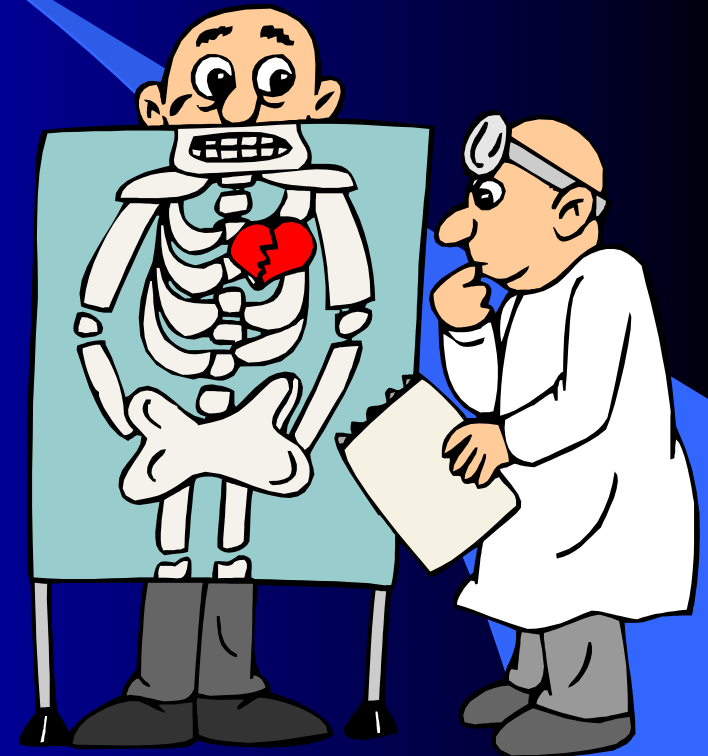


II.

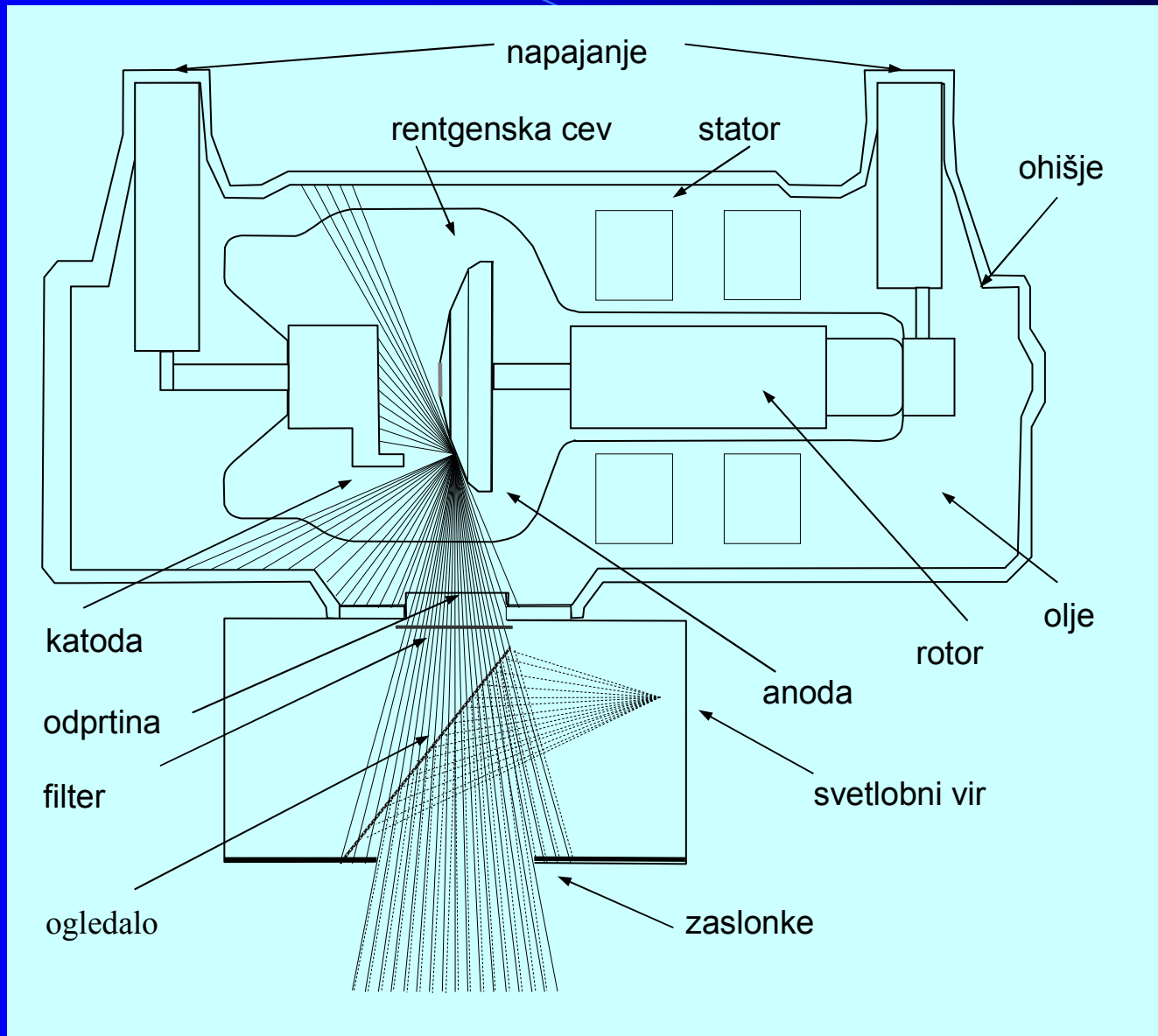
Rentgenski aparat

Vsebina

- rentgenska cev
- napajanje
- nastavitve parametrov rentgenskega aparata
- gretje in hlajenje
- zaslonke in svetlobni indikator polja
- filtracija
- sprejemniki



Zgradba sodobne rentgenske cevi

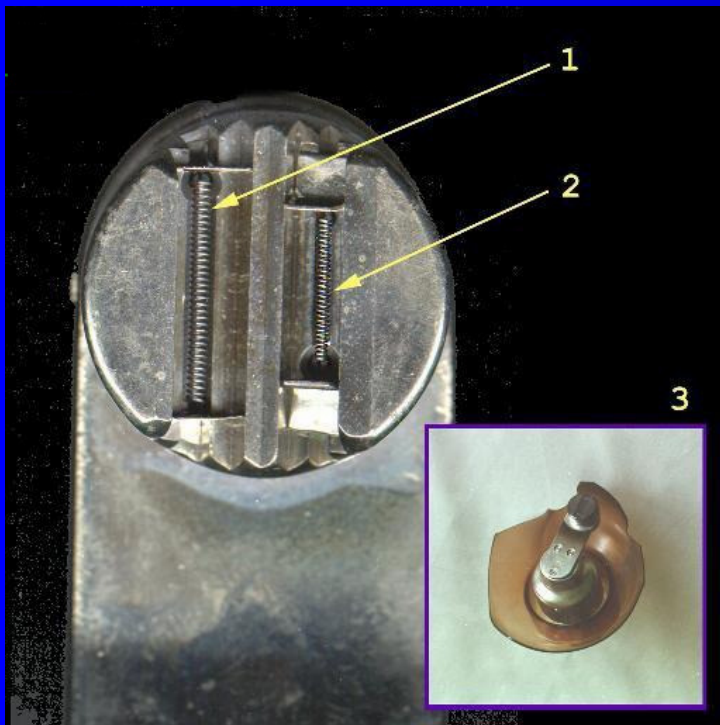


Rentgenska cev je evakuirana, da elektroni na svoji poti med elektrodama ne trkajo z molekulami plina.



Katoda

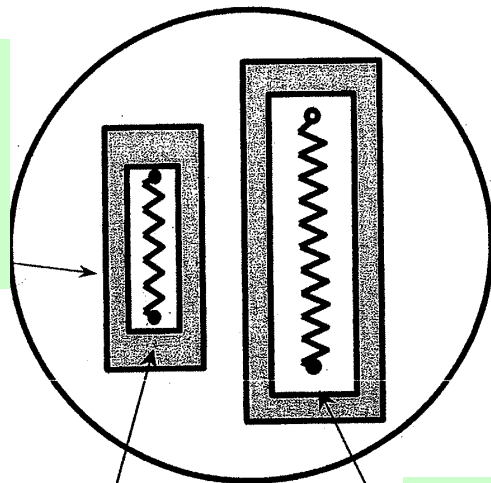
- Katoda je negativno naelektrena elektroda in služi kot vir elektronov. Elektrone dobimo s segrevanjem v spiralo zvite volframove žice.
- Katodo grejemo z močnim električnim tokom (nekaj amperov) pri nizki napetosti (10 V - 12 V).



1: dolga volframova žička
2: kratka volframova žička
3: katoda v rentgenski cevi

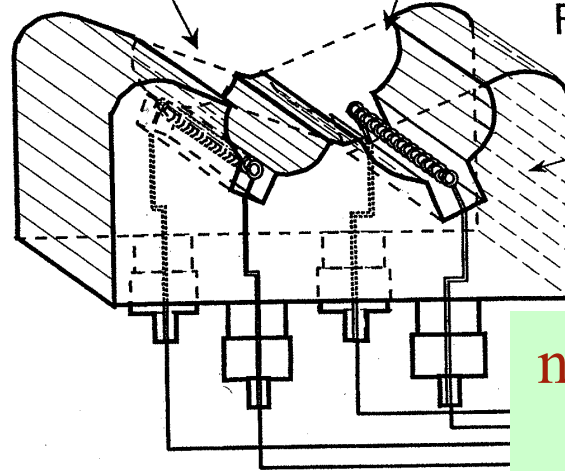
- Procesu izhlapevanja elektronov iz katode rečemo termična emisija.
- S posebno obliko vdolbine v kateri je spirala dosežemo, da se elektroni ne razpršijo po celotni cevi ampak se fokusirajo naravnost proti izbrani točki na anodi.
- Površina kamor zadevajo elektroni je zelo majhna in ji rečemo žarišče.

vdolbina za
usmerjanje
elektronov



malo gorišče

veliko gorišče

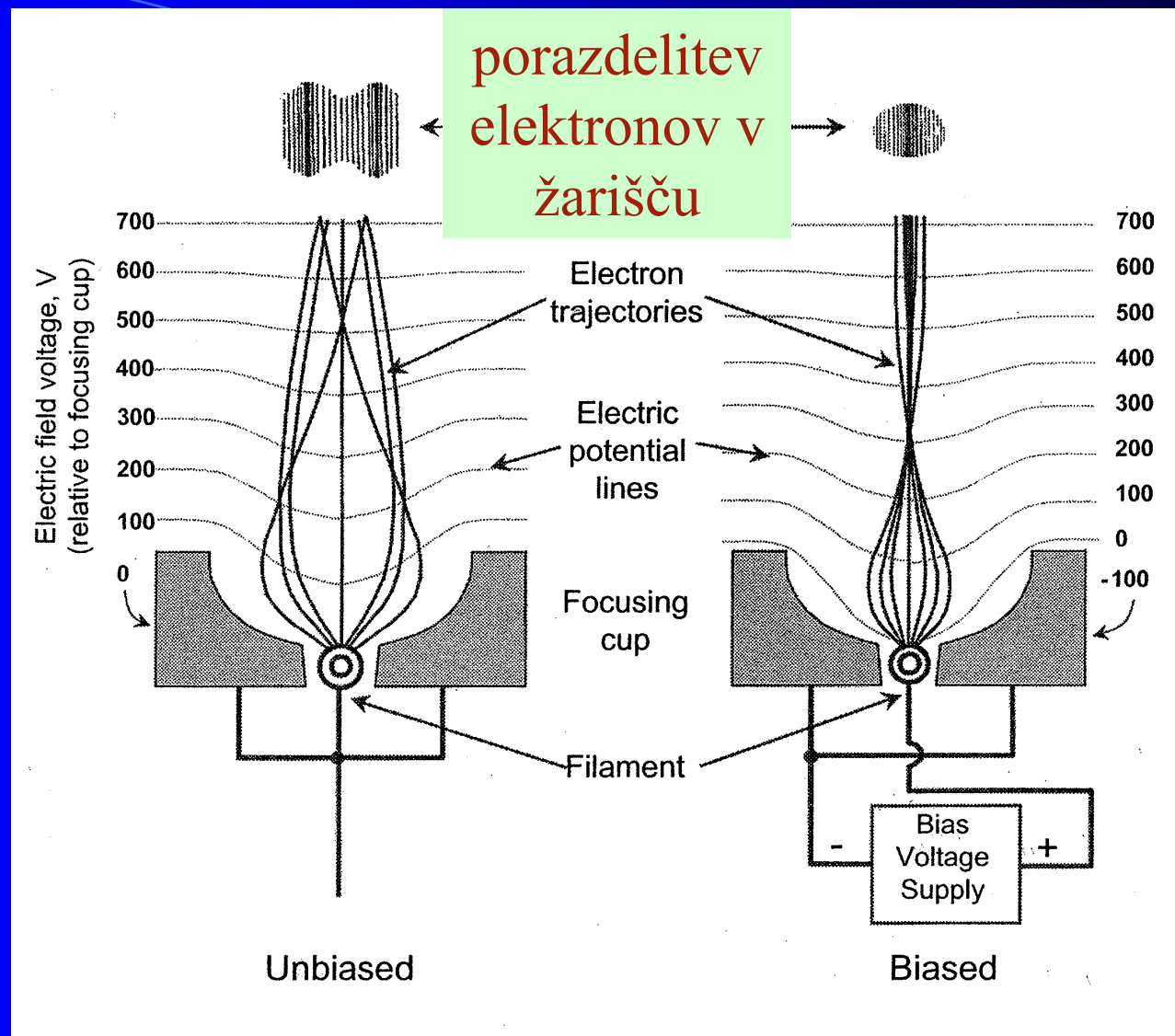


vdolbina s spiralama iz
volframovih žičk

napetost 10 V
tok 3-7 A

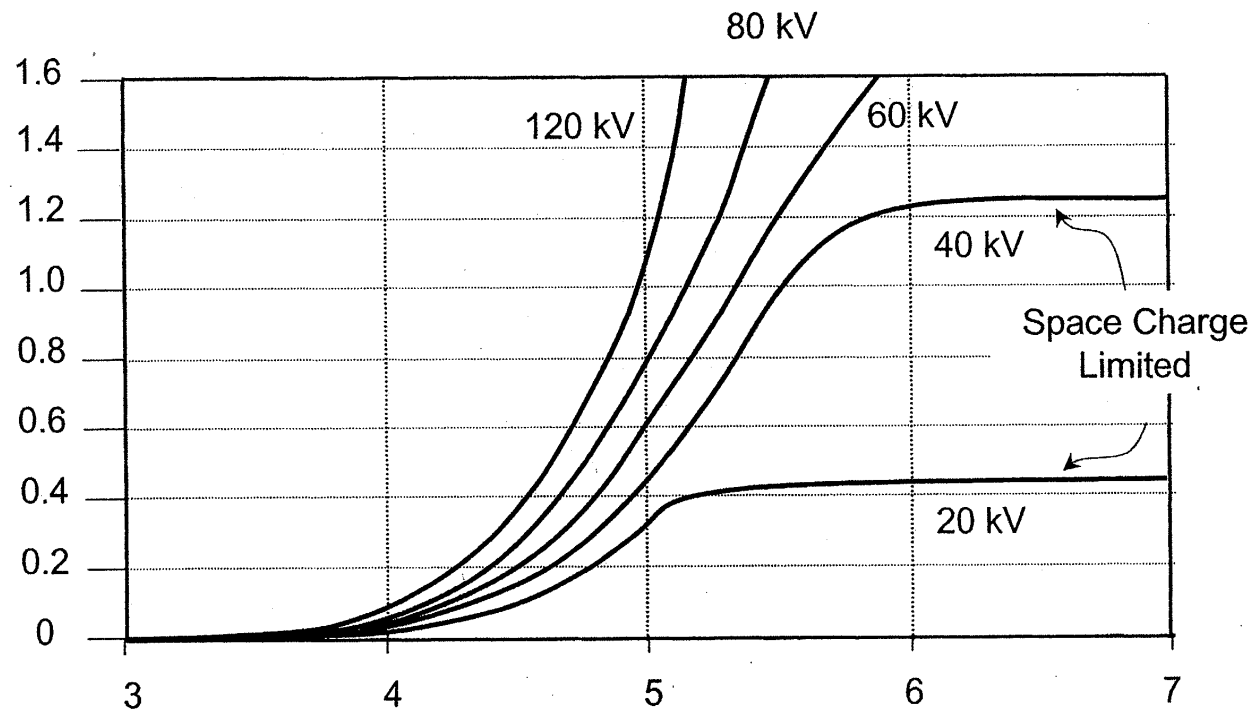
vdolbina s spiralama iz
volframovih žičk





- Priključitev vdolbine na negativen vir napetosti zmanjša raztros elektronov v žarišču

tok med katodo in anodo (A)



tok skozi katodno navitje (A)

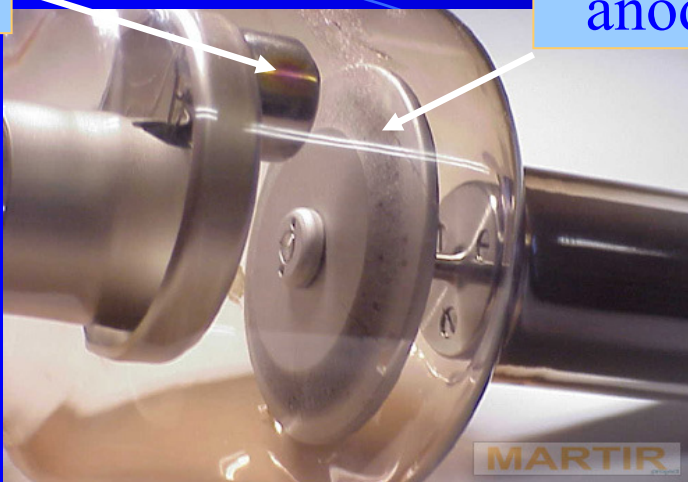
- V primerih, ko je tok skozi katodno navitje višji od 5A se pri napetostih med katodo in anodo, ki so manjše od 40 kV okoli katode ustvari oblak elektronov, ki pomembno zasenči vpliv električnega polja med katodo in anodo.
- Pri napetostih nad 60kV je senčenja manj, še vedno pa je pri istem toku skozi katodno navitje tok med katodo in anodo višji pri višjih napetostih med katodo in anodo.

