

Tematyka wykładów dotyczących jakości obrazów medycznych

Materiały: <http://www.ire.pw.edu.pl/~arturp/Dydaktyka/adp/adp.html>

1. Wprowadzenie

- przegląd medycznych systemów obrazowania - analogowe czy cyfrowe (PTOM, KWOD)
- obraz – forma i treść
- cechy obrazów medycznych (obrazów struktur ukrytych, nietkankowych)
- specyfika obrazowania medycznego (jakość czy wartość, widzieć wszystko czy istotne detale)

2. Użyteczność obrazów medycznych

- ocena wartości diagnostycznej obrazów
 - * jakość obrazów
 - * warunki obserwacji – protokół badań plus uwarunkowania sprzętowo-organizacyjne
 - * charakterystyka pracy lekarza-specjalisty (ROC) –efektywność użytkownika
- modele treści obrazów (ontologia, indeksowanie zawartości, wspomaganie diagnostyki)

3. Metody oceny jakości obrazów

- miary absolutne (*univariate*)
 - * obiektywne (kontrast, histogram, przekroje, estymatory poziomu szumów, widmo spektralne)
 - * graficzne (miara Eskicioglu)
- miary porównawcze (*bivariate*)
 - * obiektywne (MSE, PSNR i inne)
 - * graficzne (wykresy Hosaka)

4. Metody oceny użyteczności obrazów medycznych

- warunki subiektywnych testów wiarygodności (metodologia badań medycznych)
- testy oceny subiektywnej (obserwacyjne, skale, klasyfikacja według jakości)
- ‘złoty standard’
- testy detekcji (wykorzystanie krzywej ROC, modyfikacje ROC, tablice wyników) - analiza statystyczna wyników (testy weryfikacji hipotez, różne statystyki)

- **Obrazy analogowe**

Obrazy analogowe opisywane są funkcją jasności obrazu reprezentującą przestrzenny rozkład energii promieniowania widzialnego, która jest czterowymiarową funkcją ograniczonych niezależnych zmiennych (współrzędne przestrzenne x i y , czas t oraz długość fali promieniowania λ), rzeczywistą i nieujemną oraz oczywiście ciągłą.

$C(x,y,t,\lambda)$ - funkcja jasności obrazu

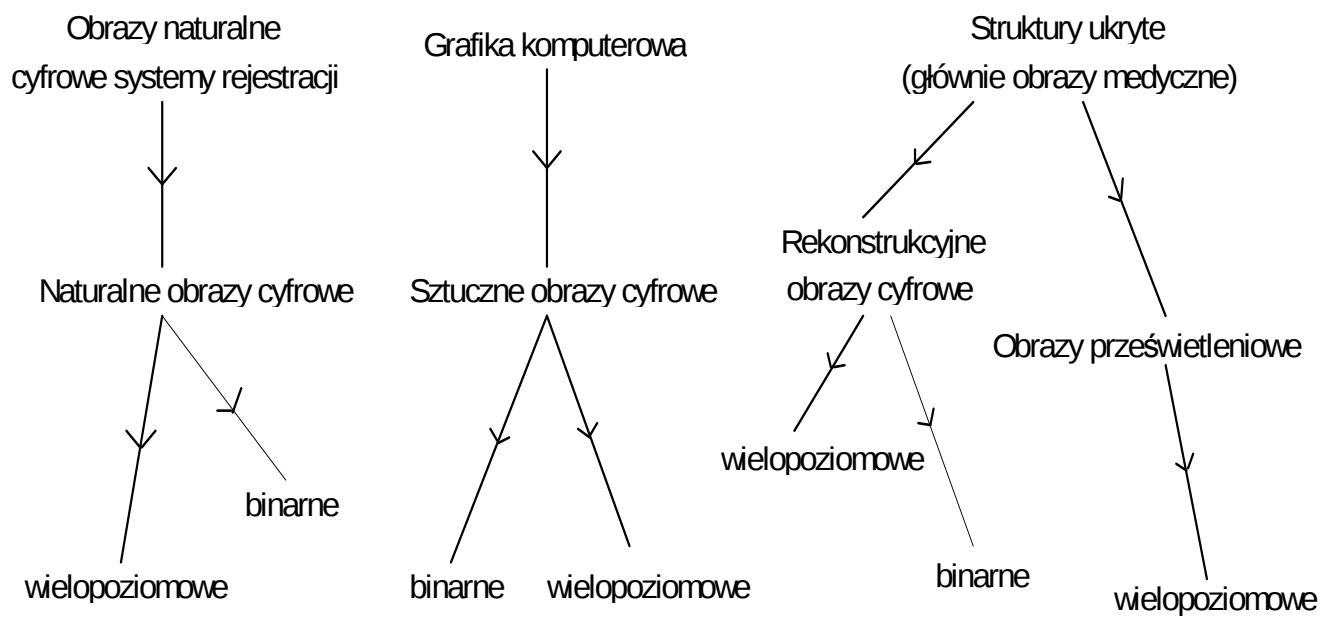
Odpowiedź standardowego oka ludzkiego, w zakresie intensywności i koloru, na funkcję jasności obrazu wyraża się w pojęciach luminancji i chrominancji. I tak definiuje się funkcję pola obrazu jako:

$$F_i(x,y,t) = \int_0^{\infty} C(x,y,t,\lambda) S_i(\lambda) d\lambda,$$

gdzie $S_i(\lambda)$ - widmowa odpowiedź i - tego czujnika.

Oczywiście, jeśli dobierzemy trzy czujniki 'wrażliwe' na różne zakresy długości fal promieniowania (np. czerwony, zielony i niebieski), wówczas możemy wytworzyć sygnał luminancji i chrominancji (w różny sposób w zależności od systemu wizyjnego) zawierający informację o treści obrazu.

Obrazy cyfrowe



Charakterystyka klasy obrazów medycznych

Medyczne systemy obrazowania

MRI, CT, CR, USG, MN (PET, SPECT, scyntygrafia)

Pięć głównych elementów wpływających na proces obrazowania w medycynie to:

- ◆ pacjent,
- ◆ operator systemu
- ◆ specjalista-obserwator
- ◆ konkretny system obrazowania
- ◆ obraz

Osoby zaangażowane w proces interpretacji obrazu w celu diagnozy oraz planowania terapii:

- ◆ pacjent,
- ◆ operator systemu
- ◆ technik-obserwator
- ◆ specjalista-obserwator
- ◆ ekspert

Ogólne zasady przy formowaniu obrazów. Obowiązują tutaj następujące ogólne zasady:

- ◆ zwiększanie rozdzielczości powoduje silniejszą korelację pomiędzy wartościami piksli;
- ◆ zwiększanie liczby poziomów kwantyzacji wartości piksli (bądź zapewnienie większej ich dynamiki w procesie formowania obrazu) zmniejsza korelację pomiędzy pikslami,
- ◆ występowanie jakichkolwiek szumów w obrazie, wprowadzanych na różnych etapach konstruowania obrazu, zmniejsza korelację pomiędzy pikslami.

Wartość diagnostyczna obrazów medycznych

- ♦ jakości obrazu,
- ♦ warunków obserwacji,
- ♦ charakterystyki pracy lekarza-specjalisty.

Jakość obrazu:

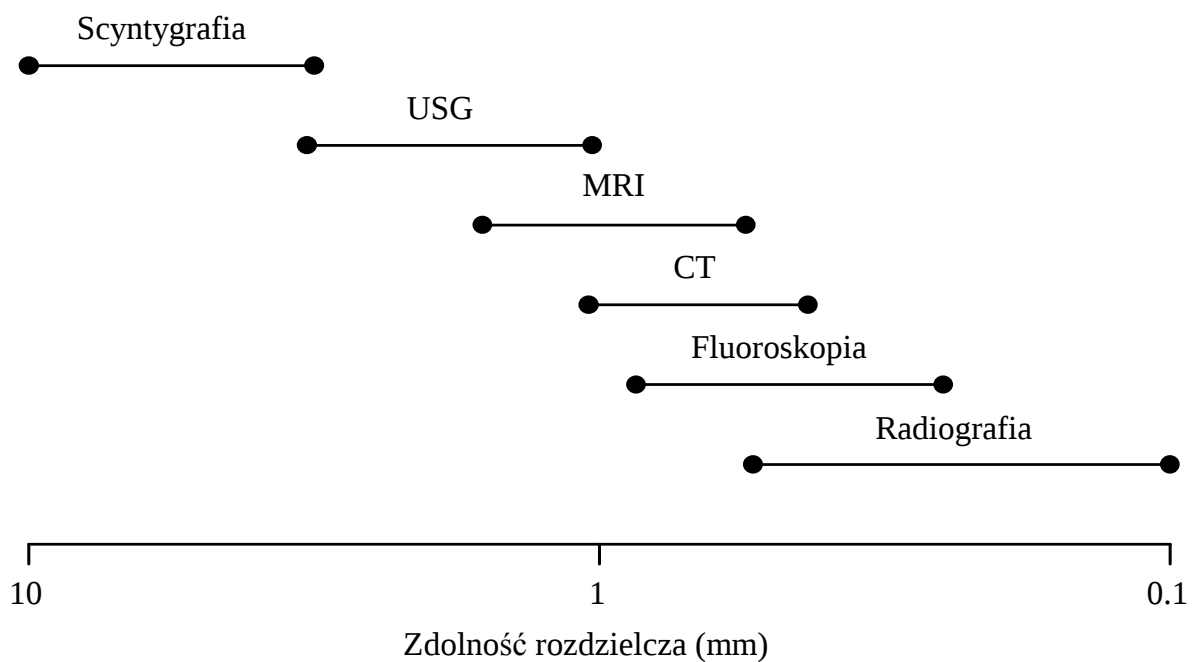
- ♦ kontrast,

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

Dynamika medycznych danych obrazowych:

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

- ♦ rozdzielczość,



- ◆ stosunek sygnału użytecznego do szumów,

Orientacyjne średnie wartości stosunku sygnału do szumów w obrazach medycznych:

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

- ◆ poziom artefaktów,

przykład: cieni, przejaskrawień i rewerberacji w badaniach USG

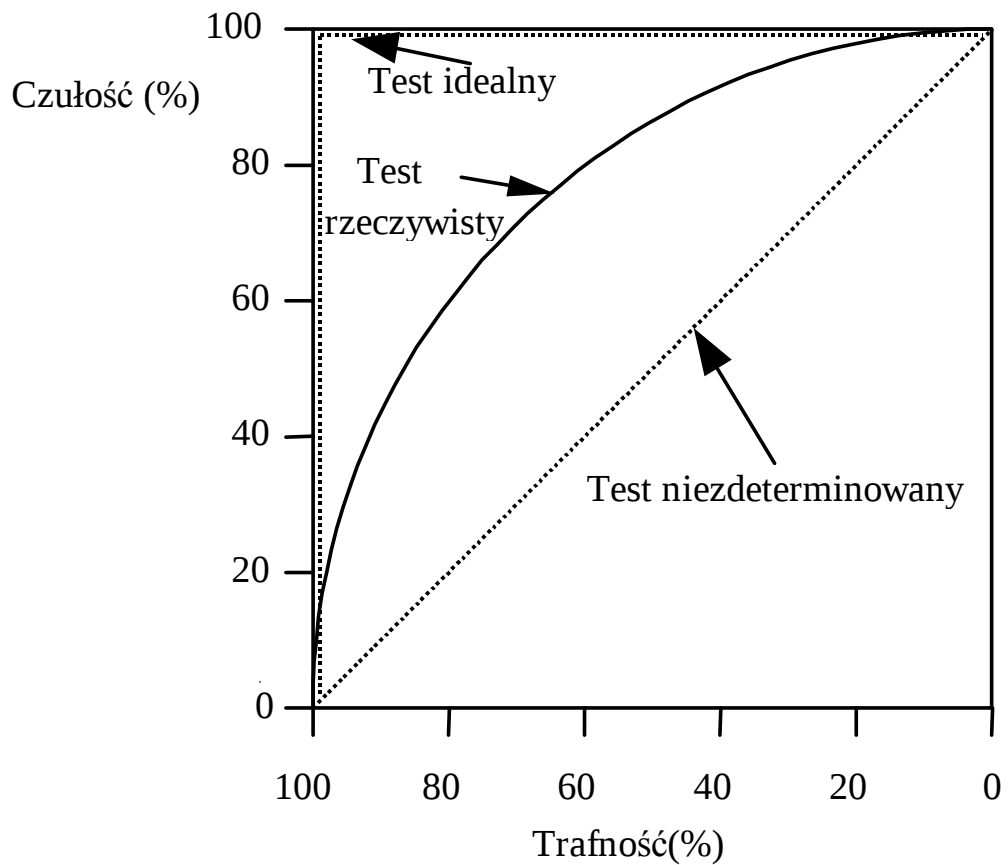
- ◆ zniekształcenia przestrzenne

Warunki obserwacji

- ♦ sposób prezentacji obrazu w danym systemie (jakość karty graficznej, monitora, możliwości zmiany palety itd.),
- ♦ warunki zewnętrzne, w których pracuje specjalista (oświetlenie pomieszczenia, ergonomia pracy itp.).

Charakterystyka pracy specjalisty

Krzywa ROC (*receiver operating characteristic*)

