



## Fundusze Europejskie

**Szkolenie realizowane w ramach projektu FERS.01.13-IP.07-0005/24**

**pn: „Podniesienie kompetencji pracowników i pracowniczek**

**Państwowej Inspekcji Sanitarnej w zakresie bezpieczeństwa żywności  
i żywienia, higieny środowiska oraz higieny radiacyjnej”**

**Dofinansowanie projektu z UE: 2 927 147,78 PLN**



Fundusze  
Europejskie



Rzeczpospolita  
Polska

Dofinansowane przez  
Unię Europejską





**Fundusze Europejskie**

# Warunki rejestracji i prezentacji obrazu rentgenowskiego

## Obraz cyfrowy



Fundusze  
Europejskie



Rzeczpospolita  
Polska

Dofinansowane przez  
Unię Europejską



# Obraz i diagnoza

Celem diagnostyki jest rozpoznanie choroby/określenie stanu organizmu człowieka.

Postawienie rzetelnej diagnozy jest utrudnione z różnych względów:

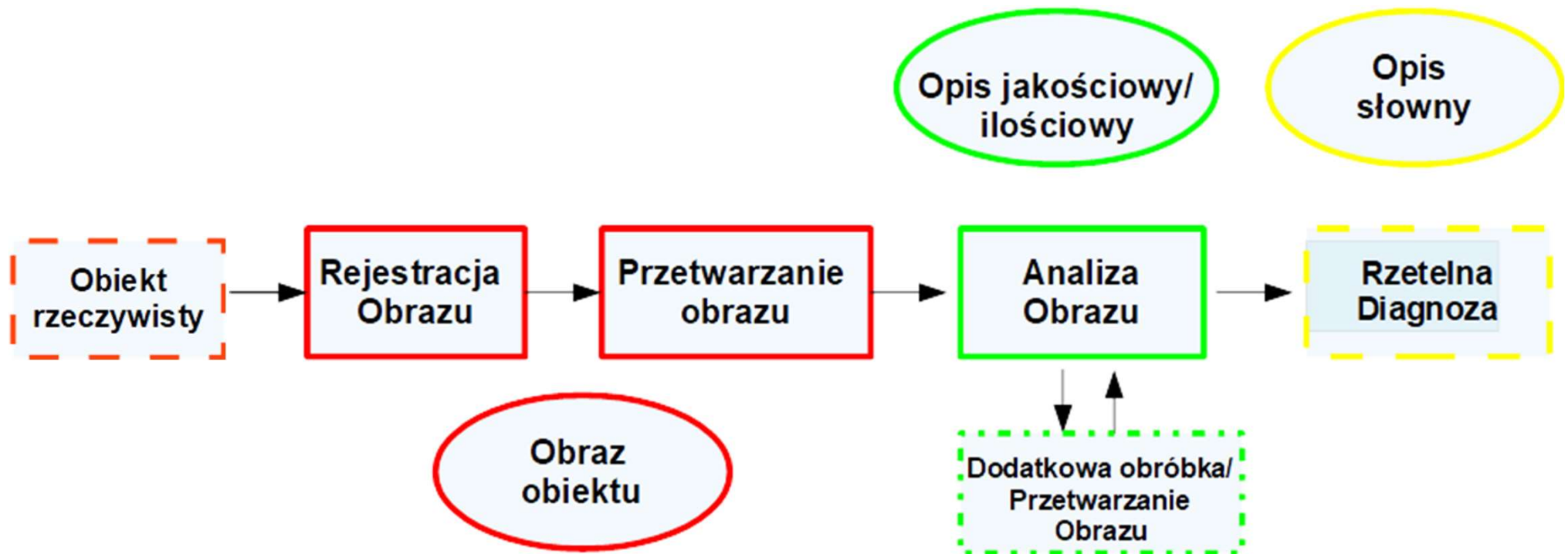
- brak bezpośredniej widoczności organów wewnętrznych
- zmienność własności np tkanek w czasie i przestrzeni
- organizm jest złożonym tworem

Największą część informacji docierającej do człowieka z otaczającego świata stanowi informacja wizualna.

# Obraz i diagnoza

- Najwygodniejsze jest więc przedstawienie stanu organizmu w postaci danych obrazowych
- Na tej podstawie lekarz może przeprowadzić odpowiednią analizę: jakościową lub ilościową i wykonać odpowiedni opis słowny
- Rozwój technik obrazowania oraz komputerowych systemów przetwarzania i analizy obrazów wpływa na poprawę warunków oceny przez lekarza, większą powtarzalność i obiektywizm diagnozy, skrócenie czasu oceny i szybsze przejście do leczenia

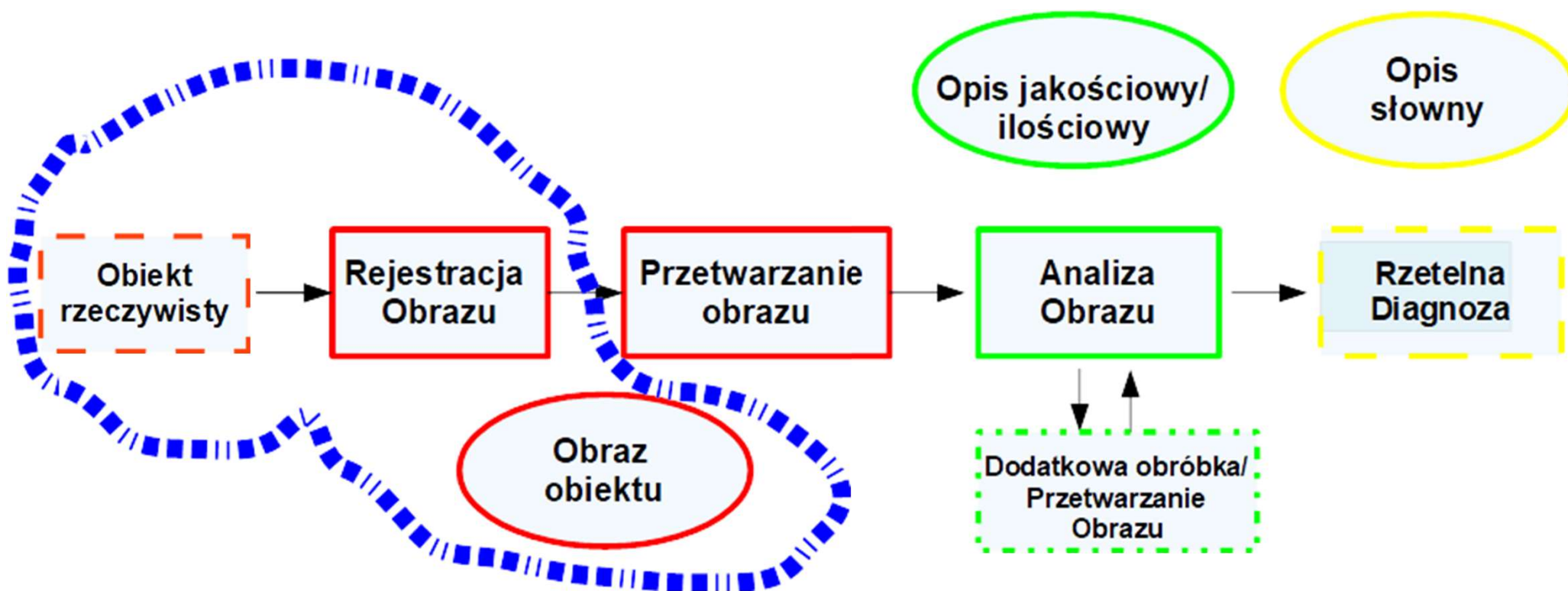
# Schemat cyfrowego diagnozowania obrazowego



Urządzenia związane z akwizycją obrazu

Stacja Opisowa wraz z odpowiednim oprogramowaniem

# Schemat cyfrowego diagnozowania obrazowego

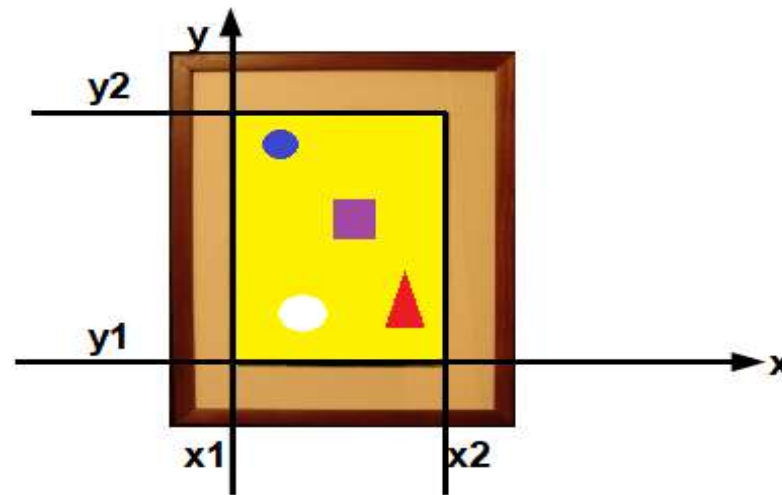


Urządzenia związane z akwizycją obrazu

Stacja Opisowa wraz z odpowiednim oprogramowaniem

# Obraz analogowy

- XX wiek to metody akwizycji oparte głównie o obraz analogowy.
- **Obraz analogowy**  $O_a$  jest funkcją 2 zmiennych przestrzennych  $(x,y)$ , które są ograniczone w przestrzeni



$$O_a = f(x,y) \quad , \quad x_1 < x < x_2 \quad , \quad y_1 < y < y_2$$

- Współrzędne  $x, y$  ozn. punkt obrazu, przez  $f(x,y)$  ozn. barwę tego obrazu.

# Obraz analogowy

- Przyjmuje się, że barwa obrazu analogowego jest jednoznacznie scharakteryzowana poprzez liczby  $I_r$ ,  $I_g$ ,  $I_b$ , mówiące o intensywności składowych barwy czerwonej, zielonej i niebieskiej.
- Suma składowych stanowi jasność obrazu określoną wzorem

$$I_y = 0,30 I_r + 0,59 I_g + 0,1 I_b$$

Stąd

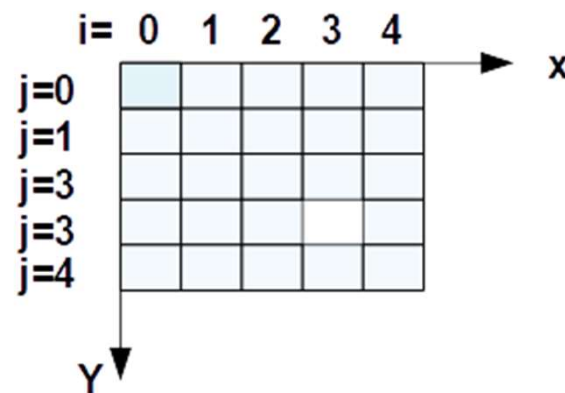
$$f(x,y) = I_y$$

# Obraz analogowy

- Cechą obrazu analogowego jest to że **zmienne  $x,y$  mogą przyjmować dowolne wartości** w obszarze obrazu (są liczbami rzeczywistymi a **funkcja  $f(x,y)$  jest ciągłą funkcją tych zmiennych.**
- Dla obrazu analogowego liczba elementów jest nieskończona.
- Przybliżanie obrazu analogowego oznacza możliwość obejrzenia większej ilości szczegółów.

# Obraz dyskretny

- Gdy powierzchnię obrazu podzielimy na małe elementy , przyjmijmy, że takie o niezmiennej barwie wówczas mamy obraz, w którym każdemu elementowi można przypisać numer w płaszczyźnie  $x$  (ozn  $i$ ) oraz w płaszczyźnie  $y$  (ozn  $j$ ).



- Elementy te nazywamy **pixelami** (skrót picture element)
- Barwa każdego piksela jest stała i równa średniej barwie obrazu analogowego zawartego wewnątrz powierzchni piksela.
- Siatka stworzona z poszczególnych pixeli nosi nazwę **matrycy**.

# Obraz dyskretny

- Obraz dyskretny  $O_d$  jest funkcją

$$O_d = f_d(i, j) \quad \text{gdzie } Nx1 < i < Nx2, \quad Ny1 < j < Ny2$$

- Funkcja  $f_d(i, j)$  może nadal przyjmować wartości rzeczywiste
- Liczby  $Nx1, Nx2, Ny1, Ny2$  wyznaczają liczbę pikseli ( $L_p$ ) (wielkość matrycy) obrazu równą

$$L_p = (Nx1+1)(Nx2+1)(Ny1+1)(Ny2+1)$$

- Kierunek osi na poprzednim rysunku związany jest z telewizją
  - analiza obrazu w tych urządzeniach zaczyna się od góry i taką konwencję przyjęto w analizie obrazów.

# Obraz cyfrowy

- Obecnie świat „analogowy” widziany przez człowieka coraz częściej przekładamy na sygnały cyfrowe
- Podstawą tych układów jest działanie na 2 stanach: wysokim (1) oraz niskim (0), co stanowi ograniczenie układów cyfrowych.

# Obraz cyfrowy

**Głębokość bitowa** - określa ilość bitów użytą do zdefiniowania każdego piksela.  
Większa głębokość bitowa –to większa liczba odcieni w skali szarości, lub większa ilość kolorów

- Cyfrowe obrazy mogą być produkowane w czerni i bieli, skali szarości lub kolorze
- **Obraz czarno-biały (binarny)** jest reprezentowany przez pixele zawierające 1 bit w każdym. Odpowiada to kolorom czarnemu i białemu przy użyciu wartości 0 dla czarnego i 1 dla białego, lub odwrotnie.

# Obraz cyfrowy

- Skala szarości składa się z pixeli reprezentowanych przez różne kombinacje bitów informacji – najczęściej 2 –16 bitów. Przykładowo w 2 bitowym systemie mamy kombinacje 00,01,10,11. Jeśli 00 będzie reprezentowało kolor czarny, a 11 reprezentuje kolor biały - to kombinacja 01 da nam ciemno szary a 10 odpowiadać będzie kolorowi jasno szaremu



- Kolorowy obraz typowo reprezentowany jest przez głębokość bitową od 8 do 24. W 24-bitowym obrazie, bity dzielone są na 3 grupy: 8 dla koloru czerwonego, 8-dla koloru zielonego, 8-dla niebieskiego. Kombinacje bitów z poszczególnych kolorów służą do odwzorowania pozostałych

# Obraz cyfrowy

- Poniżej przedstawiono kalkulację możliwej do odtworzenia liczby kolorów w zależności od głębokości bitowej

**1 bit ( $2^1$ ) = 2 odcienie**

**2 bity ( $2^2$ ) = 4 odcienie**

**3 bity ( $2^3$ ) = 8 odcienie**

**4 bity ( $2^4$ ) = 16 odcieni**

**8 bity ( $2^8$ ) = 256 odcieni**

**10 bity ( $2^{10}$ ) = 1024 odcienie**

**16 bity ( $2^{16}$ ) = 65,536 odcieni**

**24 bity ( $2^{24}$ ) = 16.7 milionów odcieni**

# Obraz cyfrowy

- Przy zapisie zmiennej ciągłą o nieskończonej liczbie wartości w systemie binarnym, przedziały niektórych wartości zostają zamienione jedną liczbą wybraną z dostępnego zbioru
- Liczba możliwych wartości stanie się skończona – mówimy o **skwantowaniu wartości**.
- Zamiana wartości rzeczywistych do wartości skwantowanych prowadzi do utraty części informacji dlatego też mówi się o powstaniu **szumu kwantyzacyjnego**

# Obraz cyfrowy

- Obraz dyskretny po skwantowaniu barwy staje się obrazem cyfrowym.

**$O_c = f_c(i, j)$  , gdzie  $N_{x1} < i < N_{x2}$  ,  $N_{y1} < j < N_{y2}$**

- Wartości funkcji  $f_c$  są liczbami całkowitymi
- Przyjmuje ona wartości naturalne jeśli funkcja odzwierciedla jasność

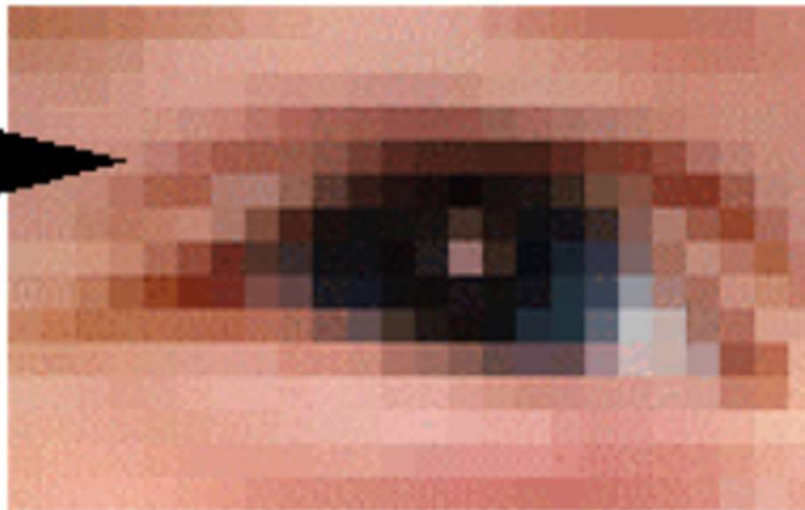
[illegible]

# Obraz cyfrowy

- **Rozdzielczość** - Termin określający ilość pikseli możliwą do rozróżnienia w obrazie lub do wyświetlenia na monitorze w przeliczaniu na jednostkę długości.



