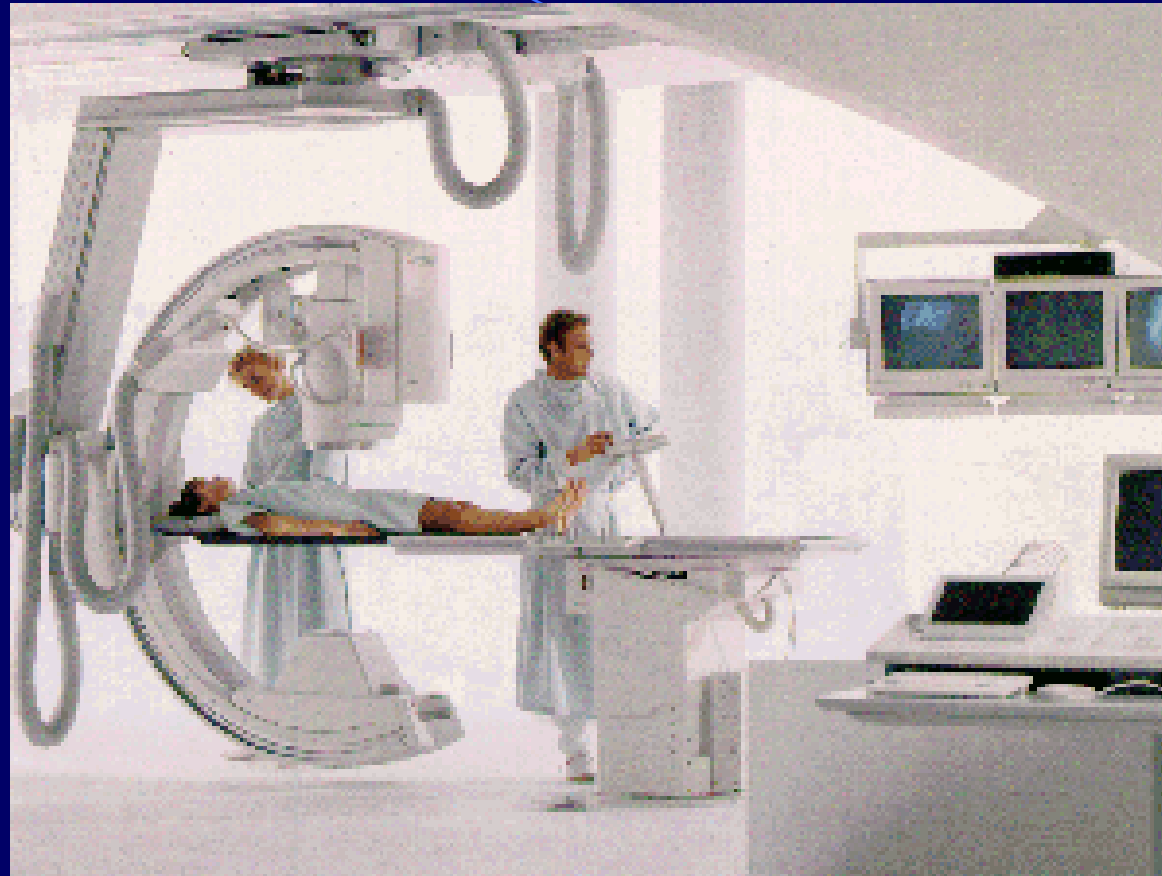


VI
Diaskopija

Diaskopija – presvetljevanje (fluoroskopija)



- Diaskopija- presvetljevanje je metoda, ki omogoča takojšnje spremljanje dinamike procesov v telesu preiskovanca, torej brez zakasnitev, kar je posebej pomembno pri vodenih postopkih interventne radiologije.

Razvoj diaskopije

- Diaskopske metode so začeli uporabljati kmalu po odkritju rentgenske svetlobe. Od takrat pa do danes so doživele številne spremembe, ki so prispevale k :
 - izboljšanju kakovosti slike,
 - zmanjšanju izpostavljenosti preiskovancev
 - poenostavitvi uporabe.



Sprejemnik prve generacije je bil fluorescenčni zaslon, ki je prestregel rentgensko svetlobo, prepuščeno skozi telo preiskovanca.

- Fluorescenčna snov je nevidno latentno sliko pretvorila v vidno.
- Pod takimi pogoji je svetlost slike nizka, zato je izvedba preiskave mogoča v zatemnjenih prostorih.
- Kontrastna občutljivosti in vidnosti detajlov sta pri takem načinu diaskopije nizki.

Diaskopska naprava

- Zaradi omejevanja izpostavljenosti preiskovancev, mora diaskopija zagotoviti nastanek slike z relativno **nizkim številom fotonov** rentgenske svetlobe v primerjavi z zahtevami pri nastanku slike pri klasični rentgenologiji.
- Sprejemnik slike v diaskopskih napravah je lahko
 - ojačevalnik slike ali
 - pri novejših napravah ploski detektor.

Diaskopska naprava z ojačevalnikom slike

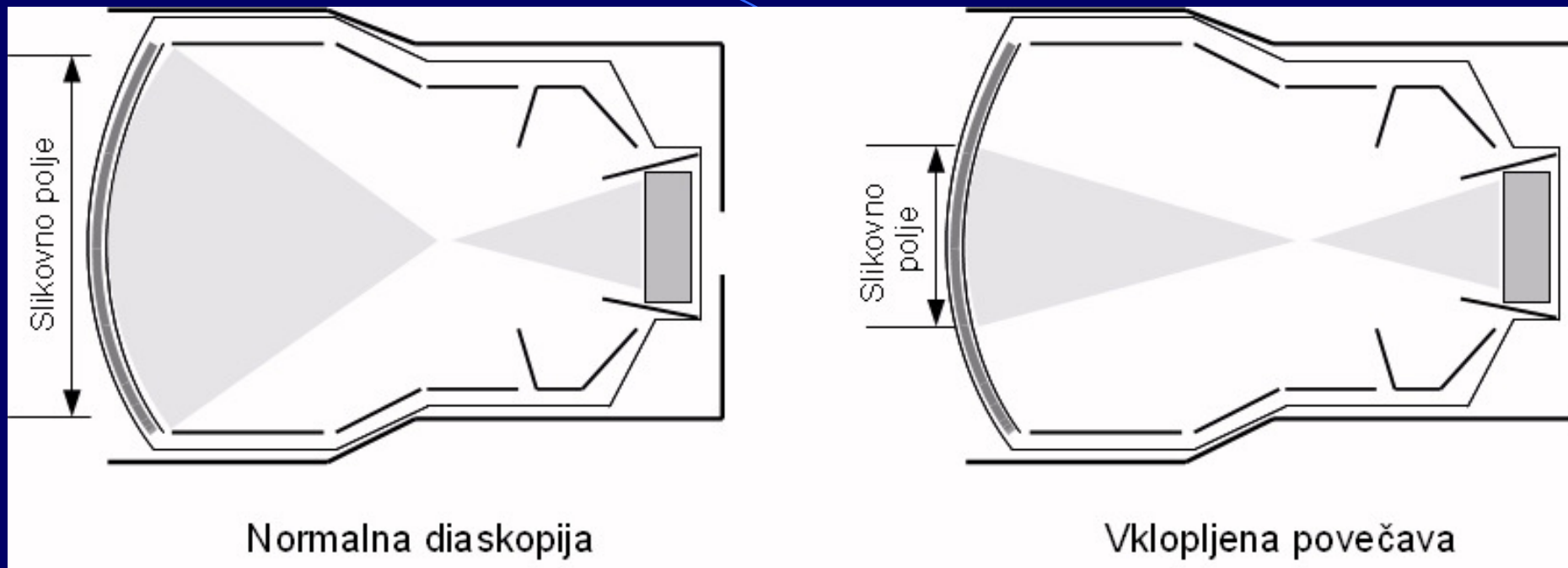


Philips Intergis Allura

- Ojačevalnik slike je **nekaj tisočkrat občutljivejši** kot standardna kombinacija visoko občutljivega filma in ojačevalne plasti.
- Ojačevalnik slike je aktivna naprava, ki rentgensko svetlobo prevede v vidno in jo hkrati ojači, tako da sliko lahko opazujemo pri dnevni svetlobi.
- Proces poteka v naslednjih korakih
 - fluorescenčni zaslon omogoča pretvorbo rentgenske v vidno svetlobo,
 - sledi prenos energije fotonov vidne svetlobe elektronom (fotoefekt),
 - pospeševanje elektronov v električnem polju ojačevalnika in
 - prenos energije elektronov, ki se zaustavijo v fluorescenčnem zaslonu na izhodu ojačevalnika slike in oddajo kinetično energijo, pri čemer pride do izsevanja fotonov vidne svetlobe.

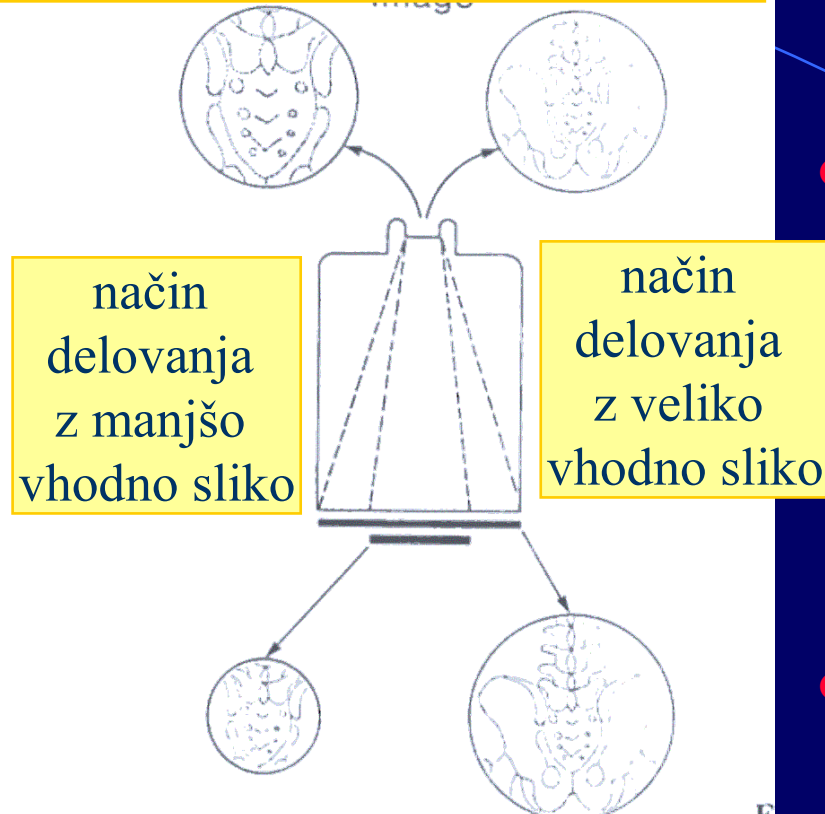
- Ojačevalnik preslika sliko na vhodnem oknu v sliko na izhodnem oknu. Slika, ki jo tvorijo fotoni vidne svetlobe na izhodnem oknu je **nekaj tisoč krat svetlejša** kot slika, ki nastane na ojačevalni plasti vhodnega okna.
- Razmerje svetlosti (brightness gain) je produkt
 - elektronskega in
 - geometrijskega ojačanja.
- Elektronsko ojačanje je približno **50 do 100 kratno**, kar pomeni, da iz fotona vidne svetlobe na ojačevalni plasti vhodnega okna dobimo 50 do 100 fotonov na izhodnem oknu.
- Mnogokratnik geometrijskega ojačanja je razmerje velikosti površin vhodnega in izhodnega okna oziroma uporabljene površine vhodnega okna ojačevalnika slike. Velikost izhodnega okna ojačevalnika se ne spreminja in ima ponavadi premer **2,5 cm**. Pri premerih vhodnega okna ojačevalnika 22,5, 30, 35 in 40 cm je mnogokratnik geometrijskega ojačanja 81, 144, 196 in 256.

- Poleg uporabe celotne površine vhodnega okna, katere velikost je določena z velikostjo ojačevalnika slike, je možna izbira manjših **vhodnih slik** (field of view FOV) in s tem različne povečave.



- O povečavi govorimo zato, ker se manjša površina vhodne slike preslika na izhodno okno nespremenjene velikosti. Izbrani povečavi oziroma izbrani velikosti vhodne slike se v cevi ojačevalnika slike prilagodi električno polje usmerjevalnih elektrod.
- Skladno z zmanjšanjem aktivne površine vstopnega okna oziroma velikostjo vhodne slike, se velikost koristnega snopa rentgenske svetlobe zasloni in uskladi in s tem prepreči nepotrebna izpostavljenost preiskovanca.

izhodna slika



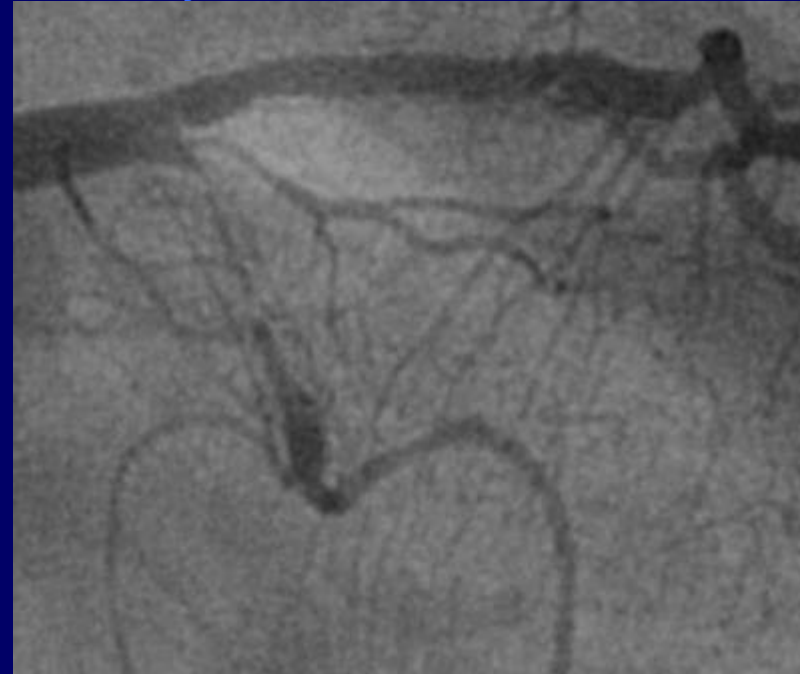
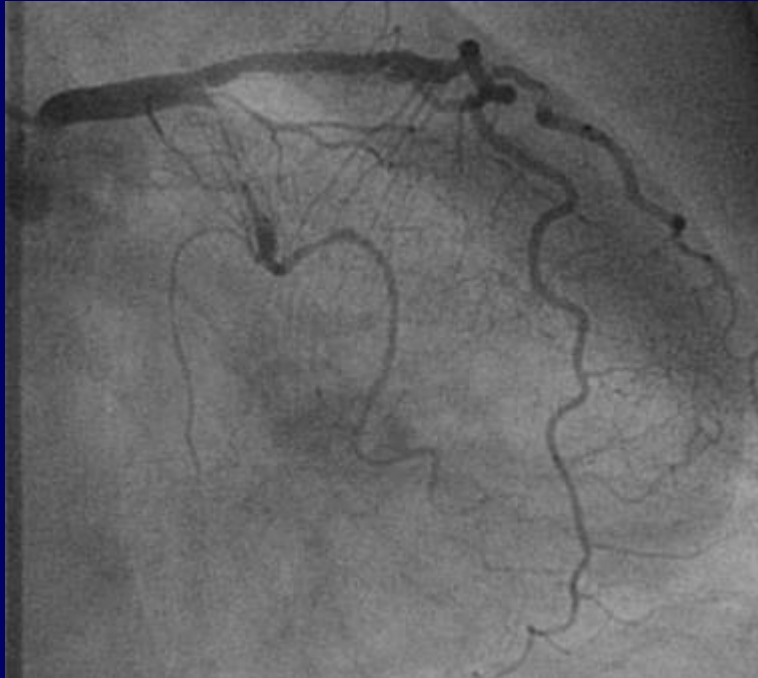
vhodna slika

Uporaba načina delovanja z manjšo vhodno sliko ob enakem ojačanju poveča obsevanost preiskovanca .

- Način delovanja z veliko vhodno sliko (large field mode, velik FOV): ta način ima največje ojačanje in najnižjo obsevanost preiskovanca (ojačanje je sorazmerno s površino vhodne slike).
- Način delovanja z manjšo vhodno sliko (small field mode, mali FOV). Ta način se uporablja, ko želimo izboljšati kakovost slike (izboljšanje kontrasta, zmanjšanje razmazanosti).

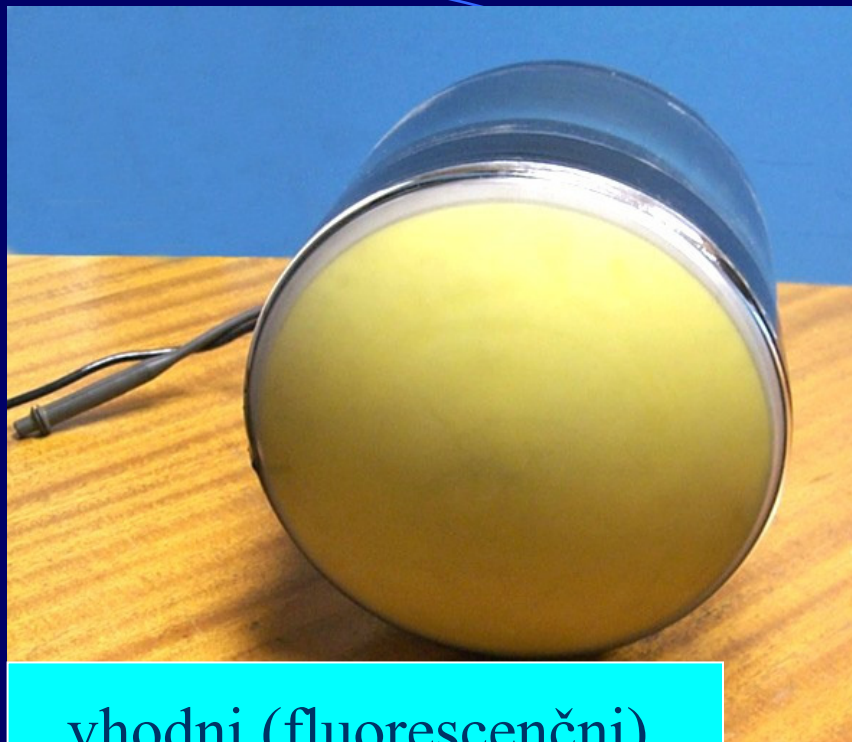
- Zmanjšanje aktivne površine vstopnega okna povzroči zmanjšanje geometrijskega ojačanja.
- Za ohranitev enake ravni svetlosti na izhodnem oknu, je potrebno raven osvetljenosti vhodnega okna s fotoni rentgenske svetlobe povečati.
- Zmanjšanje premera vhodne slike za dvakrat, pomeni štirikratno zmanjšanje svetlosti na izhodnem oknu.
- Da bi ohranili enako raven svetlosti na izhodnem oknu, je potrebno povečati tok fotonov rentgenske svetlobe, zaradi česar se poveča tudi izpostavljenost preiskovanca.

Vpliv izbire povečave na izpostavljenost active field-of-view (magnification mode)



- **PRAVILO:**
izbira najmanjše povečave, ki je potrebna za izvedbo preiskave

- Pri večji povečavi oziroma manjši izbiri vhodne slike, je torej izpostavljenost preiskovanca večja.
- Velikost vhodne slike je zato potrebno izbrati premišljeno in sicer tako, da zagotavlja potrebno kakovost pridobljenih podatkov in ustrezno povečavo, ki ni po nepotrebnem prevelika.
- Za izvajanje diaskopiskih preiskav prsnega koša in gastrointestinalnih predelov uporabljamo slikovne ojačevalnike večjih premerov, medtem ko ojačevalnike z manjšim vstopnim oknom, ki zagotavljajo visoko prostorsko ločljivost uporabljamo pri posegih na manjših področjih kot je to npr pri kardioloških posegih.



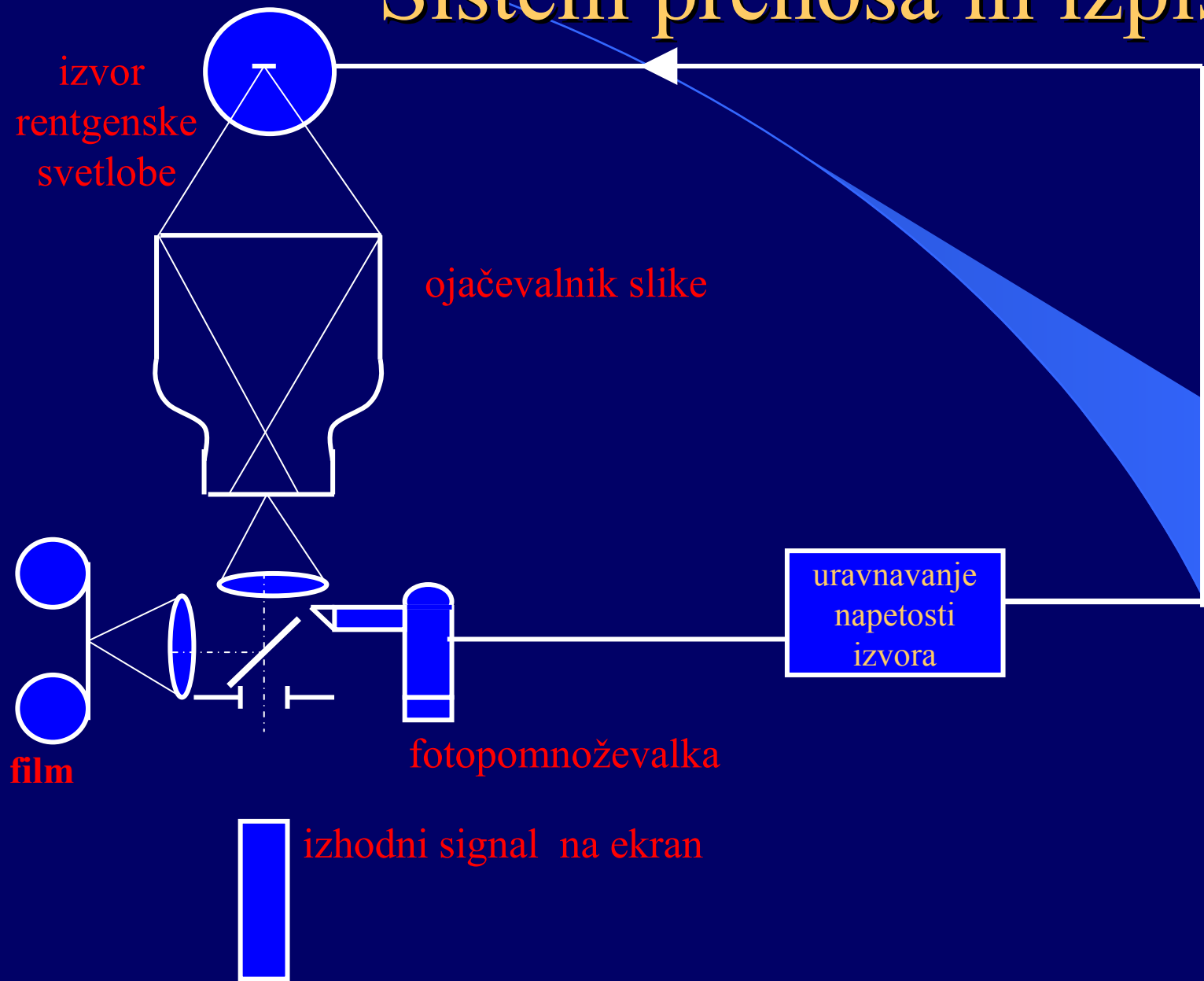
vhodni (fluorescenčni)
zaslon ojačevalnika slike



ojačevalniki slike s premeri vhodnega
zaslona od 15 cm do 40 cm

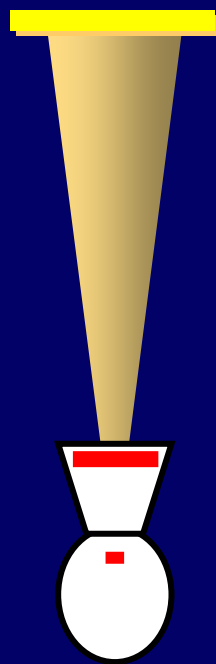
- Pri starejših napravah je bil na izhodno okno ojačevalnika slike nameščen **optični razdelilnik**.
- V razdelilniku je bilo nameščeno polprepustno ogledalo, ki je vpadno svetlobo prepuščalo in odbijalo na sprejemni mesti, eno namenjeno za prenos podatkov na zaslon in drugo za zapis na film.
- Kasneje so optični razdelilnik nadomestili s polprevodniškim detektorjem svetlobe **CCD (Charge Coupled Device)**, ki omogoča zajem podatkov v digitalni obliki ter njihov prenos na zaslon in zapis.
- Pri najnovejših diaskopskih napravah ojačevalnik slike in polprevodniški detektor svetlobe CCD nadomeščajo **ploski sprejemniki** pravokotnih oblik, katerih delovanje temelji na tehnologiji tankoplastnih tranzistorjev.

Sistem prenosa in izpisa



Diaskopska naprava s ploskim sprejemnikom

ploski sprejemnik



vir rentgenske svetlobe



Philips Allura Xper FD 20

- Mreža osnovnih površinskih elementov zaznava raven vpadle svetlobe in jo pretvori v elektronski signal in tako se zapisujejo digitalizirani podatke v realnem času.
- Tankoplastni tranzistorji so bolj občutljivi na vidno svetlobo kot rentgensko, zato je nad njimi plast cezijevega jodida kot scintilatorja, ki pretvori fotone rentgenske svetlobe v fotone vidne svetlobe.
- Ker okolja v katerem se elektroni pospešujejo ni več potrebno zagotavljati, lahko sprejemnik pokriva le 1 mm debela plast karbonskega vlakna. Izkoristek zaznavanja je tako celo nekoliko boljši kot pri ojačevalnikih slike.

Načini delovanja diaskopske naprave

- **Kontinuirana ali zvezna diaskopija** je osnovni način delovanja diaskopske naprave, pri kateri generator deluje brez prekinitev.
- Tok elektronov v rentgenski cevi je tipično med 0,5 mA in 4 mA, napetost pa med 70 in 90 kV, odvisno od debeline presevanega dela preiskovanca in drugih izbranih nastavitev naprave.
- Glede na izvor in razvoj tehnologije se pri diaskopiji brez prekinitev v eni sekundi slika na zaslonu spremeni oziroma posodobi 25 ali 30 krat (**frame rate**), kar pomeni, da je vsaka slika povprečje dogajanj v času 1/25 ali 1/30 sekunde.
- Zato bo vsaka sprememba ali premikanje v časovnem intervalu 40 ali 33 milisekund razmazana, vendar je to za večino posegov povsem sprejemljivo.

slike

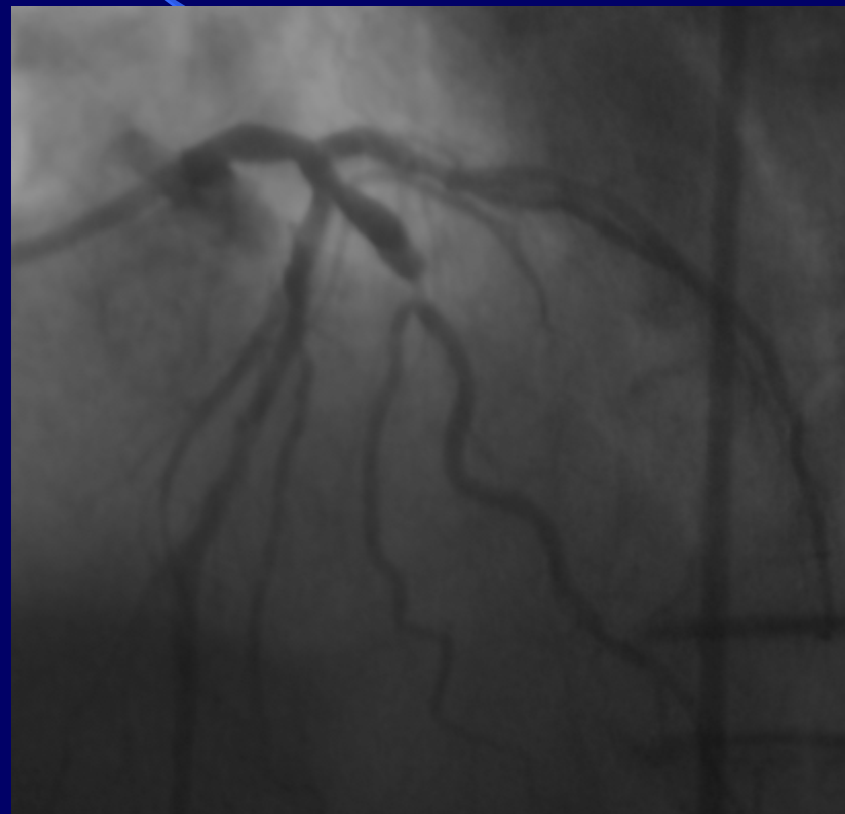


30 slik v 1 sekundi

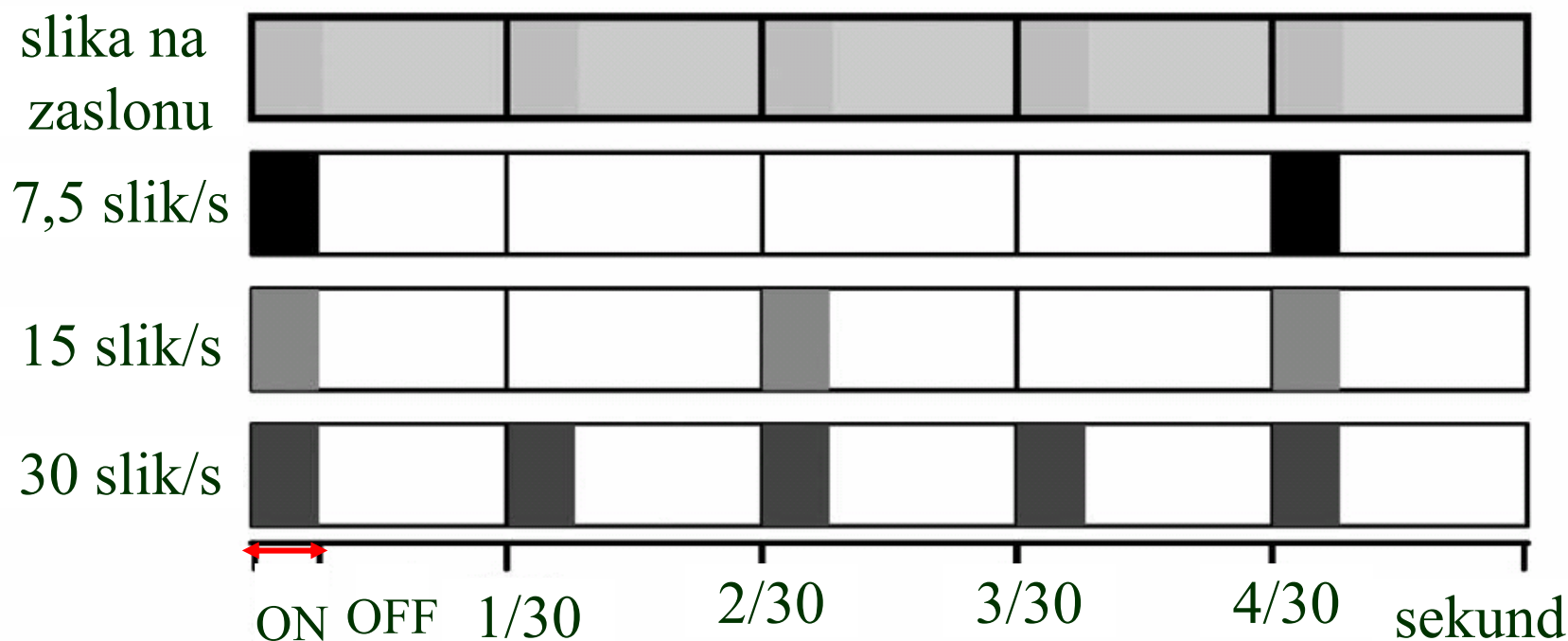
RTG

Osnove diaskopskega sistema

- Vhodni podatek diaskopskega sistema je slika **projekcijske rentgenografije** z uporabo kontrastnega sredstva
- Potrebno število slik na časovno enoto, ki zagotavlja visoko raven kakovosti spremljanja dinamičnih procesov v realnem času, je običajno 25 ali 30 slik v sekundi oziroma 1500 ali 1800 v minuti.



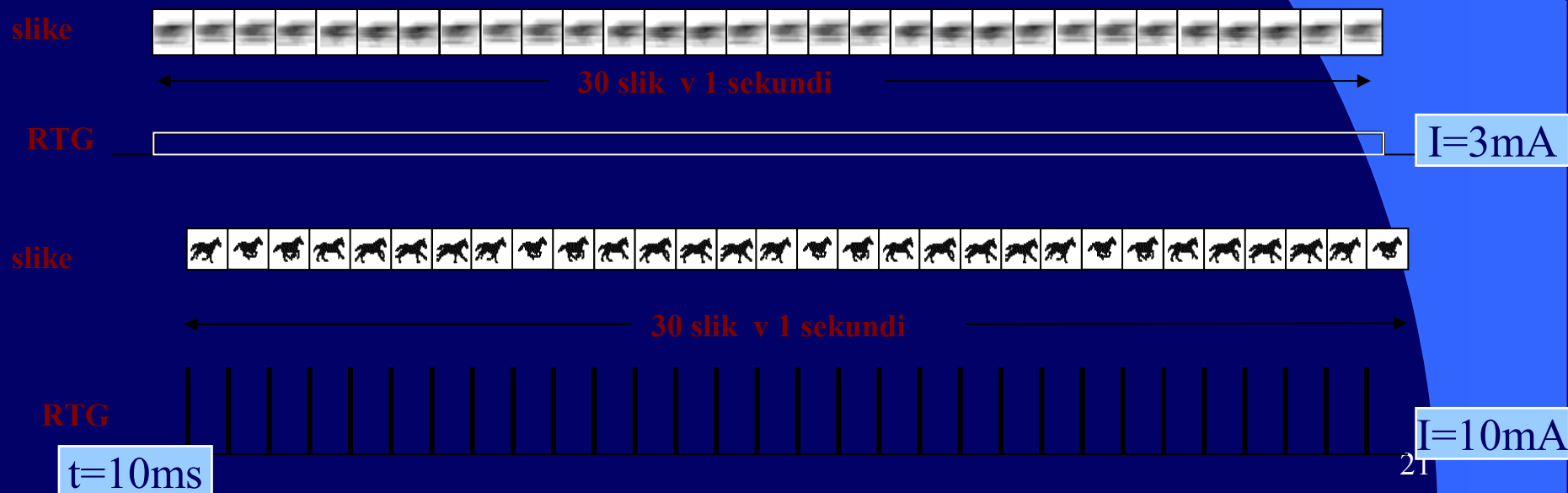
- Pri pulznem načinu delovanja generator diaskopske naprave omogoča oddajanje toka fotonov rentgenske svetlobe v kratkih pulzih, katerih dolžino in pogostost na časovno enoto lahko spreminjamo.
- Zato pulzna diaskopija omogoča tako spreminjanje pogostosti zajema slik v časovni enoti, kot tudi čas trajanja posameznega pulza in s tem čas, v katerem se dogodki na posamezni sliki povprečijo.



Trajanje diaskopskega pulza rentgenske svetlobe je le delček časa, ko je slika na zaslonu nespremenjena (frame time).

Krajši je čas trajanja pulza, jasnejša oziroma manj razmazana je slika.

- Uporabni potencial pulzne diaskopije lahko predstavimo tudi s primerjavo z diaskopijo brez prekinitev, pri čemer oba načina povzročita enako izpostavljenost preiskovanca.
- Izberemo način delovanja diaskopije brez prekinitev s 30 posodobitvami slike na sekundo in tokom v rentgenski cevi 3 mA.
- Pulzna diaskopija prav tako omogoča 30 posodobitev slik na sekundo, ob tem pa lahko dolžino pulza skrajšamo na 10 milisekund in hkrati povečamo tok v rentgenski cevi na 10 mA.



