

Andrzej Materka

Wstęp do komputerowej analizy obrazów (3)

Zadanie nr 13 – Studia podyplomowe „Przetwarzanie i analiza
obrazów biomedycznych”



KAPITAŁ LUDZKI
NARODOWA STRATEGIA SPÓJNOŚCI

UNIA EUROPEJSKA
EUROPEJSKI
FUNDUSZ SPOŁECZNY



Prezentacja multimedialna
współfinansowana przez Unię Europejską
w ramach Europejskiego Funduszu Społecznego
w projekcie

*„Innowacyjna dydaktyka bez ograniczeń
– zintegrowany rozwój Politechniki Łódzkiej –
zarządzanie Uczelnią,
nowoczesna oferta edukacyjna
i wzmacniania zdolności do zatrudniania
osób niepełnosprawnych”*

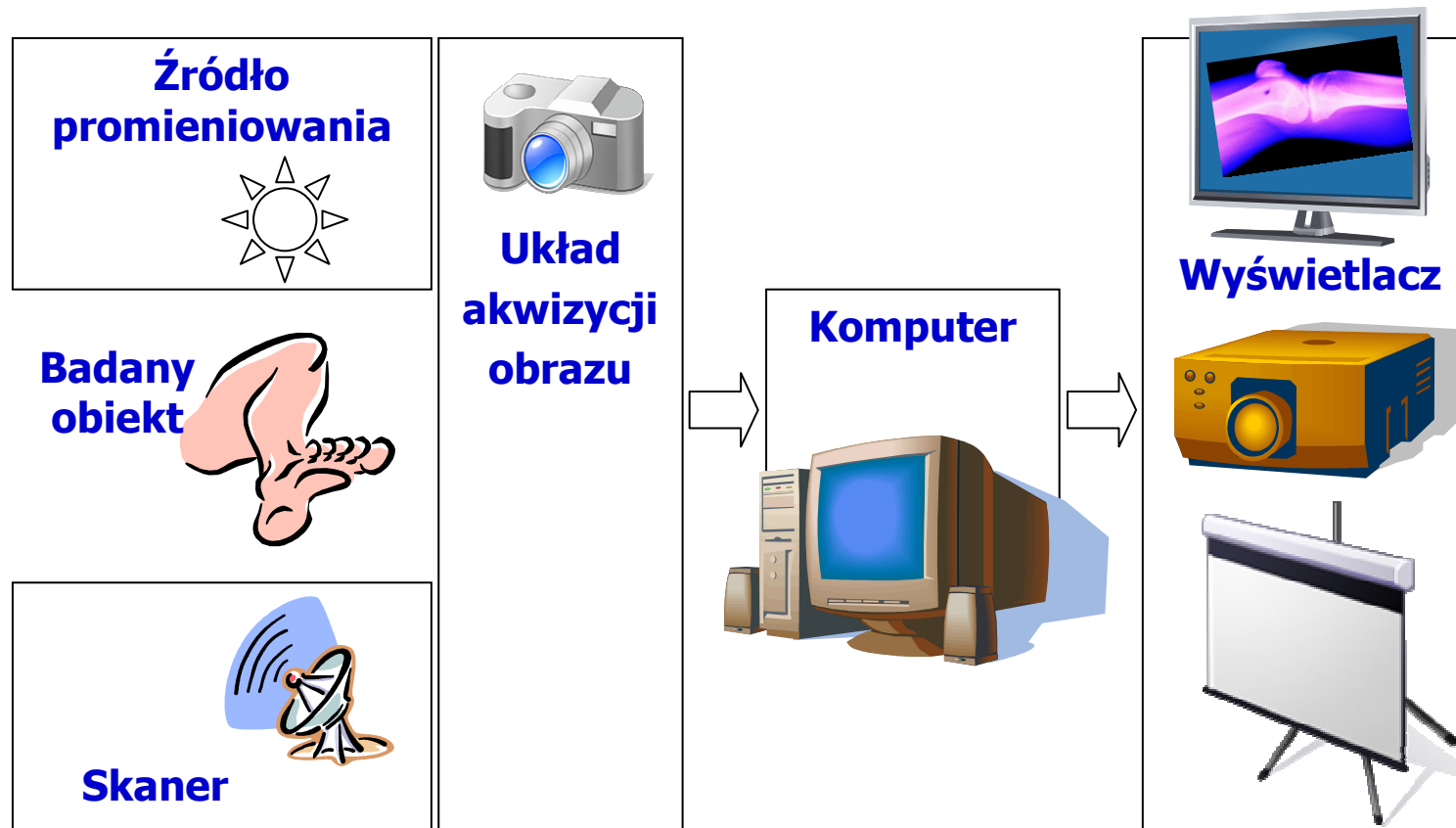


Politechnika Łódzka
Instytut Elektroniki

90-924 Łódź, ul. Żeromskiego 116,
tel. 042 631 28 83
www.kapitalludzki.p.lodz.pl

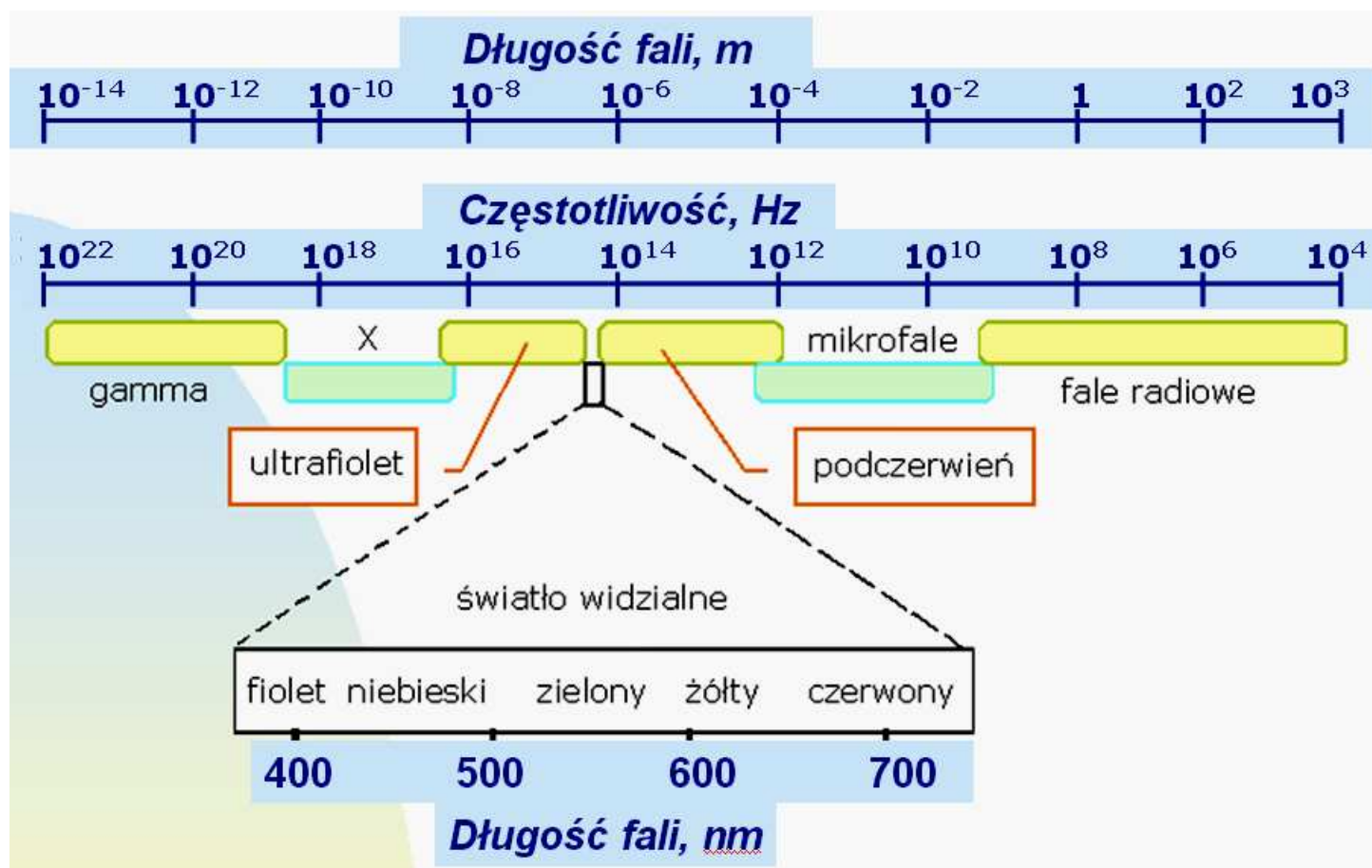


Schemat blokowy systemu analizy obrazów





Promieniowanie elektromagnetyczne – zakresy λ oraz f





Przykłady metod akwizycji obrazów

<i>Źródło energii</i>	<i>Metoda akwizycji</i>	<i>Pobudzenie</i>	<i>Nośnik obrazowanej wielkości</i>
Zewnętrzne	Radiografia	Promieniowanie rentgenowskie	Promieniowanie rentgenowskie
	Mammografia	J.w.	J. w.
	Tomografia komputerowa	J.w.	J. w.
	Ultrasonografia	Fala akustyczna	Fala akustyczna
	Obrazowanie optyczne	Światło widzialne	Światło widzialne
