Analiza cech obrazu

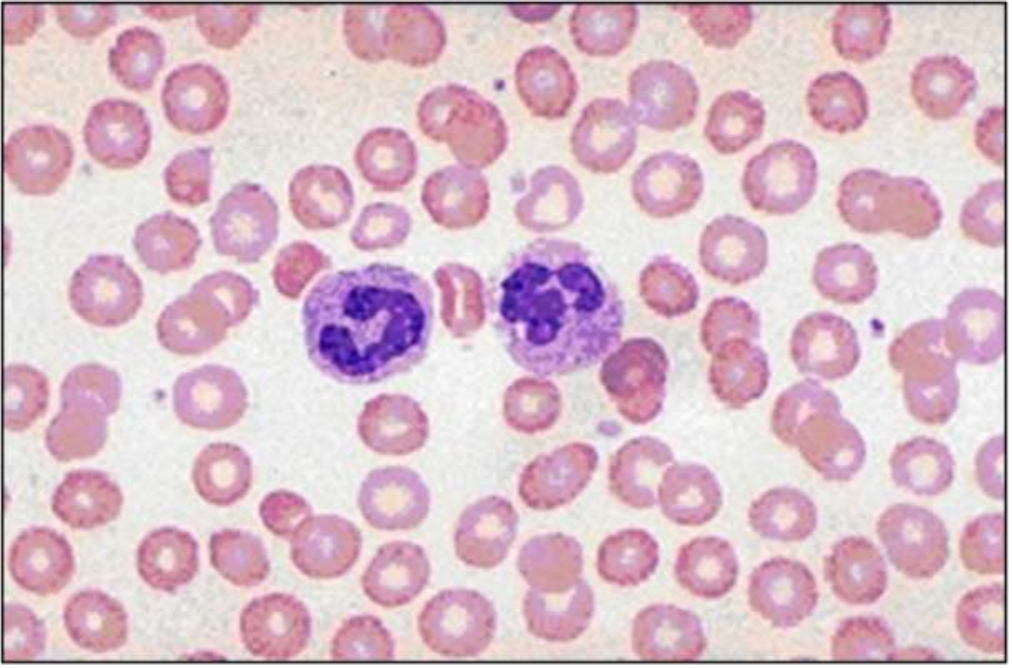
Współczynniki kształtu

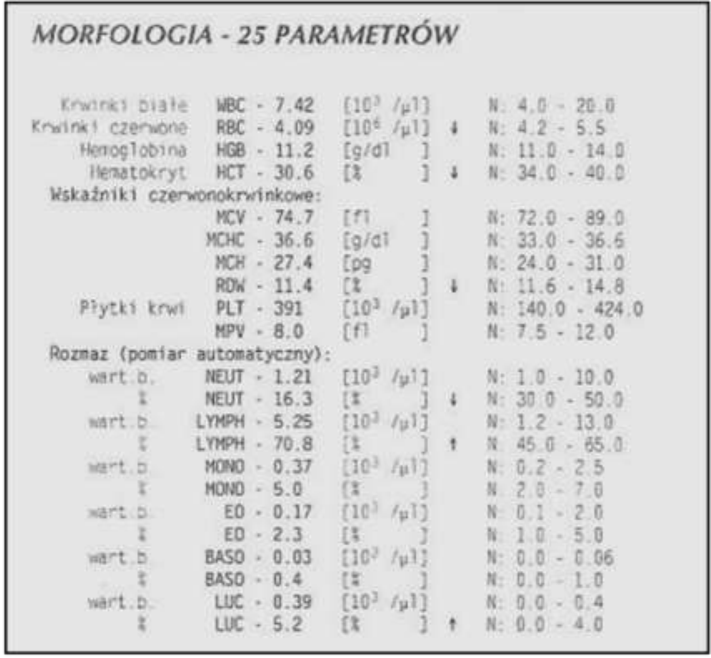
&

Momenty geometryczne
a także tekstury

Analiza obrazu, która może być przeprowadzona po segmentacji przewiduje w pierwszej kolejności różne pomiary wykonywane na obiektach wydzielonych podczas procesu segmentacji

Analiza obrazu powoduje radykalną redukcję objętości informacyjnej wykorzystywanych danych





MORFOLOGIA - 25 PARAMETRÓW

Krwinki białe	WBC	7.42	[10^3 /μl]		N: 4.0 - 20.0
Krwinki czerwone	RBC	4.09	[10^6 /μl]	↓	N: 4.2 - 5.5
Hemoglobina	HGB	11.2	[g/dl]		N: 11.0 - 14.0
Hematokryt	HCT	30.6	[%]	↓	N: 34.0 - 40.0
Wskaźniki czerwonokrwinkowe:					
	MCV	74.7	[fl]		N: 72.0 - 89.0
	MCHC	36.6	[g/dl]		N: 33.0 - 36.6
	MCH	27.4	[pg]		N: 24.0 - 31.0
	RDW	11.4	[%]	↓	N: 11.6 - 14.8
Płytki krwi	PLT	391	[10^3 /μl]		N: 140.0 - 424.0
	MPV	8.0	[fl]		N: 7.5 - 12.0
Rozmaz (pomiar automatyczny):					
wart.b.	NEUT	1.21	[10^3 /μl]		N: 1.0 - 10.0
%	NEUT	16.3	[%]	↓	N: 30.0 - 50.0
wart.b.	LYMPH	5.25	[10^3 /μl]		N: 1.2 - 13.0
%	LYMPH	70.8	[%]	↑	N: 45.0 - 65.0
wart.b.	MONO	0.37	[10^3 /μl]		N: 0.2 - 2.5
%	MONO	5.0	[%]		N: 2.0 - 7.0
wart.b.	EO	0.17	[10^3 /μl]		N: 0.1 - 2.0
%	EO	2.3	[%]		N: 1.0 - 5.0
wart.b.	BASO	0.03	[10^2 /μl]		N: 0.0 - 0.06
%	BASO	0.4	[%]		N: 0.0 - 1.0
wart.b.	LUC	0.39	[10^3 /μl]		N: 0.0 - 0.4
%	LUC	5.2	[%]	↑	N: 0.0 - 4.0

Analiza obrazu cech obrazu pozwala ujawnić i ocenić te ich właściwości, które we wzrokowo ocenianym obrazie bezpośrednio widoczne nie są.

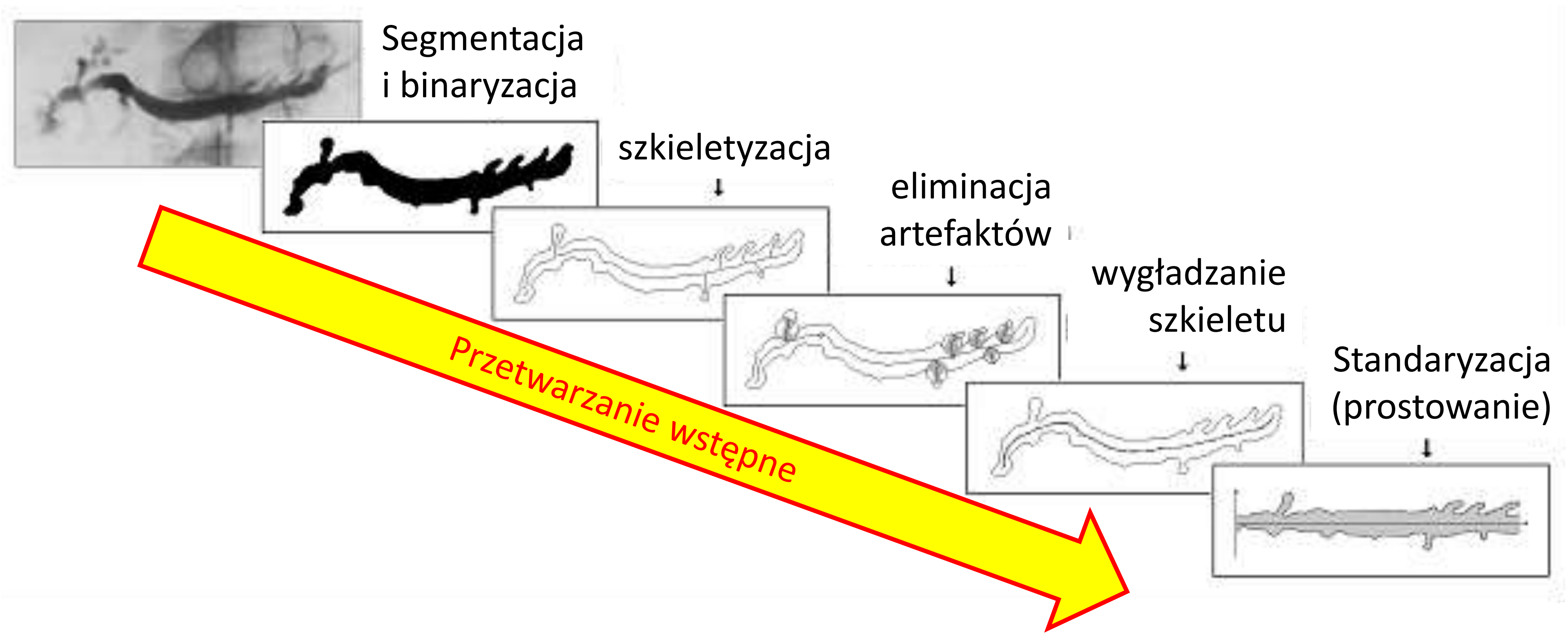
Wydobywanymi i opisywanymi cechami mogą być proste parametry takie jak rozmiar albo kolor obiektu, albo trudniej wyrażalne ilościowo cechy, takie jak kształt czy tekstura.

W pogłębionej analizie bierze się także pod uwagę bardziej złożone cechy - na przykład parametry rozkładów.

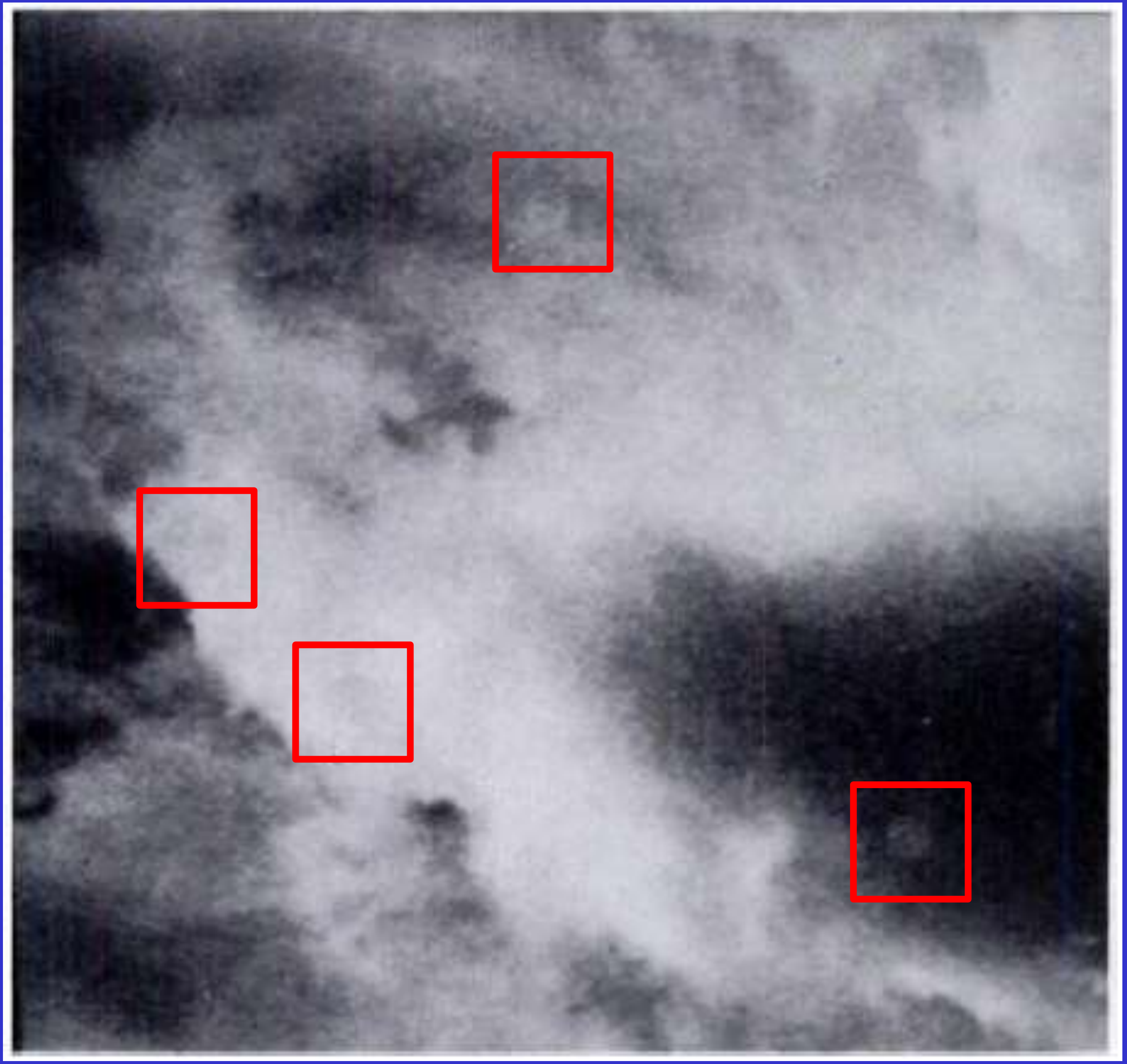
Sięga się też do współczynników uzyskiwanych za pomocą różnych przekształceń obrazu (na przykład falkowych).

Celem analizy jest tworzenie maksymalnie upakowanej i zdekorelowanej przestrzeni cech, w której można mówić o koncentracji najważniejszych atrybutów sygnału.

Analiza obrazu musi być poprzedzona jego wstępnym przetworzeniem



Ocena wzrokowa obrazu bywa bardzo trudna



Symptomem choroby jest to, co na obrazie zdrowego narządu jest **nienormalne**

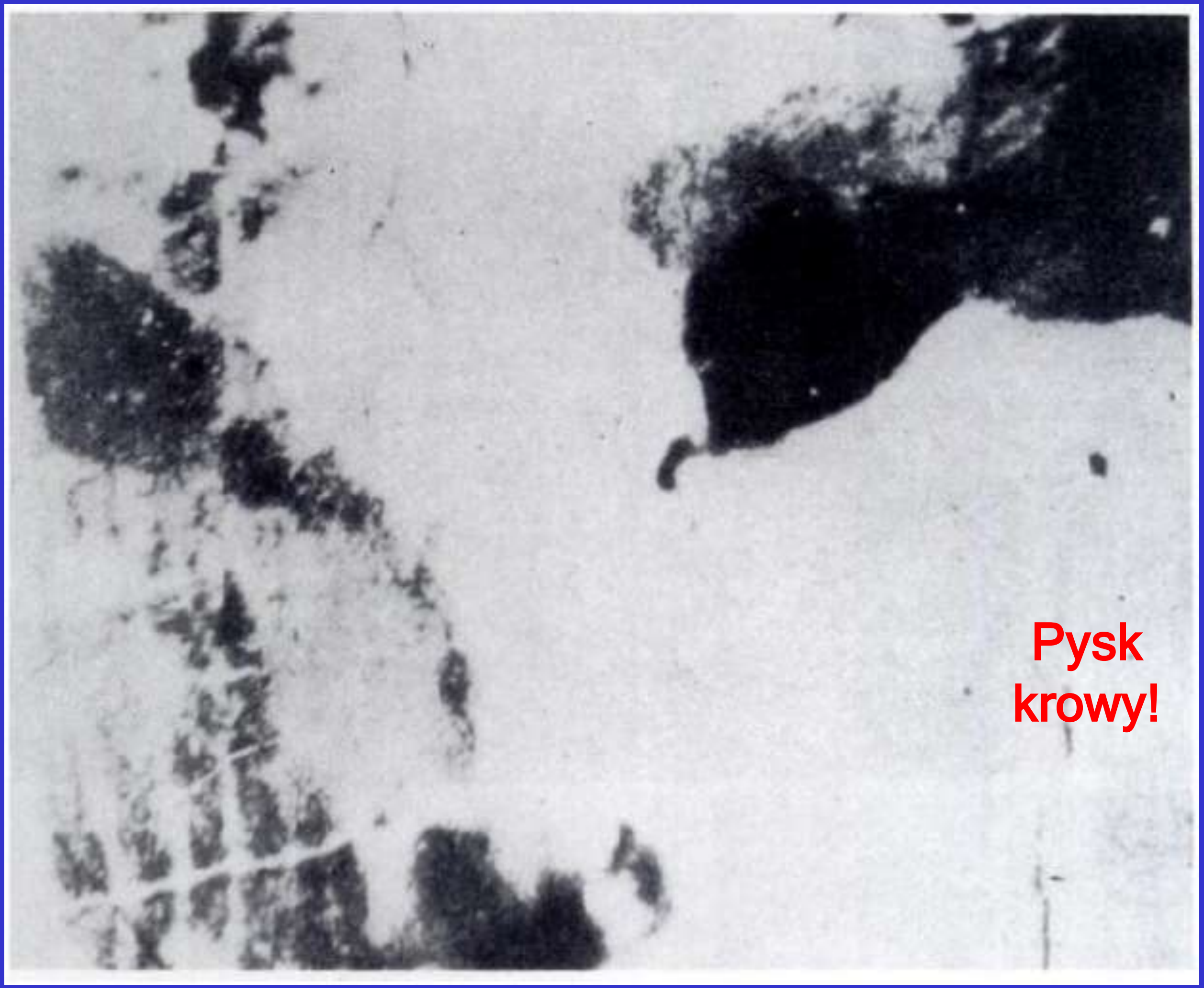
Na tym obrazie (obłoków) są wtrącone cztery elementy, które są nienormalne. **Gdzie one są?**

Te nienormalne elementy mają formę kółek...

Na podanym przykładzie nienormalne fragmenty obrazu („zmiany patologiczne”) trudno było wykryć, chociaż było wiadomo, że tam są, ile ich jest i jaką mają formę.

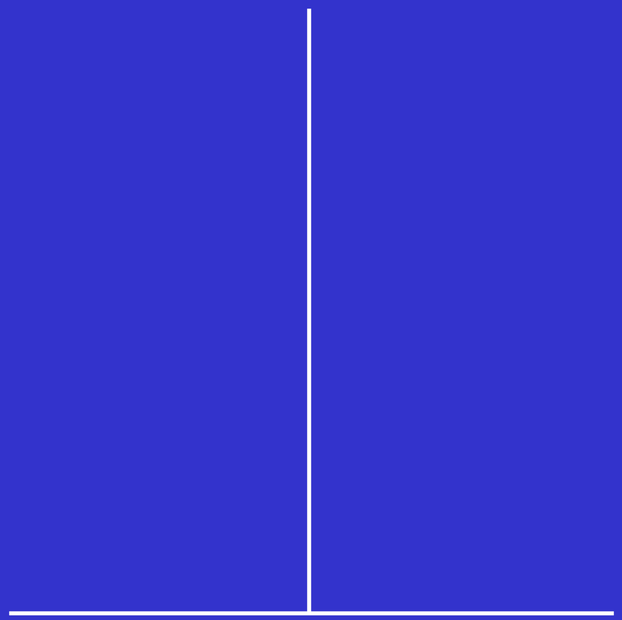
Lekarz oglądając zdjęcie rentgenowski nie wie, czy znamiona patologii tam są ile ich jest i jak wyglądają!

Bardzo trudno rozpoznać obraz, gdy się nie wie, czego należy szukać.



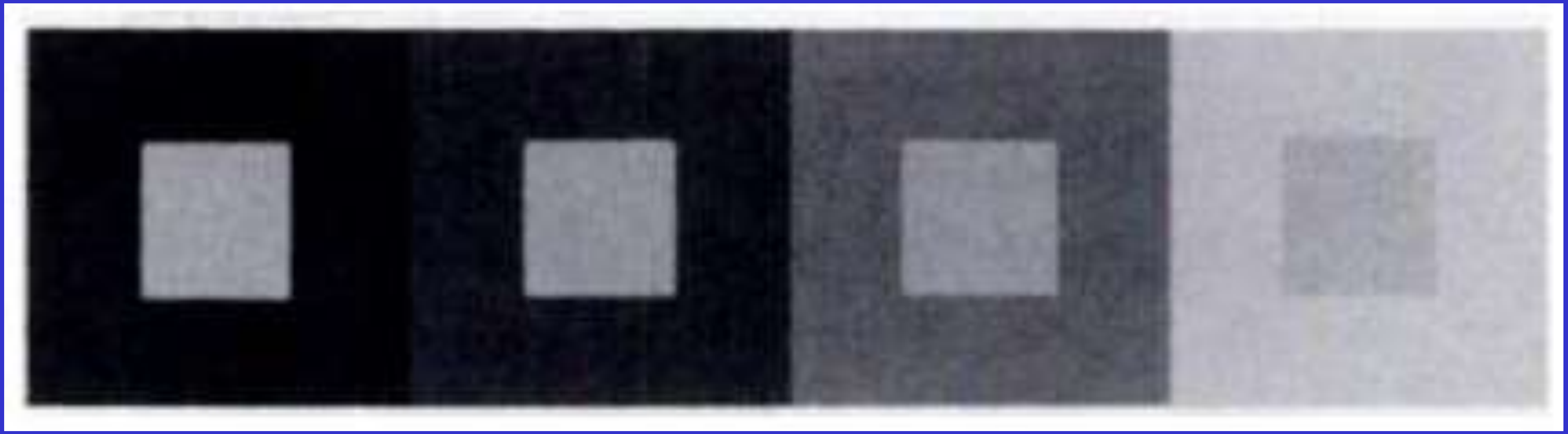
Co widać na tym obrazie?

Wzrokowa ocena jest też zawodna przy próbie określania wyrażalnych ilościowo cech obrazu



Który z odcinków jest dłuższy?

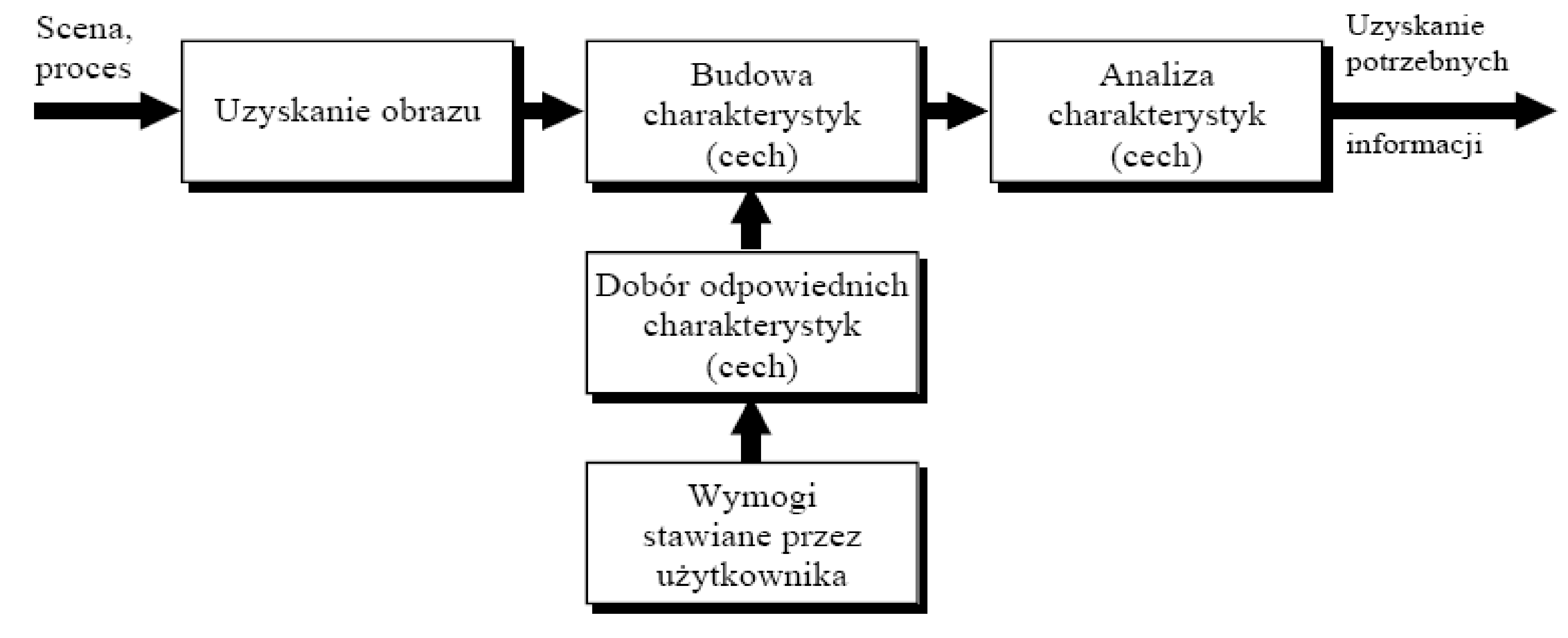
Dotyczy to także określania wyrażalnych jakościowo cech obrazu



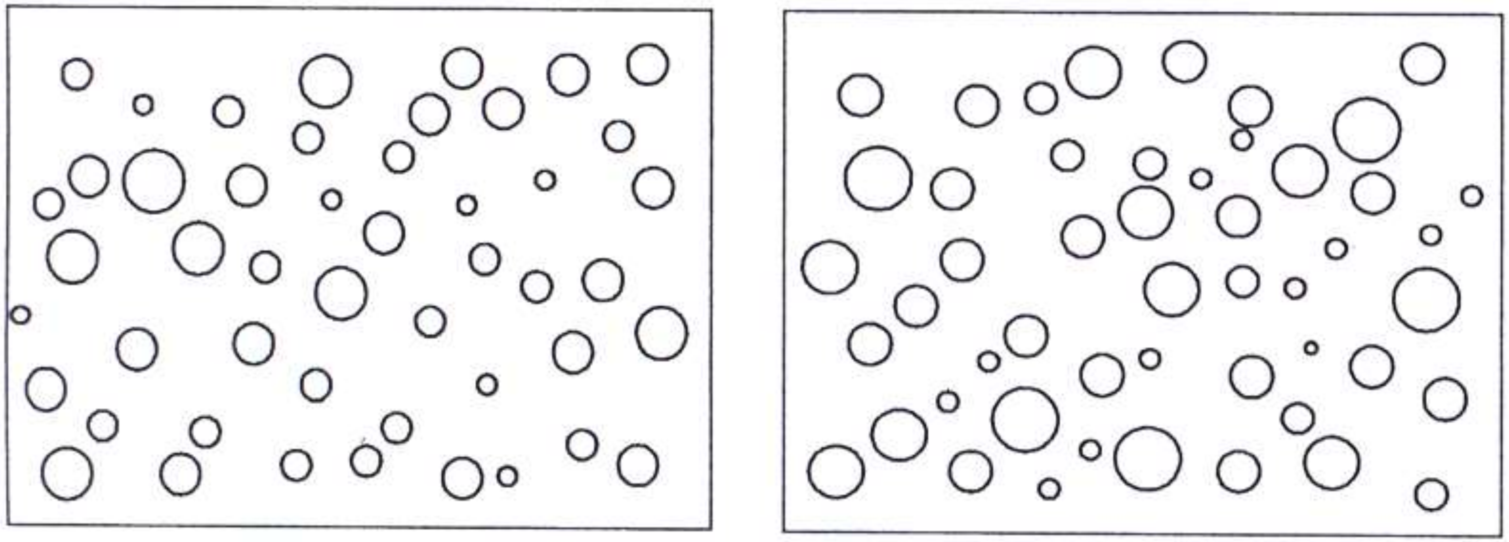
Który z wewnętrznych kwadratów jest najciemniejszy?

