

A decorative graphic element consisting of a thin, curved line that starts from the top left and curves downwards towards the center. From the point where the line curves, a shaded, fan-shaped area extends downwards and to the right, ending in a solid grey rectangular block at the bottom right corner of the page.

*IV.*

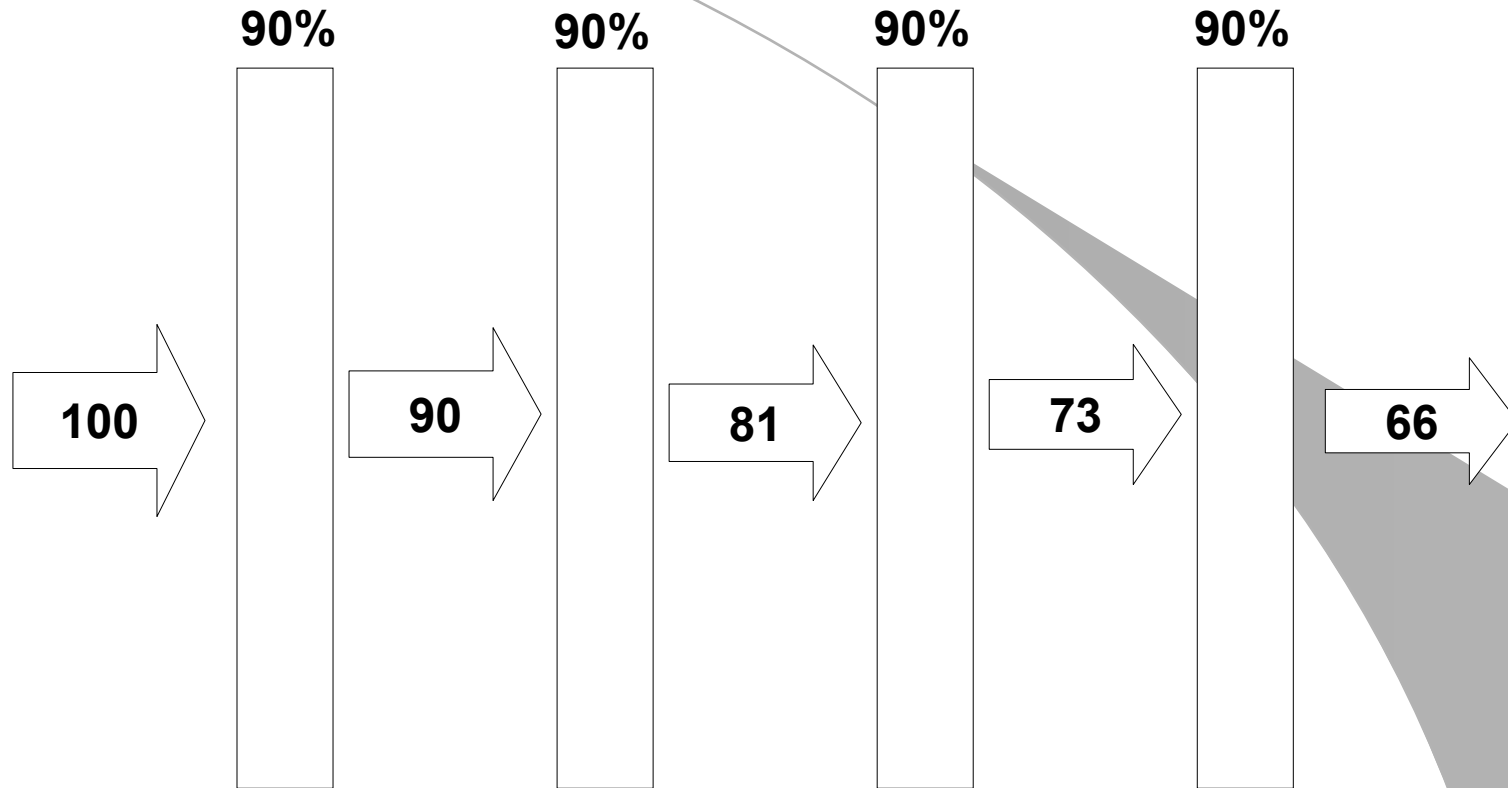
*Preverjanje kakovosti klasičnih  
rentgenskih aparatov*

# Zagotavljanje kakovosti v rentgenski diagnostiki

Program zagotavljanja kakovosti v rentgenski diagnostiki mora zagotoviti pravilno delovanje radiološke opreme in izvedbo posega. Program mora vsebovati najmanj sledeče postopke preverjanj

<b>Diagnostična in interventna radiologija</b>	
<b>Parameter</b>	<b>Metoda preverjanja</b>
Ohišje rentgenske cevi	·Preverjanje oznak ·Merjenje puščanja ohišja ·Preverjanje velikosti gorišč
Filtracija	·Preverjanje oznak filtrov ·Merjenje razpolovne debeline (HVL)
Polje koristnega sevanja	·Delovanje zaslonk ·Ujemanje svetlobne indikacije polja s sevalnim poljem (kongruenca) ·Centriranje koristnega snopa
Aktivna zaščita	·Indikacije na komandni plošči ·Opozorila ·Delovanje stikal za proženje ·Delovanje stikal za izklop v sili
Ekspozicijski parametri	·Delovanje prikazovalnika ·Odstopanje od pravih vrednosti ·Ponovljivost ·Linearnost ·Specifična ekspozicijska doza
Nadzor ekspozicij	·Delovanje avtomatske kontrole ekspozicije

# Atenuacija - oslabitev



Filter, ki prepusti 90% vpadne energije. Ob uporabi štirih filtrov take debeline se začetni energijski tok oslabi na 66% prvotnega.

# Razpolovna debelina- half value layer (HVL)

Filter z debelino ene razpolovne debeline prepusti 50% (1/2) energije fotonov v vpadnem snopu.

Če imajo vsi fotoni enako energijo (monoenergijski spekter) pomeni, da se po prehodu ene razpolovne debeline tudi število oslabi za 50%.

Če fotoni nimajo enake energije (polienergijski spekter), kot je to primer pri spektru rentgenske svetlobe, je debelina filtra, ki prepusti prvih 50% energije tanjša od naslednjega filtra, ki prepusti naslednjih 50%.

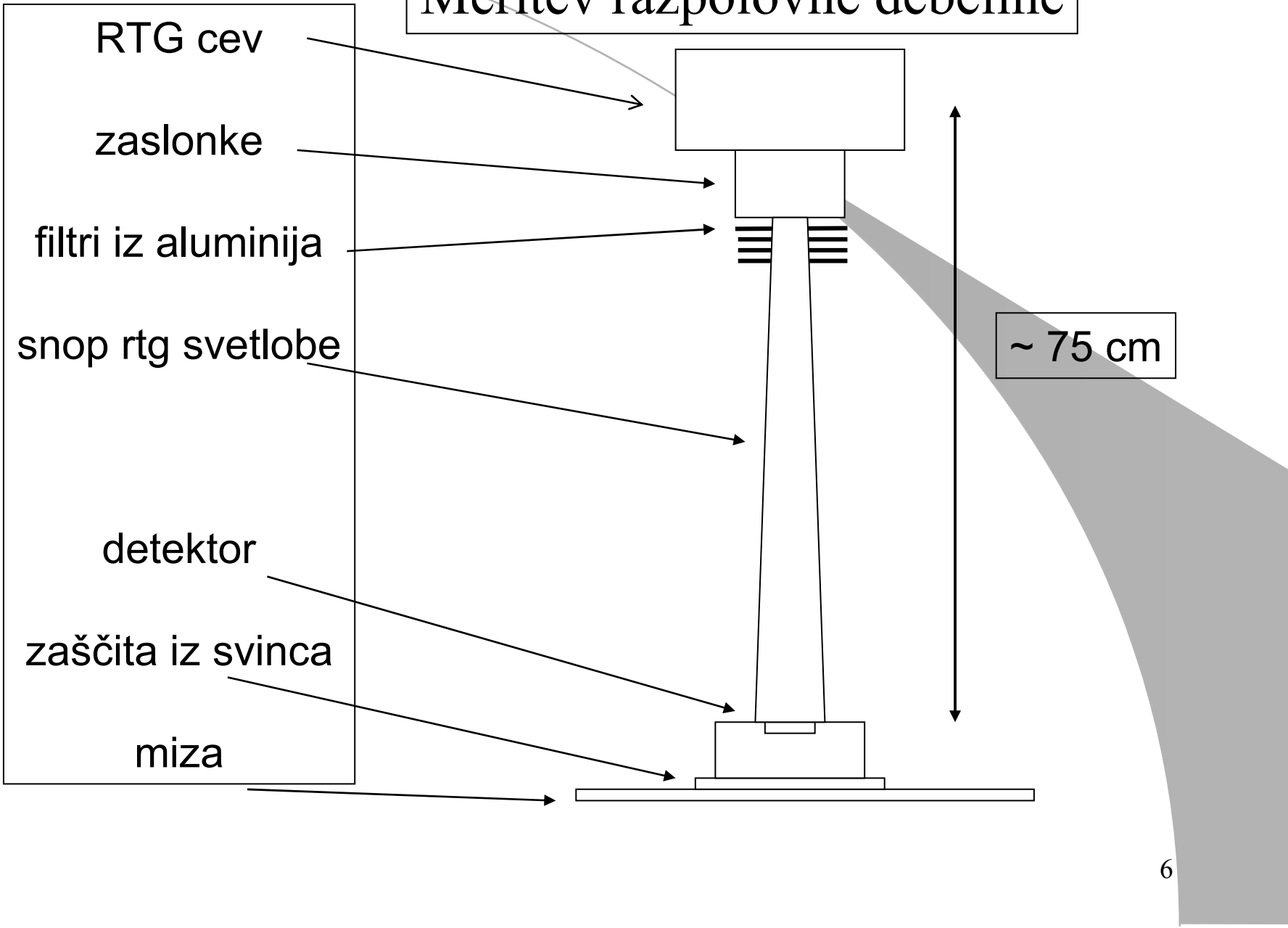
Pri polienergijskemu spektru se torej debelina razpolovne debeline spreminja-povečuje, saj se po prehodu filtra z debelino razpolovne debeline povprečna energija fotonov poveča, spekter postane trši, kar pomeni, da bo za ponovno oslabitev za 50% potrebno uporabiti debelejši filter.