- Čas zbiranja podatkov za posamezno sliko se tako iz 33 milisekund pri delovanju brez prekinitev, zmanjša pri pulznem načinu za 3,3 krat, prav tolikokrat kot se je povečal tok v rentgenski cevi, zaradi česar ostane izpostavljenost preiskovanca enaka.
- Vendar je v navedenem primeru pri pulznem načinu diaskopije čas, v katerem se podatki za posamezno sliko zbirajo 3,3 krat krajši, kar zmanjša prostorsko razmazanost zaradi premikanja v tem času.
- Pri posegih kjer pričakujemo pogoste in hitre spremembe opazovanega predela, omogoča tako uporaba pulznega načina diaskopije boljšo prostorsko ločljivost pri enaki izpostavljenosti preiskovanca.

Prikaz 25–30 slik na sekundo je več kot dovolj, da oko ne zazna prehodov med posameznimi slikami.

To je pomembno pri gledanju filmov, večinoma pa ni potrebna zahteva za izvajanje diaskopskih postopkov.

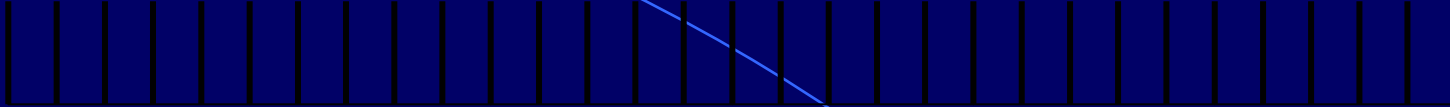
Spreminjanje pogostosti zamenjave slike (frame rate) omogoča bistveno zmanjšanje izpostavljenosti, če ustrezno izberemo pogostost zamenjave slik.

slike



30 slik v 1 sekundi

RTG



D

slike



RTG

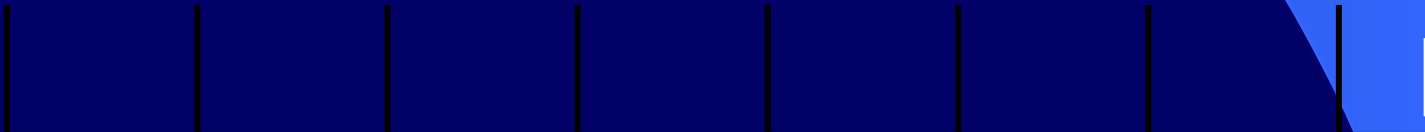


D/2

slike



RTG



D/4

Povprečno 7.5
slik v sekundi

Doza na pulz je v vseh treh primerih enaka, le število pulzov se vsakič prepolovi, zato je doza pri uporabi le 7,5 pulzov v sekundi le 0,25% doze pri uporabi 30 pulzov v sekundi. Slabost je le v tem, da se število spremenjenih slik v sekundi zmanjšuje, kar lahko zaznamo kot utripanje slike na zaslonu

slike



RTG



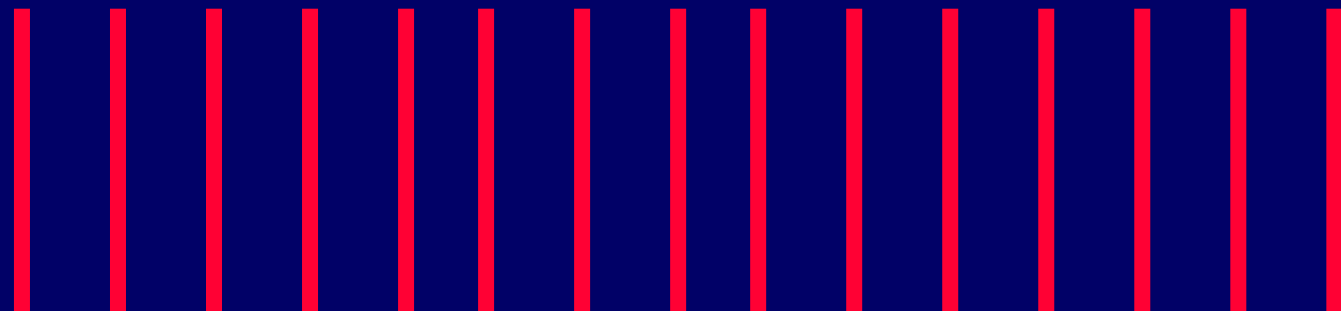
15 slik v sekundi

Izpostavljenost se lahko poveča zaradi zvišanja jakosti pulza (tok) in podaljšanja časa njegovega trajanja. Doza je sorazmerna produktu toka in časa.

slike



RTG



15 slik v sekundi

25

Postopki za zmanjšanje izpostavljenosti-1

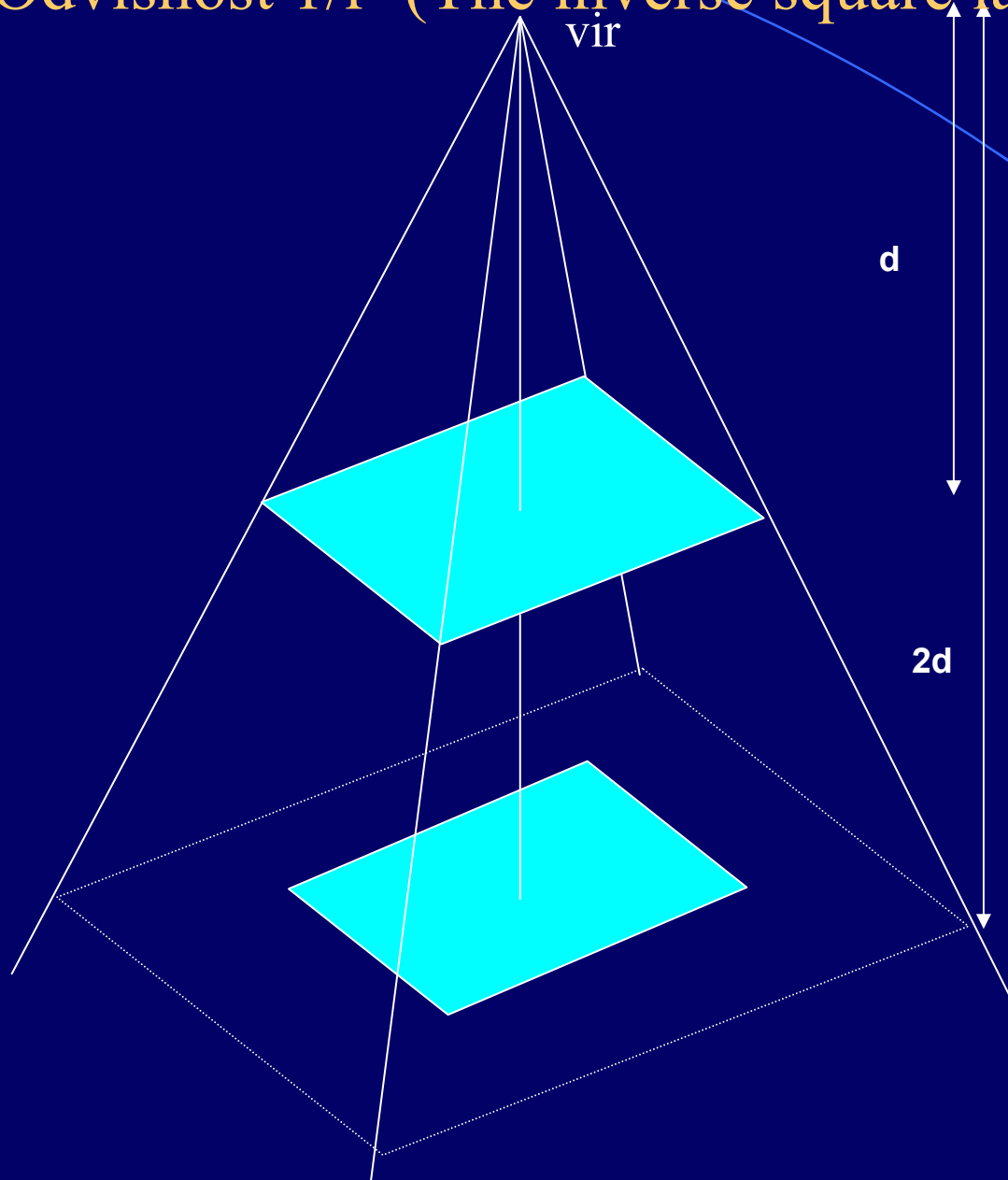
- Pri diaskopskih posegih je lahko izpostavljenost preiskovanca zelo visoka, zato je potrebno posebno pozornost nameniti uporabi pristopov, ki prispevajo k zmanjševanju izpostavljenosti.
- Ker se izpostavljenost povečuje s trajanjem diaskopije, je osnovno vodilo **optimizacija časa diaskopije** oziroma njegovo skrajševanje, pri čemer le-to ne sme omejevati izvedbe posega.
- Na čas trajanja diaskopije vplivata izbira **pogostosti posodabljanja slike v časovni enoti** in dolžina trajanja pulza snopa rentgenske svetlobe.
- Uporaba spreminjajočega se števila posodobitev slike na časovno enoto pri pulzni diaskopiji je eden od načinov s katerim lahko zmanjšamo izpostavljenost preiskovanca.

Postopki delovanja za zmanjšanje izpostavljenosti-2

- Za izvajanje velike večine diaskopskih posegov je npr. 30 posodobitev slike na zaslonu v sekundi **nepotrebno**. Poseg se lahko brez težav in omejitev izvede tudi pri manjši pogostosti posodobitev slike, samo zmanjšanje pa je odvisno od usposobljenosti izvajalca posega.
- Zmanjšanje števila posodobitev slik na časovno enoto se torej lahko uporabi takrat, ko časovna ločljivost na zaslonu ni omejujoča za izvedbo posega ali dela posega. Vendar prenizka pogostost prikaza slik na sekundo lahko povzroči moteče utripanje, ki ga oko zazna.
- Utripanje preprečimo tako, da se na zaslonu vseeno prikaže 30 slik v sekundi, a le vsaka četrta bo spremenjena.

Postopki delovanja za zmanjšanje izpostavljenosti-3

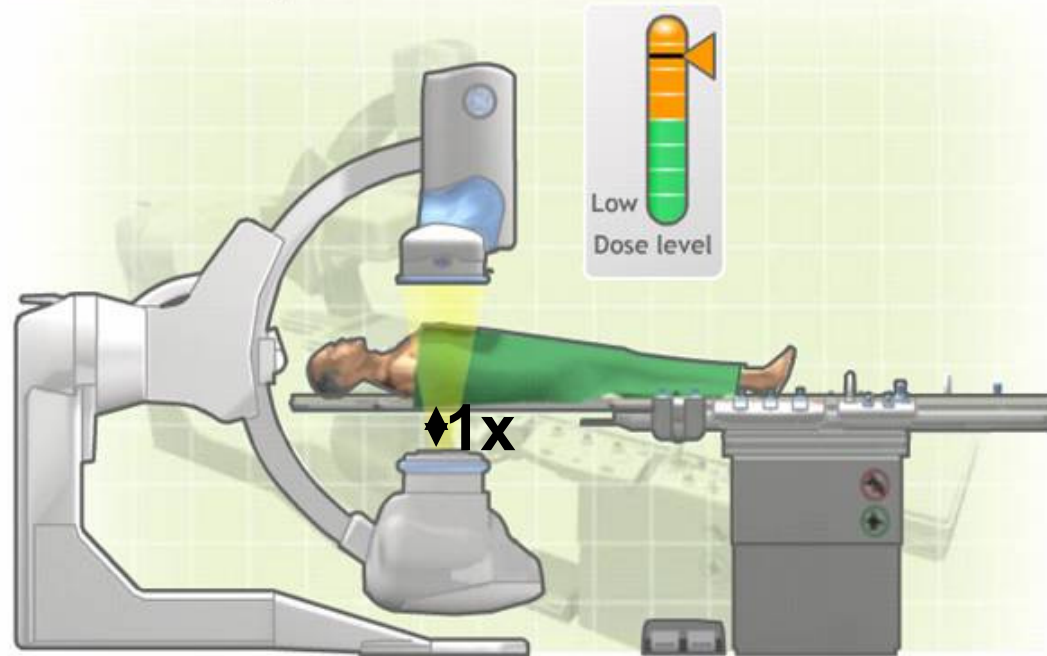
Odvisnost $1/r^2$ (The inverse square law)



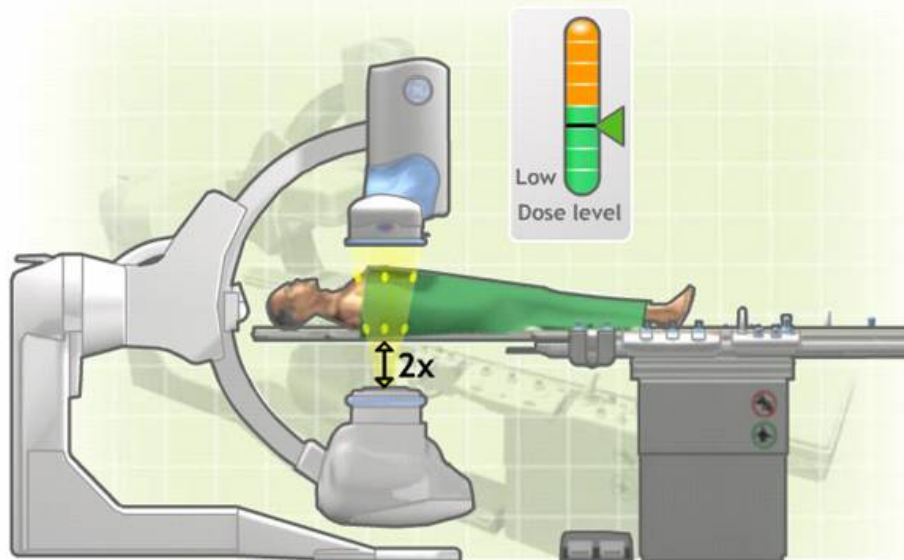
Tok fotonov in s tem energije, ki gre skozi površino na razdalji d od vira je enak toku fotonov in s tem energiji, ki gre skozi površino na dvakratni razdalji. Površina na razdalji $2d$ od vira je 4krat večja kot na razdalji d od vira. Zato bo izpostavljenost objekta na razdalji $2d$ 4krat nižja od izpostavljenosti na razdalji d od vira.

Podvojitvev razdalje od vira pomeni zmanjšanje doze za 4krat.

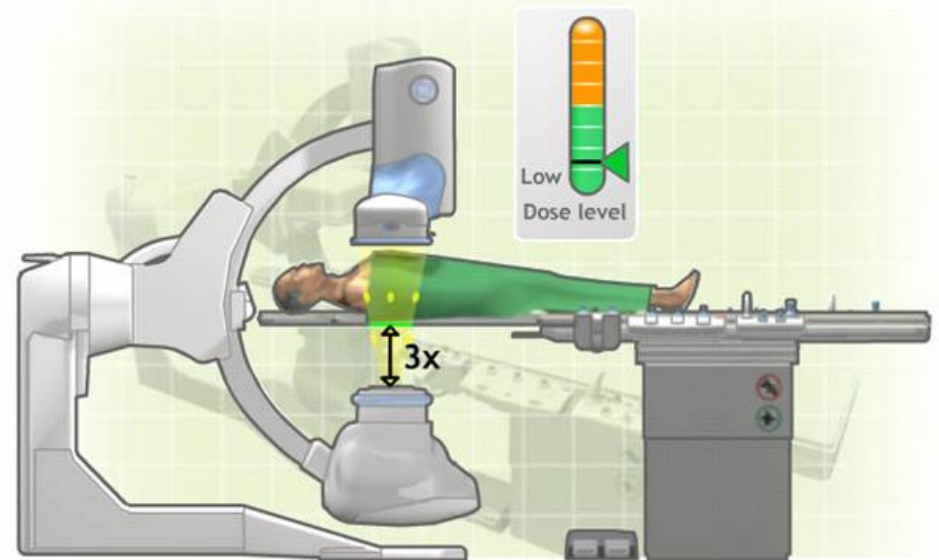
The intensity or dose of the radiation emitted from the source of the X-ray beam diminishes with the square of its distance from the source.

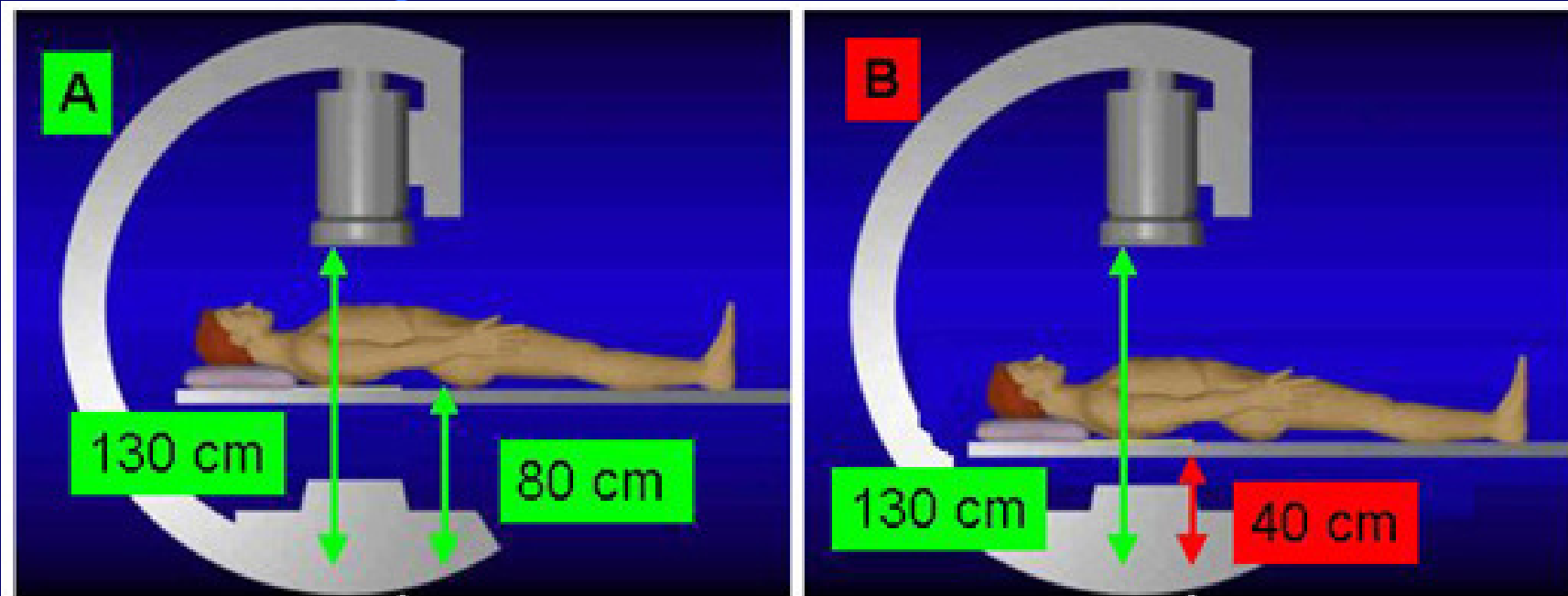


Dose 1/4: If you double the distance, the dose changes by a factor of $1/(2^2)$



Dose 1/9: If you triple the distance, the dose changes by a factor of $1/(3^2)$



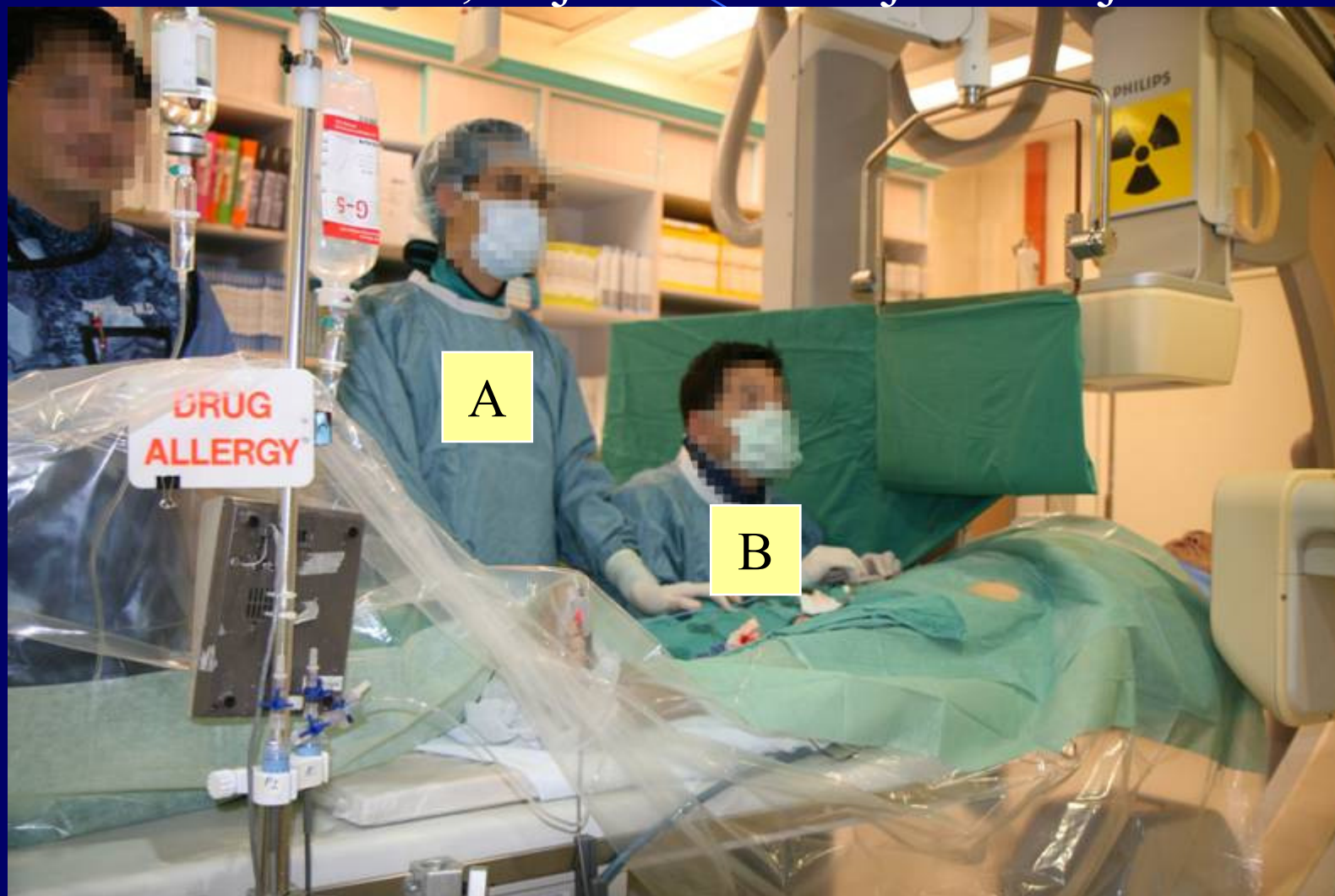


V obeh primerih je razdalja med ojačevalnikom slike in izvorom enaka, vendar je kožna doza v primeru B 4 krat večja

$$\frac{(80 \text{ cm})^2}{(40 \text{ cm})^2} = 4$$

Vzrok za 4 kratno kožno dozo v primeru B je 2 krat manjša razdalja med izvorom in preiskovancem

Če bi pacient lahko izbral med izvajalci koronarne angiografije, z enakimi strokovnimi referencami, ali bi izbral osebo, ki je telesno višja ali nižja ?



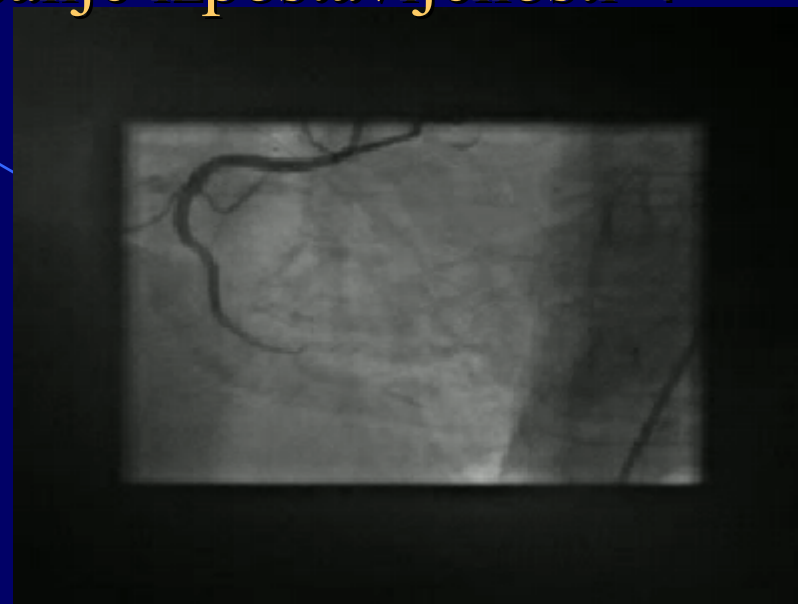
Odgovor je povezan z oddaljenostjo od vira rentgenske svetlobe.³¹

Oddaljenost zdravstvenega osebja od vira ?



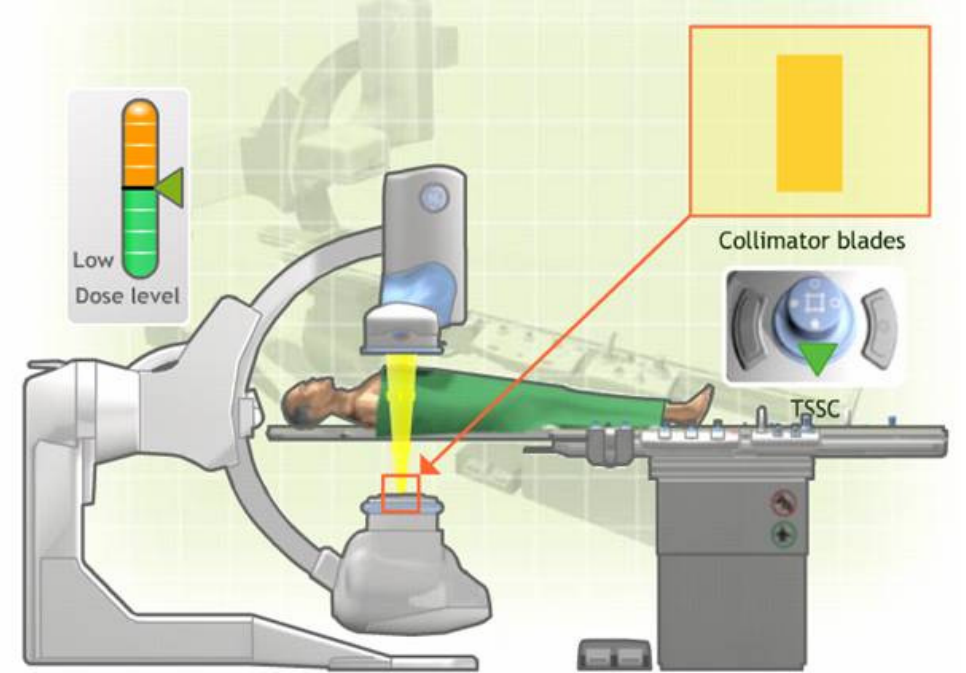
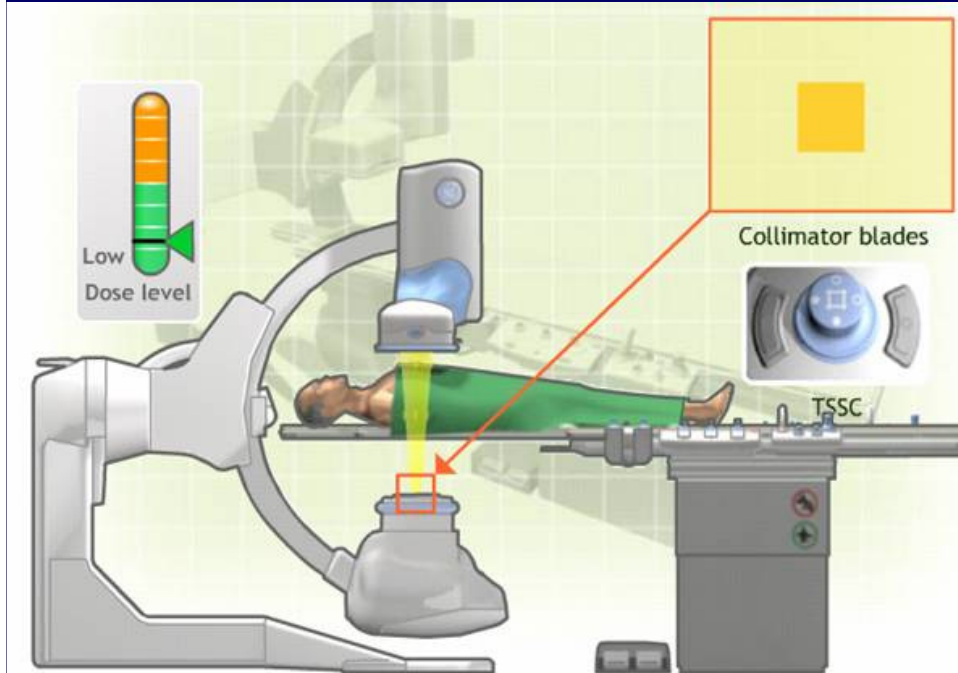
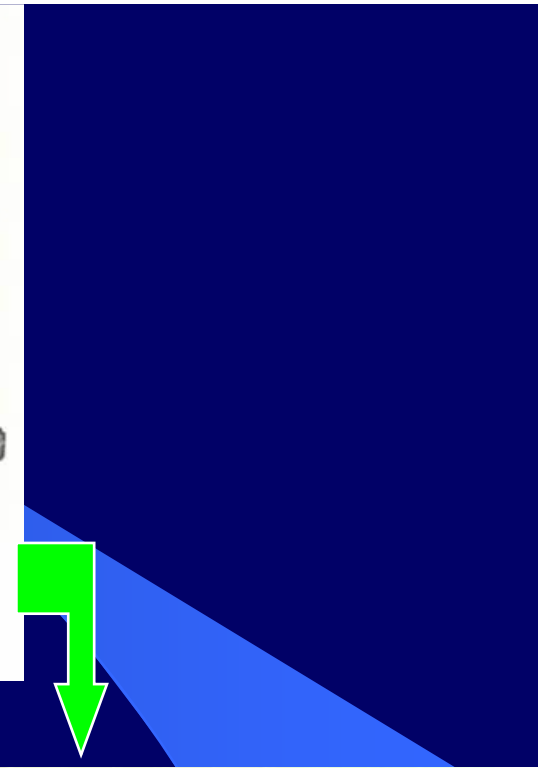
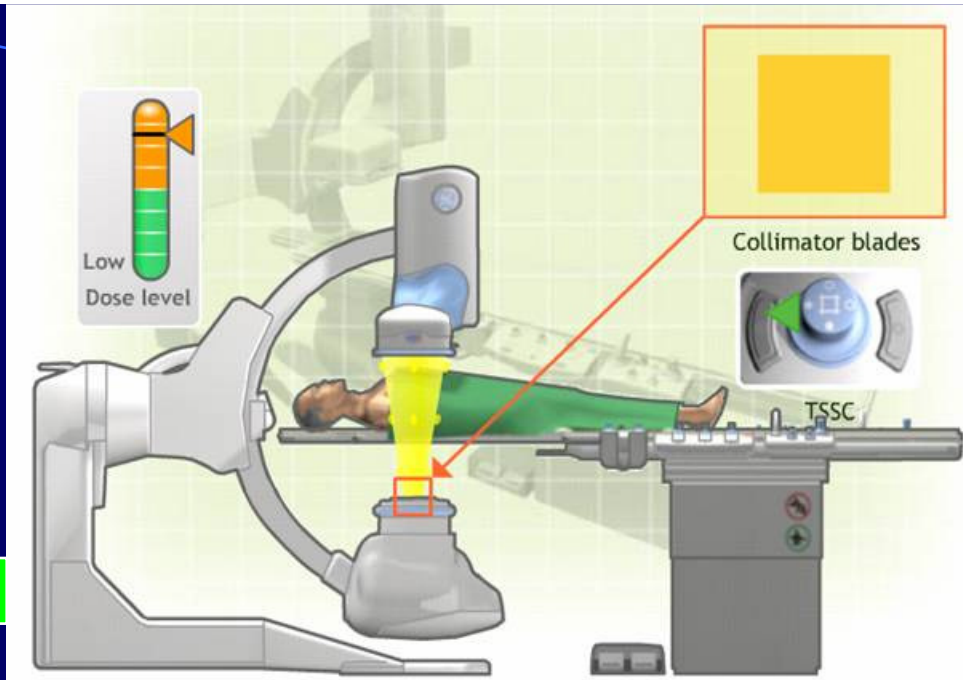
Postopki delovanja za zmanjšanje izpostavljenosti-4

Zaslanjanje (Collimation)



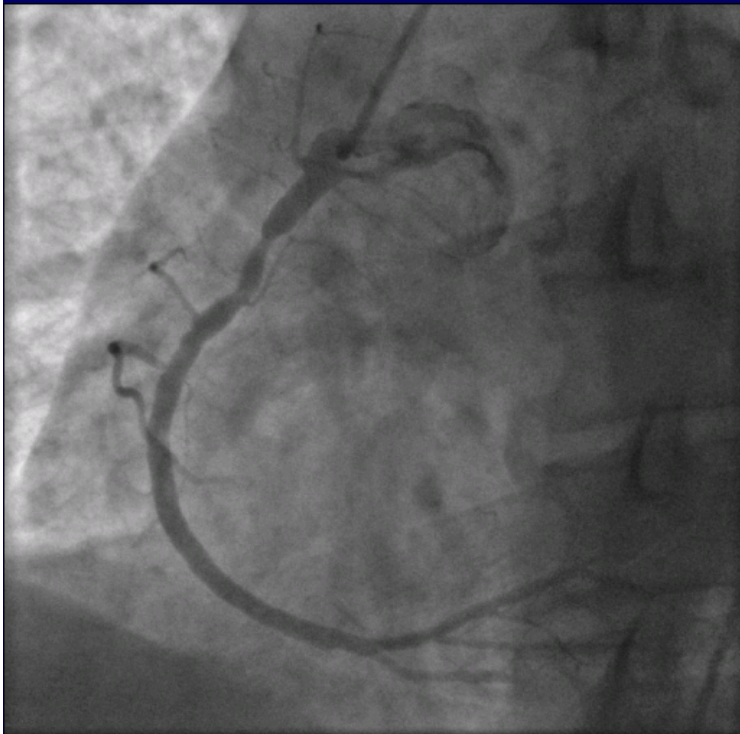
Koristi?

1. Zmanjšanje stohastičnih posledic zaradi zmanjšanja izpostavljenosti prostornine telesa pacienta.
2. Zmanjšanje deleža sipanega sevanja in s tem izboljšanje kontrasta na sprejemniku slike.
3. Zmanjšanje sipanega sevanja in s tem zmanjšanje izpostavljenosti osebja
4. Zmanjšanje potencialnega prekrivanja sevalnih polj, ko se položaj vira in sprejemnika spreminjata.

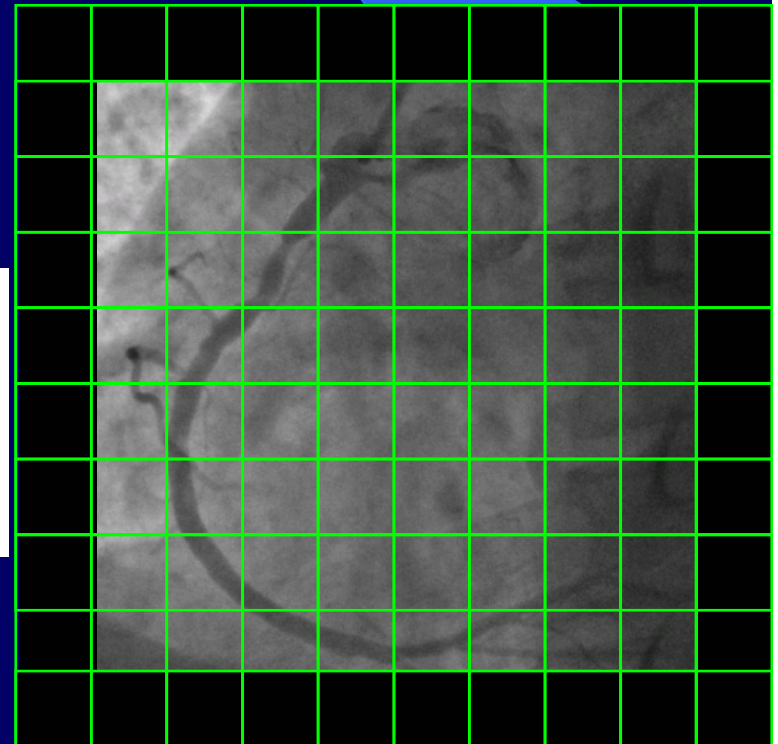


Virtualno zaslanjanje

- Virtualno zaslanjanje je način zaslanjanja snopa rentgenske svetlobe, pri katerem velikost odprtine zaslonke določimo posredno in sicer z izbiro področja na zaslonu, ki ga želimo opazovati. Tako je izbrano področje najmanjše, ki omogoča izvedbo posega v skladu s kliničnimi zahtevami. Ker se na zaslonu ne prikazujejo področja, ki so za izvedbo posega nepomembna, se s tem zmanjša izpostavljenost.