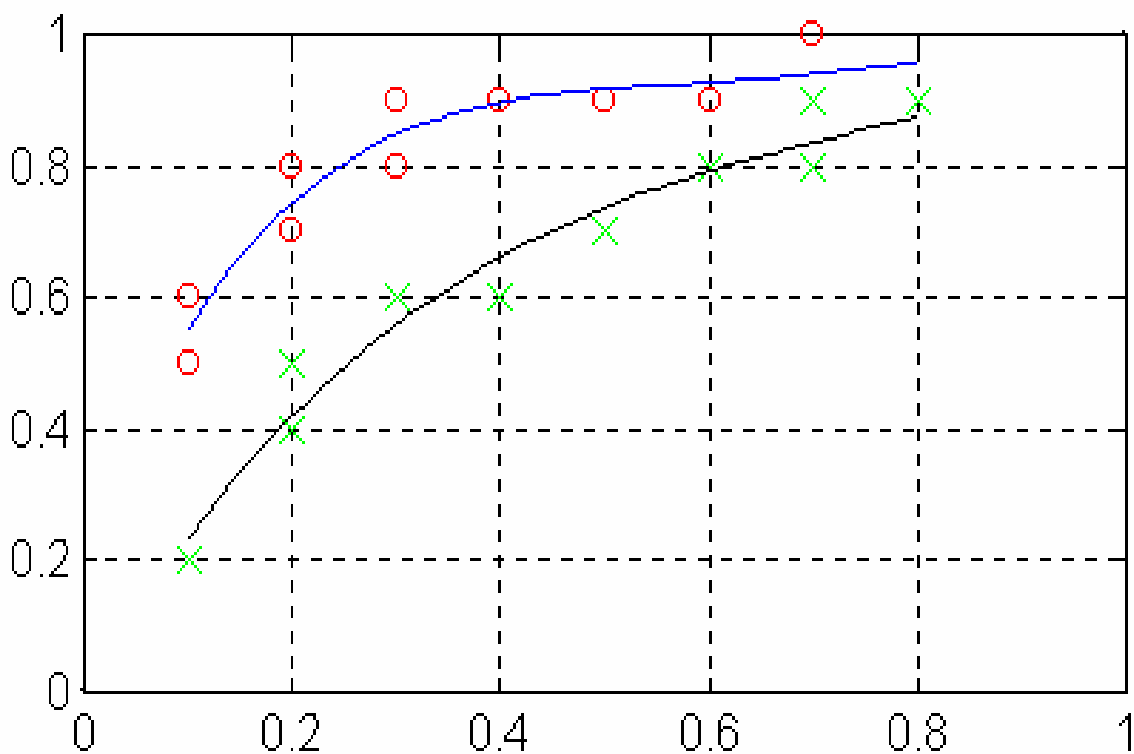


PRZYKŁAD

Wykonano testy oceny jakości kompresowanych stratnie obrazów medycznych w warunkach jak najbardziej zbliżonych do rzeczywistych, przy czym zapewniono niezależność wydawanych ocen oraz zminimalizowano proces uczenia u lekarzy-specjalistów biorących udział w testach. Do analizy wykorzystano krzywą ROC. Przygotowano 20 obrazów radiografii cyfrowej, w tym 10 z nich zawierało patologie, które zostały poddane kompresji w stopniu 10 i 25, a po rekonstrukcji były obserwowane przez 10 specjalistów. Oczywiście w praktyce liczba wykonanych decyzji jest znacznie większa (wiarygodna statystycznie - przyjmuje się, że jeden punkt na krzywej winien być wynikiem przynajmniej stu decyzji), a uzyskane wartości prawdopodobieństw bardziej wiarygodne. W naszym przykładzie uzyskano następujące wyniki testu:

	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

Npp - liczba decyzji prawdziwie pozytywnych, Nfp - liczba decyzji fałszywie pozytywnych, CR - stopień kompresji. Na podstawie tych wyników wykreślono krzywą ROC dla obu stopni kompresji:



Ograniczenia systemów obrazowania

Istotną sprawą we wszelkich rozważaniach na temat sposobów oceny jakości rekonstruowanych obrazów jest jakość obrazu oryginalnego. Trzeba pamiętać o tym, że każdy system obrazowania ma swoje ograniczenia, nie wszystkie cechy prezentowanych obiektów są odzwierciedlane w rejestrowanych obrazach. Każdy system obrazowania można opisać funkcją przenoszenia (czasowo-częstotliwościową), która stanowi kompletny opis danego systemu. Przykładowo funkcja ta określa częstotliwość graniczną, a obiekty składające się z częstotliwości wyższych (w analizie fourierowskiej) mogą być w ogóle nie reprezentowane w zarejestrowanym obrazie. Ponadto występuje w tych obrazach szereg dodatkowych elementów (zniekształceń), które nie mają nic wspólnego z przedstawianymi obiektami. A skoro obraz oryginalny jest zniekształcony, to po pierwsze można stosując różne techniki przetwarzania w wielu przypadkach poprawić jego jakość, a po drugie sam proces stratnej kompresji, będący pewnego rodzaju filtracją, nie musi oznaczać automatycznie pogorszenia jakości obrazu oryginalnego. Łatwo można sobie wyobrazić sytuację, w której obraz rekonstruowany jest lepszej jakości od oryginału, bo w stratnej kompresji usunięto wysokoczęstotliwościowe pasmo szumów, znacznie pogarszające jakość obrazu oryginalnego. Formułując więc problem oceny jakości obrazów rekonstruowanych, właściwie powinniśmy porównywać ten obraz z domniemanym idealnym obrazem prezentowanych struktur (co jest oczywiście w praktyce szalenie trudne, czy wręcz niemożliwe), a przynajmniej pamiętać, że podlegający kompresji obraz oryginalny jest również zniekształcony, a pewne jego własności mogą nawet ulec poprawie podczas nieodwracalnej jego kompresji (co jest możliwe, szczególnie przy projektowaniu i przeprowadzaniu subiektywnej oceny jakości).

