

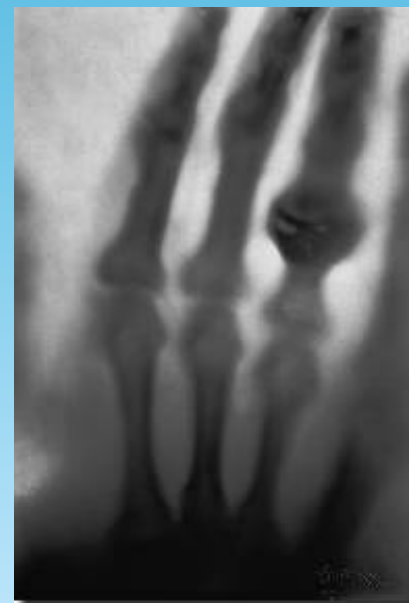
# **RENTGENSKO ZRAČENJE U DIJAGNOSTICI**

D. Krilov

02. 02. 2006.

# POVIJEST

- **W.C.Röntgen (1845-1923) 8.11. 1895.** - otkrio je do tada nepoznato zračenje i istražio njegova svojstva:
- ionizira zrak
- prodire kroz tvari
- ne otklanja se u električnom i magnetskom polju
- eksponira film
- na tkivu stvara opekline
- u siječnju 1896 – napravljen je prvi snimak šake
- Nature, Jan. 23 1896
- Science, Feb.14 1896