Anoda

- Anoda je pozitivno naelektrena elektroda, ki pritegne elektrone iz katode in jih zaustavi.
- Debela kovinska anoda ima proti katodi visoko pozitivno napetost U .
- Električno polje med anodo in katodo pospeši elektrone in ti dosežejo kinetično energijo eU , ko udarijo na anodo.
- Žarišče (površina kamor zadevajo elektroni) je običajno iz volframa ($Z=74$), ki ima visoko tališče in visoko vrstno število, kar je pomembno pri izkoristku nastajanja rentgenske svetlobe.
- V mamografiji se uporabljajo anode iz molibdena ($Z = 42$) ali rodija ($Z = 45$).
- V anodi se sprošča velika količina toplote, ki jo je potrebno odvesti, da se zaradi pregrevanja ne poškoduje

katoda

anoda

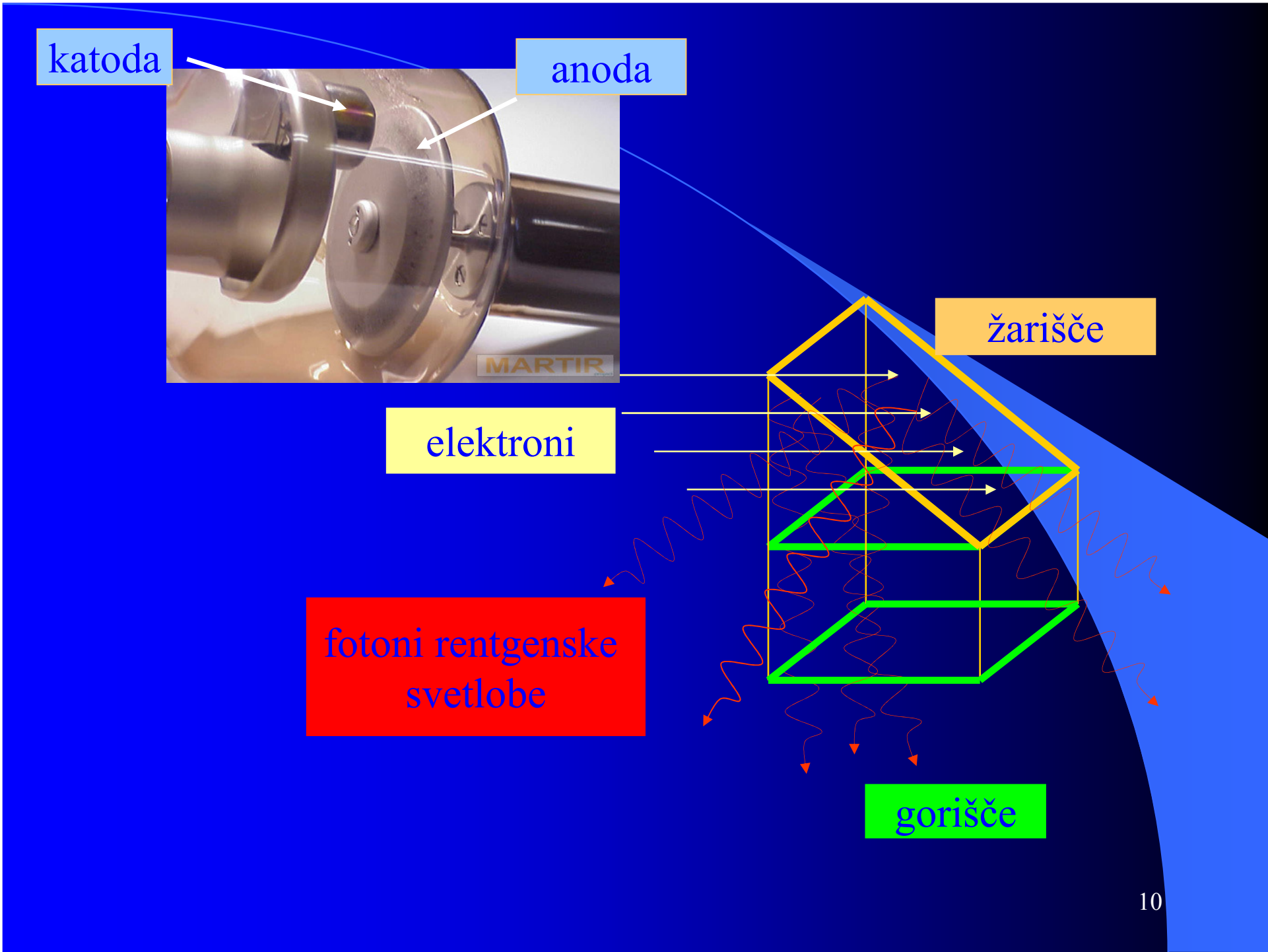


žarišče

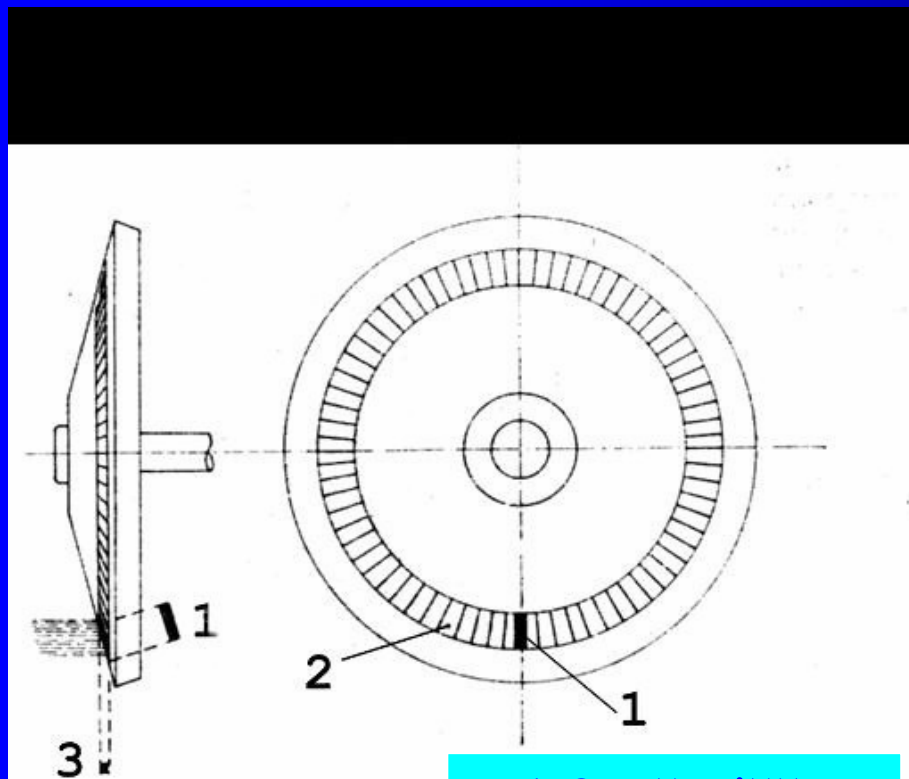
elektroni

fotoni rentgenske svetlobe

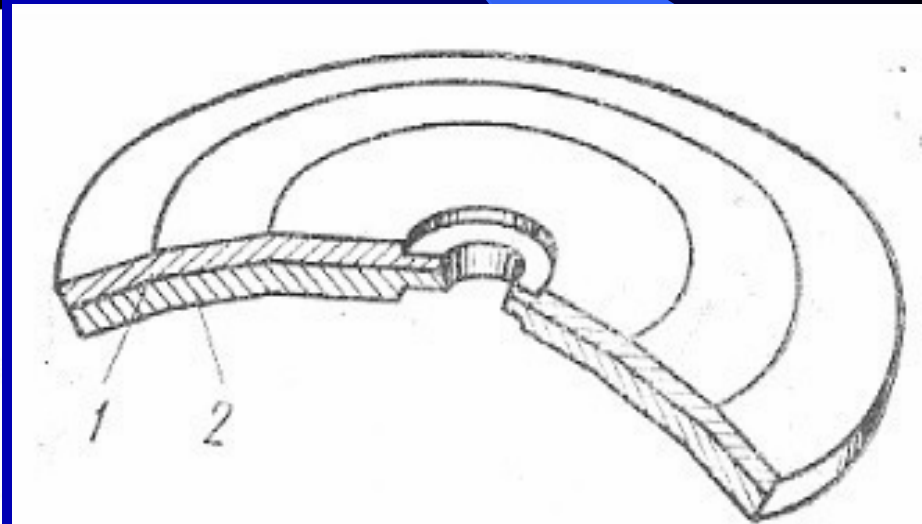
gorišče



- Manjše gorišče omogoča večjo prostorsko ločljivost na sliki, vendar predstavlja tudi precej večjo toplotno obremenitev anode.
- Večje gorišče omogoča izbiro daljših ekspozicijskih časov.
- Z vrtenjem dosežemo, da elektroni zadevajo cel pas anode namesto le določeno točko. Tudi z nagibom spreminjamo velikost površine kamor zadevajo elektroni.

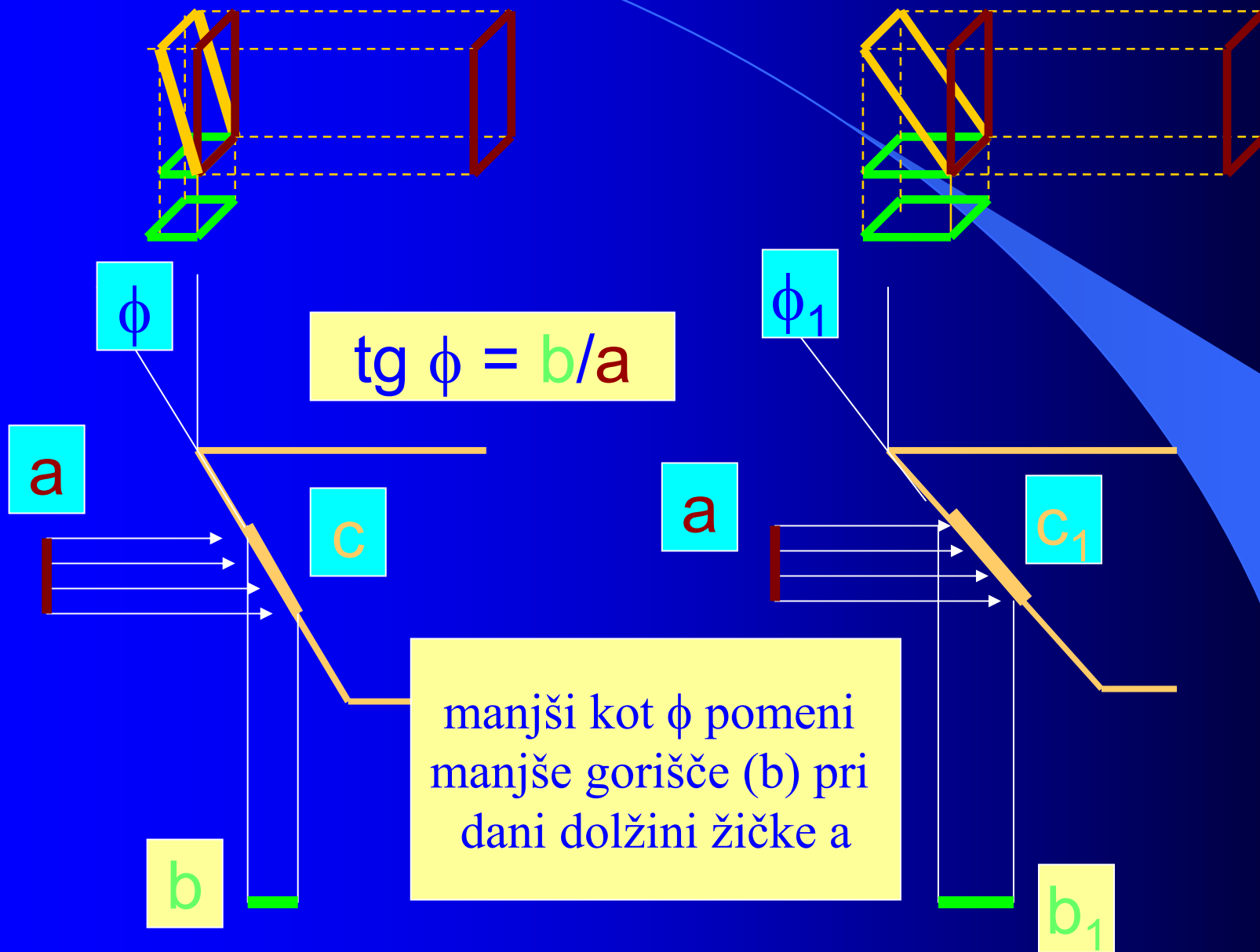


1,2 - žarišče
3-gorišče



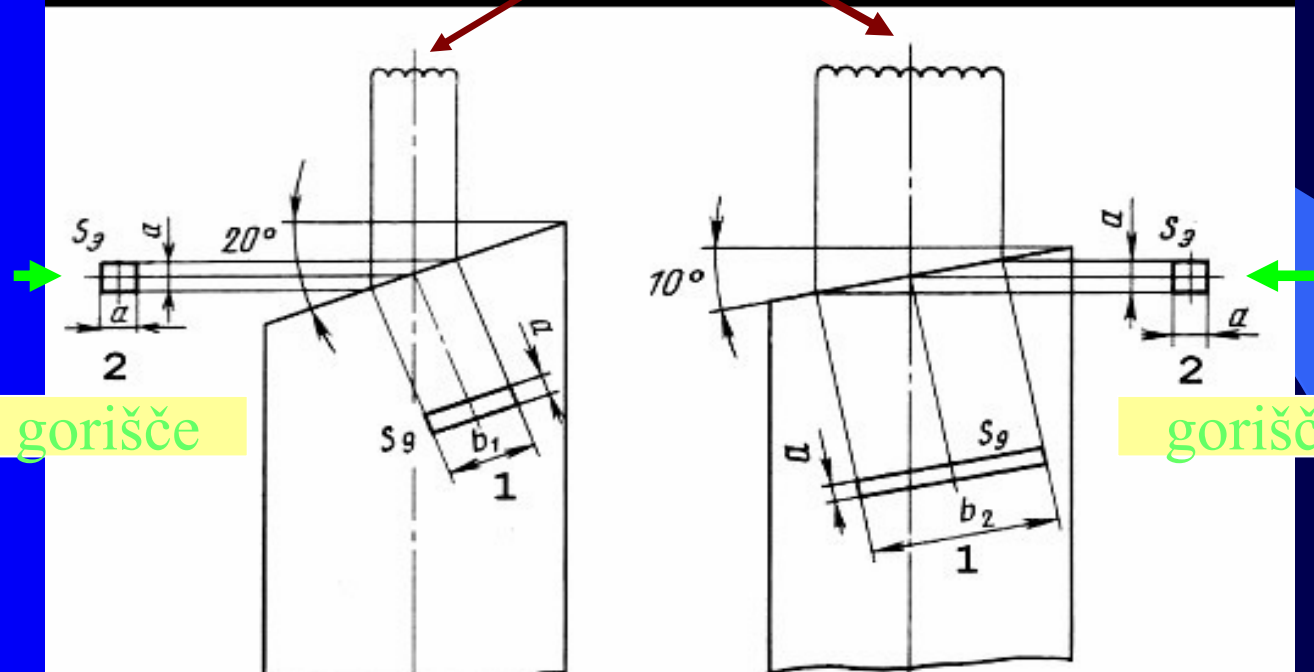
anoda s pasovoma z različnima naklonoma

Različni nagib anodne površine



Različni nagib anodne površine in dolžine spiralne žičke

dolžina spiralne žičke- katode



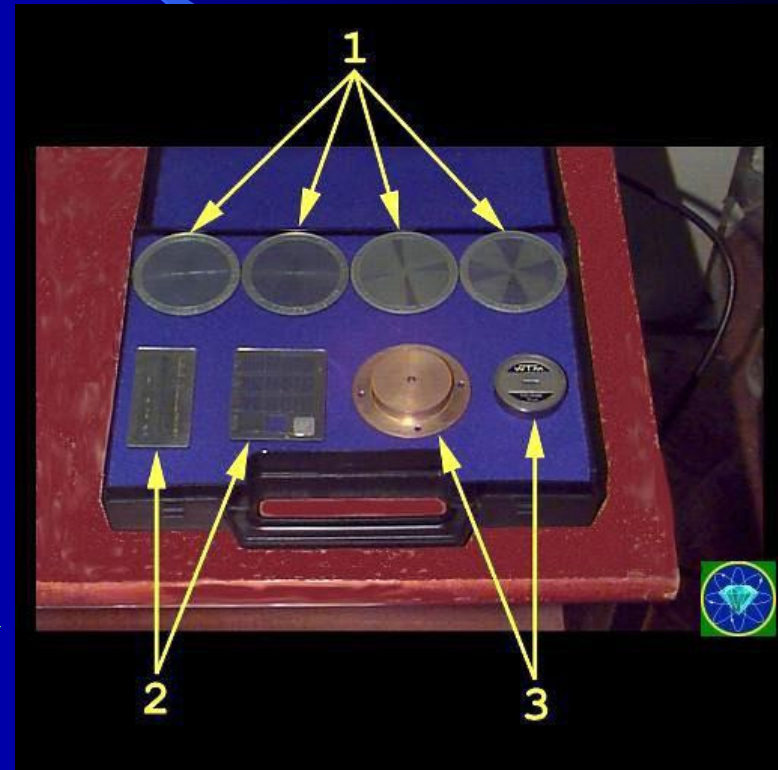
Kombinacija različnih nagibov anodnih površin in dolžin spiralnih žičk katode lahko pomeni enako velikost gorišča

Velikost gorišča lahko določimo

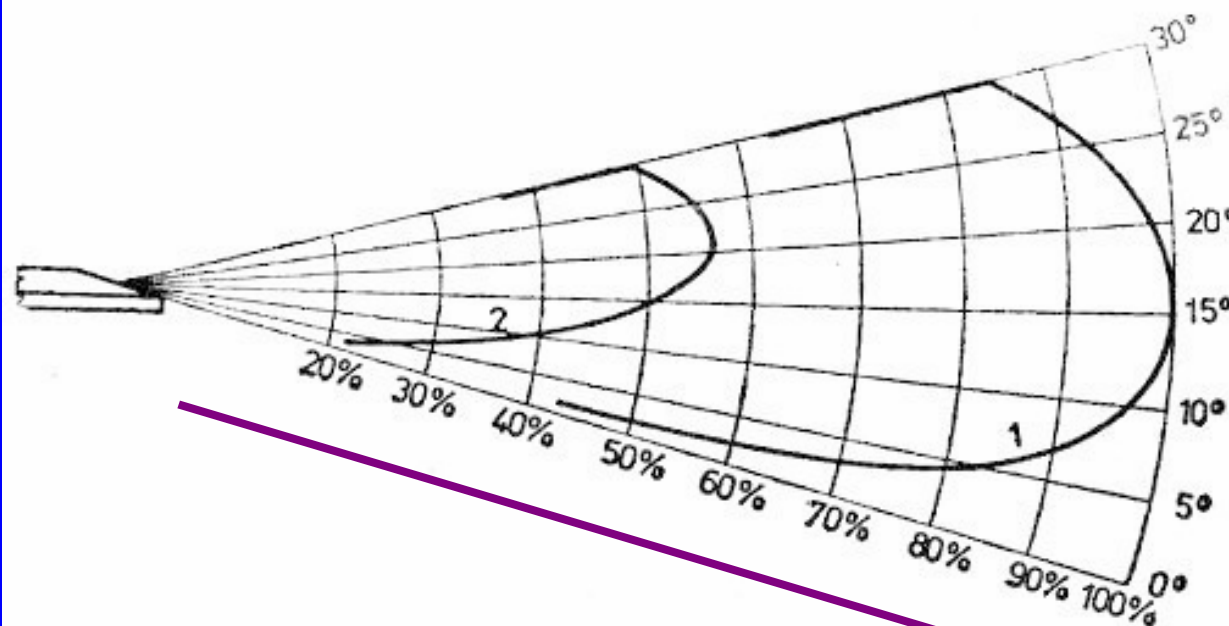
- s ploščo z vrezanim zvezdastim vzorcem, ki jo položimo na nosilec, tako da poznano razdaljo do sprejemnika. Iz radiograma določimo razdaljo od srede zvezde do mesta, kjer so črte razmazane.
- z uporabo pinhole kamere,

Pripomočki za izvedbo meritev velikosti fokusne točke in ločljivosti

- 1 – plošče z vrezanim zvezdastim vzorcem različnih ločljivosti
- 2 - testni objekti za meritev ločljivosti
- 3 – pinhole kamera



Prostorska porazdelitev jakosti rentgenske svetlobe



jakost rentgenske svetlobe

Učinek anodnega roba(heel effect) strm padec jakosti rentgenske svetlobe na anodni strani

kotna odvisnost

1 – nova rentgenska cev
2 – stara rentgenska cev

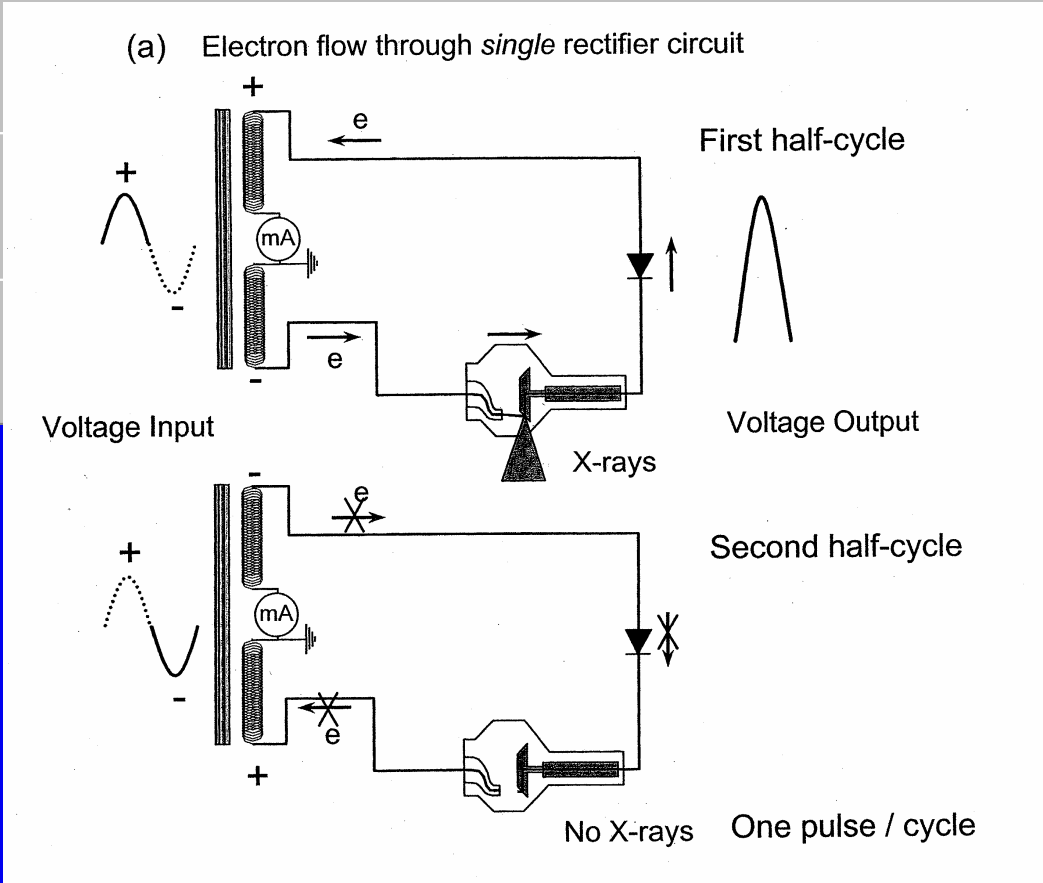
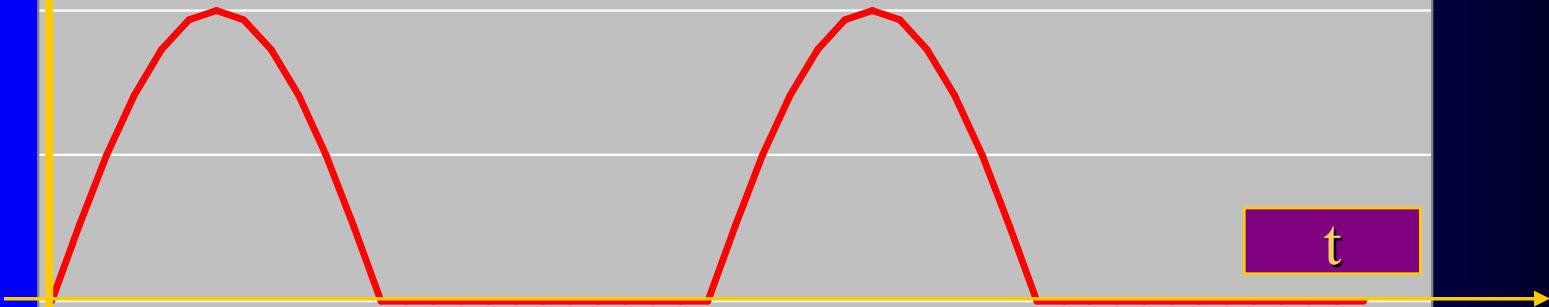
Napajanje

- Omrežna napetost nima primerne oblike za neposredno uporabo v rentgenskem aparatu.
- Generator rentgenskega aparata zato omrežno napetost najprej ustrezno transformira in nato še usmeri.
- Generator rentgenskega aparata je sestavljen iz dveh transformatorjev.
- Transformator za nizke napetosti spreminja omrežno napetost v nizko napetost velikosti okoli deset voltov (V) za gretje in razžaritev katodnega navitja, medtem ko transformator za visoko napetost spreminja omrežno napetost v izbrano visoko napetost več deset kilovoltov (kV).