Wewnętrzne	Scyntygrafia, tomografia SPECT		Promieniowanie gamma znacznika izotopowego
	Pozytonowa emisyjna tomografia komputerowa (PET)		Fotony gamma przy anihilacji pozytonów z rozpadu znacznika izotopowego
	Termografia		Promieniowanie podczerwone
Zewnętrzne i wewnętrzne	Zobrazowanie rezonansu magnetycznego (NMR, MRI)	Impuls promieniowania radiowego lub pola magnetycznego	Promieniowanie radiowe
	Mikroskopia fluorescencyjna	Światło lasera	Promieniowanie świetlne (fluorescencyjne)





Statystyczny aspekt analizy obrazów

Niepewność pomiaru → błędy

- Zmienność biologiczna
(tkanki, organy, pacjenci, choroby, norma, patologia)
- Technika akwizycji obrazu
(zdolność rozdzielcza, dyskretyzacja obrazu, projekcja obiektu, kwantowanie intensywności, zniekształcenia geometryczne, ruch pacjenta w trakcie pomiaru, zakłócenia szumowe detektora)
- Metody przetwarzania obrazu
(parametry filtru przetwarzania wstępnego, próg binaryzacji, stopień kompresji obrazu)





Ocena techniki akwizycji obrazów

<i>Tabela wyników testu diagnostycznego</i>		
	Osoba uznana za zdrową	Osoba uznana za chorą
Osoba zdrowa	<i>TN</i>	<i>FP</i>
Osoba chora	<i>FN</i>	<i>TP</i>

Analiza obrazu zawsze
zawiera element losowy.

