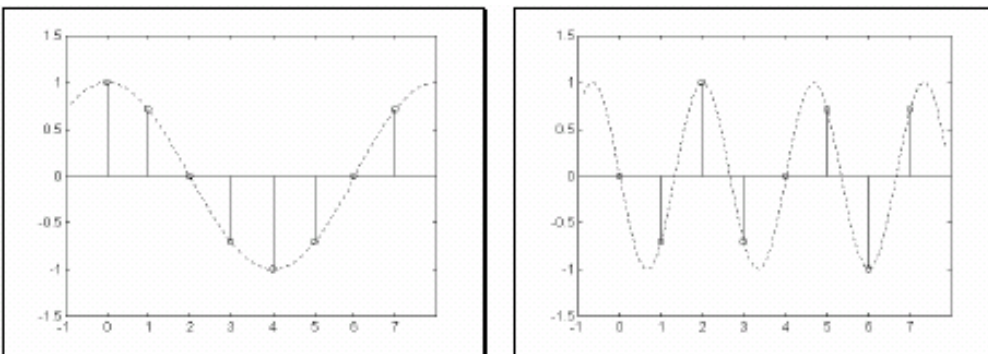
operator TF: $F = \hat{f}: L^2(\mathbb{R}) \rightarrow L^2(\mathbb{R})$

ciągła:

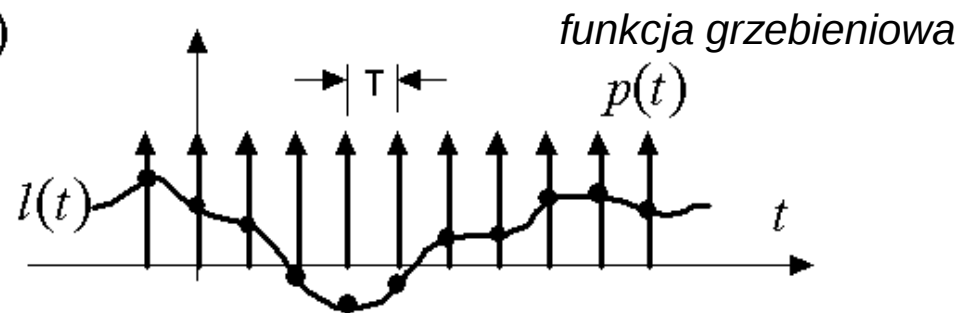
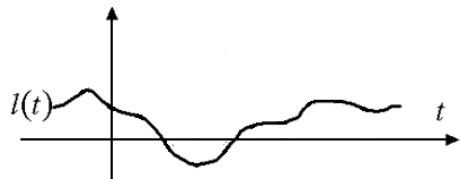
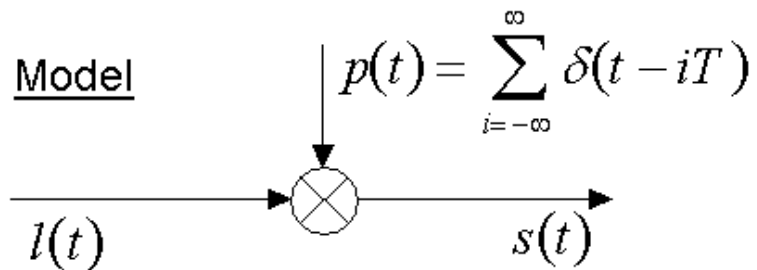
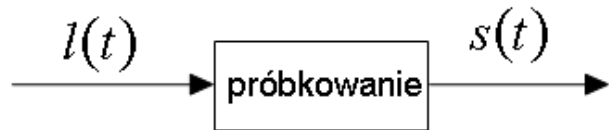
$$\hat{f}(\omega) = \frac{1}{\sqrt{2\pi}} \int_{-\infty}^{\infty} f(t) e^{-i\omega t} dt$$

dyskretna:

$$\hat{f}_k = \frac{1}{\sqrt{2\pi}} \sum_{n=0}^{N-1} f_n e^{-i \frac{2\pi}{N} kn}$$



PRÓBKOWANIE

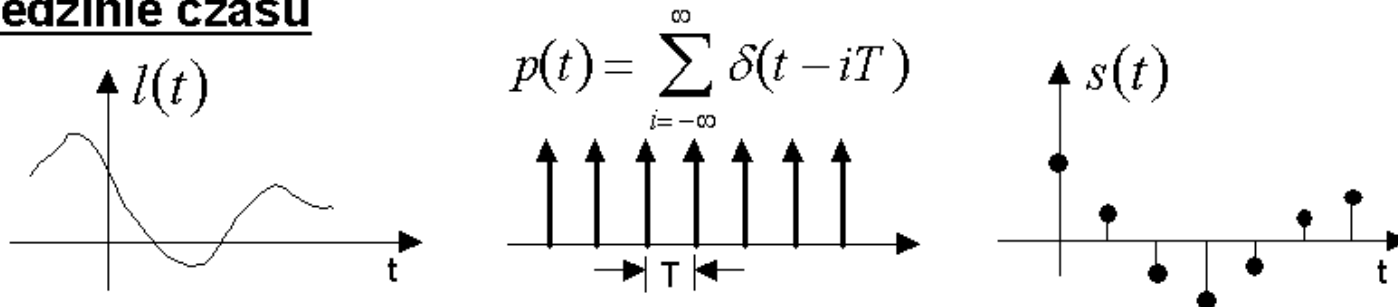


$$s(t) = l(t) \cdot \sum_{i=-\infty}^{\infty} \delta(t - iT) = \sum_{i=-\infty}^{\infty} l(iT) \delta(t - iT)$$

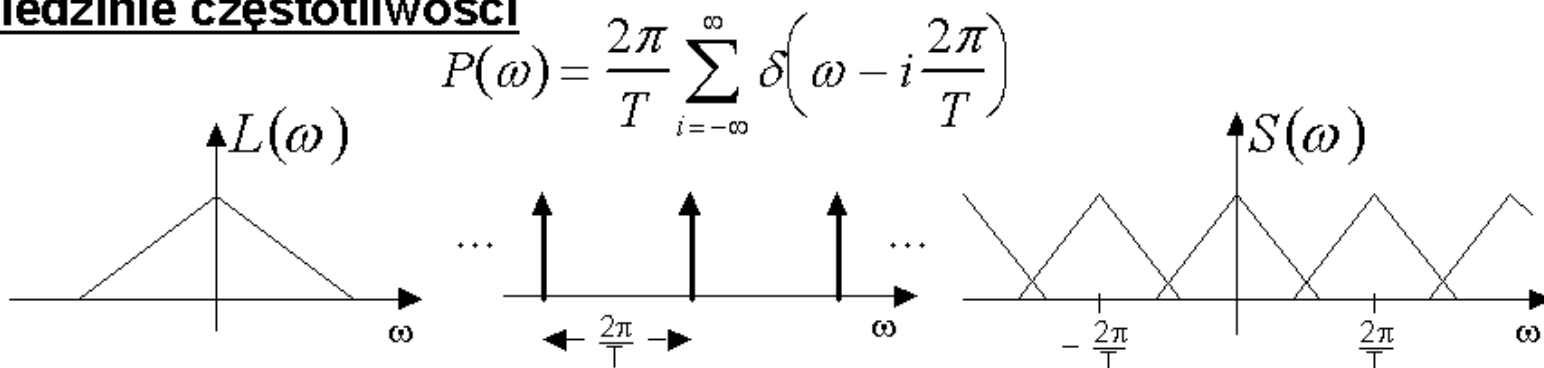
Skalowanie i przesuwane
funkcje delta

Próbkowanie 1W

w dziedzinie czasu



w dziedzinie częstotliwości



sygnał ciągły

funkcja
próbkująca

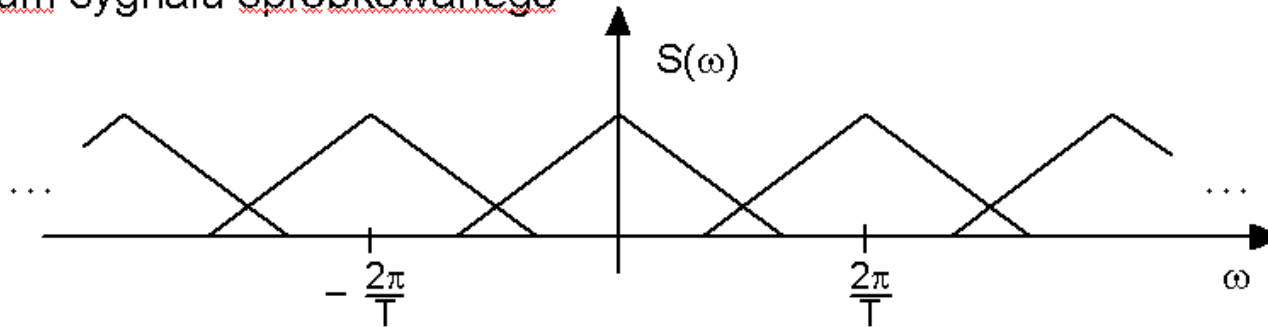
sygnał
spróbkowany

$$\hat{f}(\omega) = \frac{1}{\sqrt{2\pi}} \int_{-\infty}^{\infty} f(t) e^{-i\omega t} dt$$

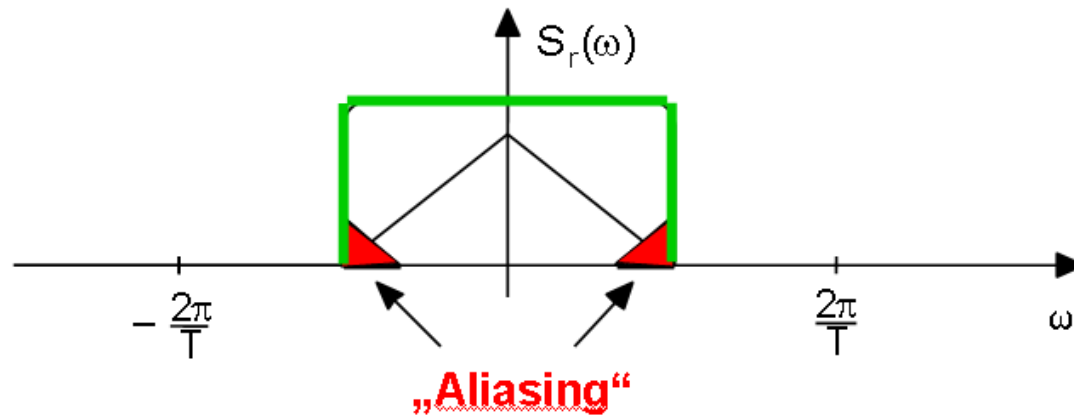
połączenie dziedziny czasu i częstotliwości, czyli transformacja Fouriera

Rekonstrukcja sygnału z próbek

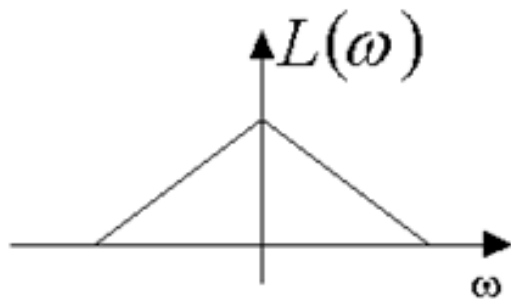
Spektrum sygnału próbkowanego



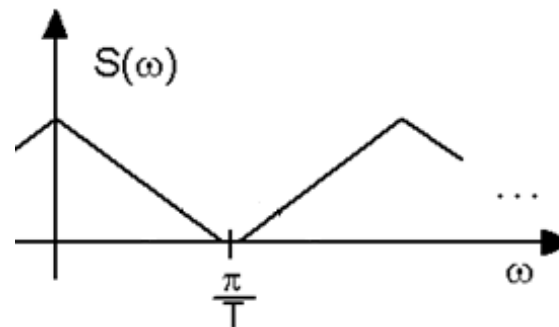
Sygnał filtrowany (rekonstruowany, interpolowany)



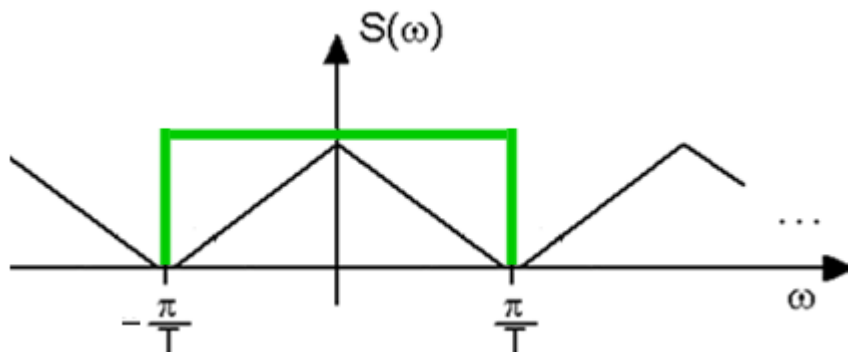
Zasady próbkowania



$$L(\omega) \leq \omega_{max}$$



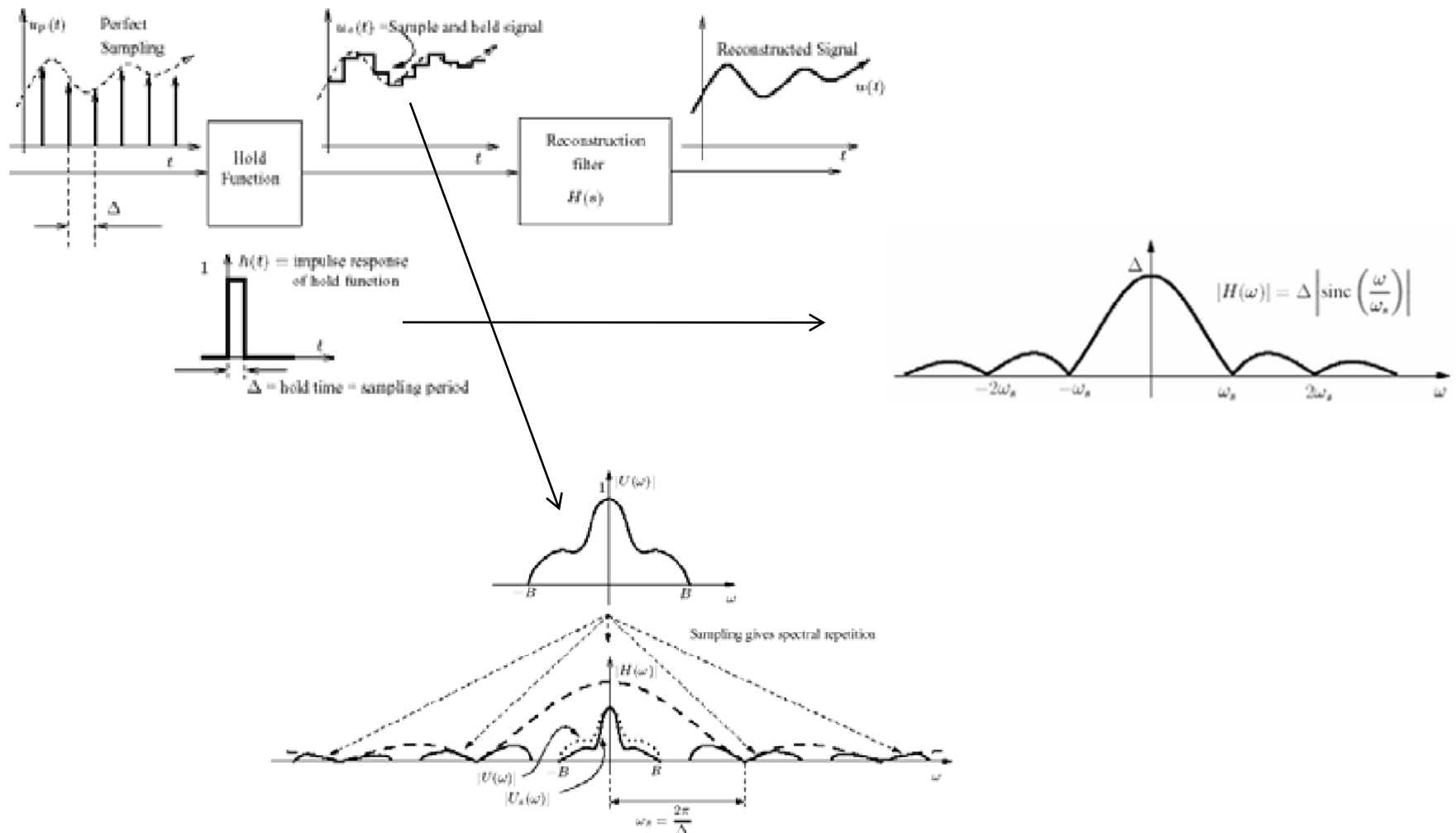
$$\omega_{max} < \frac{\pi}{T} \rightarrow 2f_{max} < f_p = \frac{1}{T}$$



$$f_p > 2f_{max}$$

Jeśli sygnał jest próbkowany z wystarczającą częstością, tj. bez nakładania widm, to można go wiernie odtworzyć za pomocą filtracji liniowej, niezmienniczej względem przesunięcia.

Bardziej rzeczywisty schemat próbkowania (zero-order hold)

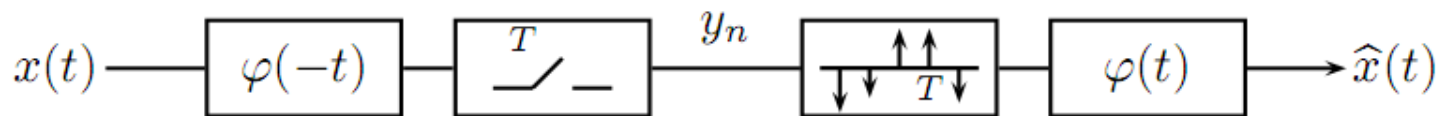
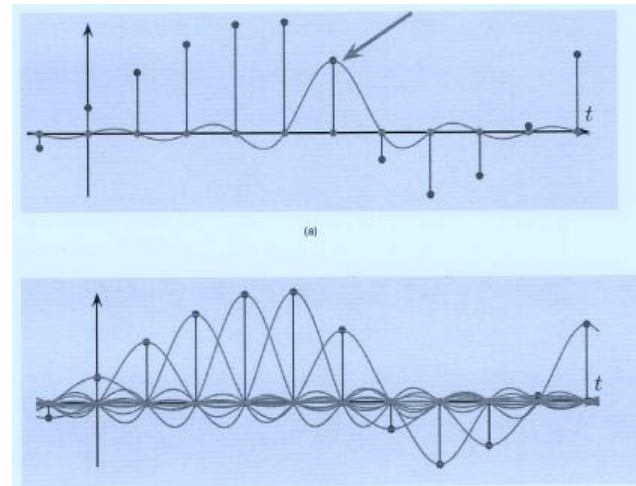
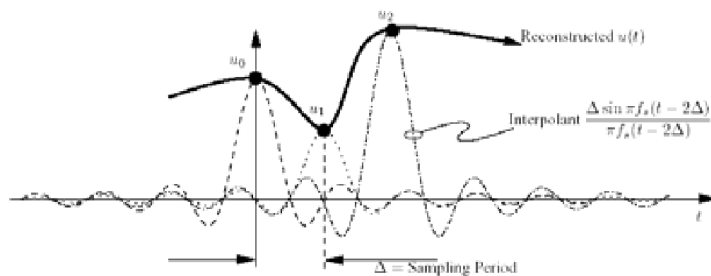


Rekonstrukcja sygnału źródłowego (ciągłego)

- Interpolacja odtwarza sygnał o ograniczonym widmie $\text{supp}(\hat{f}) \subset [-\Omega, \Omega]$
 $\Delta t \leq \Omega/2$

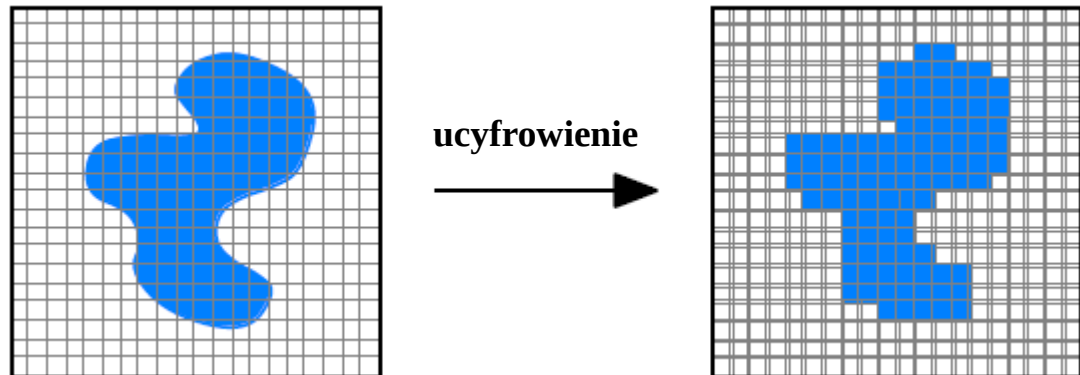
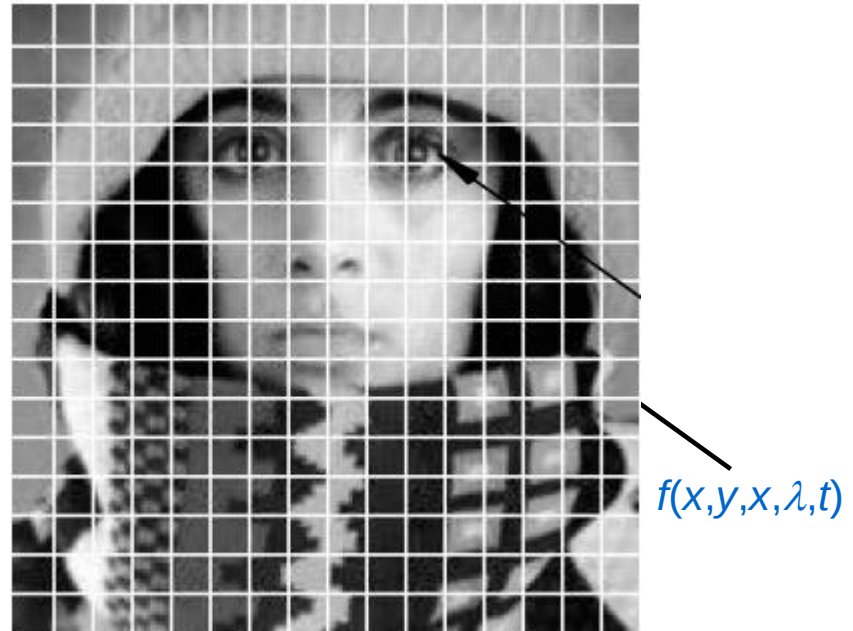
$$f(t) = \sum_{k=-\infty}^{+\infty} f\left(\frac{k}{2\Omega}\right) \frac{\sin \pi(2\Omega t - k)}{\pi(2\Omega t - k)}$$

- Baza: $e_{\Omega}(t) = \frac{\sin \pi 2\Omega t}{\pi 2\Omega t}$

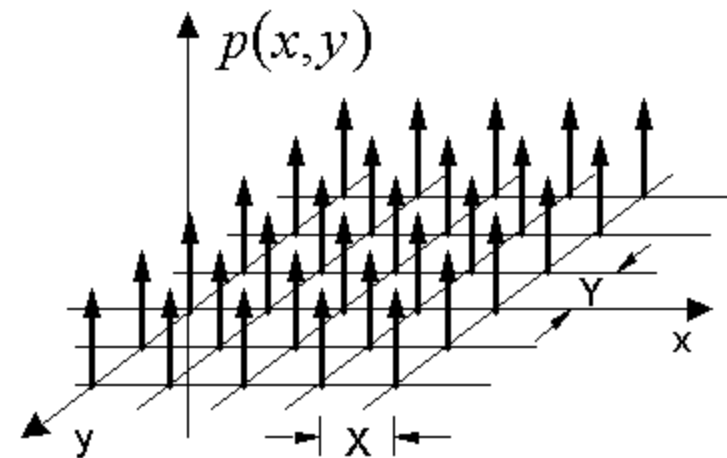
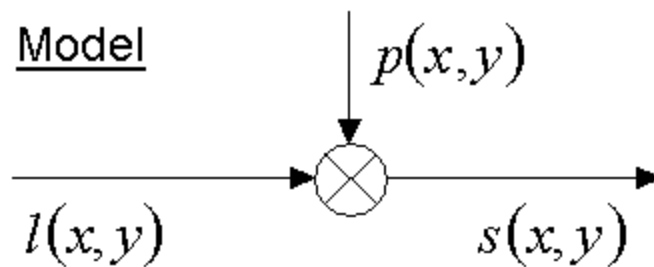
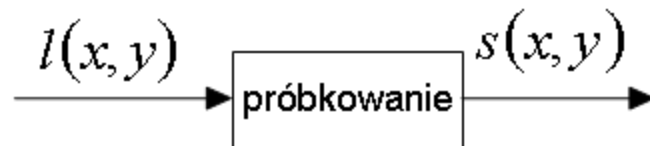