- V rentgenski cevi je potrebno zagotoviti, da potujejo elektroni le v smeri od katode proti anodi. Zato je potrebno izmenično omrežno napetost, preden jo priključimo na elektrodi rentgenske cevi poleg tega, da jo transformator spremeni v visoko napetost še usmeriti.
- Usmernik spremeni oziroma usmeri izmenično napetost v enosmerno. Poznamo več načinov usmerjanja, ki se razlikujejo po obliki izhodne napetosti.
- Visokofrekvenčni generatorji omogočajo preoblikovanje omrežne napetosti v skoraj konstantno napetost, ki zagotavlja najstabilnejše delovanje rentgenske cevi in s tem rentgenskega aparata

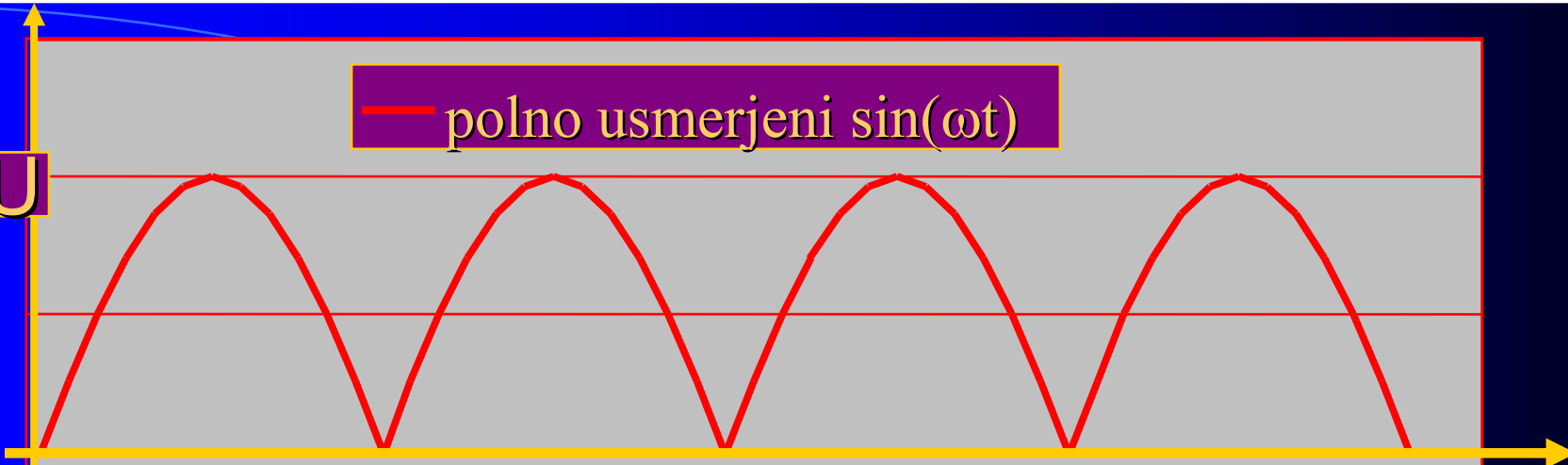
U

— polovično usmerjeni $\sin(\omega t)$



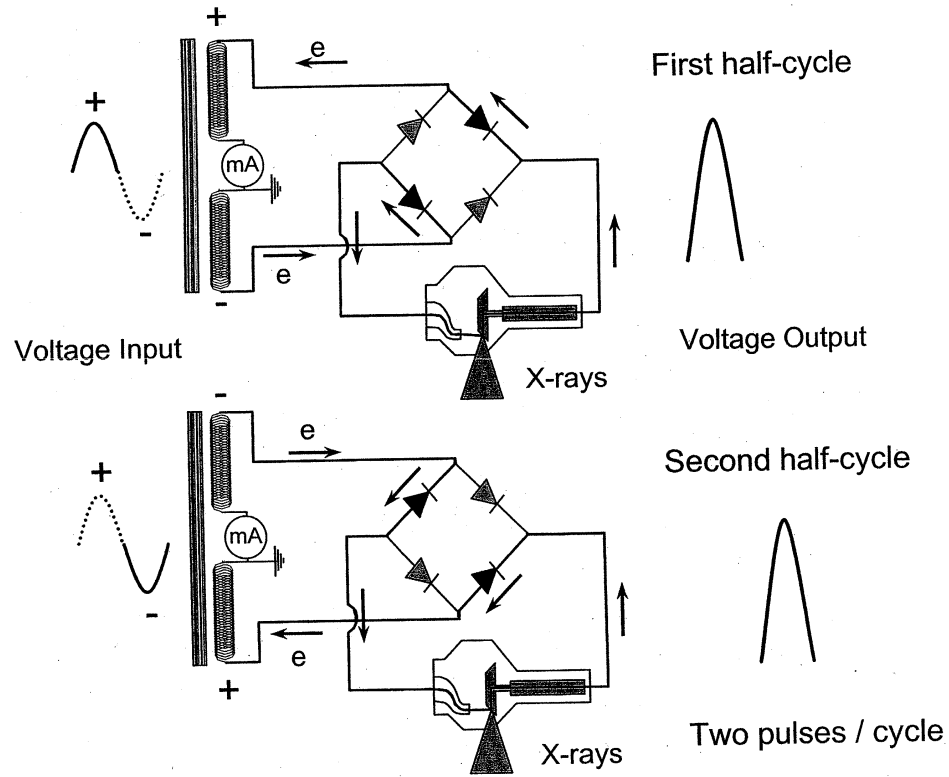
— polno usmerjeni $\sin(\omega t)$

U



t

(b) Electron flow through *bridge* rectifier circuit



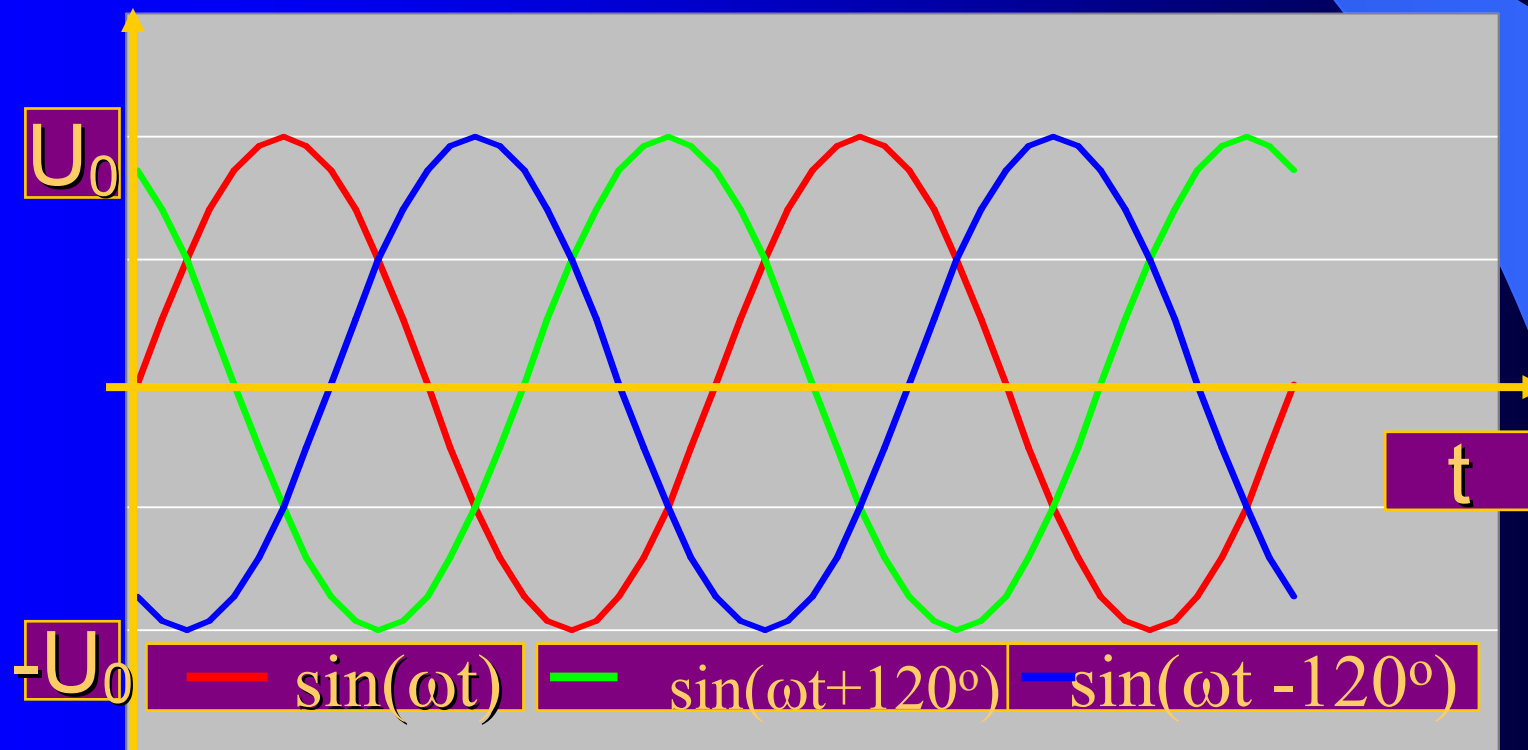
Trifazna napetost

- Pri trifazni napetosti govorimo o štirih vodnikih (ničelnem) ter treh faznih z oznakami R,S, T.
- Med ničelnim in posameznimi faznimi vodniki so fazne napetosti, ki jih lahko zapišemo

$$U_{R0} = U_0 \sin(\omega t - 120^\circ)$$

$$U_{S0} = U_0 \sin(\omega t + 120^\circ)$$

$$U_{T0} = U_0 \sin(\omega t)$$



- Med faznimi vodniki so medfazne napetosti, ki jih zapišemo z uporabo adicijskega teorema

$$U_{SR} = U_{S0} - U_{R0} = U_0 \sin(\omega t + 120^\circ) - U_0 \sin(\omega t - 120^\circ)$$

$$U_{RT} = U_{R0} - U_{T0} = U_0 \sin(\omega t - 120^\circ) - U_0 \sin(\omega t)$$

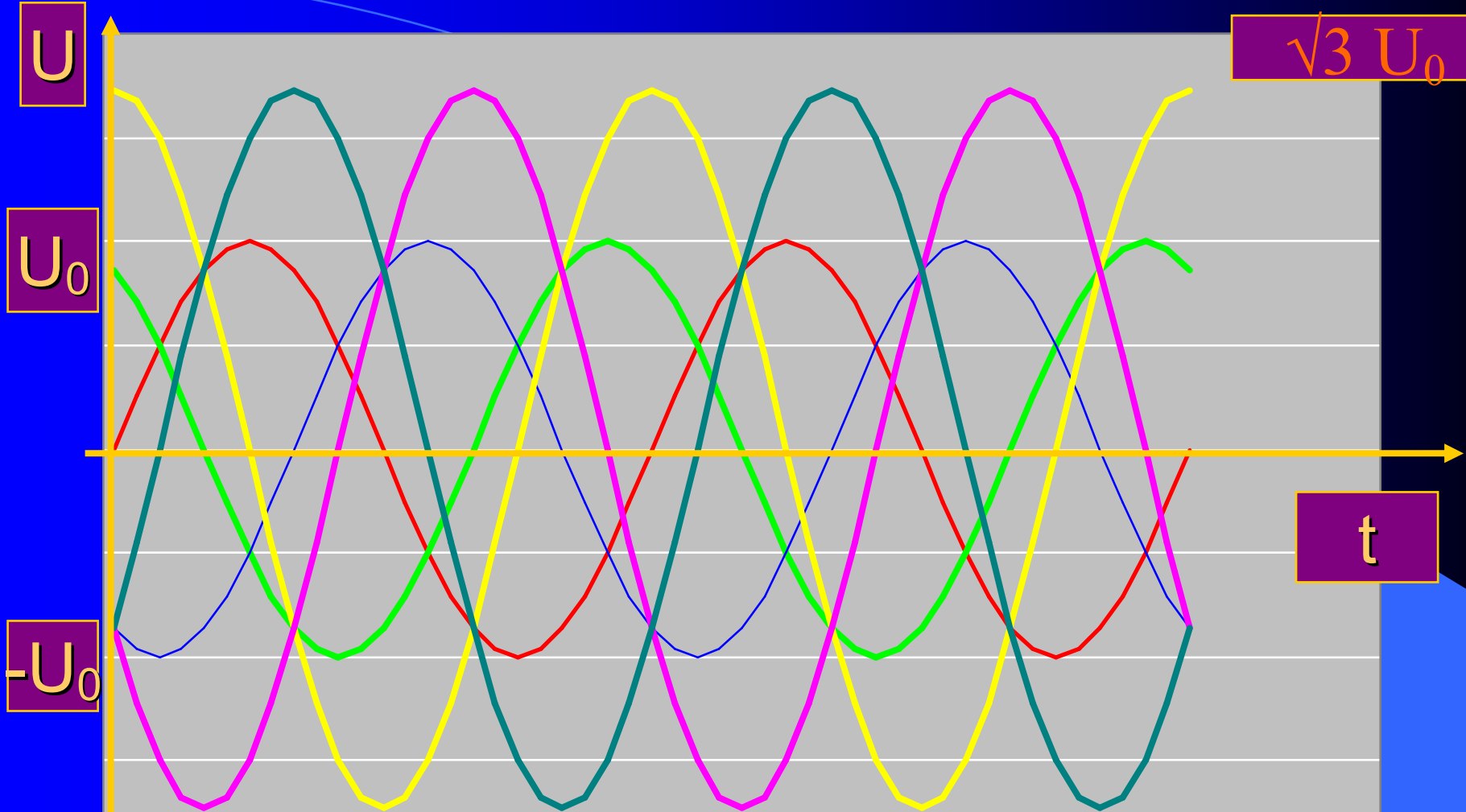
$$U_{TS} = U_{T0} - U_{S0} = U_0 \sin(\omega t) - U_0 \sin(\omega t + 120^\circ)$$

$$U_{SR} = \sqrt{3} U_0 \sin(\omega t + 90^\circ)$$

$$U_{RT} = \sqrt{3} U_0 \sin(\omega t + 210^\circ)$$

$$U_{TS} = \sqrt{3} U_0 \sin(\omega t + 330^\circ)$$

$\sqrt{3} U_0$



— $\sin(\omega t)$

— $\sin(\omega t + 120^\circ)$

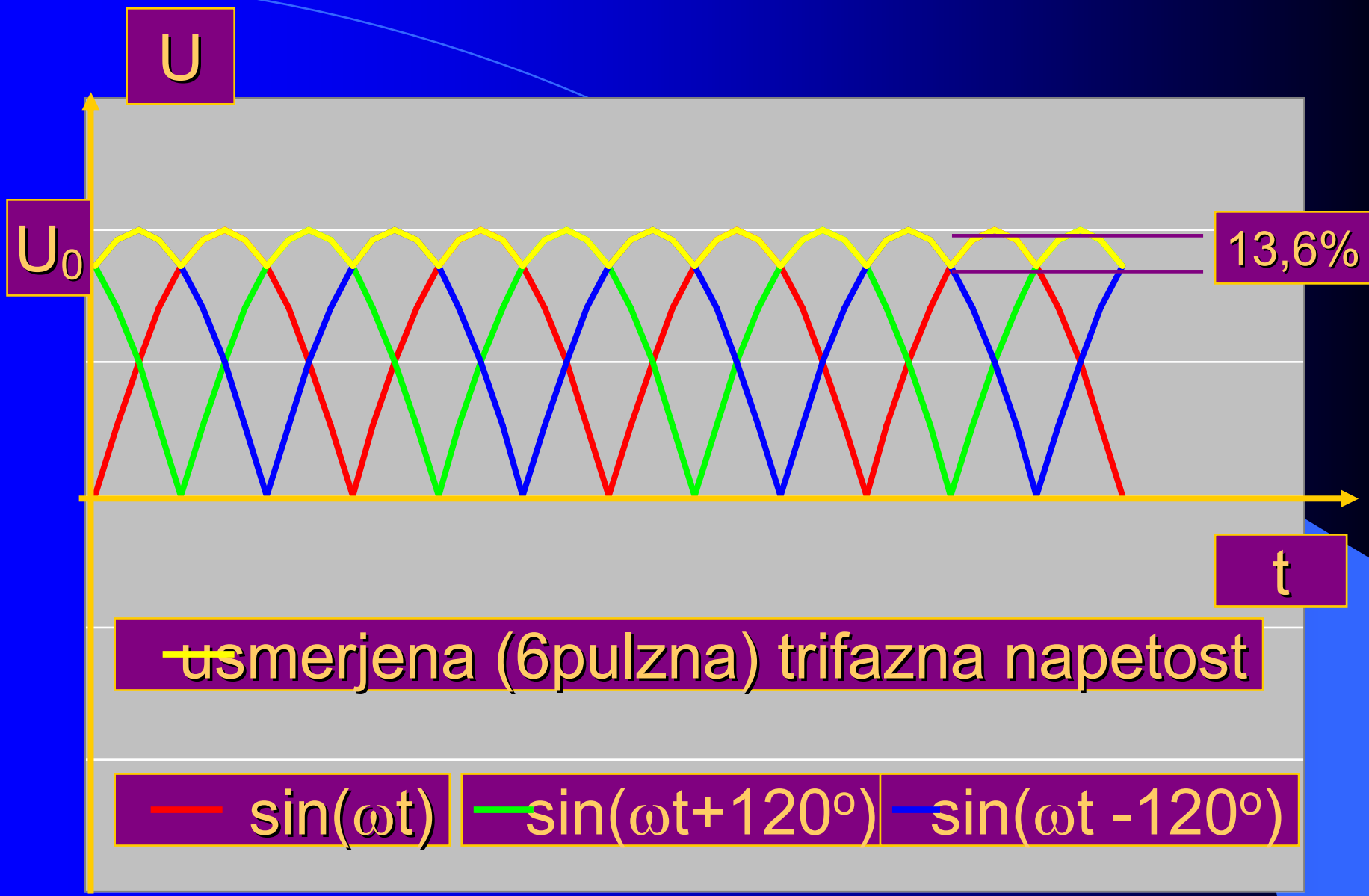
— $\sin(\omega t - 120^\circ)$

— $\sin(\omega t + 90^\circ)$

— $\sin(\omega t + 210^\circ)$

— $\sin(\omega t + 330^\circ)$

- Generator rentgenskega aparata vrednosti večpulznih trifaznih usmerjenih napetosti ne sešteva, ampak kot izhodno napetost izbere vedno tisto, ki je v danem trenutku največja.
- Tako se pri 6 pulzni usmerjeni napetost, vrednost spreminja le za 13,6 %, (en pulz prispeva k 1/6 nihaja) pri 12 pulzni pa le za 3,4% (en pulz prispeva k 1/12 nihaja).
- Novejši aparati uporabljajo visokofrekvenčne generatorje (več kot 12 pulzov) pri katerih je anodna napetost praktično konstantna.