Zoom



|   |   |   |   |   |   |   |   |   |
|---|---|---|---|---|---|---|---|---|
| 1 | 1 | 1 | 1 | 0 | 1 | 1 | 1 | 1 |
| 1 | 1 | 1 | 0 | 0 | 0 | 1 | 1 | 1 |
| 1 | 1 | 0 | 1 | 1 | 1 | 0 | 1 | 1 |
| 1 | 1 | 0 | 1 | 1 | 1 | 0 | 1 | 1 |
| 1 | 1 | 0 | 1 | 1 | 1 | 0 | 1 | 1 |
| 1 | 1 | 0 | 1 | 1 | 1 | 0 | 1 | 1 |
| 1 | 1 | 0 | 1 | 1 | 1 | 0 | 1 | 1 |
| 1 | 1 | 0 | 1 | 1 | 1 | 0 | 1 | 1 |
| 1 | 1 | 1 | 0 | 0 | 0 | 1 | 1 | 1 |
| 1 | 1 | 1 | 1 | 0 | 1 | 1 | 1 | 1 |

# Obraz cyfrowy

- **Rozmiar pliku** - możemy określić na 2 sposoby (w zależności skąd otrzymujemy obraz cyfrowy)
- Jeśli przetwarzamy go z obrazu analogowego (np. skaner wielkość pliku określona jest przez iloczyn powierzchni obrazu analogowego, głębokości bitowej oraz rozdzielczości (podzielonej przez 8 jeśli podajemy w bajtach)

**Wielkość pliku= (wysokość x szerokość x głębokość bitowa x dpi<sup>2</sup>) / 8**

# Obraz cyfrowy

- Jeśli obraz otrzymujemy z urządzenia cyfrowego o znanej wielkości matrycy – rozmiar pliku określona jest przez iloczyn wielkości matrycy, głębokości bitowej (podzielonej przez 8 jeśli podajemy w bajtach)

$$\text{Wielkość pliku} = (\text{wielkość matrycy} \times \text{głębokość bitowa}) / 8$$

Założmy, że otrzymujemy obraz 24-bitowy z urządzenia o matrycy 2,048 x 3,072 ozn.. to, że otrzymamy plik wielkości 18 874 368 bajtów  $(2048 \times 3072 \times 24) / 8$

# Obraz cyfrowy

- **Kompresja** - polega na zamianie kodu binarnego obrazka przy pomocy algorytmów do krótszej formy matematycznej. Szczególnie istotna w celach archiwizacyjnych i transmisji

- **Kompresja stratna i bezstratna**

**Kompresja stratna** pozwala na uzyskiwanie lepszych współczynników kompresji niż algorytmy bezstratne. Możliwe jest uzyskanie zadanego współczynnika kompresji (często kosztem utraty większej ilości informacji ).

- Działanie algorytmów jest nieodwracalne !

# Obraz cyfrowy

## ■ Kompresja bezstratna (ang. lossless compression) –

ogólna nazwa metod kompresji informacji do postaci zawierającej zmniejszoną liczbę bitów, pod warunkiem, że metoda ta gwarantuje możliwość odtworzenia informacji z postaci skompresowanej do identycznej postaci pierwotnej

Stosuje się ją często wtedy, gdy obraz kompresowany traktowany jest jak dokument.

**W wielu krajach w tym Polsce zabroniona jest kompresja stratna w przypadku obrazów medycznych ! Dopuszczalna jest kompresja Jpglossless.**

# Obraz cyfrowy

**Obraz cyfrowy charakteryzuje się więc:**

- »skończoną liczbą elementów
- »skończona liczba poziomów szarości
- »wielkość matrycy obrazu – rozdzielczość
- »wielkość pliku

**Obraz analogowy charakteryzuje się :**

- »„nieskończoną” liczbą elementów
- »„nieskończoną” liczbą poziomów szarości

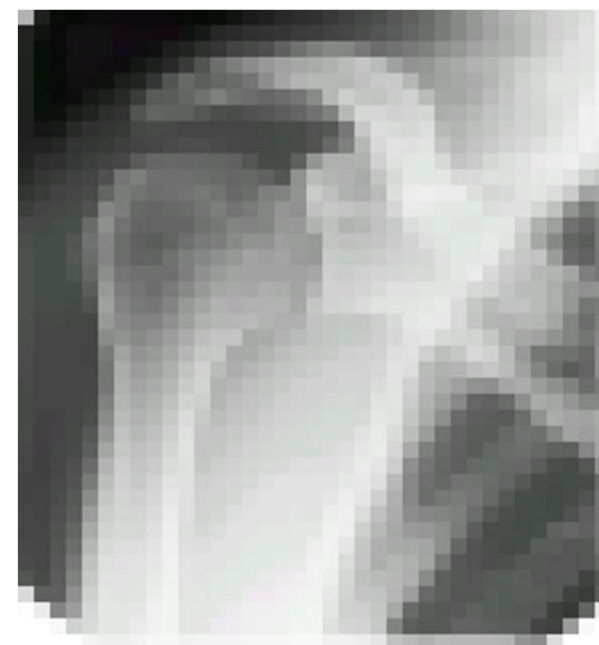
## Obraz cyfrowy



**Matryca 300 x 300**  
**pixel = 0.5 mm**

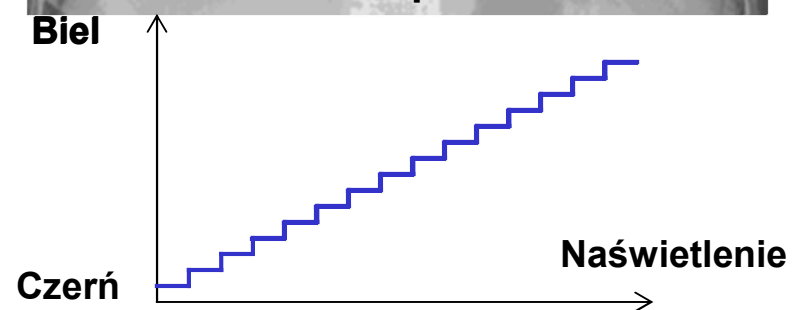
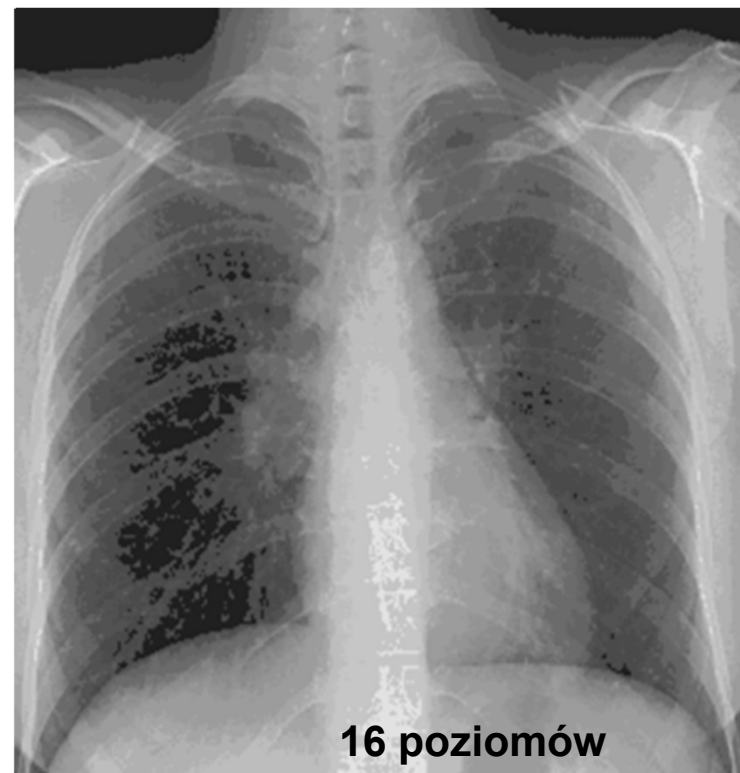
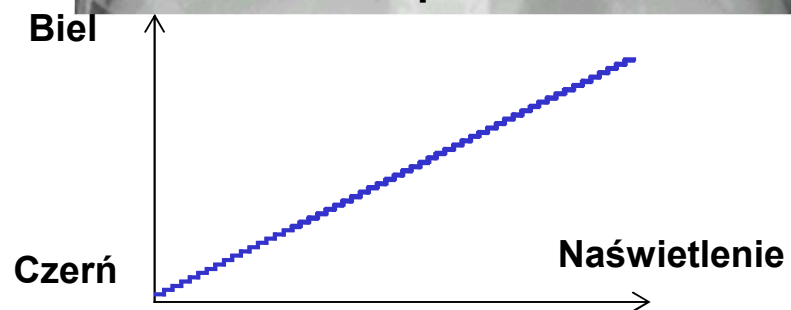
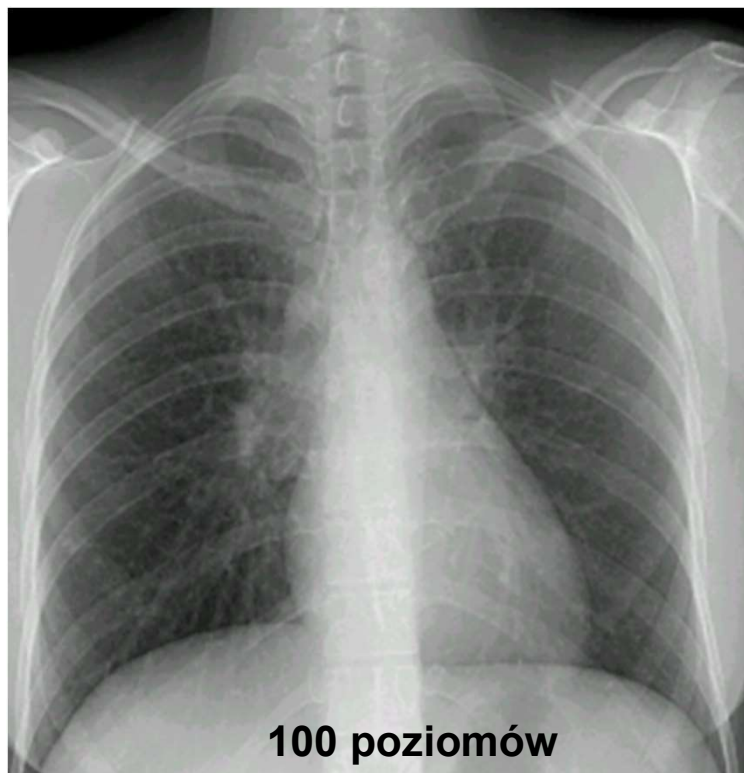


**Matryca 75 x 75**  
**pixel = 2 mm**



**Matryca 38 x 38**  
**pixel = 4 mm**

# Obraz cyfrowy



# Obraz cyfrowy

- bardzo dobry obraz płuc:
- $8000 \times 10000 \text{ pixeli} \times 12 \text{ bitów} \Rightarrow 120 \text{ MB}$



- wystarczający obraz płuc:
- $2000 \times 2500 \text{ pixeli} \times 12 \text{ bitów} \Rightarrow 7,5 \text{ MB}$

# Obraz cyfrowy

**Obraz cyfrowy szczególnie w diagnostyce medycznej poddany analizie komputerowej nie powinien znacząco różnić się od oryginału a kwantowanie przestrzeni i barwy nie powinno prowadzić do istotnej straty informacji niesionej przez obraz .**

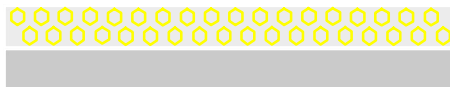
# Metody Powstawania Obrazu Cyfrowego

## ■ Pośrednia radiografia z użyciem płyt luminoforowych

detektor w postaci kasety kompatybilność z technikami konwencjonalnymi

do detekcji promieniowania używane są fotoczule ekrany luminoforowe

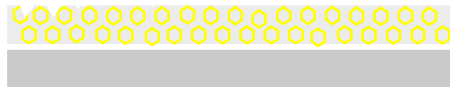
# Metody pozyskiwania obrazu cyfrowego



Promienie X

Promieniowanie rentgenowskie wzbudza elektrony

Część elektronów w ekranach fosforowych przechodzi na wyższy niestabilny poziom energetyczny

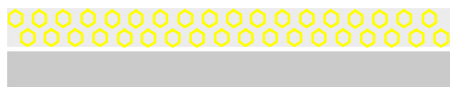


Powstaje „utajony” obraz



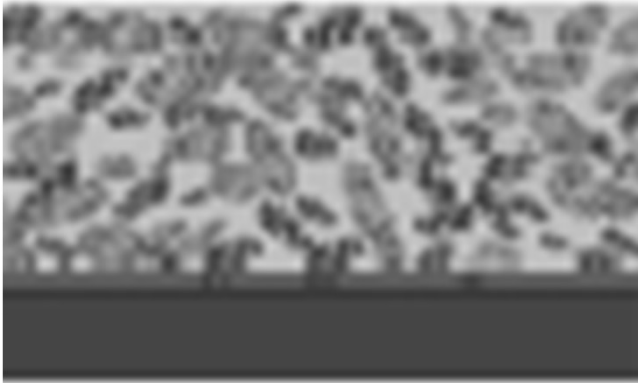
Światło czyszczące

w wyniku ekspozycji w świetle o długości dłuższej niż charakterystyczna długość światła emitowana przez fosfor energia elektronów zostaje „uwolniona”



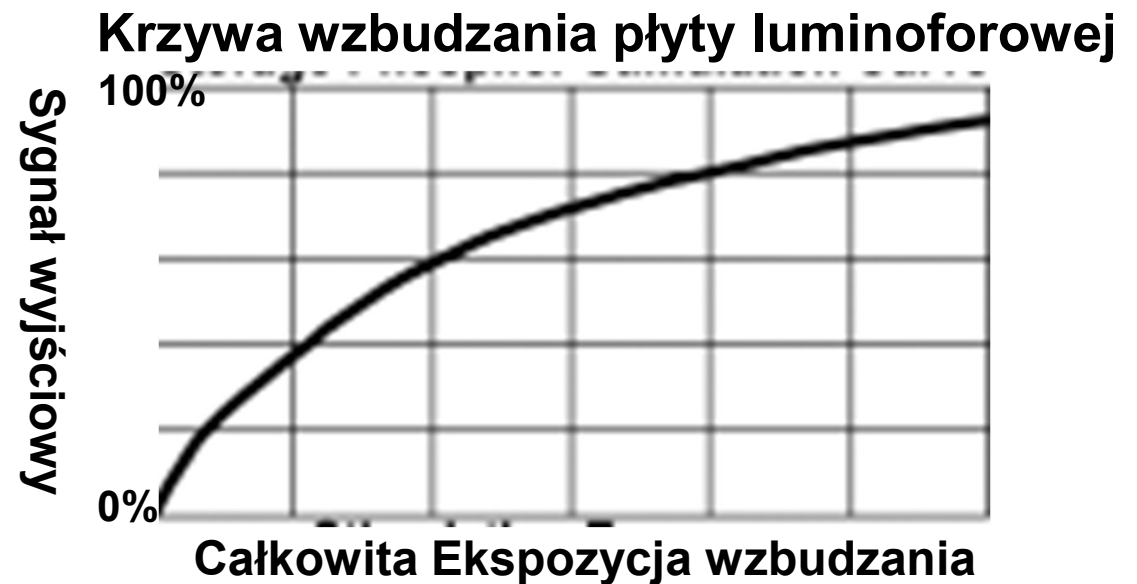
Następuje przetworzenie jej na sygnał cyfrowy

# Metody pozyskiwania obrazu cyfrowego



Warstwa aktywna

Warstwa podkładowa



# Metody pozyskiwania obrazu cyfrowego

- ***Budowa i zasada działania czytnika CR***

- ***źródło promieniowania laserowego***

pojedynczy laser rubinowy, ewentualnie szereg źródeł laserowych

- ***kontrola natężenia***

**Możliwość powstania artefaktów**

Brak stałego natężenia promieniowania, nawet małe wahania mocy (kilku dziesiątych procenta) przechodzą w istotne zmiany sygnały wyjściowego

# Metody pozyskiwania obrazu cyfrowego

## ■ *Budowa i zasada działania czytnika CR*

## ■ *Odchylacz wiązki*

Mechanizm przesuwający wiązkę laser do przodu i do tyłu wzdłuż płyty (kierunek ten określany jest jako fast-scan)

## ■ *Soczewki tzw. $f$ -theta do kształtowania wiązki*

Wiązka musi być zoptymalizowana do rozmiarów płyty. Konieczne jest utrzymanie wielkości, jednakowego kształtu i prędkości przesuwu wzdłuż płyty.

**Możliwość powstania artefaktów**

# Metody pozyskiwania obrazu cyfrowego

## ■ *Budowa i zasada działania czytnika CR*

## ■ *Mechanizm przesuwu płyty fosforowej*

przesuw w kierunku prostopadłym do padającego promieniowania ( tzw. slow-scan).

**Możliwość powstania artefaktów** jeżeli mechanizm nie będzie utrzymywał stałej prędkości przesuwu

# Metody pozyskiwania obrazu cyfrowego

## ■ *Budowa i zasada działania czytnika CR*

### ■ *Optyka zbierająca światło*

„zbiera” światło emitowane przez ekran i następnie przekazuje je do fotodetektora.

istotne, żeby straty świetlne były minimalne

**decyduje o jakości obrazu (stosunek sygnał – szum)**

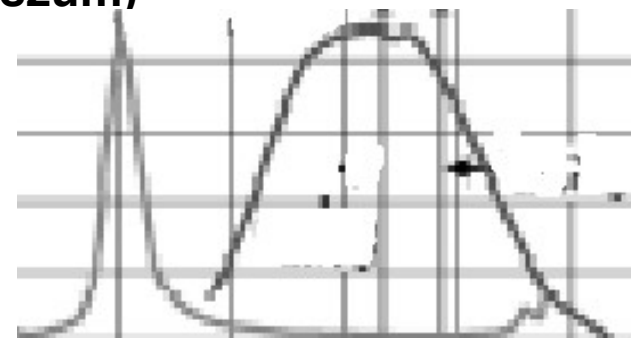
### ■ *Filtr optyczny*

urządzenie mające na celu oddzielenie

światła wzbudzenia od światła wyemitowanego przez płytę

### ■ *Fotodetektor*

urządzenia konwertujące emitowane światło na sygnał elektryczny

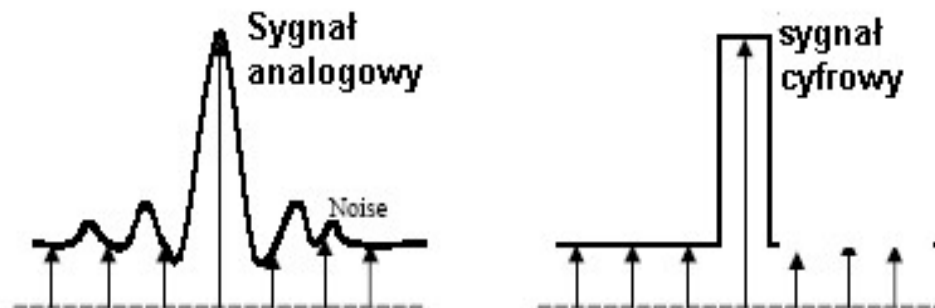


# Metody pozyskiwania obrazu cyfrowego

## ■ Budowa i zasada działania czytnika CR

## ■ ADC- Analog to Digital Converter

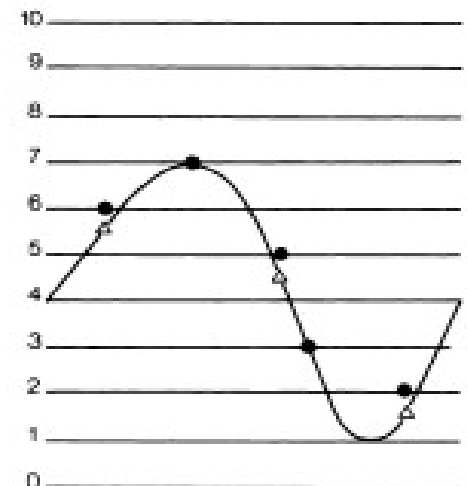
tutaj odbywa się proces zmiany sygnału analogowego na cyfrowy (tzw. kwantyzacja)



## ■ Szum kwantyzacyjny

sygnał analogowy o nieskończonej ilości kolorów  
zamieniany jest na cyfrowy o ściśle określonym  
zakresie poziomów szarości.

