

# OBRAZ

Obraz to kompozycja:

- tła
- konturów
- tekstur



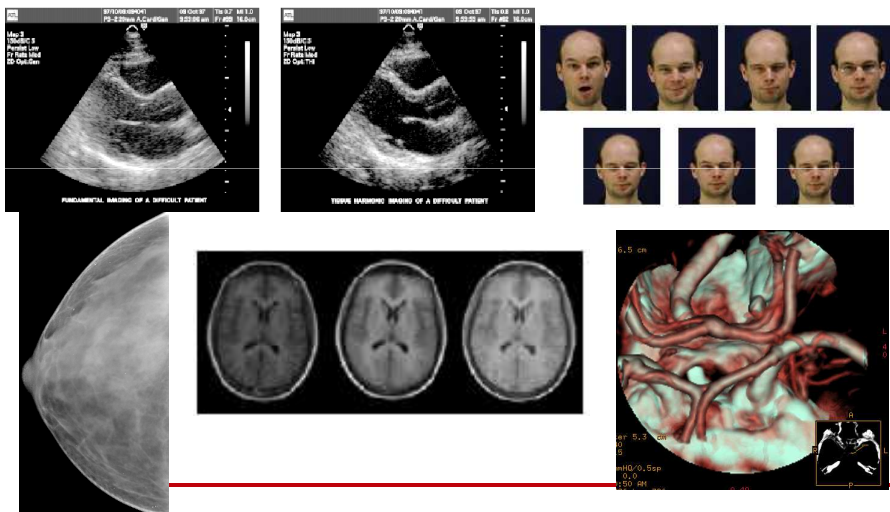
$$f \in \mathbf{R}^{M \times N \times k}$$

Dwuwymiarowa struktura: macierz (matryca)  $M \times N$  o  $k$ -komponentach, określonej dynamice wartości oraz rozdzielczości (przestrzennej dokładności) prezentowanej informacji przestrzennej

PODSTAWY TECHNIK MULTIMEDIALNYCH, A.Przelaskowski

## MEDIA - OBRAZ

Informacja ukryta w teksturach,  
hierarchii krawędzi

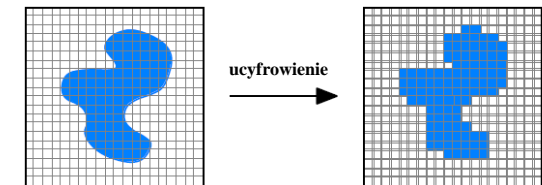
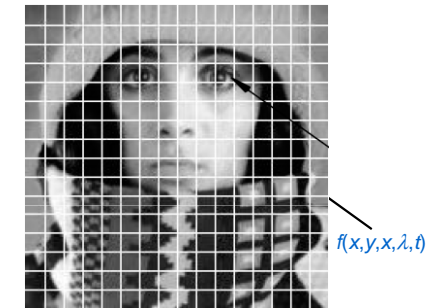


Operacje na obrazie

- akwizycja  
źródło  $\Rightarrow$  obraz
- przetwarzanie obrazu (wstępne, poprawa jakości)  
obraz  $\Rightarrow$  obraz
- analiza (segmentacja, ekstrakcja cech, klasyfikacja, rozpoznanie)  
obraz  $\Rightarrow$  miary, opis numeryczny
- interpretacja (rozumienie)  
obraz  $\Rightarrow$  opis wyższego poziomu

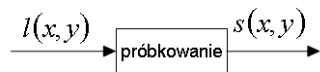
# Ucyfrowienie obrazów

- Przetwarzanie a/c
- Detektory cyfrowe

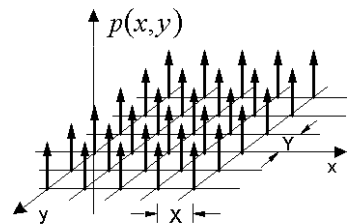
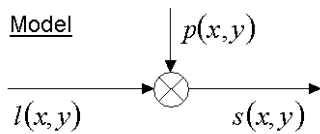


# OBRAZ - AKWIZYCJA

## Próbkowanie 2W



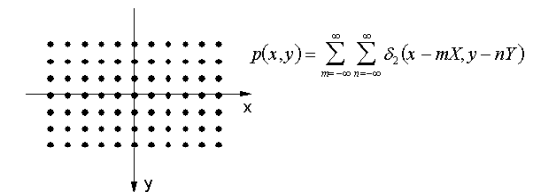
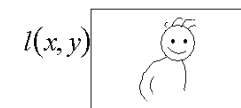
Model