U

U_0

3,4%

t

usmerjena (12 pulzna) trifazna napetost

Nastavitve parametrov rentgenskega aparata

- Posamezno ekspozicijo, ki pomeni izvedbo slikanja ali presvetljevanja z virom sevanja oziroma načrtovano obsevanje, opredeljujejo naslednji parametri :
- napetost U (ponavadi jo podajamo v enotah kV),
- tok I v enotah (mA) ter
- ekspozicijski čas t v enotah (s),

včasih podajamo tudi vrednost produkta toka in ekspozicijskega časa v enotah (mAs).

- Za optimalno počrnitev radiograma skrbi sistem za samodejni nadzor osvetlitve sprejemnika (AEC Automatic Exposure Control)
- Sistem samodejno prekine ekspozicijo, ko merjena količina doseže vnaprej določeno vrednost, ki zagotavlja, da je sprejemnik obsevan s takšno dozo, da bo njegova počrnitev v optimalnem območju.
- Pri analognih sistemih vsebuje merilnike sevanja (ionizacijske celice ali scintilator), ki so nameščeni pod kaseto s filmom in merijo sevanje, ki je prišlo skozi film.
- Pri digitalnih sistemih pa se uporabijo kar podatki iz sprejemnika

- Pri uporabi sistema lahko nastavimo
 - vrednost napetosti,
 - pri nekaterih aparatih izberemo še tok I (mA) ali produkt toka in ekspozicijskega časa (mAs), ki ga ekspozicija ne sme preseči.
- Pri povsem avtomatiziranem delovanju sistema nadzora osvetlitve na podlagi izmerjene ionizacije po kratki 100 ms trajajoči predekspoziciji sistem ugotovi lastnosti slikanega objekta in izbere ustrezno nastavitvev napetosti na rentgenski cevi, filter in v nekaterih primerih celo snov iz katere je primernejše gorišče na anodi.
- Pri uporabi avtomatske kontrole trajanja ekspozicije moramo posebno pozornost posvetiti namestitvi pacienta glede na položaj merilnih točk. Te so navadno tri, uporabljamo pa jih lahko posamič ali vse skupaj- v tem primeru sistem povprečuje preko izmerjenih vrednosti vseh detektorjev.

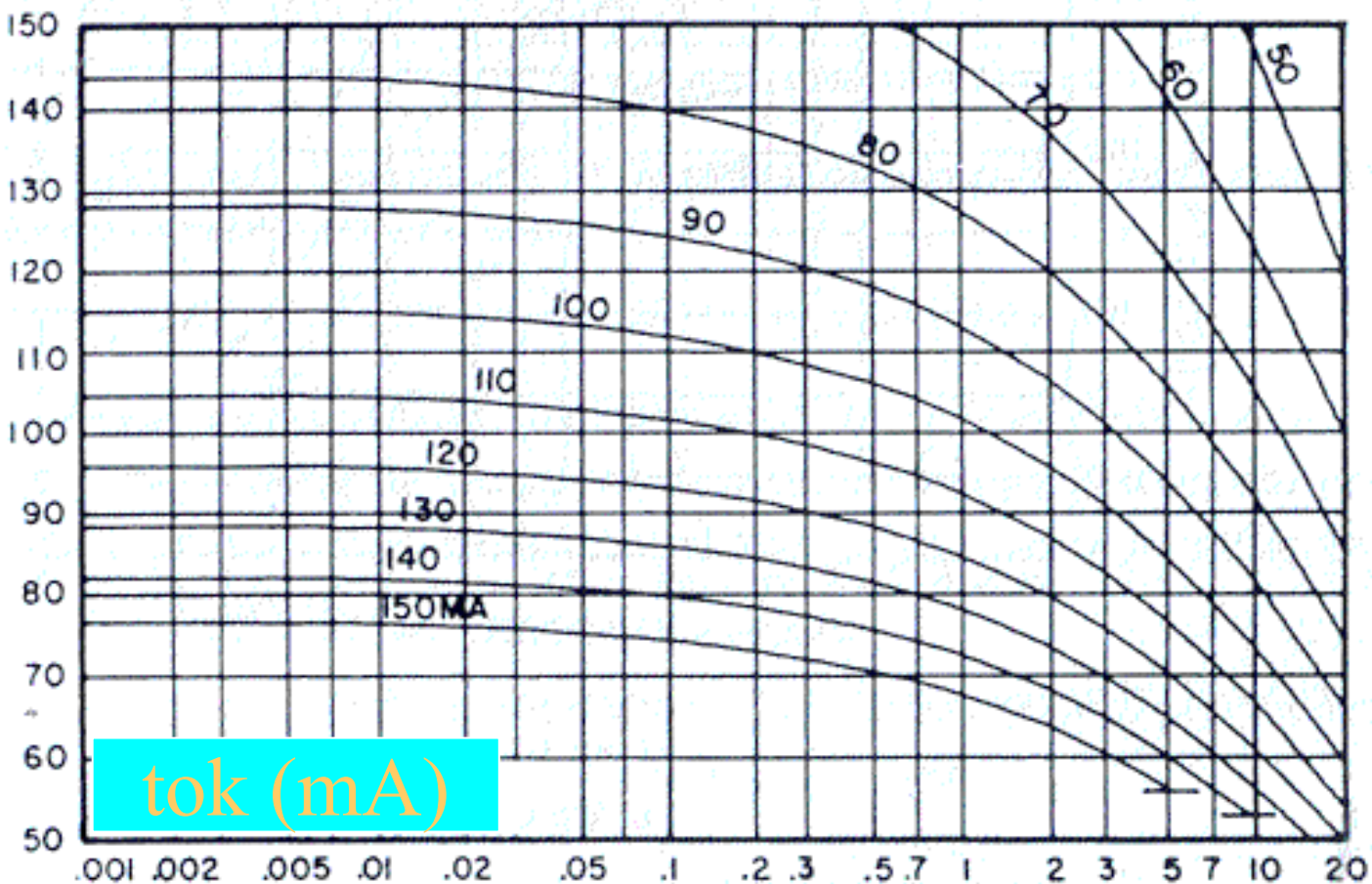
Segrevanje rentgenske cevi

- V rentgenski cevi se večji del (99%) električne energije pretvori v toplotno le ostanek v rentgensko svetlobo. To pa je glavna omejitev pri uporabi rentgenskih cevi.
- Prenos toplote povzroči dvig temperature sestavnih delov cevi. Če je le ta previsoka lahko pride do poškodb sestavnih delov rentgenske cevi.

Diagrami dovoljenih vrednosti parametrov

- Diagram, krivulje, ki opisujejo največje dovoljene ekspozicijske čase, pri dani napetosti in toku na rentgenski cevi (tube rating chart)
- Poznamo stacionarne in rotirajoče anode s hitrostjo od 3000 obratov na minuto do 10000 obratov na minuto
- Diagrami dovoljenih vrednosti parametrov pri polno usmerjeni sinusni napetosti za dve velikosti gorišč in dveh hitrosti vrtenja anode :

največja napetost U(kV)

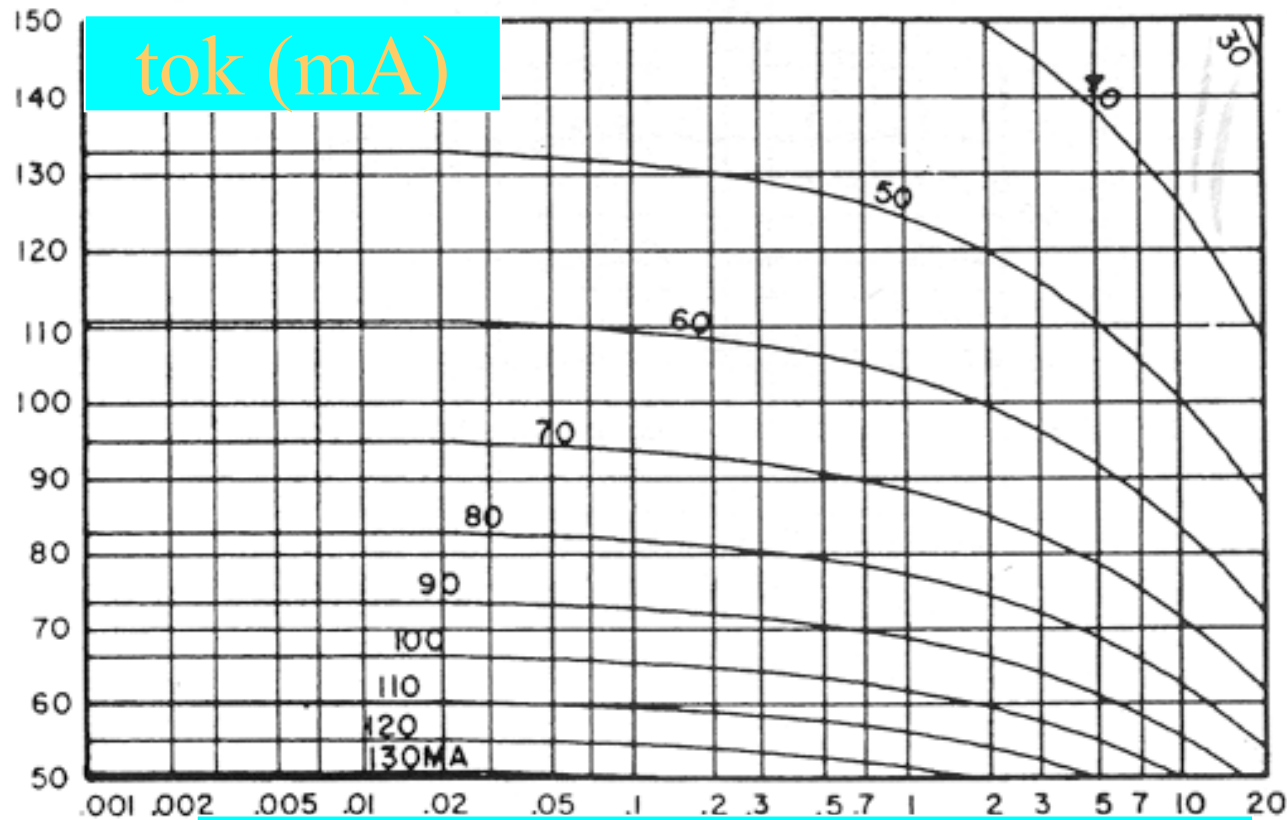


tok (mA)

ekspozicijski čas (s)

gorišče : 0,3 mm
visoka hitrost vrtenja anode

največja napetost U(kV)

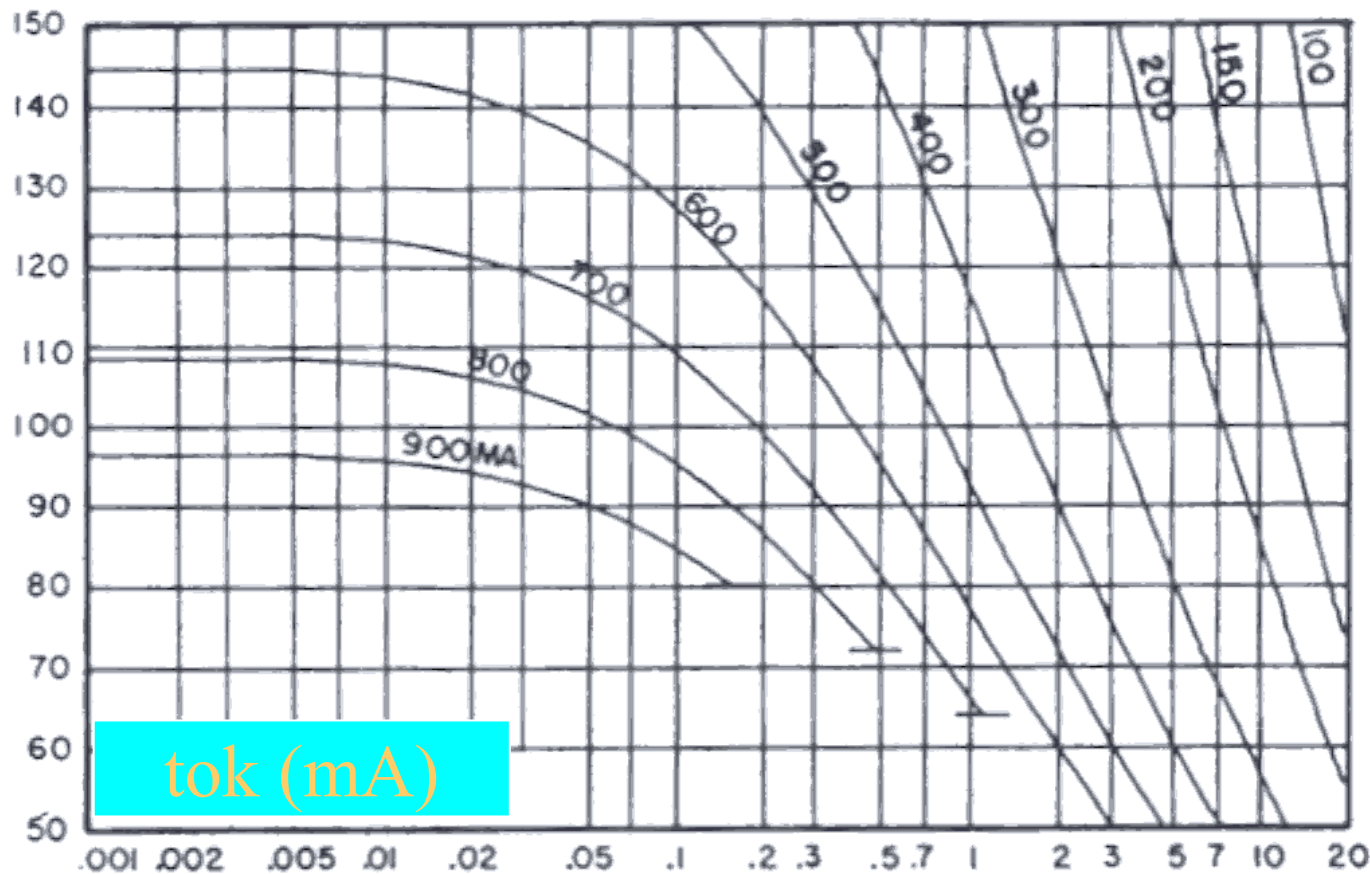


ekspozicijski čas (s)

gorišče: 0,3 mm

nizka hitrost vrtenja anode

največja napetost U(kV)



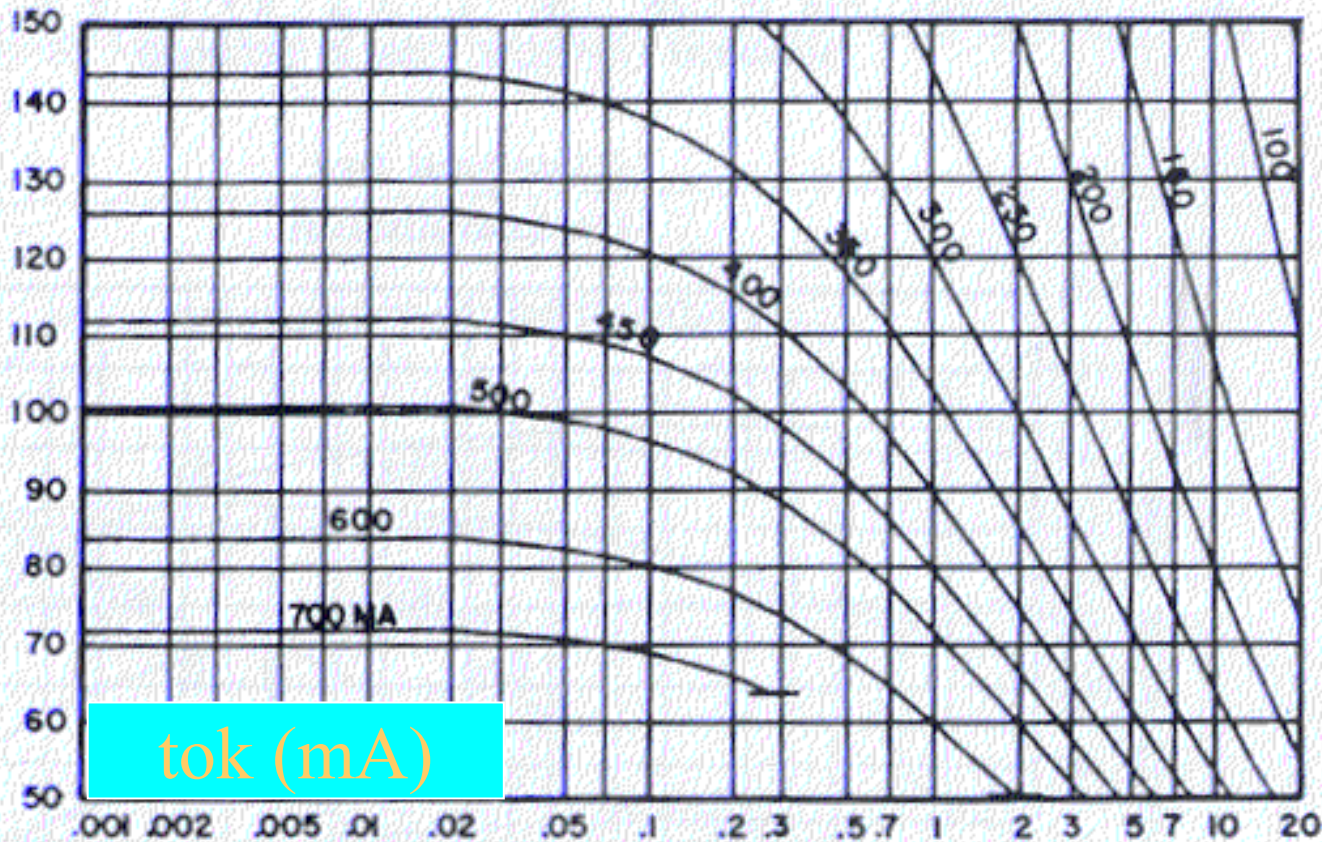
tok (mA)

ekspozicijski čas (s)

gorišče: 1,0 mm

visoka hitrost vrtenja anode

največja napetost U(kV)



tok (mA)

ekspozicijski čas (s)

gorišče: 1,0 mm

nizka hitrost vrtenja anode

Zaslonke

- Ohišje rentgenske cevi in zaslonke za omejevanje snopa sevanja morajo biti zgrajeni tako, da prepuščajo samo v smeri, v kateri iz cevi izhaja koristen snop sevanja.
- Vsako izhajanje sevanja v neželeni smeri imenujemo puščanje.
- Obsevalno polje prilagajamo velikosti področja, ki ga presevamo. Zato so v ohišju rentgenskega aparata vgrajene svinčene zaslonke.

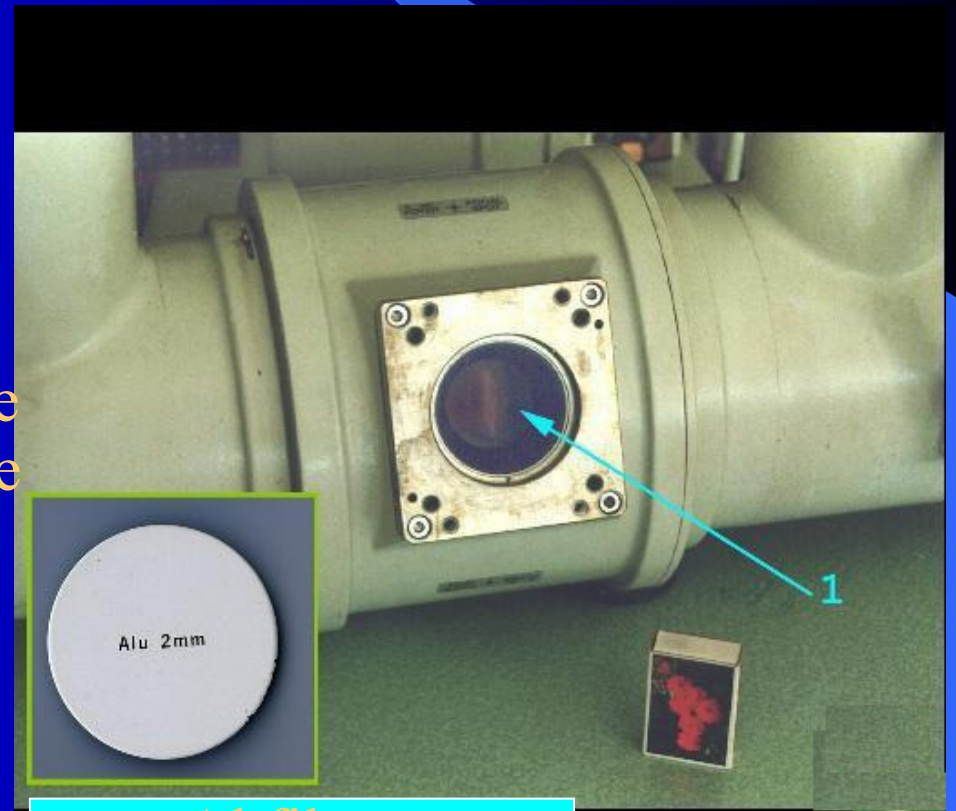


Svetlobni indikator velikosti polja

- Pred zaslonkami je še svetlobni indikator velikosti polja, ki osvetljuje objekt in s tem označuje področje obsevalnega polja.
- Pomembno je, da se svetlobno polje ujema z dejanskim sevalnim poljem, saj s tem dosežemo obsevanost le tistega dela, ki ga presevamo in minimalno obsevanost sosednjih tkiv.
- Ujemanje svetlobnega in sevalnega polja imenujemo kongruenca

Filtracija

- Snop rentgenske svetlobe gre preden pade na objekt še skozi stekleno ohišje cevi in skozi dodatne filtre (Al ali Cu).
- S filtracijo se znebimo nizkoenergijskih fotonov rentgenske svetlobe, ki jih drugače zaustavijo že zgornje plasti tkiva in ne dosežejo tkiva. Nizkoenergijski fotoni prispevajo k prejeti dozi ne pa tudi k izboljšanju radiograma.
- Spekter sevanja, ki ga prepusti filter, vsebuje relativno več visokoenergijskih fotonov zato postaja trši.
- Z dodajanjem filtrov se zmanjšuje jakost rentgenske svetlobe, zato je potrebno ustrezno podaljševati trajanje ekspozicije.
- Pri nekaterih aparatih lahko filtre menjavamo in tako poiščemo idealno filtracijo za izbrano preiskavo.