Zmanjšanje
doze za
36%



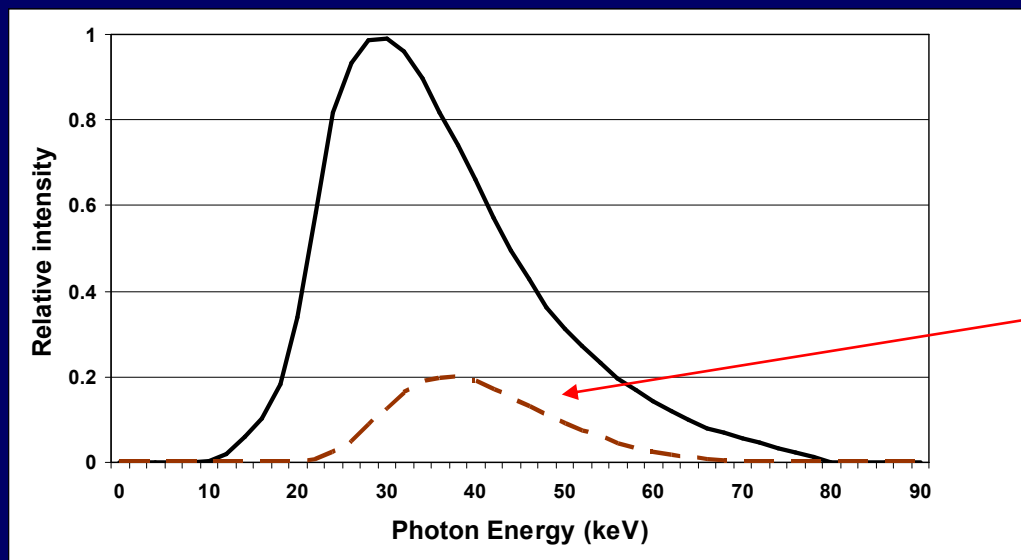
Postopki delovanja za zmanjšanje izpostavljenosti-5

Filtracija

filtri:

(1) prednost – zmanjšanje izpostavljenosti za ≥ 2 .

(2) pomanjkljivost – zmanjšanje jakosti snopa rentgenske svetlobe,

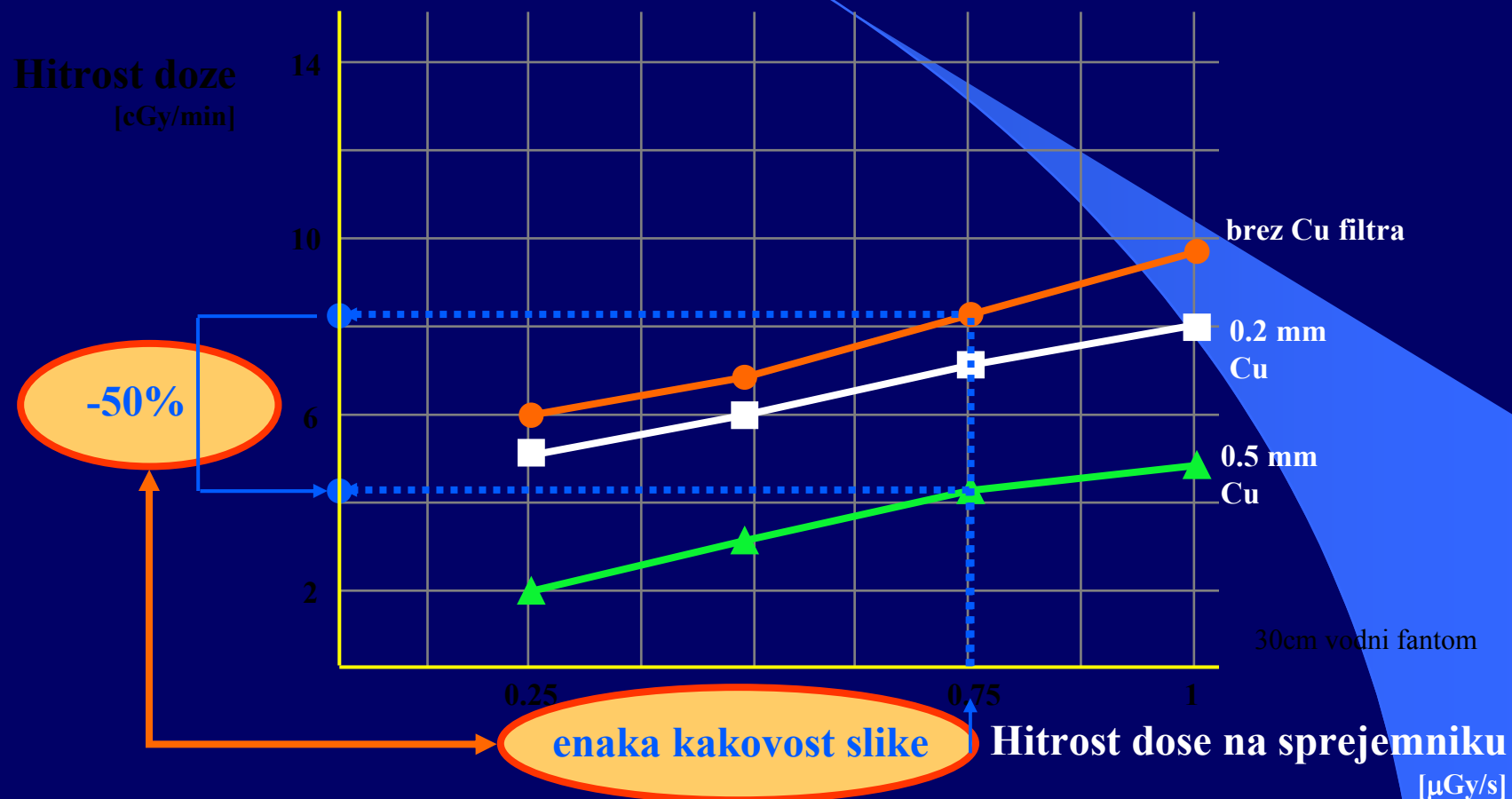


Spekter rentgpred in po uporabi 0.2 mm filtra iz bakra.

Uporaba filtra povzroči tako zmanjšanje jakosti kot tudi energijske porazdelitve fotonov.

Da bi dosegli enako jakost je potrebno povečati tok v rentgenski cevi.

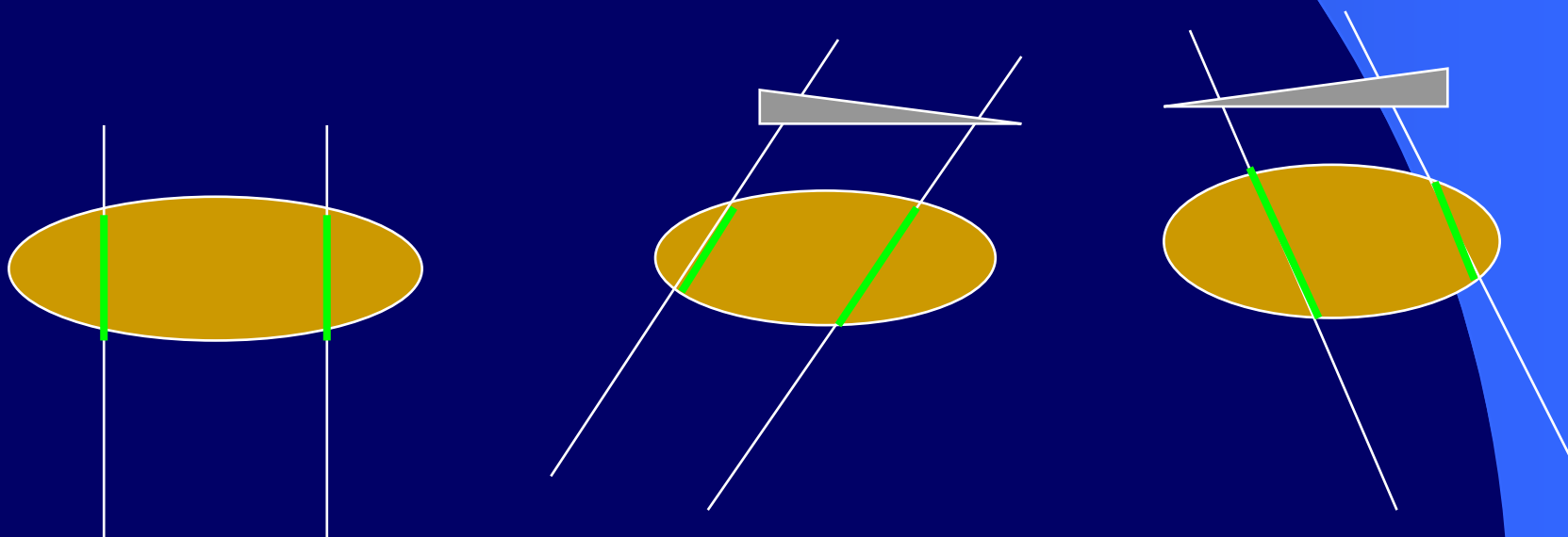
- Zmanjšanje izpostavljenosti pacienta pri enaki kakovosti slike



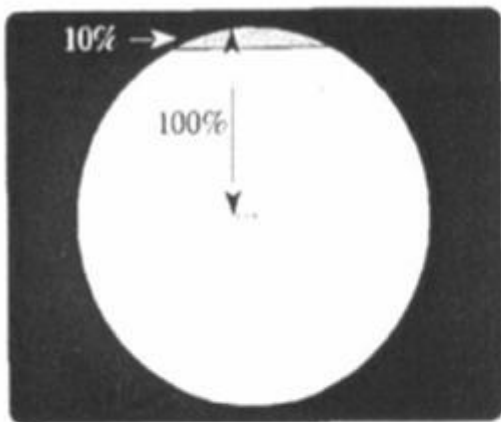
Postopki delovanja za zmanjšanje izpostavljenosti-6

Polprosojni klinasti (wedge) filtri

- Polprosojni klinasti filtri so pripomočki, ki jih uporabljamo pri diaskopiji področij z veliko razliko lastnih kontrastov oziroma področij na katerih pričakujemo velike razlike v prepustnosti fotonov rentgenske svetlobe. Polprosojne klinaste filtre se postavi pred področji, kjer je oslabitev rentgenske svetlobe manjša ter se tako zmanjša njihova izpostavljenost.



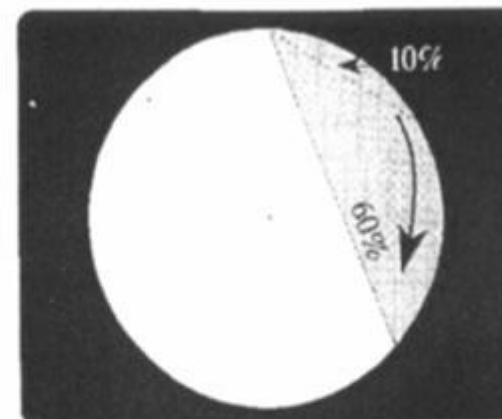
Izhodiščni položaji klinastih filtrov



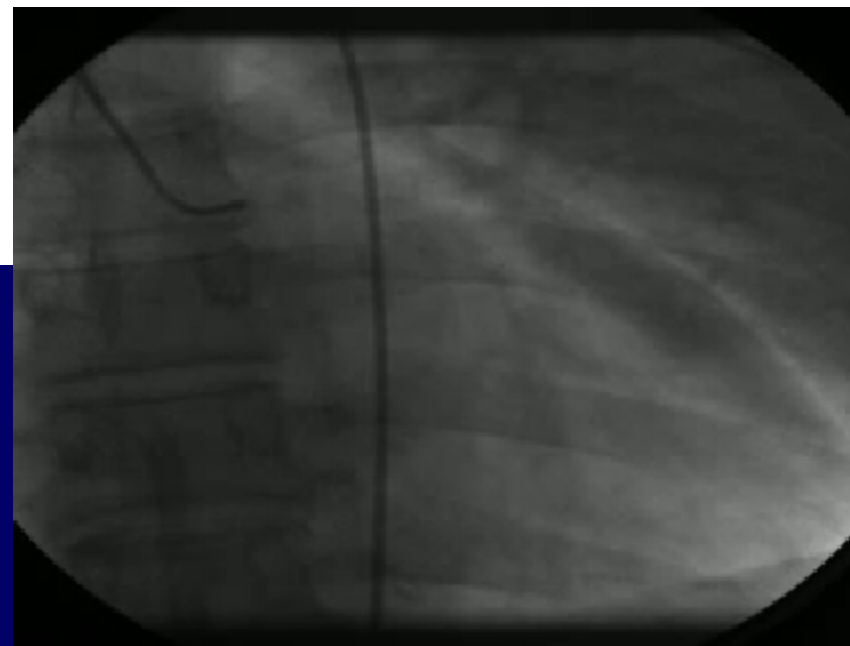
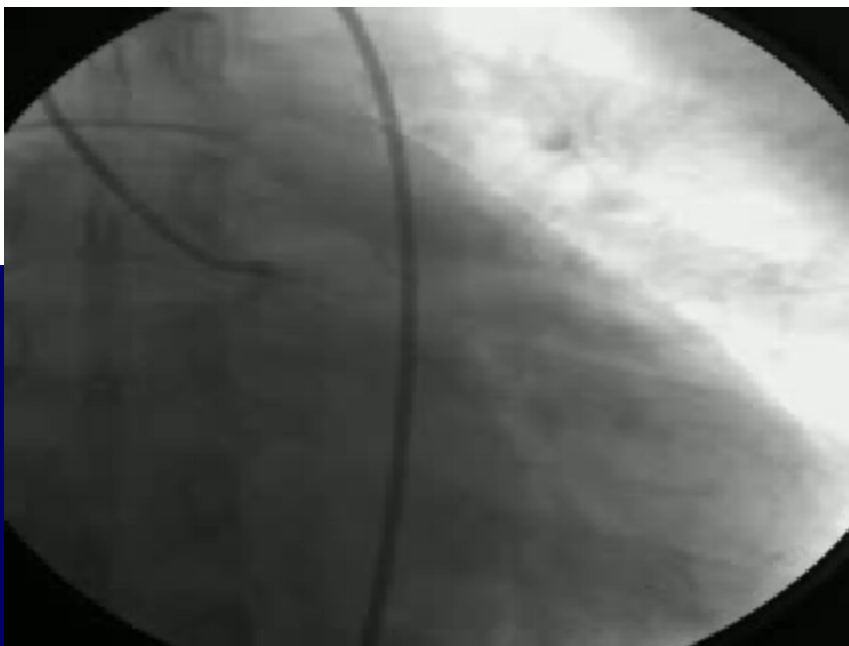
$LAO/RAO \leq \pm 15^\circ$



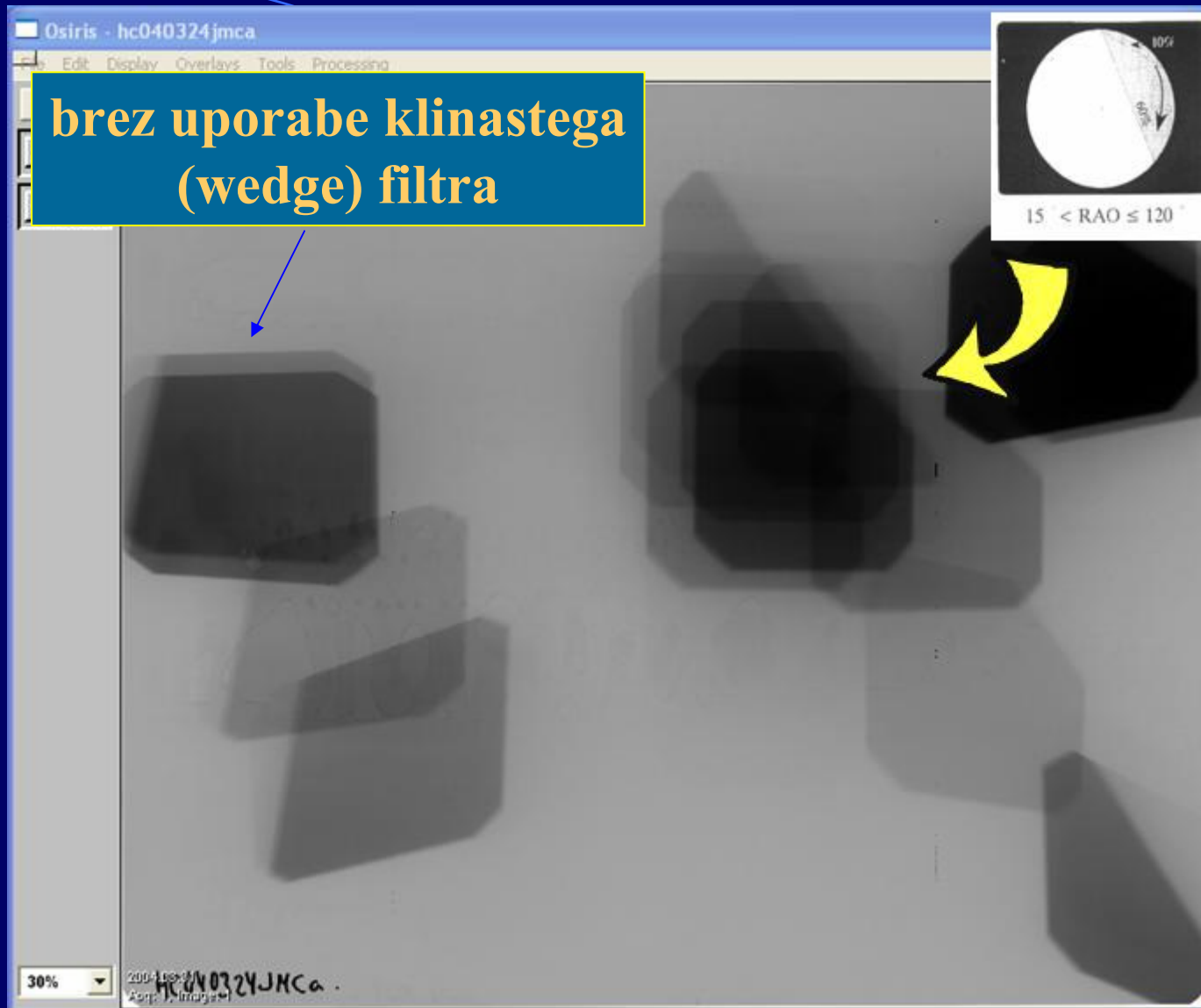
$15^\circ < LAO \leq 120^\circ$

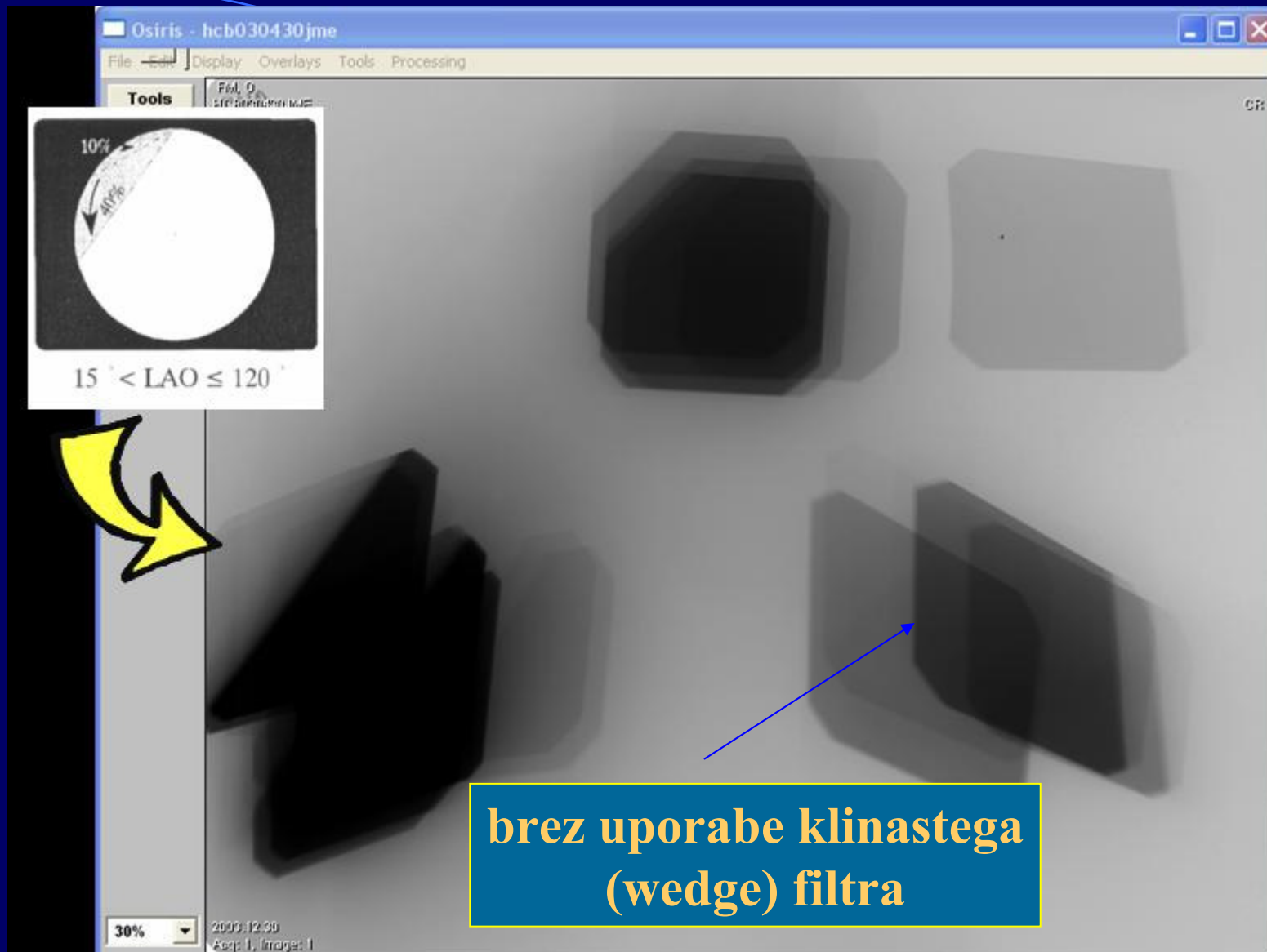


$15^\circ < RAO \leq 120^\circ$

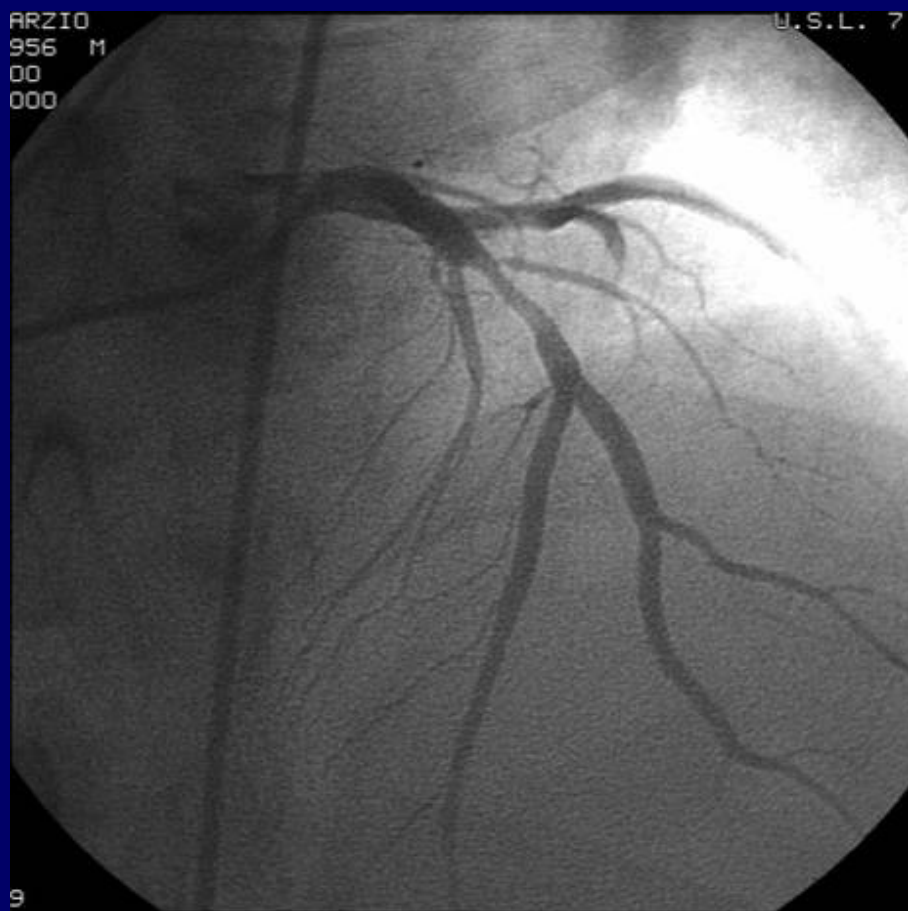


Primer uporabe klinastih filtrov





Neustrezna uporaba filtrov

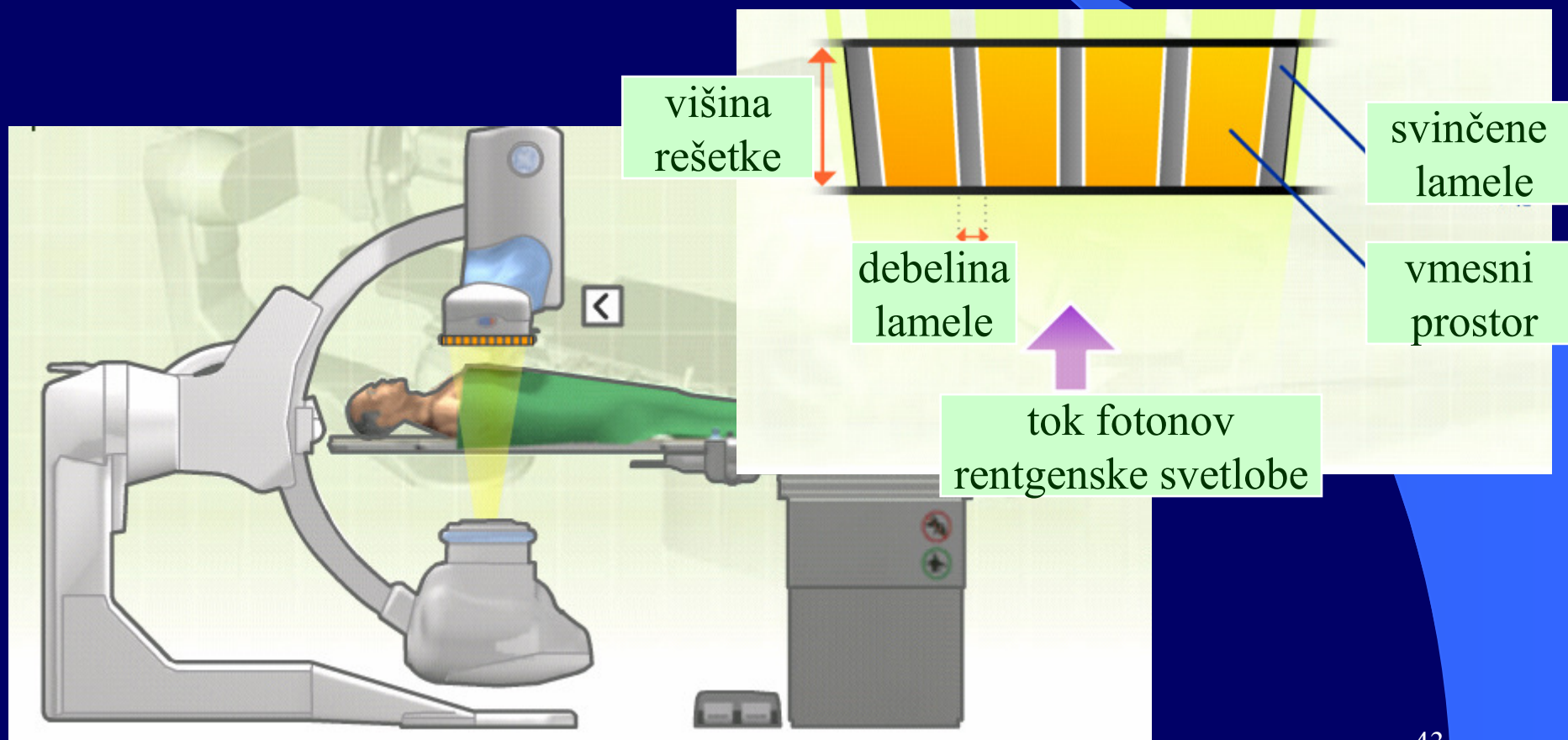


Ustrezna uporaba filtrov

Diaskopski sistemi uporabljajo rešetke za odstranitev sipane svetlobe, s tipičnim razmerjem rešetke 10:1

Rešetka izboljša kakovost slike, vendar poveča izpostavljenost (nekajkrat)

Pri pediatričnih preiskavah je rešetko potrebno odstraniti

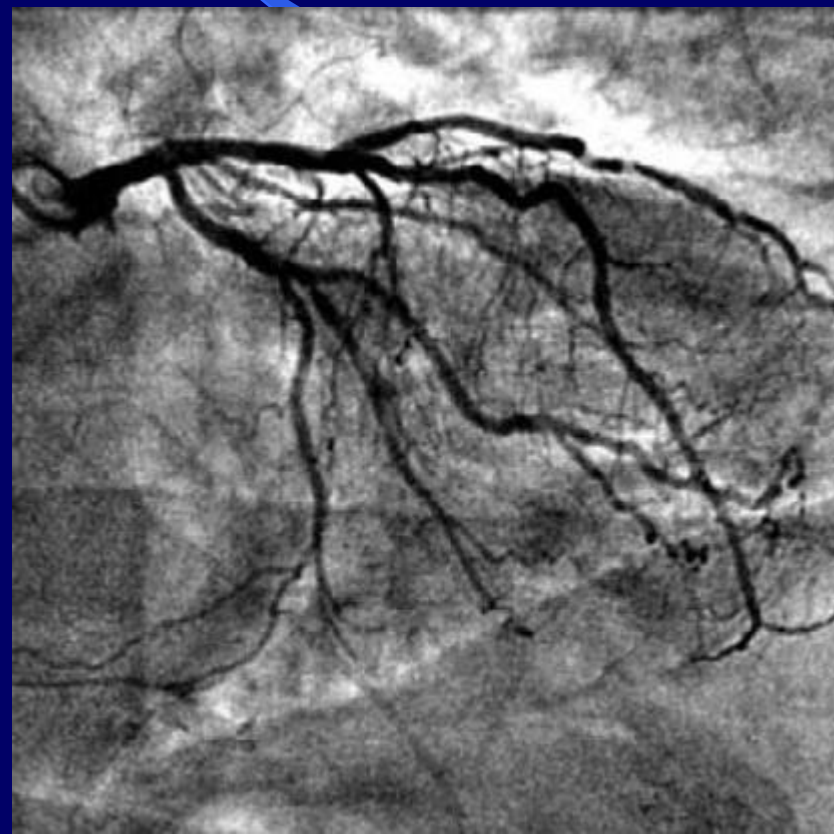
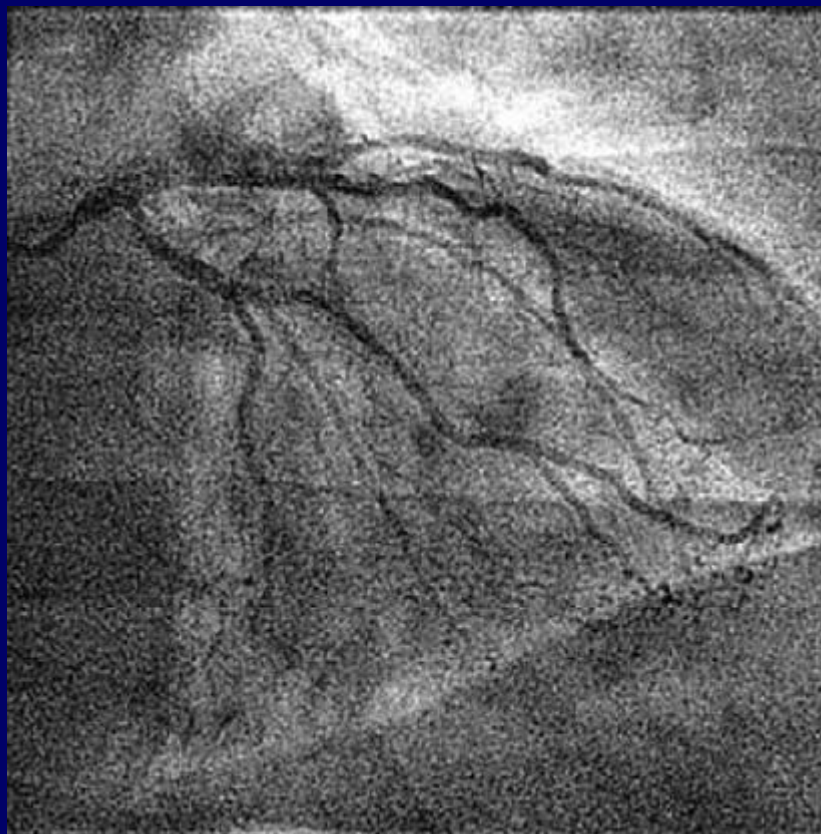


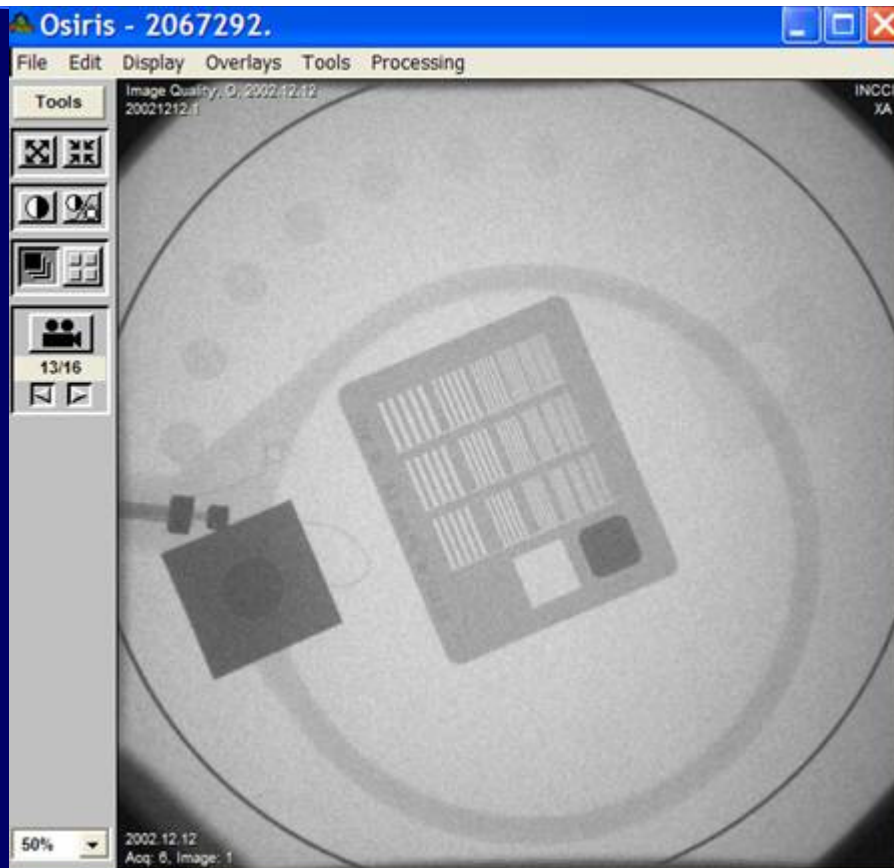
Postopki delovanja za zmanjšanje izpostavljenosti-7

Zapis

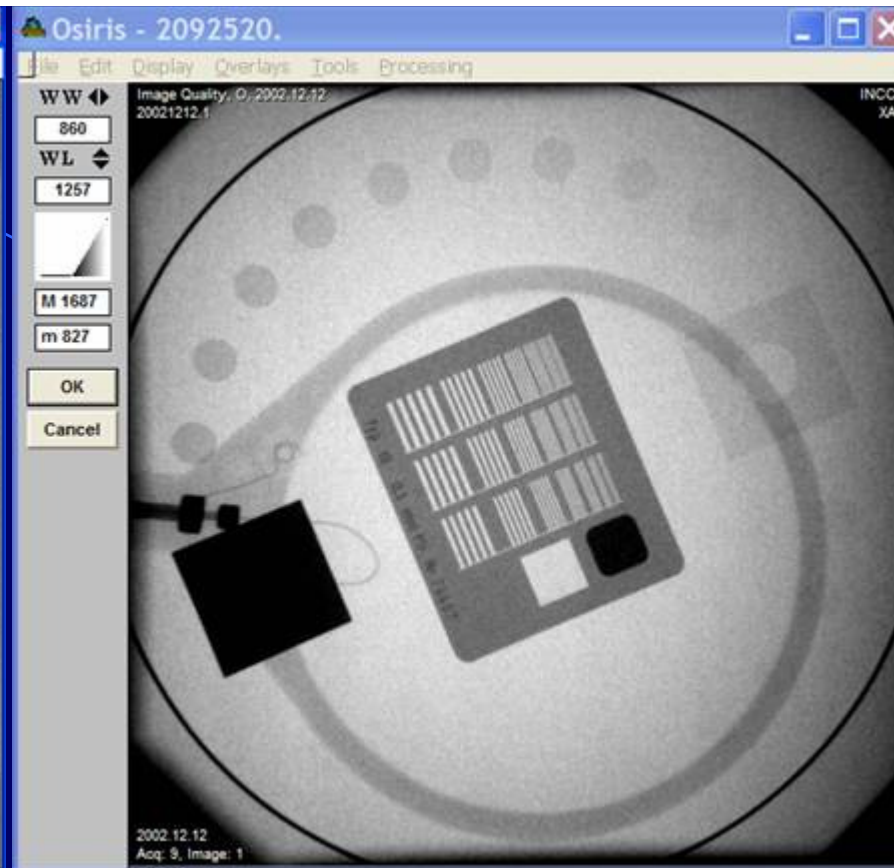
- Pri diaskopskem posegu ponavadi podatkov, ki so predstavitev na zaslonu ne shranjuje oziroma zapiše, za ponovno pregledovanje in interpretacijo pa se uporabljajo visoko kakovostni zapis.
- Shranjujemo lahko posamezne slike ali zaporedje slik oziroma snemanje.
- Novejši sistemi omogočajo zajem slike v realnem času v digitalni tehniki.
- Ko govorimo o prenosu podatkov za opazovanje na zaslonu, se diaskopija izvaja pri relativno nizkem številu fotonov rentgenske svetlobe, kar povzroča **visoko raven kvantnega šuma**.
- Pri sliki, ki jo želimo shraniti, pa je visoka raven kvantnega šuma nedopustna, zato je potrebno uporabiti večje število fotonov rentgenske svetlobe in zato se izpostavljenost poveča.