Ucyfrowienie obrazów

- Przetwarzanie a/c
- Detektory cyfrowe



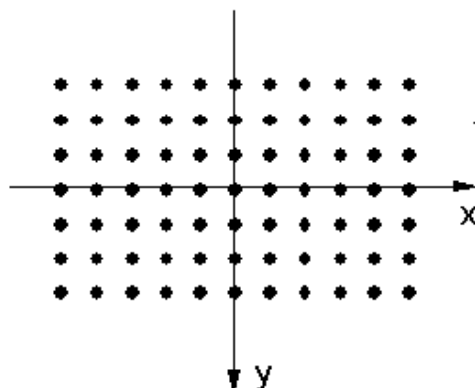
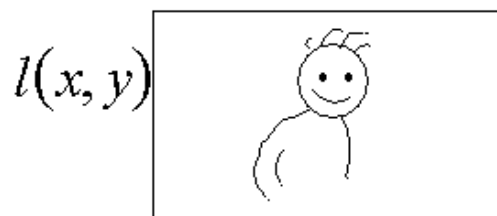
Próbkowanie 2W



$$p(x, y) = \sum_{m=-\infty}^{\infty} \sum_{n=-\infty}^{\infty} \delta_2(x - mX, y - nY)$$

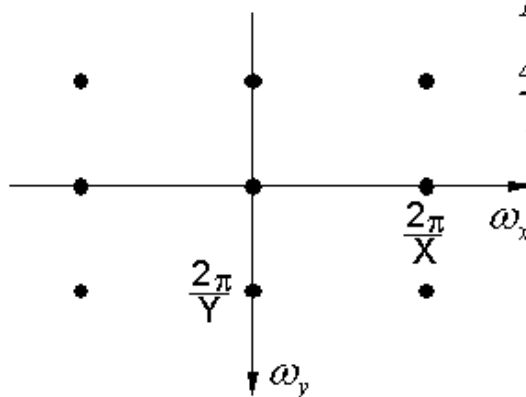
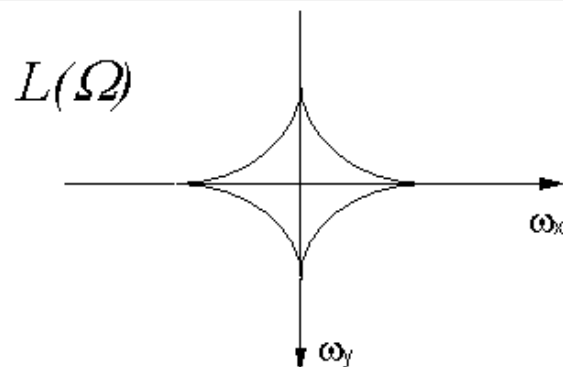
Próbkowanie 2W

w dziedzinie czasu



$$p(x, y) = \sum_{m=-\infty}^{\infty} \sum_{n=-\infty}^{\infty} \delta_2(x - mX, y - nY)$$

w dziedzinie częstotliwości

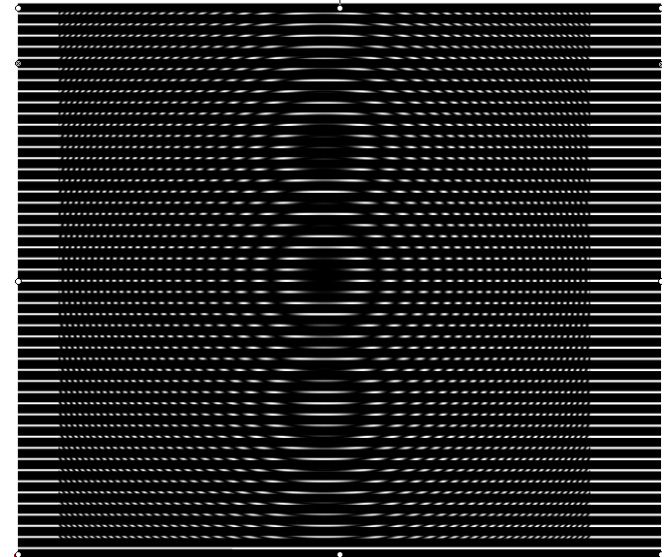
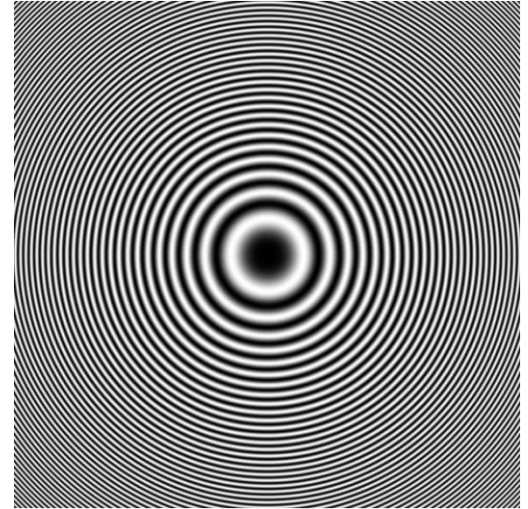
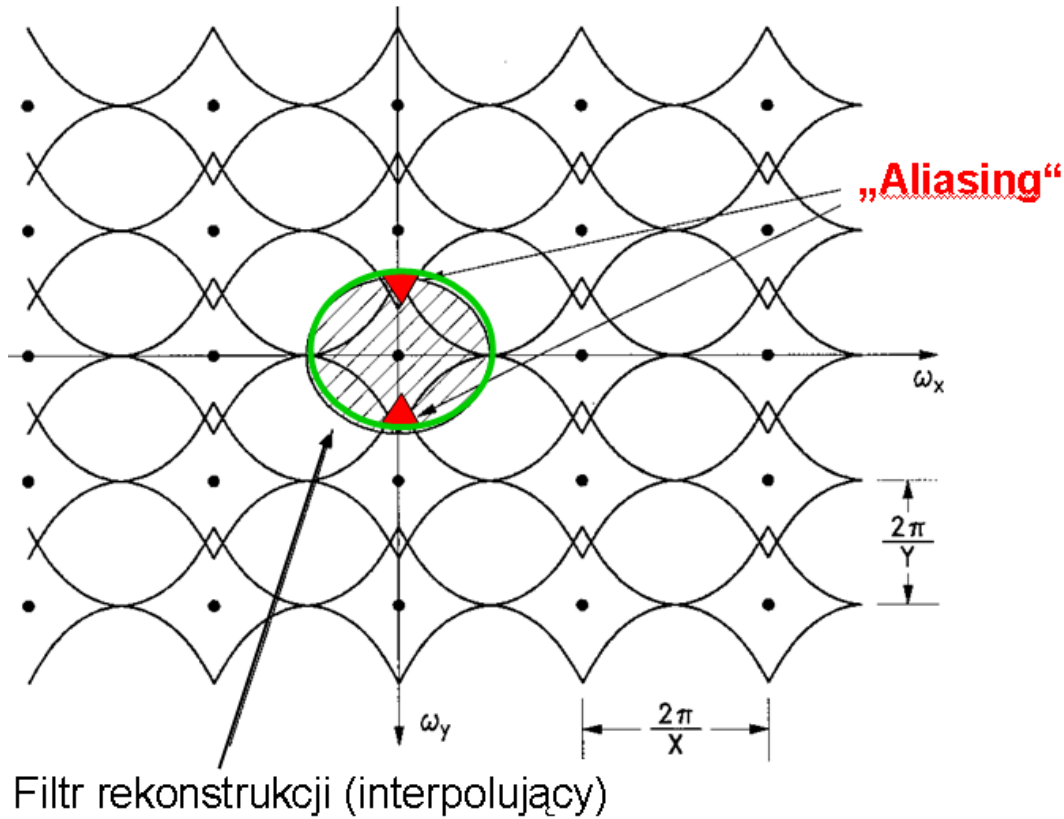


$$P(\omega_x, \omega_y) = \frac{4\pi^2}{XY} \sum_{m=-\infty}^{\infty} \sum_{n=-\infty}^{\infty} \delta_2\left(\omega_x - m\frac{2\pi}{X}, \omega_y - n\frac{2\pi}{Y}\right)$$

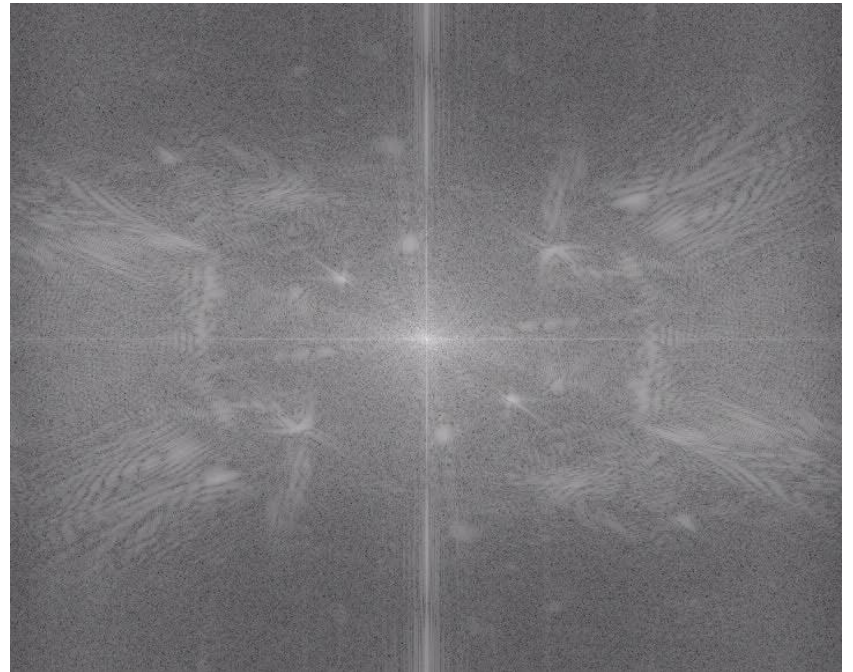
sygnał ciągły

funkcja próbkująca

Problemy rekonstrukcji



Efekty aliasingu



KWANTYZACJA

- Kwantyzacja to odwzorowanie nieskończonego zbioru wartości rzeczywistych z określonego zakresu (sygnał ciągły) w skończony (mały) zbiór wartości całkowitych, słów kodowych lub wartości o skończonej, zdecydowanie mniejszej precyzji
- Schemat kwantyzacji charakteryzują: zbiór przedziałów kwantyzacji oraz zbiór wartości przybliżających (skwantowanych, rekonstrukcji, itp.)
- Mamy:

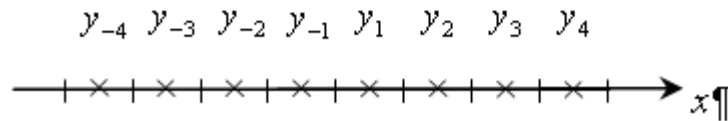
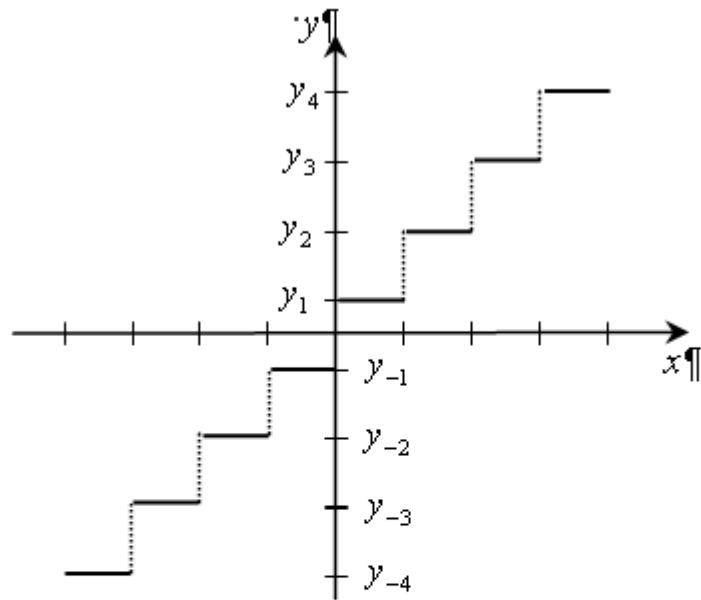
$$\text{We: } X = \{x_i\}_{i=1}^K \quad \text{Wy: } \tilde{X} = \{\tilde{x}_i\}_{i=1}^K$$

$$\text{Kwantyzacja: } Q: \mathbb{R} \rightarrow \mathbb{R}, \text{ tak że } Q(x_i) = \tilde{x}_i \quad \text{z błędem: } D_Q = \frac{1}{K} \sum_{i=1}^K (x_i - \tilde{x}_i)^2$$

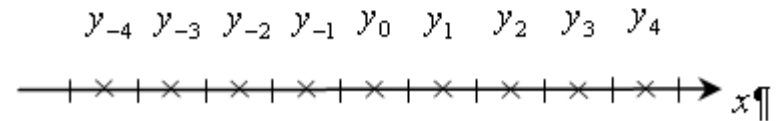
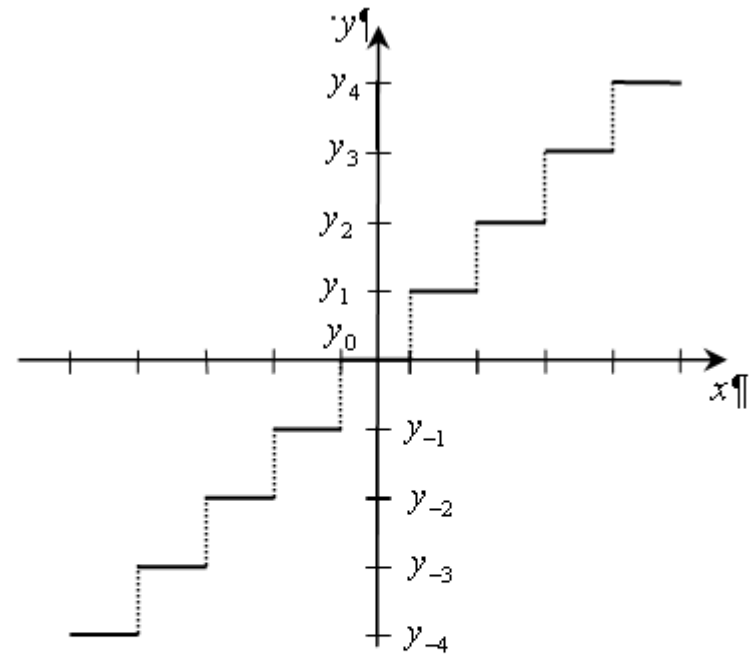
przy czym $\tilde{x}_i = y_j$ jeśli $x_i \in [\beta_{j-1}, \beta_j)$, a $\{\beta_j\}_{j=0}^M$ jest zbiorem punktów

granicznych przedziałów kwantyzacji z punktami rekonstrukcji $\{y_j\}_{j=1}^M$

Kwantyzacja równomierna



bez zera



z zerem

KODOWANIE

- PCM, zwykle kod dwójkowy o określonej dynamice (alfabecie), mający interpretację liczbową

Kod dwójkowy (dane źródłowe): $B_k(a_i) = (i)_{2,k}$

gdzie $k = \lceil \log_2 n \rceil$, n to liczba możliwych postaci danych źródłowych
 $A_S = \{a_0, a_1, \dots, a_{n-1}\}$, gdzie $a_i \in A_S$ (alfabet źródła informacji)

Np. w kwantyzacji mamy: $A_Y = \{-2, -1, 1, 2\}$, wtedy $n=4$, $k=2$ oraz $A_{B2} = \{00, 01, 10, 11\}$

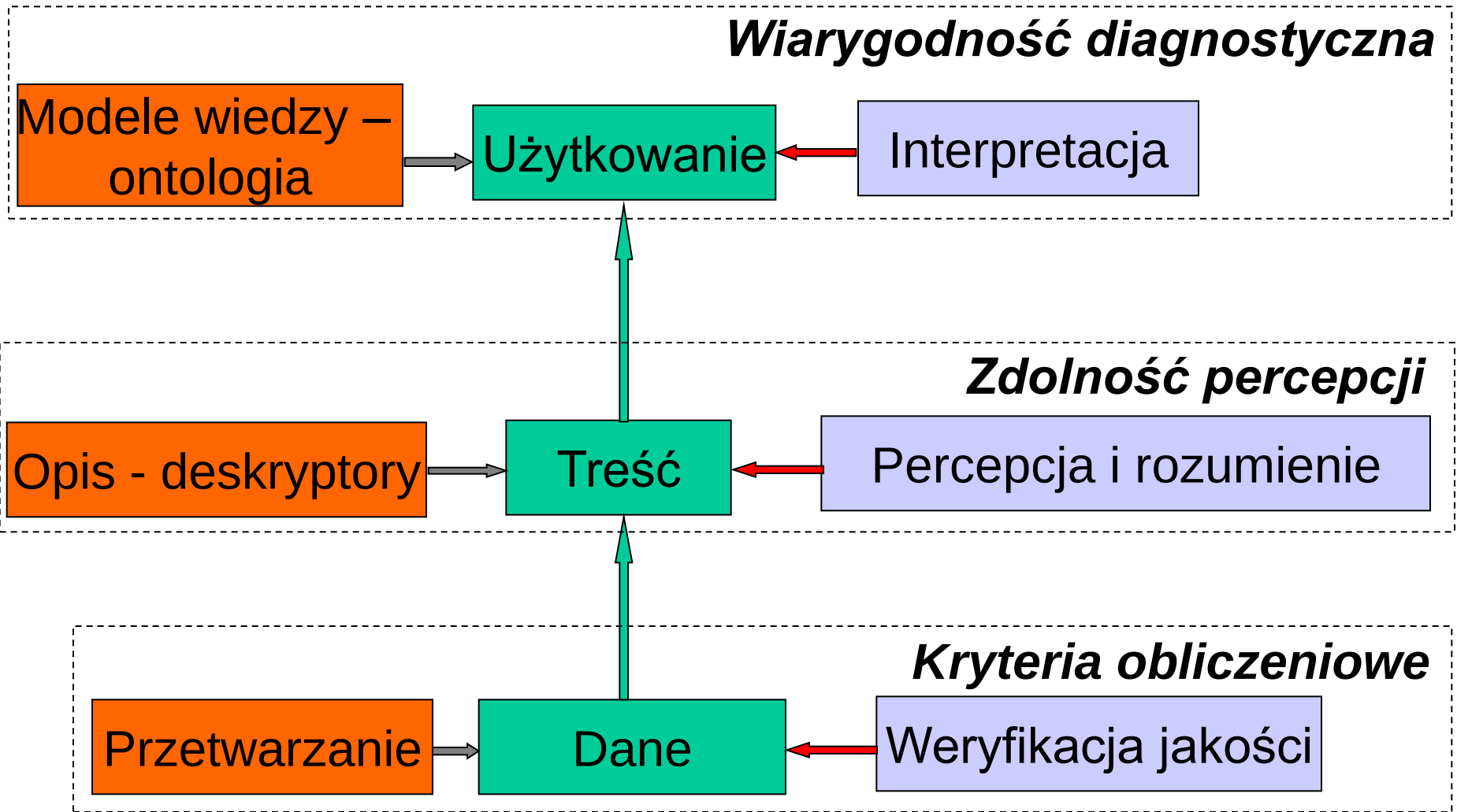
- Słowa kodowe reprezentują przedziały kwantyzacji o ustalonej charakterystyce
 - Nadmiarowość reprezentacji akwizycji (źródłowej) wymusza niekiedy stosowanie efektywniejszych kodów (Huffmana, Golomba, itd.)
-

OCENA (kontrola) JAKOŚCI OBRAZÓW – METODY

Jak ocenić jakość obrazu?

- Ocena komponentów jakości
 - Kontrast
 - Rozdzielczość
 - Stosunek sygnał/szum
 - Poziom i rodzaj artefaktów
 - Wiarygodność zobrazowania (zniekształcenia geometryczne, charakterystyka tekstury, różnicowanie cech obiektów)
 - Syntetyczne miary jakości
 - Ocena użyteczności
 - Percepcja treści
 - Rozumienie treści
 - Interpretacja treści
 - Ocena porównawcza – weryfikacja metod ulepszania obrazów
 - Kontrola jakości
 - Normalizacja jakości
-

Wykorzystanie danych obrazowych



MIARY OBLICZENIOWE

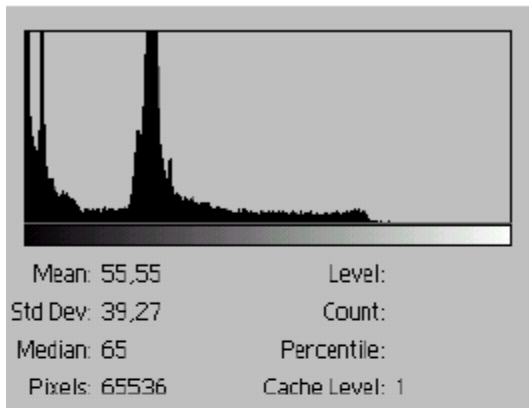
Ocena jakości obrazów - kontrast

$$K = \frac{f_{\max} - f_{\min}}{f_{\max} + f_{\min}}$$

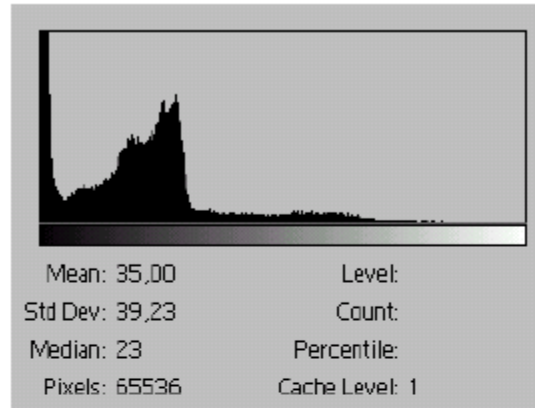
Dynamika medycznych danych obrazowych:

NM	USG	MRI
6 - 12 bitów	6 - 8 bitów	8 - 12 bitów
	CR	CT
	10 - 14 bitów	12 - 16 bitów

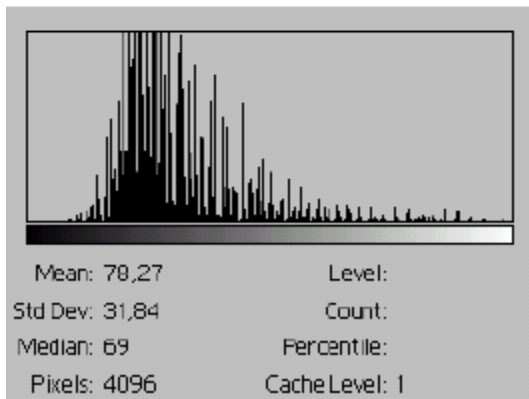
CT



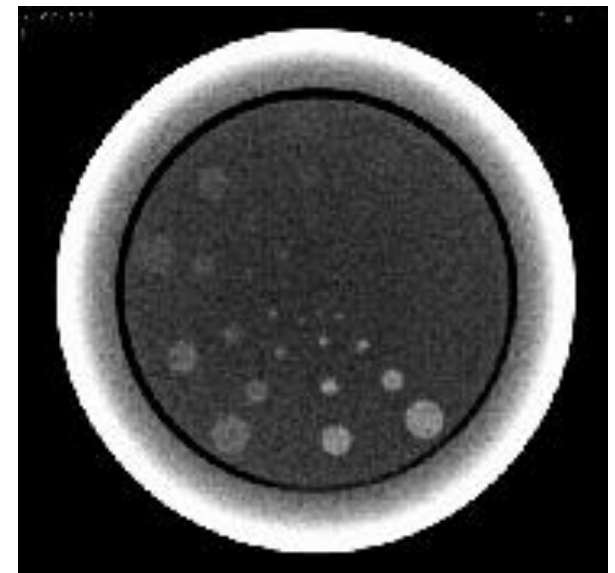
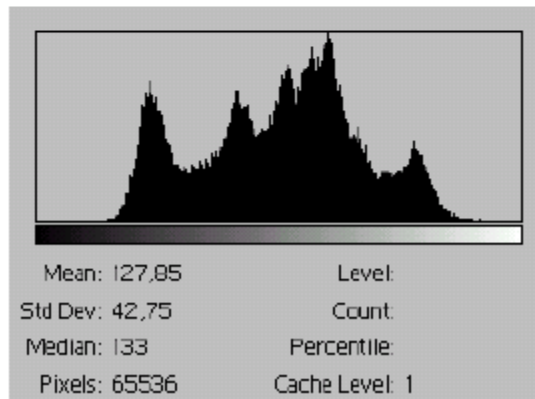
MRI



