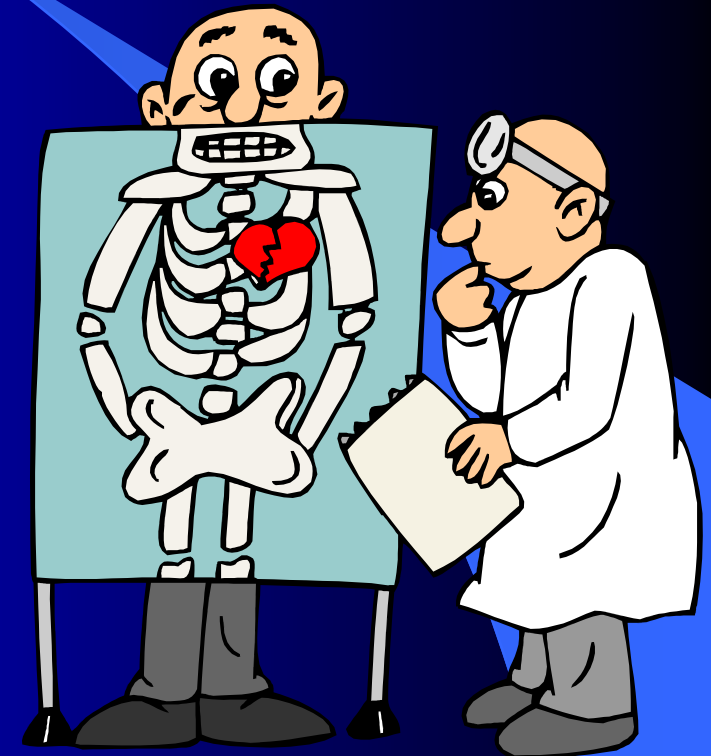


*III.*

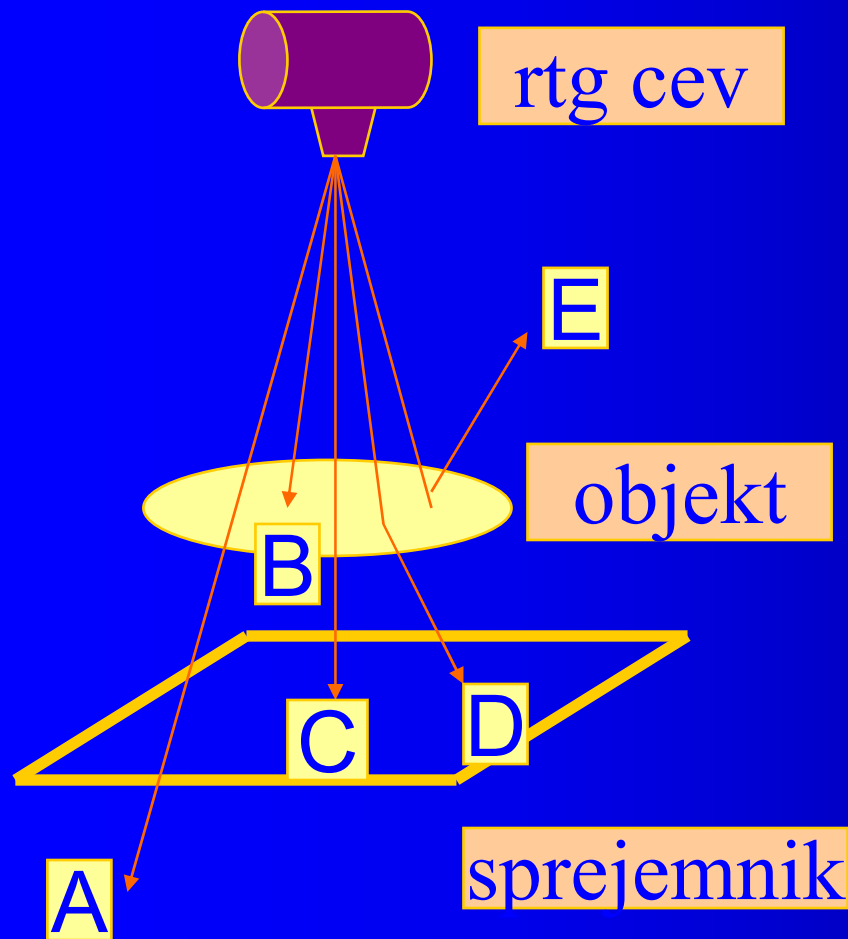
*Lastnosti radiograma*

# Vsebina

- radiogram- nastanek slike in parametri
- kontrastna ločljivost
- prostorska ločljivost
- šum
- artefakti
- MTF



# Nastanek slike projekcijske rentgenografije



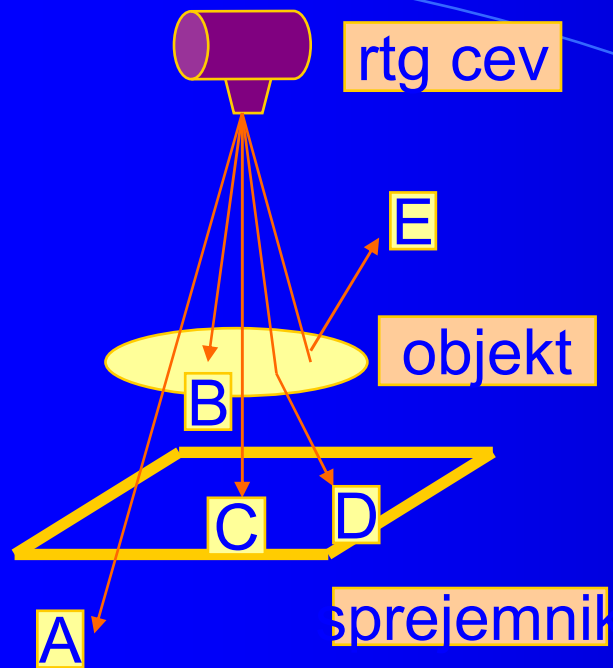
A: fotoni gredo skozi objekt in sprejemnik

B :fotoni se absorbirajo v objektu

C: fotoni gredo skozi objekt in se absorbirajo v sprejemniku

D: fotoni se sipajo v objektu in absorbirajo v sprejemniku

E: fotoni se sipajo v objektu, a ne proti sprejemniku<sub>3</sub>



- fotoni tipa A ne vplivajo na nastanek slike oziroma na absorbirano dozo
- fotoni tipa B in C prispevajo v procesu nastanka slike, pri tem fotoni tipa B prispevajo k absorbirani dozi, tipa C pa ne
- fotoni tipa D prispevajo k absorbirani dozi, hkrati pa prispevajo k nastanku slike, vendar poslabšujejo parametre kontrasta in ločljivosti
- fotoni tipa E prispevajo k absorbirani dozi, ne vplivajo pa v procesu nastanka slike, saj se sipajo v objektu, a ne v smeri proti sprejemniku

# Povečava

## parametri slike

$o$  – velikost objekta

$s$  – velikost slike

$a$  – razdalja od izvora do objekta

$b$  – razdalja od objekta do slike

$c$  – razdalja od izvora do slike

$d$  – položaj objekta med izvorom  
in sprejemnikom

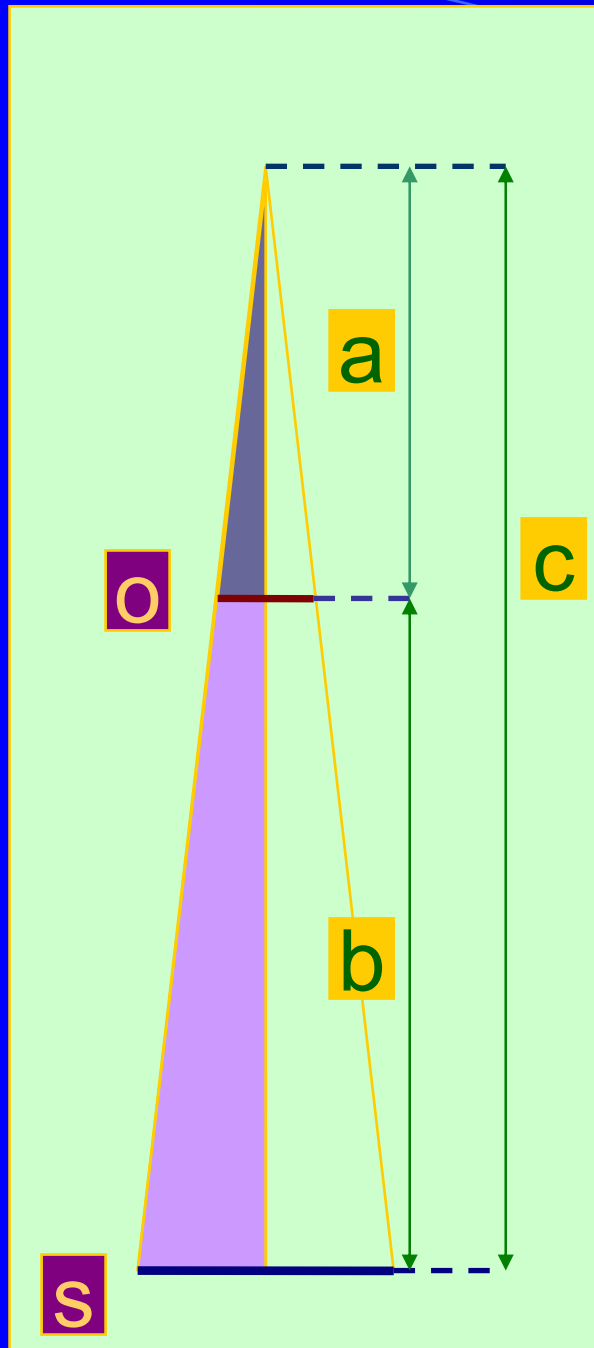
$m$  - povečava

$$\frac{o}{2a} = \frac{s}{2c}$$

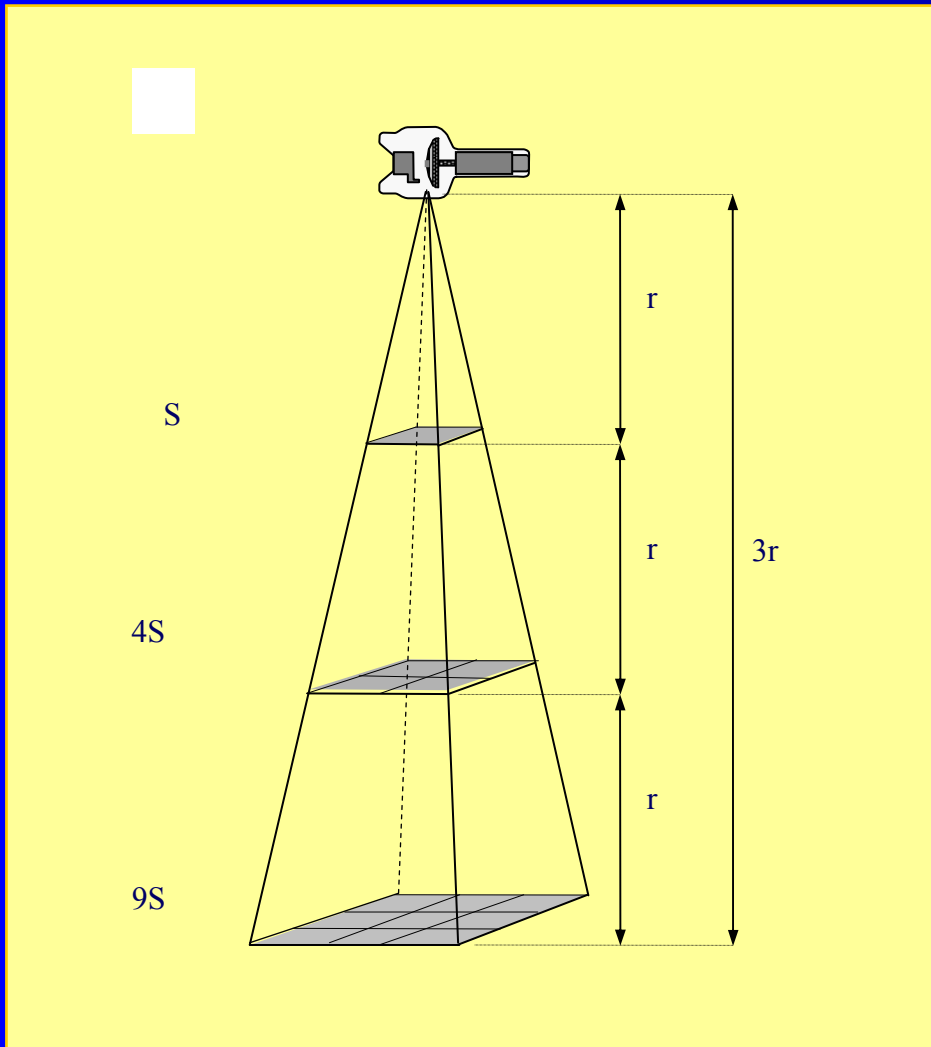
$$a + b = c$$

$$m = \frac{s}{o} = \frac{c}{a}$$

$$d = \frac{b}{c}$$



# Pojemanje energijskega toka



- Pri sevanju točkastega vira jakost sevanja ( $j$ ) pada s kvadratom razdalje ( $r$ ) zaradi pojemanja energijskega toka ( $P$ ) s površino skozi katero se sevanje širi (inverse square law)

$$j = \frac{P}{S} = \frac{P}{4\pi r^2} \Rightarrow j \propto \frac{1}{r^2}$$

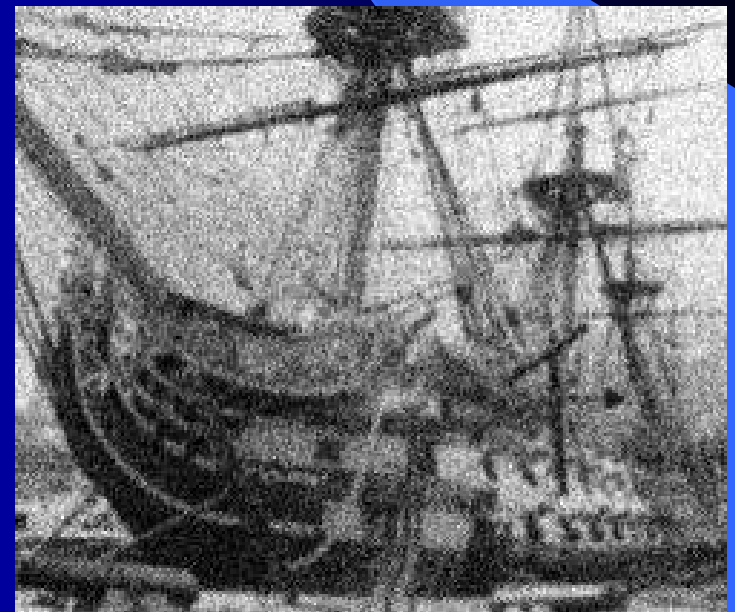
- Katera od slik je boljša in zakaj?

Na spodnji sliki so robovi zabrisani, podrobnosti so nejasne, razlike med temnimi in svetlimi površinami so manjše, na nekaterih področjih podrobnosti niso vidne.

- Vendar je kakovost slike dokaj subjektiven izraz, ki je odvisen od tega, kaj od slike želimo:

Če želimo videti le, kaj je na sliki sta ustrezni obe sliki

Če želimo videti podrobnosti je ustrezna le zgornja slika

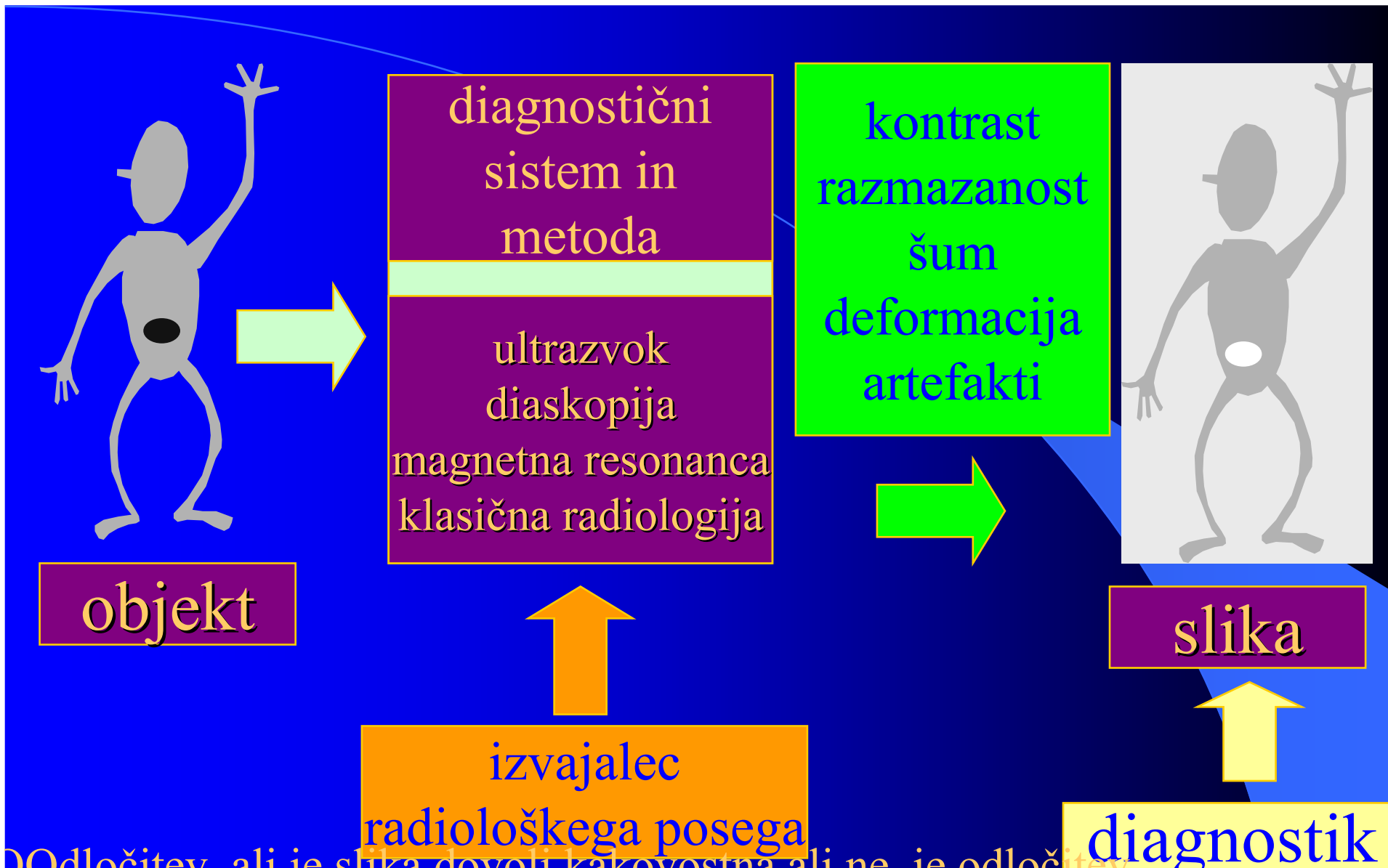


V rentgenski diagnostiki je vprašanje, kaj od slike želimo, zelo pomembno, saj je kakovost slike pogosto povezana z izpostavljenostjo pacienta.

Zato je pomembno, da je slika le tako dobra, da podaja odgovor na dano diagnostično vprašanje - cilj ni dobiti boljše slike temveč dovolj dobro sliko ob čim manjši izpostavljenosti pacienta.







Odločitev, ali je slika dovolj kakovostna ali ne, je odločitev zdravnika, ki sliko interpretira-(odčita). Odvisna je od tega, ali mu poda informacije, potrebne za diagnozo.

# Kontrastna ločljivost



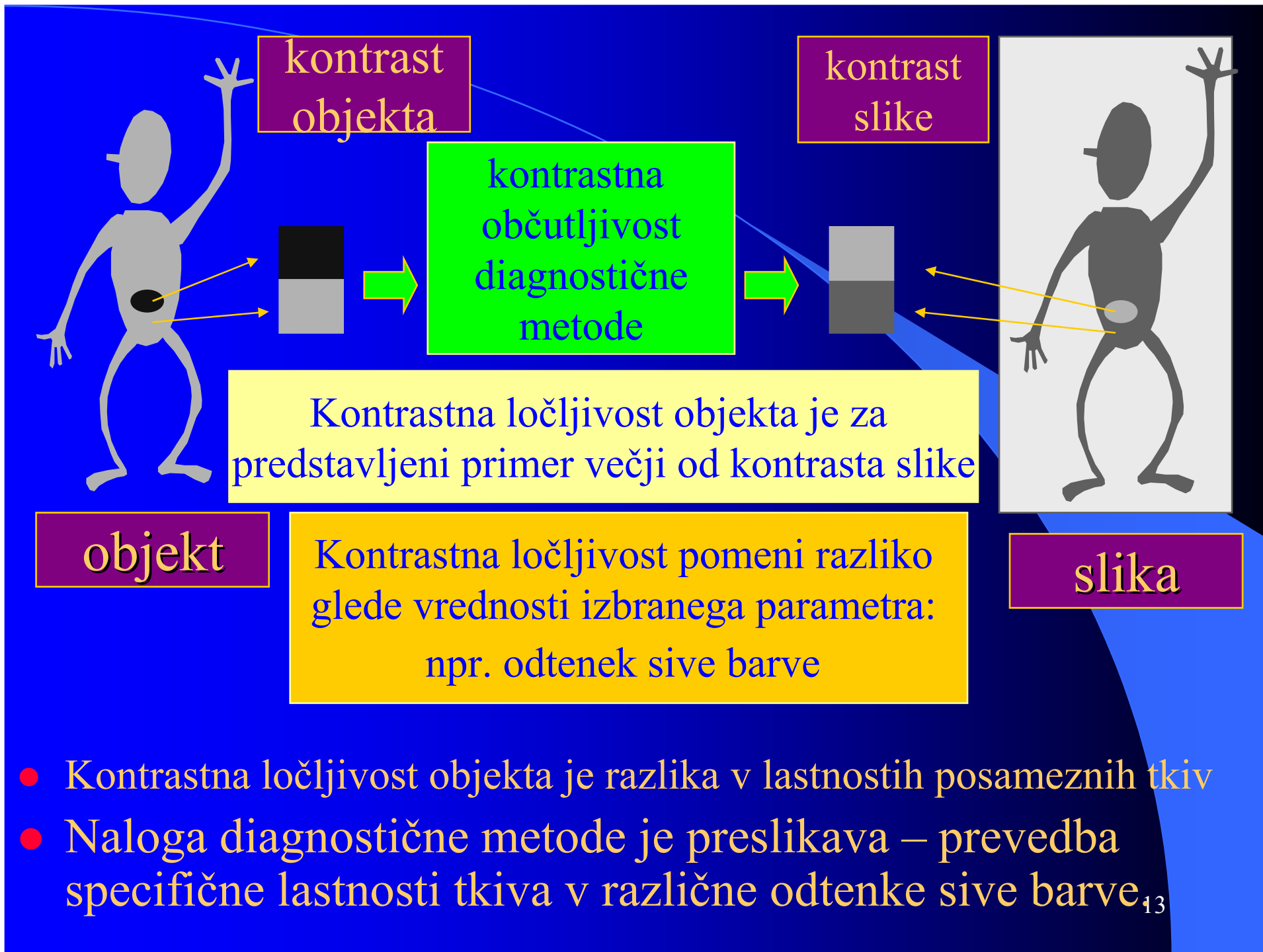
- O kontrastni ločljivosti govorimo, ko primerjamo dve področji glede vrednosti – velikosti parametra, ki opisuje izbrano lastnost.
- Kontrastna ločljivost slike je razlika svetlosti med blizu ležečimi področji ali strukturami na sliki
- Podrobnosti z visokim kontrastom so lahko razločljive, medtem ko nizka kontrastna ločljivost podrobnosti zabriše.



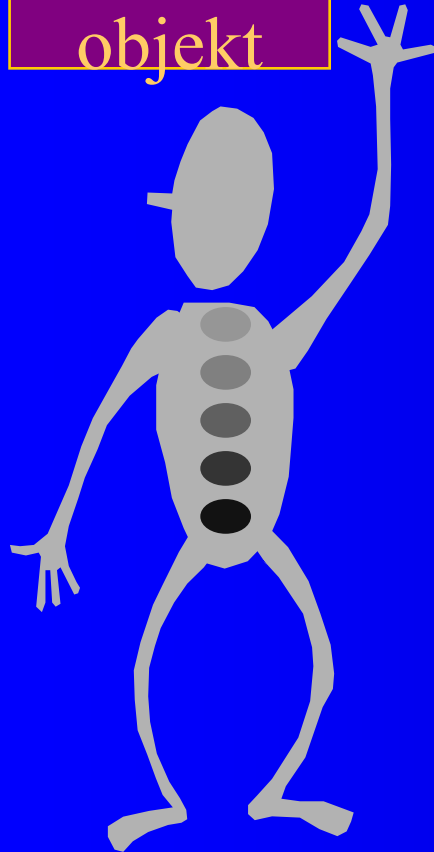
nizka kontrastna ločljivost



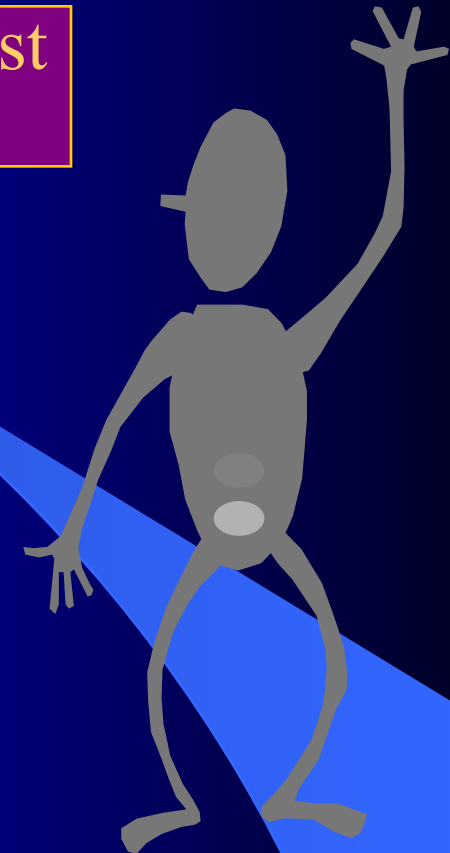
visoka kontrastna ločljivost



kontrast  
objekt



kontrast  
slike



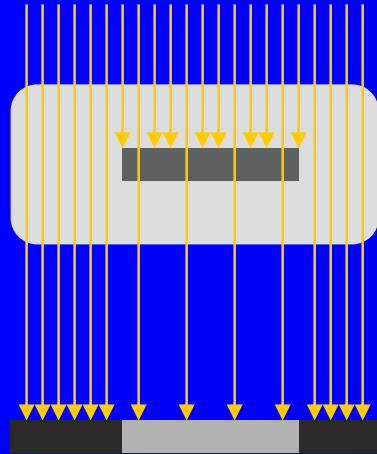
visoka kontrastna  
občutljivost sistema

nizka kontrastna  
občutljivost sistema

- Kontrastna občutljivost je lastnost diagnostičnega sistema in je odvisna od parametrov diagnostične metode. Opredeljuje zvezo med kontrastom slike in kontrastom objekta

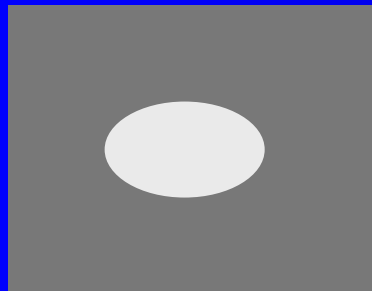
- Nizka kontrastna občutljivost metode pomeni, da bodo na sliki vidni le objekti z visokim kontrastom objekta
- Računalniška tomografija ima višjo kontrastno občutljivost kot klasična rentgenologija, saj omogoča vidnost in razlikovanje mehkih tkiv, ki jih klasična radiologija ne prikaže

# Transformacija kontrasta



kontrast  
objekta

latentni-nevidni  
kontrast na  
sprejemniku



kontrast  
na sliki



lastnosti objekta  
parametri rentgenske  
svetlobe  
sipana svetlobe

lastnosti sprejemnika  
parametri ekspozicije

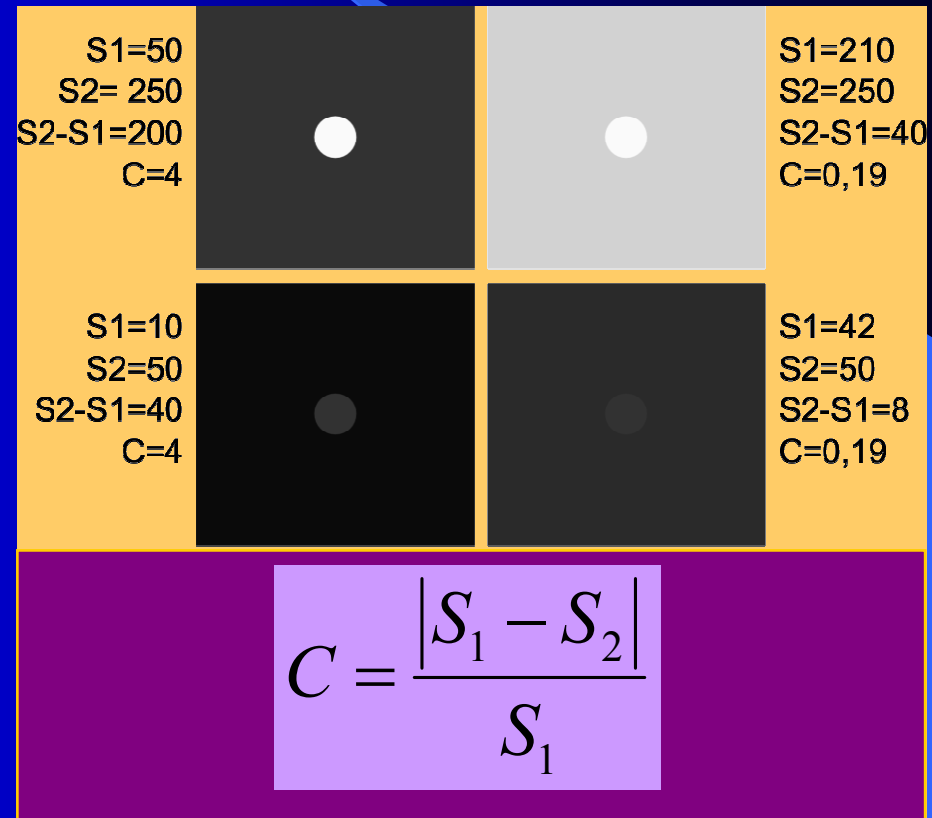


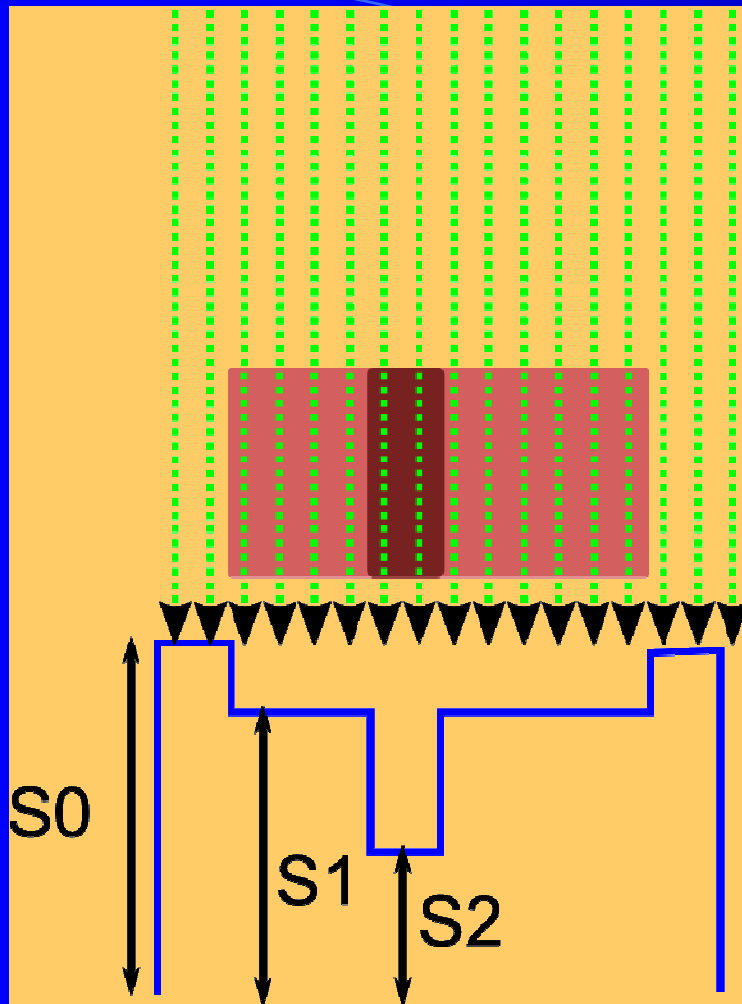
Kako dobro razločimo bližnje predmete ni toliko odvisno od absolutne vrednosti sivine ( $S_1$ ) ali celo od absolutne vrednosti razlike sivin ( $S_1-S_2$ ) ampak od relativne vrednosti te razlike.

(

Plahko pa se za primerjavo uporabi srednja vrednost signala

$$C = \frac{|S_1 - S_2|}{S_1 + S_2}$$





$$S_1 = S_0 e^{-\mu_1 d}$$

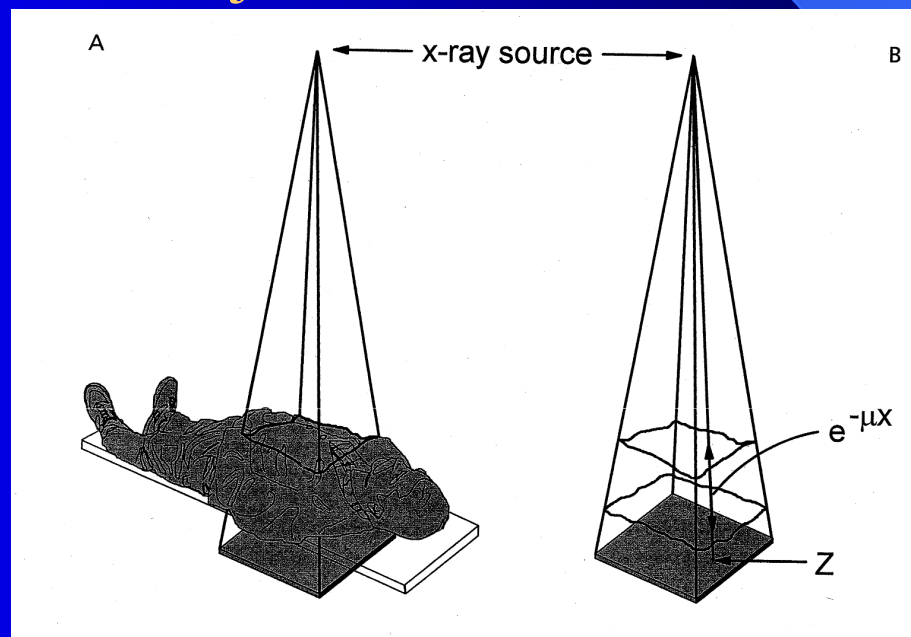
$$S_2 = S_0 e^{-\mu_2 d}$$

$$C = \frac{|S_1 - S_2|}{S_1} = \frac{|S_0 e^{-\mu_1 d} - S_0 e^{-\mu_2 d}|}{S_0 e^{-\mu_1 d}}$$

$$C = \frac{|S_1 - S_2|}{S_1} = 1 - e^{-(\mu_2 - \mu_1)d}$$

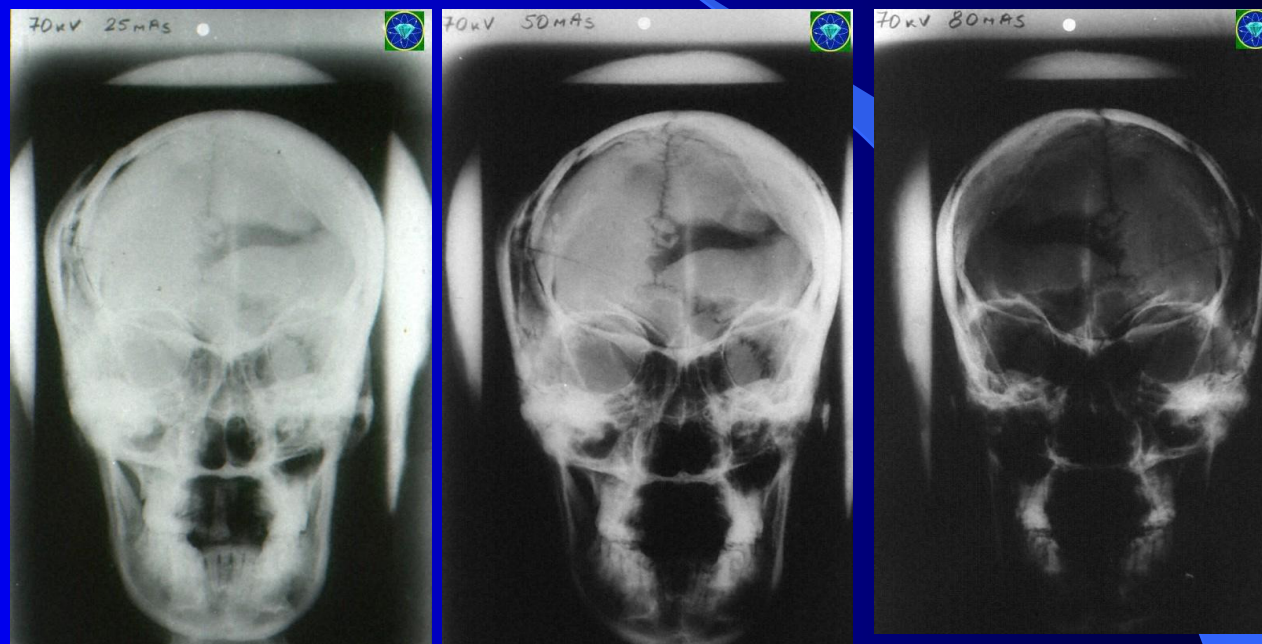
Absorpcija vpadnega valovanja (npr. rentgenske svetlobe) je odvisna od

- fizikalnih lastnosti slikanega objekta
  - gostota
  - debelina
  - vrstno število
- lastnosti vpadnega valovanja
  - spekter



Te lastnosti vplivajo na količino prepuščene rtg svetlobe in s tem na kontrast objekta.

