

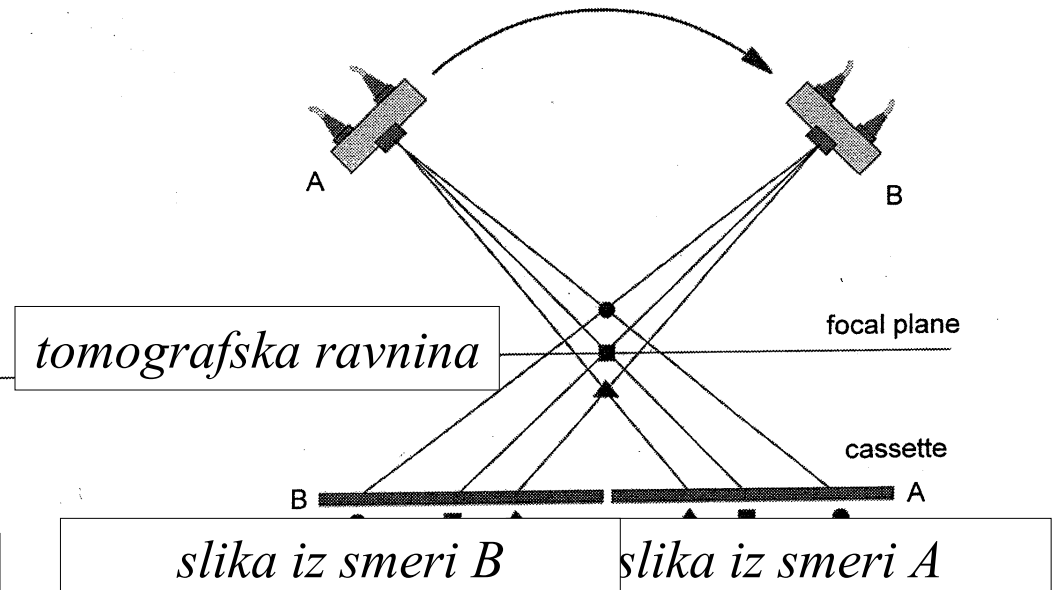
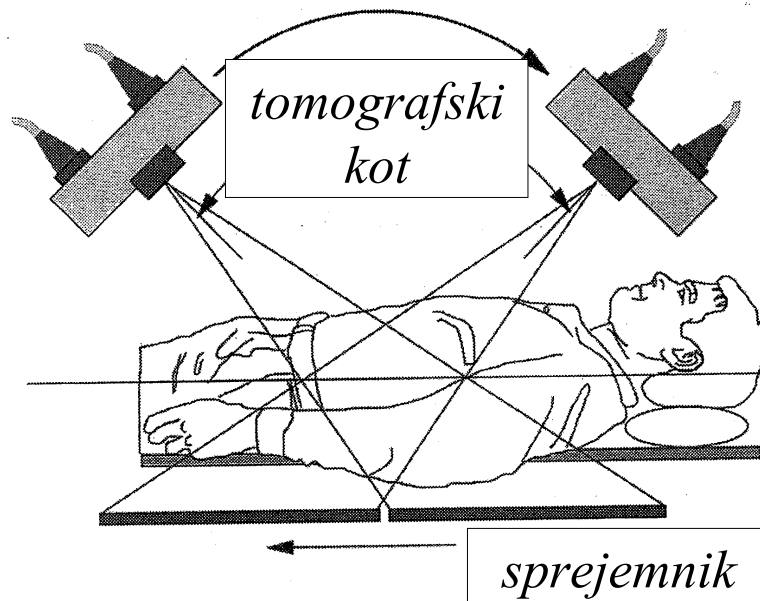
*VI*

*Računalniška tomografija (CT)*

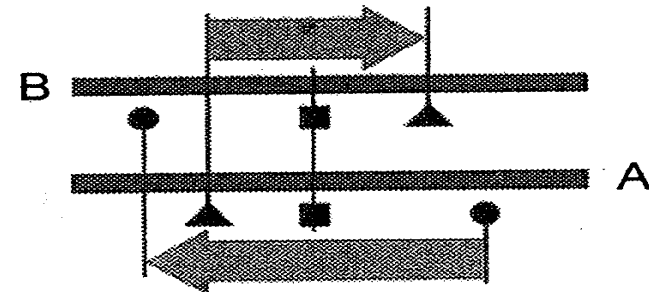
# Tomografija

- Tomografija je skupno ime za slikovne metode, pri katerih prikažemo le določen prerez človekovega telesa.
- Beseda tomografija pomeni prav to: tomo (grška beseda za "rezina") in graphos (slika).
- Med tomografske metode prištevamo
  - klasično oziroma geometrijsko tomografijo,
  - tomosintezo
  - računalniško tomografijo
- Računalniška tomografija in tomosinteza sta metodi, pri katerih slike rekonstruiramo s pomočjo računalniške obdelave signala slikovnih sprejemnikov.

# Klasična geometrijska tomografija

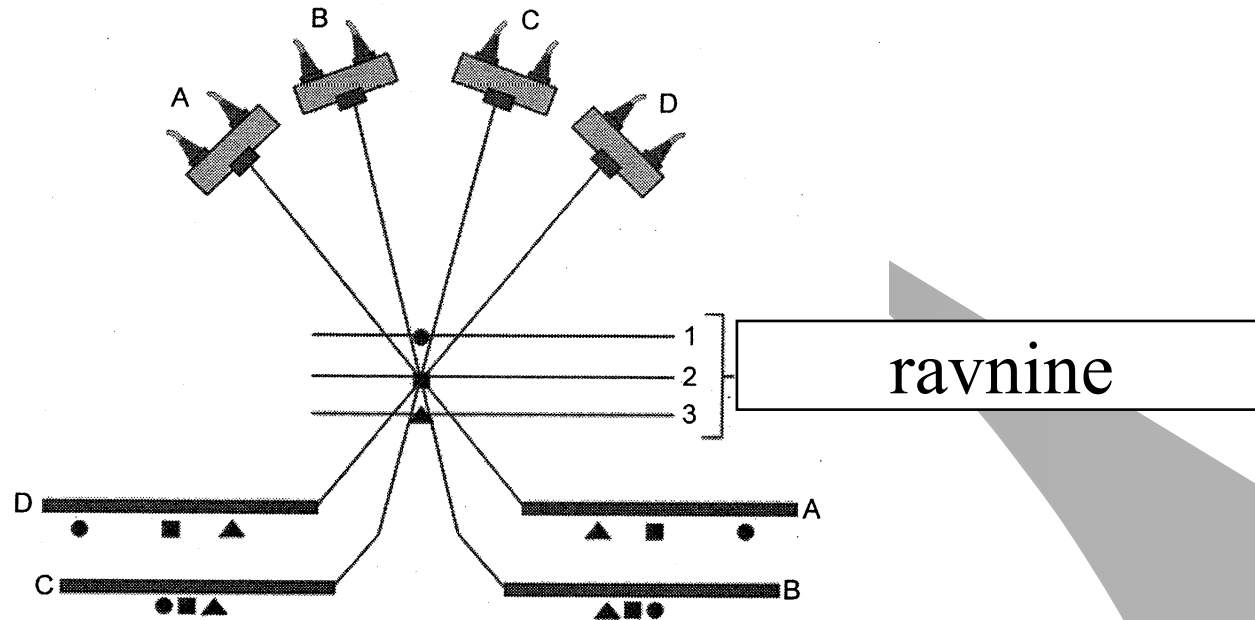


- S hkratnim premikanjem gorišča rentgenske cevi in slikovnega sprejemnika dosežemo, da se objekti na izbranem področju na sliki pojavijo ostri, medtem ko se ostali objekti zabrišejo.

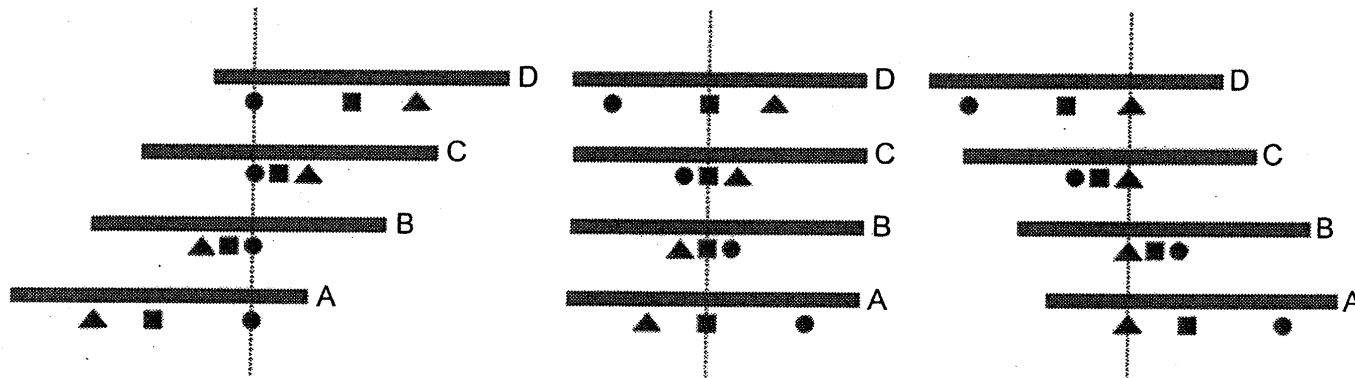


- Objekti, ki se nahajajo na tomografski ravnini, se ne glede na premikanje preslikajo na isto področje na filmu in so tako na sliki ostro prikazani.
- Objekti, ki so pod ali nad tomografsko ravnino, pa se zaradi premikanja razmažejo in tako zabrišejo.

# Tomosinteza

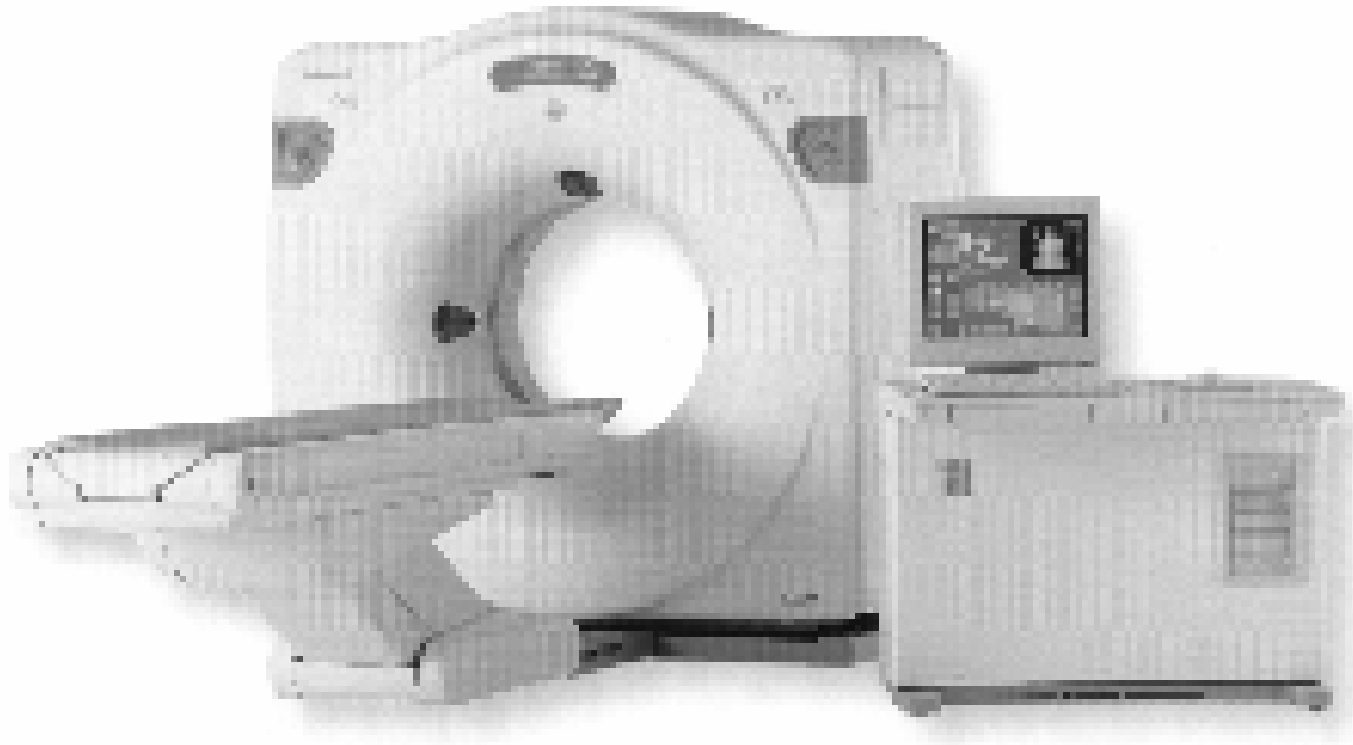


ravnina 1	ravnina 2	ravnina 3
-----------	-----------	-----------



- Digitalna tomosinteza je nekakšen vmesni člen med geometrijsko in računalniško tomografijo.
- Pri tomosintezi z računalniško obdelavo serije projekcij rekonstruiramo slike prerezov, za kar potrebujemo digitalni slikovni sprejemnik.
- Uporabimo le nekaj projekcij (običajno okrog 10).
- Prednost tomosinteze pred geometrijsko tomografijo je predvsem v dejstvu, da je pri tomosintezi mogoče rekonstruirati slike več ravnin z izpostavljenostjo, ki je običajna za eno projekcijo.
- Zaenkrat se tomosinteza že uporablja pri mamografiji, vendar je pričakovati, da se bo metoda uveljavila tudi pri nekaterih drugih projekcijskih načinih slikanja.

# Računalniška tomografija



- Računalniška tomografija je večstopenjski proces :
  - presvetljevanje (skeniranje),
  - rekonstrukcija,
  - predstavitev zbranih podatkov.

- Računalniška tomografija (CT – Computed Tomography) se je začela uporabljati v klinični praksi leta 1972. Omogočila je prikaz prerezov človekovega telesa z zelo visoko kontrastno ločljivostjo in zato dobro preglednostjo tkiv, z majhnim lastnim kontrastom.
- Leta 1998 so se na tržišču prvič pojavile naprave za računalniško tomografijo, ki so imele več vrst detektorjev, ki so omogočale zajem več rezov hkrati.
- Sočasno skrajšanje časov rotacij (pod 0,5 s) je omogočilo precej večjo hitrost izvedbe posameznega posega (kar je pomembno pri pediatričnih posegih ali pri poškodovancih) oziroma omogočilo preiskave daljših območij (npr. pri angiografskih preiskavah (CTA) perifernega žilja) ter zmanjšalo količino artefaktov na slikah, ki so posledica premikanja pacienta med posegom.
- Najnovejše naprave imajo dovolj vrst detektorjev in časi rotacij, ki omogočajo uporabo računalniške tomografije tudi na področju kardiovaskularne diagnostike.

- Hiter napredek računalniške tomografije od začetkov do danes je posledica hitrega tehnološkega razvoja na področju detektorjev, predvsem pa napredek zmogljivosti računalnikov.
- Zelo pomemben del naprave za računalniško tomografijo namreč predstavlja programska oprema, ki omogoča obdelavo in prikaz zajetih podatkov prilagojen diagnostičnim zahtevam.
- Računalniška tomografija je diagnostična metoda, pri kateri je izpostavljenost pacientov visoka v primerjavi s konvencionalno projekcijsko rentgenografijo.
- Zaradi vrste možnosti, ki jih ponuja, je optimizacija pri izvedbi posameznega posega zelo pomembna. Optimizacija pomeni izbiro takšnih ekspozicijskih parametrov, da bodo izpolnjene diagnostične zahteve, zaradi katerih se je poseg izvedel in bo hkrati pacient izpostavljen le toliko, kot je to neizbežno.



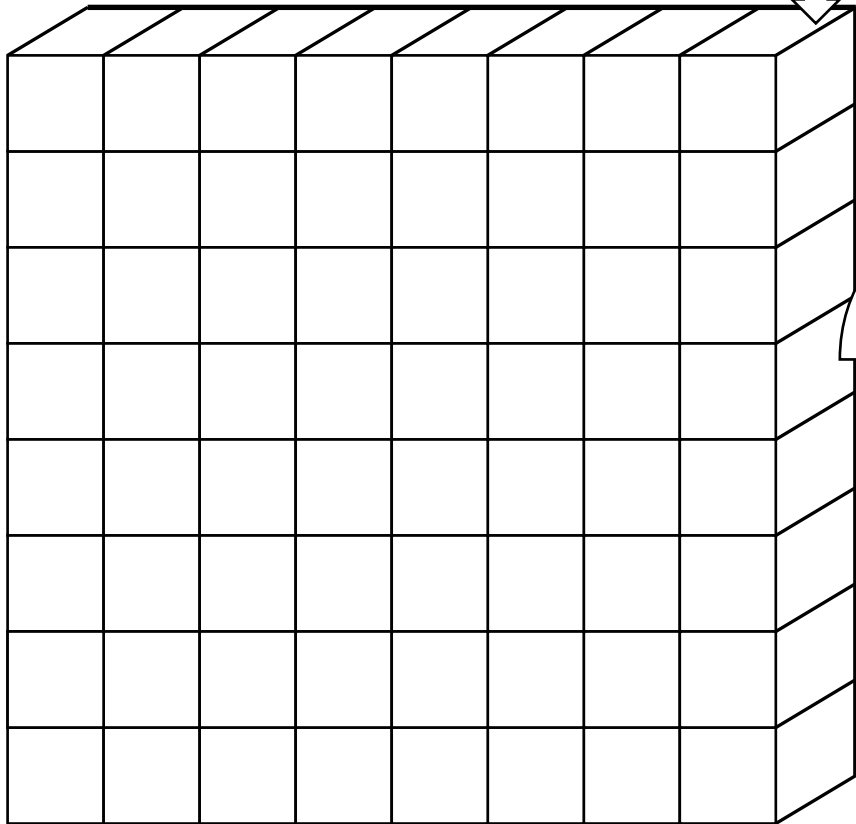
- Po ocenah strokovnjakov Evropske skupnosti danes računalniška tomografija prispeva skoraj že polovico h kolektivni dozi zaradi diagnostične radiologije.
- Na obsevanost pacientov pri računalniški tomografiji vpliva na eni strani sama naprava za računalniško tomografijo in na drugi strani način njene uporabe.
- Razlike izpostavljenosti pacientov so v večji meri posledica razlik pri izbiri ekspozicijskih parametrov (npr. anodna napetost, tok skozi rentgensko cev, dolžina preiskovanega področja...), med različnimi uporabniki, kot pa konstrukcije naprav.

# Ideja

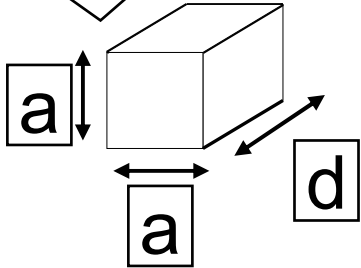


- Imamo zaprto škatlo
- Če jo presvetlimo iz več strani in izmerimo kaj pride skozi, bi moralo biti mogoče ugotoviti kaj je v njej.
- Slikano področje razdelimo na rezine izbrane debeline, vsako rezino pa še na kvadre ali kocke z enako prostornino (voxel- osnovni prostorninski element)

debelina rezine d



prostorninski element (voxel)



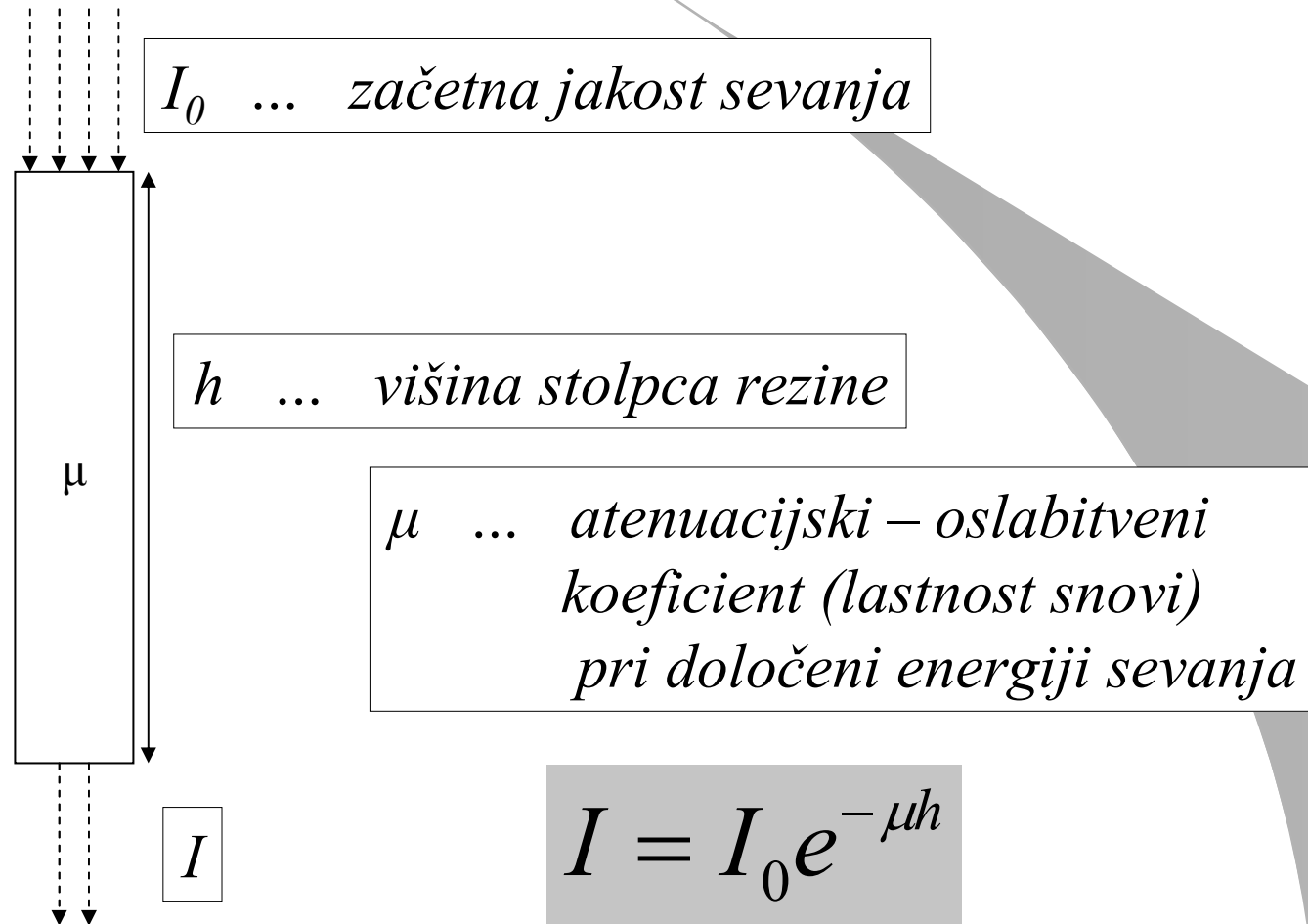
velikost vhodne slike

a =

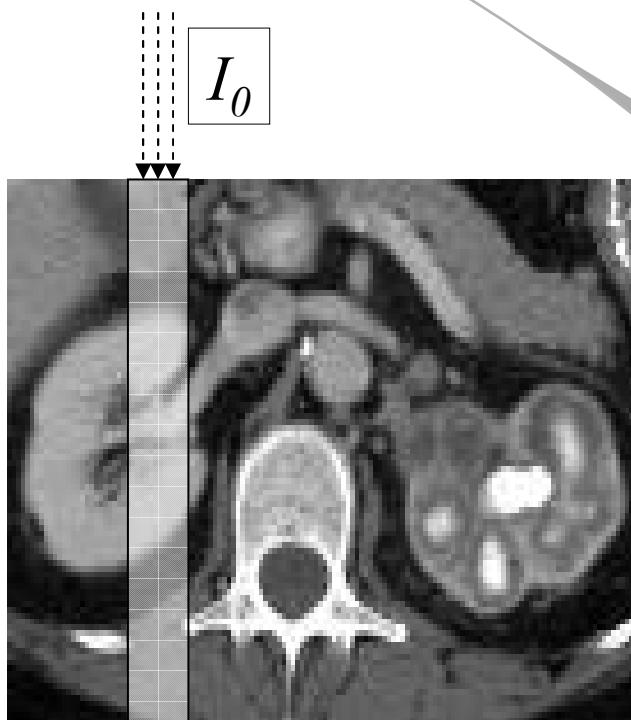
velikost matrike

velikost vhodne slike (FOV)

# Prehod sevanja skozi snov

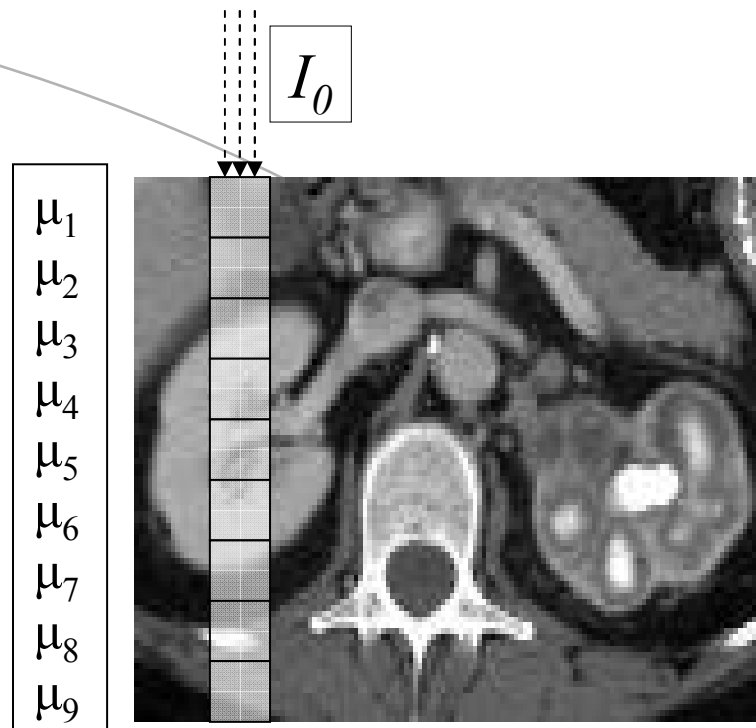


# Prehod skozi več snovi



$$I = I_0 e^{-\mu h}$$

$\mu$  je povprečna vrednost oslabitvenega koeficienta na poti dolžine  $h$



$$I = I_0 e^{-(\mu_1 a_1 + \mu_2 a_2 + \mu_3 a_3 + \mu_4 a_4 + \mu_5 a_5 + \mu_6 a_6 + \mu_7 a_7 + \mu_8 a_8 + \mu_9 a_9)}$$

Stolpec višine  $h$  razdelimo na enake dele, katerih višina je določena z višino  $h$  in številom vrstic v matriki. Zato so vse razdalje  $a_1$  do  $a_n$  enake.

$\mu_n$  je povprečna vrednost atenuacijskega koeficienta v prostorninskem elementu z dimenzijami  $(a, a, d)$

$$I = I_0 e^{-(\mu_1 + \mu_2 + \mu_3 + \mu_4 + \mu_5 + \mu_6 + \mu_7 + \mu_8 + \mu_9)a}$$

Delimo z  $I_0$  in logaritmiramo...

$$\ln\left(\frac{I}{I_0}\right) = -(\mu_1 + \mu_2 + \mu_3 + \mu_4 + \mu_5 + \mu_6 + \mu_7 + \mu_8 + \mu_9)a$$

$$\frac{1}{a} \ln\left(\frac{I_0}{I}\right) = \mu_1 + \mu_2 + \mu_3 + \mu_4 + \mu_5 + \mu_6 + \mu_7 + \mu_8 + \mu_9$$

a ... višina prostorninskega elementa

$I_0$  ... vstopna jakost sevanja (referenčni detektor)

$I$  ... izstopna jakost sevanja (CT detektorji)

Potrebujemo vsaj 9 enačb, da je sistem rešljiv



+

$\mu$	$\mu$	$\mu$	$\mu$	$\mu$	$\mu$	$\mu$	$\mu$	$\mu$
$\mu$	$\mu$	$\mu$	$\mu$	$\mu$	$\mu$	$\mu$	$\mu$	$\mu$
$\mu$	$\mu$	$\mu$	$\mu$	$\mu$	$\mu$	$\mu$	$\mu$	$\mu$
$\mu$	$\mu$	$\mu$	$\mu$	$\mu$	$\mu$	$\mu$	$\mu$	$\mu$
$\mu$	$\mu$	$\mu$	$\mu$	$\mu$	$\mu$	$\mu$	$\mu$	$\mu$
$\mu$	$\mu$	$\mu$	$\mu$	$\mu$	$\mu$	$\mu$	$\mu$	$\mu$
$\mu$	$\mu$	$\mu$	$\mu$	$\mu$	$\mu$	$\mu$	$\mu$	$\mu$
$\mu$	$\mu$	$\mu$	$\mu$	$\mu$	$\mu$	$\mu$	$\mu$	$\mu$
$\mu$	$\mu$	$\mu$	$\mu$	$\mu$	$\mu$	$\mu$	$\mu$	$\mu$

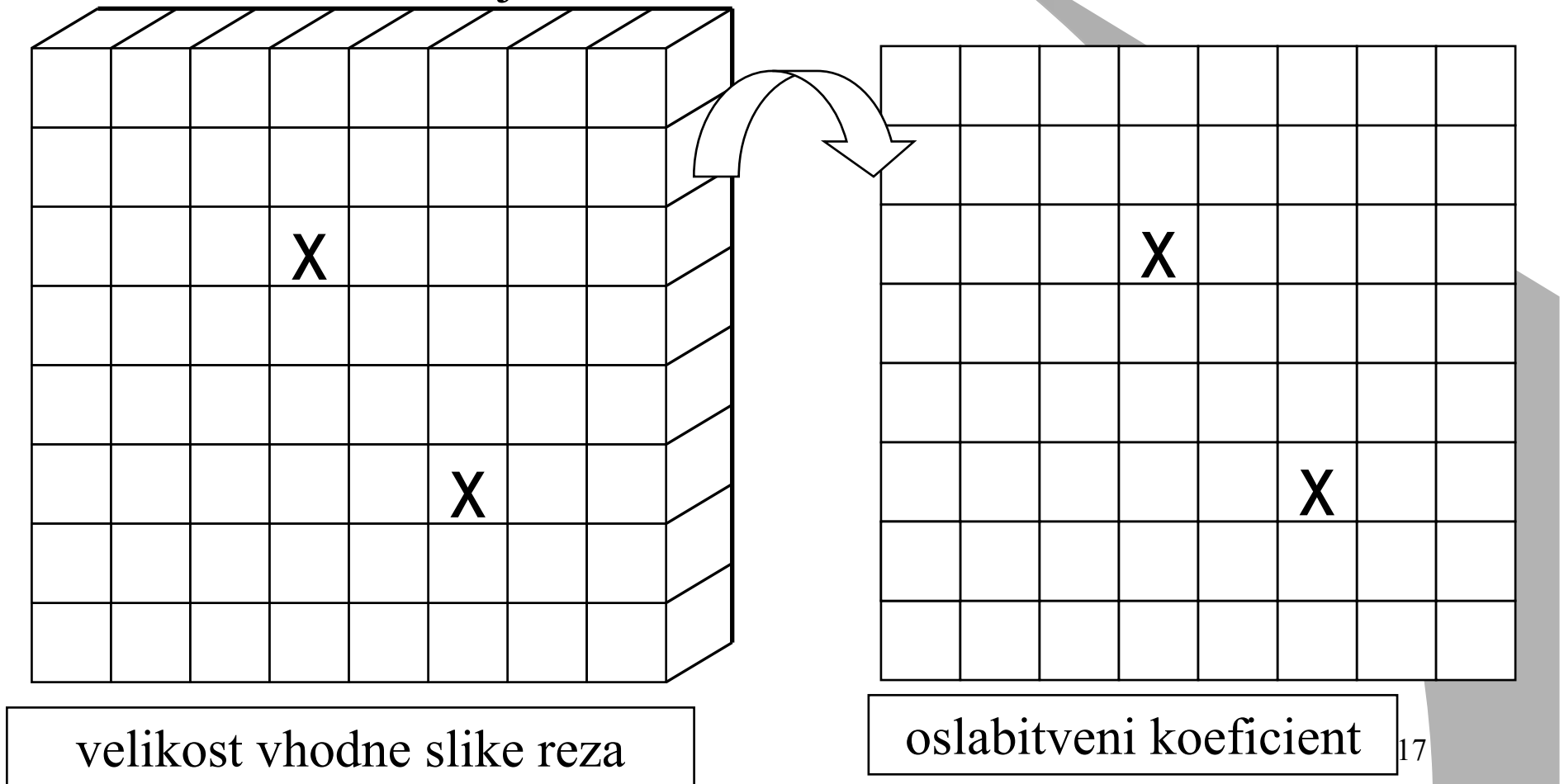
- Iz dovolj velikega števila projekcij dobimo matriko (mrežo) vrednosti oslabitvenih koeficientov ( $\mu$ )
- Vsak predstavlja povprečno vrednost prostorninskega elementa (voksla) prereza.



- Matrika 9 x 9 zahteva vsaj 81 enačb
- CT matrika 512 x 512 pa vsaj 262 144



- Vsakemu prostorninskemu elementu ustreza vrednost oslabitvenega koeficienta ( $\mu$ ), tako da dobimo mrežo-matriko oslabitvenih koeficientov
- Tridimenzijsko rezino preslikamo na mrežo, tako da tudi pri računalniški tomografiji podobno kot pri projekcijski rentgenologiji iz 3D rezine dobimo 2D sliko. Razlika je v tem, da pri CT debelino rezine izberemo in je lahko zelo tanka.



# CT - število

- Vsakemu prostorninskemu elementu priredimo vrednost CT števila. CT število ustreza linearnemu oslavitvenemu koeficientu ( $\mu$ ) posameznega prostorninskega elementa.
- Potem vsakemu prostorninskemu elementu priredimo ustrezen površinski element in mu zapišemo CT število. CT števila zapišemo v Hounsfieldovih enotah.

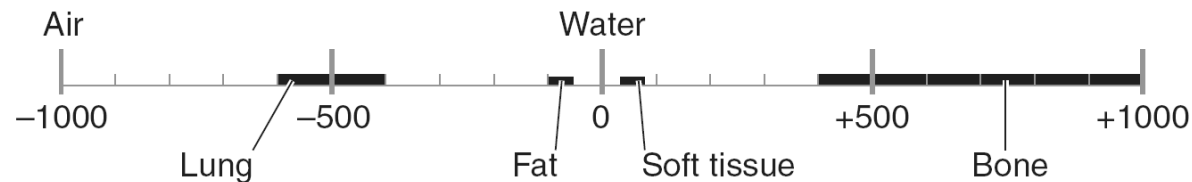
$$CTN_x = HU_x = \frac{\mu_x - \mu_{voda}}{\mu_{voda}} \cdot 1000$$

- Atenuacijski koeficient vode vzamemo kot referenčno vrednost, tako da je po definiciji CT število za vodo 0.
- Tkiva, katerih atenuacijski koeficeint je večji od atenuacijskega koeficienta vode imajo pozitivna CT števila, tkiva z manjšim pa negativna CT števila.