USG



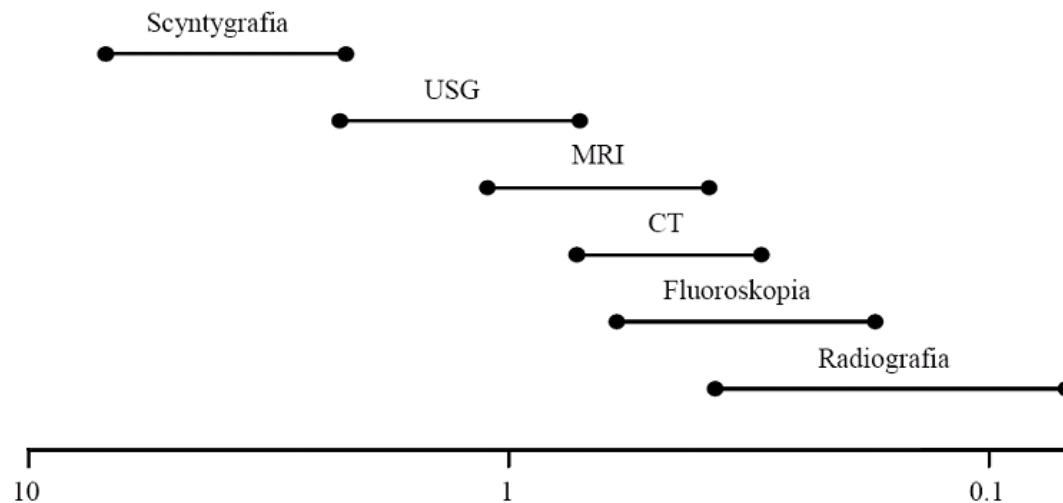
Lena



histogramy

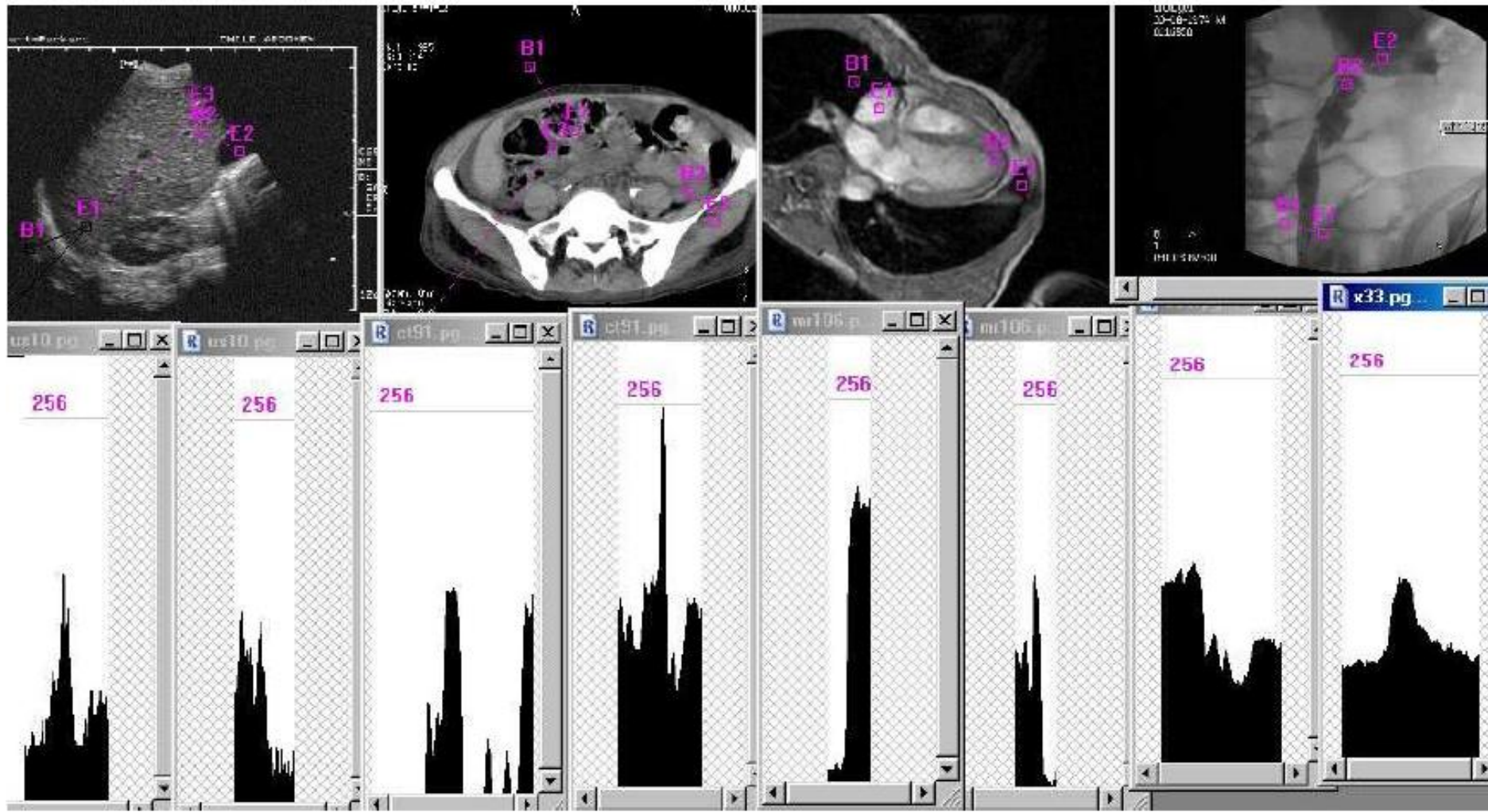
Ocena jakości - rozdzielczość

minimalna odległość dwóch rozróżnialnych punktów



parametr	cyfrowa radiografia	cyfrowa mammografia	CT	MRI	USG
rozmiar obrazu	40x40cm	18x24cm	512x512 pikseli	256x256 pikseli	512x512 pikseli
rozmiar piksela	~150µm	50-100 µm	400µm	500µm	500µm
dynamika	12bitów	12bitów	12bitów	11bitów	8bitów

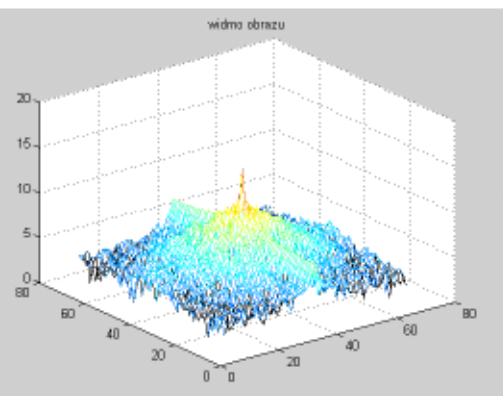
Ocena jakości - rozdzielczość



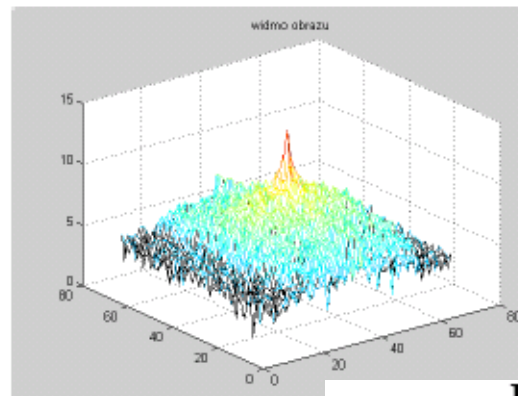
Ocena jakości - szumy

Modalność	CT	MRI	USG	Lena
Sig/szum	1.2	1.12	1.02	2.33
Cor_x	0.9734	0.8090	0.9490	0.8713
Cor_y	0.9828	0.9068	0.9043	0.9547
Autoreg_x	0.9932	0.9812	0.9912	0.9915
Autoreg_y	0.9932	0.9868	0.9788	0.9953

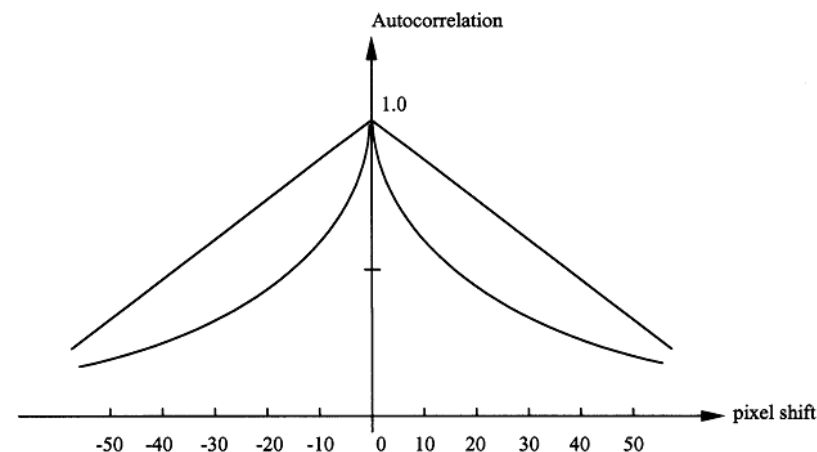
CT



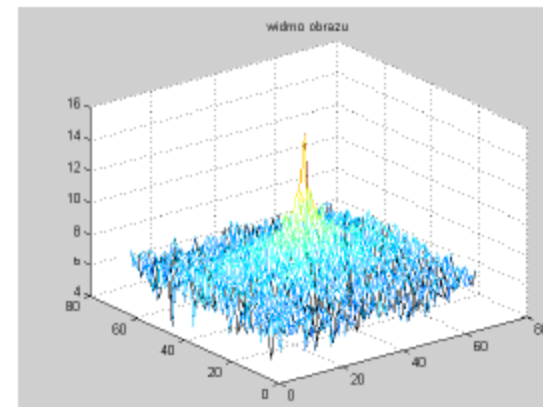
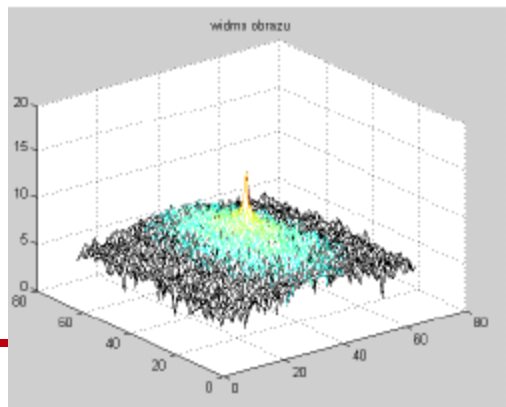
MRI



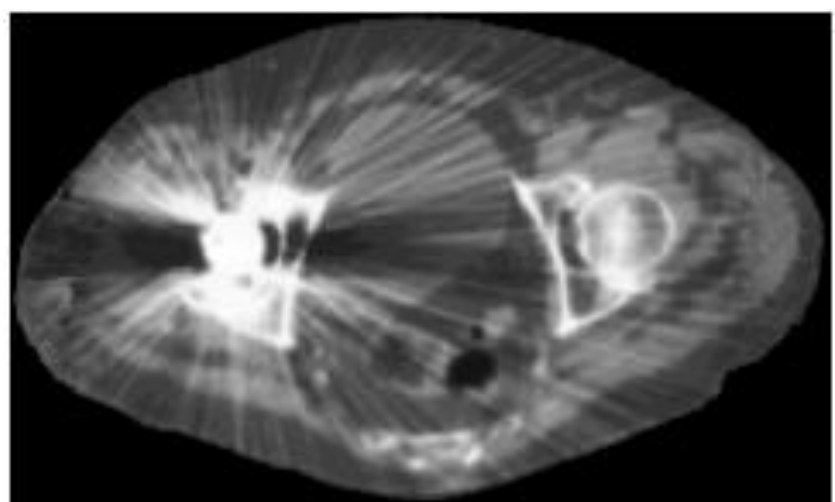
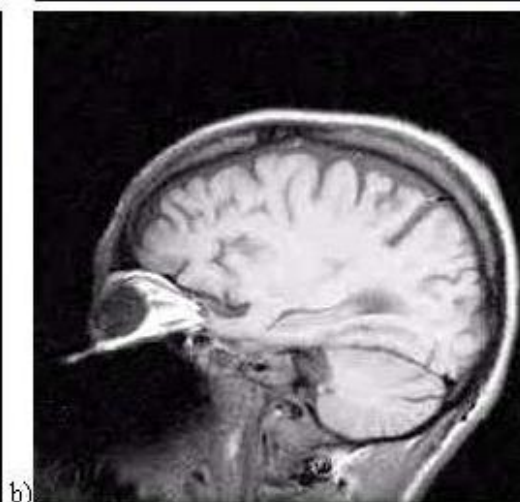
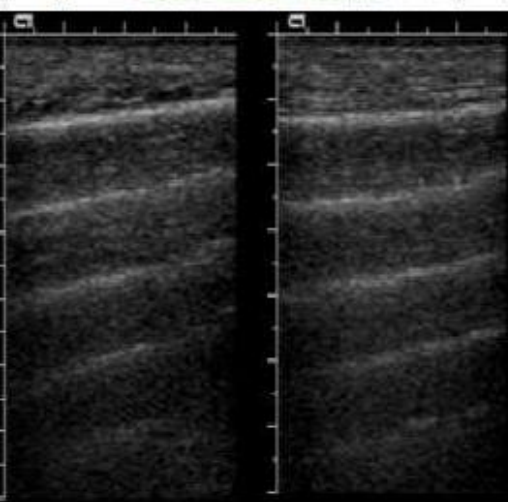
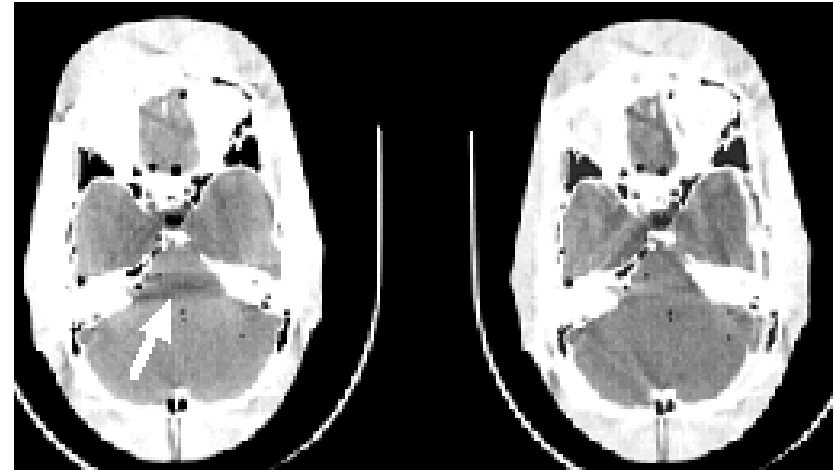
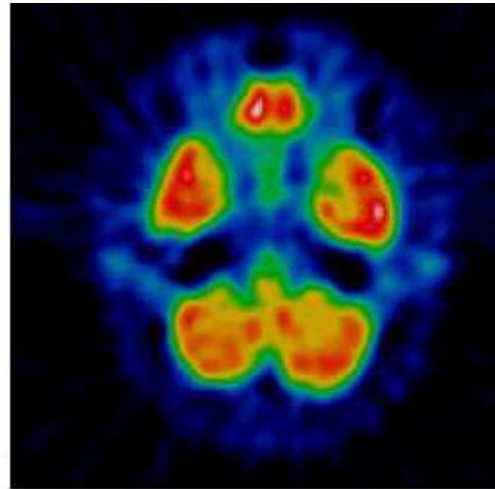
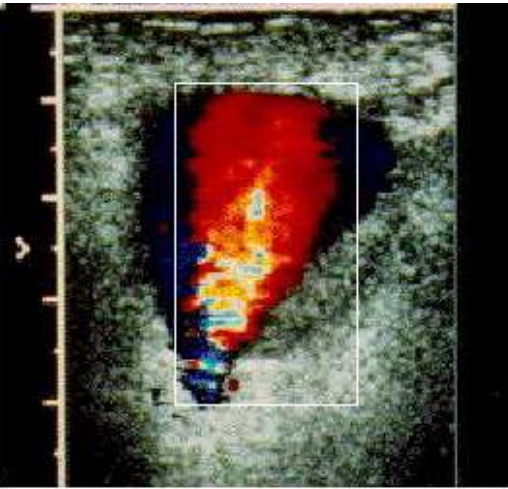
USG



NM	USG	MRI	CR	CT
15 dB	30 dB	50 dB	60 dB	50 dB



Ocena jakości – artefakty, zniekształcenia geometryczne



Obliczeniowe miary jakości

- Miara poprawy kontrastu (lokalnego): $C_{ll} = C_{\text{przetw}}/C_{\text{oryg}}$, gdzie $C = (o - t)/(o + t)$; o – średnia jasność obiektu, t – średnia jasność tła
- Stosunek kontrastu do szumu (speklowego):

$$CSR = \frac{|o - t|}{(\sigma_o^2 - \sigma_t^2)^2}$$

- Indeks szumu:

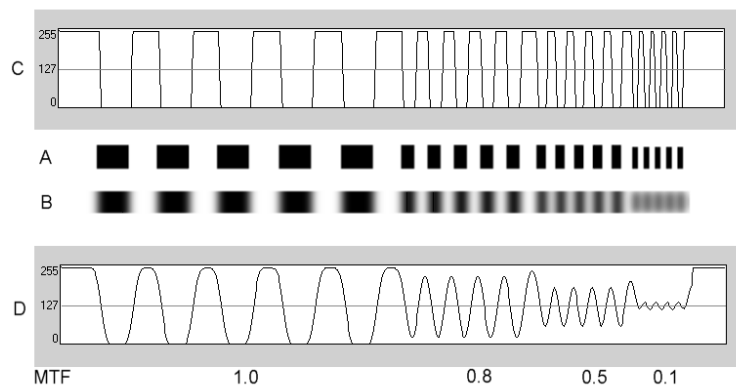
$$SI = \frac{1}{MN} \sum_{m=1}^M \sum_{n=1}^N \frac{\sigma(m, n)}{\mu(m, n)}$$

gdzie lokalnie

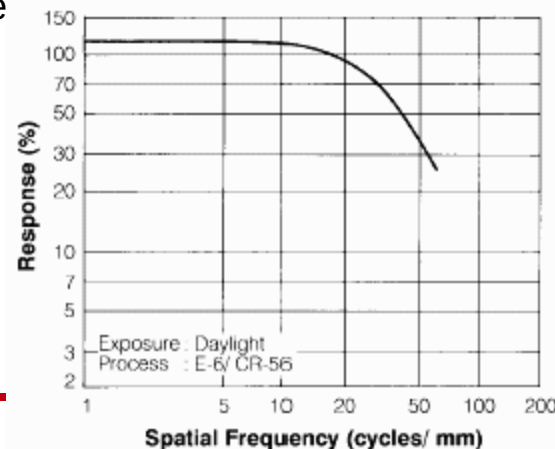
$$\sigma(m, n) = \max_{-1 \leq a, b \leq 1} (f(m + a, n + b) - \min_{-1 \leq a, b \leq 1} (f(m + a, n + b)))$$

$$\mu(m, n) = \frac{1}{9} \sum_{a, b=-1}^1 f(m + a, n + b)$$

- MTF i inne



pogorszenie
lokalnego
kontrastu

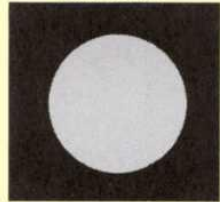


wikipedia

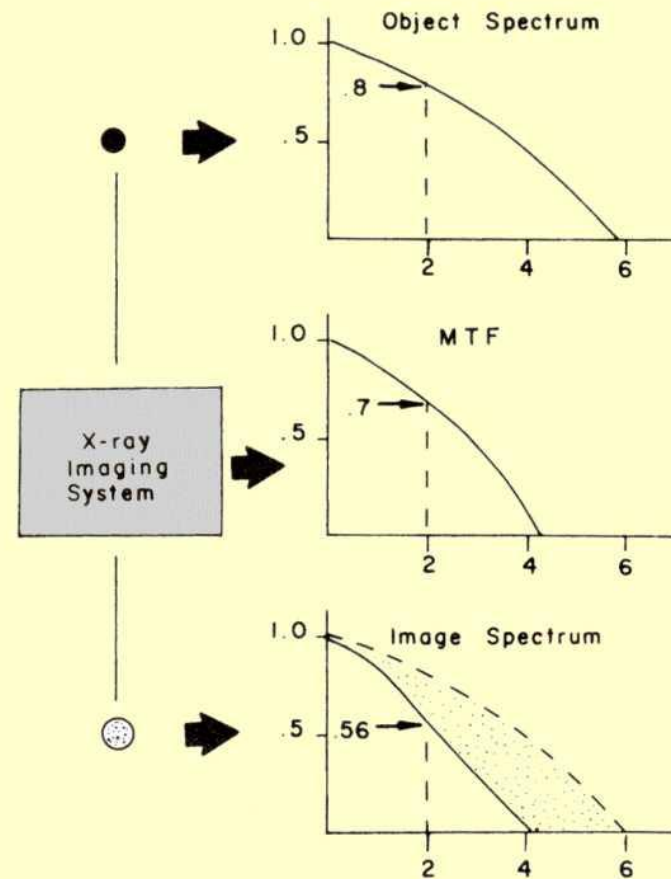
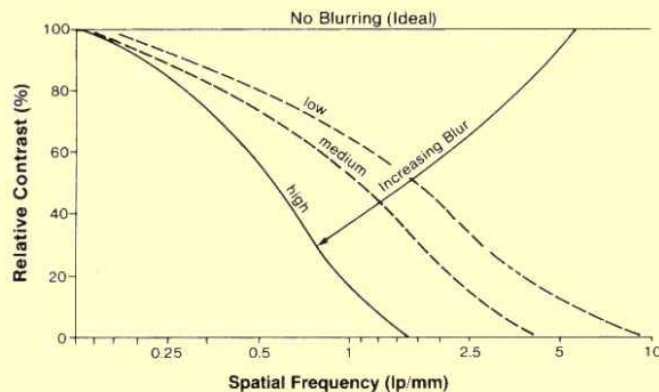
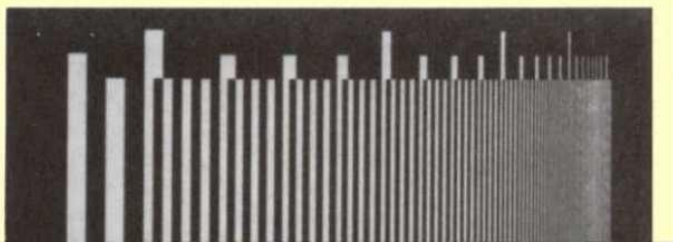
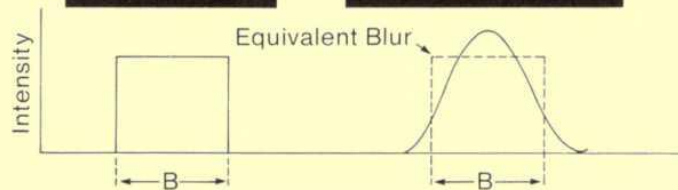
Relacje kształtujące MTF obrazu

Blur Distribution
(Profiles)

Uniform



Gaussian



<http://www.sprawls.org/ppmi2/>

Obliczeniowe miary porównawcze

- maksymalna różnica (ang. *Maximum Difference*), zwana też szczytowym błędem bezwzględnym PAE (ang. *Peak Absolute Error*):

$$MD = \max_{m,n} \{ |f(m,n) - \tilde{f}(m,n)| \};$$

$f(m,n), \tilde{f}(m,n)$
porównywane obrazy
 $0 \leq m < M, 0 \leq n < N$

- błąd średniokwadratowy (ang. *Mean Square Error*):

$$MSE = \frac{1}{MN} \sum_{m,n} [f(m,n) - \tilde{f}(m,n)]^2;$$

- szczytowy stosunek sygnału do szumu (ang. *Peak Signal to Noise Ratio*):

$$PSNR = 10 \log \frac{MN \cdot [\max_{m,n} \{f(m,n)\}]^2}{\sum_{m,n} [f(m,n) - \tilde{f}(m,n)]^2},$$

przy czym wartość $\max_{m,n} \{f(m,n)\}$ jest zwykle ustalana na poziomie największej możliwej (a nie faktycznej) wartości funkcji jasności, np. 255 dla danych 8-bitowych;

- średnia różnica (ang. *Average Difference*):

$$AD = \frac{1}{MN} \sum_{m,n} |f(m,n) - \tilde{f}(m,n)|;$$

Obliczeniowe miary porównawcze

- jakość korelacyjna (ang. *Correlation Quality*):

$$CQ = \frac{\sum_{m,n} f(m,n) \tilde{f}(m,n)}{\sum_{m,n} f(m,n)};$$

- wierność obrazu (ang. *Image Fidelity*):

$$IF = 1 - \frac{\sum_{m,n} [f(m,n) - \tilde{f}(m,n)]^2}{\sum_{m,n} [f(m,n)]^2};$$

- miara chi-kwadrat (ang. *chi-square measure*)

$$\chi^2 = \frac{1}{MN} \sum_{m,n} \frac{[f(m,n) - \tilde{f}(m,n)]^2}{f(m,n)}.$$

$$NMSE = \sum_{u=1}^M \sum_{v=1}^N H\{(u^2 + v^2)^{1/2}\}^2 \cdot [k(u,v) - \hat{k}(u,v)]^2 / \sum_{u=1}^M \sum_{v=1}^N [H\{(u^2 + v^2)^{1/2}\} \cdot k(u,v)]^2$$

$k(u,v)$ i $\hat{k}(u,v)$ - współczynniki DCT przed i po obróbce

$$H(r) = \begin{cases} 0.05e^{r^{0.554}}, & \text{dla } r < 7 \\ e^{-9[\log_{10} r - \log_{10} 9]^{2.3}}, & \text{dla } r \geq 7 \end{cases}$$

Analiza lokalna

– segmentacja drzewa czwórkowego

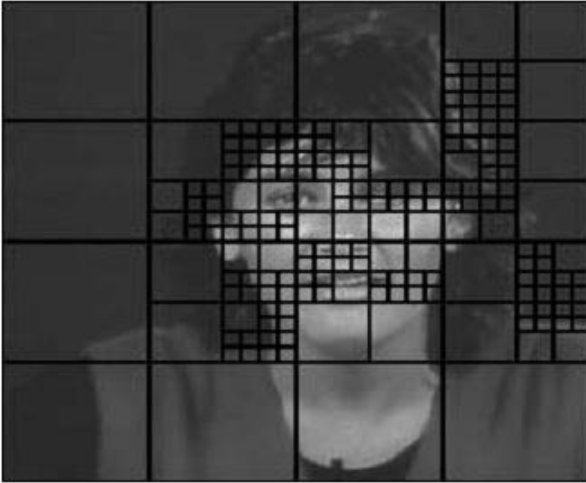
1. Kryterium jednorodności (segmentacja drzewa czwórkowego), tworzenie kilku klas bloków o różnych rozmiarach, najczęściej kwadratowych o boku 1, 2, 4, 8, 16:

Blok B jest jednorodny, jeśli $\sigma_B^2 \leq T$, gdzie

$\sigma_B^2 = \frac{1}{MN} \sum_{(i,j) \in B} (f(i,j) - \mu_B)^2$, a T jest założoną wartością progu (często

$T=100$), bloki B : $2^i \times 2^i$, $i=0, \dots, n$, przy czym $n=4$ (najczęściej).