Po prehodu polienergijskega snopa fotonov skozi filter ene razpolovne debeline ima prepuščeni polienergijski snop, višjo povprečno energijo kot vpadni, saj so se nizkoenergijski fotoni bolj absorbirali kot visokoenergijski.

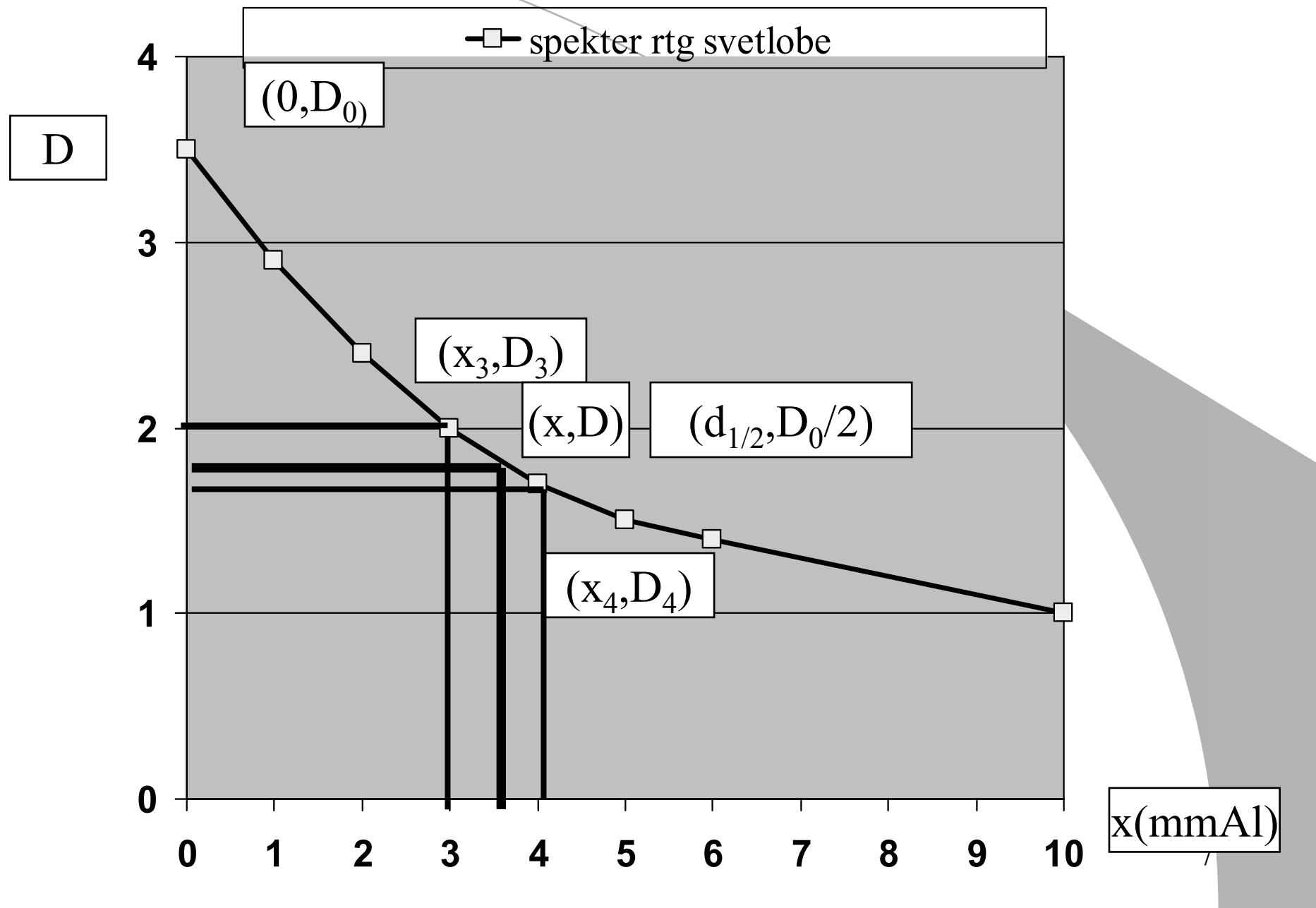
Posledično to pomeni, da se bo povečala tudi naslednja razpolovna debelina za prepuščeni snop. Kar pomeni, da je sedaj potrebujemo debelejšo plast filtra, da energijski tok snopa zmanjšamo na polovico oziroma na četrtno začetne vrednosti.

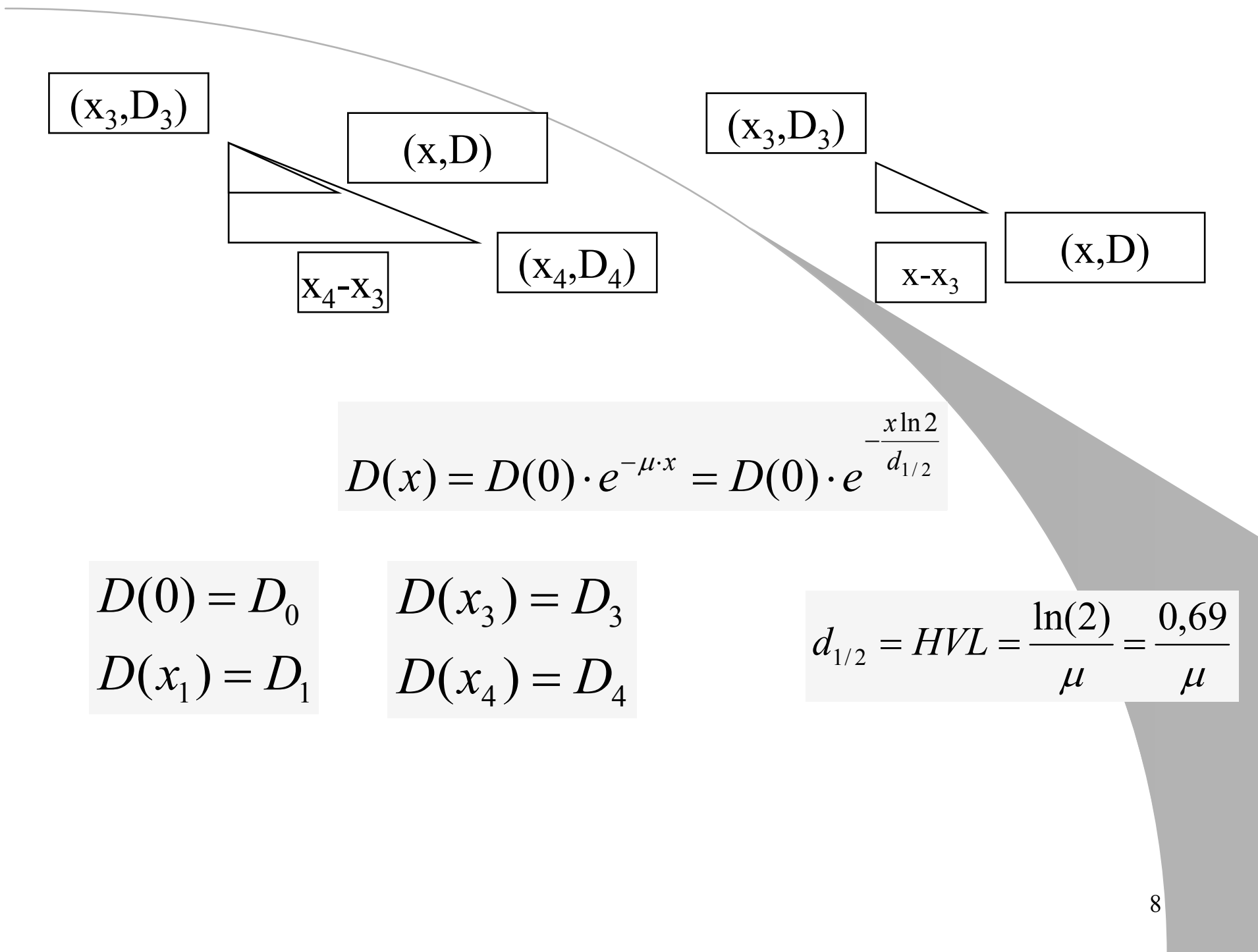
Če uporabimo filter enake debeline ugotovimo, da je oslabitev manjša kot 50%, torej je prepuščeni del večji kot pri monoenergijskemu spektru.