- Radiološke preiskave z računalniško tomografijo potekajo pri visokih vrednostih visoke napetosti na rentgenski cevi (120 kV), pri katerih v mehkih tkivih prevladuje Comptonski pojav nad fotoefektom. Pri Comptonovem pojavu pa je atenuacijski koeficient določen z gostoto tkiva.
- $\mu$  je v tem primeru odvisna pretežno od gostote snovi zato je CT slika je pretežno slika gostote tkiv

$$CTN_x = HU_x = \frac{\mu_x - \mu_{voda}}{\mu_{voda}} \cdot 1000$$

zato je  $HU_{voda} = 0$



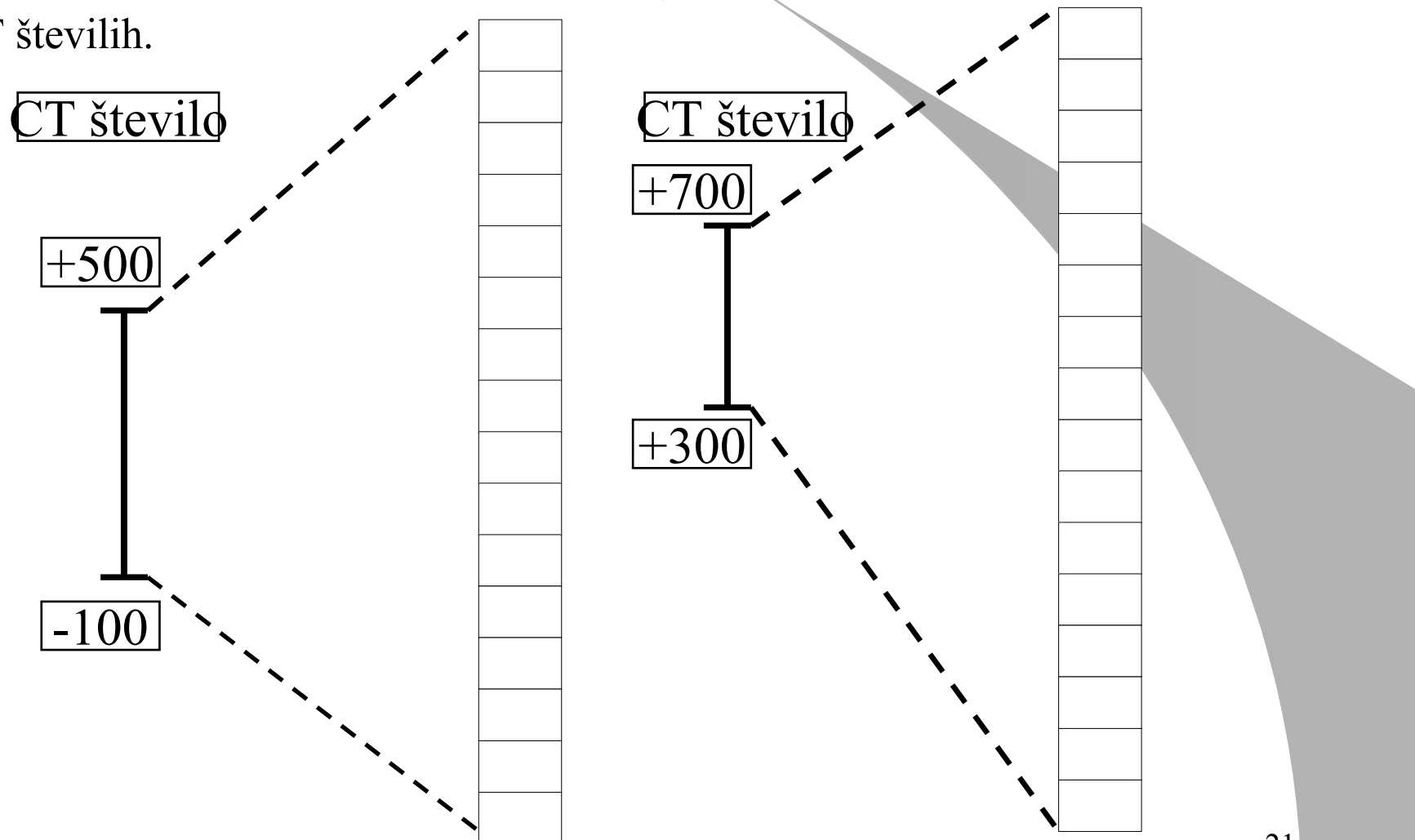
Bone	+400 → +1000
Soft tissue	+40 → +80
Water	0
Fat	-60 → -100
Lung	-400 → -600
Air	-1000

CT skala ima  
običajno 12  
bitov ( $2^{12} = 4096$ )  
od -1024 HU do  
3071 HU

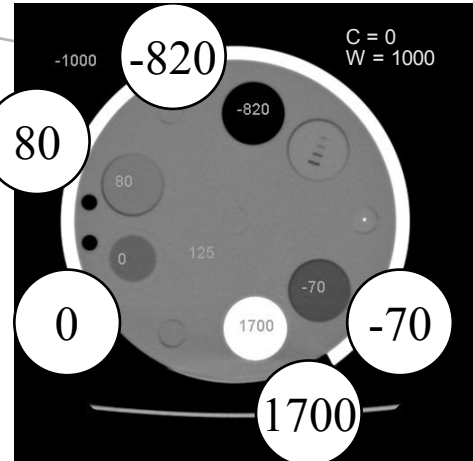
# Predstavitev zbranih podatkov

- Zvezo med CT števili in črnitvami na filmu oziroma svetlostjo površinskih elementov na ekranu določa izbrano okno (windowing), ki ga izbere izvajalec posega in pomeni interval CT števil, ki bodo predstavljala celotni skalo črnitve.
- S spreminjanjem najvišjih in najnižjih vrednosti CT števil okna kontroliramo raven kontrasta.
- Tkiva, ki imajo CT števila nižja od spodnje meje bodo na sliki črna, tista z višjimi vrednostmi CT števil od zgornje meje bodo bela.
- Tkiva s CT števili med zgornjo in spodnjo mejo okna pa bodo imela različne odtenke sive.

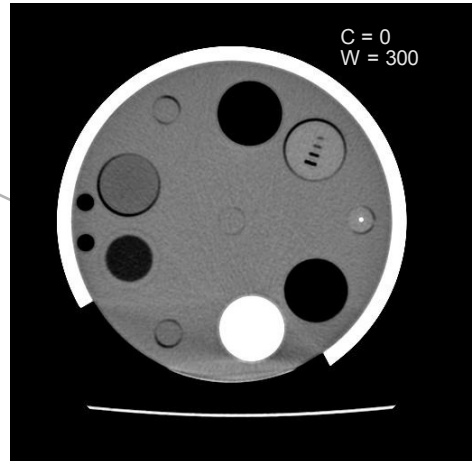
Kontrast slike je odvisen od izbranega intervala med zgornjo in spodnjo mejo okna. Majhno okno bo predstavljalo velik kontrast, saj bodo majhne spremembe v CT številih predstavljene z večjimi spremembami črnitev. Veliko okno pa bo pomenilo nizek kontrast, hkrati pa bo omogočalo vidnost tkiv z velikimi razlikami v CT številih.



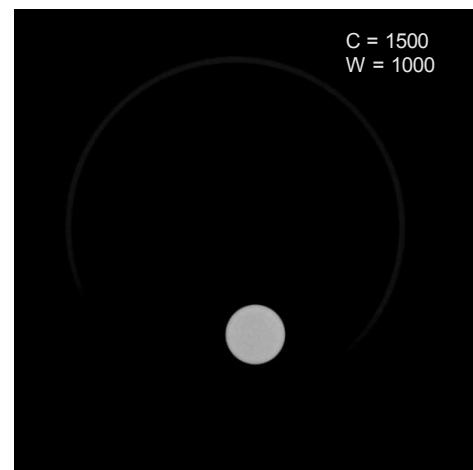
okno= 1000  
sredina= 0



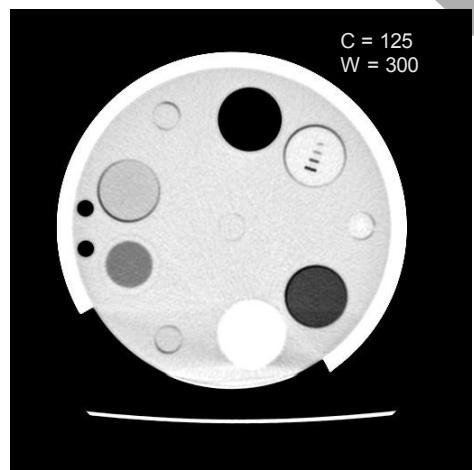
okno= 300  
sredina= 0



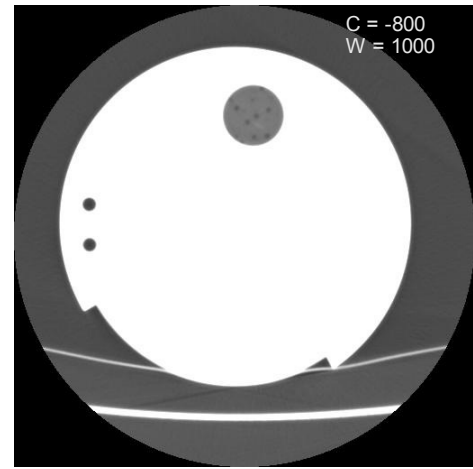
okno= 1000  
sredina= 1500



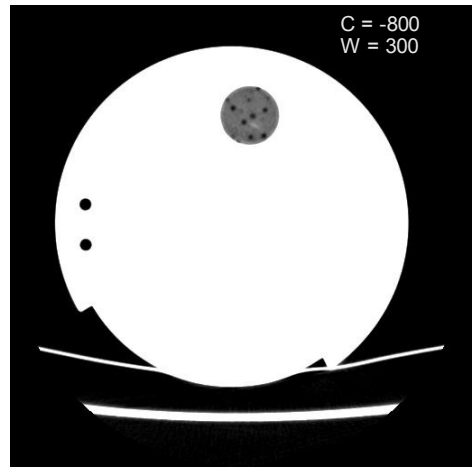
okno= 300  
sredina= 125



okno= 1000  
sredina=- 800

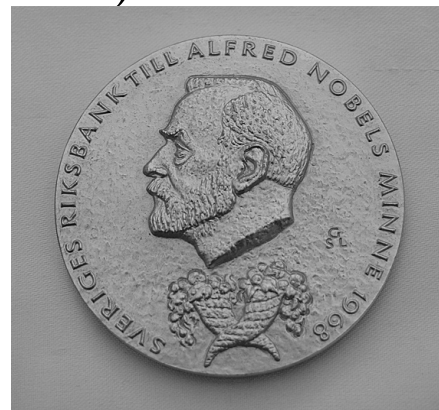


okno= 300  
sredina= -800

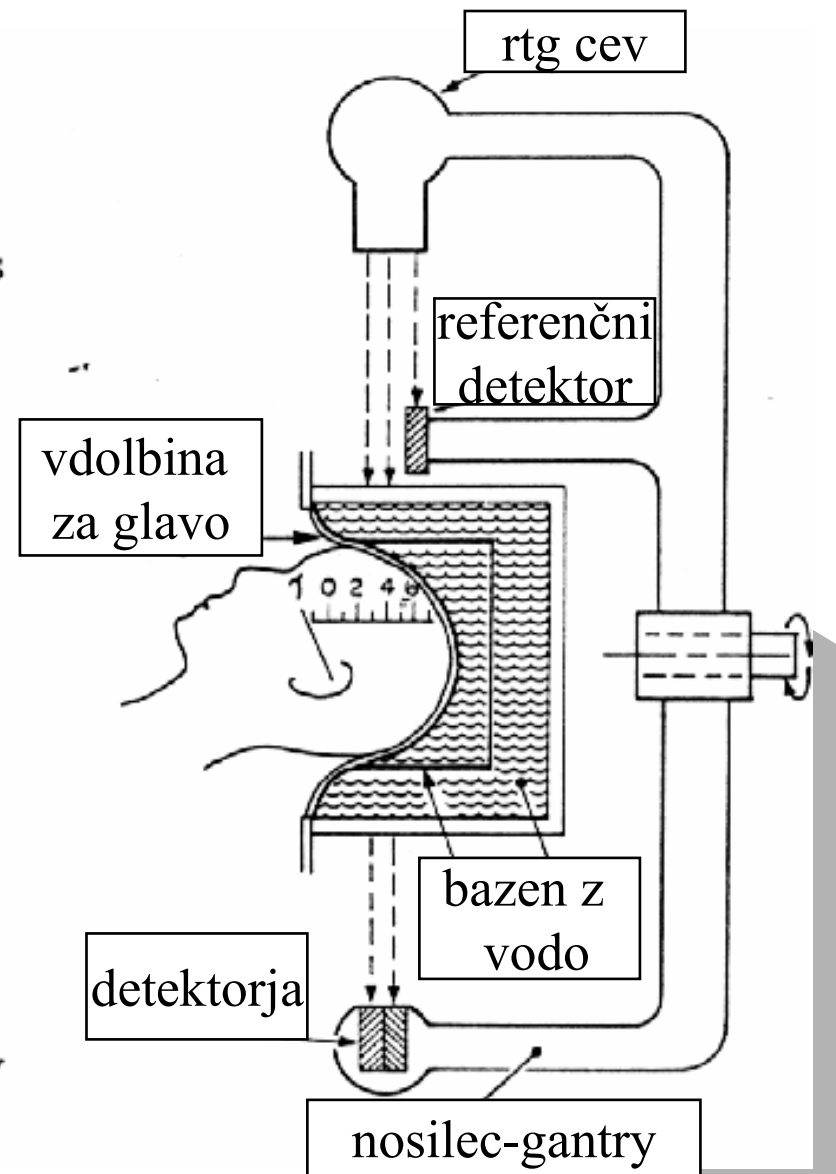
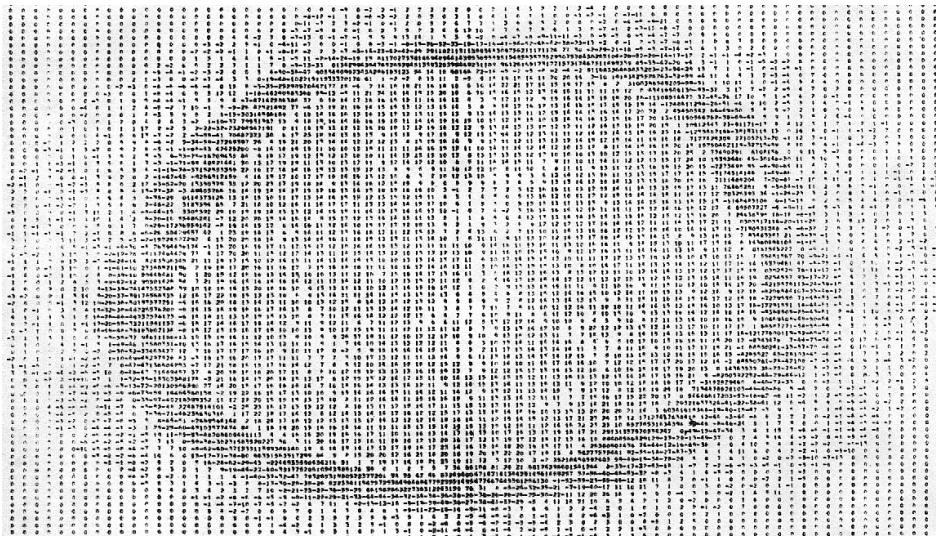


# Zgodovina razvoja naprave za računalniško tomografijo

- Napravo za računalniško tomografijo je razvil leta 1972 Godfrey Hounsfield takrat zaposlen v EMI Laboratories.
- Vzporedno s tem je v Južnoafriški republiki rojeni fizik Allan Cormack iz Univerze Tufts Massachusetts razvijal teorijo na kateri temelji rekonstrukcija slike (Radonova transformacija 1917).
- Za svoje delo prejmeta Nobelovo nagrado



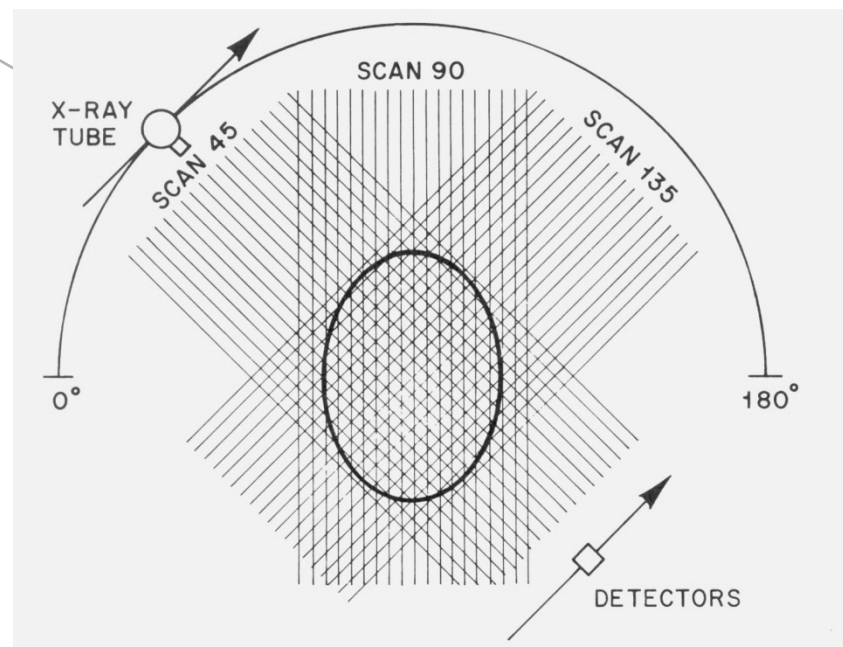
- Leta 1972 v bolnišnici Atkinson Morley v Wimbledonu naredijo prvi CT glave pacienta.
- Prve naprave za računalniško tomografijo so v klinične namene začeli uporabljati v letih 1974- 1976.
- Prvotne naprave so omogočale le slikanje glave, sistemi z večjimi odprtinami, pa so se uveljavili šele po letu 1976.





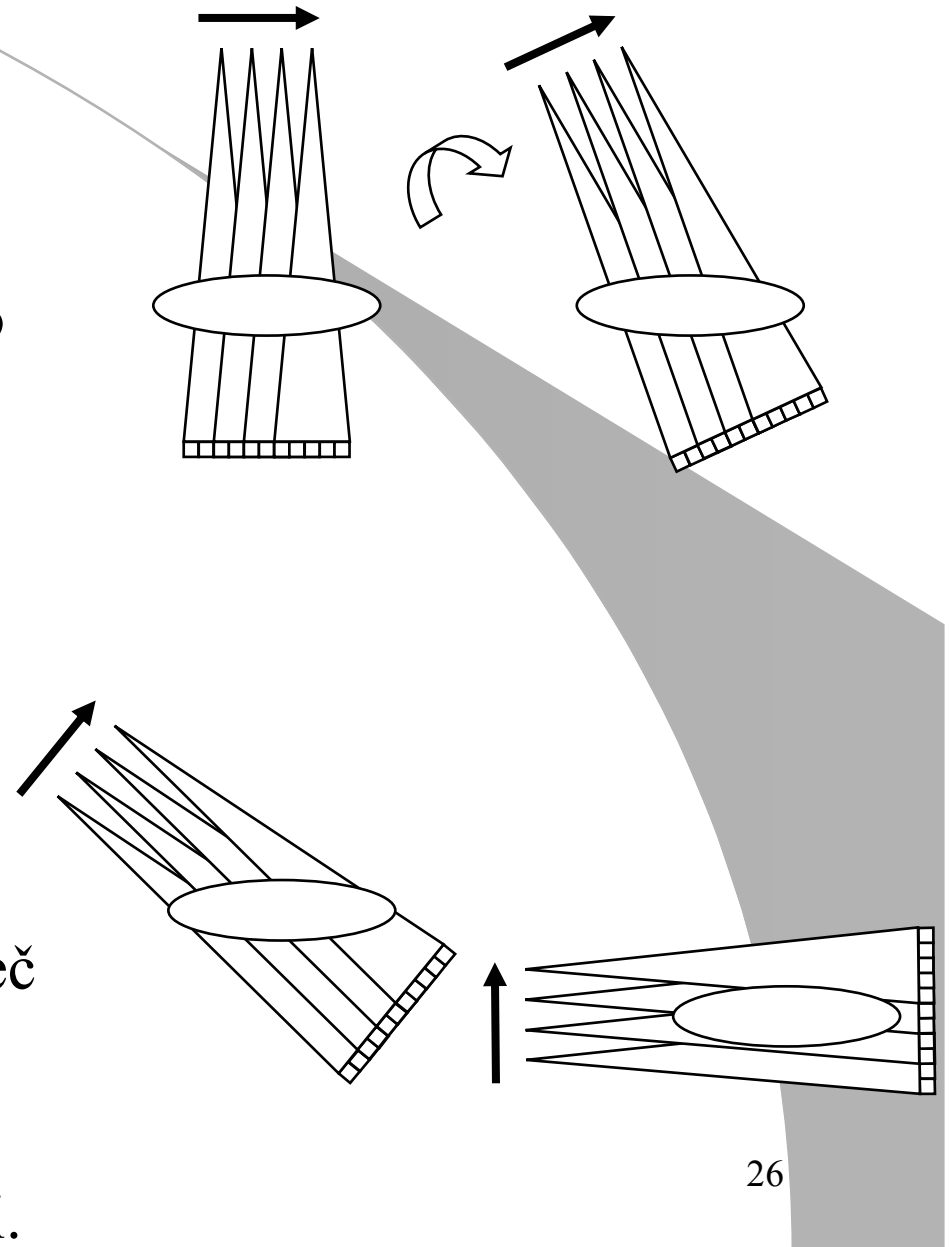
# Prva generacija naprav za računalniško tomografijo

- Način delovanja: izvedba 160 meritev na področju 24 cm, ki jo izvedemo s translatorskim premikanjem izvora in sprejemnika.
- Sledi rotacija za  $1^\circ$  ter ponovna izvedba 160 meritev.
- Skupaj izvedemo 180 rotacij s korakom po  $1^\circ$
- Torej skupaj  $180 \times 160$  meritev = 28.800
- Uporaba ozko zaslonjenega snopa fotonov (pencil beam)
- Čas meritve: 4,5 minut.
- Čas za obdelavo podatkov 1,5 minut.
- Velika razlika v toku prepuščenih fotonov med debelejšimi in tanjšimi deli glave, zato je uporabljen bazen iz vode



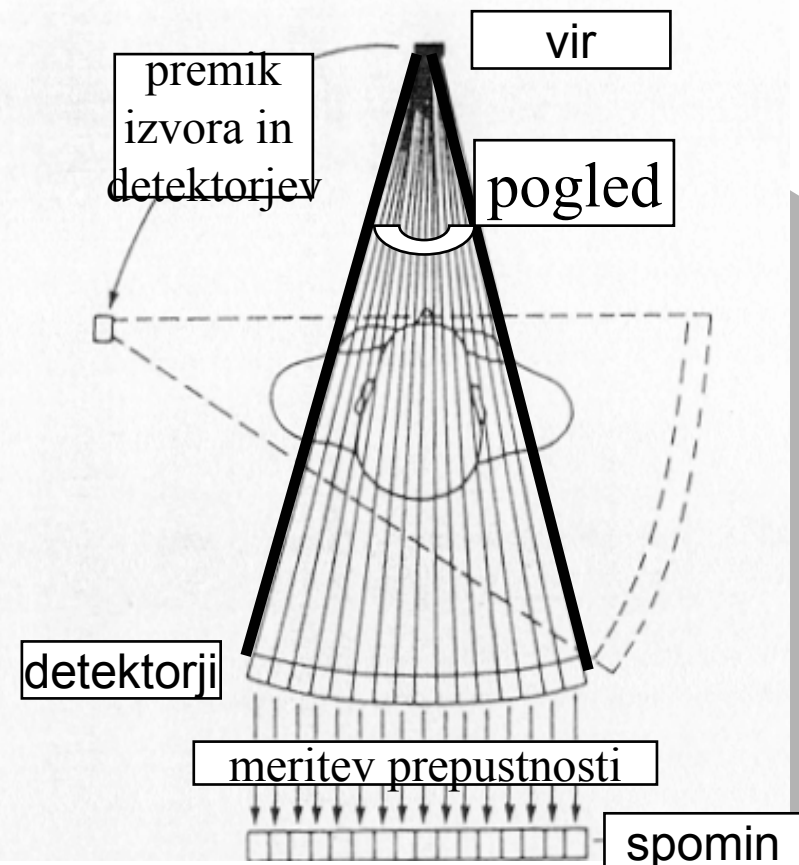
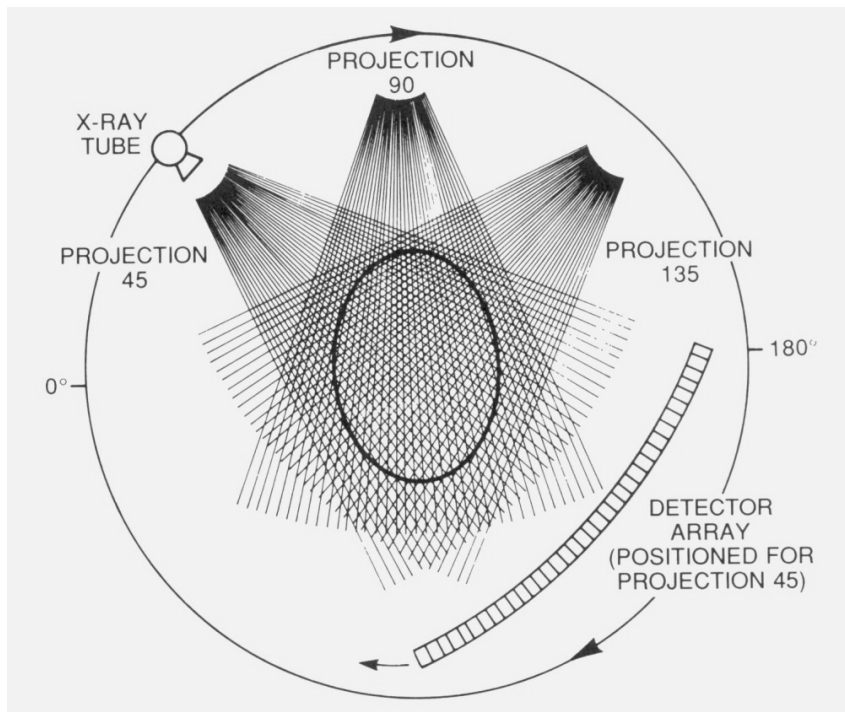
# Druga generacija naprav za računalniško tomografijo

- Način delovanja : enako kot v prvi generaciji s translatorskim in rotacijskim premikanjem vira in detektorja.
- Uporaba 30 detektorjev, namesto enega, ki so postavljeni v ravni vrsti
- Uporaba ozkega snopa fotonov rentgenske svetlobe pahljačaste oblike s kotom  $10^\circ$
- Načeloma se s takim načinom lahko skrajša čas meritve za 30 krat, če se ne odločiš za zajem več podatkov
- Čas meritve 18 sekund torej 15 krat hitreje kot pri prvi generaciji.



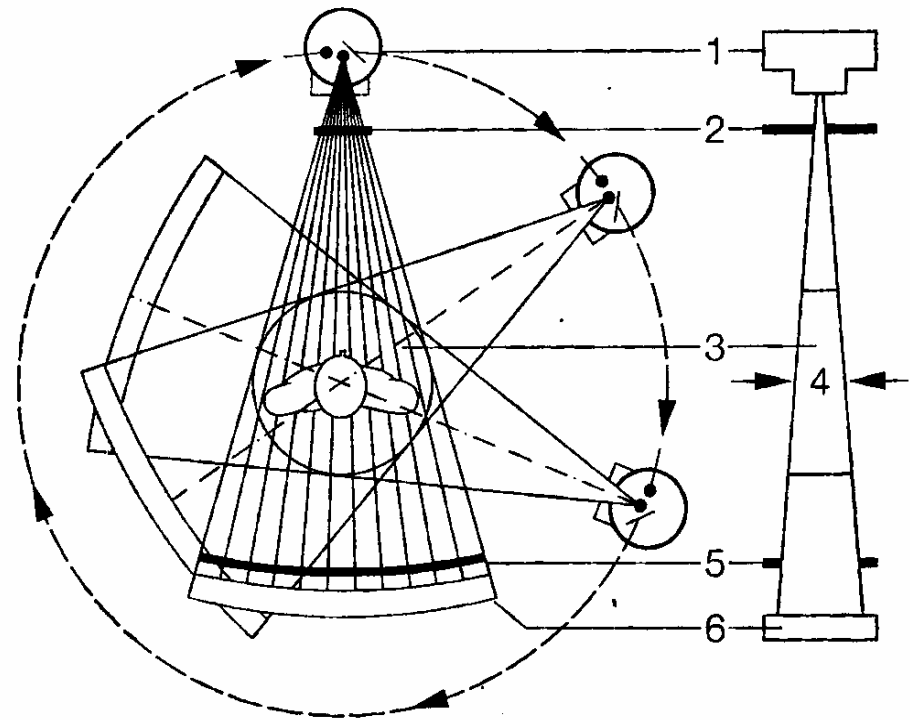
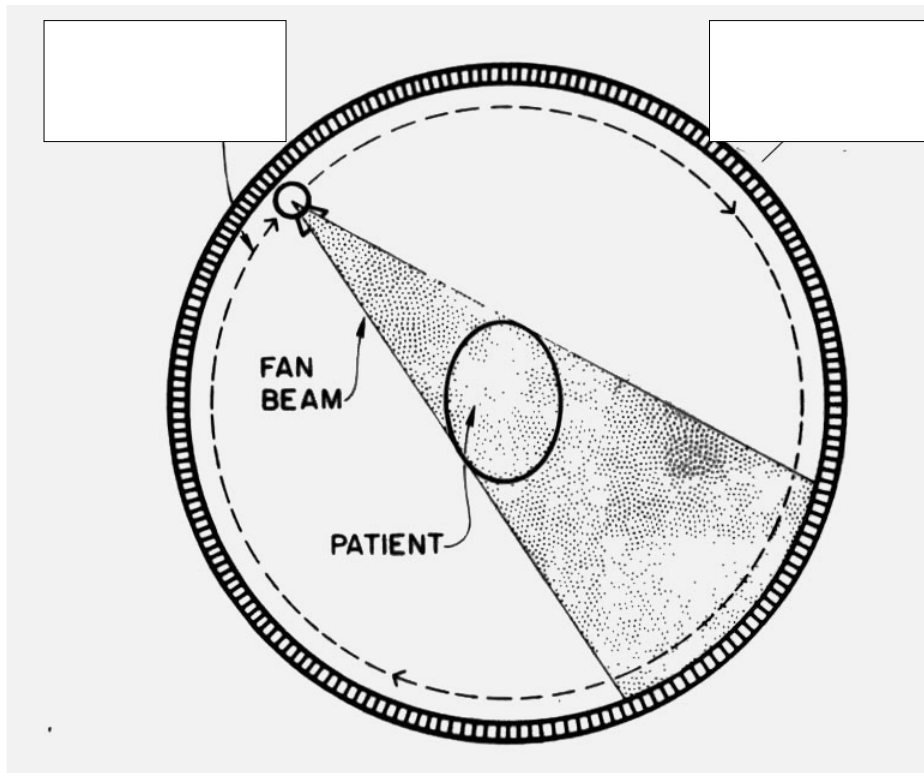
# Tretja generacija naprav za računalniško tomografijo

- Način delovanja : z rotacijo tako izvora kot sprejemnik, ki je sedaj polkrožne oblike z 800 detektorji.
- Uporaba širokega snopa fotonov rentgenske svetlobe pahljačaste oblike, tako da ni več potrebno translatorno premikanje, saj snop zajame cel presek preiskovanca
- Čas meritve 0,5 sekund



# Četrta generacija naprav za računalniško tomografijo

- Način delovanja : z rotacijo vira, pri čemer so detektorji (4800) sprejemnika nameščeni po celem obodu kroga.
- Enako kot pri tretji generaciji se uporablja širok snop fotonov rentgenske svetlobe pahljačaste oblike.



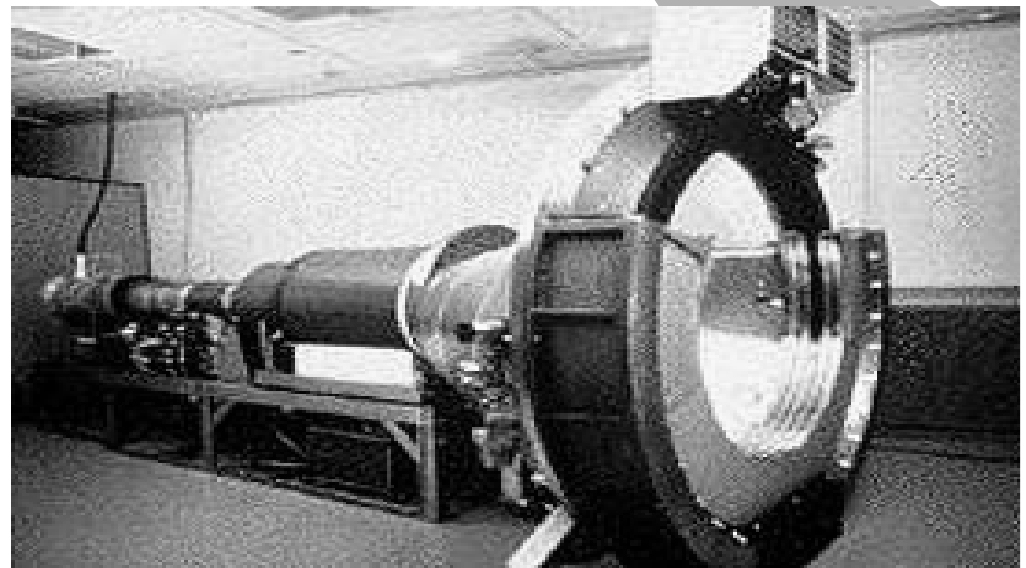
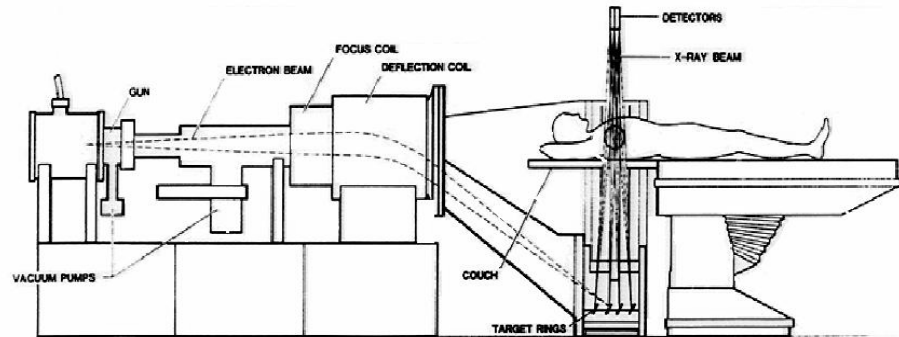
# Peta generacija naprav za računalniško tomografijo

Računalniška tomografija z uporabo snopa elektronov  
Electron Beam Computed  
Tomography (EBCT)

Tako vir kot tudi detektorji  
se ne premikajo.

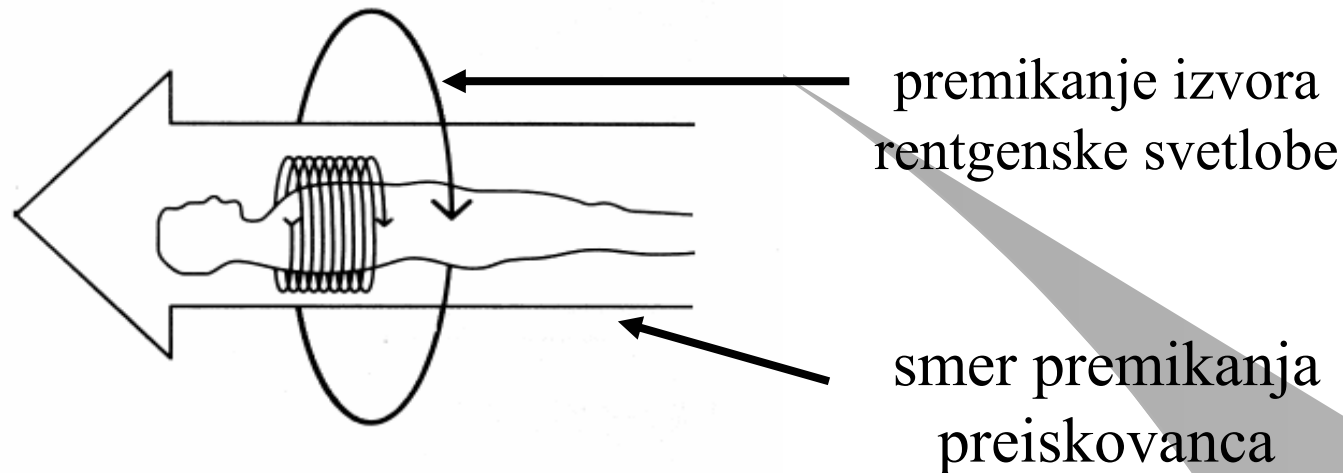
Spodnji del obroča je tarča  
kamor zadevajo elektroni,  
zgornji del obroča pa je  
sprejemnik

Čas do prikaza slike je manj  
kot 50ms zato je primeren za  
kardiološke preiskave



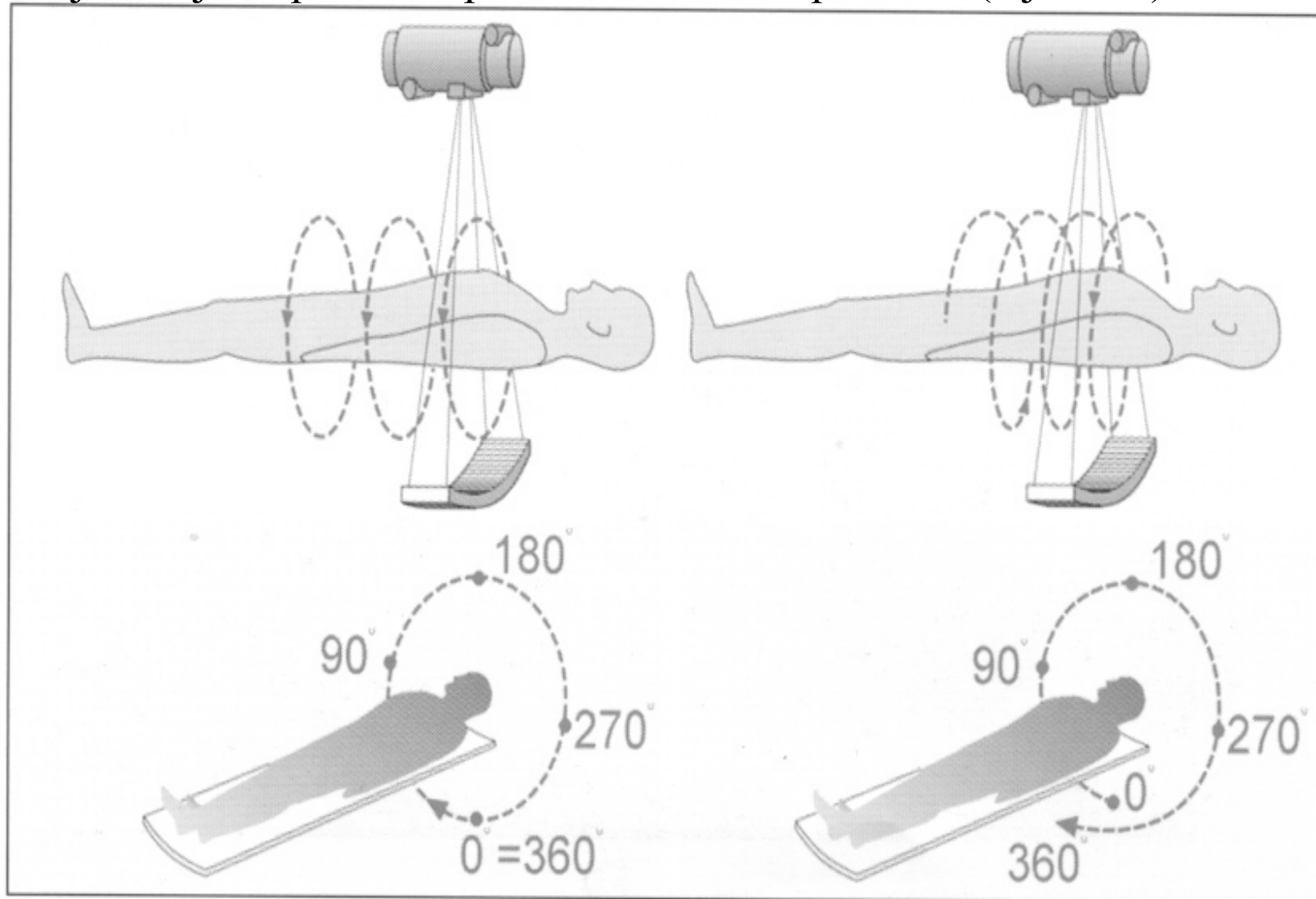
# Šesta generacija naprav za računalniško tomografijo

## Vijačna (spiralna) računalniška tomografija



- Če izvor rentgenske svetlobe lahko kroži brez prekinitev, lahko preiskovanca na preiskovalni mizi hkrati z gibanjem izvora premikamo vzdolž rotacijske osi.
- To pomeni, da obkrožimo preiskovanca, kot če bi potovali po vijaku. Tak postopek skrajša čas preiskave, saj preiskovanca ne premikamo več po končanem obhodu izvora, ampak že med njim.