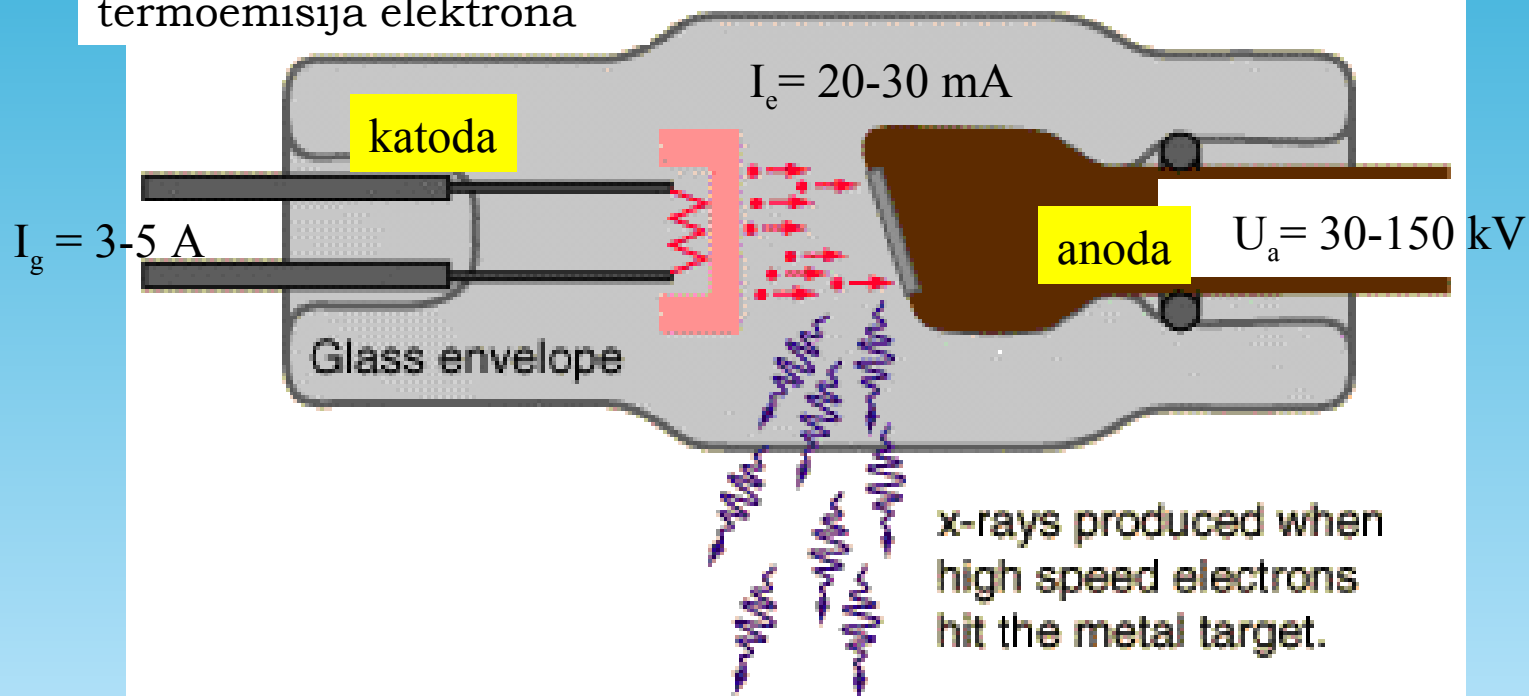
# Priroda X-zračenja

- **X - zrake** su elektromagnetski valovi (1 pm – 0,1 nm)
- nema prirodnih izvora X-zračenja  
izvor - rentgenska cijev  
nastaju kočenjem brzih elektrona u električnim poljima teških jezgara ili relaksacijom, prijelazima elektrona u niže ljuske u teškim atomima
- medicinska primjena se osniva na specifičnim interakcijama upadnih fotona X-zraka s atomima različitih tkiva; slika se dobiva iz parametara snopova koji su transmitirani kroz tijelo

# Izvor - rentgenska cijev

katoda se žari posebnim krugom grijanja  
termoemisija elektrona

elektroni se ubrzavaju visokim naponom:  $mv^2/2 = eU_a$



# Nastanak X-zraka

## Kočenje elektrona

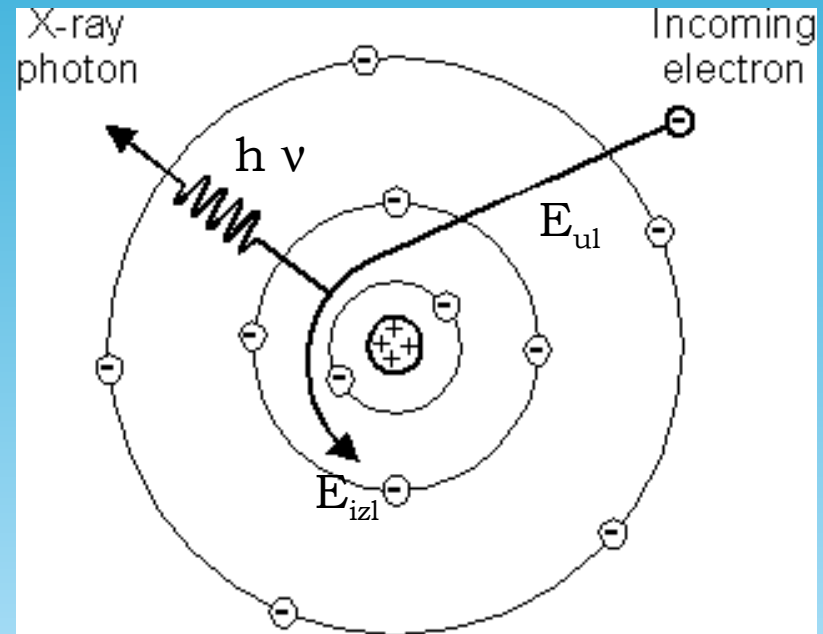
Brzi elektroni ulaze u kristalnu rešetku atoma mete i usporavaju se u električnom polju atomskih jezgara

Energija emitiranog fotona ovisi o gubitku kinetičke energije fotona:  $h\nu = E_{ul} - E_{izl}$