Dlatego wzrokową ocenę lekarza powinna wspomagać **komputerowa analiza**

Ogólny schemat analizy

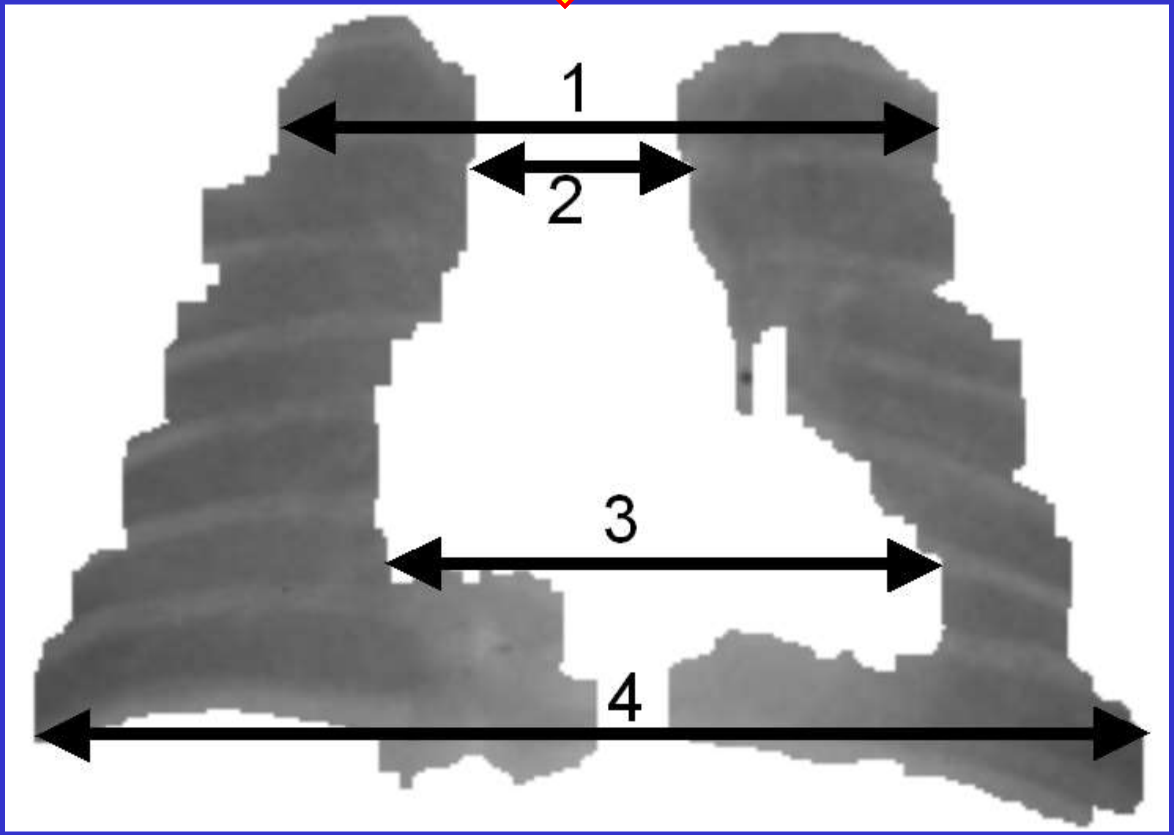


Analiza obrazu czasem pozwala ujawnić takie jego cechy, które nie są możliwe do zauważenia mimo bardzo uważnej obserwacji wzrokowej.



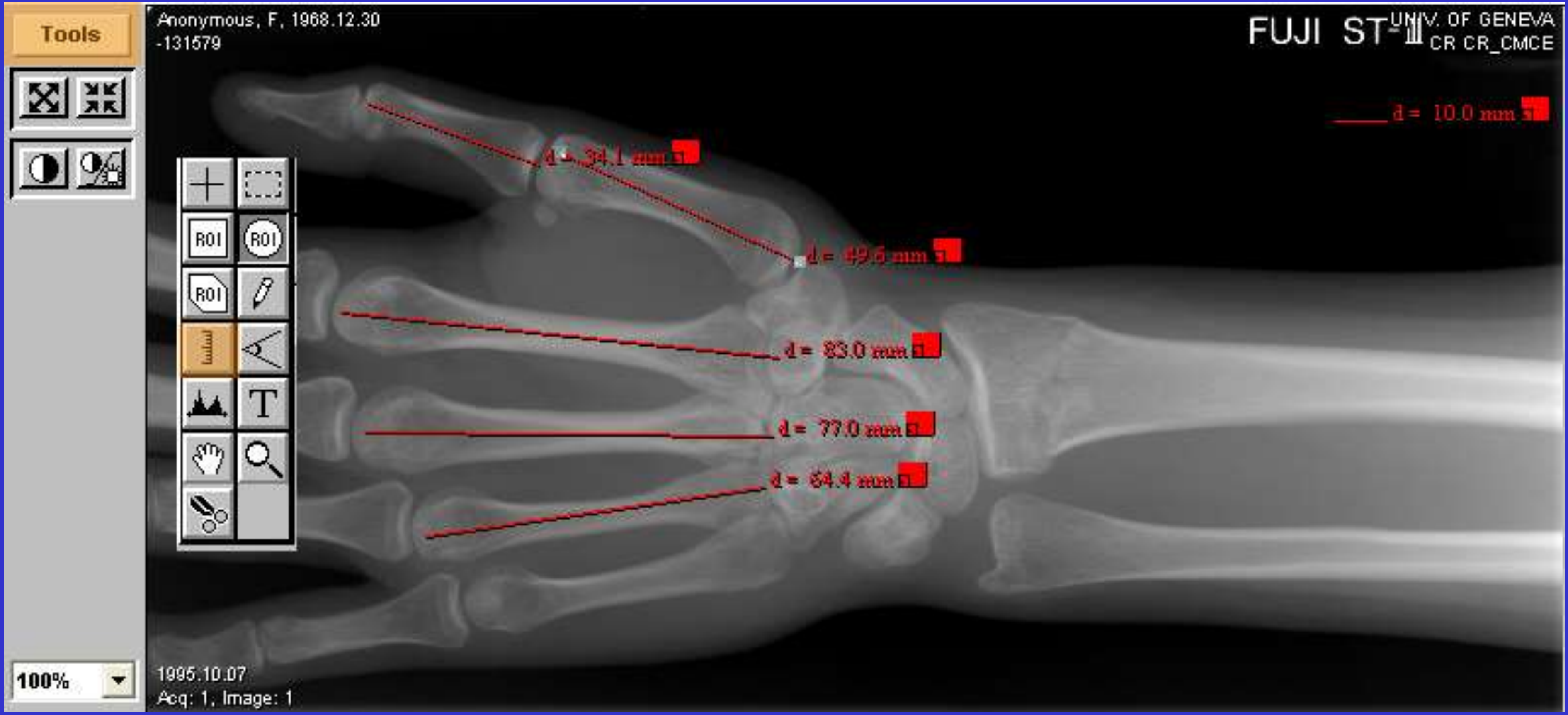
Na pozór te dwa obrazy niczym istotnym się nie różnią

Czasem bardzo użyteczne są parametry, dla wyznaczenia których wystarczy dokonać na obrazie kilku prostych pomiarów

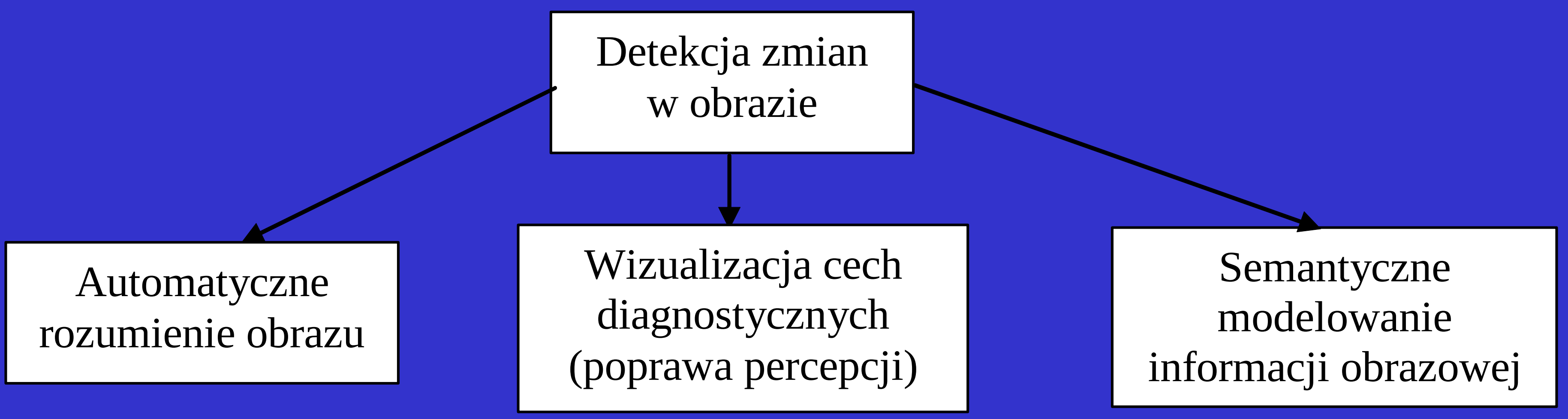


Wyznaczanie wskaźnika sercowo płucnego (stosunek odległości (3) do (4)) oraz wskaźnika grasicznego (stosunek odległości (1) do (2)).

Inny przykład – pomiar długości kości dłoni

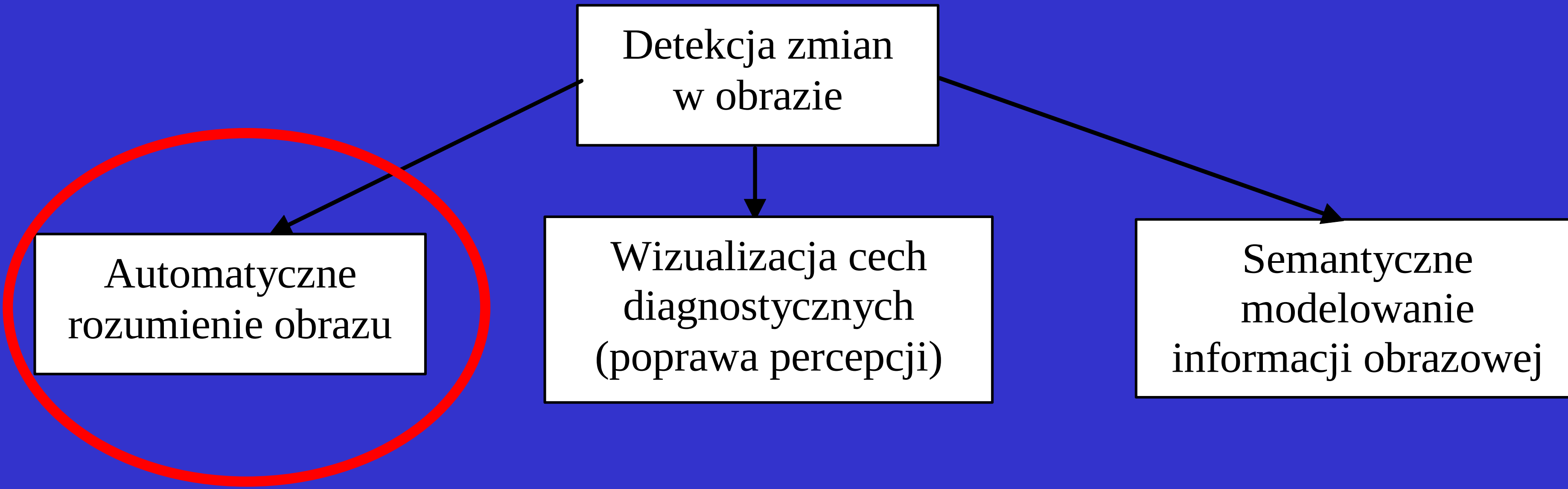


W odniesieniu do obrazów medycznych analiza może mieć trzy kierunki



Przykładowe zestawienie metod analizy i przetwarzania obrazu medycznego w zastosowaniu do kadrdiologii

APPLICATION	MODALITY	MODELS	ALGORITHMS
Denoising and enhancement	subtracted MRA	morphological (sticks)	exhaustive search
Enhancement	MRA and CTA	second derivatives	multi-scale eigen-analysis of the Hessian
Acquisition optimization and stenosis quantification	subtracted MRA	inertia moments	tracking and multi -scale eigen-analysis of the inertia matrix
Stenosis quantification	CTA	intensity profiles	adaptive thresholding, tracking, ray casting
Quantification of lumen and wall	high resolution MRI	normalized snake	energy minimization (Lagrangian approach)
Quantification of lumen and wall	CTA	intensity profiles	ray casting
Stent-pose planning	MRA and CTA	simplex (DCS) and basic RGC	energy minimization (Lagrangian approach)
Volumetric quantification of lumen	CTA	RGC state model and geodesic contour	tracking, Kalman state estimator and fast-marching level-sets
Vascular tree extraction	MRA and CTA	elementary geometric shapes	tracking and adaptive thresholding or K-means clustering



Automatyczne rozumienie będzie omówione osobno

Detekcja zmian w obrazie

Automatyczne rozumienie obrazu

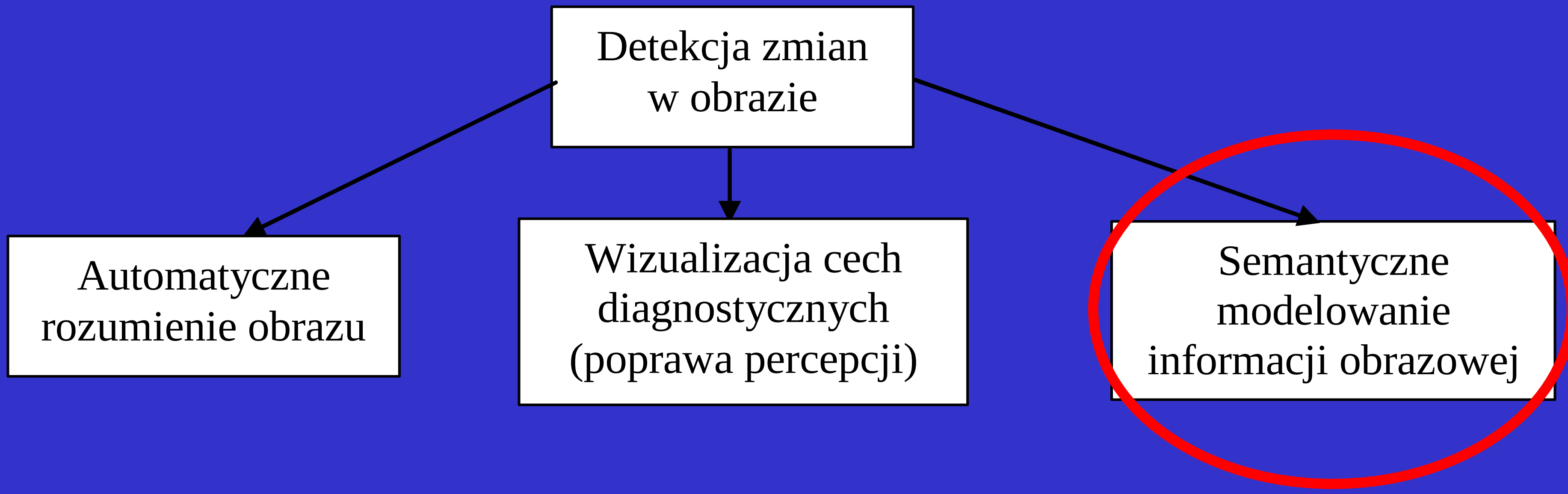
Wizualizacja cech diagnostycznych (poprawa percepcji)

Semantyczne modelowanie informacji obrazowej

Wizualizacja cech diagnostycznych polega na tworzeniu przetworzonego obrazu który inaczej pokazuje wynik badania.

W tym nowym obrazie wyekstrahowane, uwydatnione są cechy określonej patologii, kosztem ogólnych cech morfologicznych i innych szczegółów, widocznych w badaniu klasycznym.
Zwykle można równolegle oceniać obraz oryginalny oraz ten przetworzony („***wyczulony na patologie***”), ale oceniającym znaczenie obydwu obrazów pozostaje **lekarz**.

Jest to pierwszy krok w komputerowym wspomaganiu zobrazowań medycznych, który zachowując dominującą rolę lekarza pozwala na uchwycenie często zupełnie nie-ustandaryzowanych właściwości patologii



Semantyczne modelowanie informacji obrazowej idzie krok dalej; pozwala początkową przestrzeń numerycznych wskaźników zestawiać z **ontologicznie** opracowaną (zobiektywizowaną, *evidence-based*) wiedzą medyczną oraz z eksperymentalną weryfikacją, najlepiej kliniczną, efektów.

Poza systemem pozostaje czynnik intuicji, nieformalnego wpływu doświadczenia, niepojętych obliczeniowo skojarzeń etc.

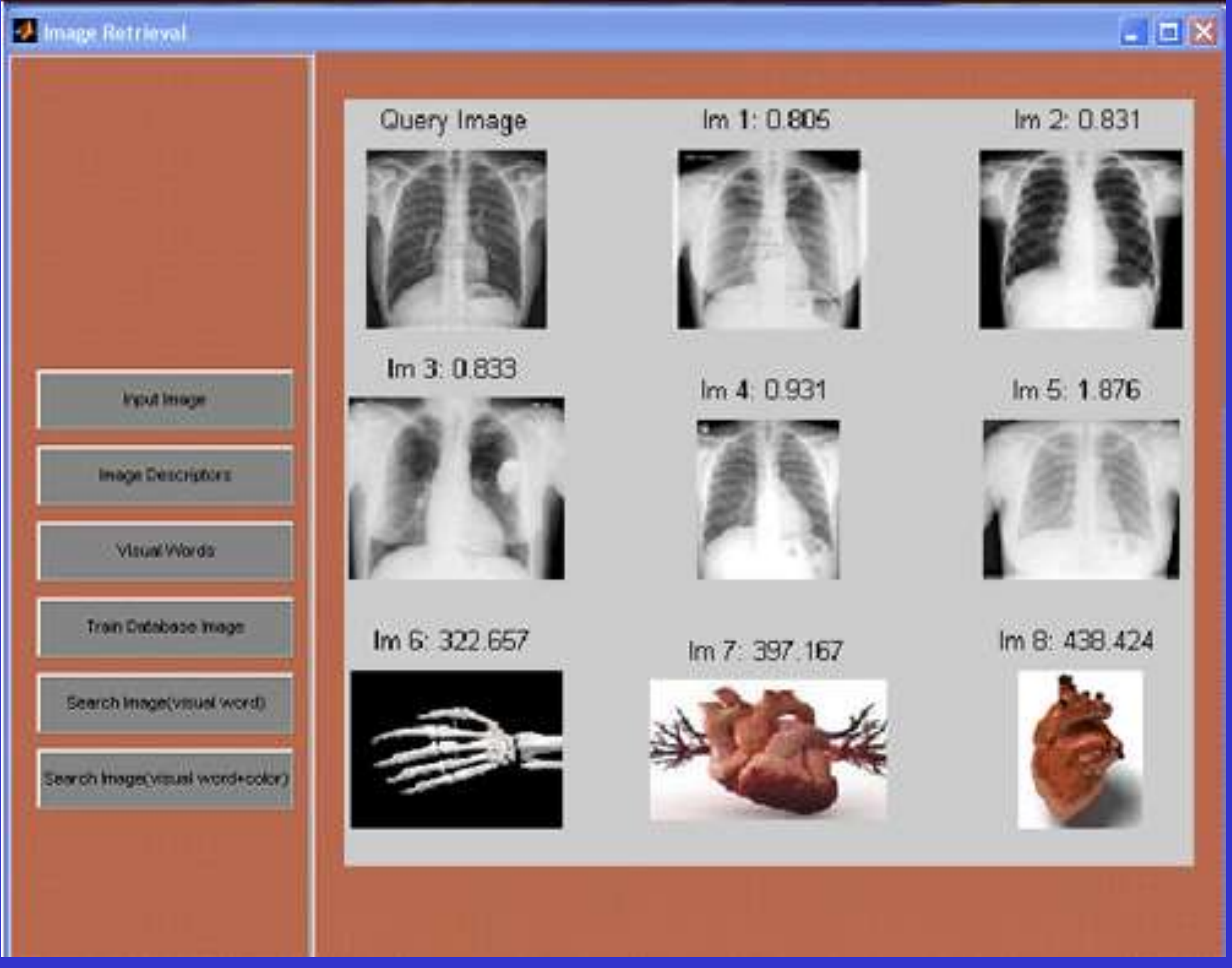
Rola i znaczenie pomiarów parametrów obiektów na obrazach

- Generalnie, pomiarom podlegać mogą dwie kategorie wielkości:

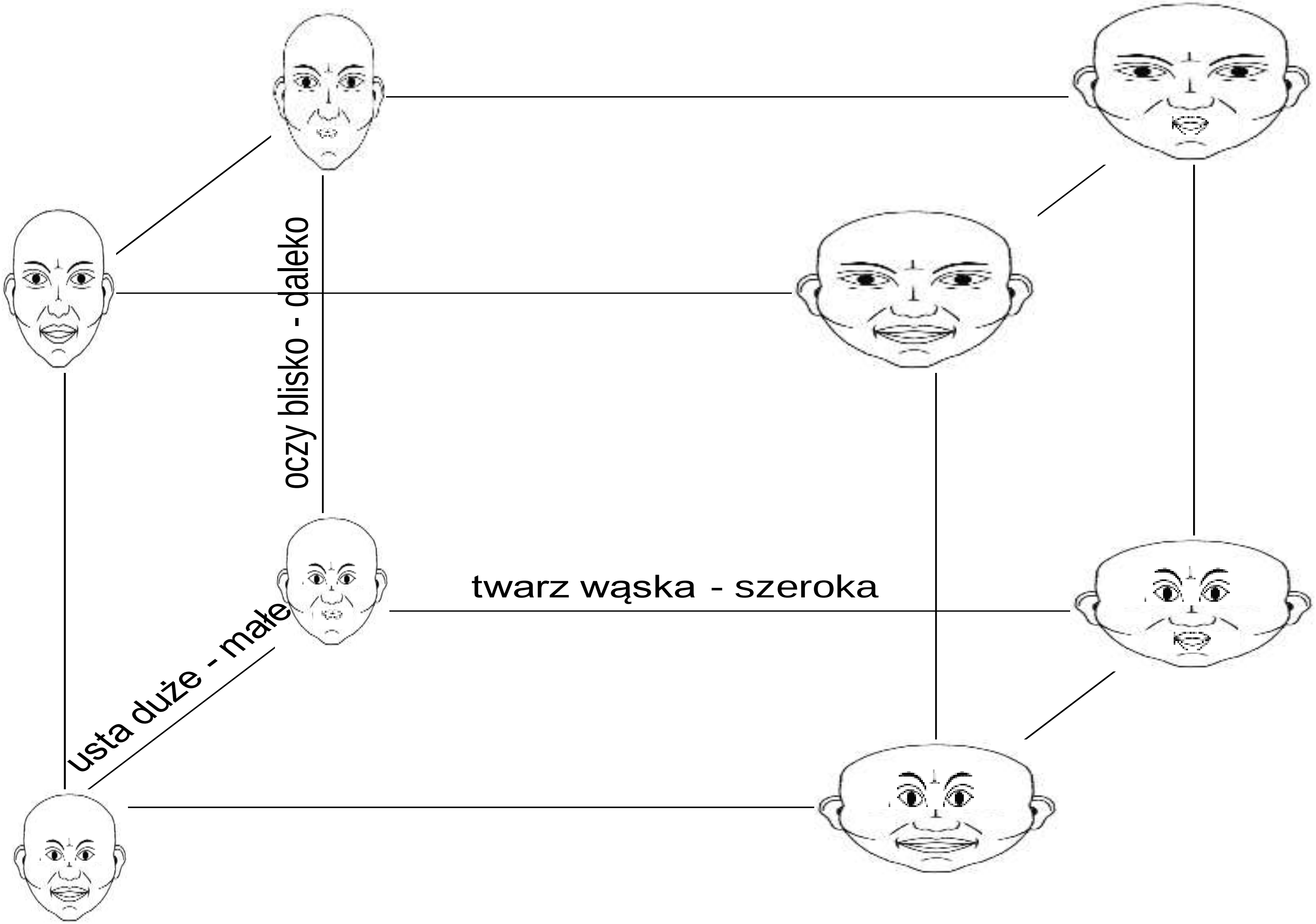
• **parametry lokalne, np.:**
- średnia powierzchnia lub średnica obiektu, średnia krzywizna brzegu, średni moment bezwładności;

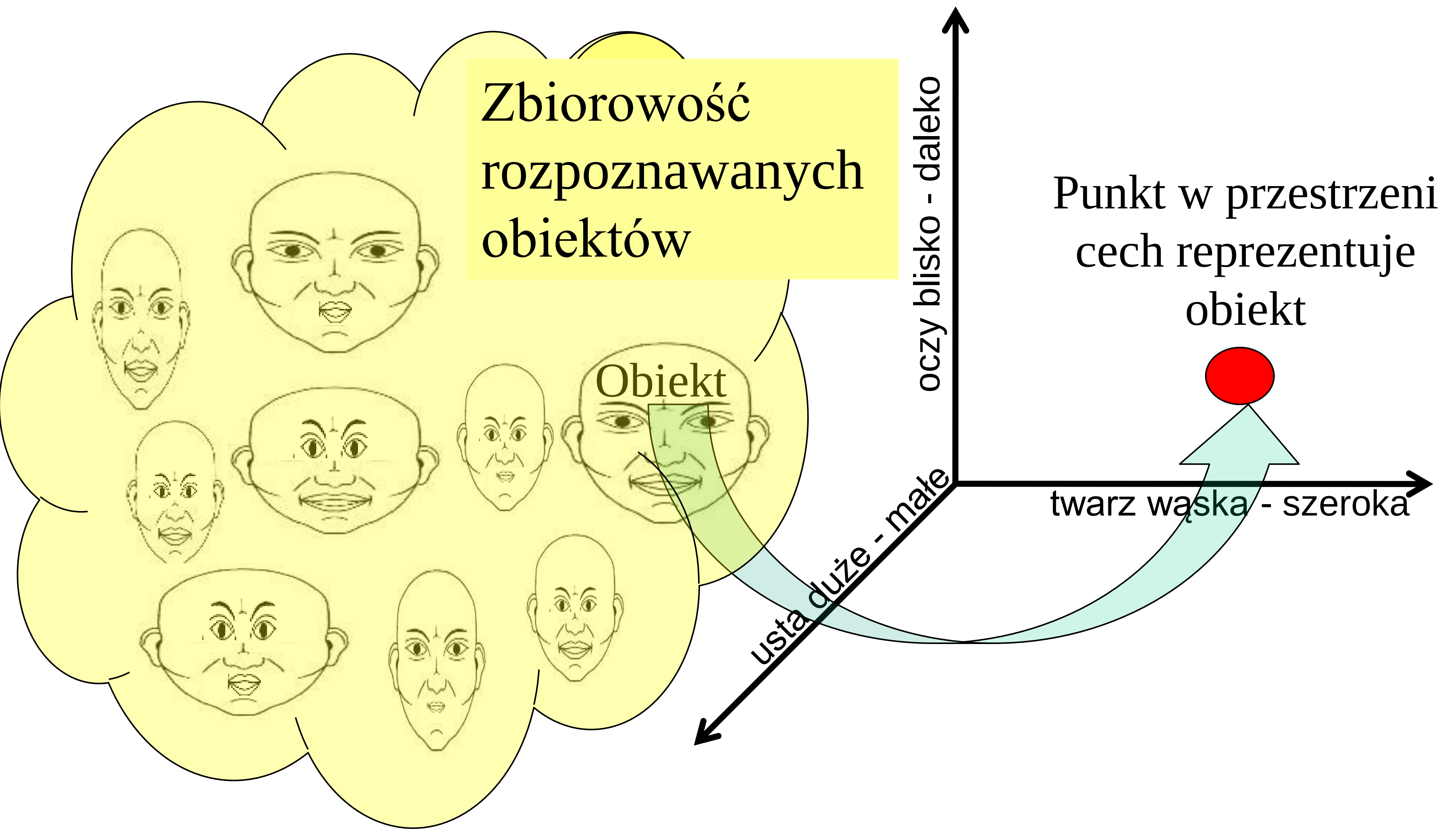
• **parametry globalne, np.:**
- liczba obiektów na jednostkę objętości lub powierzchni,
- udział powierzchniowy wybranych elementów obrazu,
- długość linii na jednostkę pola powierzchni obrazu.