Efekty



Charakterystyka bloków poszczególnych klas

2. Obliczanie średniej w każdej klasie, a następnie różnicy tych średnich i średniej wszystkich klas:

klasy C_i , gdzie $i=0,1, \dots, n$, zawierają bloki o rozmiarach odpowiednio $2^i \times 2^i$.

$$\mu_i = \frac{1}{|C_i|} \sum_{B \in C_i} \mu_B, \quad i=0,1,\dots,n,$$

$$\mu = \frac{1}{n+1} \sum_{i=0}^n \mu_i,$$

$$d\mu_i = \mu_i - \mu$$

3. Obliczanie średniej wartości odchylenia standardowego w każdej klasie (oczywiście z pominięciem klasy 1):

$$\sigma_i = \frac{1}{|C_i|} \sum_{B \in C_i} \sigma_B, \quad i=1,\dots,n.$$

Wykresy Hosaki (algorytm) – wektory cech

4. Tworzenie dwóch wektorów cech: różnicowych wartości średnich i wartości odchylenia standardowego każdej z klas. Wektory te tworzymy najpierw dla obrazu oryginalnego, potem dla rekonstruowanego, a następnie tworzymy dwa różnicowe wektory cech:

$(d\mu_0, d\mu_1, \dots, d\mu_n), (\sigma_1, \dots, \sigma_n)$ - dla obrazu oryginalnego

$(d\mu'_0, d\mu'_1, \dots, d\mu'_n), (\sigma'_1, \dots, \sigma'_n)$ - dla obrazu rekonstruowanego

Na ich podstawie tworzymy dwa wektory różnicowe jako:

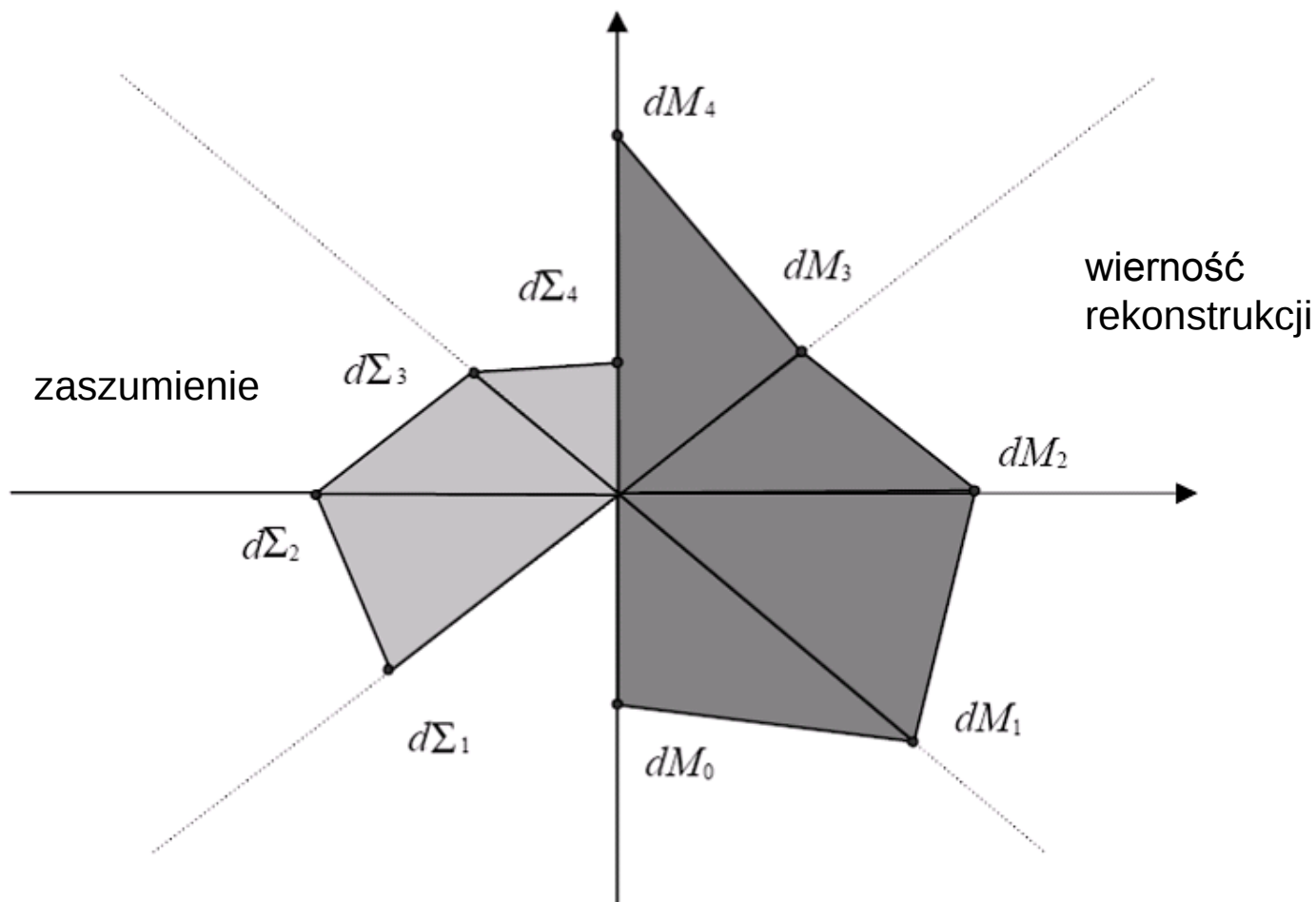
$$\vec{d}_M = (dM_0, dM_1, \dots, dM_n), \quad \vec{d}_\Sigma = (d\Sigma_1, \dots, d\Sigma_n),$$

gdzie

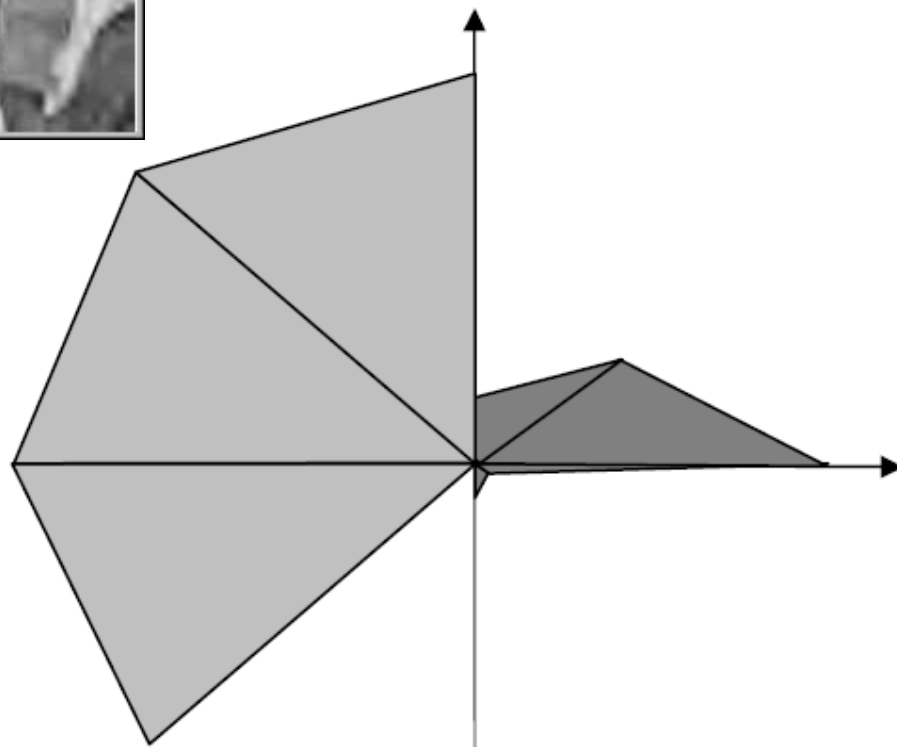
$$dM_i = |d\mu_i - d\mu'_i|, \quad d\Sigma_i = |\sigma_i - \sigma'_i|.$$

Wykresy Hosaki – forma graficzna

5. Wykreślanie różnicowych wektorów cech $\vec{d}_M$ i $\vec{d}_\Sigma$ w przestrzeni 2D.



Ocena metodami graficznymi



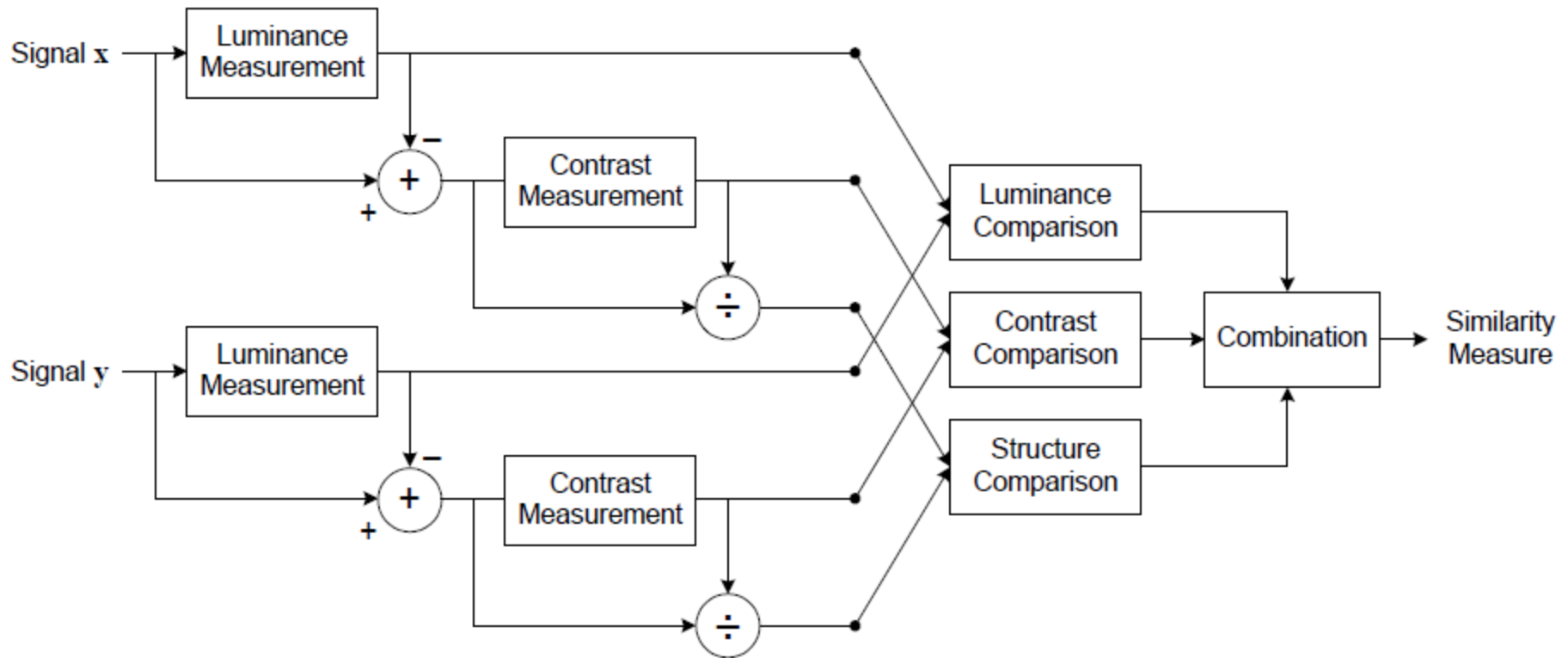
Definicja miary strukturalnej (SSIM)

- Miara podobieństwa strukturalnego w dziedzinie obrazu
- Uwzględnia też zmiany jasności i kontrastu
- Odnosi obraz badany do referencyjnego (miara porównawcza)
- Jasność: miara wartości średniej
- Kontrast: miara odchylenia standardowego
- Struktura: miara kowariancji liczonej w blokach
- Cechy: symetryczna, znormalizowana z jednoznacznym maksimum w 1 (x=y)
- Miara SSIM

$$\text{SSIM}(\mathbf{x}, \mathbf{y}) = \frac{(2\mu_x \mu_y + C_1)(2\sigma_{xy} + C_2)}{(\mu_x^2 + \mu_y^2 + C_1)(\sigma_x^2 + \sigma_y^2 + C_2)}$$

- Realizacja: okno przesuwne 11x11, wagi przy liczeniu statystyk, warunki przesuwu okna
 - Sumaryczny wykładnik: suma - ze znormalizowanymi wagami - SSIM ze wszystkich okien
-

Koncepcyjny schemat blokowy SSIM



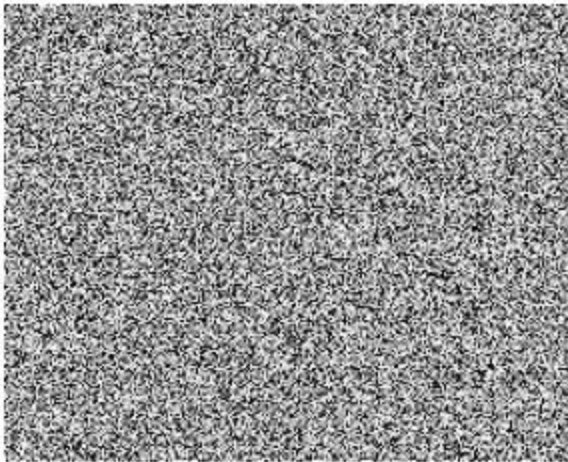
SSIM - efekty



oryginał



zazumiony



|zazumiony-oryginał|



miara SSIM

MODERN IMAGE
QUALITY ASSESSMENT

Zhou Wang
The University of Texas at Arlington

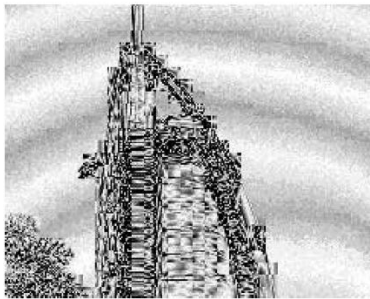
Alan C. Bovik
The University of Texas at Austin



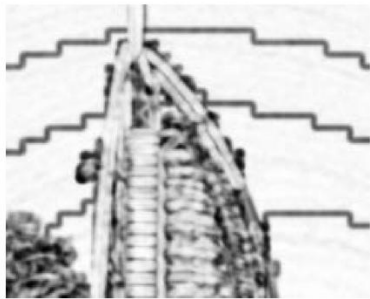
(a)



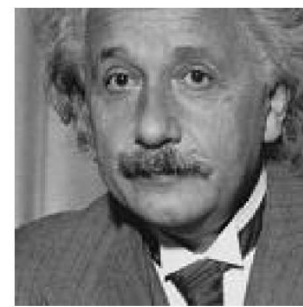
(b)



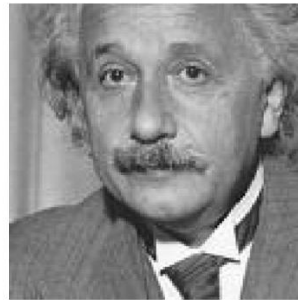
(c)



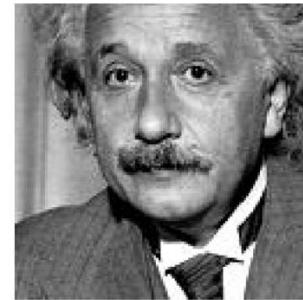
(d)



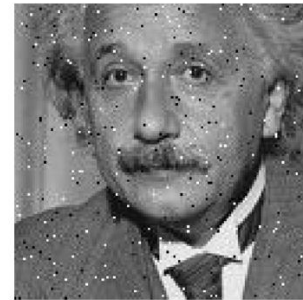
(a)



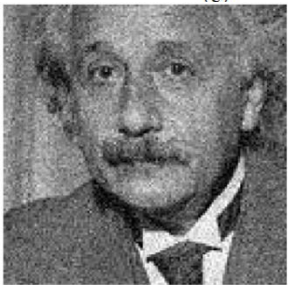
(b) MSE = 309
SSIM = 0.987
CW-SSIM = 1.000



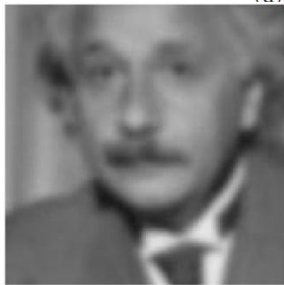
(c) MSE = 306
SSIM = 0.928
CW-SSIM = 0.938



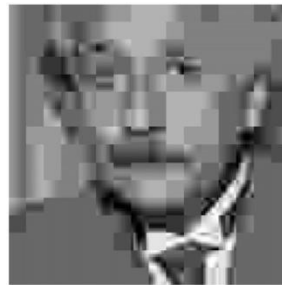
(d) MSE = 313
SSIM = 0.730
CW-SSIM = 0.811



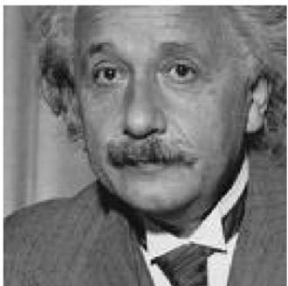
(e) MSE = 309
SSIM = 0.576
CW-SSIM = 0.814



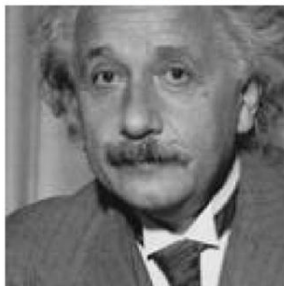
(f) MSE = 308
SSIM = 0.641
CW-SSIM = 0.603



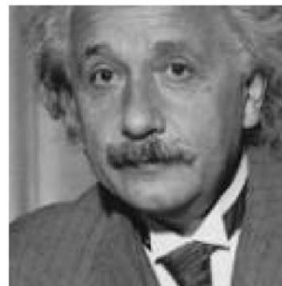
(g) MSE = 309
SSIM = 0.580
CW-SSIM = 0.633



(h) MSE = 871
SSIM = 0.404
CW-SSIM = 0.933



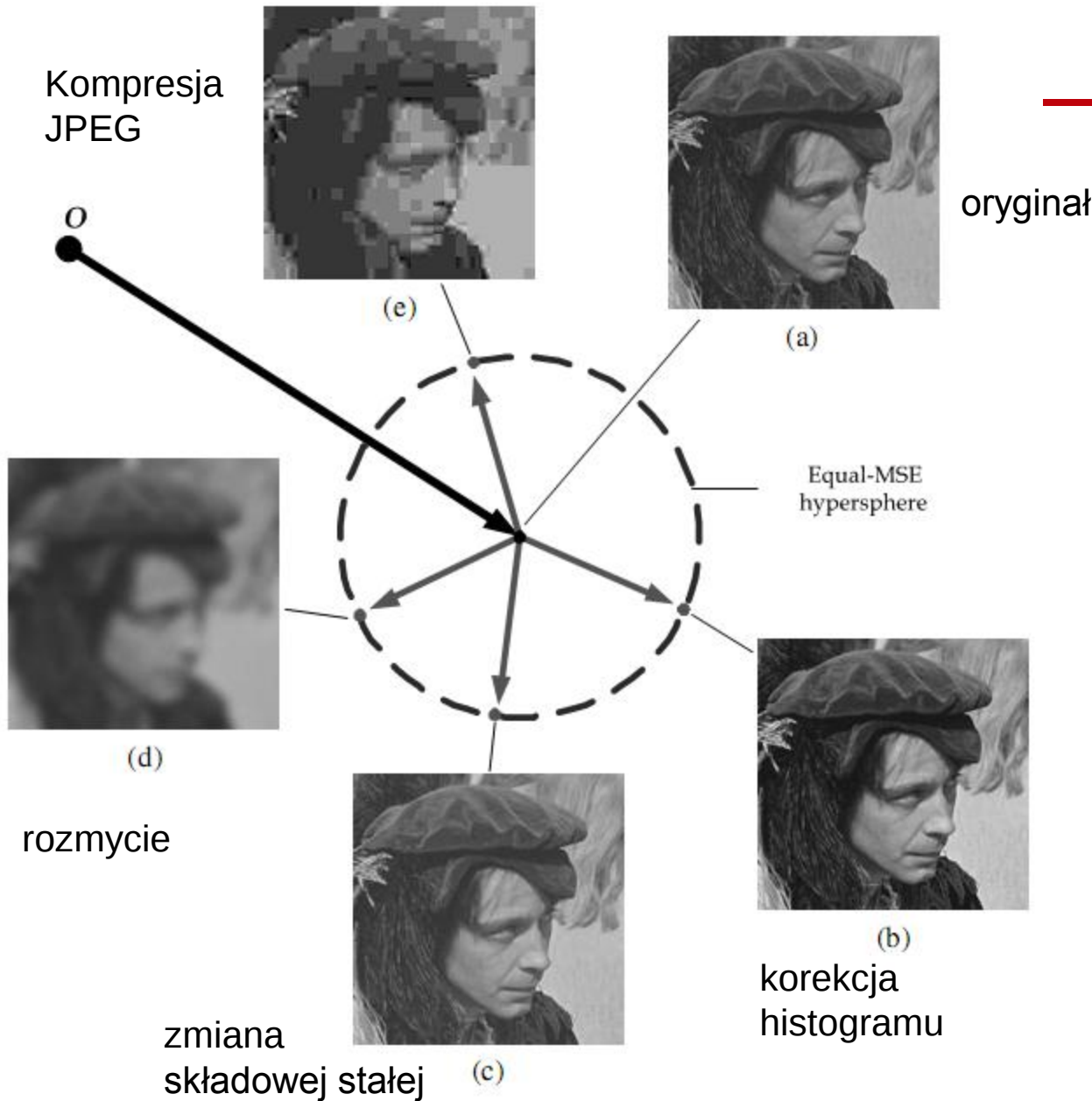
(i) MSE = 694
SSIM = 0.505
CW-SSIM = 0.925



(j) MSE = 590
SSIM = 0.549
CW-SSIM = 0.917

FIGURE 3.8: (Cont.) “Einstein” image altered with different types of distortions. (a) Reference image; (b) mean luminance shift; (c) contrast stretch; (d) impulsive noise contamination; (e) Gaussian noise contamination; (f) blurring; (g) JPEG compression; (h) spatial shift (to the left); (i) spatial scaling (zooming out); and (j) rotation (counterclockwise). SSIM performs better than MSE for Images (b)–(g), but does not give consistent measurement for Images (h)–(j), which have geometric distortions. CW-SSIM overcomes this problem.