Najveću energiju ima foton nastao direktnim sudarom elektrona s jezgrom

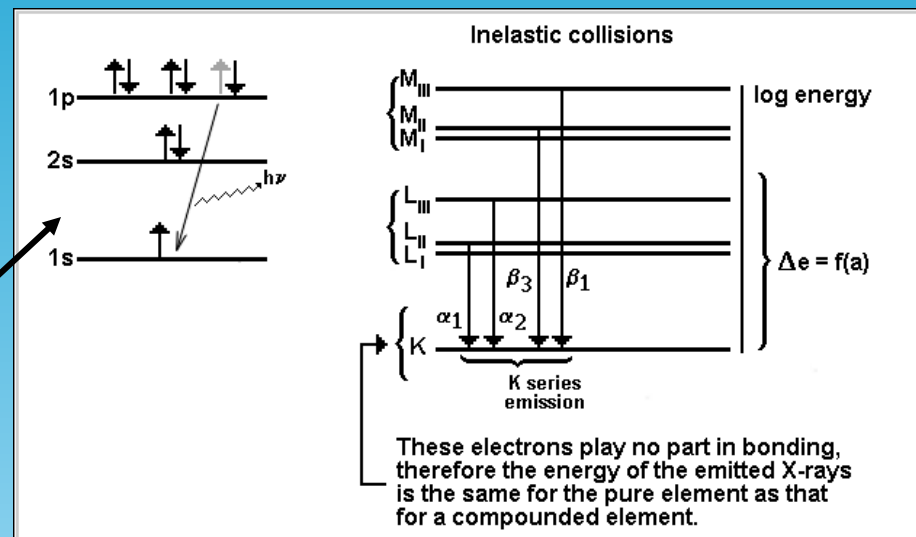
$$h\nu_{max} = h \frac{c}{\lambda_{min}} = eU_a$$

$$\lambda_{min} [nm] = \frac{1,24}{U_a [kV]}$$



Izlazni snop sastoji se od fotona različitih energija – polikromatski spektar

- **Sudari s elektronima mete**
- Upadni elektron izbacuje jedan od elektrona iz unutrašnje ljuske atoma mete.
- Ispražnjeno mjesto popunjava elektron iz više ljuske uz emisiju X-fotona
- Emitiraju se fotoni energija jednakim razlikama energijskih nivoa atoma mete
- Vjerojatnost događaja je mala



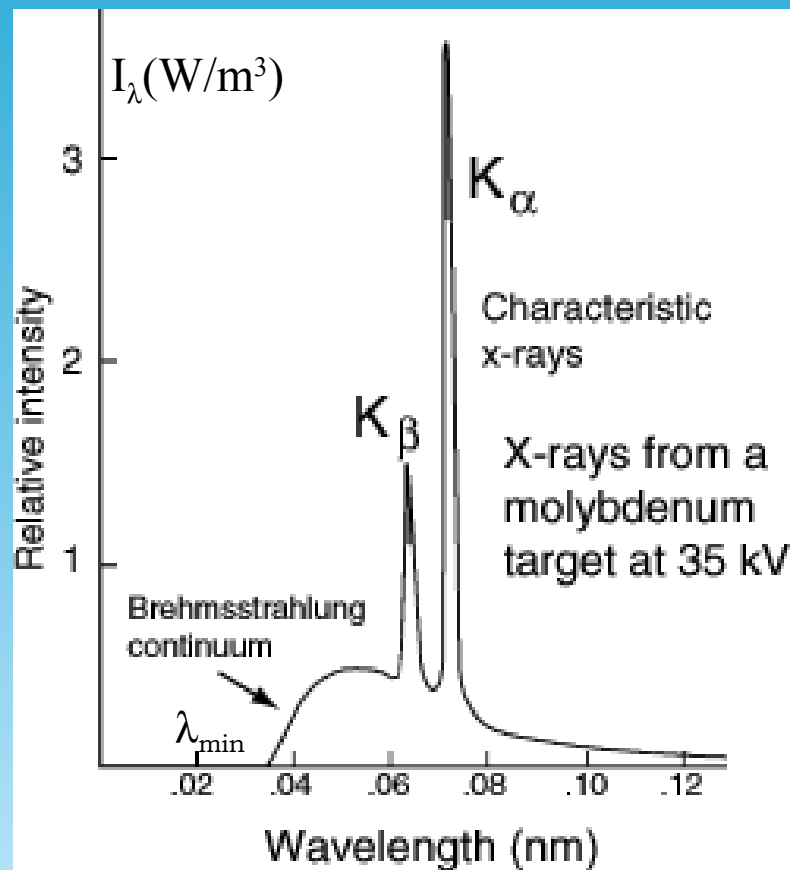
Spektar se sastoji od uskih linija koje odražavaju strukturu elektronskog omotača atoma mete – linijski spektar prijelazi u K ljusku:  $K_{\alpha}$ ,  $K_{\beta}$   
 prijelazi u L ljusku:  $L_{\alpha}$ ,  $L_{\beta}$