# Izbira nastavitve produkta toka in ekspozicijskega časa pri napetosti 70 kV in vpliv na kontrastno ločljivost slike glave



napetost

70kV

70kV

70kV

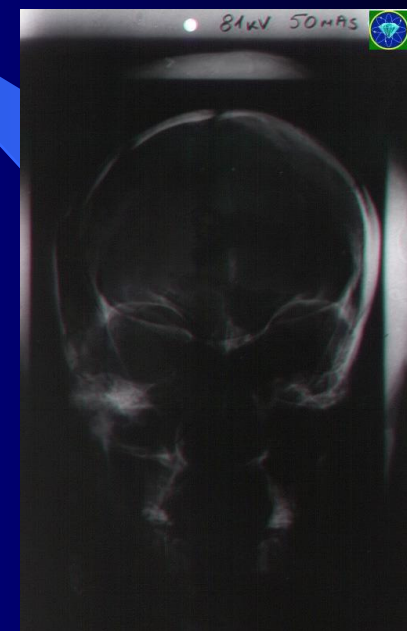
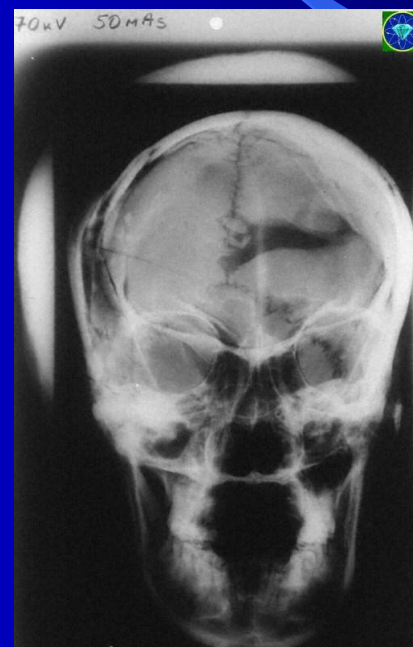
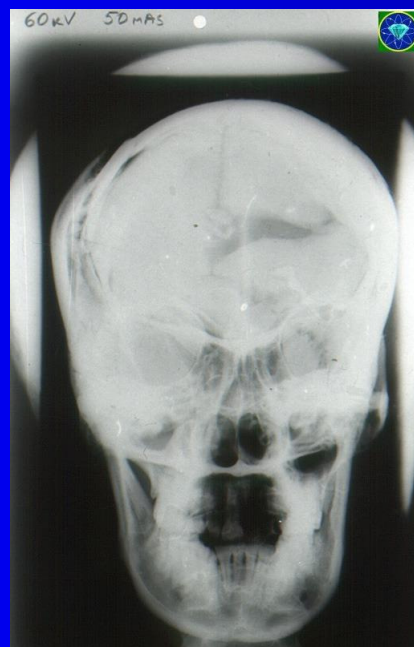
produkt  
ekspozicijskega  
časa in toka

25mAs

50mAs

80mAs

# Izbira nastavitve napetosti pri produktu toka in ekspozicijskega časa 50 mAs in vpliv na kontrastno ločljivost slike glave



napetost

60kV

70kV

80kV

produkt  
ekspozicijskega  
časa in toka

50mAs

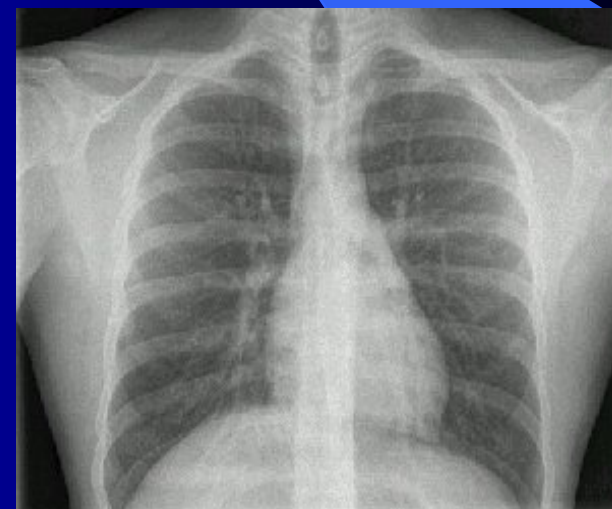
50mAs

50mAs

- Pri uporabi višjih napetosti se delež fotoefekta zmanjšuje in povečuje Comptonov pojav in s tem delež sipane svetlobe
- Zato se kontrast slike zmanjšuje.
- Strukture kosti in mehkih tkiv oziroma votlih organov so zato lahko predstavljene hkrati
  - Uporaba napetosti med 130 kV in 150 kV je primerna za slikanje pljučnih struktur, medtem, ko je za slikanje kosti primerna že napetost 65 kV



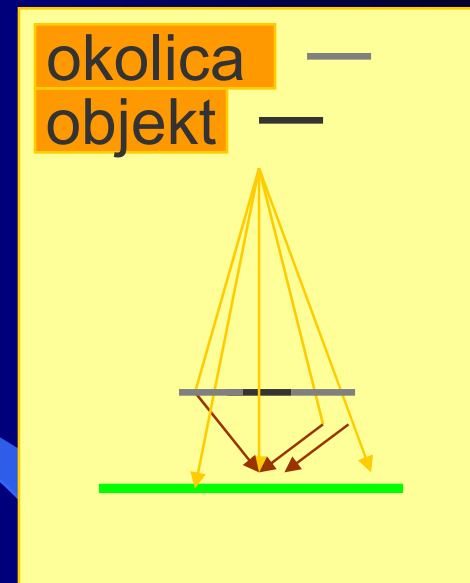
napetost  $\approx 60$  kV



napetost  $\approx 140$  kV

$$C = \frac{(P + S) - (kP + S)}{(P + S)}$$

$$C = \frac{|S_1 - S_2|}{S_1 + S_2}$$



Kontrastna ločljivost  $C$  je razlika med prepustnostjo okolice  $S_1$  in prepustnostjo objekta  $S_2$  glede na prepustnost okolice

prepustnost primarne svetlobe na področju okolice označimo s  $P$   
 prepustnost primarne svetlobe na področju objekta označimo s  $kP$ ,  
 $0 \leq k \leq 1$

Razmerje prepustnost sipane in primarne svetlobe označimo z  $S/P$ ,  
 $S/P = 1$  (število fotonov sipane in primarne svetlobe je enako),  
 $S/P > 1$  (fotonov sipane svetlobe je več kot primarne)

primarna rentgenska svetloba  
 sipana rentgenska svetloba

osvetljenost področja okolice objekta na filmu  $(1 + S/P)$

osvetljenost področja objekta na filmu  $(k+S/P)$

Primer  $k = 0$ , torej objekt ne prepušča primarne svetlobe oziroma  
primer  $k=1$  objekt prepušča primarno svetlobo v neki meri kot okolica

Z naraščanjem deleža sipane rentgenske svetlobe se kontrast zmanjšuje:

če je faktor sipanja  $S/P = 0$ , sipanja ni, je v primeru  $k=0$  kontrast  $C$  100%, področje objekta ni osvetljeno.

pri  $S/P=1$  je delež sipane svetlobe enak deležu primarne svetlobe na področju okolice objekta na sprejemniku, je kontrast  $C = 50\%$ .

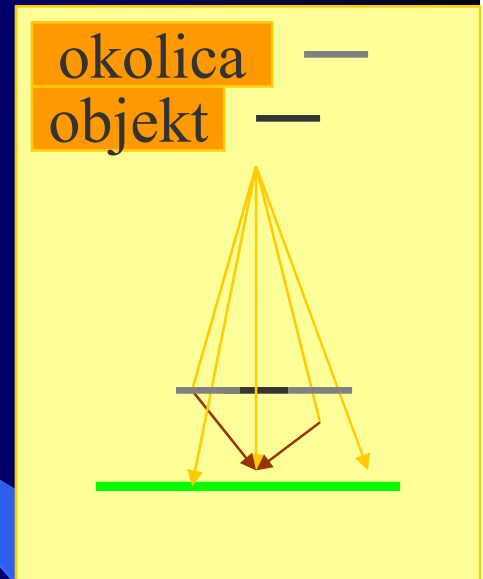
$$C = \frac{1-k}{1+\frac{S}{P}}$$



$$C = \frac{(P + S) - (kP + S)}{P + S}$$

$$C = \frac{1 - k}{1 + \frac{S}{P}}$$

$k, 0 \leq k \leq 1$   
 $S/P = 0$  ni sipanja  
 $S/P > 0$ , sipanje je



- primarna rentgenska svetloba
- sipana rentgenska svetloba

kontrast  $C$  v primeru, da ni sipanja, torej je razmerje  $S/P = 0$

$$C = 1 - k$$

kontrast  $C$  v primeru, da objekt ne prepušča primarne svetlobe, torej, če je  $k = 0$

$$C = \frac{1}{1 + \frac{S}{P}}$$

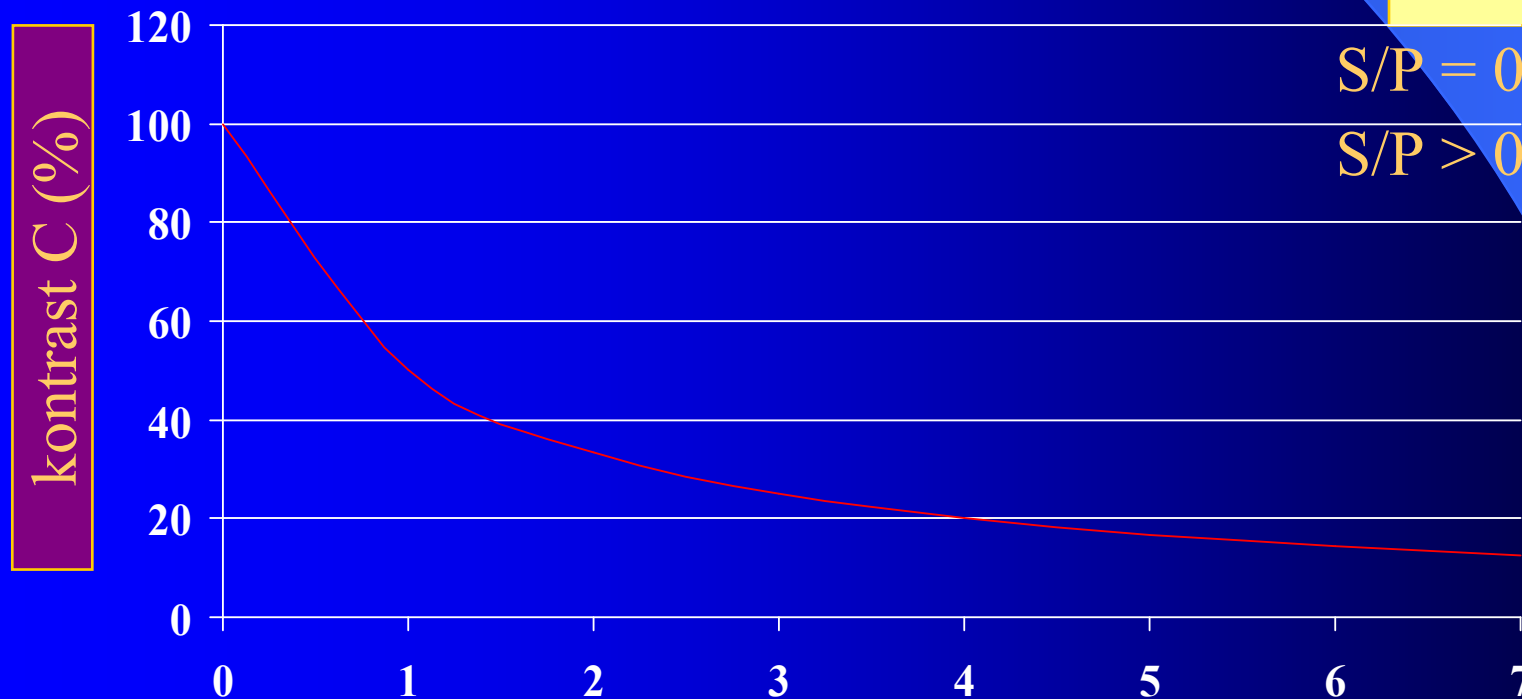
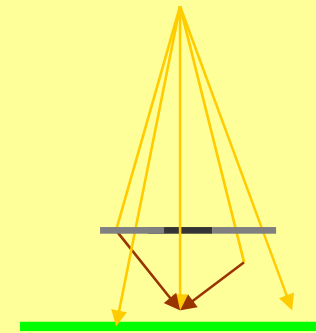
kontrast  $C$  v primeru, da objekt ne prepušča primarne svetlobe, torej ko je  $k = 0$

$$C = \frac{1}{1 + \frac{S}{P}}$$

— primarna rentgenska svetloba

— sipana rentgenska svetloba

okolica —  
objekt —



$S/P = 0$  ni sipanja  
 $S/P > 0$ , sipanje je

S/P

V primeru, da je razmerje  $S/P=3$ , je kontrast  $C$  zmanjšan že na 25% oziroma drugače povedano področje objekta na filmu je osvetljeno s 75% osvetljenosti področja okolice objekta na filmu.

Razmerje  $S/P$  lahko poimenujemo tudi redukcijski faktor kontrasta.

Velikost razmerja  $S/P$  je odvisna od debeline izpostavljene površine, velikosti obsevnega polja in napetosti na rentgenski cevi.

Pri preiskavah debelejših delov telesa, je razmerje  $S/P$  med 4 in 5.

Naše izračune smo izpeljali na osnovi predpostavke, da objekt ni prepusten za primarno svetlobo in je kontrast v primeru ko ni sipane svetlobe 100%.

$$C = \frac{1 - k}{1 + \frac{S}{P}}$$

V primeru, če ni sipane svetlobe  $S/P = 0$ , a je prepustnost objekta 60% prepustnosti okolice ( $k=0,6$ ) je kontrast  $C = 40\%$ .

Če pa imamo v omenjenem primeru razmerje  $S/P = 3$ , bo kontrast le 10%.

Dejansko objekti prepuščajo del primarne svetlobe, zato je kontrast zmanjšan zaradi prepustnosti objekta in zaradi deleža sipane svetlobe

Del fotonov rentgenske svetlobe, ki pade na obsevano telo se v njem siplje. Pri tem se spremeni njihova smer in zmanjša njihova energija, vendar lahko še vedno pridejo do sprejemnika.

- Ker sipana svetloba ne nosi koristne informacije jo poskušamo odstraniti. S tem zmanjšamo osvetljenost sprejemnika in povečamo kontrastnost radiograma.
- Sipana svetloba torej osiromaši raven kontrasta, zato z različnimi metodami poskušamo zmanjšati delež sipane svetlobe:
  - Kolimacija zaslanjanje
  - Sprememba razdalje med objektom in sprejemnikom
  - Uporaba rešetke

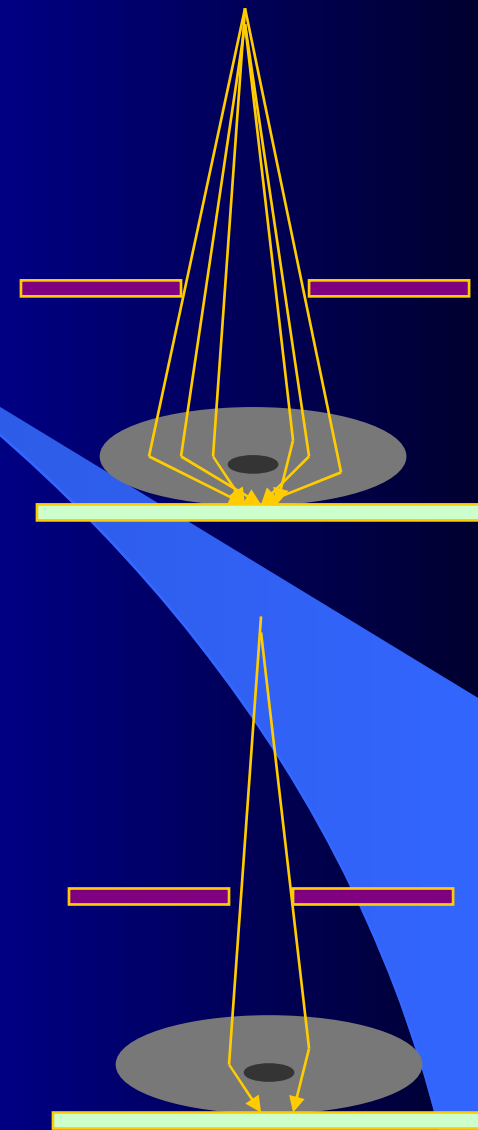
Obseg uporabe navedenih metod pa je omejen, odvisen od ostalih zahtev diagnostične metode

# Kolimacija zaslanjanje

Delež sipane svetlobe je sorazmeren področju, ki ga doseže primarni snop rentgenske svetlobe.

Področje je opredeljeno z velikostjo obsevnega polja in debelino tkiva pod površino obsevnega polja.

Torej z metodo zaslanjanja lahko zmanjšamo velikost obsevnega polja. Metoda je omejena z najmanjšim področjem, ki ga še želimo upodobiti

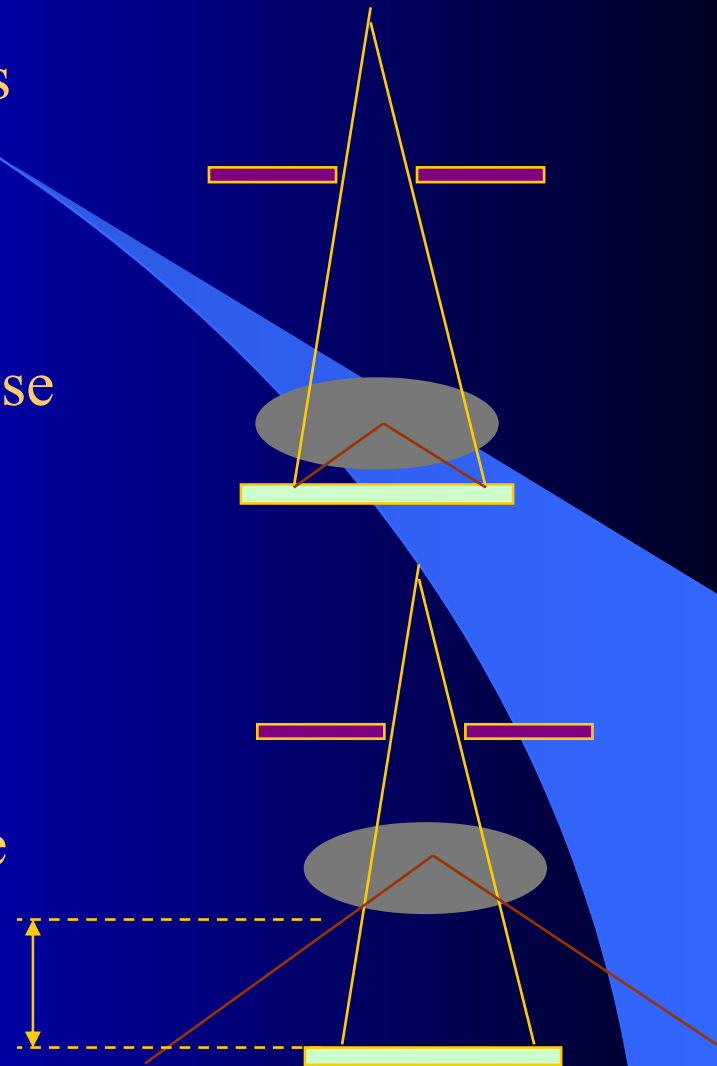


# Razdalja objekt sprejemnik

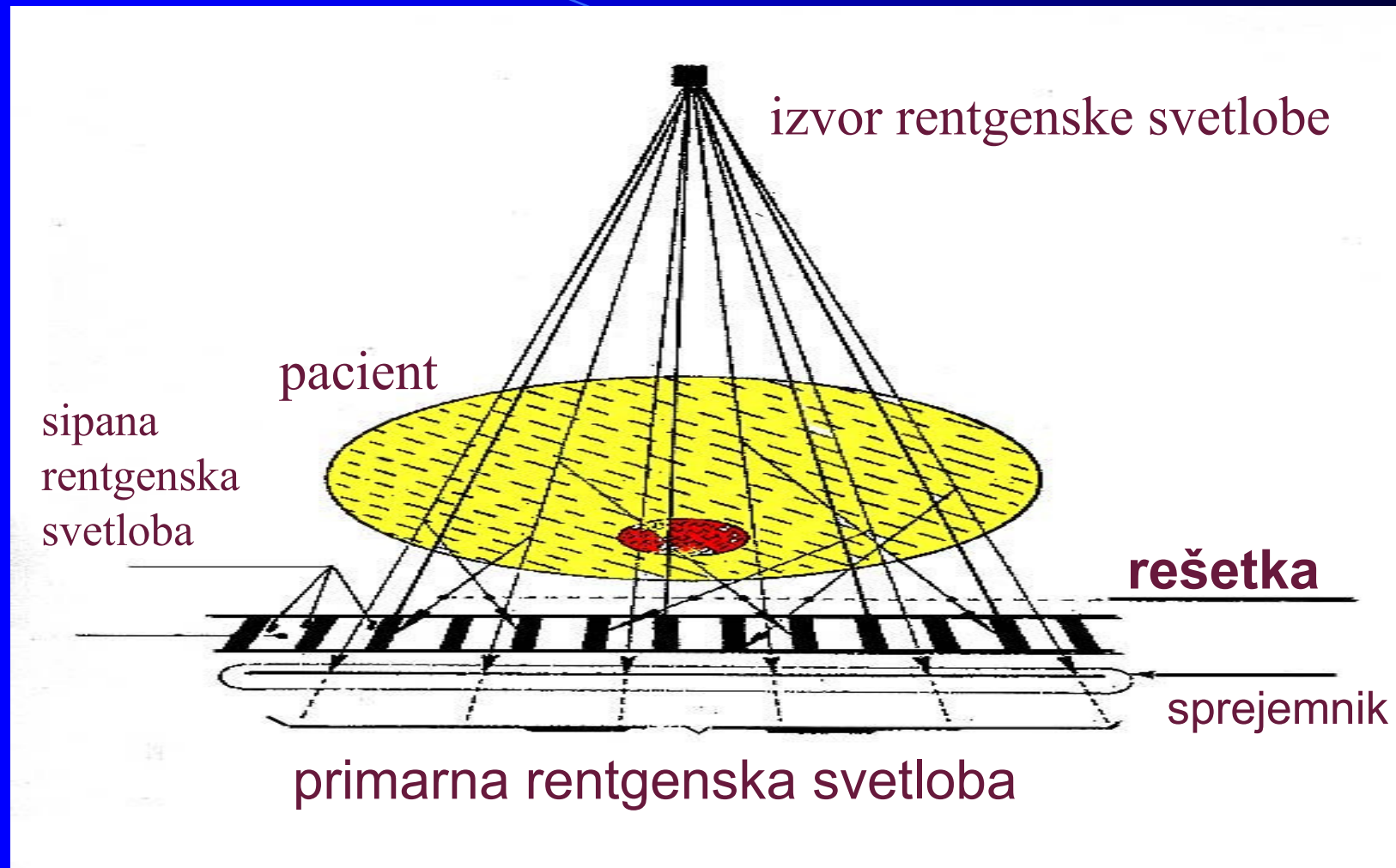
Delež sipane svetlobe lahko zmanjšamo s povečanjem razdalje med objektom in sprejemnikom.

Sipana svetloba je bolj divergentna, zato se pri večji razdalji med objektom in sprejemnikom zmanjšuje delež sipane svetlobe, ki pride do sprejemnika.

Slabost metode je v tem, ker se s približevanjem objekta izvoru rentgenske svetlobe povečuje izpostavljenost preiskovanca hkrati pa metoda povzroča povečave objektov in s tem potrebo po uporabi sprejemnikov večjih površin.



# Rešetka (grid)



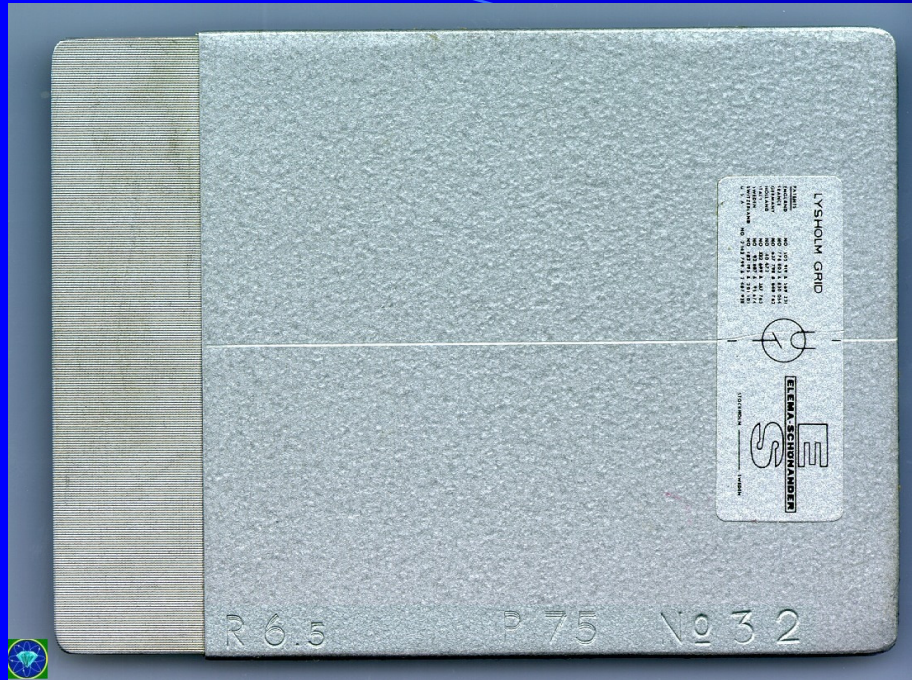
- Rešetka je naprava s katero zmanjšamo delež sipane svetlobe, ki doseže sprejemnik.



Rešetko sestavljajo tanki svinčeni trakovi ločeni s snovjo, ki dobro prepušča rentgensko svetlobo.

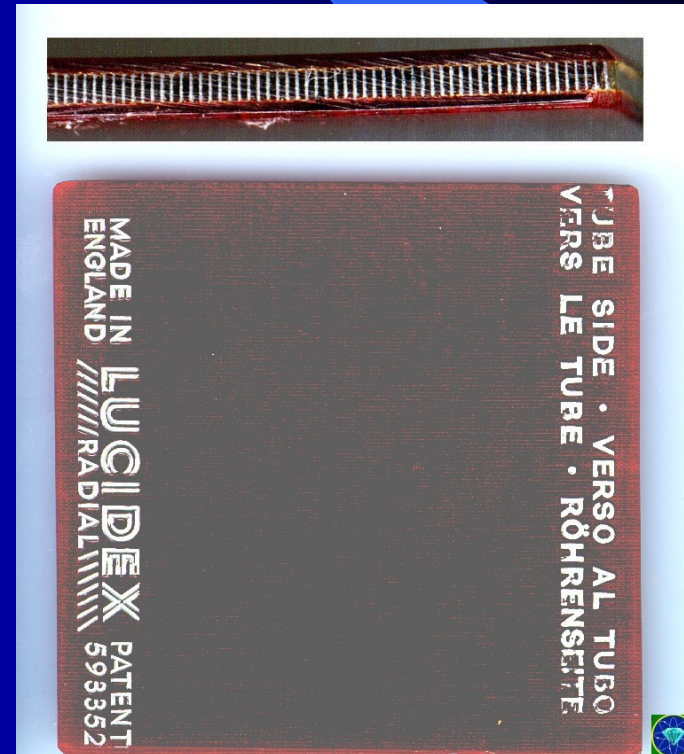
Fotoni, ki v telesu niso sodelovali s snovjo oziroma interagirali imajo smer, ki je vzporedna s svinčenimi ploščicami in tako padejo na prepustno plast.

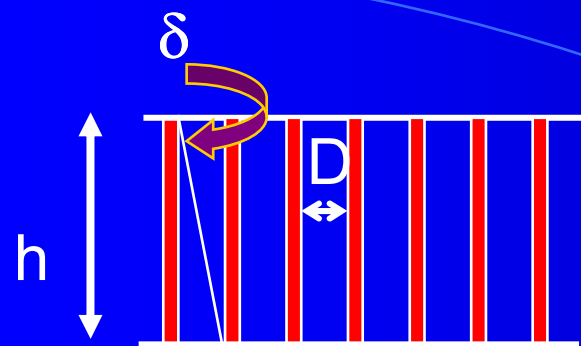
Medtem, ko sipana svetloba zadane svinčene trakove in se tako absorbira. Rešetka je lahko linearna ali pa je fokusirana na določeno razdaljo do fokusne točke. V tem primeru so trakovi v rešetki nagnjene. Kljub temu, da so svinčene ploščice tanke so na radiogramu vidne, čemur se izognemo s premikanjem rešetke med ekspozicijo.



- Plastična osnova s svinčenimi trakovi. Zgornja slika je povečana stranica rešetke.

- Rešetka (anti scatter grid) osnova iz aluminija z vgrajenimi svinčenimi trakovi. Na prvem delu rešetke so vidni svinčeni trakovi





razmerje :  $r = \frac{h}{D} = \frac{1}{\text{tg}\delta}$

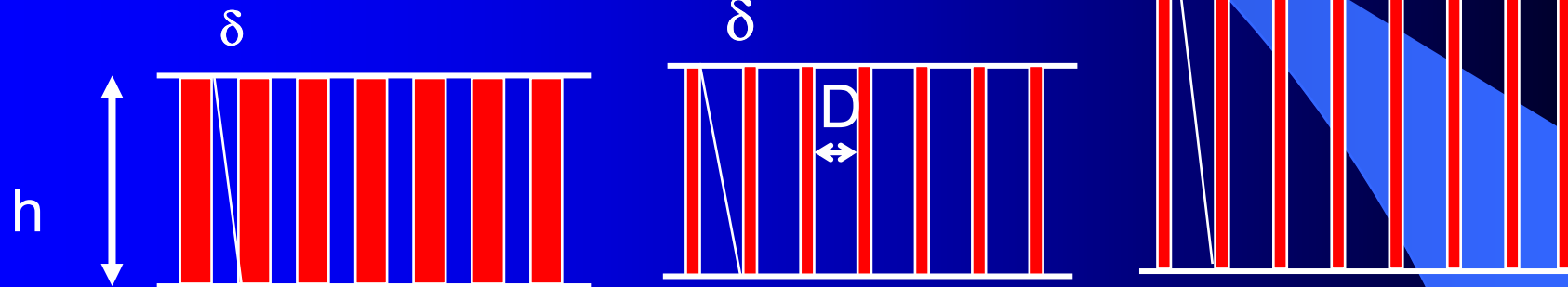
$5 < r < 16$

- višina  $h$  rešetke je med 2 mm do 5 mm
- razdalja med sosednjima trakovima je med 0.25 mm do 0.4 mm
- Parametri rešetke so
  - razmerje  $r$  je količnik med razdaljo med dvema trakovima in višino traku (5 : 1 do 16 : 1)
  - gostota trakov (število trakov na 1 cm) ( od 24 do 44)
  - goriščna razdalja (če so trakovi nagnjeni – najkrajša razdalja od površine rešetke do točke, kjer se sekajo podaljški trakov)

rešetka : A

rešetka : B

rešetka : C

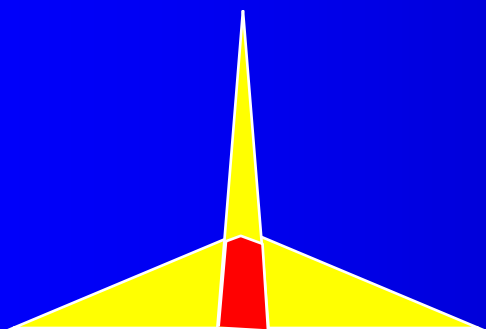
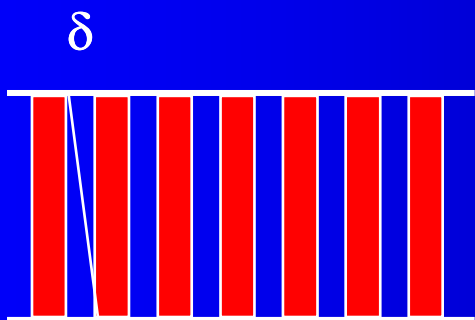


razmerje :  $r = \frac{h}{D} = \frac{1}{\text{tg}\delta}$   $5 < r < 16$

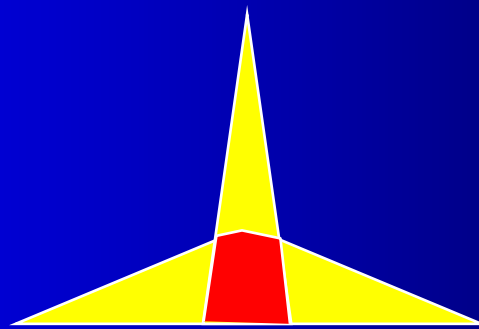
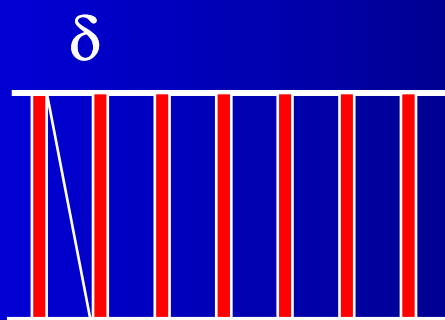
- Rešetka A in B imata enako gostoto trakov
- Rešetki B in C imata enako razdaljo med sosednjima trakovoma

- Rešetke z višjimi razmerji zaustavijo več sipane svetlobe, zahtevajo pa natančnejše pozicioniranje.

rešetka : A

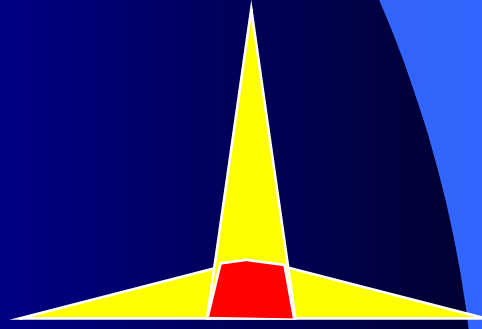
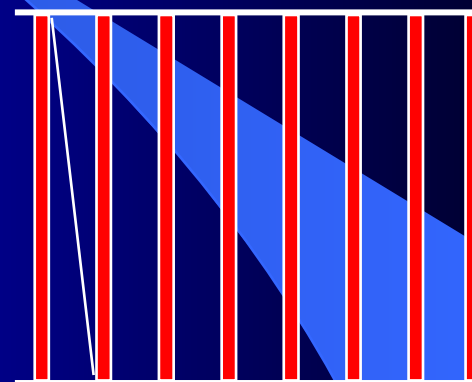


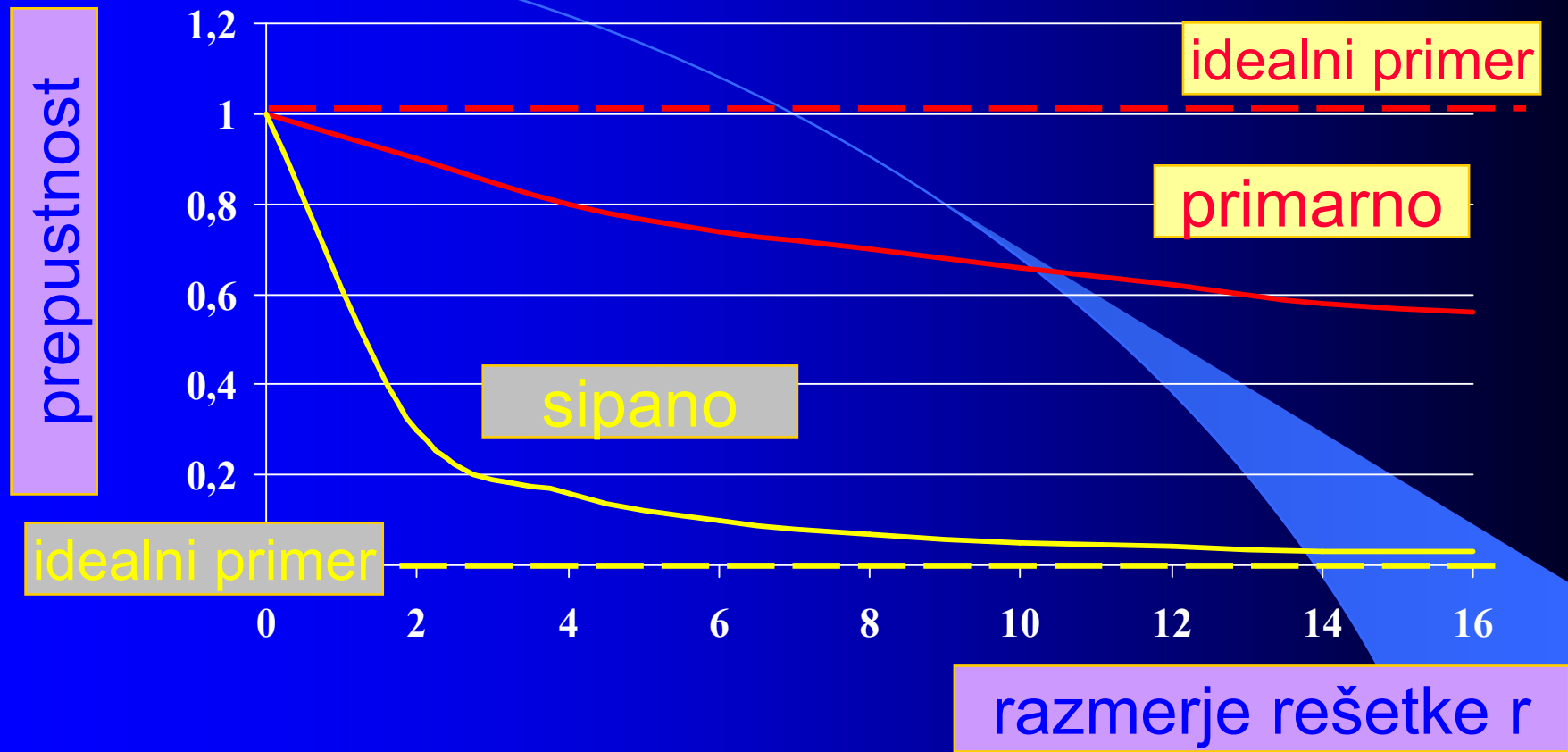
rešetka : B



$\delta$

rešetka : C



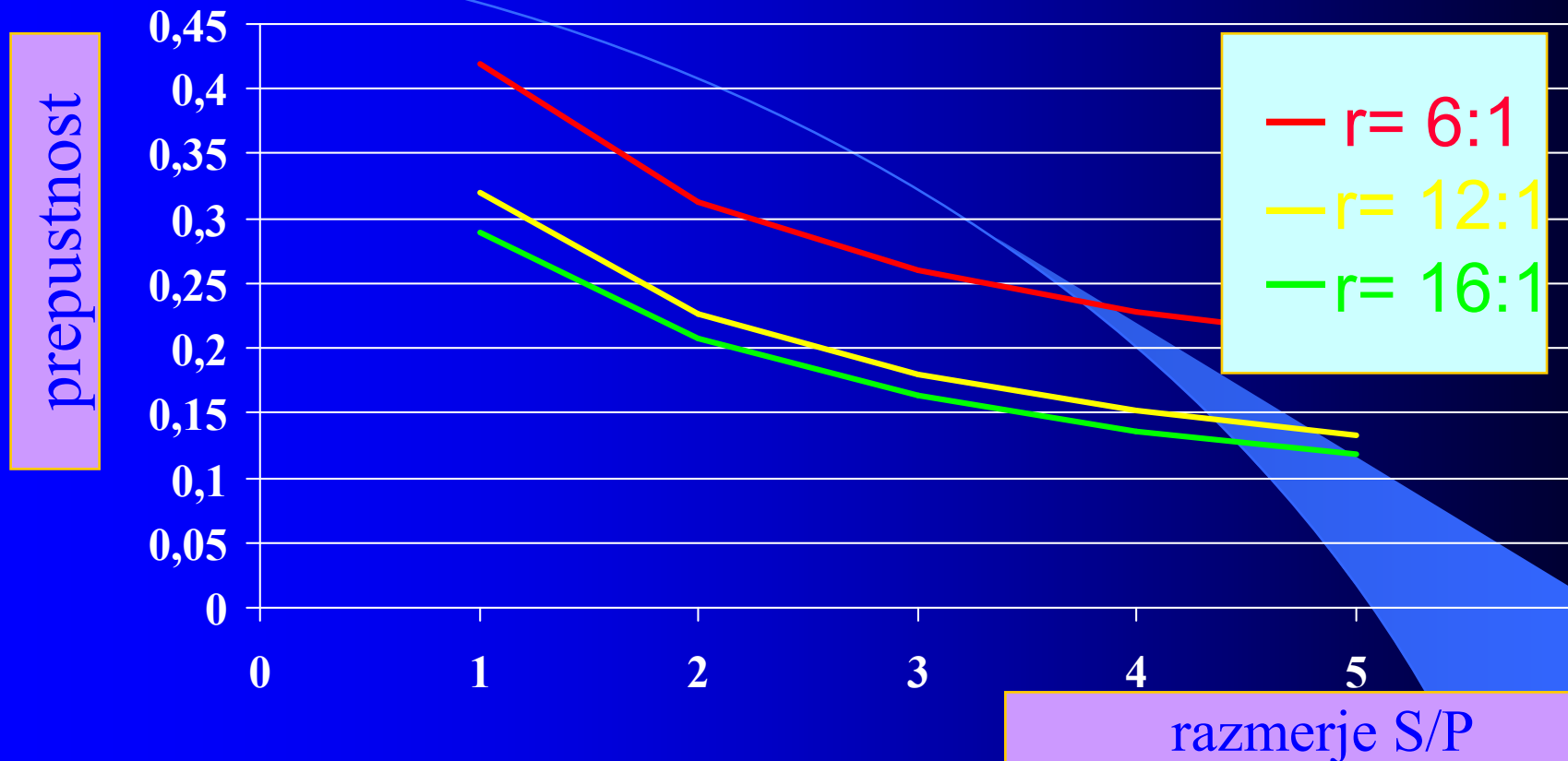


%	r=0	2	4	6	8	10	12	14	16
p	100	90	80	74	70	66	62	58	56
s	100	30	16	10	7	5	4	3	3

- Prepustnost rešetke je odvisna od prepustnosti primarne in sipane rentgenske svetlobe.
- Prepustnost se manjša z večanjem razmerja  $r$  tako za primarno kot za sipano svetlobo.
- Rešetko je leta 1913 skonstruiral Gustave Bucky, po njemu je imenovan faktor, ki je obratno sorazmeren prepustnosti rešetke

$$1/\text{Bucky faktor} = \text{prepustnost rešetke}$$

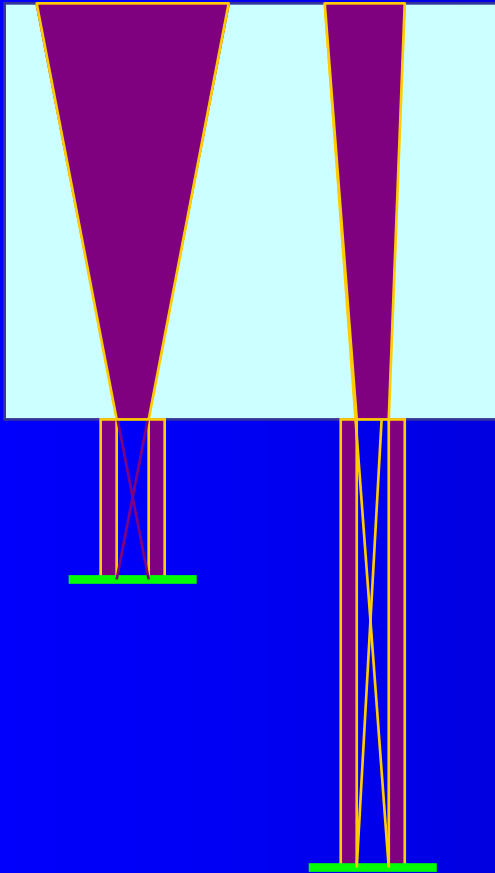
Izpostavljenost pacienta je obratno sorazmerna Bucky faktorju, kar pomeni, da je pri zamenjavi rešetke z Bucky faktorjem 3, z rešetko z Bucky faktorjem 6, potrebno podvojiti produkt ekspozicijskega časa in toka. S tem zagotovimo enako osvetljenost sprejemnika in kompenziramo zmanjšano prepustnost