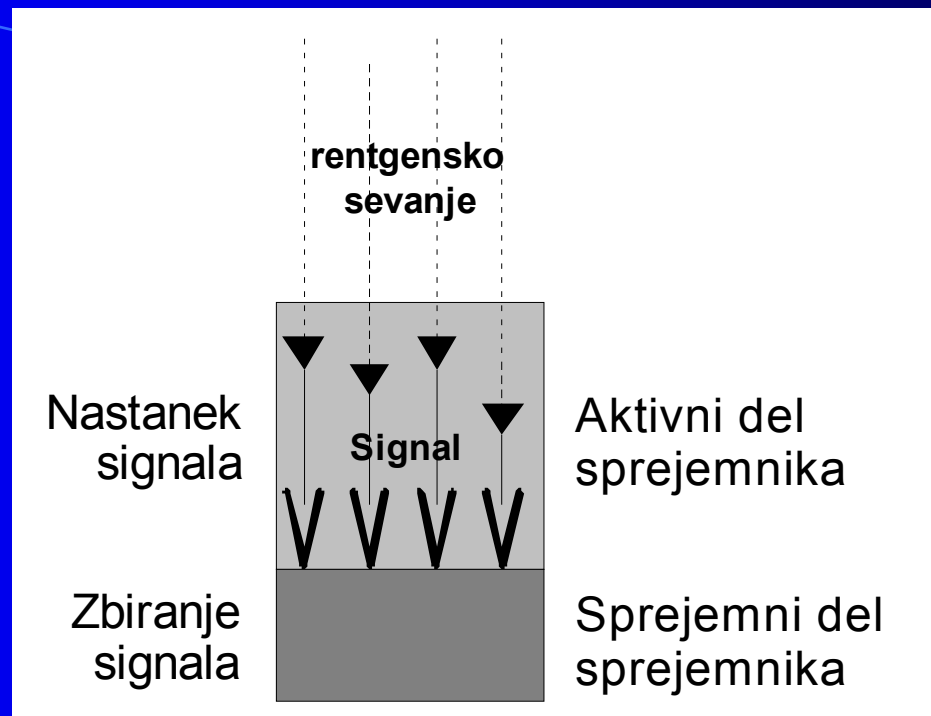


Al filter,
2 mm

Slikovni sprejemniki

- Slikovni sprejemnik v rentgenografiji je medij oziroma naprava, kjer nastane slika.
- Namen sprejemnika je zaznavanje oziroma merjenje rentgenske svetlobe, ki pride skozi slikan objekt in pretvorba v obliko primerno za prikaz.
- Ko homogen snop rentgenske svetlobe, ki nastane v rentgenski cevi, zadane slikani objekt (pacienta), pride v njem do različnih oslabitev.
- Za pacientom sevalni snop ni več homogen ampak ima različne jakosti. Prav različne jakosti v izstopnem snopu so nosilec informacij o tem, kako je objekt sestavljen.

- Slikovni sprejemnik prepuščeno rentgensko svetlobo zazna in pretvori v signal. Ta je lahko analogen (počrnitev, električni tok) – v tem primeru govorimo o analognih (klasičnih) slikovnih sprejemnikih, ali pa sam sprejemnik signal še digitalizira – tedaj govorimo o digitalnih slikovnih sprejemnikih.
- Med klasične slikovne sprejemnike sodijo rentgenski filmi in ojačevalniki slike.
- Digitalne sprejemnike pa razdelimo v tri skupine in sicer
 - slikovne plošče (načinu rečemo tudi računalniška radiografija (CR – Computed Radiography),
 - neposredne (direktne) digitalne sprejemnike, ki rentgensko svetlobo pretvorijo neposredno v električni signal in tega digitalizirajo in
 - posredne digitalne sprejemnike, ki rentgensko svetlobo najprej spremenijo v vidno svetlobo, to pa potem v digitalni električni signal.

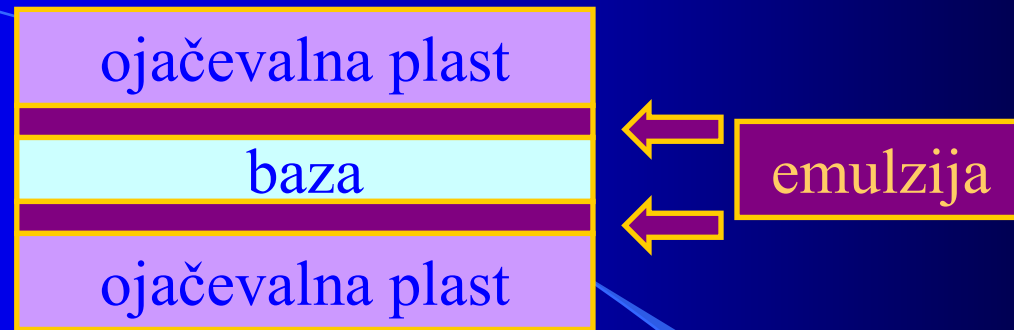


- Proces sprejema slike in sam sprejemnik lahko razdelimo v dva dela.
- V prvem delu procesa se fotoni rentgenske svetlobe absorbirajo v aktivni plasti sprejemnika in pretvorijo v signal (lahko je to npr. električni naboj ali svetloba),
- signal pa se potem zbere v drugem, sprejemnem delu sprejemnika.

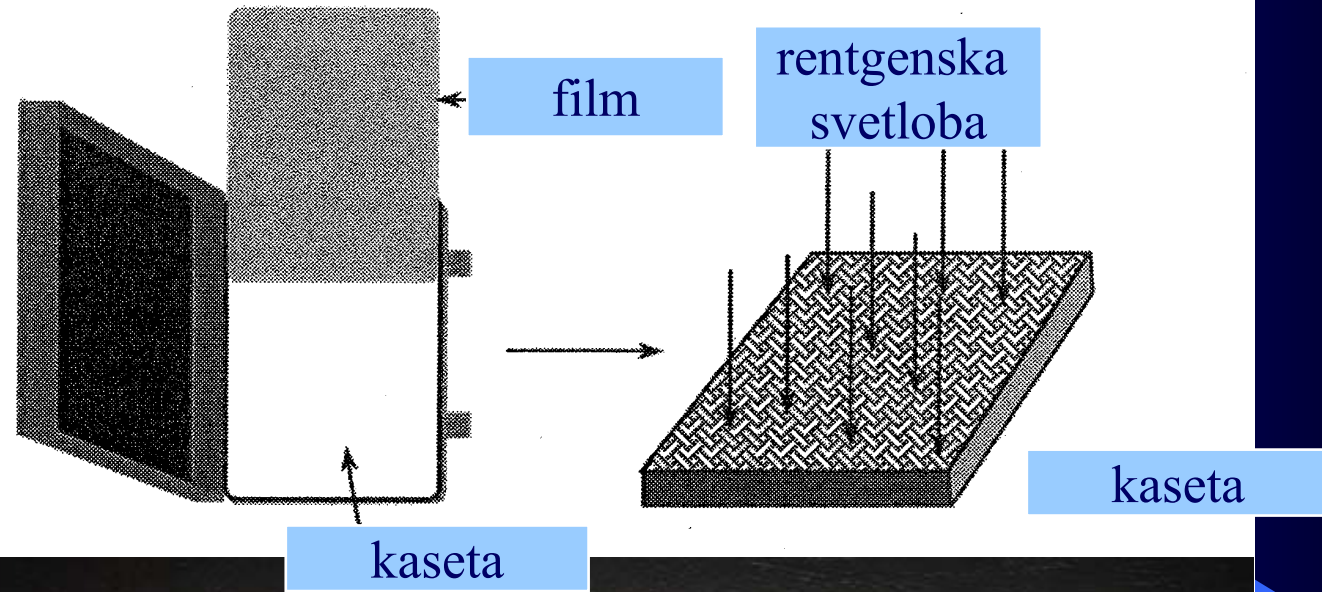
Rentgenski film

- Rentgenski film je še vedno pogost rentgenografski slikovni sprejemnik.
- Prednost in obenem tudi slabost je, da opravlja več funkcij.
- Deluje
 - kot sprejemnik slike,
 - kot medij za prikaz nastale slike in tudi
 - kot medij za arhiviranje.
- Prednost tega je predvsem praktičnost uporabe filmov in cena.
- Slabost pa je dejstvo, da ni mogoče hkrati optimizirati vseh treh njegovih funkcij.

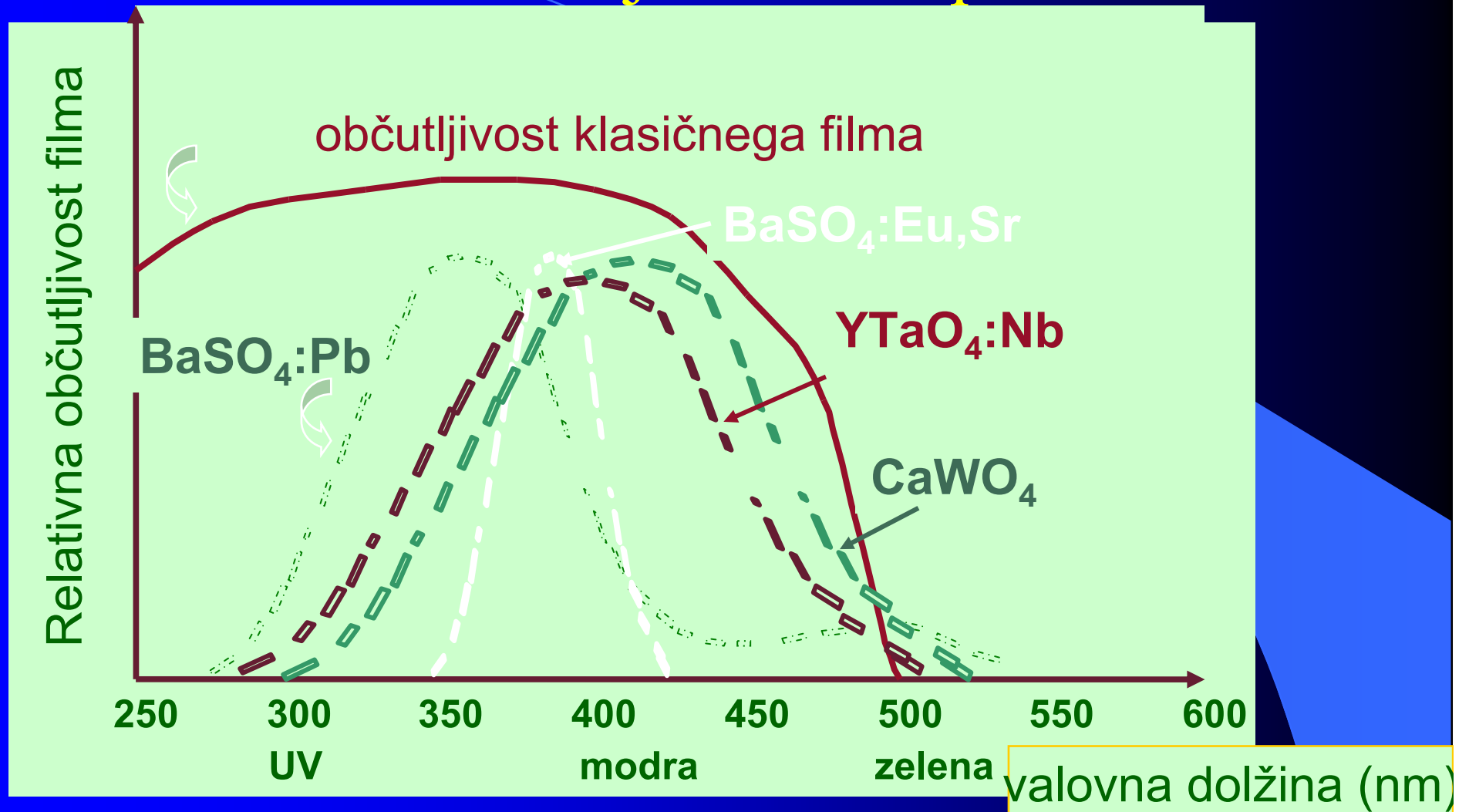
- Aktivna komponenta filma je fotografska emulzija, ki je sestavljena iz kristalov srebrovih halogenidov, pomešanih v posebni želatini.
- Emulzija je v tanki plasti nanešena na prozorno plastično osnovo-bazo.
- Slika nastane v dveh korakih: v prvem absorbirana svetloba (rentgenska ali vidna) v emulziji povzroči kemične spremembe, ki pa še niso vidne.
- Takšni sliki rečemo latentna. Latentno sliko potem s postopkom razvijanja spremenimo v vidno, nato pa film še fiksiramo s čemer zagotovimo trajnost nastale slike.



- Rentgenski film je vstavljen in stisnjen v kaseto med eno ali dve ojačevalni plasti.
- Ojačevalne plasti so tanki nanosi fluorescenčnega materiala (včasih se je uporabljal kalcijev volframat, v zadnjem obdobju pa so to soli redkih zemelj – npr. Gd_2O_2S),
- Ojačevalne plasti veliko bolje absorbirajo rentgensko svetlobo kot sam film. Pri tem ob pojavu fluorescence nastane vidna svetloba, na katero je emulzija filma zelo občutljiva.
- Pomembno je, da kombiniramo film z ojačevalno plastjo, ki fluorescira v tistem delu spektra v katerem je film najboljčutljivejši
- Izkoristek takšnega sestavljenega sistema (film / ojačevalna plast) je okrog 10%.

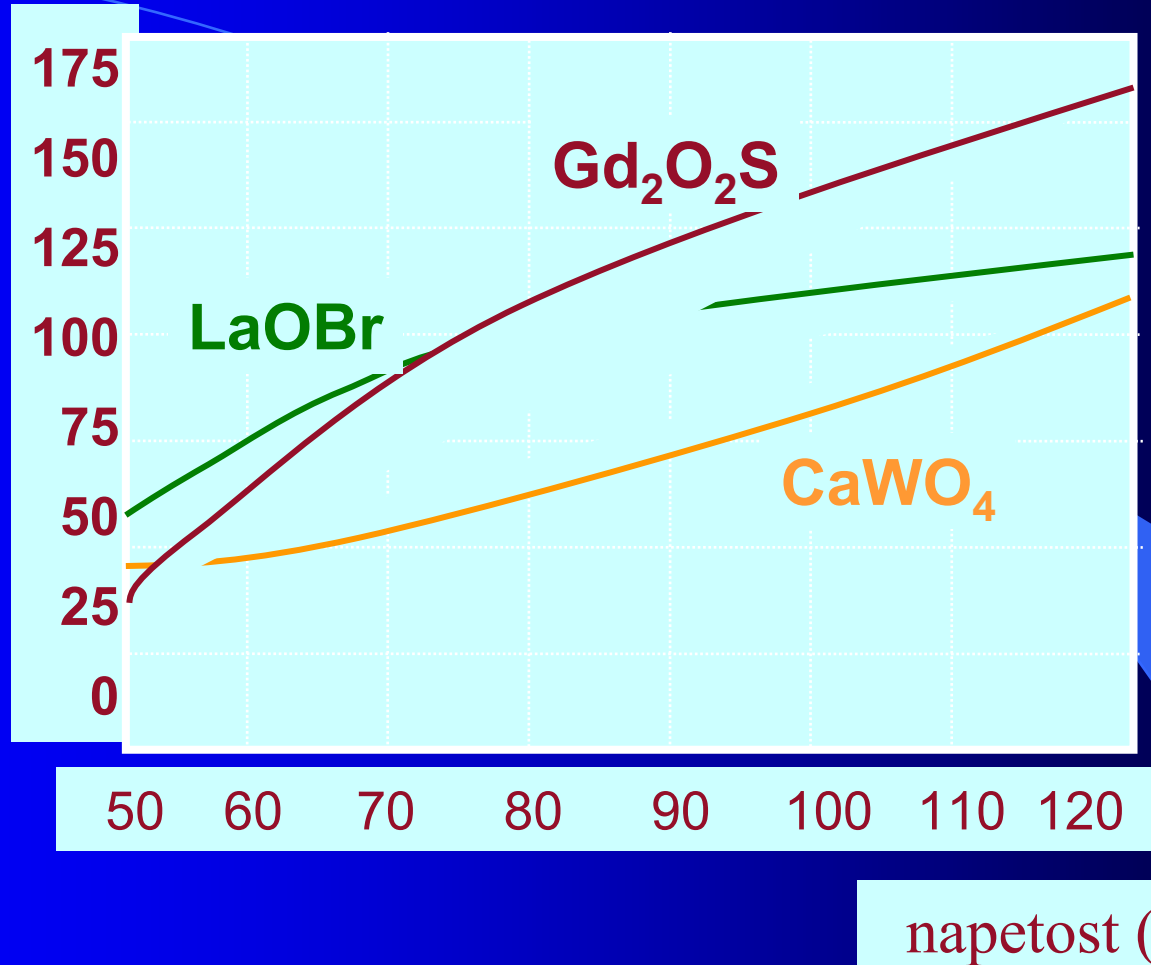


Lastnosti ojačevalnih plasti



- Emisijski spektri ojačevalnih plasti (fluorescenca) in spektralna občutljivost klasičnega filma

ojačevalni količnik



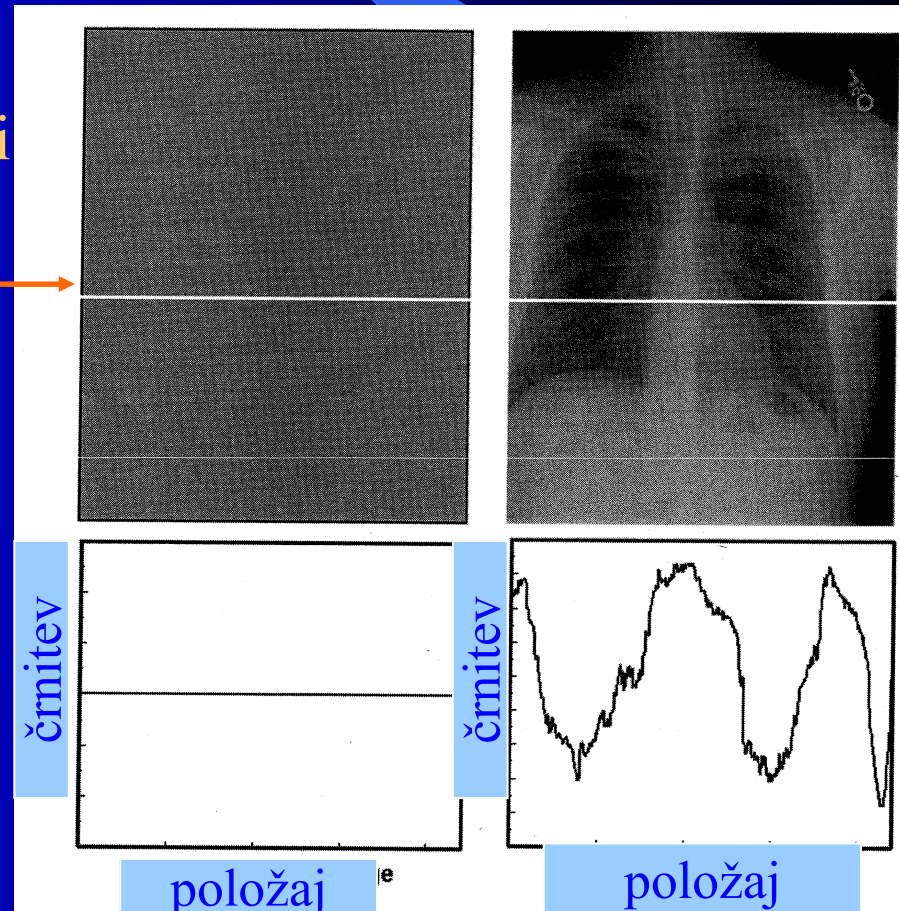
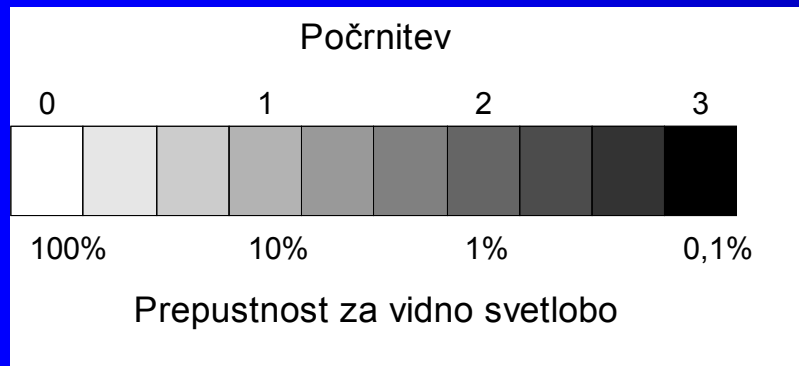
ojačevalni količnik osvetljenosti, podaja razmerje med osvetljenostjo filma, ob uporabi ojačevalne plasti in brez njene uporabe uporabe za tri ojačevalne plasti LaOBr, Gd₂O₂S in CaWO₄