# Meritev razpolovne debeline



# Izračun razpolovne debeline



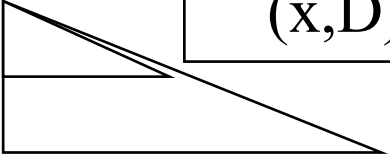


$(x_3, D_3)$

$(x, D)$

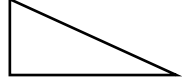
$(x_3, D_3)$

$(x, D)$



$x_4 - x_3$

$(x_4, D_4)$



$x - x_3$

$$D(x) = D(0) \cdot e^{-\mu \cdot x} = D(0) \cdot e^{-\frac{x \ln 2}{d_{1/2}}}$$

$$D(0) = D_0$$

$$D(x_3) = D_3$$

$$D(x_1) = D_1$$

$$D(x_4) = D_4$$

$$d_{1/2} = HVL = \frac{\ln(2)}{\mu} = \frac{0,69}{\mu}$$



$$\frac{D_3}{D_0} = e^{-\frac{x_3 \ln 2}{d_{1/2}}} \Rightarrow \ln\left(\frac{D_3}{D_0}\right) = -\frac{x_3 \cdot \ln 2}{d_{1/2}}$$

$$\frac{D_3}{D_0} = e^{-\frac{x_3 \ln 2}{d_{1/2}}} \Rightarrow \ln\left(\frac{D_3}{D_0}\right) = -\frac{x_3 \cdot \ln 2}{d_{1/2}}$$

$$\frac{D_4}{D_0} = e^{-\frac{x_4 \ln 2}{d_{1/2}}} \Rightarrow \ln\left(\frac{D_4}{D_0}\right) = -\frac{x_4 \cdot \ln 2}{d_{1/2}}$$

$$\frac{D}{D_0} = e^{-\frac{x \ln 2}{d_{1/2}}} \Rightarrow \ln\left(\frac{D}{D_0}\right) = -\frac{x \cdot \ln 2}{d_{1/2}}$$

$$\frac{\ln\left(\frac{D_4}{D_0}\right) - \ln\left(\frac{D_3}{D_0}\right)}{x_4 - x_3} = \frac{\ln\left(\frac{D}{D_0}\right) - \ln\left(\frac{D_3}{D_0}\right)}{x - x_3}$$

$$x = HVL = d_{1/2} = \frac{x_3 \cdot \ln\left(\frac{2D_4}{D_0}\right) - x_4 \cdot \ln\left(\frac{2D_3}{D_0}\right)}{\ln\left(\frac{D_4}{D_3}\right)}$$

# Primer

Spekter rentgenske svetlobe analiziramo z deležem prepuščene svetlobe, ko v snop dodajamo filtre iz aluminija debeline 1 mm. Meritve so predstavljene v tabeli:

x(Al) (mm)	(mGy/h)
0	3,50
1	2,90
2	2,40
3	2,00
4	1,70
5	1,50
6	1,40
10	1,00

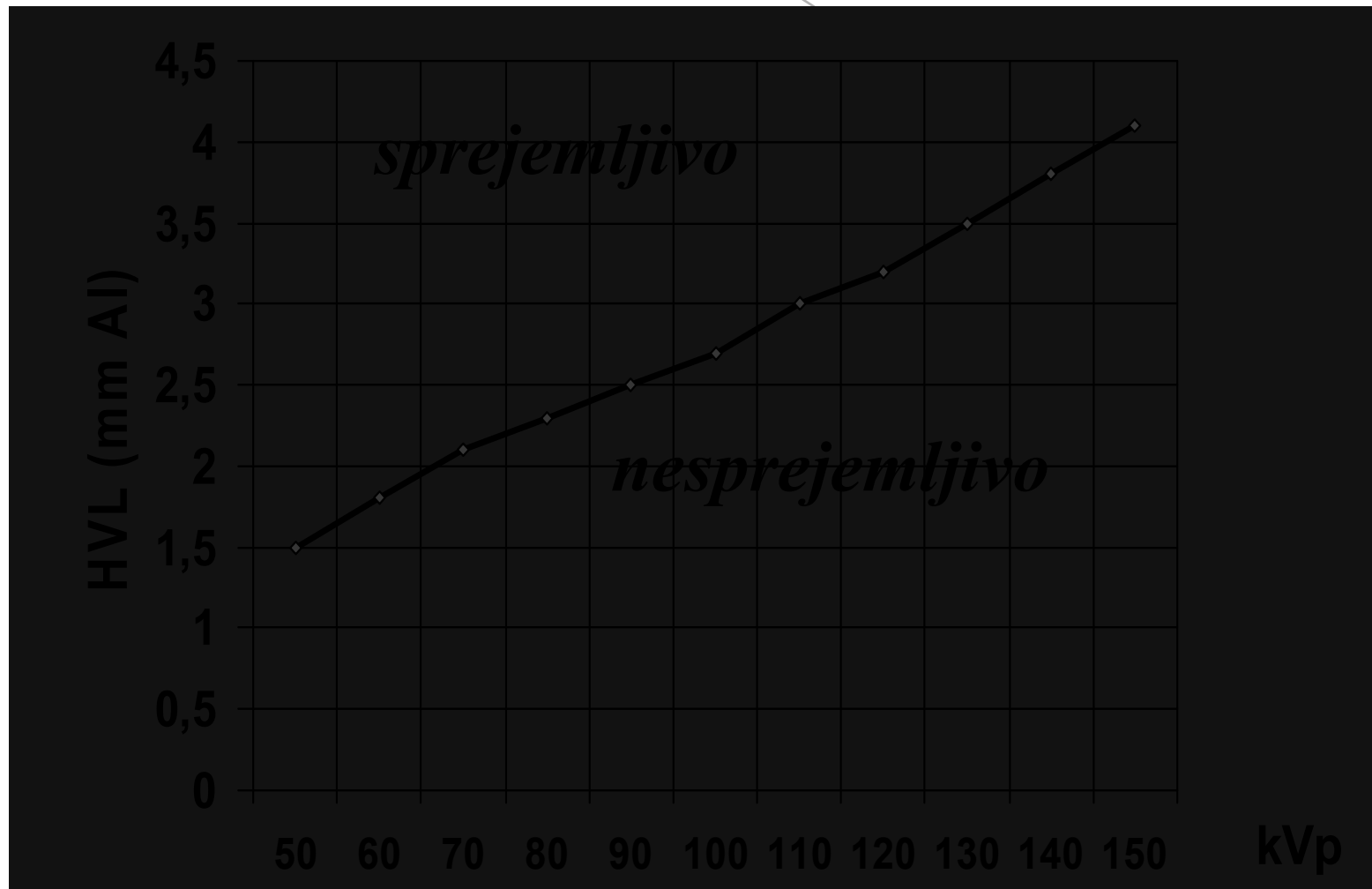
Ugotoviti želimo povprečno energijo fotonov izmerjenega spektra rentgenske svetlobe.

$$x = HVL = d_{1/2} = \frac{3mm \cdot \ln\left(\frac{2 \cdot 1,7}{3,5}\right) - 4mm \cdot \ln\left(\frac{2 \cdot 2,0}{3,5}\right)}{\ln\left(\frac{1,7}{2,0}\right)}$$

$$x = HVL = d_{1/2} = \frac{3mm \cdot (-0,0289) - 4mm \cdot (0,1335)}{-0,1625} = 3,8mm$$

$$d_{1/2} = HVL = \frac{\ln(2)}{\mu} = \frac{0,69}{\mu} \Rightarrow \mu = \frac{0,69}{HVL} = \frac{0,69}{0,38cm} = 1,81cm^{-1}$$

# Najmanjše še sprejemljive vrednosti razpolovne debeline pri različnih napetostih



Primerjava povprečne energije in razpolovne debeline pri različnih spektrih rentgenske svetlobe

Skupna filtracija 2,5 mm Al		
napetost (kV)	HVL (mm Al)	povprečna energija (keV)
50	1,74	32,0
60	2,08	35,8
70	2,41	39,3
80	2,78	42,9
90	3,17	46,3
100	3,24	48,1
110	3,59	50,8
130	4,32	55,6
150	4,79	59,1

Skupna filtracija 3,0 mm Al		
napetost (kV)	HVL (mm Al)	povprečna energija (keV)
70	2,64	40,0
80	3,04	43,7
90	3,45	47,0
100	3,89	50,0
120	4,73	55,4
150	6,80	64,9

Skupna filtracija 3,0 mm Al		
napetost (kV)	HVL (mm Al)	povprečna energija (keV)
70	2,64	40,0
80	3,04	43,7
90	3,45	47,0
100	3,89	50,0
120	4,73	55,4
150	6,80	64,9

Skupna filtracija 3,0 mm Al +0,1 mm Cu		
napetost (kV)	HVL (mm Al)	povprečna energija (keV)
70	3,96	44,0
80	4,55	48,2
90	5,12	51,7
100	5,65	54,8
120	6,62	60,1
150	8,50	69,2

Primerjava povprečne energije in razpolovne debeline pri različnih spektrih rentgenske svetlobe, ki je posledica drugačne uporabe filtra.