- Pri faktorju sipanja  $S/P = 3$  imamo razmerje med sipano in primarno svetlobo 3:1.
- Pri presvetljevanju debelejših delov telesa uporabljamo višjo napetost. Pri višjih napetostih se delež sipane svetlobe glede na primarno povečuje oziroma razmerje  $S/P$  se večja. Prav tako povzroči prehod skozi debelejšše dele telesa več sipane svetlobe. Tako se ob uporabi rešetke z višanjem napetosti prepustnost niža

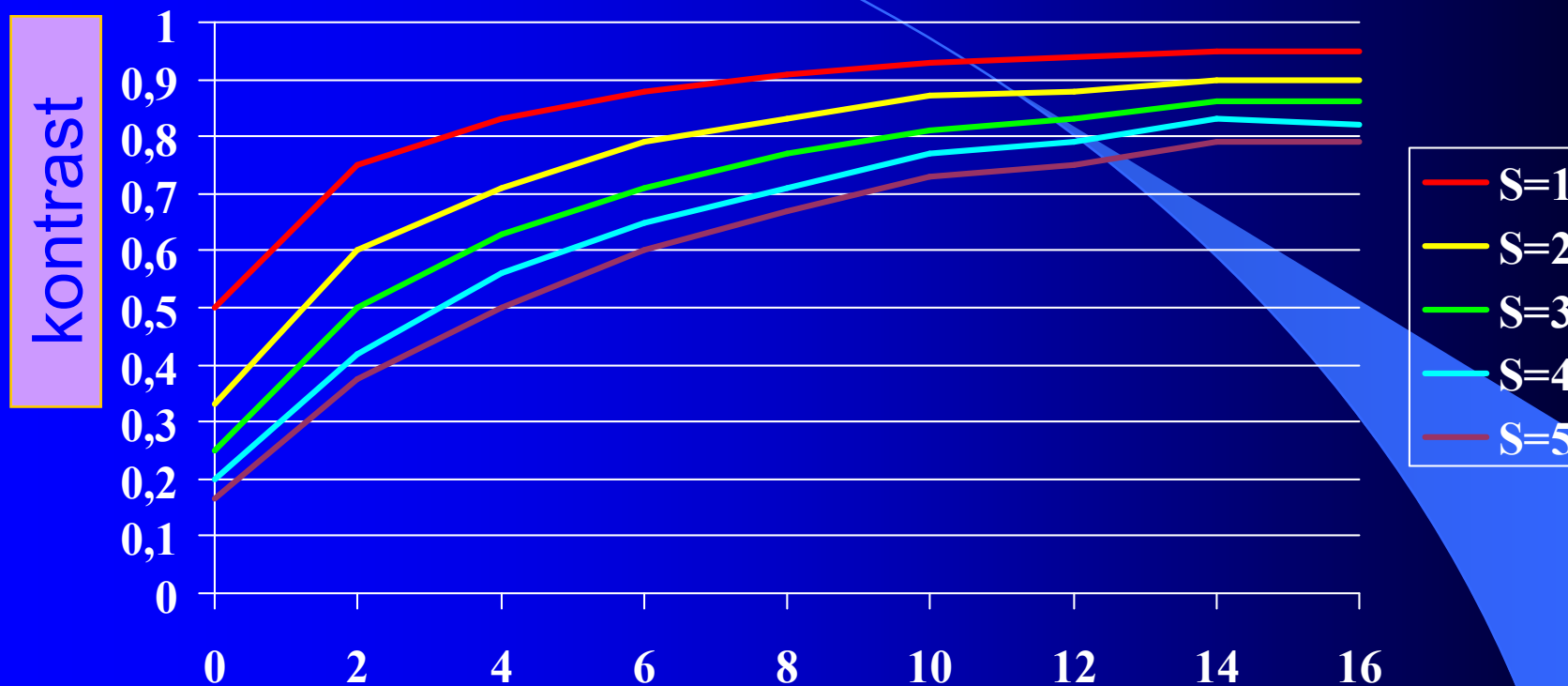


# Prepustnost sipane in primarne svetlobe



- Sipana svetloba, ki pride do sprejemnika izvira iz poročja, ki je označeno na sliki.
- Tako vidimo, da je pri rešetkah z višjim razmerjem  $r$ , področje od koder izvira sipana svetloba, ki lahko pride do sprejemnika manjše.
- Zato je prepustnost sipane svetlobe pri rešetkah z višjimi razmerji nižja
- Rešetka zaustavi tudi del primarne svetlobe, kar je odvisno od gostote in debeline trakov ter konstrukcije rešetke

# Izboljšanje kontrasta



razmerje rešetke  $r$

$$C_i = \frac{(pP + sS) - (kpP + sS)}{pP + sS}$$

$$C_i = \frac{1 - k}{1 + \frac{s}{p} \frac{S}{P}}$$

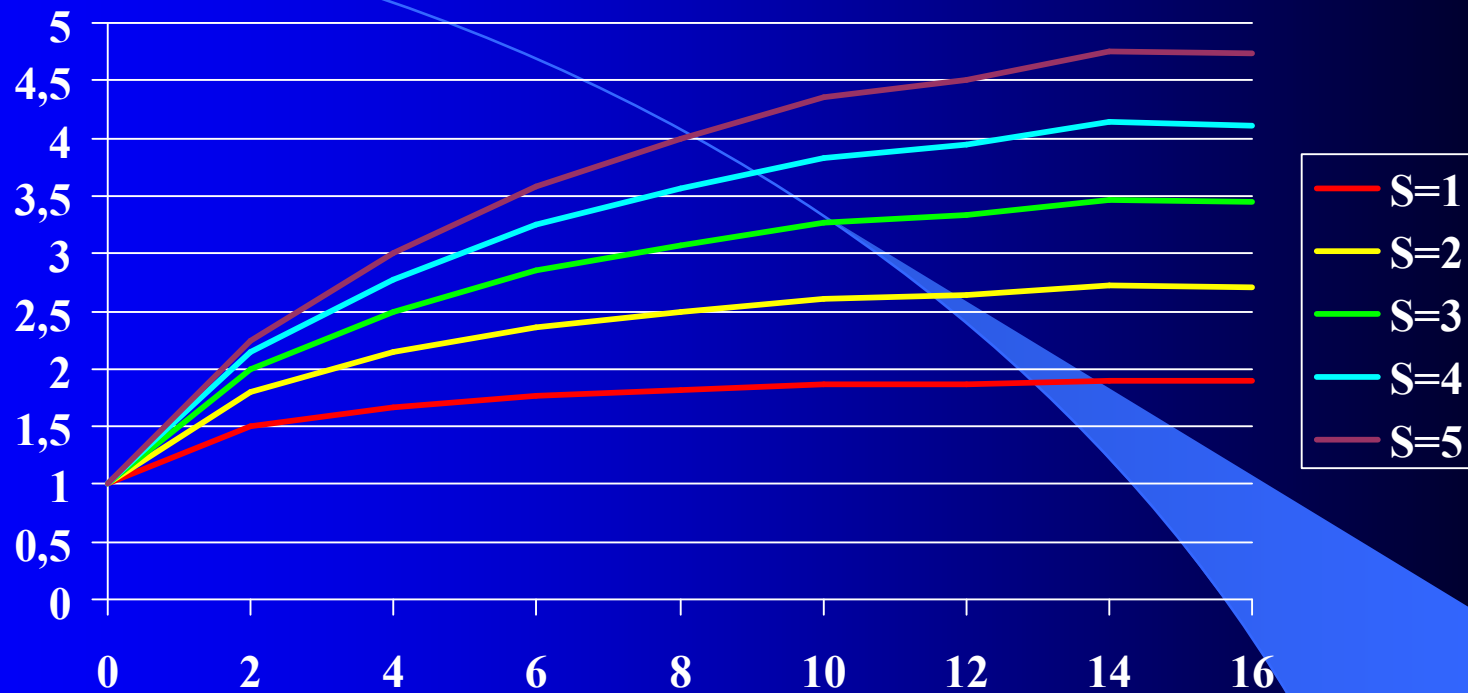
$p$ : prepustnost  
primarne svetlobe  
 $s$ : prepustnost  
sipane svetlobe

$$C_i = \frac{1-k}{1 + \frac{s}{p} \frac{S}{P}}$$

$$C_i = \frac{1}{1 + \frac{0,07}{0,7} 1}$$

- Pri  $r = 8:1$  je  $p = 0.7$  in  $s = 0.07$ , za  $S/P = 1$  in  $k = 0$  je  $C_i = 0.91$
- V primerih, ko je delež sipane svetlobe velik,  $S/P = 4$  ali  $5$  je nizek kontrast z uporabo rešetke posledica zelo nizkega osnovnega kontrasta. Učinkovitost rešetk je v primerih, ko je sipane svetlobe več večja. O tem govori faktor izboljšanja  $K$ .

faktor izboljšanja K



razmerje rešetke r

- Faktor izboljšanja K je razmerje kontrastov, ko uporabimo rešetko in ko le te ne uporabimo  $K = C_i/C$

$$C = \frac{1-k}{1 + \frac{S}{P}}$$

$$C_i = \frac{1-k}{1 + \frac{s}{p} \frac{S}{P}}$$

$$K = \frac{C_i}{C} = \frac{1 + \frac{S}{P}}{1 + \frac{s}{p} \frac{S}{P}}$$

- Faktor izboljšanja  $K$  je v primeru  $k=0$

$$K = \frac{C_i}{C} = \frac{1 + \frac{S}{P}}{1 + \frac{s}{p} \frac{S}{P}}$$

- V primeru  $S/P=4$ , torej ko je brez rešetke kontrast zmanjšan na 20%, uporaba rešetke z razmerjem  $r = 16:1$  ( $p=0,56$   $s=0,03$ ) izboljša kontrast 4.1 krat torej na 82%.

$$C_i = \frac{1}{1 + \frac{0,03}{0,56} 4} = 0,82$$

$$K = \frac{C_i}{C} = \frac{1+4}{1 + \frac{0,03}{0,56} 4} = 4,1$$

- V primeru  $S/P=2$ , torej ko je brez rešetke kontrast zmanjšan na 33,3%, uporaba rešetke z razmerjem  $r = 16:1$  ( $p=0,56$   $s=0,03$ ) izboljša kontrast 2.7 krat torej na 90%.

$$C_i = \frac{1}{1 + \frac{0,03}{0,56} 2} = 0,90$$

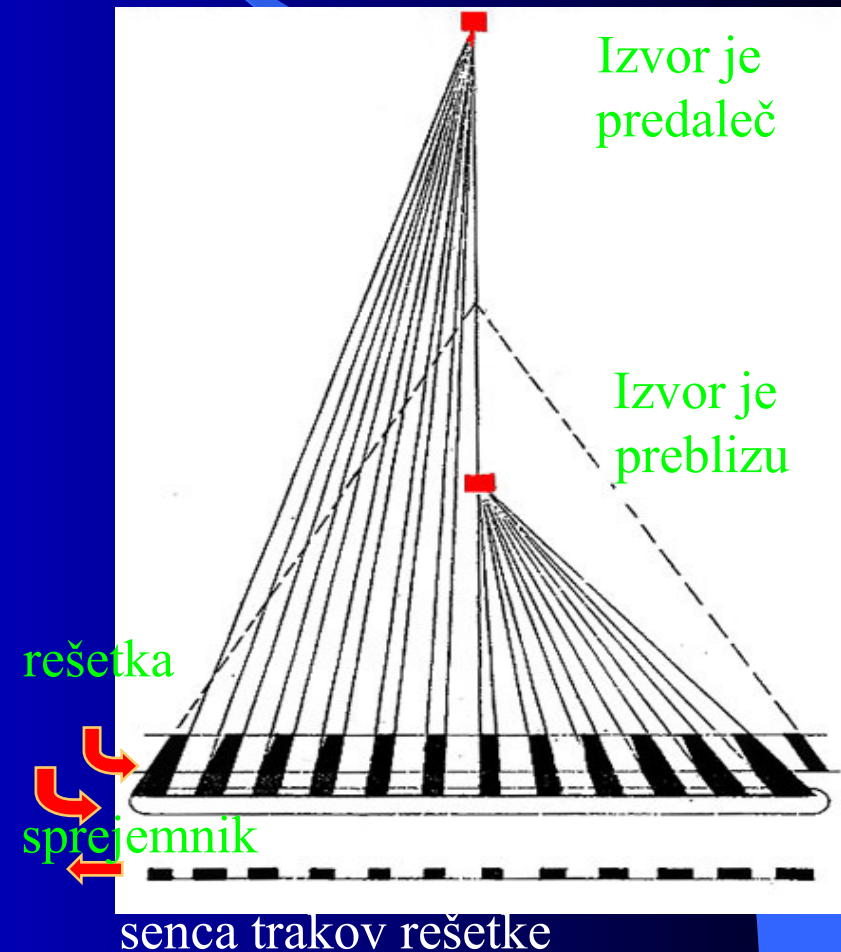
$$K = \frac{C_i}{C} = \frac{1+2}{1 + \frac{0,03}{0,56} 2} = 2,7$$

- Faktor izboljšanja  $K$  se povečuje z razmerjem rešetke  $r$  ( $s/p$  se manjša) in je večji pri večjih razmerjih  $S/P$ .

- Rešetke so nameščene med objektom in sprejemnikom, zato obstaja verjetnost, da so na ekranu ali filmu opaženi trakovi ali neenakomerna oslabitev obsevanosti nekaterih področij sprejemnika.
- Z metodo, ki jo je vpeljal Hollis Potter in temelji na premikanju rešetke med ekspozicijskim časom, razmažemo sliko trakov, ki tako postanejo nevidni.
- Največjo prepustnost primarne svetlobe dobimo, ko gorišče rešetke sovpada z žariščem rentgenske cevi.
- Vsaka zamaknjenost tako vertikalna kot horizontalna zmanjšata prepustnost primarne svetlobe

# Vertikalna zamaknjenost

- Povzroči povečanje sence trakov. Senca je večja pri trakovih, ki so bolj odmaknjeni od sredine sprejemnika
- Pri vertikalni zamaknjenosti je prepustnost primarne svetloba manjša na robovih rešetke.
- Zmanjšanje prepustnosti zaradi vertikalne zamaknjenosti je večje pri rešetkah z višjim razmerjem  $r$



karakteristike rešetke		najkrajša razdalja	najdaljša razdalja
gorišče (cm)	razmerje r	(cm)	(cm)
80	7	68	96
80	10	72	91
100	10	87	116
100	14	91	110
150	13	130	180

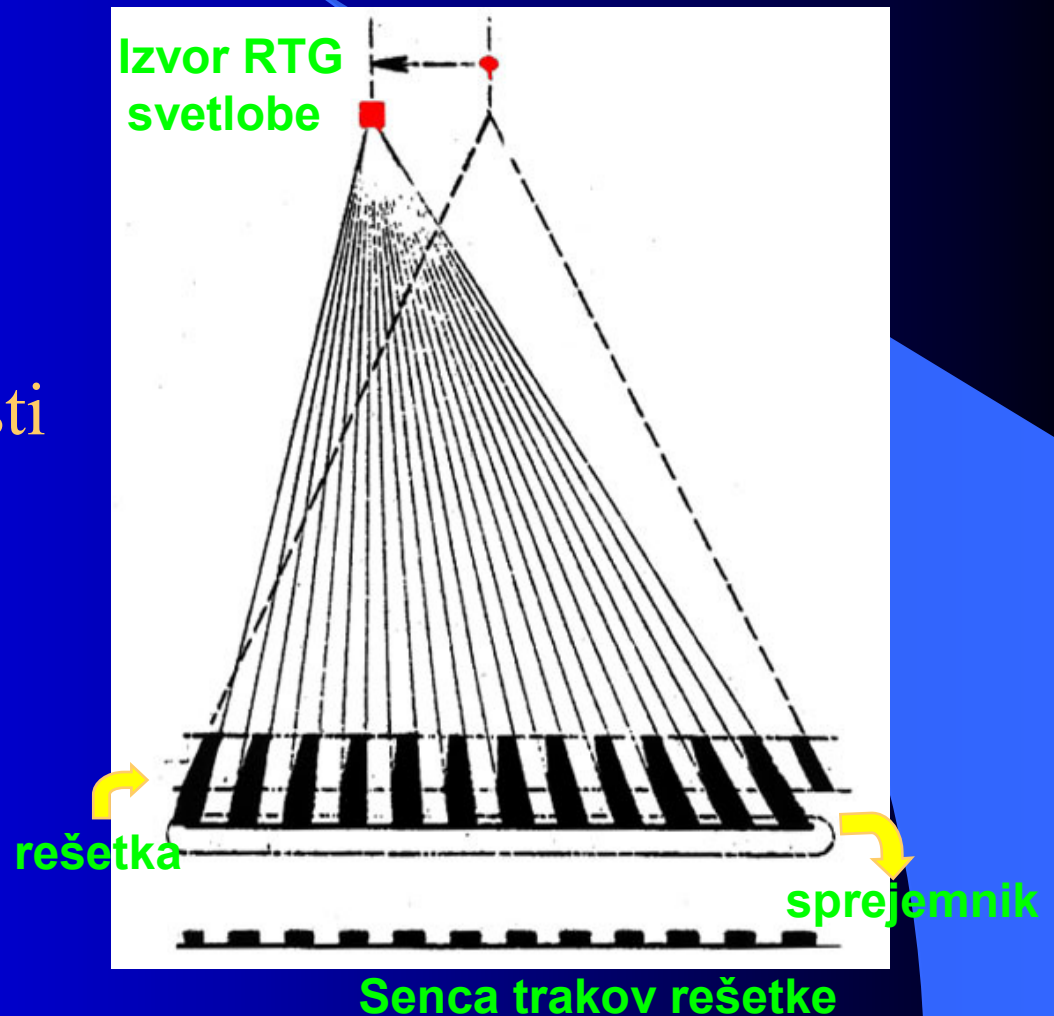
Vertikalna zamaknjenost, ki povzroči izgubo 25 % primarne svetlobe

- Do zmanjšanje prepustnosti na področju, ki je odmaknjen od sredine sprejemnika, pride tudi v primeru, ko je rešetka obrnjena tako da je zgornji del spodaj.



# Horizontalna zamaknjenost

- Povzroči zmanjšanje prepustnosti primarne svetlobe na celotnem področju rešetke.
- Zmanjšanje prepustnosti zaradi horizontalne zamaknjenosti je večje pri rešetkah z višjim razmerjem  $r$



karakteristike rešetke		največji horizontalni premik
gorišče (cm)	razmerje r	(cm)
80	7	2.8
80	10	2
100	10	2.5
100	14	1.8
150	13	2.9

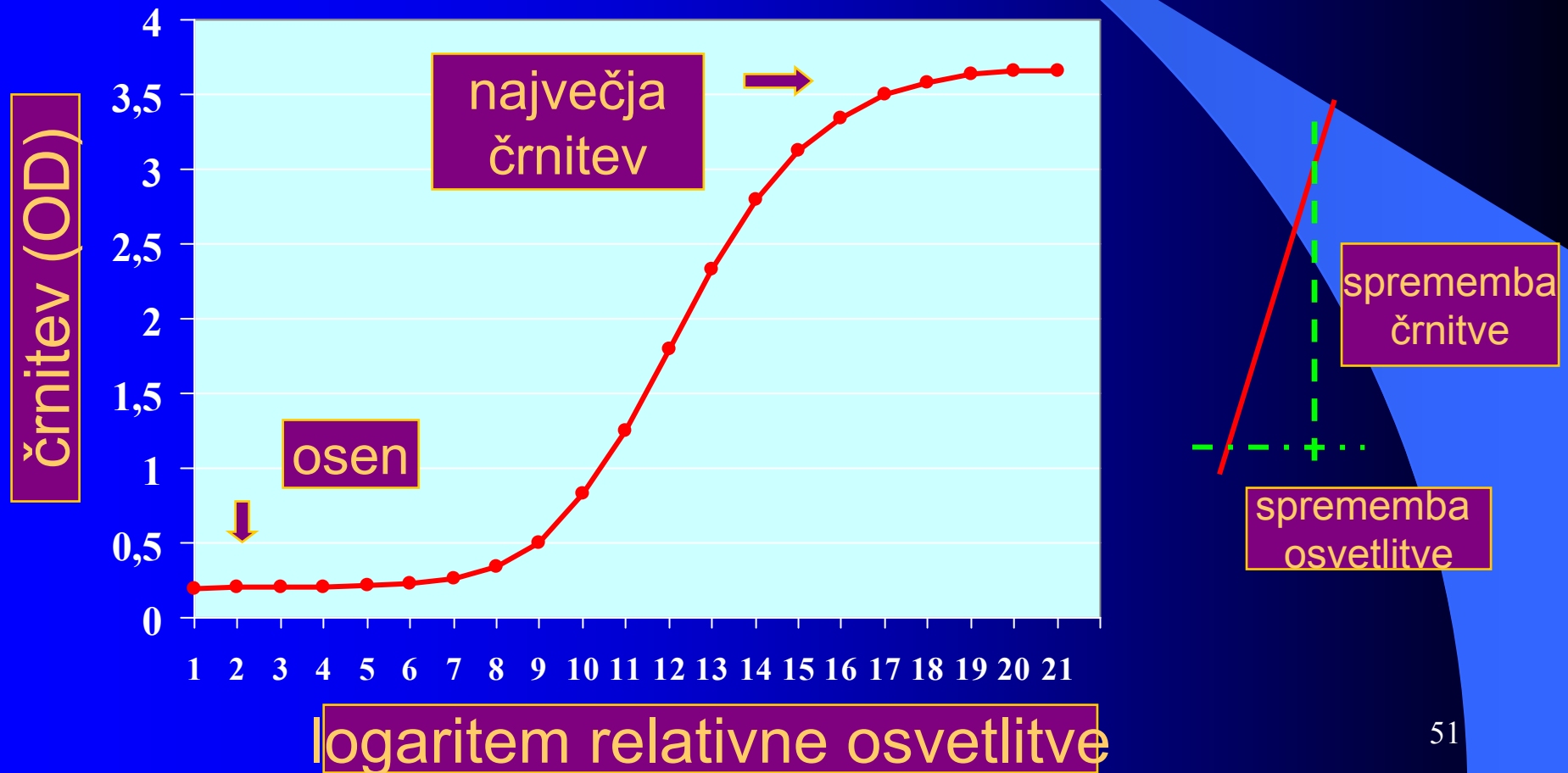
Horizontalna zamaknjenost, ki povzroči izgubo 25 % primarne svetlobe

- Rešetke z razmerjem 5:1 uporabljamo v primerih, ko je delež sipane svetlobe majhen (debelina presevanega dela je tanka, uporabljena napetost je nizka) oziroma v primerih, ko izboljšanje kontrasta ni potrebno
- Uporaba rešetke z razmerjem 16:1 zahteva natančno pozicioniranje in poveča izpostavljenost pacienta

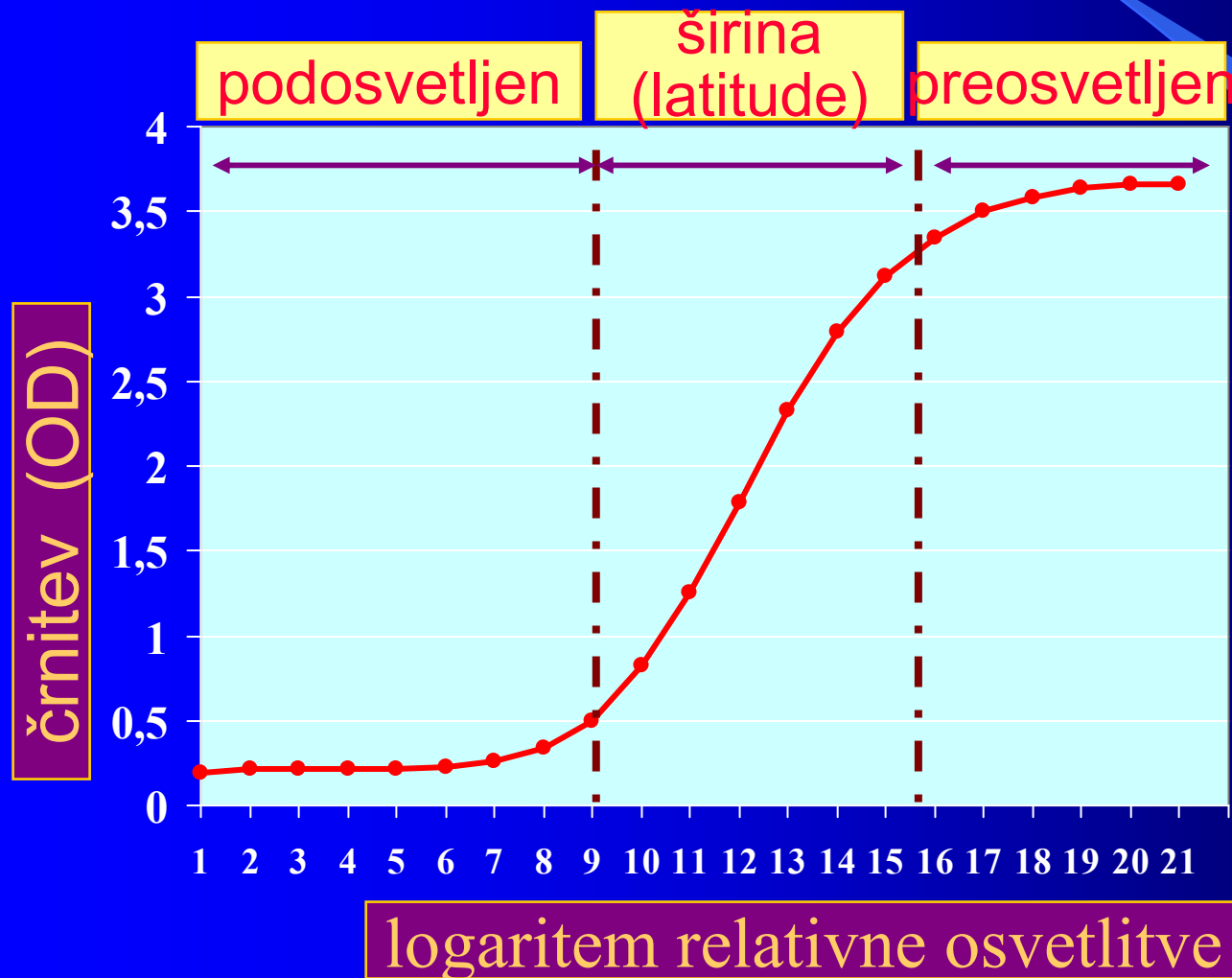
# Odzivna krivulja filma

Odzivna (karakteristična) krivulja filma grafično prikazuje črnitev filma v odvisnosti od osvetlitve filma

Odzivno krivuljo filma lahko opišemo s tremi področji.



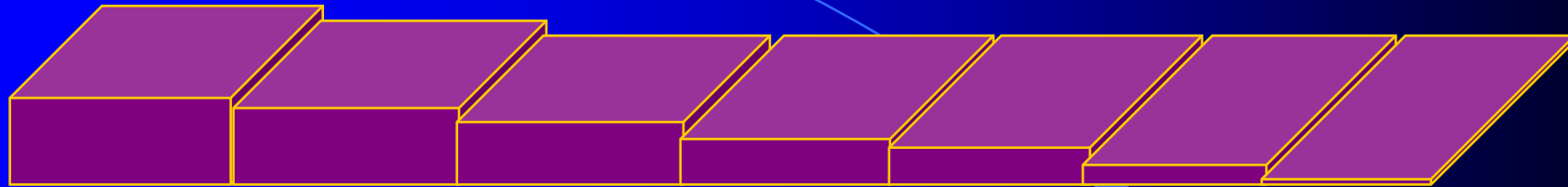
Osrednje področje je s prvim in zadnjim področjem ga povezano s spodnjim in gornjim kolenom krivulje. Poteka prehodnih delov krivulje ne opišemo s posebnimi parametri črnitve.



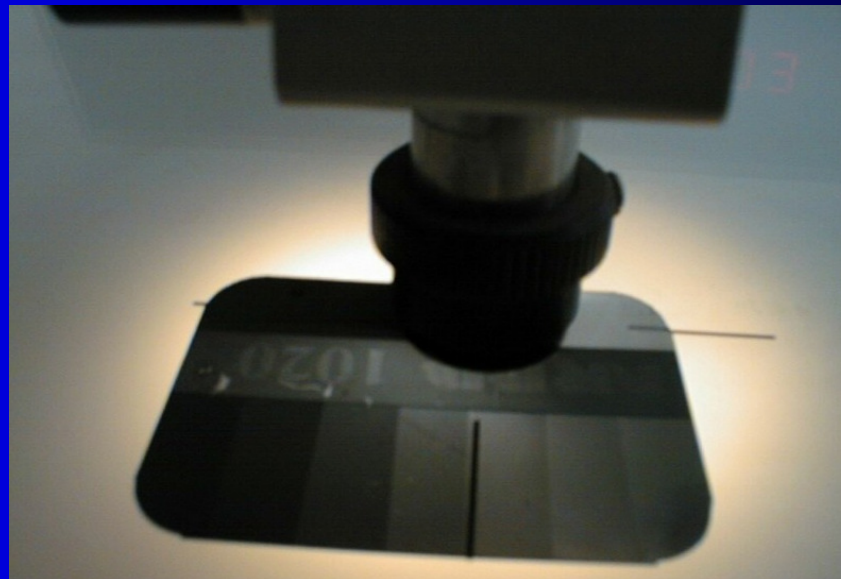
- Prvo področje odzivne krivulje pri nizkih vrednostih logaritma relativne osvetlitve, (črnitev filma je za človeško oko neopazna) poteka vodoravno in ima nizke vrednosti optične gostote med 0,15 in 0,20.
- Take vrednosti optične gostote dobimo tudi na površini filma, ki ni bil osvetljen ter ga imenujemo osten (base + fog). Osten je posledica prepustnosti baze filma in neodstranjene emulzije pri razvijanju
- Osten filma naj ne bi presegal vrednosti 0,25.
- Prvo področje opišemo z nizko osvetlitvijo in nizko črnitvijo ter nizkim kontrastom (področje podosvetlitve).
- Osrednje področje krivulje (latitude) je področje, ki ga odlikuje izrazitejše, v približku linearno spreminjanje črnitve, glede na spremembe logaritma relativne osvetlitve.

- Zadnje področje odzivne krivulje pri visokih vrednostih logaritma relativne osvetlitve (ko je črnitev filma za človeško oko največja), poteka vodoravno in ima zelo visoke vrednosti optične gostote (do 4).
- Take vrednosti dobimo na površini filma, ki je bil izpostavljen dnevni svetlobi. Zadnje področje opišemo z visoko osvetlitvijo, visoko črnitvijo in nizkim kontrastom. (področje preosvetlitve)
- Prvo in zadnje področje krivulje kažeta, da se film malo odziva na spremembe osvetlitve, zato v teh intervalih kljub spremembam osvetlitve ne dosežemo zaznavnih sprememb črnitve filma.

# Senzitometer

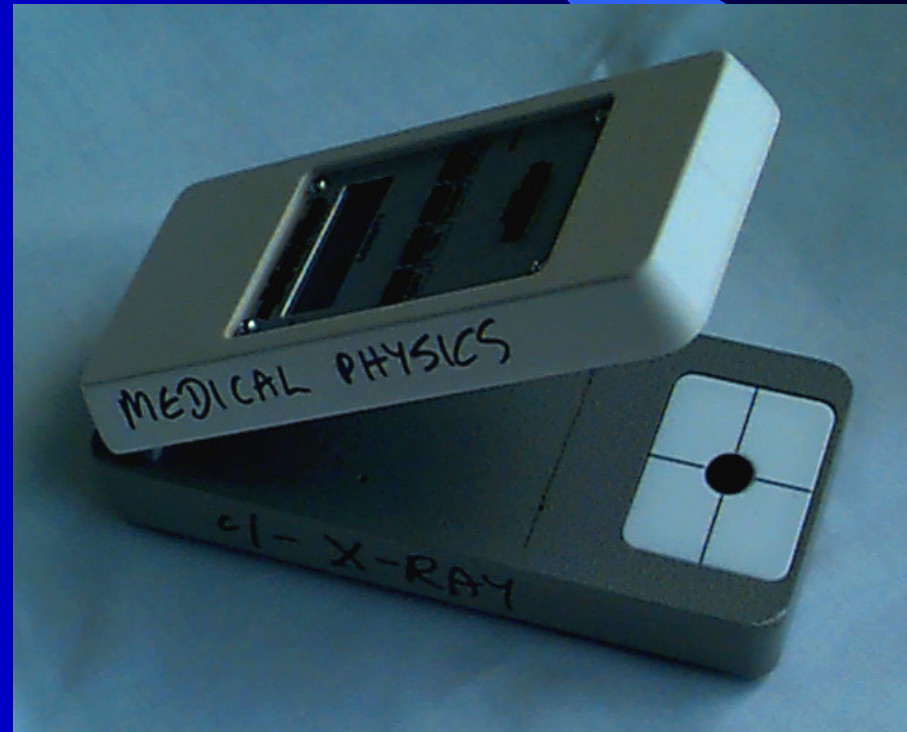


- Celoten fotokemičen proces preverjamo s pomočjo senzitometra-priprave s katerim skozi stopničast optični klin osvetlimo neosvetljen film in denzitometra s katerim merimo črnitev filma.
- Neosvetljen film osvetlimo s senzitometrom.



# Denzitometer

- Neosvetljen film osvetlimo s senzitometrom.
- Film razvijemo in z denzitometrom določimo počrnitev posameznih stopenj. Kontroliramo različne parametre kot so osen, vrednost optične gostote pod stopnico nekje na sredi klina in včasih še razliko med največjo in najmanjšo črnitvijo filma.





# črnitev - OD

21	32	3,00
20		2,85
19	16	2,70
18		2,55
17	8	2,40
16		2,25
15	4	2,10
14		1,95
13	2	1,80
12		1,65
11	1	1,50
10		1,35
9	1/2	1,20
8		1,05
7	1/4	0,90
6		0,75
5	1/8	0,60
4		0,45
3	1/16	0,30
2		0,15
1	1/32	0

## Osvetlitev – črnitev

Lastnost filma in ojačevalne plasti določa njegov odziv na različne ravni osvetljenosti.

Osvetlitev podajamo z razmerjem osvetlitve med posameznimi polji ter jih označimo s številkami od 1 do 21. Polje 1 pomeni najnižjo osvetlitev, polje 21 pa najvišjo.

Pri računanju uporabljamo vrednosti logaritma relativne osvetlitve.