TN: true negative,

FP: false positive

FN: false negative

TP: true positive

Przykład

$n = 300$ osób, $n1 = 100$ osób chorych, $n2 = 200$ osób zdrowych

$TP = 97$ osób,

$FN = 3$ osoby

$TN = 176$ osób

$FP = 24$ osoby

$C = 0,97$, $S = 0,88$

Czułość

$$C = \frac{TP}{TP + FN},$$

Specyficzność

$$S = \frac{TN}{TN + FP}$$





Projektowanie systemu diagnostycznego

$$\begin{array}{ll} \text{Czułość} & \text{Specyficzność} \\ C = \frac{TP}{TP+FN}, & S = \frac{TN}{TN+FP} \end{array}$$

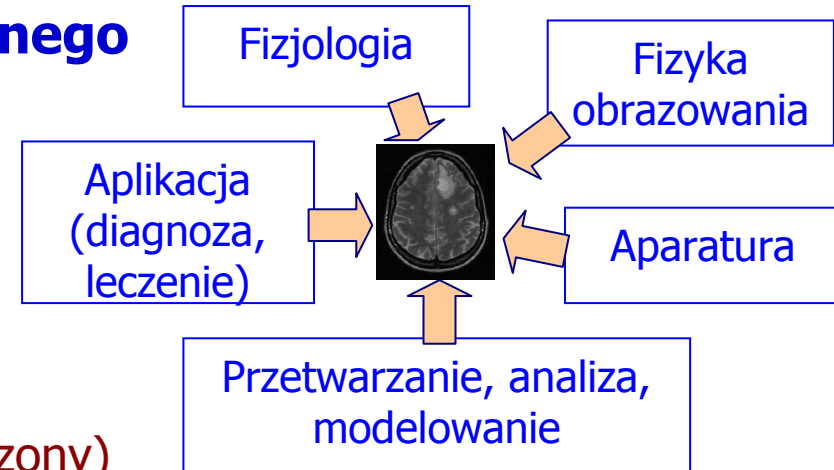
- Jak największa czułość
(test występowania choroby jest dodatni gdy osoba jest naprawdę chora)
- Jak największa specyficzność
(test nie daje wyniku dodatniego gdy osoba jest zdrowa)





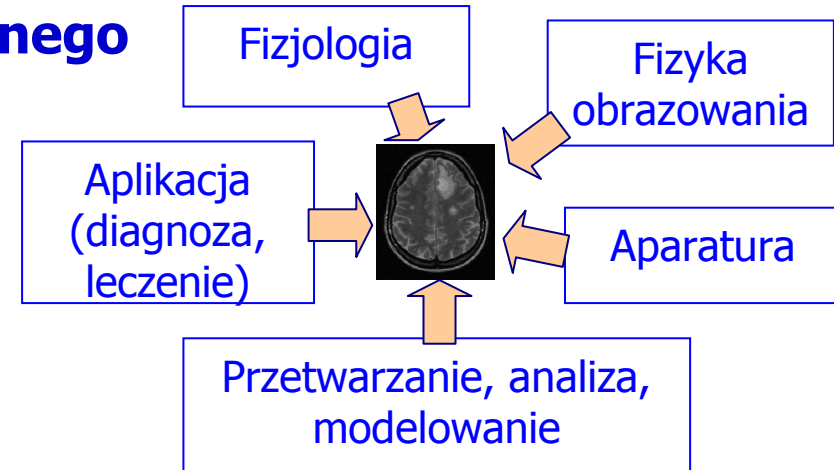
Projektowanie systemu diagnostycznego

- Własności obrazowanych obiektów (zjawiska fizjologiczne, statyka/ruch, gęstość materii, anatomia/funkcje)
- Zjawiska fizyczne formowania obrazu (źródło energii pobudzenia, sygnał mierzony)
- Własności aparatury (stosunek sygnału do szumu, liniowość i wydajność detektorów, artefakty)
- Metoda formowania obrazu (trajektoria skanowania, protokół sekwencji MRI, kompromis między rozdzielczością w czasie i przestrzeni, metoda rekonstrukcji)
- Metody przetwarzania i analizy obrazów





Projektowanie systemu diagnostycznego



- Optymalizacja techniki akwizycji i analizy obrazu jest bardzo złożona.
- Nie istnieje jedna uniwersalna metoda maksymalizacji czułości i specyficzności.
- Istnieją jednak pewne wspólne cechy systemu akwizycji obrazów (model pomocny w opisie własności i ocenie jakości systemu).



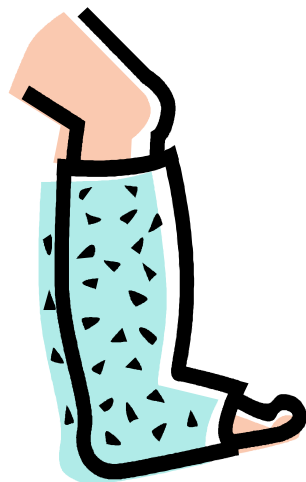
KAPITAŁ LUDZKI
NARODOWA STRATEGIA SPÓJNOŚCI

UNIA EUROPEJSKA
EUROPEJSKI
FUNDUSZ SPOŁECZNY



Prezentacja multimedialna współfinansowana przez Unię Europejską w ramach Europejskiego Funduszu Społecznego

Model systemu akwizycji obrazów

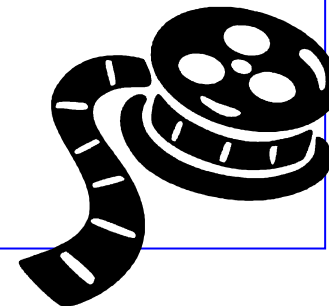


Badany
przedmiot

Układ
formowania
obrazu



Obraz cyfrowy
(2W,
2½W,
3W,
video)