# KERMA in absorbirana doza

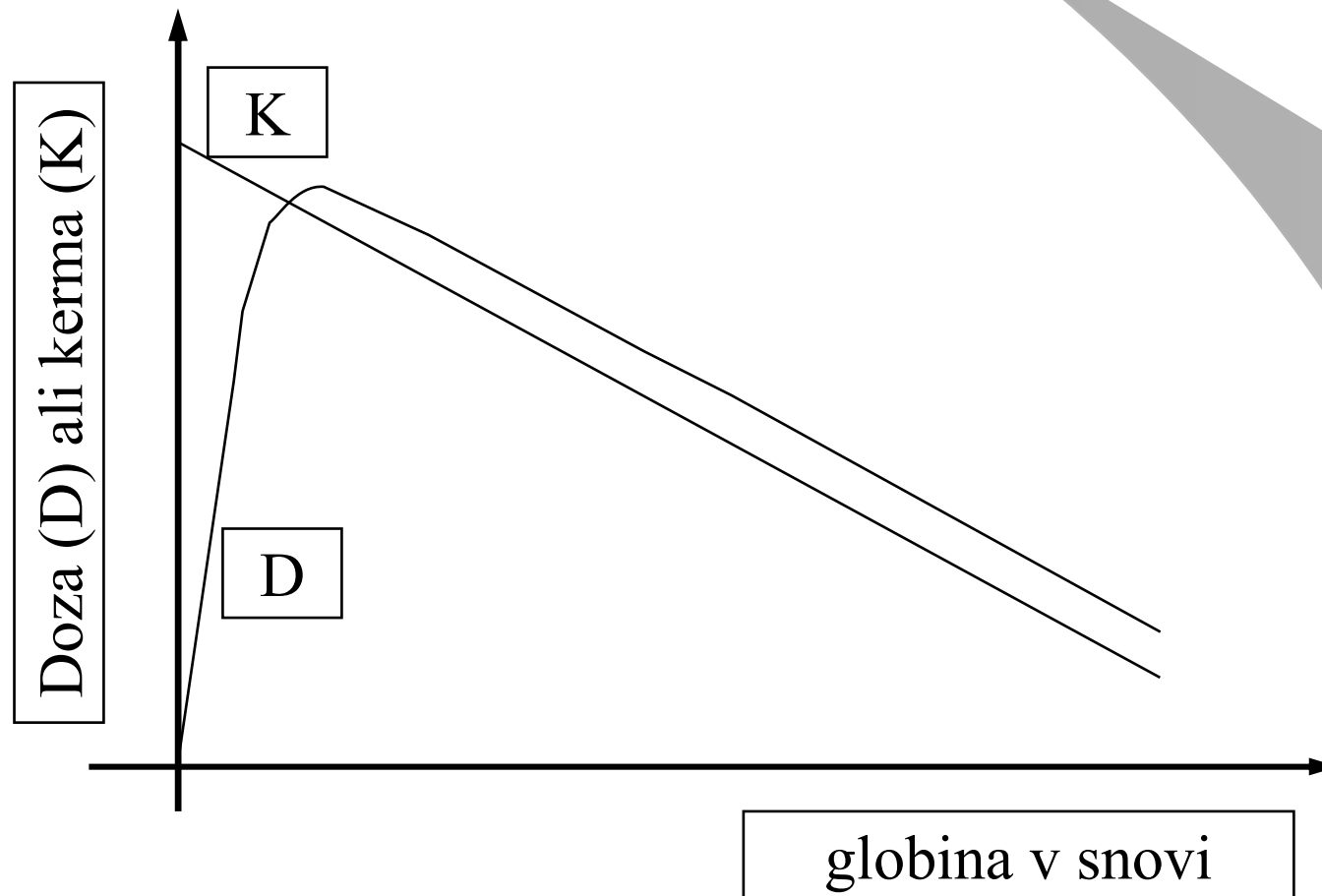
- Posredno ionizirajoče sevanje sodeluje s snovjo v dveh stopnjah. Fotoni najprej sprostitjo elektrone-sekundarne, ki nato prispevajo k absorbirani dozi.
- K dozi v dani prostornini, katere dimenzije so majhne v primerjavi z dosegom sekundarnih elektronov, še najmanj prispevajo elektroni sproščeni v izbrani prostornini. Večino svoje energije pustijo v njeni okolici.
- Če predpostavimo, da širok vzporedni tok fotonov vpada pravokotno na površino snovi, ki meji na vakuum in so sproščeni elektroni pretežno usmerjeni naprej, je absorbirana doza na sami površini enaka 0, nato pa v debelini, ki je enaka dosegu elektronov naraste na največjo vrednost.
- K oddani energiji v glavnem prispevajo sekundarni elektroni iz okoliških plasti, katerih debelina je enaka dosegu elektronov (pri energiji fotonov 1MeV je doseg elektronov do 5 mm v tkivu (voči)).

- Zaradi zmanjševanja števila fotonov z globino začne absorbirana doza z globino padati, kar je odvisno od energije fotonov in vrste snovi.
- Absorbirana doza, ki jo povzročajo fotoni v izbrani točki snovi je torej odvisna od energije fotonov in od lastnosti snovi v tej točki in vsej njeni okolici do razdalje, ki je enaka dosegu elektronov.
- Elektroni sproščeni v okolici namreč lahko dosežejo ali pa preletijo opazovano prostornino z dano maso in prispevajo ali pa ne k dozi na izbranem mestu.
- Če obravnavamo samo prvi korak to je prenos energije fotonov na elektrone se obravnavanju okolice izognemo. Preneseno energijo (transfer) na elektrone preračunano na enoto mase imenujemo KERMA



- Kerma (Kinetic Energy Released per unit Mass) je določena kot vsota začetnih kinetičnih energij vseh naelektrenih ionizirajočih delcev sproščenih zaradi nenaelektrenih ionizirajočih delcev v enoti mase. Enota za KERMo je Gy.
- Kerma je največja tik pod površino snovi, saj je tam največji tok fotonov.
- V globini snovi večji od dosega elektronov kerma in absorbirana doza pojemata približno eksponentno.
- Vrednost absorbirane doze v opazovanih točkah v večjih globinah je nekoliko višja od kerme.
- K absorbirani dozi v izbrani točki namreč prispevajo elektroni sproščeni v področju, kjer je bil tok fotonov večji in s tem tudi število sproščenih elektronov kot v opazovani točki.

# Krajevni potek absorbirane doze in kerme od površine proti notranjosti



- Kerme torej ne moremo meriti, njena vrednost pa je enaka absorbirani dozi, če smemo privzeti, da elektroni oddajo svojo kinetično energijo v bližini točke, kjer so jih fotoni sprostili, to je v izbrani prostornini z maso  $m$  ali njeni neposredni bližini.
- Le približna enakost med kermo in absorbirano dozo v globini večji od dosega elektronov je posledica tega, da v prostorninski element z maso  $m$  elektroni iz okolice prinesejo približno ravno toliko energije, kolikor je elektroni sproščeni v tej prostornini z maso  $m$  odnesejo v okolico.
- Kerma in absorbirana doza se razlikujeta zaradi dveh vzrokov. Sekundarni elektroni lahko oddajo energijo tudi z zavornim sevanjem, hkrati pa je področje kjer sekundarni elektroni oddajo energijo snovi različno od področja, kjer so jo prejeli od fotonov.
- Pri energijah fotonov v diagnostični rentgenologiji je zavorno sevanje elektronov zanemarljivo, dosegi sekundarnih elektronov pa so zelo kratki, tako da je enačenje absorbirane doze in kerme dober približek.