BAG-OF-FEATURES BASED MEDICAL IMAGE RETRIEVAL VIA MULTIPLE ASSIGNMENT AND VISUAL WORDS WEIGHTING



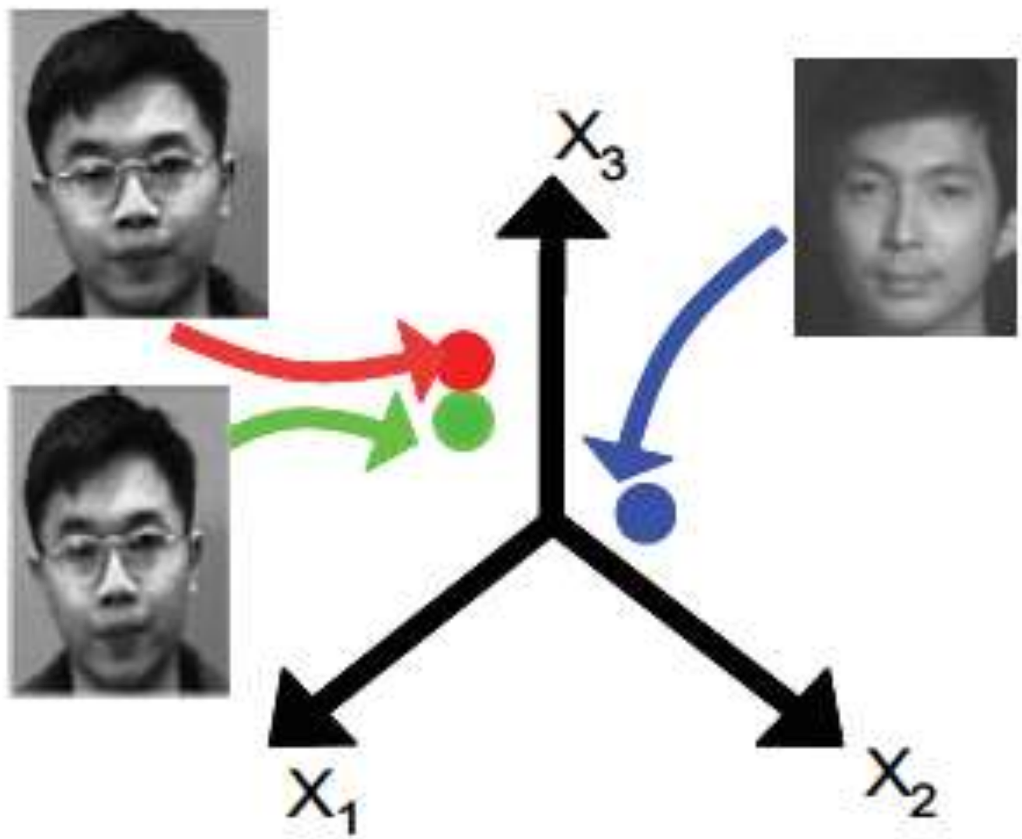
Przestrzeń cech i sposób jej tworzenia



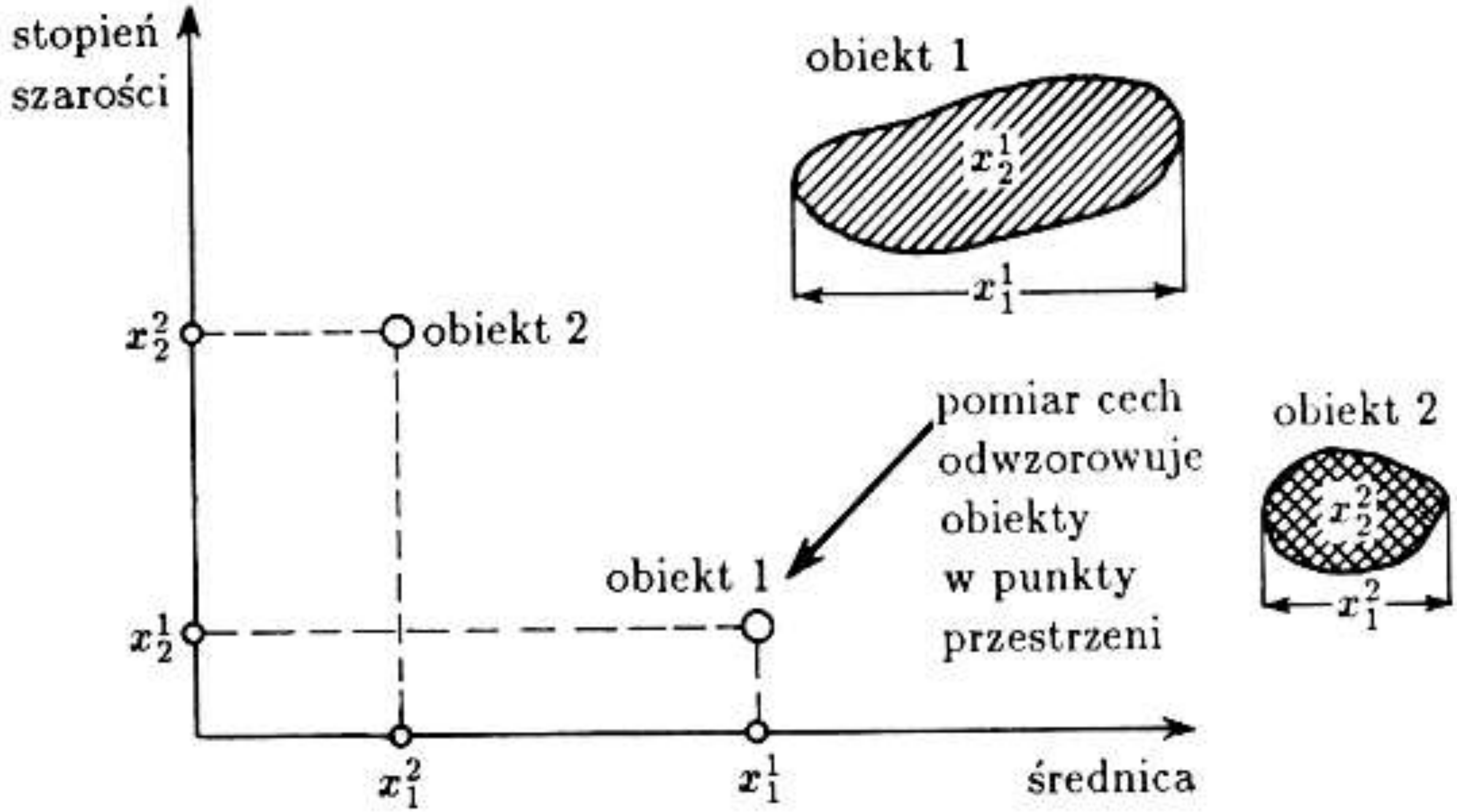


Zbiorowość rozpoznawanych obiektów
Obiekt
oczy blisko - daleko
usta duże - małe
twarz wąska - szeroka
Punkt w przestrzeni cech reprezentuje obiekt

Obrazy reprezentowane przez punkty w przestrzeni cech

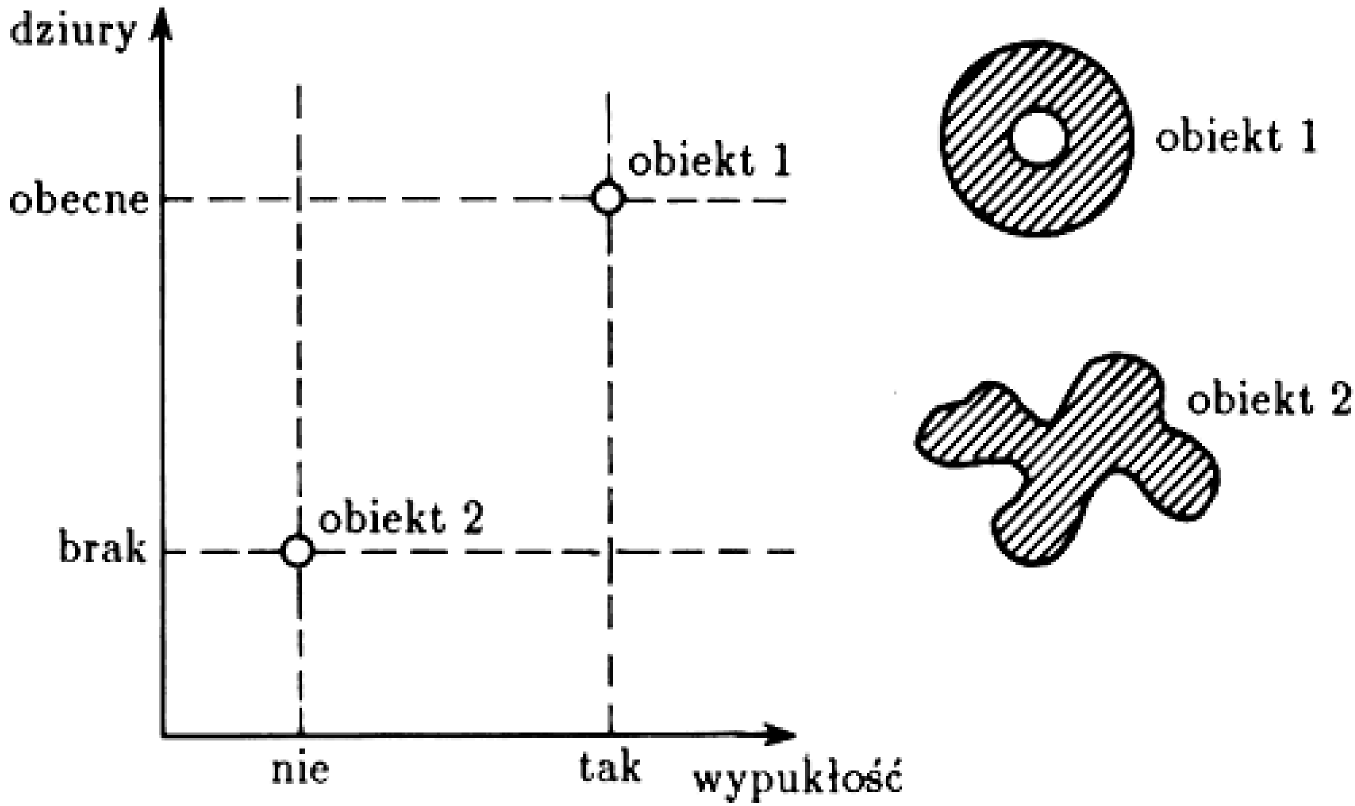


Przykładowa struktura przestrzeni cech dla rozpoznawania: przypadek cech ilościowych



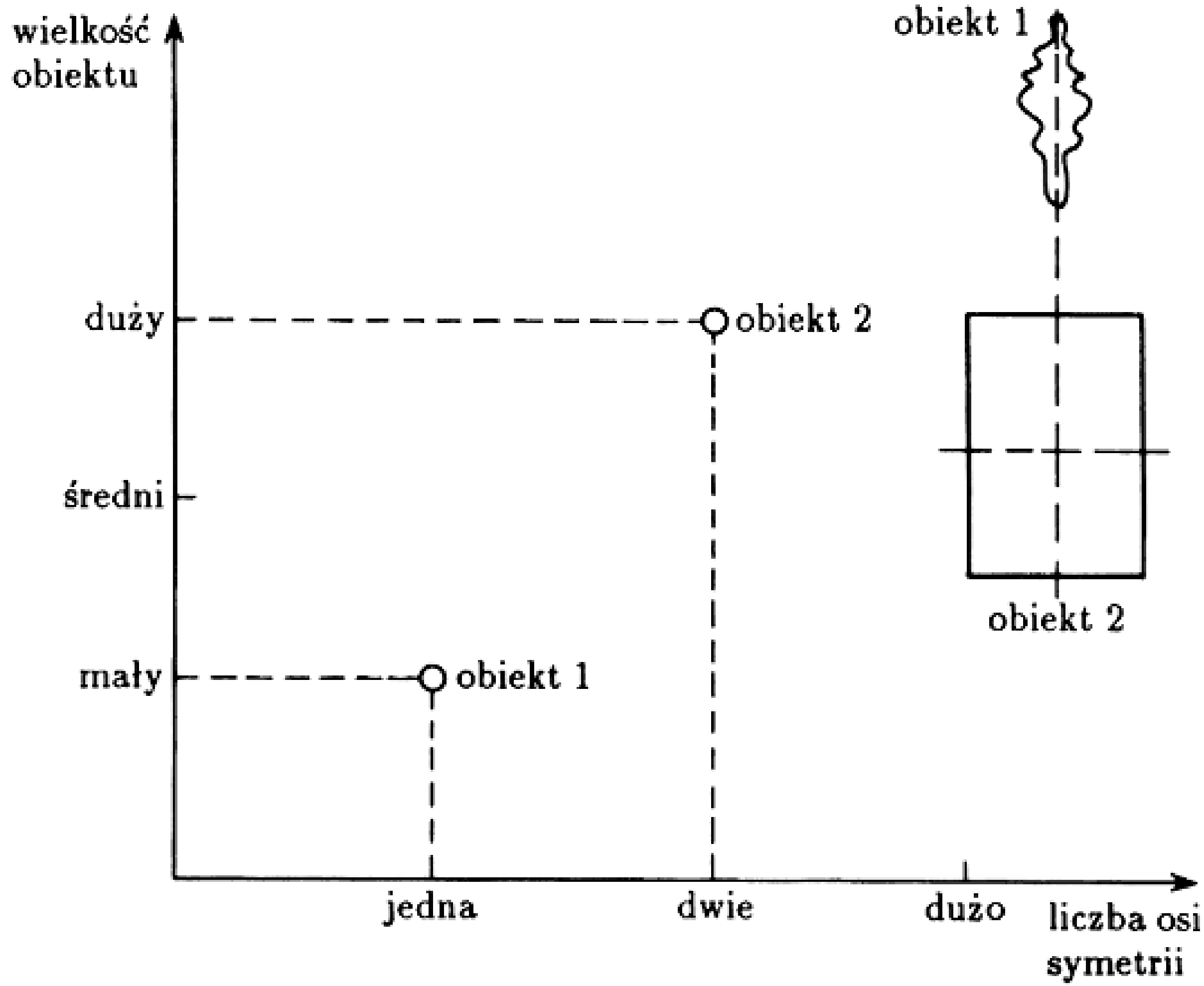
Rys. 2.1. Rozpoznawane obiekty mogą być traktowane jako punkty w przestrzeni cech. Na rysunku pokazano przestrzeń cech, w której na osi poziomej odkładana jest średnica obiektu, a na osi pionowej – jego stopień szarości

Przykładowa struktura przestrzeni cech dla rozpoznawania: przypadek cech jakościowych binarnych



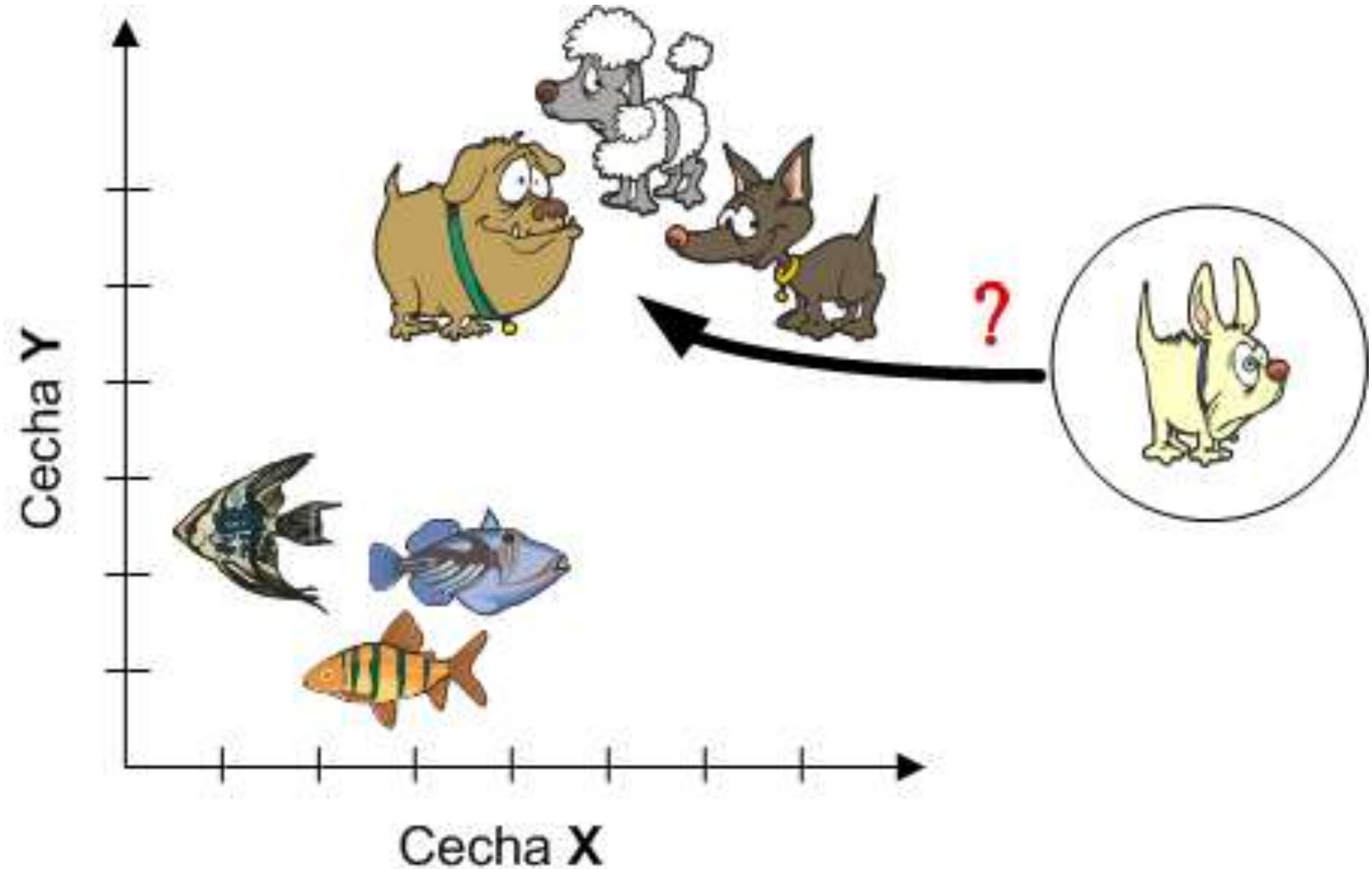
Rys. 2.2. W przestrzeni cech można umieszczać także obiekty opisane cechami binarnymi (oznaczającymi obecność lub brak określonej własności). Na rysunku przedstawiono przestrzeń cech, w której na osi poziomej oznaczono wypukłość linii konturowej obiektu, a na osi pionowej – obecność lub brak wewnętrznych konturów

Przykładowa struktura przestrzeni cech dla rozpoznawania: przypadek cech jakościowych wielowartościowych



Rys. 2.3. Przestrzeń cech może być oparta na cechach mających charakter kodów opisujących właściwości obiektów. Na osi poziomej odłożono kody odpowiadające liczbie osi symetrii obiektu (w skali: jedna, dwie, dużo), a na osi pionowej – kody odpowiadające wielkości obiektu (w skali: mały, średni, duży)

Przykłady skupisk wzorców w przestrzeni cech oraz sposób klasyfikacji nowego elementu



• Liczebność elementów.

W celu liczenia obiektów wyznacza się prostokątny wycinek obrazu, w którym przeprowadzony zostanie pomiar. Ramka stanowi często jedynie fragment całości i pewne obiekty są przecinane przez brzeg. Obiekty przecięte przez brzeg byłyby zliczane dwukrotnie, a cząstki znajdujące się w narożnikach obrazu - nawet czterokrotnie. Aby poprawnie zliczać obiekty można zastosować jeden z trzech sposobów:

1. Usunąć wszystkie elementy przecięte przez brzeg obrazu i zliczać elementy wewnętrzne.

2. Przyjąć odpowiednią poprawkę, która eliminuje wielokrotne zliczanie. I tak obiekty przecięte przez brzeg liczymy z wagą 0.5, natomiast obiekty znajdujące się w narożnikach obrazu - z wagą 0.25.

3. Wykorzystać ideę ramki bezpieczeństwa, biorąc pod uwagę całe obiekty, a nie ich części. Na obrazie zaznacza się ramkę i do analizy bierze się obiekty zawarte wewnątrz ramki oraz przecięte przez dwa jej brzegi, np. prawy i dolny.

A teraz przykłady często używanych cech

Pomiary wykonywane na obrazach

- **Pole powierzchni.**

  Sprowadza się do zliczenia punktów obrazu należących do interesującego obszaru.

- **Długość krawędzi.**

  - Zliczanie punktów brzegowych,
  - Zliczanie punktów brzegowych z uwzględnieniem położenia,
  - Średnia z długości zliczonych po wewn. i zewn. stronie brzegu figury,
  - Przybliżanie figury odpowiednim wielokątem,
  - Przybliżanie długości brzegu liniami krzywymi,

Długości rzutów

Zasada Cauchy'ego:

$$L = \int_0^{\pi} D(\alpha) d\alpha$$

gdzie: L - obwód, α - kąt rzutu, $D(\alpha)$ – długość rzutu.

Korzystająca z powyższej zasady formuła Croftona do pomiaru długości brzegu figury:

$$L = \frac{\pi}{4} \cdot [a \cdot (D_0 + D_{90}) + \frac{d}{\sqrt{2}} \cdot (D_{45} + D_{135})]$$

gdzie: N0, N90, N45, N135 - rzuty figury dla wybranych kierunków rzutowania
a - odległość punktów siatki

Rzutem $D(\alpha)$ figury w kierunku będziemy nazywali długość odcinka prostopadłego do kierunku rzutowania, przecinającego wszystkie proste o kierunku , które trafiają w analizowaną figurę.

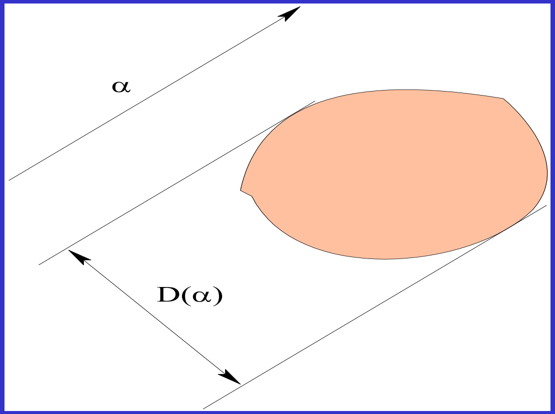
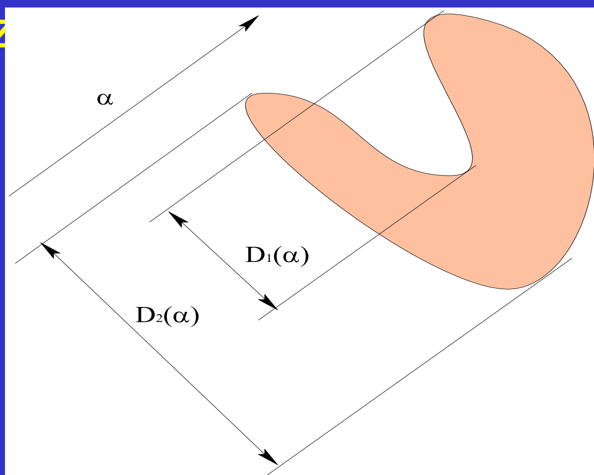


Figura wypukła

Długości rzutów

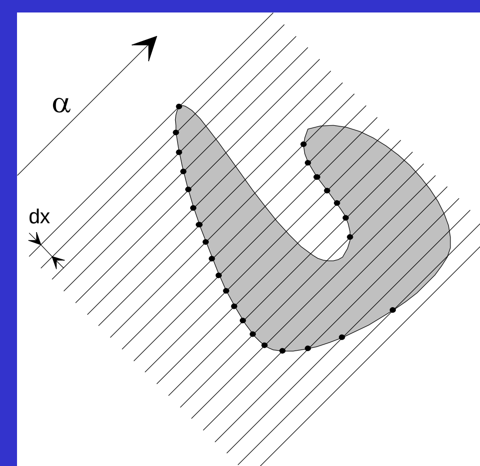
Figura wklęsła - w rejonie wklęsłości proste przecinające figurę mają więcej niż dwa punkty wspólne z brzegiem figury. Wyznaczamy rzuty cz



$$D(\alpha) = D_1 + D_2$$

Rzut rozwinięty

Obraz komputerowy - dla danej cząstki należy wyszukać wszystkie punkty których lokalne otoczenie odpowiada „wchodzeniu” siecznej do cząstki, zliczyć te punkty i pomnożyć otrzymany wynik przez odległość między kolejnymi siecznymi *dx*.