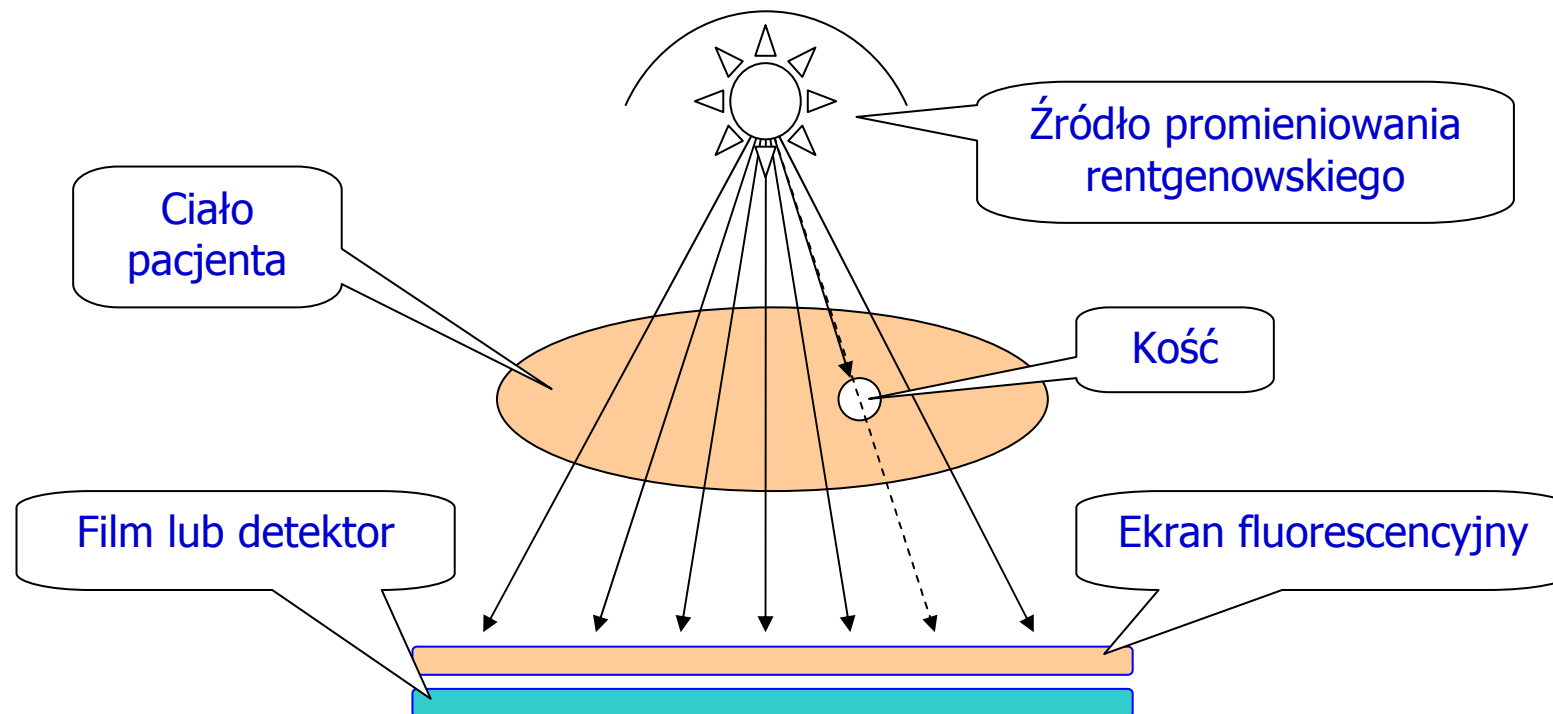


Politechnika Łódzka
Instytut Elektroniki

A. Materka, Wstęp do komputerowej analizy obrazów (3)

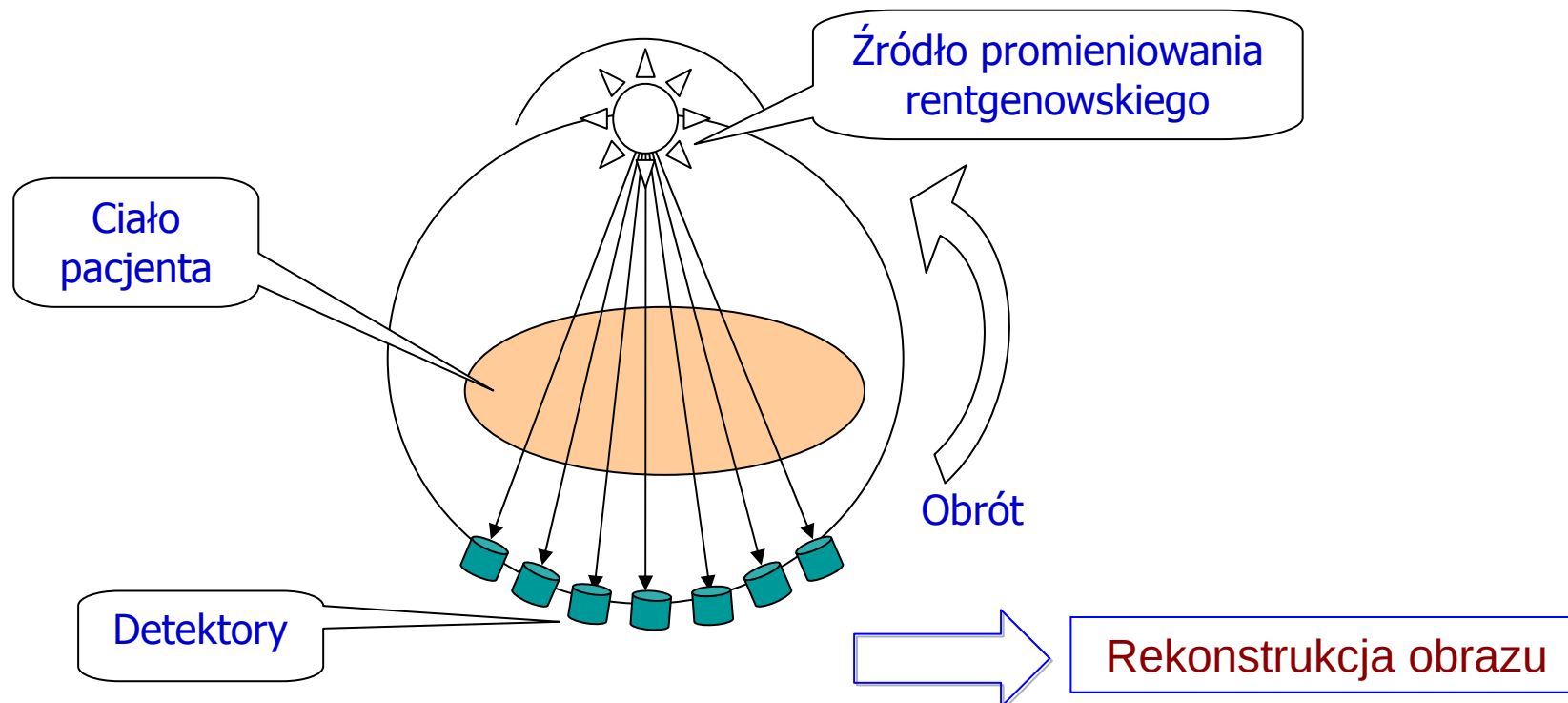
Układ formowania obrazów: aparat rentgenowski