Szum kwantyzacyjny



# Metody pozyskiwania obrazu cyfrowego

## ■ *Budowa i zasada działania czytnika CR*

## ■ *Bufor obrazów*

przed dystrybucją obraz jest zapisywany –najczęściej wykorzystywany do tego celu jest twardy dysk

## *Stacja czyszczenia*

ewentualne resztki sygnału są usuwane za pomocą macierzy lamp o wysokim natężeniu światła

Kaseta przygotowana do następnej ekspozycji

**Możliwość powstania artefaktów** – zbyt słabe  
kaset

czyszczenie

# Metody pozyskiwania obrazu cyfrowego

## ■ Bezpośrednia radiografia -detektor

## ■ Typowy detektor składa się z :

detekcja pośrednia

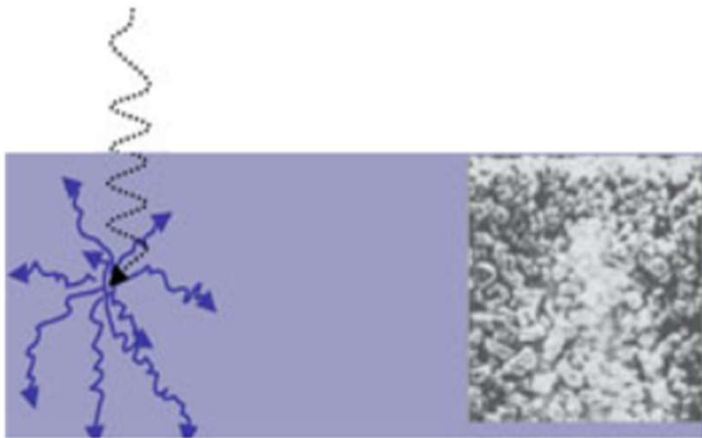


detekcja bezpośrednia

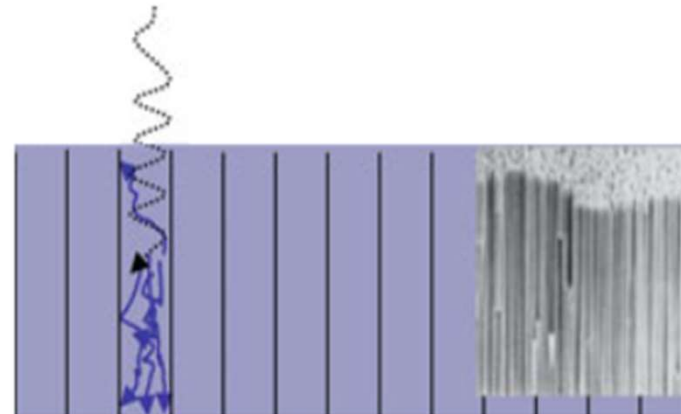


# Metody pozyskiwania obrazu cyfrowego

Pośrednia - luminofor



Proszkowy (Gadolin Gd)



Strukturalny (CsI – Jodek cezu)

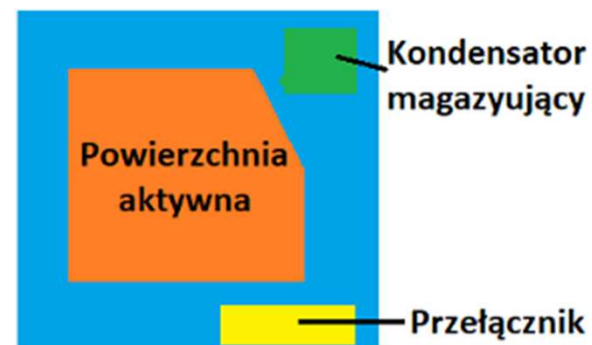
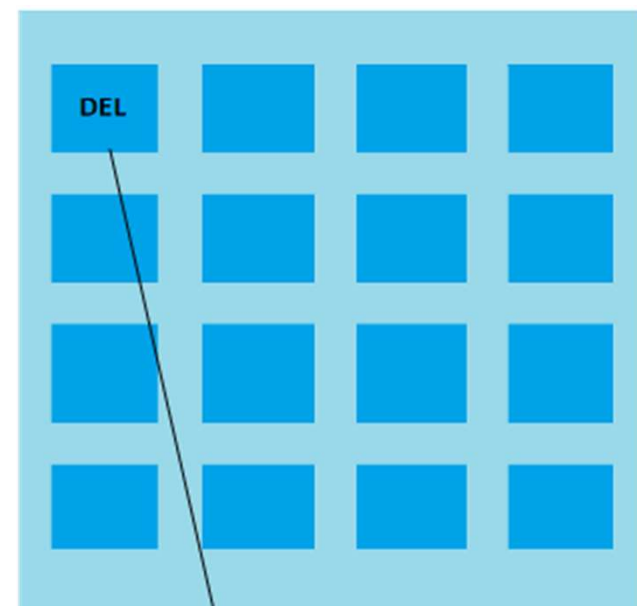
# Metody pozyskiwania obrazu cyfrowego

## ■ Detector element -inaczej DEL.

W mammograficznym flat panelu matryca zawiera ok 3300x4000 DELs

DEL składa się z powierzchni aktywnej oraz nieaktywnej

## ■ Fill Factor- współczynnik wypełnienia oznaczający stosunek powierzchni aktywnej do całej powierzchni DEL



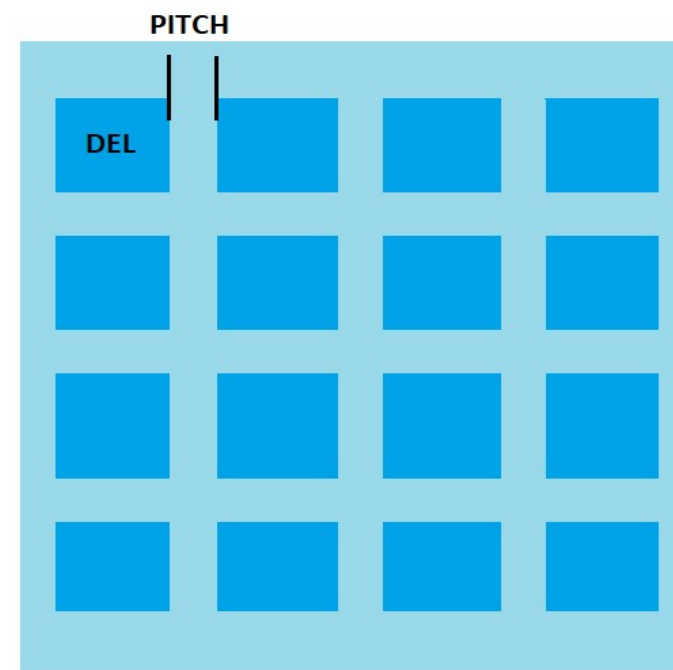
# Metody pozyskiwania obrazu cyfrowego

## ■ Pitch DEL (pixel)

określa dystans pomiędzy sąsiednimi elementami

Im mniejsza odległość między elementami  
tym lepsza rozdzielczość

Najczęściej mierzona jako odległość między  
środkami przylegających DELS



## ■ Częstotliwość próbkowania (Sampling frequency)

określa liczbę pixeli na mm

$$\text{Sampling freq} = \frac{1}{\text{Rozmiar pixela}}$$

# Metody pozyskiwania obrazu cyfrowego

- Detektor z przetwarzaniem bezpośrednim
- Do budowy fotodetektora używa się dwóch warstw półprzewodnika n-p - na górze jest n (ang. negative, z przewagą elektronów), podłoże zaś stanowi półprzewodnik typu p (ang. positive, z przewagą dziur).
- Fotony promieniowania X, padając na materiał półprzewodnikowy (najczęściej wykorzystuje się domieszkowany krzem), wybija elektrony i przenosi je z pasma podstawowego do pasma przewodzenia. W ten sposób powstają pary ładunków elektron-dziura (ładunek ujemny - ładunek dodatni), które ulegną rozseparowaniu.

# Metody pozyskiwania obrazu cyfrowego

- Dziury odprowadzane będą do podłoża, a elektrony zaś do warstwy n, w której zostaną uwięzione.
- Informacja o tym jak dużo promieniowania X padło na komórkę fotodetektora polega na zmierzeniu wartości ładunku zgromadzonego w warstwie n - natężenie promieniowania X padającego na element światłoczuły jest proporcjonalne do liczby wytworzonych elektronów.

# Metody pozyskiwania obrazu cyfrowego

## ■ Problem - prąd ciemny

- Oprócz generowania pod wpływem światła par elektron-dziura dochodzi także do samoistnego pojawiania się ładunków elektrycznych. Powstający w ten sposób prąd nazywany jest prądem ciemnym.
- Natężenie tego prądu zależy głównie od temperatury otoczenia - im jest ona wyższa, tym więcej zostaje wytworzonych przypadkowych ładunków.

# Metody pozyskiwania obrazu cyfrowego

- Prąd ciemny losowo zmienia wielkość ładunku elektrycznego generowanego przez światło, oznacza to zmniejszenie czułości detektora.

W wyniku tego procesu powstaje tzw. szum, powodujący pojawienie się przypadkowo rozmieszczonych punktów o różnych poziomach zaczerwienienia

Zniekształcenia te są tym mniejsze, im wyższy jest stosunek prądu generowanego przez padające fotony do prądu ciemnego (stosunek sygnał/szum).

Prąd ten musi być większy dla fotokomórek o małej powierzchni czynnej, gdyż ich czułość jest niska. Jest to jedna z przyczyn tego, że matryce o większej liczbie megapikseli generują gorszy pod względem szumu obraz od matrycy o mniejszej

# Metody pozyskiwania obrazu cyfrowego

## ■ Przetwornik Analogowo- Cyfrowy

- Dokładność przetwornika – największa różnica między rzeczywistą a przewidywaną wartością sygnału analogowego dla danej wartości cyfrowej
- Błąd przesunięcia – różnica między rzeczywistą a idealną wartością sygnału analogowego dla minimalnej lub zerowej wartości cyfrowej

# Metody pozyskiwania obrazu cyfrowego

## ■ Przetwornik Analogowo- Cyfrowy

- Błąd skalowania (wzmocnienia ang. gain error) – różnica między przewidywaną i ekstrapolowaną wartością rzeczywistą sygnału analogowego dla pełnego zakresu przetwornika
- Nieliniowość całkowita (ang. Integral Nonlinearity - INL) – największe odchylenie rzeczywistej charakterystyki przetwarzania od linii prostej

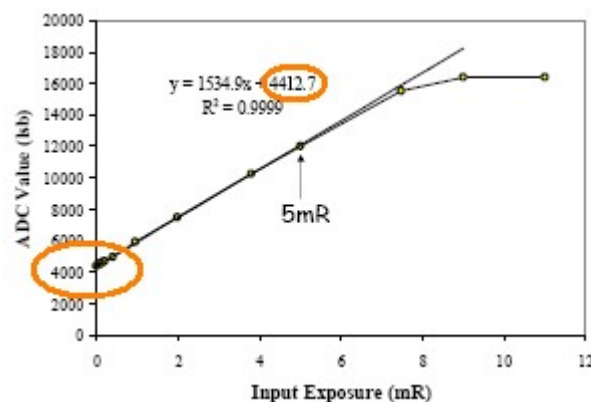
# Obraz cyfrowy –dodatkowe pojęcia

## ■ *Obrazy zjawy -duchy (ang. ghost image)*

Pozostałości elementów wcześniej zeskanowanych obrazów widoczne na bieżących obrazach. Związane w systemach CR ze złym działaniem stacji czyszczącej, lub zużyciem płyty obrazowej

## ■ *Offset*

stała wartość, która jest dodawana do wartości każdego pixela w obrazie



# Obraz cyfrowy –dodatkowe pojęcia

## ■ **Obraz “surowy” (*Raw Image*)**

obraz cyfrowy, który nie został poddany żadnej dodatkowej obróbce (w systemach DR może być to obraz po korekcjach detektora). W obrazie takim wartość piksela jest w zależności liniowej do dawki

## ■ **Obraz *pre-processing***

obraz cyfrowy, który został poddany wstępnej obróbce obrazu przez urządzenie wykonujące akwizycję obrazu

## ■ **Obraz *processed* (*Post-processing*)**

Obraz cyfrowy, który został poddany możliwej dodatkowej obróbce jest gotowy do wydruku, lub prezentacji na monitorze

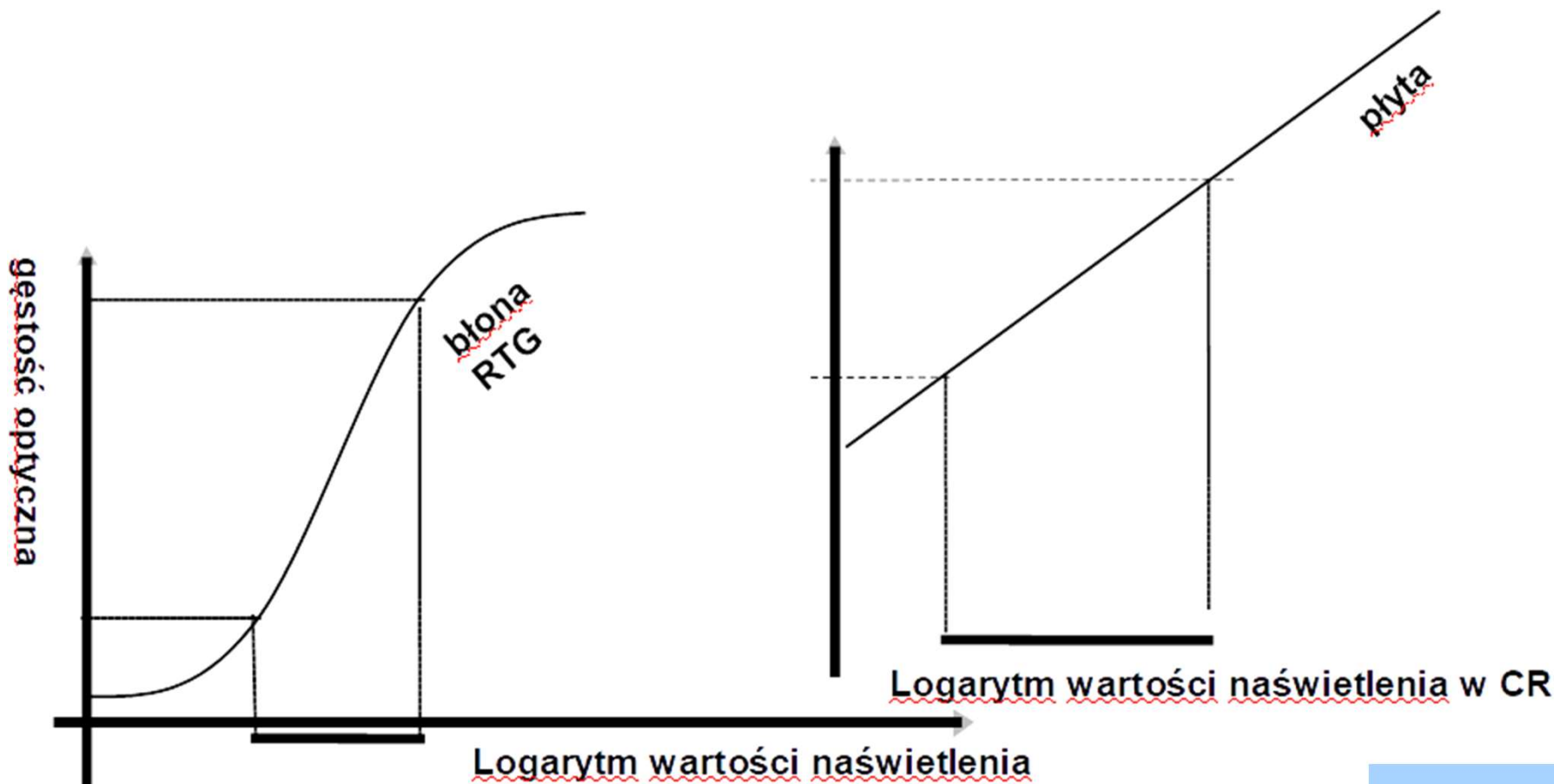
# Obraz cyfrowy –dodatkowe pojęcia

## ■ **Wskaźnik Dawki** (*ang. Exposure Indicator*)

W systemach cyfrowych wartość dodawana do obrazu, związana z wielkością dawki promieniowania potrzebnej do jego uzyskania

# Obraz cyfrowy – zależność naświetlenia -dawka

- W detektorach cyfrowych pomiędzy dawką a emisją światła widzialnego zachodzi zależność liniowa. Odpowiednia obróbka umożliwia otrzymanie poprawnego diagnostycznie obrazu zarówno przy skrajnym "niedoświetleniu" zdjęcia 25% ekspozycji optymalnej) jak i jego "prześwietleniu" (400% ekspozycji optymalnej).