Katera slika je diaskopska (fluoroscopy) in katera je namenjena zapisu (acquisition) (cine mode)





**Siemens Axiom Artis,
diaskopija: low dose
20 cm PMMA
13 μ Gy/fr**

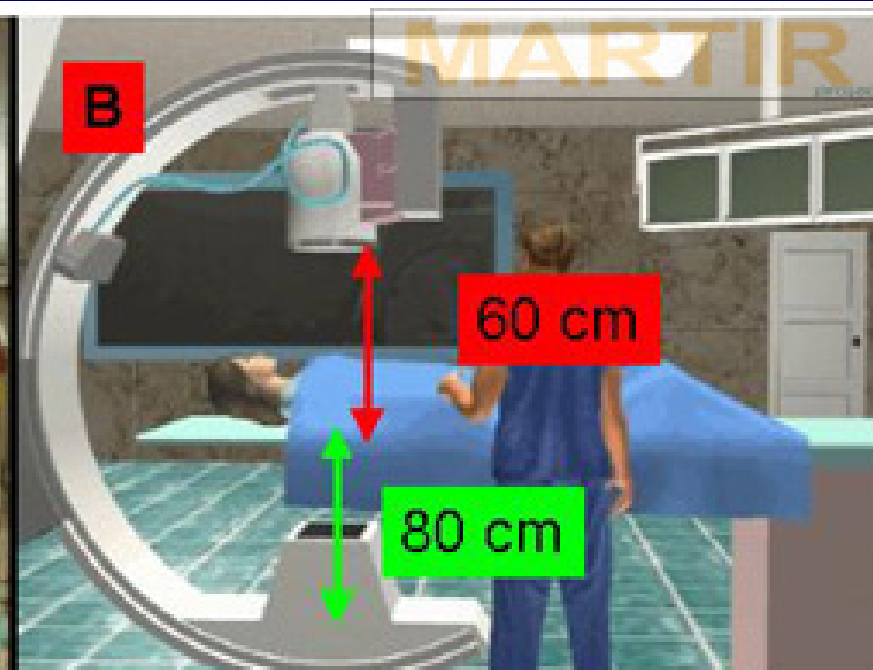
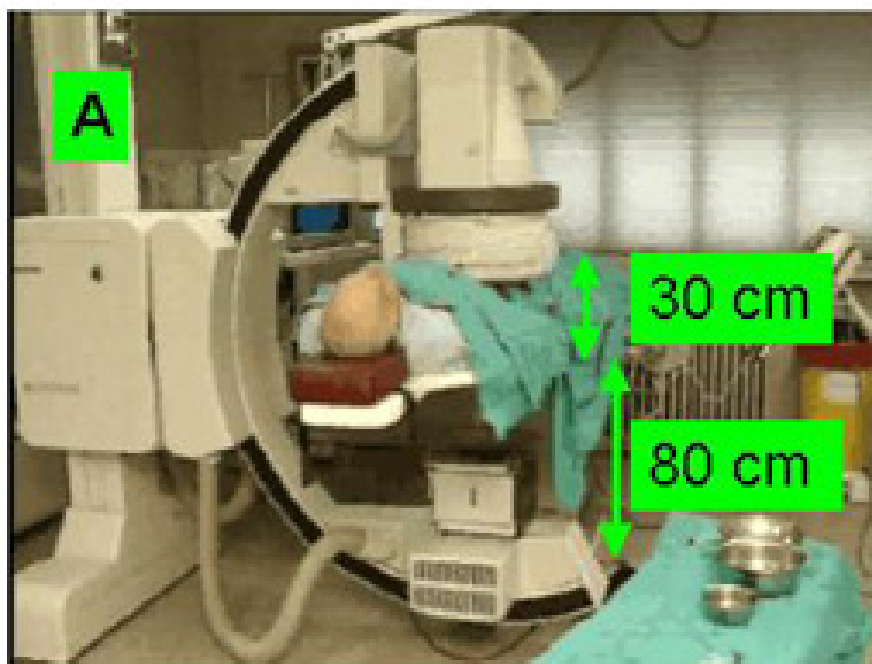


**Siemens Axiom Artis
zapis: normal mode
20 cm PMMA
177 μ Gy/fr**

**Diaskopija 10-15 s povzroči enako izpostavljenost kot
zajem podatkov v trajanju 1 s.**

Samodejni nadzor ravni svetlosti

- Samodejni nadzor ravni svetlosti diaskopske naprave (ABC Automatic Brightness Control) je sistem, ki ohranja svetlost slike na zaslonu pri čemer spreminja jakost toka fotonov rentgenske svetlobe glede na različne ravni njihove oslabitve v slikanem objektu.
- Sistem samodejnega nadzora ravni svetlosti deluje tako, da povzroča spreminjanje parametrov generatorja rentgenske cevi.
- Pri diaskopiji brez prekinitev sistem samodejnega nadzora svetlosti skrbi za spreminjanje toka in napetosti v rentgenski cevi, medtem ko pri pulzni diaskopiji omogoča še spreminjanje časa trajanja posameznega pulza.



V obeh primerih je razdalja med preiskovancem in izvorom enaka, vendar je kožna doza v primeru B 1,62 krat večja.

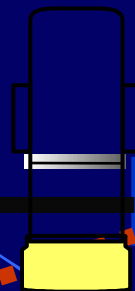
$$\frac{(80 \text{ cm} + 60 \text{ cm})^2}{(80 \text{ cm} + 30 \text{ cm})^2} = 1,62$$

Vzrok za 1,62 kratno kožno dozo v primeru B je kompenzacija – zvišanje jakosti rentgenske svetlobe izvora, ki jo povzroči avtomatski nadzor, ko zazna, da je jakost rentgenske svetlobe, na ojačevalniku slike 1,62 krat nižja v primeru B, saj je razdalja med izvorom in ojačevalnikom slike večja za 30 cm.

Obdelava slike in prikaz



Izvajalec posega



sprejemnik

Samodejni nadzor svetlosti



pacient

Rentgenska cev



uravnavanje parametrov

generator

- Ko sistem samodejnega nadzora ravni svetlosti zazna potrebo po povečanju števila rentgenskih fotonov, se lahko odzove s povečanjem napetosti ali toka v rentgenski cevi.
- Povečanje napetosti povzroči zmanjšanje latentnega kontrasta, pri čemer se raven izpostavljenosti preiskovanca le malo poveča, saj so fotoni višjih energij bolj prodorni.
- V primerih ko je pri posegu kontrastna ločljivost odločilna, s povečanjem toka ohranimo latenten kontrast, vendar na račun povečanja izpostavljenosti preiskovanca.
- Način spreminjanja toka in napetosti v rentgenski cevi kot odgovor na spremembe v oslavitvi toka fotonov rentgenske svetlobe v preiskovancu, vpliva tako na izpostavljenost preiskovanca kot tudi na kakovost slike.

- Generatorji rentgenskih naprav spreminjajo tok in napetost v rentgenski cevi sočasno po vnaprej določenih korakih.
- Novejše naprave omogočajo izbiro med različnimi načini spreminjanja parametrov rentgenske cevi.
- Način, ki zagotavlja visok kontrast, sestoji iz spreminjanja po korakih pri katerih se tok bolj, napetost pa manj povečuje.
- Pri drugem načinu, ki zagotavlja nižjo izpostavljenost preiskovanca, pa se pri posameznem koraku napetost bolj, tok pa manj poveča, torej ravno obratno od prvega načina.



Nastavitve, ki omogočajo nastanek uporabne slike z najnižjo izpostavljenostjo

Osnovna nastavitvev (default) pri diaskopiji naj bo nastavljena na LOW

Lastnosti slike

- O lastnostih slike v diaskopiji pove
 - prostorska,
 - kontrastna in
 - časovna ločljivost.

Prostorska ločljivost

- Tipična prostorska ločljivost pri uporabi ojačevalnika slike s premerom vhodnega okna 23 cm, je v osrednjem delu med 4 in 5 lp/mm, ob robu pa je nekoliko slabša.
- Sistemi z manjšim vhodnim oknom omogočajo boljšo prostorsko ločljivost. Vzrok za razmazanost je razširjanje svetlobe na vstopnih in izstopnih ojačevalnih plasteh ojačevalnika slike. Razmazanost na izhodnem zaslonu je ponavadi zanemarljiva glede na razmazanost na vhodnem zaslonu.
- Uporaba polprevodiškega detektorja svetlobe CCD z mrežo detektorjev 1024×1024 zmanjša ločljivost na 2,2 lp/mm ali na 4,4 lp/mm pri mreži 2048×2048 .
- Digitalni sistemi bodo imeli omejitev glede prostorske ločljivosti glede na število osnovnih površinskih elementov 512×512 ali 1024×1024 ali 2048×2048 . Slika kvadratne oblike z dolžino osnovnice 27 cm na 1024 pikslov bo imela dolžino osnovnice 0,26 mm oziroma 1,9 lp/mm.

- Velikost osnovnih površinskih elementov digitalnih diaskopskih sprejemnikov, je zaradi še sprejemljive nekoliko slabše prostorske ločljivosti lahko večja kot pri klasični rentgenologiji.
- Nekaterе naprave imajo možnost združevanja štirih osnovnih površinskih elementov v enega. Tak sistem je lahko nadomestilo za filmsko rentgenologijo s stranico osnovnega površinskega elementa dolžine 100 mikrometra, pri katerem pa za diaskopske namene lahko povežemo štiri osnovne površinske elemente v nov osnovni element z osnovnico dolžine 200 mikrometra.

Postopki delovanja za zmanjšanje izpostavljenosti-8

Združevanje podatkov osnovnih površinskih elementov

- Združevanje podatkov več osnovnih površinskih elementov. Z združevanjem podatkov več osnovnih površinskih elementov v večji element prva tako lahko zmanjšamo raven kvantnega šuma. V tem primeru se raven kvantnega šuma zmanjša na račun poslabšanja ravni prostorske ločljivosti. Tako lahko podatke štirih ali celo devetih osnovnih elementov združimo v nov večji osnovni površinski element z osnovnico, ki je dvakrat ali trikrat večja od prvotne.

Kontrastna ločljivost

- Kontrastna ločljivost diaskopije je nizka v primerjavi s klasično radiografije, saj manjša izpostavljenost za posamezno sliko pomeni slabše razmerje signal šum.
- Ocenjujemo jo subjektivno s prepoznavanjem objektov nizkega lastnega kontrasta na sliki.
- Kontrastna ločljivost se izboljšuje oziroma signal šum se izboljšuje pri večjih izpostavljenostih.
- Uporaba doznih hitrosti, ki je skladna s potrebami preiskave je najustreznejše merilo pri izbiri parametrov preiskave. Pri tem gre za kompromis med kontrastno ločljivostjo in izpostavljenostjo.

Postopki delovanja za zmanjšanje izpostavljenosti-9

Kvantni šum

- Uporaba doznih hitrosti, ki je skladna s potrebami preiskave je najustreznejše merilo pri izbiri parametrov preiskave. Pri tem gre za kompromis med kontrastno ločljivostjo in izpostavljenostjo.



razmerje doz 2 :



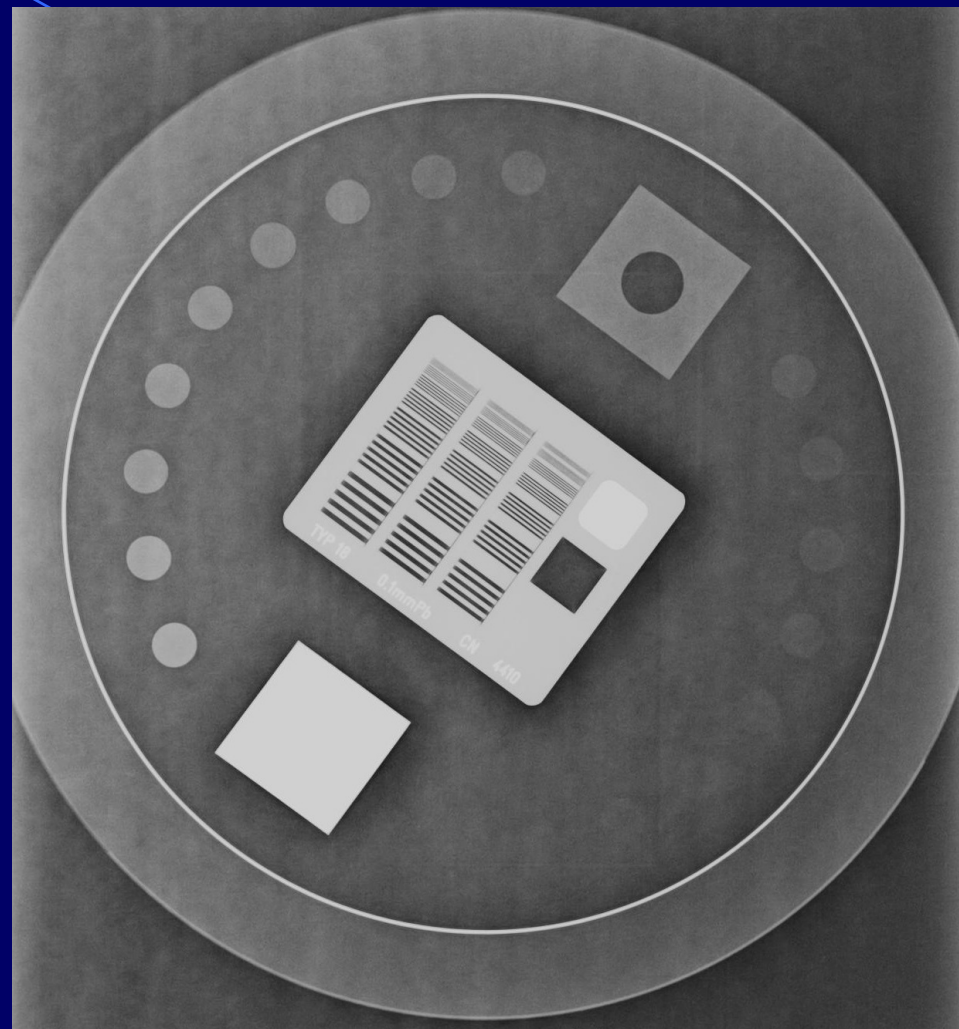
15 :



24

Ocenjevanje kakovosti slik na zaslonu

- Kakovosti slik na zaslonih se ocenjuje s pomočjo fantoma FL-18 .
- Fantom vsebuje visokokontrastni testni objekt za določanje mejne prostorske ločljivosti in serijo nizkokontrastnih objektov za določanje kontrastne ločljivosti.



fantoma FL-18
(Test Objects, Velika Britanija⁵⁹)

Prostorska ločljivost	
Št.	lp/cm
1	5
2	5,6
3	6,3
4	7,1
5	8
6	9
7	10

Prostorska ločljivost	
Št.	lp/cm
8	11,2
9	12,5
10	14
11	16
12	18
13	20
14	22,4

Prostorska ločljivost	
Št.	lp/cm
15	25
16	28
17	31,5
18	35,5
19	40
20	45
21	50

kontrastna ločljivost	
Št.	C(%)
1	12,8
2	10,9
3	8,76
4	7,49
5	6,74
6	5,25

kontrastna ločljivost	
Št.	C(%)
7	4,50
8	3,71
9	3,22
10	2,49
11	2,15
12	1,72

kontrastna ločljivost	
Št.	C(%)
13	1,55
14	1,30
15	1,10
16	0,86
17	0,66
18	0,42

Časovna ločljivost

- Tako kot razmazanost, ki se dogaja v prostoru zmanjšuje prostorsko ločljivost tudi razmazanost v času zmanjšuje časovno ločljivost.
- Diaskopija omogoča dobro časovno ločljivost. Razmazanost v časovnem intervalu imenujemo lag. Lag oziroma povprečevanje v času pomeni, da se podatki iz več zaporednih slik med seboj povprečujejo.
- Človeško oko ima lag 0,2 sekundi kar pomeni da v tem času povpreči vse prejete informacije.
- Prikaz 25 slik v sekundi človeško oko prepozna kot 5 krat povprečenih 5 slik. Povprečenje petih slik izboljša razmerje signal šum za koren iz $\sqrt{5}$ ali 2,2 krat in tako se razmerje kontrast šum za tolikokrat izboljša na račun časovne ločljivosti.
- Lag je v nekaterih primerih zaželen pri opazovanju dinamičnih sprememb v realnem času pa ne.

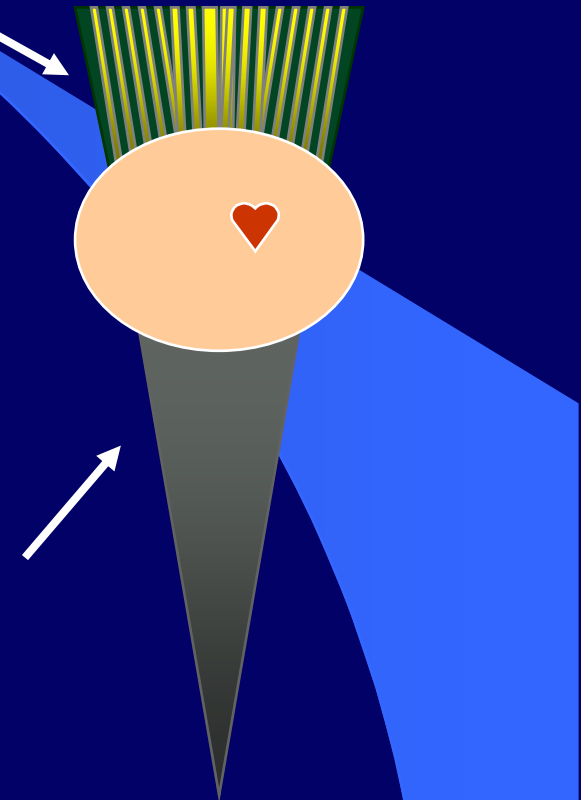
Postopki delovanja za zmanjšanje izpostavljenosti-10

- Zato je v nekaterih primerih razumno žrtvovati raven časovne ločljivosti, da bi s tem zmanjšali kvantni šum. To storimo z združevanjem podatkov več zaporednih slik v eno. Združevanje lahko uporabimo le pri slikah z digitalnim zapisom, zato so v preteklosti analogne zapise predhodno digitalizirali.
- Pri postopku združevanja se časovna ločljivost poslabša, raven šuma pa zniža. Kompromis je odvisen od zahtev preiskave.
- Združevanje podatkov več zaporednih slik po času lahko zniža izpostavljenost preiskovanca, ker lahko znižamo izpostavljenost pri vsaki posamezni sliki.
- Povprečevanje se lahko izvaja z uporabo algoritmov, z upoštevanjem informacij zadnje in predhodnih slik. Podatki posamezne slike so v povprečni sliki lahko različno uteženi, tako da poudarimo informacijo zadnje slike nasproti prejšnjim ali obratno ter različne kombinacije vmes.

Pomen pozicioniranja sprejemnika in vira relativno glede na položaj pacienta

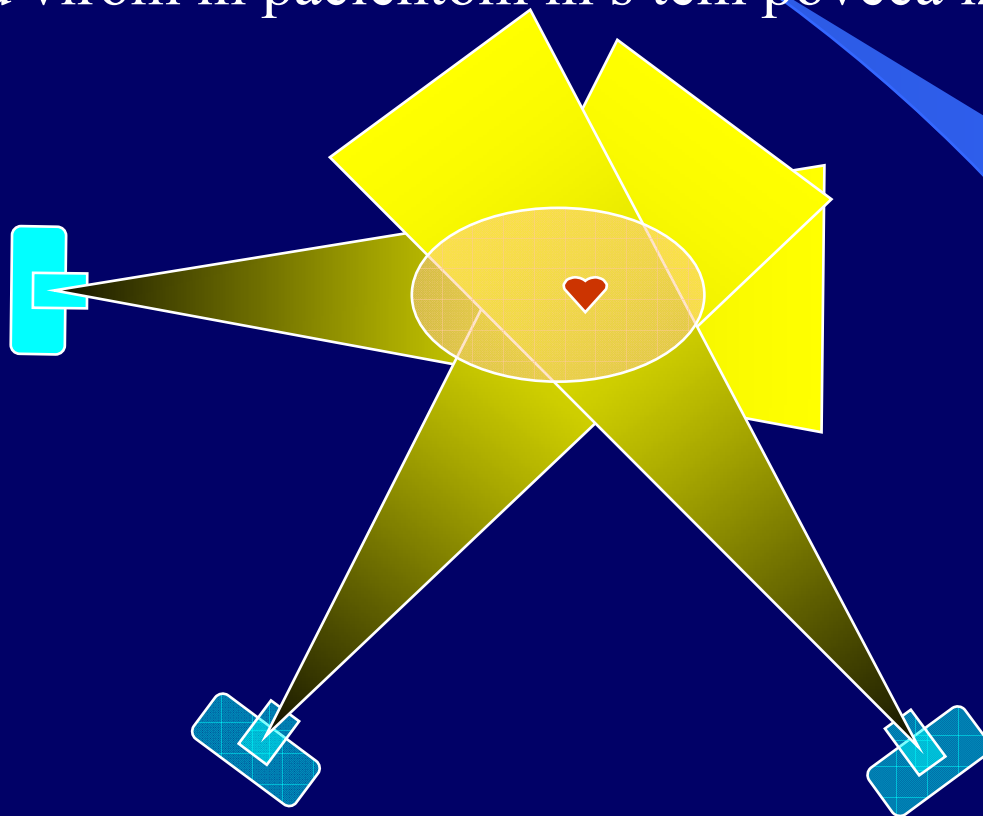
Skozi pacienta pride največ nekaj odstotkov vpadnega toka fotonov rentgenske svetlobe, ki tvori sliko na sprejemniku.

Energija vpadnega toka rentgenskih fotonov je ponavadi **100x** večja od energije izstopnega toka.



Pozicioniranje dela telesa, ki je predmet zdravstvene obravnave v središče oziroma izocenter naprave (C lok) omogoča enostavno spremembo položaja vira in detektorja C-arm.

Pri tem je potrebno paziti na primere, ko se zaradi premikanja zmanjša razdalja med virom in pacientom in s tem poveča izpostavljenost.

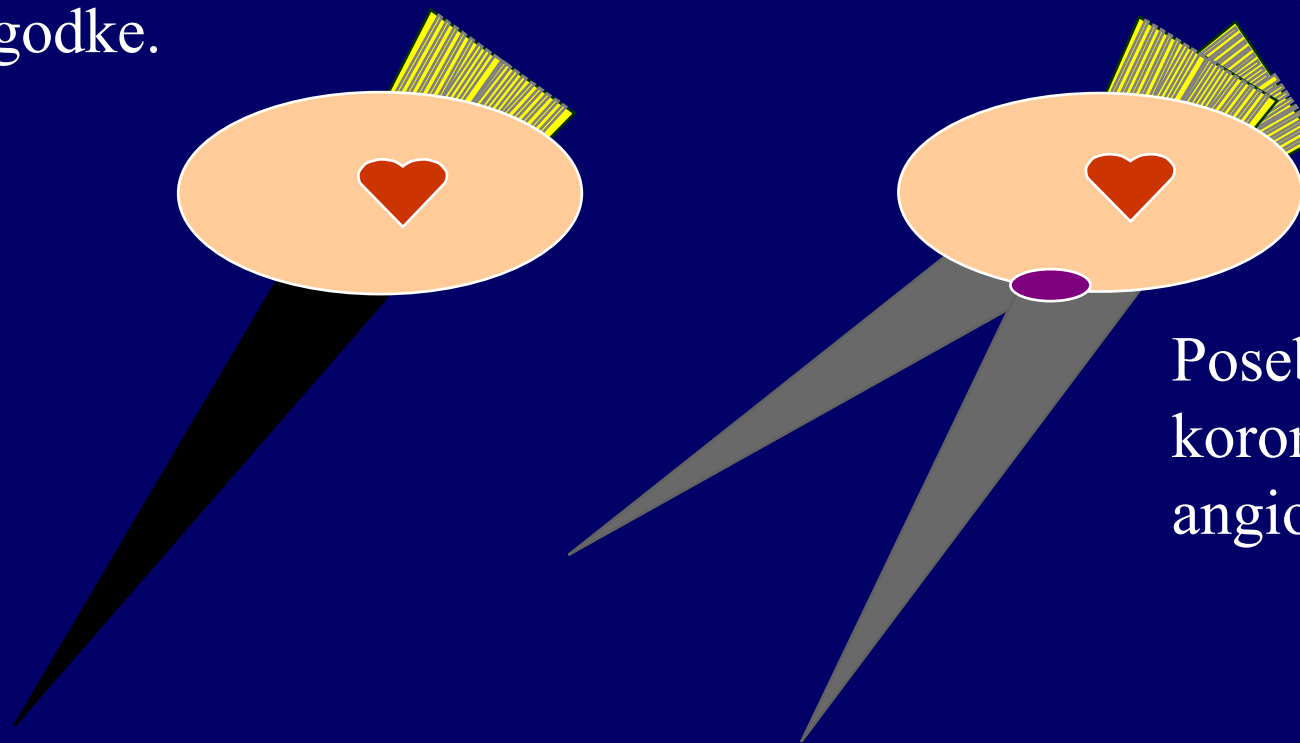


Pri izocentričnem premikanju naprave okoli pacienta je potrebno paziti, da je sprejemnik kar se da blizu pacienta, da se s tem zmanjša njegova izpostavljenost.

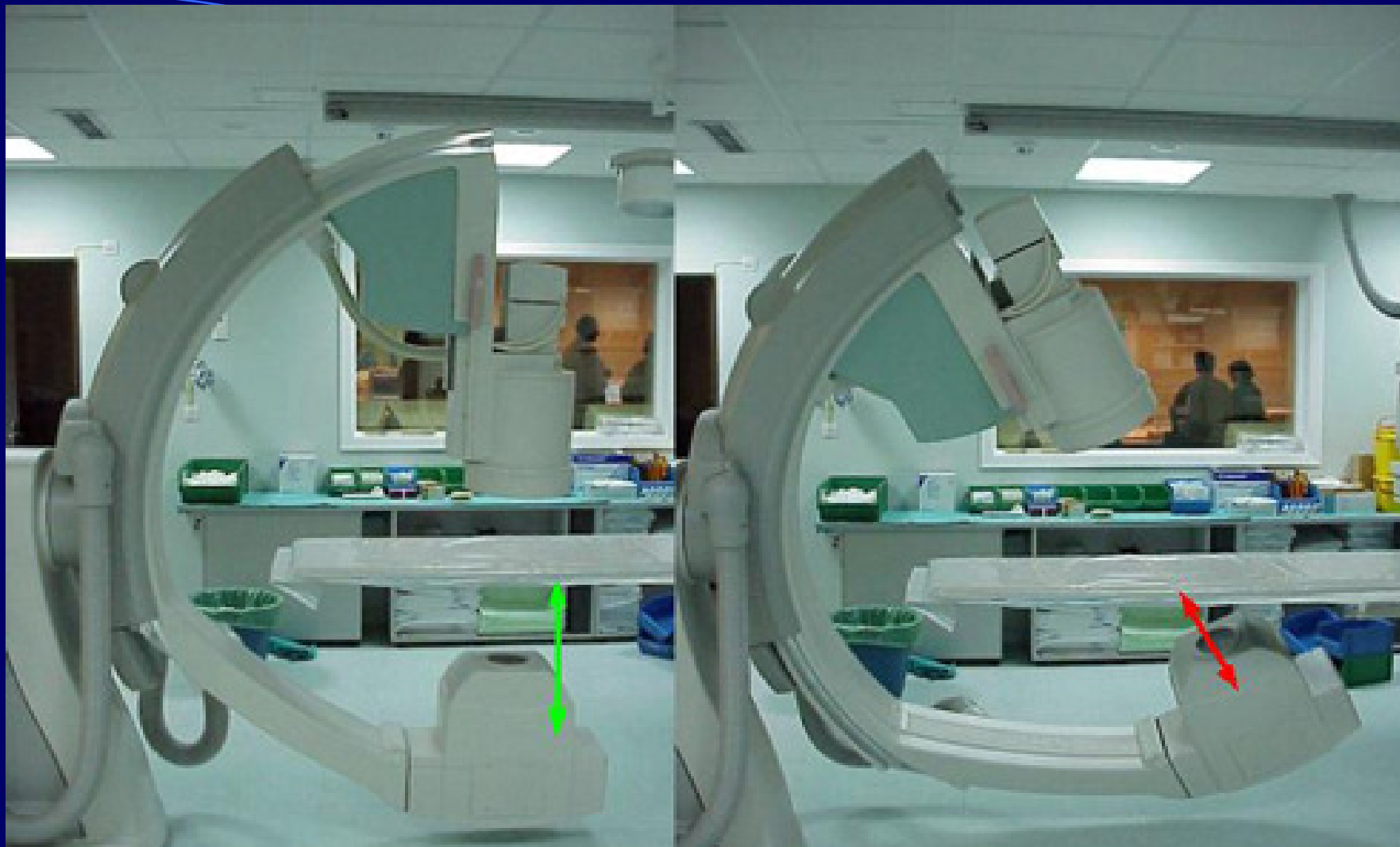
Prekrivane sevalnih polj pri reorientaciji

Sprememba položaja cevi in sprejemnika (reorientacija) povzroči porazdelitev izpostavljenosti na različna področja in s tem zmanjša verjetnost za deterministične učinke na koži.

Reorientacije za majhne kote lahko povzroči, da se nekatera področja vseeno prekrivajo, kar lahko povzroči na teh mestih visoke izpostavljenosti. Ustrezno zaslanjanje zmanjša verjetnost za take dogodke.



Poseben pomen pri
koronarni
angioplastiki.



Pri enaki razdalji med izvorom in ojačevalnikom slike je ponavadi razdalja med izvorom in pacientom manjša pri **stranskih projekcijah**

Kaj lahko naredimo za optimizacijo izvedbe posega ?





- Sprejemnik (ojačevalnik slike) je preveč oddaljen od pacienta
- Leva roka je po nepotrebem v snopu



- Pogled radiološkega inženirja, ki upravlja z napravo ovira zelena rjuha, ki je ovita okoli svinčenega zaslona

Primeri determinističnih poškodb kože



Reproduced from Wagner – Archer,
Minimizing Risks from Fluoroscopic X
Rays, 3rd ed, Houston, TX, R. M.
Partnership, 2000



Reproduced with permission from Vañó
et al, Brit J Radiol 1998, 71, 510-516



Postopki delovanja za zmanjšanje izpostavljenosti-11

Dozimetrija pacientov

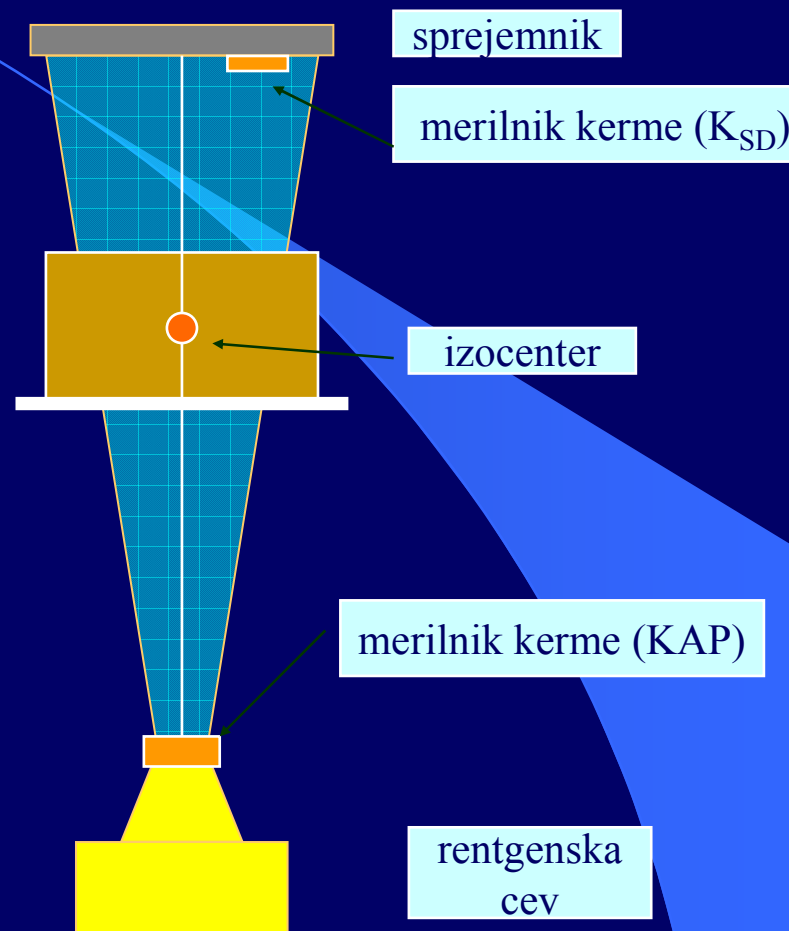
- Podatki o izpostavljenosti pacientov oziroma njihovih prejetih dozah pri interventnih posegih se uporabljajo za
 - oceno prispevka k izpostavljenosti prebivalstvo zaradi posegov,
 - oceno tveganja za stohastične učinke in
 - optimizacijo posegov
 - ugotavljanje možnosti nastanka determinističnih učinkov, ki bi bili posledica previsokih doz.
 - primerjavo pri ocenjevanju delovanja različnih tipov rentgenskih aparatov ali
 - primerjavo dela med različnimi operaterji rentgenskega aparata.

- Zmanjševanje izpostavljenosti pacientov in osebja ne sme biti osrednji namen izvedbe radiološkega posega.
- Potrebno je optimizirati izpostavljenost pacientov in minimizirati izpostavljenost osebja.
- Optimizirana izpostavljenost mora zagotoviti dovolj visoko izpostavljenost, da se zagotovi primerna kakovost slike, kajti, če je kakovost neustrezna potem je vsaka izpostavljenost neupravičena

- Uporabljata se večinoma dve metodi za ocenjevanja izpostavljenosti pacientov pri rentgenskih aparatih za izvajanje interventnih posegov.
 - merjenje produkta doze (kerme) in površine polja P_{KA} . Oznaka je določena v ICRU 74 (ICRU Report 74,2005), za isto količino pa se uporabljajo tudi druga imena: KAP – Kerma Area Product ali DAP – Dose Area Product.
 - Merjenje kerme v zraku v referenčni točki aparata (K_r).
- Poleg dozimetričnih količin sta indikatorja izpostavljenosti tudi
 - čas diaskopije in
 - število slikovnih serij oziroma skupno število slik.
- Večina novih rentgenskih aparatov ima možnost prikaza obeh omenjenih količin na glavnem zaslonu aparata. Namen tega je predvsem opozarjanje operaterja o naraščanju doze med posegom.