$$N_{out} = N_{inp} e^{-\lambda w}$$



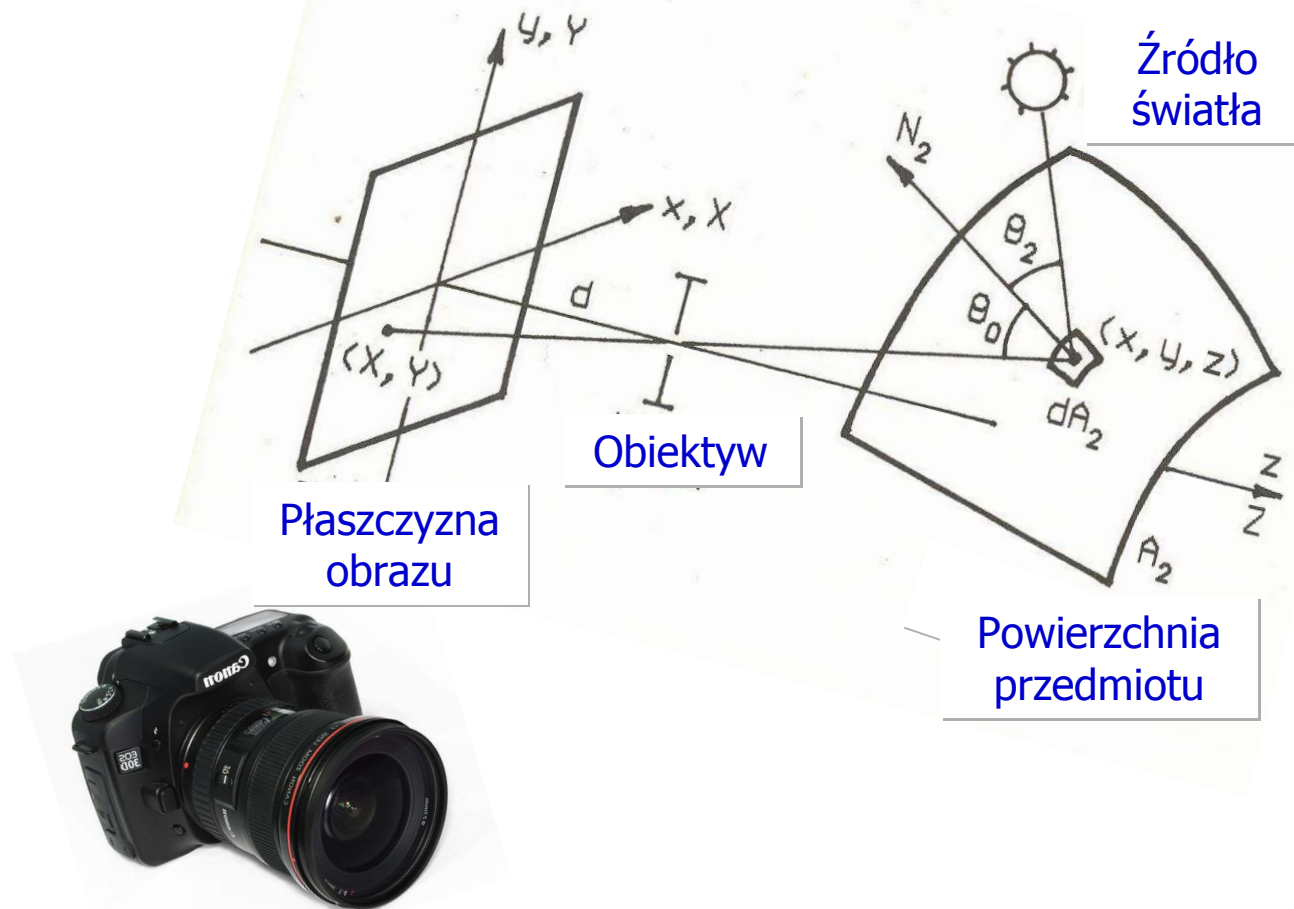
Układ formowania obrazów: tomograf komputerowy