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

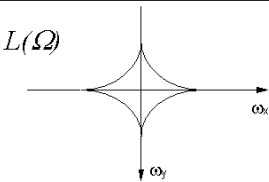
## Próbkowanie 2W

w dziedzinie czasu

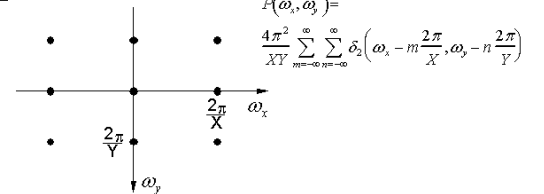


w dziedzinie częstotliwości

$L(\Omega)$

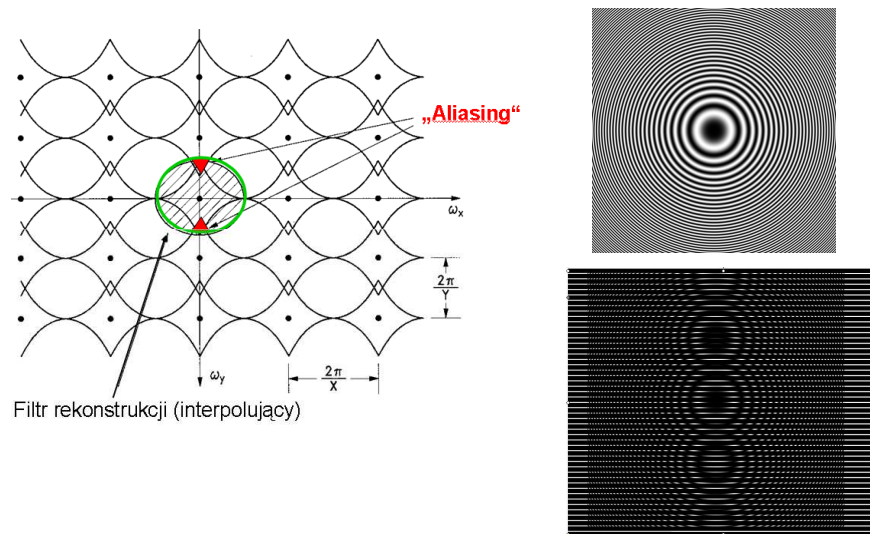


sygnał ciągły

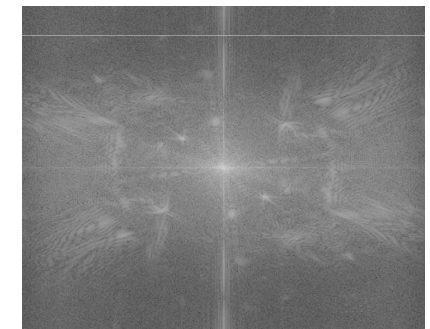


funkcja próbkująca

## Problemy rekonstrukcji



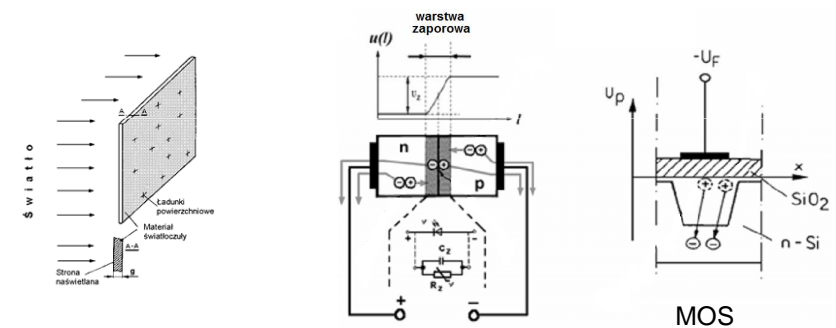
## Efekty aliasingu



## Analizatory obrazów (przetwornik wizyjny - rejestrator)

- **Urządzenia służące do rejestracji obrazów**, tj. konwersji energii promieniowania optycznego (obrazu optycznego) na energię elektryczną sygnału wizyjnego
- Podstawowe zjawisko fizyczne – **efekt fotoelektryczny** (fotoefekt) uwalniania elektronów (przenoszenie z pasma podstawowego do pasma przewodzenia) z atomów poprzez absorpcję energii fotonów
- Proces rejestracji: **konwersja** energii optycznej na elektryczną w materiale światłoczułym (półprzewodnik), **gromadzenie** energii elektrycznej oraz jej **odczyt** z zachowaniem informacji o położeniu

## Uwalnianie i gromadzenie ładunku



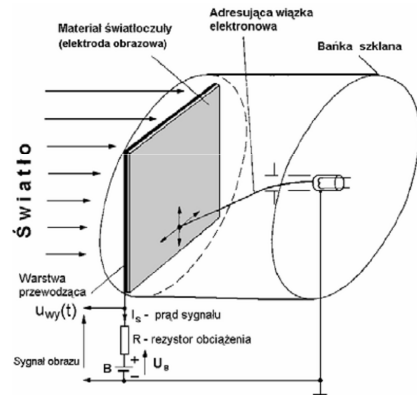
Element światłoczuły

Struktura bipolarna

MOS

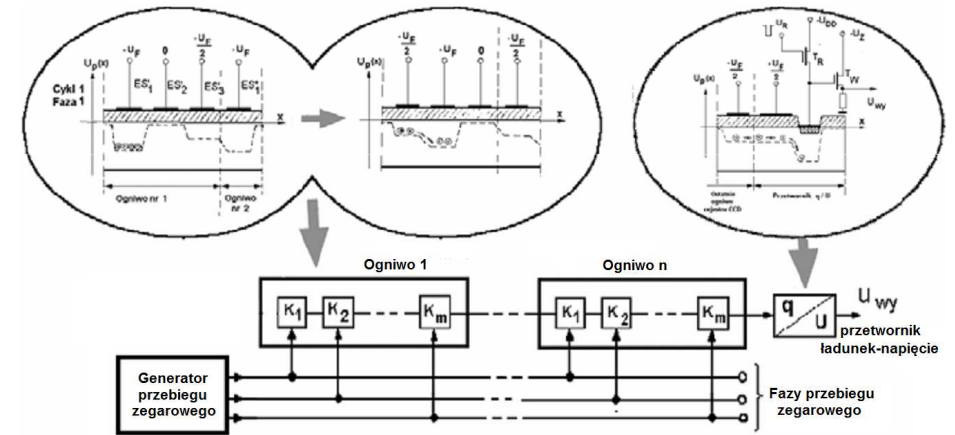
## Adresowanie w celu odczytu

- Analogowo za pomocą lampy analizującej, przemiatającej wiązką elektronów (sterowaną za pomocą pól magnetycznych i elektrycznych) powierzchnię detektora dając sygnał proporcjonalny do rezystywności danego obszaru.