Produkt doze in površine polja P_{KA}

- Količina P_{KA} se uporablja pri oceni doz pacientov. Produkt kerme in površine obsevnega polja (KAP) je, če zanemarimo absorpcijo v zraku, na celotni poti med goriščem rentgenske cevi in pacientom enak, saj jakost sevanja pada s kvadratom razdalje od gorišča, hkrati pa se s kvadratom te razdalje povečuje sevalno polje.
- Zato P_{KA} lahko merimo kjerkoli na tej poti. Prosojna ionizacijska celica za merjenje P_{KA} je običajno vgrajena v ohišje rentgenske cevi na mestu izstopa sevanja iz ohišja. Zaradi prosojnosti tako meritev ne vpliva oziroma v ničemer ne moti posega.



Shematični prikaz nastavitve pri meritvah dozimetričnih lastnosti rentgenskega aparata

Produkt doze in površine polja P_{KA}

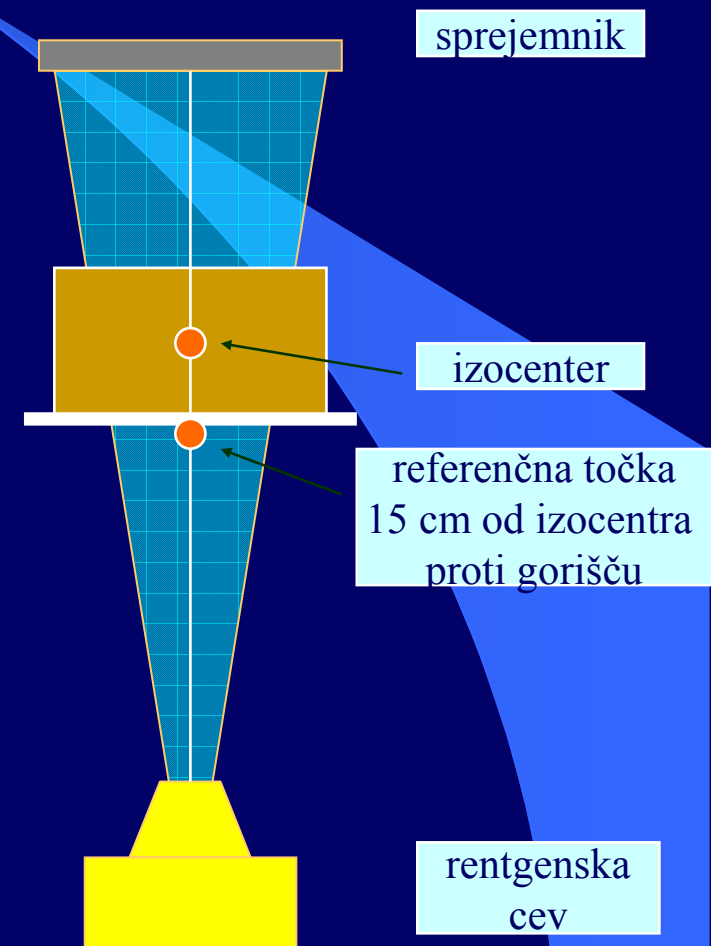
- Izmerjena kumulativna vrednost P_{KA} se med posegom običajno prikazuje na zaslonu aparata
- Različni proizvajalci aparatov uporabljajo za prikazovanje vrednosti KAP različne enote $\mu\text{Gy}\cdot\text{m}^2$, $\text{mGy}\cdot\text{cm}^2$, $\text{Gy}\cdot\text{cm}^2$, zaradi tega lahko prihaja do zmede pri uporabi teh podatkov.
- Če poznamo velikost sevalnega polja A na koži pacienta, lahko izračunamo vstopno kožno dozo kot

$$VKD = P_{KA} \cdot A \cdot FPS$$

- pri čemer je FPS faktor povratnega sipanja.
- Glede na to, da vgrajeni merilniki običajno niso umerjeni na aparatu, na katerem so nameščeni, je potrebno točnost meritev P_{KA} redno preverjati.

Kerma v zraku v referenčni točki K_r

- Kerma v zraku v referenčni točki K_r je dozimetrična količina, ki se uporablja za oceno izpostavljenosti pacienta. Včasih jo imenujejo kumulativna doza.
- Referenčna točka je definirana v centralnem žarku koristnega snopa rentgenskega sevanja na razdalji 15 cm od izocentra sistema proti gorišču rentgenske cevi.



- Predstavlja približno lego točke, kjer snop sevanja vstopa v pacienta in je tako približek za vstopno kožno dozo pacienta.
- Na K_r vplivajo
 - izbira načina delovanja rentgenskega aparata,
 - velikost pacienta in
 - dolžina poti sevanja skozi pacienta, ki je odvisna od projekcije.
- Medtem ko velikost polja in geometrijska orientacija sevalnega snopa relativno na pacienta, nimata vpliva.

Pomen ustrezne interpretacije podatkov

Patient	Exam	Event Log	Run Log	Request	History	Report							
Run	Imag...	Time	Procedure	Rotation	Angula...	kV	mA[s]	ms	Rotation	Angula...	kV	mA[s]	m
1	62	3:57 PM	Prof. Koh T.H. 15 frs	LAO 47	CRAN 28	82	874	7					
2	69	3:58 PM	Prof. Koh T.H. 15 frs	LAO 14	CRAN 35	74	783	6					
3	55	3:59 PM	Prof. Koh T.H. 15 frs	RAO 40	CRAN 36	76	868	6					
4	62	3:59 PM	Prof. Koh T.H. 15 frs	RAO 40	CAUD 20	74	773	6					
5	54	4:00 PM	Prof. Koh T.H. 15 frs	LAO 11	CAUD 29	74	776	6					
6	49	4:00 PM	Prof. Koh T.H. 15 frs	LAO 67	CAUD 27	94	760	8					
7	68	4:04 PM	Prof. Koh T.H. 15 frs	LAO 40	0	71	619	5					
8	64	4:04 PM	Prof. Koh T.H. 15 frs	LAO 12	CRAN 30	75	812	6					
9	68	4:05 PM	Prof. Koh T.H. 15 frs	RAO 30	CRAN 20	74	765	6					
10	109	4:10 PM	Prof. Koh T.H. 15 frs	RAO 40	0	68	501	5					
11	6	4:21 PM	Fluoroscopy	LAO 11	CAUD 30	90	12	0					

	Frontal	Lateral
Cumulative Air Kerma	1117.00 mGy	0.00 mGy
Cumulative DAP	86351 mGycm ²	
Fluo time	24:16	

Večina novih rentgenskih aparatov ima možnost prikaza obeh dozimetričnih količin na glavnem zaslonu aparata. Namen tega je predvsem opozarjanje operaterja o naraščanju doze med posegom.

Preverjanje vgrajenih merilnikov P_{KA}

- Nekateri rentgenski aparati za interventno radiologijo oziroma kardiologijo imajo na izhodu iz ohišja rentgenske cevi za spremljanje obsevanosti pacientov vgrajene merilne celice, ki merijo produkt kerme in površine obsevnega polja (P_{KA}).
- Preverjanje delovanje detektorjev oziroma točnost prikazanih vrednosti P_{KA} .
- Preverjanje se izvede z
 - merjenjem kerme z ionizacijsko celico in hkratnim merjenjem velikosti obsevnega polja s filmom ali
 - umerjenim merilnikom P_{KA} , nameščenim za vgrajeni merilnik.

Meritve dozimetričnih parametrov

Dozimetrične značilnosti posameznega rentgenskega aparata se določa pri tistih načinih delovanja posameznega aparata, ki se najpogosteje klinično uporabljajo.

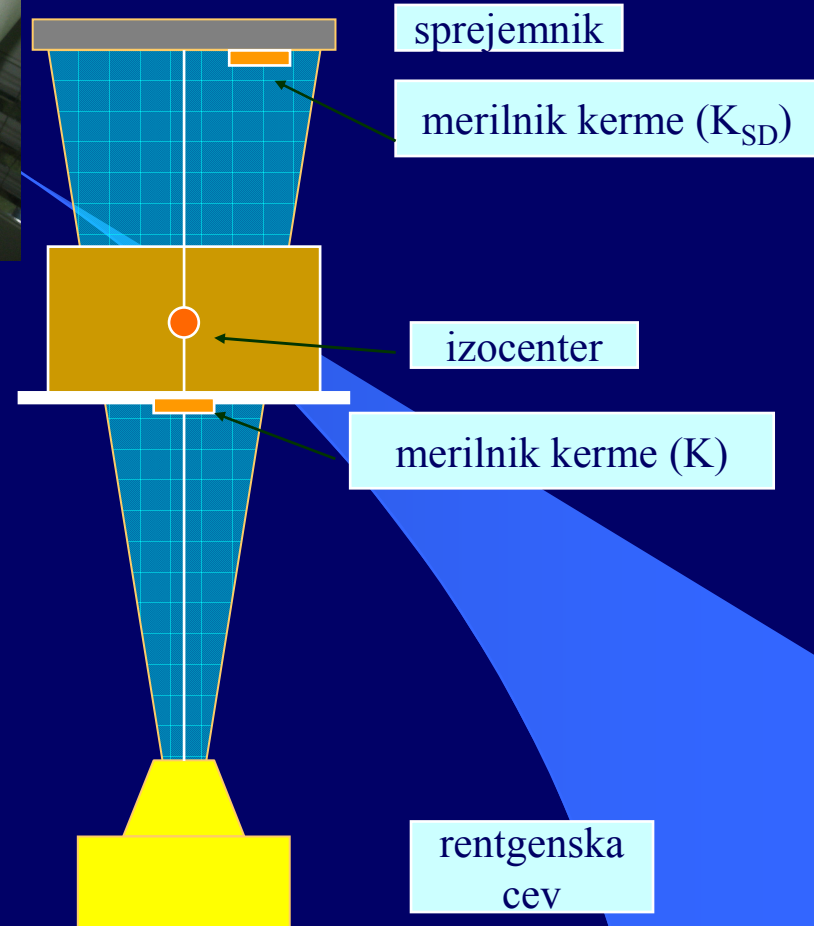
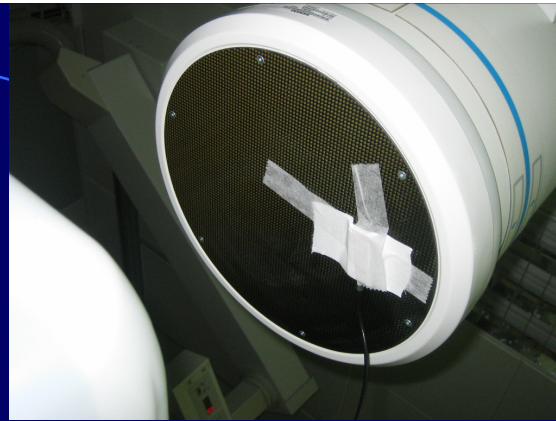


Dozimetrične meritve

- Meritve se izvajajo s simulacijo preiskave z vodnim fantomom.
- Večina protokolov za določanje dozimetričnih lastnosti aparata za simulacijo standardnega pacienta uporablja 20cm vode ali pleksi stekla.
- Poleg 20 cm fantoma se uporabi še fantom debeline 16 cm za simulacijo manjšega in 24 cm fantom za močnejšega pacienta.
- Na ta način se preveri tudi odziv sistemov samodejnega nadzora svetlosti slik na zaslonu.

Dozimetrične meritve

- Pri vsaki simulaciji se meri kermo (K) na mestu, kjer je sevanje vstopalo v fantom, poleg tega pa tudi kermo na slikovni detektor (K_{SD}).
- Kerma je izmerjena z ionizacijsko celico v sredini polja. Ionizacijska celica poleg kerme, ki je posledica koristnega snopa sevanja, izmeri tudi prispevek povratnega sipanja. Tako je izmerjena vrednost enaka vstopni kožni dozi (VKD).
- K_{SD} je bil izmerjen s polprevodniškim merilnikom, ki pa je konstruiran tako, da izmeri le prispevek koristnega snopa brez povratnega sipanja.
- Merjenje K_{SD} omogoča enostavno primerjavo različnih sistemov med seboj.



Shematični prikaz nastavitve pri meritvah dozimetričnih lastnosti rentgenskega aparata

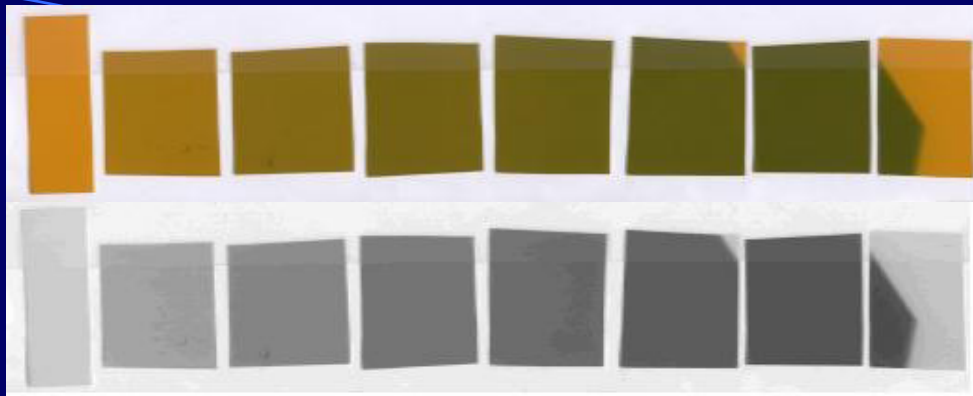
Vstopna kožna doza VKD

- Vstopna kožna doza (kerma) je dozimetrična količina, s katero ocenjujemo obsevanost kože in z njo povezano možnost pojava determinističnih učinkov.
- Določena je kot kerma v zraku na mestu v sredini obsevnega polja, kjer sevanje vstopa v pacienta in vključuje prispevek povratnega sipanja.
- Med posegom je mogoče VKD meriti s pomočjo dozimetričnih GafChromoc folij, med pregledi rentgenskih aparatov pa se meri hitrost VKD s simulacijo pacienta s fantomom.

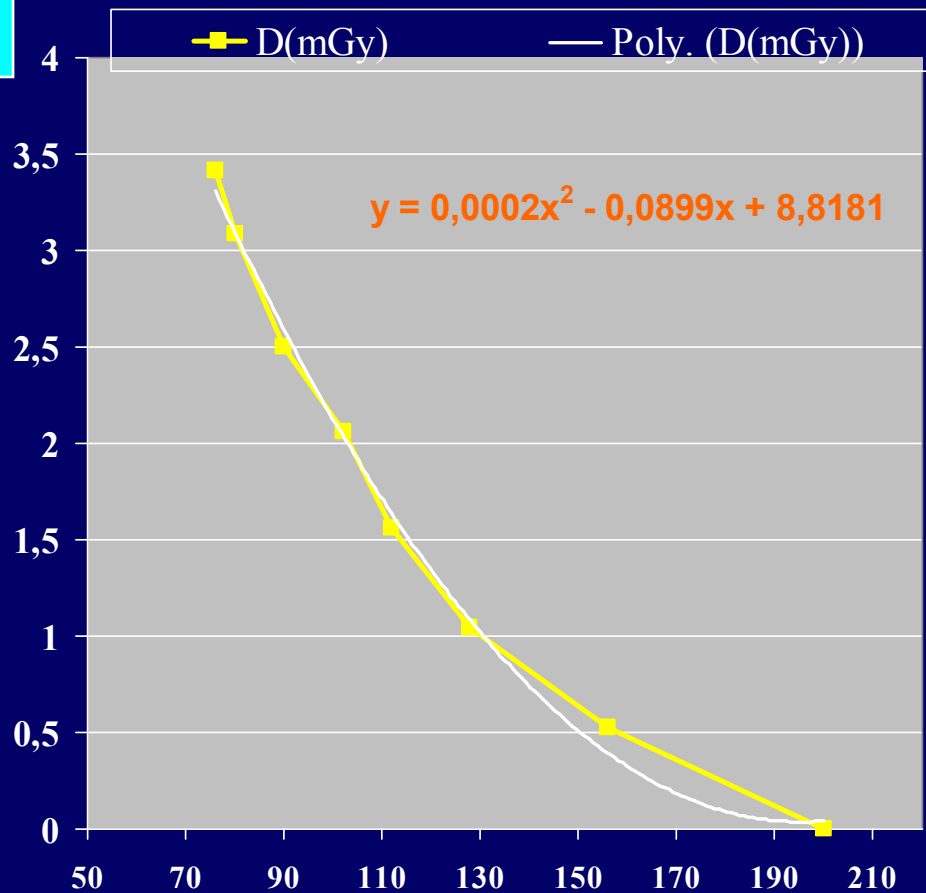
Meritve kožne doze z GafChromic folijami

- Dozimetrične folije (GafChromic) so folije iz posebne snovi, pri katerih ob obsevanju pride do kemične reakcije in pri tem spremenijo barvo. Neobsevane folije so oranžne ob obsevanju pa potemnije – podobno kot fotografski filmi.
- Prednost pred običajnimi filmi je predvsem v tem, da za to, da je počrnitev vidna, ni potrebna kemična obdelava. Za opazno spremembo barve pa je potrebna razmeroma visoka kerma (> 100 mGy), zato so folije uporabne za merjenje vstopnih kožnih doz pri radioloških posegih, kjer so prejete doze visoke (interventni posegi).
- Pri uporabi folijo položimo na preiskovalno mizo aparata pod pacienta, saj se rentgenska cev pri interventnih posegih večinoma nahaja pod pacientom. Na obsevanem filmu dobimo sliko obsevalnih polj, ki jo lahko odčitamo z optičnim čitalnikom in s tem spremenimo v digitalno obliko. Z analizo slike lahko iz podatkov o počrnitvi določimo prejeto dozo.

- Pred uporabo filmov jih je potrebno umeriti s takšnim spektrom sevanja, na katerem se bodo kasneje filmi tudi uporabljali. Umeritev v območju, v katerem se pričakuje, da bodo VKD, se izvede z obsevanjem koščkov filma z različnimi dozami, pri čemer se sproti meri prejeto dozo z ionizacijsko celico.
- Večina angiografskih aparatov samodejno izbira ekspozicijske parametre glede na preiskovan objekt, zato je za umeritev potrebno v koristni snop sevanja vstaviti ustrezno breme (npr. ustrezna debelina Pb).
- Vrednosti počrnitve posameznega koščka (oziroma minimalne vrednosti točk na sliki posameznega koščka - PV) se določi s pomočjo računalniškega programa.



VKD(Gy)

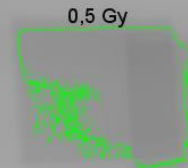
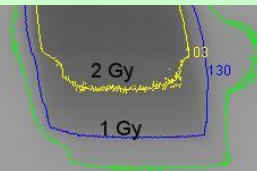


PV

D(mGy)	PV
3,41	76
3,09	80
2,50	90
2,06	102
1,56	112
1,04	128
0,525	156
0	200

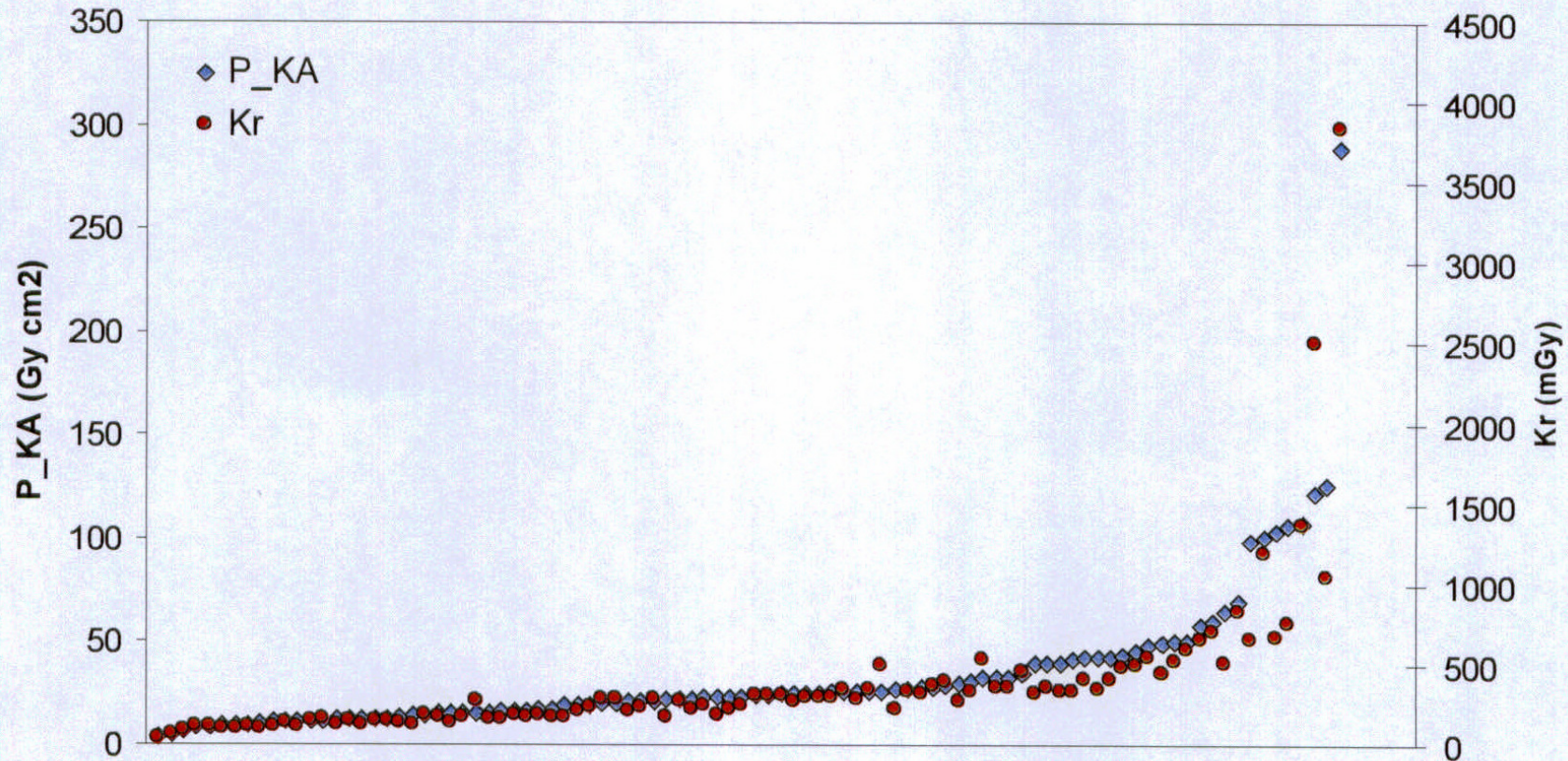
Pri uporabi folijo položimo na preiskovalno mizo aparata pod pacienta, saj se rentgenska cev pri interventnih posegih večinoma nahaja pod pacientom.

Na obsevanem filmu dobimo sliko obsevalnih polj, ki jo lahko odčitamo z optičnim čitalnikom.



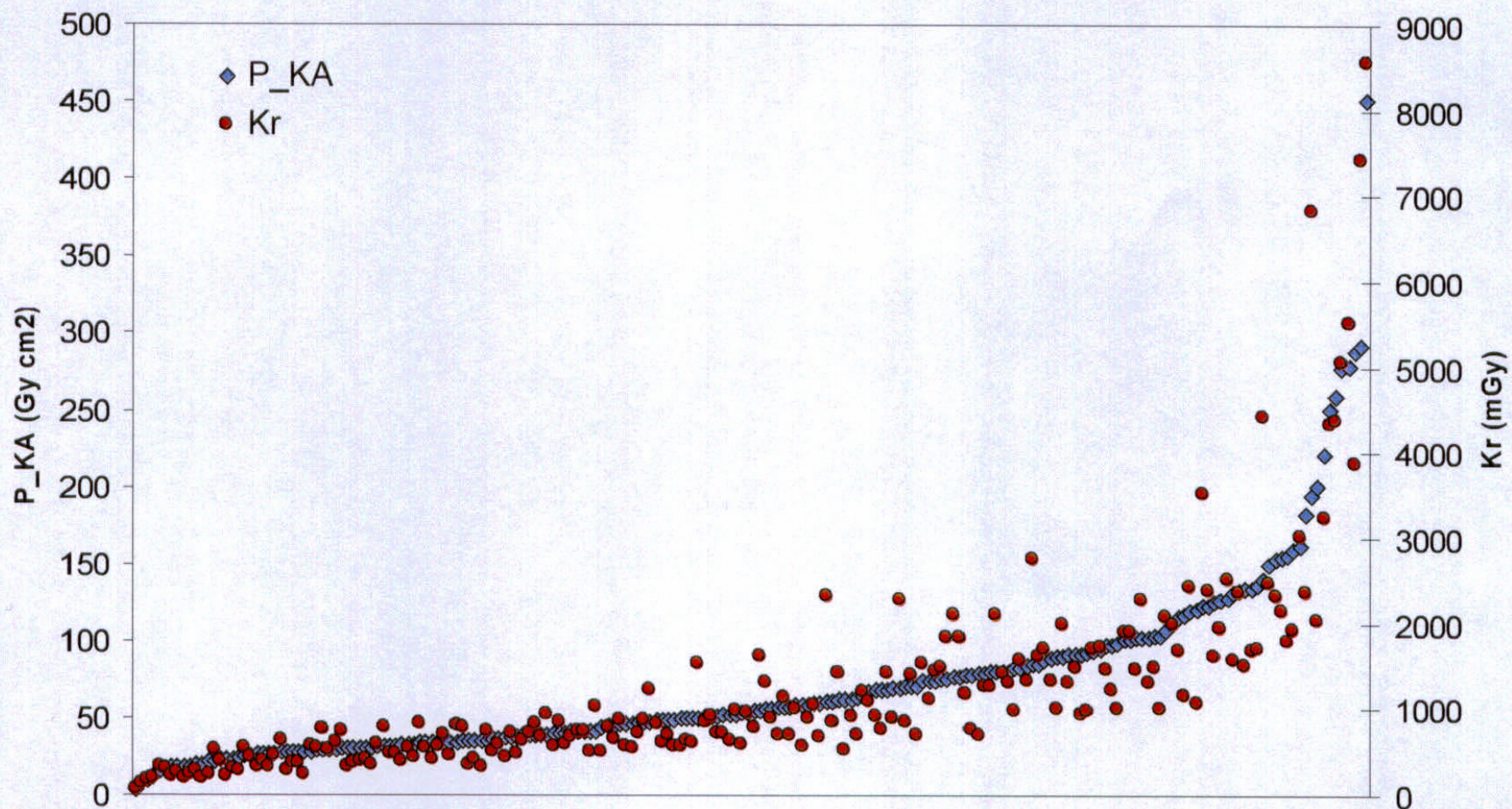
Z analizo slike lahko iz podatkov o počrtnitvi določimo prejeto dozo.

Koronarne angiografije (CA)



- Dozimetrični podatki (P_{KA} in K_r) za 94 pacientov, pri katerih je bila izvedena koronarna angiografija (CA). Podatki so zbrani na šestih aparatih v Sloveniji v letih 2007 in 2008.a

Koronarne angiografije z angioplastikami (CA + PTCA)



Dozimetrični podatki (P_{KA} in Kr) za 204 paciente, pri katerih je bila izvedena koronarna angiografija in potem še angioplastika ene ali več žil (CA + PTCA). Podatki so zbrani na šestih aparatih v Sloveniji v letih 2007 in 2008.

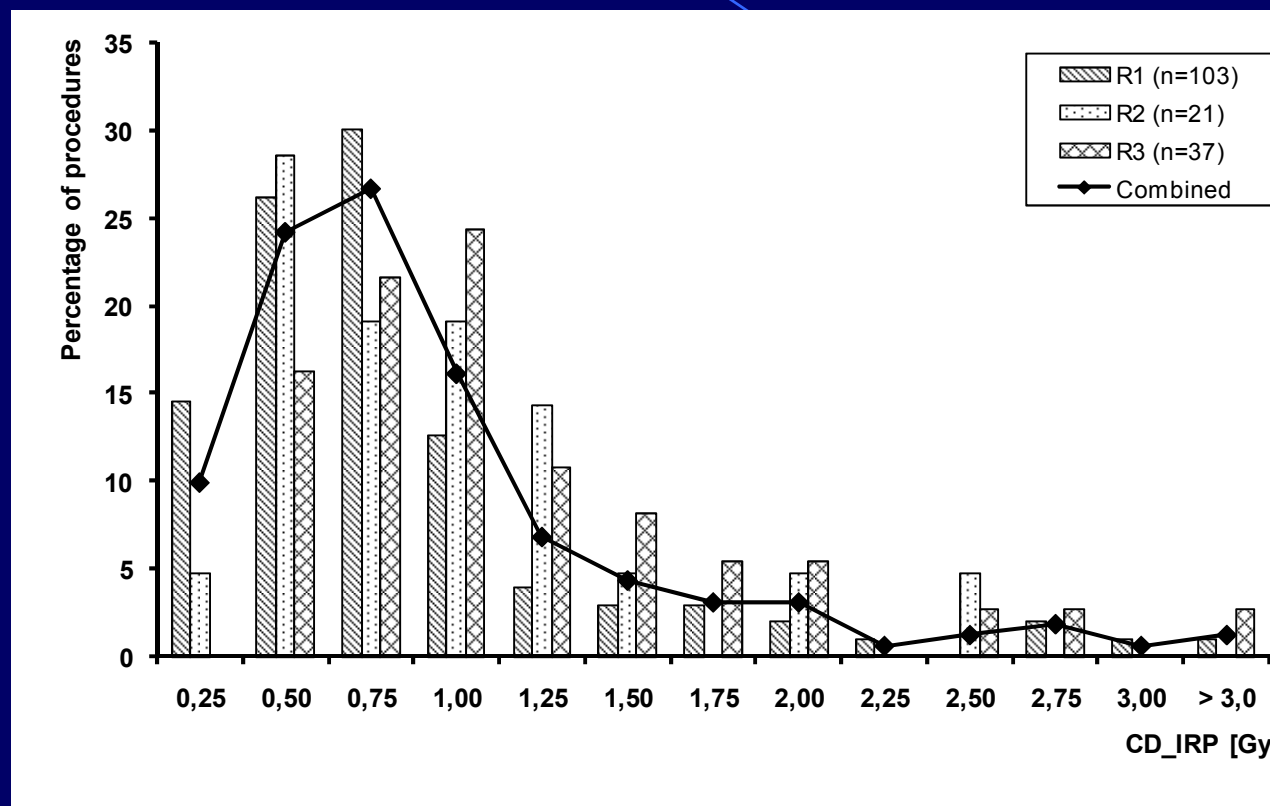
- Študija izpostavljenosti pacientov, ki je vključevala 9 evropskih držav in v kateri so analizirali preko 2000 posegov interventne kardiologije, med drugim tudi 672 koronarnih angiografij(CA) in 662 angioplastik (PTCA) je bila izvedena v okviru evropskega projekta imenovanega SENTINEL (*R.Padovani Et Al. Reference Levels at European Level for Cardiac Interventional Procedures.Rad.Prot.Dosim. 129 (1-3), 2008*).
- V študiji predlagajo tudi diagnostične referenčne ravni za posamezne dozimetrične parametre:
 - produkt kerme in površine polja P_{KA} ,
 - kermo v referenčni točki K_r in
 - trajanje diaskopije $tDIA$.