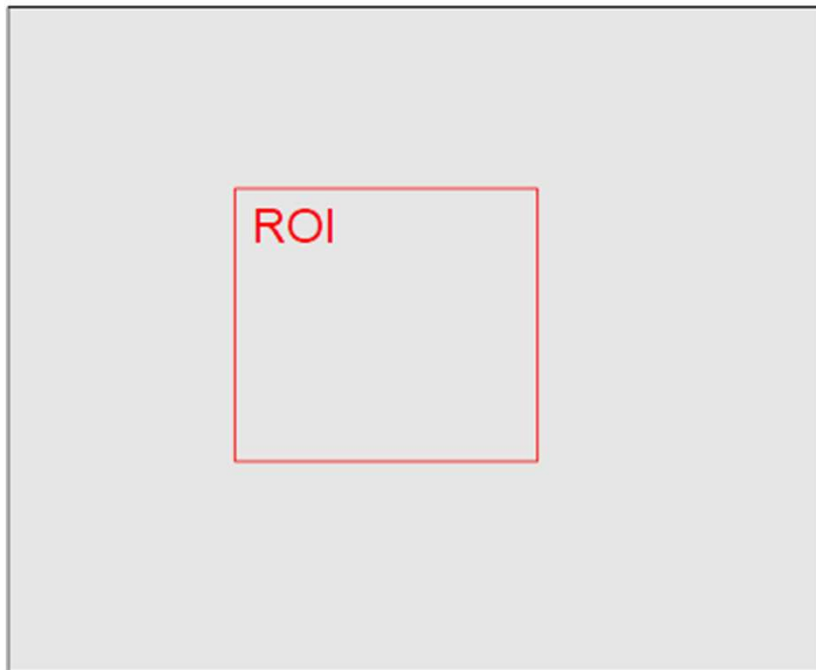
# Obraz cyfrowy –ocena jakości

## ■ Problem:

**Podstawowe pojęcia związane z jakością obrazu cyfrowego?**

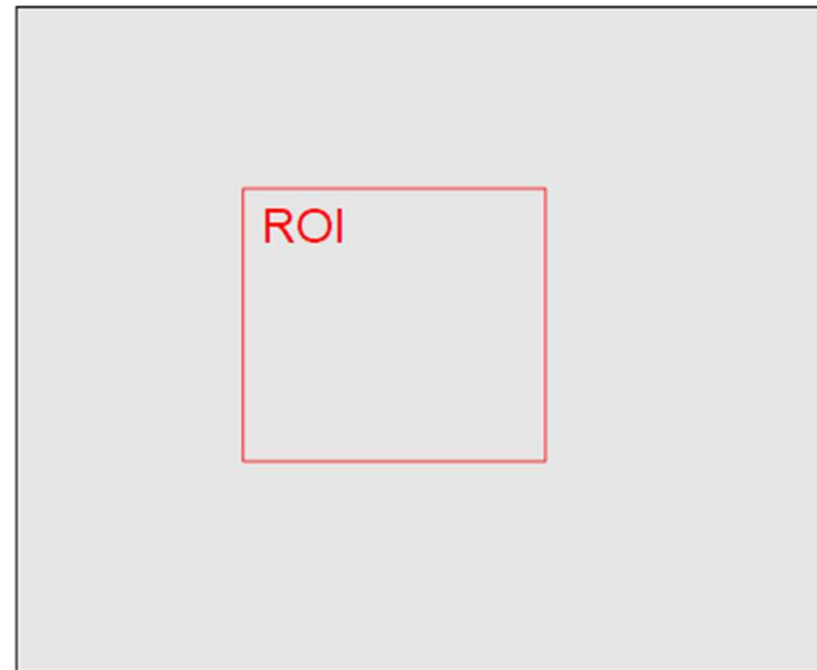
# Obraz cyfrowy –ocena jakości

Obraz I



SWP =800

Obraz II



SWP =800

# Obraz cyfrowy –ocena jakości

## ■ **Obszar zainteresowania (ROI** ang. reference region-of-interest )

Obszar (ok. 4 cm<sup>2</sup> lub 1 cm<sup>2</sup>), w którym mierzone są średnia wartość piksela i inne niezbędne wielkości

## ■ **Średnia Wartość Piksela -SWP**

Uśredniona wartość wszystkich pikseli zawartych w zaznaczonym obszarze ROI

## Obraz cyfrowy –ocena jakości

|      |     |      |
|------|-----|------|
| 998  | 999 | 1002 |
| 1000 | 998 | 1001 |
| 1003 | 997 | 1002 |

SWP =

|      |     |      |
|------|-----|------|
| 998  | 999 | 1090 |
| 1000 | 910 | 1002 |
| 1100 | 900 | 1001 |

SWP =

## Obraz cyfrowy –ocena jakości

|      |     |      |
|------|-----|------|
| 998  | 999 | 1002 |
| 1000 | 998 | 1001 |
| 1003 | 997 | 1002 |

SWP = 1000

|      |     |      |
|------|-----|------|
| 998  | 999 | 1090 |
| 1000 | 910 | 1002 |
| 1100 | 900 | 1001 |

SWP = 1000

## Obraz cyfrowy – ocena jakości

|      |     |      |
|------|-----|------|
| 998  | 999 | 1002 |
| 1000 | 998 | 1001 |
| 1003 | 997 | 1002 |

SWP = 1000

OS<sub>zał</sub> = 3

Potrzebna dodatkowa wielkość mówiąca jak blisko średniej są wartości poszczególnych pikseli – tzw. odchylenie standardowe

|      |     |      |
|------|-----|------|
| 998  | 999 | 1090 |
| 1000 | 910 | 1002 |
| 1100 | 900 | 1001 |

SWP = 1000

OS<sub>zał</sub> = 100

# Obraz cyfrowy –ocena jakości

## ■ *szum*

Odchylenia w wartości pixela, które są niezwiązane z obrazowanym obiektem. Jego wielkość często jest traktowana jako odchylenie standardowe w obszarze zainteresowania (ROI) w obrazie wyjściowym

- Związany z szumem kwantowym

- Związany z kwantyzacją

- Związany z działaniem elektroniki i innych elementów w skanerze (CR) czy detektorze (DR)

## Obraz cyfrowy –ocena jakości

|      |     |      |
|------|-----|------|
| 998  | 999 | 1002 |
| 1000 | 998 | 1001 |
| 1003 | 997 | 1002 |

SWP = 1000

OS<sub>zał</sub> = 3

SNR =  $1000/3$  = ok. 333

|      |     |      |
|------|-----|------|
| 998  | 999 | 1090 |
| 1000 | 910 | 1002 |
| 1100 | 900 | 1001 |

SWP = 1000

OS<sub>zał</sub> = 100

SNR =  $1000/100$  = 10

# Obraz cyfrowy –ocena jakości

## ■ **SNR** (*ang. Signal to noise Ratio*)

Informuje nas o wielkości sygnału w stosunku do występujących w obrazie szumów

$$SNR = \frac{\text{Średnia wartość pixela w ROI ( SWP )}}{\text{Odchylenie standardowe w wartości pixela w ROI ( OS )}}$$

# Obraz cyfrowy –ocena jakości

## ■ **CNR** (*ang. Contrast to noise Ratio*)

Informuje nas o możliwościach systemu odwzorowania obiektów o nieznacznie różniącym się kontraście w stosunku do szumów w obrazach tych obiektów

$$CNR = \frac{SWP \text{ obiektu jaśniejszego} - SWP \text{ obiektu ciemniejszego}}{\sqrt{\frac{(OS \text{ obiekt jaśniejszy})^2 + (OS \text{ Obiekt ciemniejszy})^2}{2}}}$$

# Obraz cyfrowy –ocena jakości

## ■ Zdolność Rozdzielcza przestrzenna

określana zazwyczaj jest zdolnością systemu obrazującego do wizualizowania dwóch przyległych struktur jako oddzielnych elementów obrazu albo wyróżnianie się wyraźnych krawędzi w obrazie (ostrość).

# Obraz cyfrowy –ocena jakości

## ■ Zdolność Rozdzielcza przestrzenna

W rzeczywistych obrazach następuje jednak utrata rozdzielczości przestrzennej, wpływ na jej wielkość mają:

### ■ czynniki związane z pacjentem

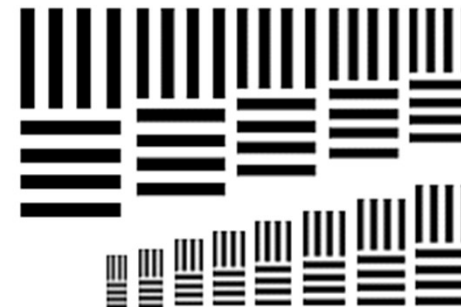
Wielkość pacjenta, Ruch pacjenta

### ■ czynniki związane z geometrią promieniowania

SID, OID Wielkość ogniska

### ■ czynniki związane z detektorem

Wielkość DEL, Pitch (skok), Fill Factor (współczynnik wypełnienia) – wprost proporcjonalna



# Obraz cyfrowy –ocena jakości

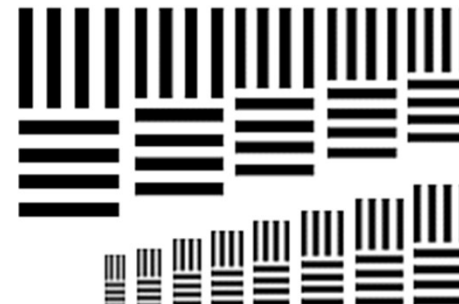
- **Zdolność Rozdzielcza przestrzenna**

- czynniki związane z obrazem cyfrowym

Wielkość piksela, Wielkość matrycy

- czynniki związane z wyświetlaniem obrazu cyfrowego

Wielkość piksela, Pixel Pitch , Wielkość matrycy



# Obraz cyfrowy –ocena jakości

## ■ MTF (modulation transfer function)

Rozdzielczość obrazu cyfrowego często charakteryzuje się za pomocą **funkcji MTF (modulation transfer function)**

MTF jest obiektywną metodą pomiaru wpływu tych wszystkich zjawisk na rozdzielczość obrazu.

MTF reprezentuje zmianę w liczbie informacji zawartych w obiekcie rzeczywistym do informacji w jego obrazie

$$\text{MTF} = \text{information wyjść.} / \text{information wejść.}$$

# Obraz cyfrowy –ocena jakości

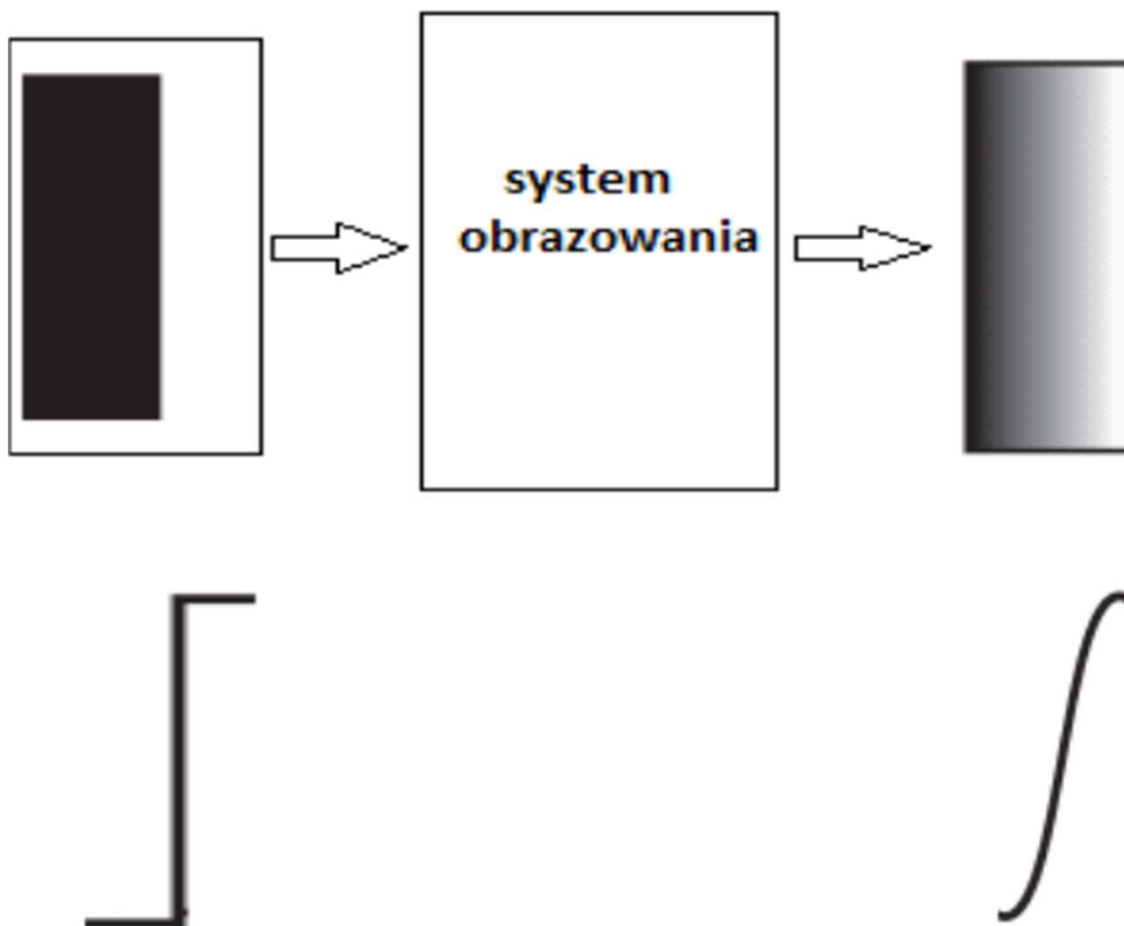
## ■ MTF (modulation transfer function)

Można się domyśleć, że liczba informacji wyjściowej nigdy nie będzie większa od zmodyfikowanej informacji wejściowej.

Dlatego też w najlepszym przypadku, jeśli nie stracilibyśmy w ogóle żadnych informacji  $MTF=1$ , zazwyczaj jednak MTF jest niższe od 1.

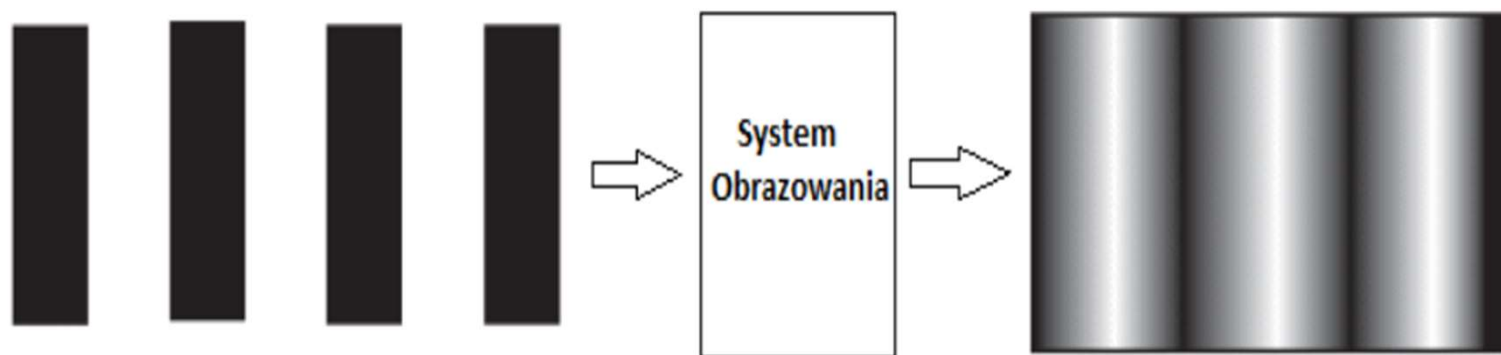
# Obraz cyfrowy –ocena jakości

## ■ MTF (modulation transfer function)



# Obraz cyfrowy –ocena jakości

## ■ MTF (modulation transfer function)



Rozdzielczość – ilość par linii na mm (lp/mm)