Problem: różne efekty tej samej miary



MSE=181

MODERN IMAGE
QUALITY ASSESSMENT

Zhou Wang

The University of Texas at Arlington

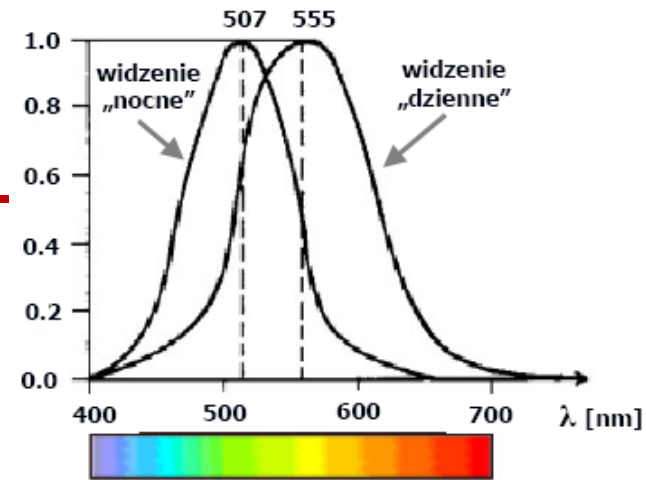
Alan C. Bovik

The University of Texas at Austin

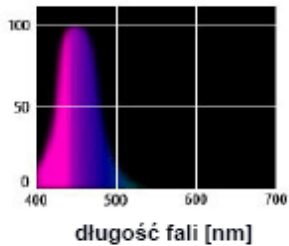
JAKOŚĆ PERCEPCJI OBRAZÓW – METODY SUBIEKTYWNE

Modele HVS

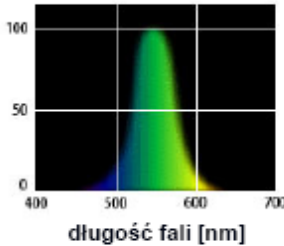
- Percepcja koloru (wybór przestrzeni)
- Wielokanałowy model percepcji (czas i przestrzeń)
- Maskowanie
- Czułość kontrastu



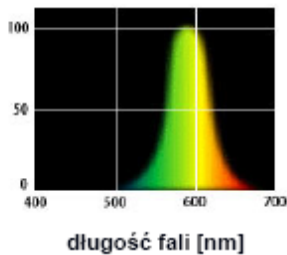
czopki S (niebieskie)



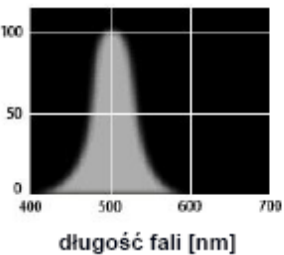
czopki M (zielone)



czopki L (czerwone)



pręciki (szare)



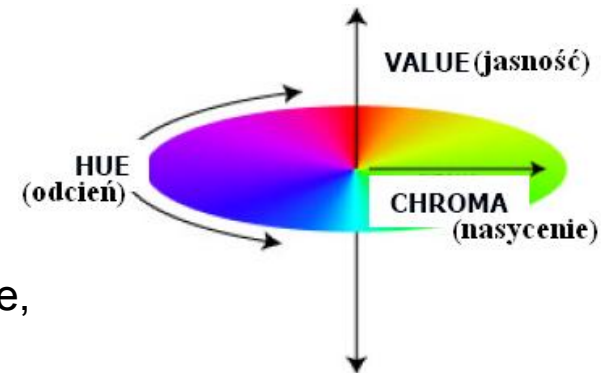
receptory siatkówki – **czopki**:

- szybka reakcja na światło
- duża ostrość, rozdzielczość
- niewielka czułość (światło bezpośrednie)

pręciki:

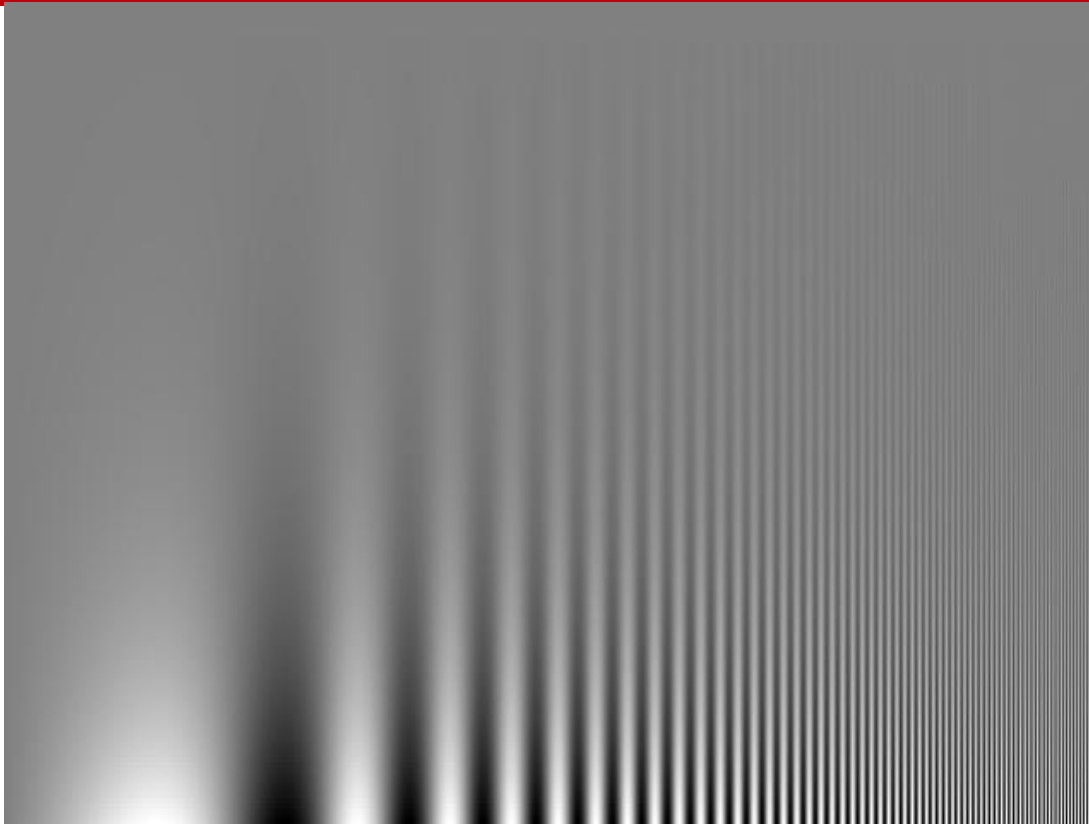
- widzenie przy bardzo słabym oświetleniu (światło rozproszone, bez rozróżniania barw)
- postrzeganie kształtów i ruchu - wolniejsza reakcja na światło
- ograniczona ostrość widzenia

Względna czułość oka ludzkiego

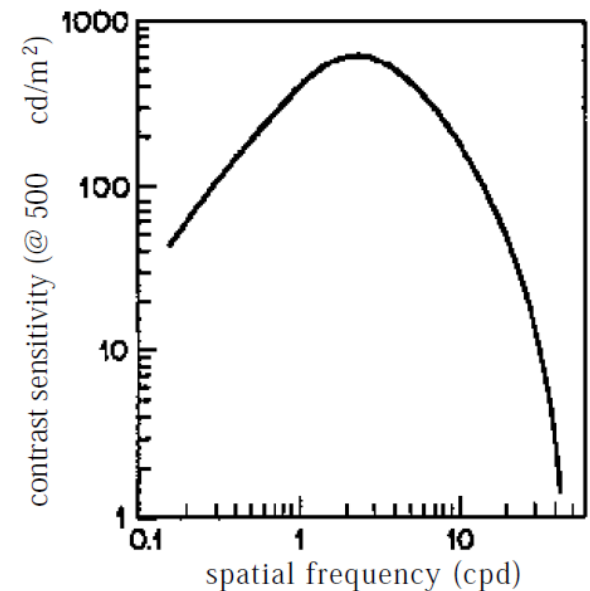


- najlepiej widzimy (z zakresu 380-780 nm) barwę żółtozieloną o długości fali 550 nm
- najgorzej widzimy barwę niebieską 440 nm
- potrafimy rozróżnić maksymalnie 128 nasyconych barw
- potrafimy rozróżnić do około 30 odcieni tej samej barwy

Percepcja przestrzenna i czasowa



Wykresy Campbella-Robsona



Testy subiektywne

- Absolutne, porównawcze

- Za pomocą skali:

$$S = \sum_{k=1}^K (s_k n_k) / \sum_{k=1}^K n_k$$

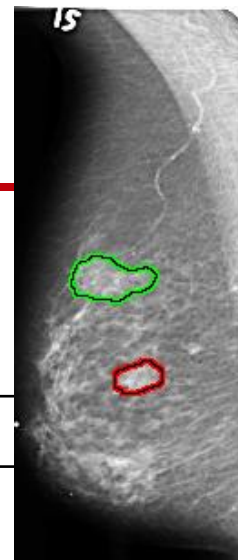
gdzie K – liczba kategorii w przyjętej skali ocen, s_k - wartość oceny związanej z k -tą kategorią, n_k - liczba ocen z danej kategorii.

Kategoria k	Wartość skali ocen s_k	Opis słowny charakteryzujący jakość obrazów
1	5.	Wyśmienita
2	4.	Dobra
3	3.	Średnia
4	2.	Słaba
5	1.	Zła

Skala radiologiczna

Kategoria k	Wartość skali ocen s_k	Opis słowny charakteryzujący wiarygodność diagnostyczną obrazów
1	0.	Brak symptomów patologicznych
2	1.	
3	2.	Nieznacznie zarysowana zmiana, przypuszczalnie patologiczna
4	3.	
5	4.	Rozróżnialne cechy patologiczne struktur
6	5.	
7	6.	
8	7.	Wyraźne cechy o charakterze patologicznym
9	8.	
10	9.	Niewątpliwa zmiana patologiczna w obrazie
11	10.	

Skala ocen stosowana w mammografii przez radiologów



ACR-BIRADS

Kategoria	Ocena	Opis
0	Ocena niekompletna	Dodatkowe badanie obrazowe
1	Negatywna (zmiana zdecydowanie łagodna)	Bez komentarza (0 cech zmian złośliwych i wszystkie cechy zmiany łagodnej)
2	Zmiana łagodna	Zmiana zdecydowanie łagodna (0 cech zmian złośliwych)
3	Zmiana prawdopodobnie łagodna	Bardzo wysokie prawdopodobieństwo zmiany łagodnej; krótkoczasowa kontynuacja w celu uzyskania pewności diagnozy (1-2 cechy zmian złośliwych)
4	Podejrzenie patologii	Zmiana nietypowa, złośliwa ze znaczącym prawdopodobieństwem; należy rozważyć biopsję (3-4 cechy zmian złośliwych)
5	Silne przekonanie o patologii	Wysokie prawdopodobieństw rakowej zmiany złośliwej; należy podjąć odpowiednie działania (5 cech zmian złośliwych)

Poprawa percepcji mammogramu - wyniki testu subiektywnego

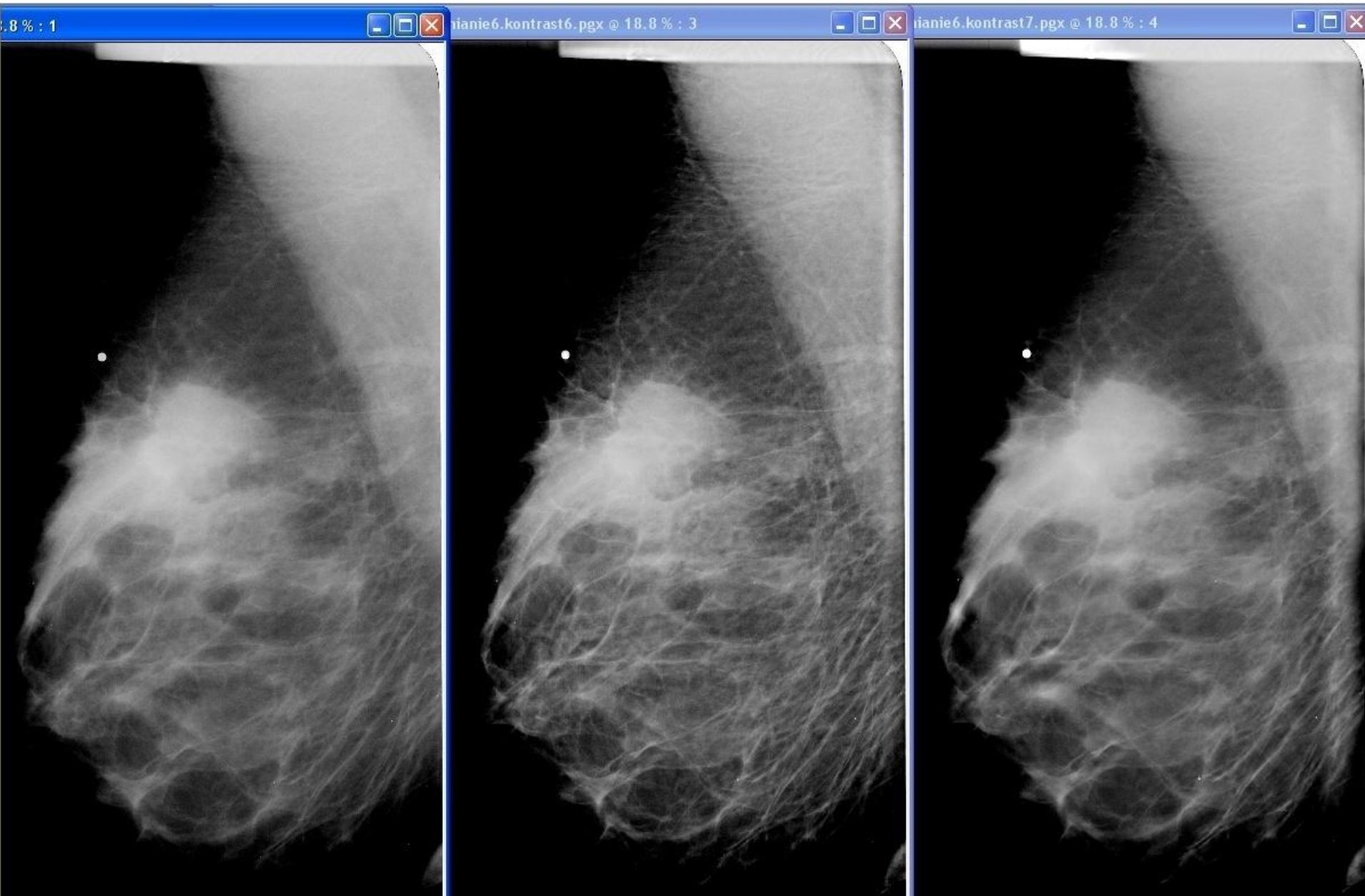
Średnia ocena lekarza		Ogólnie	Mikrozwapnienia	Guzy spikularne	Guzy dobrze odgraniczone
Zestaw parametrów	k6	+1.5	+2 (?)	+1.58	+1.25
	k7	+0.59	+0.5 (?)	+0.8	0

Średnia ocena lekarza		Subtelność (widoczność) zmiany			
		1	2	3	5
Zestaw parametrów	k6	+1	+1	+1.71	+1.5
	k7	+1	+1	+0.64	+0.33

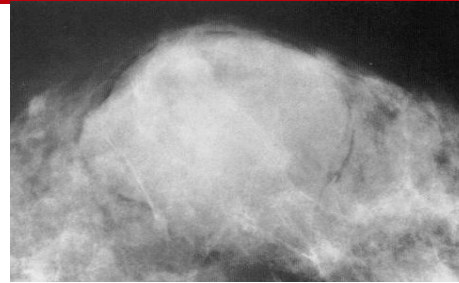
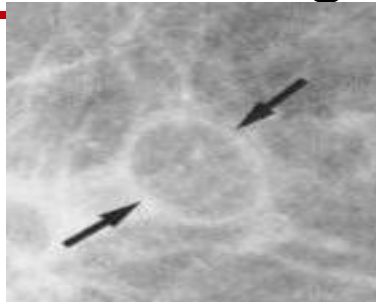
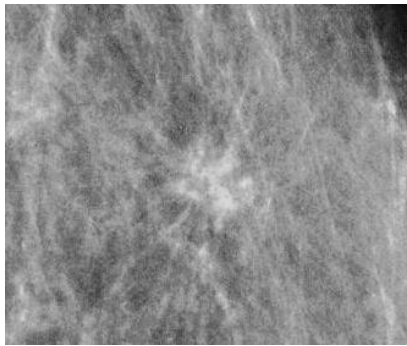
Skala ocen	Opis słowny charakteryzujący jakość obrazu
3	Zdecydowanie lepsza
2	Lepsza
1	Nieznacznie lepsza
0	Porównywalna z oryginałem
-1	Nieznacznie gorsza
-2	Gorsza
-3	Zdecydowanie gorsza

-16 obrazów z bazy DDSM o rozdzielczości 43.5 mikronów/piksel z 12-bitową głębią koloru

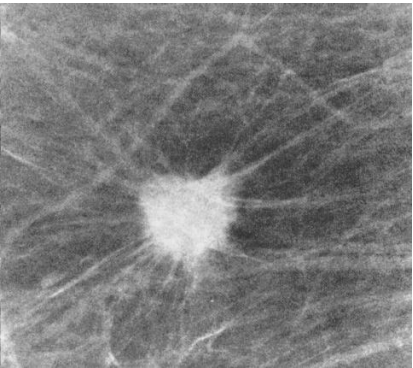
Przykład poprawy percepcji – guz spikularny



Testy oceny percepcji według kryteriów diagnostycznych

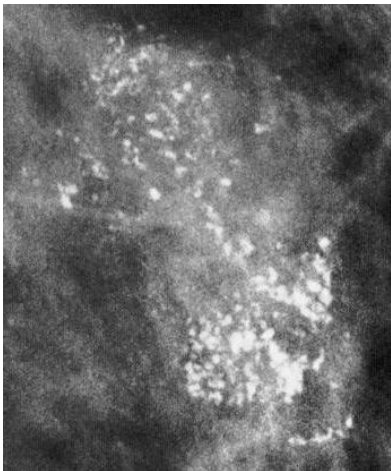


formularze testów



uj

Test OCENY	Obraz	Kontrast 1-3 (uwagi)	Ostrość 1-3 (uwagi)	Zarysy 1-3 (uwagi)	Kształt 1-3 (uwagi)
Część druga	oam				
	oa2k				
	oa0z				
	...				
	...				
	...				
	oocvbvdf				
	oogfj7				
	op4mjd8v				
Uwagi ogólne					



Wyniki

Lp.	Obraz	Ocena średnia					Lp.	Obraz	Ocena średnia				
		kontrast	ostrość	kształt	zarysy	suma			kontrast	ostrość	kształt	zarysy	suma
1.	A	2,22	2,36	2,43	2,71	9,72	31.	Daj1	2,29	2,29	2,43	2,43	9,43
2.	Aj10	2,14	2,00	2,14	2,29	8,57	32.	Daj04	1,57	1,14	1,43	1,57	5,71
3.	Am10	2,43	2,43	2,71	2,57	10,14	33.	E	2,36	2,50	2,64	2,50	10,00
4.	Aj6	2,00	2,00	2,14	2,14	8,29	34.	Ej10	2,71	2,57	2,86	2,71	10,86
5.	Am6	2,29	2,00	2,14	2,14	8,57	35.	Em10	2,43	2,43	2,43	2,71	10,00
6.	Aj1	2,29	2,14	2,43	2,29	9,14	36.	Ej6	2,43	2,43	2,43	2,29	9,57
7.	Am1	2,29	2,00	2,43	2,57	9,29	37.	Em6	2,57	2,57	2,71	2,86	10,71
8.	Aj04	1,29	1,00	1,00	1,14	4,43	38.	Ej1	1,71	1,29	1,71	1,86	6,57
9.	Am04	1,71	1,29	1,86	2,29	7,14	39.	Em1	2,14	1,86	2,29	2,29	8,57
10.	B	2,65	2,79	2,64	2,64	10,72	40.	Ej04	1,29	1,00	1,14	1,29	4,71
11.	Bj10	2,57	2,43	2,71	2,71	10,43	41.	Em04	1,57	1,00	1,29	1,57	5,43
12.	Bm10	2,57	2,86	2,43	2,57	10,43	42.	F	2,43	2,29	2,36	2,29	9,36
13.	Bj6	2,29	2,29	2,43	2,57	9,57	43.	Fj10	2,57	2,57	2,29	2,29	9,71
14.	Bm6	1,71	1,57	2,00	2,00	7,29	44.	Fm10	2,29	2,43	2,43	2,29	9,43
15.	Bj1	1,86	1,29	1,71	2,00	6,86	45.	Fj6	2,29	2,43	1,86	1,86	8,43
16.	Bm1	1,86	1,57	1,57	1,43	6,43	46.	Fm6	2,57	2,00	2,57	2,29	10,00
17.	Bj04	1,14	1,00	1,00	1,00	4,14	47.	Fj1	1,57	1,57	2,00	2,00	7,14
18.	Bm04	1,29	1,00	1,00	1,00	4,29	48.	Fm1	1,57	1,29	1,57	1,71	6,14
19.	C	2,22	2,43	2,58	2,65	9,86	49.	Fj04	1,00	1,00	1,00	1,00	4,00
20.	Cj10	2,57	2,86	3,00	2,86	11,29	50.	Fm04	1,14	1,00	1,14	1,29	4,57
21.	Cm10	2,43	2,43	2,29	2,29	9,43	51.	G	2,43	2,43	2,29	2,43	9,57
22.	Cj6	2,57	2,71	2,57	2,57	10,43	52.	Gj10	2,14	2,00	2,14	2,14	8,43
23.	Cm6	2,14	2,29	2,14	2,29	8,86	53.	Gj6	2,14	2,29	2,29	2,14	8,86
24.	Cj1	1,86	1,57	2,00	2,00	7,43	54.	Gj1	2,00	2,00	2,00	2,00	8,00
25.	Cm1	2,29	1,71	2,29	2,43	8,71	55.	Gj04	1,14	1,29	1,14	1,14	4,71
26.	Cj04	1,57	1,00	1,43	1,57	5,57	56.	H	2,29	2,43	2,71	2,71	10,14
27.	Cm04	1,43	1,00	1,00	1,00	4,43	57.	Hj10	2,43	2,57	2,43	2,71	10,14
28.	Da	2,43	2,57	2,57	2,71	10,29	58.	Hj6	2,71	2,43	2,71	2,86	10,71
29.	Daj10	2,71	2,43	2,29	2,43	9,86	59.	Hj1	2,29	2,00	2,57	2,57	9,43
30.	Daj6	2,14	2,29	2,43	2,43	9,29	60.	Hj04	1,43	1,29	1,43	1,57	5,71

Miary jakości wideo

- Video Quality Experts Group (VQEG)
 - Ocena numeryczna
 - Miary klasyczne (MSE, PSNR, AD, ...) – dla kolejnych ramek
 - Dostosowanie SSIM
 - Miary z modelem HVS dla wideo
 - Ocena subiektywna
 - Testy ITU-T ze skalami ocen (DSCQS – Double Stimulus Continuous Quality Scale według VQEG)
-

V-SSIM (video structural similarity) - jakość lokalnych struktur, jasność, kontrast oraz estymacja ruchu

- Lokalna miara SSIM

$$SSIM(x, y) = \frac{(2\mu_x \mu_y + C_1)(2\sigma_{xy} + C_2)}{(\mu_x^2 + \mu_y^2 + C_1)(\sigma_x^2 + \sigma_y^2 + C_2)}$$

- Bryła (np. $\alpha=\beta=11$; $\gamma=33$)

$$\begin{array}{ll} (i - \lfloor \alpha/2 \rfloor, j - \lfloor \beta/2 \rfloor, k - \lfloor \gamma/2 \rfloor), & (i - \lfloor \alpha/2 \rfloor, j - \lfloor \beta/2 \rfloor, k + \lfloor \gamma/2 \rfloor), \\ (i - \lfloor \alpha/2 \rfloor, j + \lfloor \beta/2 \rfloor, k - \lfloor \gamma/2 \rfloor), & (i - \lfloor \alpha/2 \rfloor, j + \lfloor \beta/2 \rfloor, k + \lfloor \gamma/2 \rfloor), \\ (i + \lfloor \alpha/2 \rfloor, j - \lfloor \beta/2 \rfloor, k - \lfloor \gamma/2 \rfloor), & (i + \lfloor \alpha/2 \rfloor, j - \lfloor \beta/2 \rfloor, k + \lfloor \gamma/2 \rfloor), \\ (i + \lfloor \alpha/2 \rfloor, j + \lfloor \beta/2 \rfloor, k - \lfloor \gamma/2 \rfloor) & (i + \lfloor \alpha/2 \rfloor, j + \lfloor \beta/2 \rfloor, k + \lfloor \gamma/2 \rfloor). \end{array} \quad i$$

- Statystyki (w – wagi filtrów dobierane na podstawie estymacji ruchu)

$$\mu_{x(i,j,k)} = \sum_{m=1}^{\alpha} \sum_{n=1}^{\beta} \sum_{o=1}^{\gamma} w(m, n, o) x(m, n, o) \quad \sigma_{x(i,j,k)}^2 = \sum_{m=1}^{\alpha} \sum_{n=1}^{\beta} \sum_{o=1}^{\gamma} w(m, n, o) (x(m, n, o) - \mu_{x(i,j,k)})^2$$

$$\sigma_{x(i,j,k)y(i,j,k)} = \sum_{m=1}^{\alpha} \sum_{n=1}^{\beta} \sum_{o=1}^{\gamma} w(m, n, o) (x(m, n, o) - \mu_{x(i,j,k)})(y(m, n, o) - \mu_{y(i,j,k)})$$