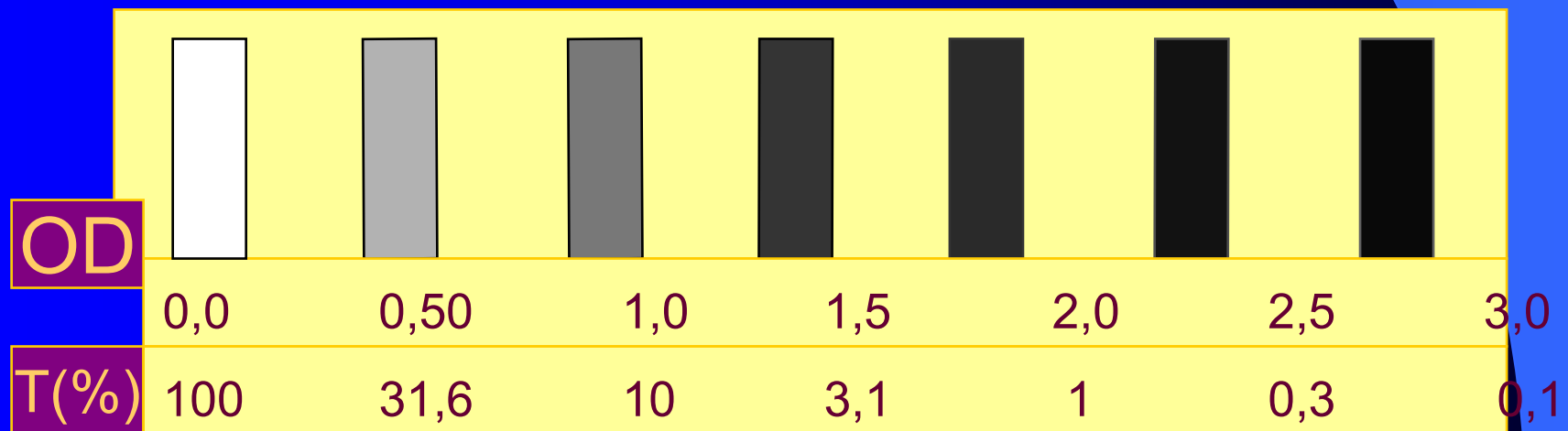
logaritem relativne osvetlitve

relativna osvetlitev

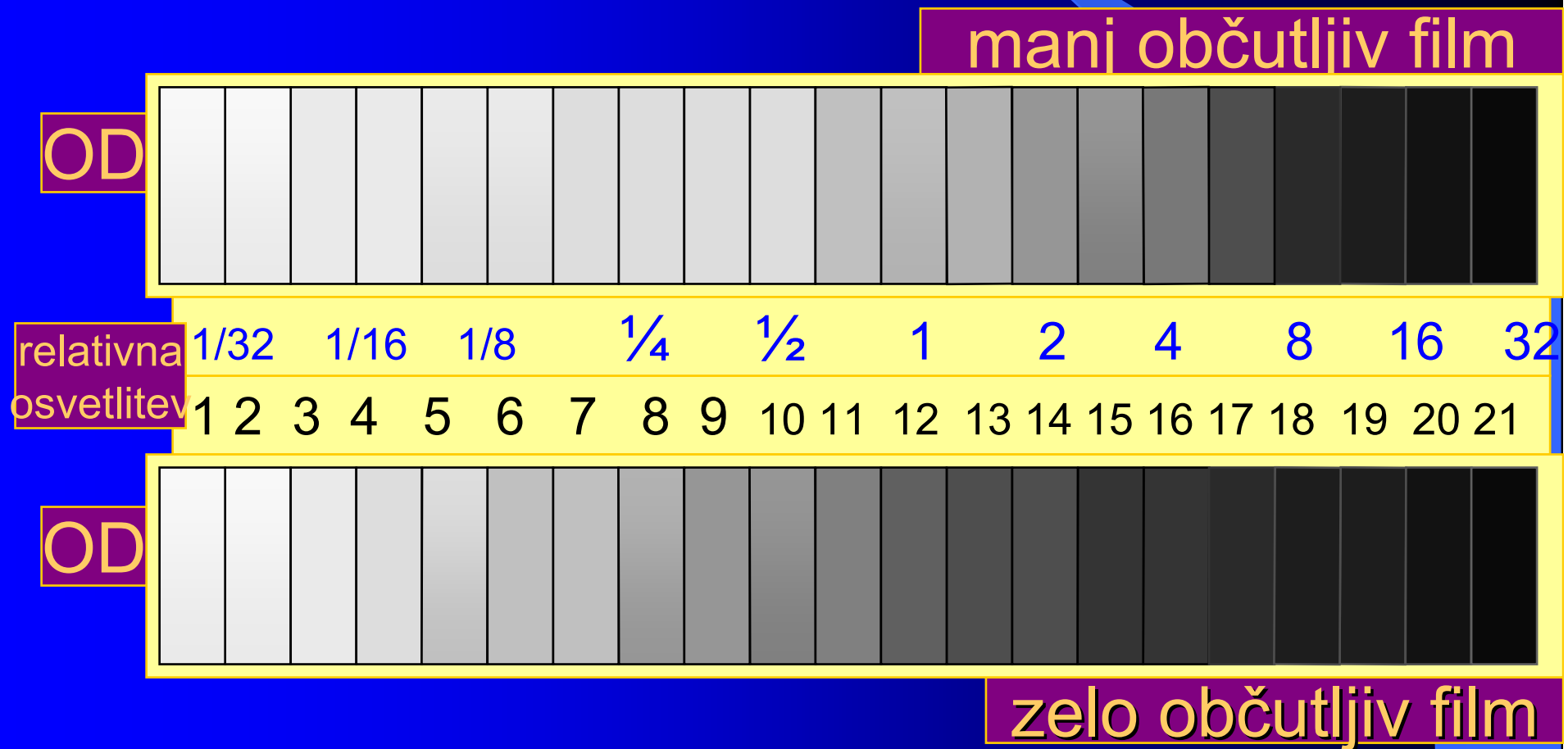
oznaka relativne osvetlitve



- Optična gostota je raven črnitve filma, ki je posledica osvetlitve in kemične obdelave filma med razvijanjem. Večja optična gostota pomeni, da je film manj prepusten - transparenten  $OD = -\log(T)$ . Zveza med optično gostoto in transparentnostjo je eksponentna.
- Neosvetljen film ima 100% transparentnost  $OD = 0$ , če je transparentnost 10% je  $OD = 1$ , za 1% transparentnostjo je  $OD = 2$ , in za 0,1 % transparentnostjo je  $OD = 3$ .
- Film ima ponavadi največjo optično gostoto okoli 3.
- Emulzija filma je debela  $10 \mu\text{m}$ , baza pa  $150 \mu\text{m}$ .

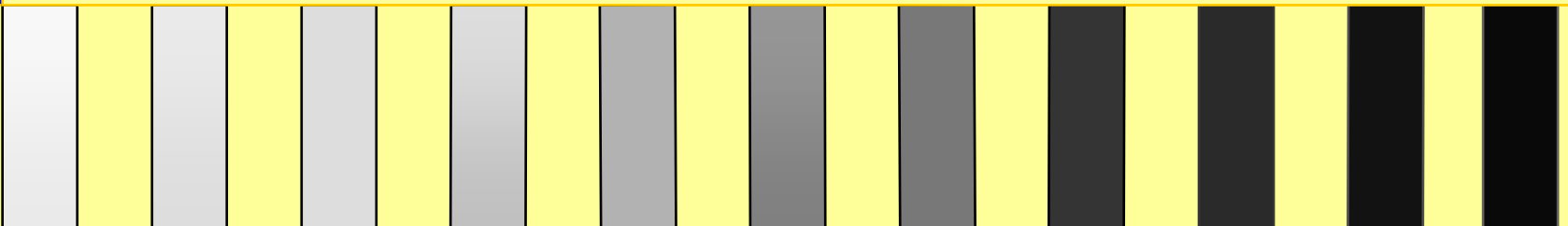


- Občutljivost (hitrost) filma določa raven osvetlitve, ki je potrebna za nastanek slike. Za bolj občutljiv film potrebujemo nižjo osvetlitev kot pri manj občutljivem filmu.
- Primerjava med odzivoma filmov z različno občutljivostjo glede na osvetlitev :



karacteristična krivulja =  $f(\log(\text{relativna osvetlitev}))$

1 2 3 4 5 6 7 8 9 10 11 12 13 14 15 16 17 18 19 20 21



1/32 1/16 1/8 1/4 1/2 1 2 4 8 16 32

OD

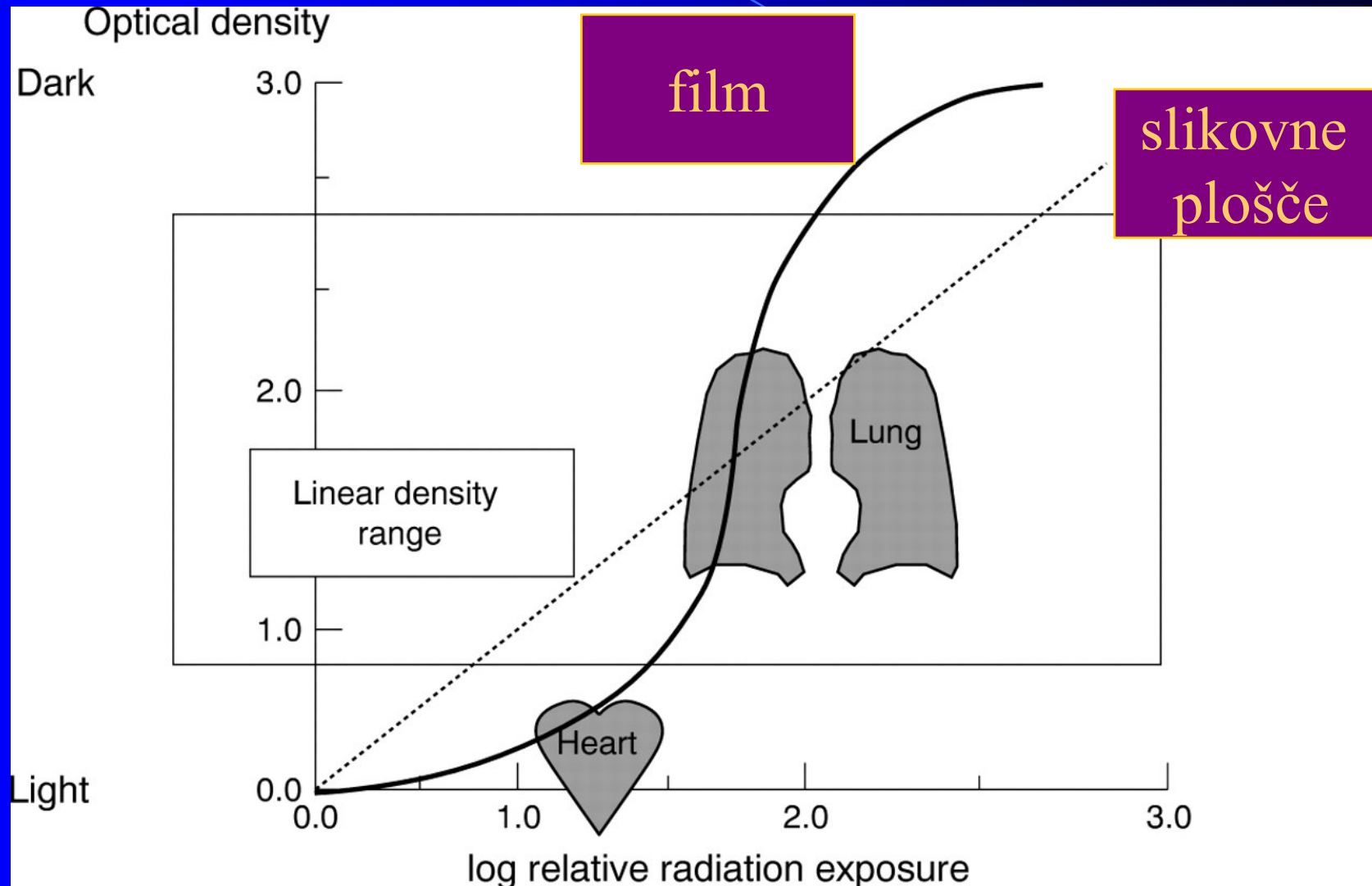
0,21 0,21 0,22 0,26 0,50 1,25 2,33 3,12 3,50 3,64 3,6

$\Delta$ OD

0,0 0,01 0,04 0,24 0,75 1,08 0,79 0,38 0,14 0,02

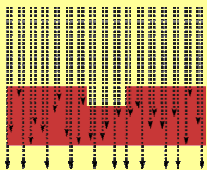
Primer sprememb črnitev  $\Delta$ OD pri različnih relativnih osvetlitvah posameznih področij

# Odziv sprejemnika z nelinearno in z linearno odzivno krivuljo



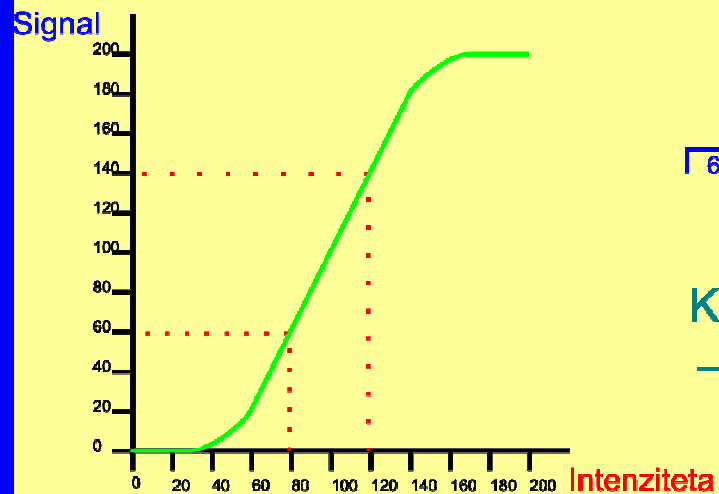
# Primerjava odziva sprejemnika z nelinearno in z linearno odzivno krivuljo

## Optimalna ekspozicija



Intenziteta

80 120 80



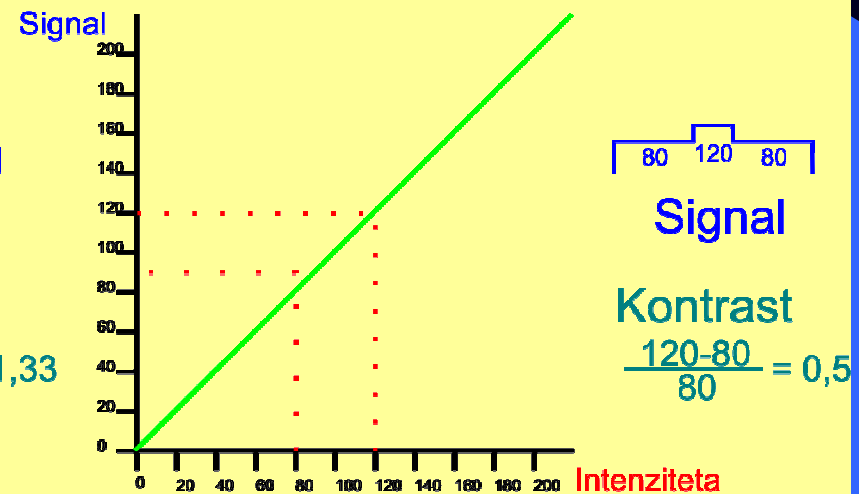
Nelinearna karakt. kriv.

Signal

60 140 60

Kontrast

$$\frac{140-60}{60} = 1,33$$



Linearna karakt. kriv.

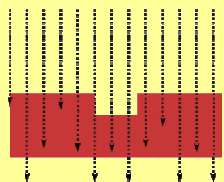
Signal

80 120 80

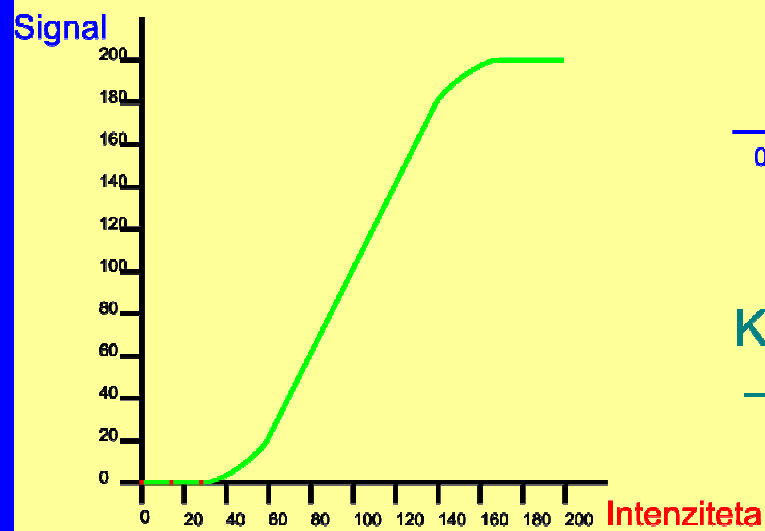
Kontrast

$$\frac{120-80}{80} = 0,5$$

# Nizka ekspozicija



20 30 20 Intenziteta

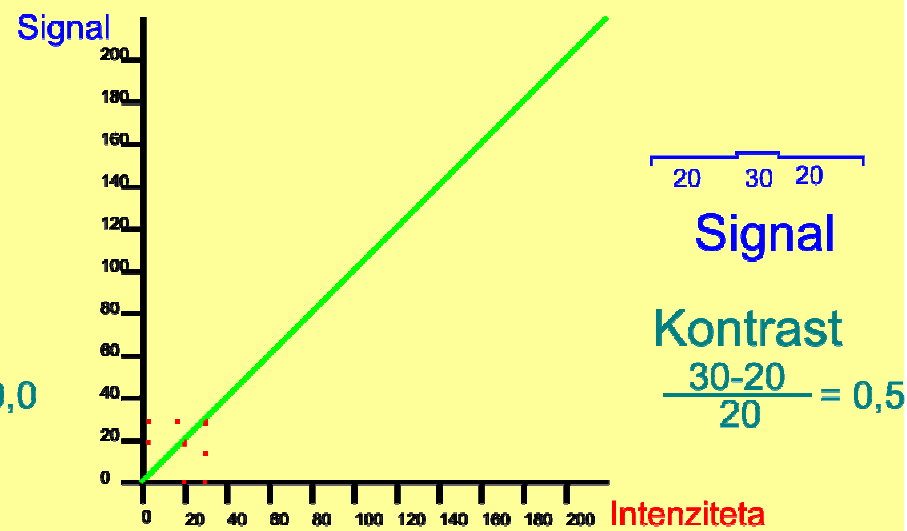


$$\frac{0 - 0}{0} = 0,0$$

Signal

Kontrast

Nelinearna karakt. kriv.



$$\frac{30 - 20}{20} = 0,5$$

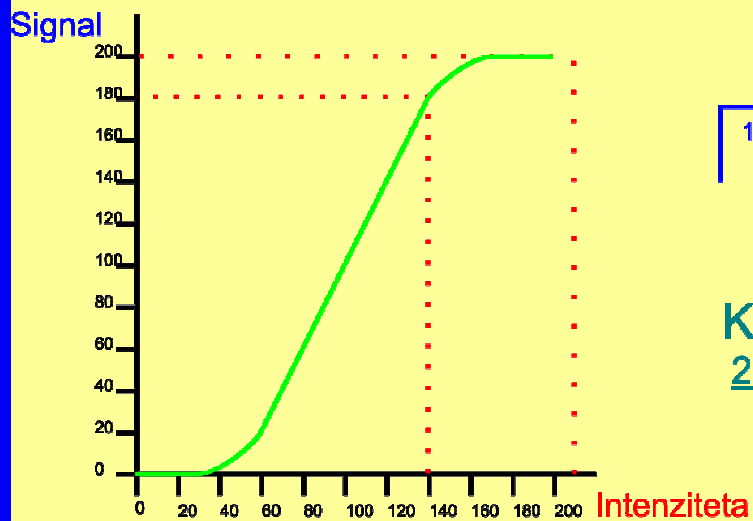
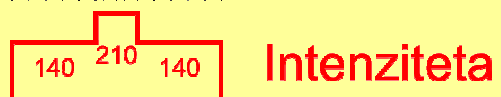
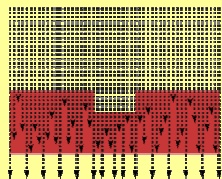
Signal

Kontrast

Linearna karakt. kriv.



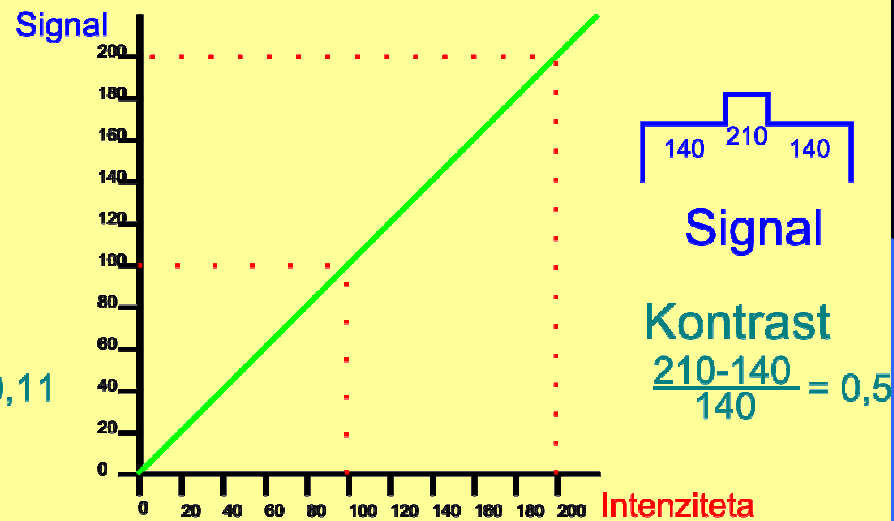
# Visoka ekspozicija



Nelinearna karakt. kriv.

Signal

$$\text{Kontrast} = \frac{200-180}{180} = 0,11$$



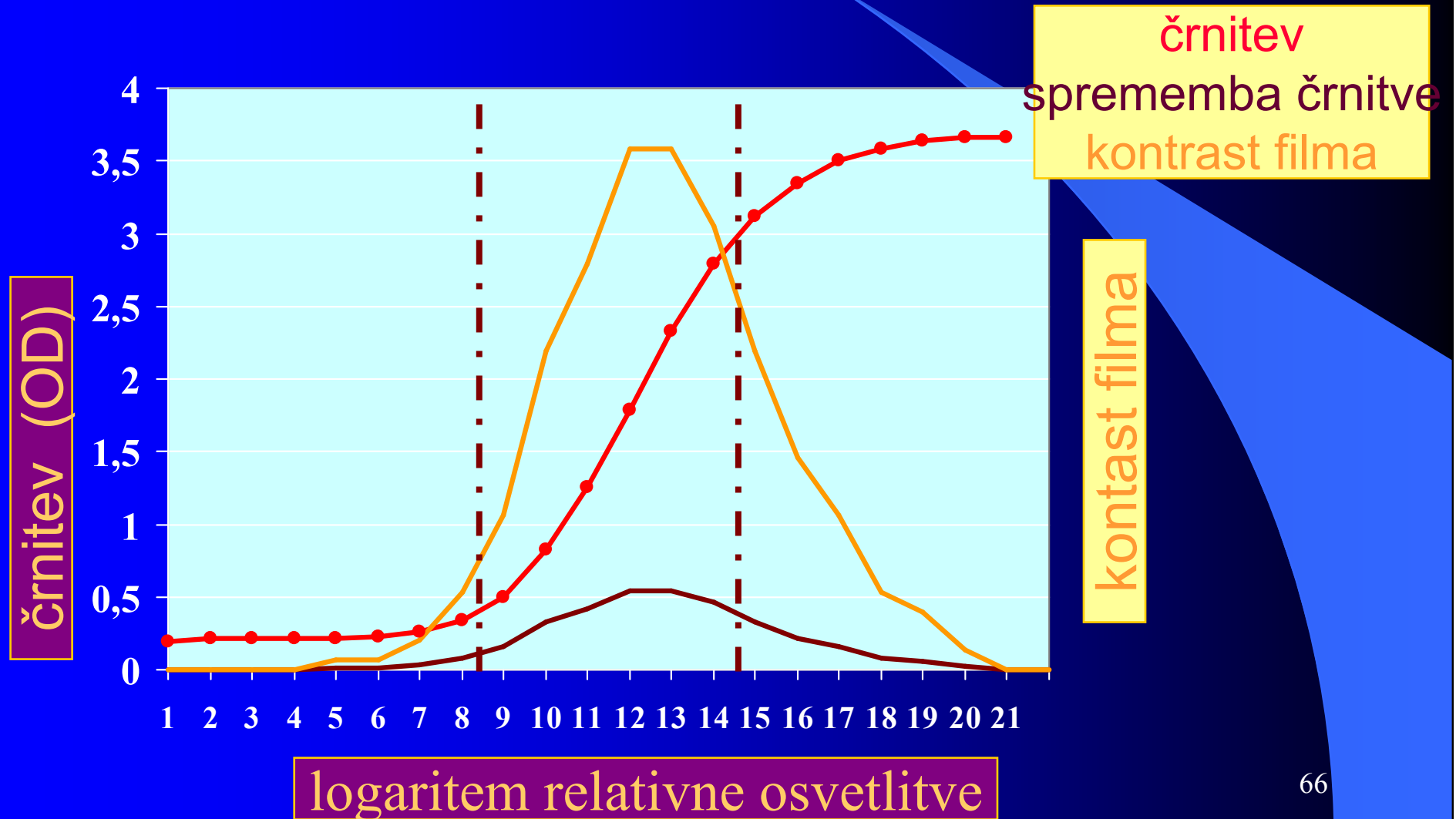
Linearna karakt. kriv.

Signal

$$\text{Kontrast} = \frac{210-140}{140} = 0,5$$

# Kontrast filma

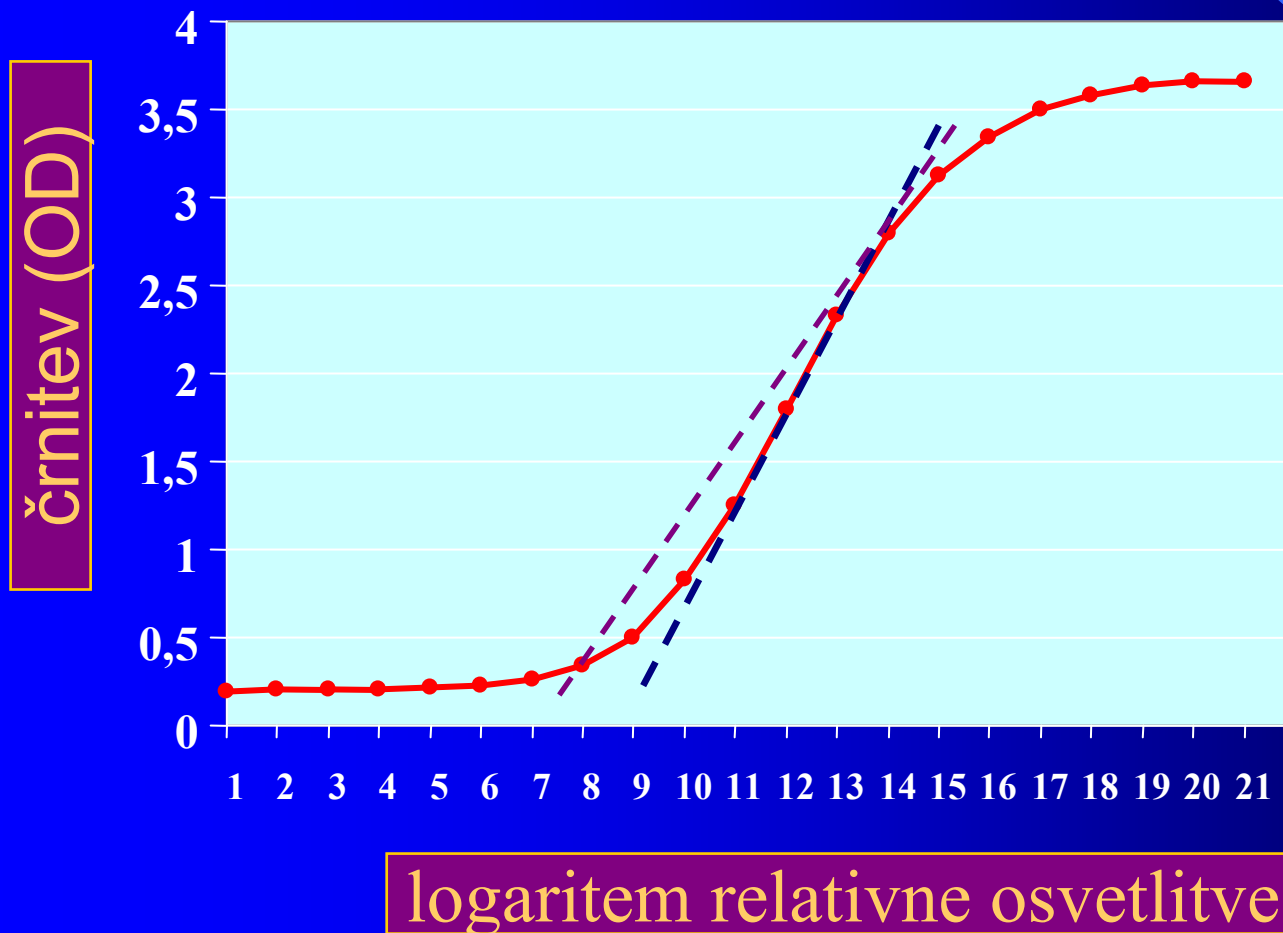
- Film je konverter kontrasta : pretvarja razlike v osvetlitvi - latentni kontrast v razlike črnitve - kontrast filma.



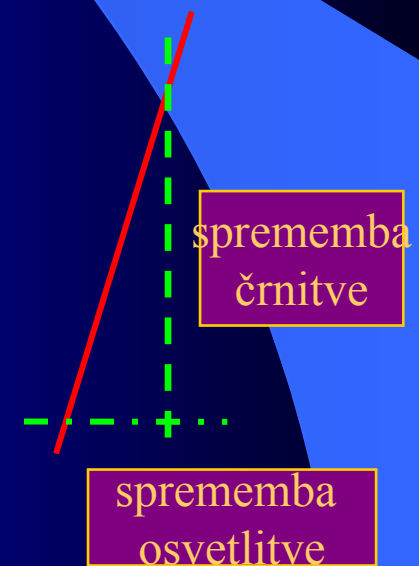
	osvetlitev	OD	$\Delta OD$	kontrast		
21		32	3,00	3,66		
20			2,85	3,66	0,00	0,00
19		16	2,70	3,64	0,02	0,13
18			2,55	3,58	0,06	0,40
17		8	2,40	3,50	0,08	0,53
16			2,25	3,34	0,16	1,06
15		4	2,10	3,12	0,22	1,46
14			1,95	2,79	0,33	2,19
13		2	1,80	2,33	0,46	3,05
12			1,65	1,79	0,54	3,58
11		1	1,50	1,25	0,55	3,65
10			1,35	0,83	0,42	2,79
9		1/2	1,20	0,50	0,33	2,19
8			1,05	0,34	0,16	1,06
7		1/4	0,90	0,26	0,08	0,53
6			0,75	0,23	0,03	0,20
5		1/8	0,60	0,22	0,01	0,07
4			0,45	0,21	0,01	0,07
3		1/16	0,30	0,21	0,00	0,00
2			0,15	0,21	0,00	0,00
1		1/32	0	0,21	0,00	0,00

- Kontrast filma je razlika v črnitvah med dvema točkama, ki sta različno osvetljeni, glede na razliko logaritma relativne osvetlitve.
- Lastnost filma opišemo s parametri, ki so hkrati parametri zagotavljanja kakovosti in sicer
  - osen,
  - najvišja črnitev,
  - hitrostna točka,
  - povprečni kontrast,
  - največji kontrast
  - občutljivost

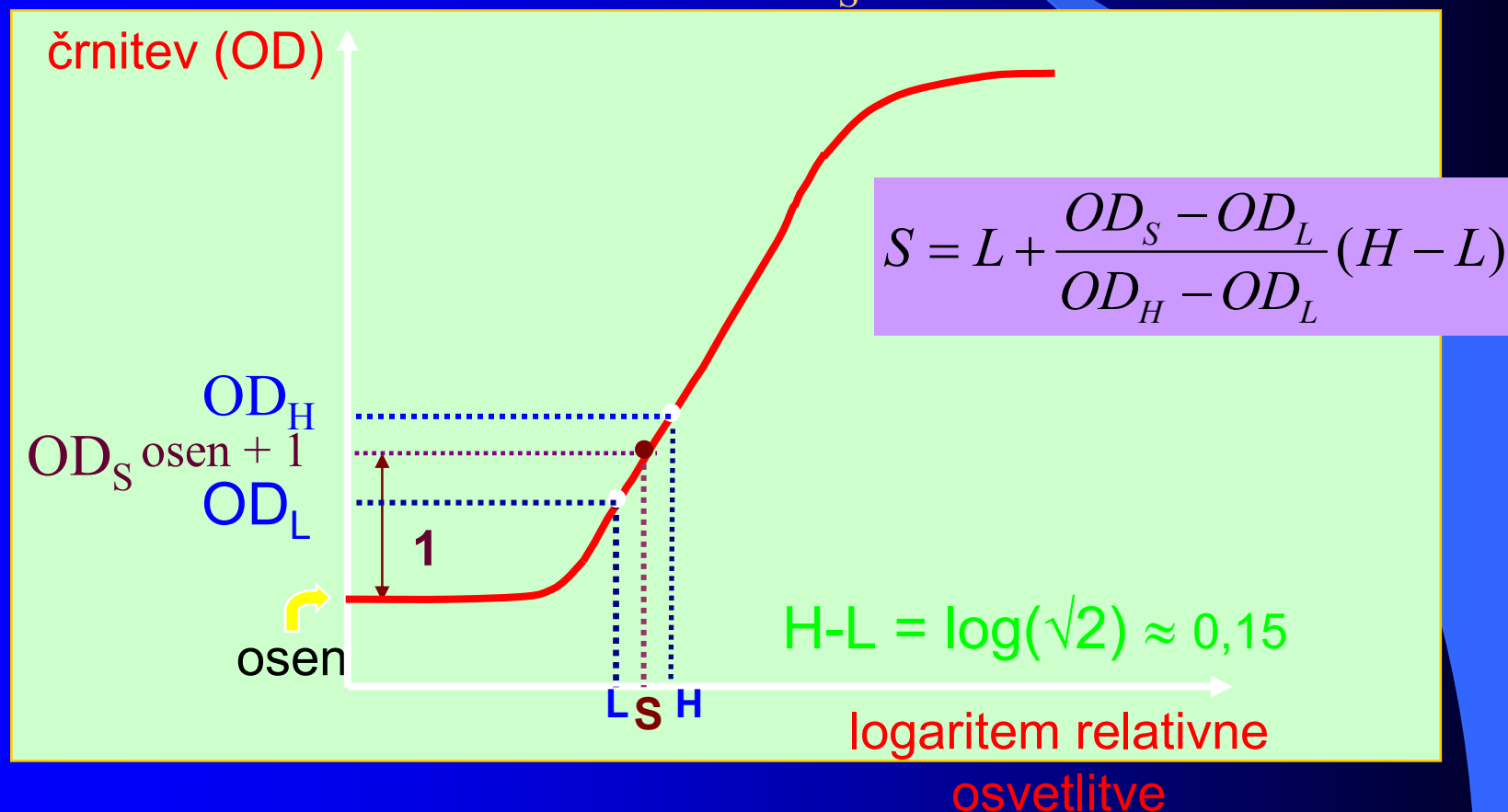
- Potek osrednjega dela krivulje določa parametre črnitve :
  - hitrostno točko sistema
  - povprečni kontrast (sprememba) črnitve filma (povprečni gradient, naklon) ter
  - največji kontrast.