# Spektar X-zračenja

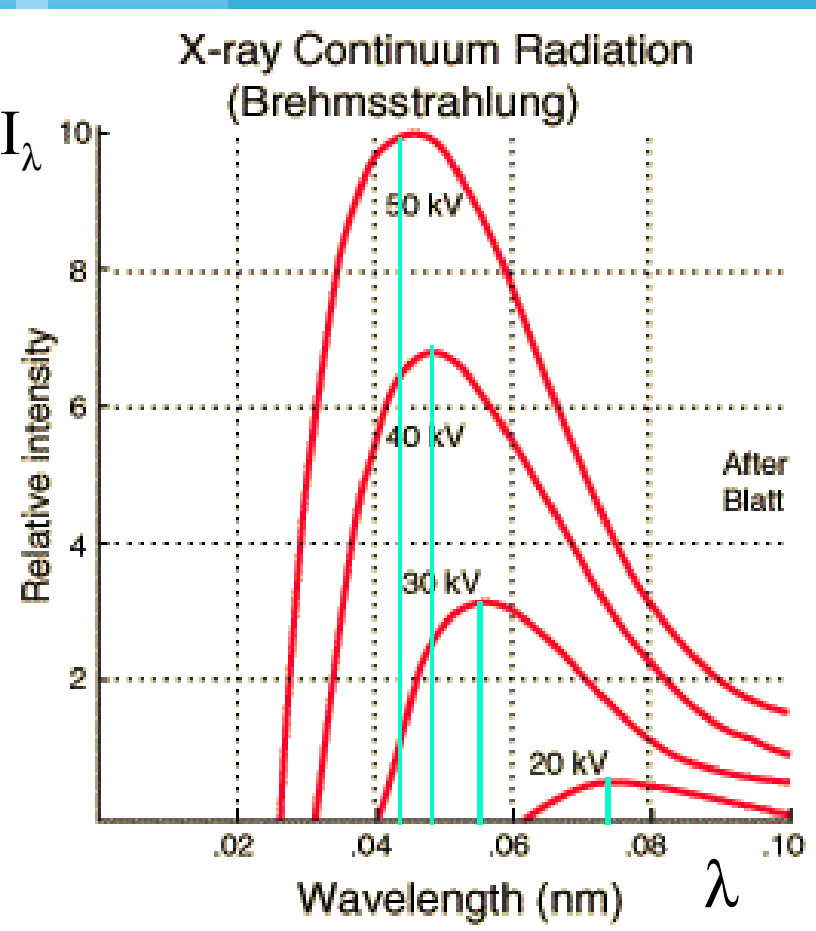
- Spektar je prikaz intenziteta jedinične valne duljine o valnoj duljini
- Spektar se sastoji od kontinuirane i linijske komponente
- kontinuirani spektar počinje od granične valne duljine određene anodnim naponom
- maksimum spektra je na valnoj duljini

$$\lambda \approx \frac{4}{3} \lambda_{min}$$

- linijski spektar je malog intenziteta i nema značenja za medicinsku dijagnostiku



# Utjecaj promjene anodnog napona na spektar X-zraka



Snaga snopa određena je empirijskom relacijom:

$$P = k U_a^2 I_e Z$$

$I_e$  je struja elektrona u cijevi koja ovisi o struji grijanja katode;  $Z$  je redni broj atoma mete