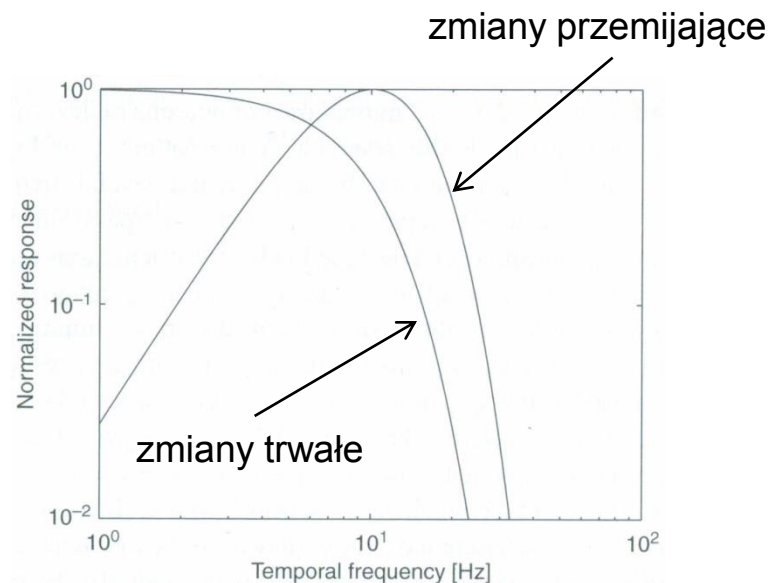
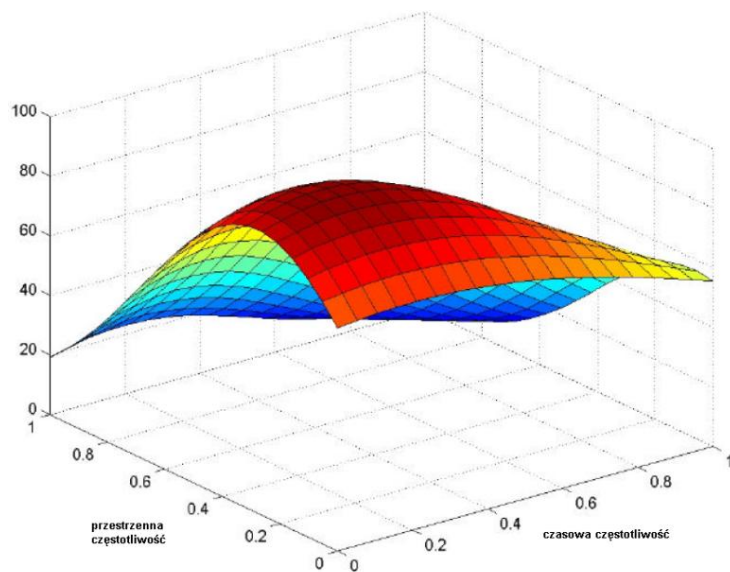
$$SSIM-3D (V-SSIM) = \frac{(2\mu_{x(i,j,k)}\mu_{y(i,j,k)} + C_1)(2\sigma_{x(i,j,k)y(i,j,k)} + C_2)}{(\mu_{x(i,j,k)}^2 + \mu_{y(i,j,k)}^2 + C_1)(\sigma_{x(i,j,k)}^2 + \sigma_{y(i,j,k)}^2 + C_2)}$$

- SSIM dla ramki (uśredniamy po 6% pikseli z najmniejszym SSIM(x,y))

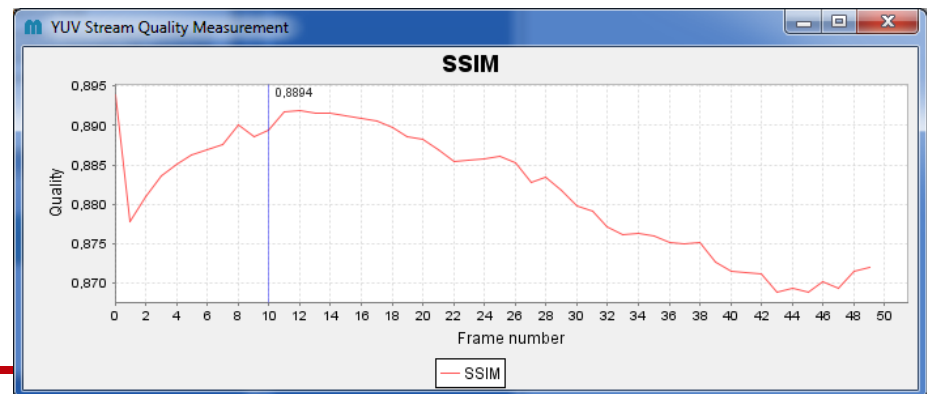
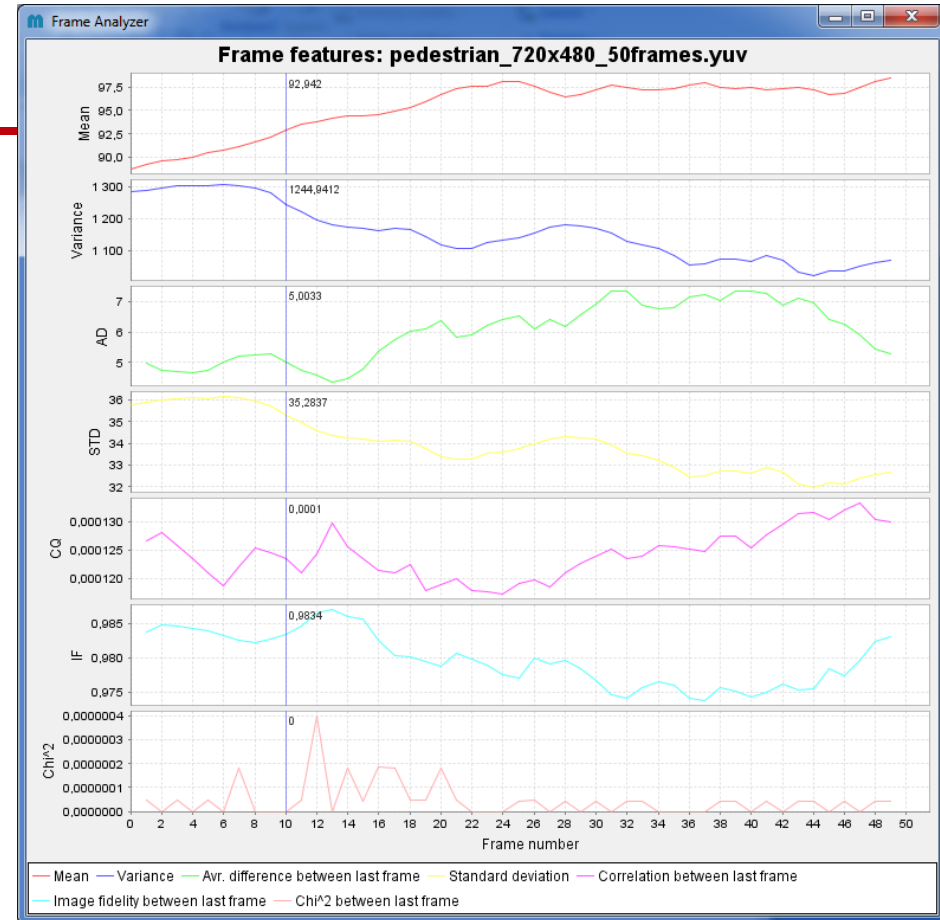
$$S_{frame} = \frac{1}{|\psi|} \sum_{i \in \psi} SSIM-3D(i)$$

Zaawansowane miary jakości

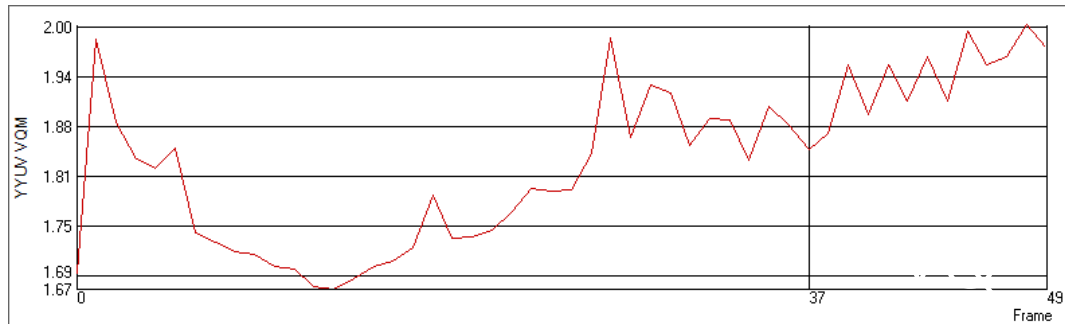
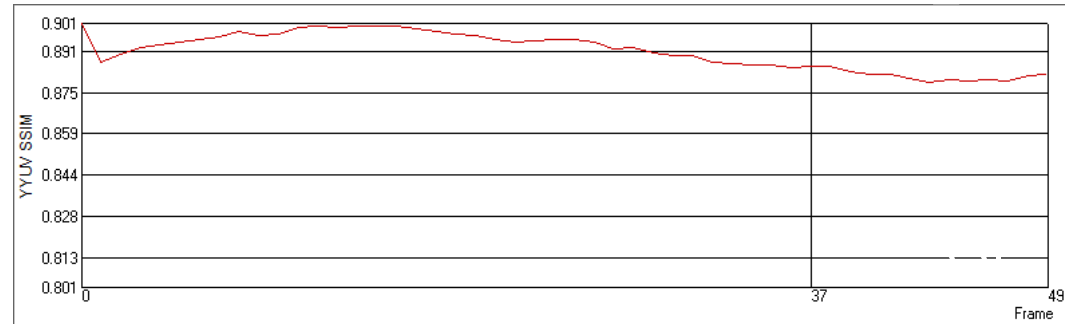
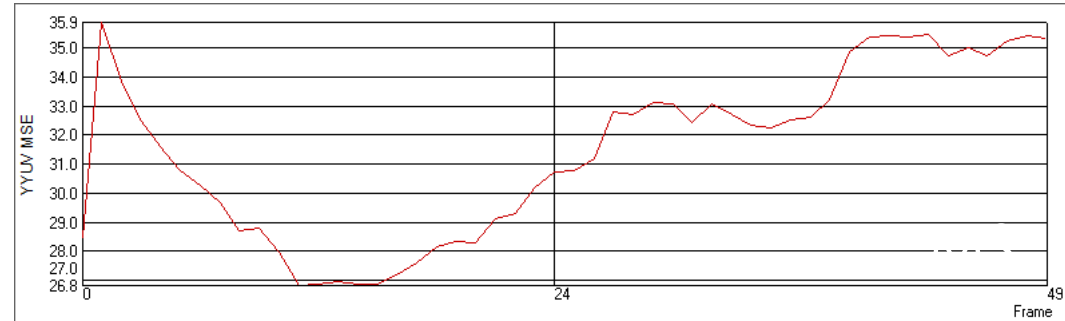
- PDM (perceptual distortion metric) – rozbudowane wielokanałowe modele percepcji
- VQM (video quality measure) – modele w dziedzinie DCT



Przykłady - jakość wideo

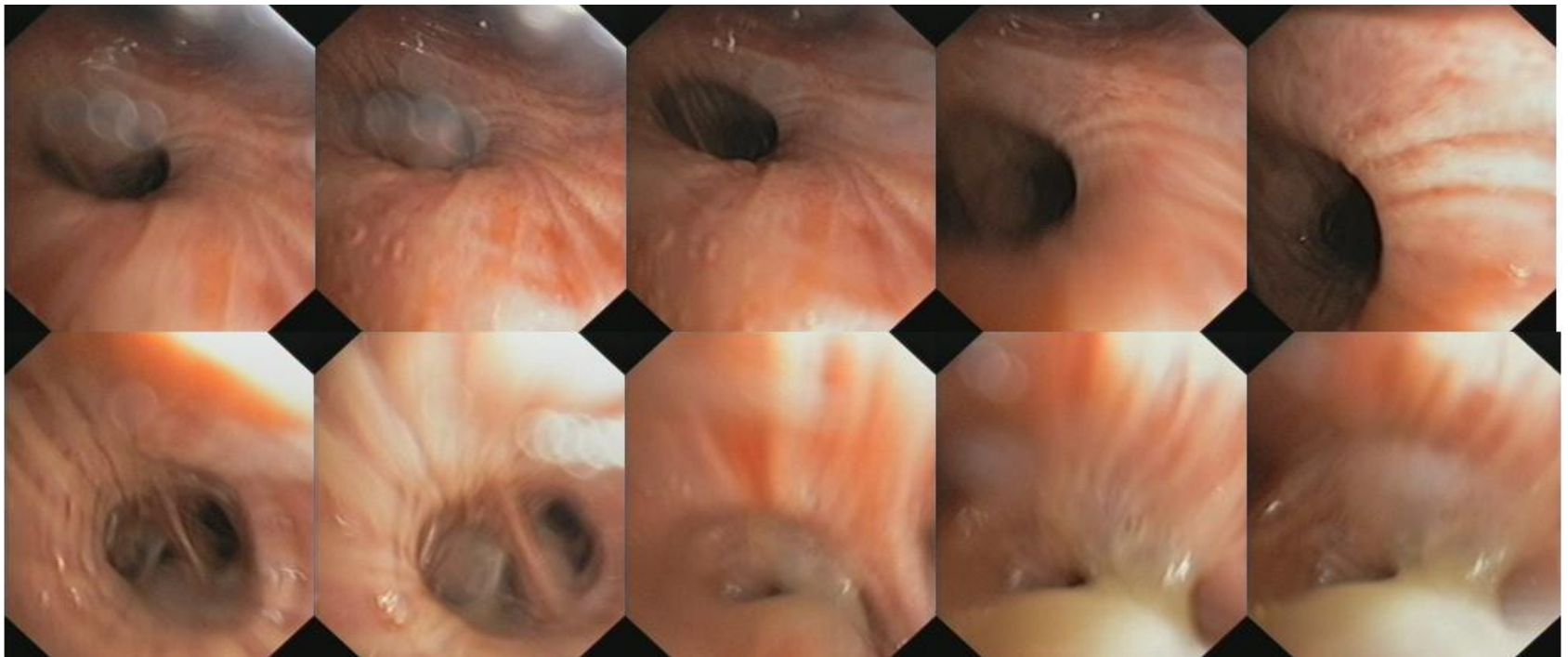


Zróżnicowanie ocen obliczeniowych

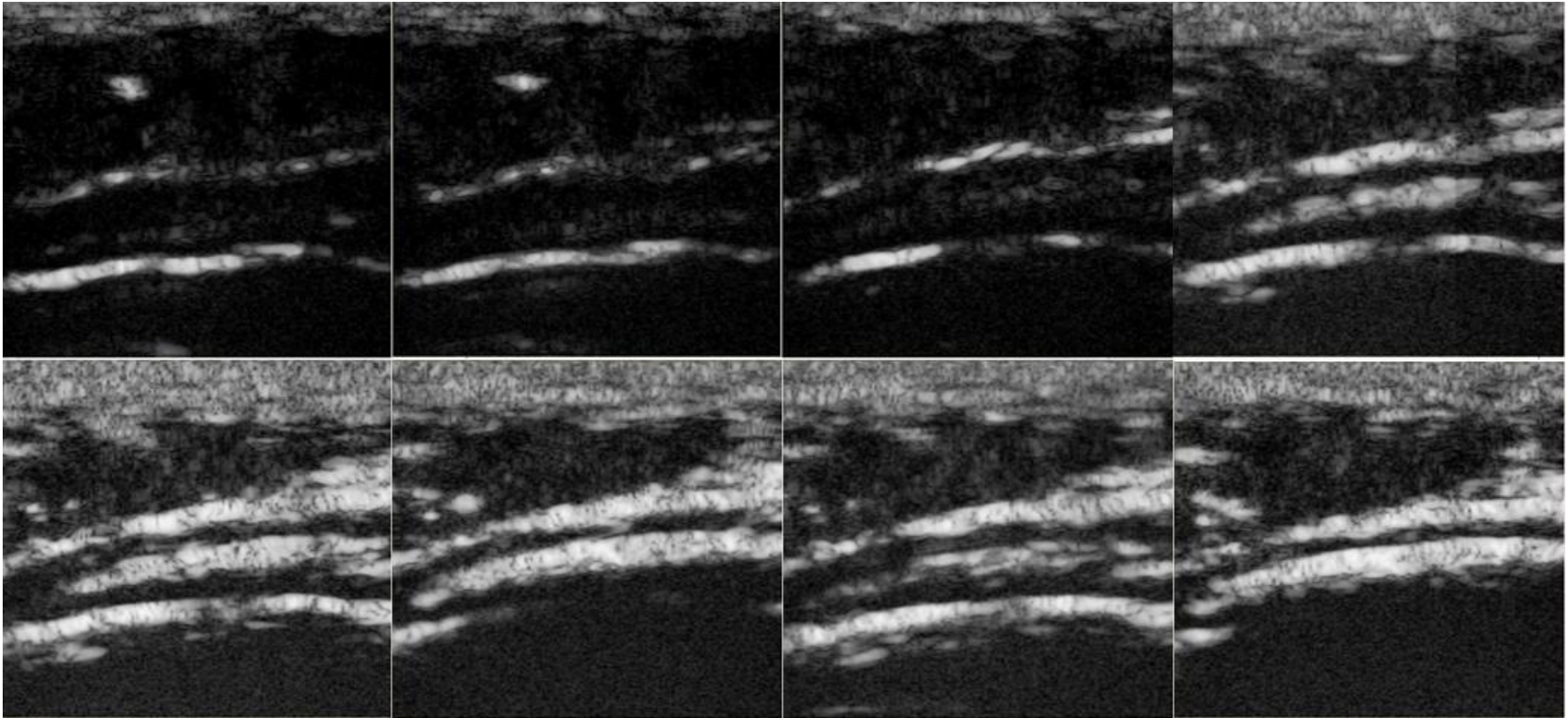


A.Zubala

Testy: sekwencja broncho



Sekwencja testowa USG kontrast



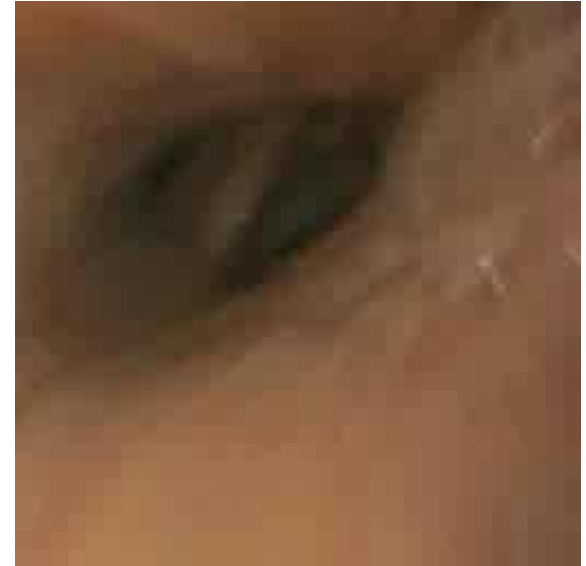
Przykładowe sekwencje testowe



Oryginał

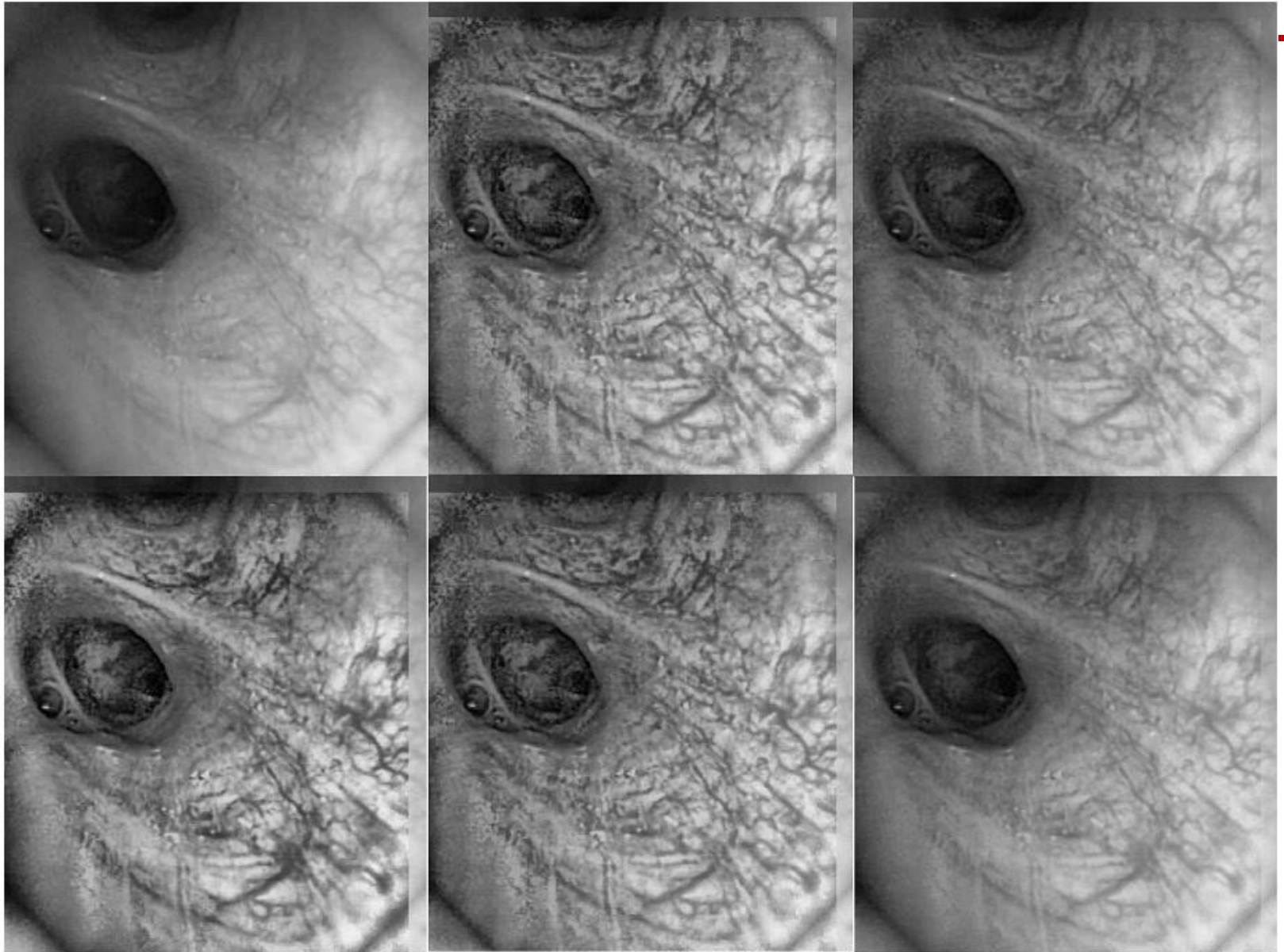


Przetworzony 1

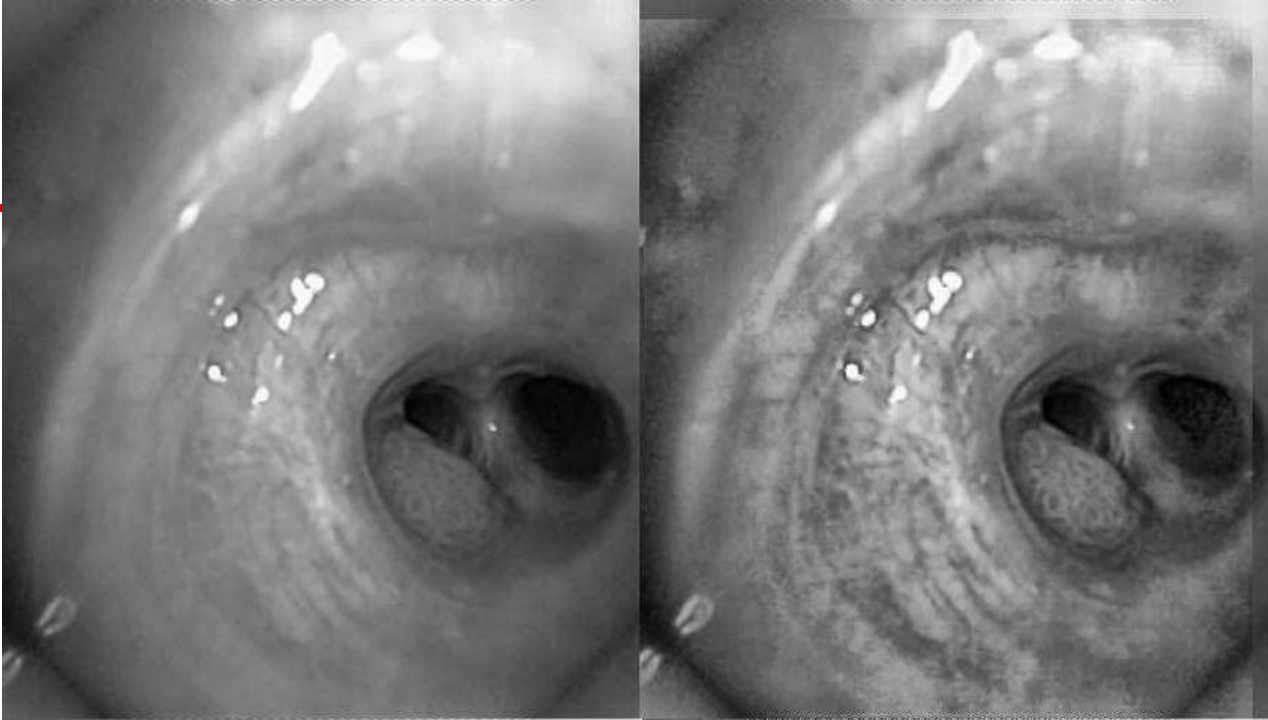


Przetworzony 2

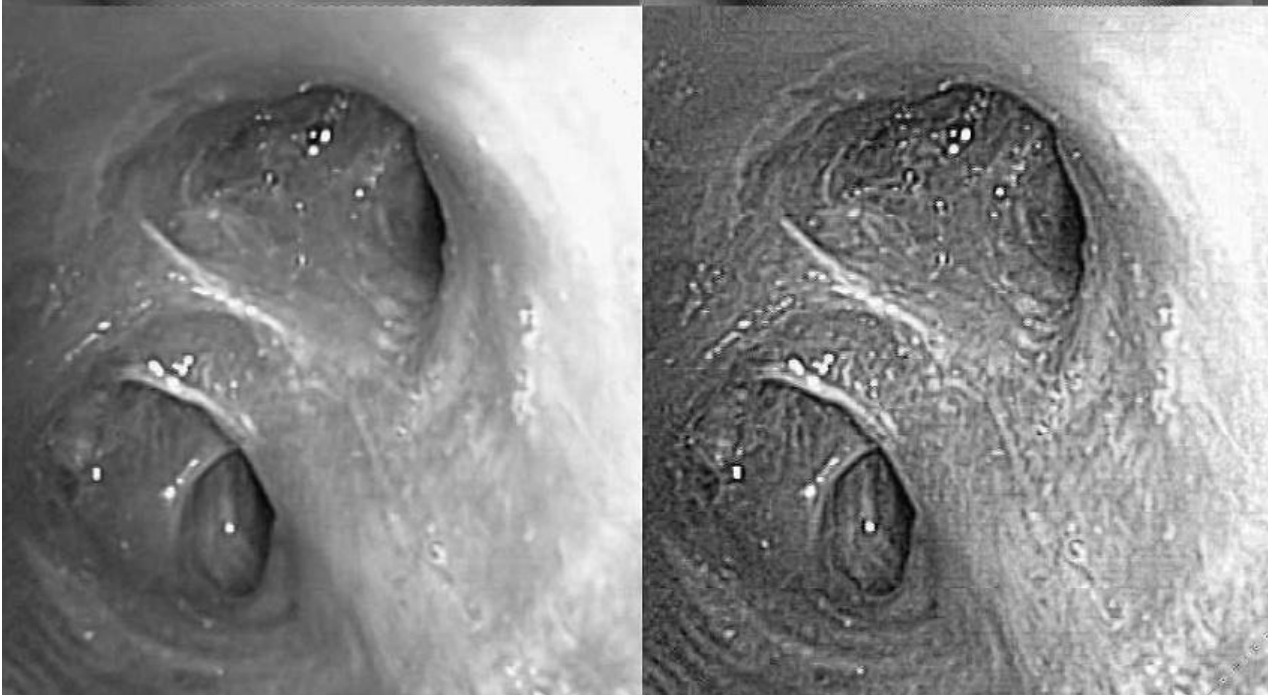
Poprawa percepcji



dobór okna prezentacji



Korekcja histogramu



Wyostczenie



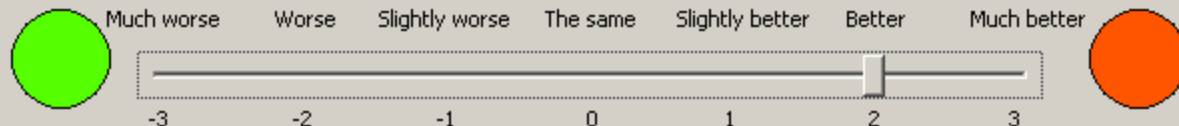
Poprawa percepcji

Poprawa percepcji



Give your mark! (SCASJ method)

Please, choose your opinion about the quality of the LEFT picture compared to the quality of the RIGHT picture (for example, choosing -2 or -3 means that the LEFT picture is slightly worse than the RIGHT one).