črnitev  
povprečni kontrast  
največji kontrast



- Hitrostna točka je logaritemska vrednost relativne osvetlitve, s katero dosežemo črnitev filma 1,00 nad vrednostjo osena.
- Izračun hitrostne točke določimo v približku linearne interpolacije dveh bližnjih vrednosti črnitve  $OD_L$  in  $OD_H$  k vrednosti črnitve 1 nad osenom  $OD_S$



	osvetlitev	OD	$\Delta OD$	kontrast
21		32	3,00	3,66
20			2,85	3,66
19		16	2,70	3,64
18			2,55	3,58
17		8	2,40	3,50
16			2,25	3,34
15		4	2,10	3,12
14			1,95	2,79
13		2	1,80	2,33
12			1,65	1,79
11		1	1,50	1,25
10			1,35	0,83
9		1/2	1,20	0,50
8			1,05	0,34
7		1/4	0,90	0,26
6			0,75	0,23
5		1/8	0,60	0,22
4			0,45	0,21
3		1/16	0,30	0,21
2			0,15	0,21
1		1/32	0	0,21

Osen je 0,21

$$OD_S = 1,21$$

$$OD_L = 0,83$$

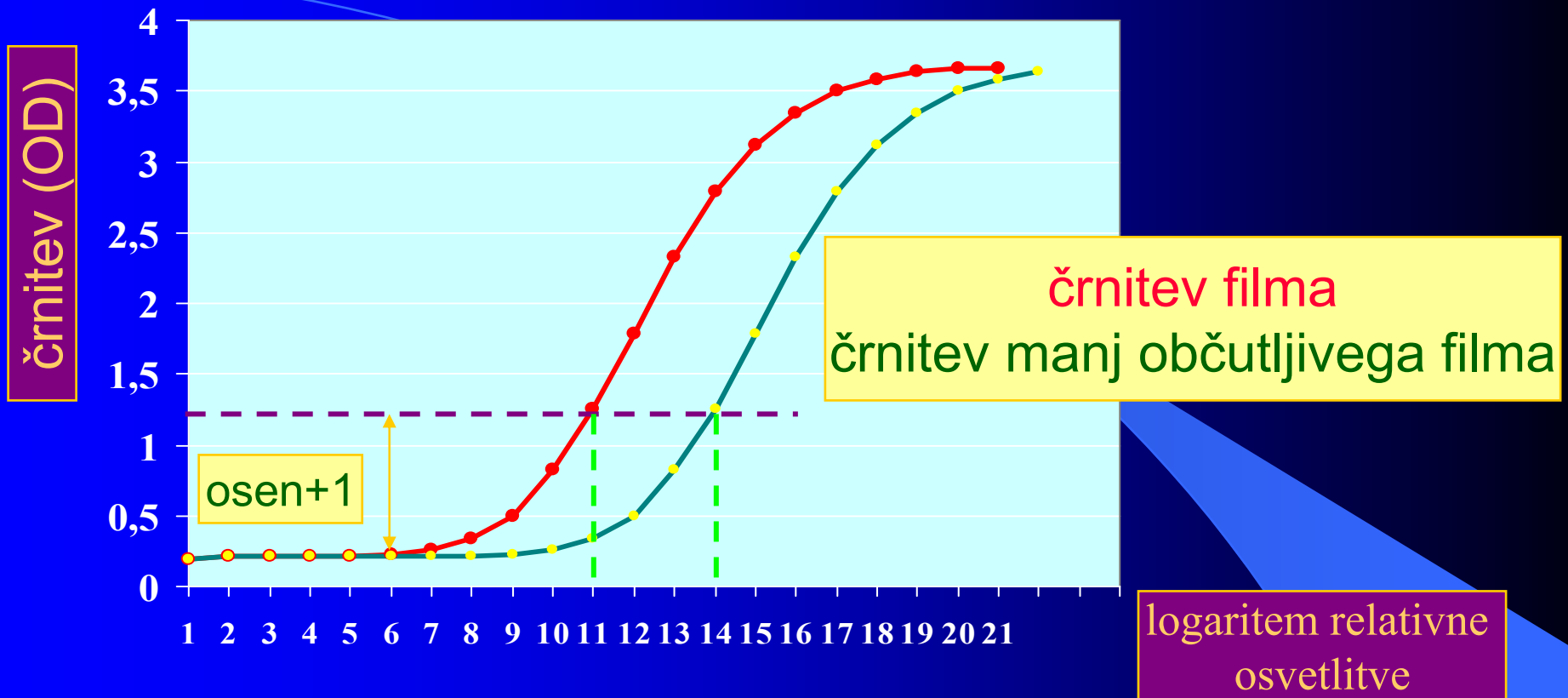
$$OD_H = 1,25$$

$$L = 1,35$$

$$H = 1,50$$

$$S = ?$$

$$S = L + \frac{OD_S - OD_L}{OD_H - OD_L} (H - L) = 1,48$$



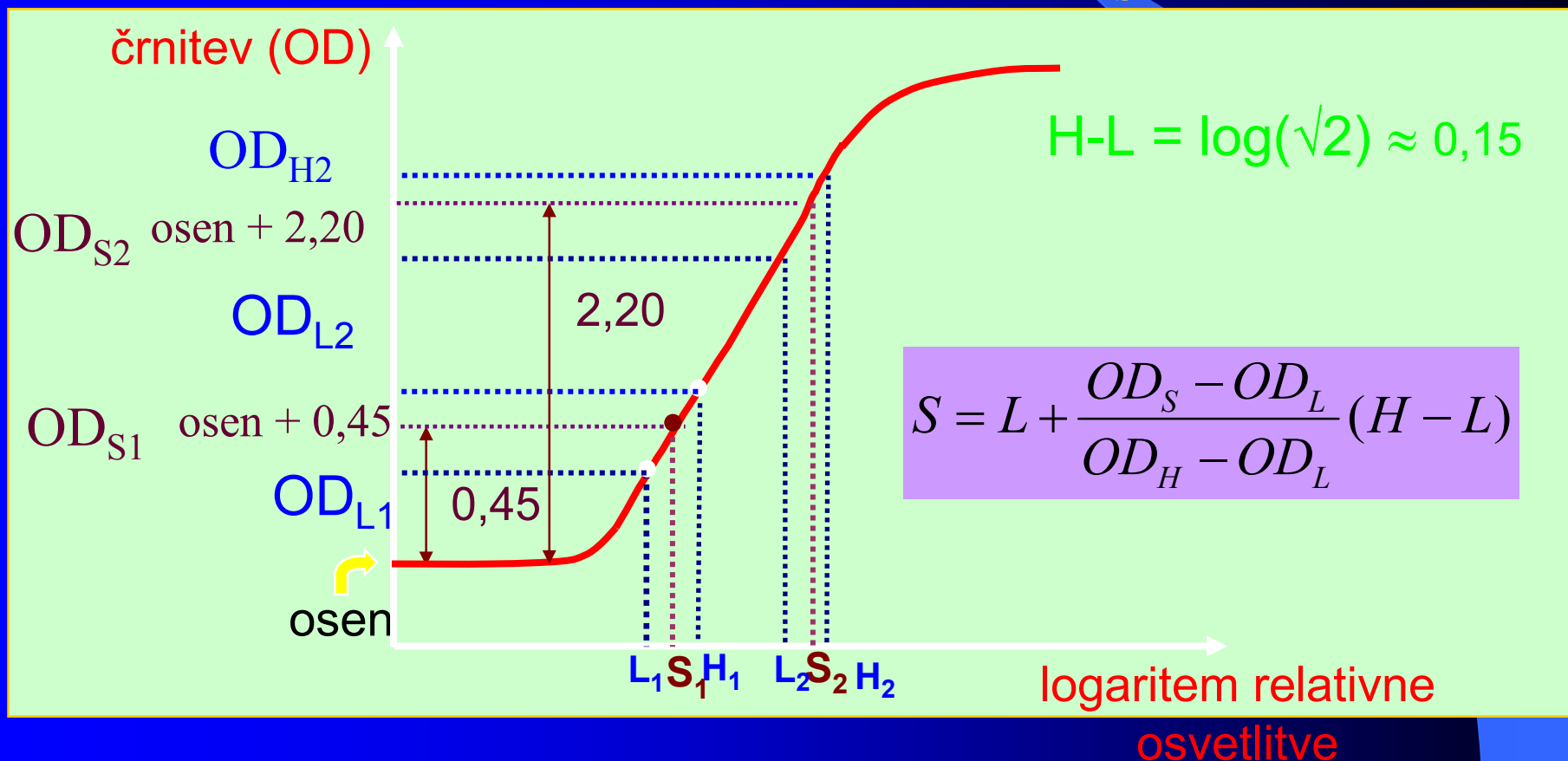
filma z enakim kontrastom, a različno občutljivostjo

- Občutljivost filma lahko opišemo s hitrostno točko. Bolj občutljiv film ima vrednost logaritma relativne osvetlitve pri kateri dosežemo vrednost črnitve 1 nad osenom manjši, kot manj občutljiv film.

- Enaka osvetlitev povzroči višjo črnitev pri bolj občutljivem filmu. Ali drugače pri občutljivejšem filmu potrebujemo manjšo osvetlitev, da dosežemo počrnitev s črnitvijo 1 nad osonom.
- Občutljivejše filme izberemo, ko se odločimo za manjšo izpostavljenost preiskovanca in pazimo, da se rentgenska cev ne pregreje.
- Nizko občutljive filme uporabljamo, takrat ko želimo, da je raven šuma nizka.



- Povprečni kontrast je sprememba črnitve pri dveh izbranih točkah relativne osvetlitve. Relativni osvetlitvi izberemo pri vrednostih, ki povzročata črnitev 0,45 nad osenom in 2,20 nad osenom.
- Izračun posamezne točke določimo v približku linearne interpolacije dveh bližnjih vrednosti črnitve  $OD_L$  in  $OD_H$  k vrednosti optične gostote ena nad osenom  $OD_S$



	osvetlitev	OD	$\Delta OD$	kontrast
21		32	3,00	3,66
20			2,85	3,66
19		16	2,70	3,64
18			2,55	3,58
17		8	2,40	3,50
16			2,25	3,34
15		4	2,10	3,12
14			1,95	2,79
13		2	1,80	2,33
12			1,65	1,79
11		1	1,50	1,25
10			1,35	0,83
9		1/2	1,20	0,50
8			1,05	0,34
7		1/4	0,90	0,26
6			0,75	0,23
5		1/8	0,60	0,22
4			0,45	0,21
3		1/16	0,30	0,21
2			0,15	0,21
1		1/32	0	0,21

Osen je 0,21

Osen je 0,21

$OD_{S1} = 0,66$

$OD_{S2} = 2,41$

$OD_{L1} = 0,50$

$OD_{L2} = 2,33$

$OD_{H1} = 0,83$

$OD_{H2} = 2,79$

$L_1 = 1,20$

$L_2 = 1,80$

$H_1 = 1,35$

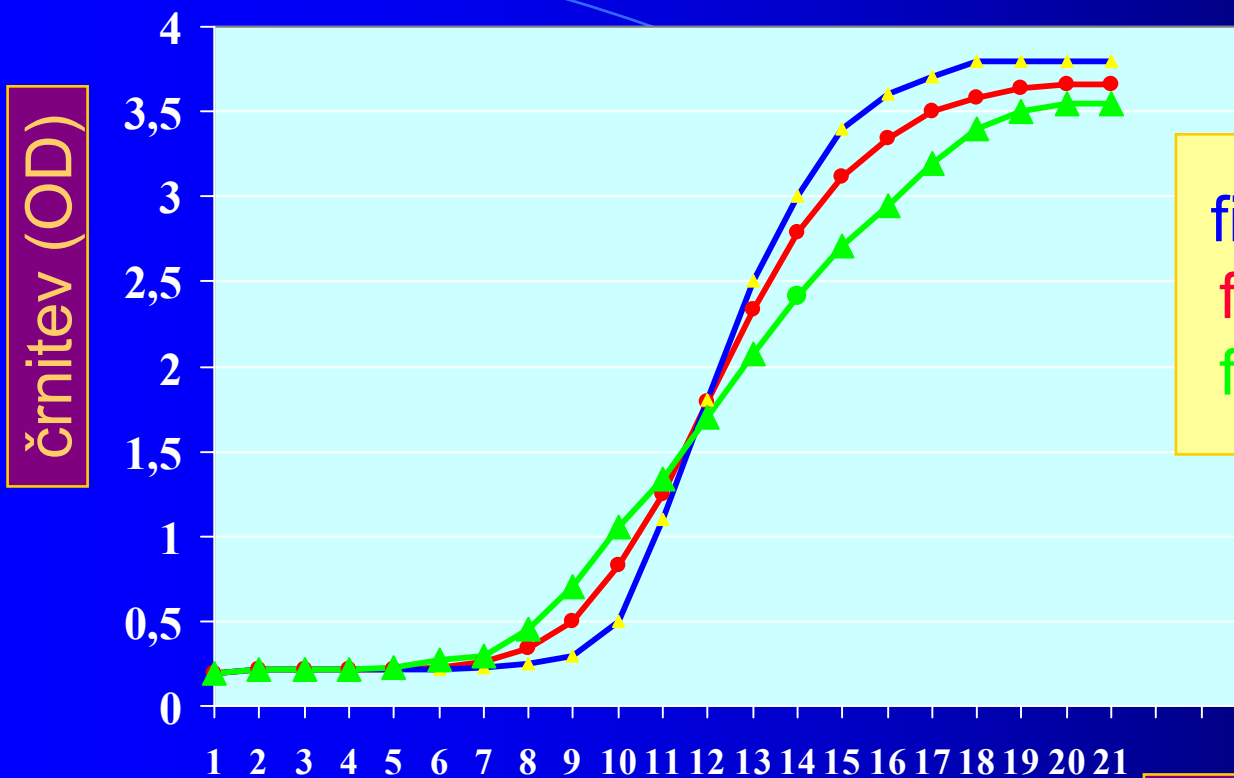
$H_2 = 1,95$

$S_1 = 1,27$

$S_2 = 1,83$

$$S = L + \frac{OD_s - OD_L}{OD_H - OD_L} (H-L)$$

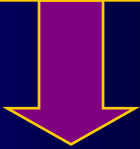
$$\text{povp. gradient} = \frac{OD_{s2} - OD_{s1}}{S_2 - S_1} = 3,13$$



črnitev (OD)

film 1  
film 2  
film 3

kontrast



logaritem relativne osvetlitve

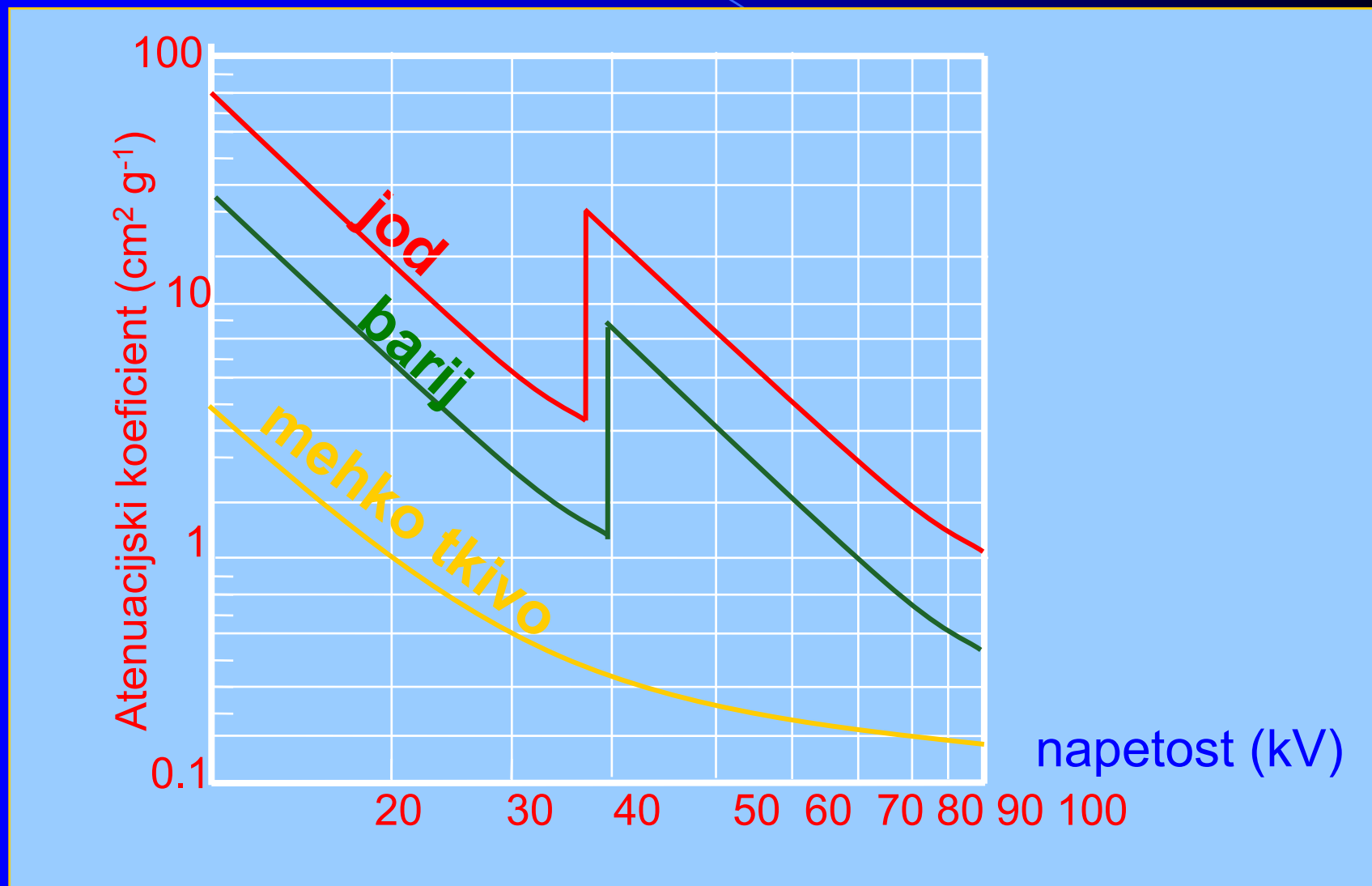
Filmi z različnim kontrastom

- Povprečni in največji kontrast sta najmanjša pri filmu 3, največja pa pri filmu 1

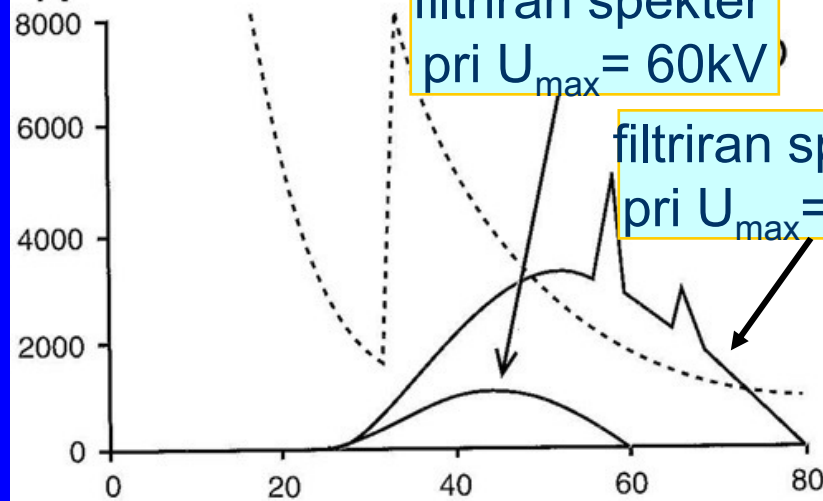
# Kontrastna sredstva

- Votli organi so za rentgensko svetlobo skoraj povsem prepustni, kar pomeni, da je kontrast slike zelo nizek.
- Zato pri slikanju votlih organov uporabljamo kontrastna sredstva, s katerimi napolnimo votle organe in s tem povečamo naravno nizko kontrast objekta.
- Kot kontrastna sredstva uporabljamo jod in barij in tako naredimo votle organe kontrastne proti okolici
  - barij ( $Z=56$ , energija K roba  $37,4$  keV): abdominalni predel
  - jod ( $Z=53$ , energija K roba  $33,2$  keV) : urografije, angiografije.

# atenuacijske lastnosti različnih snovi za rentgensko svetlobo



št. fotonov



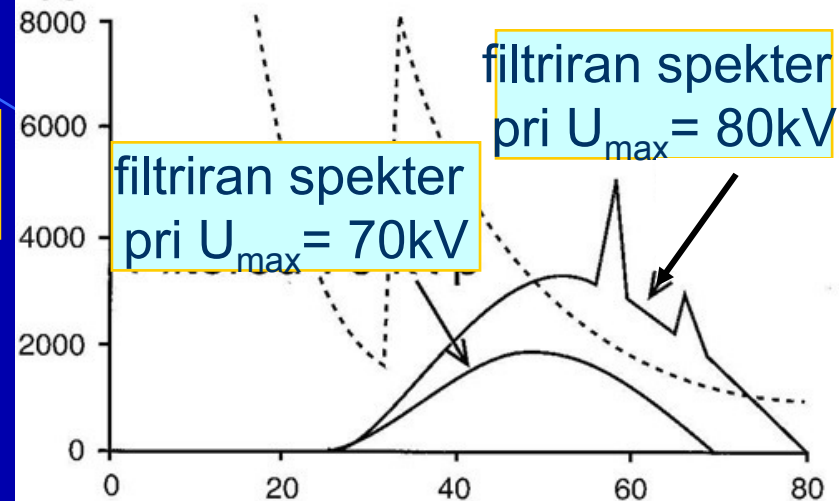
filtriran spekter pri  $U_{max} = 60kV$

filtriran spekter pri  $U_{max} = 80kV$

MARTIR

energija (keV)

št. fotonov



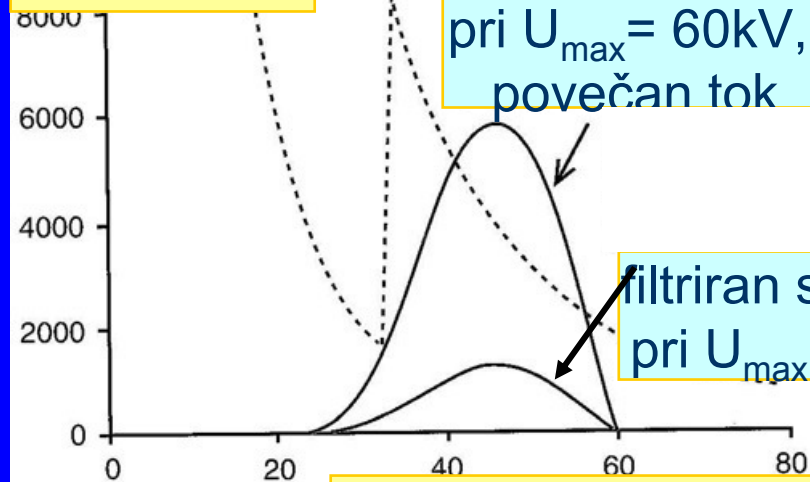
filtriran spekter pri  $U_{max} = 80kV$

filtriran spekter pri  $U_{max} = 70kV$

MARTIR

energija (keV)

št. fotonov



filtriran spekter pri  $U_{max} = 60kV$ , povečan tok

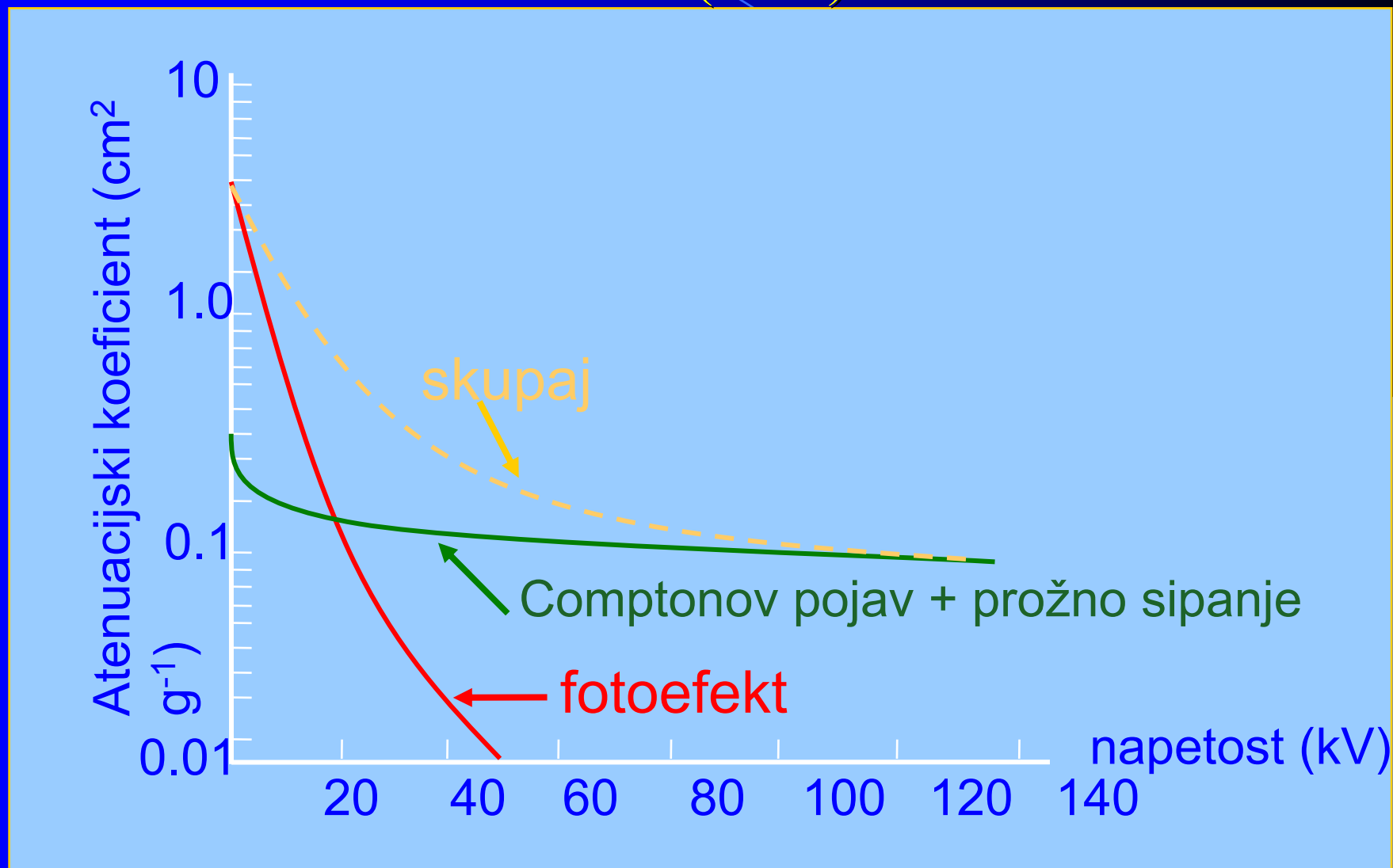
filtriran spekter pri  $U_{max} = 60kV$

MARTIR

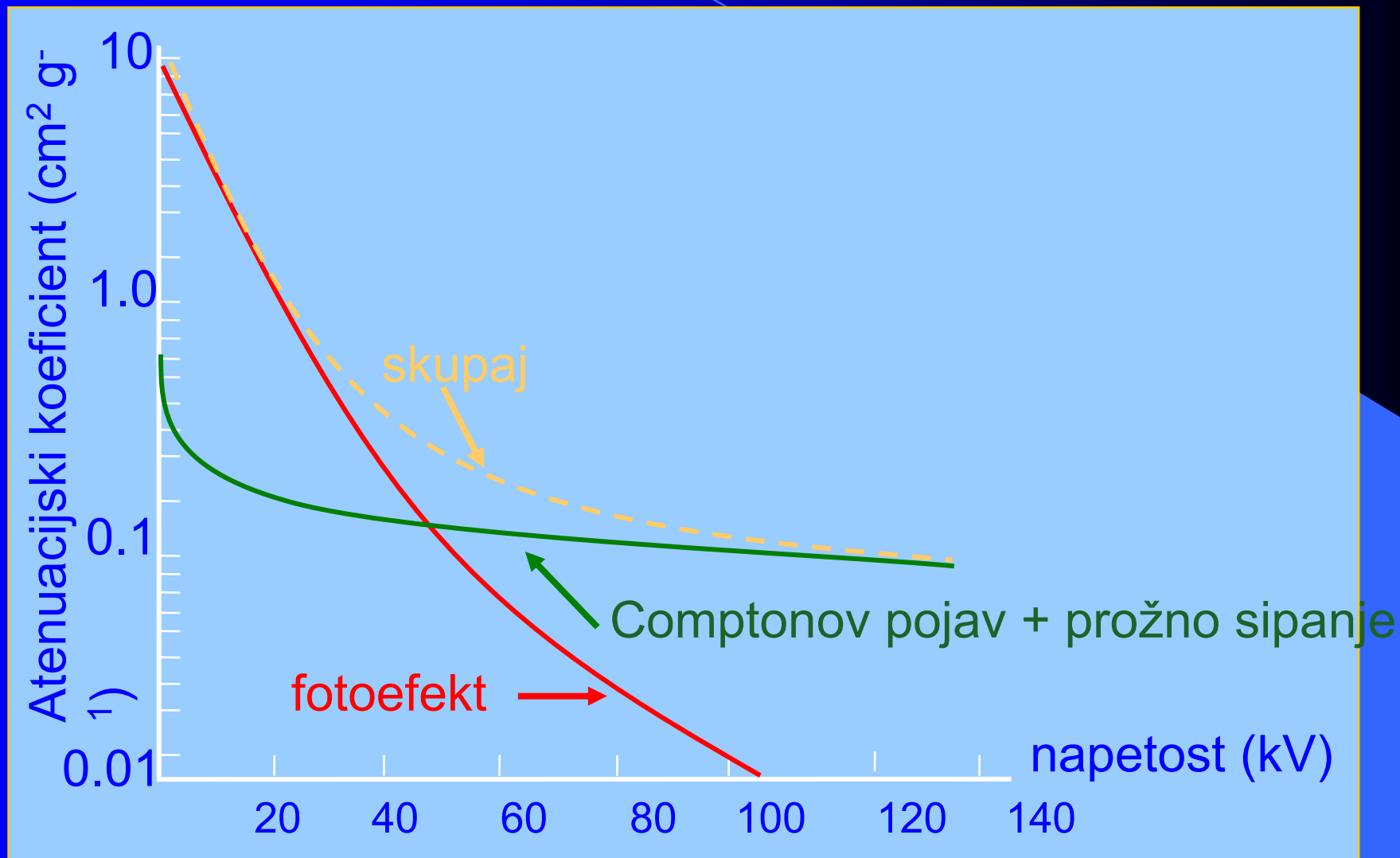
energija (keV)

Atenuacijske lastnosti joda izkoristimo v največji meri z izbiro spektra rentgenske svetlobe, z energijami fotonov na področju največje atenuacije

# Prispevek fotoefekta in Comptonovega pojava ter prožnega sipanja k atenuacijskemu koeficientu v mehkih tkivih (voda)



# Prispevek fotoefekta in Comptonovega pojava ter prožnega sipanja k atenuacijskemu koeficientu v kosteh





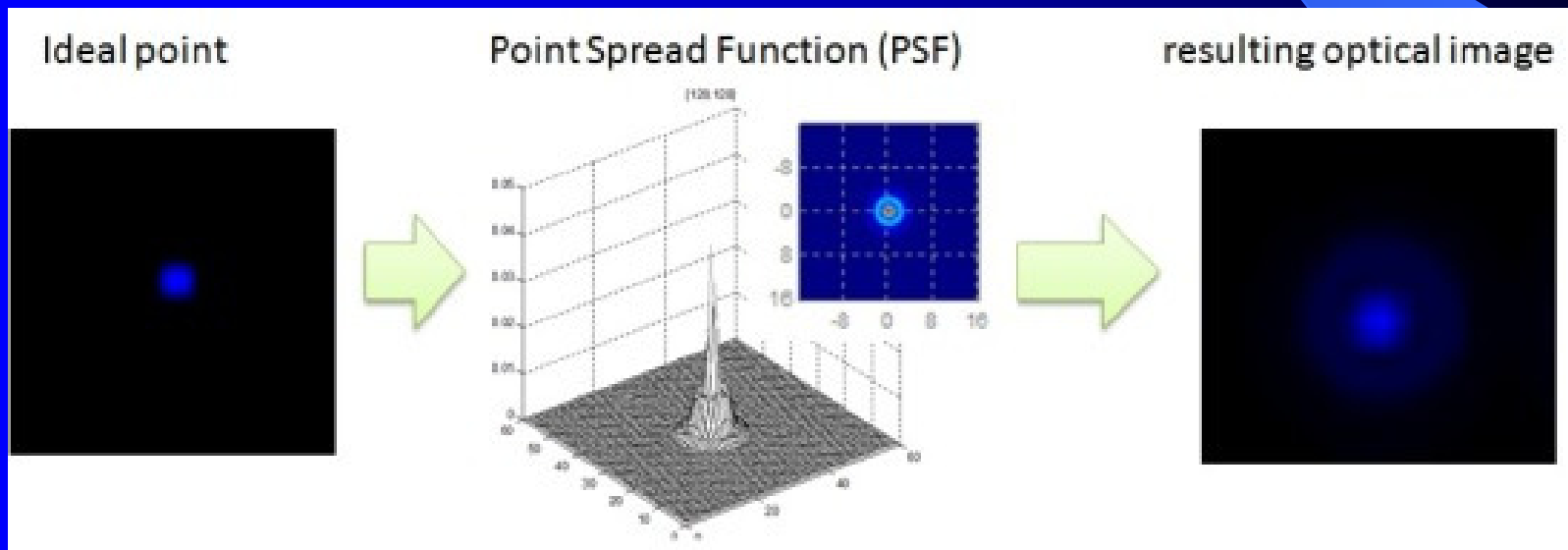
- Fotoefekt je prevladujoč proces pri atenuaciji fotonov rentgenske svetlobe z nižjo energijo.
- Pri snoveh z višjim vrstnim številom  $Z$  je fotoefekt prevladujoč proces tudi še pri višjih energijah fotonov rentgenske svetlobe oziroma pri uporabi višjih napetosti na rentgenski cevi.
- Fotoefekt je dominanten proces v primerjavi s Comptonovim pojavom pri uporabi napetosti na rentgenski cevi do 20 kV v mehkih tkivih in do napetosti 50kV v kosteh

# Razmazanost

- Idealna diagnostična metoda bi detajl v objektu preslikala v detajl, dobro viden in ločen od okolice na sliki.
- Dejansko diagnostične metode vsak detajl do neke mere na sliki razmažejo.
- K razmazanosti oziroma nejasnosti robov prispevajo že same geometrijske značilnosti objekta (neravne meje, nepravilne oblike) ter projekcijska narava slikanja, zaradi prekrivanja objektov pri projekciji na sprejemnik.
- Razmazanost lahko opišemo z velikostjo - razsežnostjo slike majhnega - točkastega detajla v objektu.

Kako velika je razmazanost lahko opišemo z

- Funkcijo raztrosa točka (PSF – point spread function)
  - Pove, kako slikovni sistem preslika točko
  - Ker vsak vzorec lahko sestavimo iz posameznih točk, pri znanem odzivu na točko lahko določimo, kako se bo preslikal poljuben vzorec.



objekt

Razmazanost detajla na sliki ima lahko različne oblike. Le-ti so določeni z vzroki za razmazanost slike.

slika

slika

slika

digitalne metode:  
DSA,  
CT,  
MR

ojačevalne  
plasti  
ojačevalnik  
slike

premikanje

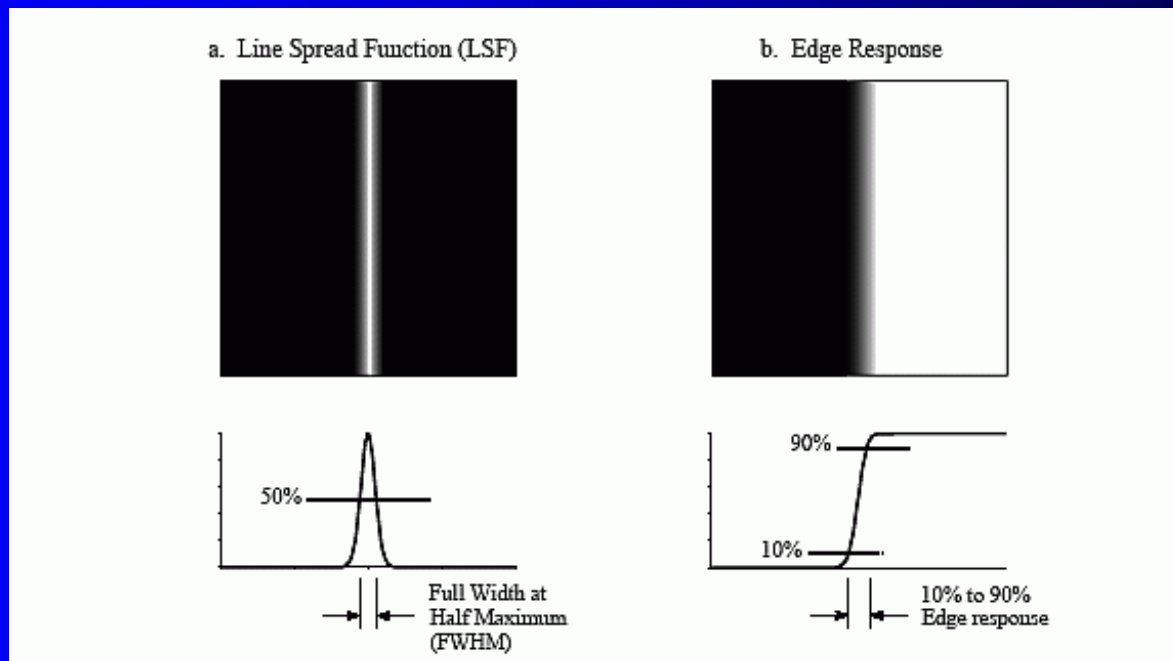
kvadratna

okrogla

podaljšana

## Uporabljata se še

- Funkcijo raztrosa linije (LSF – Line spread function)
  - Pove, kako slikovni sistem preslika linijo
  - Linija = zaporedje točk
- Funkcija raztrosa robu (ESF – Edge spread function ali Edge response)
  - Pove, kako slikovni sistem preslika oster rob
  - Najprimernejša za praktično uporabo



- Vzroki za razmazanost so
  - Velikost gorišča,  $r_f(o)$ ,  $r_f(s)$
  - Premikanje med trajanjem ekspozicije,  $r_p(o)$ ,  $r_p(s)$
  - Lastnosti sprejemnika  $r_s(o)$ ,  $r_s(s)$

(o) pomeni na mestu objekta, (s) na mestu sprejemnika

- Kakovost radiograma je kompromis med željo po izdelavi najboljše možne razpoznavnosti objektov in vidnosti detajlov ter omejitvami zaradi obsevanosti pacienta in tehničnimi lastnostmi rentgenske cevi (hlajenje).

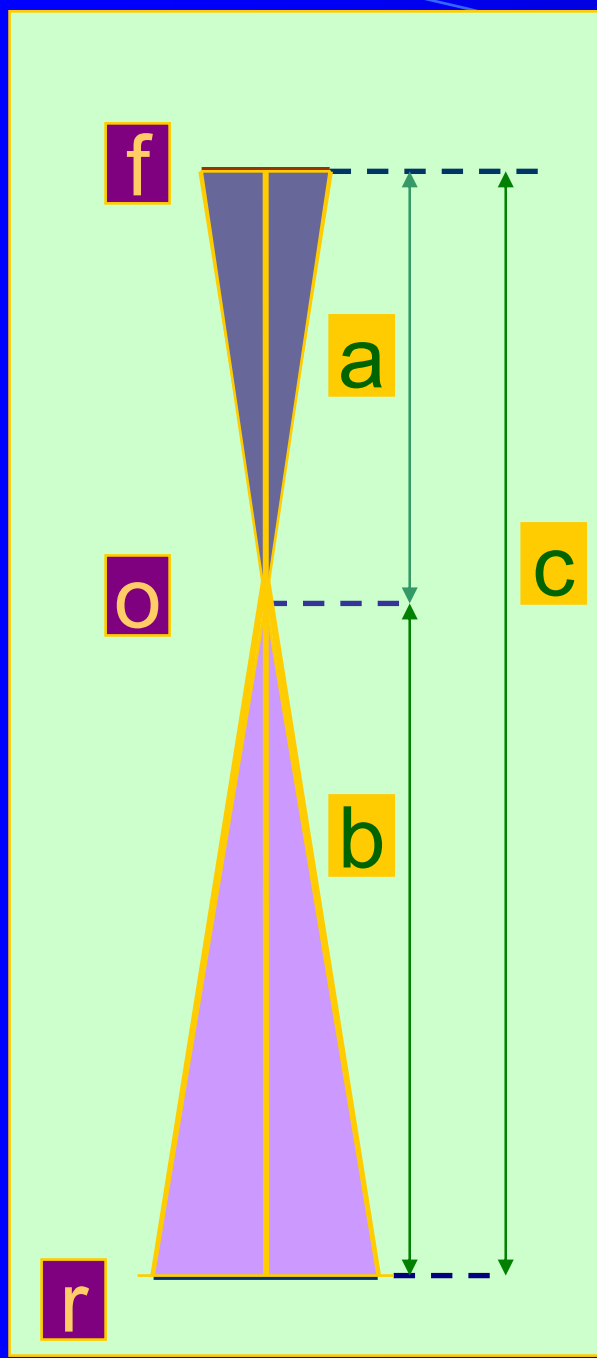
# Razmazanost zaradi premikanja (motion blur)

- Razmazanost zaradi premikanja je posledica delovanja, širjenja in krčenja organov, bitja srca, dihanja in zaradi nezmožnosti nadzora premikanja pri preiskovancih (otroci)
- Razmazanost na mestu objekta je enaka razdalji za katero se objekt premakne v času ekspozicije.
- Razmazanost na mestu sprejemnika je razmazanost na mestu objekta pomnožena s povečavo  $m$ .
- Če ni moč preprečiti premikanja med ekspozicijskim časom, se lahko razmazanost zaradi gibanja zmanjša s skrajšanjem ekspozicijskega časa.

# Razmazanost zaradi velikosti gorišča (focal spot blur)

- Vsako gorišče ima neko razsežnost – velikost, kar prispeva k razmazanosti.
- Razmazanost zaradi dimenzij gorišča na mestu objekta je odvisen od mesta objekta ( $d$ ).
- Če je objekt na sprejemniku  $d=0$ , potem razmazanosti zaradi dimenzij gorišča ni.
- Ko se objekt odmika od sprejemnika se tudi razmazanost na mestu objekta povečuje sorazmerno z odmikanjem objekta od sprejemnika ( $d$ ).