Kontrast jest amplitudą



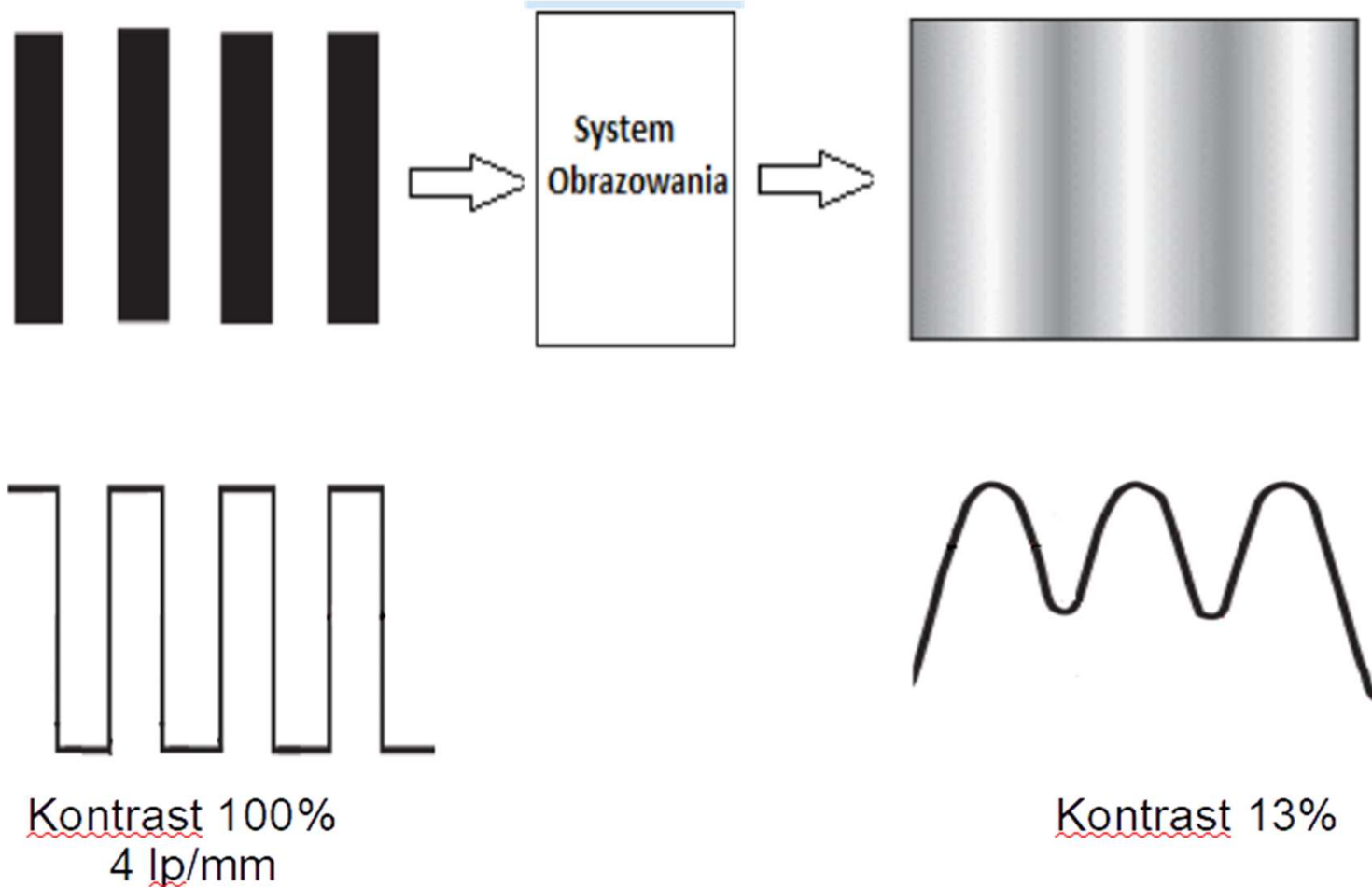
Kontrast 100%  
1 lp/mm



Kontrast 87%

# Obraz cyfrowy –ocena jakości

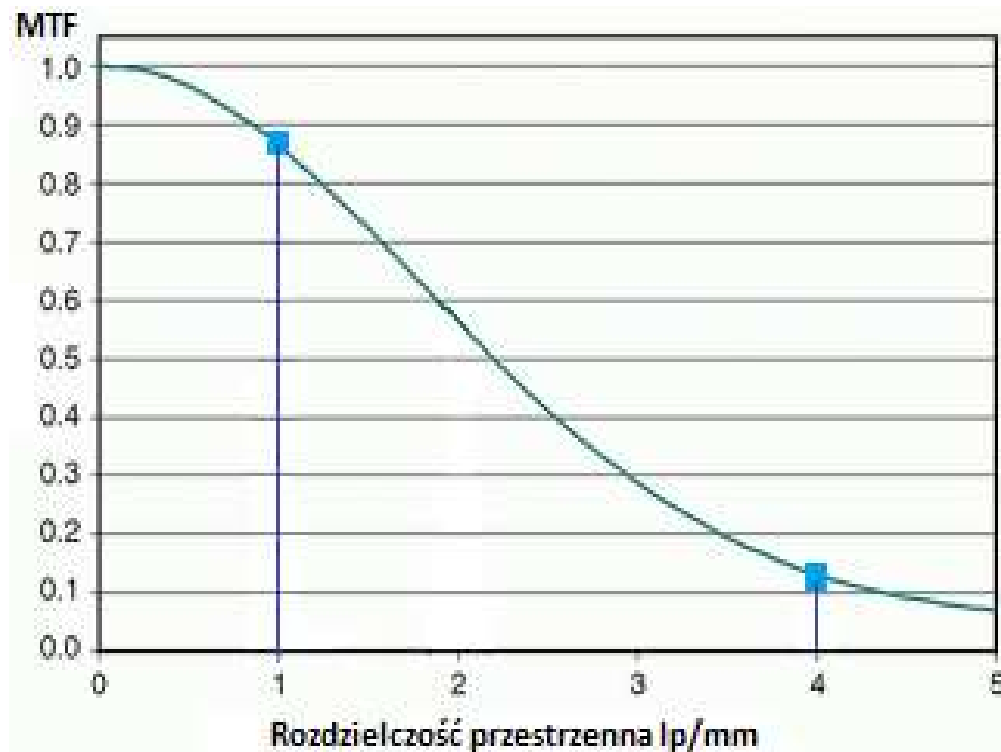
## ■ MTF (modulation transfer function)



# Obraz cyfrowy –ocena jakości

## ■ MTF (modulation transfer function)

- MTF wyznacza się często porównując informacje dla wysokich rozdzielczości przestrzennych (lp/mm) ewentualnie częstotliwości w stosunku do niskich



# Schemat cyfrowego diagnozowania obrazowego



Urządzenia związane z akwizycją obrazu

Stacja Opisowa wraz z odpowiednim oprogramowaniem

# Podstawowe Metody Przetwarzania Obrazu

- Ze względu na warunki, w których odbywa się rejestracja obrazu, oraz technologiczne ograniczenia urządzeń do rejestracji obrazów, jakość uzyskiwanej informacji obrazowej często jest niewystarczająca.
- Niezbędnym staje się zastosowanie komputerowych metod przetwarzania obrazu w celu poprawy jego jakości
- Proces komputerowej obróbki obrazu zapisany matematycznie wygląda następująco:

$$\mathbf{f(x,y)} \rightarrow \mathbf{P[f(x,y)]} \rightarrow \mathbf{g(x,y)}$$

- Przetworzenie obrazu zdefiniowane jest jako przekształcenie  $\mathbf{P[]}$  zarejestrowanego obrazu  $\mathbf{f(x,y)}$  do obrazu wynikowego  $\mathbf{g(x,y)}$

# Podstawowe Metody Przetwarzania Obrazu

Rozróżnia się następujące podstawowe przekształcenia obrazu:

- **Geometryczne**- składają się na nie przesunięcia, obroty, odbicia i inne transformacje geometrii.
- **Punktowe** – przekształcenia typu jeden do jednego, czyli każdy element obrazu modyfikowane jest niezależnie od innych elementów sąsiadujących np przekształcenie jasności obrazu
- **Lokalne** – przekształcenie wiele do jednego (stosujemy dodatkowe lokalne otoczenie przetwarzanego obrazu o pewnym określonym obszarze np 3x3 , 5x5) Przykładem jest filtracja przestrzenna obrazu
- **Globalne** – przekształcenie wiele do jednego. W tym przypadku wiele dotyczy wszystkich punktów obrazu.
- **Morfologiczne**- podobne do lokalnych, z tym że element obrazu modyfikowany jest tylko wtedy, gdy spełniony jest odpowiedni warunek.

# Podstawowe Metody Przetwarzania Obrazu

- Przekształcenie punktowe daje obraz końcowy o tym samym rozmiarze co obraz poddany obróbce.
- Pozostałe przekształcenia mogą dać obrazy końcowe o innym rozmiarze niż obraz pierwotny.

Możliwości przetwarzania obrazów są bardzo duże.

W zależności od zastosowanych typów przekształceń zastosowanie różnych typów przekształceń może dać ten sam wynik końcowy, w innych przypadkach podobne sekwencje przekształceń dostarczają odmiennych wyników

# Przekształcenia geometryczne

■ Typowe przekształcenia geometryczne:

- rotacja

- zwężanie

- rozciąganie

- skręcanie

# Przekształcenia punktowe obrazu

■ Przekształcenia punktowe charakteryzują się:

-modyfikowana jest jedynie wartość (np stopień jasności) poszczególnych punktów obrazu, inne relacje np geometryczne są niezmiennie

- dla funkcji monotonicznych (rosnąca, malejąca) istnieje operacja odwrotna. Obraz końcowy można zmienić ponownie w wejściowy.

- Dla f-cji, które nie są monotoniczne może dojść do utraty części informacji.

- przekształcenia nie wprowadzają nowych informacji do obrazu – ulepszają tylko widoczność treści zawartych w obrazach

# Przekształcenia punktowe obrazu

■ Przekształcenia punktowe możemy zdefiniować na 3 sposoby:

- podając tablicę przekształcenia ( look up table)
- podając warunek logiczny operacji
- definiując poszczególne fazy przekształcenia

# Przekształcenia punktowe obrazu

- Ze względu na to, że liczba poziomów szarości określona jest głębokością bitową  $2$  do potęgi  $N$  ma ona skończoną wartość.
- Można obliczyć dla każdego poziomu nową wartość jasności i na tej podstawie zbudować odpowiednią tabelę przekształcenia.
- -Tabela przekształcenia zawiera najczęściej 2 kolumny. W jednej wpisane są wszystkie wartości należące do palety (np. od 0 do 255 w 8-bitowym obrazie monochromatycznym) a w drugiej nowe wartości, jakim będą one odpowiadały po przekształceniu (np. odpowiednie informacje o kolorze).

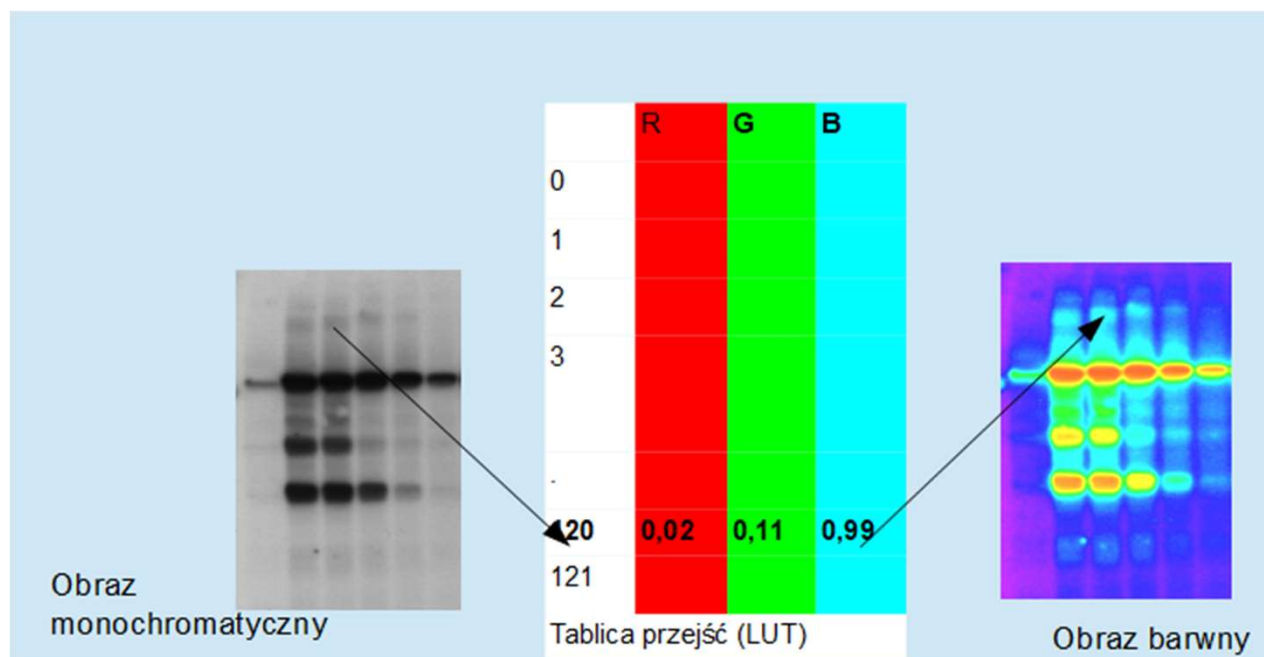
# Przekształcenia punktowe obrazu

- Przy wykorzystaniu tabeli LUT przekodowanie jest szybkie i proste.

System odnajduje wartość piksela z obrazu wejściowego - odczytuje w tabeli nową wartość i jest gotowy do jej wykorzystania.

Tablica LUT pozwala na wykonywanie zmian przy niewielkiej złożoności obliczeniowej

- Zastosowanie np.: przy zmianie obrazu monochromatycznego na pseudokolorowy – każdemu poziomowi szarości przypisane są barwy RGB



# Przekształcenia punktowe obrazu- DICOM VOI LUT

- We współczesnych komputerowych systemach prezentacji obrazów możliwe jest wyświetlenie ok 1024 odcieni szarości. Wyświetlany obraz musi więc powstać jako interpretacja podzbioru wartości macierzy obrazu.



Przykładowo mając do dyspozycji macierz danych dla pomiaru techniką RTK o wartościach z zakresu 16-bitowego (0-65535) możliwy jest wybór różnych przedziałów 10-bitowych (1024 wartości) np.: 0-1024, 2-1026, 500-1524, 1000-2024, itp.

# Przekształcenia punktowe obrazu- DICOM VOI LUT

- Opis interpretacji wartości wykonywany jest poprzez zastosowanie modułu **VOI LUT** (*Value of Interest Look Up Table - tablica przejść wartości użytecznych*).

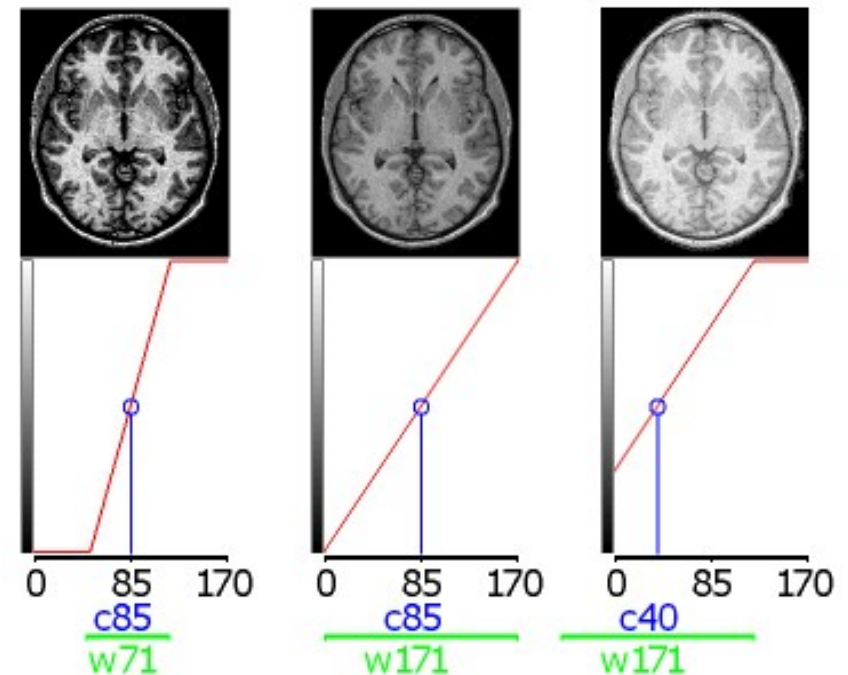
- Okno jest definiowane poprzez dwa parametry: wartość centralną okna, oraz szerokość okna.

- **Wartość centralna okna** (*ang. Window Center*)

określa wartość środkową skali szarości  
wybranego przedziału.

- **Szerokość okna** (*ang. Window Width*)

oznacza liczbę poziomów szarości (przedziału)  
wokół wartości środkowej.



# Przekształcenia punktowe obrazu

- Największą grupę przekształceń liniowych stanowią te, które zdefiniowane są funkcją.

Funkcja  $f$  przekształca obraz  $A$  w obraz  $B$ ,  $B = f(A)$

Najprostszym przykładem takiego przekształcenia jest tworzenie negatywu, dla obrazu 10 bitowego funkcja ta zdefiniowana jest wzorem:

$$B(i,j) = 1025 - A(i,j)$$

# Przekształcenia punktowe obrazu

■ Zmianę jasności definiuje się równaniem:

$$B(i, j) = A(i, j) \pm b$$

Dla  $b=0$  przekształcenie jest tożsamościowe.

Przy tym przekształceniu może dojść do sytuacji wyjścia po przekształceniu poza wartości maksymalne w obrazie

Jeśli  $B(i, j)$  jest większy od zakresu to system bierze wartość maksymalną, jeżeli mniejszy od zakresu to wartość minimalną.

Operacja zwiększanie jasności powoduje przesunięcie histogramu obrazu w prawo, zmniejszenie - przesunięcie w lewo.