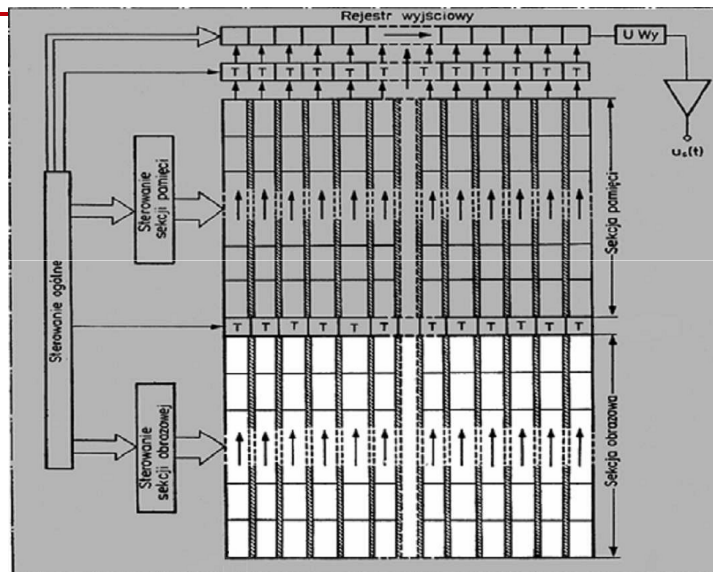


- Cyfrowo za pomocą rejestrów przesuwnych łączonych w kaskady, sterowanych sygnałem taktowanym, z przesuwem nośników do wzmacniacza ładunkowego

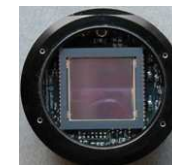
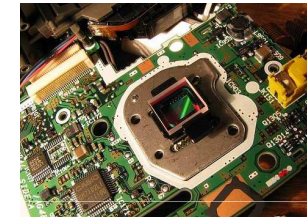
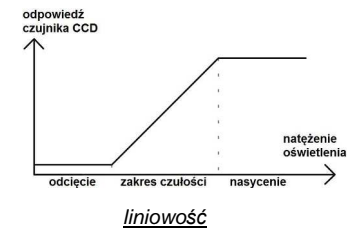
## Adresowanie, przesuwanie i odczyt ładunku (CCD)



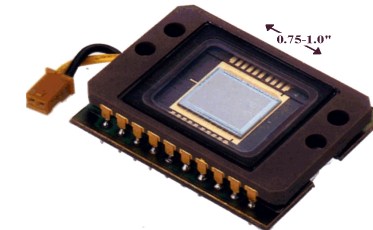
## Rejestrator CCD obrazu



## REJESTRATORY CCD



17 milionów pikseli 9  $\mu\text{m}$

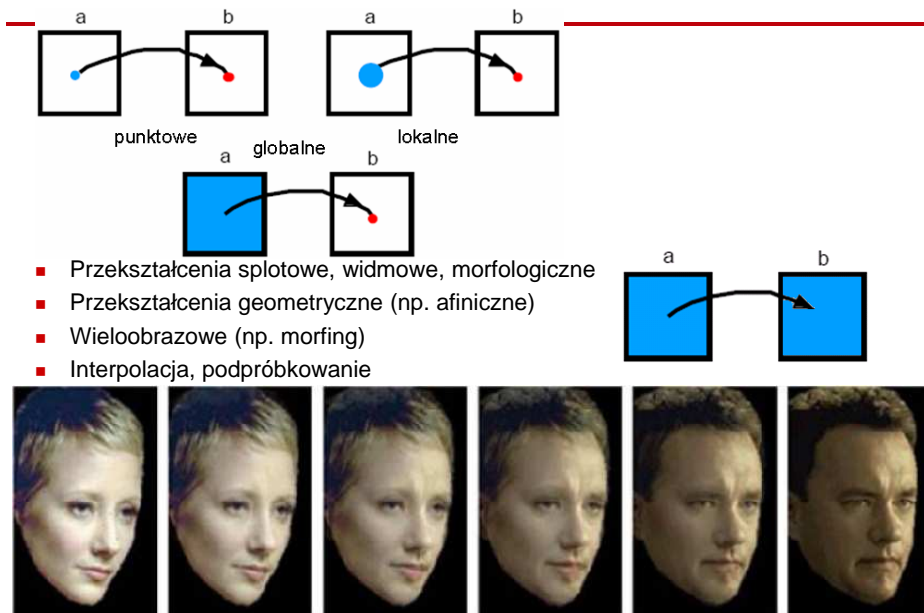


## Przetwarzanie obrazów

- Poprawa percepcji
- Poprawa jakości
- Normalizacja
- Skuteczniejsza analiza i interpretacja

## OBRAZ - PRZETWARZANIE

### Operacje na obrazie



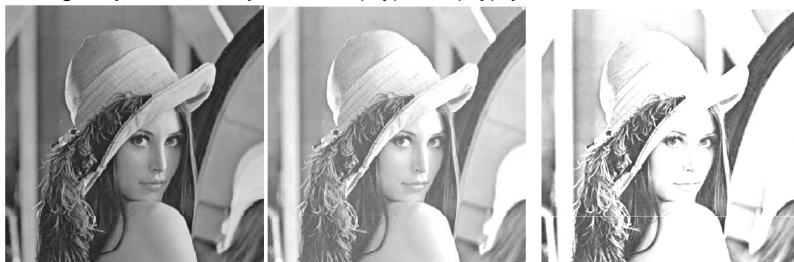
### Przekształcenia geometryczne (obiektowe)

- Translacje, obroty, odbicia, skalowanie, zniekształcanie itd..