# Kerma v zraku merjena prosto v središču koristnega snopa rentgenske svetlobe

$${}_n K_a(d) = \frac{K_a(d)}{P_{It}}$$

$${}_n K_a(d_0 = 1m) = Y_s(d_0 = 1m) = \frac{K_a(d)}{It} \cdot \left(\frac{d}{d_0}\right)^2$$

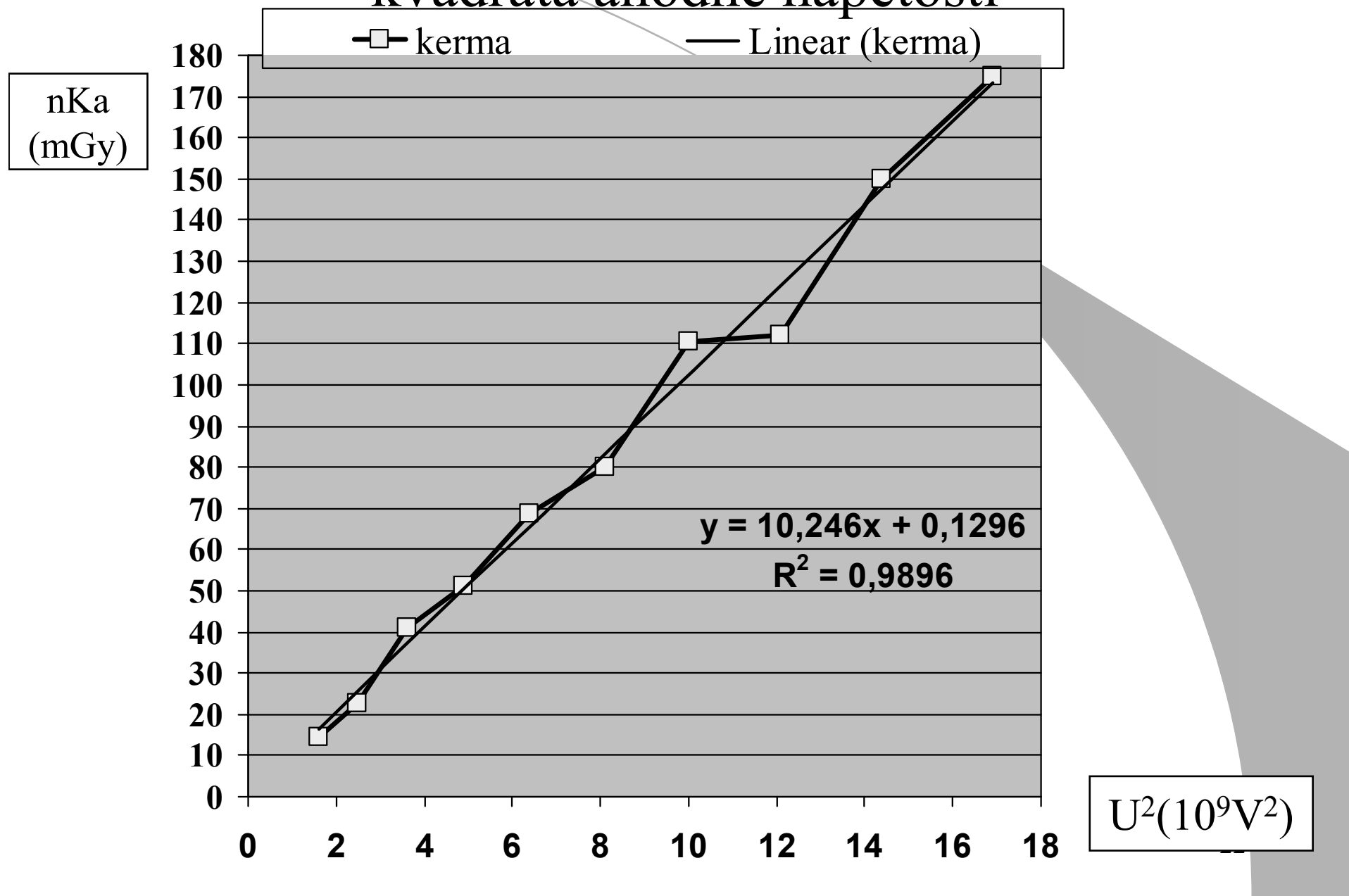
- Razdalja  $d$  med goriščem in detektorjem
- $K_a$  je kerma v zraku merjena prosto v središču koristnega snopa
- $Y_s = {}_n K_a$  je specifična vrednost kerme na razdalji 1 m (“dose yield” ali “x-ray tube output”)
- $d_0$  pri radiografiji je ponavadi 1 m, pri diaskopiji pa 50 cm
- Oznaka produkta  $It$  je enaka  $P_{it}$  v zapisu po ICRU 74

# Meritve

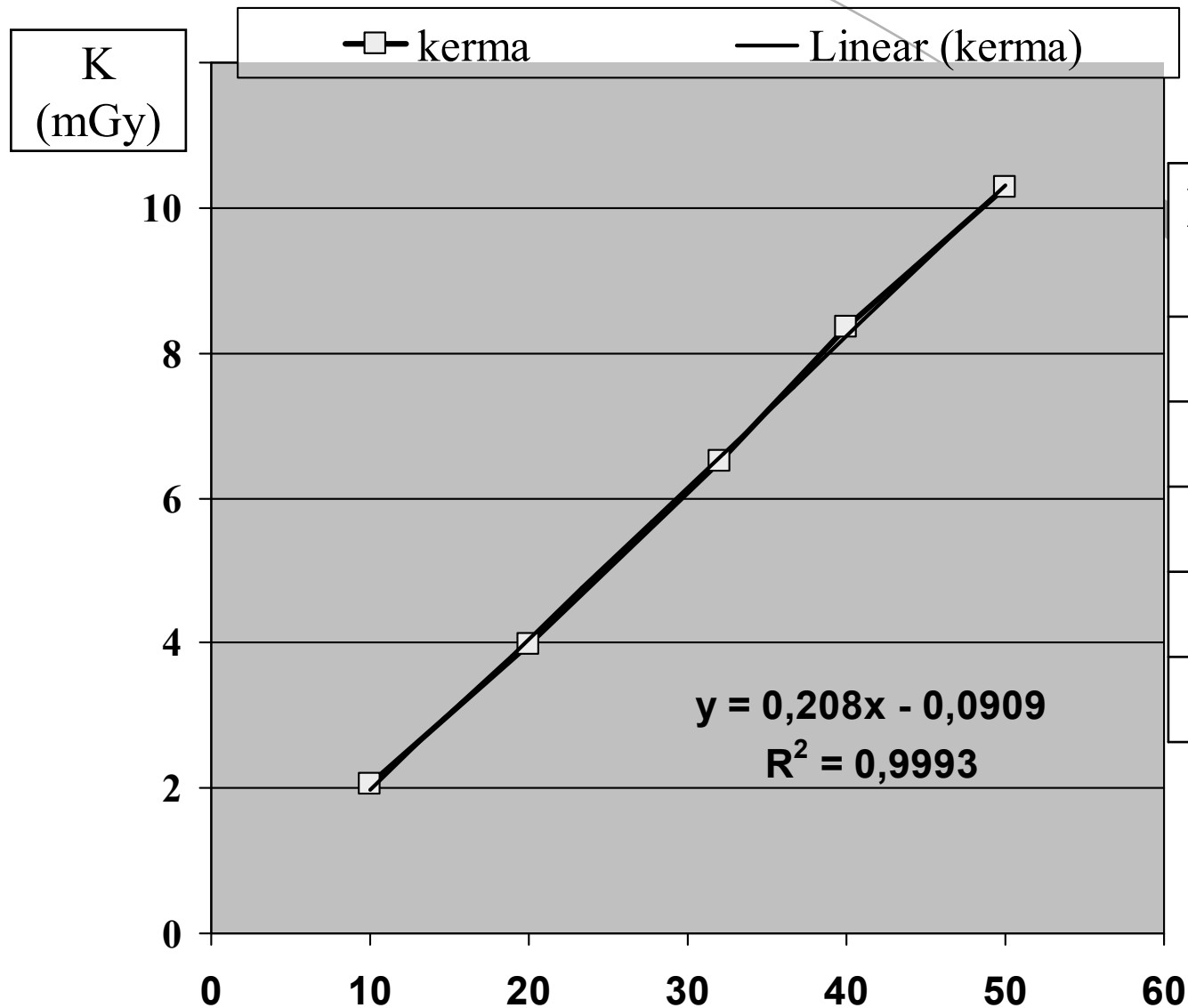
napetost (kV)	It (mAs)	$K_a$ (mGy)(d=0,59m)	$Y_s = K_a / It$ ( $\mu\text{Gy/mAs}$ )( $d_0=1\text{m}$ )
40	50	2,08	14,5
50	50	3,26	22,7
60	40	4,72	41,1
70	40	5,90	51,3
80	28	5,53	68,8
90	20	4,60	80,1
100	20	6,36	110,6
110	10	3,21	112,0
120	10	4,31	150,0
130	10	5,03	175,0