$$N_{out} = N_{inp} e^{-\lambda w}$$

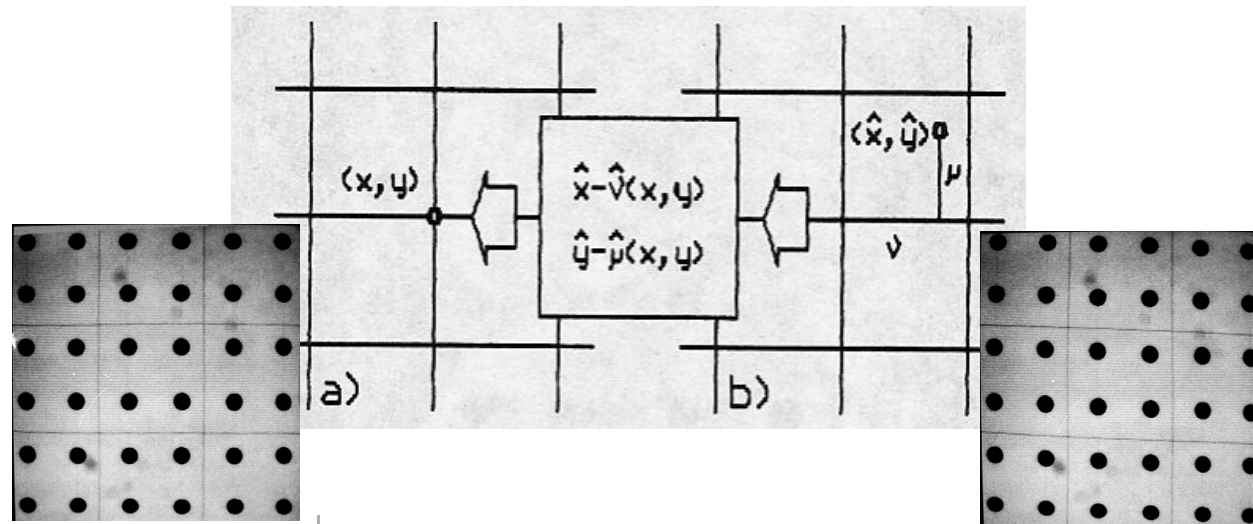




Układ formowania obrazów: cyfrowy aparat fotograficzny



Korekcja zniekształceń geometrycznych



Obraz
skorygowany

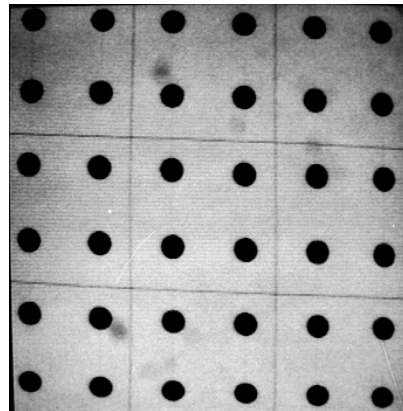
Obraz
zniekształcony

$$\begin{aligned}x &= \hat{x} - \hat{v}(x, y) \\ y &= \hat{y} - \hat{\mu}(x, y)\end{aligned}$$

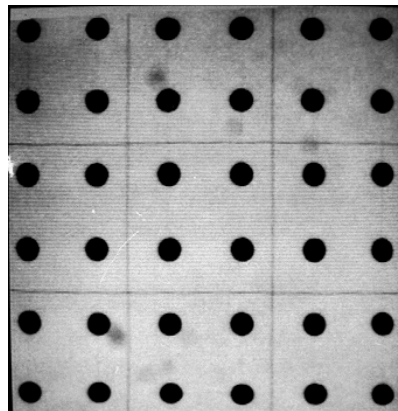
„Gładkie” funkcje (x, y)

- 1) Identyfikacja funkcji $\hat{v}(x, y)$ oraz $\hat{\mu}(x, y)$ – na podstawie wzorca.
- 2) Przesunięcie każdego punktu obrazu do nowego położenia (z interpolacją jasności).

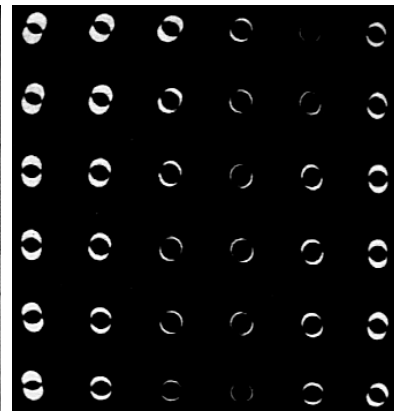
Korekcja zniekształceń geometrycznych



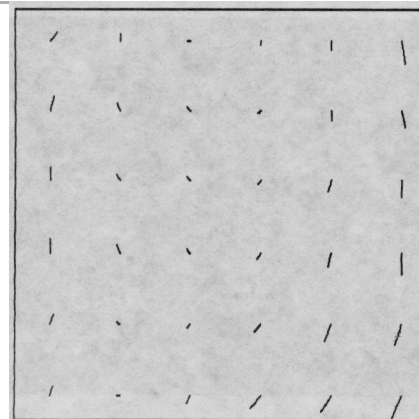
Obraz zniekształcony



Obraz skorygowany



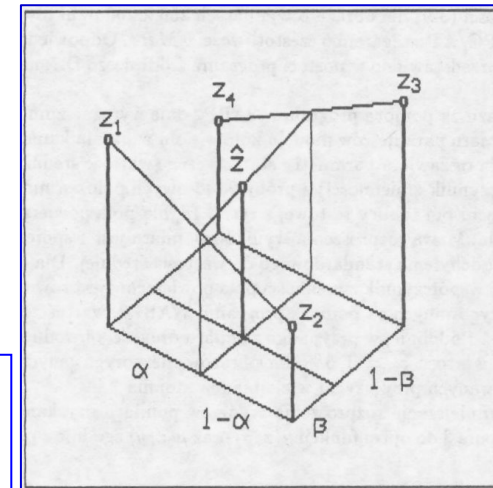
Różnica



Przesunięcia
obiektów wzorca

Interpolacja jasności $\hat{z}$ piksela
po korekcji położenia (przykład)

$$\hat{z} = z_1\alpha\beta + z_2(1-\alpha)\beta + z_3(1-\alpha)(1-\beta) + z_4\alpha(1-\beta)$$