Počrnitev filma

- Slika na filmu predstavljajo področja z različnimi počrnitvami.
- Bolj osvetljena področja na filmu so temnejša, manj osvetljena pa svetlejša.
- Počrnitev filma (včasih jo imenujemo tudi optična gostota) merimo s prepustnostjo za vidno svetlobo.
- Optična gostota (OD) je določena kot desetiški logaritem prepustnosti

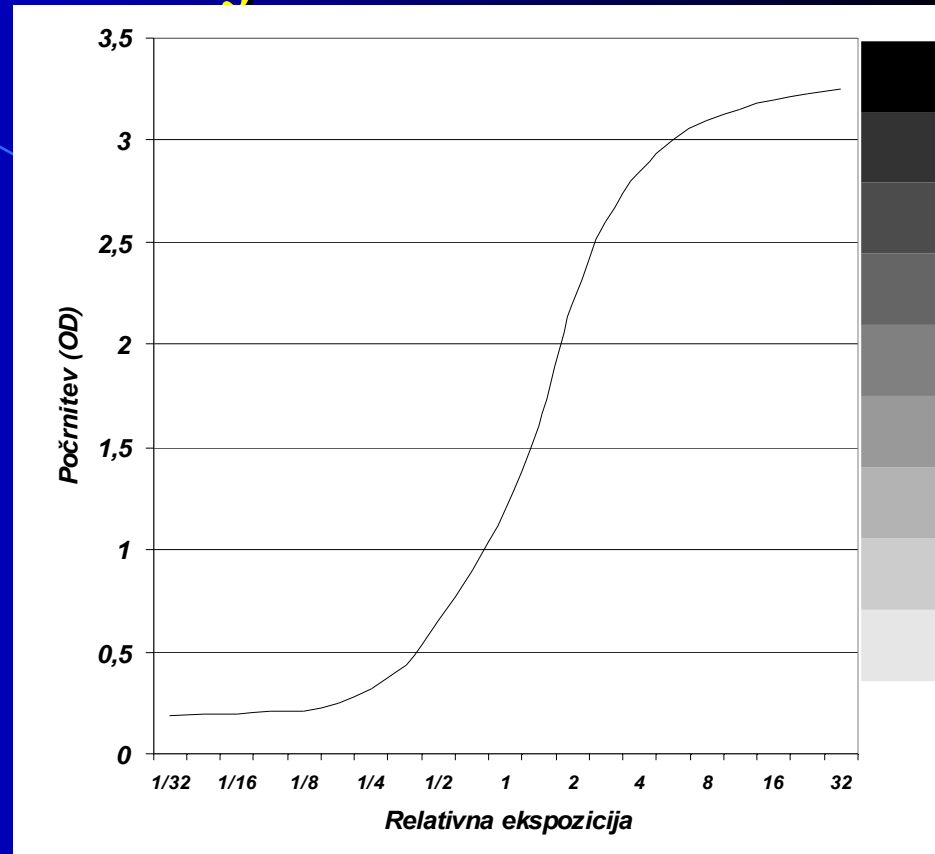
(P)

$$OD = -\log_{10} P$$



Odzivna krivulja filma

- Lastnosti posamezne vrste slikovnega sprejemnika opiše odzivna krivulja sprejemnika. Odzivna krivulja pove, kako je odziv (signal) sprejemnika odvisen od količine na sprejemnik vpadle rentgenske svetlobe.
- Območje v katerem je sprejemnik uporaben imenujemo tudi dinamično območje sprejemnika.
- Odzivno funkcijo rentgenskega filma sestavljenega iz sistema filma in ojačevalne plasti, imenujemo po avtorjih, ki sta jo prva opisala, Hurter-Driffieldova (HD) krivulja.



- Posebnost filma je, da njegov odziv ni sorazmeren osvetlitvi, ampak je odzivna krivulja močno nelinearna.
- Počrtnitveno krivuljo dobimo z uporabo naprave, ki se imenuje senzitometer.
- Z napravo osvetlimo film z 21 različnimi ravnmi osvetlitve, ki se med seboj razlikujejo za faktor $\sqrt{2}$ (oziroma dve stopnji na počrtnjenem filmu pomenita osvetlitvi, ki se razlikujeta za faktor 2).

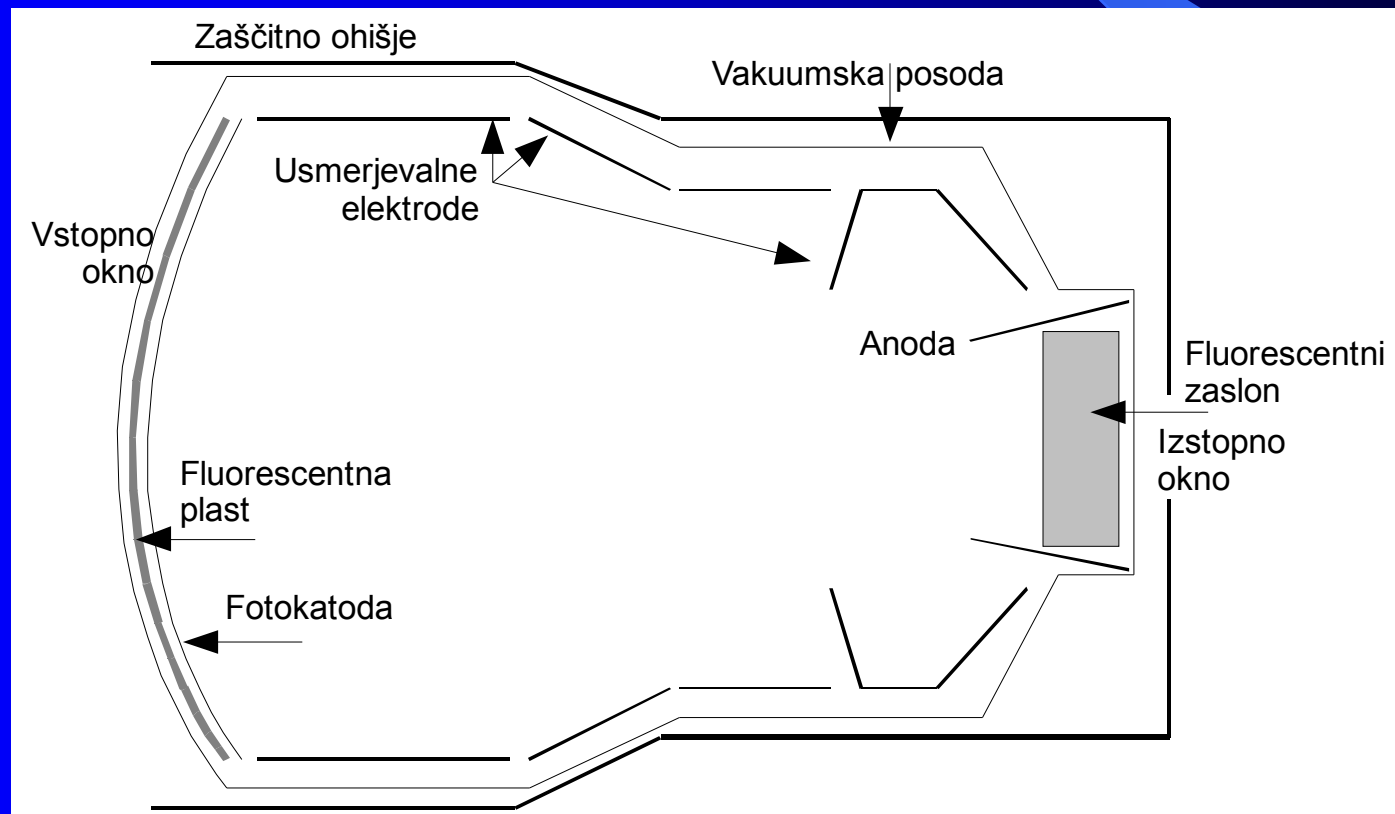
Digitalizacija filmov

- Digitalizacija poteka s posebnimi optičnimi čitalci, ki presvetlijo razviti film ter v digitalni obliki shranijo optično gostoto filma v posameznih točkah.
- Dobljena slika v digitalni obliki omogoča digitalno shranjevanje, prenos itd.
- Slabosti:
 - Izguba kakovosti zaradi digitalizacije
 - Razlike med filmi zaradi različnih nivojev ekspozicije ali različnih kombinacij film/ojačevalna plast
 - Slabši prikaz na digitalnih zaslonih, saj so nivoji sivine optimizirani za prikaz na negatoskopu in ne na zaslonu.
- Zato je digitalizacija filmov le zasilna metoda.



Ojačevalnik slike

- Ojačevalnik slike je elektronski sprejemnik slike, ki omogoča spremljanje dinamičnih procesov in njihovo opazovanje na zaslonu pri dnevni svetlobi
- Ojačevalnik rentgensko svetlobo prevede v vidno in jo hkrati ojači.



- Telo ojačevalnika je evakuirana steklena posoda z vstopnim in izstopnim oknom na vsaki strani.
- Vstopno okno ojačevalnika je običajno konveksne oblike in je narejeno iz aluminija debeline okrog 1 mm. Konveksna oblika daje vakuumski posodi zadostno mehansko trdnost. Na notranji strani vstopnega okna je
 - fluorescenčna plast ponavadi CsI na katero je preko veziva nanešena
 - fotokatoda.
- Premer vhodnega polja je med 10 cm in 40 cm, premer izhodnega polja izhodno pa 3 cm.
- Največje vhodno polje je definirano z velikostjo fluorescenčne plasti na vhodnem zaslonu, lahko pa je tudi manjše.
- Ojačanje svetlosti je kar razmerje površine vhodnega proti izhodnemu zaslonu oziroma razmerje med površinama vhodne latentne slike in izhodne vidne slike.

- V **fluorescenčni plasti** se absorbira rentgenska svetloba pri čemer nastane vidna svetloba. Količina nastale svetlobe je odvisna od snovi iz katere je fluorescenčna plast in od njene debeline. Na začetku se je kot fluorescenčna snov uporabljal cink-kadmijev sulfid (ZnCdS), danes pa je to večinoma cezijev jodid (CsI:Na). Debelina fluorescenčne plasti je kompromis med izkoristkom in ločljivostjo. Današnji ojačevalniki imajo fluorescenčno plast debelo med 0,3 mm in 0,45 mm.
- **Fotokatodna plast** je običajno iz spojine antimona in cezija (SbCs_3). V fotokaturi svetloba iz fluorescenčne snovi povzroča fotoefekt oziroma izbivanje elektronov. Pomembno je, da se spektralna občutljivost fotokatodne snovi čim bolj ujema s spektrom svetlobe, ki nastane v fluorescenčni plasti. Debelina fotokatodne plasti znaša okrog 20 nm, izkoristek pri izbivanju elektronov pa je med 10 % in 15 %.

- Nastali elektroni imajo nizke kinetične energije.
- **Elektronska optika** ojačevalnikov slike je sistem elektrod, ki elektrone, nastale na fotokatodi, pospešijo in usmerijo proti anodi.
- V močnem električnem polju se pospešijo do izhodnega okna.
- Na izhodni strani ojačevalnika pred izhodnim oknom se nahaja anoda, prekrita s tanko aluminijasto plastjo.
- Elektroni se zaustavijo na izhodnem oknu, ki absorbira energijo elektronov in odda svetel blisk.
- Plast prepušča pospešene elektrone, preprečuje pa, da bi svetloba, ki nastane na zaslonu, prihajala nazaj v ojačevalnik oziroma proti fotokatodi.

- **Izhodni zaslon** je iz stekla na katerega je nanescna fluorescenčna snov. Navadno gre za cink-kadmijev sulfid aktiviran s srebrom (ZnCdS:Ag) debeline od 4 do 8 μm . Pomembna lastnost izhodnega zaslona je njegova hitrost oziroma čas, ki je potreben, da fluorescenca preneha, saj ta določa časovno ločljivost ojačevalnika.
- Na izhodni zaslon je nameščena video kamera preko katere sliko pošiljamo na diagnostični zaslon.
- Celoten ojačevalnik je v **zaščitnem ohišju**. Ohišje je sestavljeno iz več plasti z različnimi nalogami.
 - svinčena plast zagotavlja ustrezno zaščito pred sipano rentgensko svetlobo,
 - antimagnetna plast ščiti ojačevalnik pred magnetnimi motnjami iz okolice,
 - aluminijasta plast služi kot mehanska zaščita.

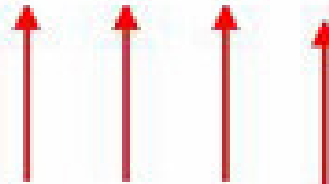


izstopno okno

ojačevalnik slike



vstopno okno



rentgenska svetloba

MARTIR

- Do ojačanja pride zaradi :
- **pomanjšanja slike** do katerega pride z usmerjanjem elektronov iz vhodne proti izhodni strani ojačevalnika. Slika na izhodnem zaslonu je glede na vstopno okno pomanjšana, zato se poveča svetlost enote njene površine.
- **ojačitve signala s pospeševanjem elektronov**. Elektroni, nastali na fotokatodi, se na poti proti anodi oziroma izstopnemu zaslonu pospešijo. Zato na fluorescenčnem zaslonu vsak elektron povzroči nastanek večjega števila svetlobnih fotonov in s tem večjo svetlost slike.

Digitalni sistemi

- Digitalni slikovni sprejemniki, rentgensko svetlobo, ki pride skozi pacienta, zaznajo in digitalizirajo.
- Digitalizacija pomeni razdelitev površine slike v matriko (mrežo) slikovnih elementov, v vsakega od teh elementov pa se shrani vrednost digitaliziranega signala.
- Pri prikazu digitalne slike, vrednost posameznega slikovnega elementa (imenujemo jo tudi piksel iz angleškega Pixel = Picture Element) spremenimo v določeno barvo ali sivino.
- Spomin, ki ga potrebujemo za shranjevanje slike je sorazmeren z velikostjo matrike in obsegom informacije, ki jo nosi posamezni element oziroma številom bitov s katerim je zapisana višina signala – včasih temu rečemo tudi globina zapisa.

Digitalna slika



	Image	CCD Recording	Image	CCD Recording
	Centered on Pixel		On Vertix of Pixels	
0.5				
1				
2				
3				

Vrednost signala je enaka povprečju signala preko celega elementa

površinski element

globina 4 biti

11	0	8	15	2
8	6	3	5	14
2	1	0	11	7
9	4	6	2	13
0	10	12	6	1

vrstica

stolpec

Slika z matriko 1024 x 1024 slikovnih elementov in globino zajema 8 bitov (1 byte) ima velikost 1 Mbyte.

1 bit (2 vrednosti)



2 bita (4 vrednosti)



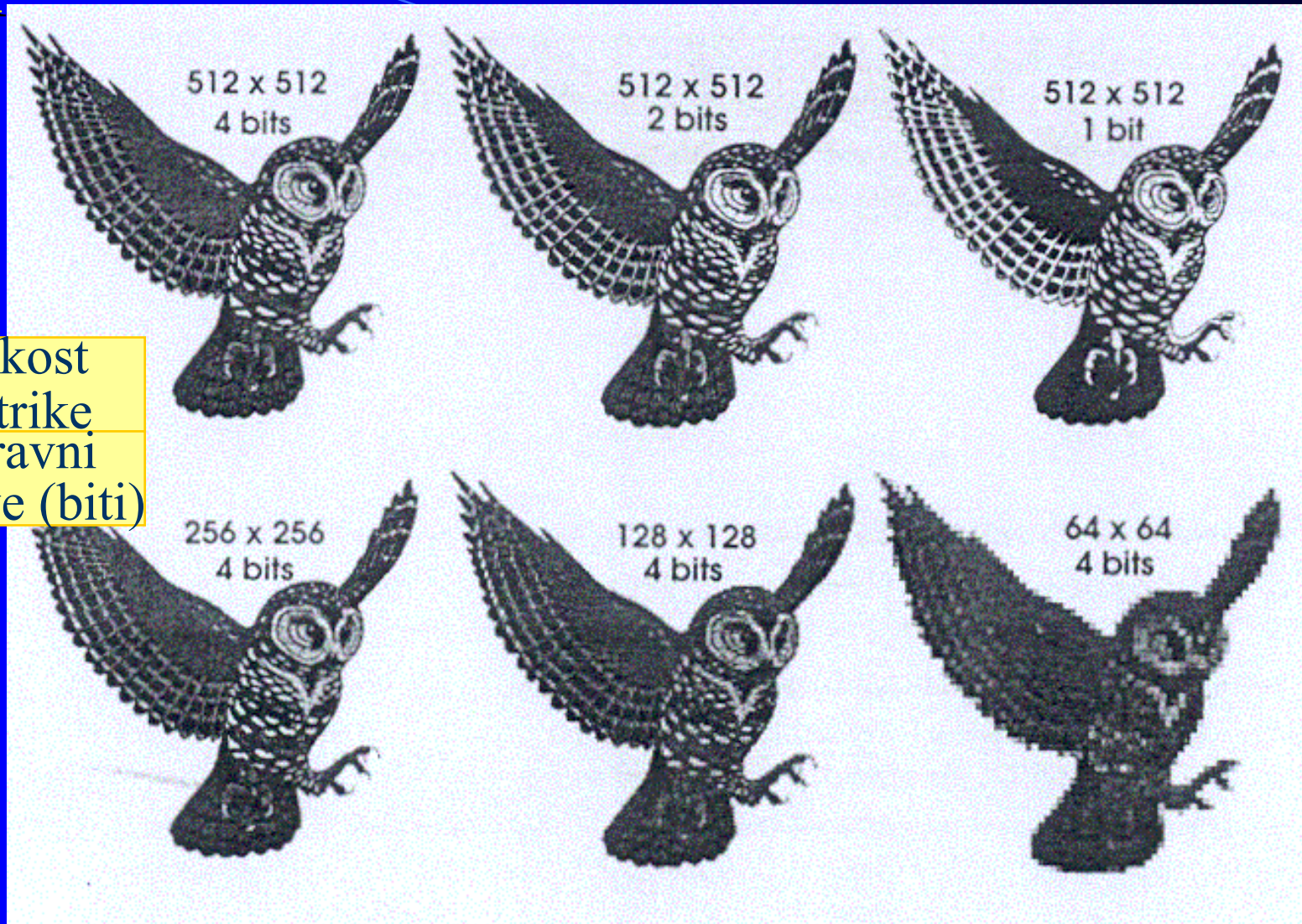
4 biti (16 vrednosti)



8 bitov (256 vrednosti)