## Przekształcenia punktowe (pikselowe)

- Regulacja kontrastu, jasności:  $f'(x,y) = k \cdot f(x,y) + j$



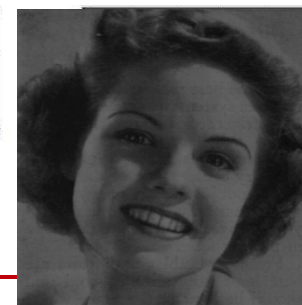
- Korekcja gamma, pierwiastkowanie, logarytmowanie



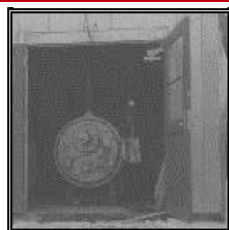
## Korekcja histogramu



- Rozciąganie
- Wyrównywanie



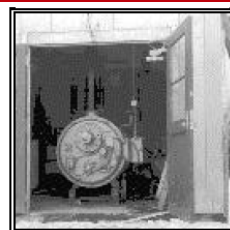
## Korekcja histogramu –cd.



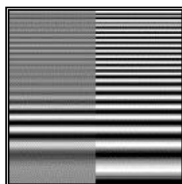
oryginał



rozciganie histogramu



wyrównanie histogramu



↑ before after ↑



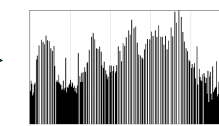
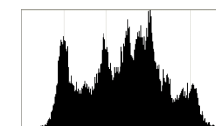
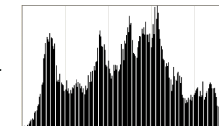
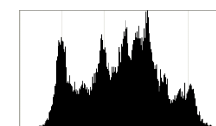
↑ before after ↑



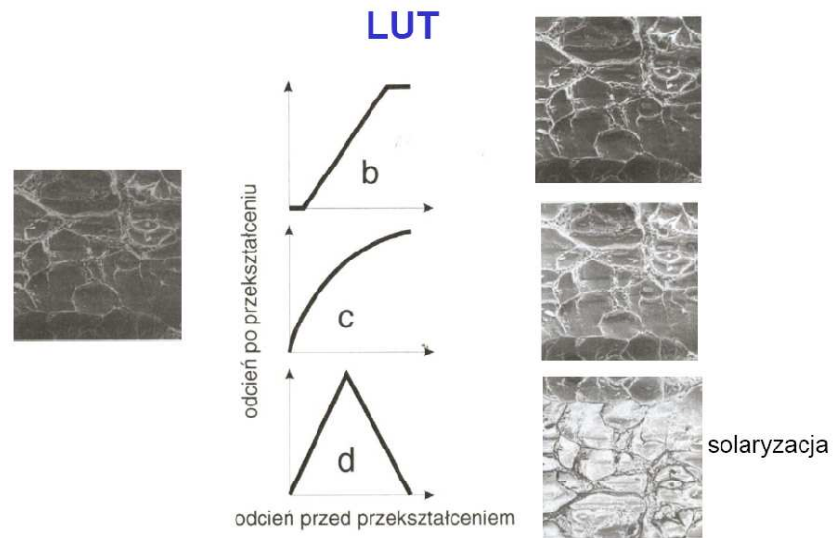
↑ before after ↑

lokalne rozciąganie histogramu

## Rozciąganie i wyrównywanie histogramu



## Operacje LUT



## Wizualizacja



## Operacje kontekstowe

- Filtracje (splot)
- Filtracje (widmowe)
- Nieliniowe (max, min, mod, mediana, ...)

## Filtracje

- Mediana w obrębie kontekstu
- Modalne
- Max i Min



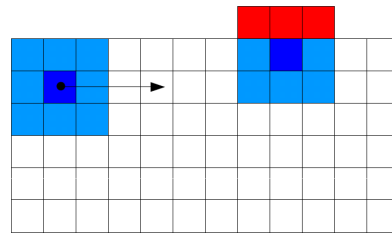
## Filtracja (kontekstowa)

- Metoda splotu w dziedzinie obrazu

$$\tilde{f}(x, y) = \sum_i \sum_j h(i, j) f(x-i, y-j)$$

filtr

obraz



- Metoda mnożenia w dziedzinie częstotliwości

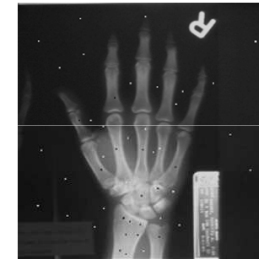
Selekcja widma w schemacie: transformacja prosta -  
mnożenie - transformacja odwrotna



Wygładzanie,  
odszumianie

$$\frac{1}{16} \begin{bmatrix} 1 & 2 & 1 \\ 2 & 4 & 2 \\ 1 & 2 & 1 \end{bmatrix}$$

odszumianie



f. medianowy

$$\frac{1}{9} \begin{bmatrix} 1 & 1 & 1 \\ 1 & 1 & 1 \\ 1 & 1 & 1 \end{bmatrix}$$

f. uśredniający



## Uśrednianie



3x3

5x5

## Wykrywanie i wyostżanie krawędzi

- Operatory standardowe

$$\Delta f_x = \begin{bmatrix} 0 & 0 & 0 \\ -1 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 \end{bmatrix} \quad \Delta f_y = \begin{bmatrix} 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 \\ 0 & -1 & 0 \end{bmatrix}$$



- Operatory Roberts'a

$$\Delta f_x = \begin{bmatrix} 0 & 0 & -1 \\ 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 \end{bmatrix} \quad \Delta f_y = \begin{bmatrix} 0 & -1 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \\ 0 & 0 & 0 \end{bmatrix}$$