Nieostrość obrazu

$$v(x, y) = \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} f(\xi, \eta) h(x - \xi, y - \eta) d\xi d\eta$$

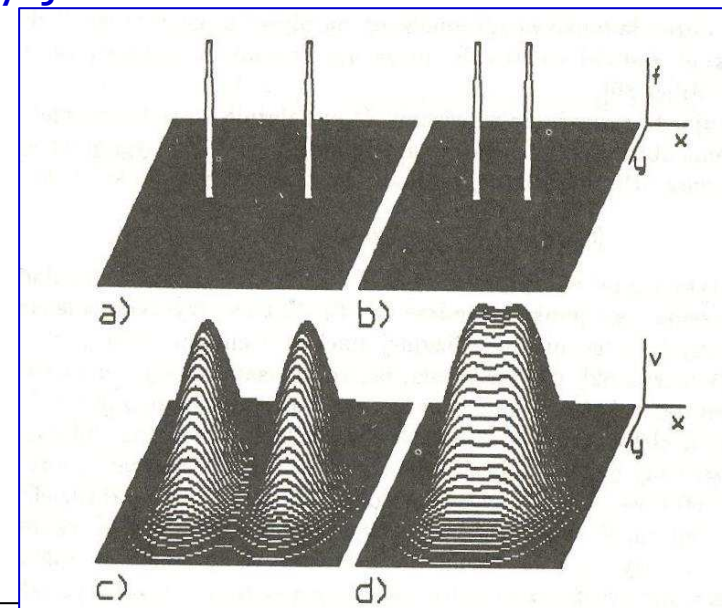
- $f(x, y)$ – jasność sceny rzutowana na płaszczyznę obrazu analogowego
- $v(x, y)$ – jasność obrazu analogowego
- $h(x, y)$ – odpowiedź impulsowa układu akwizycji obrazu (funkcja „rozmycia punktu”)