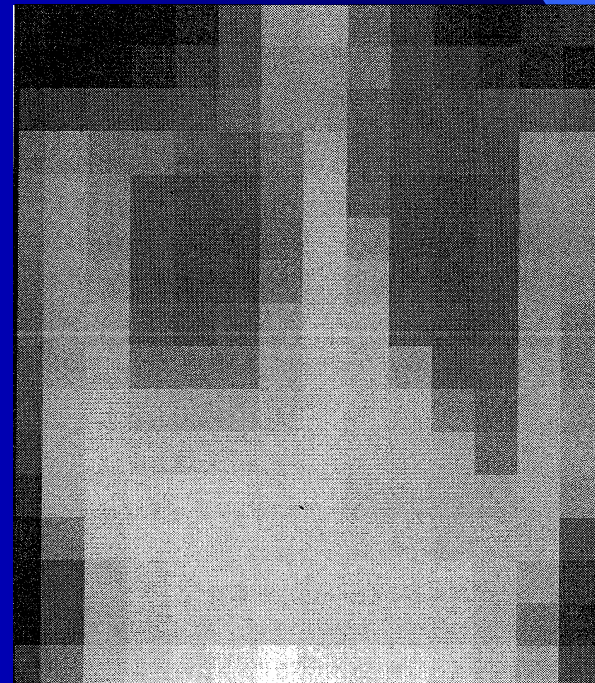
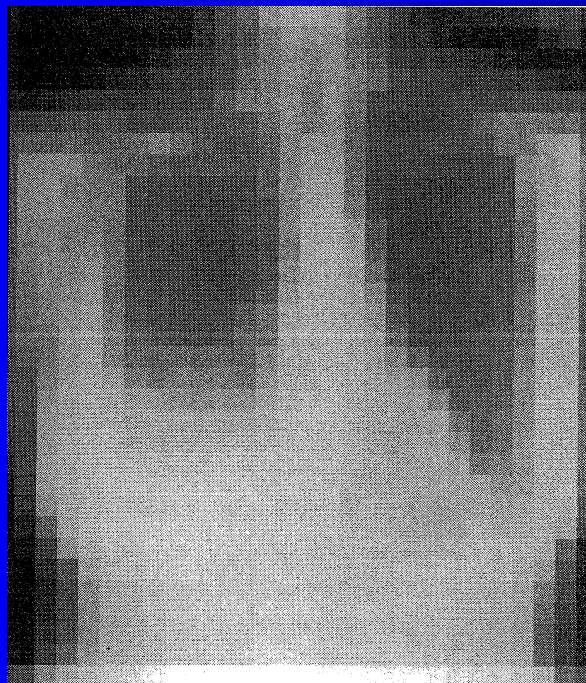
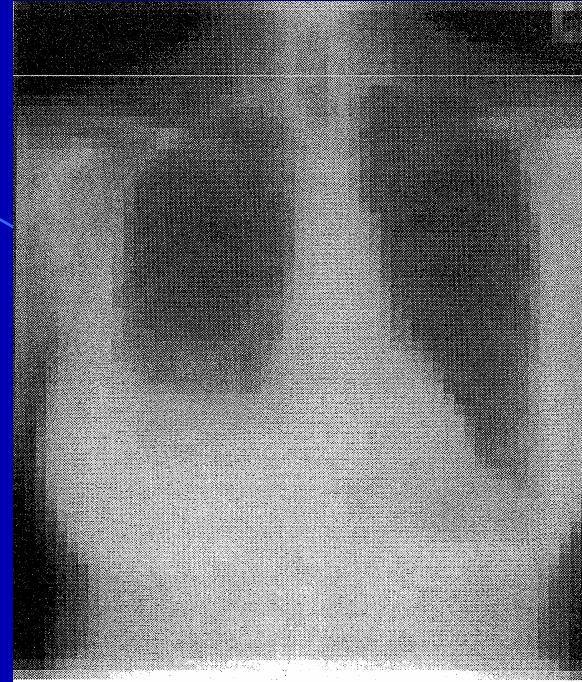


Spomin



velikost
matrike
št. ravni
črnitve (biti)

Velikost vhodne slike je v vseh primerih enaka
Zmanjševanje velikosti matrike, se večja dimenzija površinskega
elementa in s tem postaja slika bolj razmazana



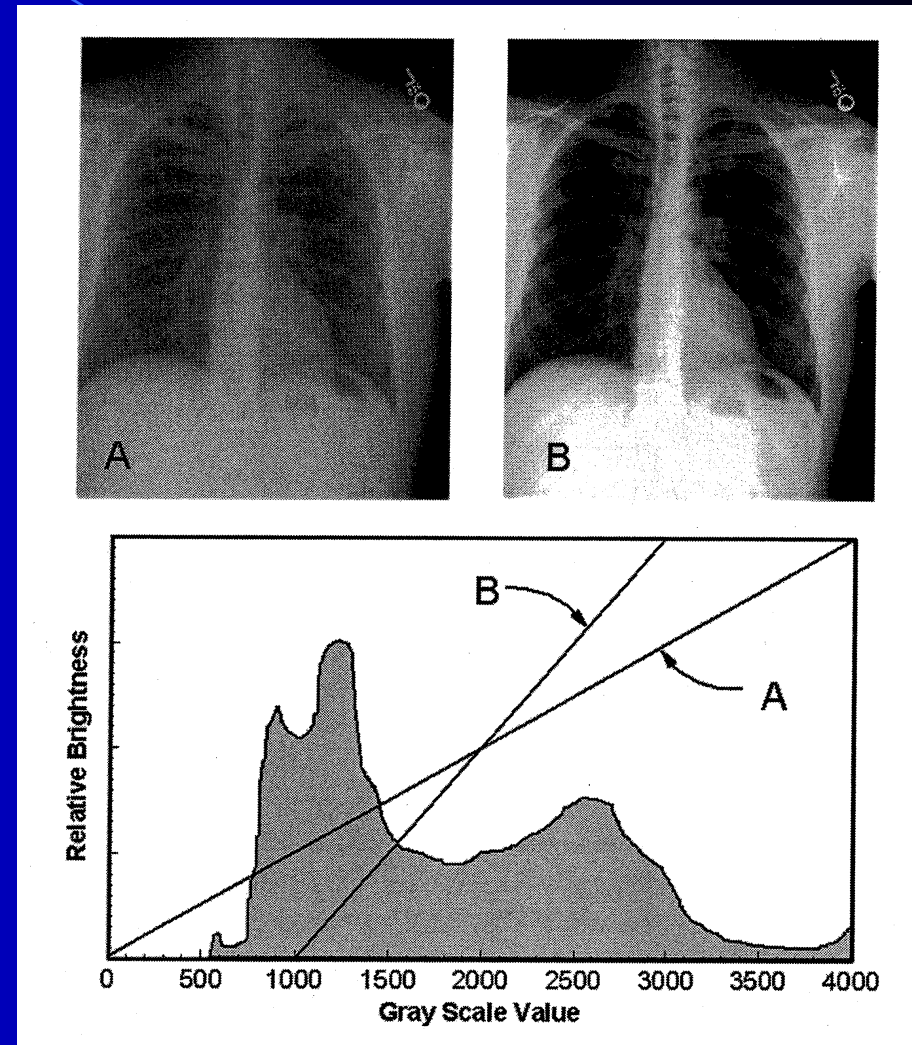
Lastnosti sprejemnikov

- Dimenzija slikovnega sprejemnika je pogojena z vrsto diagnostike (pri mamografiji je npr. $24 \times 30 \text{ cm}^2$, pri klasični rentgenografiji $35 \times 35 \text{ cm}^2$ ali celo $35 \times 43 \text{ cm}^2$), zahteve glede prostorske ločljivosti slik pa pogojujejo velikost slikovnih elementov.

	Rentgenografija	Mamografija	Diaskopija
Dimenzija detektorja	35 x 43 cm	24 x 30 cm	35 x 35 cm
Velikost piksla	0,1 mm do 0,2 mm	< 0,1 mm	0,2 mm
Slikovna matrika	1750 x 2150	3400 x 4200	2000 x 2000
Hitrost odčitavanja	nekaj sekund	nekaj sekund	1/25 s

- Pri digitalnih slikovnih sprejemnikih je odziv sprejemnika običajno linearen – dvakrat večja osvetlitev sprejemnika povzroči dvakrat večji signal.
- V primerjavi s filmi imajo veliko večje dinamično območje.
- Značilno dinamično območje digitalnih sprejemnikov običajno znaša 4 do 5 dekad (razmerje med najmanjšo in največjo vrednostjo signala, ki ga lahko zajamejo, je od 1:10.000 do 1:100.000), medtem ko dinamično območje na filmu zavzema le nekaj več kot dve dekadi (razmerje je največ 1: nekaj 100).

- Raven sivine ni odvisna le od osvetlitve sprejemnika, ampak jo lahko spreminjamo tudi z izbiro različnih nastavitev slike. To je ena od pomembnejših razlik z analogno rentgenografijo, kjer je večja osvetlitev pomenila tudi večjo raven črnitve, saj dodatne nastavitve slike niso možne.
- Ker svetlost slike ne odraža več le ravni osvetljenosti, je potrebno še večjo pozornost posvetiti izpostavljenosti pacientov.



Pasivni in aktivni sprejemniki

- Proces nastanka slike razložimo v dveh korakih: absorpcijo fotonov rentgenske svetlobe v aktivnem delu sprejemnika in odčitavanje shranjenega signala.
- Glede na to, kako si sledita oba koraka, delimo sprejemnike na pasivne in aktivne.
- Pri pasivnih se signal shrani v obliki latentne slike v sprejemniku, ki ga je potem potrebno odčitati v čitalniku.
- Pri aktivnih sprejemnikih pa se signal odčita v času oziroma takoj po osvetlitvi.

- **pasivni**

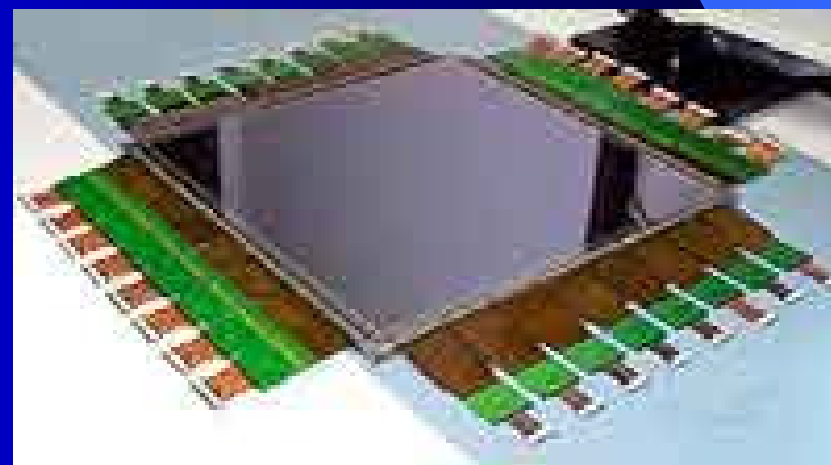
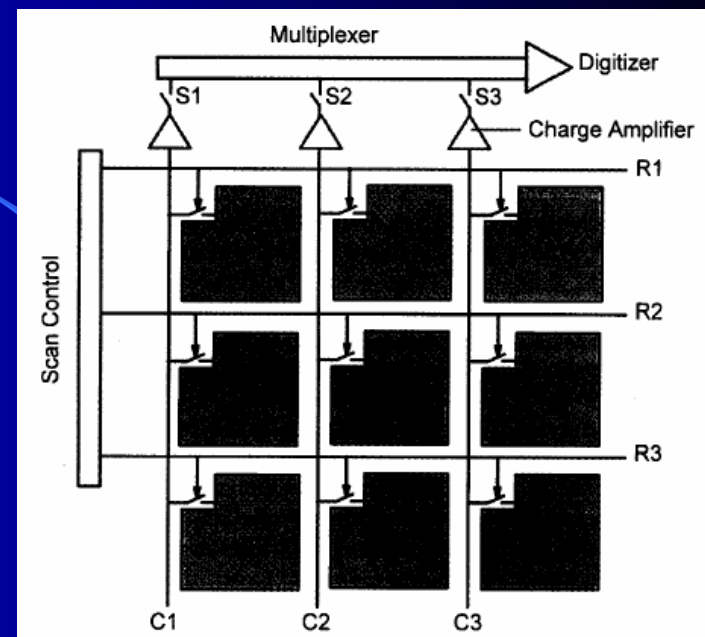
- slikovne plošče ali računalniška radiografija (CR – Computed Radiography),

- **aktivni**

- neposredni (direktni) digitalni sprejemniki, ki rentgensko svetlobo pretvorijo neposredno v električni signal in tega digitalizirajo in
- posredni digitalni sprejemnike, ki rentgensko svetlobo najprej spremenijo v vidno svetlobo, to pa potem v digitalni električni signal.

Ploski (Flat Panel) detektorji

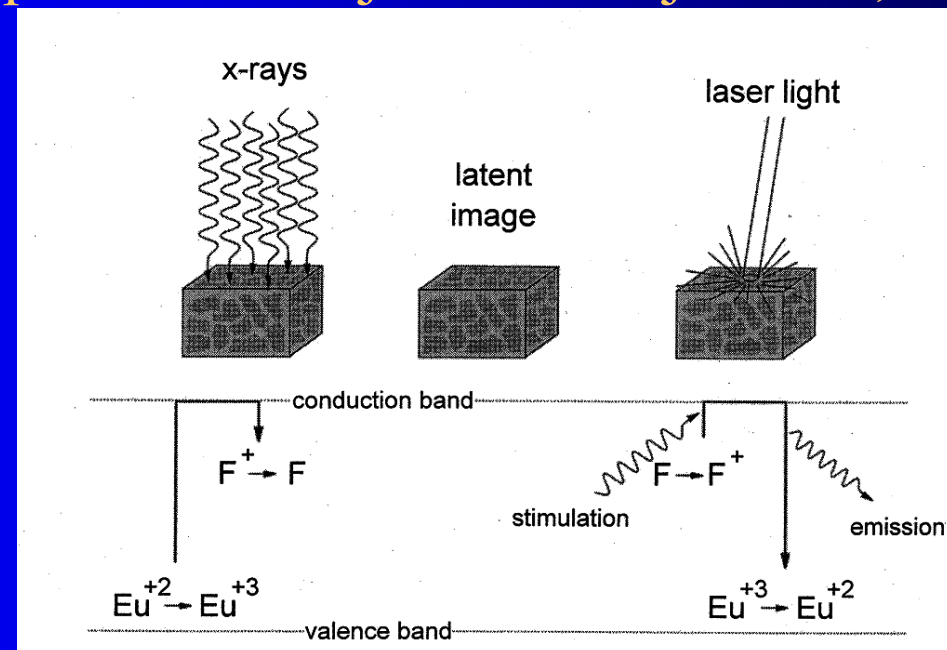
- Osnova je dobro razvita tehnologija (TFT), ki se uporablja v LCD zaslonih: Sistem vertikalnih in horizontalnih linij z ustrezno čitalno logiko omogoča branje vseh posameznih elementov z mnogo manjšim številom izhodnih kanalov.
- Uporabljata se oba pristopa
 - Indirektna konverzija
 - Direktna konverzija



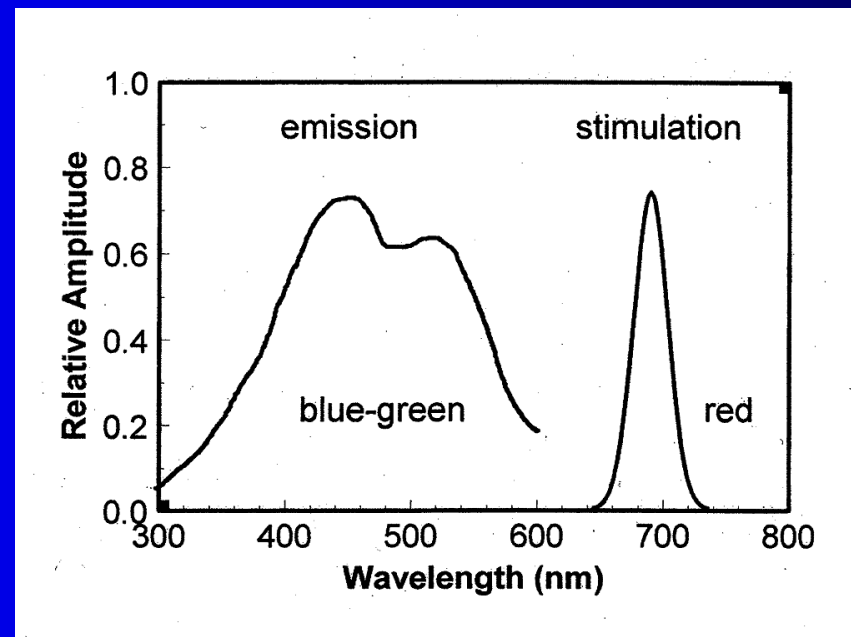
Slikovne plošče

- Slikovne plošče so nekakšen vmesni člen med analogno in digitalno rentgenografijo.
- Sama plošča je sicer analogni slikovni sprejemnik, z odčitavanjem pa shranjen analogni signal digitaliziramo.
- Slikovne plošče so se začele uporabljati v rentgenografiji v začetku osemdesetih let prejšnjega stoletja.
- Prve slikovne plošče je patentiral Kodak leta 1975.
- Gre za snovi, ki del absorbirane energije sevanja shranijo v obliki latentne slike.
- Uporabo slikovnih plošč opišemo v treh korakih:
 - osvetlitev,
 - odčitavanje in
 - brisanje.

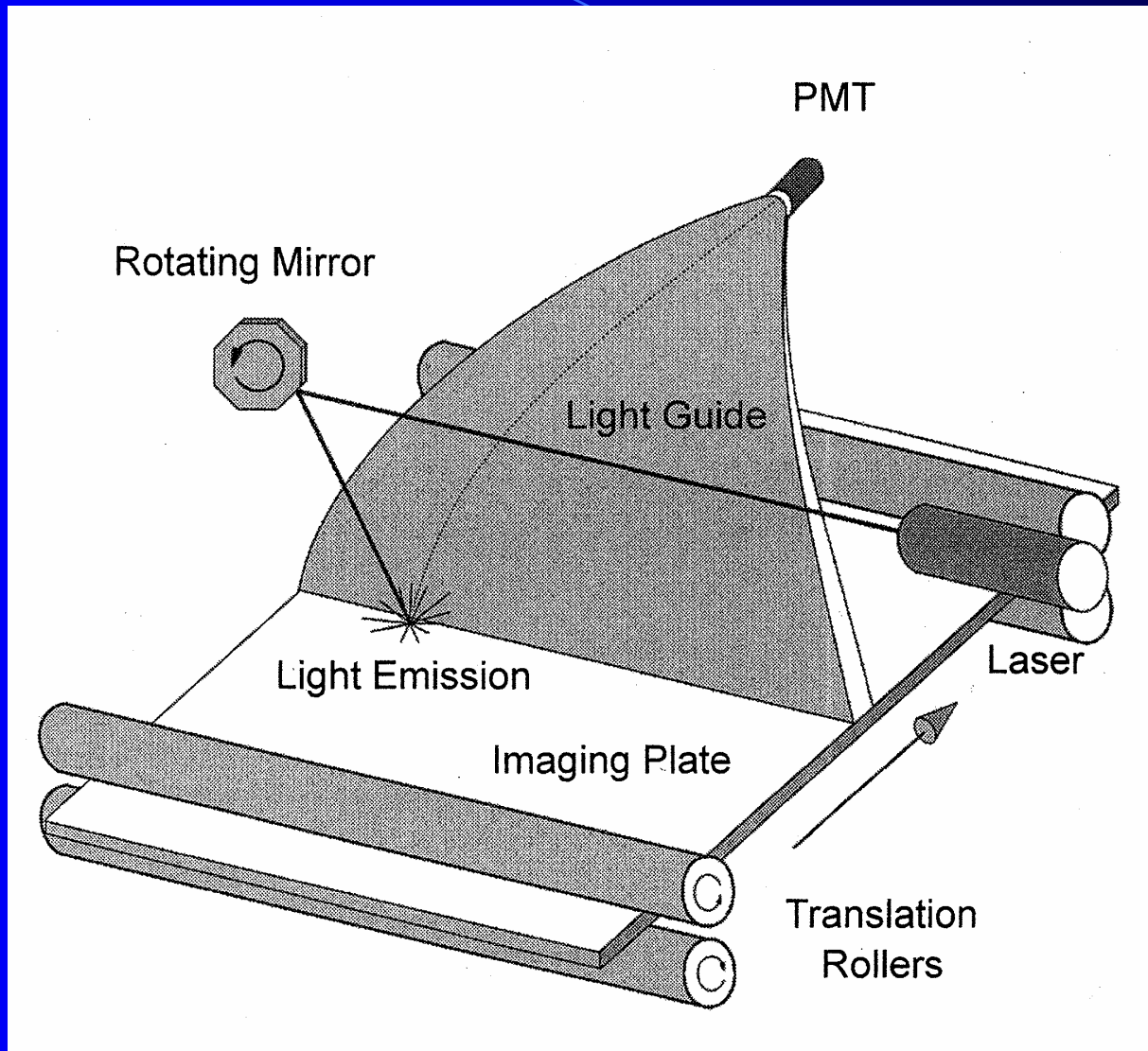
- V prvem koraku rentgenska svetloba, ki pride skozi slikani objekt interagira z aktivno plastjo slikovne plošče, pri čemer nastane latentna slika, ki jo tvorijo vzbujeni elektroni, ki se ujamejo v pasti v snovi.
- Za slikovne plošče se uporabljajo fotoluminiscenčne snovi iz družine barijevih fluoro halidov (BaFX:Eu²⁺, pri čemer je X Cs, Br ali I).
- Latentna slika pri teh snoveh je razmeroma obstojna saj zbrani signal ostane uporaben nekaj ur do nekaj tednov, odvisno od snovi.