	CA			CA+PTCA		
	Sentinel	Slovenija		Sentinel	Slovenija	
Parameter	DRR	povprečje	3.kvartil	DRR	povprečje	3.kvartil
$P_{KA}(Gycm^2)$	45	33	41	85	75	92
K_r (mGy)	650	382	395	1500	1217	1495
T_{dia} (min)	6,5	3,6	4,7	15,5	10	13,3
št. slik	700	521	652	1000	973	1133

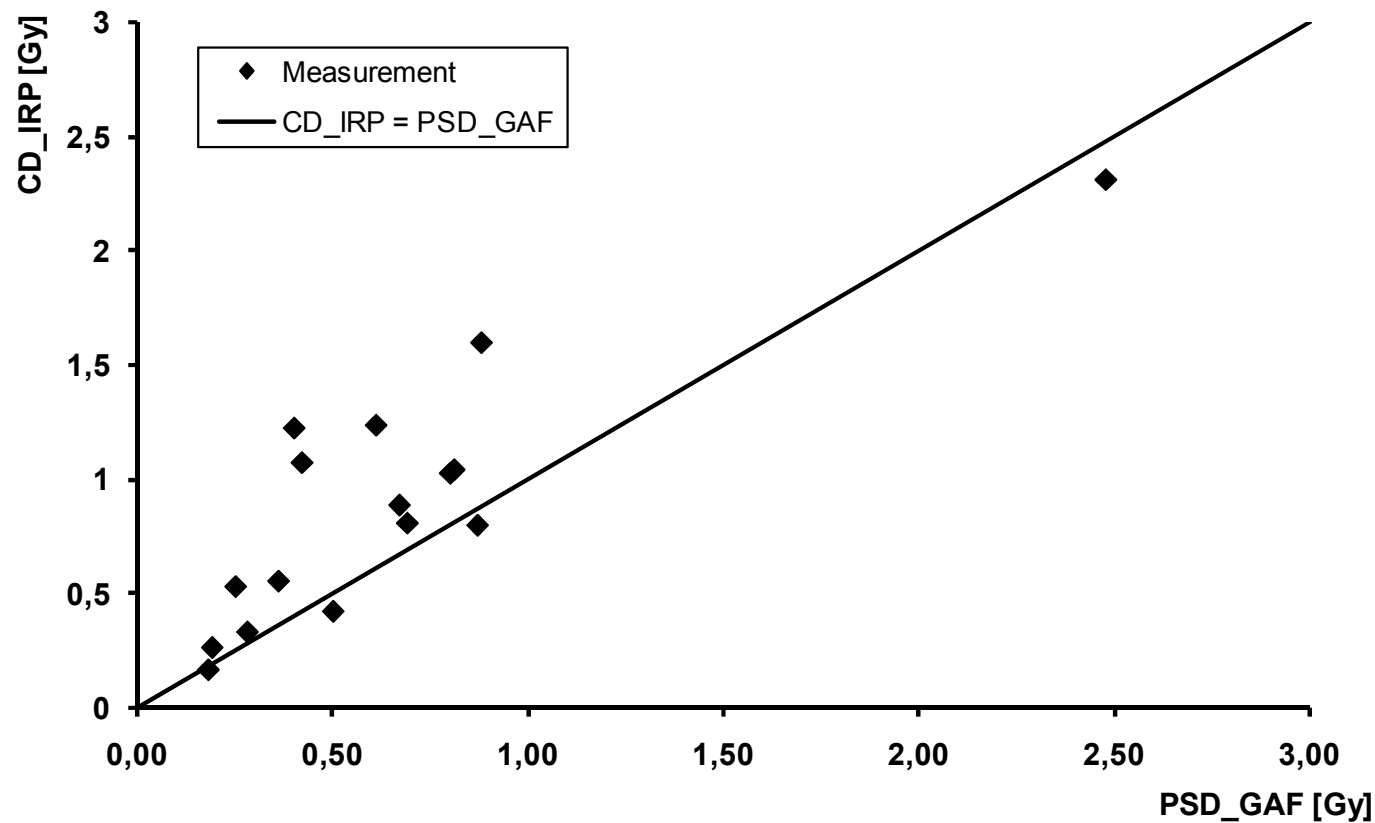
PATIENT PEAK SKIN DOSES FROM CARDIAC INTERVENTIONAL PROCEDURES

D. Žontar, D. Kuhelj, D. Škrk, U. Zdešar

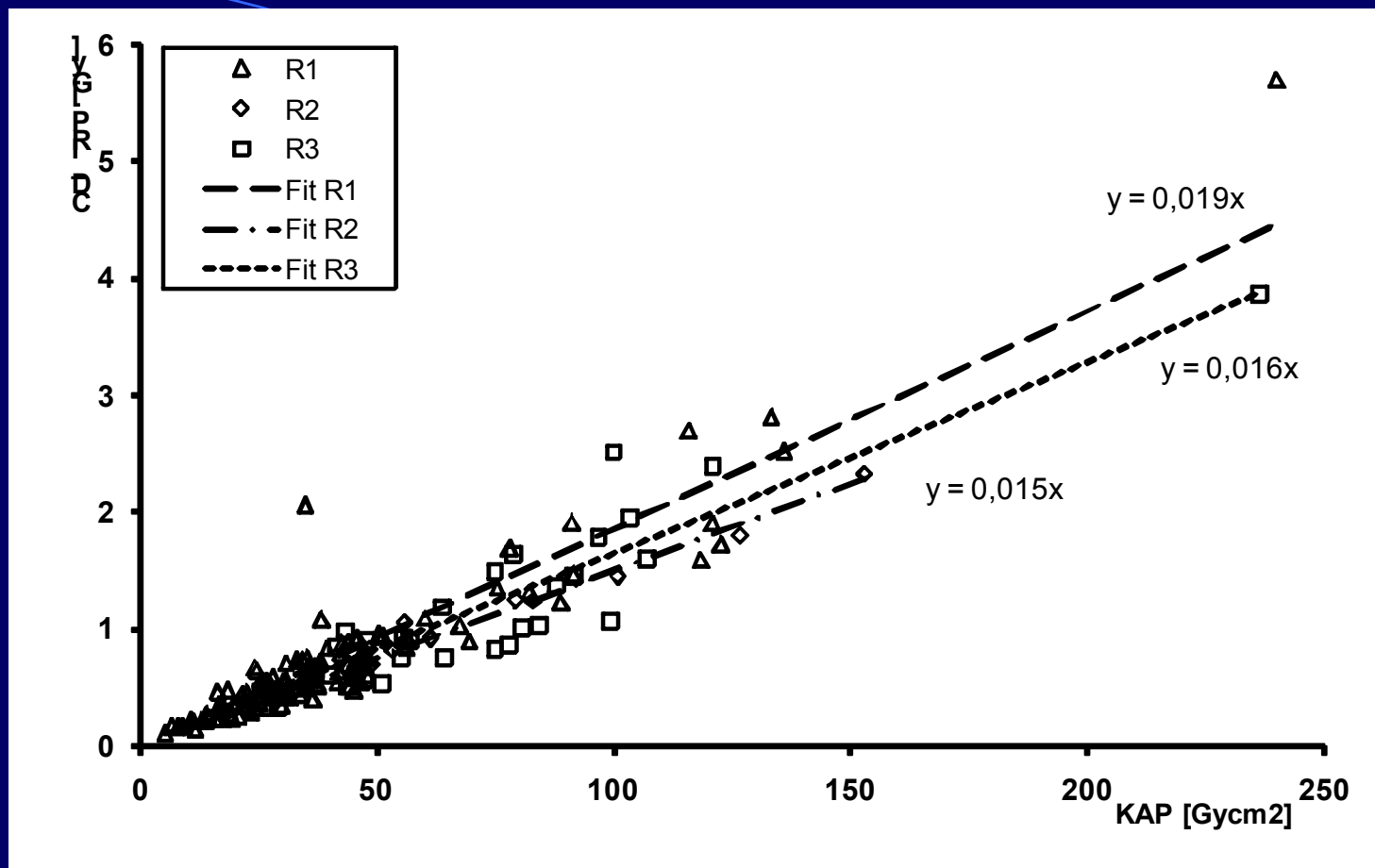
Radiation Protection Dosimetry (2010), Vol 139, No. 1-3, pp 262-265



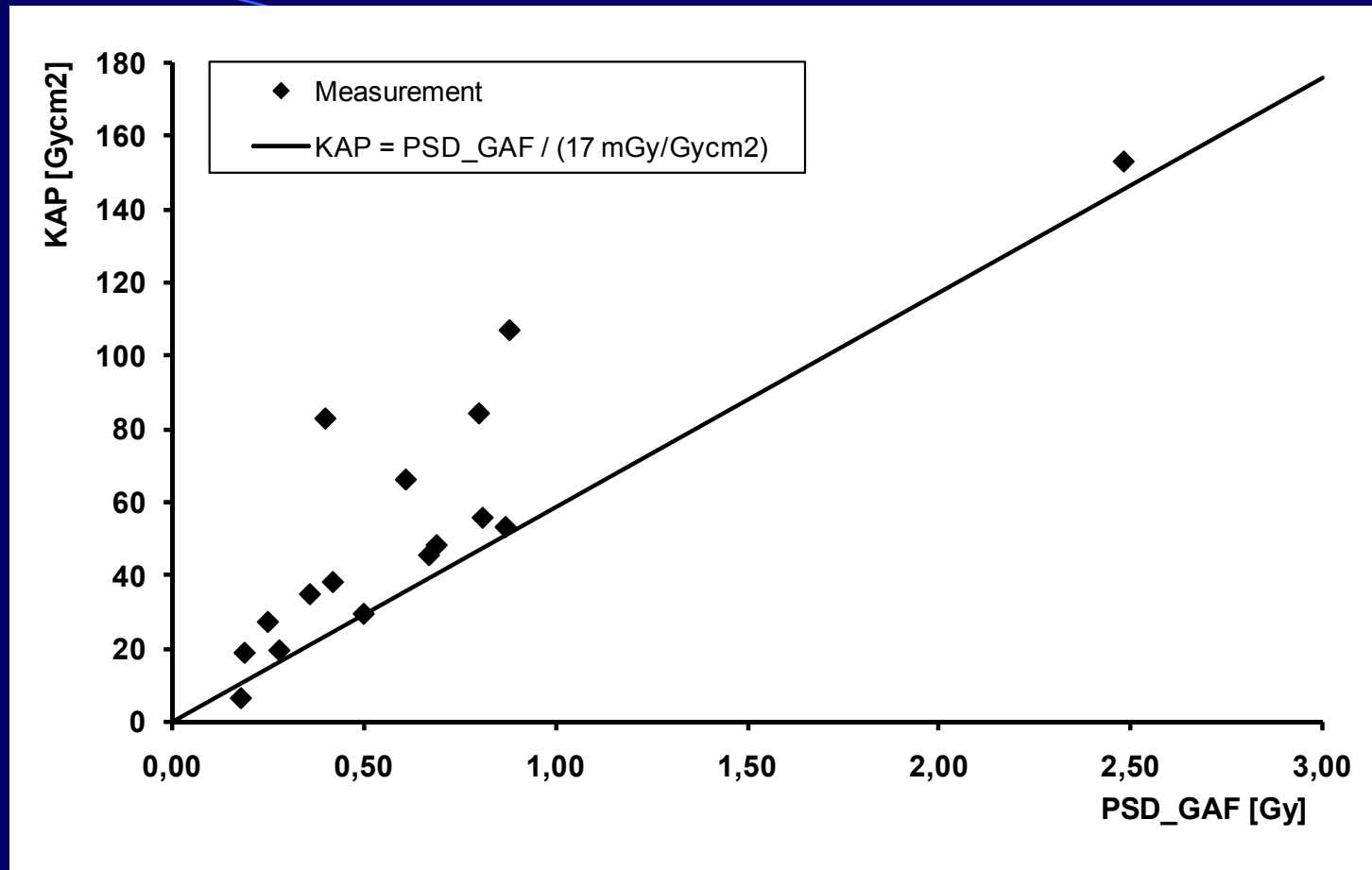
- Porazdelitev CD_{IRP} (K_T) meritev (za posamezno enoto in skupaj).
- Cumulative dose at the interventional reference point CD_{IRP} (K_T)



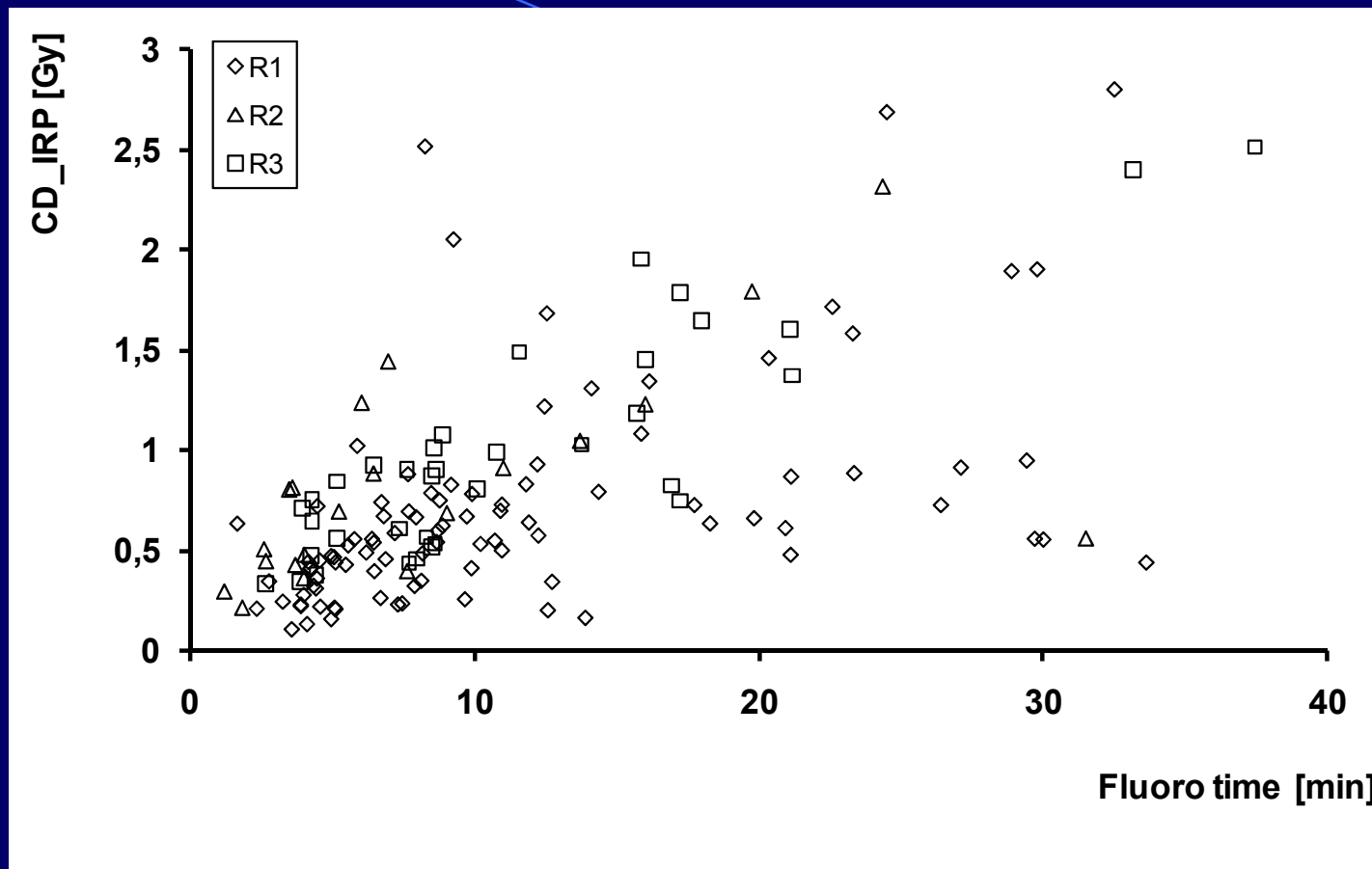
- Primerjava CD_{IRP} meritev z meritvami PSD_{GAF} . Premica predstavlja $CD_{IRP} = PSD_{GAF}$.
- Peak (maximal) skin dose PSD
- CD_{IRP} mediana 0,64 Gy, tretji kvartil 0,92 Gy
- CD_{IRP} kot merilo za oceno najvišje PSD, izkaže se da je ocena konzervativna



- Korelacija CD_{IRP} in $KAP (P_{KA})$.
- KAP- kerma area product
- KAP mediana $39,5 \text{ Gy cm}^2$, tretji kvartil $56,3 \text{ Gy cm}^2$
- Meritve KAP so tudi primerna ocena za PSD



- Primerjava KAP in PSD_{GAF} .
- Premica pomeni $KAP = PSD_{GAF} / (17 \text{ mGy/Gycm}^2)$.



- Odvisnost CD_{IRP} od časa diaskopije.
- Korelacija med časom diaskopije in PSD ni jasno izražena

- Analiza dozimetričnih podatkov pokaže, da je izpostavljenost pacientov ob isti radiološki preiskavi lahko zelo različna. Vzroki za to so predvsem različna stopnja zahtevnosti posegov in morebitnih zapletov, ki se pojavijo pri posameznem pacientu.
- Poleg tega na prejete doze vplivajo še razlike v tehničnih lastnostih rentgenskih aparatov, različni protokoli za izvedbo posegov in masa oziroma velikost pacienta.

- Pri nekaterih pacientih/posegih vstopne kožne doze lahko dosežajo tudi nekaj Gy, pri teh vrednostih pa že obstaja možnost za nastanek determinističnih poškodb. Vendar so ti primeri redki in se pojavijo le ob zares zahtevnih posegih.
- Dozimetrični podatki, ki jih prikaže rentgenski aparat (P_{KA} in Kr) lahko služijo kot dodatno opozorilo za pacienta oziroma njegovega zdravnika na možnost poškodb kože.
- Za primere, ko so presežene določene vrednosti dozimetričnih količin izpisanih ob koncu posega je potrebno izdelati protokol ravnanja.

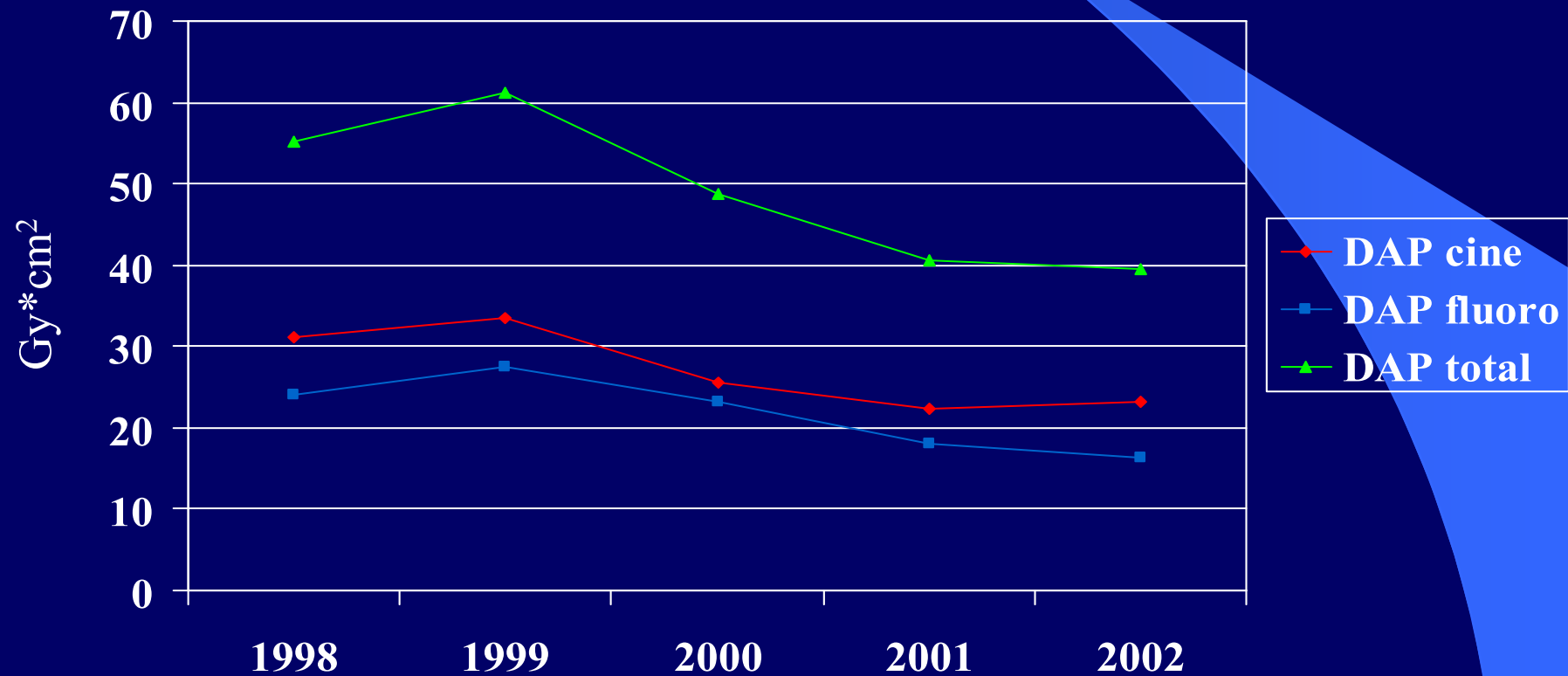
Postopki delovanja za zmanjšanje izpostavljenosti-12

- Ohranjevalnik zadnje slike (last image hold) je sistem, ki skrbi, da se na zaslonu ohranja zadnja slika tudi, ko izvajalec posega diaskopije ne izvaja in naprava ne deluje. Sistem deluje tako, da na zaslonu prikazuje zadnjo sliko ves čas, dokler ne naredimo nove in tako zmanjšuje izpostavljenost preiskovanca. Posebno primeren je sistem pri usposabljanju manj izkušenih izvajalcev, pri katerih so želje po pogostejšem obnavljanju slik na zaslonu ponavadi večje.
- Zemljevid poti (road mapping) je softverski način izboljšave ohranjanja zadnje slike. Deluje lahko na dva načina. Pri sistemih kjer sta v uporabi dva zaslona, je na enem prikazana slika, ki kaže anatomske značilnosti npr. dela žile po kateri se uvaja kateter. Na drugem monitorju pa se prikaže potek uvajanja katetra. Drugi način je uporaba enega zaslona na katerem imamo kot ozadje stalno sliko, ki predstavlja anatomske strukture nanjo pa se nalagajo slike, ki kažejo spreminjanje v realnem času.

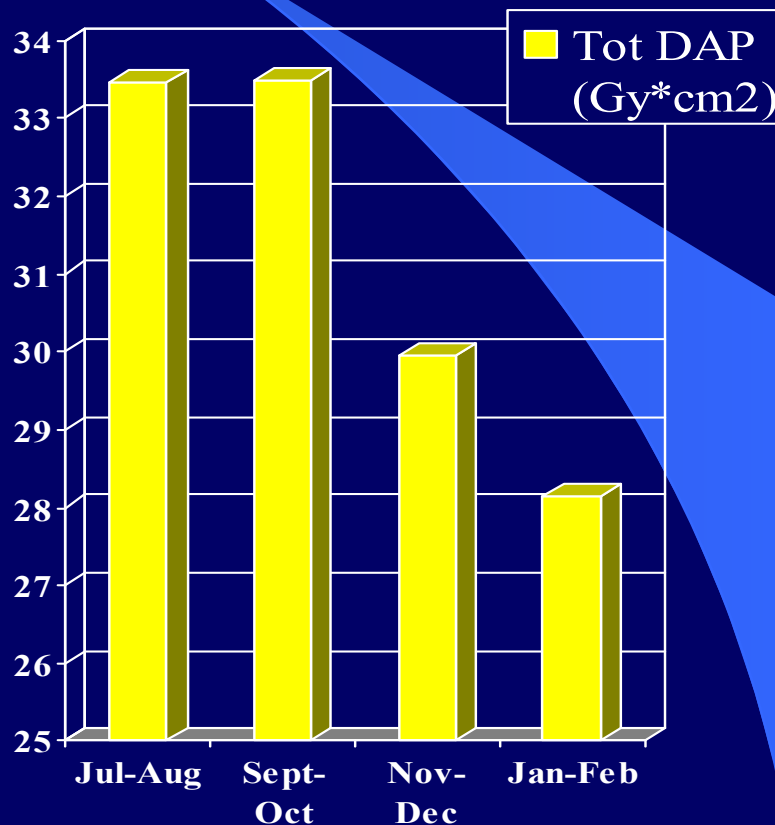
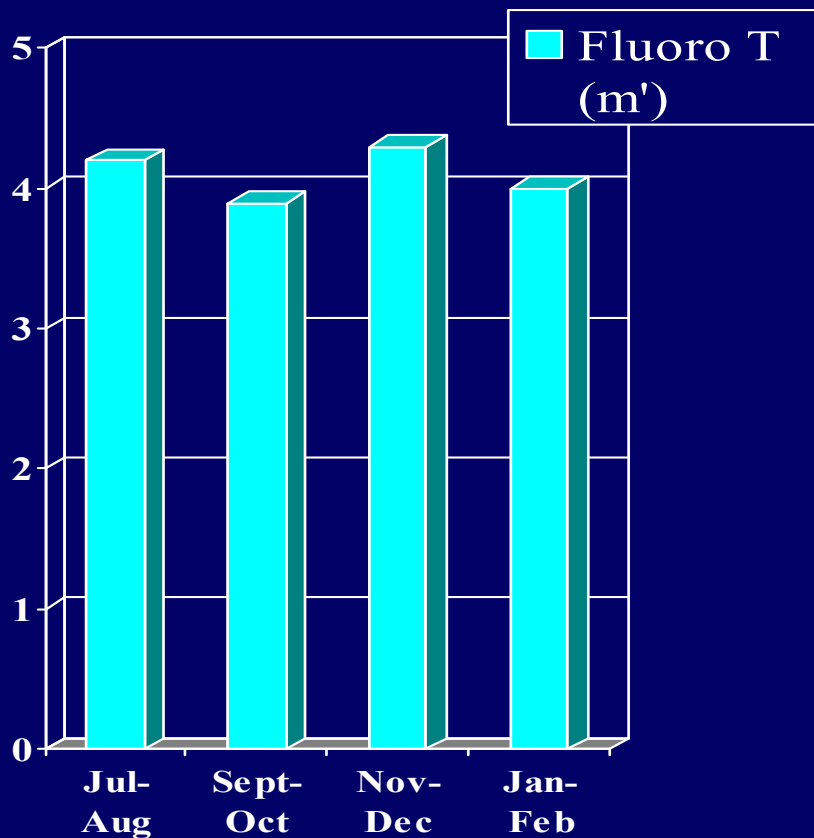
Optimizacija pomeni ...

- Izogibanje nepotrebnega shranjevanja oziroma zapisa podatkov,
- Pozornost diaskopskemu času.
 - Pozornost glede števila serij.
 - Pozornost glede števila slik v seriji.
- Izogibanje zapisu z ravniyo kakovosti, ki ni potrebna in je tako prekomerna:
 - Potrebno je vedeti tako za diaskopijo kot tudi za shranjevanje kakšna raven šuma je še sprejemljiva.

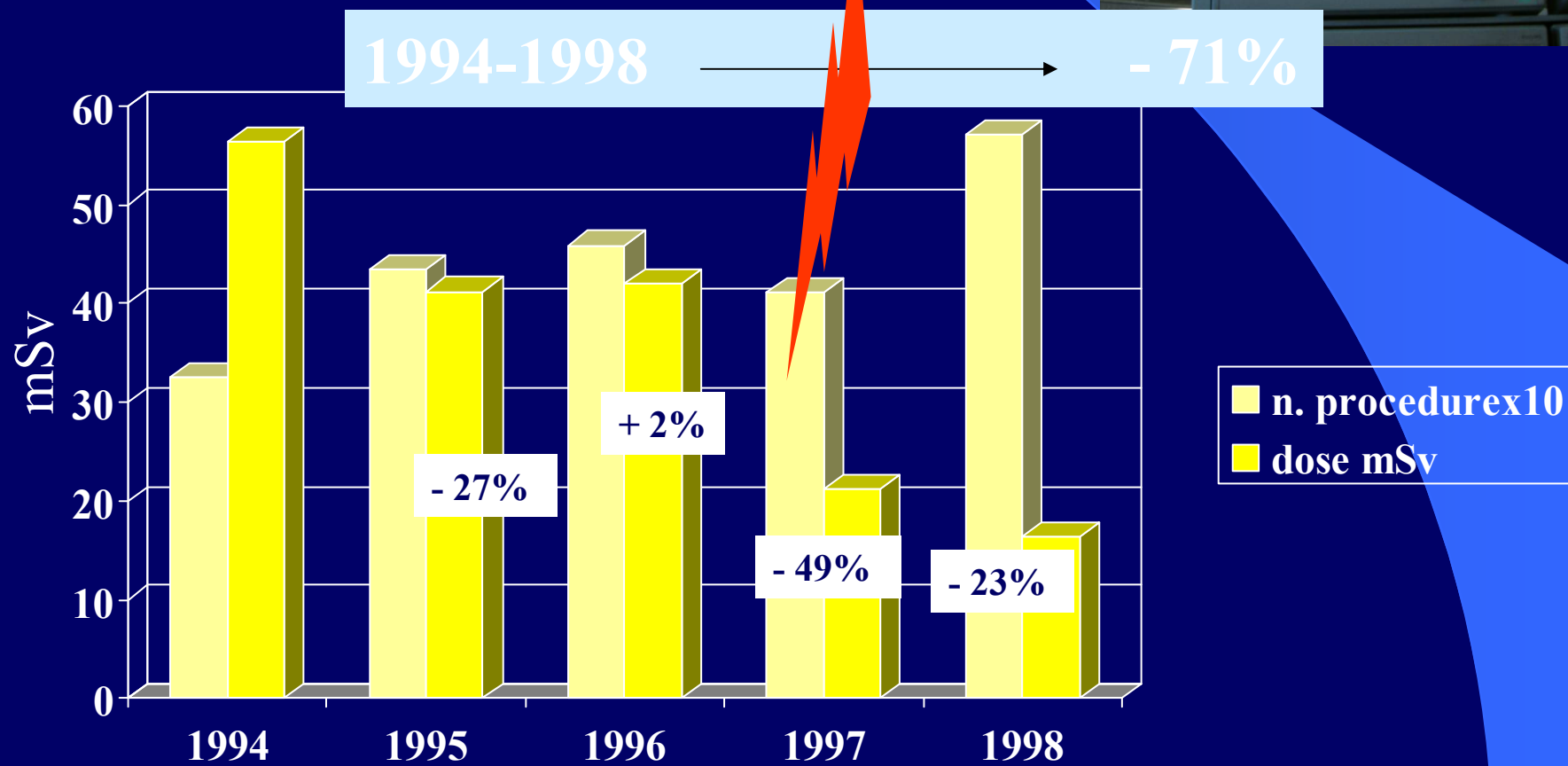
Optimizacija posegov: meritve DAP v bolnišnici v Vidmu (Udine)



ISpremembe ekspozicijskih parametrov v obdobju pole leta julij 2003- februar 2004



Optimizacija posegov: letna izpostavljenost rok kardiologov



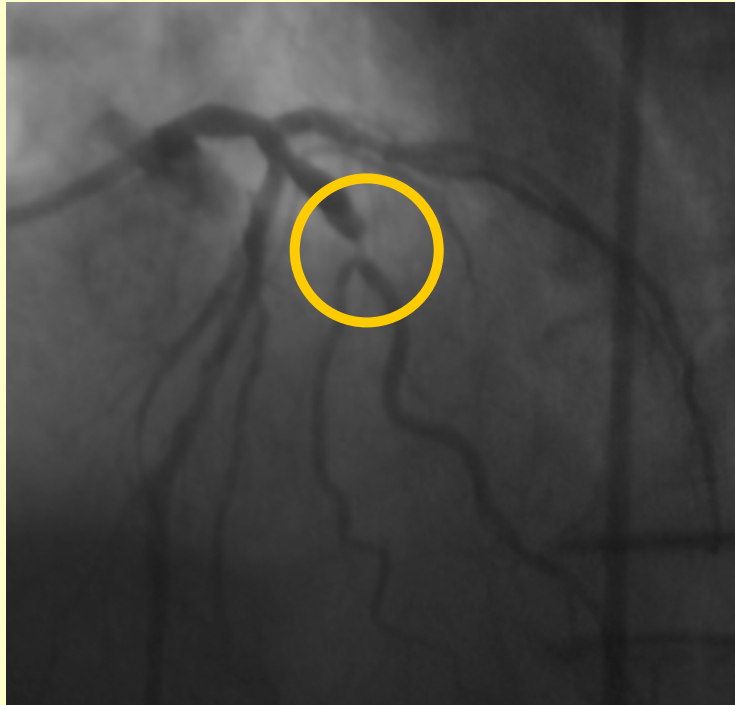
Interventna radiologija



je moderna, minimalno invazivna, diaskopsko nadzorovana metoda zdravljenja patoloških sprememb, ki nadomešča kirurške posege. Pri zapletenejših in dolgotrajnejših posegih se lahko pojavijo sevalne poškodbe – celo deterministični učinki.

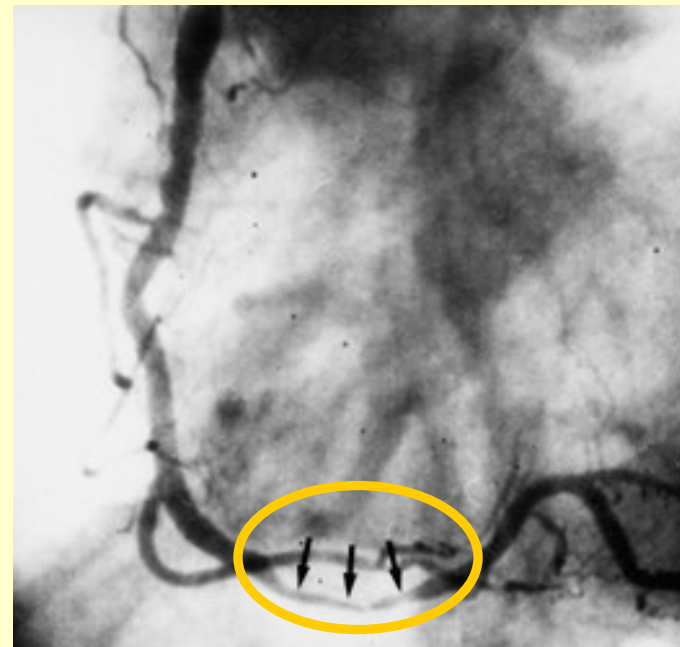
- Perkutana transluminalna angioplastija (PTA)
- Perkutana transluminalna koronarna angioplastija (PTCA)
- Embolizacija (anevrizm, arteriovenskih malformacij)
- Transjugularni intrahepatični porto-sistemski spoj (TIPS)

Koronarna angiografija- koronarografija

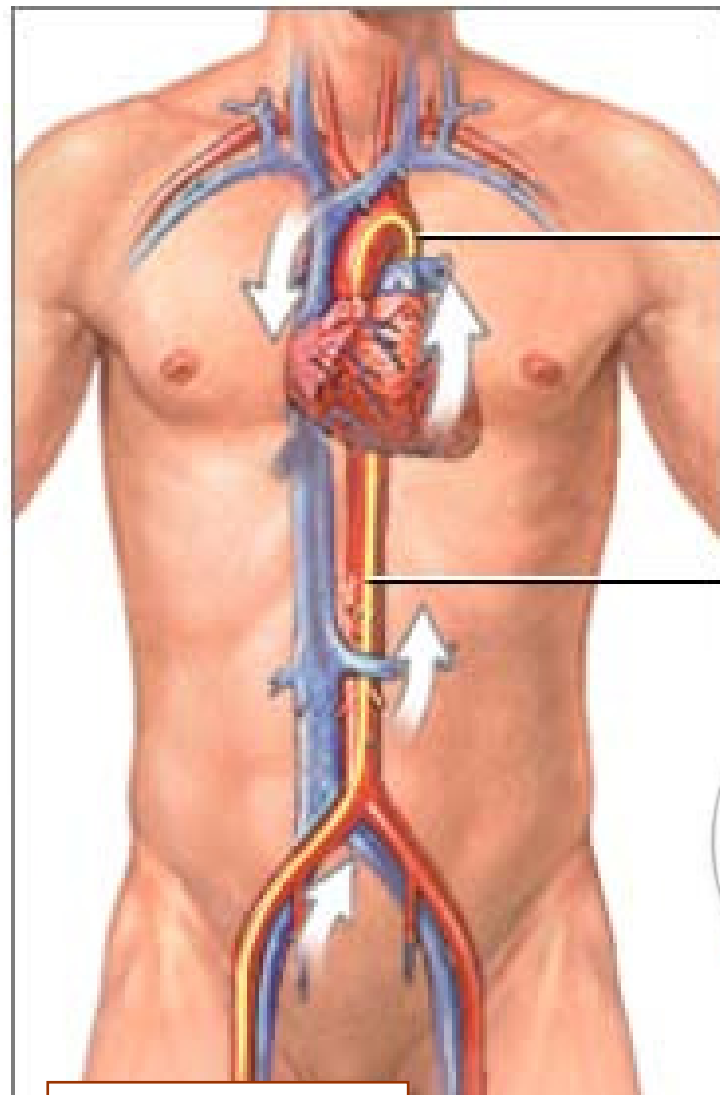


angiografija pokaže
zožitev stenozo-
srčne arterije

prikaz žil z uporabo rentgenske
svetlobe in kontrastnega
sredstva na filmu ali ekranu



Izvedba
posega
skozi
femoralno
arterijo do
aorte.