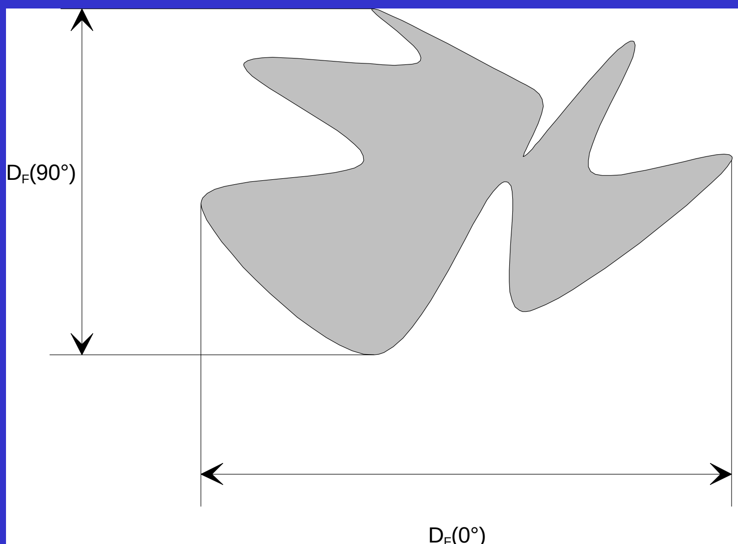
Elementy strukturalne do wyznaczania długości rzutów figury

Oczywiście obraz komputerowy jest obrazem dyskretnym i gęstość linii rzutujących zależy od gęstości rastra tworzącego obraz. Największą dokładność uzyskuje się w kierunkach zgodnych z największym upakowaniem punktów w siatce obrazu. Dla siatki prostokątnej są to następujące kierunki:

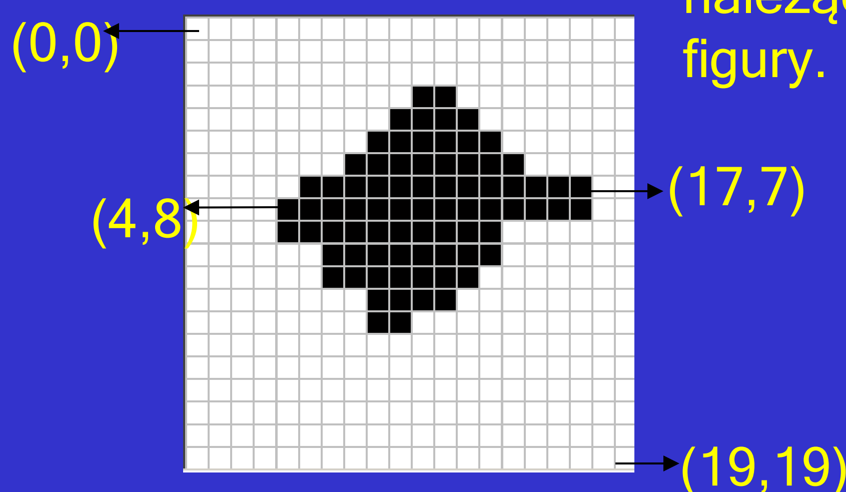
kąt	0°	45°	90°	135°
otoczenie	$\begin{array}{\|c\|c\|c\|}\hline X & X & X \\ \hline X & 0 & 1 \\ \hline X & X & X \\ \hline\end{array}$	$\begin{array}{\|c\|c\|c\|}\hline X & X & 1 \\ \hline X & 0 & X \\ \hline X & X & X \\ \hline\end{array}$	$\begin{array}{\|c\|c\|c\|}\hline X & 1 & X \\ \hline X & 0 & X \\ \hline X & X & X \\ \hline\end{array}$	$\begin{array}{\|c\|c\|c\|}\hline 1 & X & X \\ \hline X & 0 & X \\ \hline X & X & X \\ \hline\end{array}$

Średnice Fereta

Miara rozciągłości cząstki w pionie i poziomie

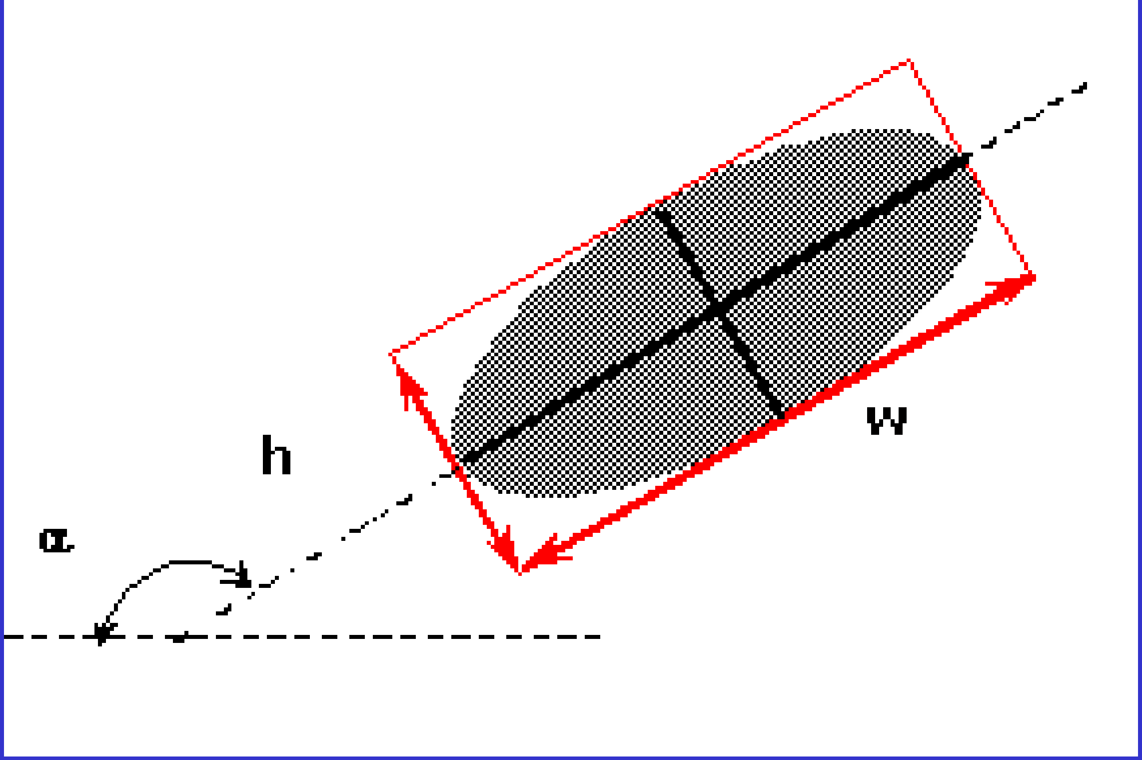


Np. dla poziomej średnicy Fereta, wystarczy wyliczyć różnicę pomiędzy maksymalną i minimalną poziomą współrzędną wszystkich punktów należących do danej figury.



20 na 20

Kąt Fereta



Momenty bezwładności.

$$m_{pq} = \sum_{i=1}^{n} \sum_{j=1}^{n} i^p j^q x_{ij}$$

- moment zwykły rzędu p ze względu na wiersze i q ze względu na kolumny

$$\tilde{i} = \frac{m_{10}}{m_{00}} \qquad \tilde{j} = \frac{m_{01}}{m_{00}}$$

- centrum obrazu

$$M_{1X} = \frac{1}{A(X)} \sum_X x_i$$

$$M_{1Y} = \frac{1}{A(X)} \sum_X y_i$$

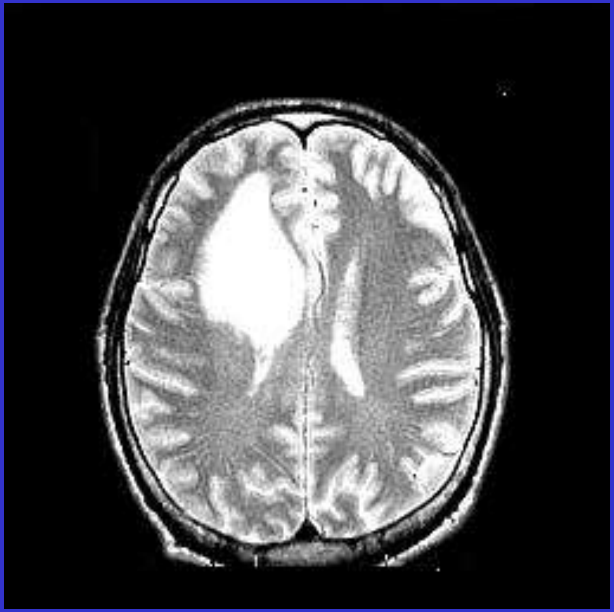
$$M_{2X} = \frac{1}{A(X)} \sum_X (x_i - M_{1x})^2$$

$$M_{2Y} = \frac{1}{A(X)} \sum_X (y_i - M_{1y})^2$$

$$M_{2XY} = \frac{1}{A(X)} \sum_X (x_i - M_{1x})(y_i - M_{1y})$$

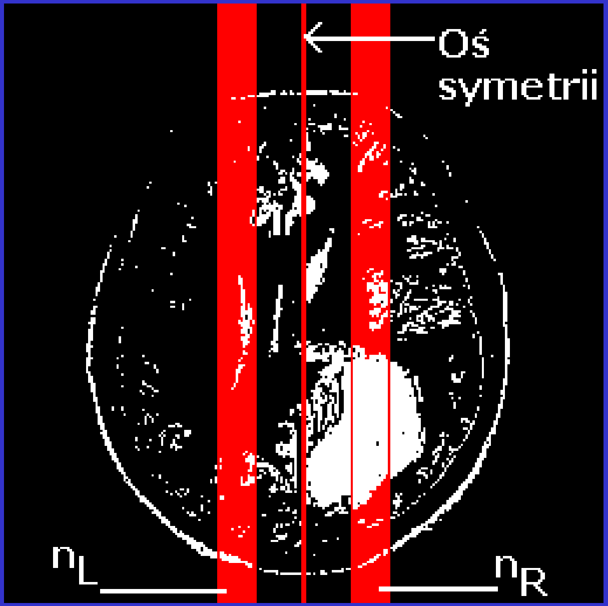
X - analizowana figura,
$A(X)=m_{00}$ - pole powierzchni figury X,
(x_i, y_i) - współrzędne poszczególnych punktów figury.

Niekiedy analiza obrazu może być bardzo prosta, a jednak jest użyteczna



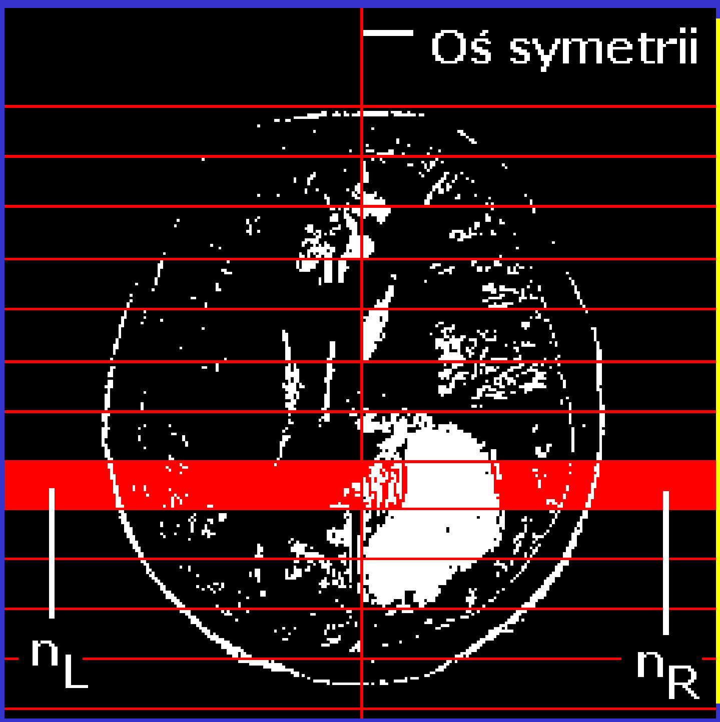
Obraz tomograficzny mózgu

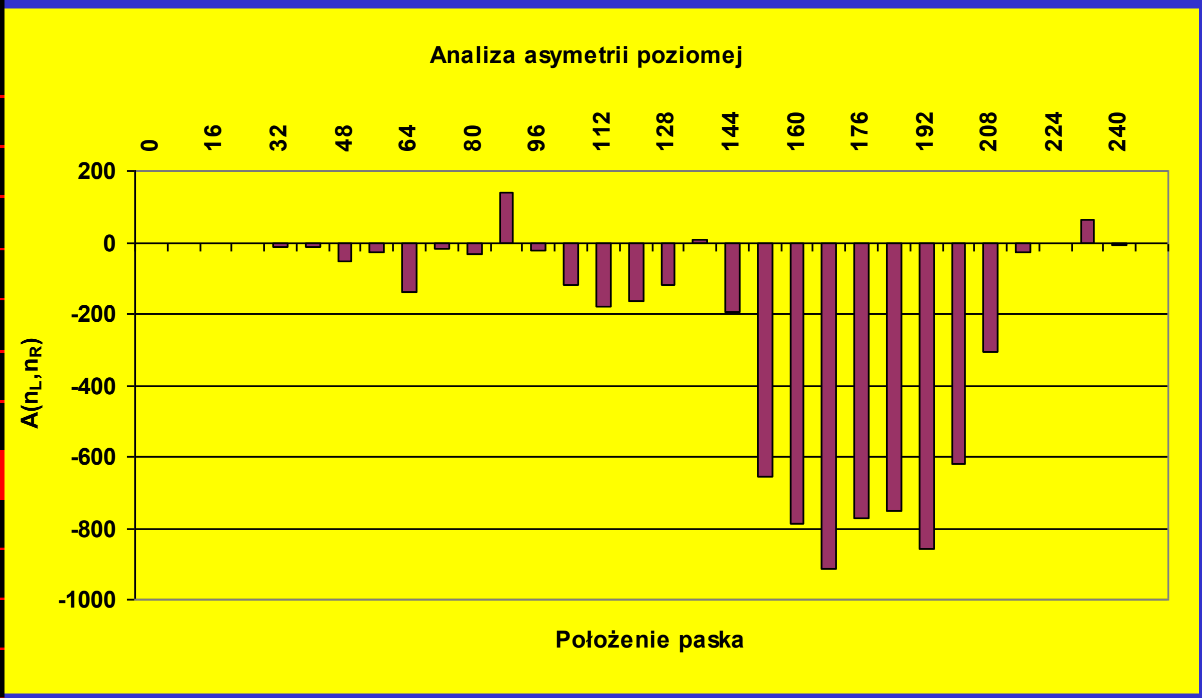
Wykrycie patologii (guza) może być najłatwiej wykonane poprzez analizę symetrii obrazu



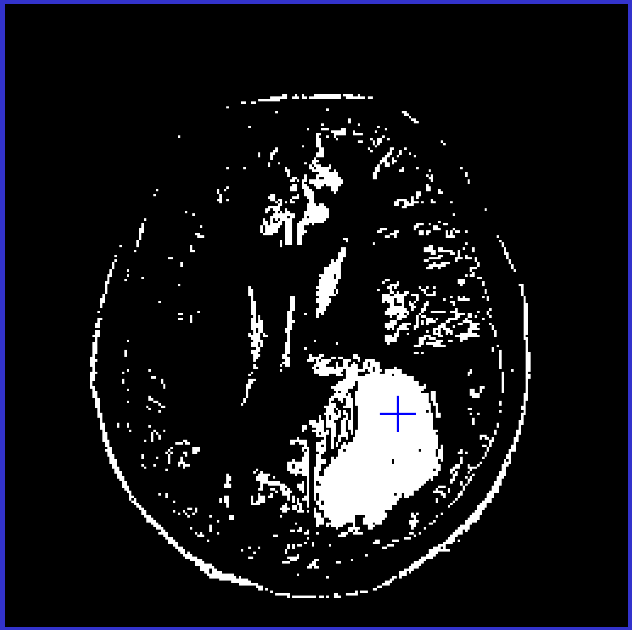
Analiza symetrii obrazu może polegać na zliczaniu liczby pikseli o ustalonej wartości (np. 1) w symetrycznie położonych pasach na obrazie

Na podobnej zasadzie można wyznaczyć symetrie w drugiej płaszczyźnie

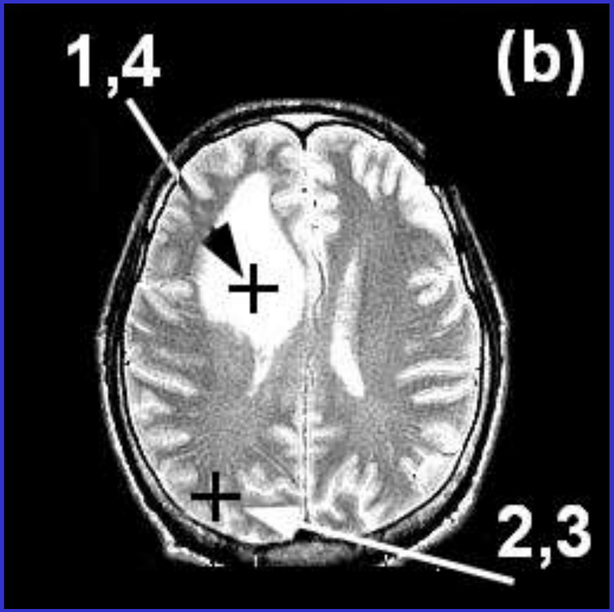




Po wykryciu asymetrii można zlokalizować obiekt, który ją wywołuje



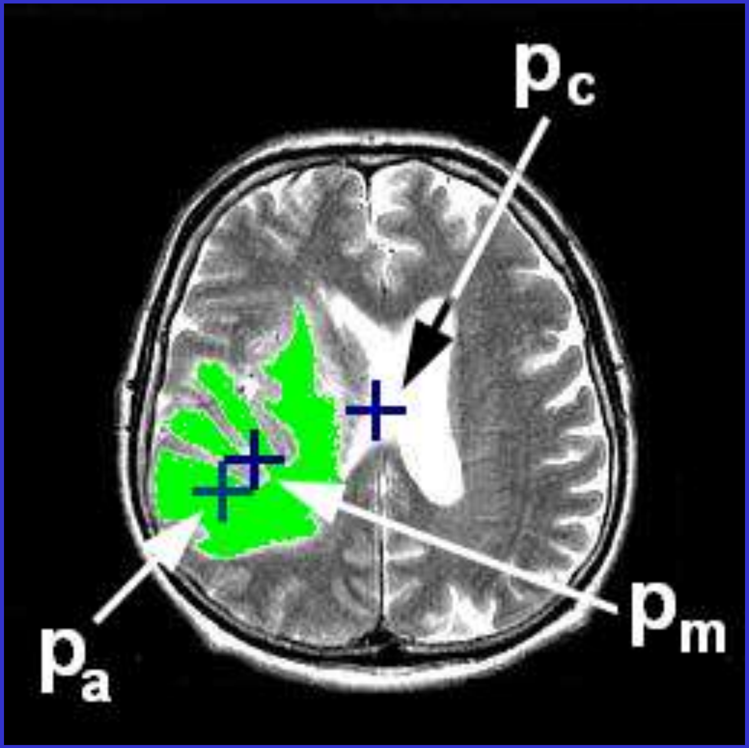
Czasem taka lokalizacja sprawia trudności



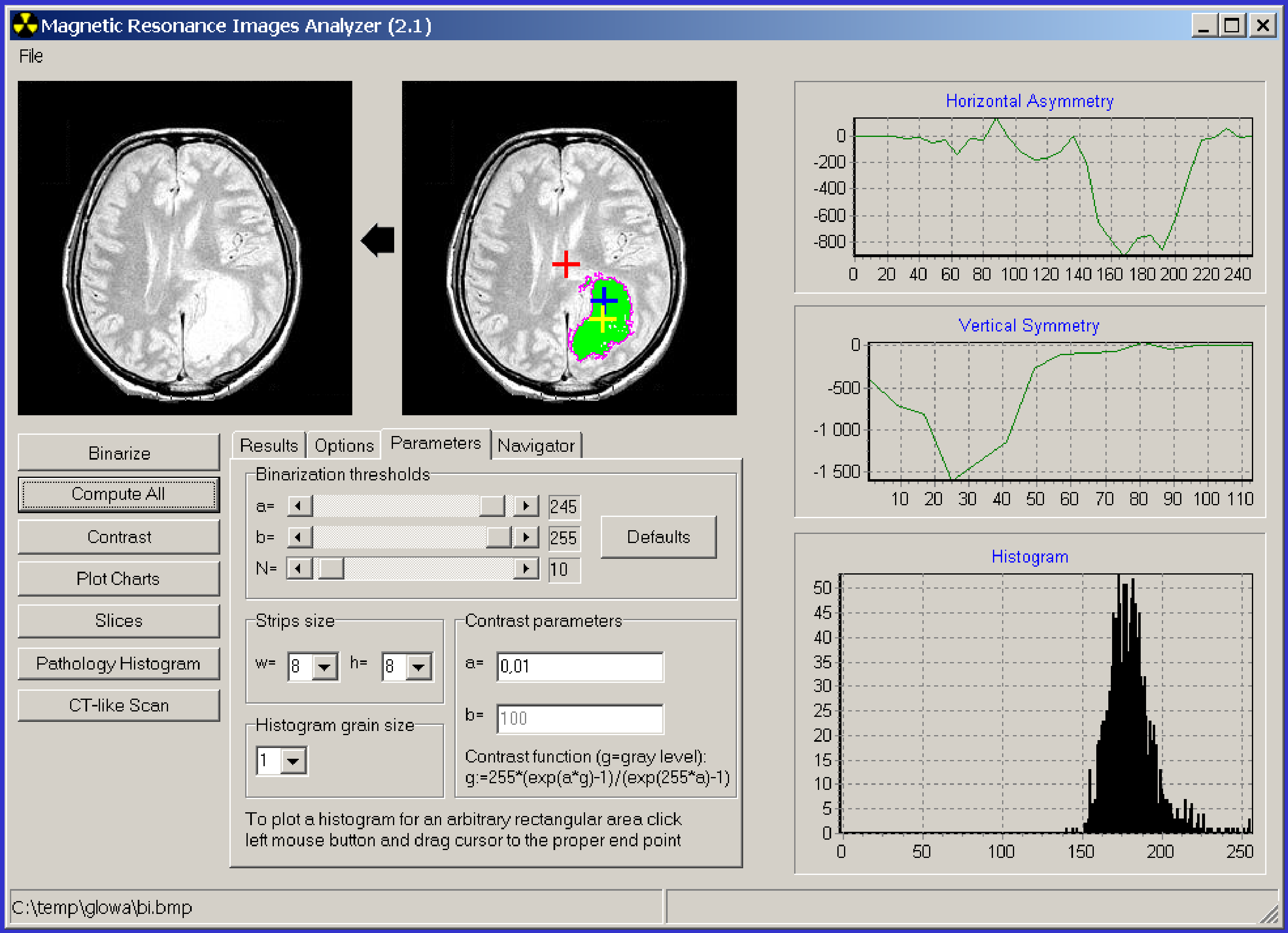
Algorytmy oznaczone numerami 2 i 3 najwyraźniej się pomyliły!

Ale zawsze znajdzie się przynajmniej jedna skuteczna metoda...

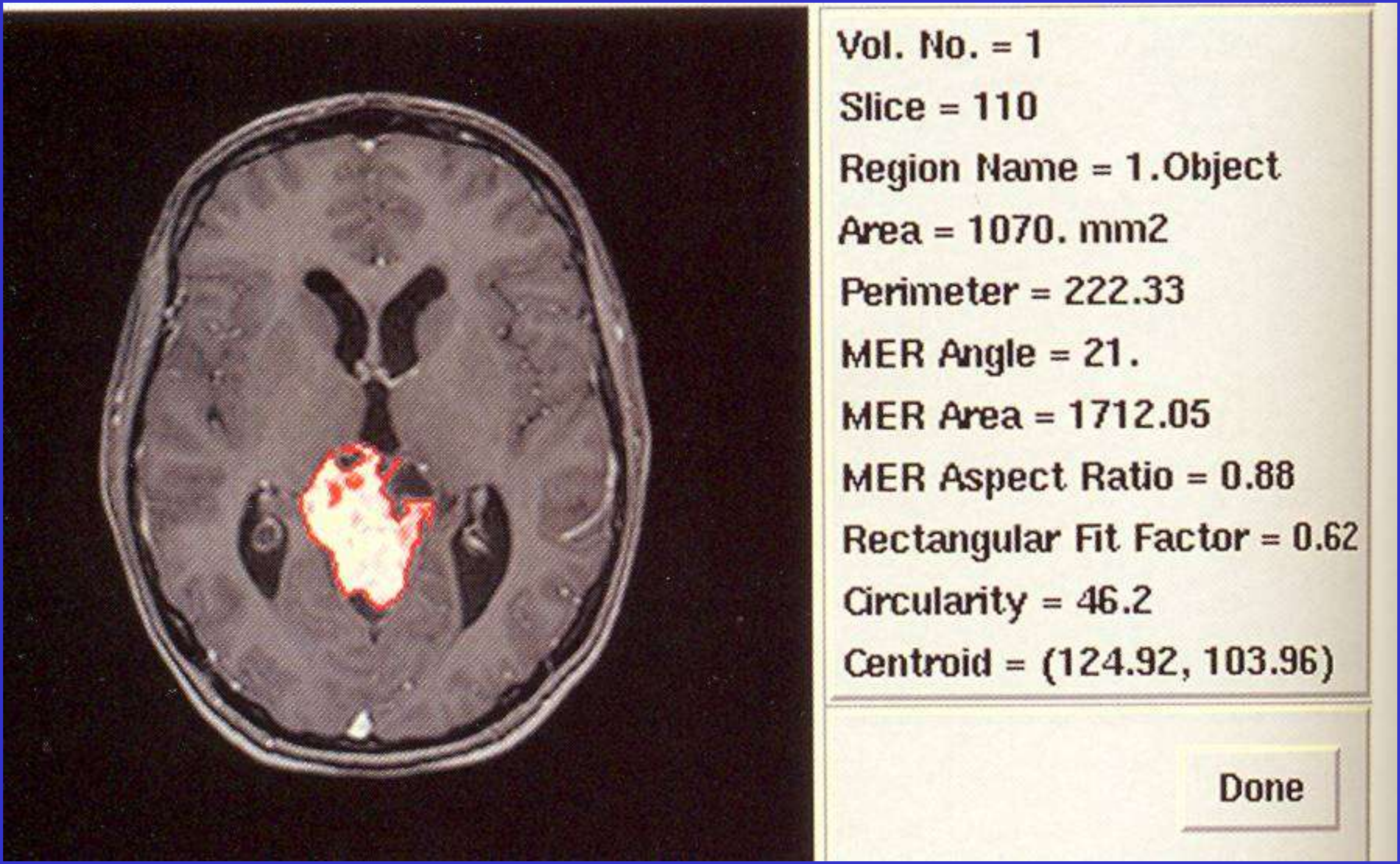
Po umiejscowieniu źródła asymetrii można wypełnić kontrastowym kolorem wnętrze obszaru, w którym się ono znajduje



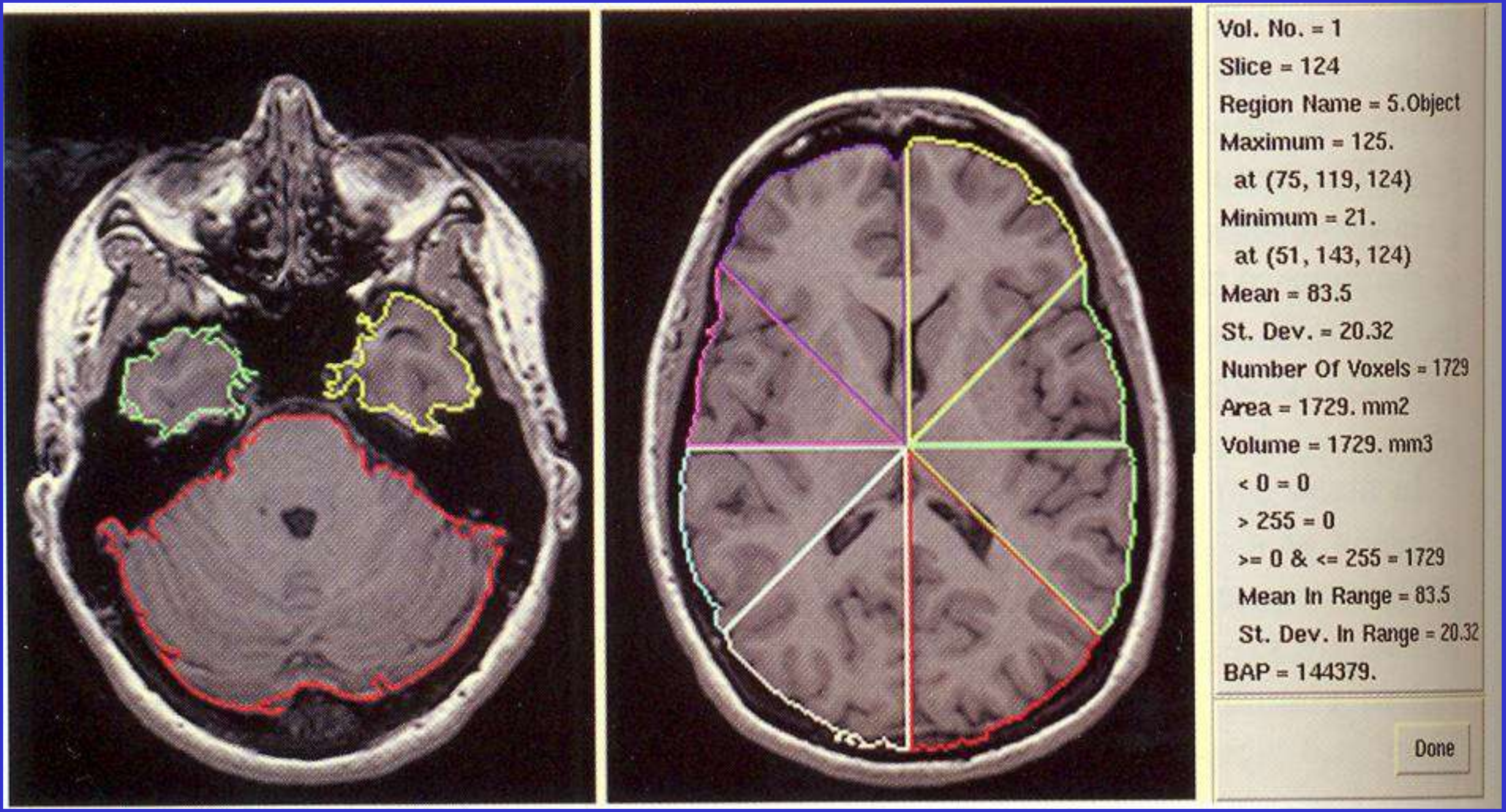
Takie proste metody analizy bardzo ułatwiają interpretację wybranych obrazów