# gorišče

I

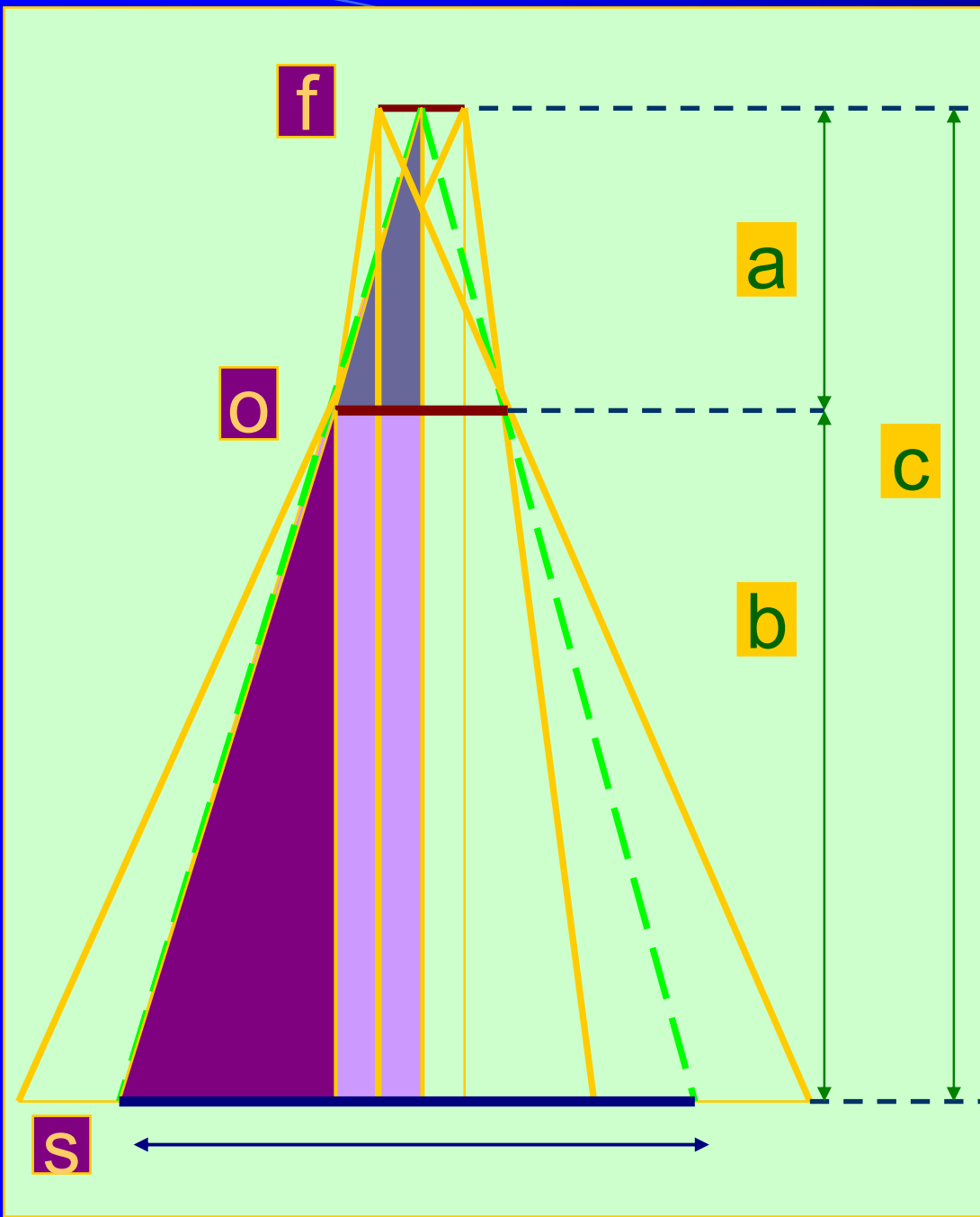
d
1,0
0,9
0,8
0,7
0,6
0,5
0,4
0,3
0,2
0,1
0,0

- f – velikost gorišča
- o – velikost objekta
- r – velikost razmazane slike
- a – razdalja od izvora do objekta
- b – razdalja od objekta do slike
- c – razdalja od izvora do slike
- m – povečava
- fd - razmazanost na mestu objekta zaradi dimenzije gorišča

$$\frac{f}{a} = \frac{r}{b} \quad a + b = c$$

$$r = \frac{bf}{a} = \frac{bfc}{ac} = fmd$$

$$d = \frac{b}{c} \quad m = \frac{c}{a}$$



d

1,0

0,9

0,8

0,7

0,6

0,5

0,4

0,3

0,2

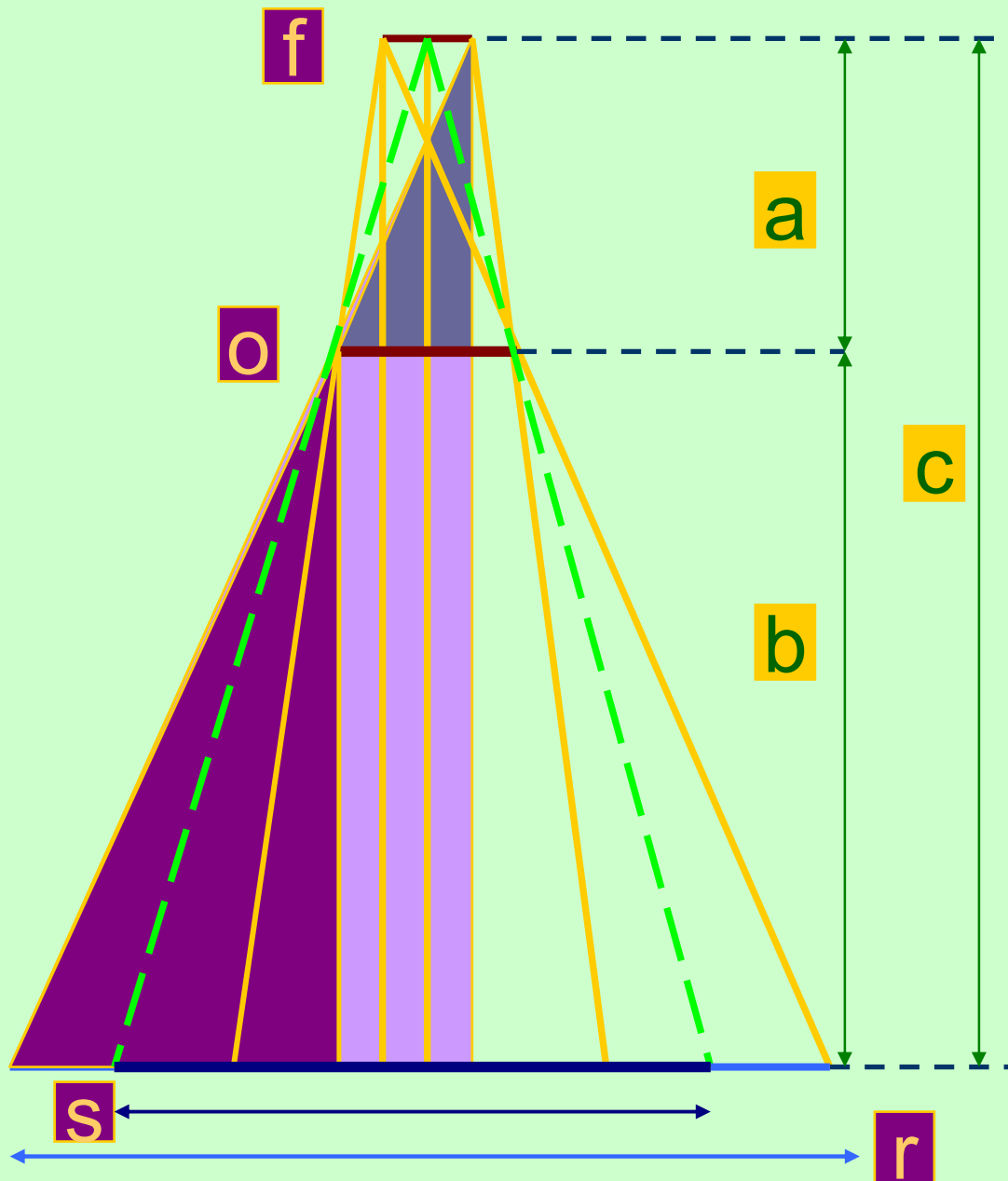
0,1

0,0

$$\frac{o}{2a} = \frac{s}{2c} = \frac{s-o}{2b}$$

$$\frac{o}{2a} = \frac{s}{2c}$$

$$s = \frac{oc}{a} = om$$



d	$\frac{r+f}{2c}$	$\frac{o+f}{2a}$	$\frac{r-o}{2b}$
1,0			
0,9			
0,8			
0,7	$\frac{r+f}{2c}$	$=$	$\frac{r-o}{2b}$
0,6			
0,5	$rb + fb = rc - oc$		
0,4			
0,3	$r(c-b) = oc + fb$		
0,2			
0,1	$r = s + \frac{fb}{a} = s + fmd$		
0,0	$r = m(o+fd)^{91}$		

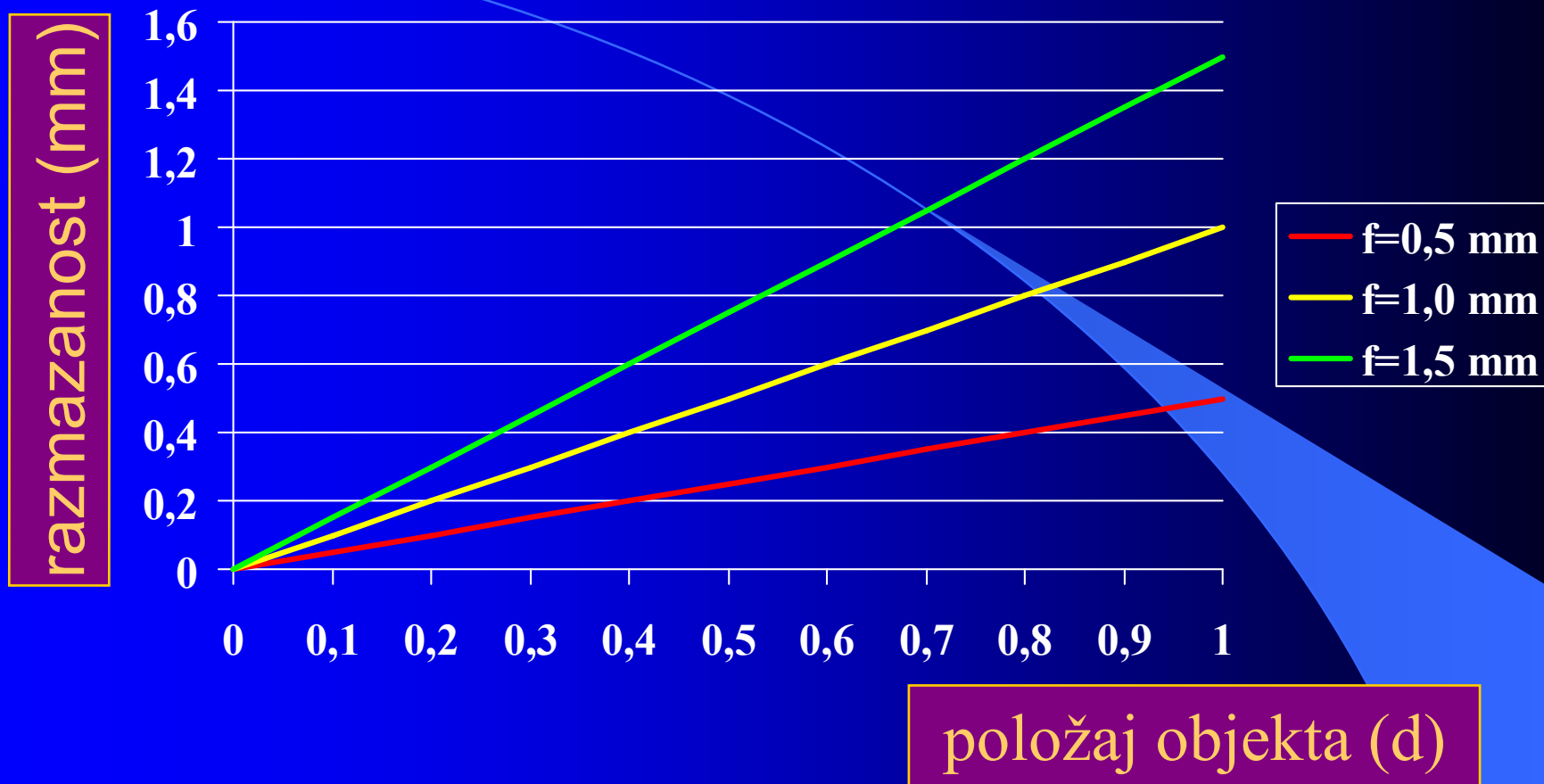
- Ko premikamo objekt stran od sprejemnika, se tako slika objekta kot razmazanost na mestu slike povečujeta.

$$r = m(o + fd)$$

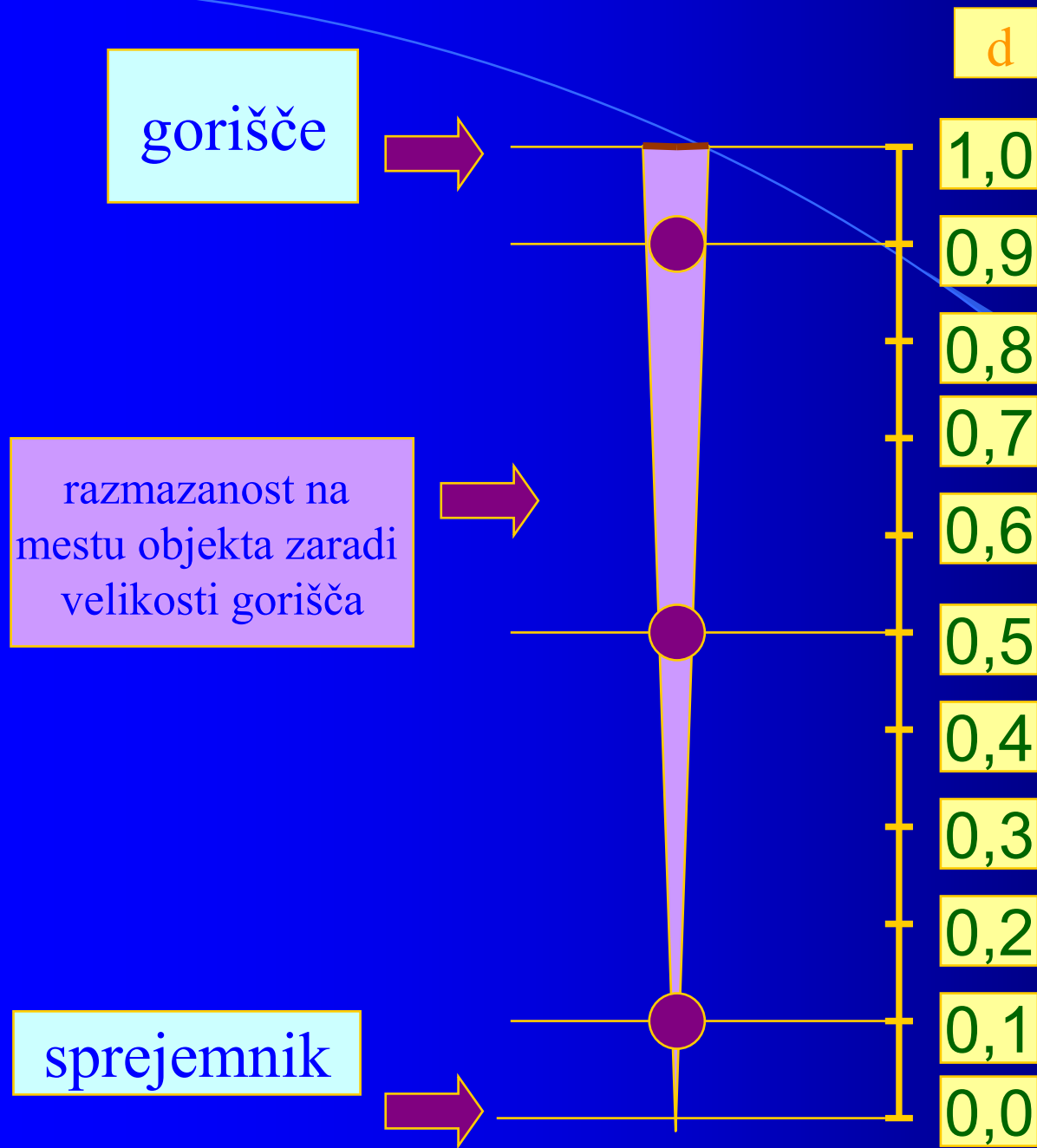
- Razmazanost zaradi velikosti gorišča se na mestu sprejemnika povečuje sorazmerno s produktom  $m \cdot d$ , velikost slike objekta pa z  $m$ .

$$m=c/a, \quad d=b/c, \quad a=c-b \quad \text{torej } m=c/(c-b),$$

- Če se razdalja med izvorom in sprejemnikom ( $c$ ) ne spreminja, objekt pa premikamo stran od sprejemnika, se večja  $b$  in manjša  $a$ , torej se večja povečava  $m$  in razmerje  $d$ .



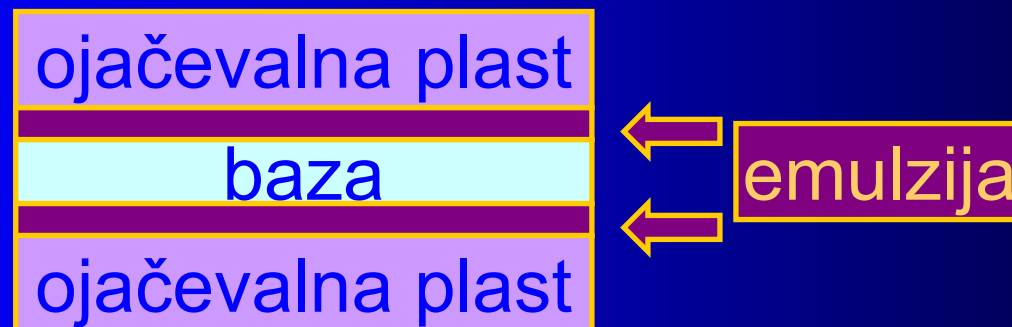
Razmazanost na mestu objekta zaradi velikosti gorišča za tri velikosti gorišč glede na položaj objekta d.

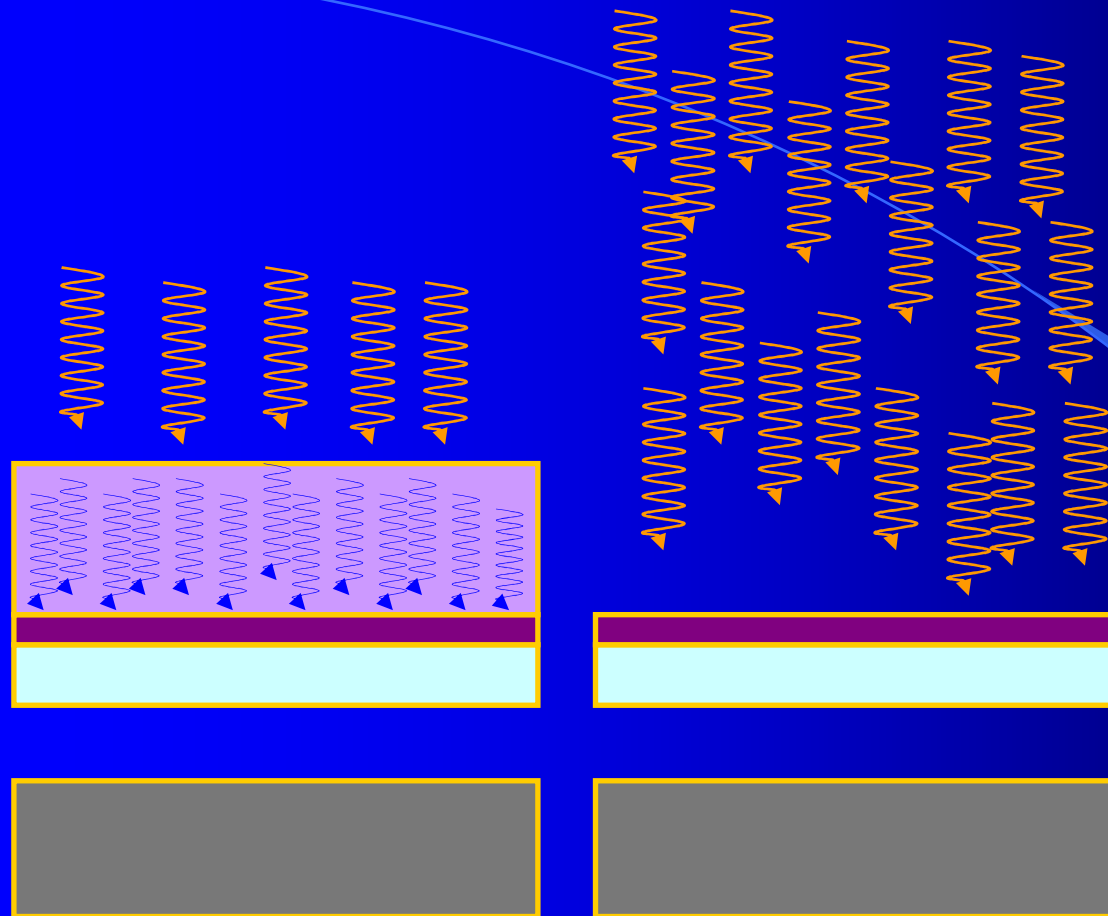


- Delež razmazanosti glede na velikost objekta na mestu objekta se povečuje s položajem objekta med izvorom in sprejemnikom (razdaljo med objektom in sprejemnikom).
- Največja razmazanost je takrat, ko je objekt na mestu gorišča. Takrat je razmazanost kar enaka velikosti gorišča.
- Velikost objekta na mestu objekta se ne spreminja, razmazanost zaradi velikosti gorišča na mestu objekta pa se veča z d.

# Razmazanost zaradi lastnosti sprejemnika

- Klasični sprejemnik je film sestavljen iz ene ali dveh ojačevalnih plasti (tanek nanos fluorescenčne snovi na emulzijo filma).
- Uporaba ojačevalnih plasti povzroča razmazanost, zato gre pri izbiri kombinacije filma in ojačevalne plasti za kompromis med obsevanostjo bolnika in vidnostjo objektov. Uporaba ojačevalne plasti pomeni manjšo obsevanost pacienta, a večjo razmazanost .





Skica predstavlja proces absorpcije rentgenske svetlobe in pojav fluorescence v ojačevalni plasti. Za enako osvetljenost filma je brez uporabe ojačevalne plasti potrebno več fotonov rentgenske svetlobe.

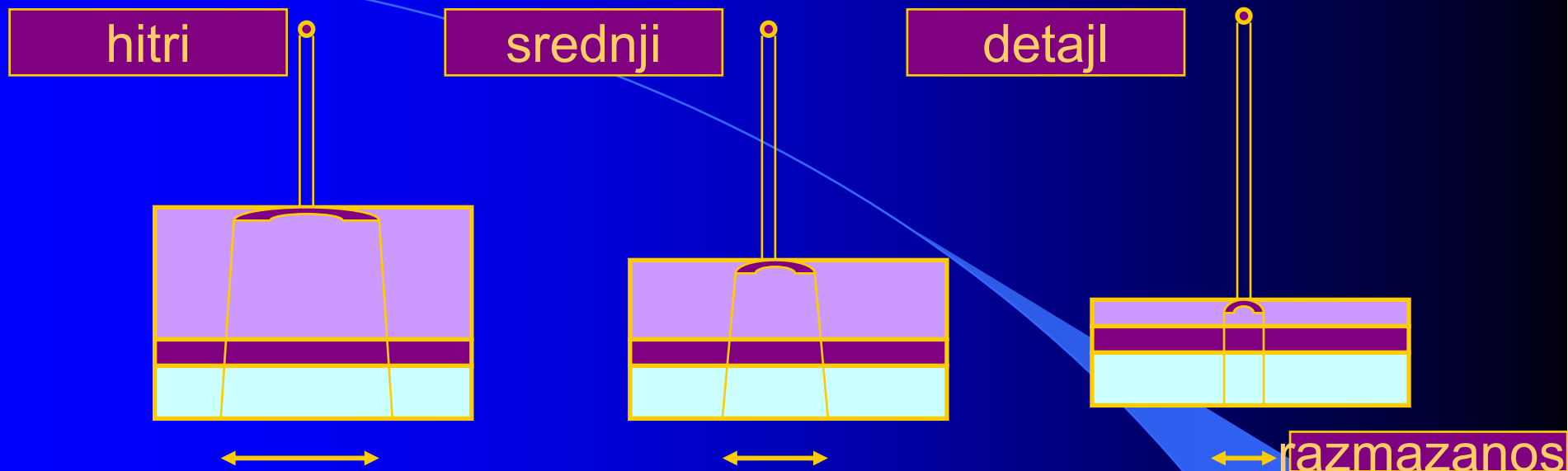
- Idealna ojačevalna plast bi absorbirala vso energijo rentgenske svetlobe. Absorpcijska učinkovitost je dejansko med 20 % in 70 % in jo določajo sestava ojačevalne plasti, njena debelina in energijski spekter rentgenske svetlobe.
- Deležu pretvorjene absorbirane energije rentgenske svetlobe rečemo konverzijska učinkovitost in je med 5% do 20%.



- Ob upoštevanju 5% konverzijske občutljivosti lahko iz enega fotona rentgenske svetlobe z energijo 50 keV v procesu konverzije dobimo 1000 fotonov z energijo 2.5 eV ( valovna dolžina v področju zeleno modre)

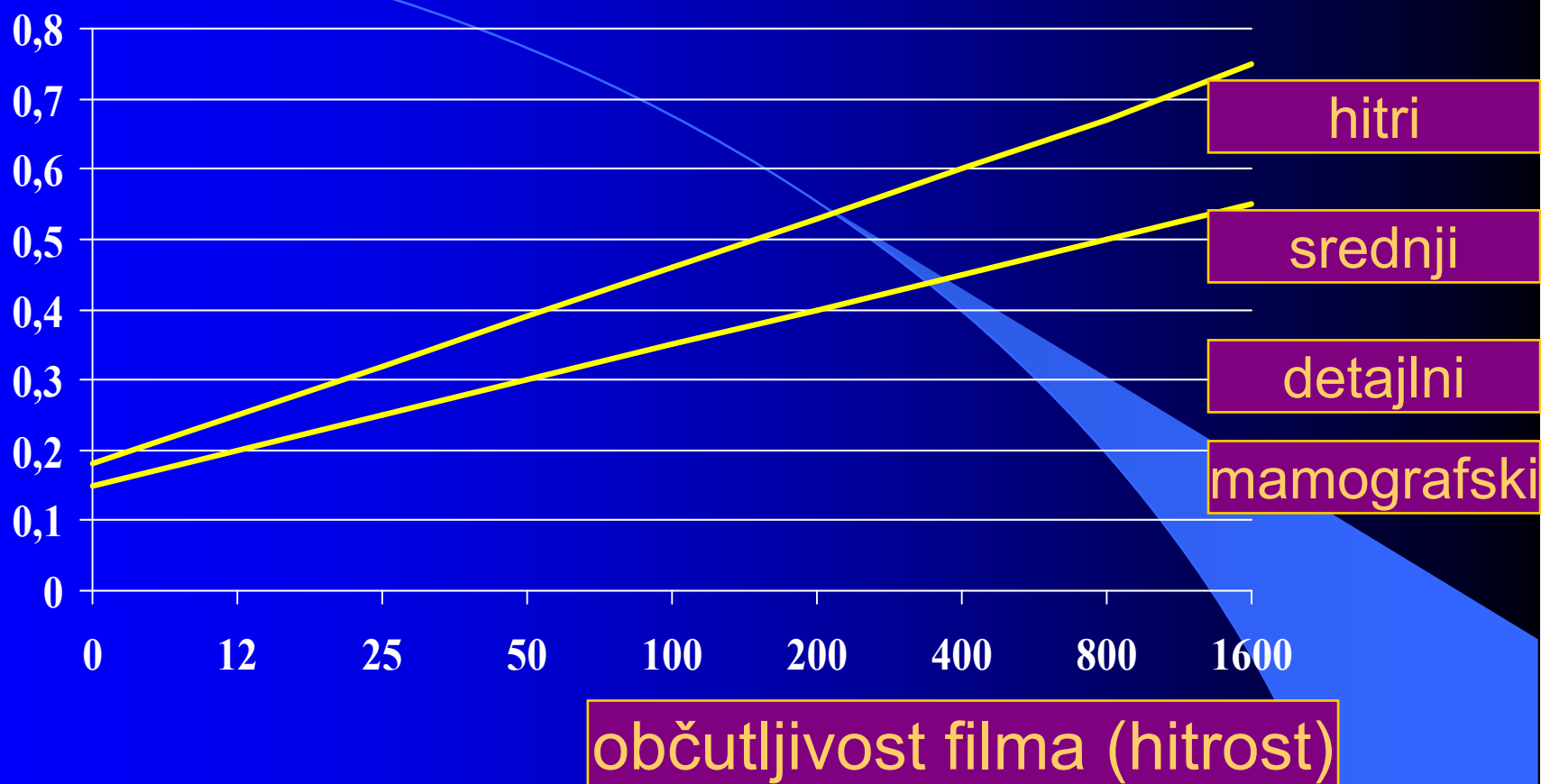
$$50000 \text{ eV} \cdot 0.05 / 2.5 \text{ eV} = 1000$$

- Pri elementih kot so barij (37,4 keV), lantan (38,9 keV), gadolinij (50,2 keV) in itrij (17,04 keV) je energija roba K nižja kot je energija dobršnega dela spektra rentgenske svetlobe, zato je absorpcija rentgenske svetlobe visoka.
- Pri volframu pa je energija roba K visoka (69,4 keV), zato je absorbcija rentgenske svetlobe nižja.
- Navedeni kemični elementi torej skrbijo za absorpcijo rentgenske svetlobe, ostali del pa za fluorescenco.



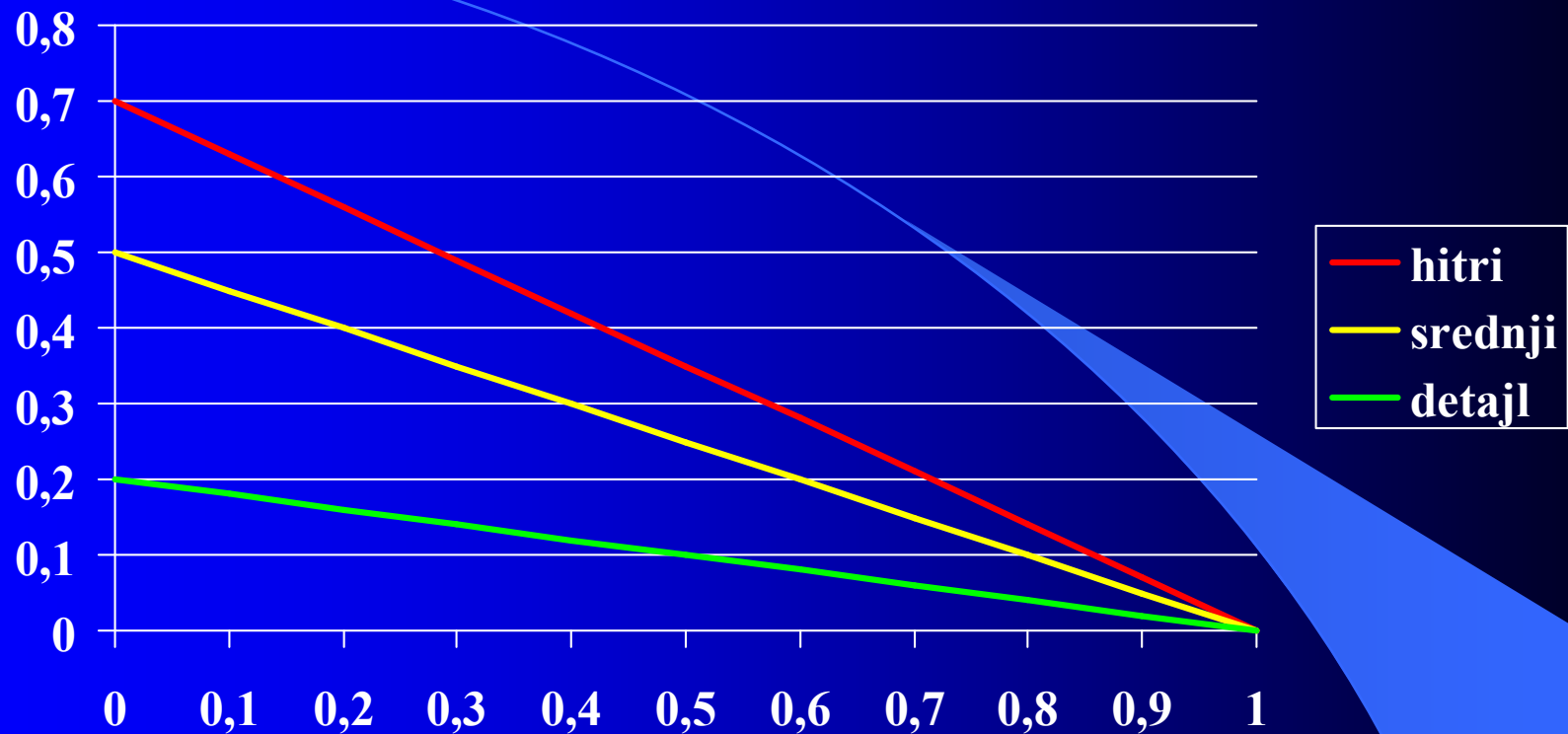
- Debelejše ojačevalne plasti omogočajo manjšo obsevanost (krajše čase obsevanja) preiskovanca, vendar povzročajo večjo razmazanost in s tem zmanjšujejo vidnost manjših detajlov. Uporaba debelejših ojačevalnih plasti lahko pomeni nastavitev višjega toka in s tem delo pri večjem gorišču.
- Kombinacija filma z ojačevalno folijo, ki omogočajo vidnost najmanjših detajlov imajo nizko absorpcijsko učinkovitost torej nizko občutljivost.
- Ojačevalne plasti glede občutljivosti poimenujemo z generičnimi imeni kot so hitre, srednje hitre in detajlne. Hitre plasti so najbolj občutljive, vendar povzročajo največjo razmazanost .

razmazanost (mm)



Zveza med občutljivostjo filma oziroma ojačevalne plasti (hitrost) in razmazanostjo.

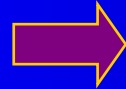
razmazanost (mm)



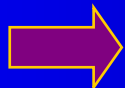
položaj objekta (d)

Razmazanost zaradi lastnosti sprejemnika na mestu objekta, za tri tipe občutljivosti filma, glede na položaj objekta  $d$ .

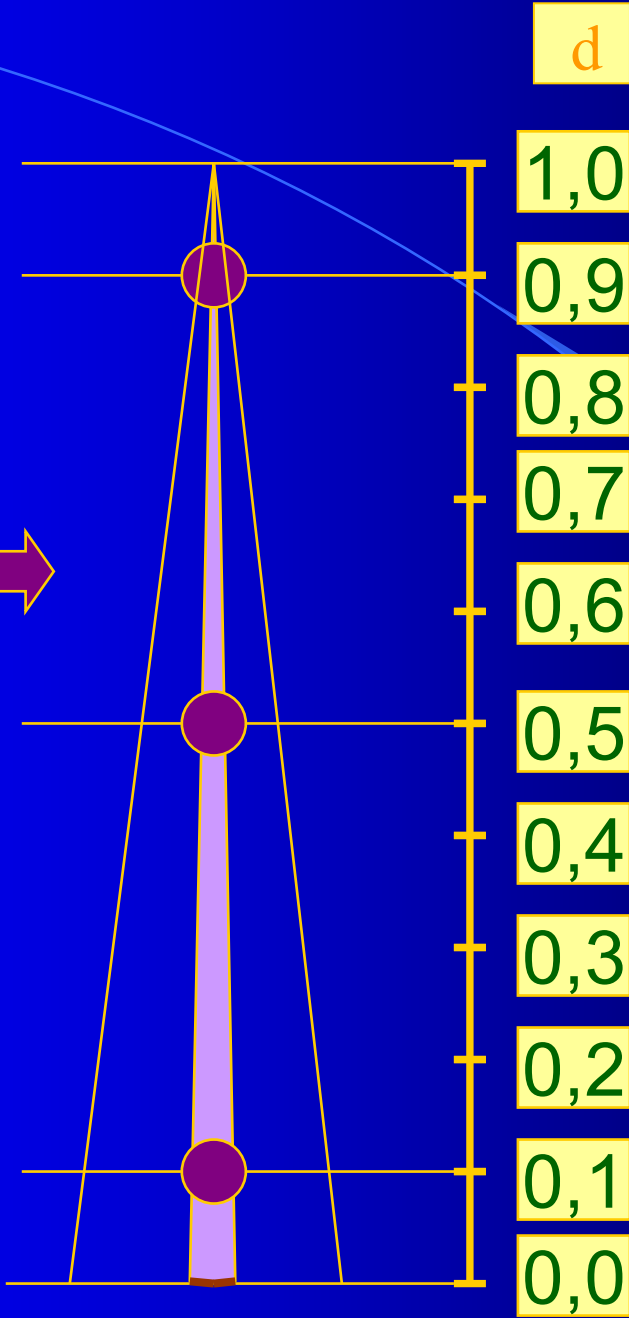
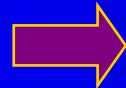
fokusna  
točka



razmazanost na  
mestu objekta zaradi  
lastnost sprejemnika



sprejemnik



Velikost objekta  
na mestu objekta  
se ne spreminja,  
razmazanost  
zaradi lastnosti  
sprejemnika  
na mestu objekta  
pa se manjša z  
večanjem d.  
Razmazanost  
zaradi lastnosti  
sprejemnika je  
največja na  
sprejemniku.

- Pri danem sistemu, lahko razmazanost zaradi lastnosti sprejemnika zmanjšamo s povečanjem povečave ( $m$ ) objekta. Razmazanost zaradi lastnosti sprejemnika na mestu sprejemnika, se ne spreminja in je neodvisna od povečave.
- Razmazanost zaradi lastnosti sprejemnika na mestu objekta  $r_s(o)$  je zmanjšana za povečavo  $m$  glede na razmazanost zaradi lastnosti objekta na mestu sprejemnika  $r_s(s)$ . Razmazanost na mestu objekta je torej odvisna od položaja objekta

$$r_s(o) = r_s(s)/m = r_s(s) \cdot (1-d)$$

$r_s(s)$  je razmazanost na mestu sprejemnika zaradi lastnosti sprejemnika,  $m=c/a$ ,  $d=b/c$ ,  $c=a+b$

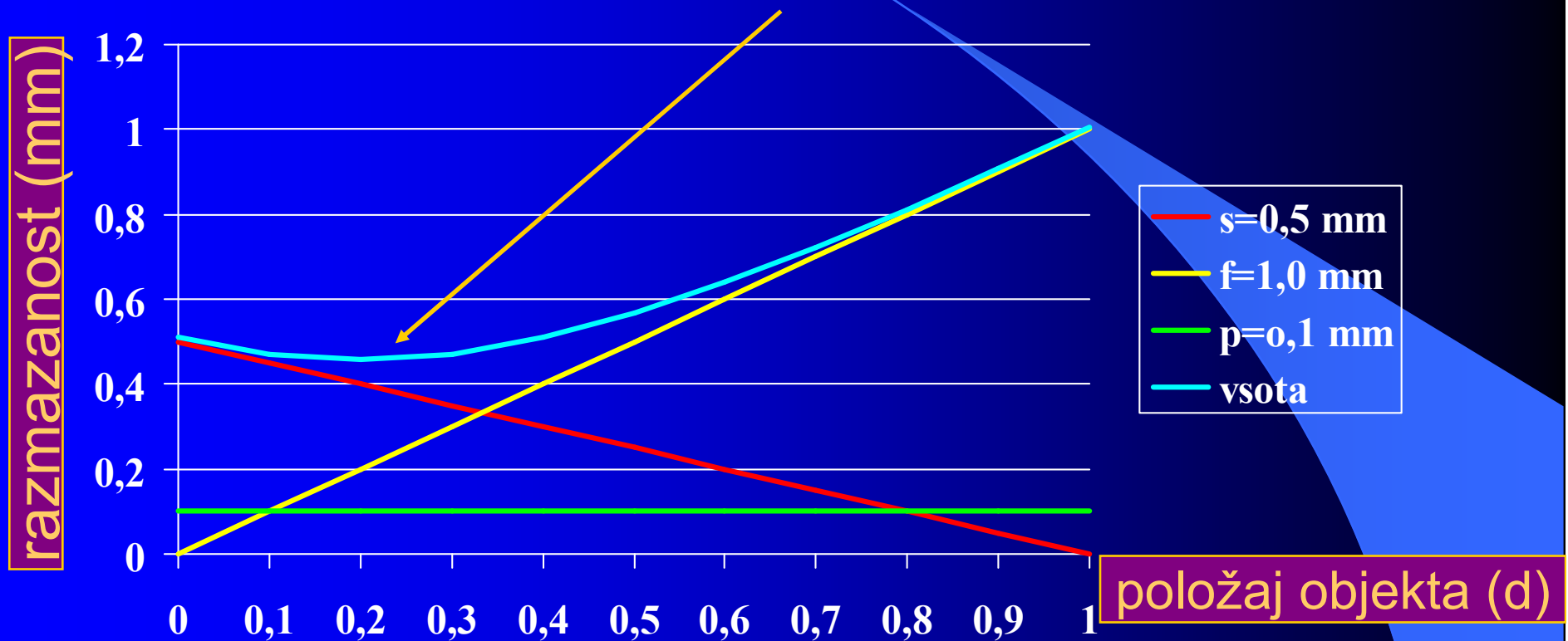
- Kljub temu, da lahko izkoristimo povečavo in s tem zmanjšamo razmazanosti zaradi lastnosti sprejemnika glede na velikost objekta je potrebna pazljivost, saj razmazanost zaradi velikosti gorišča narašča s povečavo.