Obraz ostry

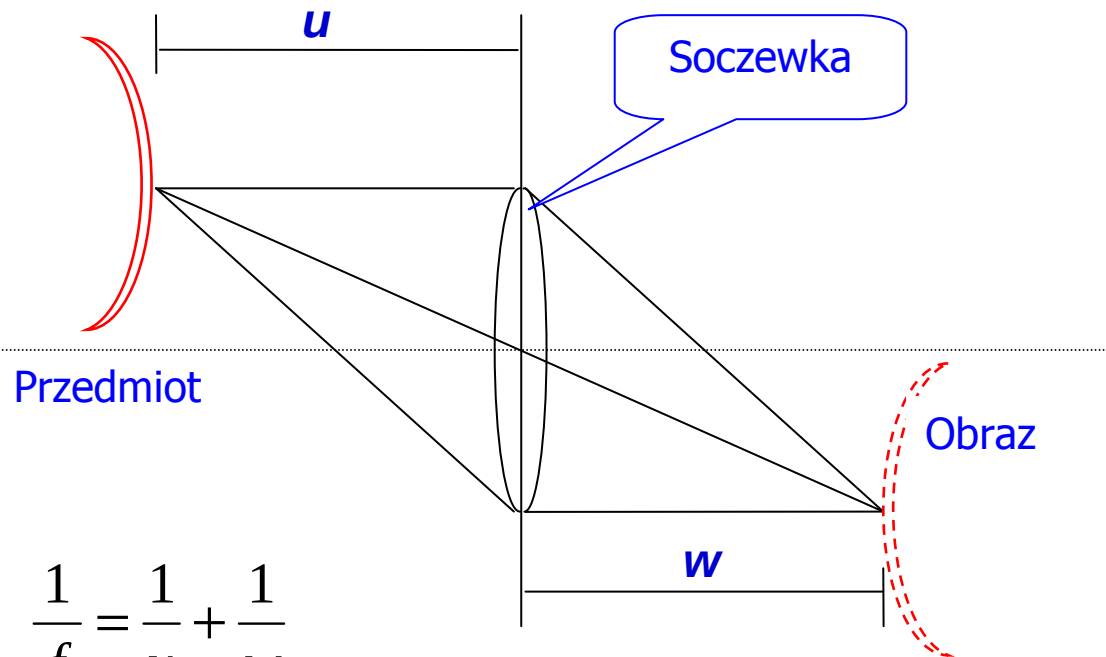


Obraz nieostry



A. Materka, Wstęp do komputerowej analizy obrazów (3)

Nieostrość obrazu: zdolność rozdzielcza



$$\frac{1}{f} = \frac{1}{u} + \frac{1}{w}$$

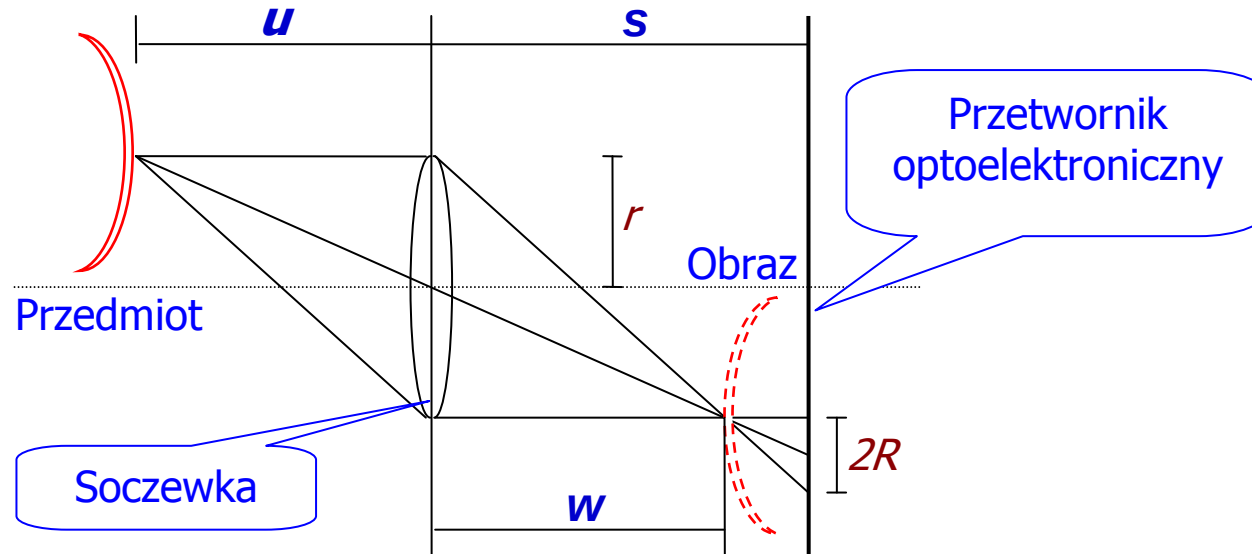
f – długość ogniskowa



Aberracje,
dyspersja...

$$h_G(x, y) = \frac{1}{2\pi\sigma^2} \exp\left(-\frac{x^2 + y^2}{2\sigma^2}\right)$$

Nieostrość obrazu: zdolność rozdzielcza



Głębia ostrości

$$R = Krs\left(\frac{1}{f} - \frac{1}{s} - \frac{1}{u}\right)$$

f – długość ogniskowa

$$h_R(x, y) = \begin{cases} \frac{1}{\pi R^2}, & x^2 + y^2 < R^2 \\ 0, & x^2 + y^2 > R^2 \end{cases}$$



KAPITAŁ LUDZKI
NARODOWA STRATEGIA SPÓJNOŚCI

UNIA EUROPEJSKA
EUROPEJSKI
FUNDUSZ SPOŁECZNY



Prezentacja multimedialna współfinansowana przez Unię Europejską w ramach Europejskiego Funduszu Społecznego

Nieostrość obrazu: zdolność rozdzielcza



Głębia
ostrości



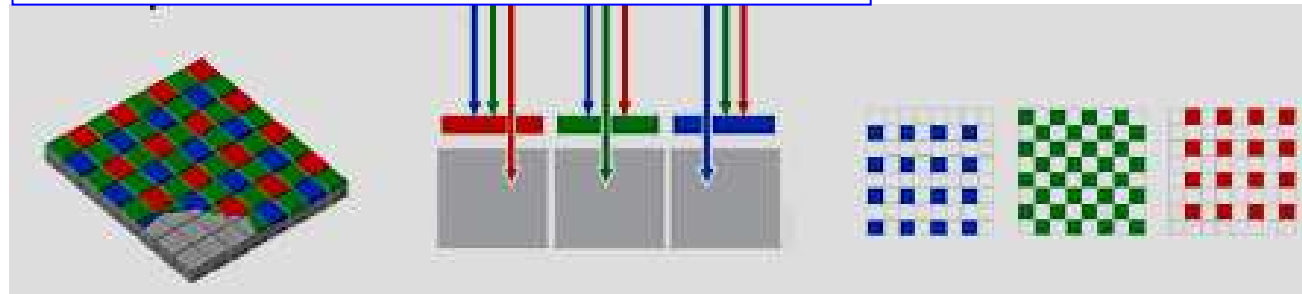
Politechnika Łódzka
Instytut Elektroniki

A. Materka, Wstęp do komputerowej analizy obrazów (3)



Aparat cyfrowy: przetwornik optoelektroniczny

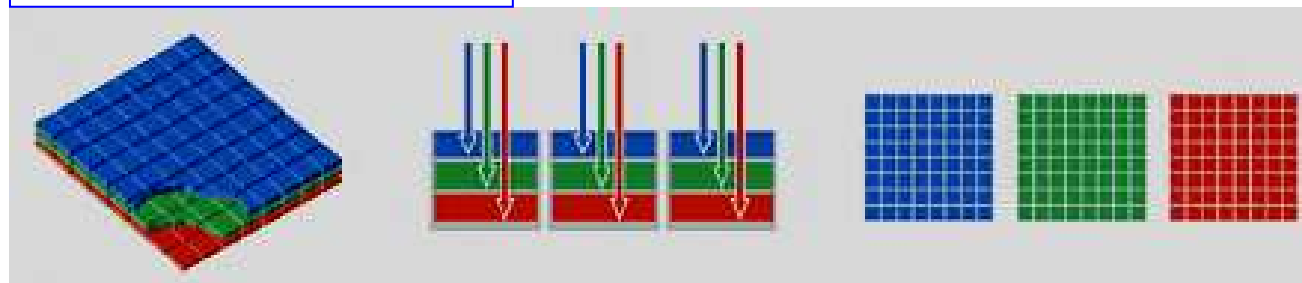
Tradycyjna matryca światłoczuła MOS



25% R
50% G
25% B



Matryca typu Foveon



100% R
100% G
100% B

<http://www.dpreview.com/news/0202/02021101foveonx3.asp>