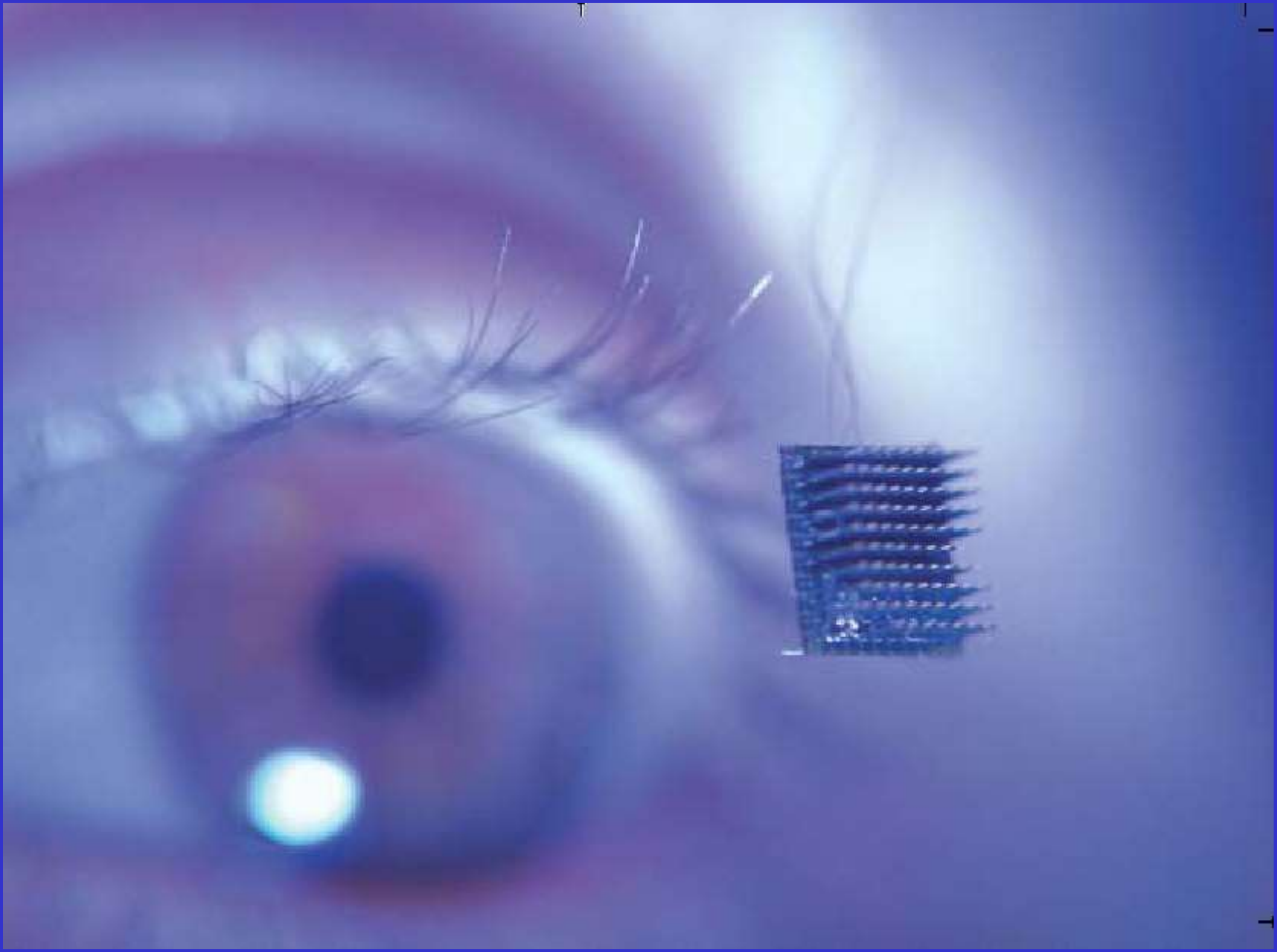
Najprostszym rodzajem analizy obrazu jest obliczenie prostych wymiarów geometrycznych widocznych na obrazie obiektów



Analiza może też dotyczyć parametrów odwołujących się do struktur trójwymiarowych (np. objętości) rekonstruowanych cyfrowo



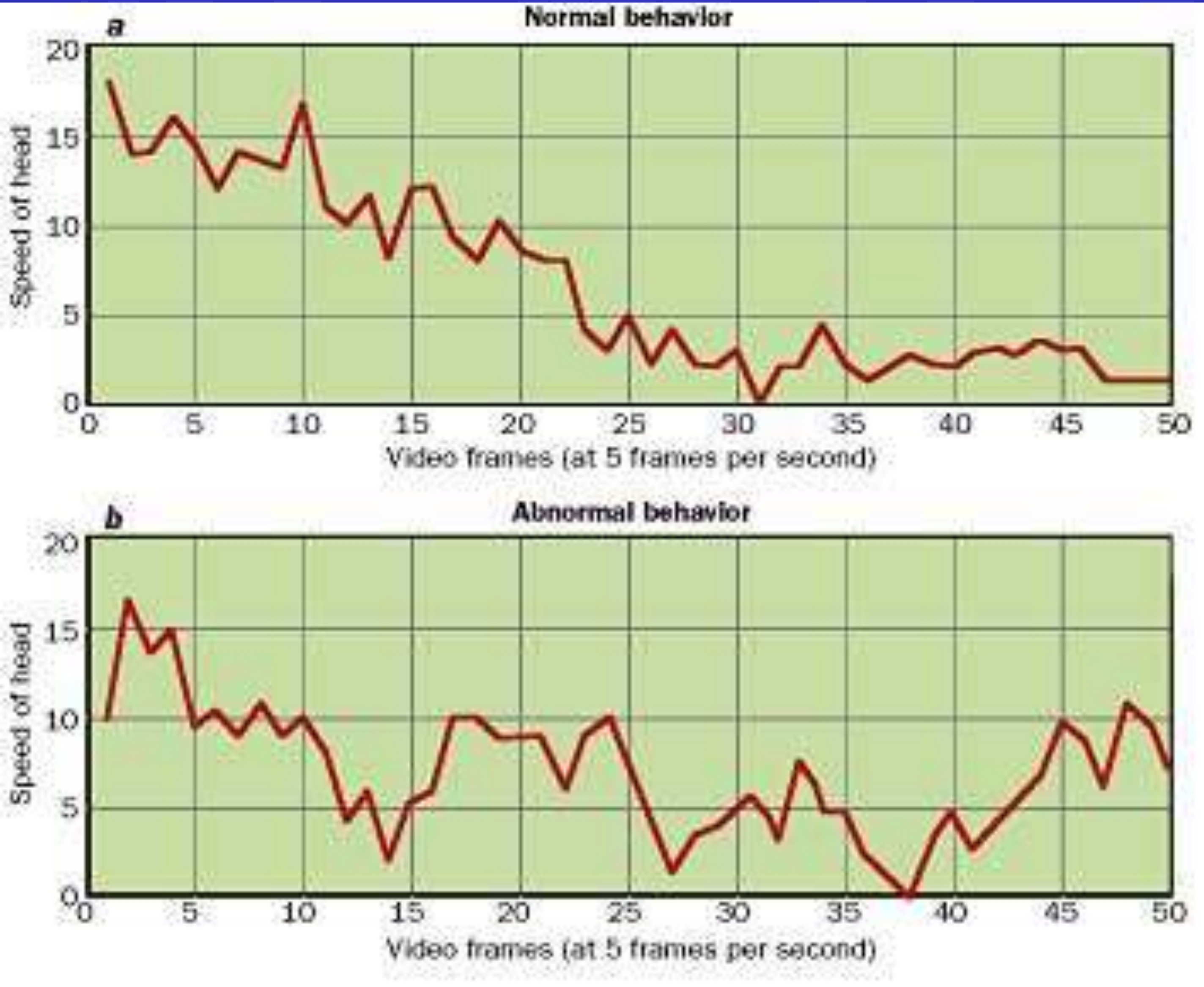
Zastosowania analizy obrazów



Strzeżenie parkingu
wykrywanie złodziei samochodów

Analiza obrazu polega na badaniu różnicy kolejnych kadrów i na wykrywaniu oraz śledzeniu poruszających się obiektów (sylwetek ludzi)

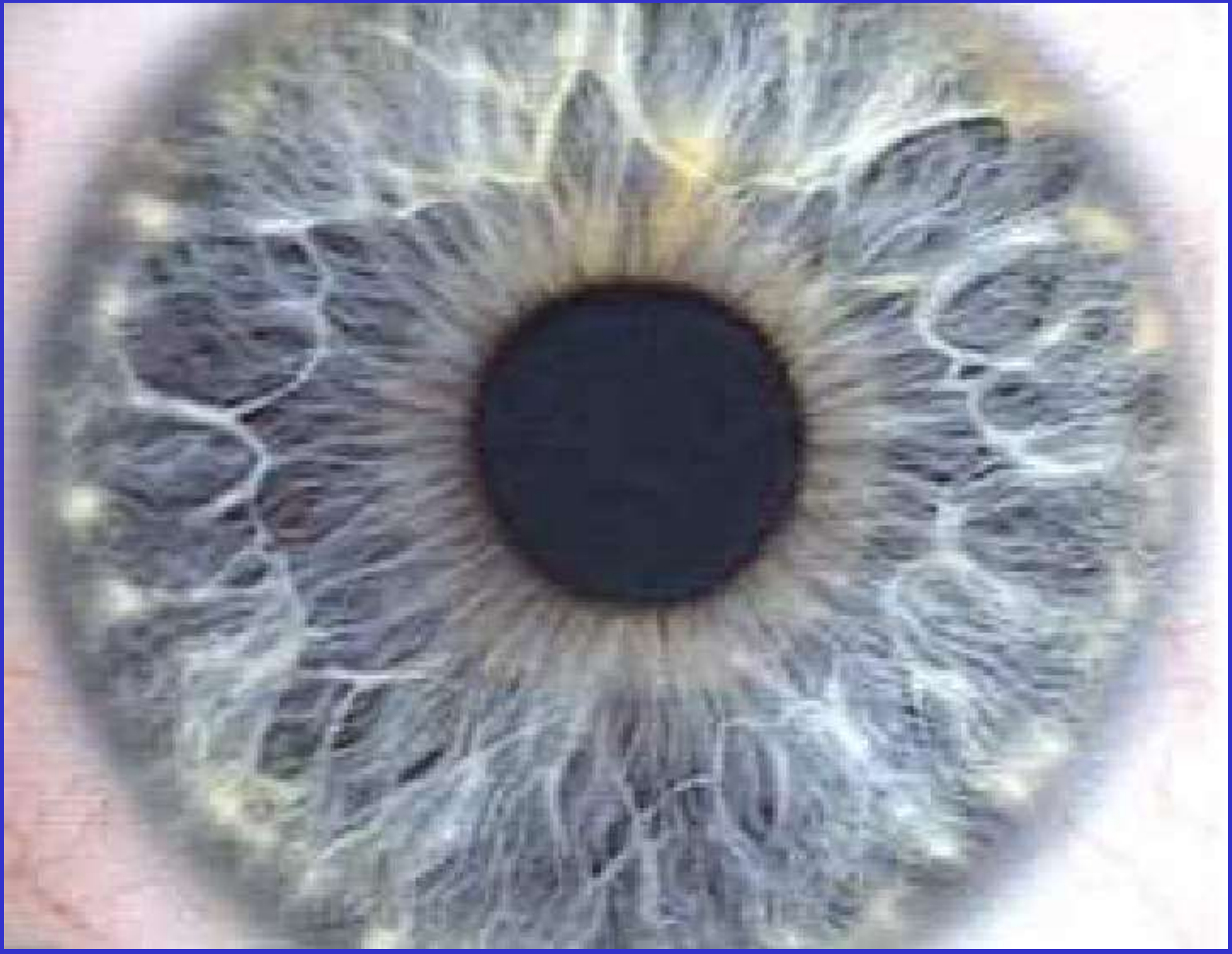
Złodziej zostaje wykryty na podstawie analizy jego zachowania.



Analizowana jest **szybkość ruchu** wybranego punktu sylwetki osoby na parkingu (głowy)

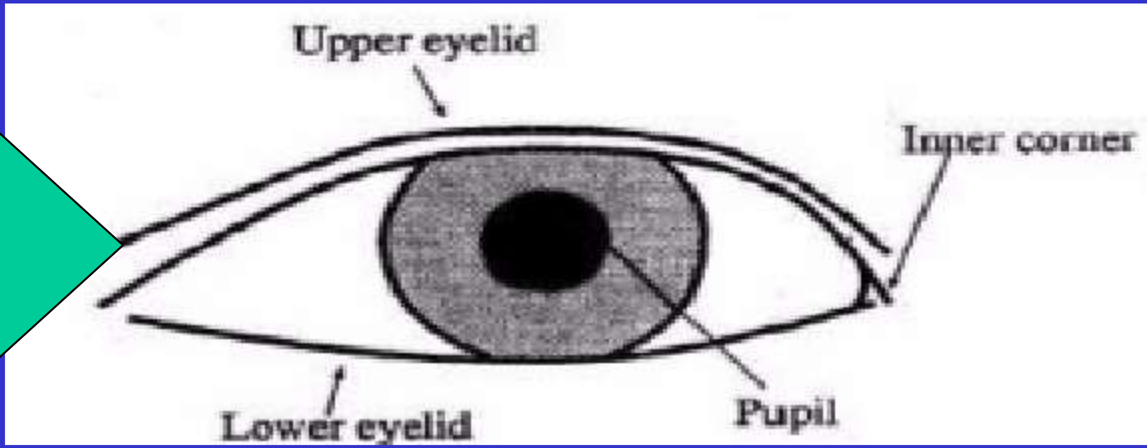
U góry ruch właściciela idącego do auta, u dołu zachowanie złodzieja szukającego łupu.

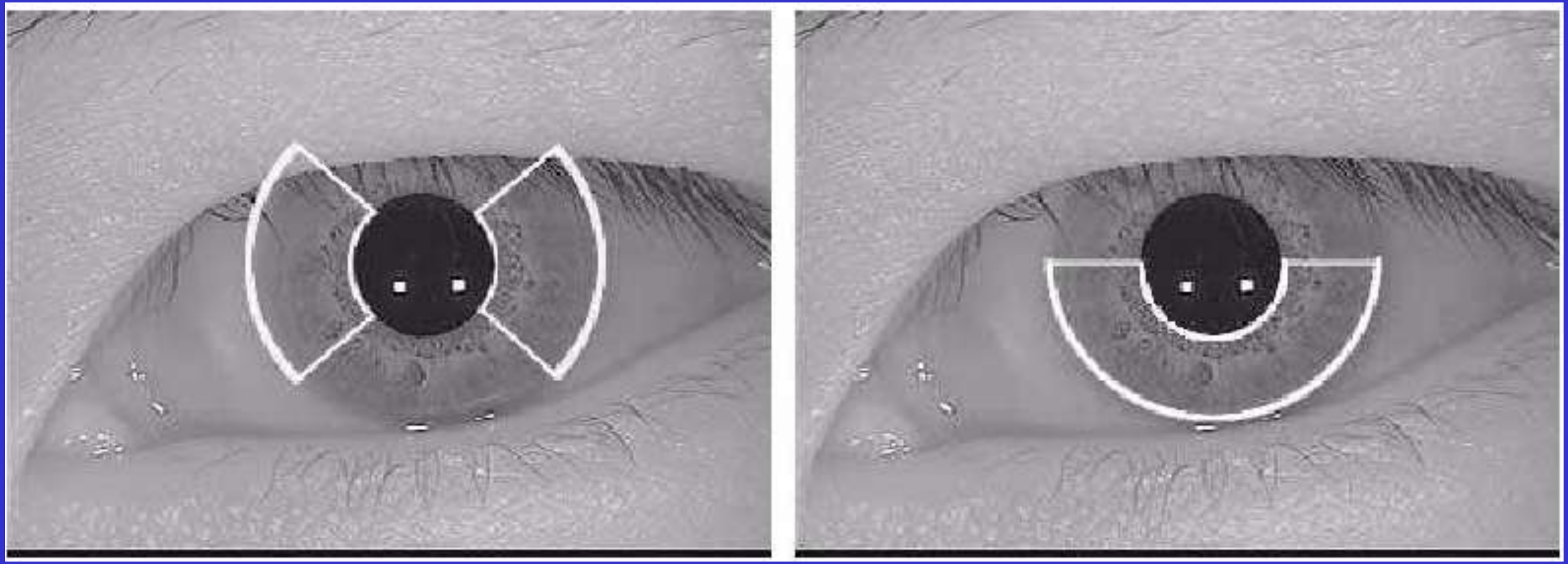
W systemach bezpieczeństwa duże nadzieje wiąże się aktualnie z możliwościami identyfikacji poprzez analizę obrazu tęczówki oka



Analiza tęczówki oka - faza 1: lokalizacja obszaru analizy

Charakterystyczne elementy

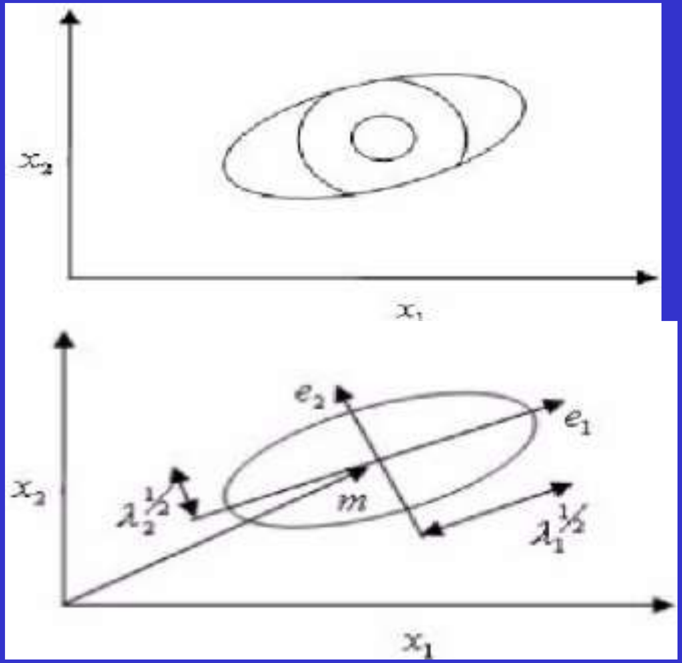




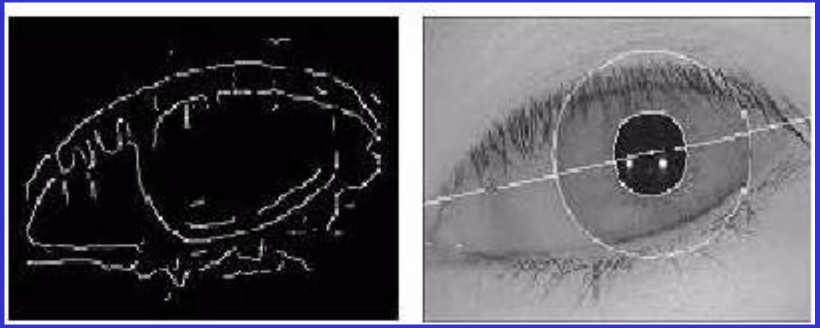
Wybór dolnego sektora jest uzasadniony faktem, że u wielu ludzi (szczególnie Azjatów) górna powieka często przesłania górny fragment tęczówki.

Analiza tęczówki oka - faza 2: ustalenie orientacji gałki ocznej

Na podstawie lokalizacji kącika łozowego i centrum źrenicy



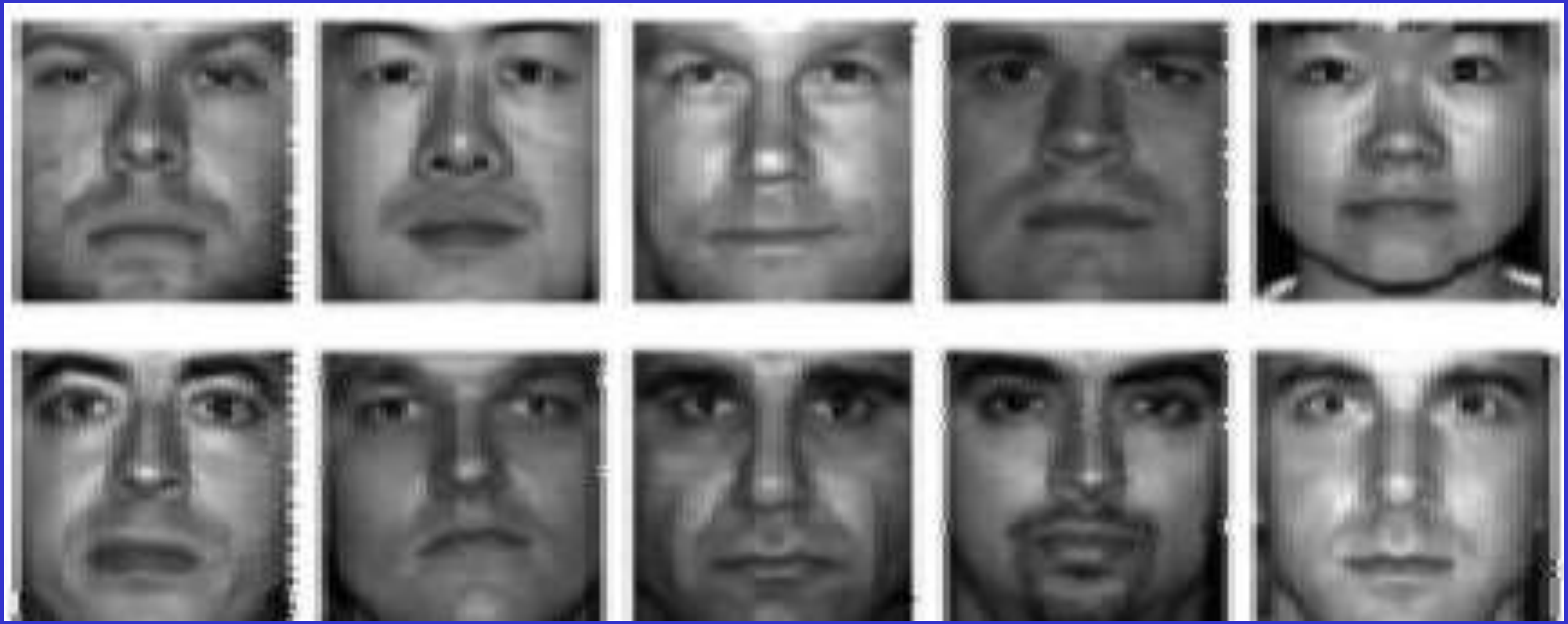
Na podstawie lokalizacji konturów oka i źrenicy (góra) a potem wyznaczenia obliczeniowego osi maksymalnej wariancji konturów oka i źrenicy (dół)



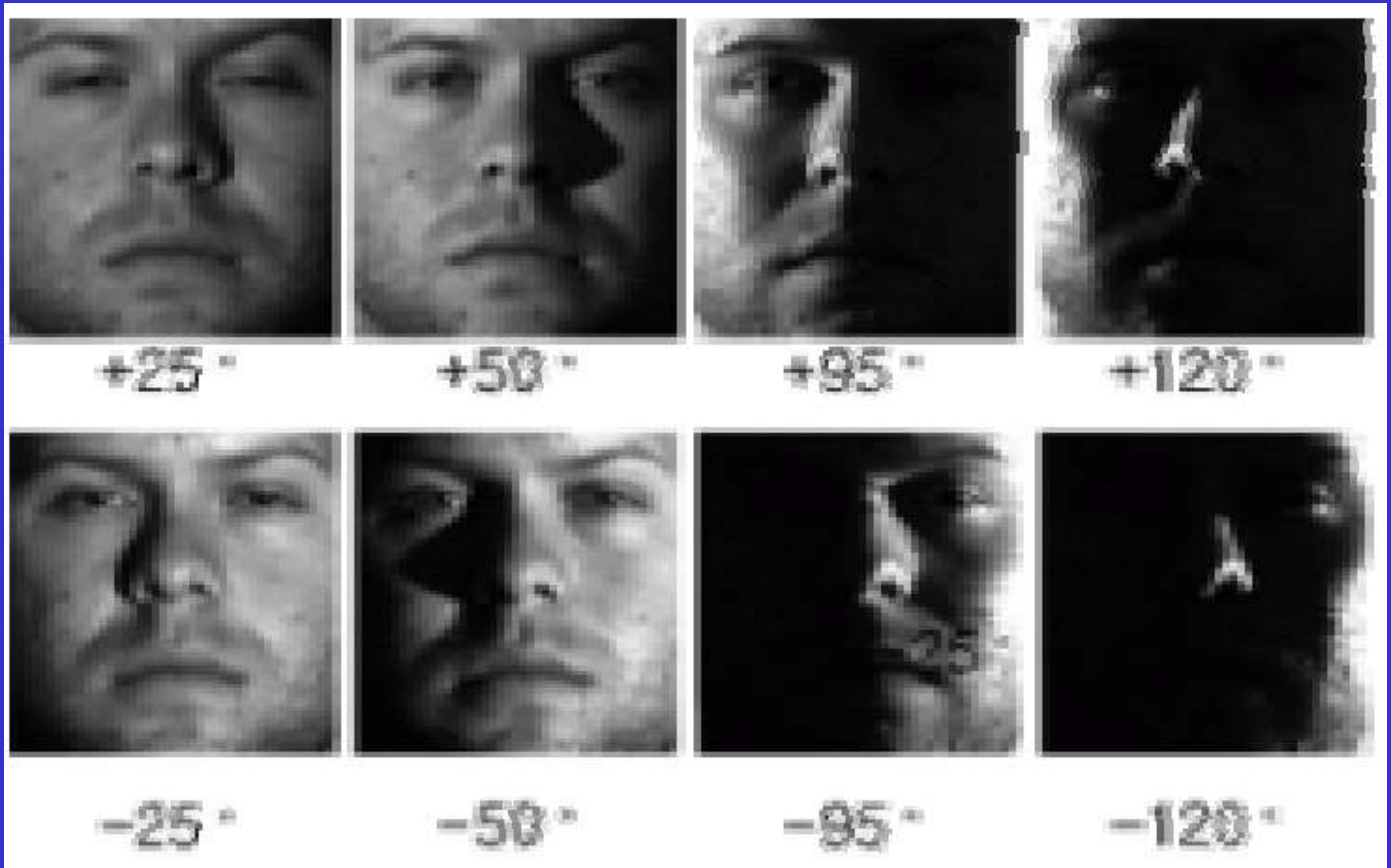
Rozpoznawanie twarzy

Do rozpoznawania wygodnie jest używać standardowego zbioru danych znanego jako

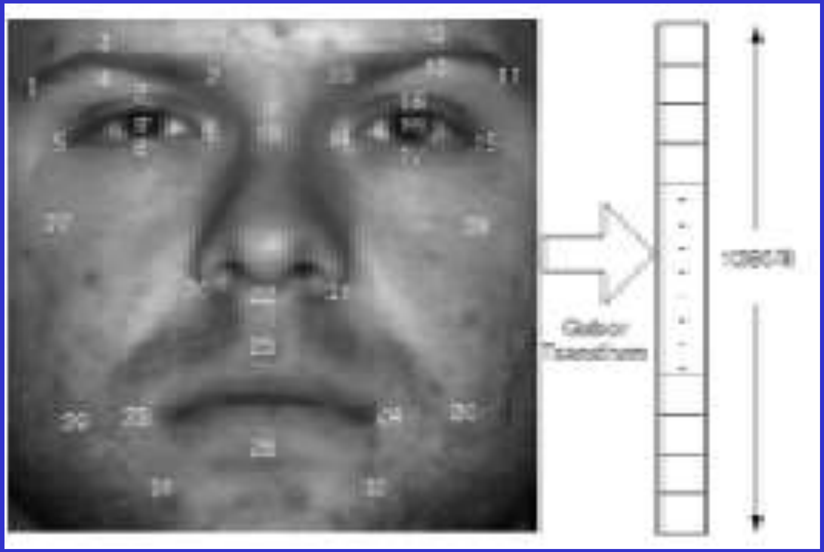
Yale University face database.
<http://cvc.yale.edu/projects/yalefacesB/yalefacesB.html>



Ta sama twarz przy różnych kątach oświetlenia



Konwersja danych dotyczących wybranych punktów twarzy do postaci wektora cech użytecznego przy rozpoznawaniu



<u>Współczynniki kształtu</u> to parametry wykorzystywane do opisu kształtu obiektów widocznych na obrazie.