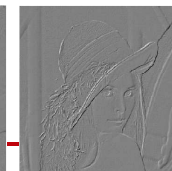
- Operatory Prewitta

$$\Delta f_x = \begin{bmatrix} -1 & 0 & 1 \\ -1 & 0 & 1 \\ -1 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad \Delta f_y = \begin{bmatrix} 1 & 1 & 1 \\ 0 & 0 & 0 \\ -1 & -1 & -1 \end{bmatrix}$$

- Operatory Sobela

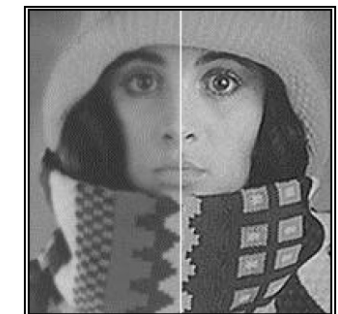
$$\Delta f_x = \begin{bmatrix} -1 & 0 & 1 \\ -2 & 0 & 2 \\ -1 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad \Delta f_y = \begin{bmatrix} 1 & 2 & 1 \\ 0 & 0 & 0 \\ -1 & -2 & -1 \end{bmatrix}$$

efekt f. Roberts'a



f. wyostżający

$$\begin{bmatrix} -1 & -1 & -1 \\ -1 & 9 & -1 \\ -1 & -1 & -1 \end{bmatrix}$$





# Efekty filtracji krawędziowych

$$\begin{bmatrix} -1 & -1 & -1 \\ 0 & 0 & 0 \\ 1 & 1 & 1 \end{bmatrix}$$

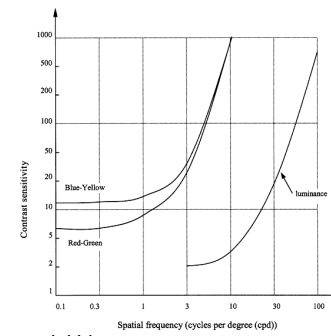
$$\begin{bmatrix} -1 & 0 & 1 \\ -1 & 0 & 1 \\ -1 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

$$\begin{bmatrix} 1 & 1 & 1 \\ -1 & -2 & 1 \\ -1 & -1 & 1 \end{bmatrix}$$

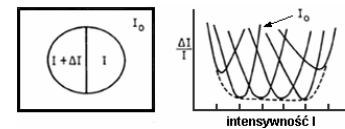
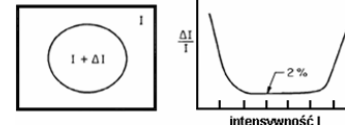
$$\begin{bmatrix} -1 & 0 & 1 \\ -2 & 0 & 2 \\ -1 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

$$\begin{bmatrix} 0 & -1 & 0 \\ -1 & 4 & -1 \\ 0 & -1 & 0 \end{bmatrix}$$

# HVS



czułość kontrastu



	0%	1%	2%	3%	4%
<i>koło o stałej jasności</i>					
<i>tło o stałej jasności</i>					
<i>tło różne</i>					
<i>tło jak prawa połówka</i>					

# Poprawa percepcji - pamiętajmy o iluzjach

# Interpolacja, podpróbkiwanie

Niska rozdzielczość

Interpolacja

Wyższa rozdzielczość

## Interpolacja

- 128x128 → 256x256



## OBRAZ - ANALIZA

## Analiza - segmentacja

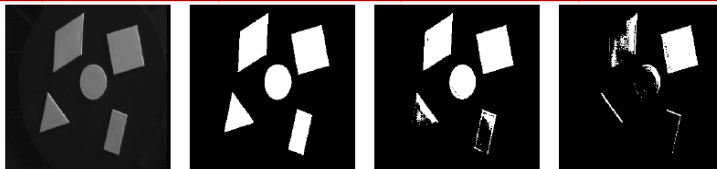
- Obrazowe

- Obszarowe
  - Grupowanie (k-średnich, FCM)
  - Drzewo czwórkowe
  - Wododziały
  - Rozrost regionów
  - Metody punktowe (histogramowe)
- Konturowe
- Probabilistyczne
- Transformacyjne

- Obiektowe

- Manualny obrys
- Aktywne kontury
- Atlasy

- Hybrydowe



## Segmentacja - rozrost



## Segmentacja twarzy



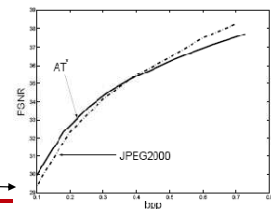
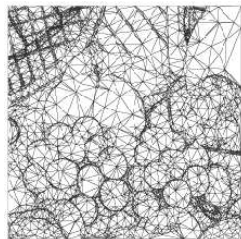
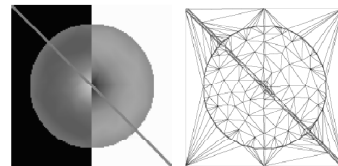
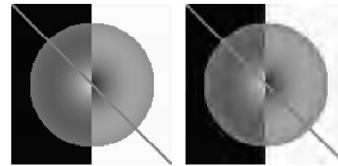
## Modele geometryczne, czyli rozkład prymitywów