# Przekształcenia punktowe obrazu

- Zmianę kontrastu można przedstawić za pomocą poniższych funkcji

$$B(i, j) = a * A(i, j)$$

- Kontrast informuje nas jak szeroki zakres poziomów szarości występuje w obrazie w porównaniu z dostępną

# Przekształcenia punktowe obrazu

- Korekta gamma jest przekształceniem nieliniowym opartym na funkcji potęgowej.

$$B(i,j) = [A(i,j)]^w$$

Wykorzystuje się je do usunięcia zniekształceń wprowadzonych przez różne urządzenia (np. monitor, bimer, skaner)

# Przekształcenia punktowe obrazu

- Przekształcenie punktowe może również uwypuklać cechy obrazu po transformacji polegającej na uwidocznieniu na obrazie końcowym tylko niektórych poziomów szarości z pominięciem pozostałych
- Na takiej zasadzie można wykrywać i podkreślać w sztuczny sposób subtelne różnice poszczególnych narządów i tkanek na zobrazeniach rentgenowskich lub ultrasonograficznych

# Przekształcenia lokalne obrazu

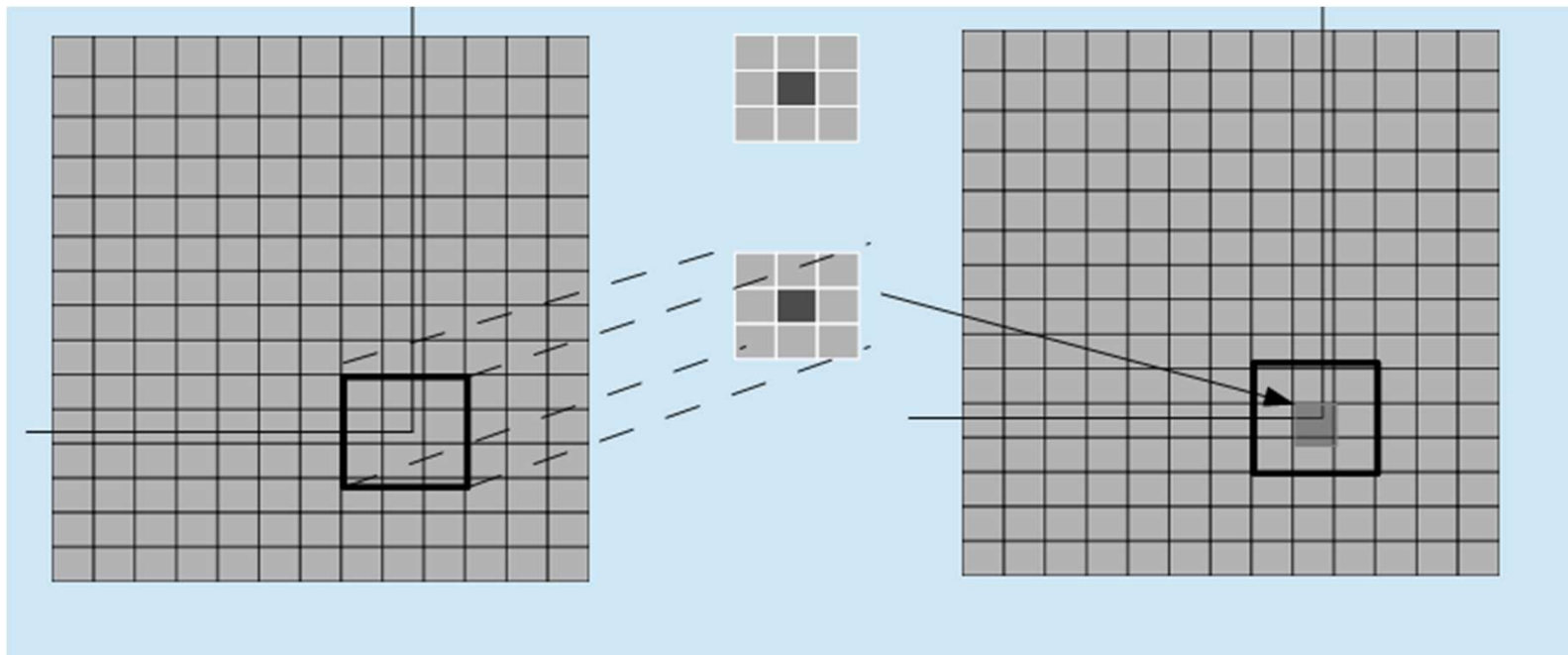
- Przekształcenia lokalne należą do najważniejszych metod przetwarzania obrazów. Stosowane są do **poprawy jakości obrazów** np: korekcji ostrości obrazów i redukcji zakłóceń.
- Często poprzedzają one kolejne etapy analizy obrazów.
- Określa się je bardzo często jako metody przetwarzania wstępnego obrazów (image **preprocessing**).
- Istotnym elementem przekształcenia jest filtr (czasem nazywany maską przekształcenia lub maską konwolucji) .

Obraz jest tablicą  $A(i,j)$  o rozmiarze  $N \times M$ .

Filtr jest tablicą o wymiarach zazwyczaj  $3 \times 3$ ,  $5 \times 5$  (najczęściej o wymiarze nieparzystym) z wyróżnionym elementem środkowym

# Przekształcenia lokalne obrazu

- Wynik przekształcenia lokalnego zależy zarówno od jasności przetwarzanego punktu, oraz od jasności punktów z jego sąsiednich elementów. Przekształcenia te są nazywane filtracją przestrzenną obrazu



# Przekształcenia lokalne obrazu

- Przekształcenia lokalne – istotnie zmieniają zawartość obrazu – mogą mieć wpływ na geometrię widocznych na obrazie obiektów
- Najczęściej wykorzystywane są do realizacji następujących celów:
  - stłumienie niepożądanych szumów (jako średnia wartości pikseli otoczenia)
  - wzmocnienie w obrazie pewnych elementów zgodnych z posiadanym wzorcem (wzmocnienie zależy od spełnienia określonych warunków.
  - poprawa obrazu o złej jakości technicznej – obrazów poruszonych , nieostrych

# Przekształcenia lokalne obrazu

## ■ Filtry dolnoprzepustowe

Filtry te usuwają zakłócenia z obrazu- należą do filtrów tzw. uśredniających.

Przykłady

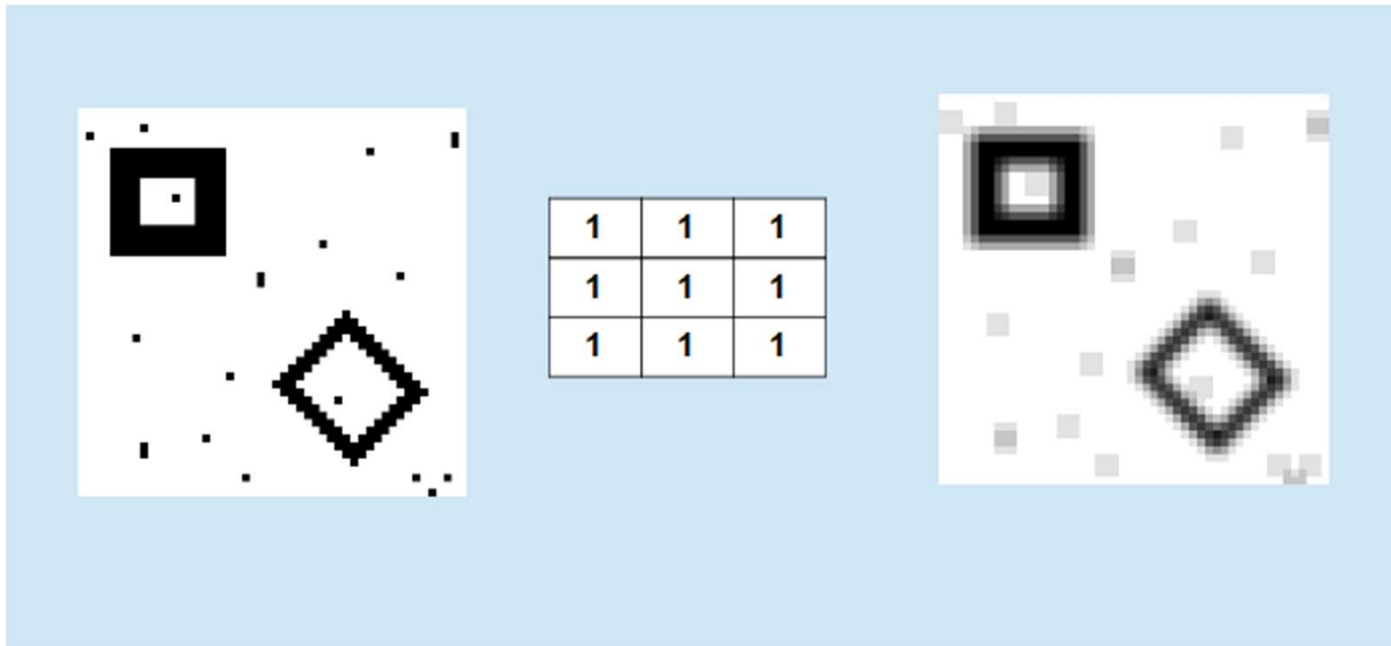
|   |   |   |
|---|---|---|
| 1 | 1 | 1 |
| 1 | 1 | 1 |
| 1 | 1 | 1 |

|   |   |   |
|---|---|---|
| 1 | 1 | 1 |
| 1 | 2 | 1 |
| 1 | 1 | 1 |

|   |   |   |
|---|---|---|
| 1 | 2 | 1 |
| 2 | 4 | 2 |
| 1 | 2 | 1 |

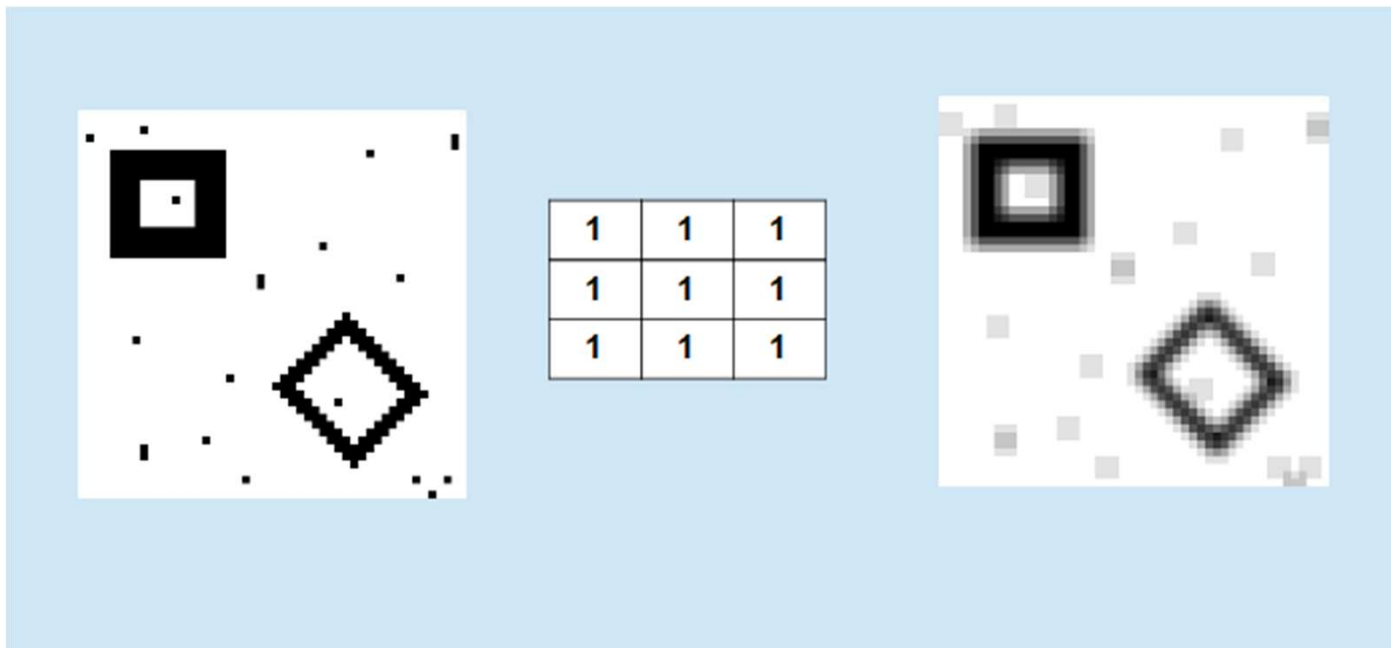
# Przekształcenia lokalne obrazu

- Pierwszy filtr uśredniający powoduje redukcję zakłóceń obrazu – działanie to często nazywa się wygładzaniem obrazu (image smoothing)



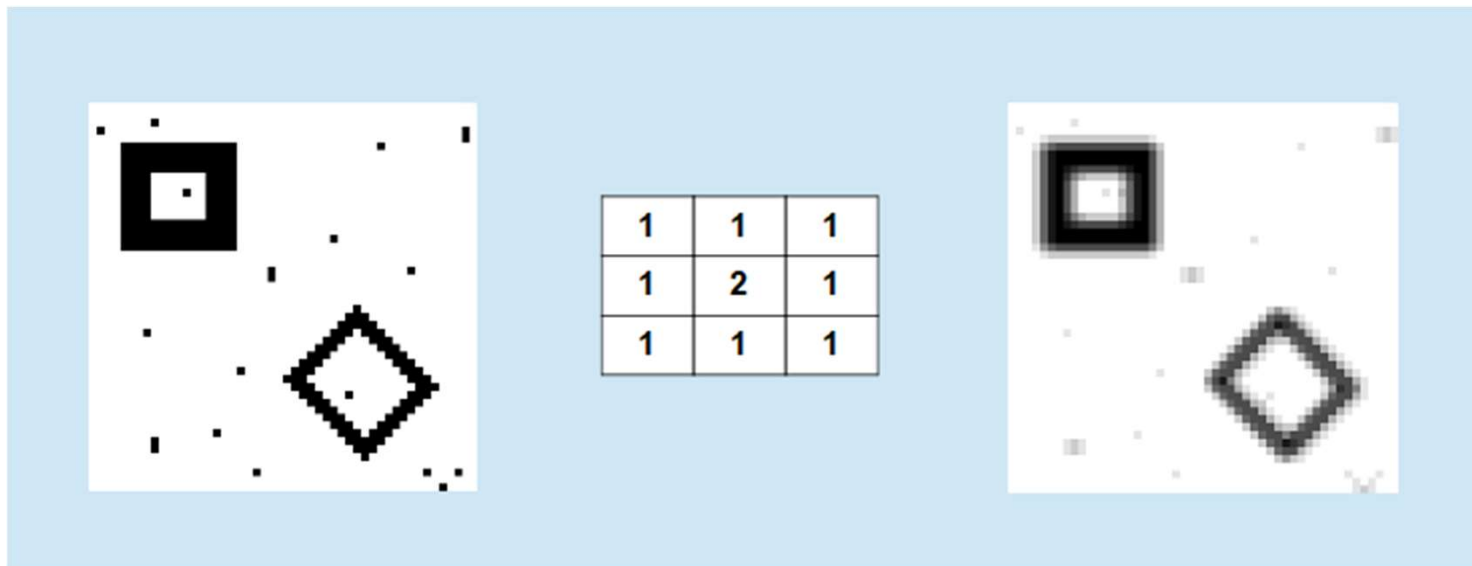
# Przekształcenia lokalne obrazu

- Zalety: Usuwa drobne zakłócenia z obrazu- znikają pojedyncze czarne punkty na jasnym tle i jasne na ciemnym, wygładzane są krawędzie
- Wada: Powoduje rozmycie konturów i pogorszenie rozpoznawalności ich kształtów



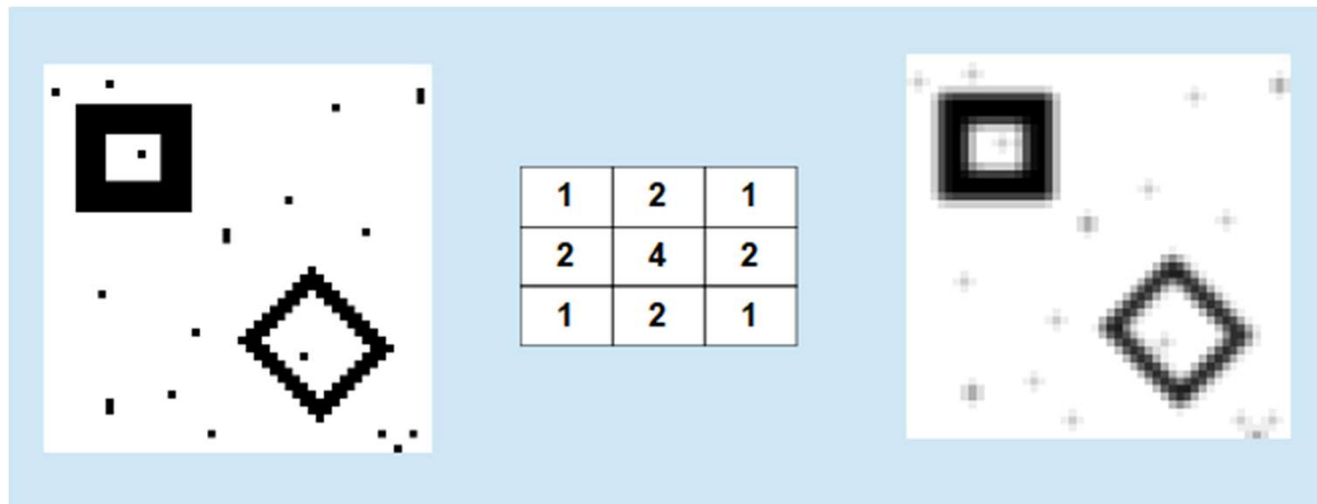
# Przekształcenia lokalne obrazu

- Zmniejszenie negatywnych skutków można uzyskać poprzez zastosowanie filtru, który będzie uwzględniał różne wagi piksela. Współczynnika piksela na środku jest większy co powoduje, że ma on większy wpływ na wartość wynikową niż otoczenie



# Przekształcenia lokalne obrazu

- Jeszcze jeden przykład działania filtru o innym współczynnik, który w mniejszy sposób zmienia obraz wejściowy



# Przekształcenia lokalne obrazu

- Do tej pory opieraliśmy się na masce  $3 \times 3$
- Zwiększenie maski powoduje uwzględnianie w obrazie wynikowym większej ilości pikseli oznacza to większy wpływ na obraz końcowy
- Powoduje to jednocześnie wzrost ilości obliczeń związanych z procesem przetwarzania obrazu.