- Razdalja med goriščem in detektorjem pri meritvi je 0,59 m
- $Y_s = K_a$  je specifična vrednost kerme na razdalji 1 m

# Odvisnost specifične vrednosti kerme od kvadrata anodne napetosti

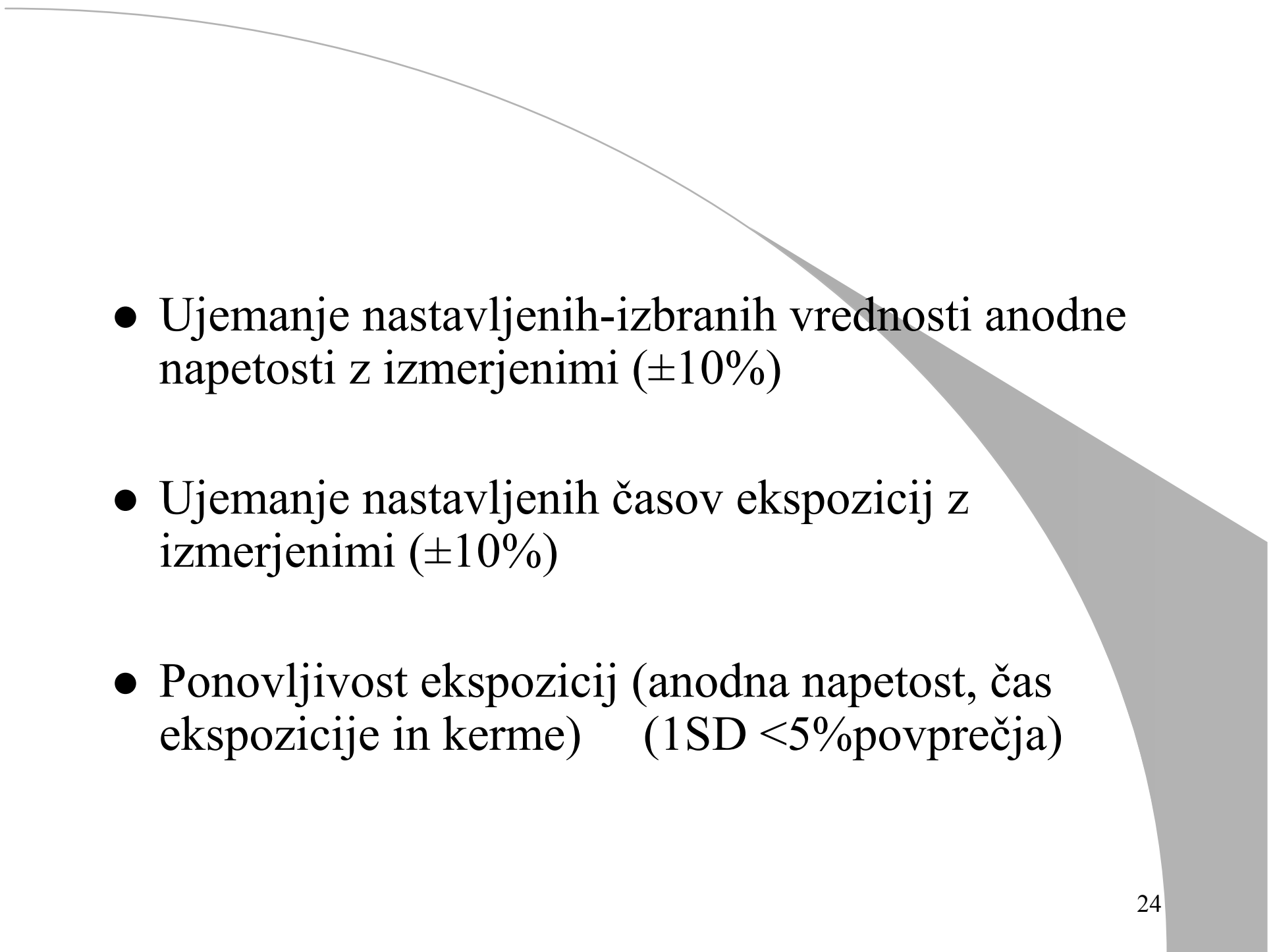


# Linearnost ekspozicijske kerme (doze) s produktom toka in časa ekspozicije (tokovni sunek)



It (mAs)	K (mGy) (d=0,59 m)
10	2,05
20	3,98
32	6,51
40	8,35
50	10,27

It(mAs)

- 
- Ujemanje nastavljenih-izbranih vrednosti anodne napetosti z izmerjenimi ( $\pm 10\%$ )
  - Ujemanje nastavljenih časov ekspozicij z izmerjenimi ( $\pm 10\%$ )
  - Ponovljivost ekspozicij (anodna napetost, čas ekspozicije in kerme) (1SD < 5% povprečja)



# Klinična dozimetrija

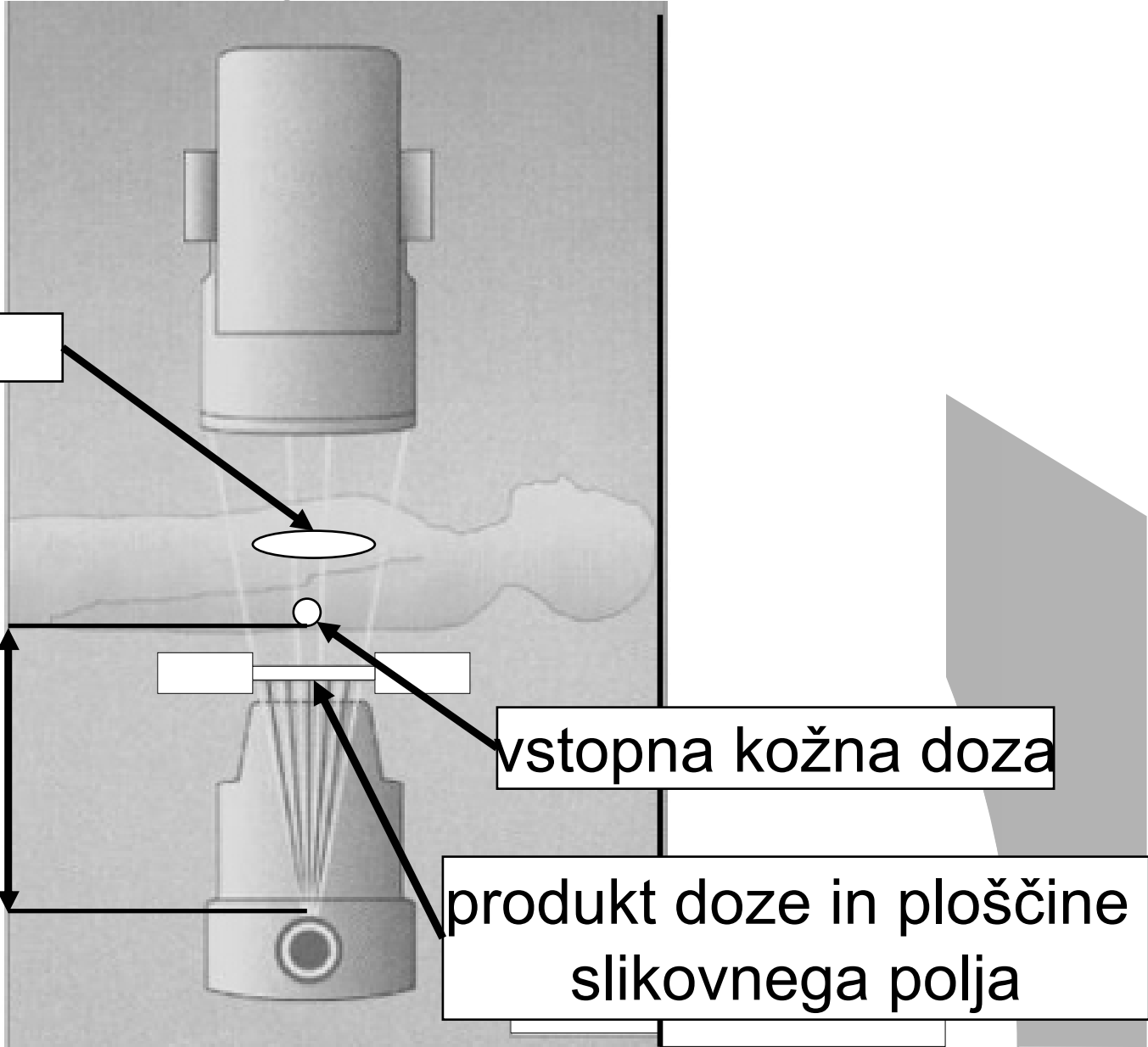
- Poznavanje izpostavljenosti pacientov je pomembno iz več razlogov:
  - omogoča primerjavo preiskave z drugimi alternativnimi preiskavami,
  - omogoča primerjavo med posameznimi zdravstvenimi ustanovami, ki izvajajo enake posege,
  - predstavlja pomemben parameter preverjanja kakovosti in optimizacije in
  - omogoča oceno tveganja, ki je posledica prejete doze.