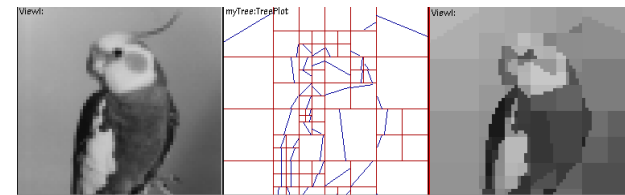
AT\*: 0.18 bpp, 32.38 dB



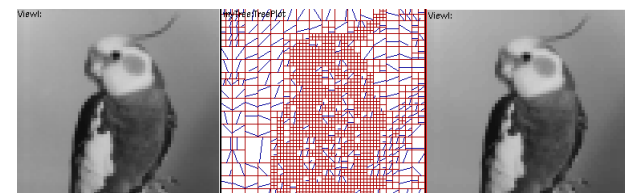
AT\*: 0.15 bpp, 31.48 dB



## Baza geometryczna, czyli wedgelets

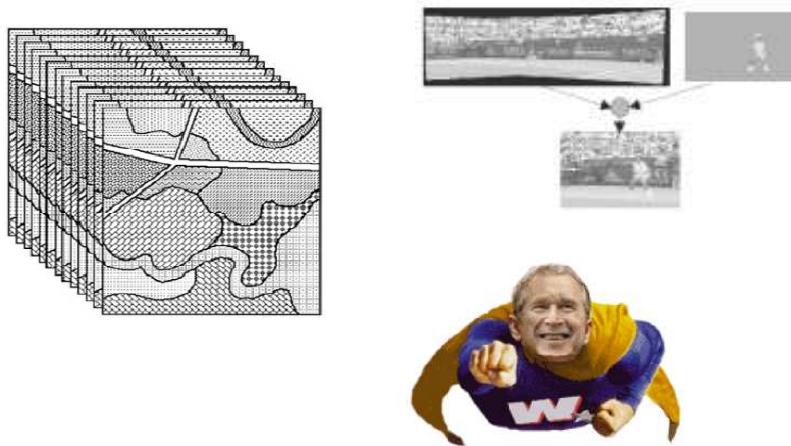


zgrubnie



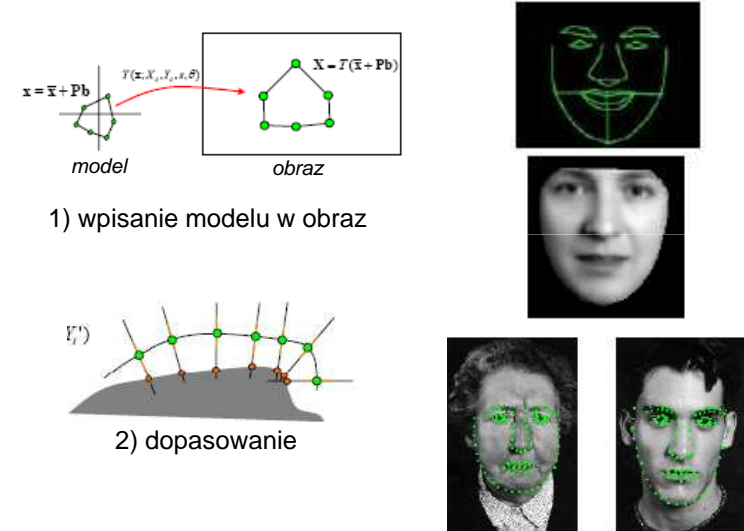
dokładniej

## Modele obiektowe: segmentacja obiektów w obrazie



opis wyższego rzędu – obiekty zamiast prymitywów

## Modele obiektowe, czyli pasowanie wzorców (dane treningowe)



## Statystyczne modele informacji obrazowej

- Zmienna losowa  $X$  – proces (łańcuch) losowy  $(X_t, t)$  – pole losowe i szereg czasowy
- Modelowanie pikseli i kontekstów: modele z pamięcią (Markowa)
- Model obrazu: mieszanina regionów (pól) niezależnych

## Łańcuch (model) Markowa

- skończone łańcuchy losowe działające w czasie dyskretnym
- niepusty zbiór stanów odnosi się do naturalnego alfabetu zdarzeń i zależy od wielkości kontekstu modelu

$$A_C = \{\mathbf{b}_i\}_{i=1, \dots, K}$$

- wyjście stanów jest zdeterminowane (alfabet obserwacji)

$$A_O = \{a_j\}_{j=1, \dots, N}$$

- łańcuch Markowa rzędu  $m$  (wymiar wektora kontekstu  $\mathbf{b}$ )

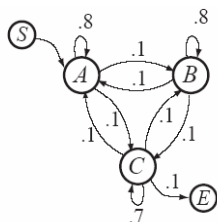
$$p_{i,j} = P(q_t = a_j \mid q_{t-1, t-2, \dots, t-m} = (a_i, \dots, a_i) = \mathbf{b}_i)$$

definiowany przez macierz przejść:

$$M = (p_{i,j})_{\mathbf{b}_i \in A_C, a_j \in A_O}, \quad \sum_{a_j \in A_O} p_{i,j} = 1 \quad \forall i$$

## Model Markowa

- następny stan zależy od obecnego, model ma zdeterminowane wyjście, nie zależy od  $t$
- przykład modelu rzędu 1 z alfabetem  $\{A,B,C\}$



$p_{ij}$	$b_j = a_j$				
	S	A	B	C	E
S	0	1	0	0	0
A	0	.8	.1	.1	0
B	0	.1	.8	.1	0
C	0	.1	.1	.7	.1
E	0	0	0	0	1

S A A A A A A A A B B B B B B B B B B C C C C B B B B B B C E

- skończona liczba stanów zależy od rzędu modelu i rozmiaru alfabetu  $A_0$

## Analiza funkcjonalna

- Cechy obrazów: skalowalność w 'rosnącej dziedzinie'
- Funkcja opisem informacji
- Dobieramy funkcję przybliżającą z sieci aproksymacji danego kodera (możliwie małolicznej względem błędu aproksymacji)
- Entropia Kołmogorowa
- Narzędzie: analiza funkcjonalna (harmoniczna)