Dla obrazu  $512 \times 512$  pikseli dla maski  $5 \times 5$  wykonywane jest 6 533 600 operacji mnożenia i dodawania dla maski  $7 \times 7$  potrzeba 16 384 000 operacji

# Przekształcenia lokalne obrazu

- Filtr „wyostrzający krawędzie” obrazu (image sharpening).
- Współczynniki filtru mają zarówno wartości dodatnie jak i ujemne.
- Mamy do czynienia z wyznaczaniem różnic jasności pomiędzy sąsiednimi punktami obrazu. Większe różnice oznaczają silniejszy wzmacnianie przez ten filtr.
- Suma współczynników wynosi 1 co oznacza, że średnia jasność obrazu wynikowego pozostaje bez zmian.

|    |    |    |
|----|----|----|
| 0  | -1 | 0  |
| -1 | 5  | -1 |
| 0  | -1 | 0  |

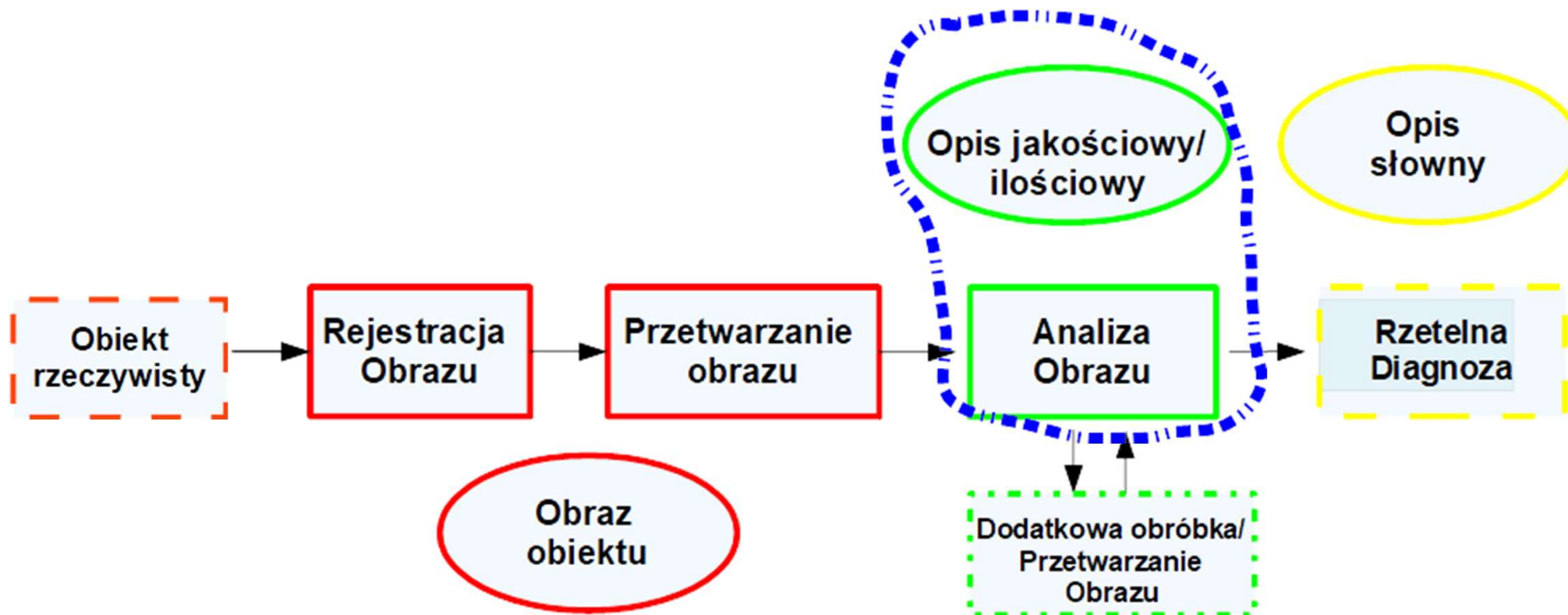
# Przekształcenia globalne obrazu

- Metody globalne mają ważne znaczenie w takich technikach obróbki obrazu jak: kompresja, filtracja i rozpoznawanie obrazów.
- Opierają się na przekształceniu obrazu do innej dziedziny jego reprezentacji określanej **widmem obrazu**.
- Przekształcenia te są najbardziej złożone ze względu na aparat matematyczny i jego abstrakcyjną postać obrazu po transformacji.
- Spośród różnych transformacji największe znaczenie ma transformata Fouriera.
- Przy przetwarzaniu obrazów o charakterze dyskretnym stosuje się także dyskretne formy transformat.

# Przekształcenia globalne obrazu

- Standardowo obraz zapisywany jest we współrzędnych  $(x,y)$  w postaci tablicy liczb.
- Po globalnej przekształceniu uzyskujemy obraz o tych samych wymiarach, ale o innych współrzędnych  $(u,v)$  określanych jako częstości przestrzenne (przechodzimy z dziedziny przestrzennej do dziedziny częstotliwości).
- Schemat transformacji globalnej :
  - transformata obrazu - zmiana na częstości przestrzenne i uzyskanie widma obrazu
  - wykonanie operacji matematycznych na widmie obrazu
  - odwrotna transformata – powrót do pierwotnych współrzędnych

# Schemat cyfrowego diagnozowania obrazowego



Urządzenia związane z akwizycją obrazu

Stacja Opisowa wraz z odpowiednim oprogramowaniem

# Analiza obrazu

- Analiza Obrazu służy przede wszystkim postawieniu odpowiedniej diagnozy .  
Niezbędne do tego mogą być następujące składowe:

- 1. Wizualizacja

- 2. Analiza ilościowa

- 3. Lokalizowanie

# Analiza obrazu

## ■ Wizualizacja

Lekarz ogląda obraz pod kątem widoczne cech choroby

## ■ Analiza ilościowa

Zbieranie ewentualnie obliczanie mierzalnych parametrów opisujących wybrany organ

## ■ Lokalizowanie

Dokładna lokalizacja urazu/zmiany patologicznej. Poza lokalizacją zmiany/uszkodzenia - wybór drogi dostępu (kąt, głębokość)

# Komputerowa analiza obrazu

## ■ Model HSV – human visual system

- Ludzki system widzenia jest niedoskonałym narzędziem. Związane są z tym problemy z percepcją treści obrazowych, kryteriami jakości, subiektywizm i zmienność ocen, określone sposoby pracy z obrazem.
- Mózg ludzki w trakcie analizy uwzględnia otoczenie w jakim występuje dany obiekt. W zależności od cech otoczenia może to powodować błędy w ocenie.
- Może to być związane z powstawaniem wrażenia deformacji, znikania drobnych obiektów ewentualni pojawiania się nowych, zmiany koloru,

# Komputerowa analiza obrazu

## ■ Model HSV – human visual system

### ■ Siatkówka zawiera 5 warstw komórek.

Pierwsza zawiera 4 typy fotoreceptorów- komórek wrażliwych na światło, pręciki oraz 3 rodzaje czopków.

Pręciki (ok 120 milionów) są wrażliwe na światło achromatyczne i odpowiadają za widzenie czarno-białe. Mogą działać przy słabym świetle - nie dają wrażeń barwnych – tzw widzenie skotopowe (pręcikowe).

Czopki (ok. 8 milionów) – pozwalają na widzenie barw w świetle dziennym. Określamy je jako widzenie fotopowe (czopkowe).

# Komputerowa analiza obrazu

- 3 typy czopków, działające jak filtry o różnych zakresach.
- Dla krótkich fal (typ S), o maksymalnej czułości dla 440 nm, tj. fiolet, zwykle opisywany jako "niebieski",
- Dla średniej długości fal (typ M), o maksymalnej czułości dla 550 nm, tj. żółtawo-zielony, zwykle opisywany jako "zielony",
- Dla długich fal (typ L), o maksymalnej czułości dla 570 nm, tj. żółty, zwykle opisywany jako "czerwony"

# Komputerowa analiza obrazu

- Czułość wzroku jest to zdolność ekstrakcji informacji przy niskich poziomach luminancji (stopień reakcji na światło).
- Rozdzielczość wzroku jest to zdolność rozróżniania małych detali przestrzennych.

Pręciki i czopki łączą się poprzez komórki zwojowe i nerw wzrokowy z płatem potylicznym kory mózgowej. Połączenie w stosunku jeden do jednego czopków z plamki żółtej daje dobrą rozdzielczość wzroku przy odpowiednio dużych poziomach jasności.

Połączenie w stosunku wielu do jednego pręcików na obrzeżach siatkówki poprzez nerw wzrokowy z komórkami zwojowymi daje najwyższą czułość, ale przy małej zdolności rozróżniania szczegółów.

Dlatego mamy znacznie silniejszą czułość wzroku na zmiany "jasno-ciemno" w widzeniu peryferyjnym. Ponadto Widzenie peryferyjne ma również większą czułość na zmiany luminancji w czasie.

# Komputerowa analiza obrazu

- Zdolność dostrzeżenia plamki światła zależy nie tylko od luminancji tej plamki, ale także od różnicy pomiędzy punktem a tłem na którym się znajduje, czyli od kontrastu.
- Luminancja tego punktu musi przekroczyć wartość minimalną, ale kontrast również musi przekroczyć wartość progową, powyżej której możliwa jest detekcja.
- Prawo Webera-Fechnera:

Jeśli porównywane są wielkości bodźców, na naszą percepcję oddziałuje nie arytmetyczna różnica pomiędzy nimi, lecz stosunek porównywanych wielkości

$$dw = k \cdot dB/B,$$

gdzie:

$dw$  – różniczkowa zmiana siły (intensywności) wrażenia,

$dB$  – różniczkowa zmiana wielkości bodźca ( $B$ ),

$k$  – doświadczalnie wyznaczany współczynnik proporcjonalności

- Zmiana reakcji układu biologicznego jest proporcjonalna do względnej zmiany bodźca.

# Analiza obrazu cyfrowego -prezentacja

- Efektywność radiologii cyfrowej polega na tym , że obraz cyfrowy możemy w dowolnej chwili obejrzeć na wyświetlaczu monitora
- Jakość wyświetlania obrazu – relacja między Informacjami zawartymi w pierwotnym obrazie cyfrowym do informacji dostarczonych obserwatorowi na wyświetlaczu



# Analiza obrazu cyfrowego -prezentacja

## ■ **Rozdzielczość**

jest to ilość pikseli w poziomie i w pionie. Im wyższa rozdzielczość tym obraz może zawierać więcej szczegółów, jest to jednak uwarunkowane również możliwościami zainstalowanej w komputerze karty graficznej, która bezpośrednio decyduje o jakości wyświetlanego obrazu.



## ■ **Kontrast** –

definiowany najczęściej jako stosunek koloru białego wyświetlanego na ekranie do koloru czarnego

## ■ **Luminancja** –

określenie fotometryczne zdefiniowane jako ilość emitowanego światła z pewnej powierzchni ( w przypadku monitora z ekranu)

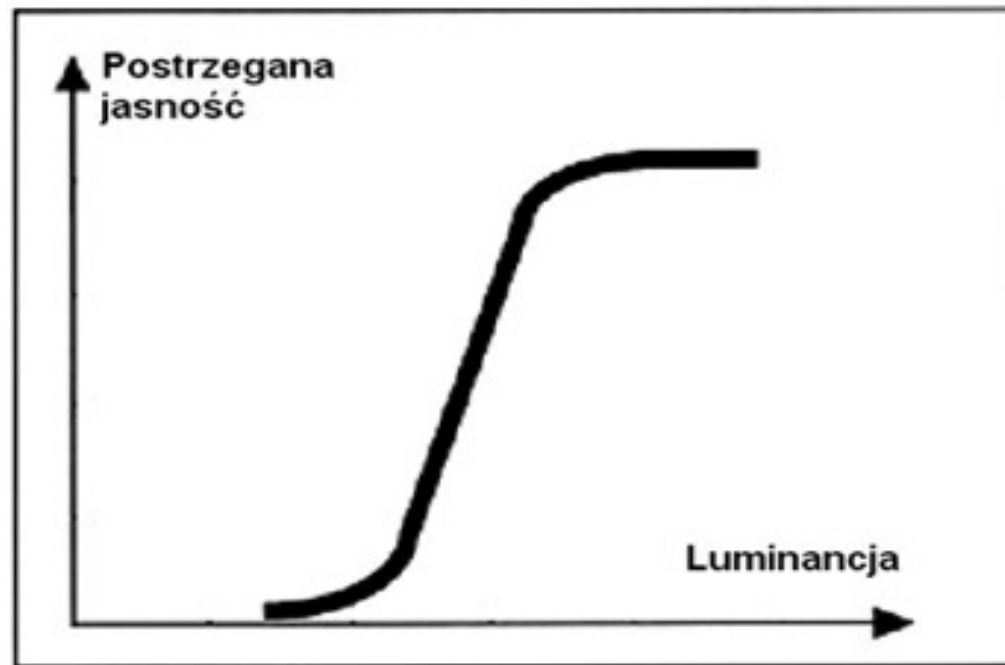
# Analiza obrazu cyfrowego - prezentacja

|  |   |
|--|---|
| <p><b><math>L_{\max} = 1024</math></b></p>  | <p><b><math>L_{\max} = 768</math></b></p>  |
| <p><b><math>L_{\min} = 1</math></b></p>  | <p><b><math>L_{\min} = 1,5</math></b></p>   |
| <p><b>Kontrast = ?</b></p>   | <p><b>Kontrast = ?</b></p>  |
| <p><b><math>\Delta L</math> na 1 poziom szarości = ?</b></p>   | <p><b><math>\Delta L</math> na 1 poziom szarości = ?</b></p>  |

# Analiza obrazu cyfrowego -prezentacja

## ■ Problemy:

Zmiana reakcji układu biologicznego jest proporcjonalna do względnej zmiany bodźca

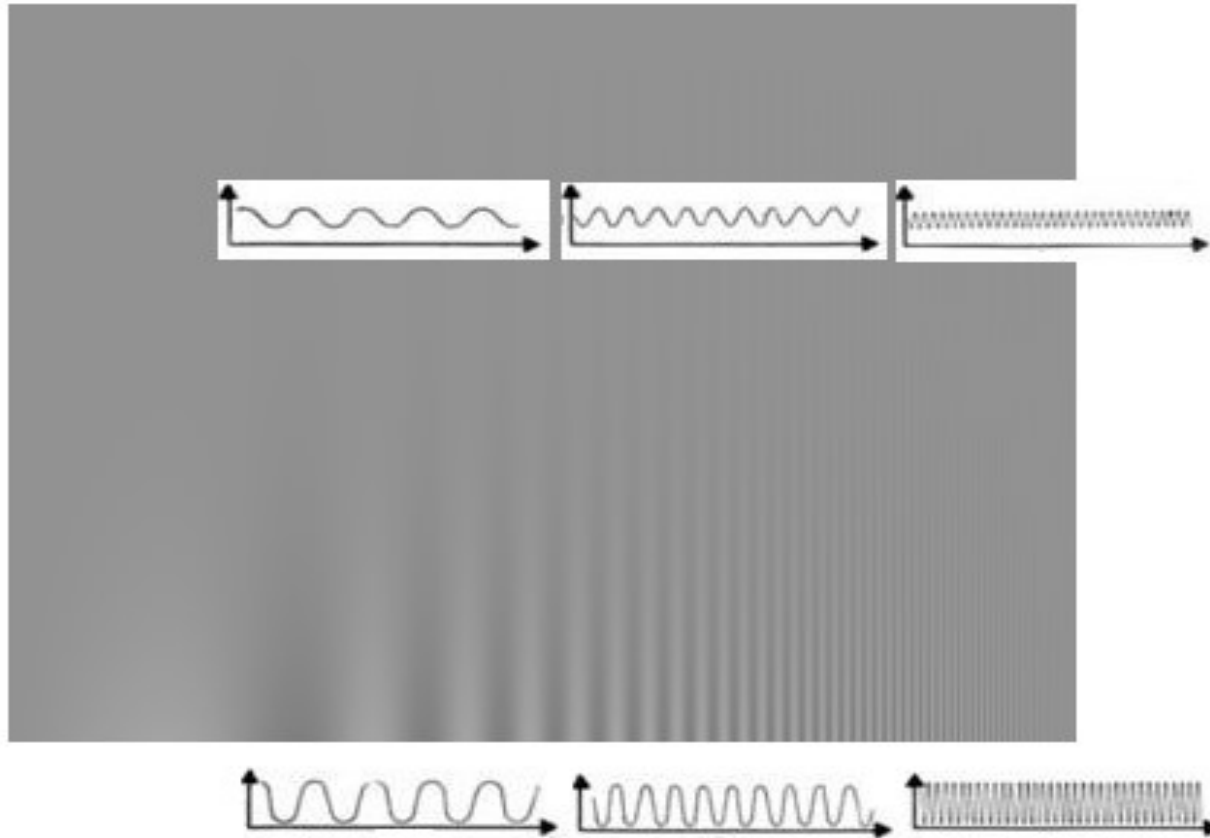


# Analiza obrazu cyfrowego -DICOM

- Dostrzeżenie kontrastu jest zależne od zróżnicowania poziomów luminancji.
- Wrażliwość na kontrast zależy od przestrzennego rozkładu obszarów jasnych i ciemnych. Definiuje się ją , jako odwrotność progu wykrycia kontrastu, tj. minimalnej wykrywalnej różnicy  $\Delta L$  w luminancji prążków ciemnych i jasnych.
- Wrażliwość na kontrast zależy od wartości bezwzględnej bodźca, częstości przestrzennej (skali, wielkości przestrzennej) prążków oraz zmian czasowych bodźca
- Podstawą badania wrażliwości na kontrast jest siatka sinusoidalna

# Analiza obrazu cyfrowego -DICOM

Przykładowy obraz testowy, w którym od lewej do prawej zmienia się częstotliwość prążków, a od dołu do góry zmniejsza się luminancja prążków w stosunku do tła



# Analiza obrazu cyfrowego -DICOM

- Matematyczny opis luminancji siatki sinusoidalnej wyraża się wzdłuż osi x wzorem

$$L(x) = L_m (1 + C_m \sin \omega x)$$

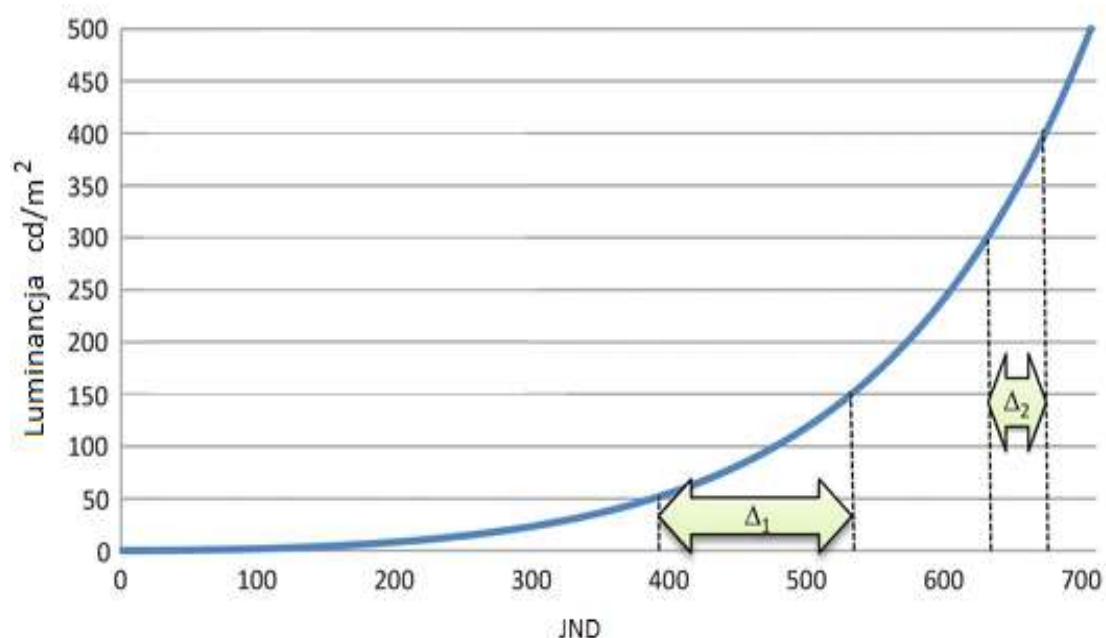
- Dla małych wzorców sinusoidalnych umieszczonych na jednorodnym tle okazuje się, że progowy kontrast, który jesteśmy w stanie zauważyć wynosi  $\Delta L/2L$ . Określa się go często jako kontrast Michelsona

$$C_m = \frac{L_{\max} - L_{\min}}{L_{\max} + L_{\min}} = \frac{L_{\max} - L_{\min}}{2L_m}$$

gdzie  $L_m$  jest średnią luminancją siatki

# Analiza obrazu cyfrowego -DICOM

- Dla wzoru o częstotliwości  $\omega=4$  cykli/stopień oraz wielkości kątowej obiektu - 2 stopni odniesionej do oka obserwatora stworzono funkcję wyświetlania obrazu znaną jako Grayscale Standard Display Function (GSDF)