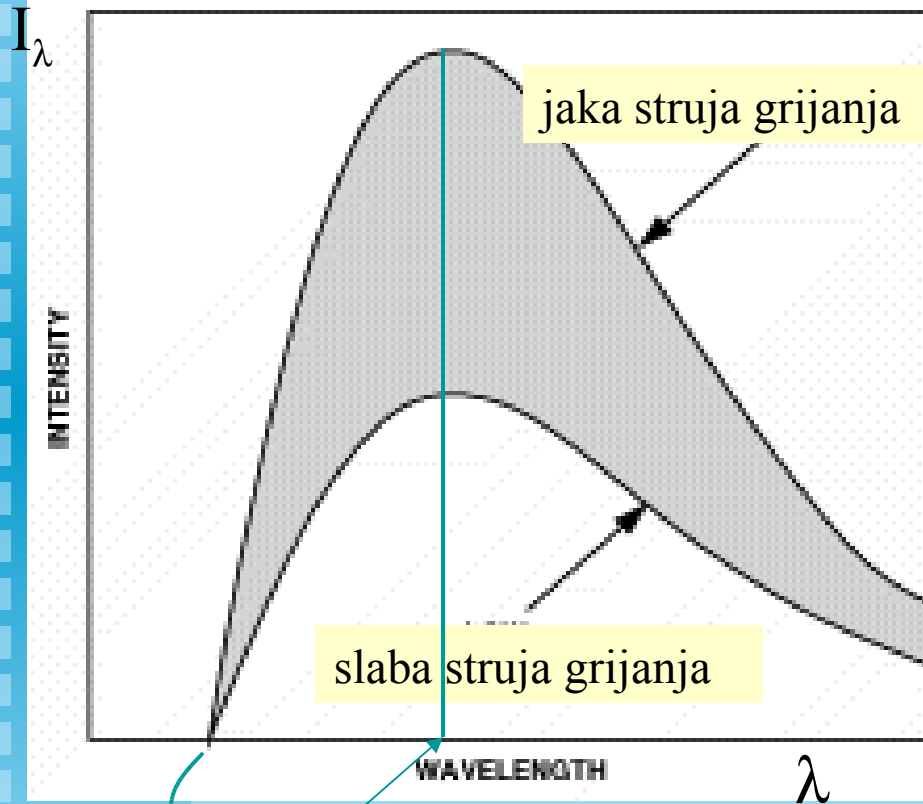
Intenzitet snopa  $I = \int I_\lambda d\lambda$  je omjer snage i površine prozora na cijevi

Porastom anodnog napona povećava se intenzitet snopa.

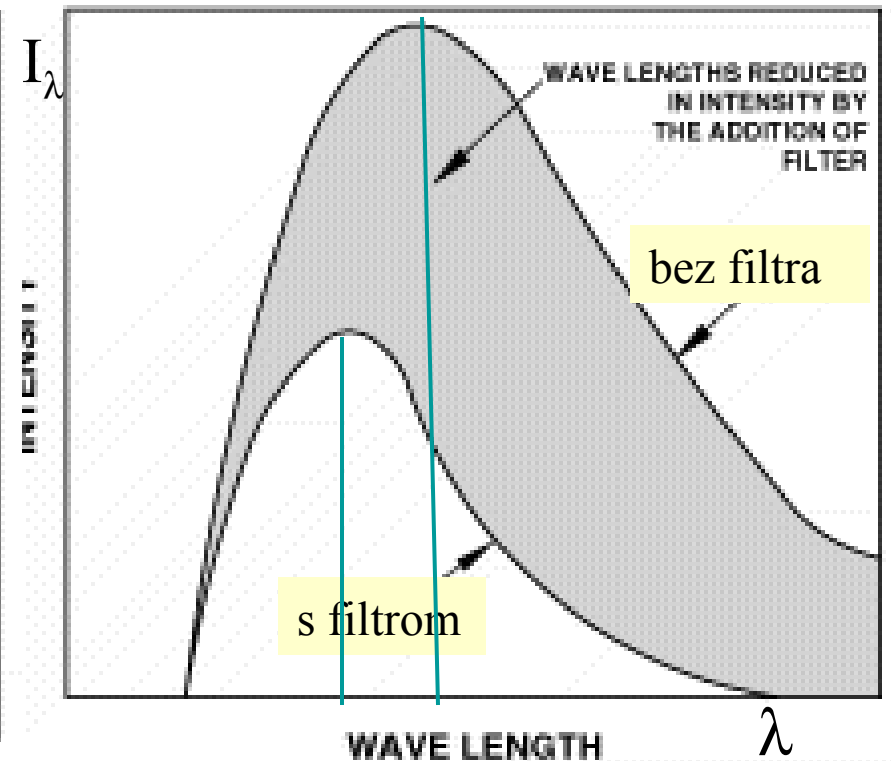
Spektar se pomiče prema kraćim valnim duljinama – povećava se tvrdoća snopa