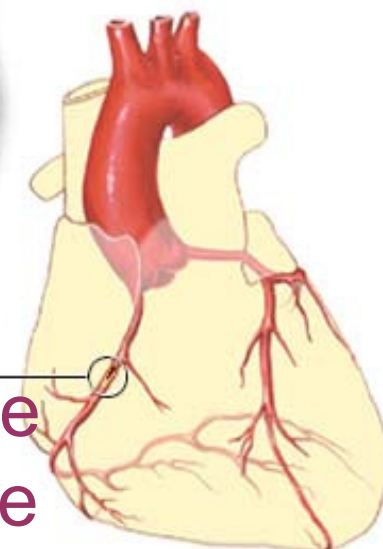


aorta

kateter

femoralna
arterija

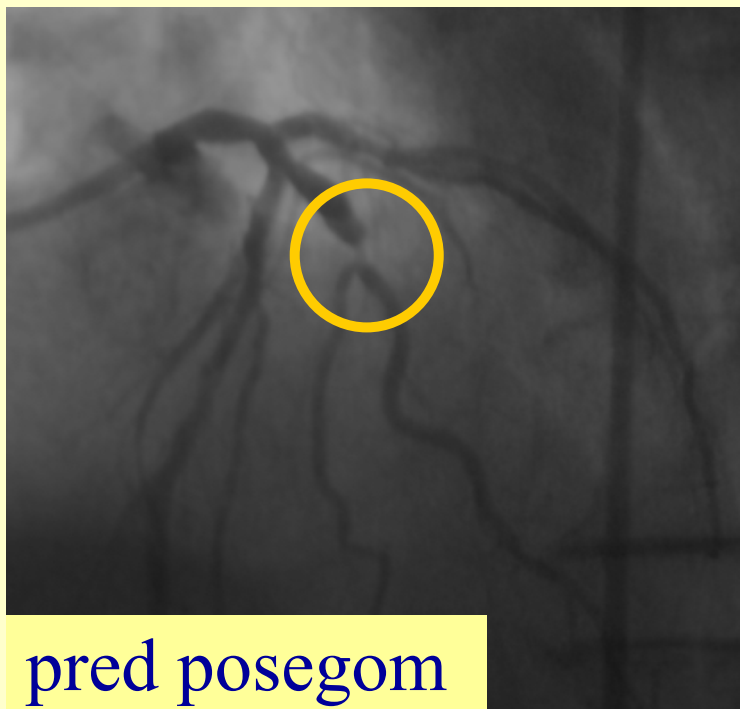
zožitev desne
srčne arterije



Razširitev žilne zožitve



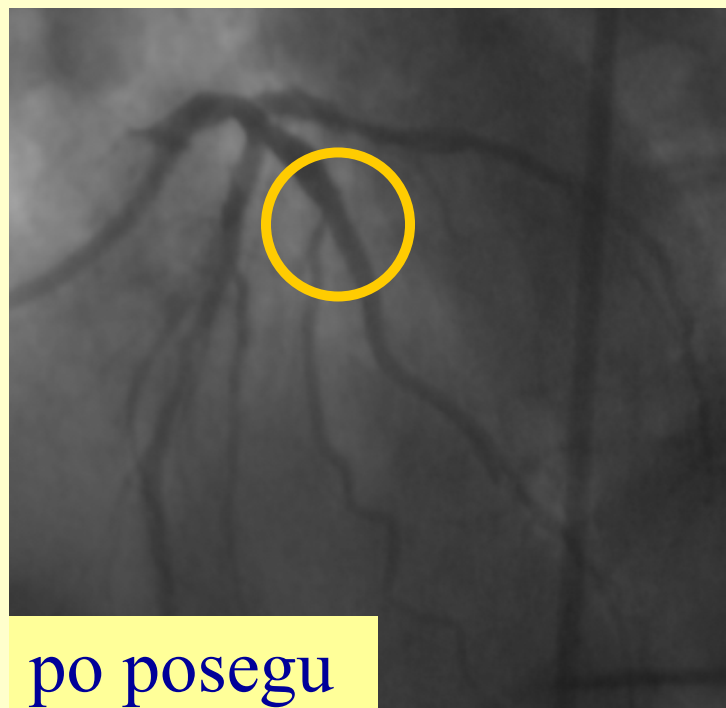
Perkutana transluminalna angioplastija



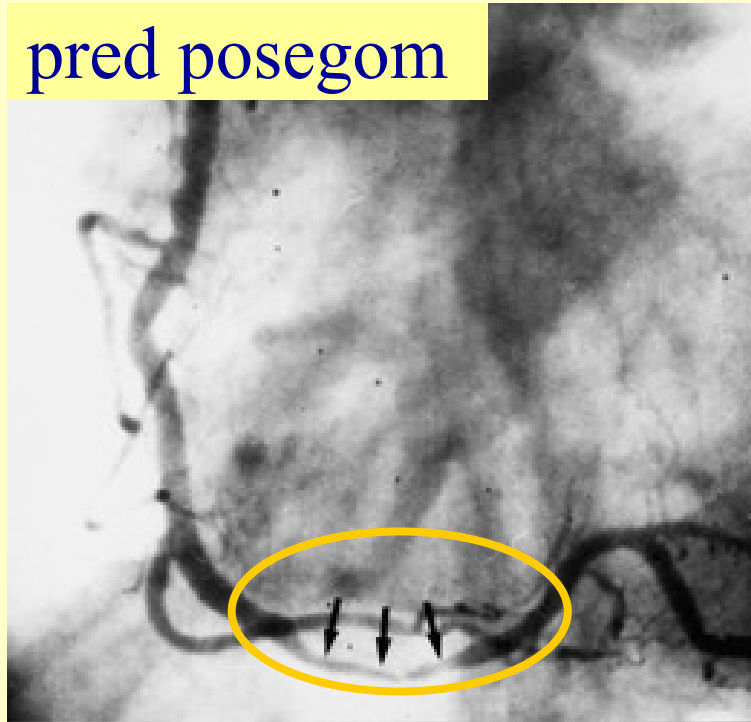
žilna opornica
stent



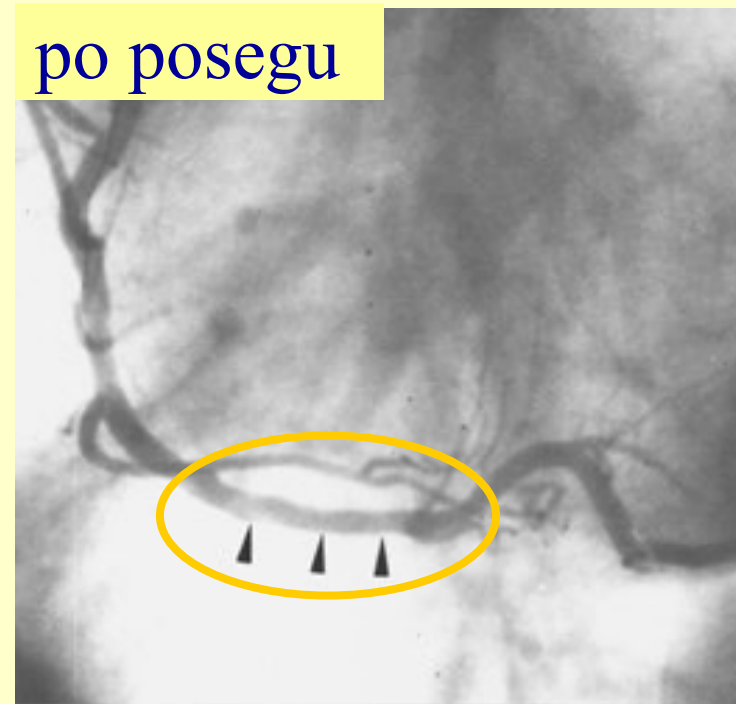
vstavljanje žilne opornice



pred posegom



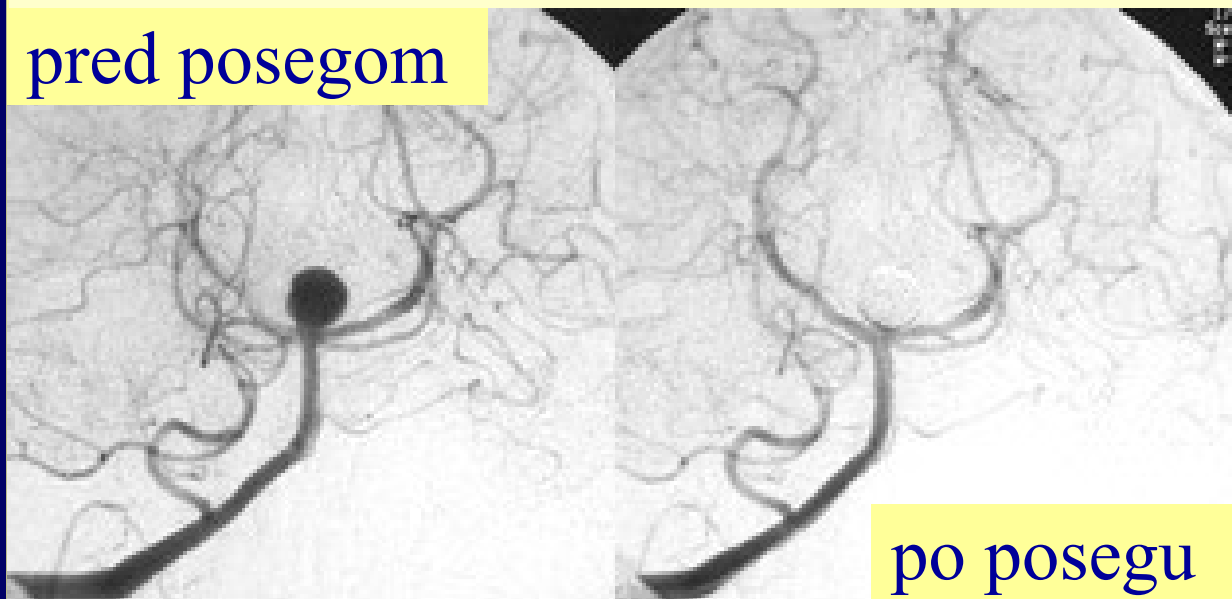
po posegu



vstavljanje žilne opornice

Embolizacija anevrizme

pred posegom

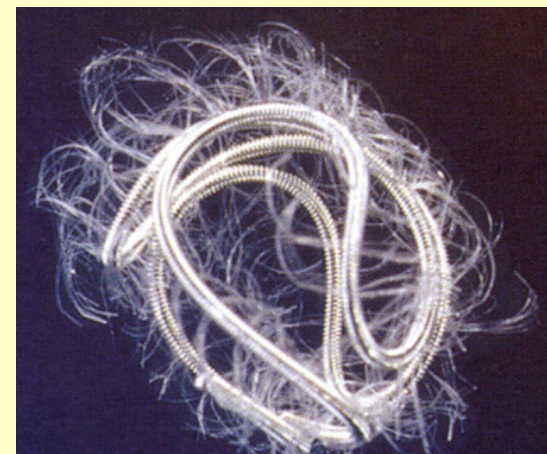


po posegu



zamašitev vrečastih izbuhlin arterij

GDC Guglielmi
Detachable Coil



Embolizacija arteriovenskih malformacij

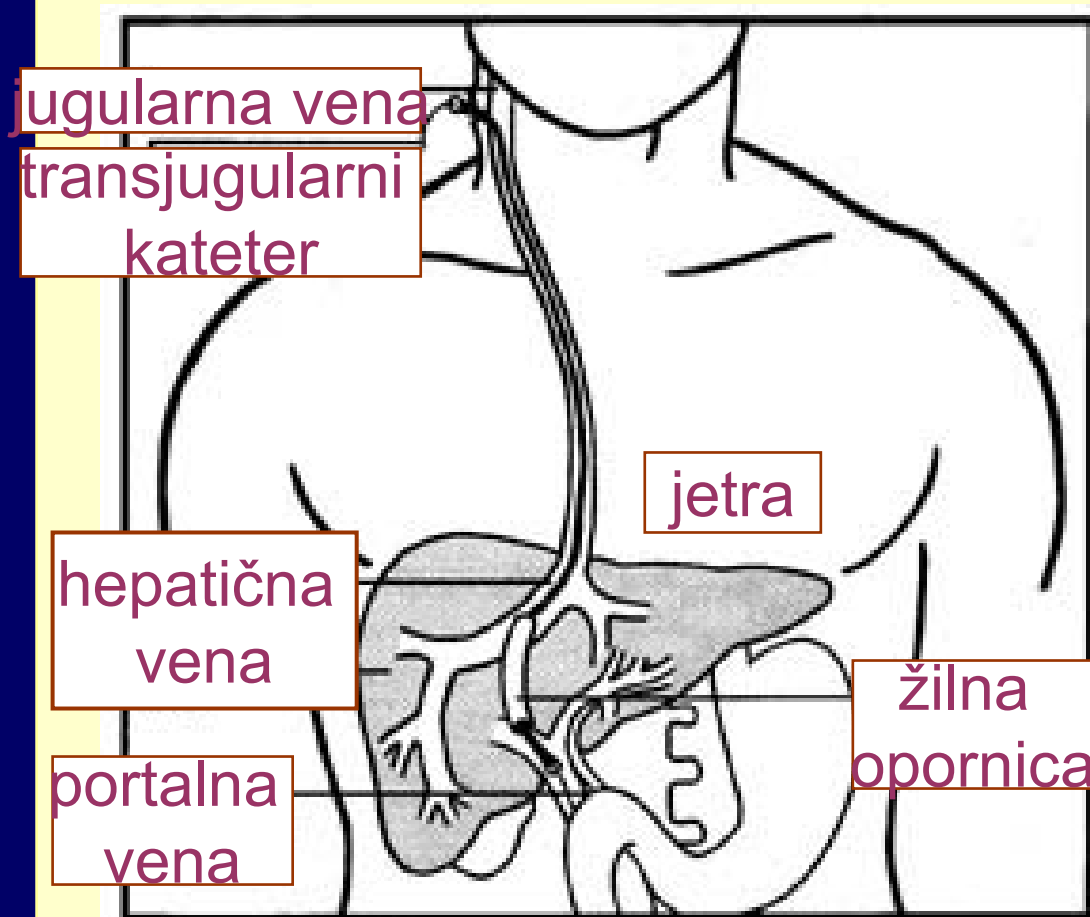


zamašitev
žilnih spletov

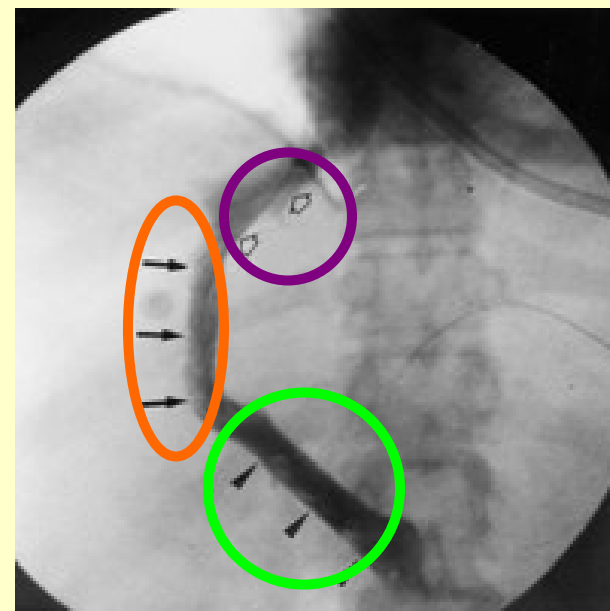
navitje s katerim zmanjšajo
pretok krvi in splet zamašijo



Transjugularni intrahepatični porto- sistemski spoj



hepatična vena
spoj
portalna vena

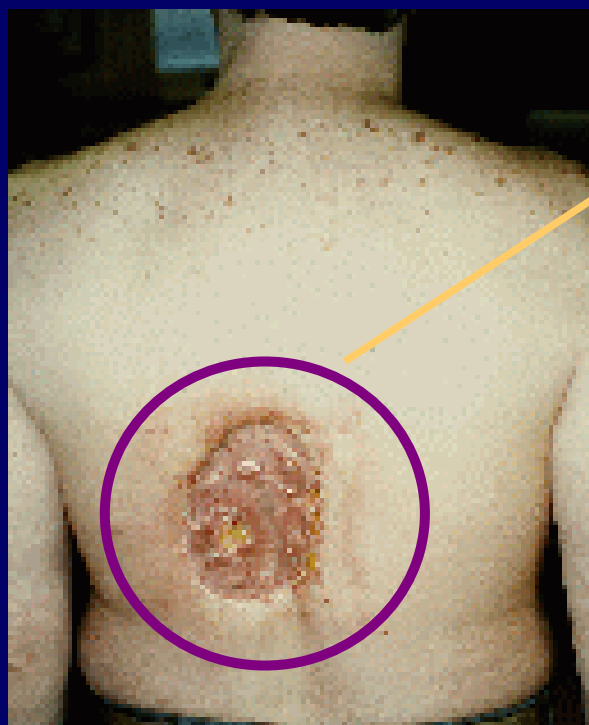


angiogram

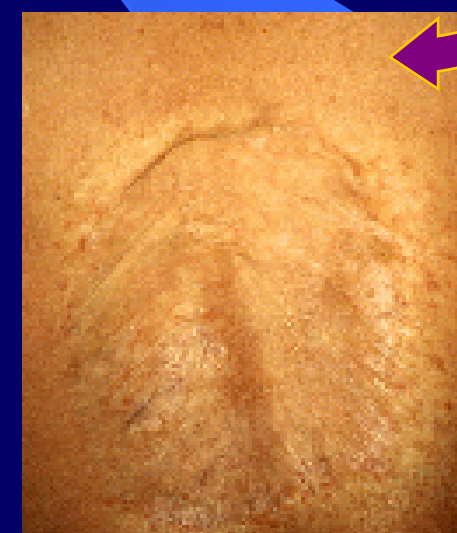
- Poseg: koronarografija + koronarna angioplastija
- čas diaskopije 120 min
- ocenjena absorbirana doza 20 Gy



po 6-8 tednih



po 18-21 tednih



po plastični operaciji

Zgodnje in pozne posledice na koži povzročene zaradi izpostavljenosti ionizirajočim sevanjem

- **Zgodnji eritem:** rdečina se pojavi po nekaj dneh, zaradi razširitve kapilar, ki ga povzroči sproščanje histamina pri dozi 2 Gy
- **Suha deskvamacija:** po nekaj tednih se začne luščiti epidermis zaradi zmanjšane izločanja žlez v koži in poškodb žilja
- **Kasni eritem:** na koži se pojavi rdečina in zatekanje zaradi poškodb žilja v koži in zmanjšane pretoka krvi
- **Vlažna deskvamacija:** zaradi hudih poškodb žilja in veznega tkiva kože se pojavijo pri dozi več kot 18 Gy mehurji, epilizacija, edem in infiltracija makrofagov
- **Nekroza - lokalno odmiranje tkiva:** pri zelo visokih dozah so poškodbe na koži tolikšne, da je poškodovana koža in podkožno maščevje, pojavijo se tudi infekcije rane
- **Kasne posledice:** po več kot letu se pojavi atrofija kože, fibroze, hiperpigmentacija in splošna izsušenost kože

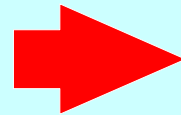
simptomi	razpon absorbirane doze (Gy)	pojav sprememb (dnevi)
eritem	3-10	14-21
epilacija	>3	14-18
suha deskvamacija	8-12	25-30
vlažna deskvamacija	15-20	20-28
pojav mehurjev	15-25	15-25
ulceracija	>20	14-21
nekroza	>25	>21

Ref.: IAEA-WHO: Diagnosis and treatment of radiation injuries.
IAEA Safety Reports Series, No.2. Dunaj 1998

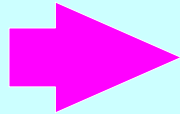
Varstvo pred sevanji izvajalcev radioloških posegov

- Čas :
 - zmanjšanje ekspozicijskega časa,
 - uporaba pulzne diaskopije
- Razdalja:
 - povečanje razdalje
 - če ni potrebno se ne zadržujte v prostoru med diaskopijo
 - stopite za osebo, ki izvaja poseg
- Uporaba zaščitnih sredstev in osebne varovalne opreme

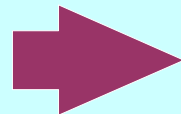
Faktorji, ki vplivajo
na izpostavljenost
osebja



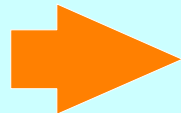
višina osebja



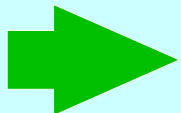
relativni položaj glede
na preiskovanca



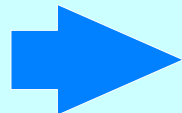
obsevana prostornina preiskovanca



položaj rentgenske cevi - izvora



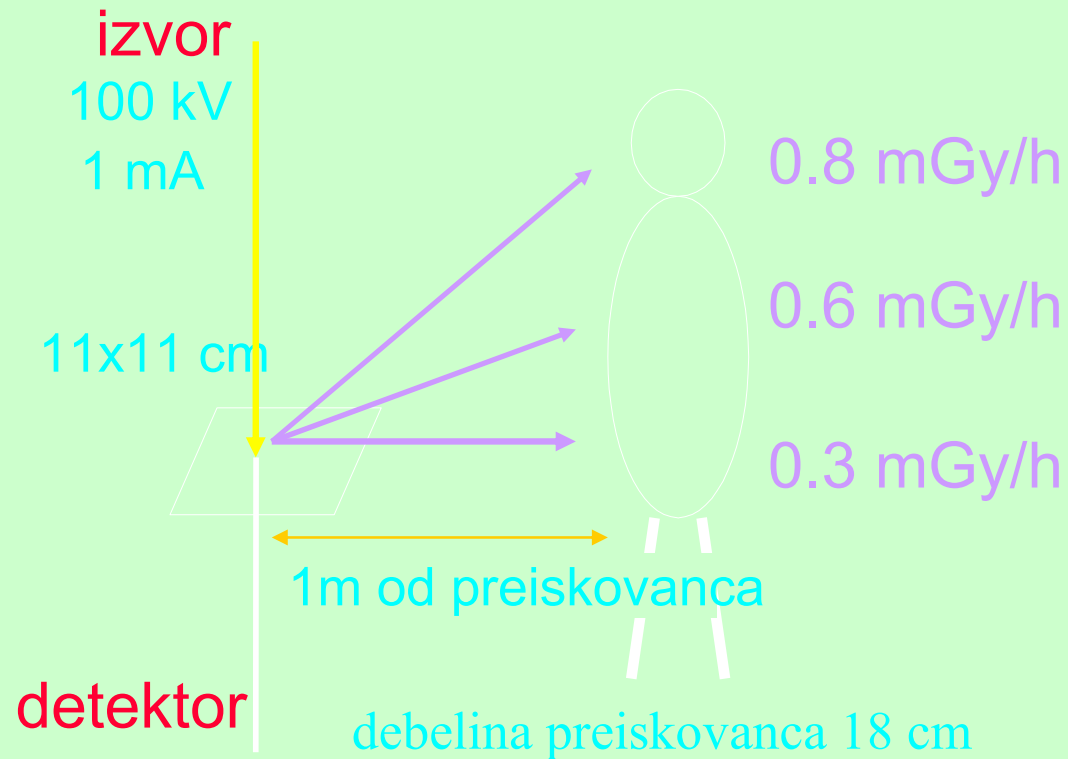
napetost, tok, ekspozicijski čas



uporaba zaščitnih sredstev (osebni)

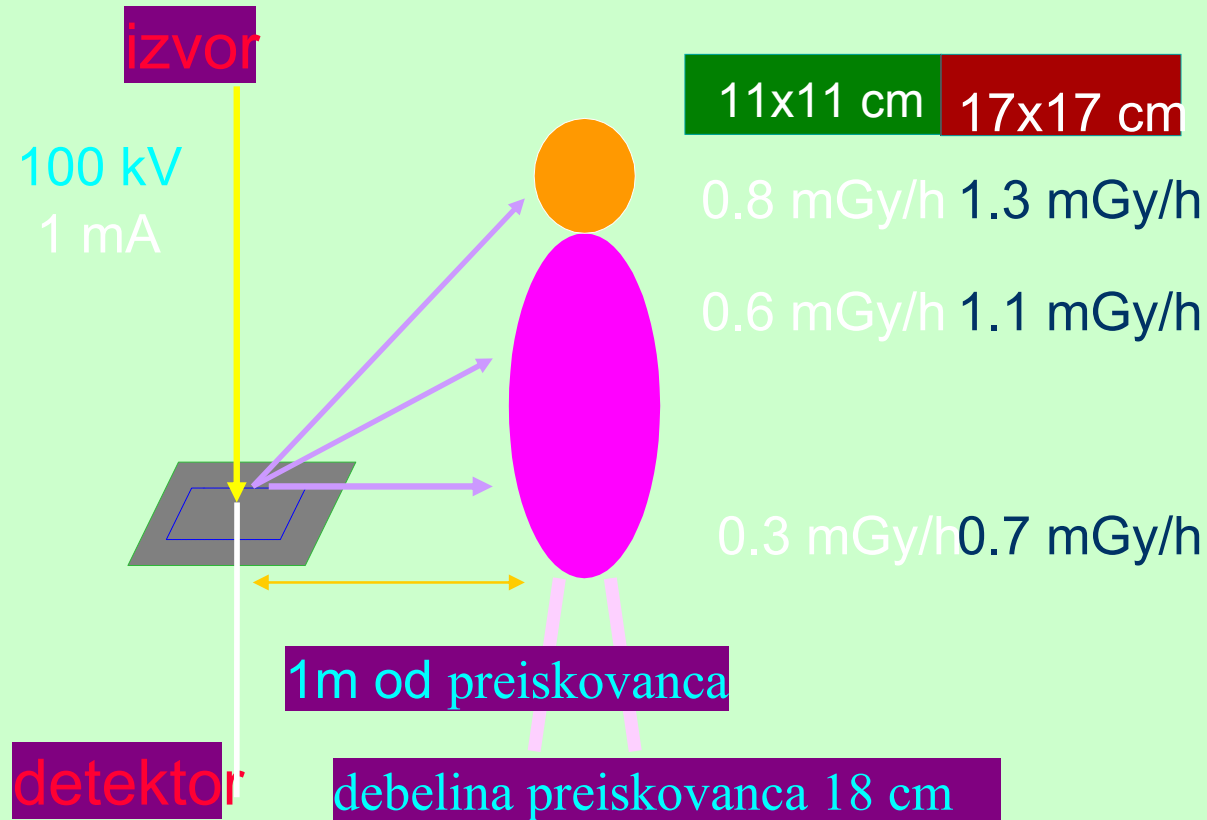
- Glavni vzrok izpostavljenosti zdravstvenega osebja je sipana rentgenska svetloba, katere porazdelitev v prostoru ni enakomerna v okolici preiskovanca.

KOTNA ODVISNOST



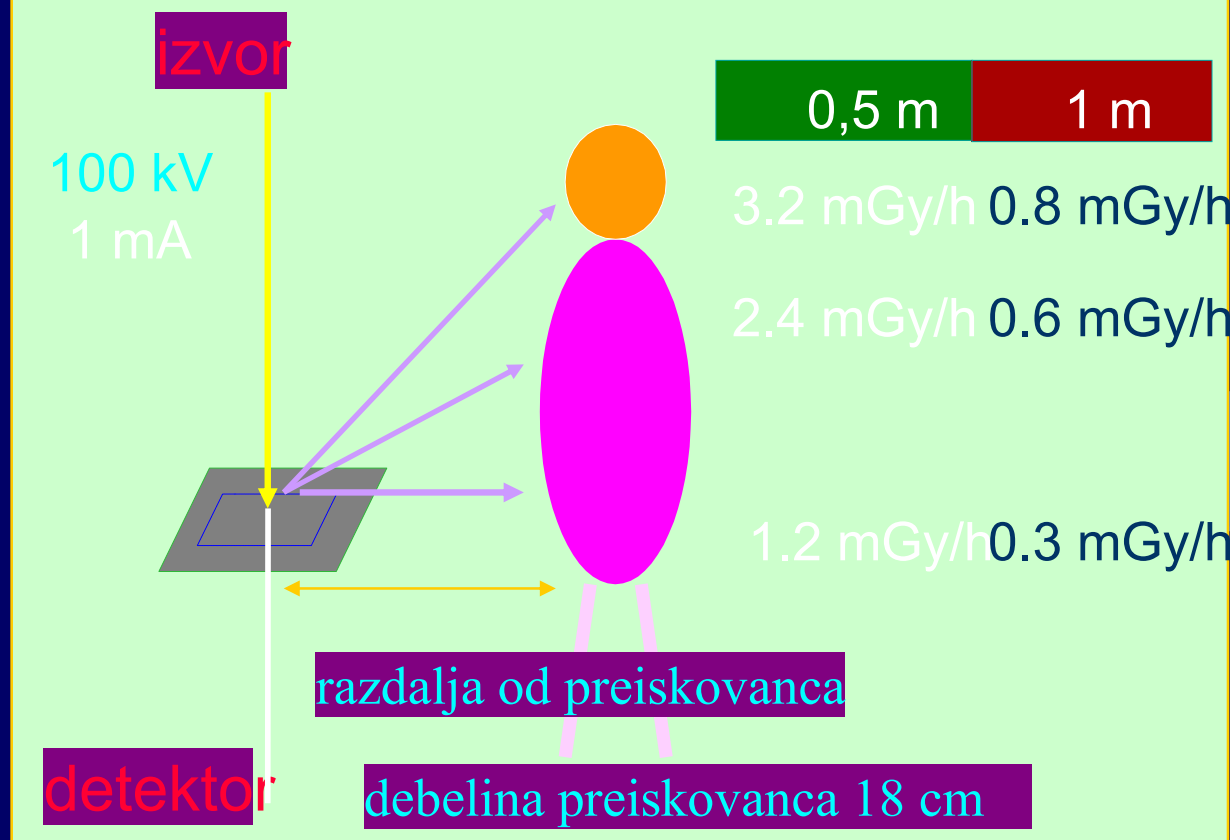
Hitrost absorbirane doze zaradi sipane rentgenske svetlobe je večja v predelu bližje izvora rentgenske svetlobe

ODVISNOST OD VELIKOSTI POLJA



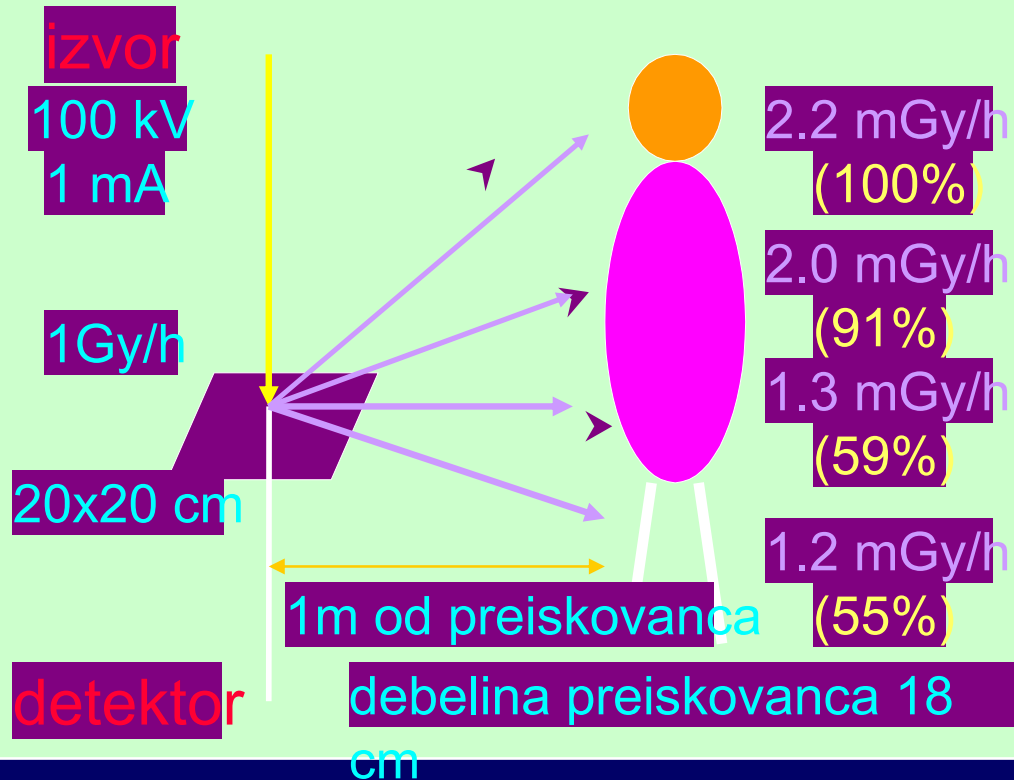
Hitrost absorbirane doze zaradi sipane rentgenske svetlobe je večja v primeru obsevanosti večje površine

ODVISNOST OD RAZDALJE



Hitrost absorbirane doze zaradi sipane rentgenske svetlobe je manjša v primeru povečanja razdalje osebjia do preiskovanca.

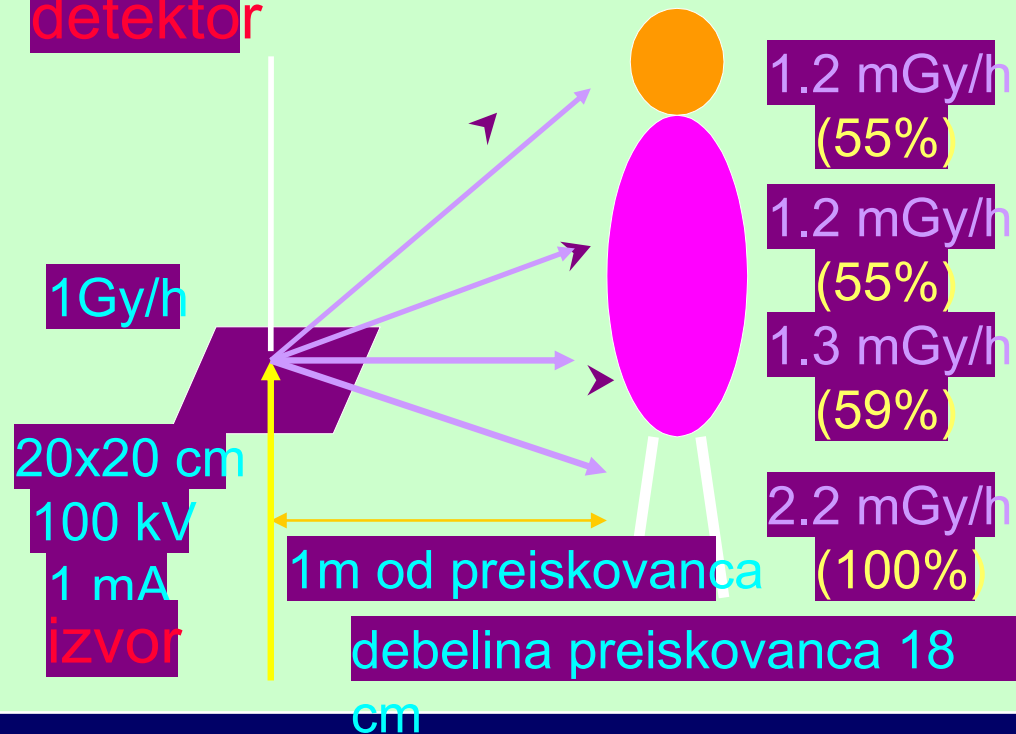
ODVISNOST OD POLOŽAJA IZVORA



Hitrost absorbirane doze zaradi sipane rentgenske svetlobe v odvisnosti od položaja izvora (izvor je nad preiskovalno mizo)

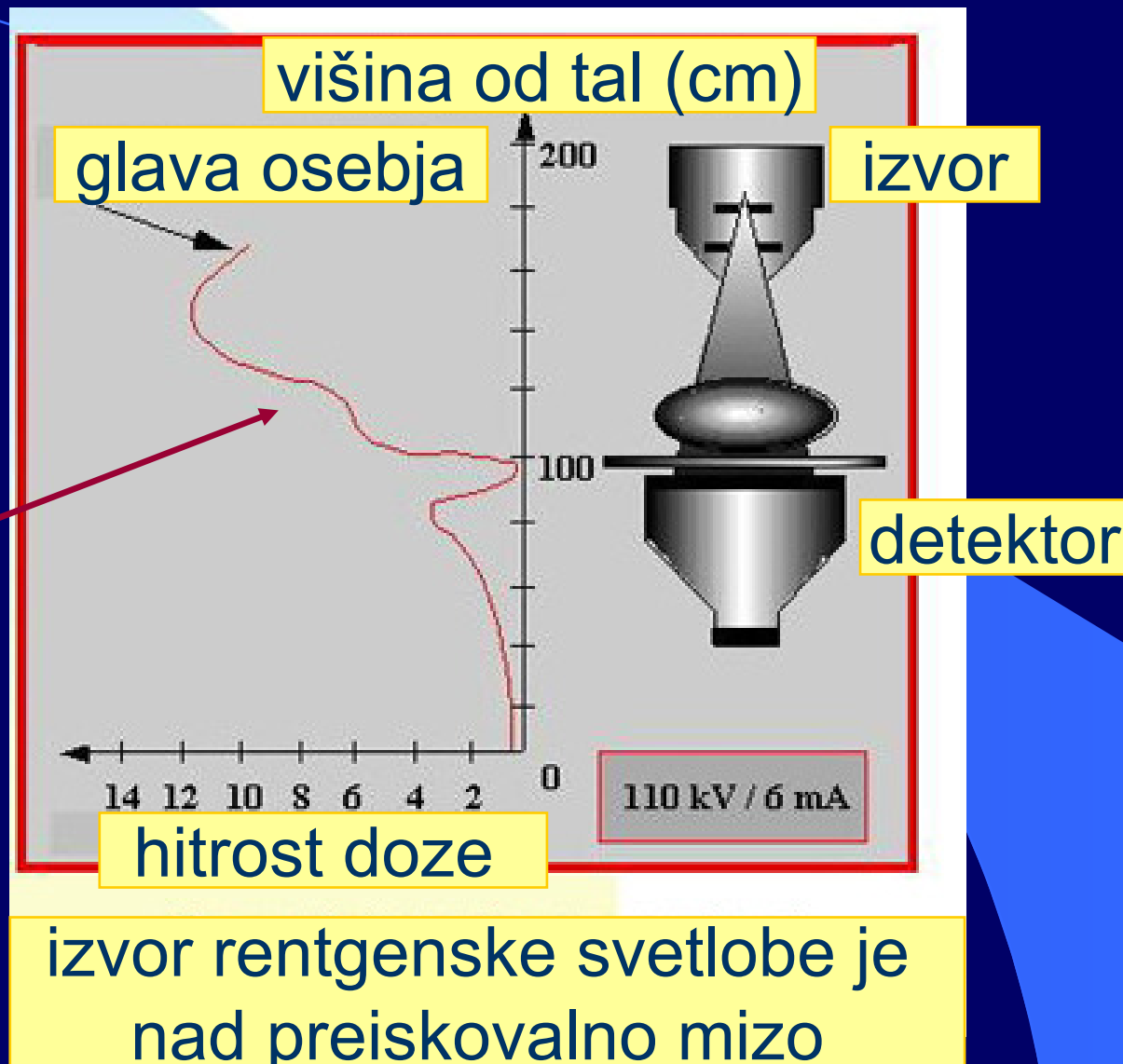
ODVISNOST OD POLOŽAJA IZVORA

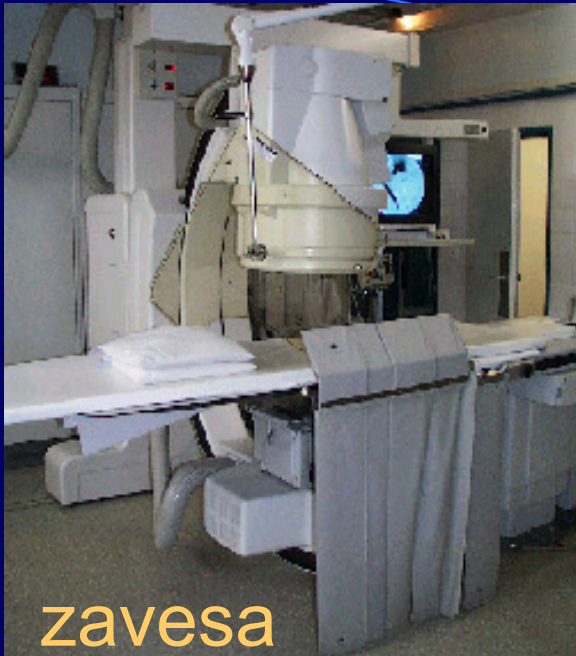
detektor



Hitrost absorbirane doze zaradi sipane rentgenske svetlobe v odvisnosti od položaja izvora (izvor je pod preiskovalno mizo). Izpostavljenost oči osebja se v tem primeru zmanjša

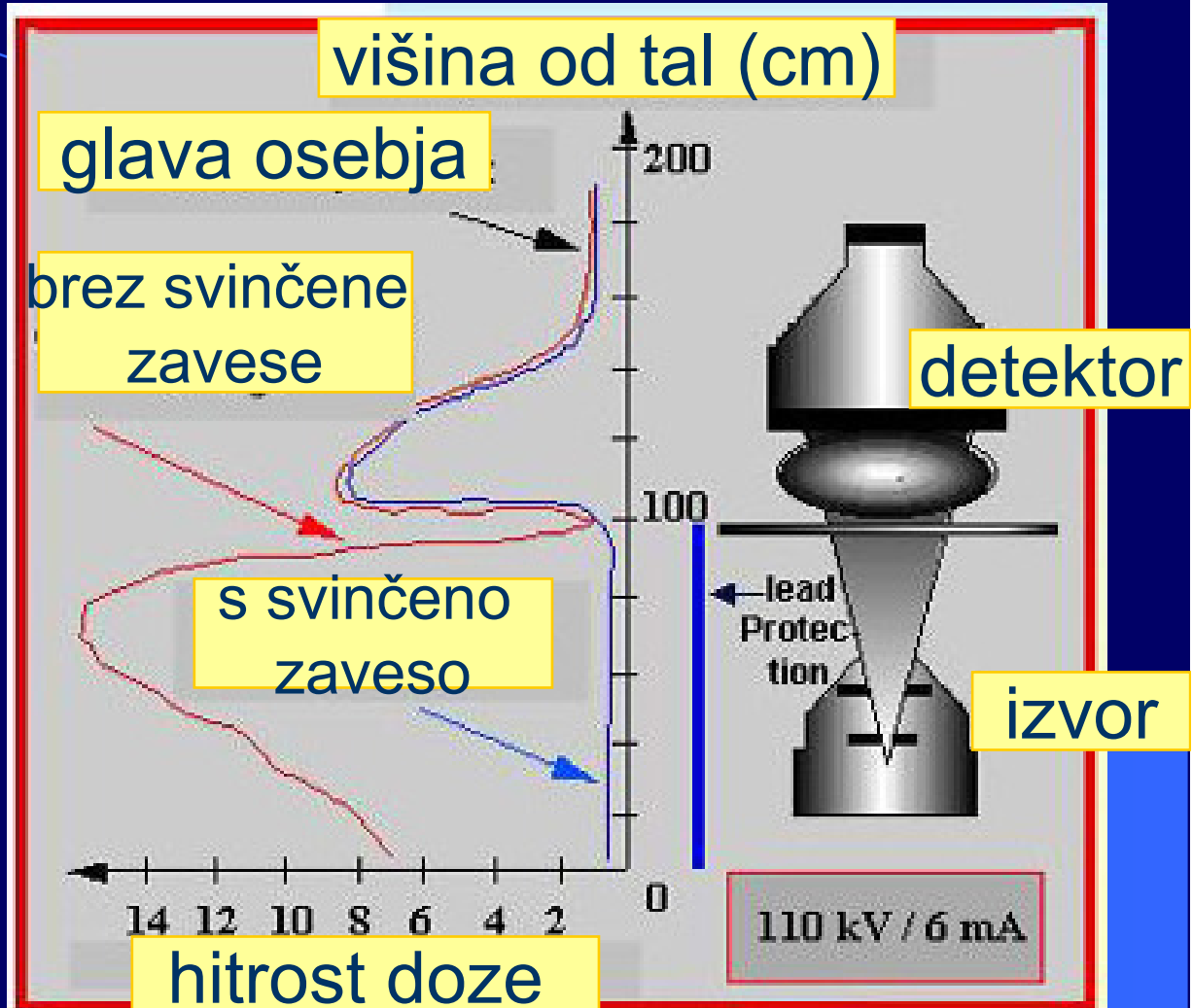
Odvisnost
hitrosti
absorbirane
doze zaradi
sipane
rentgenske
svetlobe glede
na položaj
izvora in
razdaljo od tal.