# Skupna razmazanost

- Skupna razmazanost je seštevek prispevkov razmazanosti zaradi premikanja  $r_p(o)$ , razmazanosti zaradi lastnosti sprejemnika  $r_s(o)$  in razmazanosti zaradi velikosti fokusne točke  $r_f(o)$ .
- V posameznih primerih lahko posamezni prispevek prevladuje. Takrat lahko uporabimo približek s katerim je skupna razmazanost enaka največjemu prispevku.
- Za to da dobimo skupno razmazanost moramo sestaviti prispevke vseh treh vrednosti razmazanosti.

$$r_t(o) = \sqrt{r_f^2(o) + r_p^2(o) + r_s^2(o)}$$

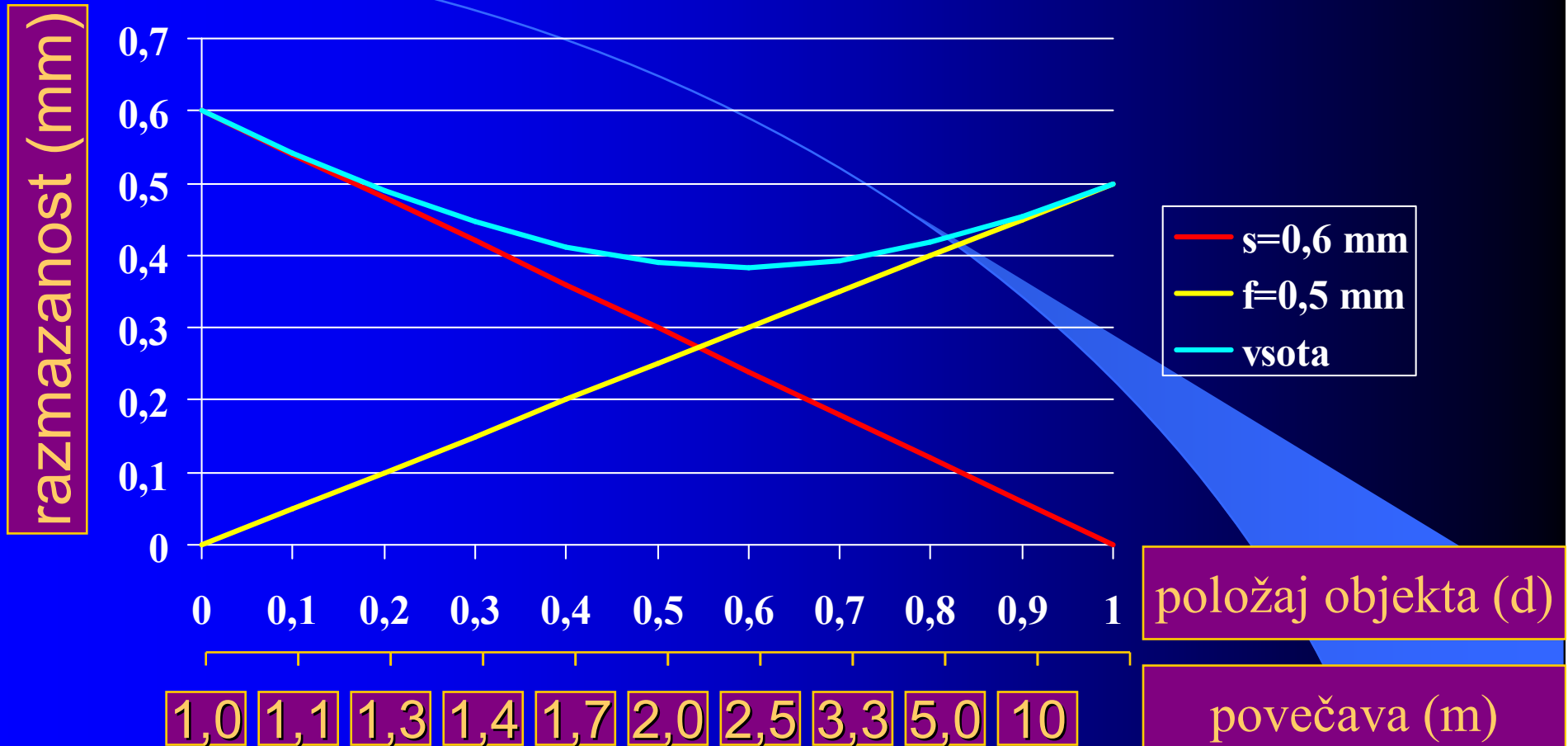
Torej, ko iščemo najmanjšo skupno razmazanost upoštevamo položaj objekta. Pri večini sistemov obstaja položaj na skali  $d$ , kjer je razmazanost najmanjša (optimalni položaj  $d$ )



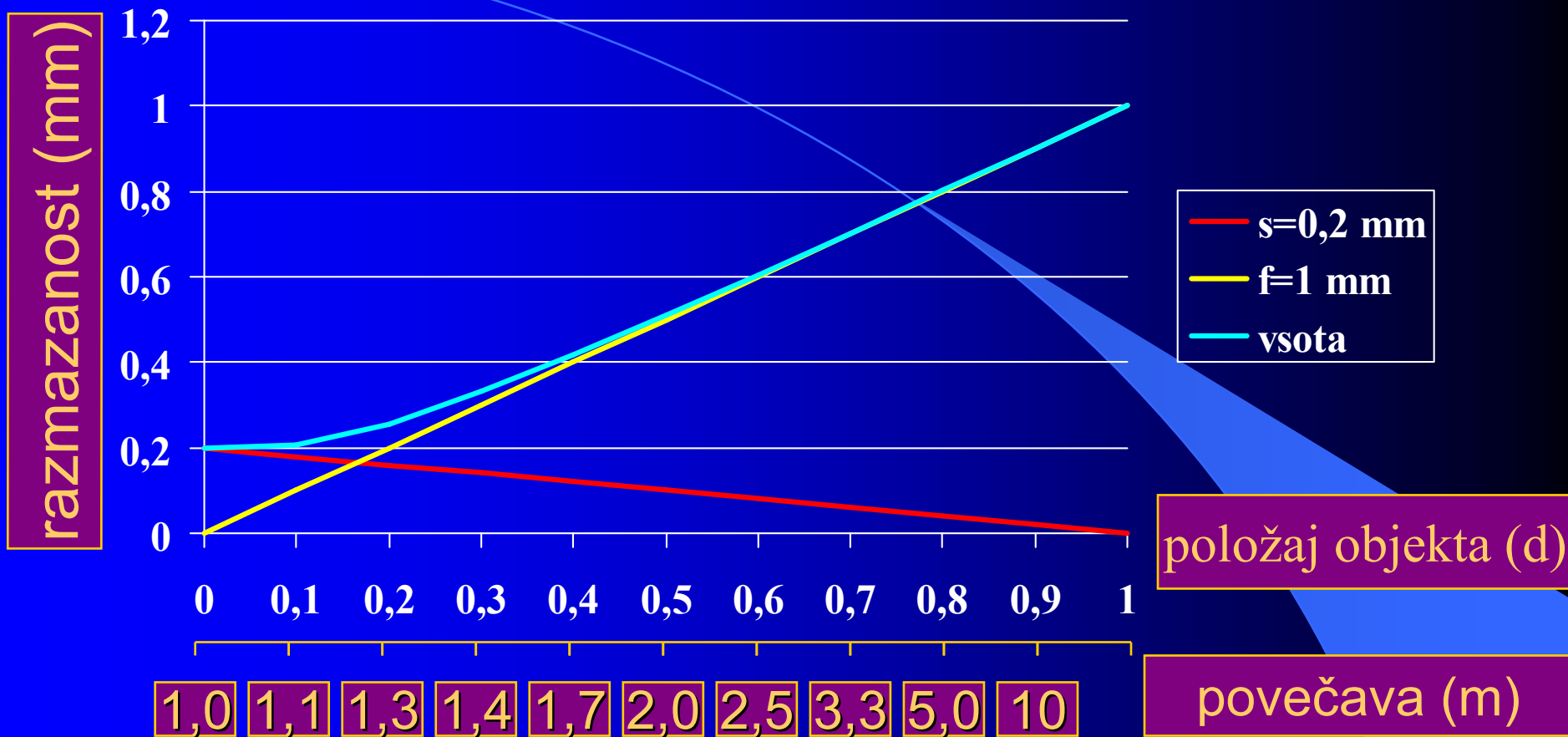
Skupna razmazanost na mestu objekta kot posledica razmazanosti zaradi lastnosti sprejemnika, razmazanosti zaradi velikosti fokusne točke in razmazanosti zaradi premikanja objekta



- Premikanje objekta od optimalnega položaja k ali stran od sprejemnika poveča razmazanost slike.
- Zvezo najlaže predstavimo na grafu, kjer narišemo vse tri prispevke ter skupno razmazanost.
- Najugodnejšega položaja ne moremo najti le v primeru, ko je največji prispevek k razmazanosti zaradi premikanja, ker je ta neodvisen od položaja .
- V drugih primerih pa je položaj objekta pri katerem dobimo najmanjšo skupno razmazanost odvisna od lastnosti sprejemnika in velikosti fokusne točke.
- Če je razmazanost zaradi lastnosti sprejemnika nizka, je najmanjša razmazanost pri položaju objekta z manjšim  $d$ , torej bliže sprejemniku.
- Višja raven razmazanosti zaradi lastnosti sprejemnika ali zmanjšanje velikosti fokusne točke pa premakneta najmanjšo skupno razmazanost k položajem objekta stran od sprejemnika, torej večjim vrednostim  $d$ .



Skupna razmazanost v primeru uporabe filma z debelejšo ojačevalno plastjo (hitri) in velikostjo gorišča 0,5mm. Razmazanost zaradi lastnosti sprejemnika je v tem primeru prevladujoča. Predstavljena je tudi povečava:  $(1-d) = 1/m$



Skupna razmazanost v primeru uporabe filma s tanko ojačevalno plastjo (detajl) in velikostjo gorišča 1 mm. Razmazanost zaradi velikosti gorišča je v tem primeru prevladujoča.

## Zaključka:

- Ko je objekt blizu sprejemnika (nizka vrednost  $d$ ) je skupna razmazanost v glavnem posledica razmazanosti zaradi lastnosti sprejemnika.
- Ko objekt premikamo stran od sprejemnika je velikost gorišča tista, ki je prevladujoča pri določitvi skupne razmazanost.

# Prostorska ločljivost

- Raven razmazanosti opisujemo z ločljivostjo. Vzroki, ki povečujejo razmazanost v sistemu torej zmanjšujejo njegovo ločljivost.
- Prostorska ločljivost - resolucija je najmanjša razdalja med točkama ali predmetoma, pri katerih se ta dva še ločita.
- Razmazanost poslabšuje jasno predstavo o predmetih in zabriše meje med njimi, torej zmanjšuje ločljivost.
- Ločljivost merimo v številu parov črt, ki jih še ločimo na sprejemniku, ko slikamo testne objekte.

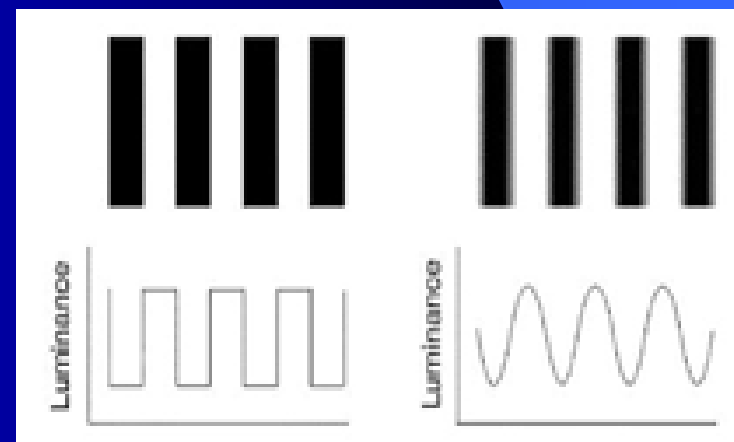
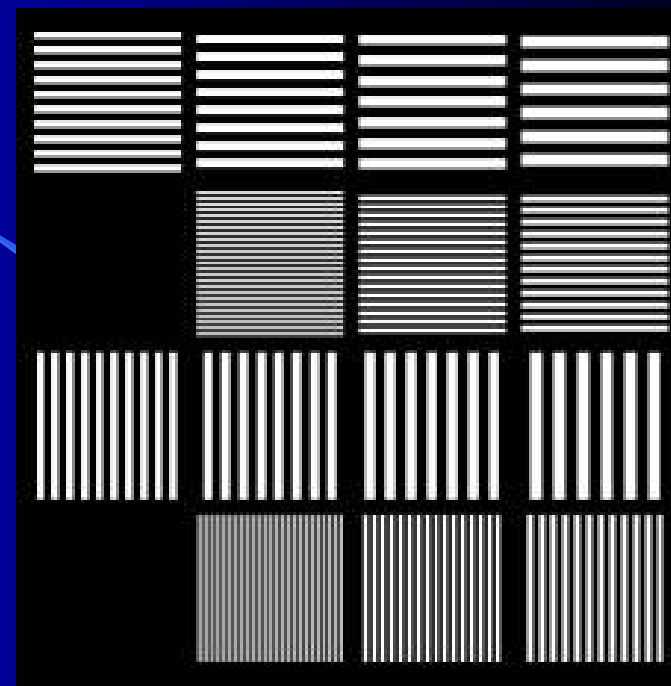
## Prostorska ločljivost

- Slike: pove, kako majhne in bližnje podrobnosti so na sliki ločljive
- Sistema: pove, kako natančno slikovni sistem prenese prostorsko informacijo o slikanem objektu na sliko

V praksi se prostorska ločljivost pogosto podaja kot najmanjši še razločljivi ponavljajoč se prostorski vzorec.

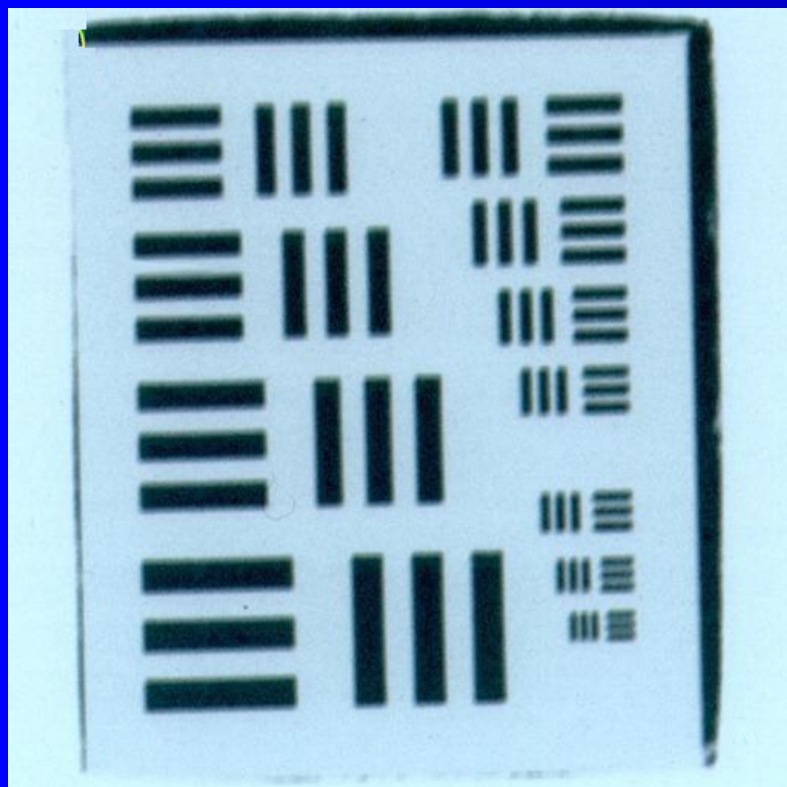
Gostoto vzorca lahko podamo kot

- število parov linij na mm
- prostorsko frekvenco (signal sinusne oblike)

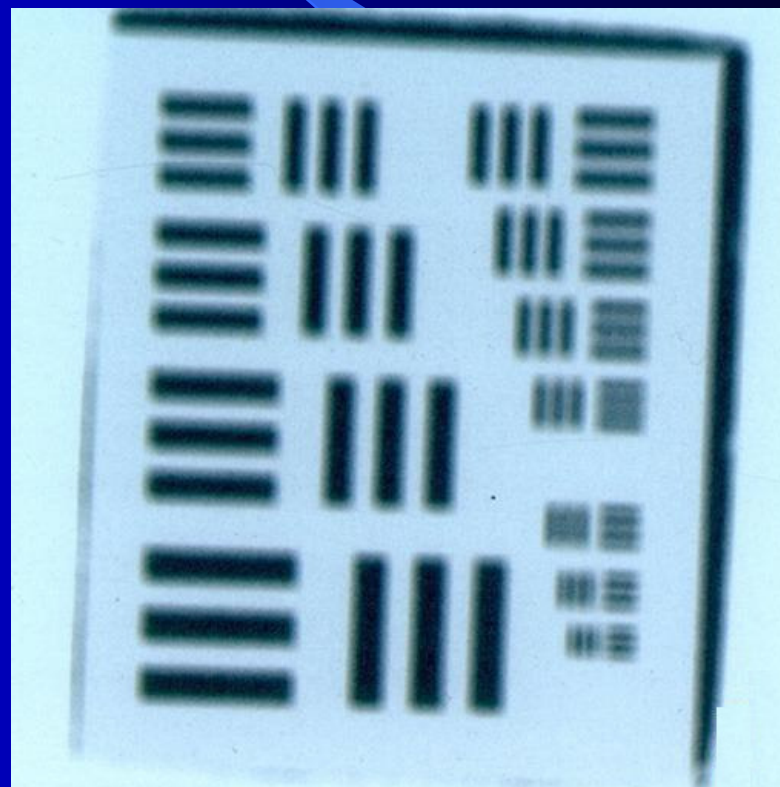


# Meritev prostorske ločljivosti

- Večje gorišče povzroča večjo razmazanost in s tem manjšo ločljivost, ki jo merimo s testnimi objekti ki so sestavljeni iz pasov različnih debelin in razmikov med posameznimi pasovi



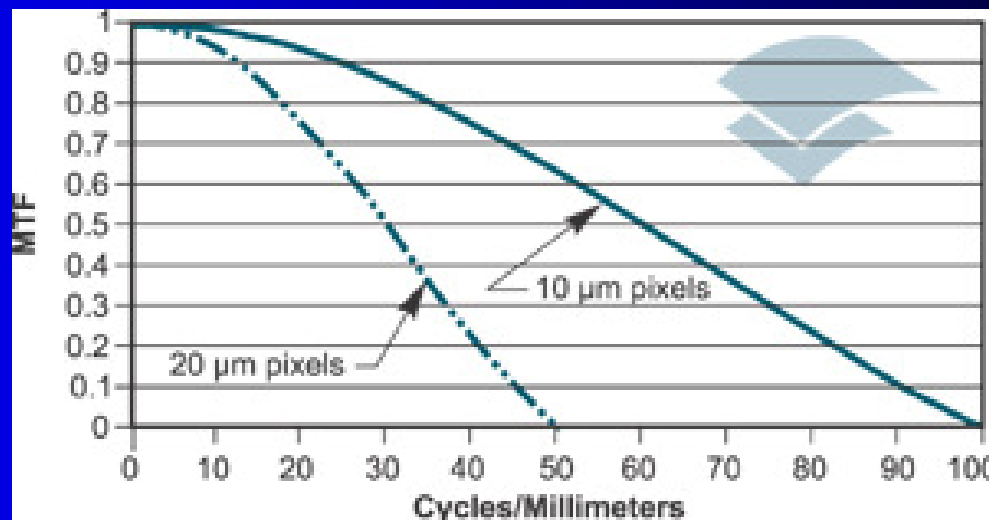
manjša fokusna točka



večja fokusna točka

## Velikost slikovnih elementov detektorja

- Pri digitalnih sistemih je prostorska ločljivost omejena z velikostjo detektorskih elementov.
- Vpadna energija je povprečena preko velikosti detektorskega elementa.
- Vse podrobnosti, manjše od velikosti detektorskih elementov, so razmazane.
- Pri načrtovanju digitalnega sistema je zato pomembno, da je velikost detektorskih elementov majhna v primerjavi z dimenzijami podrobnosti, ki so klinično pomembne in morajo biti vidne na sliki.





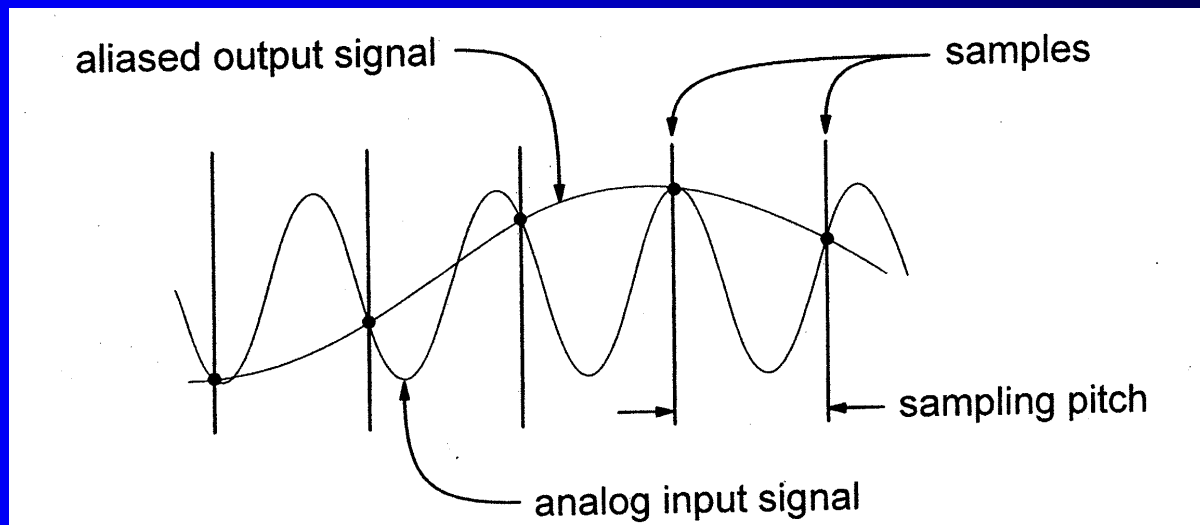
# Nyquistov kriterij

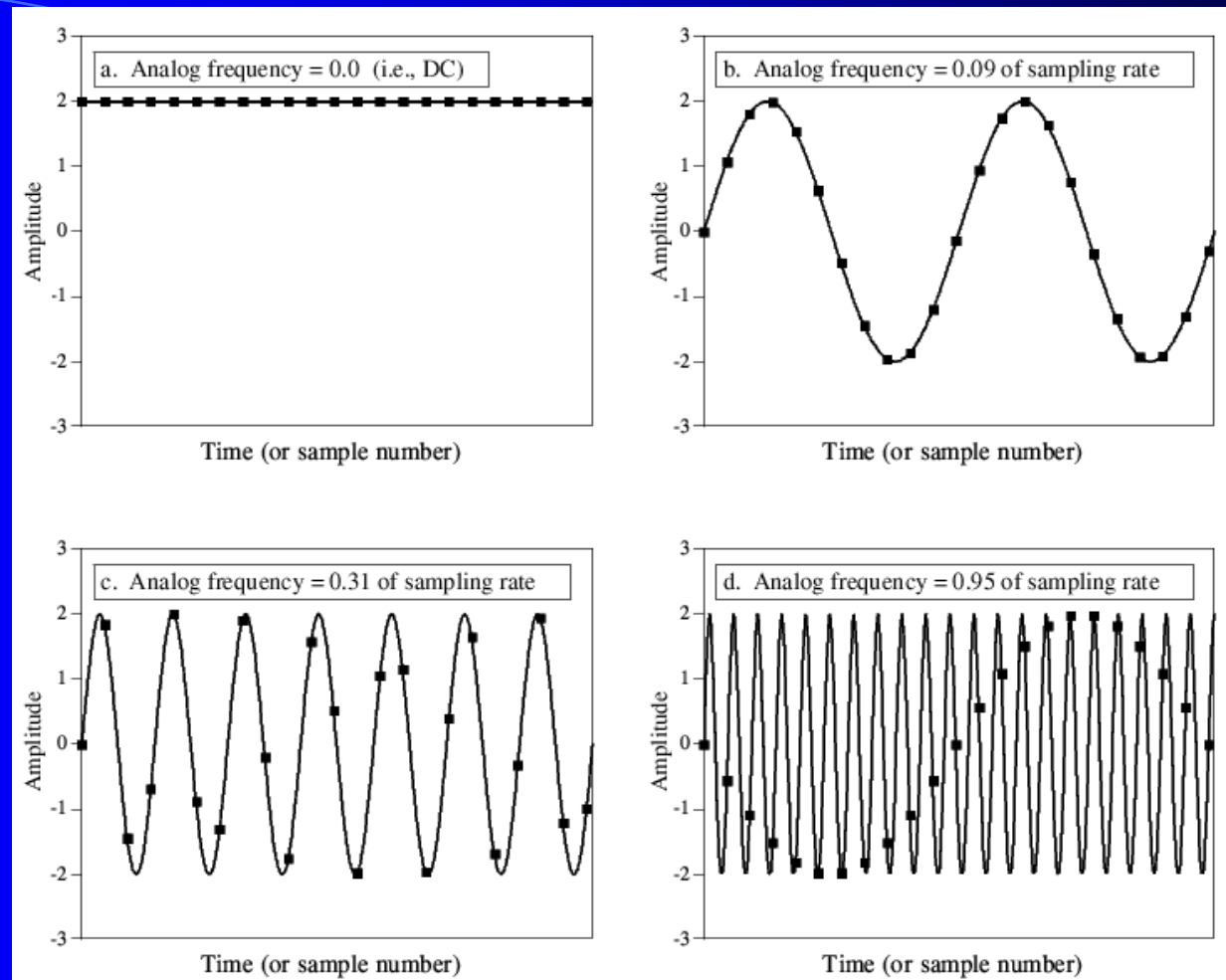
Največja frekvenca, ki jo lahko zajamemo, je enaka

$$F_N = 1/2\Delta,$$

kjer je  $\Delta$  širina intervala vzorčenja.

Signala, ki se spreminja hitreje, ne vzorčimo dovolj pogosto in rekonstrukcija signala ne bo pravilna -> "aliasing".





● “Aliasing” se lahko pojavi tako pri prereditvi prostorskega vzorčenja (“spatial aliasing”) signala kot pri prereditvi vzorčenja v času (“temporal aliasing”)

- Film: navidezno nazaj vrteča se kolesa
- Angiografija: srce, ki bije hitreje od frekvence zajemanja slike, bo navidezno bilo zelo počasi



nizka kontrastna in prostorska ločljivost



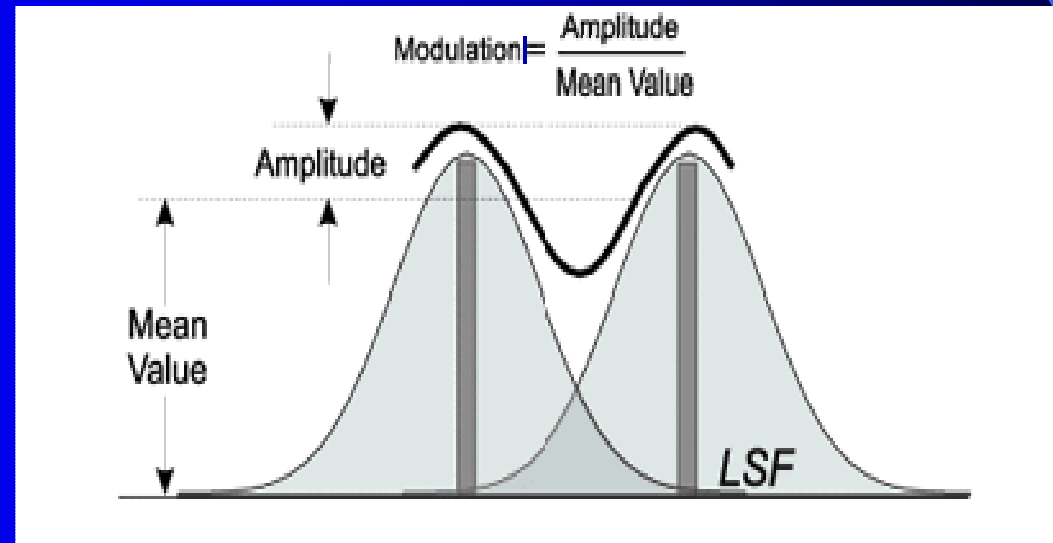
nizka kontrastna, a visoka prostorska ločljivost

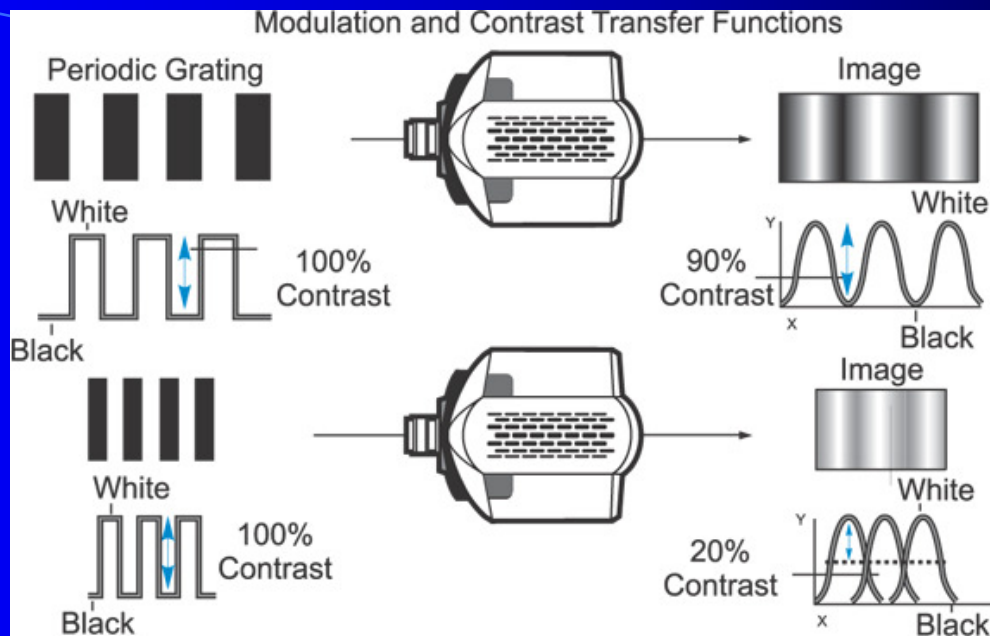


visoka kontrastna in visoka prostorska ločljivost

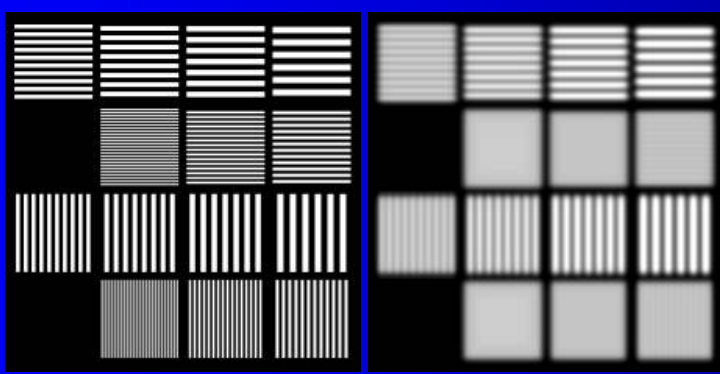
# Prenosna funkcija modulacije (MTF – Modulation Transfer Function)

- Ko je slika razmazana, se zmanjša tudi kontrastna ločljivost in sicer se za detajle zmanjša bolj, kot za grobe vzorce.
- Najmanjši razmik med črtami, pri katerem jih še lahko razločimo, je tako odvisen tudi od kontrastne ločljivosti



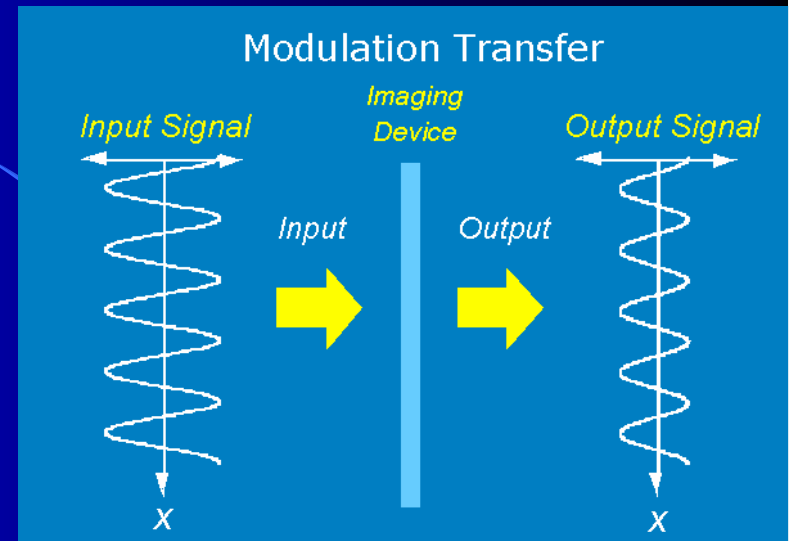


Kakovost prenosa prostorske informacije pri zajemu slike želimo opisati z objektivno količino, ki mora podati informacije o ločljivosti in kontrastu

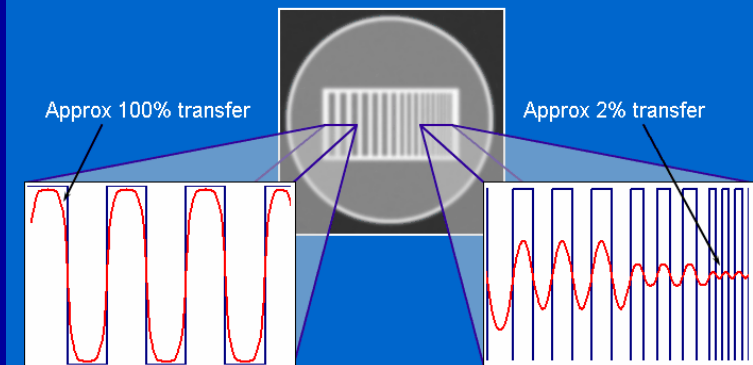


Najmanjši še ločljiv razmik med linijami je odvisen od kontrasta.