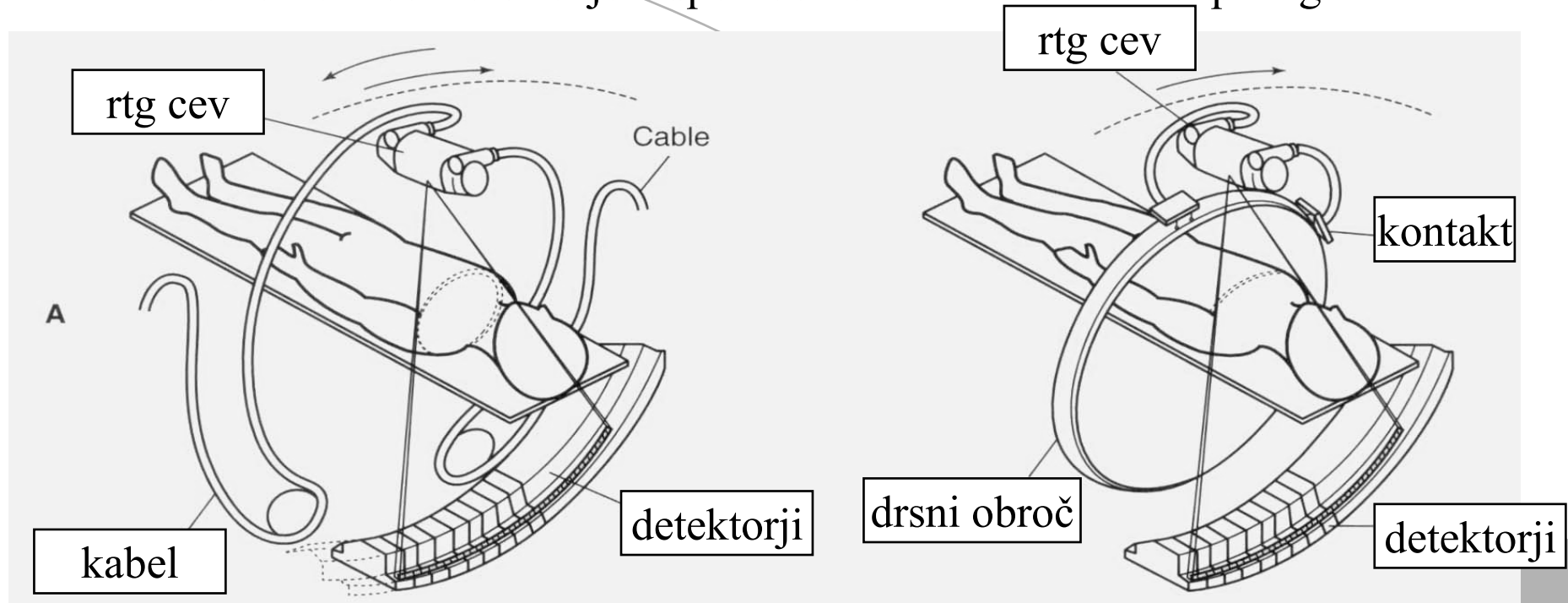
Primerjava zajema podatkov pri sekvenčnem in spiralnem (vijačnem) načinu.



sekvenčni način

spiralni (vijačni) način.

Primer kroženja okoli pacienta z vrtenjem najprej v eno in nato v drugo smer ter zvezno vrtenje z uporabo kontakta in obroča slip-ring



- Za delovanje vijračne računalniške tomografije je potrebno delovanje brez prekinitev po vsakem obhodu okoli pacienta.
- Tak način delovanja ni mogoč, če napajane izvedeno z uporabo kabla.
- T uporabo drsnega obroča “slip ring” za napajanje rentgenske cevi pa je omogočeno kroženje brez prekinitev.

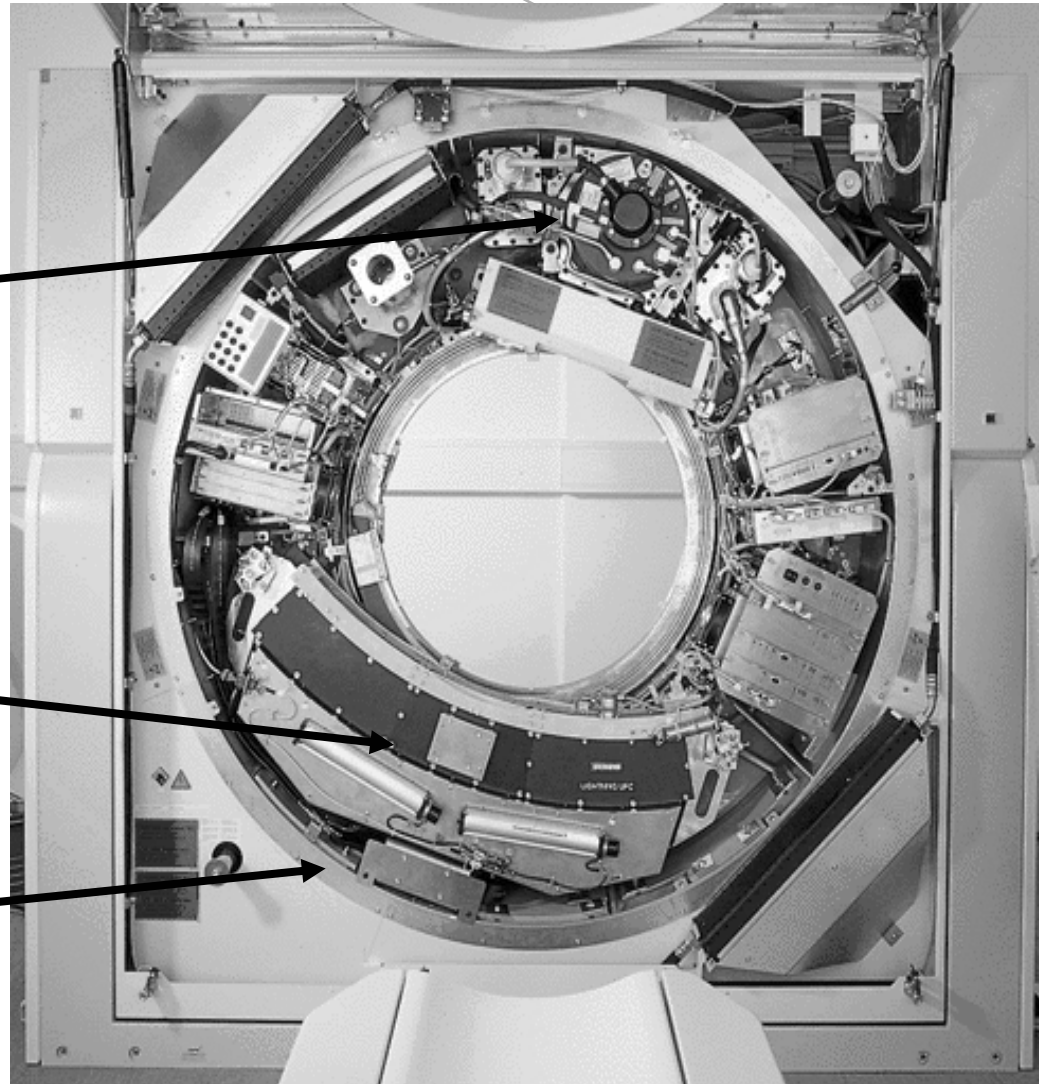


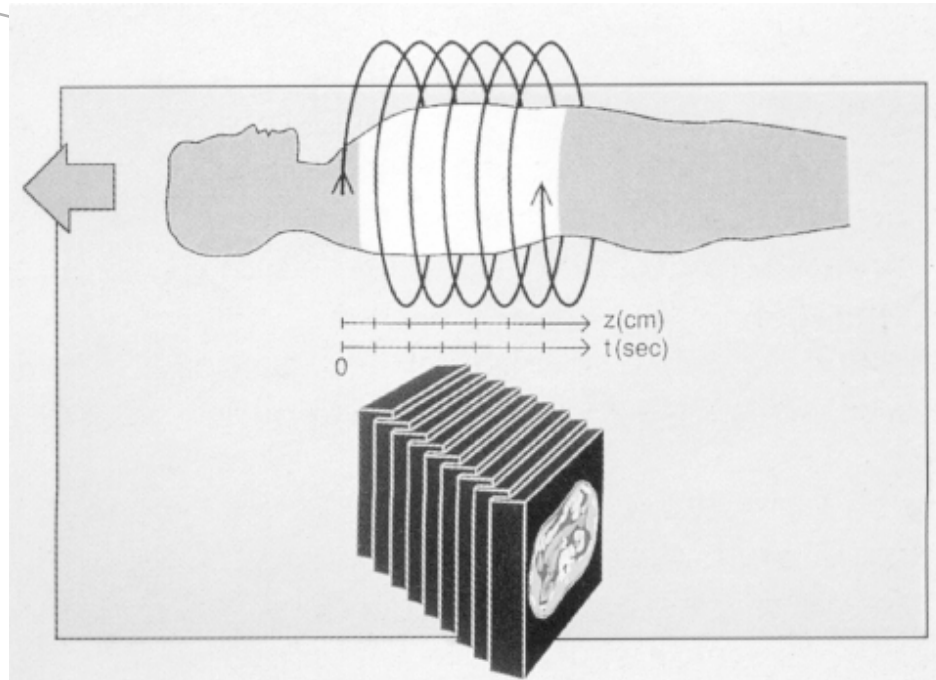
# Pogled v notranjost aparata za računalniško tomografijo

izvor  
rentgenske  
svetlobe

vrsta  
detektorjev

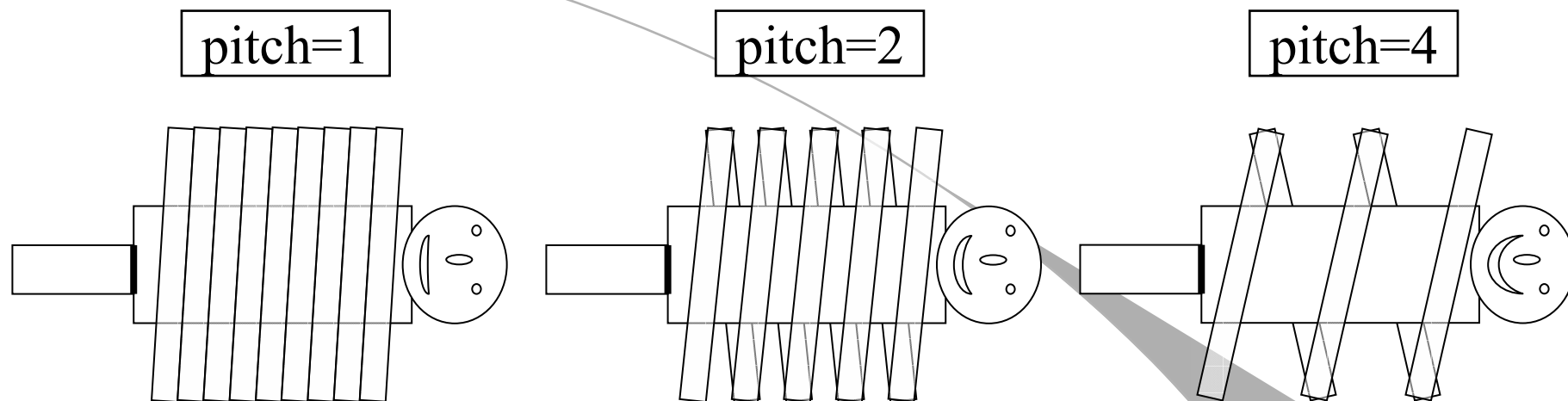
slip ring  
kontakt





$$\text{pitch} = \frac{\text{pomik mize v času ene rotacije}}{\text{debelina rezine}}$$

- Pri preiskavah z vijačno računalniško tomografijo je pomemben podatek o razmerju med pomikom mize med dvema zaporednima rezoma in debelino rezine (pitch).
- Če je pomik mize med dvema rezoma enak debelini rezine, med rezinami ni plasti, ki jih ne bi presvetlili.



debelina rezine (mm)	10	10	10	10	10
premik mize med rotacijo (mm)	10	15	20	30	40
pitch	1	1.5	2	3	4
razmerje izpostavljenosti	10	7.5	5	3.33	2.5

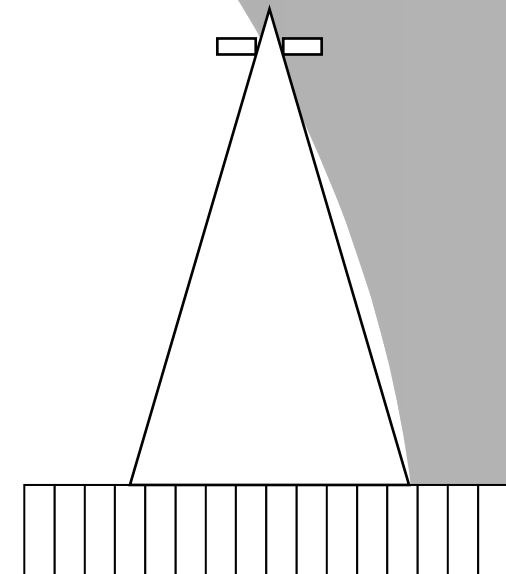
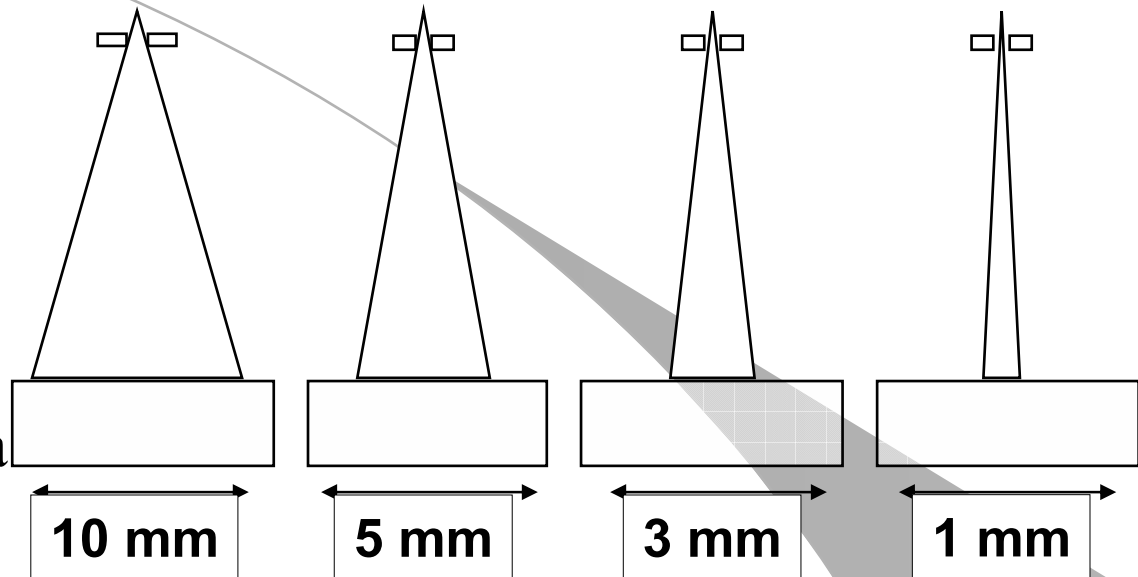
# Sedma generacija naprav za računalniško tomografijo

## Večvrstična računalniška tomografija

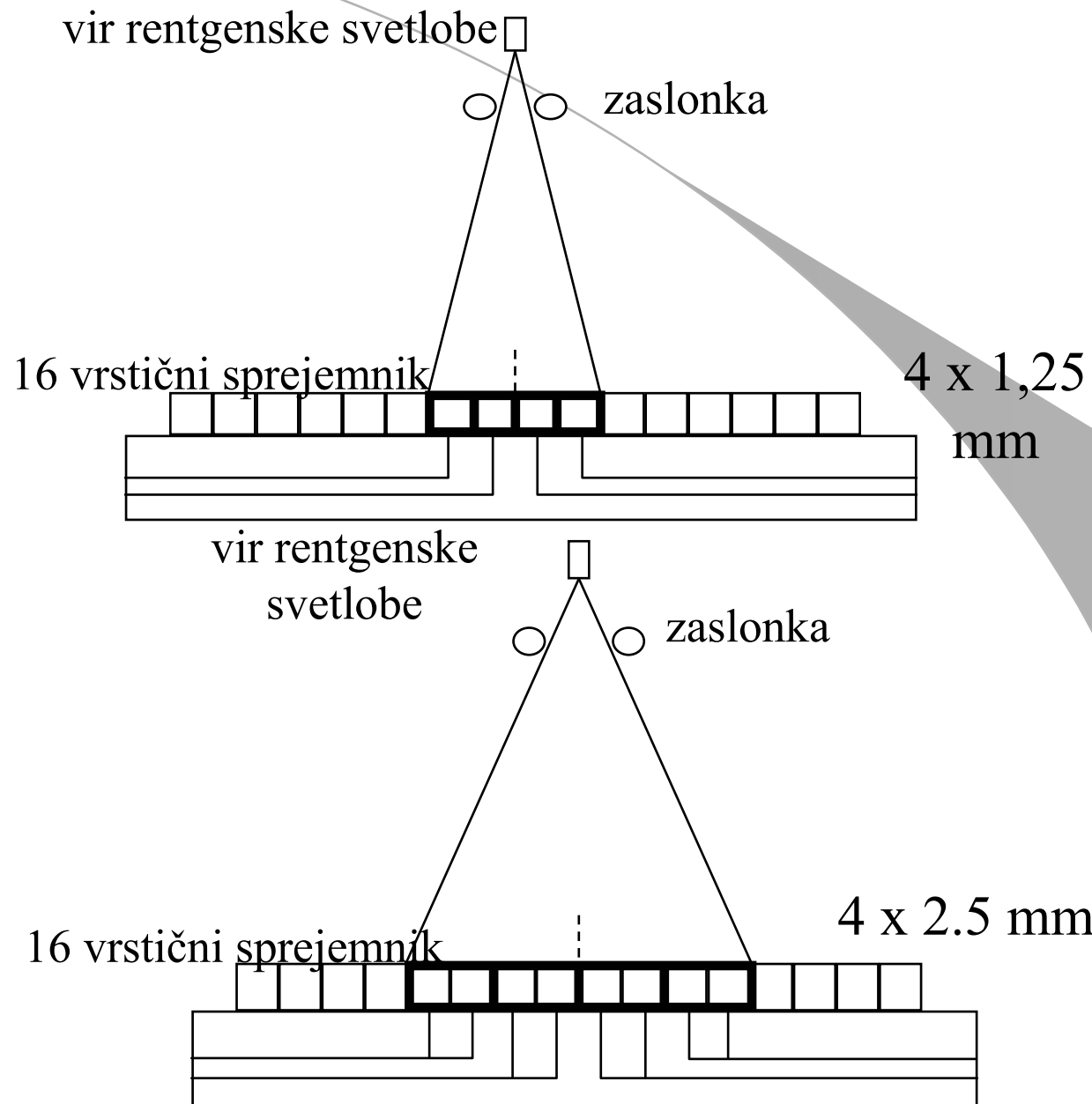
- O večvrstični (večrezinski) računalniški tomografiji govorimo, ko uporabljamo detektorje razporejene v več vrst.
- To pomeni, da lahko z enim obhodom izvora rentgenske svetlobe zberemo podatke za več rezin.
- Leta 1998 so se na tržišču prvič pojavile naprave za računalniško tomografijo, ki so imele več vrst detektorjev, ki so omogočale zajem več rezin hkrati.
- Prav tako kot pri enorezinskih napravah lahko tudi pri večrezinskih uporabljamo tehniko spiralne tomografije.
- V tem primeru trajanje preiskave skrajšamo, kar lahko vodi do pretiravanja v določitvi preiskovanega dela telesa, za katerega ni kliničnih vzrokov, kar povzroči nepotrebno prekomerno obsevanje preiskovancev.

# Eno (SSCT) in več rezinski CT (MSCT)

- Debelina rezine enorezinskega CT je določena z zaslanjanjem snopa sevanja (debelina reza = debelina snopa)
- Vrsta detektorjev je širša kot najširši snop.
- Pri večrezinskih CT napravah je namesto ene (dveh) vrst detektorjev 4, 6, 16, 64, 128, 256, vrst kar omogoča veliko večje hitrosti skeniranja
- Debelino rezine ne določa več snop sevanja ampak širina in število detektorjev
- Detektorji imajo določeno širino, lahko pa jih zberemo več skupaj



# Različne konfiguracije sprejemnika



vir rentgenske svetlobe

zaslonka

16 vrstični sprejemnik

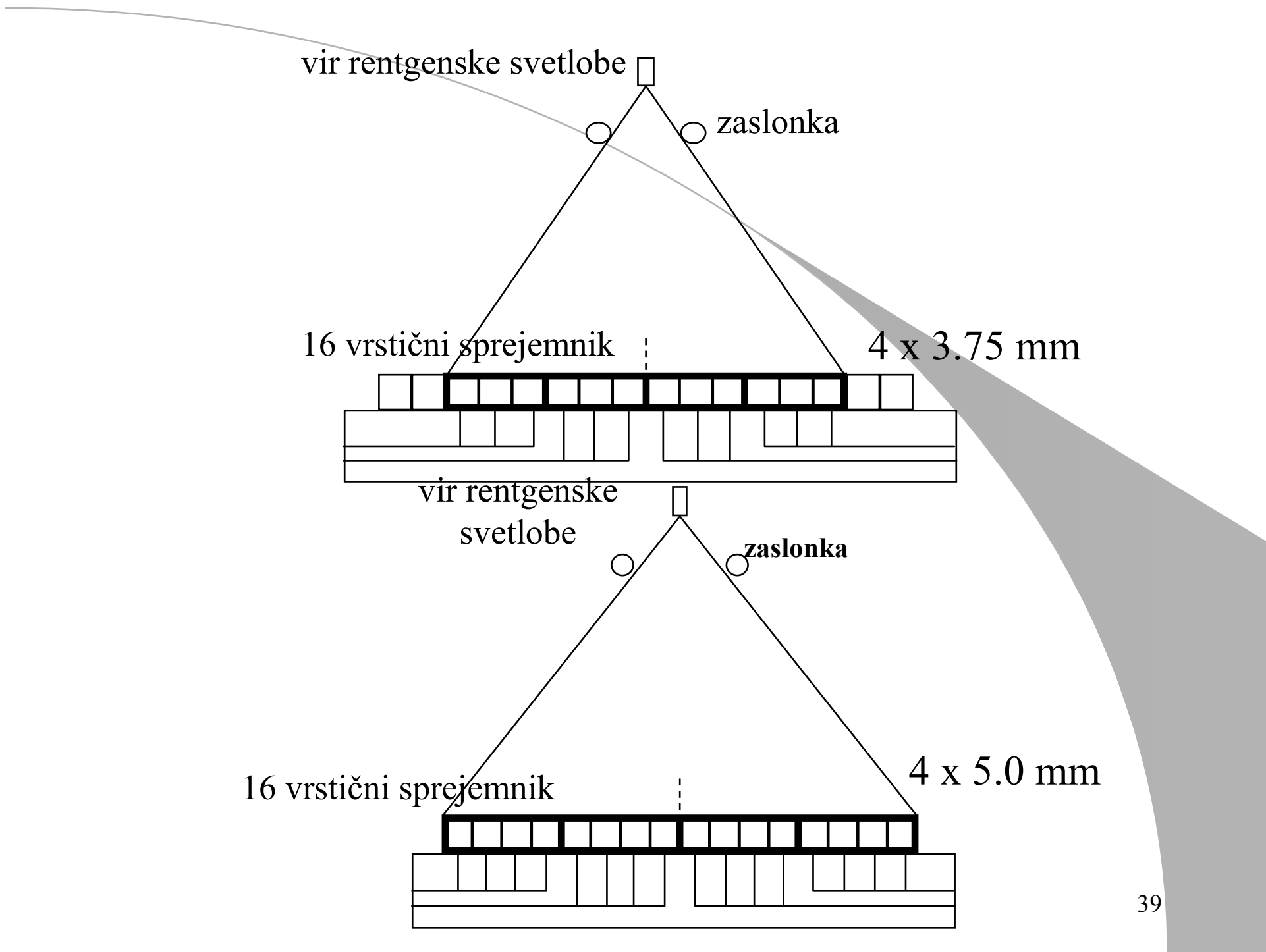
4 x 3.75 mm

vir rentgenske svetlobe

zaslonka

16 vrstični sprejemnik

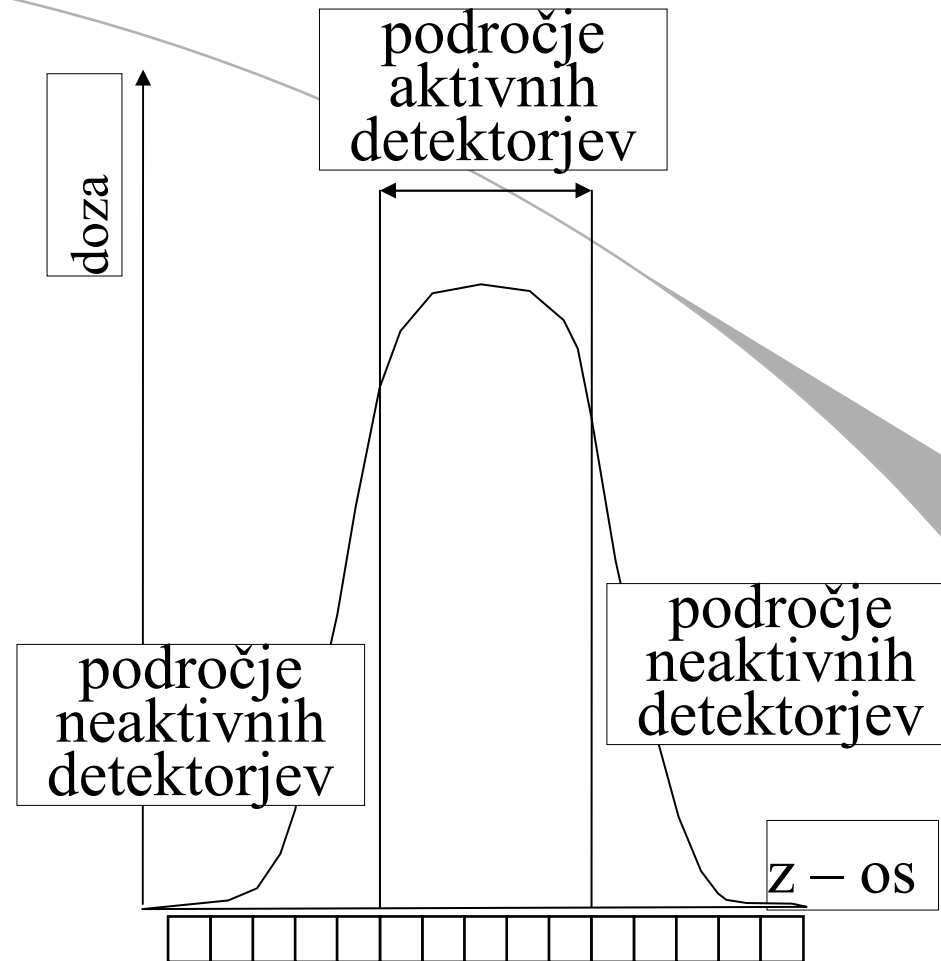
4 x 5.0 mm



# Geometrijski izkoristek detektorjev

- Kot geometrijski izkoristek definiramo delež rentgenskega snopa, ki ga prestreže aktivna površina detektorja.
- Geometrijski izkoristek detektorjev bistveno vpliva na izpostavljenost pacientov – če bi tako namesto celotnega površine, ki ga na detektorju pokrije snop sevanja, izkoristili na primer le polovico, bi bilo potrebno za enako kakovost slike podvojiti dozo. Na geometrijski izkoristek vplivata dva dejavnika:
  - koristni snop sevanja pri MSCT mora biti širši od detektorskega sistema (področja plosence (penumbre) na robu koristnega snopa sevanja ni mogoče uporabiti za tvorbo slike) in
  - detektorski sistem sestavljajo vrste detektorjev, ki so med seboj ločene.
- Neaktivno področje med posameznimi vrstami detektorjev zmanjša skupni izkoristek sistema.

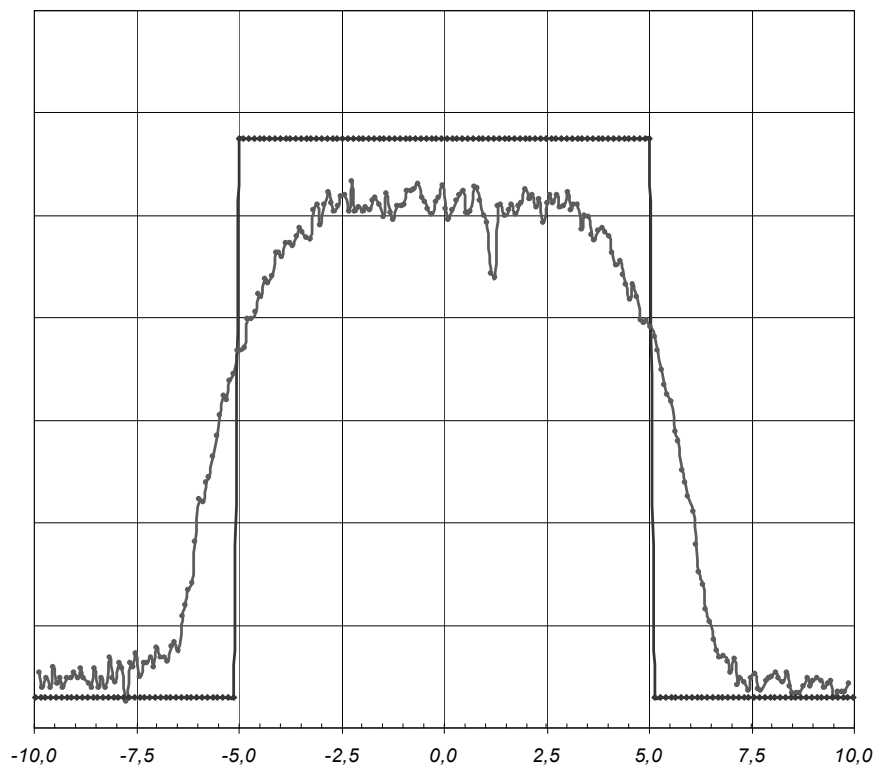




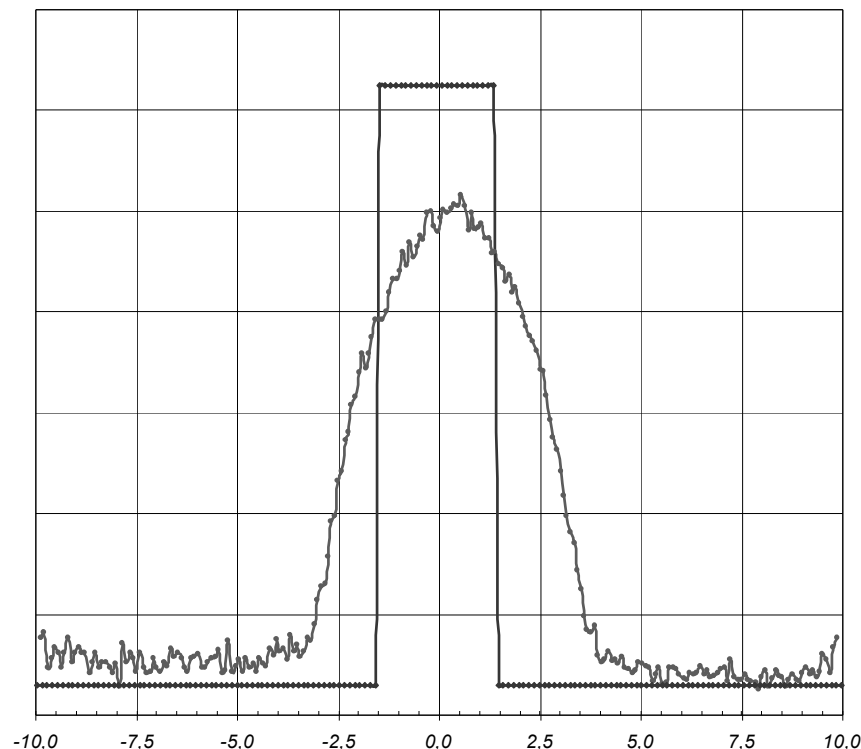
- Geometrijski izkoristek v z-smeri naprave za računalniško tomografijo je definiran kot razmerje med integralom doznega profila, ki pade na območje aktivnih detektorjev in integralom celotnega doznega profila .

- Prvo lastnost imenujemo tudi geometrijski izkoristek v z-osi in ga včasih definiramo kot delež koristnega snopa sevanja v z-osi, ki ga „vidijo“ detektorji. Gre za razmerje med integralom doznega profila ki pade na območje aktivnih detektorjev in integralom celotnega doznega profila.
- Pri SSCT je geometrijski izkoristek v z-osi praktično zelo blizu 100%, pri MSCT pa je dozni profil 2 do 3 mm širši od širine področja aktivnih detektorjev.
- Ker območje plosence ni zelo odvisno od širine koristnega snopa, se izguba primarnega snopa bolj pozna pri ožje zaslonjenih snopih, kjer je tako geometrijski izkoristek manjši.
- Pri MSCT je tipični geometrijski izkoristek v z-osi pri snopih širine več kot 10 mm večji od 80% in pri snopih širine 5 mm v območju 55% do 75%. Pri zelo ozko kolimiranih snopih pa lahko pade pod 50%.

# Dozni profil pri enorezinskih CTjih



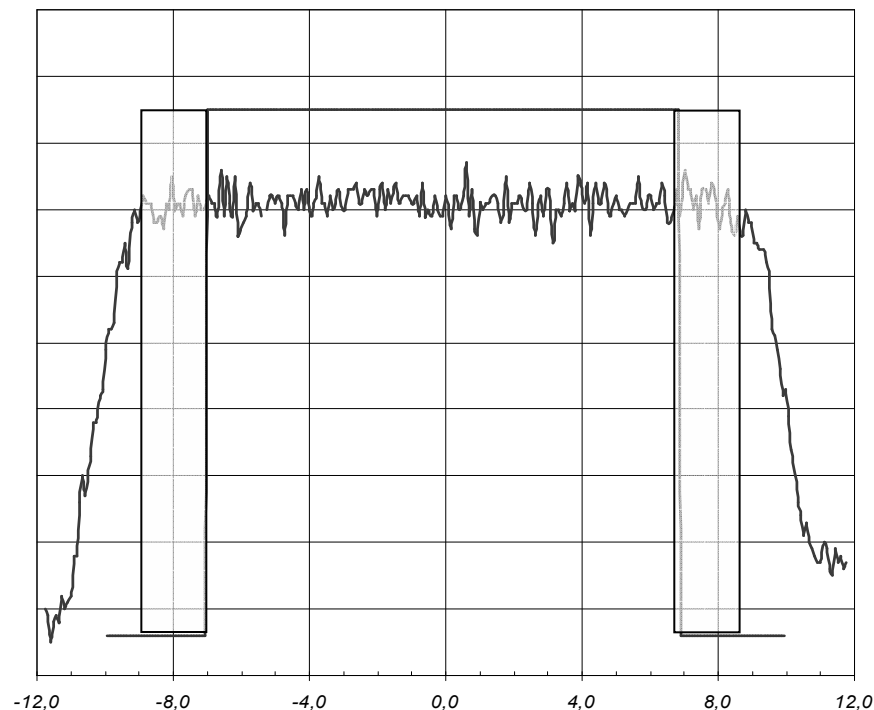
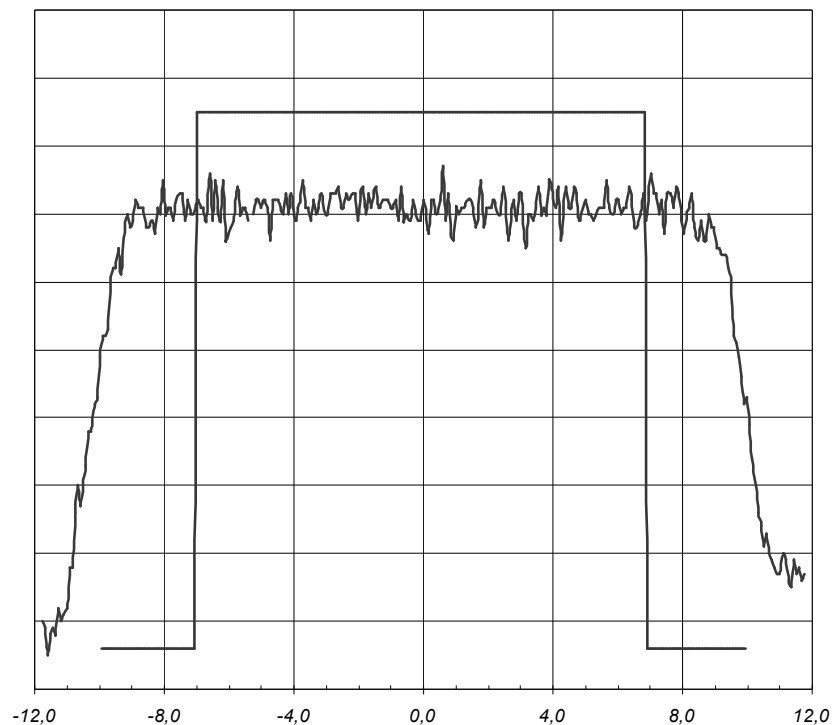
profil 10mm reza SSCT



profil 3mm reza SSCT

- Delež neizkoriščenega snopa rentgenske svetlobe je pri 3 mm rezu večji kot pri 10 mm. Zato je doza večja, če je poseg sestavljen iz tanjših rezov

# Dozni profil pri večrezinskih CTjih



- Pri MSCT je profil snopa veliko širši zaradi “overbeaminga”
- Posledica manjšega izkoristka je povečanje doze.
- Pri širše zaslonjenih snopih je povečanje v primerjavi s SSCT na ravni okrog 10%, pri ožjih snopih pa je večje in lahko doseže faktor 2 ali 3.