Współczynniki kształtu powinny:

- dobrze różnicować obiekty o różnych kształtach
- być niezmiennicze ze względu na typowe przekształcenia związane z przetwarzaniem obrazu, takie jak obroty, przesunięcia i zmiany skali

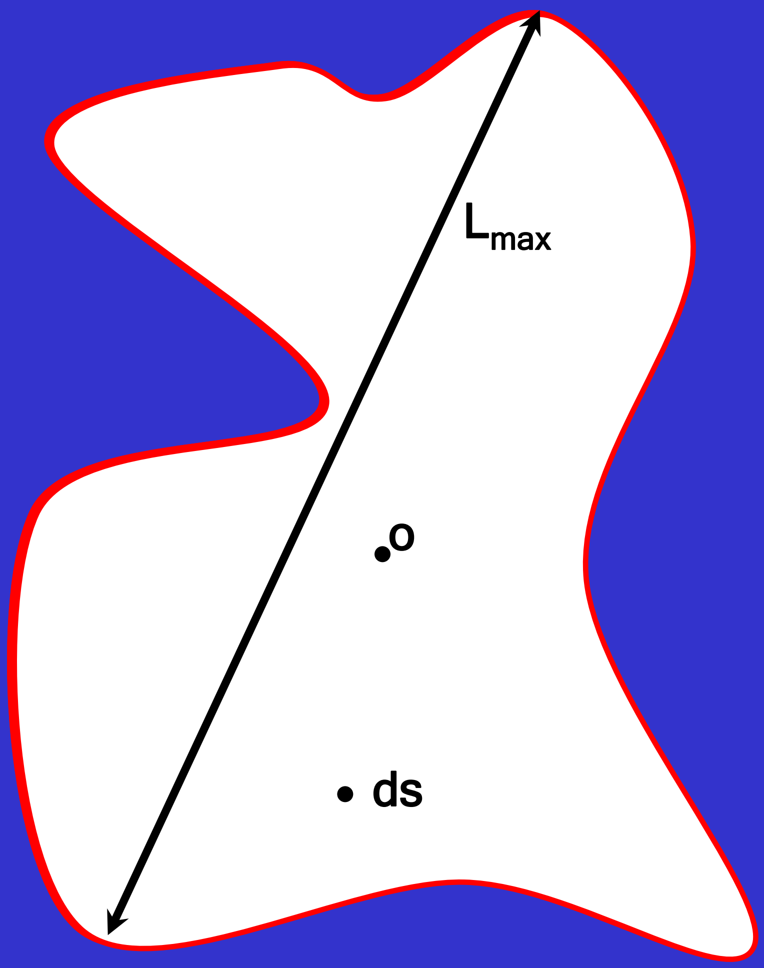
Parametry otrzymywane drogą pomiarów bezpośrednio na obrazie takie jak pole, obwód, współrzędne obiektu itd., nie wykazują oczekiwanej niezmienniczości i dlatego nie mogą być stosowane jako miary obiektywne. W ograniczonym zakresie mogą wspomagać rozpoznawanie kształtu. Wyliczenie tych parametrów będzie przydatne, a nawet niezbędne w procesie rozpoznawania kształtu obiektów przy pomocy współczynników kształtu.

Ze względu na złożoność obliczeniową współczynniki kształtu można sklasyfikować jako :

- współczynniki, które charakteryzują się możliwością szybkiego obliczania, co jest ważne w systemie mającym dostarczać wyniki w czasie rzeczywistym

- współczynniki, które są bardziej złożone obliczeniowo stosowane, gdy sposób pracy systemu (zależny od szybkości działania) nie jest parametrem krytycznym

Aby wyznaczyć współczynniki kształtu, należy posłużyć się typowymi wielkościami charakteryzującymi figury :



ds - element pola obiektu
o - środek ciężkości obiektu
r - odległość elementu pola ds od środka ciężkości obiektu
l - minimalna odległość elementu ds od konturu obiektu
r_{min} - minimalna odległość konturu od środka ciężkości
R_{max} - maksymalna odległość konturu od środka ciężkości
L_{max} - maksymalny gabaryt obiektu

Współczynnik W1

Jest to jeden z dwóch współczynników cyrkularności. Wyznacza on średnicę koła o obwodzie równym obwodowi analizowanego obiektu

$$R_{C1} = 2 \cdot \sqrt{\frac{S}{\pi}}$$

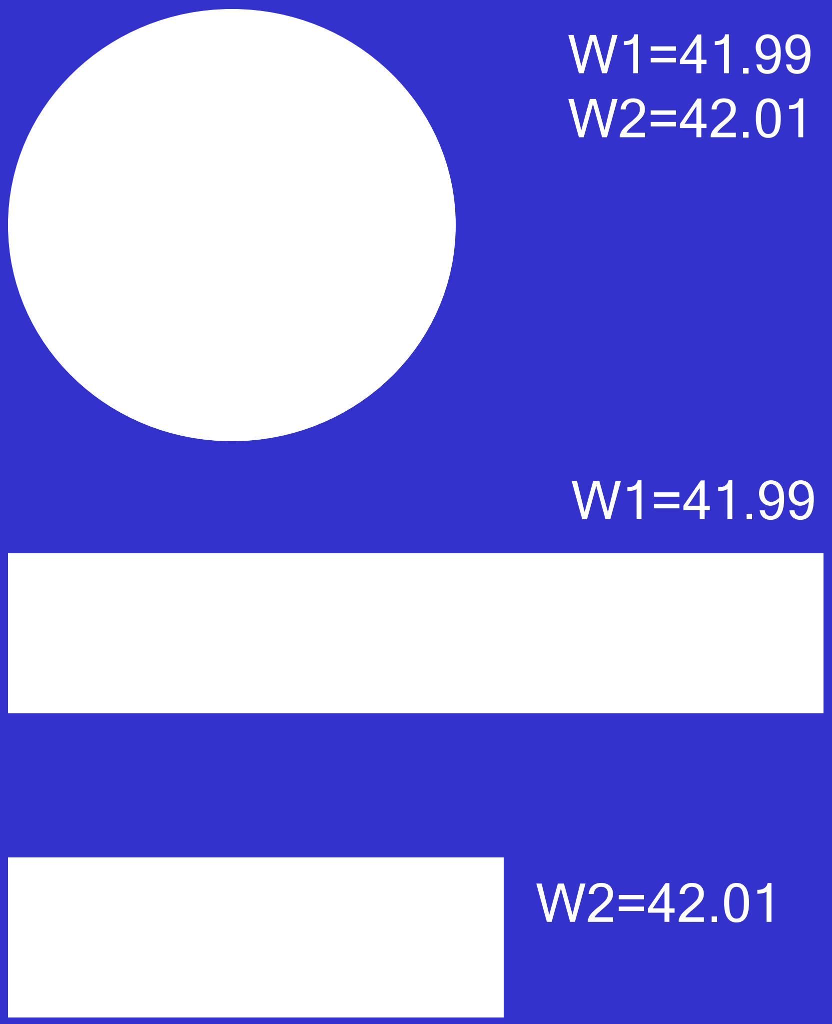
S - pole powierzchni obiektu

Współczynnik W2

Jest to jeden z dwóch współczynników cyrkularności. Wyznacza on średnicę koła, którego pole równe jest polu analizowanego obiektu.

$$R_{C2} = \frac{L}{\pi}$$

L - obwód obiektu



Jak widać współczynniki W1 i W2 praktycznie w ogóle nie różnicują kształtów obiektów. Na zamieszczonej ilustracji widać, że współczynniki W1 i W2 obliczone dla bardzo różniących się od siebie obiektów są praktycznie takie same.

Uważny obserwator zauważy, iż wartości współczynników W1 i W2 dla koła powinny być jednakowe. Niewielka różnica wynika z kwantyzacji obrazu cyfrowego, na którym dokonywane są obliczenia oraz ze skończonej dokładności obliczeń.

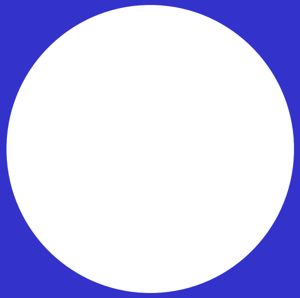
Współczynników W1 i W2 nie rozpatruje się oddzielnie.
Są one silnie zależne od wielkości obiektu i w związku z tym bez przeprowadzenia normalizacji mają niewielkie zastosowanie w trakcie analiz obrazu.
Wprowadza się w związku z tym wielkość zwaną współczynnikiem cyrkularności W9.
Współczynnik W9 jest także zwany zmodyfikowanym współczynnikiem Malinowskiej.

Współczynnik W mierzący stopień rozwinięcia brzegu:

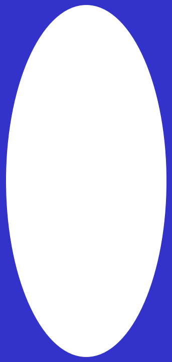
$$W = \frac{L}{2 \cdot \sqrt{\pi \cdot S}} - 1$$

L - obwód obiektu
S - pole powierzchni obiektu

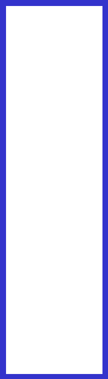
Współczynnik W cechuje się średnim zakresem zmian wartości. Przyjmowane przez niego wartości są większe dla obiektów o wydłużonym kształcie. Nie wykazuje wrażliwości na zmianę skali i obrót figury.



W=0



W=0.116



W=0.389

Współczynnik W4

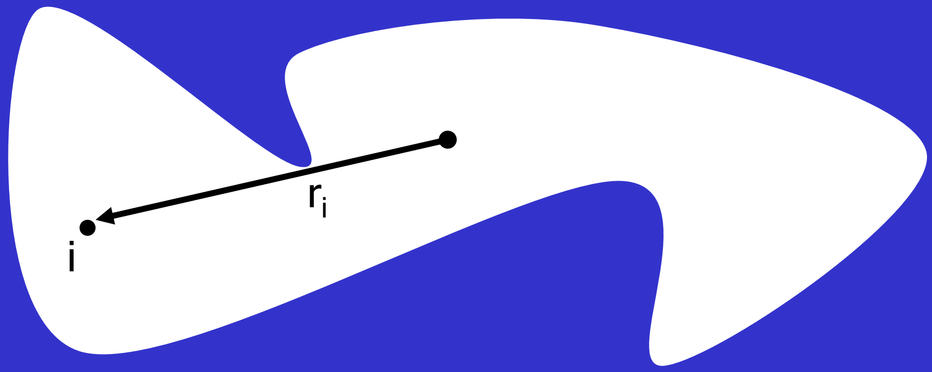
Jest to współczynnik Blaira-Blissa.

$$W_B = \frac{S}{\sqrt{2\pi \cdot \sum_i r_i^{\,2}}}$$

S - pole powierzchni obiektu

r_i - odległość piksela od środka ciężkości

i - numer piksela obiektu



Zakres zmienności tego współczynnika jest podobny jak w przypadku współczynnika cyrkularności. Podobnie, jak współczynnik Malinowskiej, nie wykazuje zmian przy zmianie skali i przy obrocie badanego obiektu.

Współczynnik W5

Jest to współczynnik Danielssona.

$$R_D = \frac{S^3}{(\sum_i l_i)^2}$$

S - pole powierzchni obiektu

l_i - minimalna odległość piksela od konturu obiektu

i - numer piksela obiektu

Współczynnik Danielssona charakteryzuje się dużym zakresem zmienności, jednak nie jest on zbyt odporny na zmiany skali. Duże zmiany tego współczynnika mają również miejsce przy obrocie obiektu. Poza tym obliczanie współczynnika Danielssona wiąże się z dużym obciążeniem systemu (czas obliczania tego współczynnika jest kilkadziesiąt razy dłuższy niż w przypadku innych współczynników).

Współczynnik W6

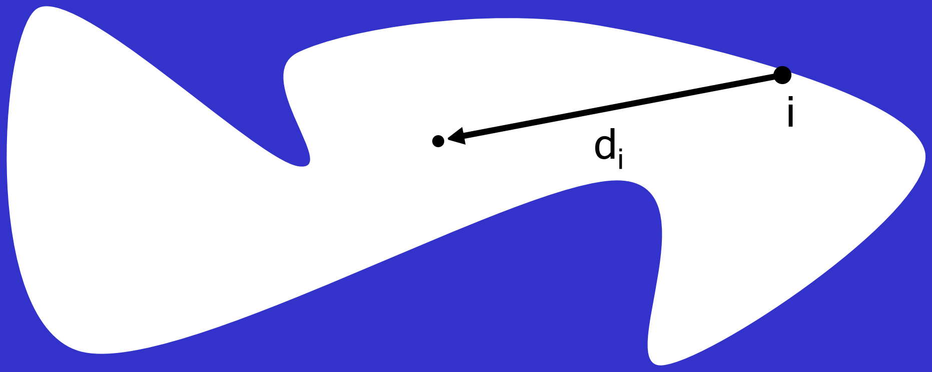
Jest to współczynnik Haralicka.

$$R_H = \sqrt{\frac{\left(\sum_i d_i\right)^2}{n \cdot \sum_i d_i^2 - 1}}$$

d_i - odległość pikseli konturu obiektu od jego środka ciężkości

n - liczba pikseli konturu

i - numer piksela konturu



Współczynnik Haralicka cechuje się bardzo niskim przedziałem zmienności. Nie jest on zniekształcany przez zmianę kształtu ani przez obrót obiektu.

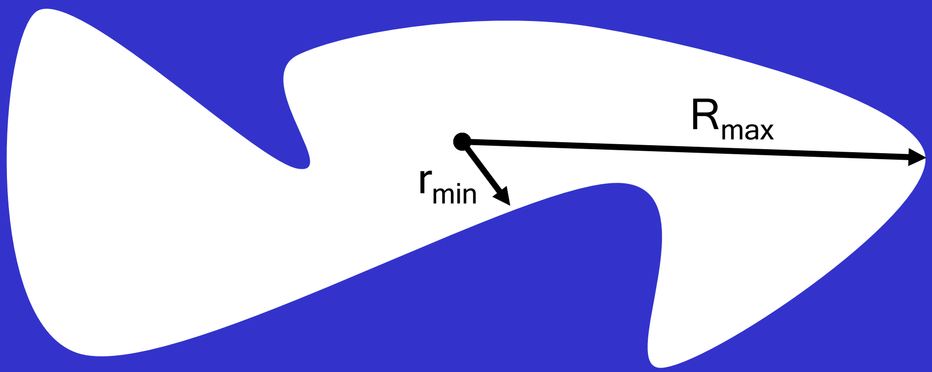
Współczynnik W7

Jest to współczynnik Lp1.

$$W7 = \frac{r_{min}}{R_{max}}$$

r_{min} - minimalna odległość konturu od środka ciężkości obiektu

R_{max} - maksymalna odległość konturu od środka ciężkości obiektu



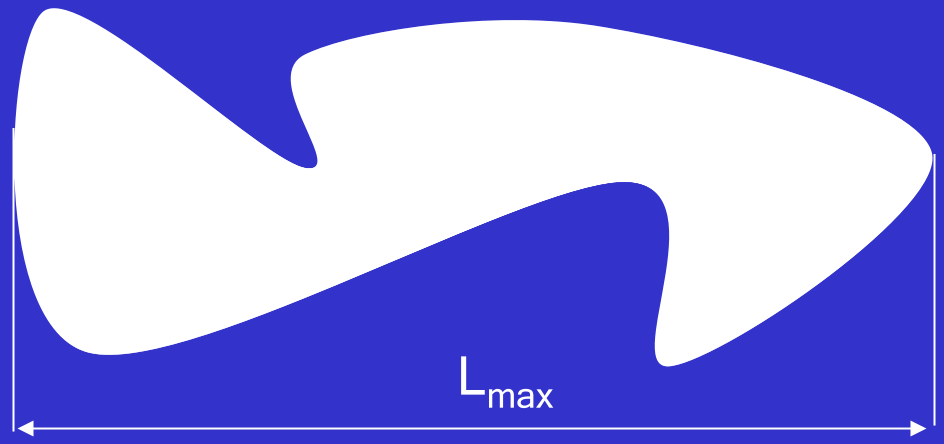
Współczynnik ten charakteryzuje cechy pośrednie. Bada on zmienność minimalnej i maksymalnej odległości środka ciężkości od konturu obiektu. współczynnik ten dobrze oddaje cyrkularność obiektu. Dla koła ma on wartość jeden.

Współczynnik W8

Jest to współczynnik Lp2.

$$W8 = \frac{L_{max}}{L}$$

Lmax - maksymalny gabaryt obiektu
L - obwód obiektu



Współczynnik Lp2 również charakteryzuje cechy pośrednie. Podaje on stosunek maksymalnego gabarytu do obwodu obiektu. Dla figur o bardzo „poszarpanym” brzegu współczynnik będzie miał małą wartość.
Dla figur regularnych współczynnik ten dobrze oddaje wydłużenie obiektu.

Współczynnik W9

Jest to zmodyfikowany współczynnik Malinowskiej.

$$W9 = \frac{2 \cdot \sqrt{\pi \cdot S}}{L}$$

S - pole powierzchni obiektu
L - obwód obiektu

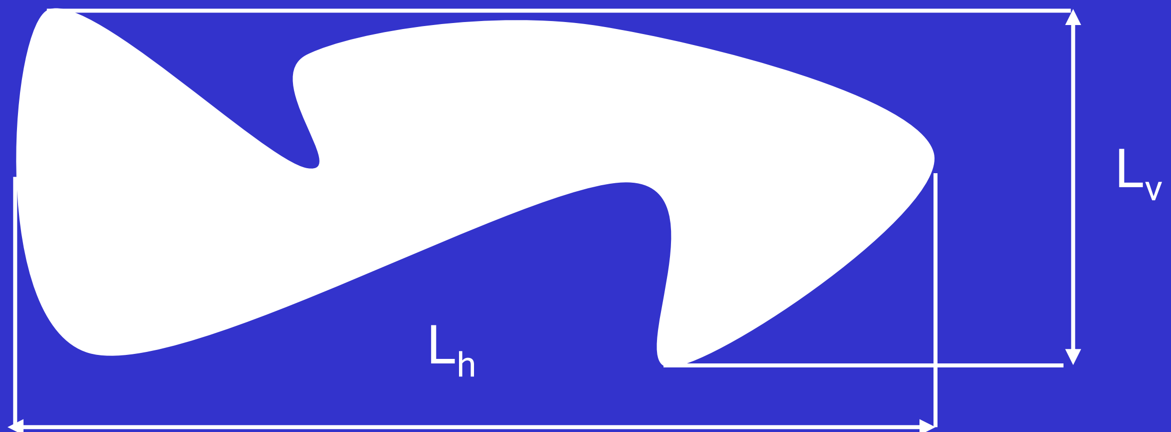
Współczynnik ten jest stosunkiem współczynników W1 i W2. Współczynnik ten jest zwany współczynnikiem cyrkularności. Im bardziej wartość tego współczynnika jest zbliżona do jedynki, tym bardziej kształt obiektu jest zbliżony do koła.

Współczynnik W10

$$W10 = \frac{L_h}{L_v}$$

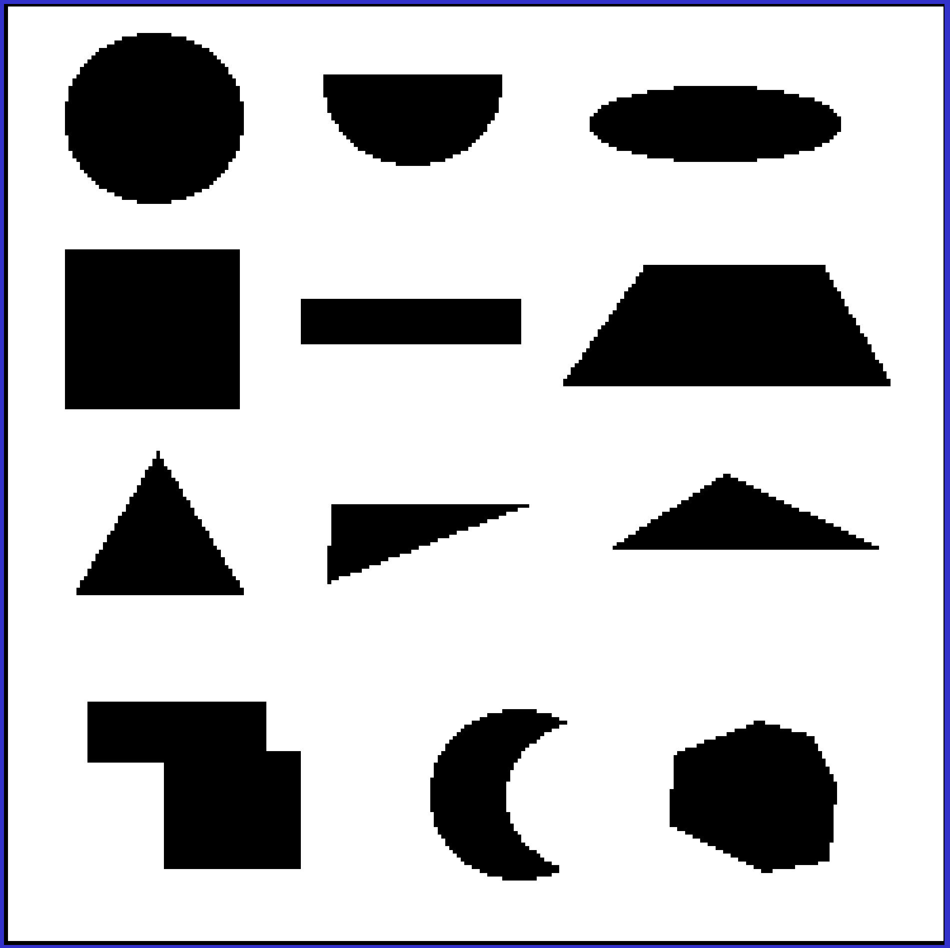
L_h- maksymalna średnica obiektu w poziomie

L_v - maksymalna średnica obiektu w pionie

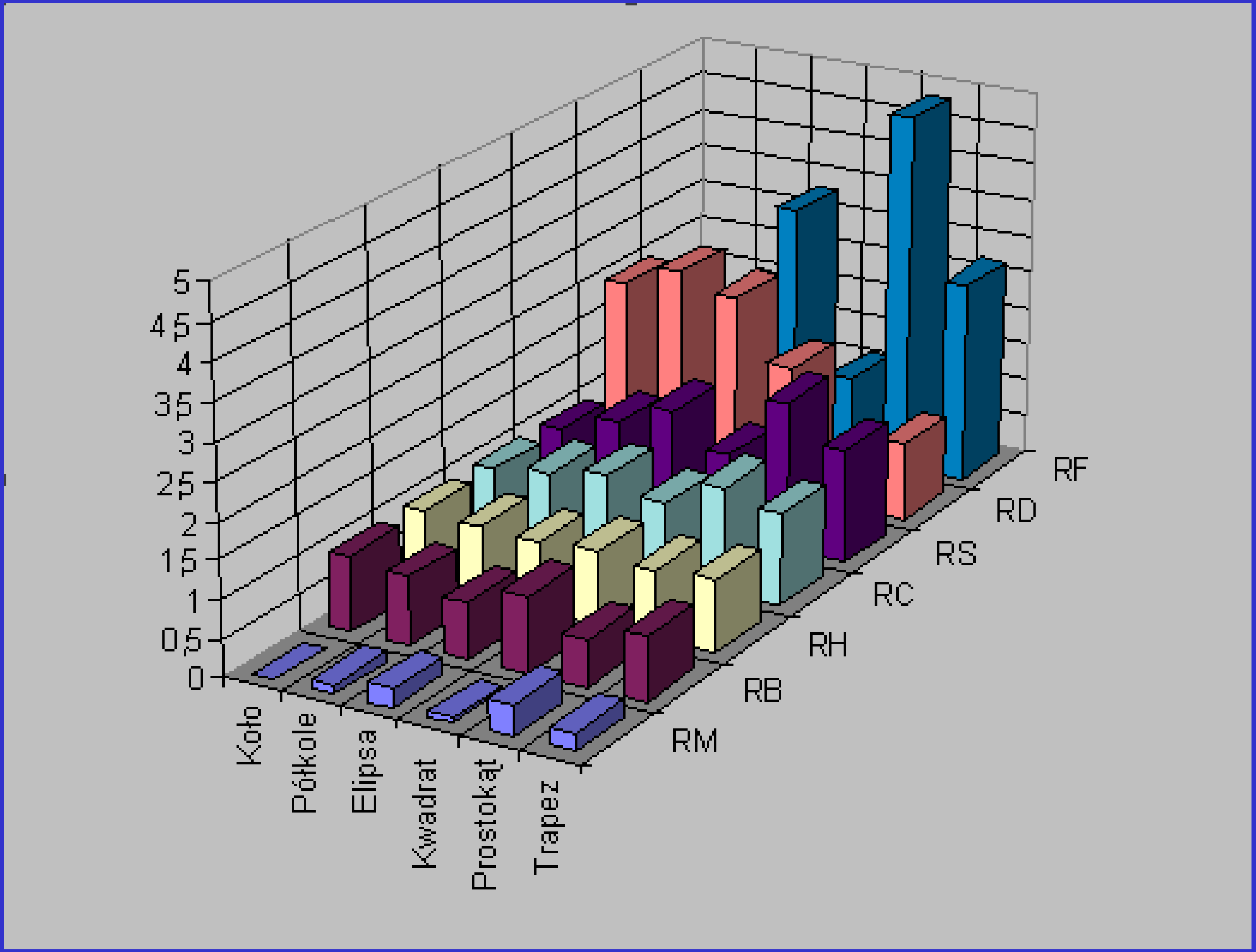


Współczynnik Fereta przyjmuje małą wartość dla obiektów wydłużonych, cechuje się dużą zmiennością, jest łatwy do wyliczenia ale podatny na zmianę skali.