## Nowe modele informacji: Analiza funkcjonalna

Sygnał skończony o ograniczonej energii

ciągły  $\rightarrow s(t) \in L^2$ , czyli  $\int_{-\infty}^{+\infty} s^2(t) dt < +\infty$

dyskretny  $\rightarrow s \in l^2$ , czyli  $\sum_n s_n^2 < +\infty$

ANALIZA  
FUNKCJONALNA

Interpolacja sygnału za pomocą bazy funkcji  $\phi$

$$s = \sum_n a_n \phi_n, \text{ gdzie } a_n = \langle s, \phi_n \rangle = \sum_n s_n \rho_n$$

Aproksymacja za pomocą mało licznej bazy (oszczędna reprezentacja):

$$s = \sum_{n=1}^M a_n \phi_n$$

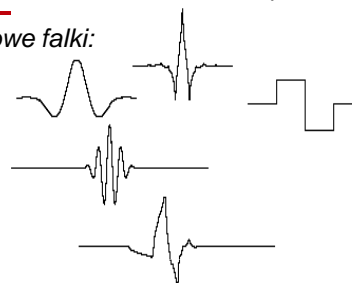
liniowa

$$s = \sum_{n \in A_M} a_n \phi_n$$

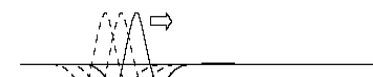
nieliniowa ( $A_M$  jest zbiorem  $M$  największych współczynników)

## Baza falkowa: dopasowana do cech sygnału (obrazu?)

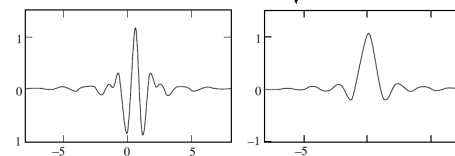
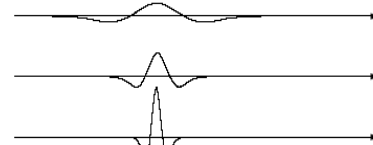
przykładowe falki:



baza falkowa: translacja

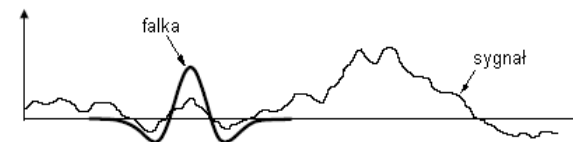


skalowanie

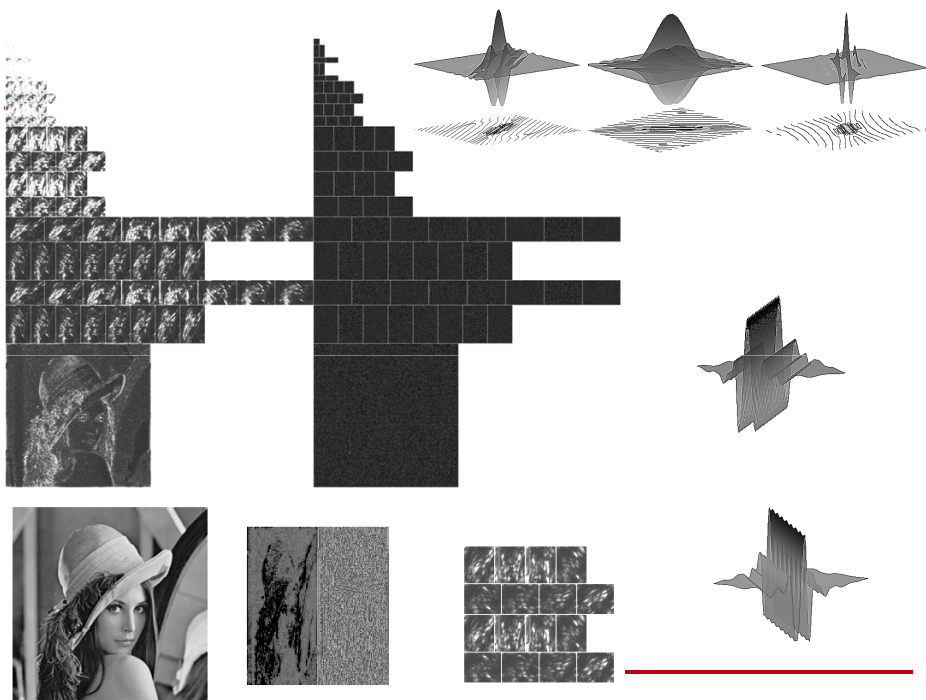


falka Meyera wraz z funkcją

skalującą



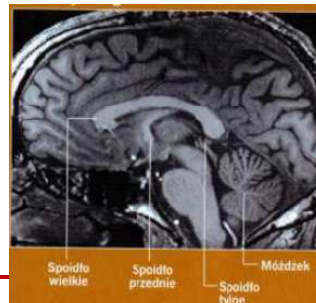
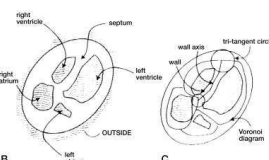
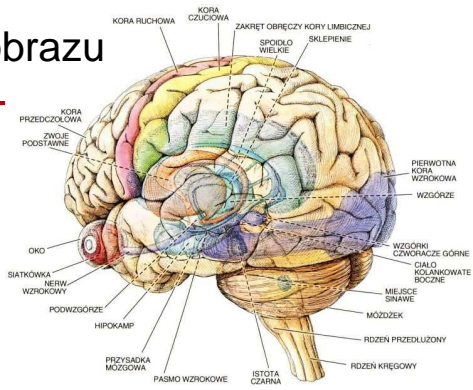
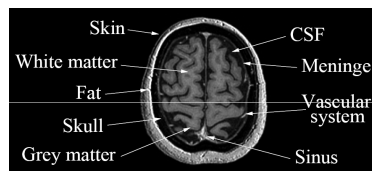
talkowy opis sygnału