- Drugi razlog zmanjšanja geometrijskega izkoristka pa so neaktivna področja med posameznimi detektorji.
- Ker je kakovost slik povezana s številom detektorjev in njihovo velikostjo, se s tehnološkim razvojem povečuje število detektorjev (predvsem detektorskih vrst in zmanjšuje njihova dimenzija).
- Posledica je ta, da se povečuje površina neaktivnih pregrad med detektorji in s tem neaktivna površina detektorskega sistema.
- Neaktivna površina detektorskih sistemov znaša običajno nekaj odstotkov celotne površine.

# Sistem samodejnega prilagajanja ekspozicije

- Izpostavljenost pacientov je v veliki meri odvisna od ekspozicijskih parametrov: anodne napetosti, toka skozi rentgensko cev aparata, trajanja posamezne rotacije, širine koristnega snopa, premika mize na rotacijo (pitch).
- Večino teh parametrov izbere operater aparata oziroma so nastavljene vnaprej glede na poseg, ki se izvaja.
- Pri računalniški tomografiji ne smemo pozabiti tudi na parametre, ki se uporabijo pri rekonstrukciji slik.
- Parametri rekonstrukcije slike vplivajo na lastnost slik, tako da posredno ob zahtevah za določeno raven kakovosti slik lahko povzročijo spremembo ekspozicijskih parametrov.

- Med ekspozicijskimi parametri je za prejeto dozo pacientov ključnega pomena produkt toka skozi rentgensko cev in trajanja ekspozicije (tokovni sunek).
- Ker so računalniško tomografski posegi za paciente sevalno obremenjujoči imajo sisteme, ki tudi samodejno prilagajajo produkt toka in časa ekspozicije preiskovanemu pacientu.
- Namen takšnega sistema nadzora ekspozicijskih parametrov je na eni strani zagotoviti stalno kakovost slik (raven razmerja kontrast šum) in hkrati zmanjšati nepotrebno izpostavljenost.
- Samodejno prilagajanje oziroma modulacija toka skozi rentgensko cev zahteva informacijo o lastnostih pacienta pred izvedbo posameznega reza. Podatke o atenuaciji se običajno zbere na podlagi izvedenega topograma v eni ali dveh projekcijah.
- Pri uporabi sistemov samodejnega prilagajanja ekspozicije se mora uporabnik vnaprej odločiti za določeno raven kakovosti slike (raven šuma na slikah), ki jo potem sistem poskuša zagotoviti s prilagajanjem toka skozi rentgensko cev.

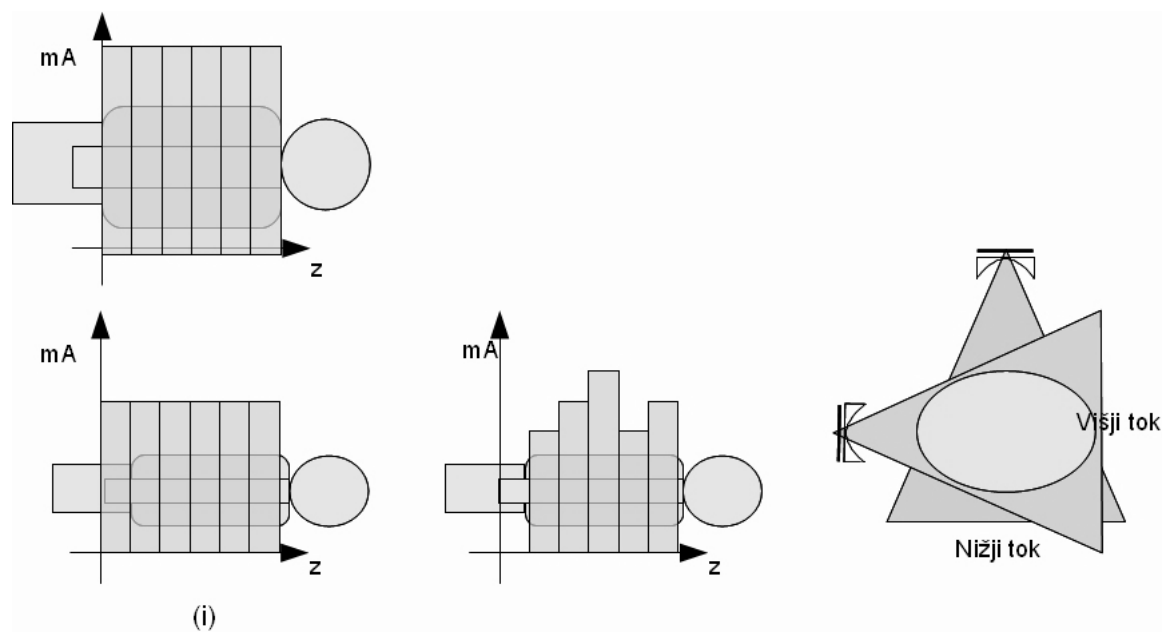
# Topogram: podatki o slikanem objektu

- Samodejno prilagajanje oziroma modulacija toka skozi rentgensko cev zahteva informacijo o lastnostih pacienta pred izvedbo posameznega reza.
- Podatke o atenuaciji se običajno zbere na podlagi izvedenega topograma v eni ali dveh projekcijah.





- Tri ravni uporabe sistema samodejnega prilagajanja ekspozicije:
  - prilagajanje toka glede na velikost pacienta, vrednost ostaja celotno preiskavo nespremenjena
  - prilagajanje toka vzdolž pacienta od enega do drugega reza torej glede na položaj reza v z osi naprave med posameznim rezom pa ostaja tok konstanten in
  - prilagajanje toka med posamezno rotacijo, glede na debelino preiskovanega področja v posamezni smeri (kotna modulacija).



## Prva raven

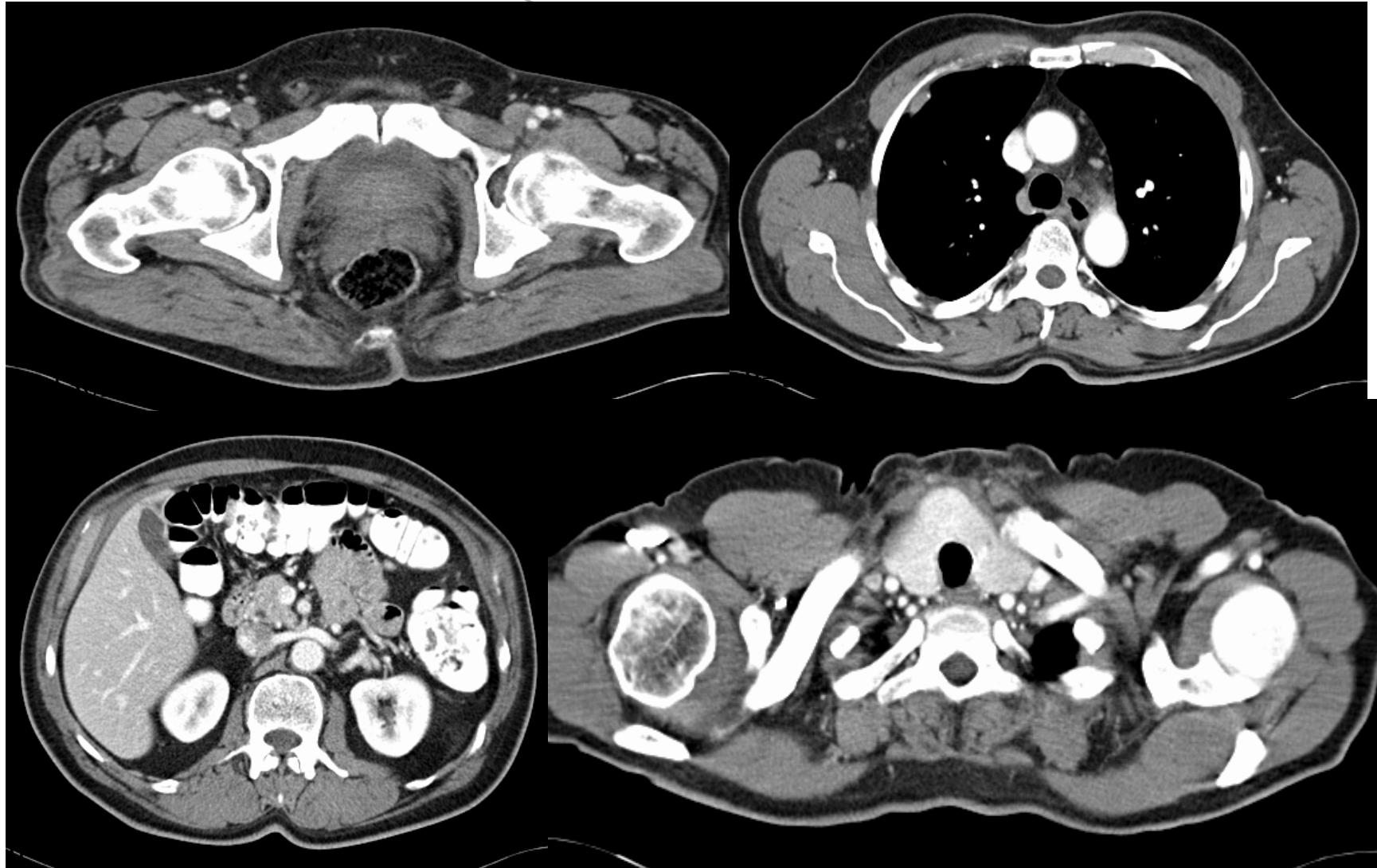
- Razpolovna debelina tkiva za fotone spektra rentgenske svetlobe pri napetosti 120 kV je okrog 4 cm
- Tako za enak signal na detektorjih teoretično potrebujemo približno dva krat več sevanja za preiskavo pacienta s premerom 34 cm, kot za pacienta s premerom 30 cm. Zato je za vsake 4 cm tkiva (več/manj) potrebno dvakrat (več/manj) toka

**36 cm**  
**100 mAs**

**40 cm**  
**200 mAs**

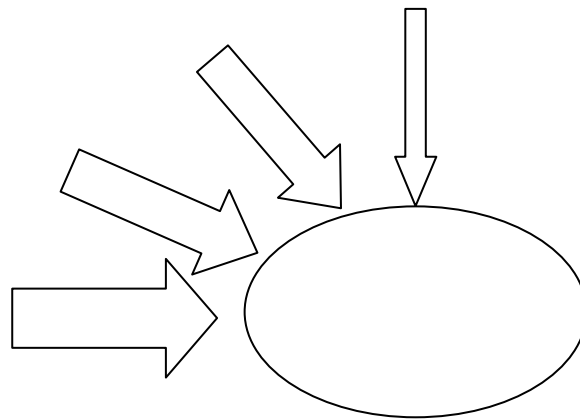
**44 cm**  
**400 mAs**

# Druga raven



## Tretja raven

- Tretja raven pa upošteva, da je predvsem pri nekaterih delih telesa (npr. rame) debelina pacienta in s tem oslabitev snopa sevanja v različnih smereh precej različna (npr. AP ali PA v primerjavi z LAT).
- Največji tok je navadno potreben, ko koristni snop sevanja poteka v lateralni smeri. S kotno modulacijo toka dosežemo tudi večjo enakomernost razporeditve ravni šuma na posamezni sliki.



Proizvajalec	Velikost pacienta	Vzdolž pacienta	Okrog pacienta
GE	AUTOmA		SMARTmA
Philips	DoseRight ACS	DoseRight ZDOM	DoseRight DDOM
Siemens	CareDose 4D		
Toshiba	SURE <sup>EX</sup> posure		3D

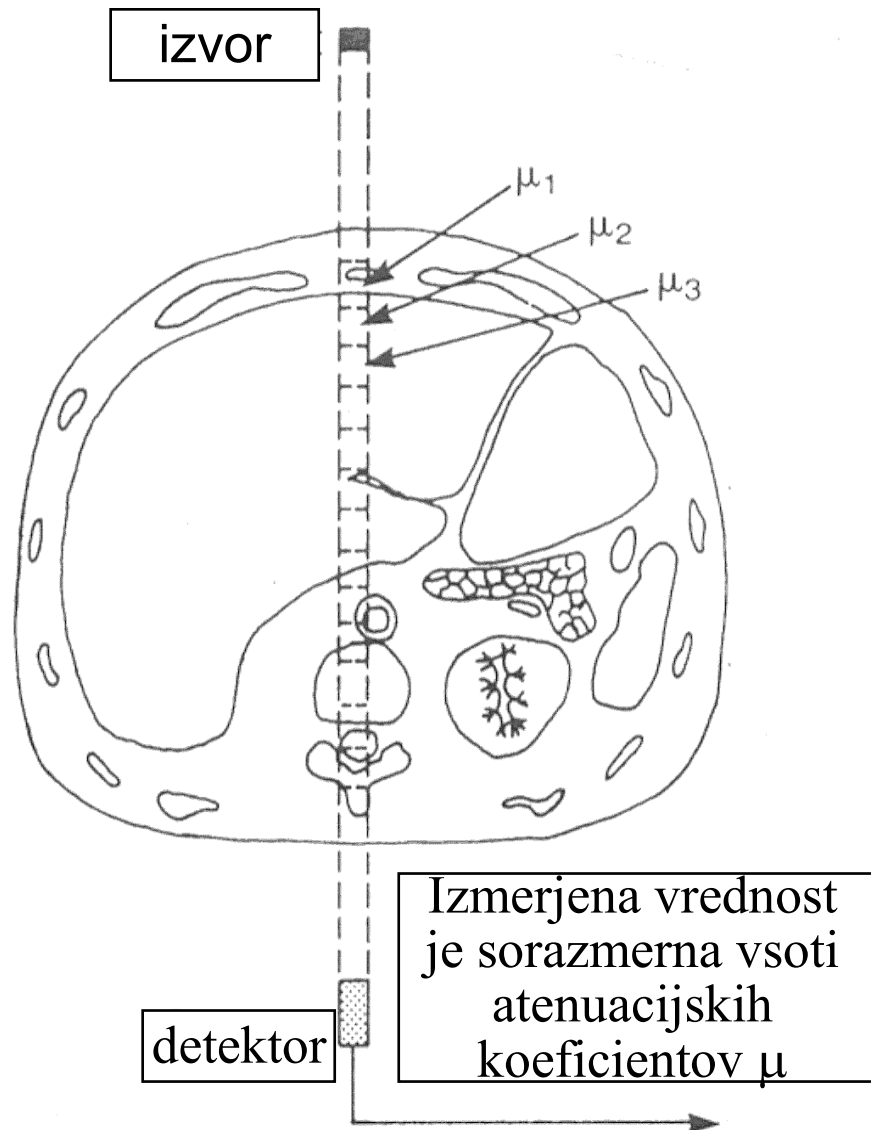
# Nastavitve parametrov – I

Parameter	Izpostavljenost	Kakovost slike	Priporočilo
It (mAs)	raste linearno z It	Šum pada s korenom It	It čim manjši
Čas t (s)	Ni direktne povezave	Manjši t manj artefaktov zaradi premikanja	t čim manjši
Napetost U (kV)	Pri konstantnih mAs doza narašča s kvadratom U	Kontrast pada z večanjem U	U izbrana glede na preiskavo
Širina snopa	Z oženjem snopa narašča	Ožji snopi več šuma	Čim širše
Debelina prereza h (rekonstrukcije)	Pri konstantnih mAs doza neodvisna od h, Pri konstantnem šumu doza pada linearno s h	Šum pada s korenom h (pri konstantnih mAs)	h tako širok kot je le mogoče

# Nastavitve parametrov – II

Parameter	Obsevanost	Kakovost slike	Priporočilo
Pitch $p$	Doza linearno pada s $p$	Pri $p > 1$ rahlo zmanjševanje ločljivosti v $z$ osi	$p$ čim večji
Dolžina skena (L)	Doza linearno narašča z L	Brez vpliva	L čim manjši
Algoritem (kernel)	“Gladki” algoritmi zahtevajo manj doze kot “ostri”	Gladki algoritmi manj šuma	Glede na preiskavo
Velikost polja (FOV)	Ob napačni izbiri FOV povečanje doze	Ob napačni izbiri FOV povečanje šuma	Čim manjši FOV

# Rekonstrukcija slike



V procesu rekonstrukcije slike - matematičnem postopku, se izmerjeni podatki o prepustnosti posameznih delov preračunajo v vrednosti za vsak prostorninski element reza.

Njihova velikost je odvisno od izmerjene prepustnosti, le ta pa od zgradbe in gostote prostorninskega elementa.



# Princip rekonstrukcije mreže oslabitvenih koeficientov posamezne rezine

A	B
C	D

	<b>A</b>	<b>B</b>	x
	<b>C</b>	<b>D</b>	y
u	v	w	z

Ne poznamo oslabitvenih koeficientov A, B, C in D, poznamo pa njihove vsote:

$$A + B = x$$

$$C + D = y$$

$$A + C = v$$

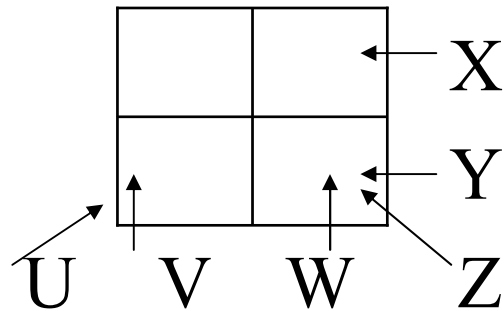
$$B + D = w$$

$$A + D = z$$

$$C + B = u$$

Potem je mogoče A, B, C in D izračunati

# Nasprotna projekcija



$$A + B = x = 6$$

$$C + D = y = 6$$

$$A + C = v = 5$$

$$B + D = w = 7$$

$$A + D = z = 9$$

$$C + B = u = 3$$

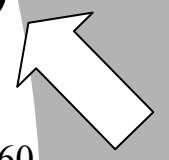
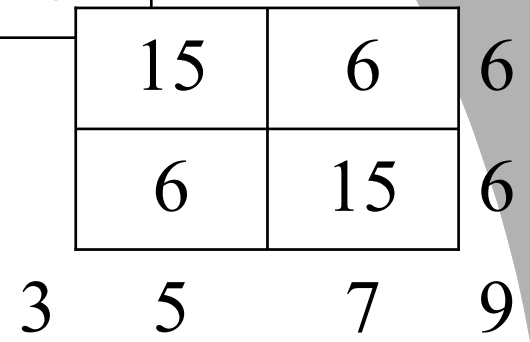
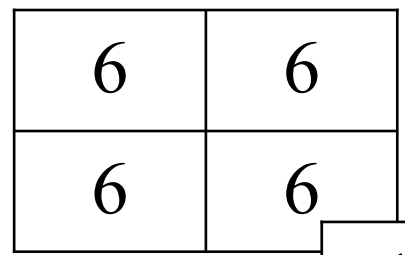
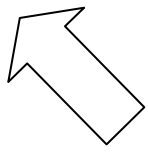
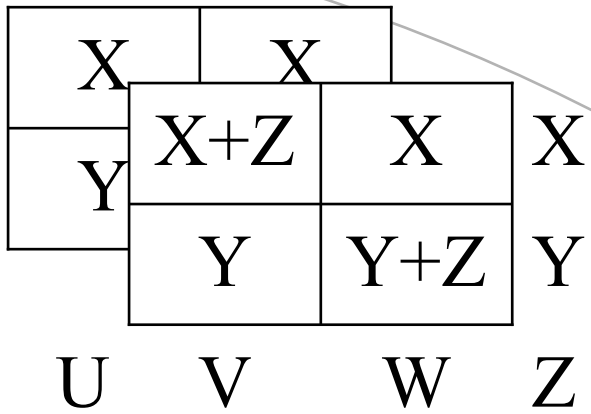
	A	B	6
	C	D	6
3	5	7	9

	A	B	6
	C	D	6
3	5	7	9

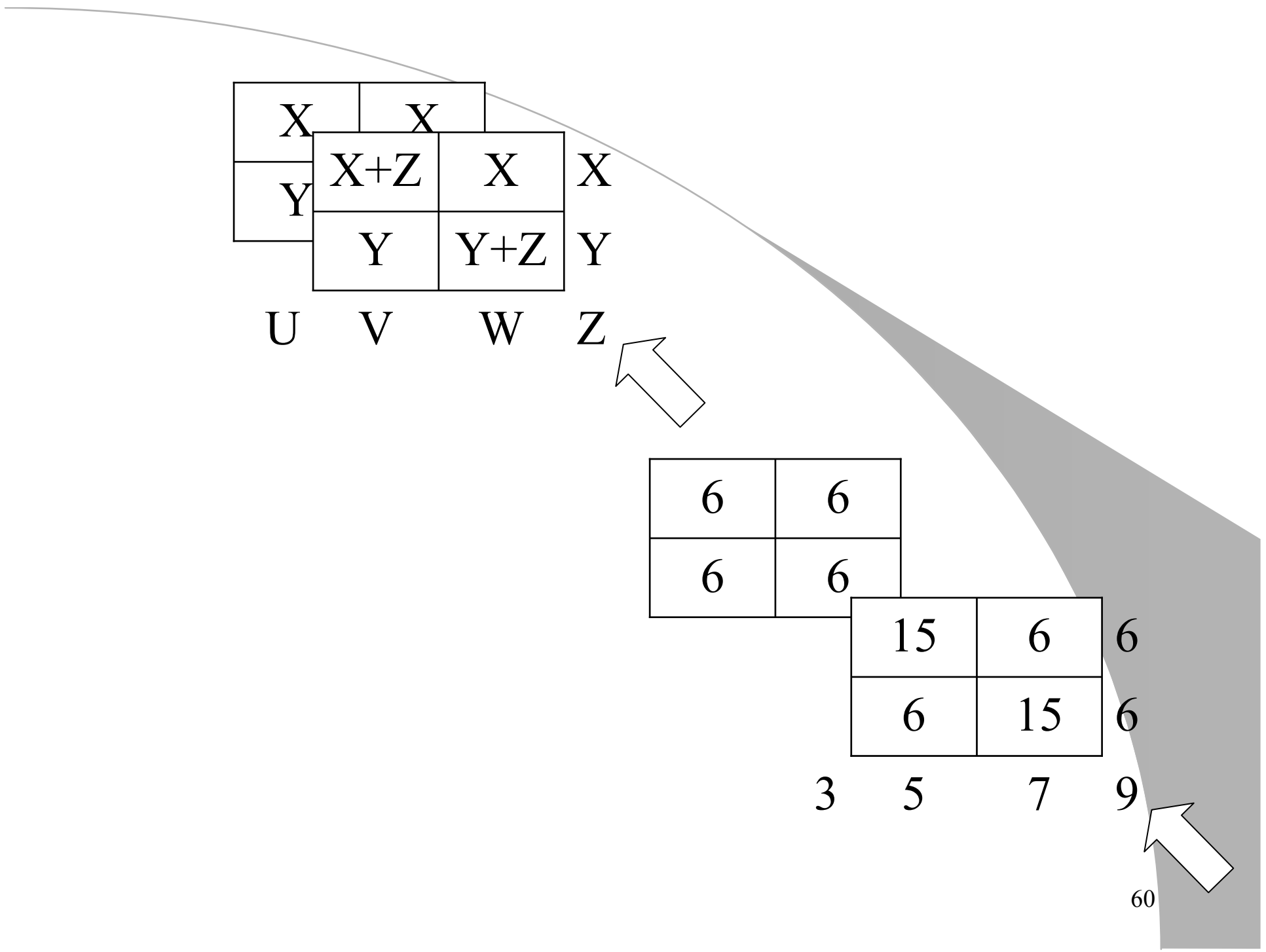
	X	X	X
	Y	Y	Y
U	V	W	Z

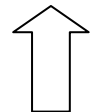
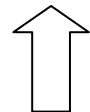
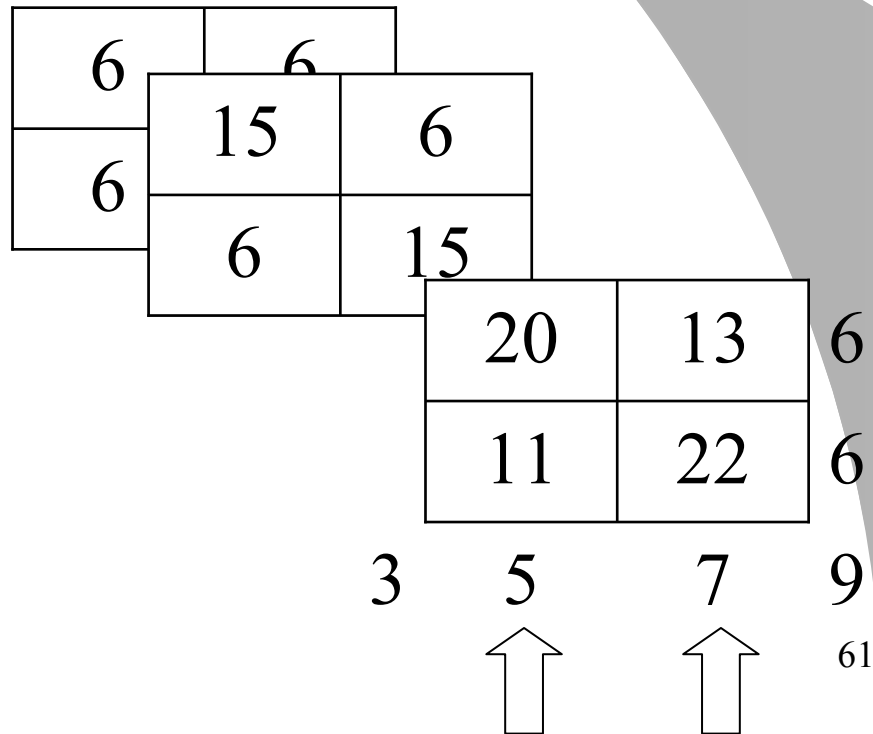
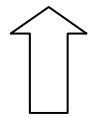
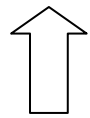
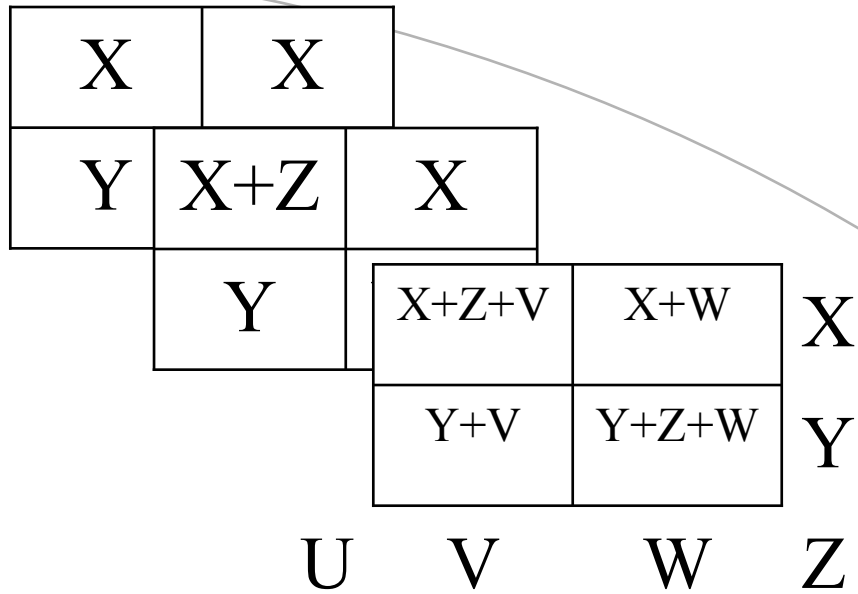
	6	6	6
	6	6	6
3	5	7	9

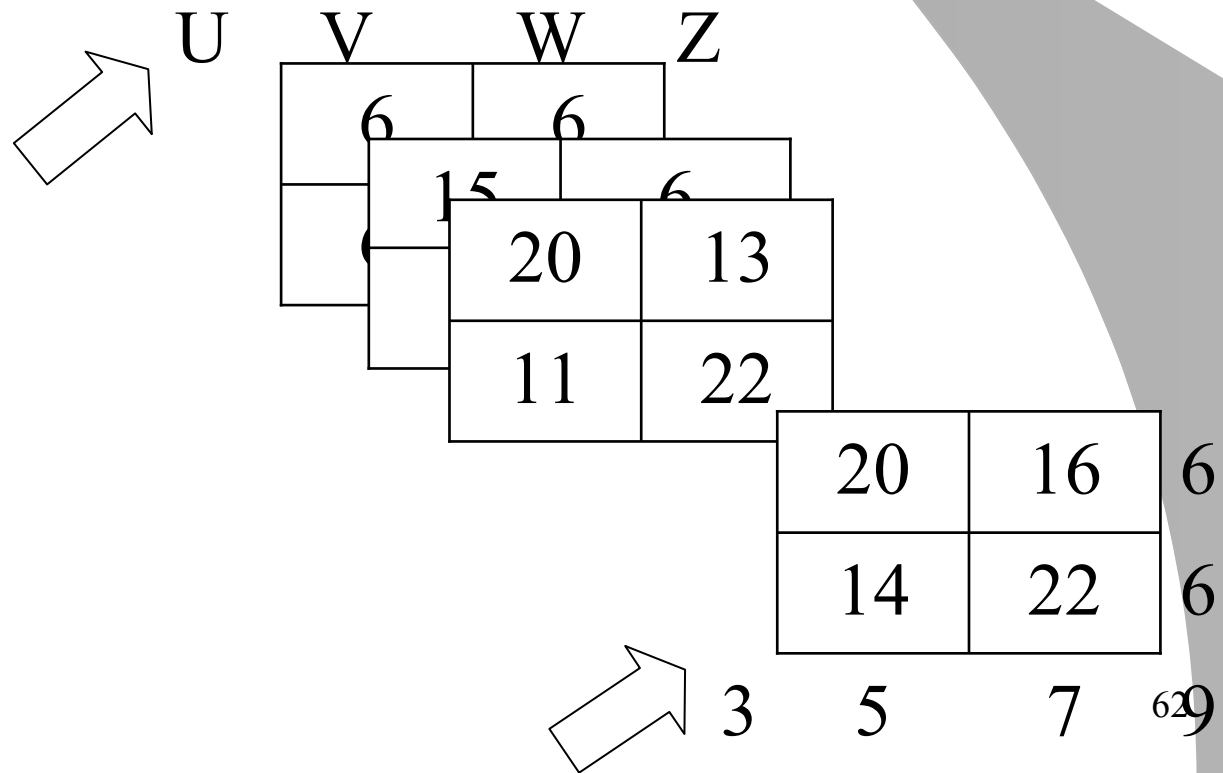
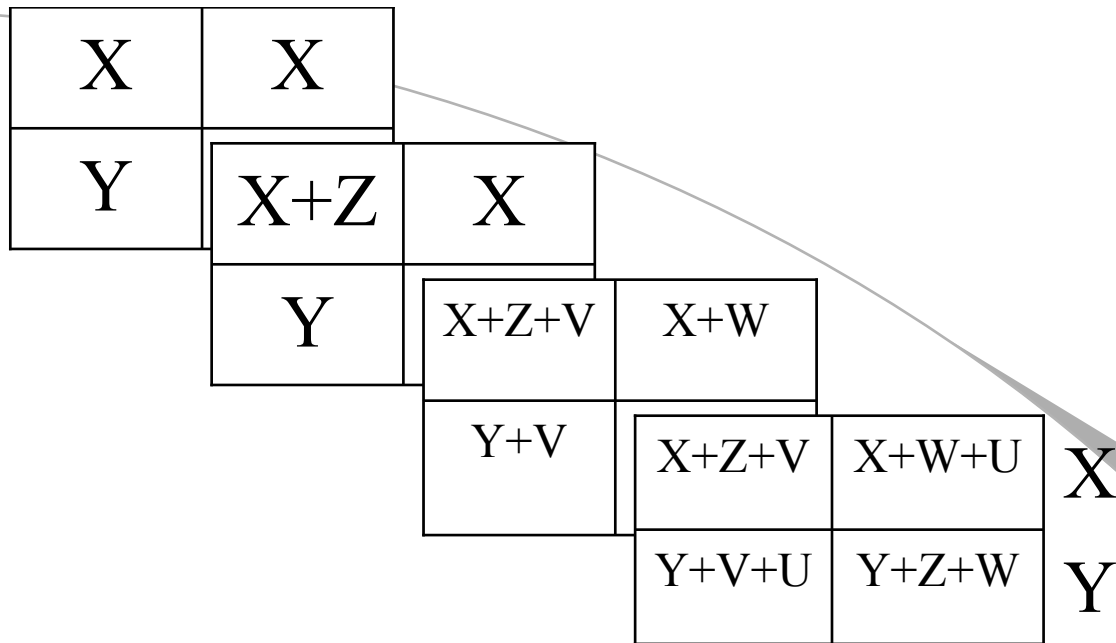
- Števíla projiciramo v korakih nazaj na sliko

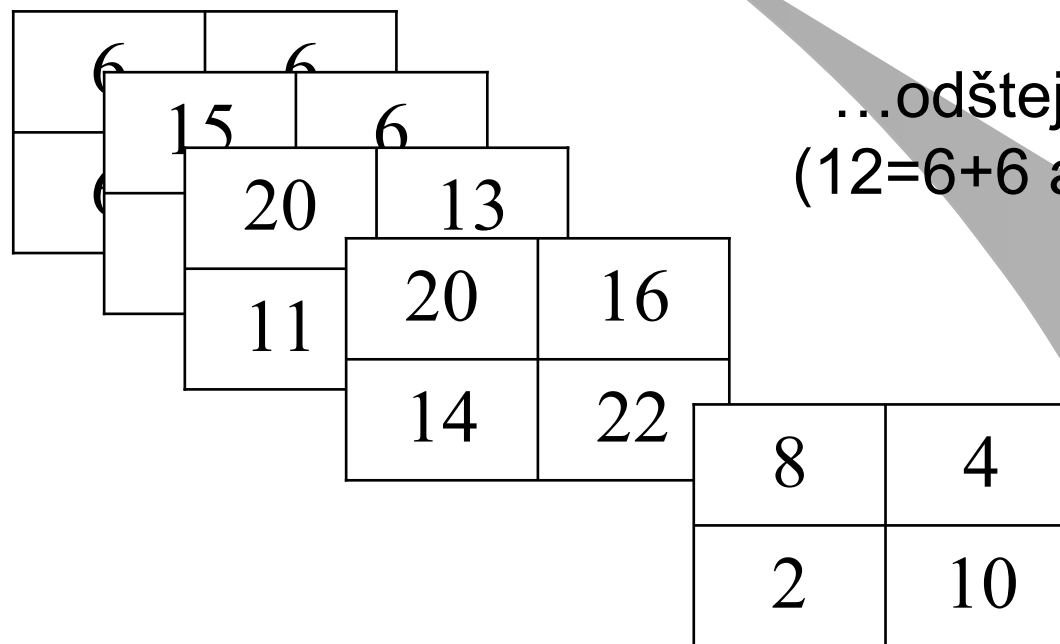
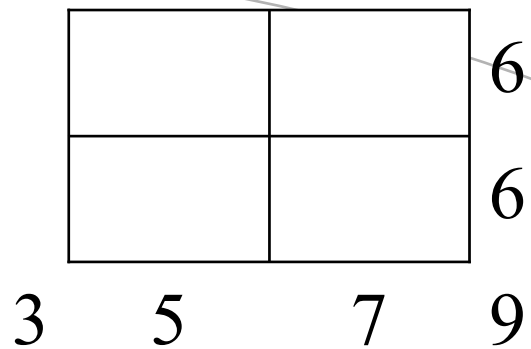