doza organa

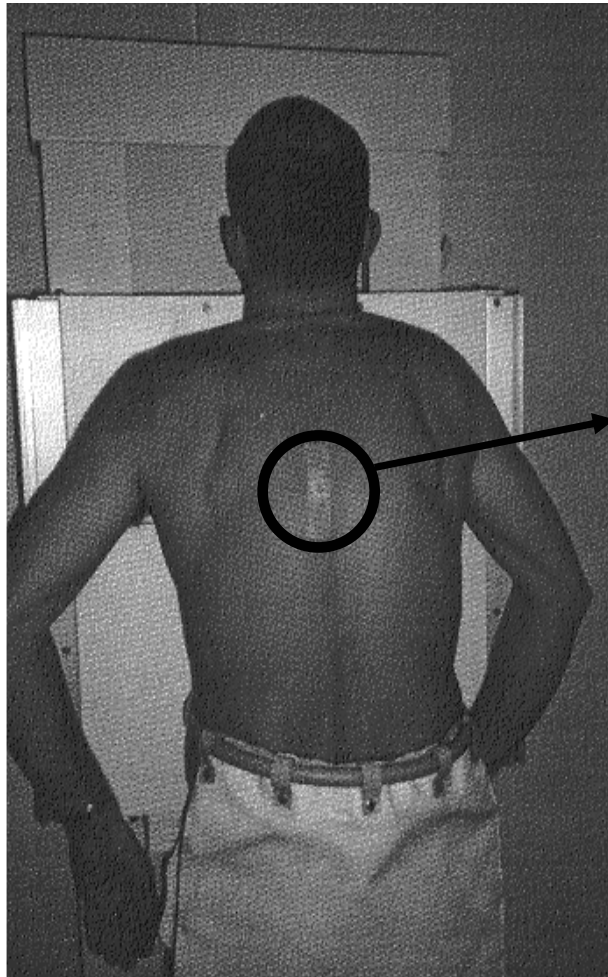
razdalja izvor  
preiskovanec

vstopna kožna doza

produkt doze in ploščine  
slikovnega polja

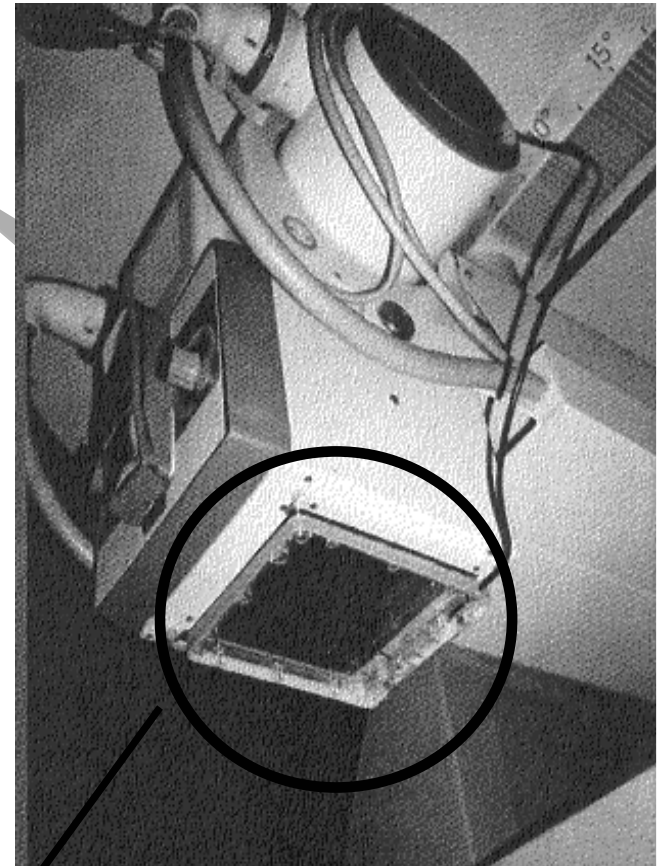


# Dozimetrija diagnostične radiologije



meritev vstopne kožne doze

- vstopna kožna je doza v zraku v točki kjer sevanje vstopa v pacienta (termoluminiscenčna dozimetrija)
- produkt doze in ploščine slikovnega polja ostaja na razdalji od izvora do objekta enak (ionizacijska celica)

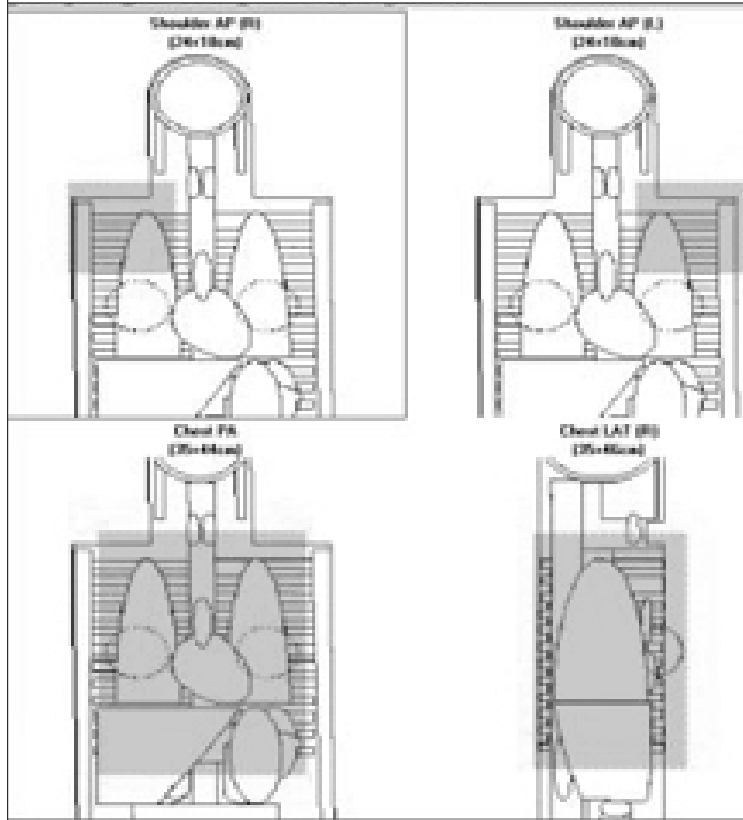


meritev produkta doze in ploščine slikovnega polja

# Uporabniku prijazni programi

NRPB National Radiological Protection Board

STUK Radiation and Nuclear Safety Authority



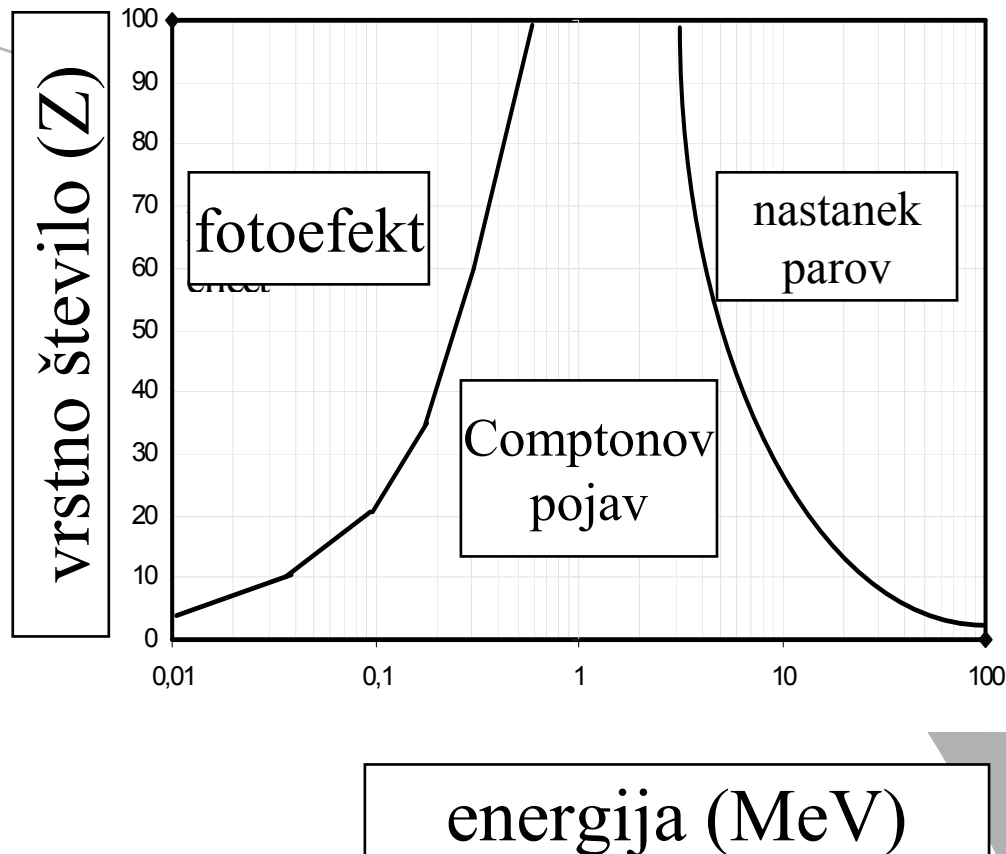
NRPB

izbrane preiskave in projekcije, ki vsebujejo rezultate simulacij za novorojenčke, otroke starosti 1, 5, 10 in 15 let ter odraslega človeka (h=174 cm, m= 71 kg)