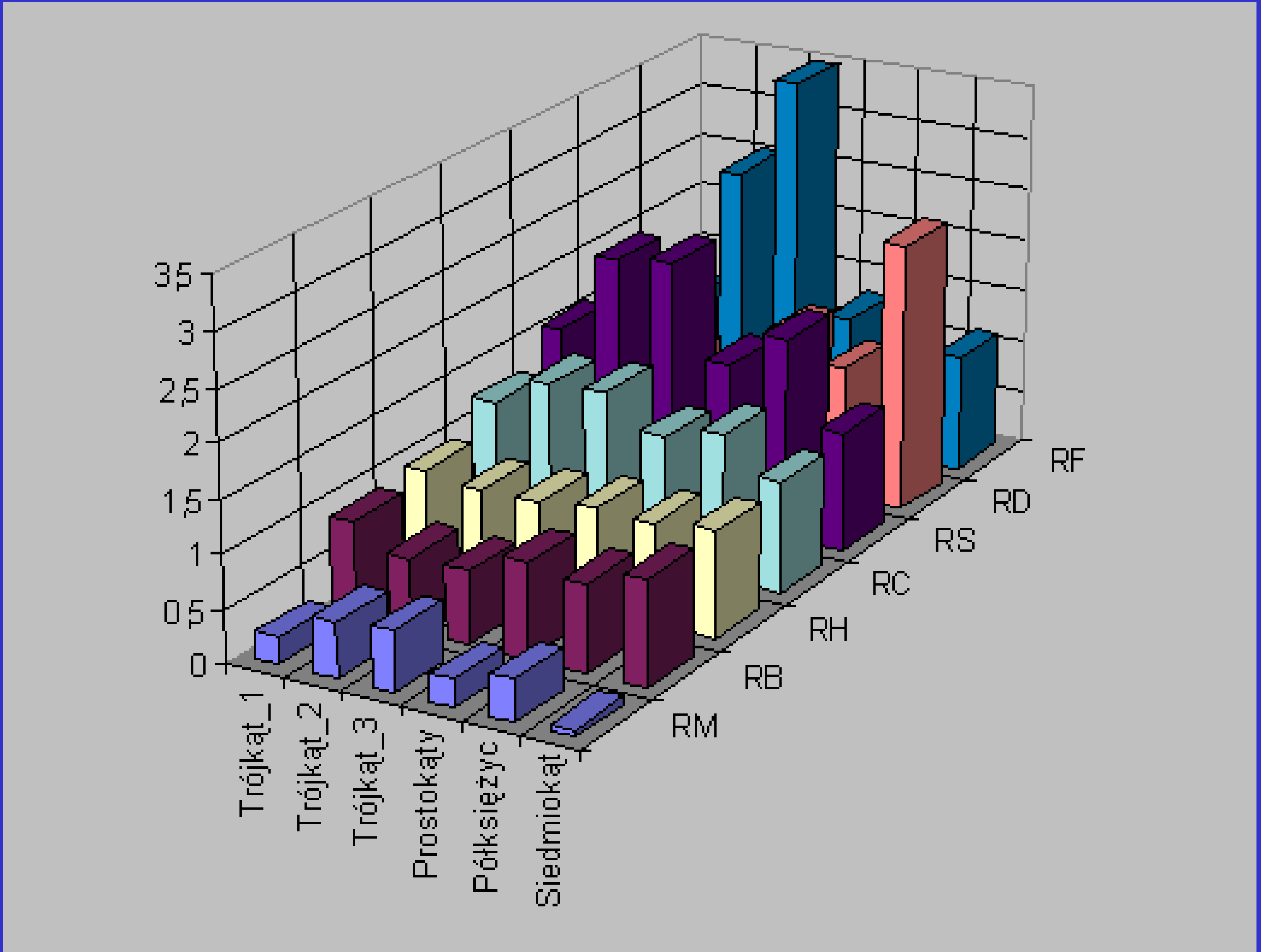
Współczynniki kształtu powinny przede wszystkim dobrze różnicować obiekty o różnych kształtach. Wyznaczono współczynniki kształtu dla obiektów przedstawionych na poniższym rysunku :



Wrażliwość współczynników kształtu dla różnych prostych figur geometrycznych ilustruje wykres :

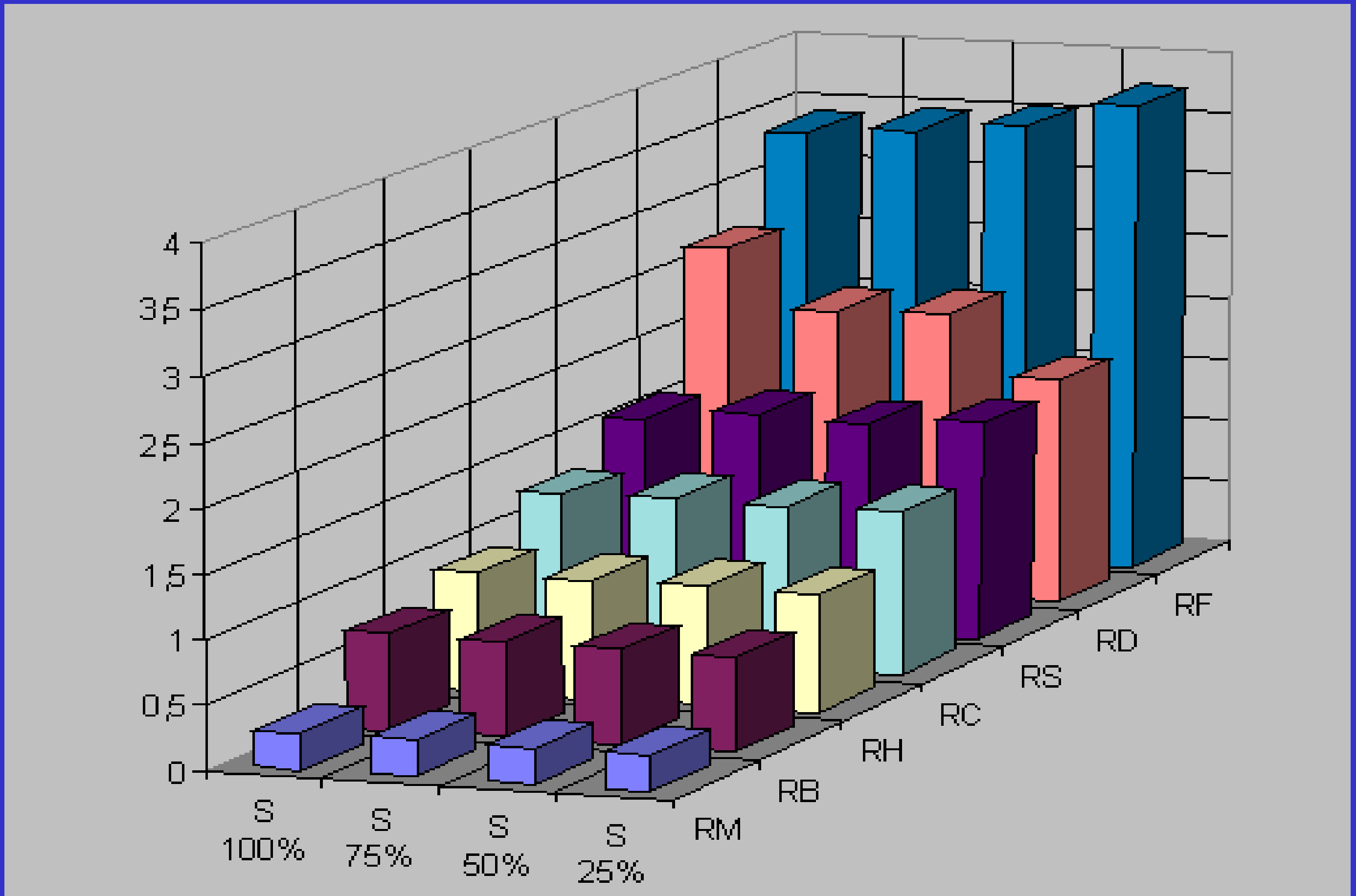


Wrażliwość współczynników kształtu dla różnych bardziej złożonych figur geometrycznych ilustruje wykres :

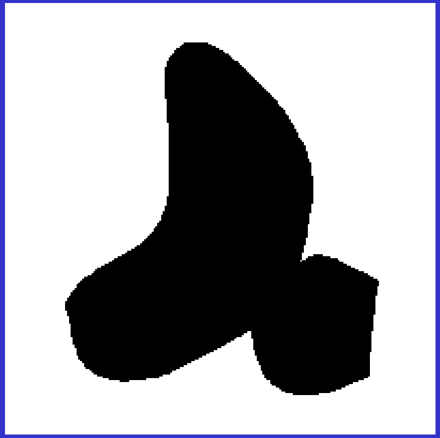


Z wykresów wynika, że największą zmiennością cechuje się współczynnik Fereta. Dużą zmienność wykazuje także współczynnik Danielssona. Mniejszą zmiennością charakteryzuje się współczynnik Malinowskiej. Współczynnik cyrkularności cechuje się podobnym zakresem zmienności co współczynnik Blaira-Blissa. Najmniejszy zakres zmienności wykazuje współczynnik Haralicka.

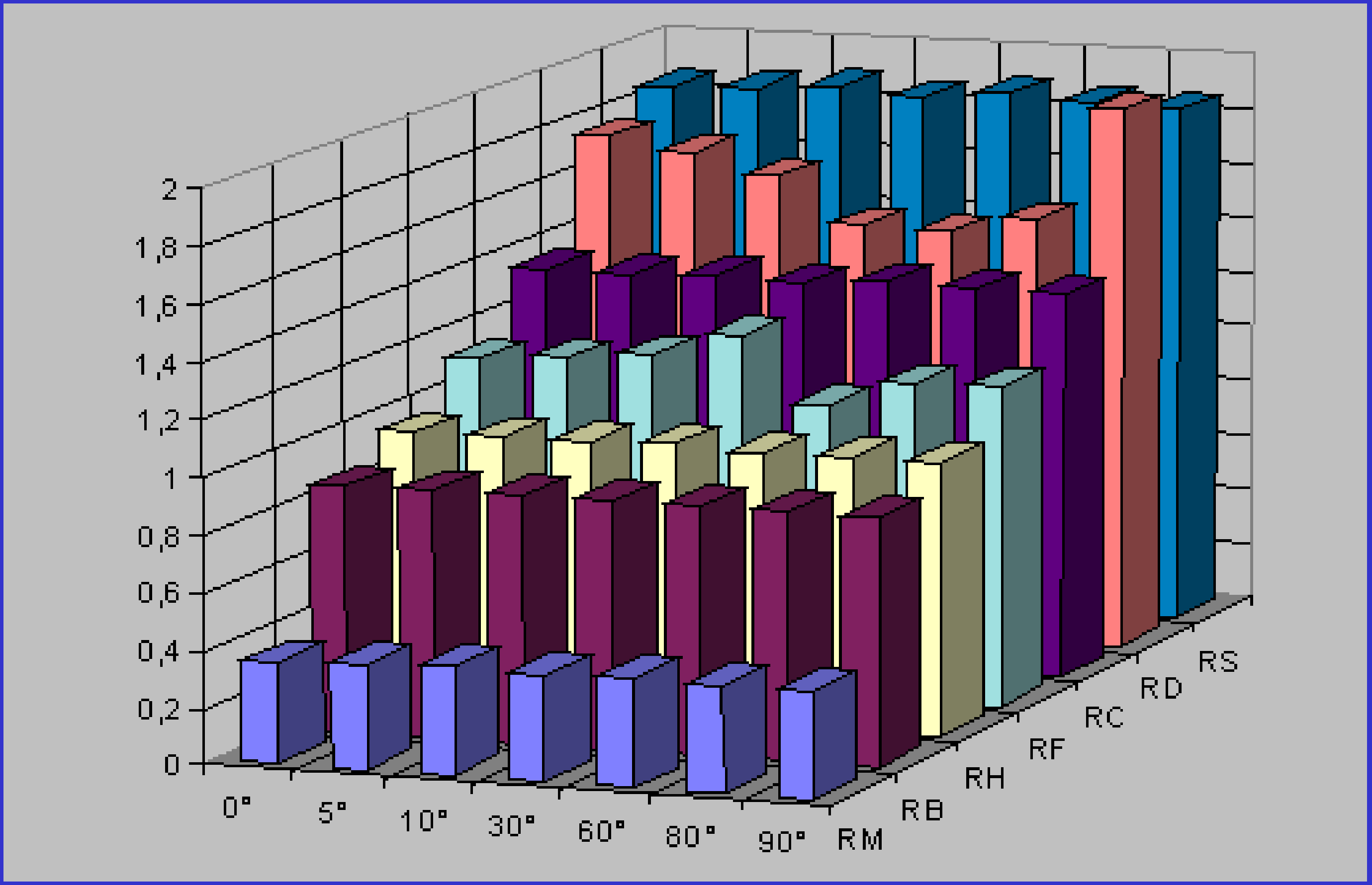
Współczynniki kształtu nie powinny być wrażliwe na zmiany sposobu przedstawienia figury. Na wykresie przedstawiono zestaw wartości współczynników kształtu dla tej samej figury (elipsy) przy różnych stopniach jej powiększenia:



Współczynniki kształtu powinny wykazywać dużą niezależność od obrotów. Na wykresie zebrano wartości wszystkich rozważanych współczynników kształtu dla obiektu, który poddano obrotowi pod kilkoma kątami :



Obiekt poddany rotacji



Do głównych zalet współczynników kształtu należy to, że drastycznie redukują one ilość informacji zawartej w obrazie. Z kilkudziesięciu tysięcy liczb opisujących obraz w kategorii pikseli rozpatrywanego rastra, jest dokonywana redukcja do pojedynczej liczby mającej równoważną (z merytorycznego punktu widzenia) przydatność praktyczną.

Kolejną zaletą współczynników kształtu jest to, że dla podobnych (lecz nie identycznych) kształtów obiektów mają zbliżone wartości. Daje to możliwość nie tylko kategorycznego rozpoznawania zadanej z góry tak zwanej klasy obiektów, lecz pozwala również na określenie stopnia podobieństwa nieznanego obiektu do poszczególnych znanych klas.

Momenty geometryczne obok współczynników kształtu są drugą grupą parametrów służących do opisu kształtu obiektów.

Współczynniki kształtu mogą okazać się niewystarczającym zestawem cech opisujących formę różnych obiektów. Ustawicznie poszukuje się nowych parametrów. Momenty geometryczne są Jednymi z bardziej obiecujących, gdyż wykazują mniejszą czułość na zniekształcenia niż współczynniki kształtu.

Dwuwymiarowy moment geometryczny rzędu (p+q) dla funkcji f(x,y) jest zdefiniowany jako :

$$m_{pq} = \int_{-\infty}^{\infty}\int_{-\infty}^{\infty} x^p \cdot y^q \cdot f(x,y)\,dx\,dy$$

Moment centralny rzędu (p+q) dla funkcji f(x,y) jest Zdefiniowany jako :

$$M_{pq} = \int_{-\infty}^{\infty}\int_{-\infty}^{\infty} (x-\tilde{x})^p \cdot (y-\tilde{y})^q \cdot f(x,y)\,dx\,dy$$

gdzie :

$$\tilde{x} = \frac{m_{10}}{m_{00}} \qquad \tilde{y} = \frac{m_{01}}{m_{00}}$$

Dla cyfrowego obrazu podwójne całki mogą być aproksymowane sumami. W ten sposób dla prostokątnej matrycy o wymiarach [m ^{x} n] składającej się z punktów x_{ij} otrzymujemy :

$$m_{pq} = \sum_{i=1}^{m} \sum_{j=1}^{n} i^{p} \cdot j^{q} \cdot x_{ij}$$

moment zwykły

$$\tilde{i} = \frac{m_{10}}{m_{00}} \qquad \tilde{j} = \frac{m_{01}}{m_{00}}$$

współrzędne środka ciężkości

$$M_{pq} = \sum_{i=1}^{m} \sum_{j=1}^{n} (i - \tilde{i})^{p} \cdot (j - \tilde{j})^{q} \cdot x_{ij}$$

moment centralny

Moment zwykły rzędu zerowego jest równy :

$$m_{00} = \sum_{i=1}^{m} \sum_{j=1}^{n} x_{ij}$$

Jest to po prostu suma wartości poszczególnych pikseli, czyli „ciężar” obiektu.

Moment zwykły rzędu pierwszego (1,0) jest równy :

$$m_{10} = \sum_{i=1}^{m} \sum_{j=1}^{n} i^{1} \cdot j^{0} \cdot x_{ij} = \sum_{i=1}^{m} \sum_{j=1}^{n} i \cdot x_{ij}$$

Moment zwykły rzędu pierwszego (0,1) jest równy :

$$m_{01} = \sum_{i=1}^{m} \sum_{j=1}^{n} i^{0} \cdot j^{1} \cdot x_{ij} = \sum_{i=1}^{m} \sum_{j=1}^{n} j \cdot x_{ij}$$

Momenty te służą do wyznaczania środka ciężkości obiektu.
Współrzędne tego punktu otrzymujemy obliczając :

$$\tilde{i} = \frac{m_{10}}{m_{00}} \qquad \tilde{j} = \frac{m_{01}}{m_{00}}$$

Z punktu widzenia rozpoznawania obrazu najbardziej interesują nas tzw. niezmienniki momentowe. Są to takie wartości, obliczone na podstawie momentów niskich rzędów, które są niezmiennicze ze względu na obrót, zmianę skali i przesunięcie.

Aby dogodniej zapisać niezmienniki momentowe, wprowadza się momenty znormalizowane:

$$N_{pq} = \frac{M_{pq}}{m^{\zeta}{}_{00}}$$

gdzie:

$$\zeta = \frac{p+q}{2} + 1$$

p+q=2,3,4,...

Wartości niektórych niezmienników momentowych:

$$\underline{M1} = N_{20} + N_{02}$$

$$\underline{M2} = (N_{20} - N_{02})^2 + 4 \cdot N_{11}^2$$

$$\underline{M3} = (N_{30} - 3 \cdot N_{12})^2 + (3 \cdot N_{21} - N_{03})^2$$

$$\underline{M4} = (N_{30} - N_{12})^2 + (N_{21} - N_{03})^2$$

$$\underline{M5} = (N_{30} - 3 \cdot N_{12}) \cdot (N_{30} + N_{12}) \cdot$$

$$\cdot [(N_{30} + N_{12})^2 - 3 \cdot (N_{21} + N_{03})^2] +$$

$$+ (3 \cdot N_{21} - N_{03}) \cdot (N_{21} + N_{03}) \cdot$$

$$\cdot [3 \cdot (N_{30} + N_{12})^2 - (N_{21} + N_{03})^2]$$

$$\underline{M6} = (N_{20} - N_{02}) \cdot [(N_{30} + N_{12})^2 - (N_{21} + N_{03})^2] +$$

$$+ 4 \cdot N_{11} \cdot (N_{30} + N_{12}) \cdot (N_{21} + N_{03})$$

$$\underline{M7} = N_{20} \cdot N_{02} - N_{11}^2$$

$$\underline{M8} = N_{30} \cdot N_{12} + N_{21} \cdot N_{03} - N_{12}^2 - N_{21}^2$$

$$\underline{M9} = N_{20} \cdot (N_{21} \cdot N_{03} - N_{12}^2) + N_{02} \cdot (N_{30} \cdot N_{12} - N_{21}^2) -$$

$$- N_{11} \cdot (N_{30} \cdot N_{03} - N_{21} \cdot N_{12})$$

$$\underline{M10} = (N_{30} \cdot N_{03} - N_{12} \cdot N_{21})^2 -$$

$$- 4 \cdot (N_{30} \cdot N_{12} - N_{21}^2) \cdot (N_{03} \cdot N_{21} - N_{12})$$

Poniższa tabela ilustruje wartości niezmienników momentowych dla przykładowych figur oraz po wykonaniu przekształceń geometrycznych (rotacja, zmiana skali).

	♠	Rot. 180º	♥	Rot. -45º	skalo-wanie	♦	Rot. 90º	♣	Rot. 45º	elipsa	
M1	1,920	1,919	1,867	1,866	1,873	1,986	1,987	2,033	2,033	2,015	x10
M2	4,387	4,371	5,052	5,004	5,170	10,65	10,66	3,014	3,040	15,24	$x10^3$
M3	0,715	0,704	1,435	1,434	1,473	0,018	0,024	2,313	2,323	0	$x10^3$
M4	0,295	0,270	8,052	8,010	8,600	0,475	0,656	5,641	5,749	0	$x10^5$
M5	0,123	0,097	27,34	27,13	30,58	0,004	0,082	20,35	20,97	0	$x10^9$
M6	0,185	0,162	5,702	5,650	6,162	0,490	0,678	3,096	3,167	0	$x10^6$
M7	-14,1	-11,10	-15,4	-14,7	0,559	0,004	-0,02	10,23	13,49	0	x10

By Mr. D. Pycock z University of Birmingham

Zalety i wady momentów geometrycznych :

- wyrażenia momentowe nie są zbyt wrażliwe na zmiany kształtów obiektów

- wpływ dyskretyzacji daje błąd rzędu kilku procent

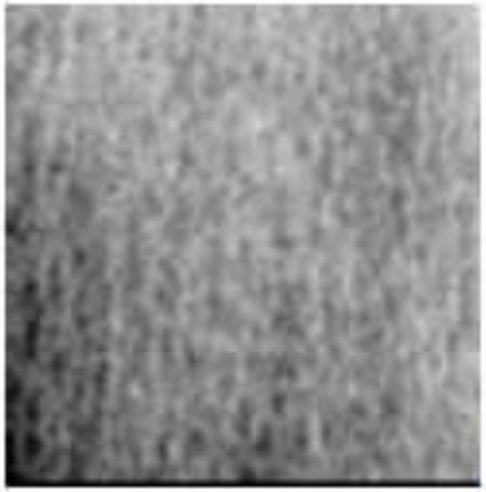
- błąd rośnie w miarę wzrostu rzędu momentów

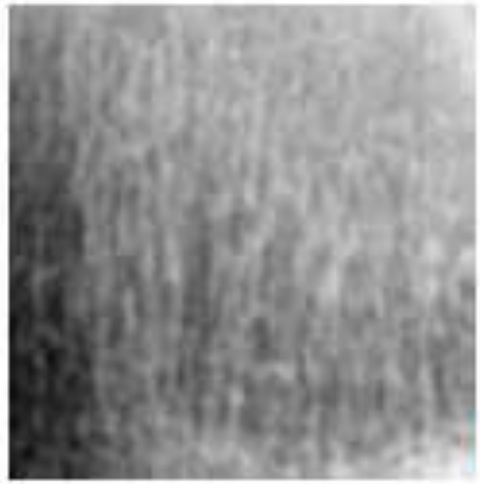
- algorytmy obliczania momentów są bardzo szybkie

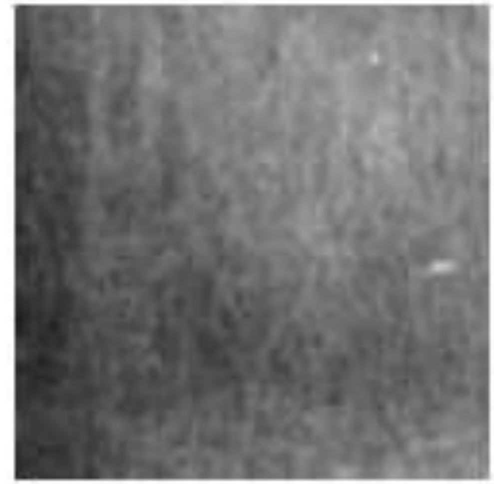
- największą inwariantność wykazują momenty M1 i M7

Tekstury

W wielu problemach obrazowej diagnostyki medycznej cechą braną pod uwagę nie są **kształty** obserwowanych obiektów, ale ich **tekstura**.


a)


b)

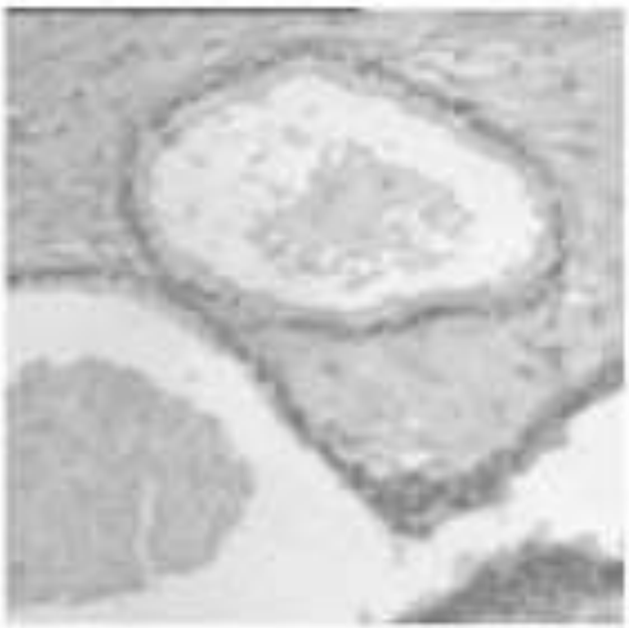

c)

tkanka zdrowa, BMD = 0.56 (a),

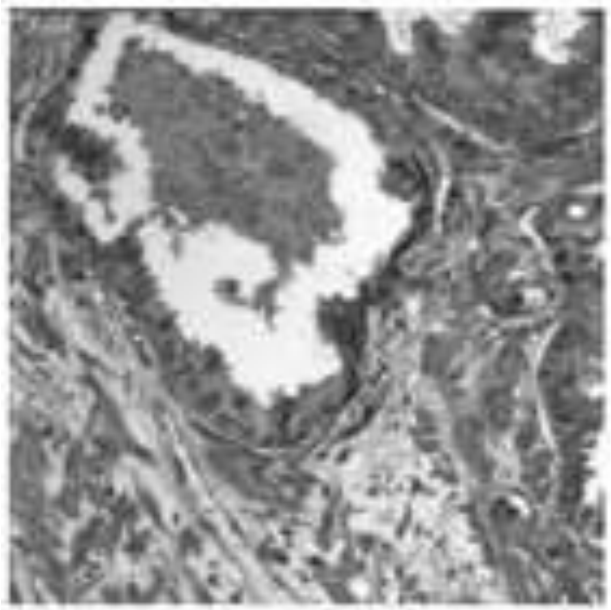
osteopenia, BMD = 0.31 (b),

osteoporoza, BMD = 0.14 (c)

Obrazy medyczne mające różne znaczenie diagnostyczne bardzo często różnią się pod względem tekstury.