60



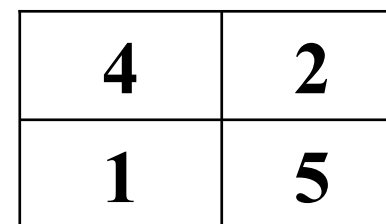




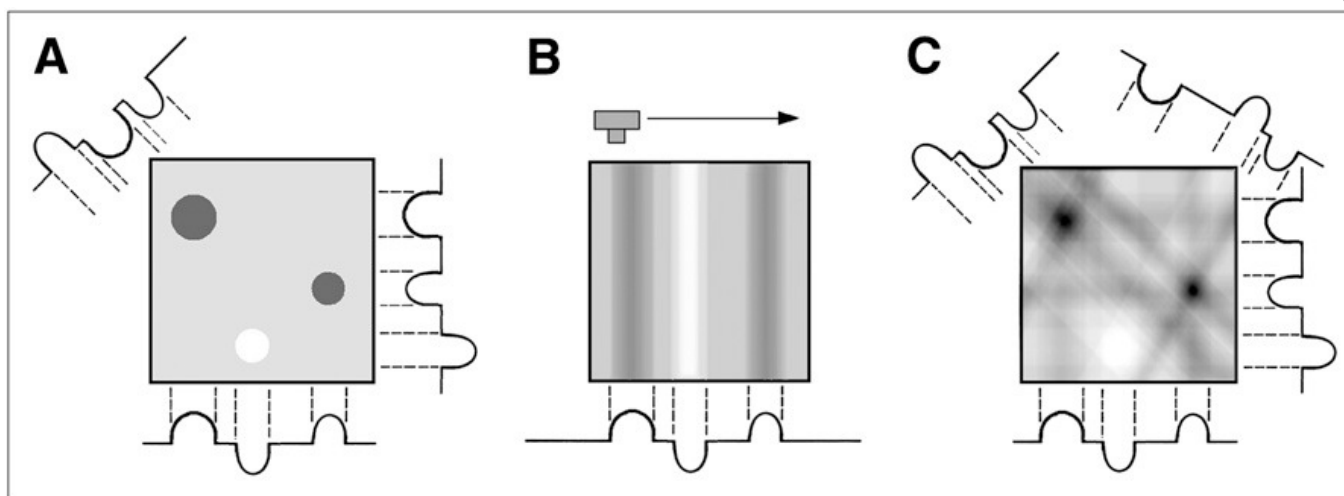
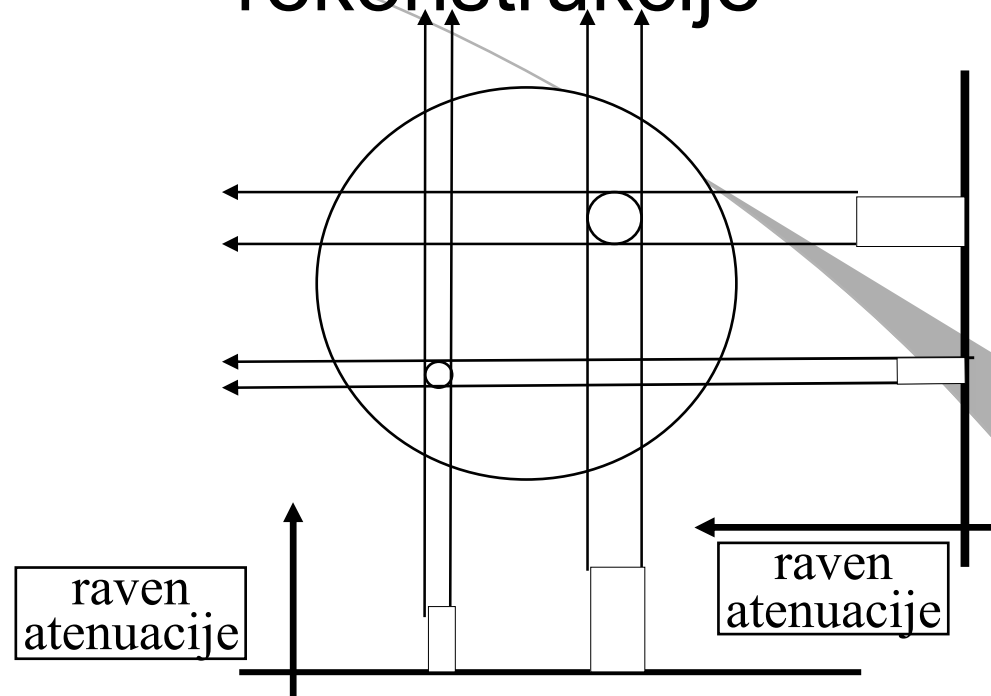


...odštejemo utež  
( $12=6+6$  ali  $12=5+7$ )  
in

skupni imenovalec in

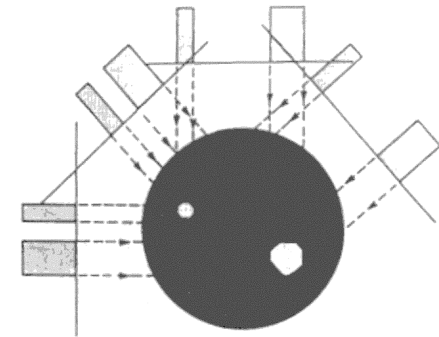
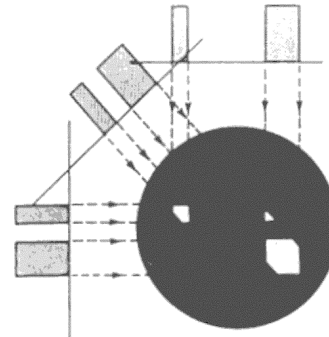
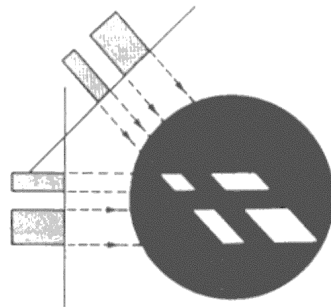
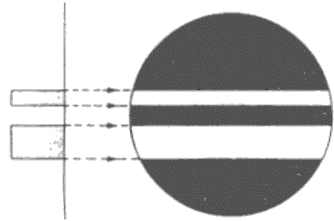


# Postopek s povratno projekcijo rekonstrukcije

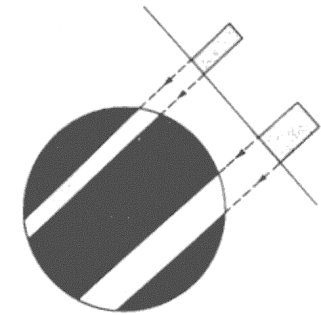
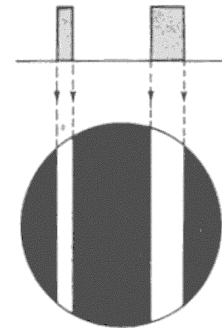
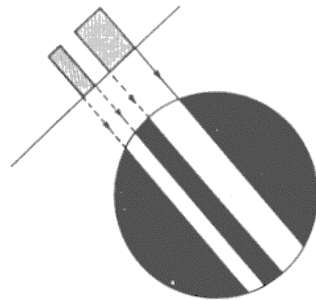
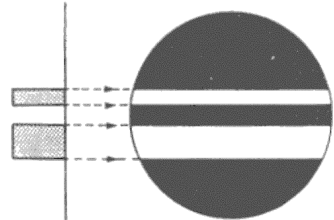




2



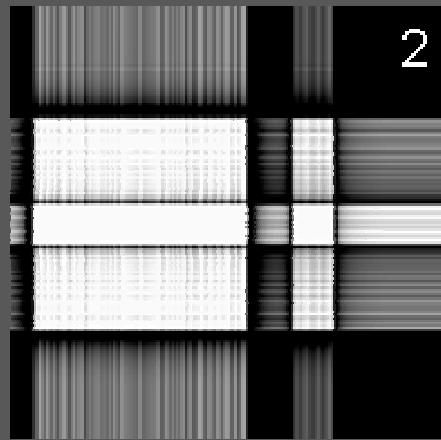
1



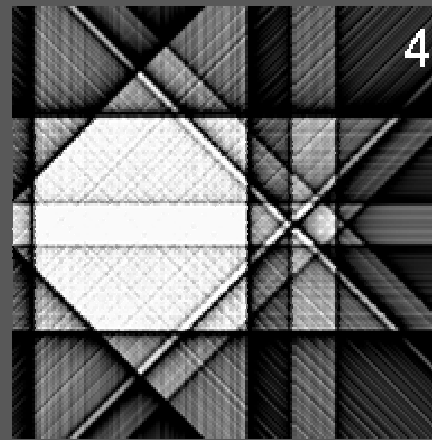
Rekonstrukcija slike z računalniško tomografijo. V vrstici 1 so predstavljene različne projekcije z informacijo, o atenuaciji rentgenske svetlobe, ki jo prinese vsaka izmed njih.

V vrstici 2 so predstavljene vse informacije, ki jih prispevajo posamezne projekcije in oblikovanje končne slike.

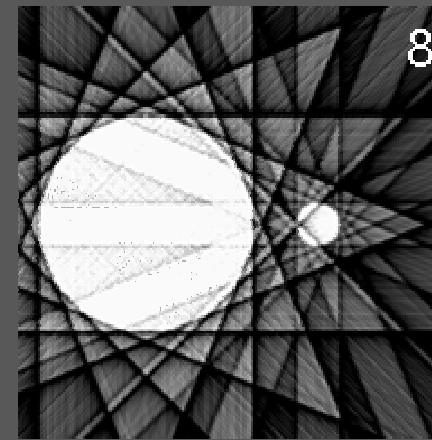
# Povratna projekcija z in brez uporabe filtra



2

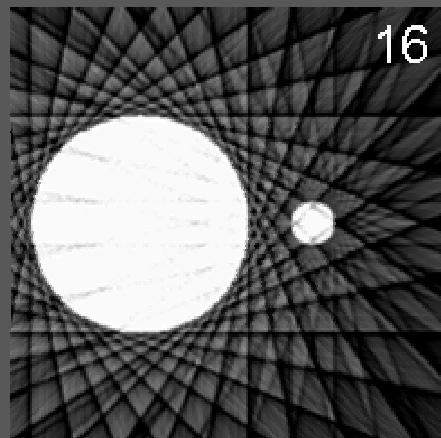


4



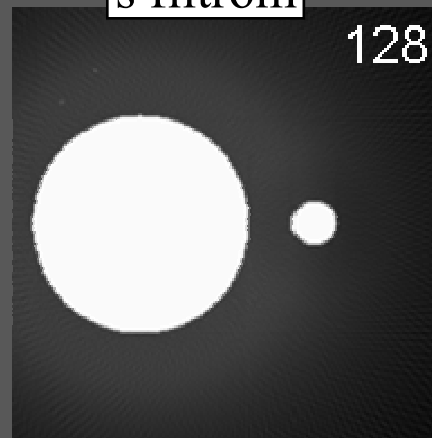
8

število  
projekcij



16

s filtrom



128

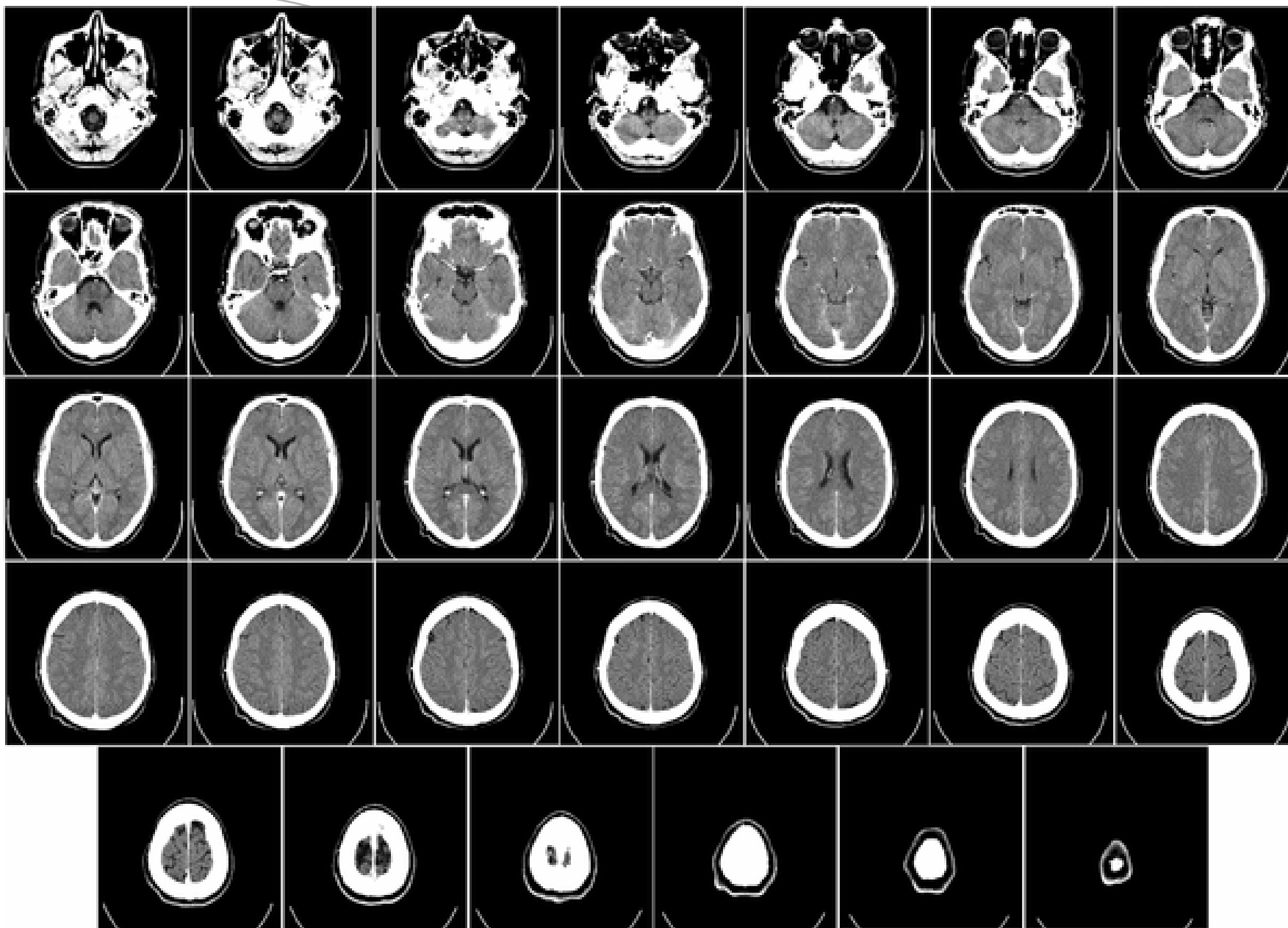
brez filtra



128

no filtering

Prva rekonstrukcija se izvaja z uporabo kompleksnih računalniških programov



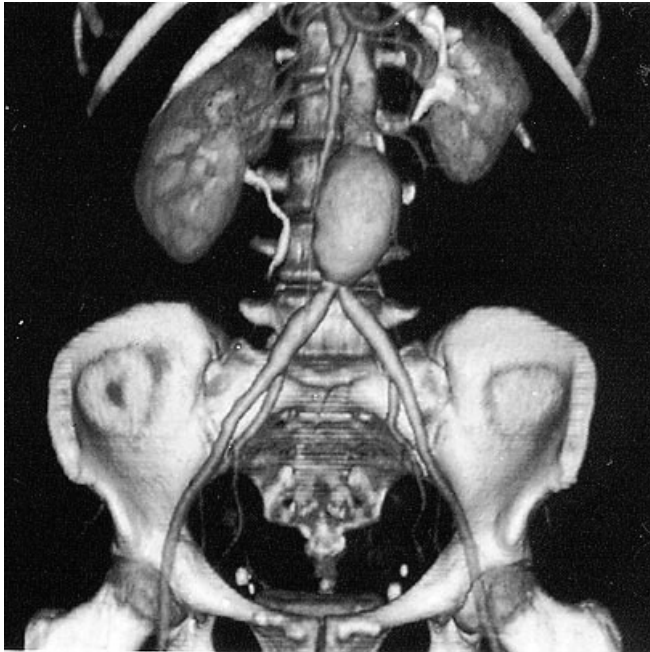
Glava predstavljena s transverzalnimi ravninami

# Napredne metode z računalniško tomografijo

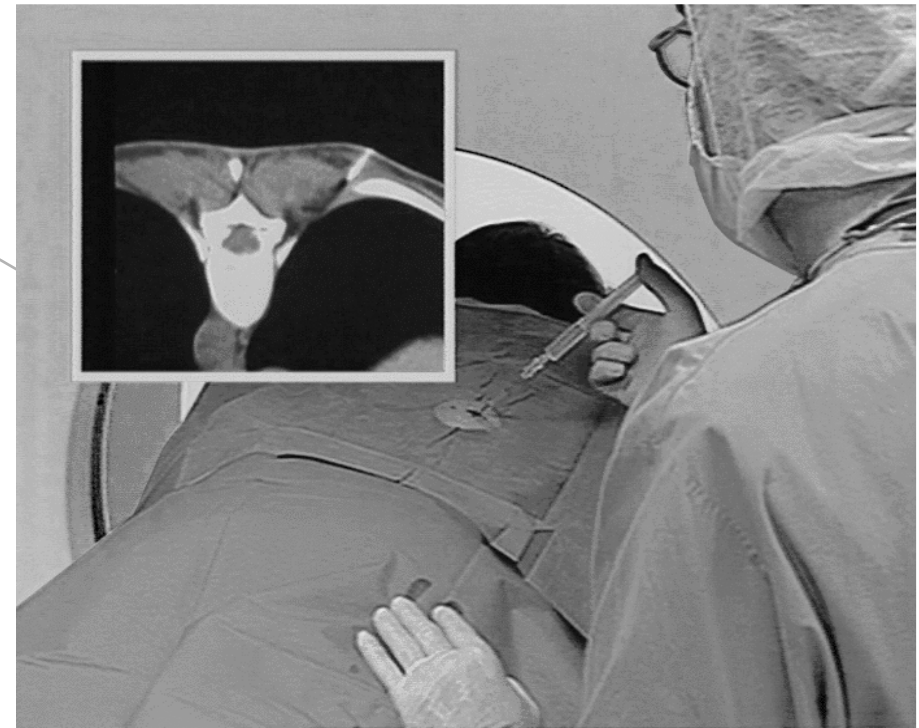
- Računalniška tomografija je kot diagnostična metoda omogočila prikaz prerezov človekovega telesa z zelo visoko kontrastno ločljivostjo in zato dobro preglednostjo tkiv, z majhnim lastnim kontrastom.
- Lastnosti naprav
  - Čas rotacije 1/3 s
  - Čas potreben za pregled celega telesa 10-30 s
  - Prostorska ločljivost 0.4-0.6 mm
  - Število detektorskih vrst 64-320
  - Področje ene rezine  $> 1000$  mm
  - Izpostavljenost 3-20 mSv (povprečje = 10 mSv)

- Skrajšanje časov rotacij (pod 0,5 s) je omogočilo precej večjo hitrost izvedbe posameznega posega.
- Krajši časi so pomembni pri pediatričnih posegih ali pri preiskavah poškodovancev.
- Prav tako so s tem omogočene preiskave daljših območij (npr. pri angiografskih preiskavah (CTA) perifernega žilja), hkrati pa se zmanjša količina artefaktov na slikah, ki so posledica premikanja pacienta med posegom.
- Kratki časi rotacij so omogočili tudi izvedbo računalniško tomografske diaskopije.
- Najnovejše naprave imajo dovolj vrst detektorjev, ki skupaj s kratkimi časi rotacij, omogočajo uporabo računalniške tomografije tudi na področju kardiovaskularne diagnostike.

- Kratki časi rotacij so omogočili tudi izvedbo računalniško tomografske diaskopije.

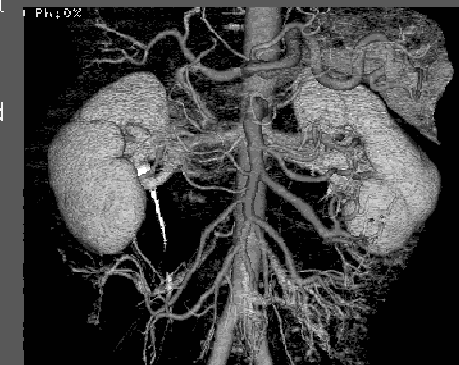


- Kratki časi rotacij so omogočili tudi izvedbo računalniško tomografske diaskopije.
- Najnovejše naprave imajo dovolj vrst detektorjev in časi rotacij, ki omogočajo uporabo računalniške tomografije tudi na področju kardiovaskularne diagnostike.



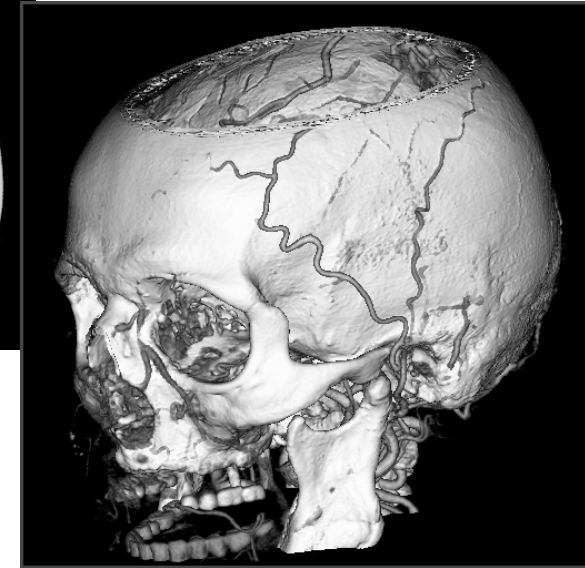
#### Advantages for CT angiography

- e.g. kidney donor angiogram: choosing which kidney to harvest
  - 16 x 0.625 mm
  - pitch 0.938
  - volume rendered reconstruction
- choose kidney with only one renal artery, or one with longest artery



Courtesy: GE Medical Systems

- Hiter napredek računalniške tomografije od začetkov do danes je posledica hitrega tehnološkega razvoja na področju detektorjev, predvsem pa napredek zmogljivosti računalnikov.

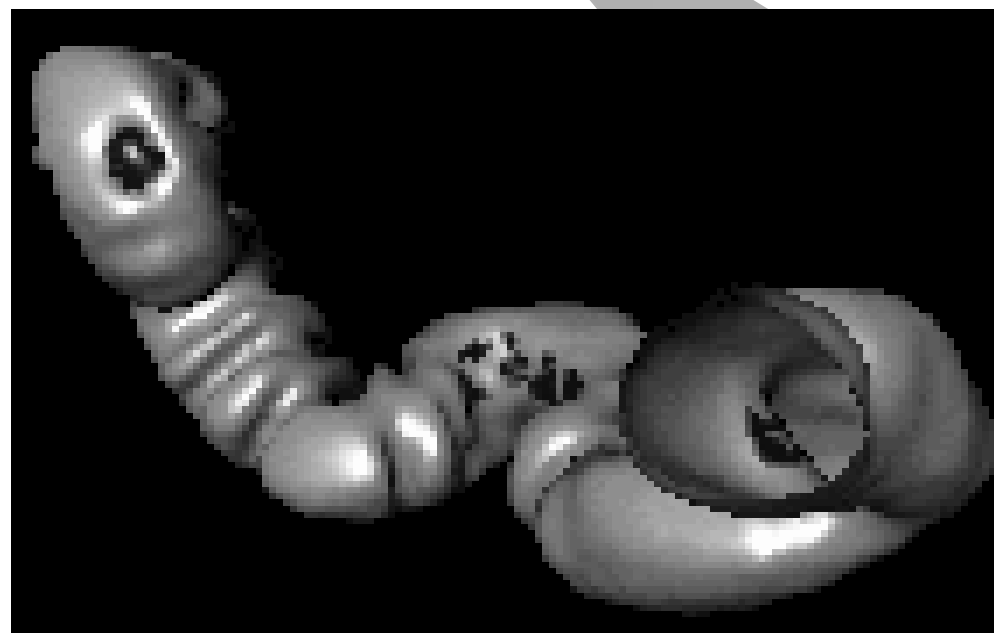
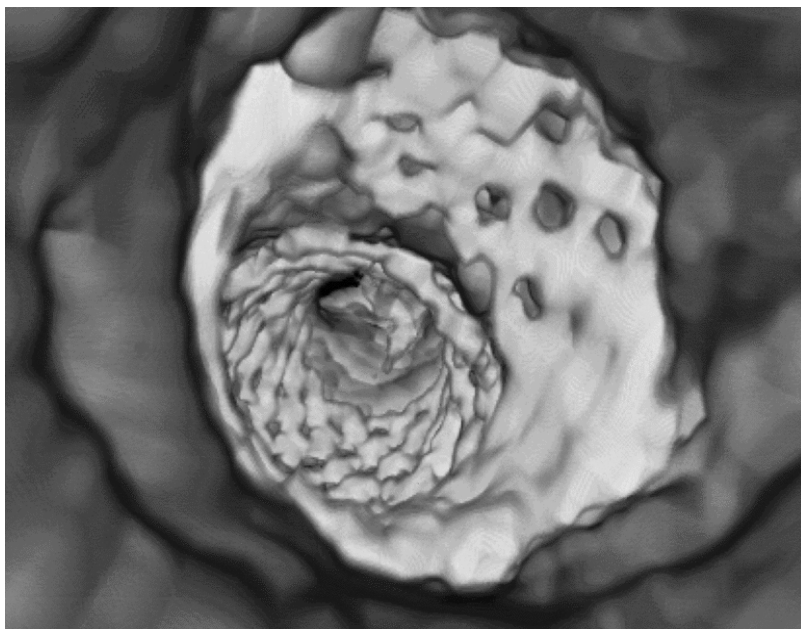
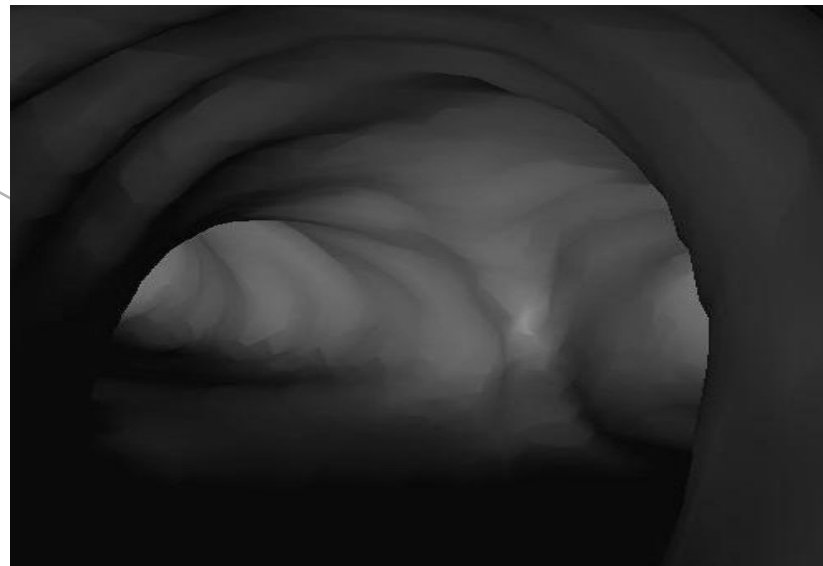


- Zelo pomemben del naprave za računalniško tomografijo namreč predstavlja programska oprema, ki omogoča obdelavo in prikaz zajetih podatkov prilagojen diagnostičnim zahtevam.
- Mednje sodijo tudi 3D predstavitve



## CT endoskopija

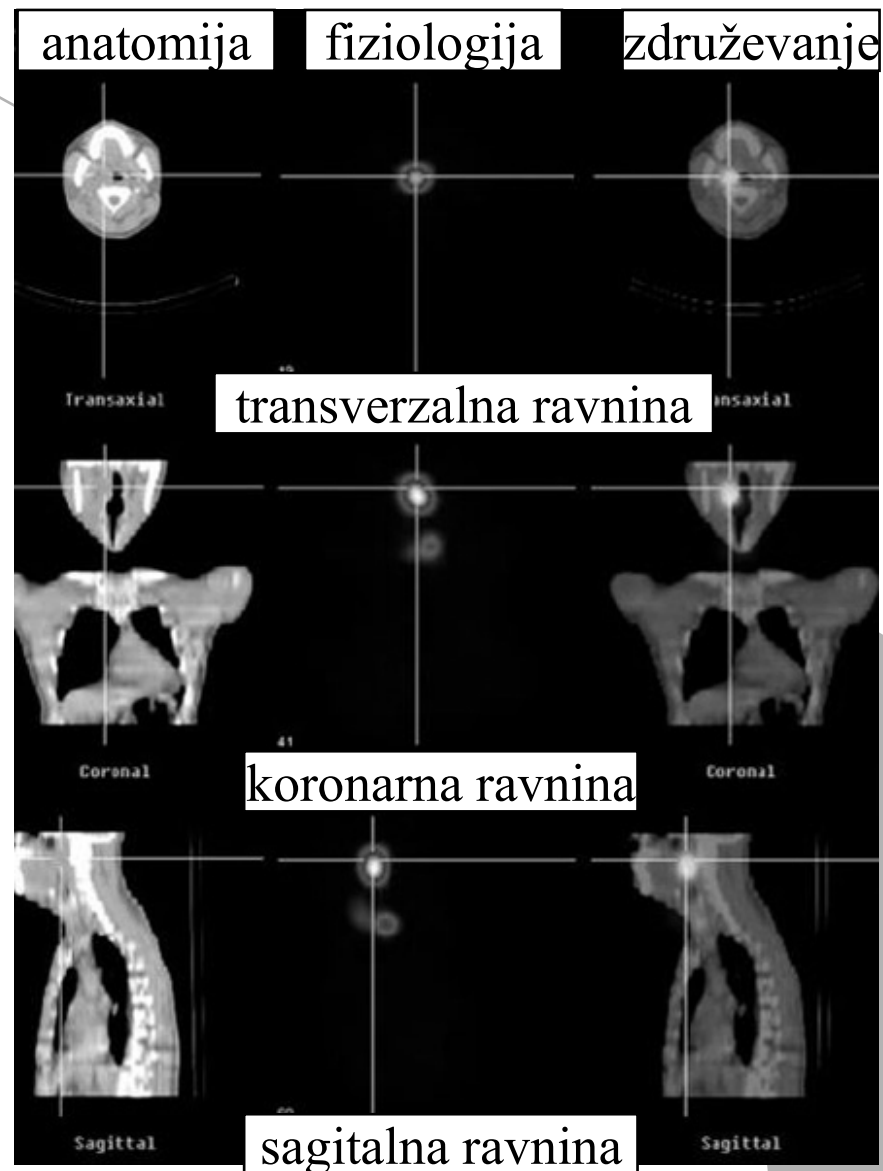
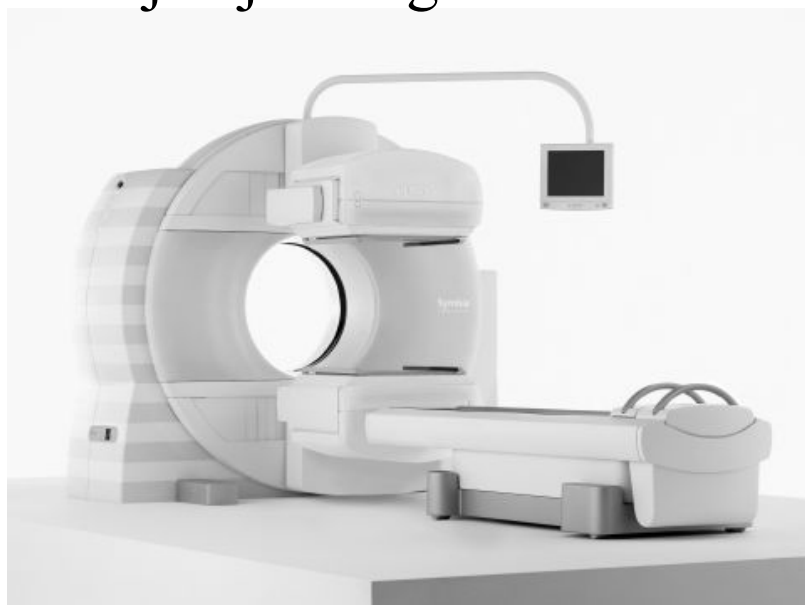
- Endoskopija je pregled notranjosti telesnih votlin in votlih organov





# Združevanje slikovnih metod


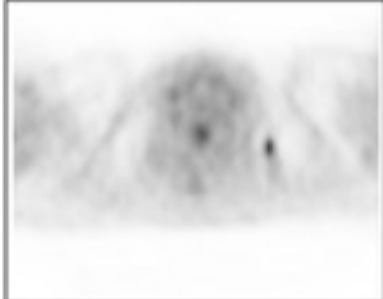

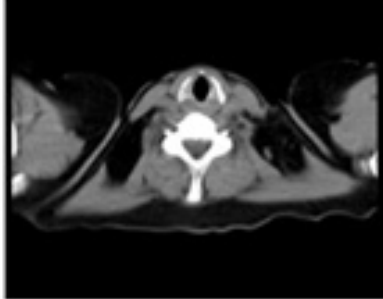
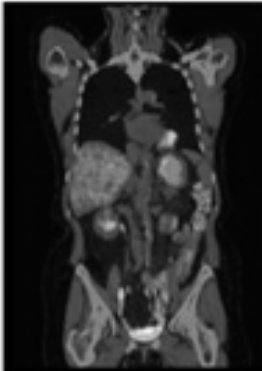
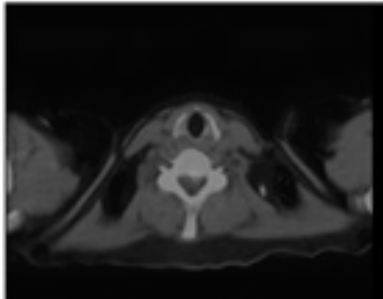
- Sodobna slikovna diagnostika omogoča združevanje podatkov diagnostičnih metod, ki podajajo informacije o anatomiji preiskovanega področja in o procesih, ki v njem potekajo.
- Združevanje lahko vodi do bistveno izboljšane ter zanesljivejše diagnoze.



SPECT/CT

# PET/CT



	<b>PET</b>	<b>fiziologija</b>
		
	<b>CT</b>	<b>anatomija</b>
		
	<b>PET/CT</b>	<b>združevanje</b>
		
<b>koronarna ravnina</b>		<b>transverzalna ravnina</b>

# QC

Parameter	Metoda	Dopustna odstopanja
Pozicioniranje	Natančnost pomika mize	
Koristni snop sevanja	Sovpadanje snopa sevanja s svetlobno indikacijo (laserjem)	$\pm 5$ mm
Tehnična kakovost CT slik	CT skala	Voda $\pm 10$ HU Ostale snovi $\pm 20$ HU
	Homogenost Šum in artefakti	
	Prostorska ločljivost	Boljša od 1 mm
	Meritev dimenzij na slikah	Odstopanje $< 2$ mm

# CT skala

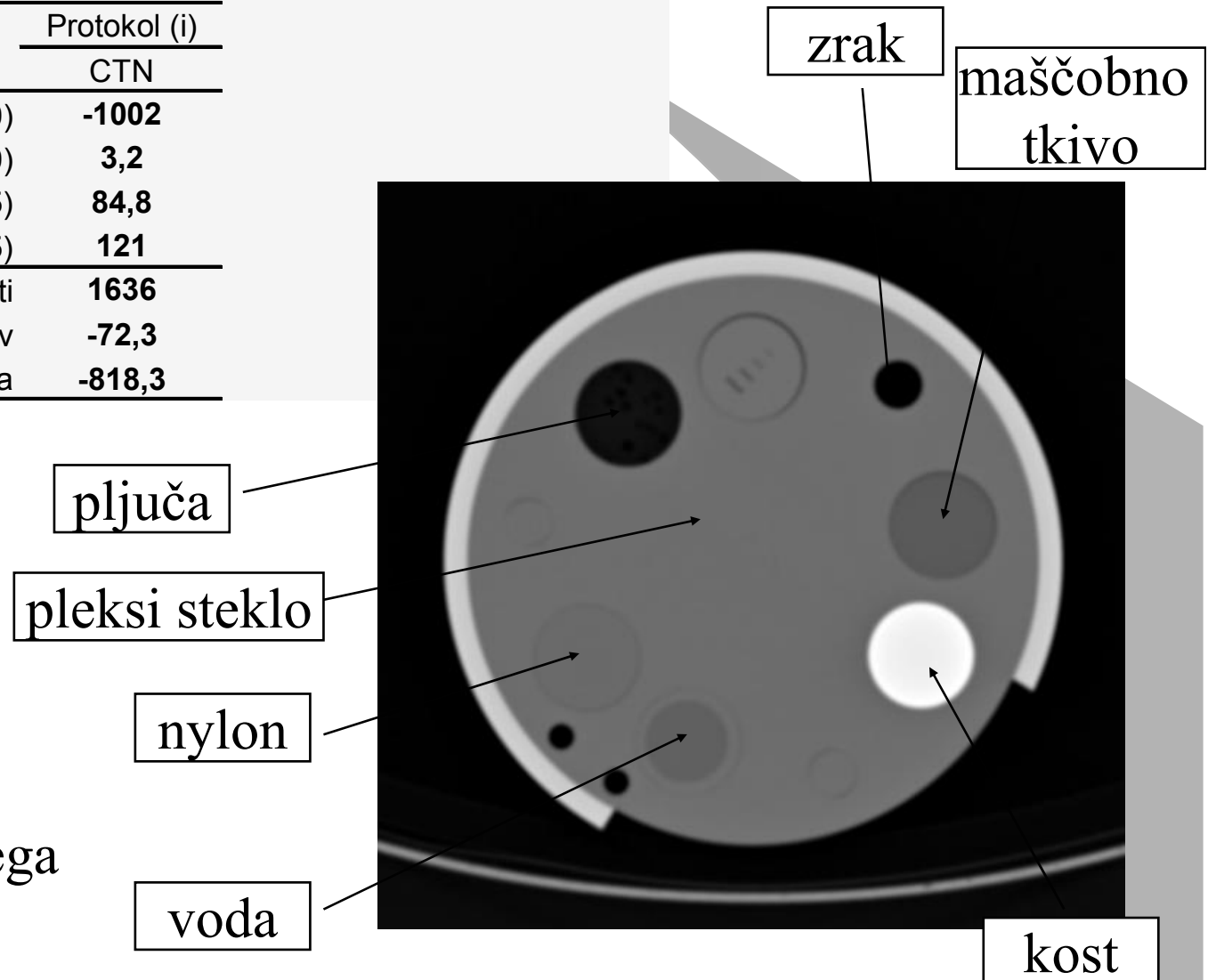
(i) Glava S&S, 120 kV, 250 mA x 1 s, H = 4 x 2 mm R = 4 mm

**CT skala (CT števila nekaterih znanih snovi in simulacij tkiv)**

Snov (CTN)	Protokol (i) CTN
Zrak (-1000)	<b>-1002</b>
Voda (0)	<b>3,2</b>
Nylon (95)	<b>84,8</b>
Pleksi steklo (125)	<b>121</b>
Simulacija kosti	<b>1636</b>
Simulacija maščobnih tkiv	<b>-72,3</b>
Simulacija pljučnega tkiva	<b>-818,3</b>

Meritve se lahko izvedejo pri različnih napetostih

CT število naj ne bi odstopalo več kot 50 HU od predvidenega za dano snov



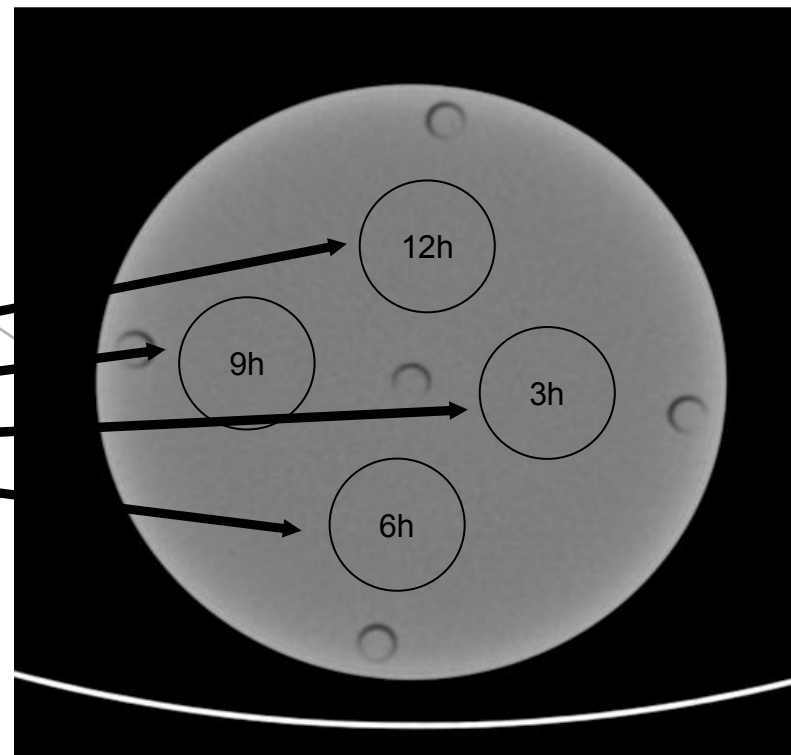
# Šum (Noise)

- Šum zmanjšuje vidnost objektov z nizkim lastnim kontrastom.
- Meritev šuma se izvede z uporabo cilindričnega fantoma, ki je napolnjen z vodo ali narejen iz snovi, ki ima primerljive lastnosti s tkivom.
- Na sliki se šum določi kot standardna deviacija CT števil na področju zanimanja ROI, ki ga izberemo na štirih mestih na obrobju, lahko pa tudi v sredini.
- Pri tem se lahko uporabi različne rekonstrukcijske algoritme.
- Šum je pogosto naveden z navedbo doze pri nastanku slike, tako, da se meritev lahko izvaja tudi s hkratnim merjenjem doze z ionizacijsko celico, ki jo vstavimo v fantom.