Circles symbolize your opinion on left and right video correspondingly. Red circle means that video is bad, and green means that video is good.

Your choice: 2

Watch again

OK

Test SCASJ

Równocześnie obok
siebie – ocena
porównawcza



Test controls
Status: Paused
Expert: a
Task name: ocena1
Test number: 2 of 9



Hot keys
Vote against left frame: left arrow
Vote against right frame: right arrow
Play/Pause: space, mouse L
3 seconds back: backspace
Restart sequence: Ctrl + R

Test DSCQS II

Give your mark! (DSCQS method)

Please, vote on both videos.

Impairments are:



A: 5



B: 5

5, Imperceptible

4, Perceptible, but not annoying

3, Slightly annoying

2, Annoying

1, Very annoying

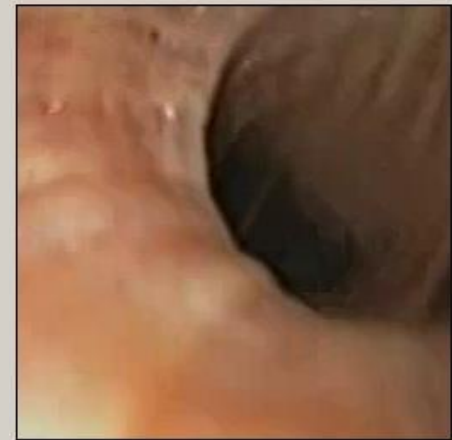
Watch again

OK

Sequence A



Sequence B



Równocześnie obok
siebie – ocena
bezwzględna

Test controls

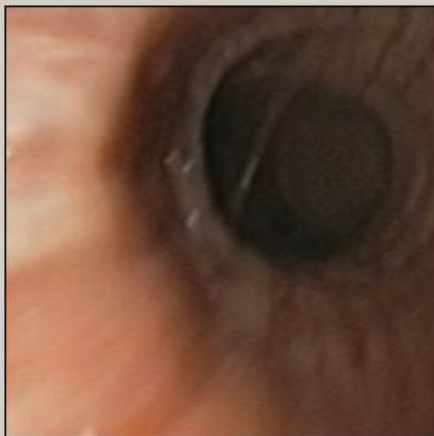
Status: Playing test
Expert: a
Task name: ocenavideo
Test number: test 1 of 9, repetition 1 of 2



Hot keys

Vote against left frame: left arrow
Vote against right frame: right arrow
Play/Pause: space, mouse L
3 seconds back: backspace
Restart sequence: Ctrl + R

Sequence A



Test controls
Status: Paused
Expert: s
Task name: ocmavideoBRONCHO
Test number: test 1 of 9, repetition 2 of 2

Hot keys
Vote against left frame: left arrow
Vote against right frame: right arrow
Play/Pause: space, mouse L
3 seconds back: backspace
Restart sequence: Ctrl + R

Test DSCQS I

Równocześnie naprzemiennie –
ocena bezwzględna

Give your mark! (DSCQS method)

Please, vote on both videos.

Impairments are:



A: 5



B: 5

5, Imperceptible

4, Perceptible, but not annoying

3, Slightly annoying

2, Annoying

1, Very annoying

Watch again

OK

MSU Perceptual Video Quality tool ver. 1.0 - player

Sequence B



Test controls
Status: Paused
Expert: s
Task name: ocmavideoBRONCHO
Test number: test 1 of 9, repetition 2 of 2

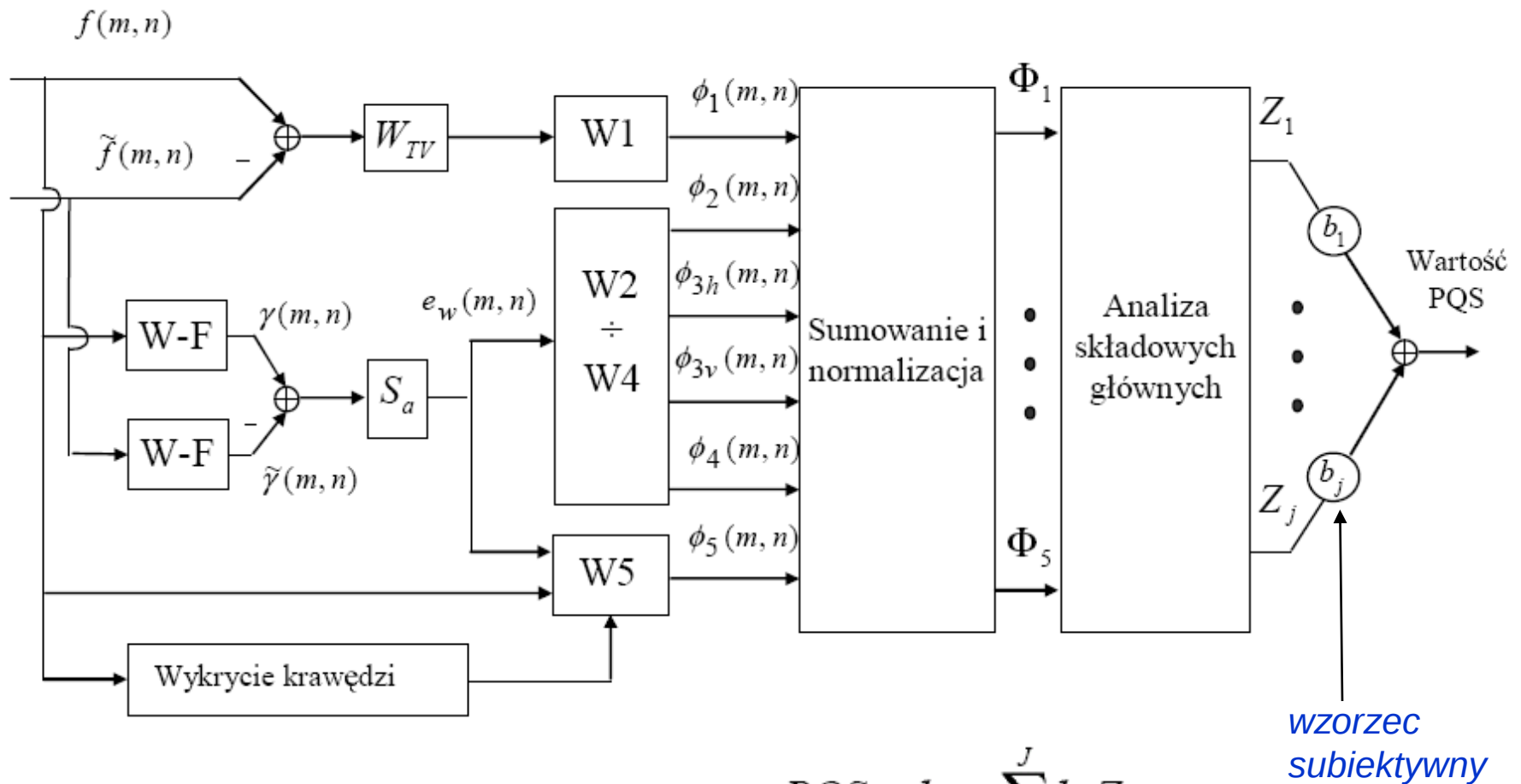
Hot keys
Vote against left frame: left arrow
Vote against right frame: right arrow
Play/Pause: space, mouse L
3 seconds back: backspace
Restart sequence: Ctrl + R

Wyniki oceny subiektywnej

Koder/Transkoder	bronchoskopia (95 kB)					
	Procedury oceny subiektywnej					
	SQAMVI	SCACJ	DSCQS-I	DSCQS-II	Oceny z wszystkich testów	
	MOS _{SQ}	MOS _{SC}	MOS _{D_{SI}}	MOS _{D_{SII}}	MOS _{all}	miejsce
MPEG-2	2,64	0,71	3,25	3,25	2,46	3
MPEG-4	3,06	2,11	3	3,25	2,86	2
h.264	4,31	3,29	4,2	4,1	3,98	1
MPEG-2 → MPEG-4	1,53	0,29	2	2,5	1,58	8
MPEG-2 → h.264	1,81	1,5	2,5	2,75	2,14	7
MPEG-4 → MPEG-2	1,39	0,62	2,25	2,3	1,64	9
MPEG-4 → h.264	2,36	0,86	2,5	3,1	2,21	6
h.264 → MPEG-2	2,22	0,7	3,5	2,75	2,29	5
h.264 → MPEG-4	2,78	1	2,67	3,25	2,43	4

**MIARY OBLICZENIOWE
WZORCOWANE OCENA
SUBIEKTYWNA**

Skala jakości obrazu (PQS)



PQS (zniekształcenia losowe – percepcja)

Współczynnik Φ_1

$$\Phi_1 = \frac{\sum_{m,n} \phi_1(m,n)}{\sum_{m,n} f^2(m,n)}.$$

Mapa zniekształceń w tym przypadku uwzględnia funkcję ‘ważenia’ szumu telewizyjnego $w_{TV}(\cdot)$ zdefiniowaną w standardzie CCIR 567-1 [2], która jest splatana (*) z obrazem różnicowym $e_f(\cdot)$:

$$\phi_1(m,n) = [e_f(m,n) * w_{TV}(m,n)]^2,$$

gdzie $e_f(m,n) = f(m,n) - \tilde{f}(m,n)$, a waga $w_{TV}(\cdot)$ definiowana jest w dziedzinie częstotliwościowej jako

$$W_{TV}(v) = \frac{1}{1 + (v/v_c)^2}$$

z trzy-decybelową częstotliwością graniczną $v_c = 5.56$ cykl/stopień przy odległości obserwacji równej czterokrotnej wysokości obrazu; $v = \sqrt{u^2 + v^2}$, u, v – poziome i pionowe częstotliwości przestrzenne.

PQS (zniekształcenia losowe – percepcja)

- Współczynnik Φ_2

$$\Phi_2 = \frac{\sum_{m,n} \phi_2(m,n)}{\sum_{m,n} \tilde{f}^2(m,n)},$$

przy czym mapa zniekształceń:

$$\phi_2(m,n) = I_T(m,n)[e(m,n) * s_a(m,n)]^2 \quad e_w(m,n) = e(m,n) * s_a(m,n)$$

prawo Webera-Fechnera:

$e(m,n) = \gamma(m,n) - \tilde{\gamma}(m,n)$, gdzie $\gamma(m,n) = k \cdot f(m,n)^{1/2.2}$ (k jest stałą skalującą pozwalającą dostosować dynamikę zmian wartości zmiennej γ)

$$S_a(u,v) = s(\omega)O(\omega,\theta),$$

$$\text{gdzie } s(\omega) = 1.5e^{-\sigma^2\omega^2/2} - e^{-2\sigma^2\omega^2} \text{ z } \sigma = 2, \quad \omega = \frac{2\pi v}{60}, \text{ a } O(\omega,\theta) = \frac{1 + e^{\beta(\omega-\omega_0)} \cos^4 2\theta}{1 + e^{\beta(\omega-\omega_0)}} \text{ z}$$

kątem $\theta = \tan^{-1}(u/v)$ do osi poziomej, przy czym $\beta = 8$, $v_0 = 11.13$ cykl/stopień.

Ponadto $I_T(\cdot)$ oznacza funkcję wskaźnikową dla percepcyjnego progu widzenia. Odcina ona mało znaczące wartości $e_w(\cdot)$ poniżej progu T , przyjmując dla nich wartość 0, podczas gdy dla pozostałych - wartość równą 1. Przyjęto $T = 1$.

PQS

- Współczynnik Φ_3 (dotyczy efektów blokowych)

$$\Phi_3 = \sqrt{\Phi_{3h}^2 + \Phi_{3v}^2}$$

$$\Phi_{3h} = \frac{1}{N_h} \sum_{m,n} \phi_{3h}(m,n) \quad N_h = \sum_{m,n} I_h(m,n) \quad \phi_{3h}(m,n) = I_h(m,n) \Delta_h^2(m,n)$$
$$\Delta_h(m,n) = e_w(m,n) - e_w(m,n+1)$$

- Współczynnik Φ_4 (błędy skorelowane)

$$\Phi_4 = \frac{1}{MN} \sum_{m,n} \phi_4(m,n)$$

$$\phi_4(m,n) = \sum_{(k,l) \in W} |r(m,n,k,l)|^{0.25},$$

$$\text{gdzie } r(m,n,k,l) = \frac{1}{n-1} \left[\sum e_w(i,j) e_w(i+k, j+l) - \frac{1}{n} \sum e_w(i,j) \sum e_w(i+k, j+l) \right].$$

Sumowanie odbywa się po zbiorze pikseli, dla których (i,j) oraz $(i+k, j+l)$ leżą w oknie W o rozmiarach 5×5 i środku w punkcie (m,n) .

PQS (krawędzie)

- Współczynnik Φ_5 (dotyczy błędów w sąsiedztwie wyraźnych krawędzi):

$$\Phi_5 = \frac{1}{N_K} \sum_{m,n} \phi_5(m,n),$$

gdzie N_K jest liczbą pikseli, których odpowiedź krawędzi Kirscha o rozmiarze 3×3 jest większa lub równa stałej $K=400$. Współczynnik ten związany jest z psychowizualnym efektem występującym przy obserwacji zniekształconych obrazów. W sąsiedztwie struktur o dużych gradientach (czy ogólniej w obszarach o dużych zmianach kontrastu) występuje redukcja widoczności zniekształceń, co nazywane jest maskowaniem widzenia (ang. *visual masking*). Mapa zniekształceń opisana równaniem:

$$\phi_5(m,n) = I_M(m,n) \cdot |e_w(m,n)| \cdot (S_h(m,n) + S_v(m,n))$$

jest miarą poziomu zniekształceń w sąsiedztwie wyraźnych krawędzi struktur. Zawiera więc wskaźnik maskowania w kierunku poziomym:

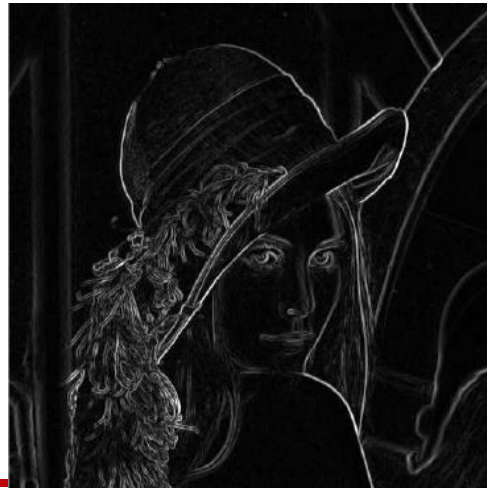
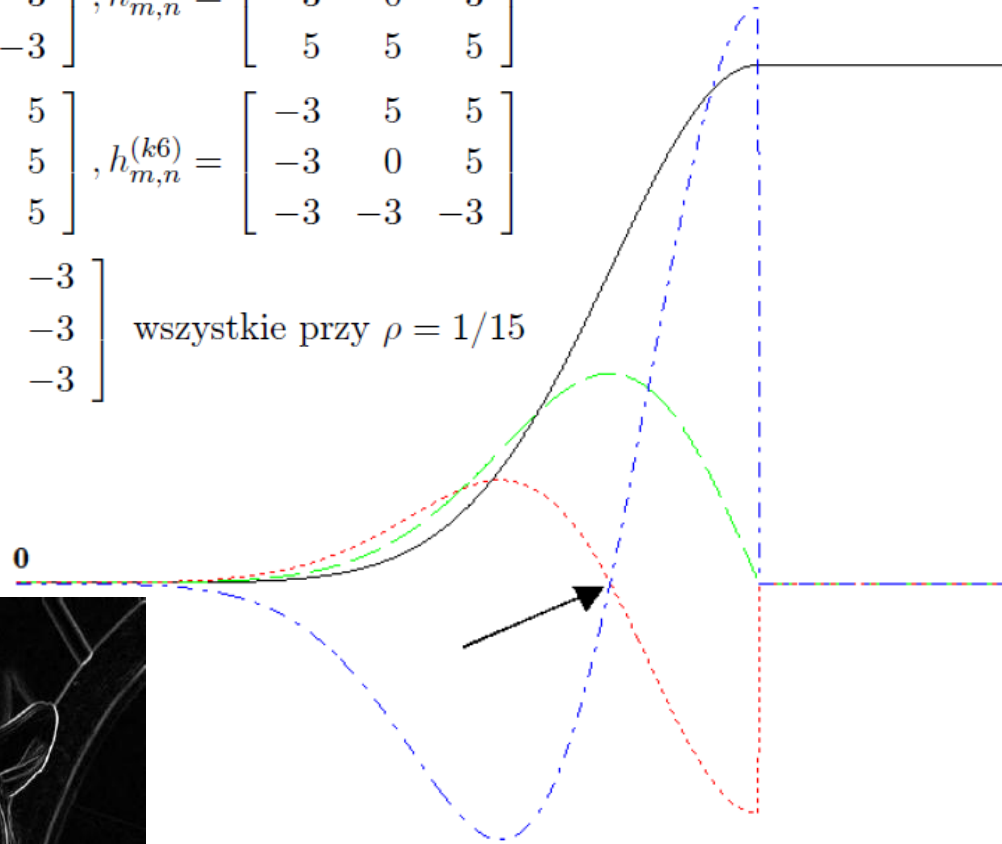
$$S_h(m,n) = e^{\{-0.04V_h(m,n)\}},$$

gdzie miara lokalnej aktywności (w poziomie): $V_h(m,n) = \frac{|f(m,n-1) - f(m,n+1)|}{2}$ oraz

wskaźnik maskowania w kierunku pionowym $S_v(\cdot)$, zdefiniowany analogicznie. Funkcja $I_M(\cdot)$ wskazuje na piksele leżące blisko aktywnych regionów obrazu, określone za pomocą wspomnianego testu z odpowiedzią krawędzi Kirscha.

Wyznaczanie krawędzi filtrem Kirscha

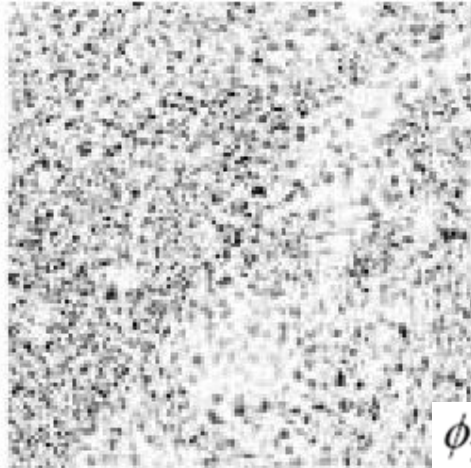
$$\begin{aligned}
 h_{m,n}^{(k1)} &= \begin{bmatrix} 5 & -3 & -3 \\ 5 & 0 & -3 \\ 5 & -3 & -3 \end{bmatrix}, h_{m,n}^{(k2)} = \begin{bmatrix} -3 & -3 & -3 \\ 5 & 0 & -3 \\ 5 & 5 & -3 \end{bmatrix}, h_{m,n}^{(k3)} = \begin{bmatrix} -3 & -3 & -3 \\ -3 & 0 & -3 \\ 5 & 5 & 5 \end{bmatrix} \\
 h_{m,n}^{(k4)} &= \begin{bmatrix} -3 & -3 & -3 \\ -3 & 0 & 5 \\ -3 & 5 & 5 \end{bmatrix}, h_{m,n}^{(k5)} = \begin{bmatrix} -3 & -3 & 5 \\ -3 & 0 & 5 \\ -3 & -3 & 5 \end{bmatrix}, h_{m,n}^{(k6)} = \begin{bmatrix} -3 & 5 & 5 \\ -3 & 0 & 5 \\ -3 & -3 & -3 \end{bmatrix} \\
 h_{m,n}^{(k7)} &= \begin{bmatrix} 5 & 5 & 5 \\ -3 & 0 & -3 \\ -3 & -3 & -3 \end{bmatrix}, h_{m,n}^{(k8)} = \begin{bmatrix} 5 & 5 & -3 \\ 5 & 0 & -3 \\ -3 & -3 & -3 \end{bmatrix} \quad \text{wszystkie przy } \rho = 1/15
 \end{aligned}$$