- MTF poda odziv sistema na vhodni signal sinusne oblike.
- Pove, kako se spremeni kontrast vzorca pri dani prostorski frekvenci
- Prenos signala pri dani prostorski frekvenci opišemo z razmerjem med amplitudo izhodnega in vhodnega signala.
- MTF opisuje, za koliko se bo zmanjšal kontrast pri dani prostorski frekvenci, torej pove, koliko slabši bo kontrast drobnih struktur v primerjavi s kontrastom

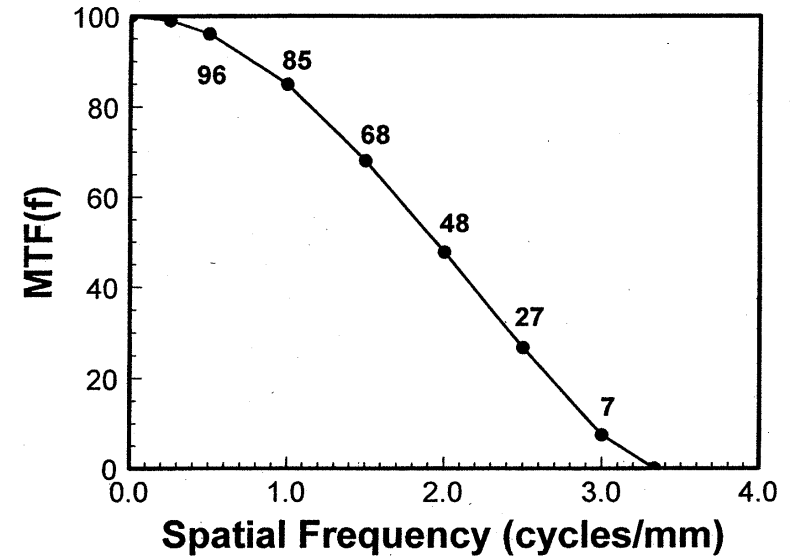
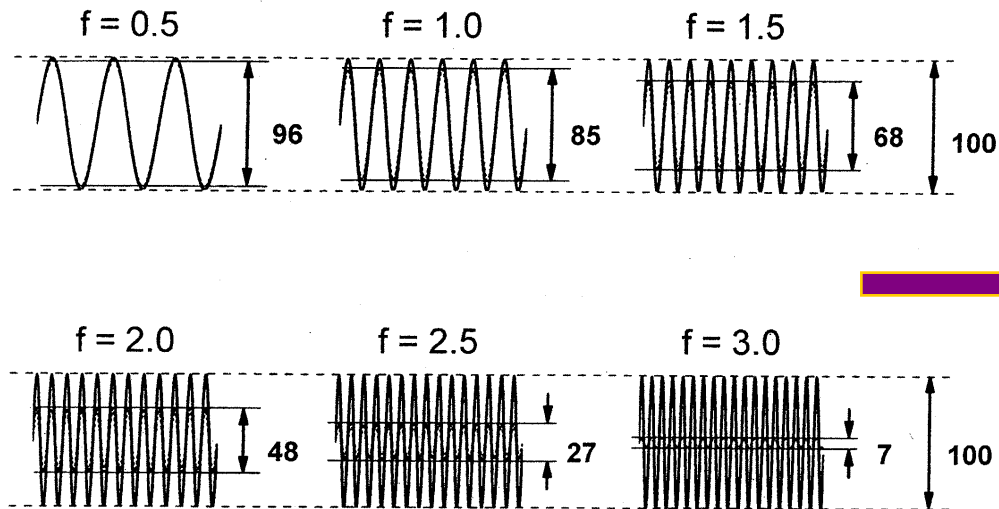


- MTF (modulation transfer function) - contrast in image relative to contrast in object



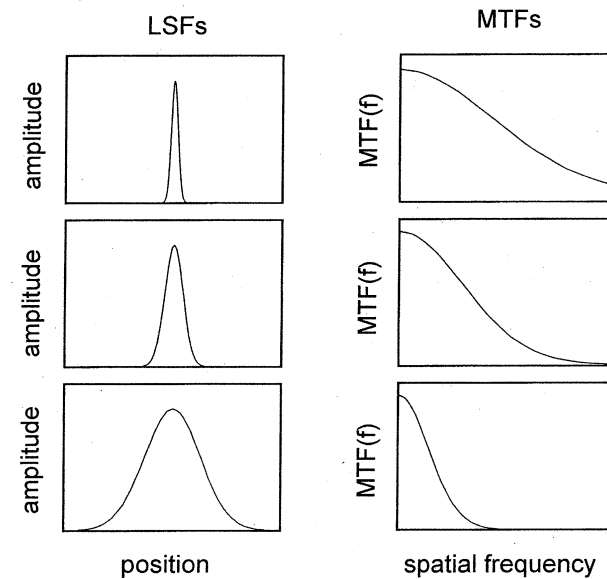


# Določanje MTF



$$MTF(f) = |FT\{LSF(x)\}|$$

MTF določimo iz meritve LSF



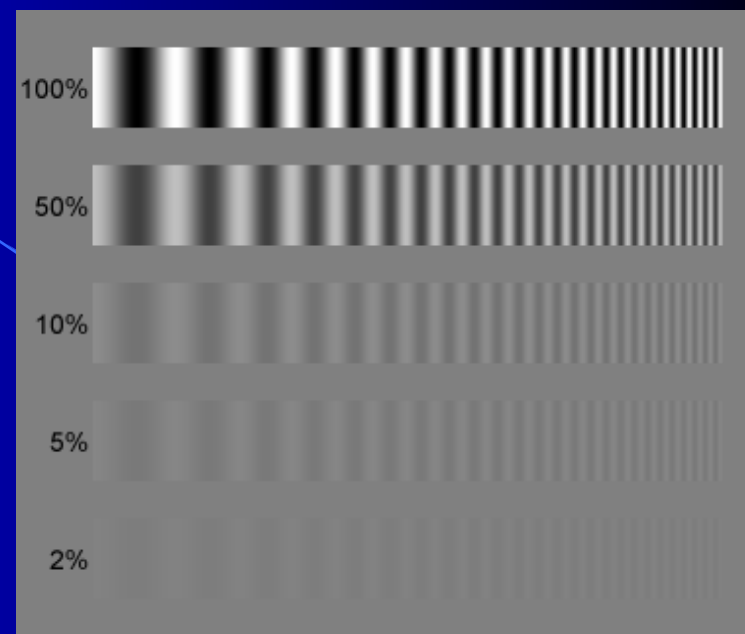
Sistem z visoko vrednostjo MTF (100%, 50%) pri vseh prostorskih frekvencah

- dobro vidne tudi majhni objekti

Sistem z nizko vrednostjo MTF (5%, 2%) pri vseh prostorskih frekvencah

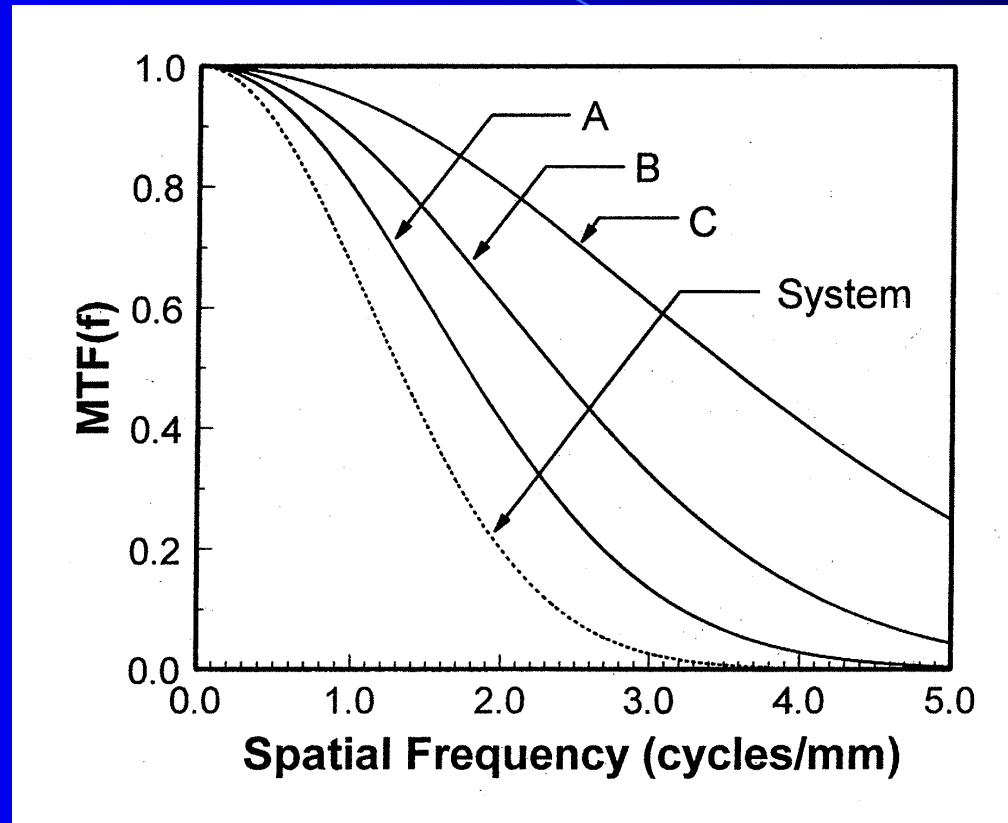
- slabo vidne tudi večje strukture

Prostorska ločljivost, določena kot najmanjši še ločljiv razmik med črtami (oz. največja vrednost lp/mm) približno ustreza prostorski frekvenci, pri kateri je vrednost MTF med 2% in 5% (odvisno od opazovalca in pogojev opazovanja).



Z leve proti desni se manjša prostorska frekvenca signala, od zgoraj navzdol pa vrednost prenosne funkcije.

# MTF slikovnih sistemov



- MTF slikovnega sistema, ki ga sestavlja več komponent, dobimo kot produkt MTF posameznih komponent.

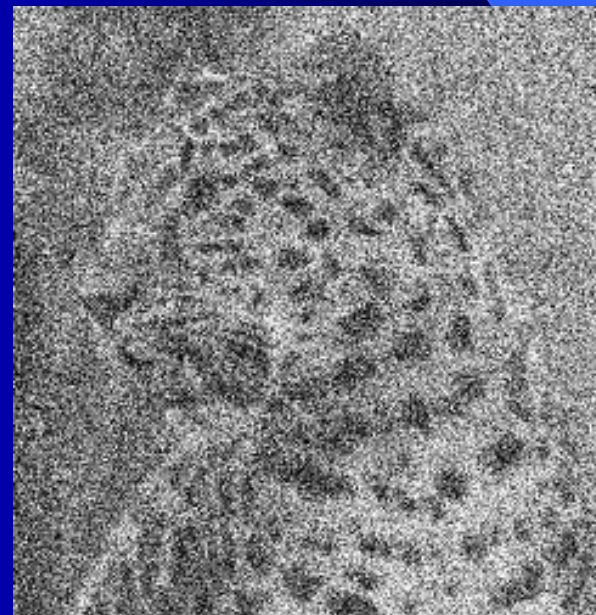
# Šum

Pri obravnavi ustrezne kakovosti slike predstavlja šum naključen signal, naložen na sliko predmeta.

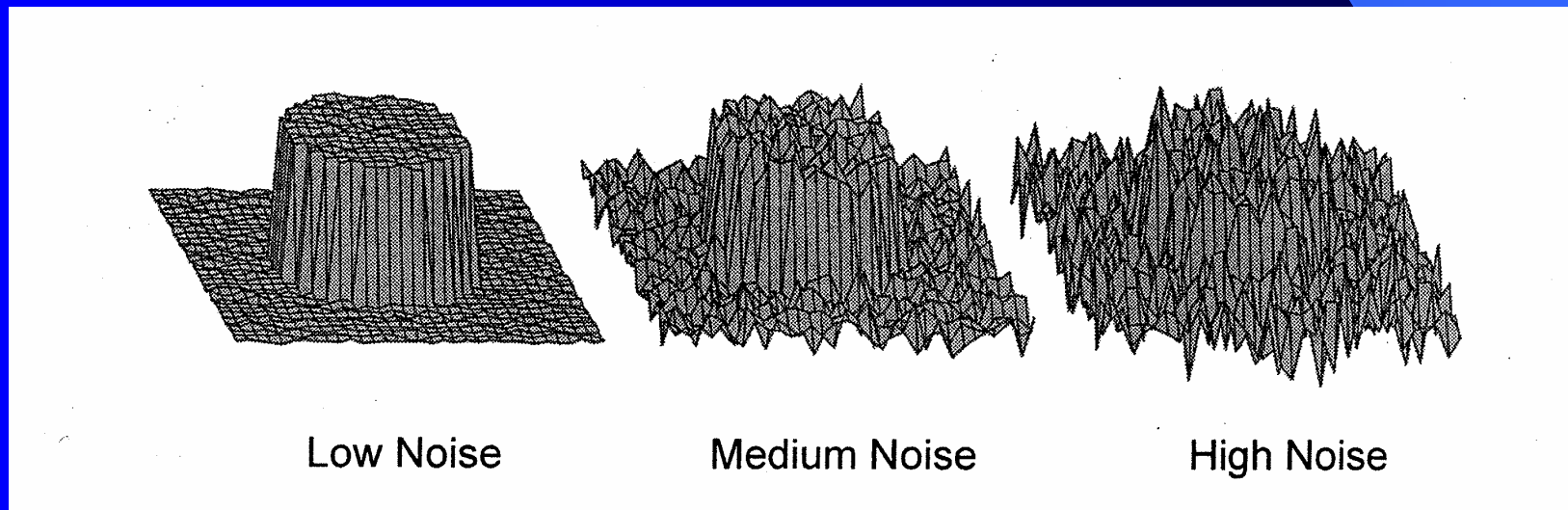
Prisotnost šuma lahko zabiše podrobnosti, vidne na sliki z manjšim šumom.

K šumu prispevajo različni vzroki

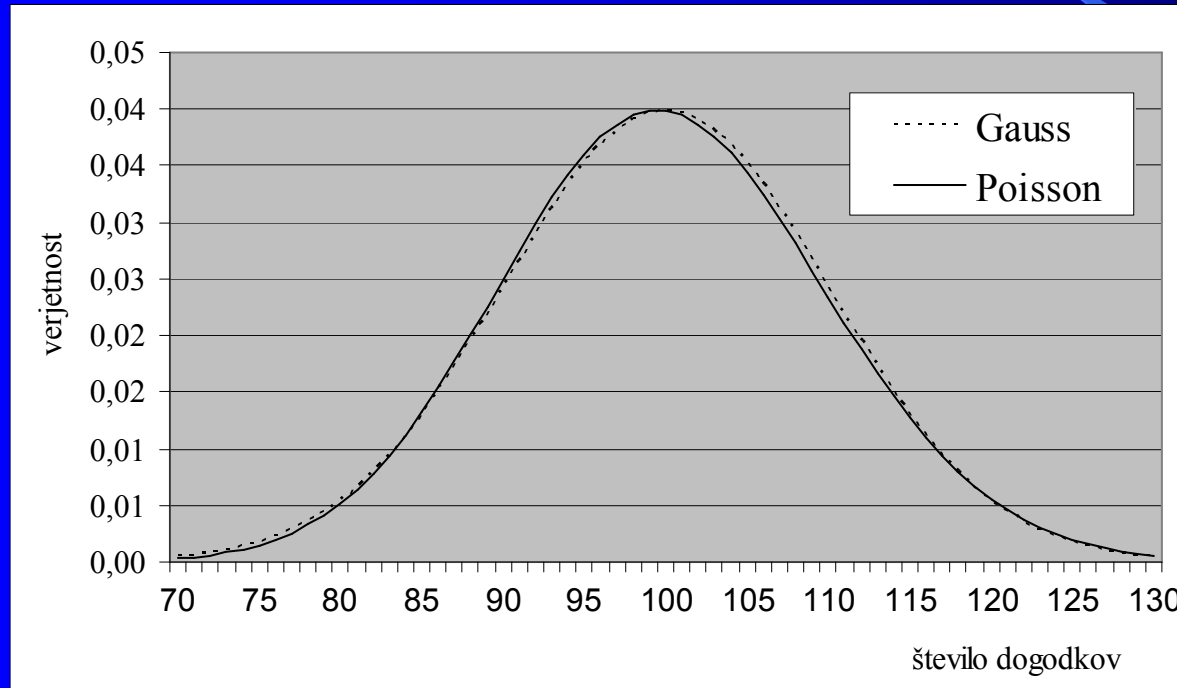
- Kvantni šum
- Sekundarni kvantni šum
- Šum elektronike



- Fotoni rentgenske svetlobe padajo na sprejemnik z naključno verjetnostjo in so zato neenakomerno razporejeni po površini.
- Naključno spreminjanje števila fotonov na posameznih delih sprejemnika imenujemo kvantni šum.
- Število fotonov na ploščinsko enoto se po površini sprejemnika naključno spreminja in je tako različno od povprečnega števila fotonov na opazovano ploščino.



- Statistiko štetja fotonov rentgenske svetlobe in tudi sevanja gama opisuje Poissonova porazdelitev  $P(N)$ . Pri Poissonovi porazdelitvi je standardni odklon  $\sigma$  od povprečnega števila kar enak kvadratnemu korenu povprečnega števila dogodkov. Standardni odklon od povprečne vrednosti je mera za kvantni šum.



$$P(N) = \frac{\bar{N}^N}{N!} e^{-\bar{N}}$$

$$G(N) = \frac{1}{\sqrt{2\pi\sigma^2}} e^{-\frac{(\bar{N}-N)^2}{2\sigma^2}}$$

$$\bar{N} = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N N_i$$

$$\sigma = \sqrt{\bar{N}}$$

- Gaussova porazdelitev je dober približek Poissonove porazdelitve, če je povprečno število dogodkov večje kot 10. Zaradi enostavnejšega računanja zato uporabljamo raje Gaussovo porazdelitev.

108	90	103
102	95	114
94	105	89

povprečna vrednost 100

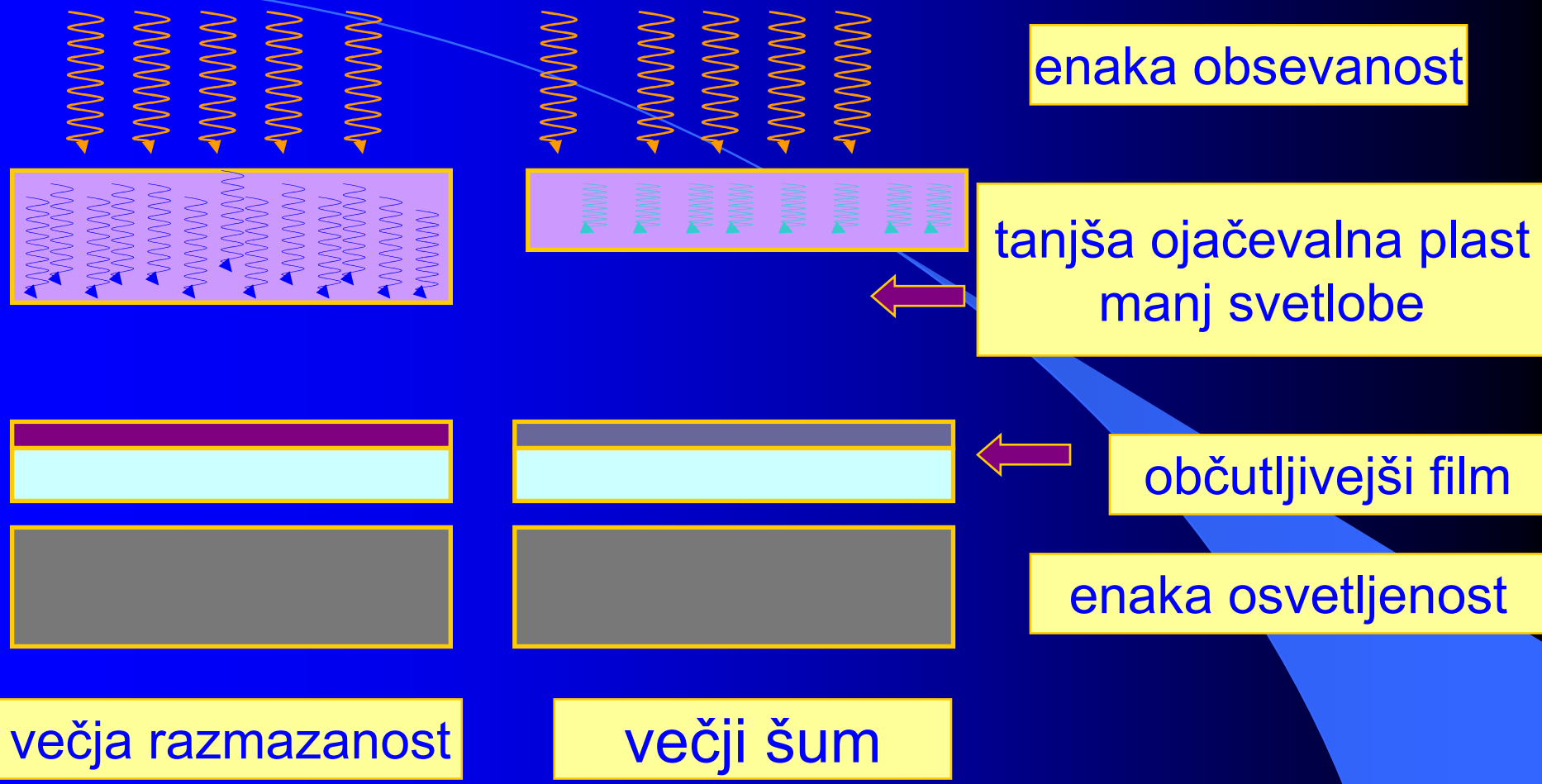
standardna deviacija 10

1026	1007	980
967	984	1016
1010	1046	964

povprečna vrednost 1000

standardna deviacija 33,3

- V prvem primeru je povprečje števila zadetkov po posameznih področjih 100, ( največja vrednost 114, najmanjša 89), standardna deviacija 10, kar pomeni 10% povprečja.
- V drugem primeru je povprečje števila zadetkov po posameznih področjih 1000, ( največja vrednost 1046, najmanjša 964), standardna deviacija 33,3, kar pomeni 3,3 % povprečja



Primerjava dveh metod z enako izpostavljenostjo in enako osvetitvijo filma ter različno razmazanostjo in šumom, ki so posledica različne ojačevalne plasti in občutljivosti filma



- Povečanje občutljivosti sprejemnika, zmanjša število potrebnih absorbiranih fotonov in s tem povečuje šum. Raven šuma je določena s številom fotonov, ki jih absorbira sprejemnik.
- Visoko kontrastni filmi povečujejo vidnost šuma, to pomeni, da je majhna razlika v osvetljenosti filma vidna kot različna počrnitev.
- Razmazanost zmanjšuje vidnost šuma. Nekatere aparature povprečujejo vrednosti na posameznih točkah z vrednostmi v okolici teh točk in tako dejansko razmažejo odziv na sprejemniku.
- Šum je naključno razporejen v času zato povprečenje po času zmanjšuje šum.

## Sekundarni kvantni šum

- Nastane pri procesu konverzije signala v slikovnem sistemu
- Izvor so procesi, ki so kvantne narave (npr. konverzija rtg svetlobe) in s tem povezani naključna nihanja odziva

## Šum elektronike

- Vse elektronske komponente povzročajo šum, ki je posledica nihanj električnega toka
- Specifičen za digitalne sisteme
- Z uporabo ustreznih elektronskih komponent lahko dosežemo, da je šum elektronike zanemarljiv v primerjavi s kvantnim šumom

V praksi šum lahko izmerimo iz

- porazdelitve večjega števila zaporednih meritev v isti točki (časovno povprečevanje)
- porazdelitve vrednosti preko večjega področja pri eni meritvi (prostorsko povprečje)
- kombinacije obeh pristopov

The diagram illustrates three methods of noise reduction in image processing:

- Variation of value of one pixel from many 100's of images: This is shown by a stack of 100 grayscale images of a circular object. An arrow points to a single pixel in the bottom-most image, indicating that its value is being averaged across all 100 images to reduce noise.
- Variation of value of many pixels in one image: This is shown by a single grayscale image of the circular object with a dashed circle around it. An arrow points to a region of many pixels within the circle, indicating that their values are being averaged together to reduce noise.
- Variation of value of a few pixels from a small no. of images: then averaged: This is shown by a stack of a few grayscale images of the circular object. An arrow points to a small region of a few pixels in the bottom-most image, indicating that their values are being averaged across the few images to reduce noise.

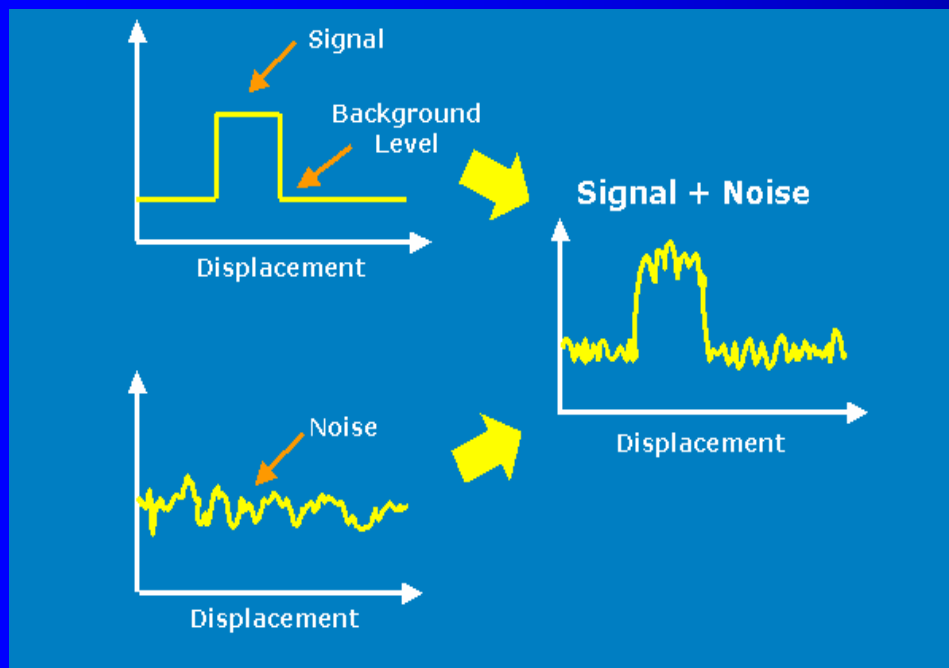
IMPACT Course Oct 2005

# Razmerje signal/šum

Za razpoznavnost signala pa ni tako pomembno, kako visok je šum, ampak kako visok je šum v primerjavi z višino signala. Zato kljub temu, da šum narašča z naraščajočim številom dogodkov, je naraščanje šuma počasnejše od naraščanja signala.

Razmerje med višino signala in višino šuma imenujemo razmerje signal/šum (SNR - signal to noise ratio).

$$\text{SNR} = N/\sigma = N/\sqrt{N} = \sqrt{N}$$



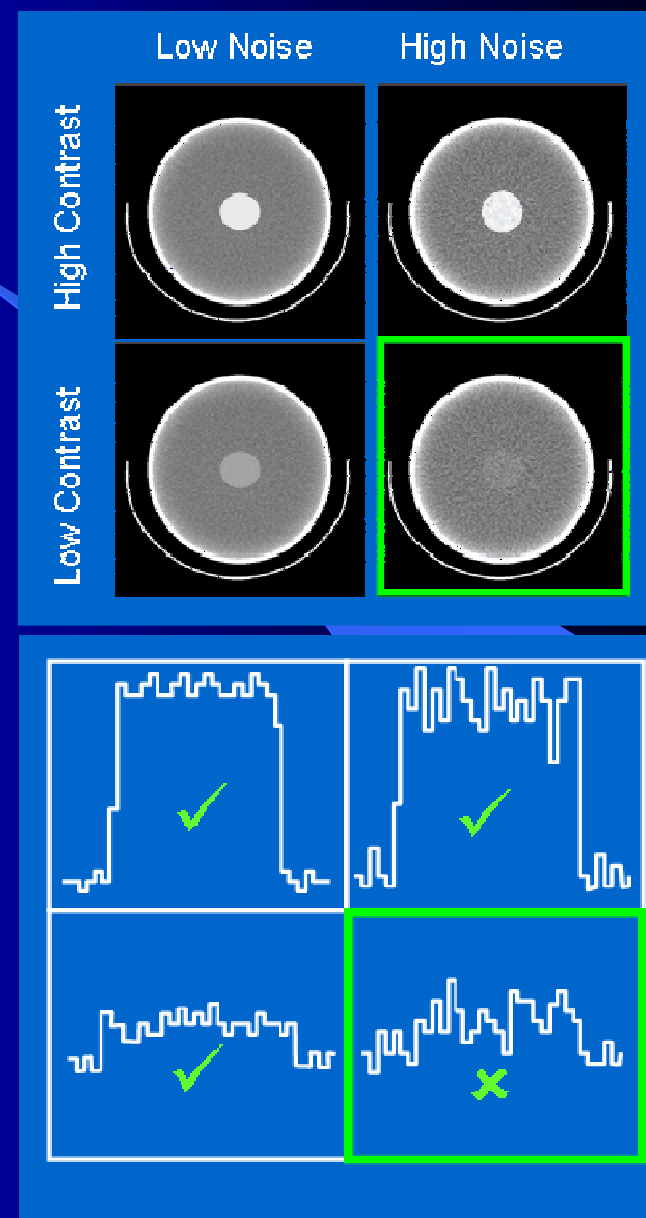
- SNR se povečuje z naraščanjem števila dogodkov, kar pa pomeni tudi povečanje izpostavljenosti preiskovancev.
- Pri posameznih diagnostičnih metodah je potrebno določiti raven še sprejemljive ravni šuma ter izbrati ostale parametre preiskave kot so izpostavljenost preiskovanca, kontrast, ločljivost
- Pri vsaki metodi lahko spreminjamo parametre metode in s tem zmanjšamo šum, vendar je potrebno paziti, da s tem ne zmanjšamo kakovosti ostalih parametrov pod sprejemljivo raven.

# Razmerje kontrast/šum contrast /noise ratio CNR

Za razločevanje struktur na sliki je kontrast med bližnjimi strukturami pomembnejši od same velikosti signala.

Ker kontrast predstavlja razliko med signalom blizu ležečih struktur je kontrastna ločljivost povezana z razmerjem signal/šum

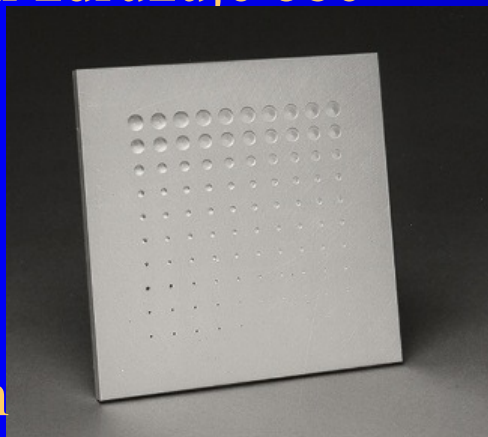
$$\begin{aligned} \text{CNR} &= |S_1 - S_2| / \sigma \\ &= |S_1/\sigma - S_2/\sigma| \\ &= |\text{SNR}_1 - \text{SNR}_2| \end{aligned}$$



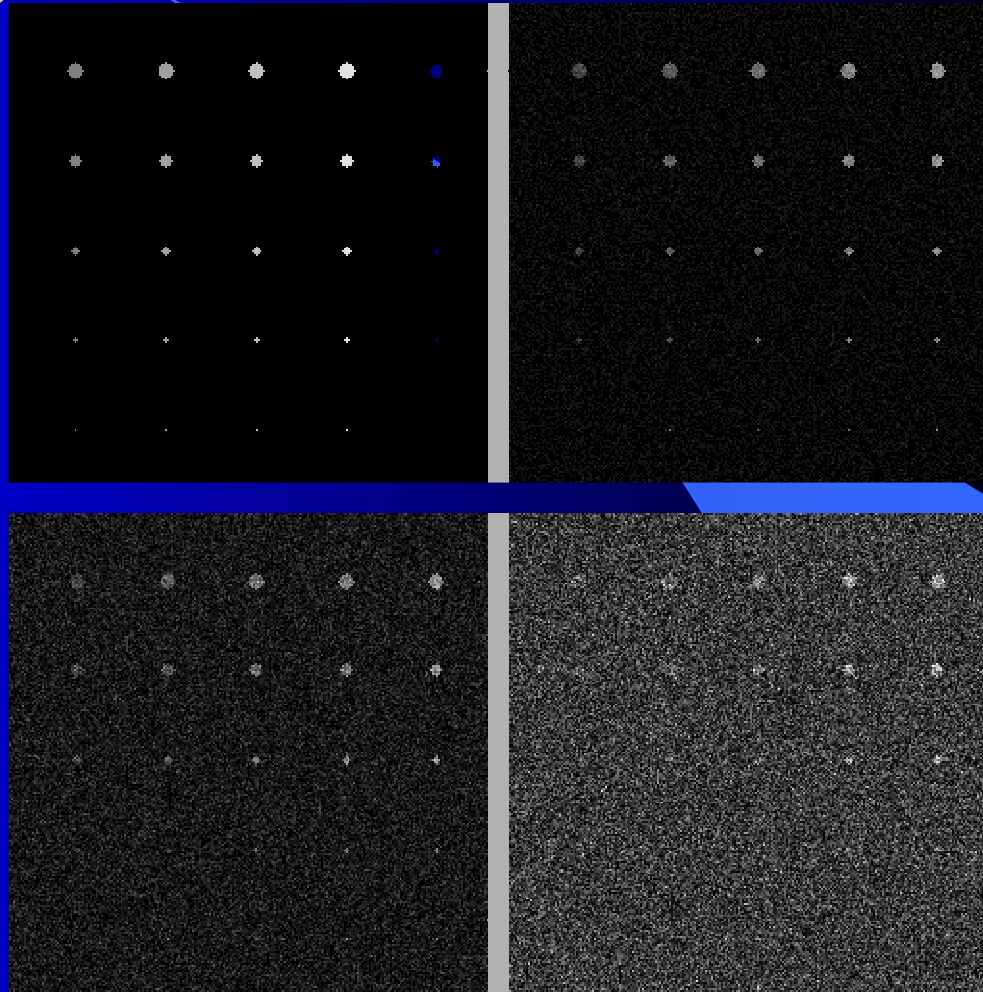
# Prostorsko kontrastna ločljivost

Človeško oko pri razpoznavanju vzorcev integrira signal preko določenega območja, zato za razpoznavnost strukture ni pomembno le razmerje kontrast/šum temveč tudi velikosti strukture.

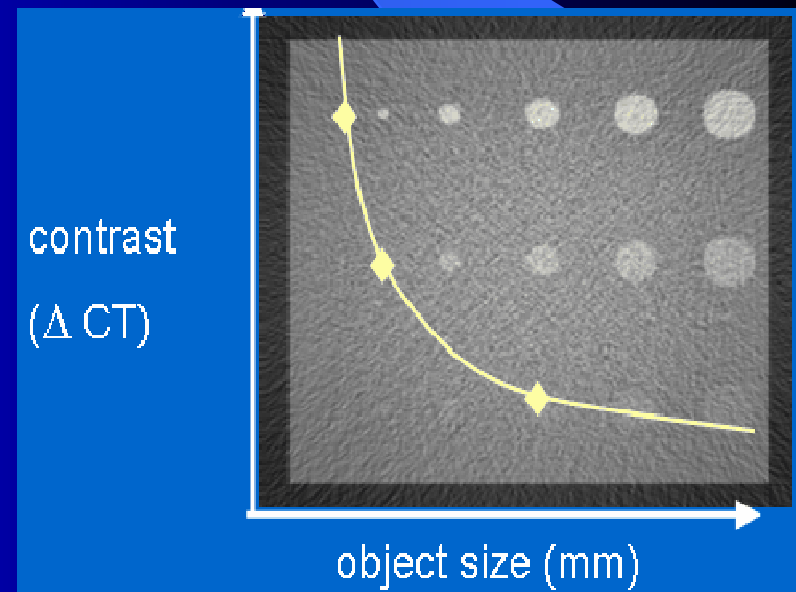
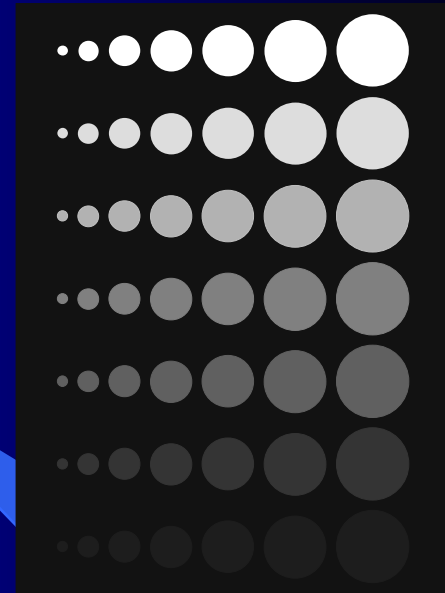
Prostorsko in kontrastno ločljivost slikovne metode lahko predstavimo tudi z zapisom, ki združuje obe lastnosti.



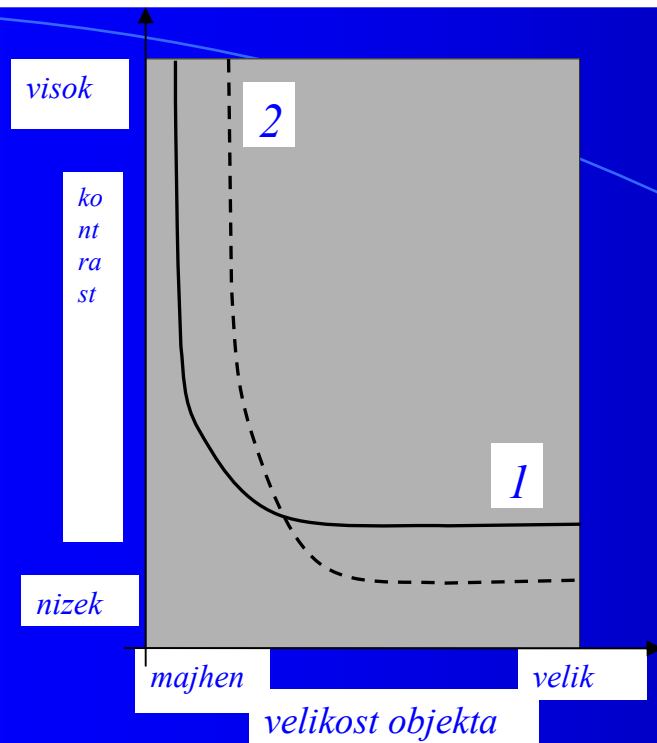
C-D fantom



- Zapis podaja krivulja odziva prostorsko kontrastne ločljivosti (contrast detail curve), ki predstavi kako sprememba prostorske ločljivosti vpliva na kontrastno ločljivosti in obratno.
- Krivuljo odziva prostorsko kontrastne ločljivosti dobimo s slikanjem testnega fantoma, ki ga sestavlja mreža objektov z različnimi lastnostmi.
- Od leve proti desni se objekti večajo, od spodaj navzgor pa se povečuje njihov lasten kontrast. V levem spodnjem kotu mreže so tako najmanjši objekti z nizkim lastnim kontrastom, ki jih bo slikovna metoda najtežje prepoznavno upodobila.



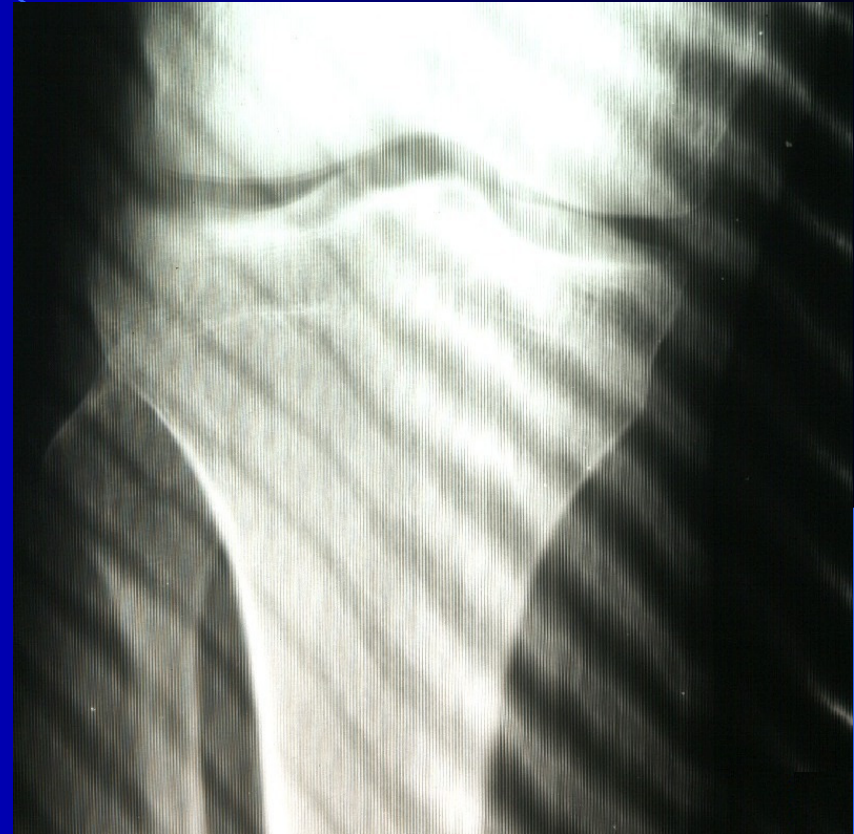




- Krivulja odziva prostorsko kontrastne ločljivosti slikovne metode je kar meja med objekti, ki jih metoda prepoznavno upodobi in tistimi, ki jih ne.
- Tako so objekti, ki ležijo nad krivuljo prepoznavno upodobljeni, ostali pa ne.
- Majhne objekte z nizkim lastnim kontrastom bo slikovna metoda težje prepoznavno upodobila na sliki.
- Krivulja predstavlja način za združitev informacije o
  - kontrastni ločljivosti (ki jo podaja CNR)
  - prostorski ločljivosti (ki jo podaja MTF)
- Prva metoda ima v primerjavi z drugo boljšo prostorsko in slabšo kontrastno ločljivost.

# Artefakti

- Artefakti so objekti na sliki, ki jih v slikanem objektu ni.
- Navadno so posledica poškodb in slabega vzdrževanja opreme kot npr.
  - praske, tujki, prah, ki se nahaja v radiografskih kasetah
  - vidnost radiografske rešetke
  - postopkov rekonstrukcije



# Izkrivljenost, deformacija podobe

- Izkrivljenost podobe pomeni spremembe oblike, velikosti, oziroma deformirano neenakomerno povečavo posameznih struktur in relativno umeščenoost struktur na sliki glede na dejanske lastnosti in položaj v objektu.