Hkrati z meritvijo šuma lahko izmerimo tudi homogenost CT števil (CT number uniformity)

Region of interest (ROI)

Fantom za določanje homogenosti slik in šuma na slikah



### Homogenost slike in šum na slikah

Položaj v fantomu	Protokol (i)		Protokol (ii)	
	CTN (Plexi)	SD	CTN (Plexi)	SD
12h	123,1	3,3	122,3	13,3
3h	123,1	3,1	119,1	14,0
6h	123,2	3,0	126,1	14,0
9h	122,9	3,1	120,8	14,2
Povprečje	<b>123,1</b>	<b>3,1</b>	<b>122,1</b>	<b>13,9</b>
Rel. st. odstopanje	<b>0,1%</b>		<b>2,4%</b>	

(i) glava, 120 kV, 250 mA x 1 s, H=4 x2 mm, R= 4 mm

(ii) abdomen, 120 kV t =0,5 s, I-avtomatika, H=32 x 0,5, R=5 mm

- Šum na CT slikah je standardna deviacija (SD) CT števil

Šum je

odvisen od:

- objekta
- ekspozicijskih parametrov (doze)
- debeline prereza
- rekonstrukcijskega algoritma (kernel)

# Razmerje kontrast šum CNR

$$CNR = \frac{C}{N}$$

kontrast povečamo z uporabo kontrastnih sredstev ali uporabno nižjih napetosti)

$$N \propto \frac{1}{\sqrt{D}}$$

Šum zmanjšamo če povečamo dozo, povečamo debelino prereza, ali uporabimo višjo napetost)



# Preiskovanec – vodni fantom

Konstanten tok ( $I t = 130 \text{ mAs}$ )

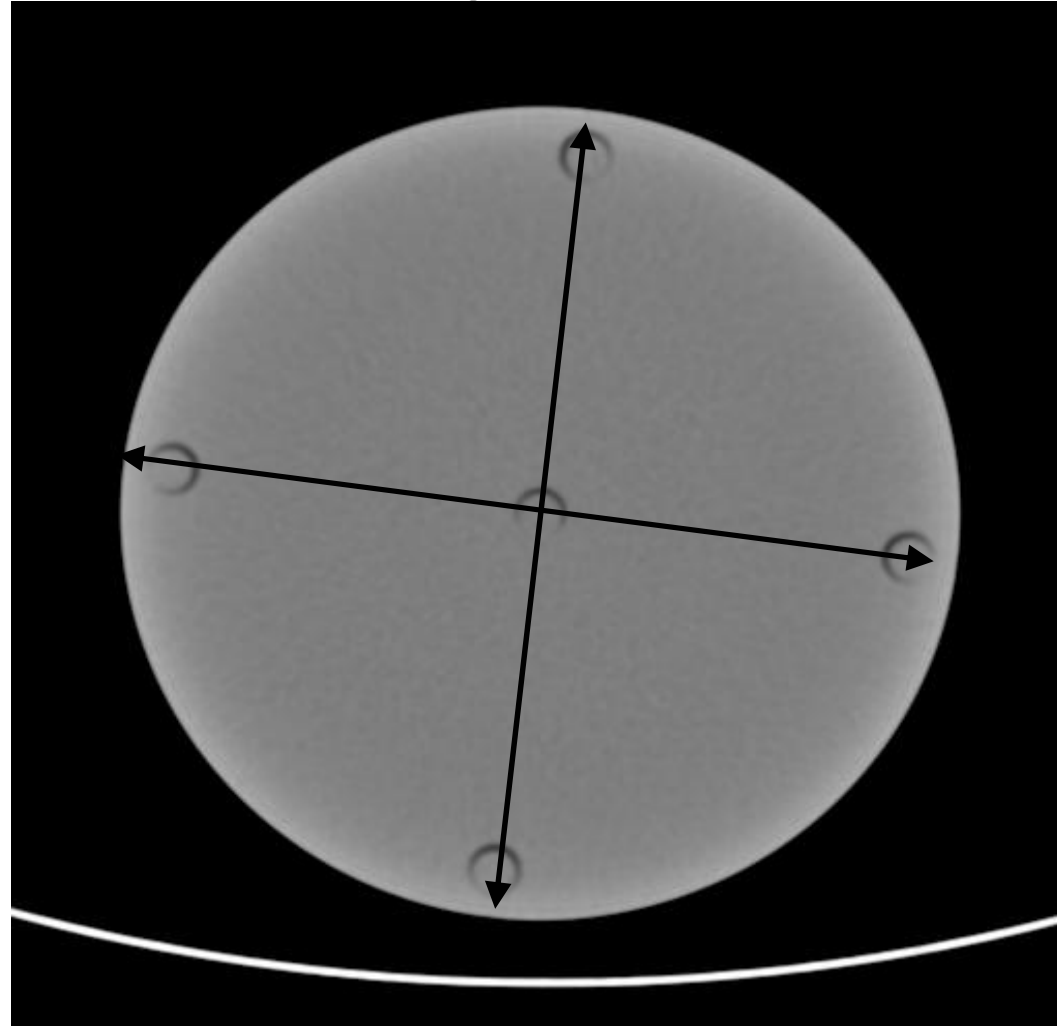
premer (cm)	10	14	20	25	30	40
šum (HU)	1,9	3,5	5,1	8,2	13,0	33,6

Konstanten šum ( $N = 13 \text{ HU}$ )

premer (cm)	10	14	20	25	30	40
$I t$ (mAs)	2,9	6,2	19	50	130	870

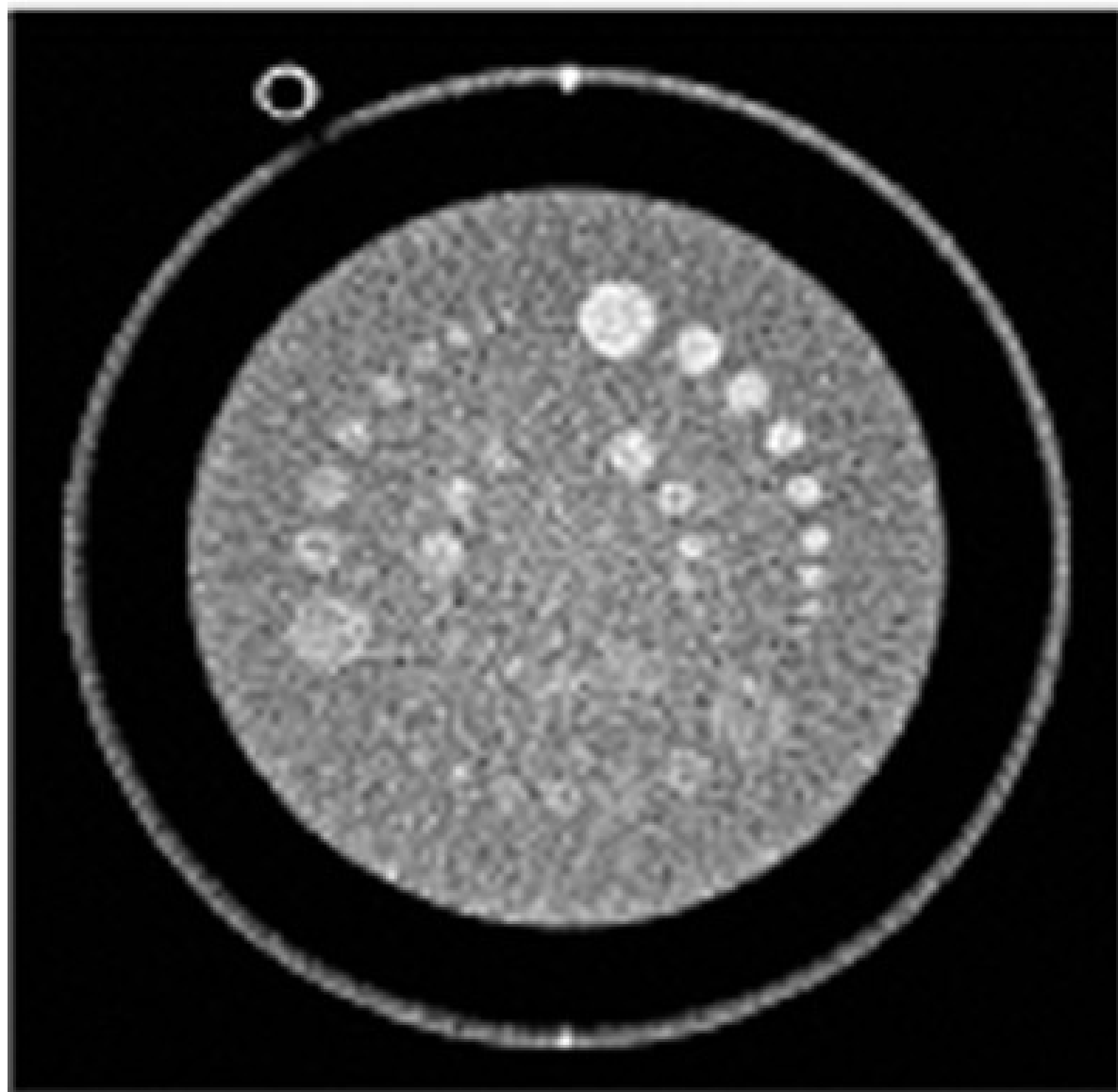
Z večanjem dimezij preiskovanca, se ob uporabi enakega produkta toka in časa povečuje šum, pri zahtevi, da se z večanjem preiskovanca šum ne spreminja pa to pomeni, da je poseg izveden z pri večjem produktu toka in časa.

# Meritev razdalj



Primerjava dimenzij objekta (obeh fantomov) 160 mm in 320 mm z  
izmerjenimi razdaljami na sliki

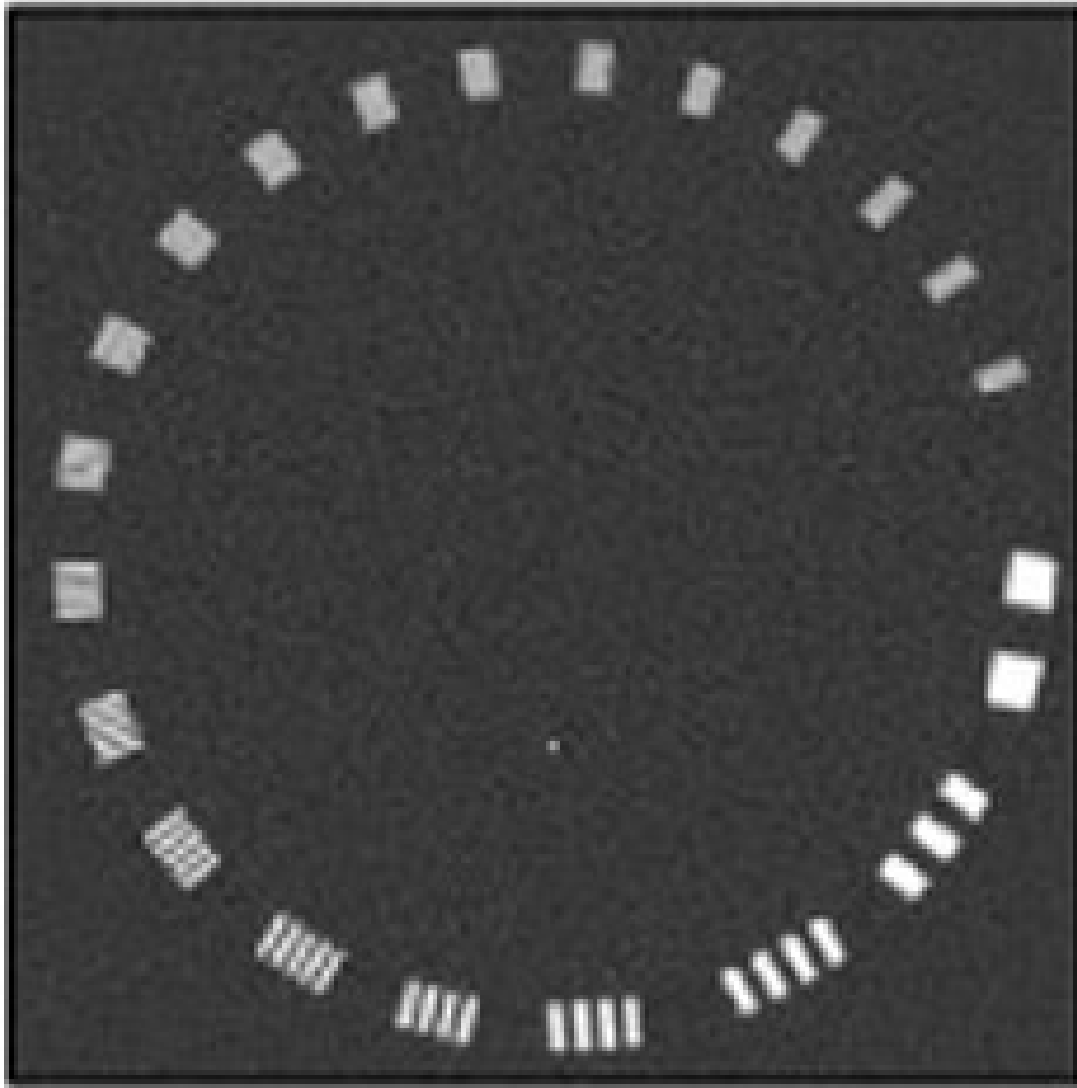
# Kontrastna ločljivost (low contrast resolution)



- Low contrast resolution je ponavadi določena z najmanjšim objektom, ki ga še razločimo na sliki pri izbranem lastnem kontrastu in dozi.

- Meritev sposobnosti naprave, zato se test izvaja ob prevzemu. Naredi se vsaj 20 slik fantoma, ki jih ovrednotijo vsaj tri osebe pod optimalnimi pogoji.

# Prostorska ločljivost (spatial resolution- high contrast resolution)



PRVI NAČIN

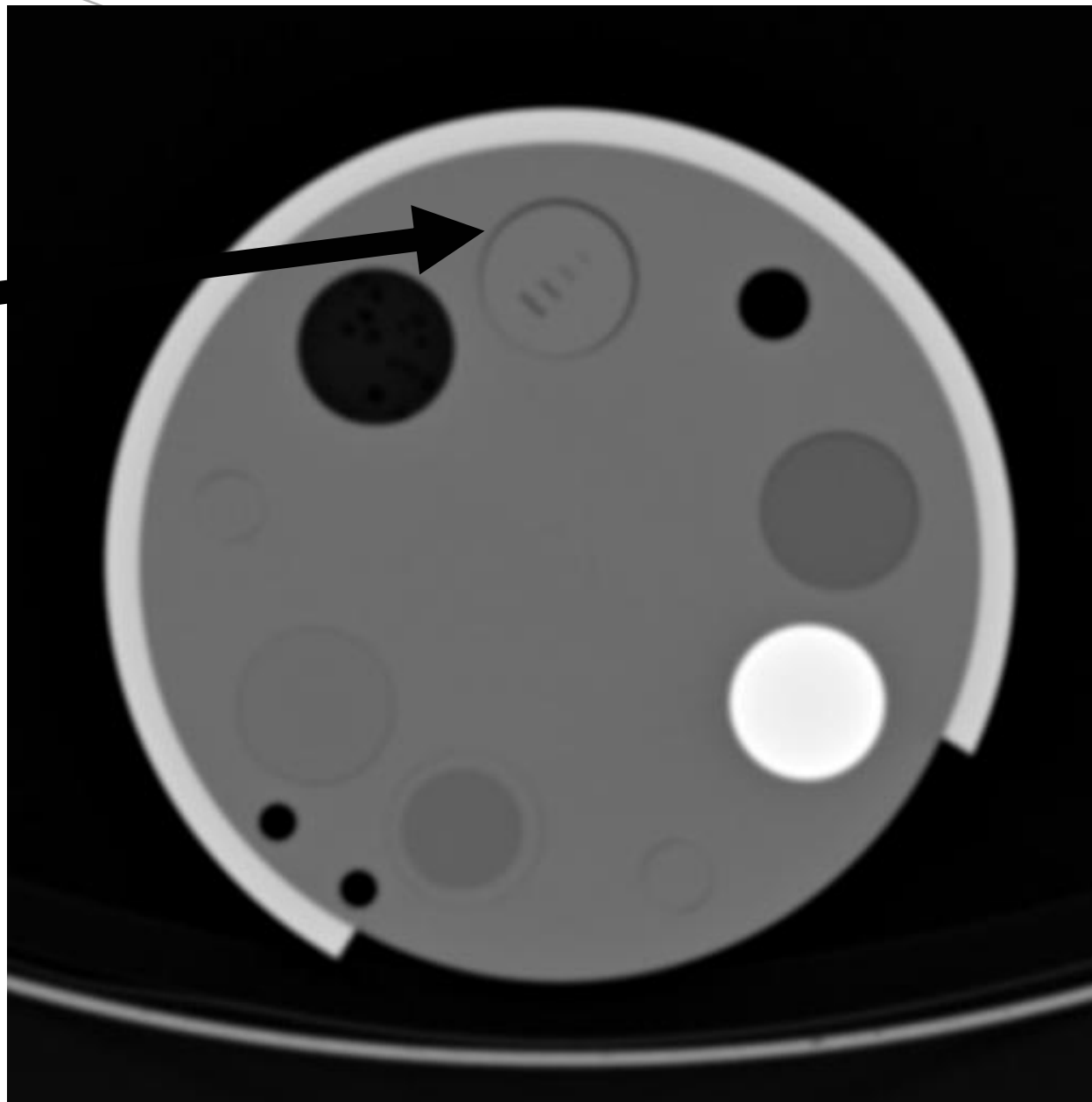
Število parov črt, ki so še vidne na sliki.

Fantom za določanje prostorske ločljivosti

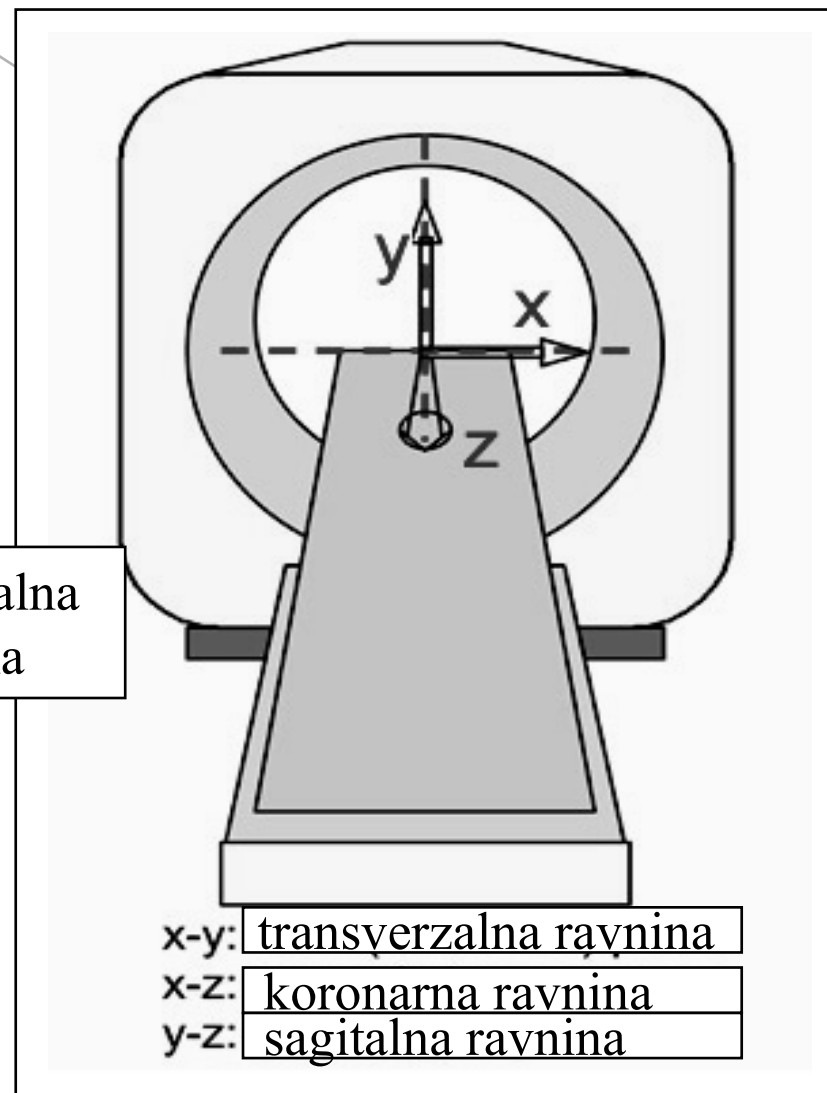
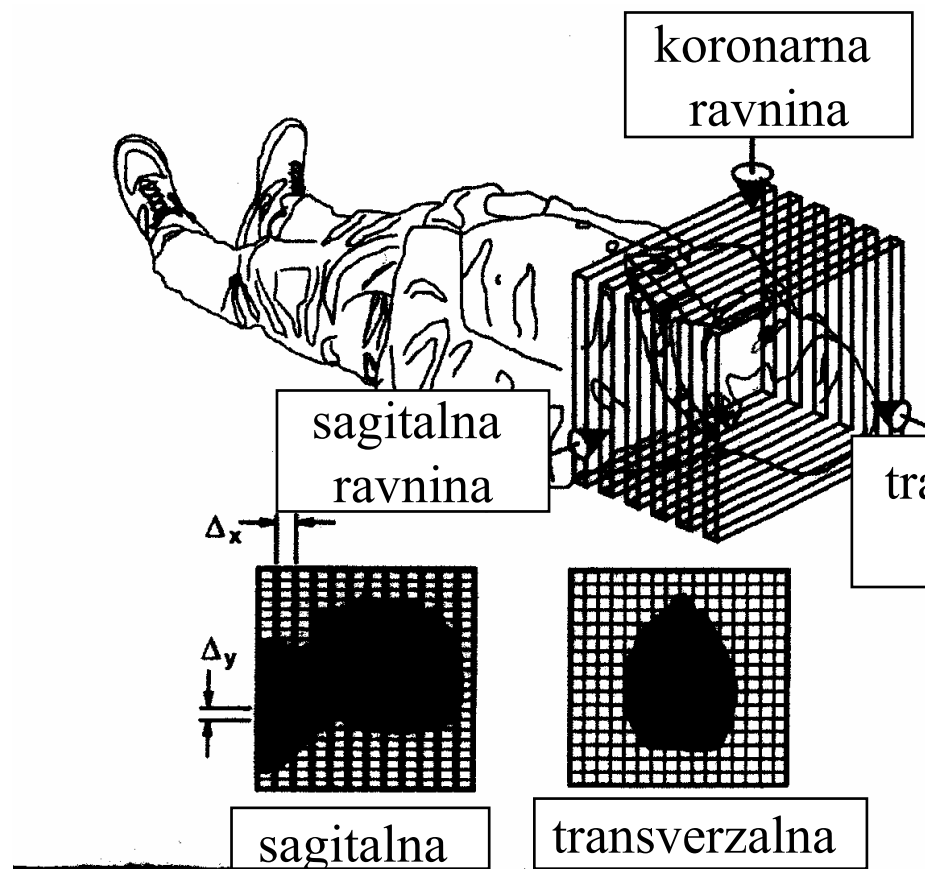
## DRUGI NAČIN

Katera vrsta krogov različnih velikosti je na sliki vidna

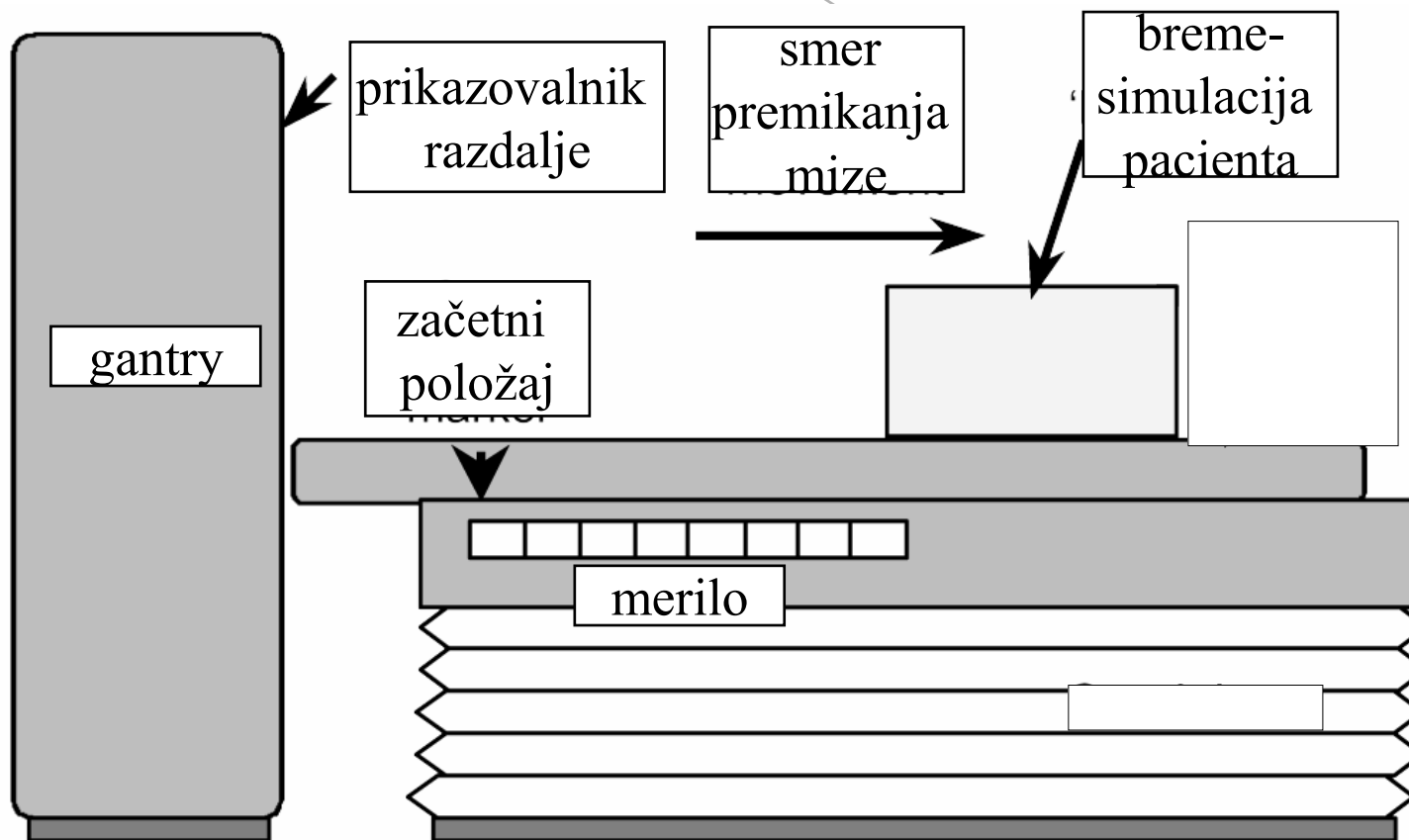
Fantom za določanje prostorske ločljivosti



# Premikanje mize (Couch travel accuracy)



- Premikanje mize v z smeri v eno in drugo stran za 300-500 mm in preverjanje ali se vrne v izhodiščni položaj.
- Preverjanje ustreznosti nastavitvev korakov- premik mize (incrementation accuracy) v eno smer za 100 mm in vračanje v izhodiščni položaj v 10 korakih po 10 mm.
- Premik mize lahko preverimo tudi s slikanjem filma, ki je položen na mizo v z smeri ali ovit okoli valja –fantoma. Izberemo debelino reza, naredimo sliko, mizo premaknemo za izbrano razdaljo, ki je večja od debeline reza in ponovno eksponiramo.
- Postopek ponovimo nekajkrat v obeh smereh.
- Pregledamo razdalje med osvetljenimi in neosvetljenimi deli na filmu.

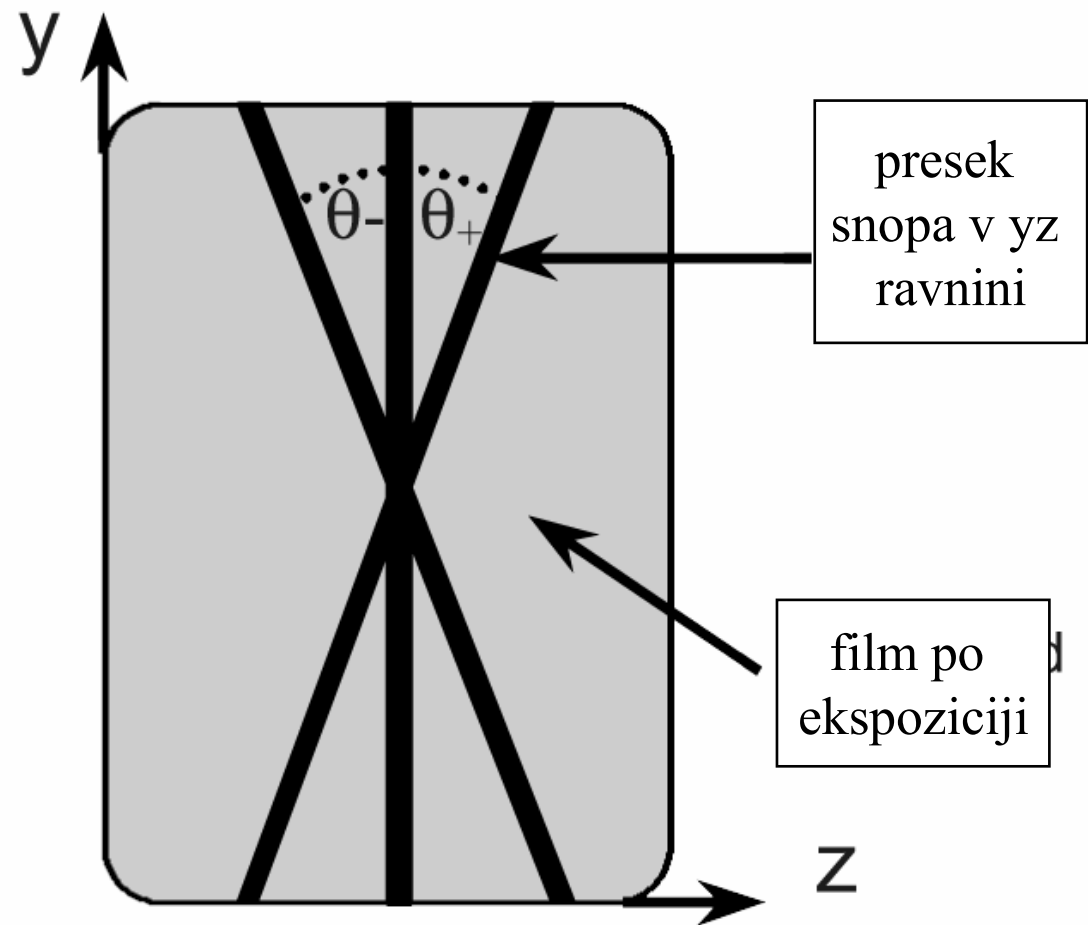


Preverjanje točnosti in natančnosti prikazovalnika razdalje  
Couch travel accuracy



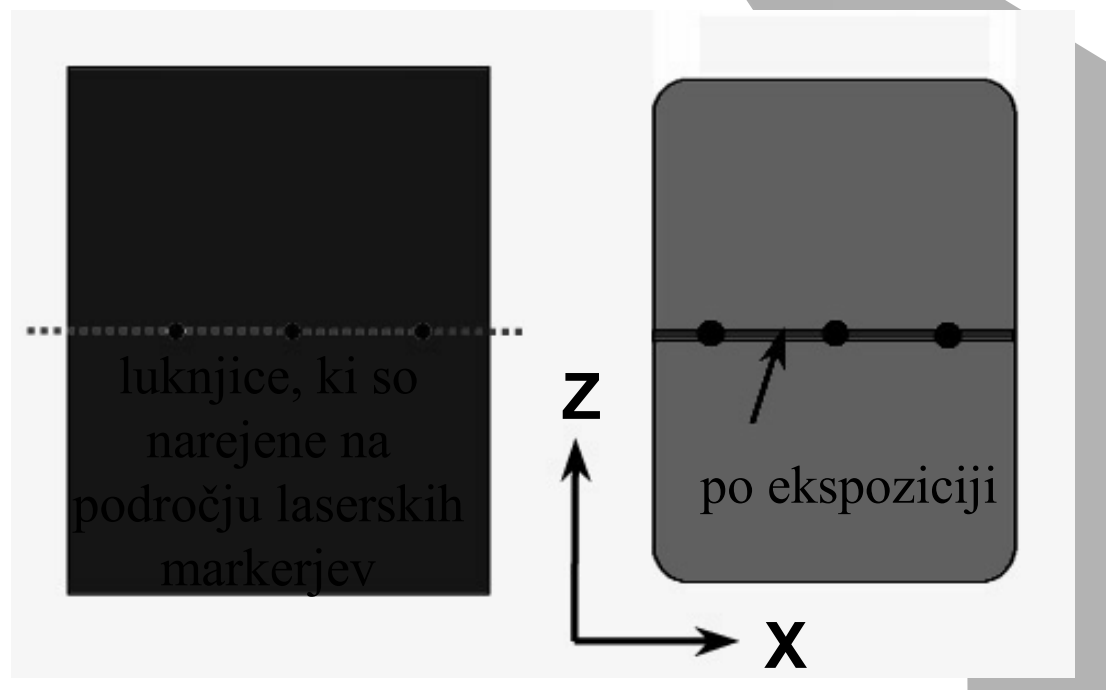
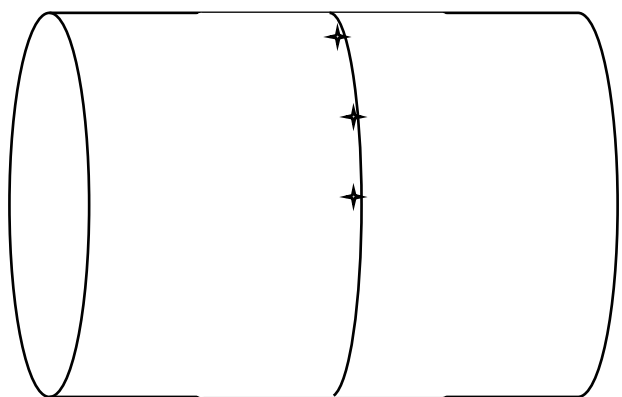
# Meritev naklona gantrija Gantry Tilt Measurement

- Natančnost premikov naklona gantrija lahko preverimo s postavitvijo filma v sagitalno yz ravnino ter naredimo tri ekspozicije pri osnovnem položaju gantrija in premiku naprej in nazaj za enak kot.