Przerost prostaty



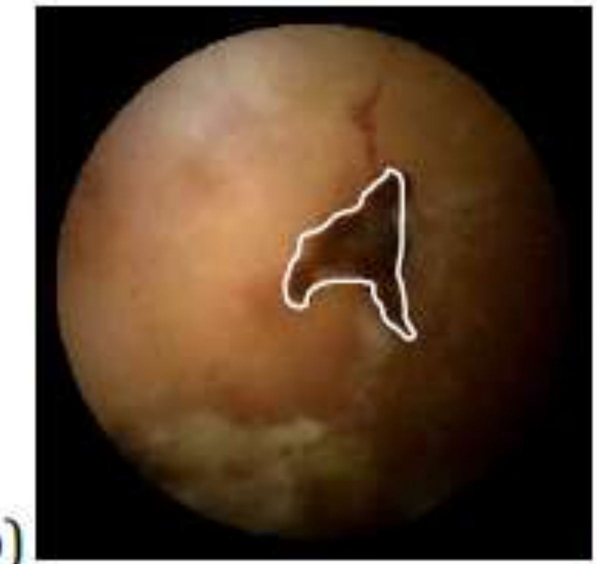
Początek zmian

Rak

Obraz optyczny fragmentu jelita grubego, zaznaczony obszar owrzodzenia (a), krwawienia (b) oraz wybroczyny (c)

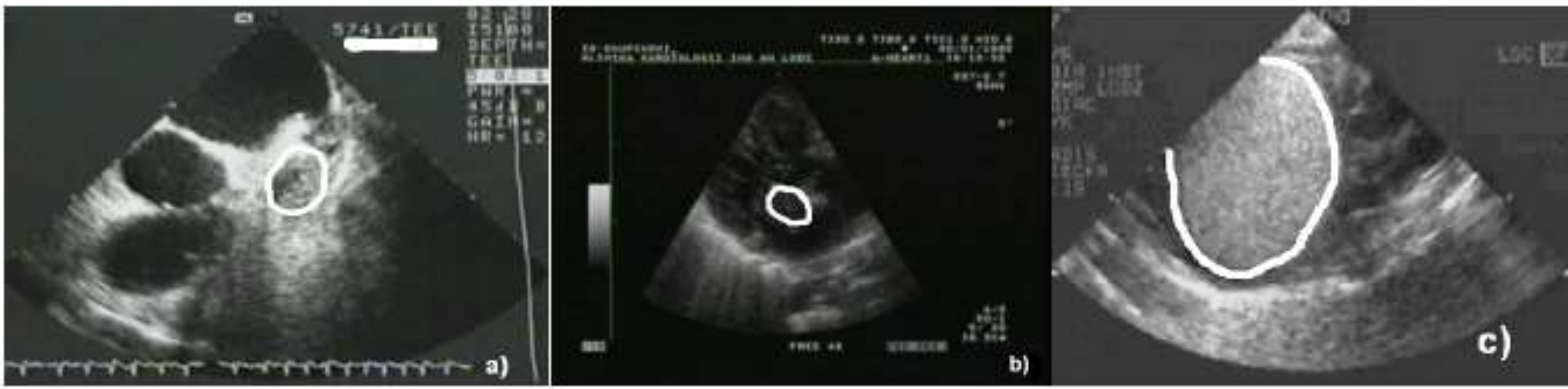
a)

b)

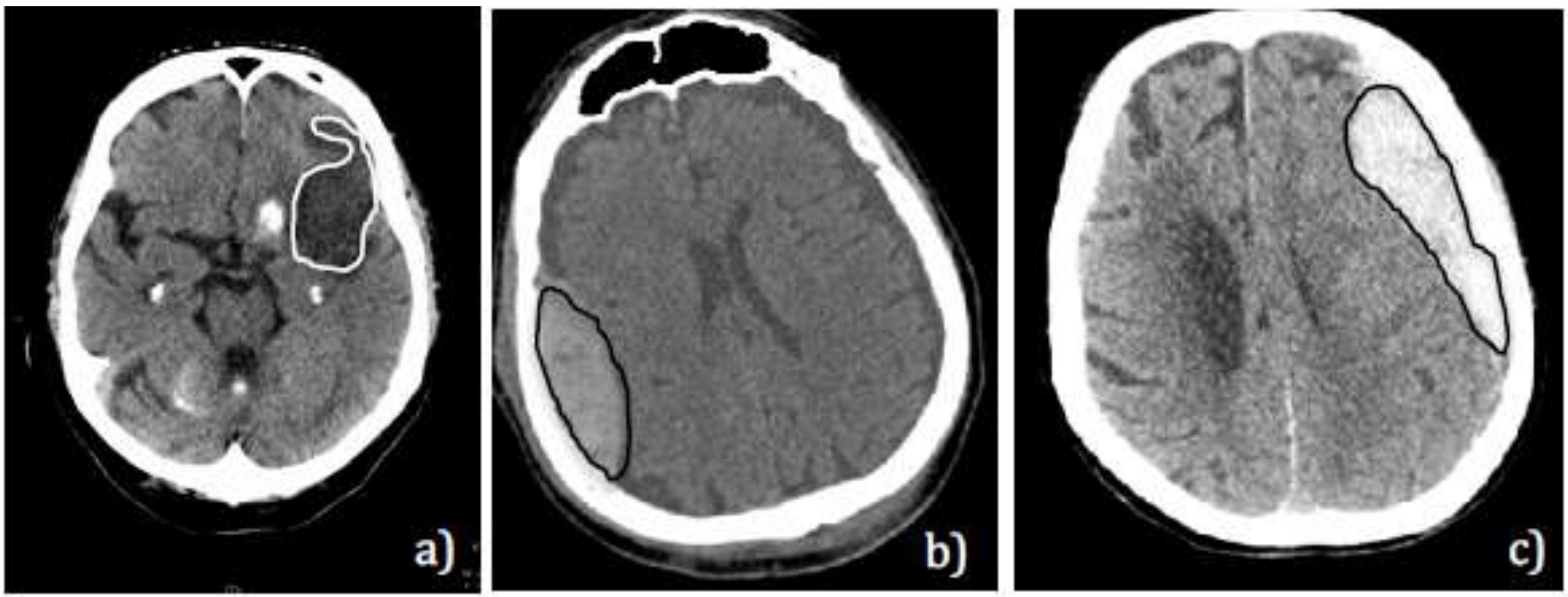


c)

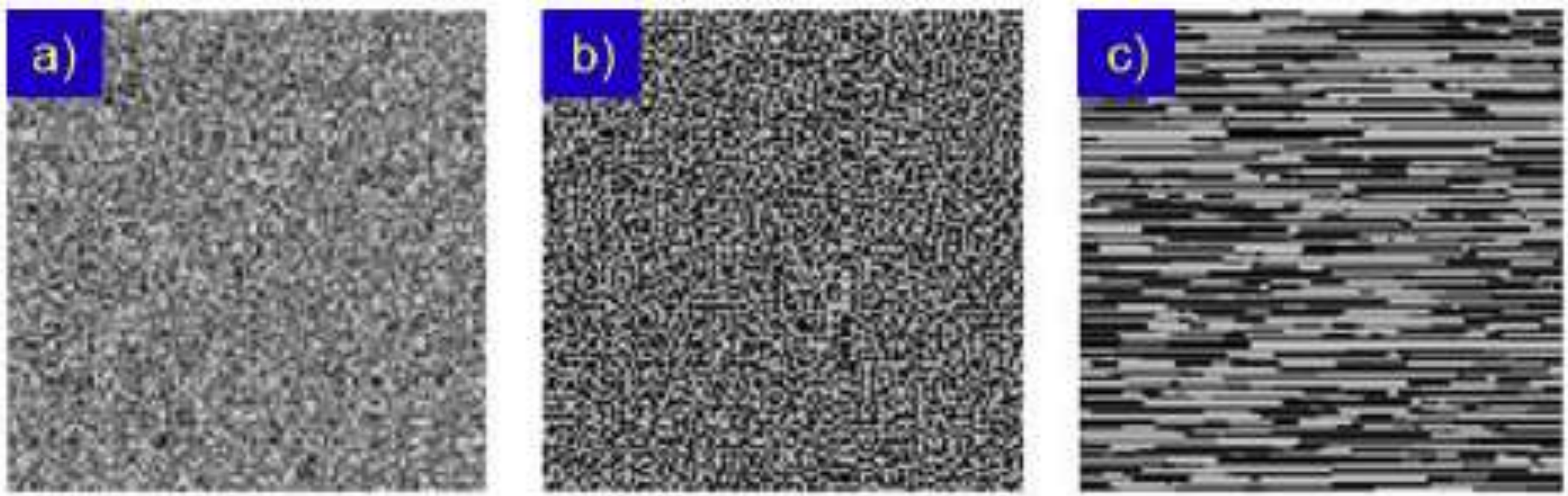
Obraz USG serca zaznaczonymi różnymi rodzajami mas sercowych: skrzeplina (a), guz złośliwy (b), guz łagodny (c)



Przykładowe tekstury w obrazach CT przekroju przez mózg, zaznaczone obszar udaru (a) oraz krwiaków nadtwardówkowego (b) i podtwardówkowego (c)

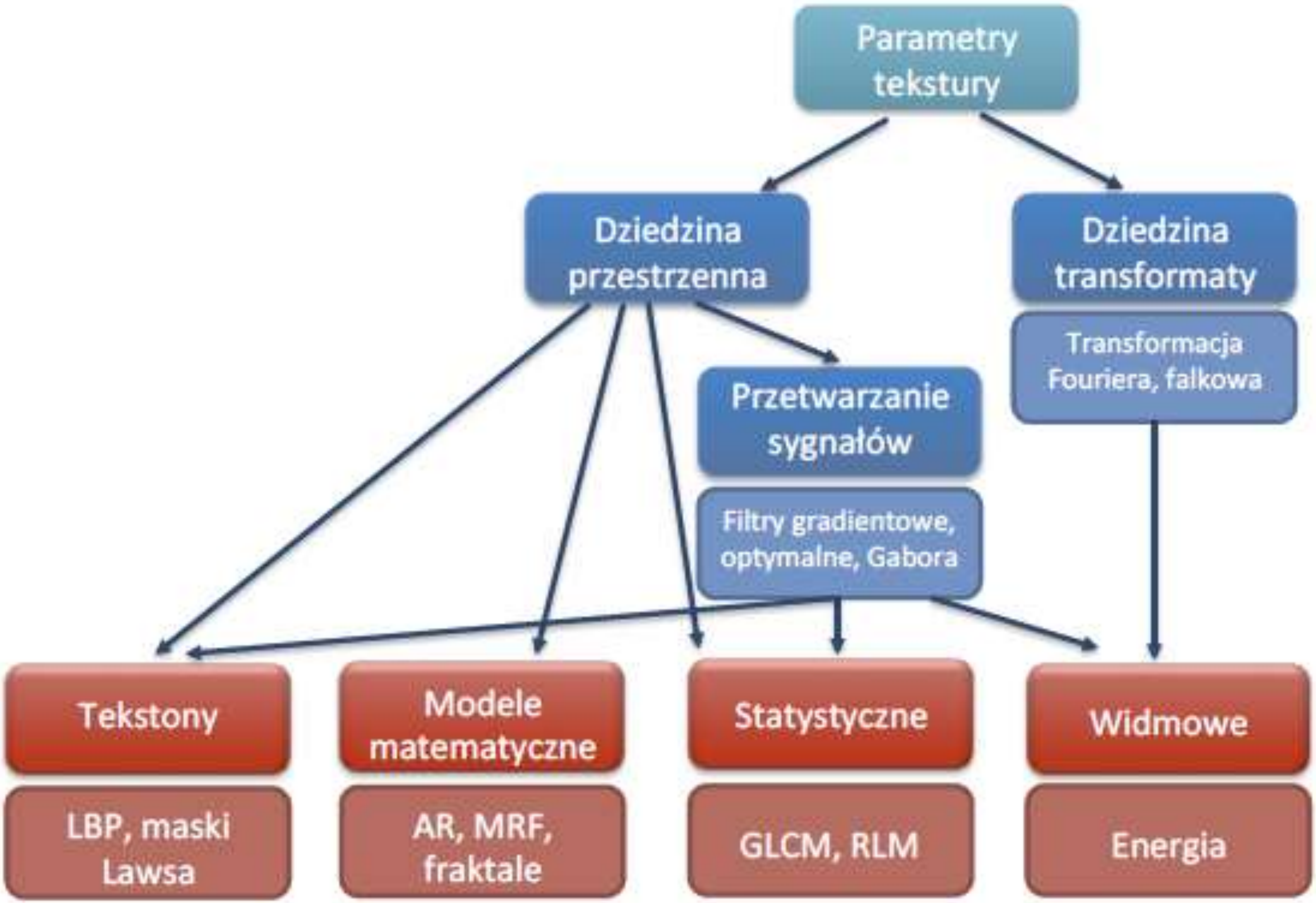


Przykłady syntetycznych obrazów: szum Gaussa (b) izotropowa tekstura z niewielkim ziarnem (b) tekstura anizotropowa (c)

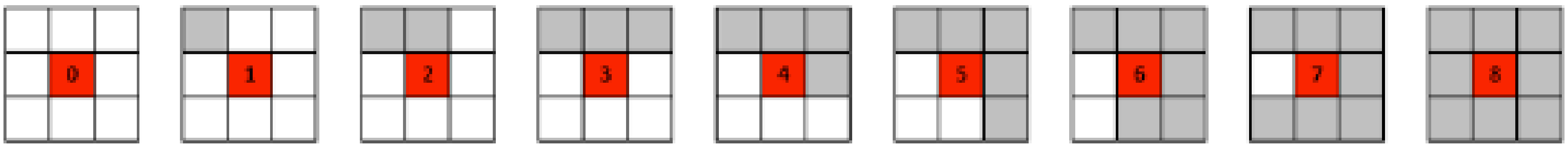


Schemat systemu do klasyfikacji tekstury obrazu

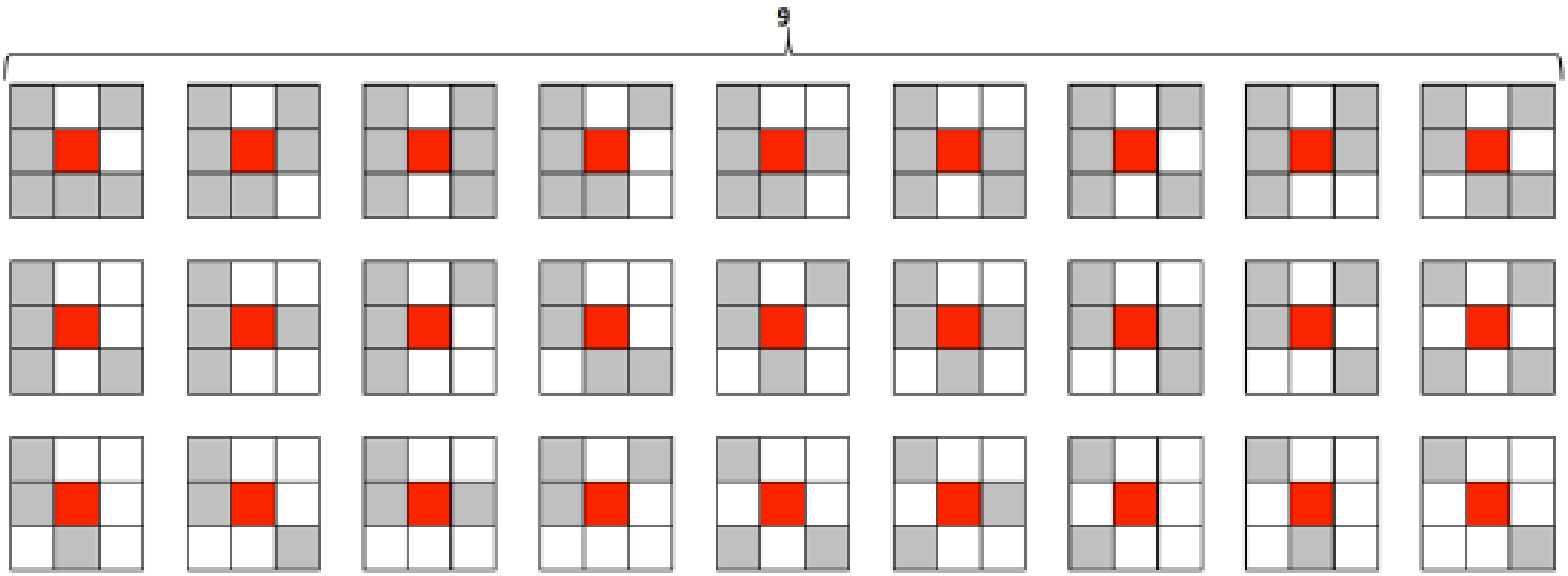
Podstawowe rodzaje parametrów tekstury



LBP – maski Lawsa

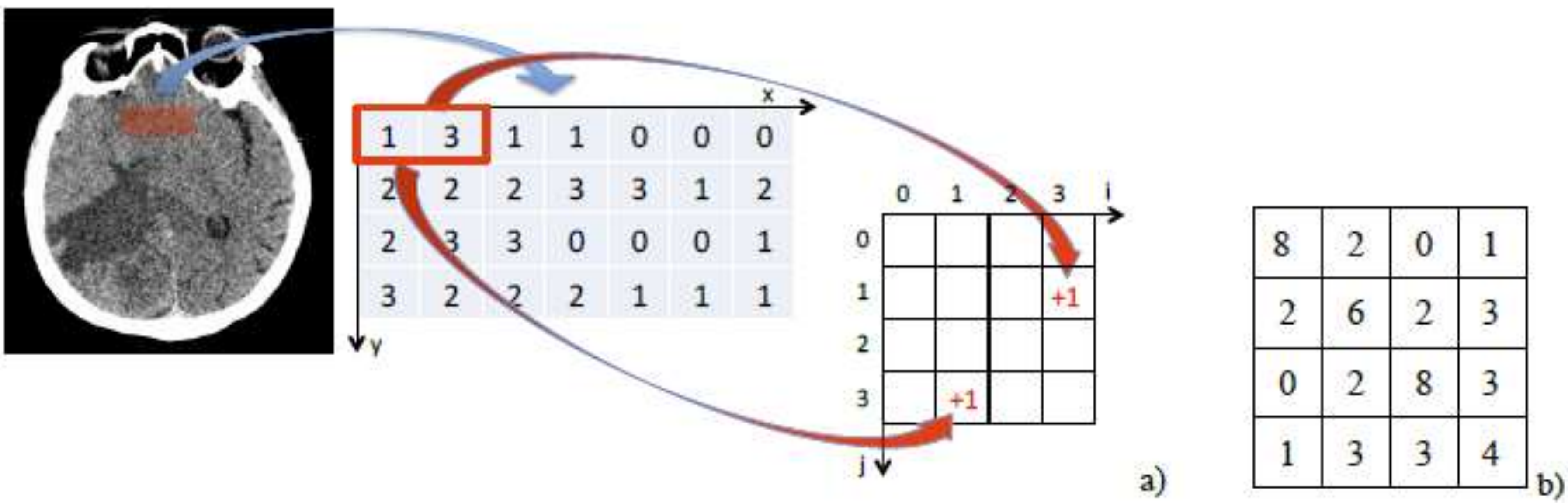


(a) Uniform LBP patterns and their corresponding labels

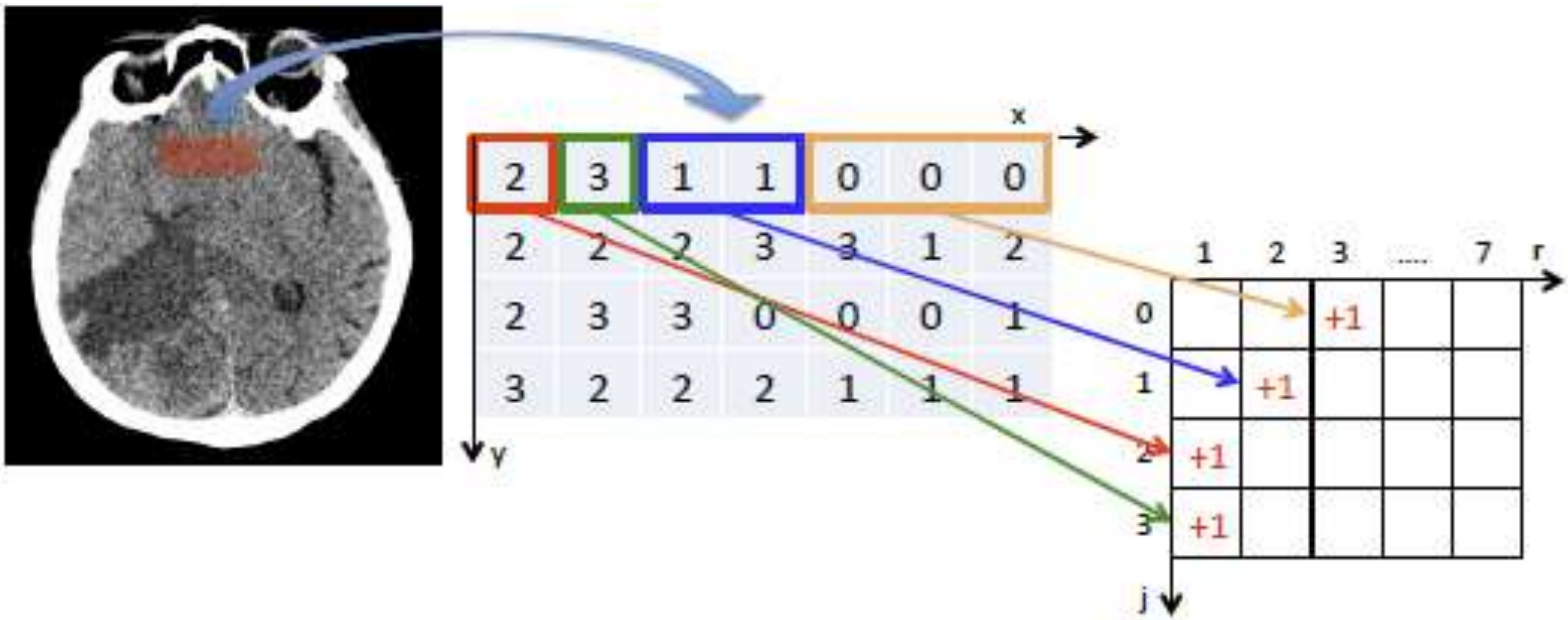


(b) Non-uniform LBP patterns

Przykład konstrukcji macierzy współwystąpień dla przykładowego ROI (czerwony obszar) dla kierunku poziomego i odległości pomiędzy pikselami równej 1 (a), wynikowa macierz współwystąpień dla tego ROI (b)

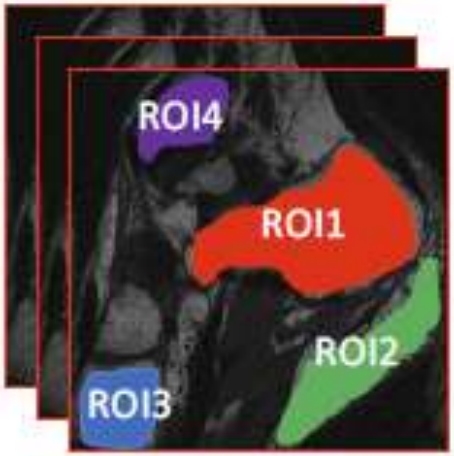


Wyznaczanie macierzy długości ciągów (ang. *Run Length Matrix*, RLM)



0	0	2	0	0	0	0	0	0
2	1	1	0	0	0	0	0	0
3	0	1	0	0	0	0	0	0
2	2	0	0	0	0	0	0	0

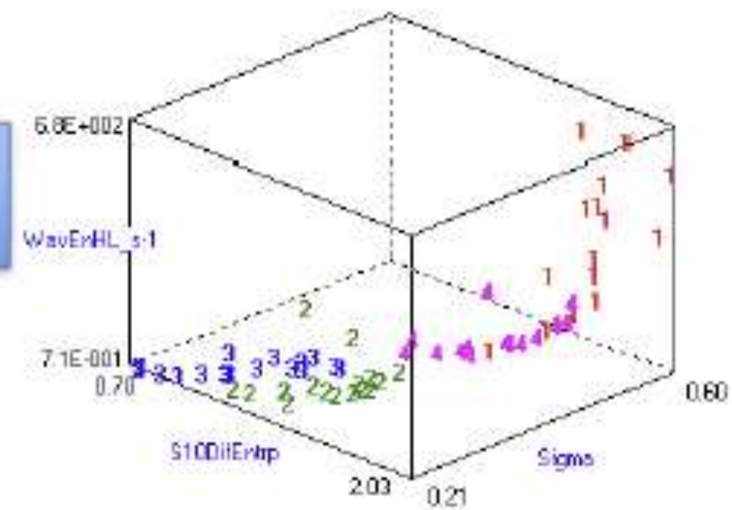
Schemat redukcji liczby parametrów cech tekstury



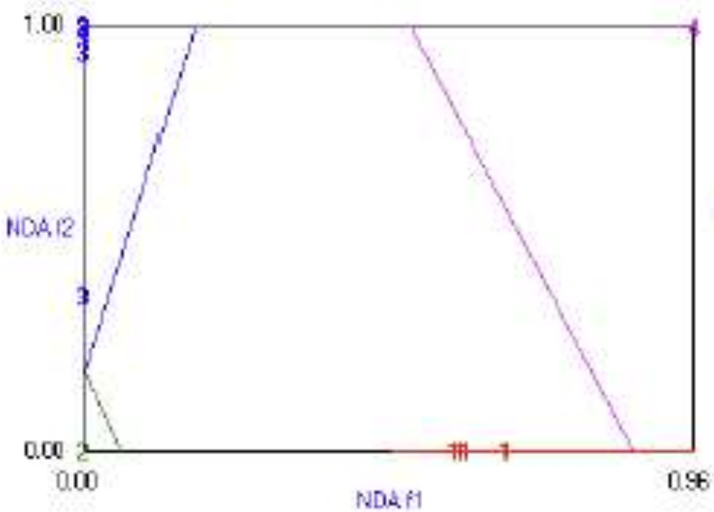
Estymacja parametrów

Feature name	vecd	vecd	vecd	vecd	vecd	vecd	vecd
45dgr_ShrtREmp	0.96525	0.98029	0.9798	0.98854	0.96876	0.98461	0.98811
45dgr_Fraction	0.95417	0.97417	0.97330	0.98472	0.95688	0.97944	0.98417
135dr_RLNonUni	2135.1	3273.8	2267.8	3296.5	3164	3308.1	3379
135dr_GLevNonU	76.635	50.073	39.767	33.027	62.724	41.718	37.173
135dr_LngREmph	1.1452	1.0968	1.0632	1.0606	1.1381	1.0900	1.0658
135dr_ShrtREmp	0.96532	0.97622	0.98402	0.98547	0.96772	0.979	0.98417
135dr_Fraction	0.95472	0.96861	0.97972	0.98056	0.95722	0.97167	0.97889
_AreaGr	3364	3364	3364	3364	3364	3364	3364
GrMean	11.827	19.238	25.847	32.023	13.568	23.138	31.361
GrVariance	45.581	131.64	223.06	322.06	62.765	179.36	315.62
GrSkewness	1.0571	1.1079	1.0062	0.91221	0.92049	0.92808	0.81997
GrKurtosis	1.6792	1.8902	1.5027	1.1445	0.81044	1.0823	0.62537
GrNonZeros	0.99822	0.99911	0.9997	1	0.99911	0.99911	0.99941
_AreaAPM	3422	3422	3422	3422	3422	3422	3422
Teta1	0.39759	0.37384	0.44837	0.39158	0.38214	0.42598	0.34616
Teta2	-0.013425	-0.001823	-0.076111	-0.017998	0.0027136	-0.04492	-0.012411
Teta3	0.46011	0.51874	0.45668	0.49115	0.49176	0.50551	0.50476
Teta4	0.11456	0.099663	0.12530	0.084917	0.088626	0.073447	0.1079
Sigma	0.46753	0.46988	0.50527	0.51717	0.43247	0.46463	0.54086
WavEnLL_s-1	3529.7	9883.3	19961	31248	6018.8	13388	29646
WavEnLH_s-1	7.901	20.605	41.905	58.631	10.525	33.304	49.714

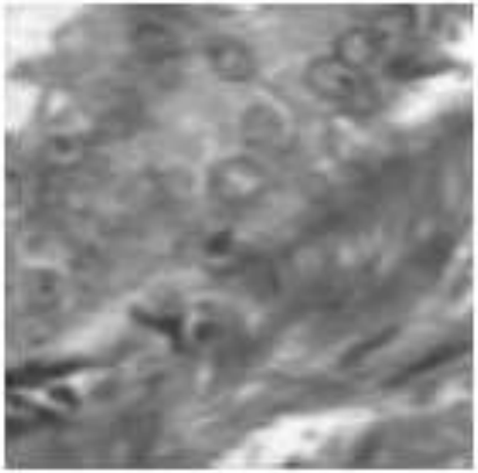
Selekcja cech (Fisher, POE, MI)



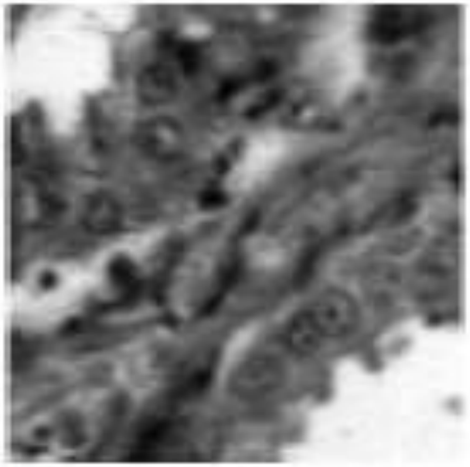
Ekstrakcja cech (PCA, LDA, NDA)



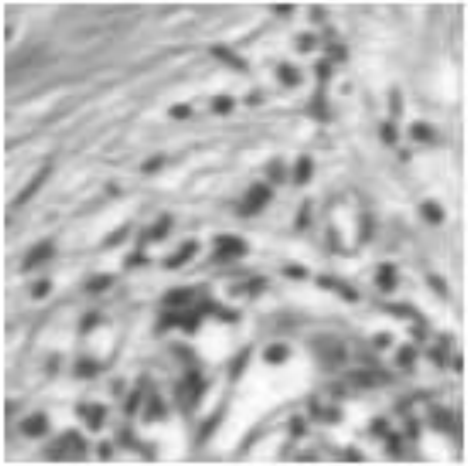
Przykłady poprawnych i błędnych rozpoznań obrazów medycznych na podstawie tekstury



(a) Image of class IN classified as Ca



(b) Image of class IN classified as IN



(c) Image of class Ca classified as Ca