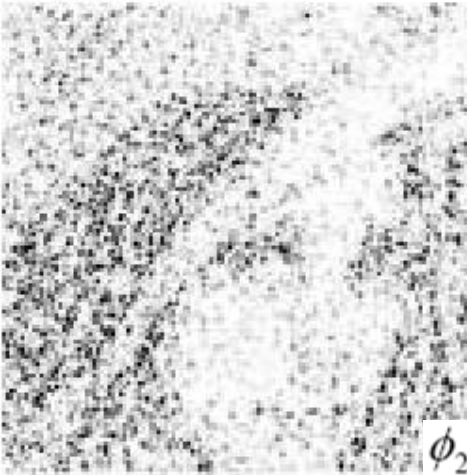
PQS – w działaniu



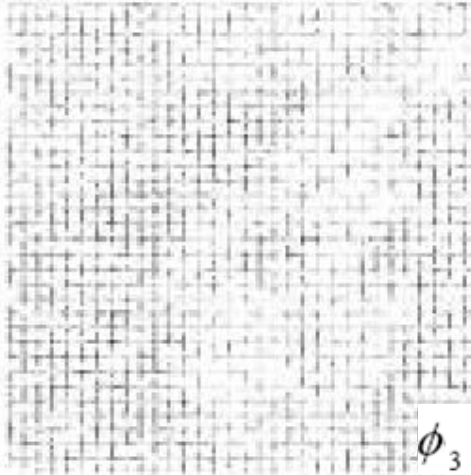
źródłowy



ϕ_1

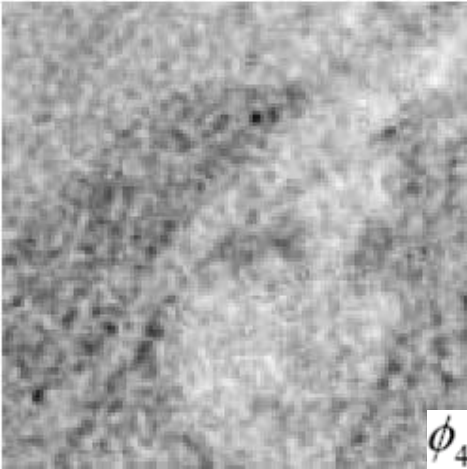


ϕ_2



ϕ_3

$$\phi_3 = \sqrt{\phi_{3h}^2 + \phi_{3v}^2}$$



ϕ_4



ϕ_5

	F_1	F_2	F_3	F_4	F_5
F_1	1.0000	0.9967	0.9753	0.8391	0.5823
F_2	0.9967	1.0000	0.9743	0.8231	0.5682
F_3	0.9753	0.9743	1.0000	0.8749	0.5696
F_4	0.8391	0.8231	0.8749	1.0000	0.6714
F_5	0.5823	0.5682	0.5696	0.6714	1.0000

macierz korelacji

$$PQS = 5.797 + 0.035\Phi_1 + 0.044\Phi_2 + 0.01\Phi_3 - 0.132\Phi_4 - 0.135\Phi_5$$

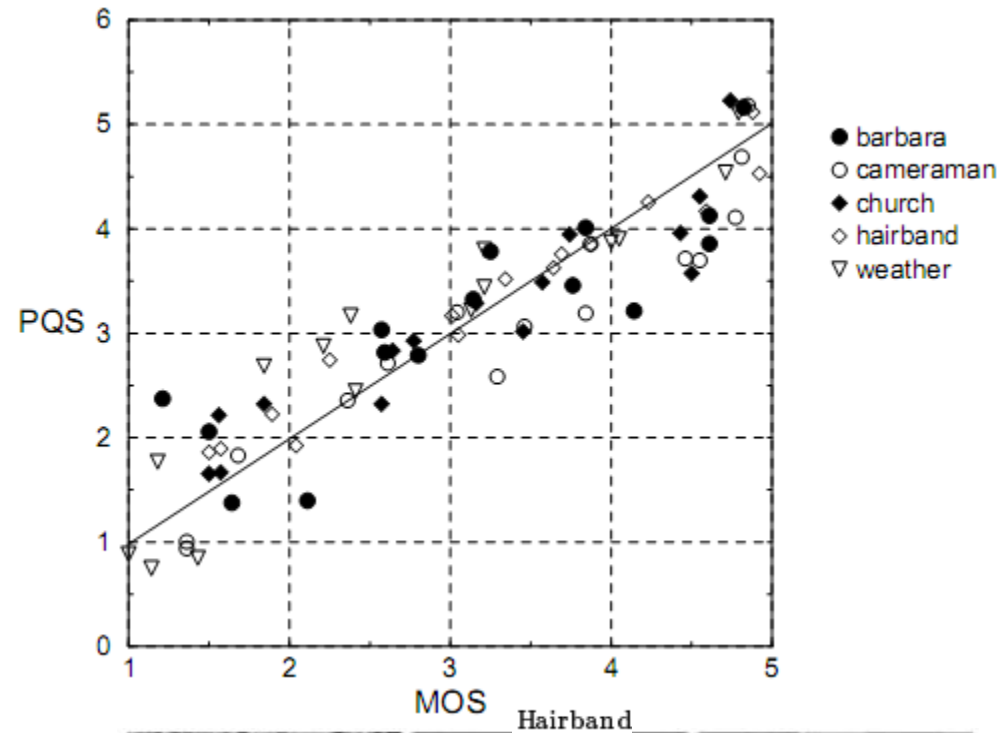
$$PQS = 5.632 - 0.068Z_1 - 1.536Z_2 - 0.0704Z_3$$

wartości i wektory własne

λ_1	λ_2	λ_3	λ_4	λ_5
4.19165	0.59144	0.19021	0.02392	0.00278

ℓ_1	ℓ_2	ℓ_3	ℓ_4	ℓ_5
0.47500	-0.24449	0.27083	-0.38709	0.70100
0.47198	-0.26829	0.32384	-0.31044	-0.70993
0.47526	-0.24723	0.01921	0.84271	0.04966
0.45058	0.10598	-0.86219	-0.20065	-0.04604
0.35030	0.89213	0.27936	0.05793	-0.00216

PQS – efekty oceny



Church

Weather

Barbara

Cameraman

Factors					R	R^*	$E\{ error \}$
1					0.5665	0.5582	0.8347
	2				0.5373	0.5282	0.8510
		3			0.5714	0.5633	0.8269
			4		0.7426	0.7384	0.6551
				5	0.8985	0.8971*	0.4268
1	2				0.5547	0.5461	0.8418
1		3			0.5729	0.5564	0.8289
1			4		0.7499	0.7417	0.6362
1				5	0.9001	0.8972	0.4206
	2	3			0.5779	0.5616	0.8222
	2		4		0.7539	0.7459	0.6336
	2			5	0.8991	0.8962	0.4236
		3	4		0.7600	0.7522	0.6302
		3		5	0.9015	0.8986	0.4144
			4	5	0.9180	0.9156*	0.3773
1	2	3			0.5716	0.5550	0.8265
1	2		4		0.7516	0.7435	0.6352
1	2			5	0.8996	0.8967	0.4220
1		3	4		0.7600	0.7522	0.6302
1		3		5	0.9015	0.8986	0.4144
1			4	5	0.9271	0.9239	0.3536
	2	3	4		0.7600	0.7522	0.6302
	2	3		5	0.9015	0.8986	0.4144
	2		4	5	0.9302	0.9271*	0.3460
		3	4	5	0.9279	0.9247	0.3551
1	2	3	4		0.7600	0.7522	0.6302
1	2	3		5	0.9015	0.8986	0.4144
1	2		4	5	0.9285	0.9253*	0.3501
1		3	4	5	0.9279	0.9247	0.3551
	2	3	4	5	0.9279	0.9247	0.3551
1	2	3	4	5	0.9279	0.9247	0.3551

Miara OMWV

■ 3 w 1

Diagram illustrating the components of the OMWV measure:

Miary błędów (Error Measures) point to AD , MD , and χ^2 .

Stałe normujące (Normalizing Constants) point to W_{losowe} , W_{skorel} , and $W_{krawedz}$.

Czasowa charakterystyka sygnału (Temporal signal characteristics) points to $\beta_1 + \beta_2$.

$$OMWV = \alpha_1 \cdot AD + \alpha_2 \cdot (\beta_1 + \beta_2) \cdot MD + \alpha_3 \cdot \chi^2 + \alpha_4 \cdot W_{losowe} + \alpha_5 \cdot W_{skorel} + \alpha_6 \cdot W_{krawedz}$$

Przykładowo (dla badań bronchoskopowych):

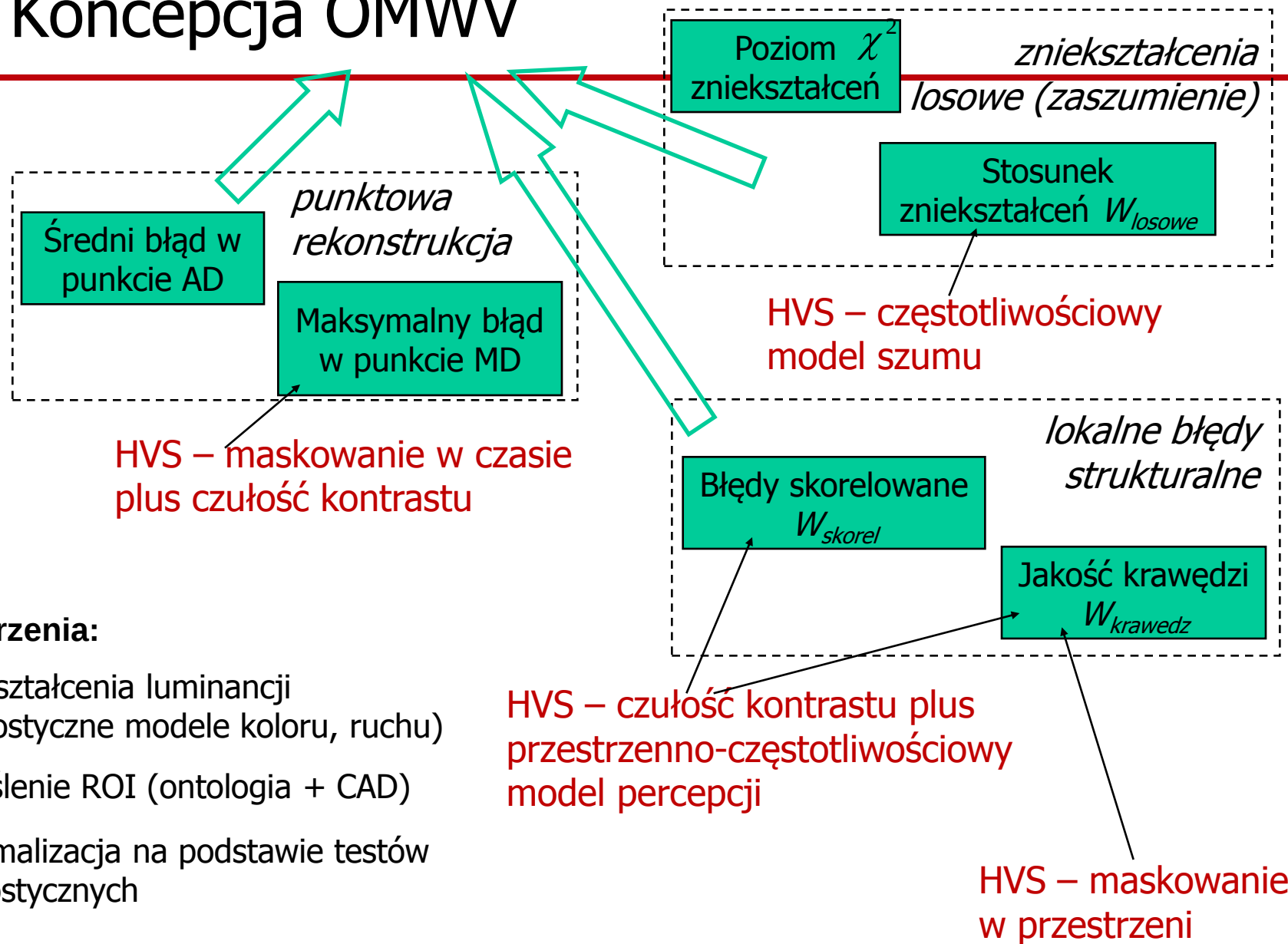
$$\alpha_1 = 3, \alpha_2 = 1, \alpha_3 = 5, \alpha_4 = 500, \alpha_5 = 1, \alpha_6 = 0,2$$

Model uwzględniający zależności czasowe (wideo):

$$\beta_1 = 0,1 \cdot \bar{x}_i / |\bar{x}_i - \bar{x}_{i-1}|$$

$$\beta_2 = 0,1 \cdot \sigma_i / |\sigma_i - \sigma_{i-1}|$$

Koncepcja OMWV



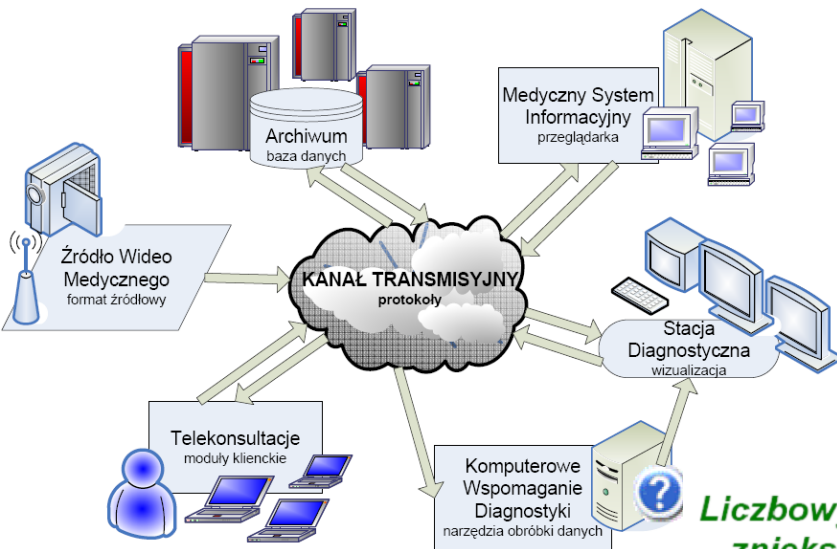
Rozszerzenia:

- zniekształcenia luminancji (diagnostyczne modele koloru, ruchu)
- określenie ROI (ontologia + CAD)
- optymalizacja na podstawie testów diagnostycznych

Wyniki badań oceny jakości

Kod/ Trans	bronchoskopia (95 kB)						USG z kontrastem (330 kB)					
	MOS	PSNR	SSIM	VQM	OMW	OMWV	MOS	PSNR	SSIM	VQM	OMW	OMWV
2	2,64	38,18	,9139	0,982	60,99	64,09	1,67	30,67	0,7541	3,0298	149,0765	156,2585
4	3,06	39,08	,9371	0,872	54,63	56,33	4,31	32,21	0,8067	2,6845	124,1832	128,3887
264	4,31	41,05	,9657	0,737	43,67	43,30	3,61	32,74	0,8177	2,6381	117,2832	119,6674
2_4	1,53	35,85	,9087	1,185	69,73	72,30	2,64	30,31	0,7493	3,2564	153,7465	160,0517
2_264	1,81	36,33	,9251	1,110	67,51	71,46	1,94	30,49	0,7590	3,1818	151,9815	159,8256
4_2	1,39	35,91	,8967	1,212	69,96	72,51	4,03	30,80	0,7624	3,1876	145,2072	150,2352
4_264	2,36	36,32	,9372	1,090	65,10	67,87	3,75	31,55	0,7932	2,9454	132,6354	136,473
264_2	2,22	36,68	,9063	1,127	67,09	70,34	5	30,88	0,7563	3,1810	142,7504	145,2974
264_4	2,78	36,35	,9313	1,105	64,55	66,05	3,47	31,73	0,7920	2,9213	129,2177	130,7699
Korelacja z MOS		,9095	,8717	-,9354	-,9557	-,9569	→	,4467	,3847	-,2477	-,5117	-,5648

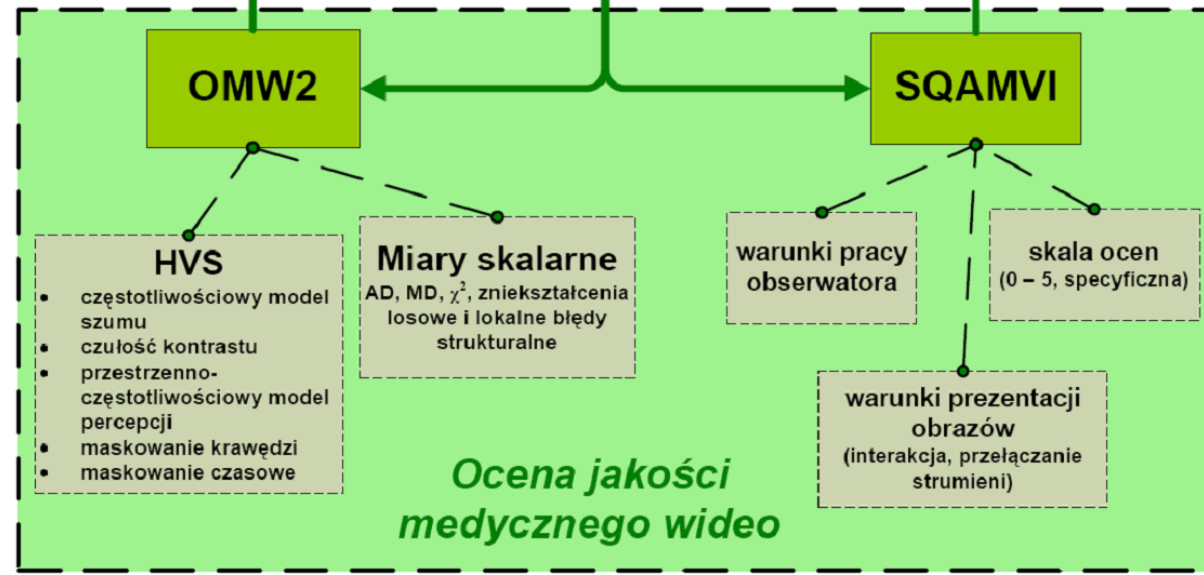
Koncepcje metody oceny zintegrowanej, zobiektywizowanej



Liczbowy poziom zniekształceń
(automatyczna kontrola jakości, optymalizacja kodowania)

Wideo
(źródłowe/ kodowane/ transkodowane)

MOS
(weryfikacja, optymalizacja OMW2)



WIARYGODNOŚĆ OBRAZÓW – OCENA

Modele pracy obserwatora

- Określenie ROI
- Semantyka (ontologia)
- Proces interpretacji treści (protokoły, realia, model zmienności)
- Charakterystyka form wykorzystania danych (uwzględnienie zróżnicowanych celów diagnostyki)



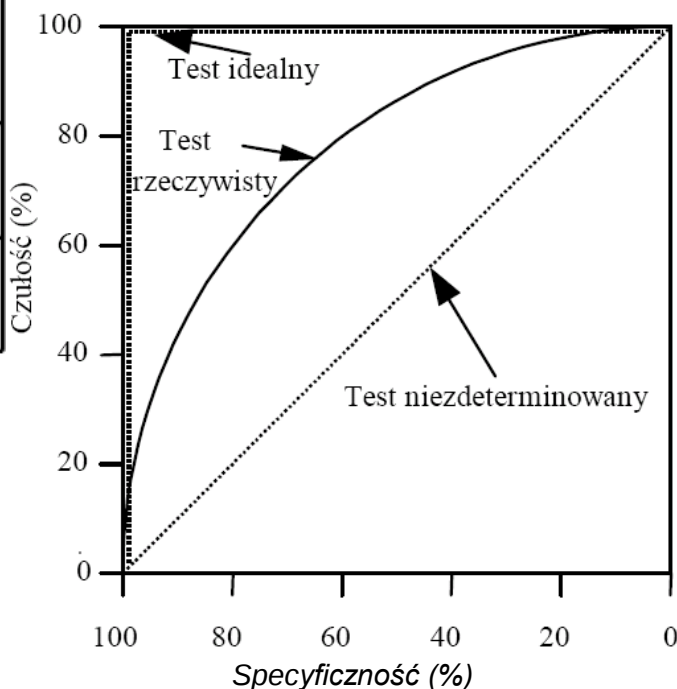
Ocena wiarygodności diagnostycznej obrazów

Oceniana jest użyteczność w diagnozie

- Potrzeba dużych zbiorów wiarygodnych danych testowych (wysokie koszty)
 - Konieczny jest wiarygodny zespół ekspertów do weryfikacji (wysokie koszty)
 - Ustalenie 'złotego standardu' (wysokie koszty)
 - Projektowanie (uwarunkowania) i realizacja testu (wysokie koszty)
 - Statystyczne metody analizy, weryfikacja hipotez (trudne zadanie)
 - Formułowanie wniosków
-

Testy oceny klinicznej

		Warunki wyznaczone przez „złoty standard”		Wartości predykcyjne
		Patologia	Norma	
Wynik testu	Dodatni (+)	Prawdziwie dodatni <i>True Positive, TP</i>	Fałszywie dodatni <i>False Positive, FP</i> (błąd I rodzaju)	Dodatnia $PPV = TP / (TP + FP)$
	Ujemny (-)	Fałszywie ujemny <i>False Negative, FN</i> (błąd II rodzaju)	Prawdziwie ujemny <i>True negative, TN</i>	Ujemna $NPV = TN / (TN + FN)$
Współczynniki oceny jakości testu		Czułość = $TP / (TP + FN)$	Specyficzność = $TN / (TN + FP)$	



- Reprezentatywny zbiór badań testowych
- Detekcja patologii
- Czułość, specyficzność
- Krzywa ROC, modyfikacje
- Weryfikacja hipotez statystycznych
 - duża złożoność i czasochłonność,
 - wykorzystanie subiektywnych opinii lekarzy-specjalistów w danej dziedzinie, przy jednoczesnym dążeniu do maksymalnej obiektywizacji tych ocen,
 - stworzenie warunków oceny jakości obrazów rekonstruowanych zbliżonych do codziennej praktyki lekarskiej.

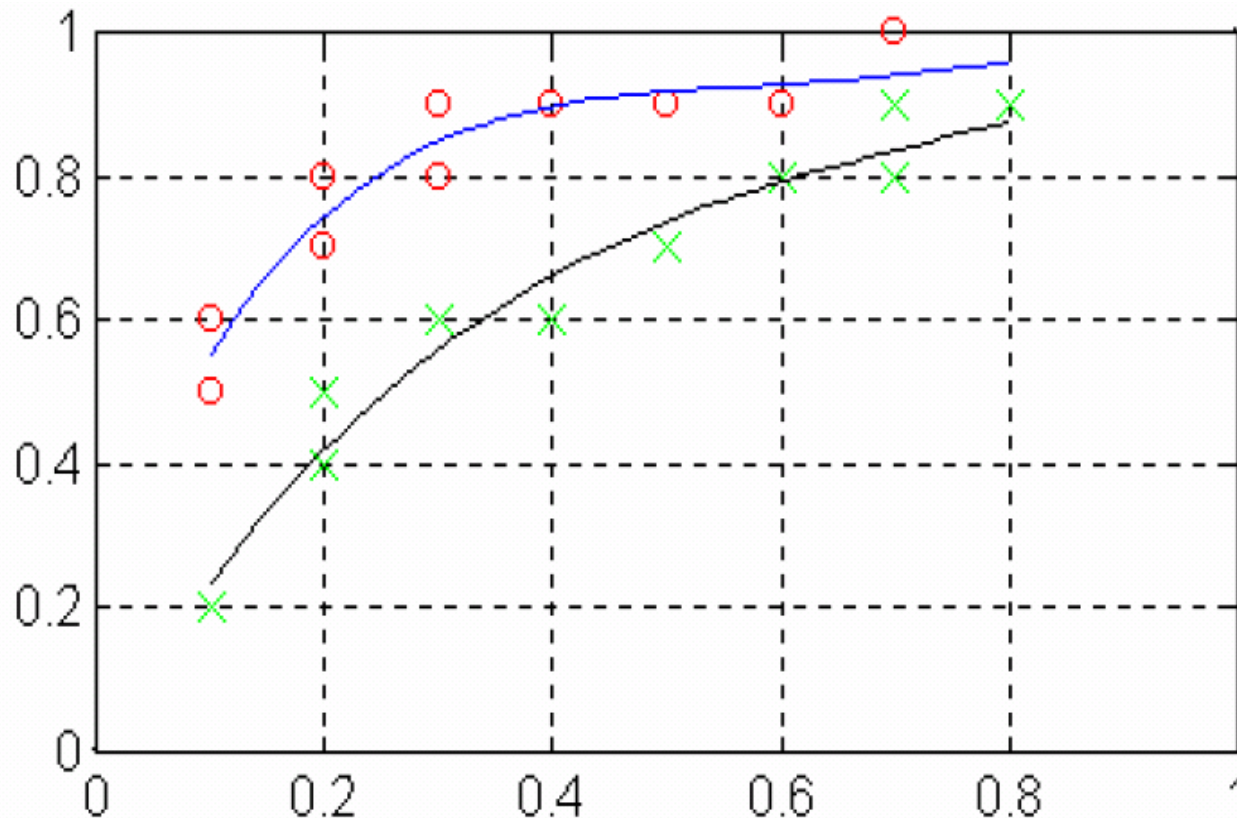
Dalsza charakterystyka

Cechy:

- częste wykorzystywanie krzywej ROC, stosowanie wielostopniowej skali ocen np. pięciostopniowej (pewna cecha jest zdecydowanie obecna, prawdopodobnie obecna, może obecna, prawdopodobnie nieobecna lub też definitywnie nieobecna),
 - specjaliści są wcześniej przygotowywani do podejmowania decyzji w przełożeniu na skalę ocen,
 - zapewnia się takie warunki testu, które z jednej strony jak najbardziej odpowiadają konkretnym warunkom pracy, z drugiej zaś ograniczają do minimum czynniki zakłócające obiektywną oceną (proces uczenia, skojarzenia, zmienne warunki obserwacji itd.),
 - wyniki decyzji poszczególnych specjalistów podlegają następnie analizie statystycznej w celu wyznaczenia sumarycznych wskaźników wyrażających ocenę jakości obrazów.
-

Przypomnienie – wykreślanie krzywej

lekarze		1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
CR=10	Npp	9	5	6	9	9	10	8	8	9	7
	Nfp	5	1	1	3	4	7	2	3	6	2
CR=25	Npp	6	2	5	7	9	9	8	6	8	4
	Nfp	4	1	2	5	7	8	6	3	7	2



$N_{pat}=10$

$N_{norm}=10$