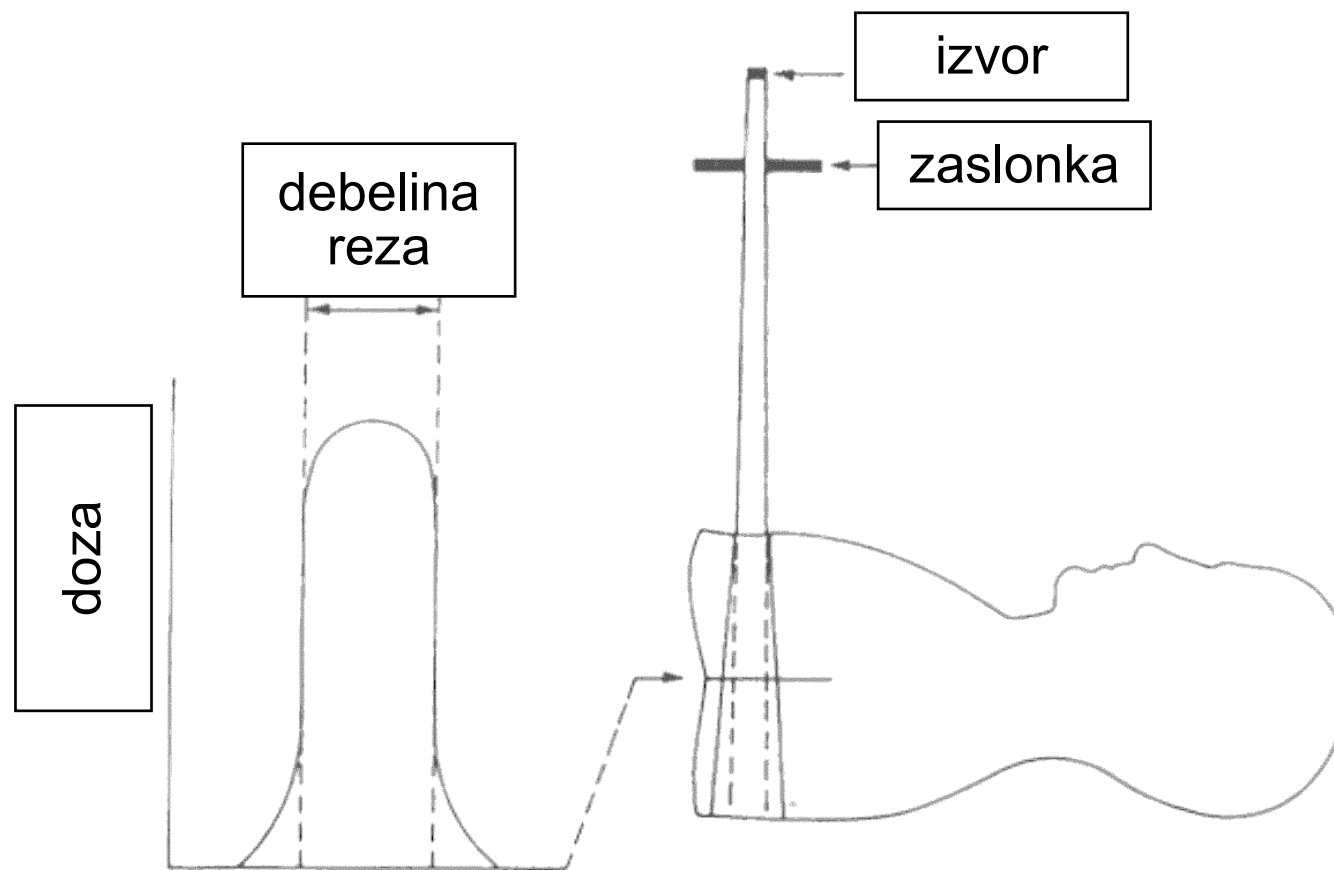


# Usklajenost zunanjih in notranjih prikazovalnikov- markerjev ravnin-laserjev

- Film ovijemo okoli fantoma in ga centriramo v področju, ki ga določajo zunanji laserji (1) ali ga položimo v x-z ravnino.
- Položaje laserskih žarkov označimo tako, da na mestih, ki jih označujejo laserji prebodememo film
- Fantom zapeljemo v notranjo ravnino in eksponiramo
- Preverimo skladnost osvetljene črte z narejenimi luknjicami.

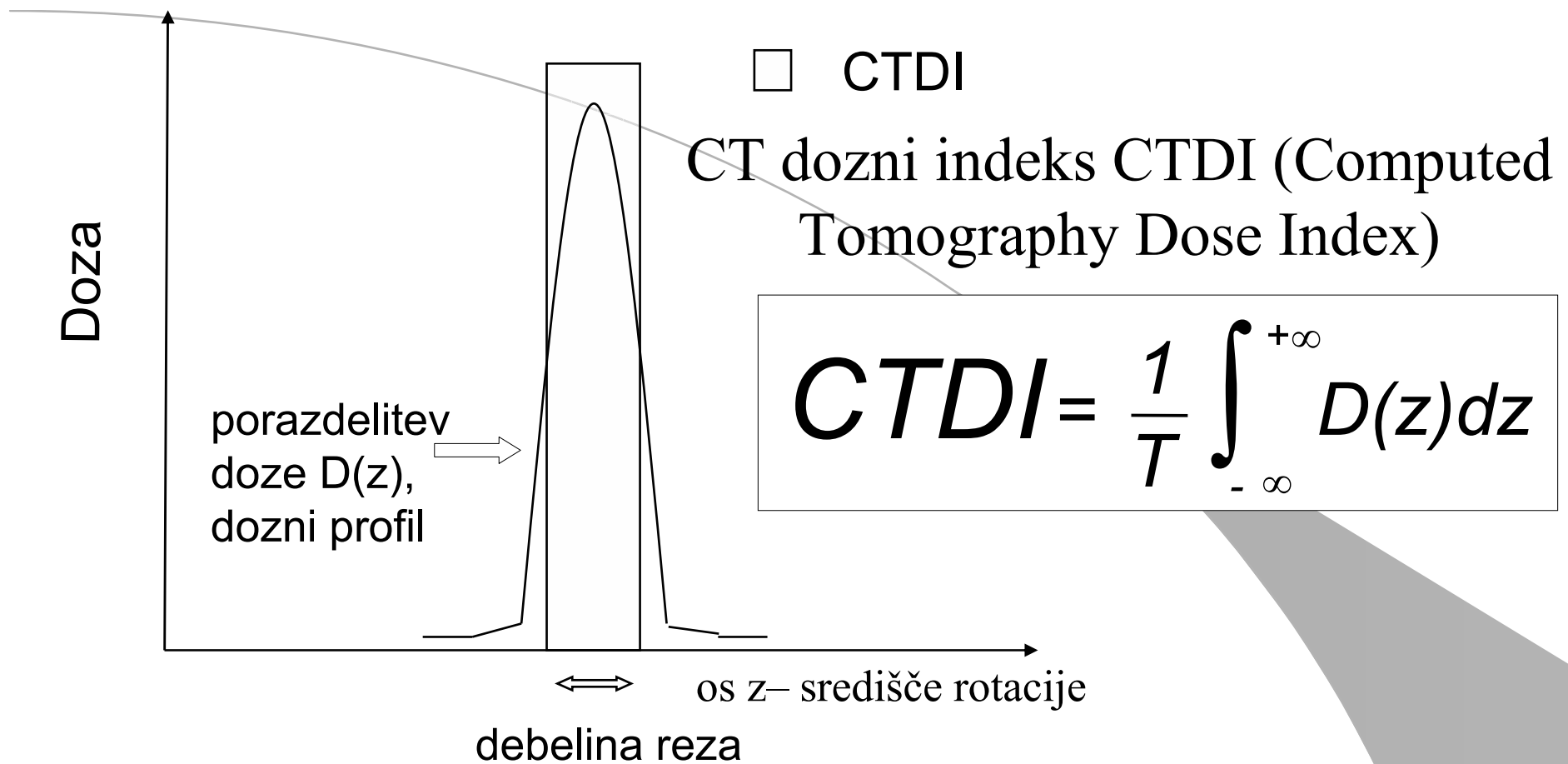


# Dozimetrija



Izpostavljenost je največja na sredini reza in se počasi zmanjšuje proti robu.

Izpostavljeni pa so tudi deli tkiva izven reza.



Natančen dozimetrični opis posameznega reza pri računalniški tomografiji podaja porazdelitev doze v osi tomografa – dozni profil  $D(z)$ .

Dozimetrična količina s katero opišemo posamezni rez je integral doznega profila normiran z izbrano debelino reza  $T$  in jo imenujemo CT dozni indeks (CTDI Computed Tomography Dose Index)

- CT dozni indeks merjen prosto v središču koristnega snopa rentgenske svetlobe (CT Dose Index free in air  $CTDI_a$ )
- CT kerma v zraku merjena prosto v središču koristnega snopa rentgenske svetlobe CT (Air Kerma Index free in air [ $C_K$ ])

$$K_a(z) = D(z)$$

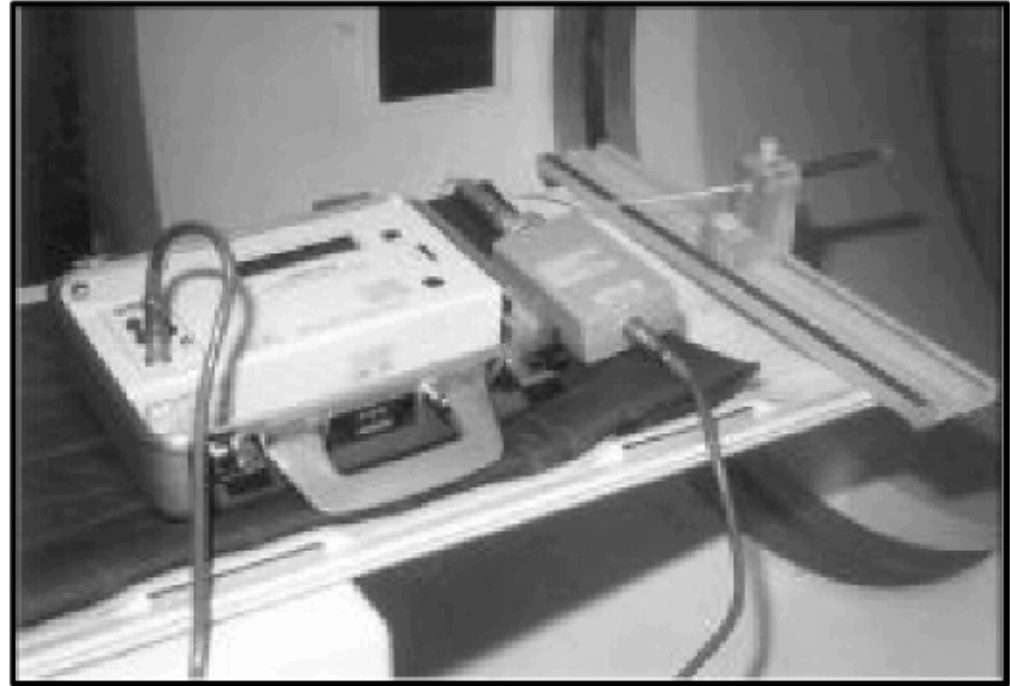
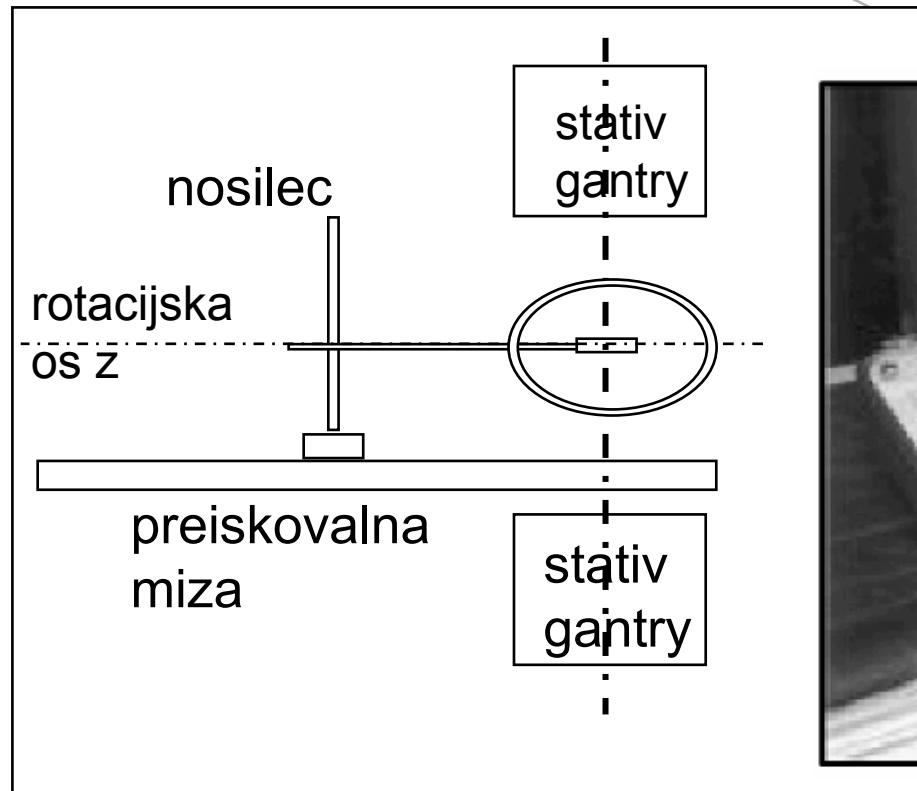
N-število rezov  
T-debelina reza

$$CTDI_a = C_K = \frac{1}{N \cdot T} \int_{-\infty}^{\infty} K_a(z) dz$$

- CT dozni indeks merjen prosto v središču koristnega snopa rentgenske svetlobe z ionizacijsko celico dolžine 100 mm [ $C_{K,100}$ ] (CT Dose Index free measured free in air with ionization chamber of 100 mm length  $CTDI_{100}$ ):

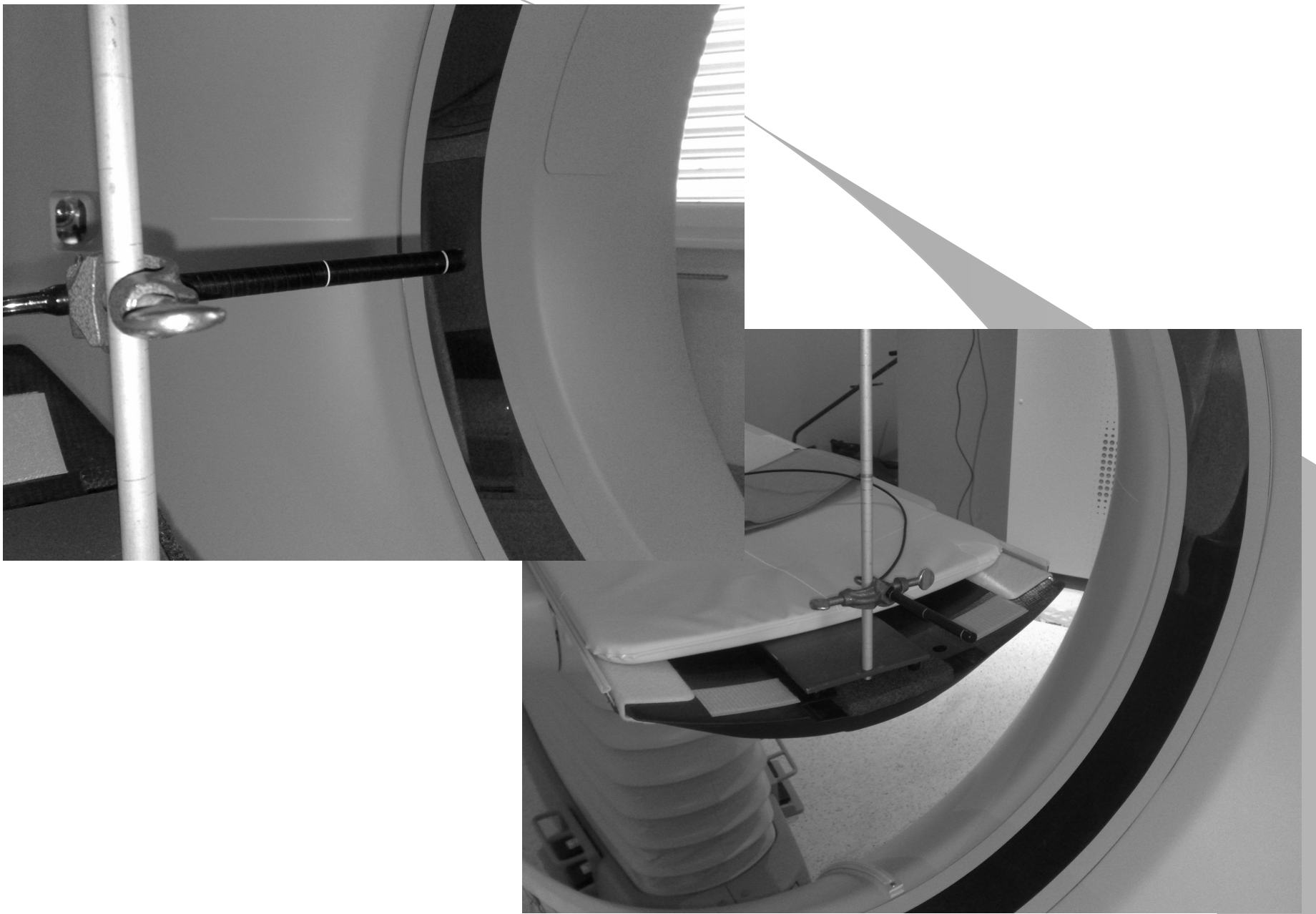
$$CTDI_{100} = C_{K,100} = \frac{1}{N \cdot T} \int_{-50mm}^{50mm} K_a(z) dz$$

# Meritev doznega indeksa CTDI

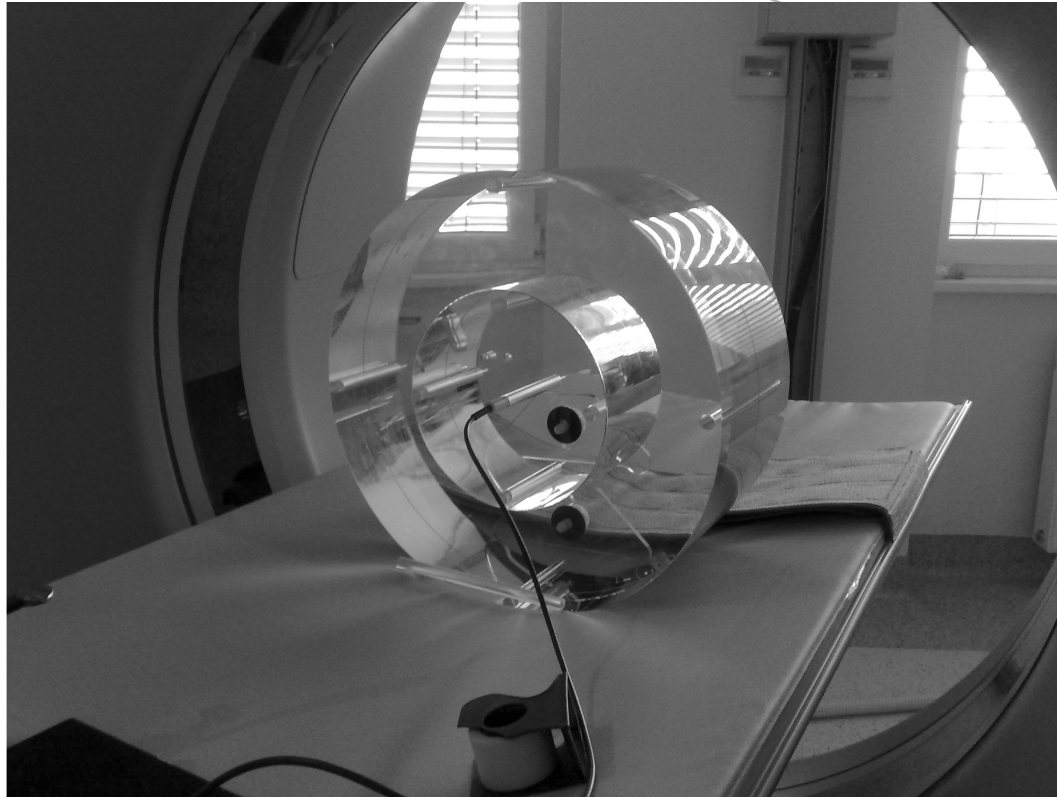


Dozni indeks CTDI merimo s posebnimi ionizacijskimi celicami v obliki svinčnika aktivne dolžine 100 mm ali vrsto dozimetrov, ki jih namestimo v osi tomografa vzporedno z z osjo (meritev v zraku) ali v posebne dozimetrične fantome (meritev v fantomu)

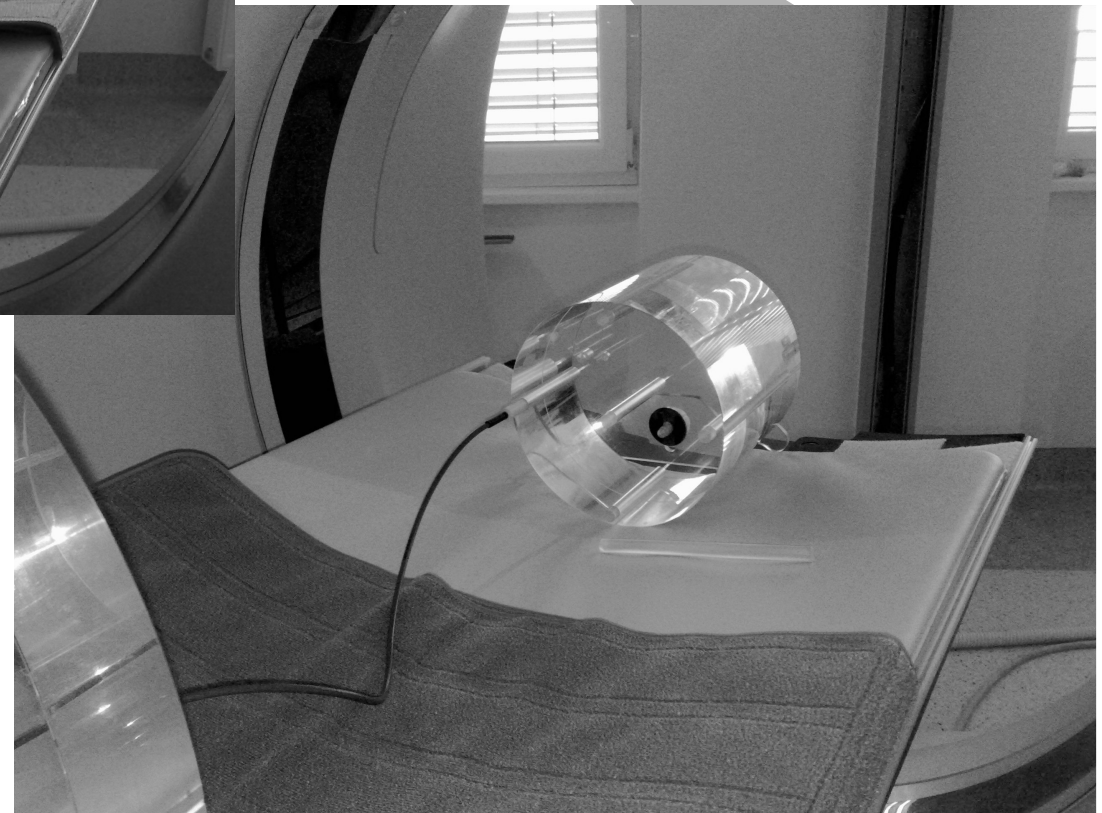
# Meritve CTDI v zraku



# Meritve v fantomu



Fantomi iz pleksi stekla:  
simulacija glave:  $2r = 16$  cm  
simulacija trupa:  $2r = 32$  cm



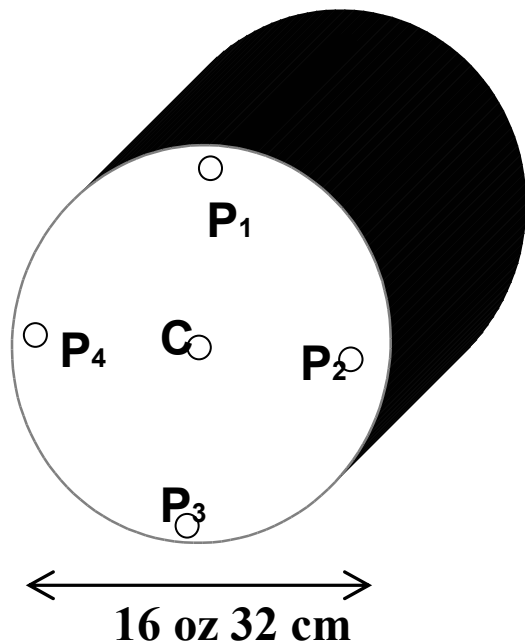


Utežen CT dozni indeks merjen v dozimetričnem fantomu (mGy)  
 (Weighted CT Dose Index in the standard CT dosimetry phantom  
 $CTDI_W$ ):

$$CTDI_W = C_{K,PMMA,w}$$

Utežena CT kerma v zraku merjena v dozimetričnem fantomu  
 (Weighted CT Air Kerma Index in the standard CT dosimetry phantom  
 $[C_{K,PMMA,w}]$ )

$$C_{K,PMMA,w} = \frac{1}{3} \cdot C_{K,PMMA,100,c} + \frac{2}{3} \cdot \left( \frac{1}{4} (C_{K,PMMA,100,p_1} + C_{K,PMMA,100,p_2} + C_{K,PMMA,100,p_3} + C_{K,PMMA,100,p_4}) \right)$$



ali poenostavljen zapis

$$CTDI_W = \frac{1}{3} \cdot C + \frac{2}{3} \cdot \left( \frac{1}{4} (P_1 + P_2 + P_3 + P_4) \right)$$

- Meritev v sredini fantoma in na 4 položajih 1 cm pod površino ( $P_1$ -12h,  $P_2$ - 3h,  $P_3$ - 6h,  $P_4$ - 9h) na robu
- Izračunamo povprečje meritev na robu

Utežen CT dozni indeks merjen v dozimetričnem fantomu normaliziran s produktom toka in časa (enota: mGy/mAs)

Weighted CT dose or air kerma index normalized to product of tube current with tube rotation time.

$${}_n C_{K,PMMA,w} = {}_n CTDI_w = \frac{C_{K,PMMA,w}}{P_{It}} = \frac{CTDI_w}{P_{It}}$$

Premer fantoma (cm)	<b>16</b>	<b>Primer meritev</b> Meritve CTDI (mGy)					
Polje	<b>GLAVA</b>		<i>Sredina</i>	<i>12h</i>	<i>3h</i>	<i>6h</i>	<i>9h</i>
Širina snopa (mm)	<b>10</b>	<i>M1</i>	50,0	48,1	47,6	47,7	49,5
Anodna napetost (kV)	<b>120</b>	<i>M2</i>	50,0	48,2	47,7	47,8	49,5
Anodni tok (mA)	<b>240</b>	<i>M3</i>	50,0	48,2	47,6	47,9	49,7
Čas rotacije (s)	<b>2</b>	<b>Povprečje</b>	<b>50,0</b>	<b>48,2</b>	<b>47,7</b>	<b>47,8</b>	<b>49,5</b>
Tokovni sunek (mAs)	<b>480</b>	<b>SD (%)</b>	<b>0,0%</b>	<b>0,1%</b>	<b>0,1%</b>	<b>0,2%</b>	<b>0,2%</b>
<b>CTDI</b>	<b>48,9 mGy</b>	$CTDI_w = \frac{1}{3} \cdot C + \frac{2}{3} \cdot \left( \frac{1}{4} (P_1 + P_2 + P_3 + P_4) \right)$					

$$CTDI_w (mGy) = \frac{1}{3} \cdot 50 + \frac{2}{3} \cdot \left( \frac{1}{4} (48,2 + 47,7 + 47,8 + 49,5) \right)$$

$$CTDI_w (mGy) = \frac{1}{3} \cdot 50 + \frac{2}{3} \cdot \left( \frac{1}{4} (193,2) \right) = 16,7 + 32,2 = 48,9 mGy$$

$${}_n CTDI_w = \frac{CTDI_w}{P_{It}} = \frac{48,9 mGy}{480 mAs} = 0,10 \frac{Gy}{As}$$

Premer fantoma (cm)		Primer meritev					
	<b>32</b>	Meritve CTDI (mGy)					
Polje	<b>ABD</b>		<i>Sredina</i>	<i>12h</i>	<i>3h</i>	<i>6h</i>	<i>9h</i>
Širina snopa (mm)	<b>10</b>	<i>M1</i>	7,5	13,8	13,7	14,0	13,8
Anodna napetost (kV)	<b>120</b>	<i>M2</i>	7,5	15,8	13,6	14,1	13,8
Anodni tok (mA)	<b>420</b>	<i>M3</i>	7,5	13,9	13,7	14,1	13,9
Čas rotacije (s)	<b>0,5</b>	<b>Povprečje</b>	<b>7,5</b>	<b>14,5</b>	<b>13,6</b>	<b>14,0</b>	<b>13,8</b>
Tokovni sunek (mAs)	<b>210</b>	<b>SD (%)</b>	<b>0,0%</b>	<b>7,9%</b>	<b>0,4%</b>	<b>0,4%</b>	<b>0,4%</b>
<b>CTDI</b>	<b>11,8</b>	<b>mGy</b>	$CTDI_w = \frac{1}{3} \cdot C + \frac{2}{3} \cdot \left( \frac{1}{4} (P_1 + P_2 + P_3 + P_4) \right)$				

$$CTDI_w (mGy) = \frac{1}{3} \cdot 7,5 + \frac{2}{3} \cdot \left( \frac{1}{4} (14,5 + 13,6 + 14,0 + 13,8) \right) \quad n \quad CTDI_w = \frac{11,8 mGy}{210 mAs} = 0,06 \frac{mGy}{mAs}$$

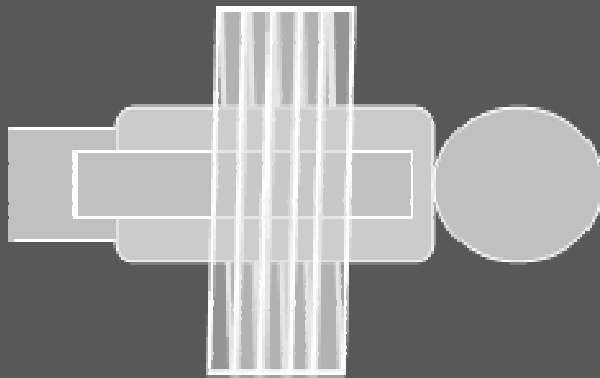
$$CTDI_w (mGy) = \frac{1}{3} \cdot 7,5 + \frac{2}{3} \cdot \left( \frac{1}{4} (55,9) \right) = 2,5 + 9,3 = 11,8 mGy$$

# Spiralna tomografija

- Pri spiralni tomografiji se običajno podaja  $CTDI_{vol}$ , (volume CT dose index), ki upošteva CT pitch
- $CT_{pitch}$  = premik mize / širina snopa sevanja

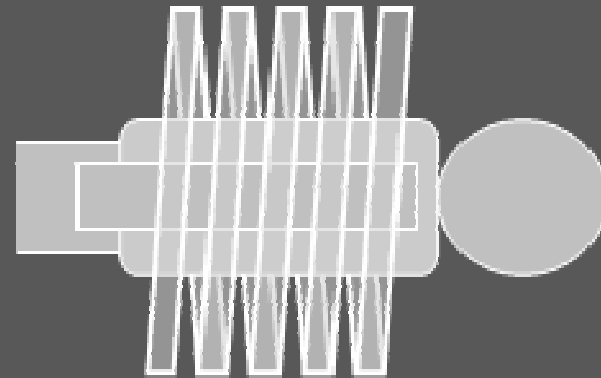
$$CTDI_{vol} = \frac{CTDI_w}{CT_{pitch}}$$

$$CT_{pitch} = \frac{\Delta d}{N \cdot T}$$



Pitch = 1

$$CTDI_{vol} = CTDI_w$$



Pitch = 2

$$CTDI_{vol} = CTDI_w / 2$$

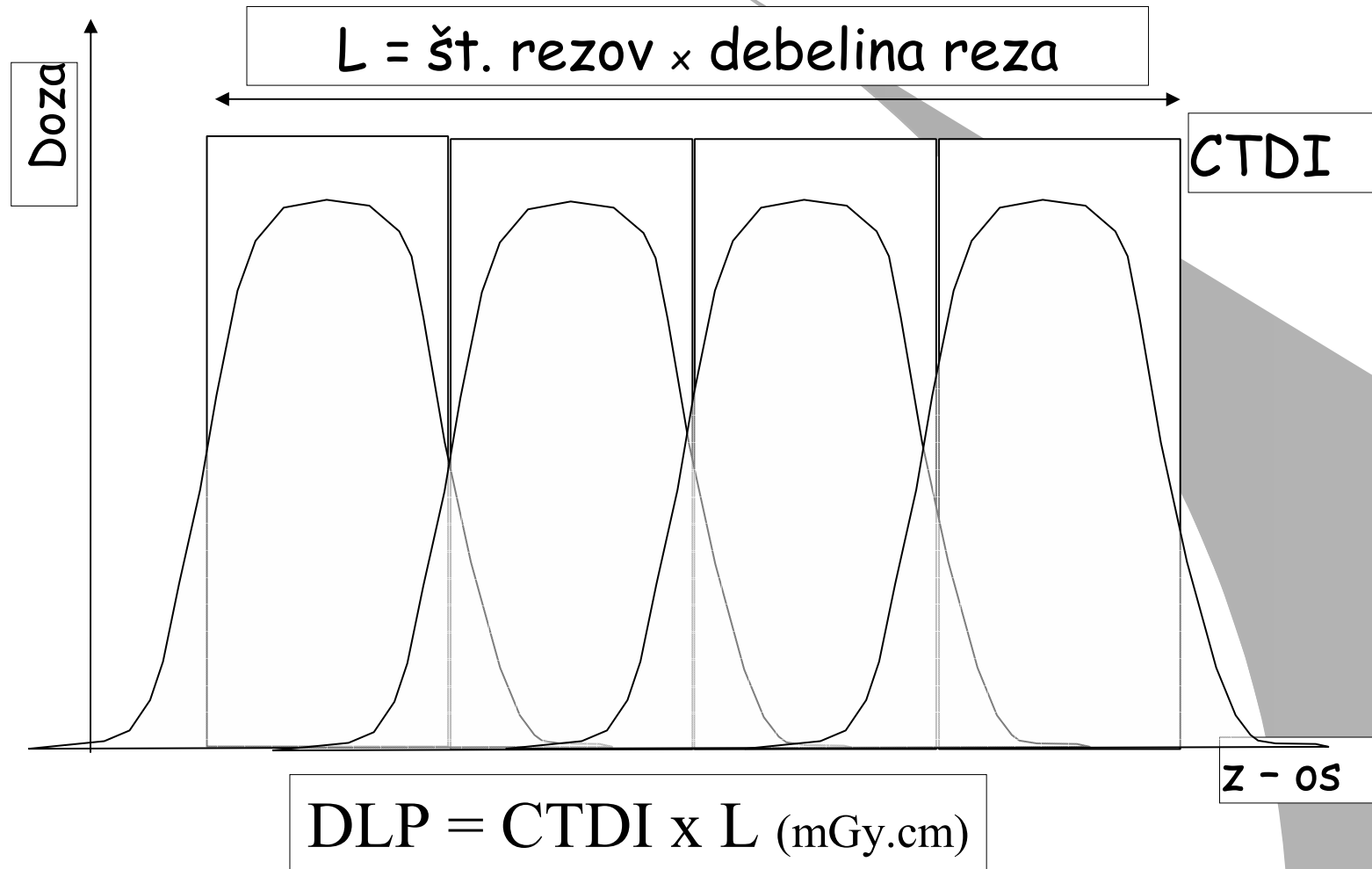
# Produkt doze in dolžine preiskovalnega področja DLP (Dose-Length Product)

- Dozni indeks CTDI ne poda slike o celotni preiskavi, saj ne nudi podatka o dolžini preiskovanega področja.
- Zato uporabljamo produkt doze in dolžine polja DLP ( $mGy \cdot cm$ ) (Dose Length Product), pri čemer je N število rezov debeline T enako dolžini preiskovalnega področja L

$$DLP = CTDI_{vol} \cdot L$$

CT dose length product (DLP) ali CT air kerma-length product [ $P_{KL,CT}$ ] (mGycm)

## Produkt doze in dolžine – DLP ( $P_{KL}$ )



# Izpostavljenost pacientov pri posegih računalniške tomografije

- Računalniška tomografija je diagnostična metoda, pri kateri je izpostavljenost pacientov visoka v primerjavi s konvencionalno projekcijsko radiologijo.
- Zaradi vrste možnosti, ki jih ponuja, je optimizacija pri izvedbi posameznega posega zelo pomembna. Optimizacija pomeni izbiro takšnih ekspozicijskih parametrov, da bodo izpolnjene diagnostične zahteve, zaradi katerih se je poseg izvedel in bo hkrati pacient izpostavljen le toliko, kot je to neizbežno.
- Na obsevanost pacientov pri računalniški tomografiji vpliva na eni strani sama naprava za računalniško tomografijo in na drugi strani način njene uporabe.