- Če takšno snov osvetlimo z vidno svetlobo ustrežne valovne dolžine (običajno rdeče barve), se ujeti elektroni vrnejo iz vzbujenih stanj v osnovna, pri čemer razliko energije izsevajo v obliki vidne svetlobe (običajno modre barve).
- Količina izsevane svetlobe je merilo za dozo, ki jo je prejela plošča.
- Prvi komercialno dostopen sistem na osnovi fotoluminiscenčnih slikovnih plošč je izdelal Fuji leta 1983.



Odčitavanje in brisanje



- Odčitavanje plošče poteka tako, da v čitalniku laserski žarek sistematično premikamo prek slikovne plošče.
- Pri tem se v točki, kjer laserski žarek zadane ploščo, sprostito elektroni, ujeti v pasteh in izseva se vidna svetloba.
- Ta ima drugačno valovno dolžino (barvo) od laserske svetlobe in jo izmerimo s fotopomnoževalko. Zaenkrat večino čitalnikov odčitava plošče točkovno (naenkrat se odčita le ena točka), vsaka odčitana točka predstavlja slikovni element na digitalni sliki.
- Hitrost odčitavanja je pogojena s časom, v katerem se izseva večina vidne svetlobe, ki jo zbere fotopomnoževalka.
- Pri snoveh, ki se danes uporabljajo za izdelavo slikovnih plošč, je čas izsevanja 99% zbrane svetlobe okrog 4 μ s.
- Tako je za odčitavanje plošče dimenzije 35 x 43 cm z velikostjo roba slikovnega elementa 0,1 mm potrebnih okrog 60 s.

- Po brisanju plošče je ta pripravljena za ponovno uporabo.
- Slikovne plošče so uporabne več tisočkrat, njihova uporaba ni omejena zaradi procesa fotoluminiscence ampak preprosto zaradi mehanske obrabe.
- Ker se plošče uporabljajo na enak način kot rentgenski filmi (v radiografski kaseti), predstavljajo preprost prehod iz analogne v digitalno radiografijo, saj zamenjava rentgenskega aparata ni potrebna.
- Zamenjamo le navadne radiografske kasete s kasetami s fotoluminiscenčnimi ploščami in razvijalno napravo s čitalnikom slikovnih plošč.

- Podobno kot drugi digitalni slikovni sprejemniki imajo tudi CR sistemi razmeroma široko dinamično območje od 4 do 5 dekad za razliko od filmov, z največ nekaj več kot dvema dekadama), kar zmanjšuje verjetnost premajhnih in previsokih ekspozicij.
- Odziv slikovnih plošč je sicer linearen, vendar se signal iz fotopomnoževalke, ki meri izsevano svetlobo običajno takoj logaritemsko obdela, zato je vrednost slikovnih točk na CR slikah logaritemsko odvisna od doze na sprejemnik.

Aktivni digitalni sprejemniki

- Aktivni digitalni slikovni sprejemnik (flat panel) je sestavljen iz matrike detektorskih elementov.
- Vsak detektorski element je miniaturni merilnik sevanja, ki vsebuje tako aktivni del, kjer nastane signal, kot tudi sprejemni del, kjer se signal zbere in shrani.
- Za odčitavanje in shranjevanje signala se uporabljajo tanke plasti tranzistorjev (TFT = Thin Film Transistor), ki so podobne tistim v zaslonih iz tekočih kristalov.
- Posamezni tranzistor deluje kot zbiralnik naboja, ki nastane med ekspozicijo na aktivnem delu sprejemnika.

Lastnosti aktivnih sprejemnikov

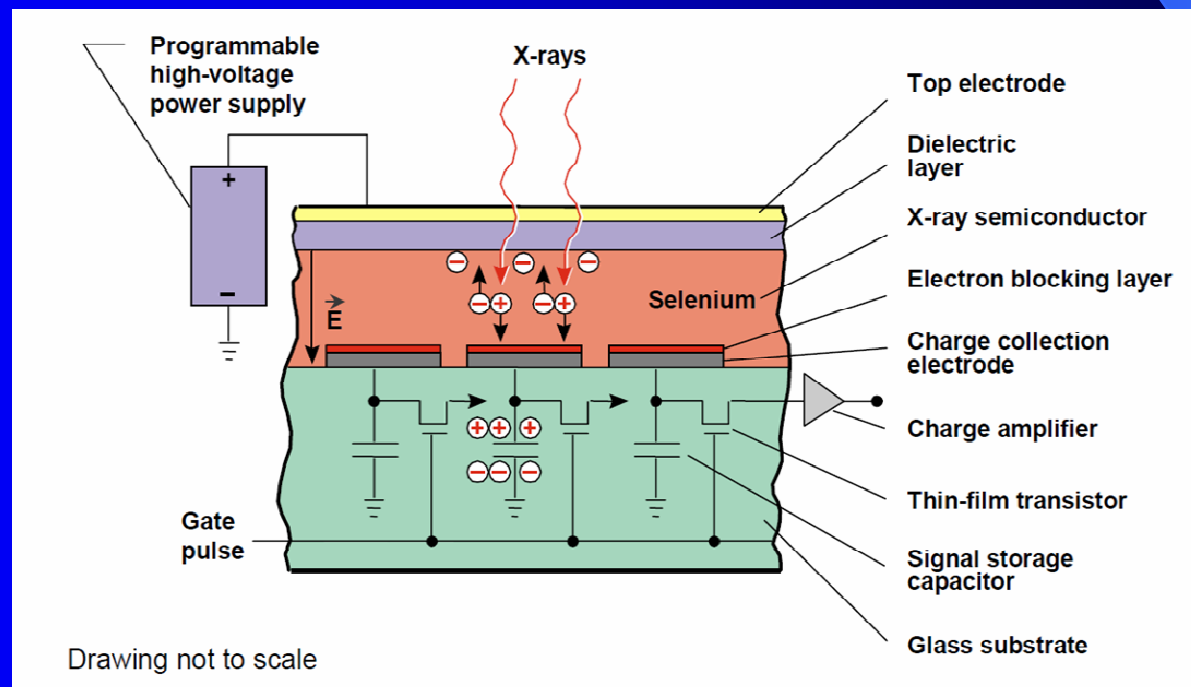
- Za aktivne digitalne slikovne sprejemnike je značilno, da je potrebno odčitani signal pred prikazom še obdelati.
- Obdelava slike pred prikazom (preprocessing) je potrebna predvsem zaradi različne občutljivosti posameznih detektorskih elementov in zaradi morebitnih nedelujočih detektorskih elementov.
- Zaradi različnih nehomogenosti (npr. neenakomerne debeline aktivne plasti sprejemnika) ima vsak detektorski element sprejemnika svojo lastno občutljivost.

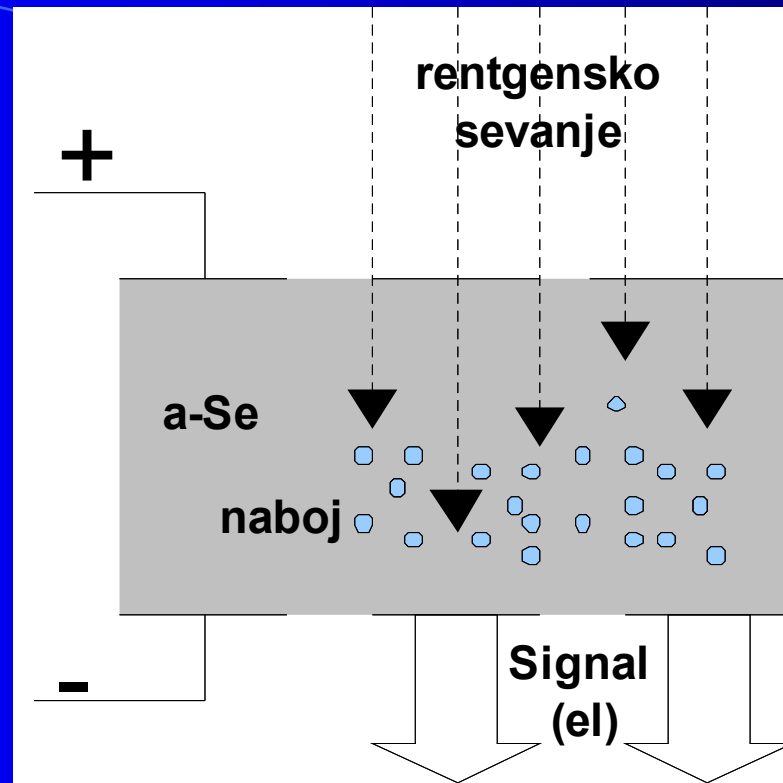
- Ravni odčitanih signalov je potrebno ustrezno utežiti in s tem popraviti.
- Popravljanje se izvede na podlagi zadnje umeritve sprejemnika, ki je preprosta osvetlitev sprejemnika s homogenim poljem rentgenske svetlobe.
- Na ta način ugotovimo, koliko signal posameznih elementov odstopa od pričakovane vrednosti in to upoštevamo kot popravek pri slikanjih.
- Običajno je med detektorskimi elementi sprejemnika tudi nekaj nedelujočih, ki jih poiščemo med umerjanjem.

- Običajno jih ni mogoče popraviti, manjše število takšnih elementov pa bistveno ne vpliva na kakovost diagnostike, vrednost signala posameznega nedelujočega elementa sistemi nadomestijo s povprečno vrednostjo signala okoliških elementov.
- V primeru, da je takšnih elementov veliko in da se pojavljajo v gručah ali črtah, jih ni mogoče nadomestiti z vrednostjo signala okoliških elementov, ne da bi s tem vplivali na diagnostično vrednost slik. Zato je takšen sprejemnik potrebno zamenjati.
- Pri klasični rentgenografiji in mamografiji uporabljamo tako pasivne kot aktivne slikovne sprejemnike, pri diaskopski uporabi rentgenskih naprav pa so uporabni zgolj aktivni slikovni sprejemniki.

Fotoprevodni digitalni slikovni sprejemniki

- Fotoprevodni slikovni sprejemniki izkoriščajo lastnost nekaterih snovi, da absorbirana rentgenska svetlobo v teh snoveh povzroči nastanek električnega naboja.
- Takšna snov je na primer selen v amorfni obliki (a-Se).
- Plast selena obložimo z dvema elektrodama in nanju priključimo visoko napetost.
- Naboj zaradi električnega polja v fotoprevodni plasti potuje proti zbiralnim elektrodam, kjer ga zberemo in shranimo v TFT matriki.

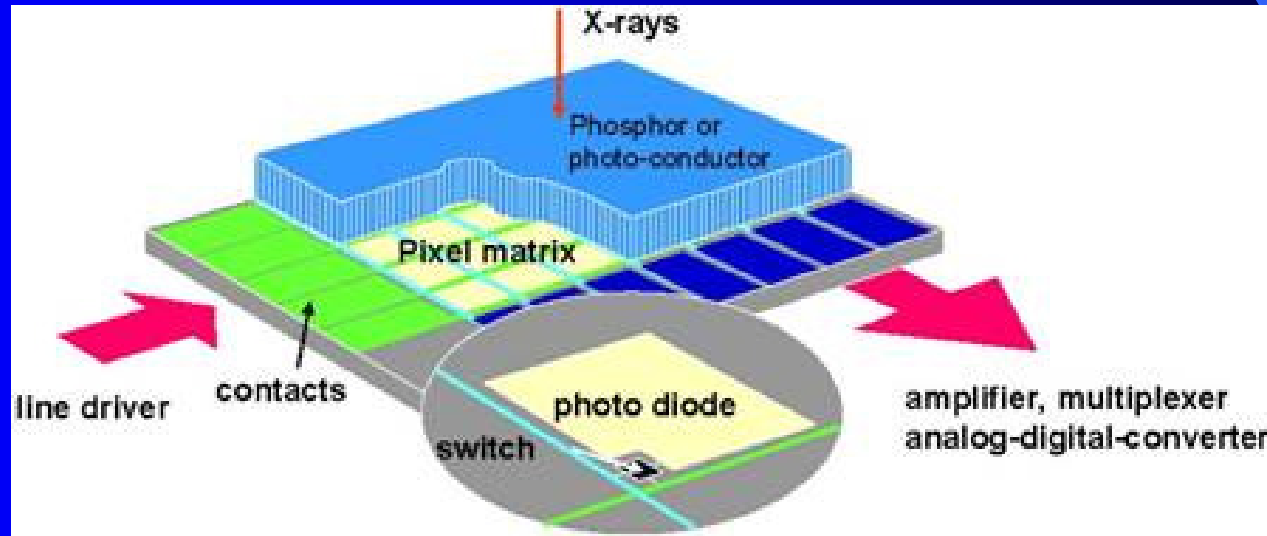




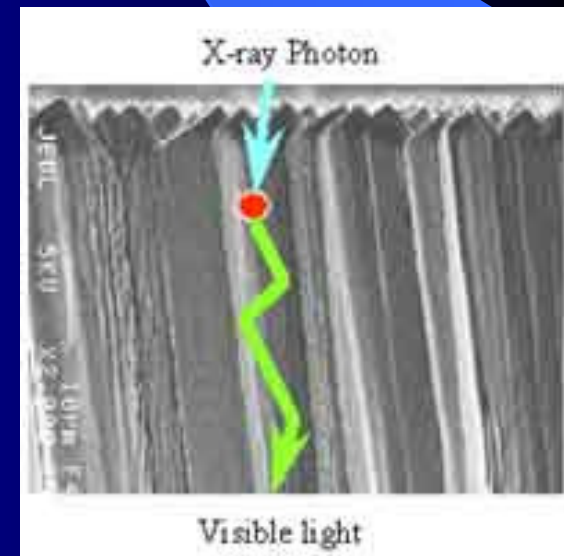
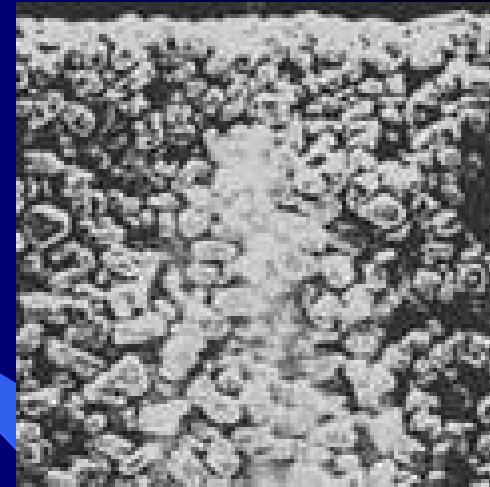
- Fotoprevodni sprejemniki imajo zelo visok izkoristek, saj zberejo preko 95% nastalega naboja.
- Zaradi visoke napetosti preko (razmeroma) tanke plasti amorfnega selena nastalo električno polje usmerja naboj premočrtno proti sprejemnem tranzistorju, kar zagotavlja visoko prostorsko ločljivost.

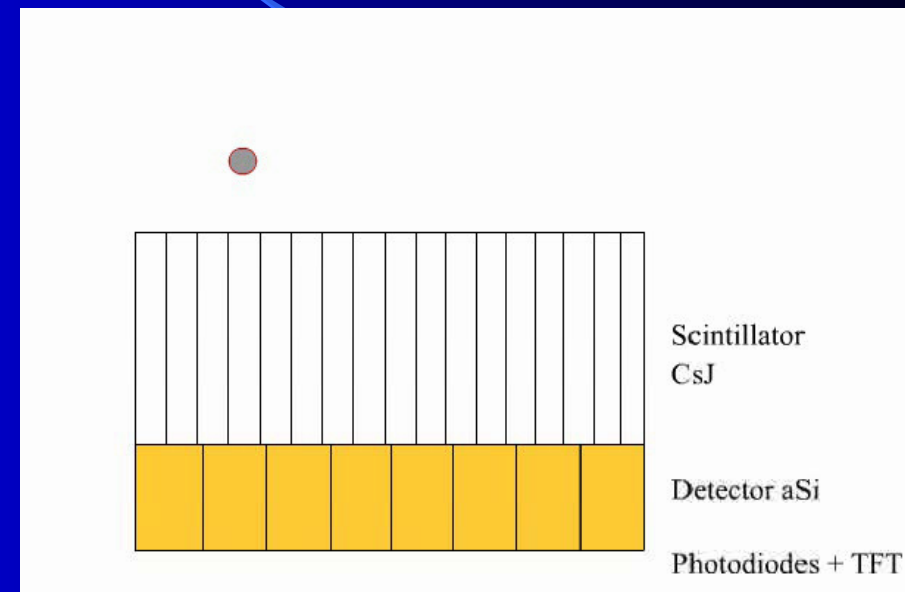
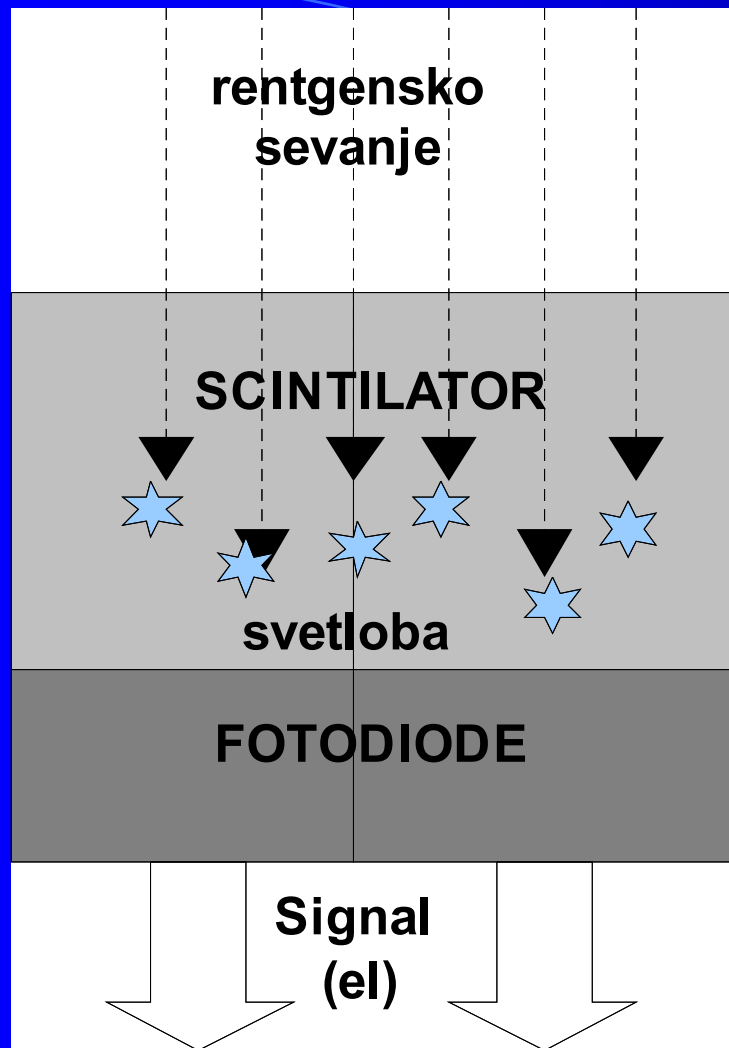
Scintilatorski digitalni slikovni sprejemniki

- Aktivni slikovni sprejemniki, pri katerih električni signal dobimo posredno preko pretvorbe rentgenske svetlobe v vidno svetlobo, so običajno scintilatorski.
- Scintilatorji so snovi, ki pri izpostavljenosti rentgenski svetlobi (tako) oddajajo vidno svetlobo.
- Scintilatorski sprejemniki zberejo okrog 50% svetlobe, ki nastane v aktivni snovi.
- Njihov skupni izkoristek pa je povezan tudi z debelino aktivne snovi, ki pogojuje absorpcijo rentgenske svetlobe.



- Pri starejših scintilatorskih sistemih je bila aktivna snov nanešena v obliki scintilatorskega prahu. Težava pri tem je, da je svetloba, nastala na nekem mestu, osvetlila določeno področje na sprejemnem delu TFT matrike.
- Debelejša plast scintilatorja je tako resda pomenila večji izkoristek za rentgensko svetlobo, vendar je, zaradi prehajanja svetlobe k sosednjim fotodiodam, hkrati pomenila tudi manjšo prostorsko ločljivost.
- Pri novejših scintilatorskih sprejemnikih je aktivna plast raščena v iglasti ali stolpičasti obliki (CsI), ki deluje kot optični vodnik, kar izboljša prostorsko ločljivost sprejemnika.





- Matrika fotodiod iz amorfnega silicija (a-Si) pretvori vidno svetlobo v električni signal, tega pa shranijo posamezni elementi TFT matrice.

- Detektorski element poleg aktivnega dela vsebuje tudi miniaturno elektroniko (stikala, podatkovne vodnike itd.), ki zmanjšuje izkoristek sprejemnika, saj zavzame nekaj prostora. Zato je aktivna površina posameznega detektorskega elementa manjša od celotne površine, ki jo zavzema.
- Delež aktivne površine proti celotni imenujemo zapolnitveni faktor (fill factor). Ker elektronika običajno zahteva določeno površino, je zapolnitveni faktor tem manjši, čim manjši so elementi.