Wykresy Hosaka

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

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

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

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):

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

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:

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

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

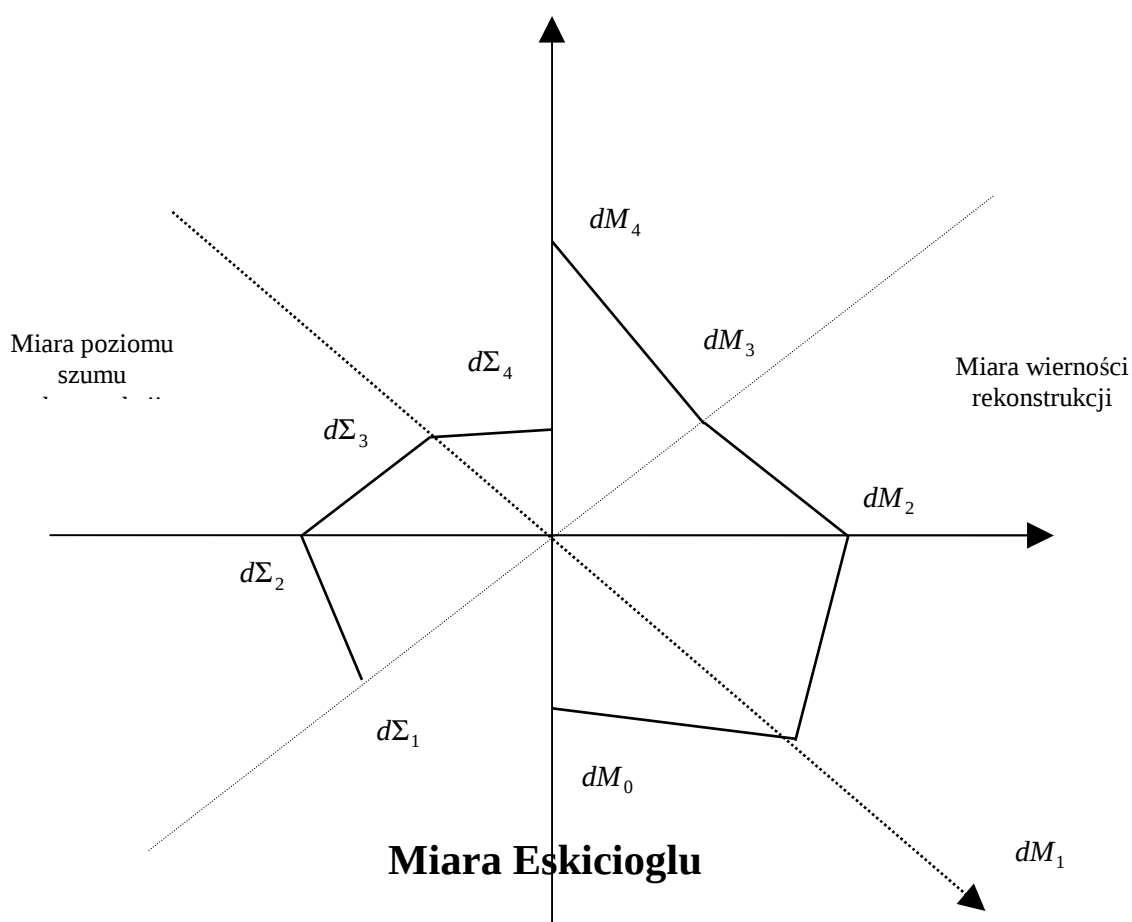
Na ich podstawie tworzymy dwa wektory różnicowe jako:

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

gdzie

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

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



1. Segmentacja drzewa czwórkowego. Stosuje się przy tym jedynie cztery klasy: 2, 4, 8, 16.
2. Dla każdej klasy określone są trzy cechy charakterystyczne:
 - ◆ liczba pikseli należących do bloków tej klasy/liczba wszystkich pikseli obrazu (256),
 - ◆ liczba różnych wartości pikseli/liczba możliwych wartości pikseli (256),
 - ◆ średnie odchylenie standardowe bloków danej klasy/przyjęte maksymalne odchylenie standardowe (8),
 - ◆ miara efektów blokowych (opcjonalnie):

$$EOBD = \{E[\Delta f(M, n)] + E[\Delta f(m, N)]\}^{1/2},$$

gdzie:

$$\Delta f(M, n) = [f(M, n) - f(M + 1, n)]^2, \quad \Delta f(m, N) = [f(m, N) - f(m, N + 1)]^2.$$

•

3. Wykreślanie słupków dla każdej cechy.

Jest to miara absolutna (univariate).