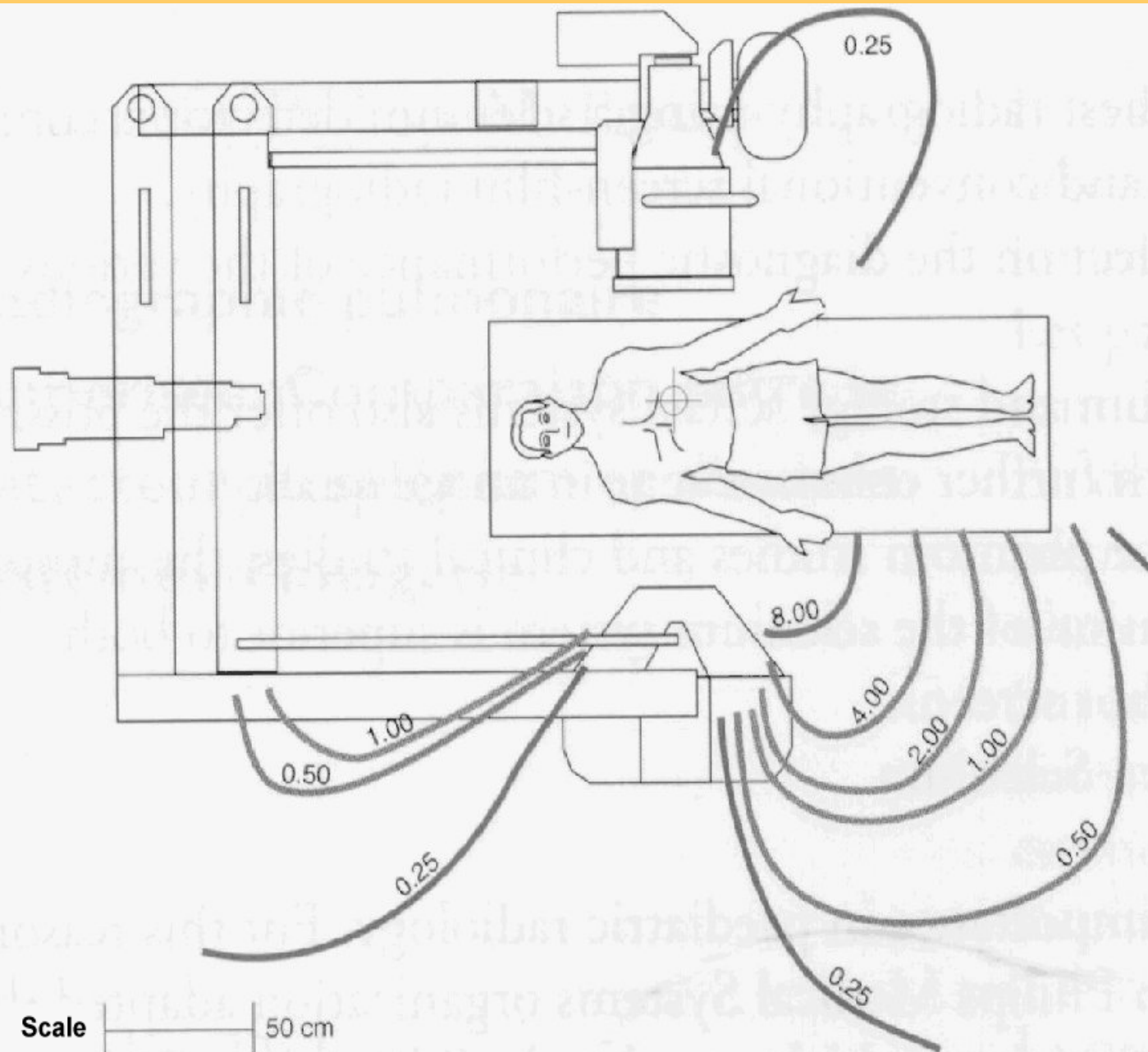
zavesa

Odvisnost hitrosti absorbirane doze zaradi sipane rentgenske svetlobe glede na položaj izvora in razdaljo od tal brez in s svinčeno zaveso



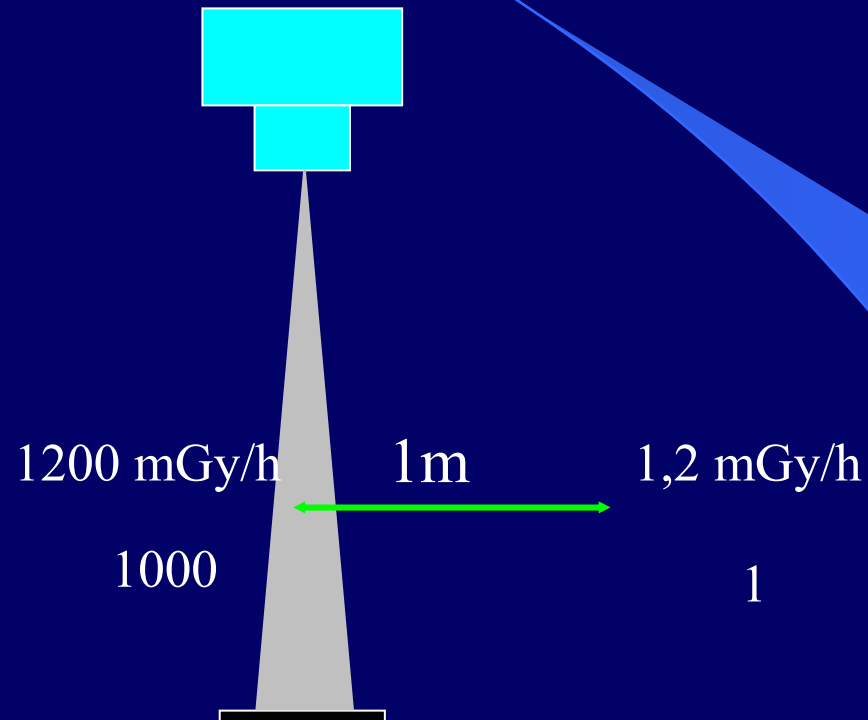
izvor rentgenske svetlobe je pod preiskovalno mizo

Izodozne
krivulje
sipane
rentgenske
svetlobe pri
standardnem
posegu



hitrost doze mGy/h

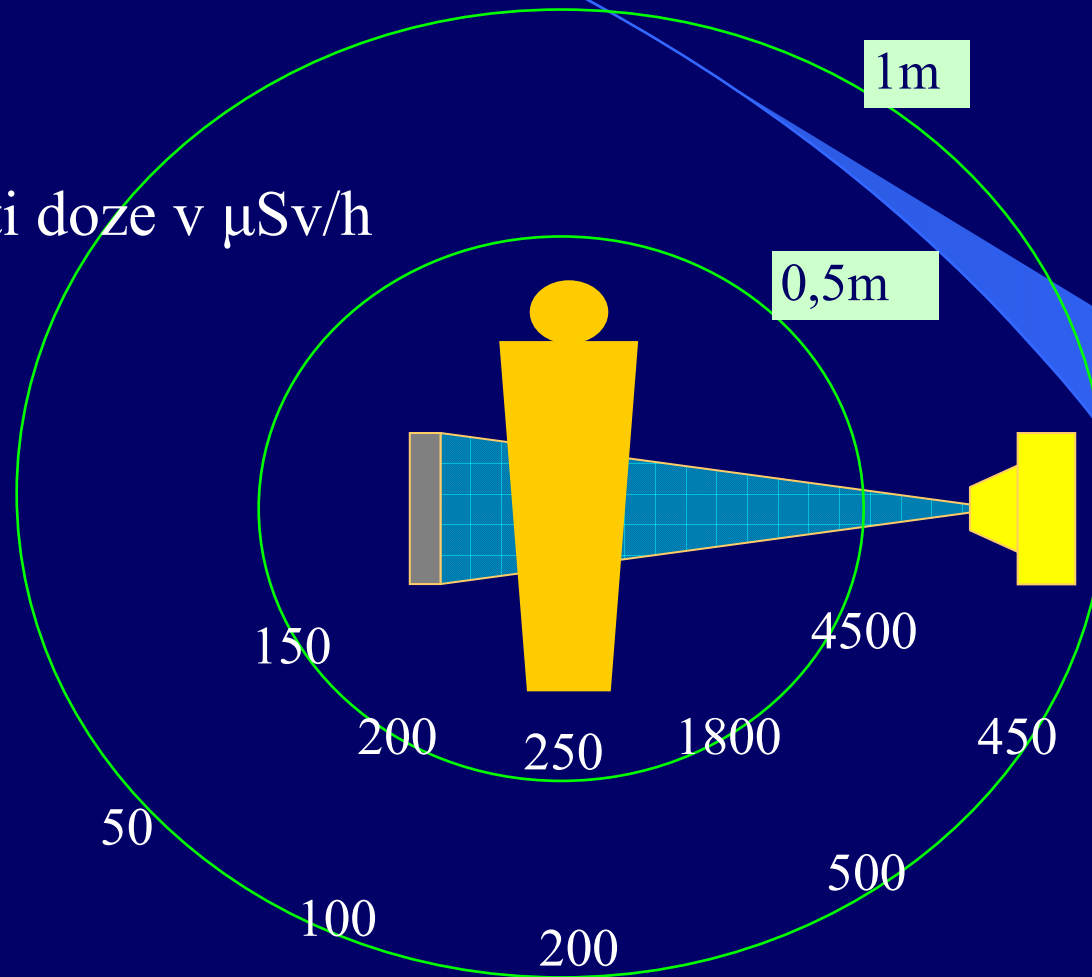
Hirost doze direktnega in sipanega toka rentgenske svetlobe



- Hitrost doze 1 m od pacienta je tisočinka hitrosti doze v snopu.

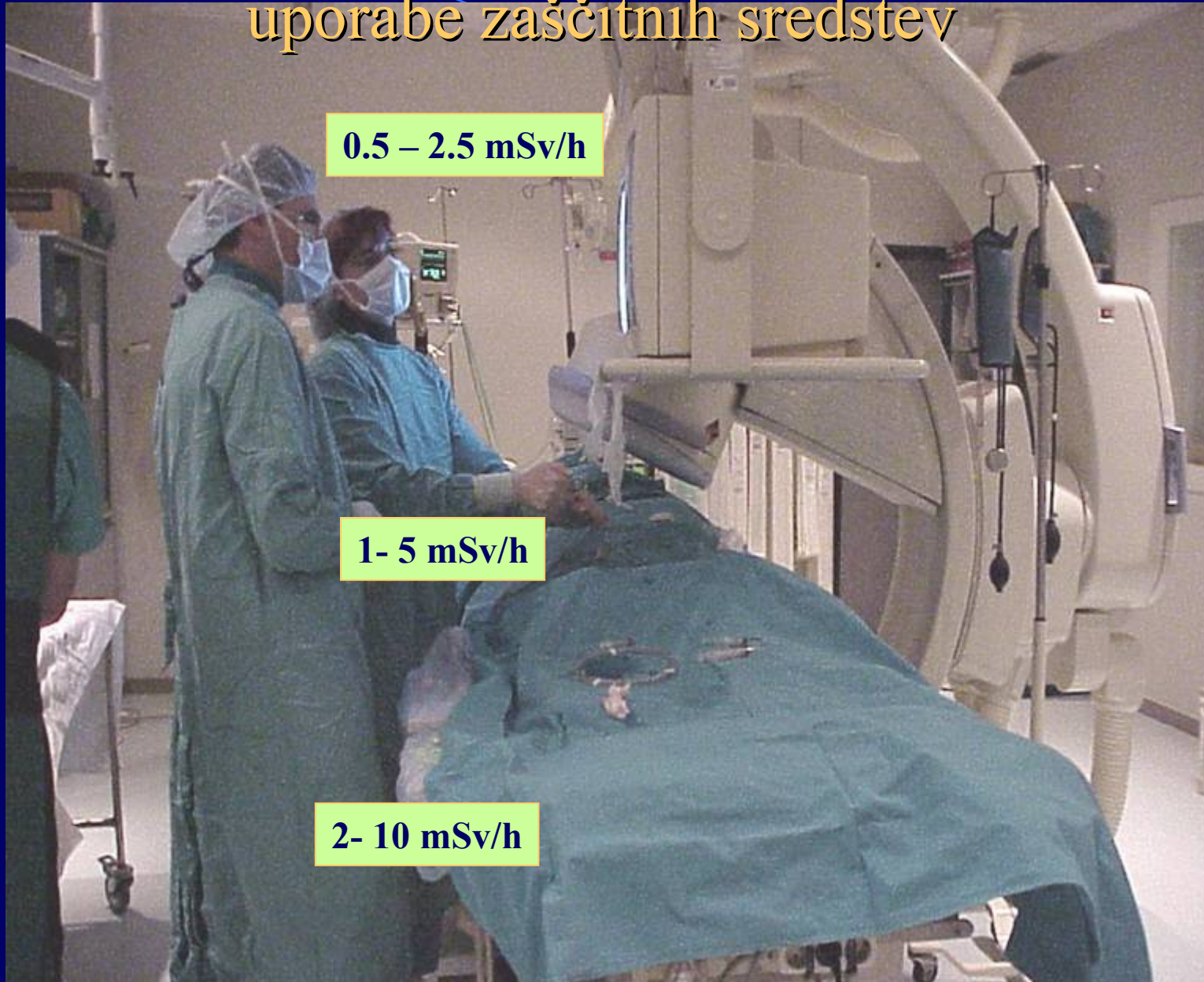
Hirost doze sipane rentgenske svetlobe

Hitrosti doze v $\mu\text{Sv/h}$



Napetost 100 kV tok 2mA

Hitrost doze sipane rentgenske svetlobe brez uporabe zaščitnih sredstev



0.5 - 2.5 mSv/h

1- 5 mSv/h

2- 10 mSv/h

Osebna
dozimetrija

Dozimeter za očesne leče-opsijsko

Naprstni dozimeter-opsijsko

Dozimeter na vratu brez
zaščite-opsijsko

Osebni dozimeter za osebno
varovalno opremo

Image
sprejemnik

pacient

RTG
cev

Mejne doze

efektivna doza 20 mSv

Ekvivalentne doze
očesne leče 150 mSv
koža 500 mSv
okončine 500 mSv



Uporaba osebnih elektronskih dozimetrov kot pripomoček pri optimizaciji posegov



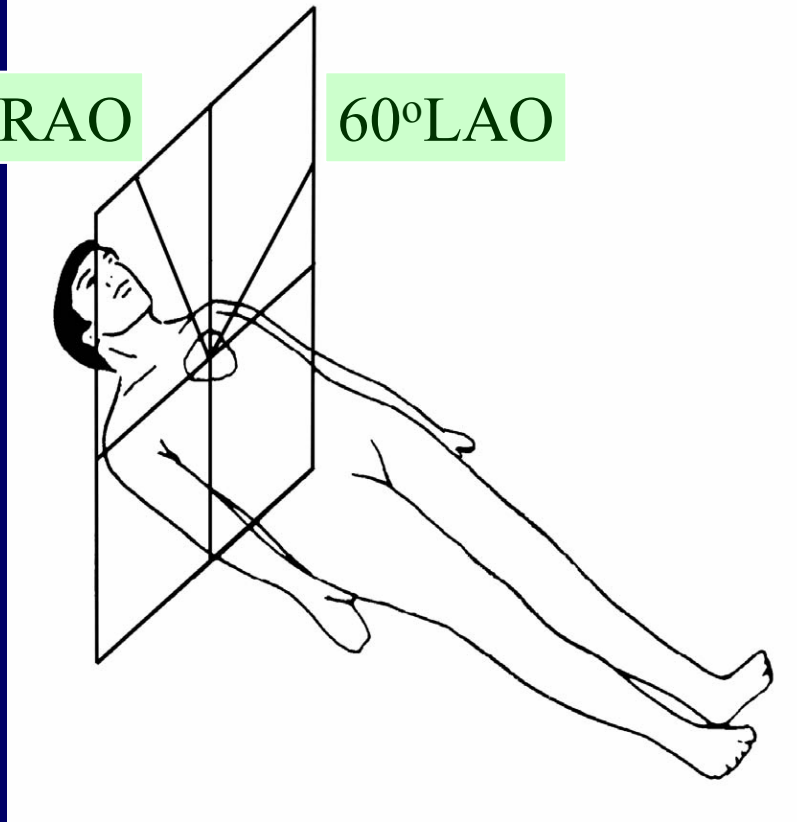


Vpliv izbire delovanja od nizkodozne diaskopije (low) do zajema podatkov povzroči, porast ravni hitrosti doze sipane rentgenske svetlobe za 10 krat od 2 do 20 mSv/h.

Različne orientacije RTG cevi in sprejemnika vplivajo na spremembo ravni hitrosti sipane rentgenske svetlobe. Različne orientacije lahko pomenijo spremembo ravni sipane rentgenske svetlobe tudi do 5 krat.

30°RAO

60°LAO

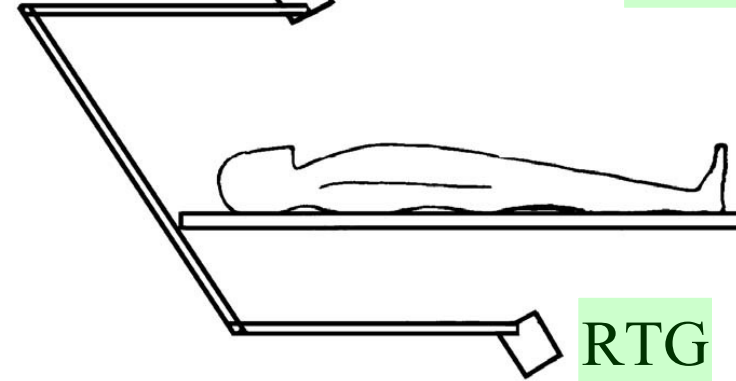


RAO right anterior oblique

LAO left anterior oblique

II

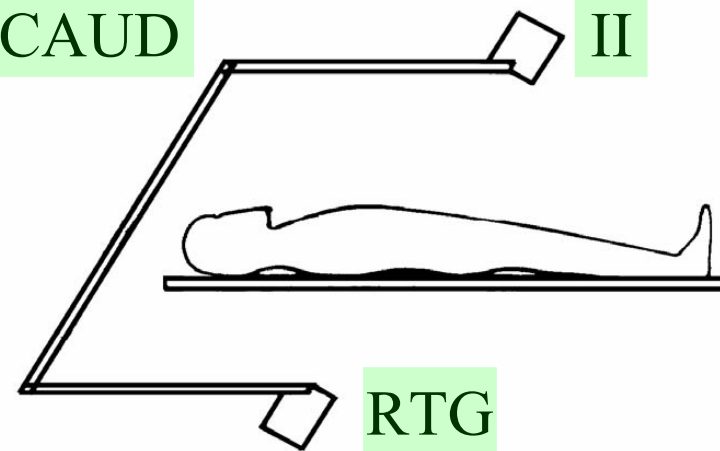
CRAN



RTG

CAUD

II



RTG

Sipana rentgenska svetloba se pri diaskopiji predela debelega od 16 do 28 cm, poveča za 5 krat (pri zajemu podatkov je to pomeni to povečanje hitrosti doze od 10 to 50 mSv/h

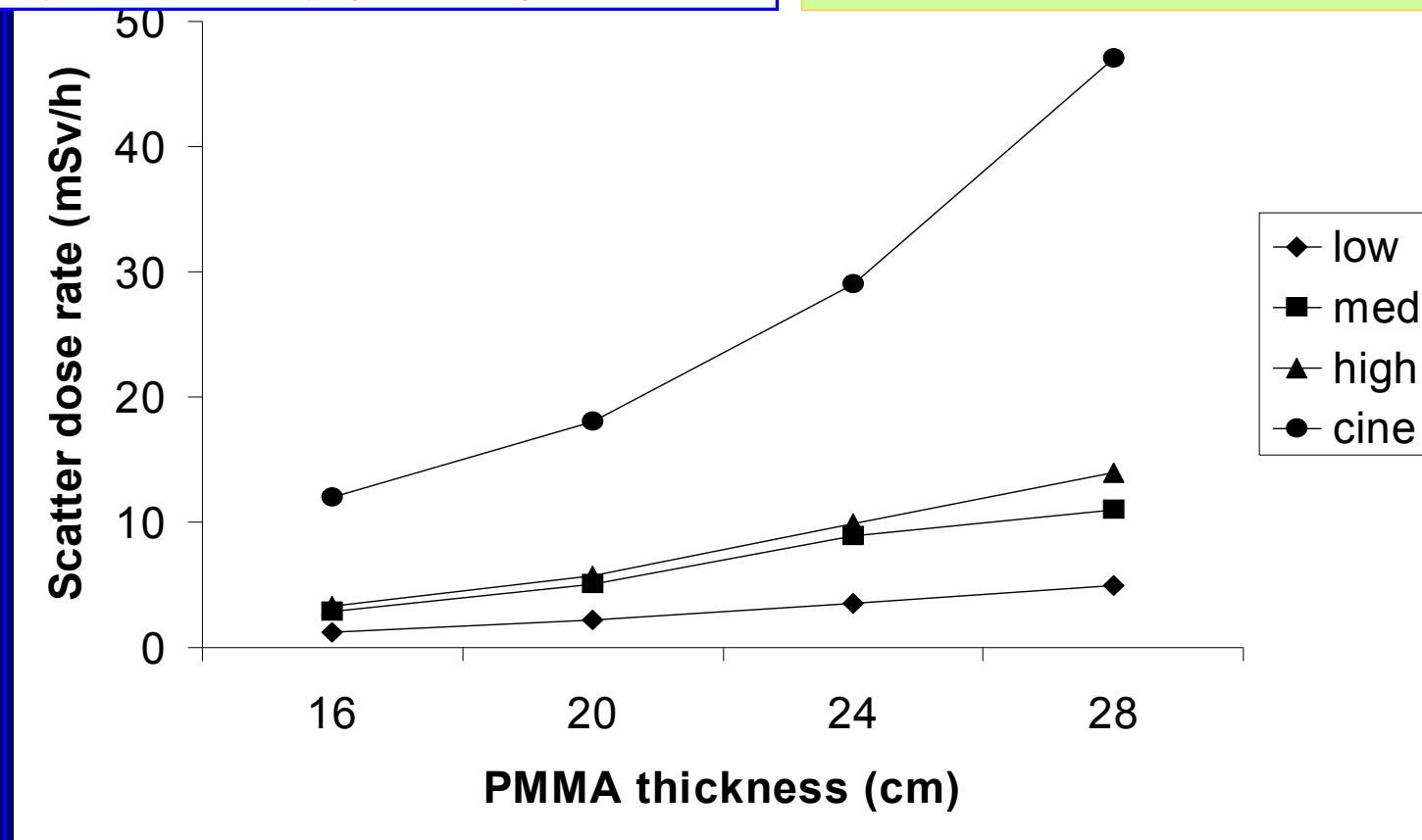
Radiation Protection Dosimetry (2006), 1 of 6
doi:10.1093/rpd/nci369

INFLUENCE OF PATIENT THICKNESS AND OPERATION MODES ON OCCUPATIONAL AND PATIENT RADIATION DOSES IN INTERVENTIONAL CARDIOLOGY

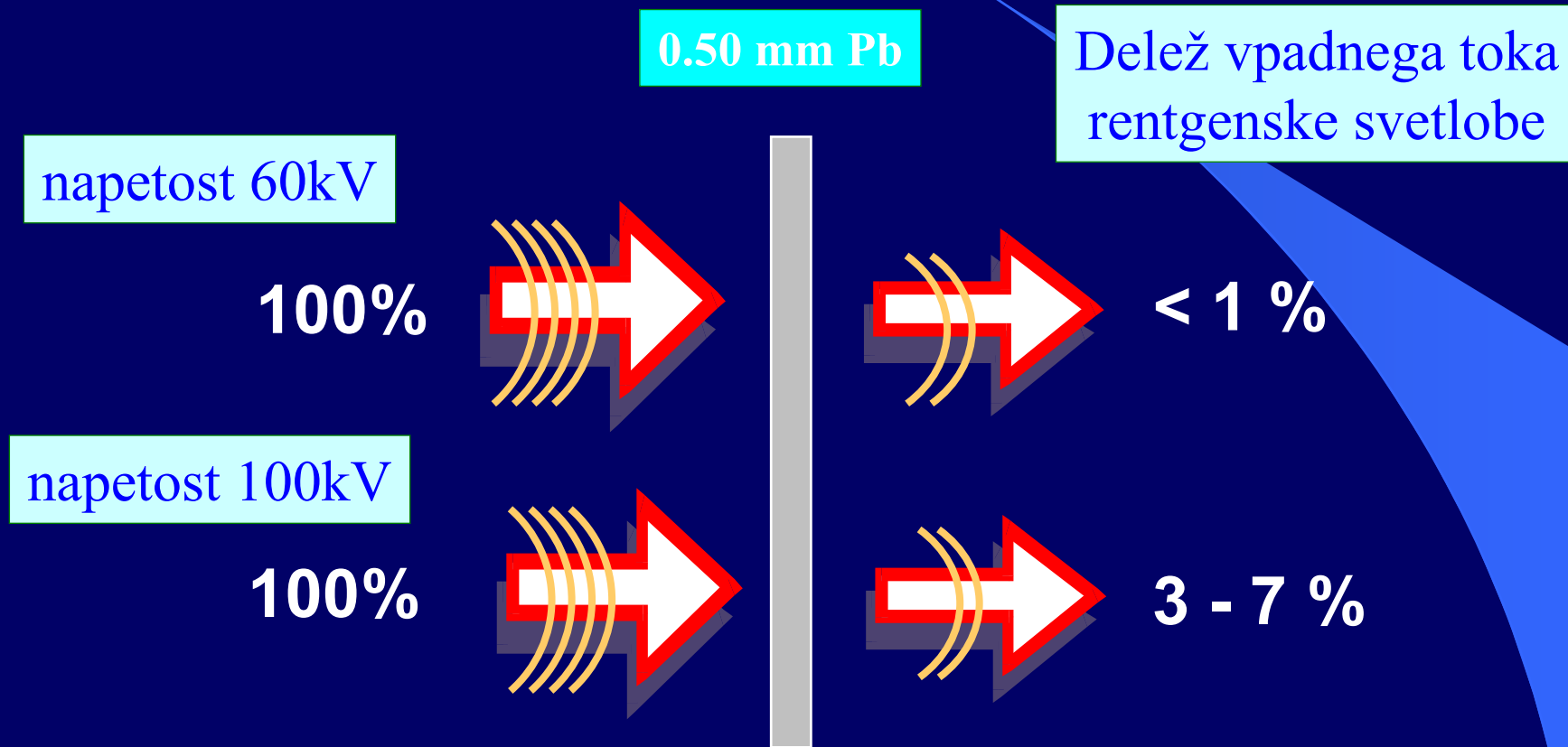
E. Vano^{1,2,*}, L. Gonzalez¹, J. M. Fernandez^{1,2}, C. Prieto² and E. Guibelalde¹

¹Radiology Department, Complutense University, 28040 Madrid, Spain

²Medical Physics Service, San Carlos University Hospital, 28040 Madrid, Spain



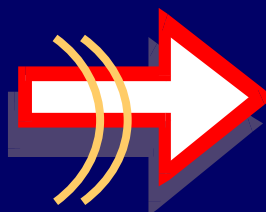
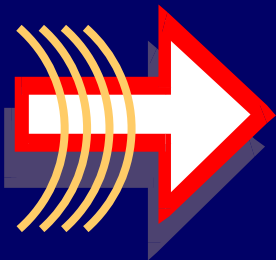
Zaščitna sredstva in osebna varovalna oprema



0.25 mm Pb

napetost 60kV

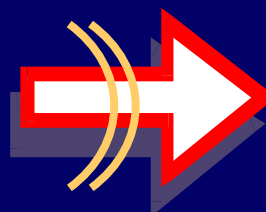
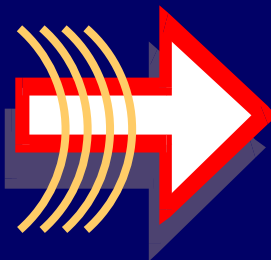
100%



< 2-3 %

napetost 100kV

100%



8 - 15 %

Delež vpadnega toka rentgenske svetlobe

Osebna varovalna oprema



Zaščitni plašči oziroma kombinacija jopiča in krila, ki omogoča boljše razporeditev teže



Tiroidni ovratnik.



Zaščitne rokavice



Zaščitna kapuca.



Zaščitna očala s stransko zaščito.

Uporaba osebne varovalne opreme



Ali so to pogosto dogaja ?



Neustrezno čiščenje ?



- Z osebno varovalno opremo je potrebno ustrezno ravnati



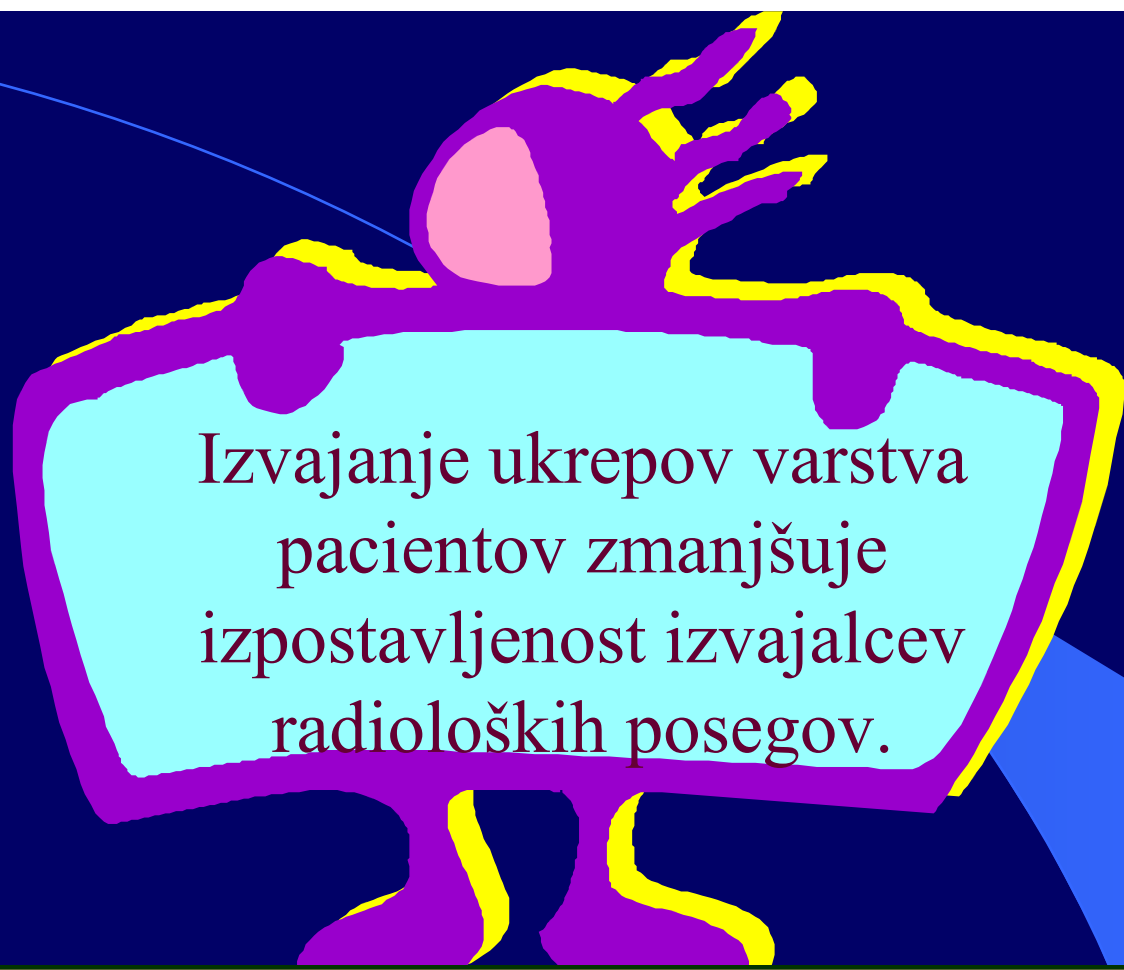
Kaj pogrešamo pri novi diaskopski napravi?



- Potrebno je zagotoviti, da je ob nakupu naprave ne pozabimo na zaščitna sredstva ter da jih uporabljamo!!

PTCA je v teku. Komentar?





Izvajanje ukrepov varstva
pacientov zmanjšuje
izpostavljenost izvajalcev
radioloških posegov.

Predlagani akcijske ravni ukrepanja pri
izpostavljenosti izvajalcev radioloških posegov

(Joint WHO/IRH/CE workshop 1995)

celo telo	0.5 mSv/mesec
očesne leče	5 mSv/mesec
roke/ekstremitete	15 mSv/mesec

Literatura

- Analiza izpostavljenosti pacientov pri posegih interventne radiologije (Uprava za varstvo pred sevanji, ZVD Zavod za varstvo pri delu, d.d., 2008)