Wzorzec Bartena



# Analiza obrazu cyfrowego -DICOM

- W skali logarytmicznej określona jest wzorem

$$\text{Log}_{10} L'_j = \frac{a + c(\text{Log}_e j) + e(\text{Log}_e j)^2 + g(\text{Log}_e j)^3 + m(\text{Log}_e j)^4}{1 + b(\text{Log}_e j) + d(\text{Log}_e j)^2 + f(\text{Log}_e j)^3 + h(\text{Log}_e j)^4 + k(\text{Log}_e j)^5}$$

$$\begin{aligned} a &= -1.3011877, \\ b &= -2.584019 \times 10^{-2}, \\ c &= 8.0242636 \times 10^{-2}, \\ d &= -1.0320229 \times 10^{-1}, \\ e &= 1.3646699 \times 10^{-1}, \\ f &= 2.8745620 \times 10^{-2}, \\ g &= -2.5468404 \times 10^{-2}, \\ h &= -3.1978977 \times 10^{-3}, \\ k &= 1.2992634 \times 10^{-4}, \text{ and} \\ m &= 1.3635334 \times 10^{-3}. \end{aligned}$$

- Wartości indeksu do serii wartości luminancji znane są jako JND, ponieważ zmiana jednostkowej wartości indeksu odpowiada 1 zauważalnej różnicy w luminancji (just noticeable difference in luminance)

# Analiza obrazu cyfrowego -DICOM

- Uniwersalne rozwiązanie formatu danych medycznych obejmujący zarówno obraz medyczny jak i jego opis niezależnie od producenta sprzętu medycznego
- Standard opracowany przez ACR(American College of Radiology), NEMA przy współpracy European Medical Informatics Committee, Japanese Medical Informatics Committee i innych

**1985** – pierwszy standard

**1988** – pierwsze poprawki dotyczące standardu

**1995** – uwzględnienie różnych architektur sieci komputerowej  
***DICOM 3.0*** (ciągle i na bieżąco rozwijany)

# Analiza obrazu cyfrowego -DICOM

- Norma DICOM w rozdziale 14 **Grayscale Display Function Standard** opisuje zagadnienia związane z prezentacją obrazów medycznych,

**Problem** - ujednolicenie systemu prezentacji obrazu medycznego, aby oglądany obraz medyczny był prezentowany odbiorcy dokładnie tak samo, niezależnie od miejsca czy sposobu prezentacji.

Dokument ten wprowadza w tym celu metody pomiaru i kalibracji systemu sterowania poziomami luminancji (skala szarości).

# Analiza obrazu cyfrowego -DICOM

- Każdemu z elementów powstałego obrazu, czyli pikseli, przypisana jest wartość liczbowa z pewnego zakresu (*pixel value*). Zależnie od techniki obrazowania zakres ten może obejmować od 256 możliwych wartości (8 bitów na piksel) do 16 bitów na piksel .
- Następnie wartościom pikseli są przed wyświetleniem przypisywane wartości prezentacji ( *p-values, presentation values* ), np. poprzez wybranie przez użytkownika odpowiedniego poziomu i szerokości okna skali szarości w oprogramowaniu kontrolującym stację opisową (zgodnie z DICOM VOI LUT).
- Wybranemu wyświetlanemu zakresowi wartości prezentacji karta graficzna przypisuje odpowiednie wartości sygnału sterującego obrazem DDL (*Digital Driving Levels* ).

# Analiza obrazu cyfrowego -DICOM

- Monitor przetwarza różne poziomy sygnału sterującego obrazem na różne poziomy luminancji, którym z kolei odpowiadają różne wrażenia wzrokowe.
- Zgodnie z obowiązującym w Polsce prawem, w stanowiskach opisowych stosowanych w rentgenodiagnostyce karta graficzna i monitor muszą umożliwiać przekazywanie 10 bitów na piksel.

# Analiza obrazu cyfrowego -DICOM

- Transformację wartości DDL do Lumianancji określamy jako **funkcję charakterystyczną monitora**

Z reguły funkcja ta jest stała

Kalibracja polega na pomiarach

luminancji na monitorze, porównaniu

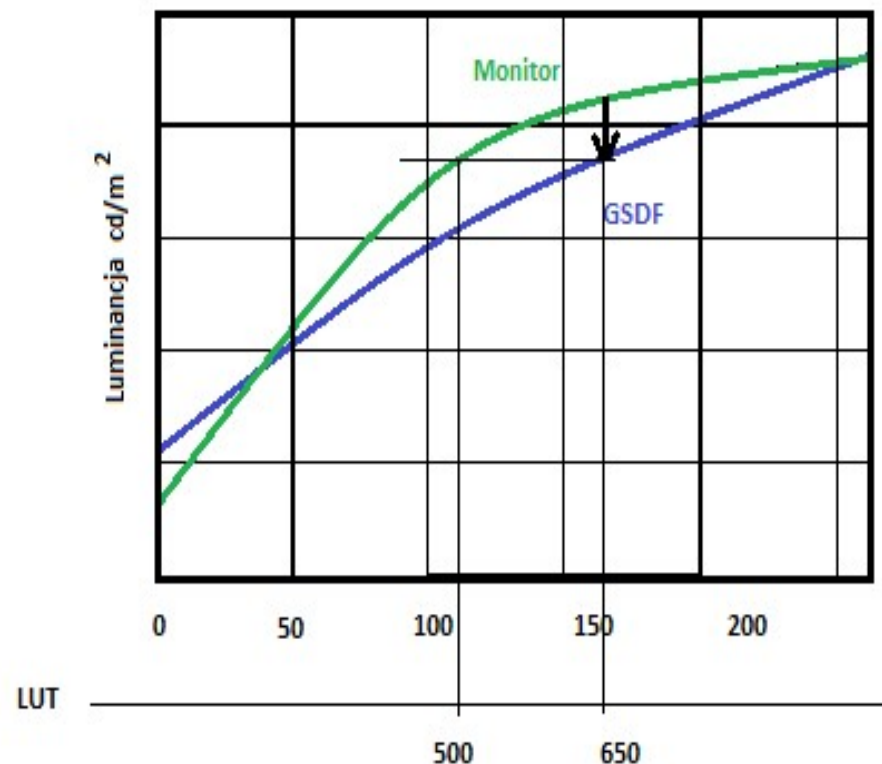
krzywej charakterystycznej ze

zdefiniowaną w standardzie **GSDF**

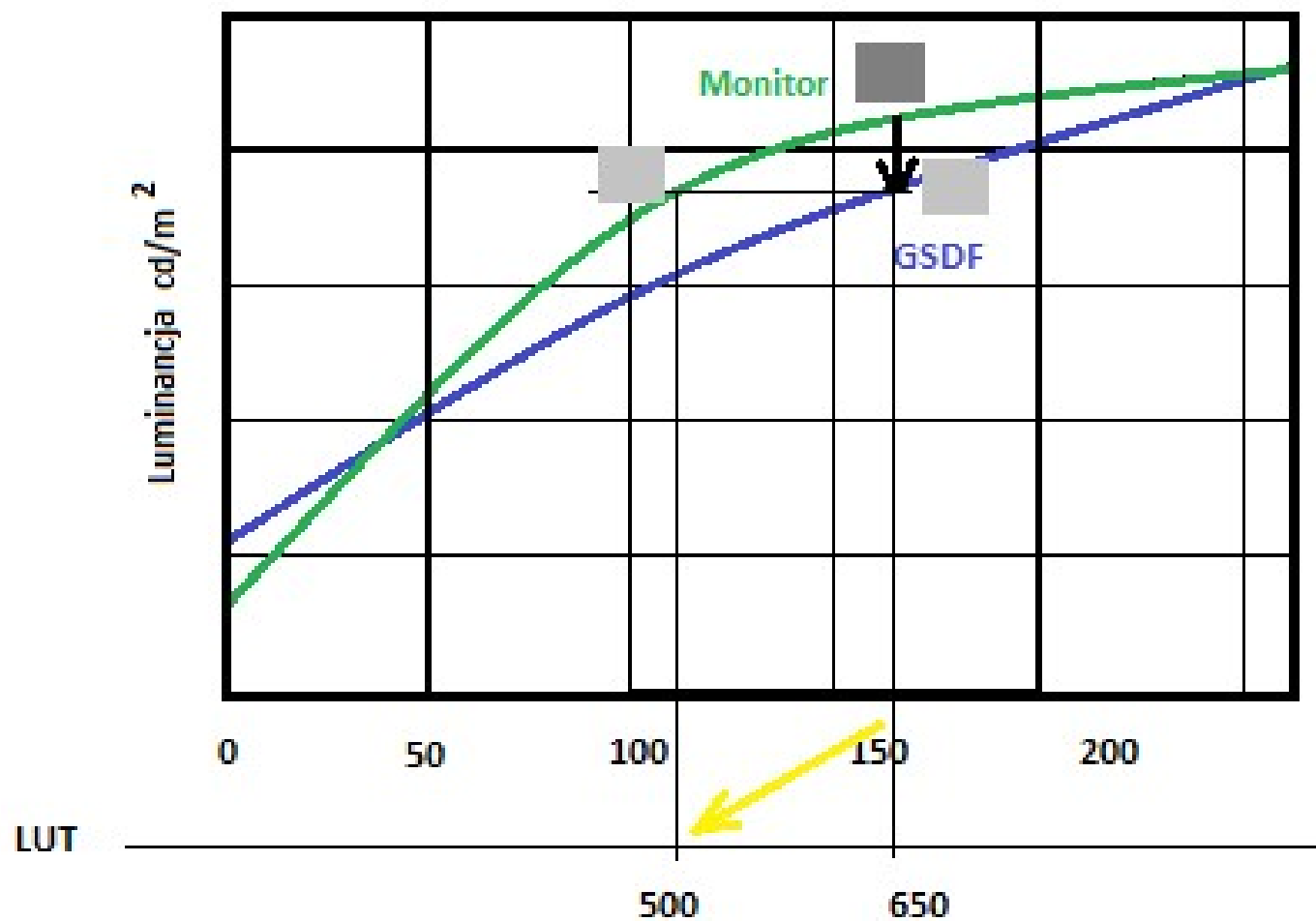
( **Greyscale Standard Display Function** )

i następnie zamianie wartości w tablicach **LUT**

*karty graficznej lub monitora*



# Analiza obrazu cyfrowego -DICOM



# Analiza obrazu cyfrowego -DICOM

- Kalibratory zazwyczaj mierzą jedynie luminancję samego monitora.
- Stąd wartości odpowiadają zatem wartościom postrzeganym przez obserwatora tylko w sytuacji, w której monitor pracuje w całkowitej ciemności.
- Bez uwzględnienia światła odbitego od monitora może nastąpić obniżenie postrzeganego kontrastu w ciemnych obszarach obrazu i brak zgodności z krzywą GSDF.
- Oprogramowanie stosowane do kalibracji zazwyczaj pozwala na uwzględnienie poziomu oświetlenia, np. przez bezpośrednie podanie jego wartości (w luksach)

# Analiza obrazu cyfrowego -DICOM

- Ilościowa ocena zgodności krzywej luminancji z DICOM GSDF opiera się na pomiarach luminancji  $L'$  dla serii jednorodnych pól testowych różniących się wartością prezentacji
- W praktyce najczęściej wykorzystywane jest 18 obrazów od TG18-LN12-01 do TG18-LN12-18
- Na podstawie zmierzonych luminancji oblicza się względny kontrast ( $\Delta L/L$ ) między kolejnymi parami wyników. Uzyskane wartości są porównywane ze względnym kontrastem krzywej GSDF.
- Dla monitorów opisowych kontrast powinien być zgodny z kontrastem funkcji GSDF w granicach  $\pm 10\%$

# Analiza obrazu cyfrowego -DICOM

- Ograniczenia funkcji GSDF

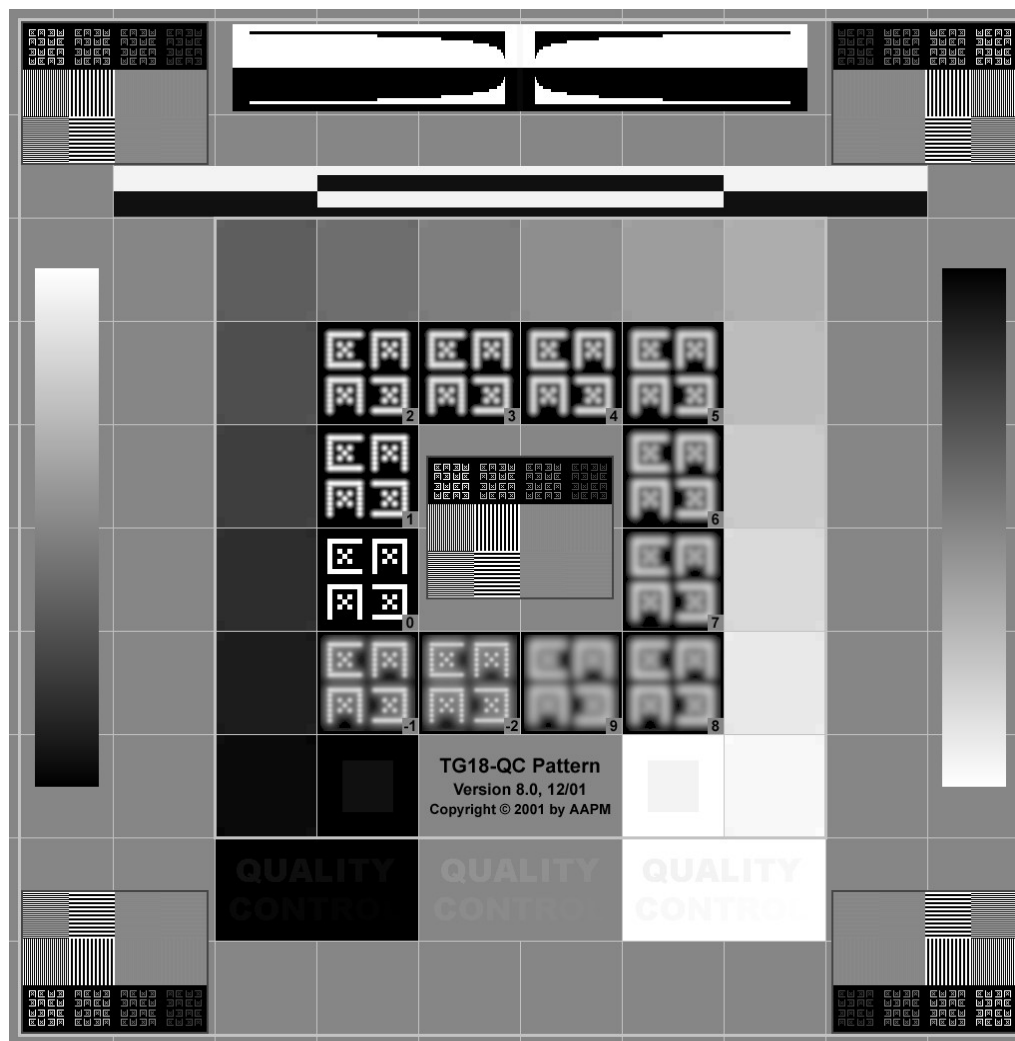
Oglądanie rzeczywistych obrazów medycznych związane jest z adaptacją oka ludzkiego do średniej ilości światła padającego na soczewkę- ponieważ znajdują się obszary jasne i ciemne oko nie jest w stanie zaadoptować się w pełni.

GSDF bazuje na oglądaniu wzorca umieszczonego na jednorodnym tle dostosowanym do luminancji wzorca i oko obserwatora może się w pełni zaadoptować do nowego tła

# Analiza obrazu cyfrowego -DICOM

- Ponadto krzywa DICOM tak jak już było powiedziane jest określona dla pewnej częstotliwości wzorca oraz jego wielkości.
- Dla obrazów rzeczywistych interesujące lekarza elementy mogą różnić się wielkością, częstotliwością przestrzenną, szumem obrazu itp.
- GSDF tak więc nie musi być optymalna dla każdego obrazu diagnostycznego – stanowi raczej kompromis i możliwość ujednolicenia wyświetlania obrazów na różnych stacjach diagnostycznych.

# Analiza obrazu cyfrowego -DICOM



# Analiza obrazu cyfrowego -DICOM

## ■ Bibliografia:

- 1. Andrzej Materka, Paweł Strumiło “Wstęp do komputerowej analizy obrazów”
- 2. Obrazowanie biomedyczne tom 8
- 3. Ryszard Tadeusiewicz “Komputerowa analiza i przetwarzanie obrazów”
- 4. Komputerowe wspomaganie obrazowej diagnostyki medycznej W-wa 2006

# Dziękuję za uwagę.....

**Fundusze Europejskie**



Fundusze  
Europejskie



Rzeczpospolita  
Polska

Dofinansowane przez  
Unię Europejską