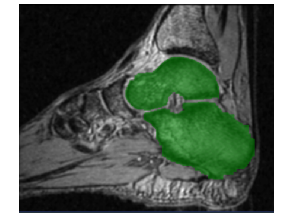
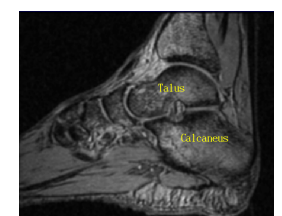
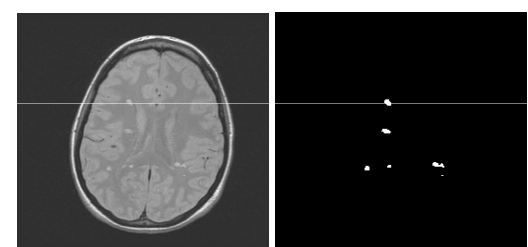
# OBRAZ - INTERPRETACJA

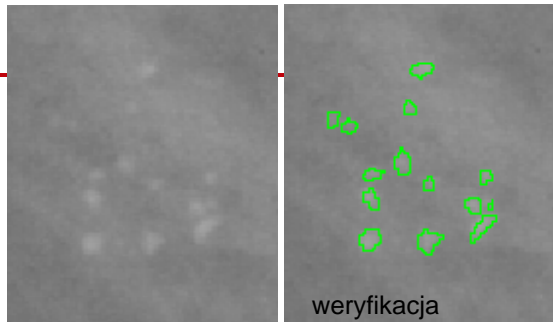
## Semantyczny model obrazu

Uwzględnić znaczenie obiektów, rozpoznanie treści umożliwiając jego interpretację

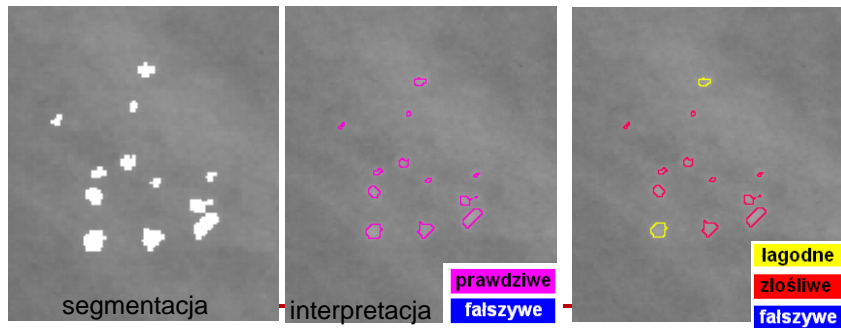


## Segmentacja patologii

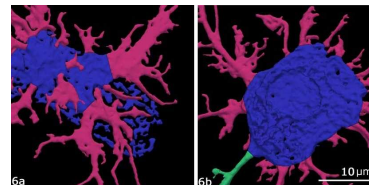




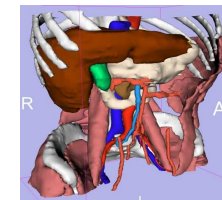
## Interpretacja – rozpoznanie patologii



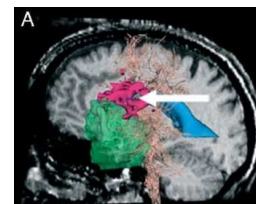
## Przykłady – 3DSlicer



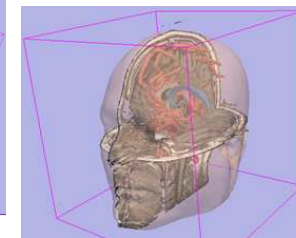
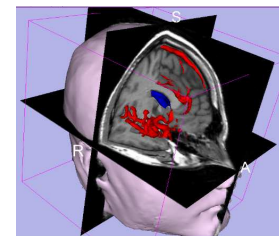
Neurony jelita cienkiego



Kości i duże naczynia

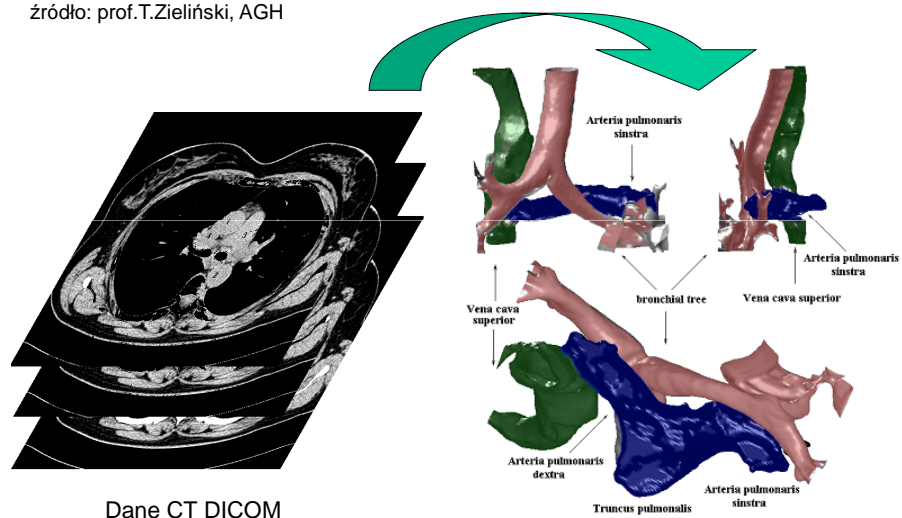


Chirurgia: fMRI i DECS



## Segmentacja CT płuc (m. wododziału)

źródło: prof.T.Zieliński, AGH



Dane CT DICOM