- Po ocenah strokovnjakov Evropske skupnosti danes računalniška tomografija prispeva skoraj že polovico h kolektivni dozi zaradi diagnostične radiologije.
- V obdobju 1985 – 1990 so računalniške tomografije predstavljale le 4% vseh radioloških posegov, njihov prispevek k celotni dozi zaradi uporabe v zdravstvu pa je bil 18%.
- V letu 2000 se je delež računalniške tomografije povečal na 6% vseh radioloških posegov, prispevek k celotni dozi pa je narasel na 41%.
- V ZDA je delež še višji in sicer 11% vseh radioloških posegov in 67% celotne doze.

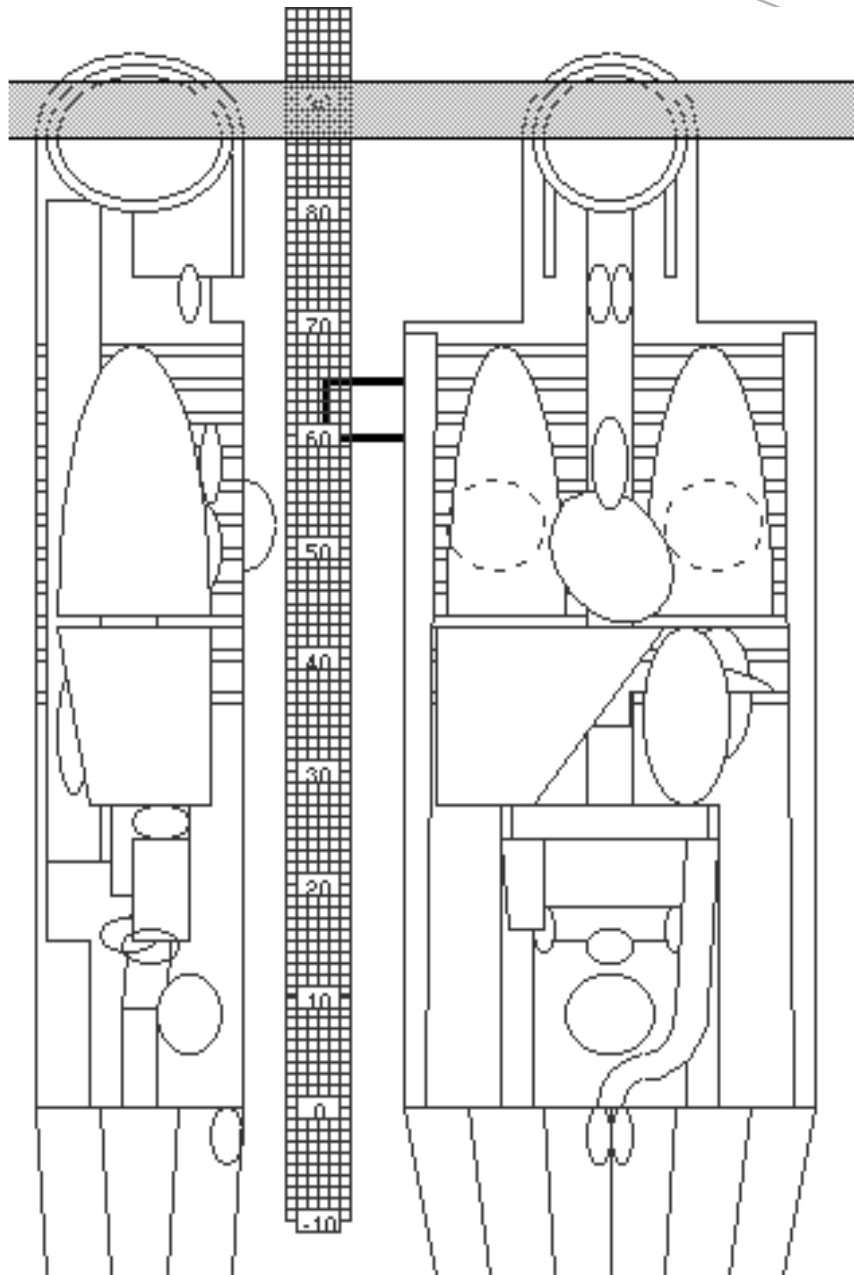
# Razlogi za povečanje izpostavljenosti

Povečevanje izpostavljenosti z uporabo novejših naprav ima lahko različne vzroke:

- Zaradi hitrosti in zmogljivosti modernih naprav obstaja nevarnost nepotrebnega podaljševanja preiskovanih področij pacientov,
- Pri MSCT se običajno uporabljajo ožji rezi kot pri SSCT, posledica pa je večji šum na slikah. Zato se lahko zgodi, da uporabnik poveča tok skozi rentgensko cev aparata in tako šum zniža, dozo pa poveča,
- Nove aplikacije, ki jih SSCT niso omogočali – takšna je predvsem uporaba MSCT v kardiologiji, kjer so pri nekaterih preiskavah potrebni zelo visoki tokovi skozi rentgensko cev in zelo nizek pitch (premik preiskovalne mize aparata na rotacijo sistema), posledica pa so razmeroma visoke doze.

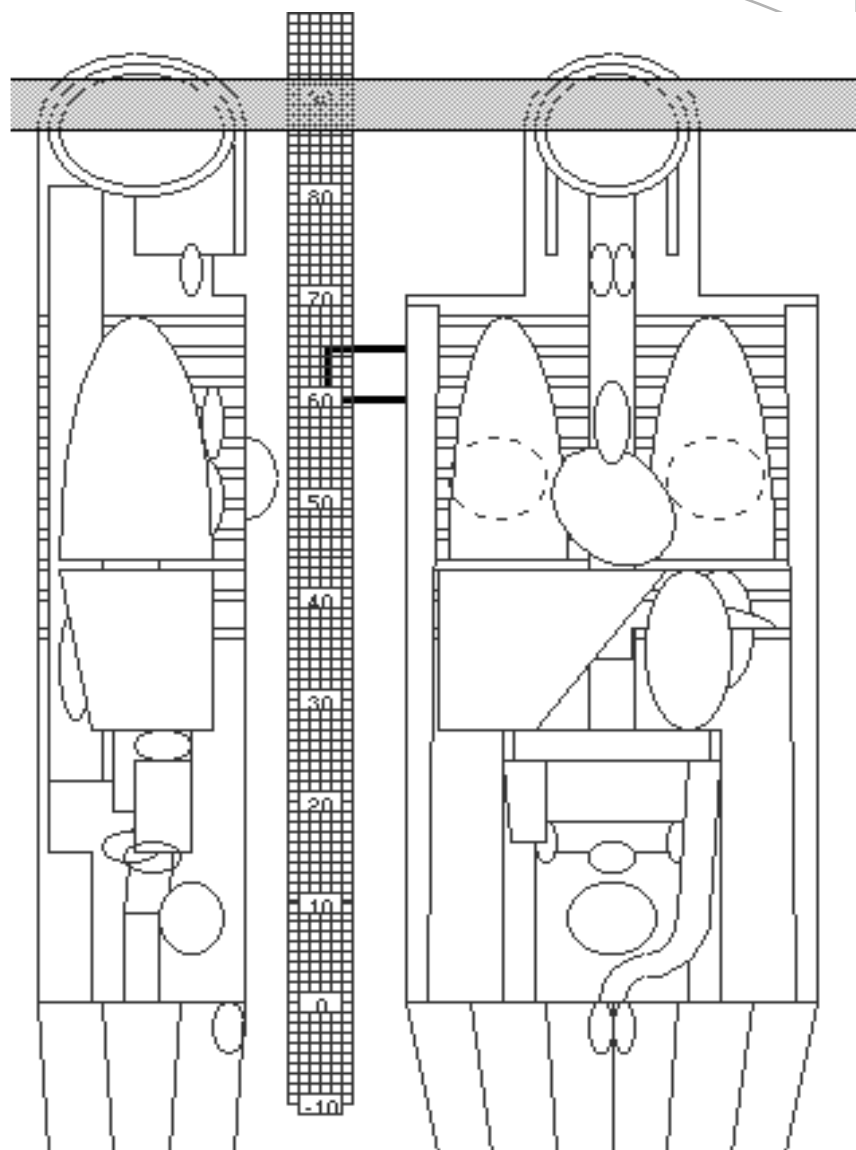
- Razlike izpostavljenosti pacientov so v večji meri posledica razlik pri izbiri ekspozicijskih parametrov (npr. anodna napetost, tok skozi rentgensko cev, dolžina preiskovanega področja...), med različnimi uporabniki, kot pa konstrukcije naprav.
- Zaradi specifičnosti delovanja računalniške tomografije je porazdelitev doze v preiskovancu zaradi rotacijske simetrije povsem drugačna kot pri projekcijskem slikanju klasične radiografije.
- Meritev doz na koži zato ni smiselna. Uporabljamo naslednji dozimetrični veličini
- CT dozni indeks CTDI  
(Computed Tomography Dose Index) in
- produkt doze in dolžine preiskovalnega področja DLP  
(Dose-Length Product)

# Monte Carlo simulacija izpostavljenosti



- vhodni podatki
  - spekter rentgenske svetlobe
  - vrsta preiskave
- podatki o sestavi, mestih in razmerju tkiv in organov
  - zastopanost elementov v posameznih tkivih in organih
- vhodni normalizacijski izmerjeni podatek
  - CTDI, DLP
- simulacija interakcij fotonov
  - fotoefekt,
  - Comptonov pojav,
  - Rayleighovo sipanje

# CT abdomna



organ	wt	Ht (mSv)	wtHt (mSv)
spolne žleze	0.08	6.93	0,55
kostni mozeg	0.12	5.39	0.65
široko črevo	0.12	10.91	1.31
pljuča	0.12	1.90	0.23
želodec	0.12	13.70	1.64
mehur	0.04	13.53	0.54
dojke	0.12	0.46	0.06
jetra	0.04	12.68	0.51
požiralnik	0.04	0.36	0.01
ščitnica	0.04	0.03	0.00
kostna povrhnjica	0.01	6.09	0.06
koža	0.01	8.15	0.08
ostalo	0.12	21.74	2.61
7,25 mSv ICRP60			8.25

- Natančnejši izračun na podlagi (matematičnih) modelov in Monte Carlo simulacij (NRPB in ImpACT)

# Prejete doze

- Referenčne vrednosti doznih indeksov CTDI in produktov doze in dolžine preiskovalnega področja DLP
- DLP je merilo za dozo celotnega posega
- Z uporabo pretvornih faktorjev lahko grobo ocenimo efektivno dozo

preiskava	referenčne vrednosti	
	CTDI <sub>w</sub> (mGy)	DLP (mGy cm)
<b>glava</b>	<b>60</b>	<b>1050</b>
<b>pljuča</b>	<b>30</b>	<b>650</b>
<b>abdomen</b>	<b>35</b>	<b>780</b>
<b>medenica</b>	<b>35</b>	<b>570</b>

preiskava	$E_0/DLP_0$ (mSv/mGy cm)
CT glave	0,0021
CT vratu	0,0059
CT pljuč	0,014
CT abdomna	0,015
CT medenice	0,015
CT trupa	0,015

# Primeri

- DLP(glave)=1050 mGycm

$$E = DLP \cdot \frac{E_0}{DLP_0} = 1050 \text{mGycm} \cdot 0,0021 \frac{\text{mSv}}{\text{mGycm}} = 2,2 \text{mSv}$$

- DLP(pljuča)=650 mGycm

$$E = DLP \cdot \frac{E_0}{DLP_0} = 650 \text{mGycm} \cdot 0,014 \frac{\text{mSv}}{\text{mGycm}} = 9,1 \text{mSv}$$

- DLP(abdomen)=780 mGycm

$$E = DLP \cdot \frac{E_0}{DLP_0} = 780 \text{mGycm} \cdot 0,015 \frac{\text{mSv}}{\text{mGycm}} = 11,7 \text{mSv}$$

- DLP(medenica)=570 mGycm

$$E = DLP \cdot \frac{E_0}{DLP_0} = 570 \text{mGycm} \cdot 0,015 \frac{\text{mSv}}{\text{mGycm}} = 8,6 \text{mSv}$$

# Izpostavljenost zaradi uporabe računalniške tomografije

rentgenska preiskava	efektivna doza (mSv)	število posegov, ki bi povzročilo letno izpostavljenost enako naravnemu ozadju
<b>računalniška tomografija</b>		
CT glave	2,00	1,3
CT vratu	2,40	1,1
CT pljuč	8,00	0,3
CT abdomna	10,50	0,25
CT medenice	8,70	0,3



# DRR iz literature

- EC 16262

- <http://www.drs.dk/guidelines/ct/quality/index.htm>
- SSCT

- MSCT

- [http://www.msct.eu/CT\\_Quality\\_Criteria.htm](http://www.msct.eu/CT_Quality_Criteria.htm)
- Do 16SCT

- ACR

- [http://www.acr.org/SecondaryMainMenuCategories/quality\\_safety/RadSafety/RadiationSafety/guideline-diagnostic-reference.aspx](http://www.acr.org/SecondaryMainMenuCategories/quality_safety/RadSafety/RadiationSafety/guideline-diagnostic-reference.aspx)

# Podatki o (CT) dozah- točnost izpisa

- Vsi novi CTji imajo izpis CTDI/DLP
  - Vrednosti se preverjajo ob letnih pregledih
- Potrebujemo primerljive podatke zato govorimo o povprečnem pacientu
  - Če se uporablja avtomatska kontrola ekspozicije potrebujemo vzorec pacientov (**najmanj 10**) iz katerega “izračunamo” povprečno vrednost

# Meritve v okviru letnih testov

Parameter	Metoda	Dopustna odstopanja
Točnost izpisa CTDI/DLP	Primerjava meritve z izpisom na CT napravi	
Ponovljivost ekspozicij	Več zaporednih meritev CTDI/DLP	1 SD < 5% povprečja
CTDI	<ul style="list-style-type: none"><li>- odvisnosti od produkta toka in časa (mAs)</li><li>- odvisnost od napetosti (kV)</li><li>- odvisnost od širine snopa</li></ul>	
Dozni profil	Meritev doznega profila	

### (I) Meritve s fantomom za abdomen

Premer fantoma (cm)	<b>32</b>	Meritve DLP (mGy cm)					
Polje	-		<i>Sredina</i>	<i>12h</i>	<i>3h</i>	<i>6h</i>	<i>9h</i>
Širina snopa (mm)	<b>10</b>	<i>M1</i>	10,9	23,0	20,1	20,7	19,9
Anodna napetost (kV)	<b>120</b>	<i>M2</i>	11,0	23,1	20,1	20,7	20,0
Anodni tok (mA)	<b>600</b>	<i>M3</i>	10,9	23,0	20,1	18,1	20,0
Čas rotacije (s)	<b>0,5</b>	<b>Povprečje</b>	<b>11,0</b>	<b>23,1</b>	<b>20,1</b>	<b>19,9</b>	<b>20,0</b>
Tokovni sunek (mAs)	<b>300</b>	<b>SD (%)</b>	<b>0,5%</b>	<b>0,3%</b>		<b>7,6%</b>	<b>0,3%</b>
<b>DLP</b>	<b>17,5 mGy cm</b>	$CTDI_w (mGy) = \frac{1}{3} \cdot 11 + \frac{2}{3} \cdot \left( \frac{1}{4} (23,1 + 20,1 + 19,9 + 20,0) \right)$					
<b>CTDI<sub>w</sub></b>	<b>17,5 mGy</b>						
<b>Izpis na zaslonu</b>	<b>16,4 mGy/mAs</b>						
<b>Odstopanje</b>	<b>4,1%</b>						

... odstopanje med izmerjeno vrednostjo in izpisom na aparatu

### (II) Meritve s fantomom za glavo

Premer fantoma (cm)	<b>16</b>	Meritve DLP (mGy cm)					
Polje	-		<i>Sredina</i>	<i>12h</i>	<i>3h</i>	<i>6h</i>	<i>9h</i>
Širina snopa (mm)	<b>10</b>	<i>M1</i>	44,0	45,2	45,4	45,0	43,9
Anodna napetost (kV)	<b>120</b>	<i>M2</i>	44,1	45,1	45,4	45,0	43,9
Anodni tok (mA)	<b>190</b>	<i>M3</i>	44,0	45,2	45,6	45,1	44,0
Čas rotacije (s)	<b>2</b>	<b>Povprečje</b>	<b>44,0</b>	<b>45,2</b>	<b>45,5</b>	<b>45,1</b>	<b>43,9</b>
Tokovni sunek (mAs)	<b>380</b>	<b>SD (%)</b>	<b>0,1%</b>	<b>0,1%</b>	<b>0,1%</b>	<b>0,1%</b>	<b>0,1%</b>
<b>DLP</b>	<b>44,6 mGy cm</b>	$CTDI_w (mGy) = \frac{1}{3} \cdot 44 + \frac{2}{3} \cdot \left( \frac{1}{4} (45,2 + 45,5 + 45,5 + 43,9) \right)$					
<b>CTDI<sub>w</sub></b>	<b>44,6 mGy</b>						
<b>Izpis na zaslonu</b>	<b>44,4 mGy/mAs</b>						
<b>Odstopanje</b>	<b>0,3%</b>						

... odstopanje med izmerjeno vrednostjo in izpisom na aparatu

# Ponovljivost in linearnost

## i. Ponovljivost

Polje	Širina snopa mm	Napetost kV	I mA	t s	It mAs	<b>DLP</b> mGy cm	CTDI mGy	CTDI <sub>n</sub> mGy/ mAs	
S	4 x 2	8	120	250	1	250	78,8	98,5	0,39
							78,8	98,5	0,39
							78,8	98,6	0,39
							78,9	98,7	0,39
							78,9	98,7	0,39
							79,0	98,7	0,39
							78,8	98,5	0,39
Povprečje						78,9	98,6	0,39	
St. odstopanje (%)						0,1%			

## ii.A. Linearnost - spreminjanje toka

Polje	Širina snopa mm	Napetost kV	I mA	t s	It mAs	<b>DLP</b> mGy cm	CTDI mGy	CTDI <sub>n</sub> mGy/ mAs	
S	4 x 2	8	120	50	1	50	15,9	19,8	0,40
				100	1	100	31,7	39,6	0,40
				150	1	150	47,5	59,4	0,40
				200	1	200	63,2	79,0	0,40
				250	1	250	78,9	98,7	0,39
				300	1	300	94,7	118,3	0,39
				200	0,5	100	33,3	41,7	0,42
				200	1,5	300	93,2	116,5	0,39
				200	0,75	150	48,4	60,5	0,40
Povprečje								0,40	
St. odstopanje (%)								2,0%	

# Odvisnost CTDI od napetosti

## ● Proizvajalec 1

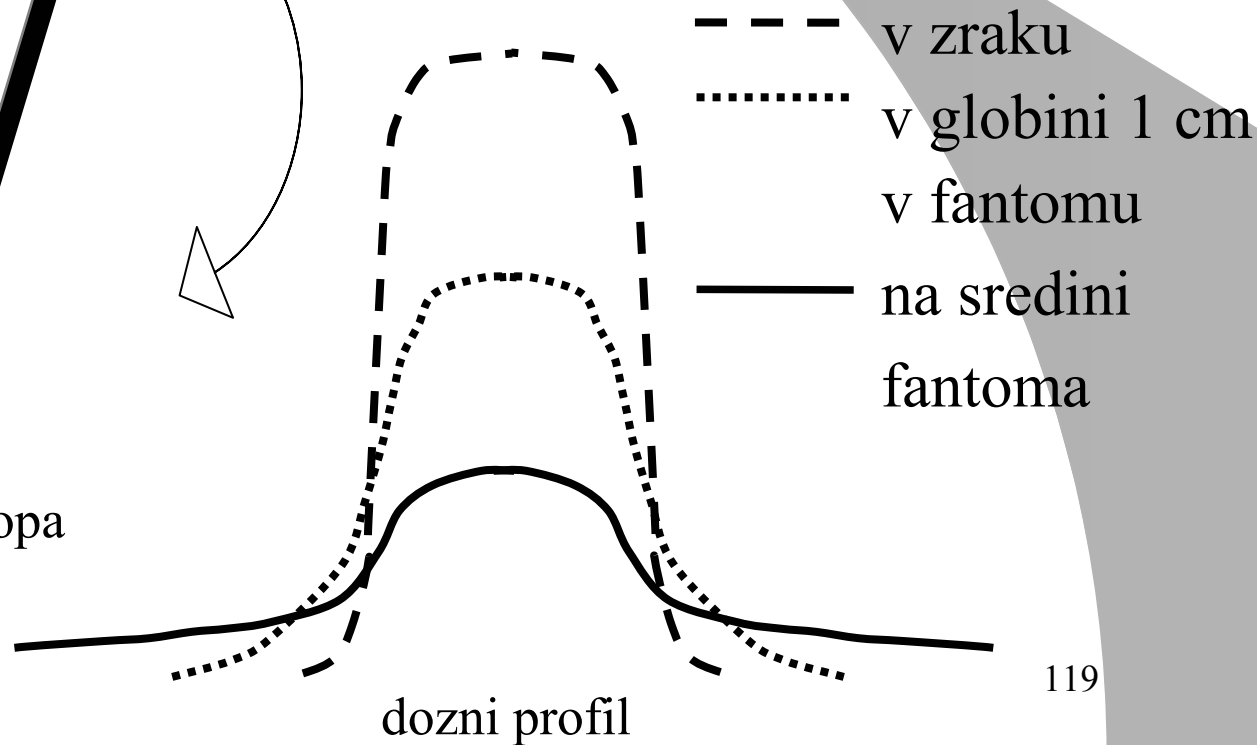
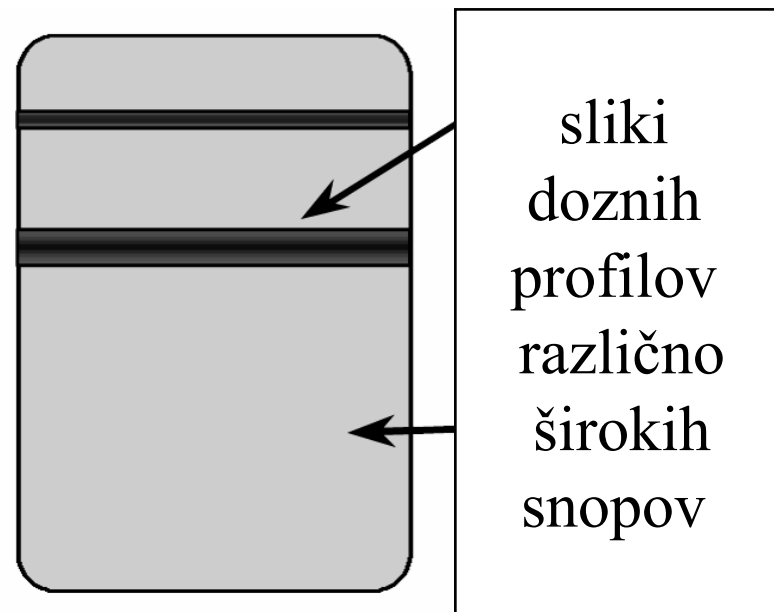
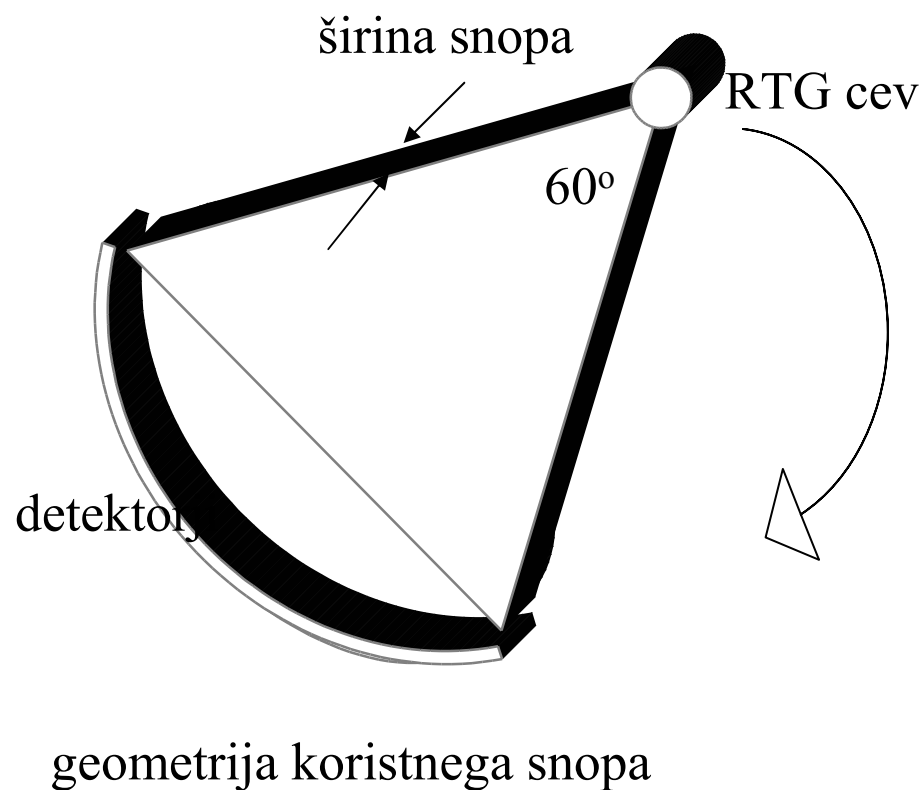
Polje	Širina snopa mm	Napetost kV	I mA	t s	It mAs	DLP mGy cm	CTDI mGy	CTDI <sub>n</sub> mGy/ mAs	R
S	4 x 2	8	250	1	250	32,6	40,8	0,16	0,41
		120			250	78,9	98,6	0,39	1,0
		135			250	102,8	128,5	0,51	1,30

# Odvisnost CTDI od širine snopa

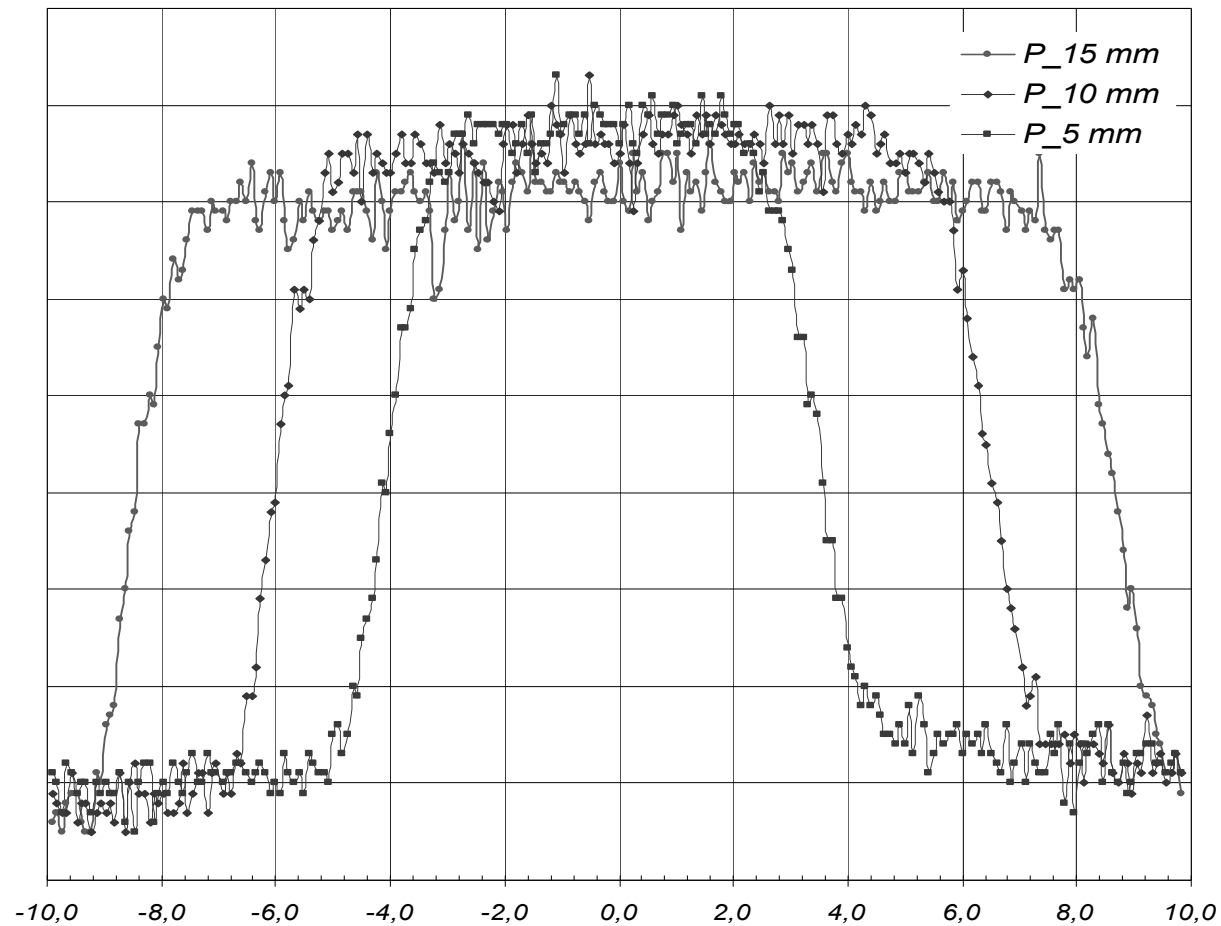
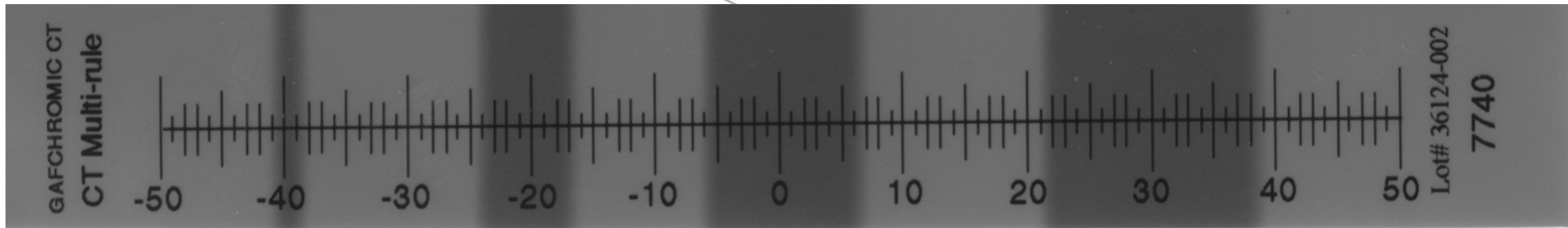
Polje	Širina snopa mm	Napetost kV	I mA	t s	It mAs	DLP mGy cm	CTDI mGy	CTDI <sub>n</sub> mGy/ mAs	R
S	4 x 0,5	2	250	1	250	41,1	205,7	0,82	2,09
	4 x 1	4			250	54,4	136,0	0,54	1,38
	4 x 2	8			250	78,9	98,6	0,39	1,00
	4 x 3	12			250	115,4	96,2	0,38	0,98
	4 x 4	16			250	140	87,5	0,35	0,89

# Dozni profil

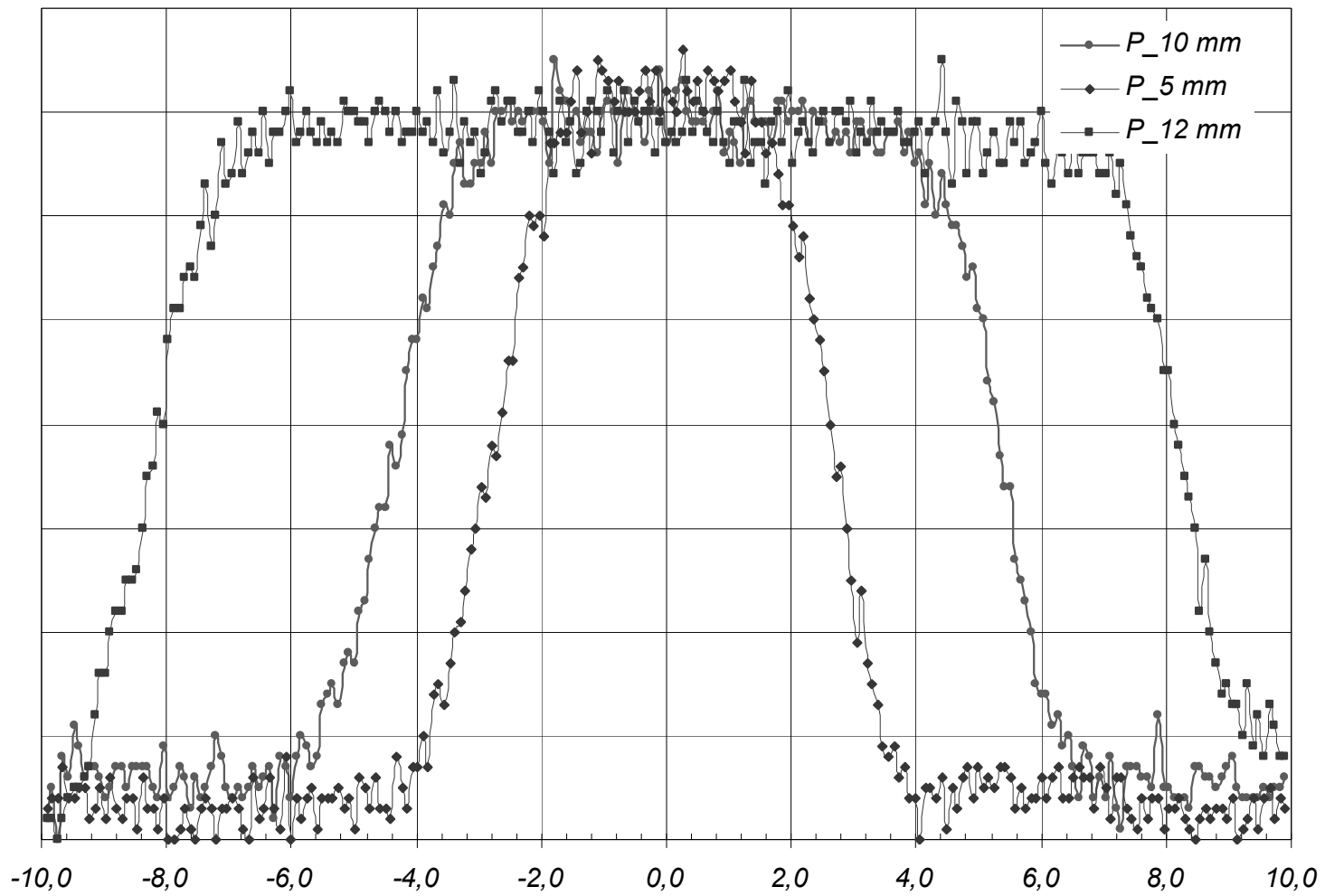
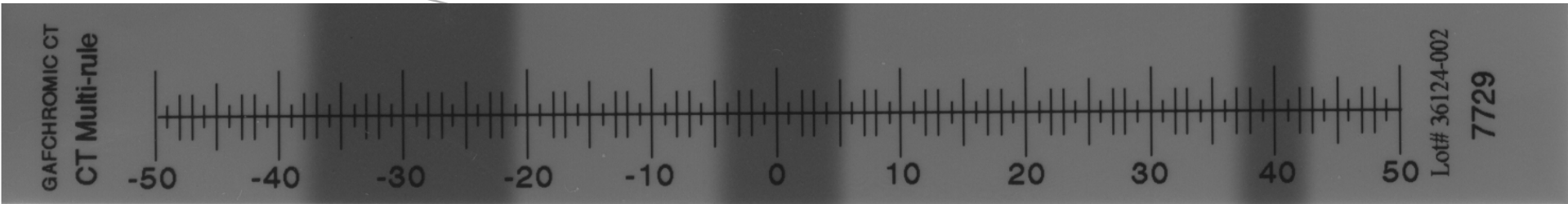
je porazdelitev doze v z osi



# Meritev doznega profila (GAF filmi)

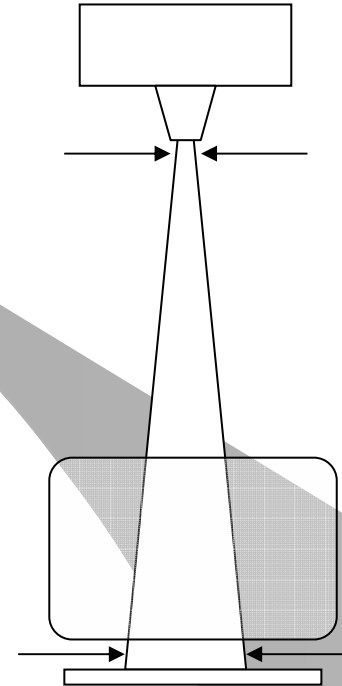






# Sistem zaslonk

- CT ima dva sistema zaslonk
  - Prvega za rtg cevjo s katero se določi širina sevalnega snopa (in s tem izpostavljenost pacienta)
  - Drugega za pacientom oziroma tik pred detektorji s katerim se določi debelina prereza
  - Pomembno je da sta sistema sinhronizirana
- Meritev doznega profila pri različnih debelinah rezov zagotavlja preverjanje delovanja prvega sistema zaslonk ob rentgenski cevi in omogoča izračun geometrijske učinkovitosti *geometric efficiencies* GE
$$GE = \frac{\text{širina izbrane rezine}}{\text{širina rezine na sliki}} \times 100\%$$
- Priporočilo je da je GE vrednost manj kot 70%



# Literatura

- European Guidance on Estimating Population Doses from Medical X-Ray Procedures European Commission Radiation Protection No 154 (2008)
- Urban Zdešar: predavanji
  - CT Dozimetrija in
  - CT Tehnologija
- Analiza stanja digitalnih radioloških sistemov v zdravstvu, ZVD 2006