# Monte Carlo simulacija

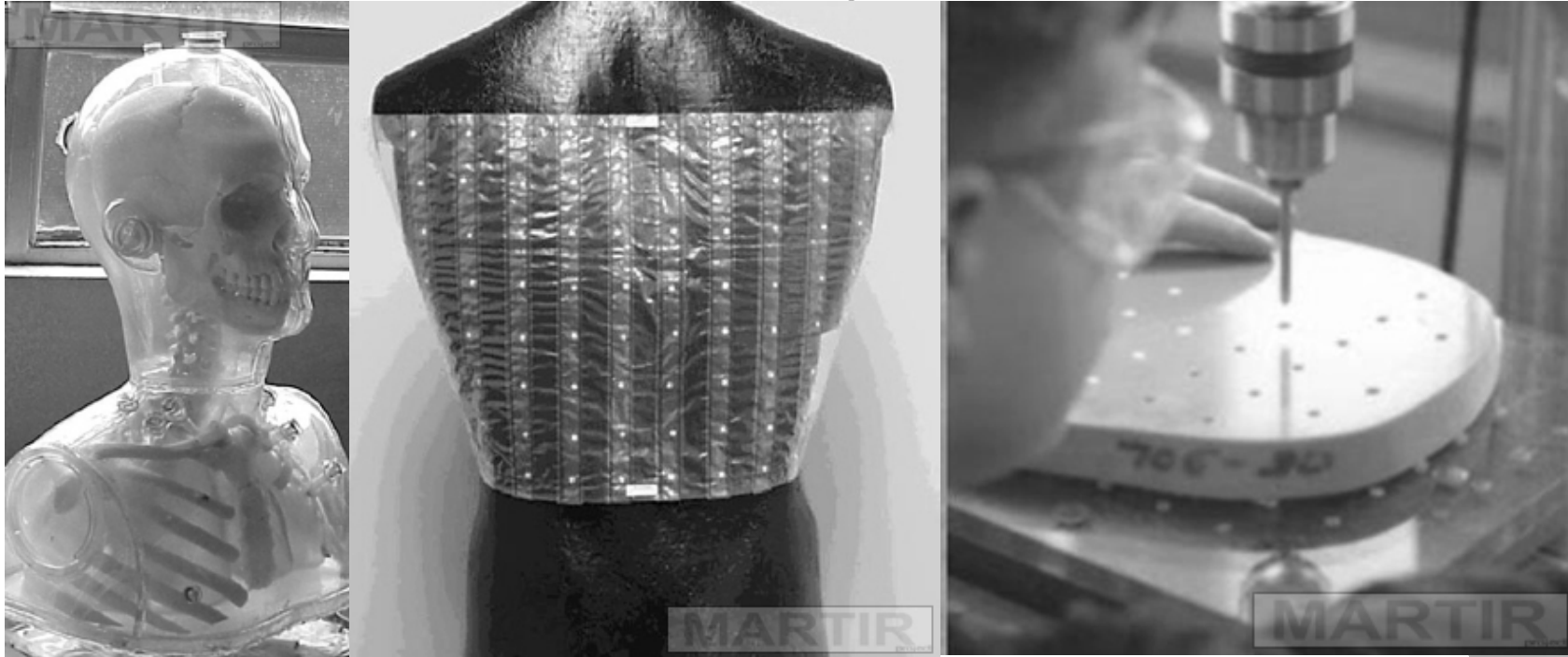
- vhodni podatki
  - maksimalna napetost na rentgenski cevi
  - filtracija rentgenskega spektra
  - vrsta preiskave - projekcija ter oddaljenost izvora od preiskovanca in velikost obsevnega polja
- podatki o sestavi, mestih in razmerju tkiv in organov
- vhodni normalizacijski izmerjeni podatek
  - vstopni kožni dozi oziroma
  - produktu doze in ploščine slikovnega polja
- simulacija interakcij fotonov
  - fotoefekt,
  - Comptonov pojav,
  - Rayleighovo sipanje

- prevladujoči procesi fotonov v odvisnosti od energije v snoveh z različnimi vrstnimi števili



- sestava človeškega telesa: vodik, ogljik, dušik, kisik, natrij, magnezij, fosfor, žveplo, klor, kalcij, kalij ter njihova zastopanost v posameznih tkivih in organih

# Meritve z antropomorfnimi fantomi



meritev doz organov in tkiv  
meritve vstopnih in izstopnih doz  
priprava mest za namestitev dozimerov v notranjosti fantoma  
vhodni podatki normalizacij matematičnih modelov

# Definicije količin ICRU Report 74 (2005)

- Absorbirana doza v zraku merjena prosto v snopu rentgenske svetlobe (Absorbed dose to air free in air)

oziroma

- kerma v zraku merjena prosto v snopu rentgenske svetlobe (Air Kerma free in air [ $K_a$ ]). Mesto meritve je v središču snopa na določeni razdalji  $d$  od vira
- Vstopna absorbirana doza v zraku merjena v snopu rentgenske svetlobe na mestu vstopa v pacienta (Incident Absorbed Dose)

oziroma

- kerma v zraku merjena prosto v snopu rentgenske svetlobe na mestu vstopa v pacienta (Incident Air Kerma [ $K_{a,i}$ ]) Mesto meritve je v središču snopa na razdalji  $d_{FSD}$  od vira do kože.

$$K_{a,i} = K_a(d) \cdot \left( \frac{d}{d_{FSD}} \right)^2$$



- Vstopna doza merjena na koži pacienta (vstopna kožna doza) (Entrance surface dose (ESD))

oziroma

- Vstopna kerma v zraku, merjena na koži pacienta (Entrance surface air kerma (ESAK) [ $K_{a,e}$ ])

$$K_{a,e} = K_{a,i} \cdot B$$

- B je faktor povratnega sipanja (backscatter factor)

	Faktor povratnega sipanja B					
Sevalno polje	60kV	70kV	80kV	90kV	100kV	120kV
10cm x 10cm	1,27	1,29	1,30	1,33	1,37	1,42
15cm x 15cm	1,30	1,32	1,34	1,37	1,40	1,45
20cm x 20cm	1,31	1,33	1,35	1,38	1,41	1,46
30cm x 30cm	1,33	1,35	1,37	1,40	1,43	1,48

- Produkt doze in ploščine slikovnega polja (Dose area product (DAP) )

oziroma

- Produkt kerme in ploščine slikovnega polja (Air kerma area product (KAP) [ $P_{KA}$ ])

$$DAP = KAP = P_{KA} = \int_A K_a(A) dA$$

- Vstopna doza merjena na koži pacienta (ESD) ali produkt doze in ploščine slikovnega polja se uporabljata pri klasični radiografiji
- Vstopno dozo merjeno na koži pacienta merimo z uporabo TLD dozimetra.
- Drugi način za določitev vstopne doze na koži pacienta je z uporabo
  - podatka o specifični vrednosti kerme na razdalji 1 m  ${}_nK_a$ , pri dani napetosti, ki se izvede ob preverjanju kakovosti naprave,
  - uporabi podatka o produktu toka in časa ekspozicije ( $It$ ) pri sami preiskavi,
  - razdalje od vira do pacienta  $d_{FSD}$  in
  - faktorja povratnega sipanja  $B$

$$ESD = {}_nK_a \cdot It \cdot \left( \frac{d_0}{d_{FSD}} \right)^2 \cdot B$$

- Če podatki o specifični vrednosti kerme na razdalji 1 m  $_nK_a$ , pri dani napetosti niso znani se lahko kot približek uporabijo podatki iz tabele (Martin, Sutton 2000)

3mm Al skupne filtracija	napetost					
preiskava	60kV	70kV	80kV	90kV	100kV	120kV
$_nK_a$ ( $\mu\text{Gy/mAs}$ pri razdalji 1m)	46	61	78	96	115	155
HVL (mmAl)	2,3	2,7	3,2	3,6	4,1	5,0