# Utjecaj struje grijanja i stavljanja filtra na spektar X-zraka

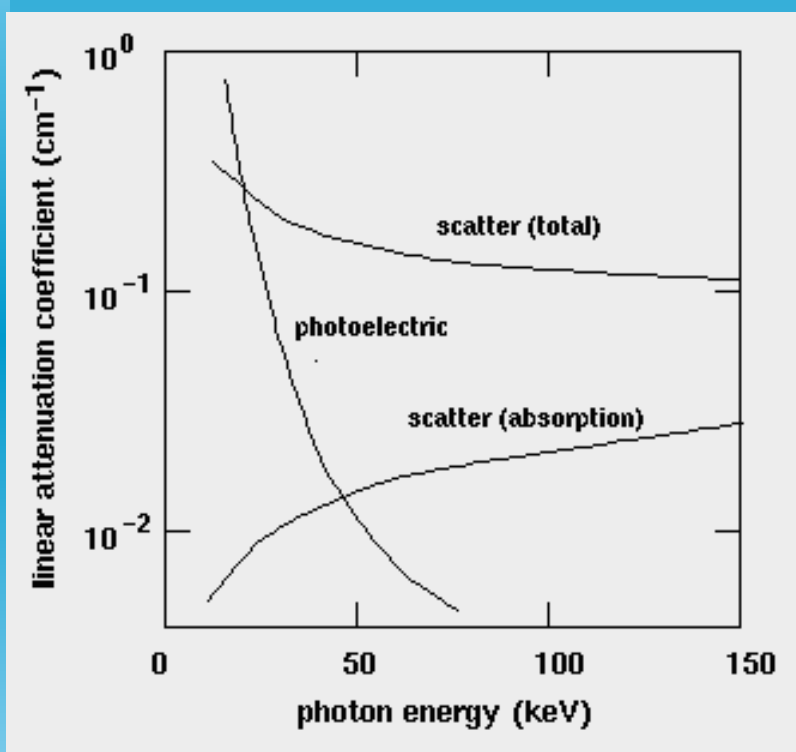


minimalna valna duljina i valna duljina maksimuma ne mijenjaju se povećanjem struje grijanja, samo se povećava intenzitet snopa



Minimalna valna duljina se ne mijenja, ali se mijenja valna duljina maksimuma; pomiče se prema kraćim valnim duljinama. **Snop ima manji intenzitet ali je tvrdi.**

# Interakcija fotona X-zraka i atoma tkiva



način interakcije ovisi o energiji fotona i atomskom sastavu tkiva

## fotoelektrični efekt

dominantan je za fotone energija manjih od 80 keV; vjerojatniji je za teške atome u tkivu koji se nalaze u kostima (Ca)

## Comptonovo raspršenje

prevladava kod fotona većih energija i vjerojatnije je za lakše atome u mekom tkivu (O i C)

# Zakon atenuacije X-zračenja

- Smanjenje intenziteta monokromatskog snopa prolaskom kroz tkivo:

$$I_{\lambda}(x) = I_{\lambda}(0)e^{-\mu(\lambda)x}$$

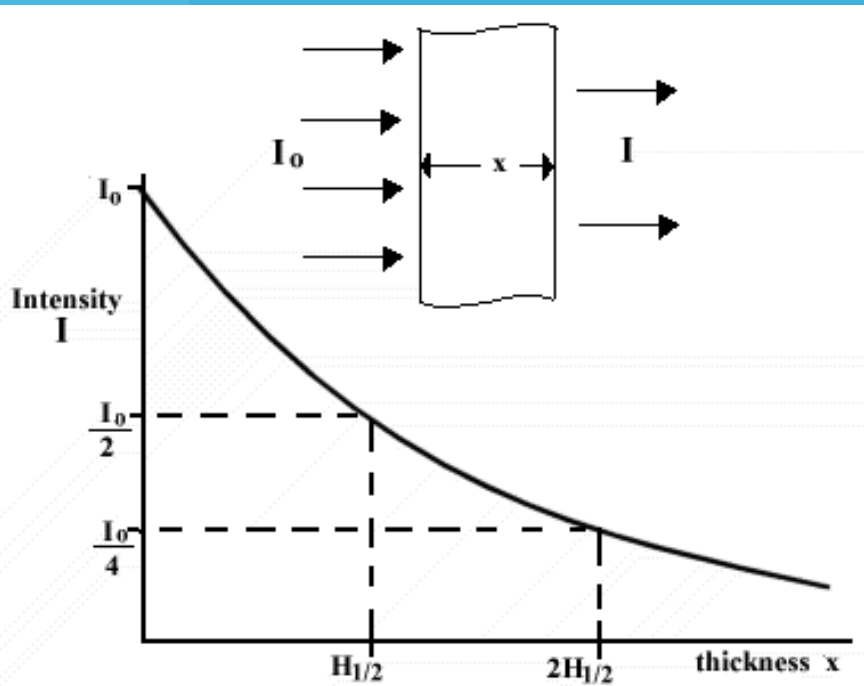
- $\mu(\lambda)$  je linearni koeficijent apsorpcije koji ovisi o tkivu i valnoj duljini
- u medicinskoj dijagnostici je u upotrebi maseni koeficijent apsorpcije:

- $$\mu_m = \frac{\mu}{\rho} = \tau + \sigma$$

- koji ovisi o vjerojatnosti za fotoelektrični efekt ( $\tau$ ) i Comptonovo raspršenje ( $\sigma$ )

# Poludebljina apsorpcije

To je debljina apsorbera na kojoj je intenzitet jednak polovici upadnog intenziteta



$$I_x = I_0 e^{-\mu_m x}$$

$$x = x_{1/2} \rightarrow I_{x_{1/2}} = \frac{I_0}{2}$$

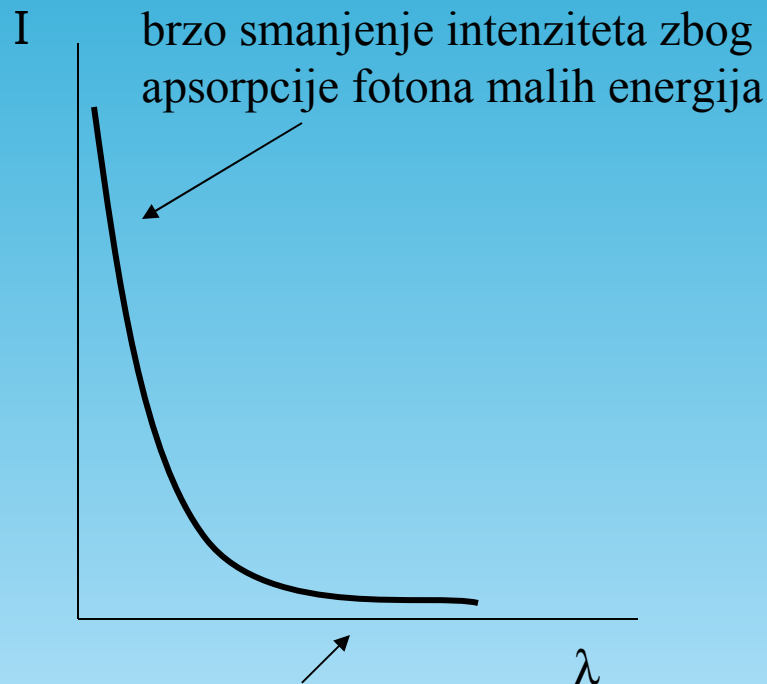
$$x_{1/2} = \frac{\ln 2}{\mu_m}$$

parametar za određivanje tvrdoće

polikromatskog snopa

veća  $x_{1/2}$  znači tvrdi snop

■ -



na putu kroz tkivo snop postaje tvrđi zbog većeg udjela fotona veći energija – postaje prodorniji

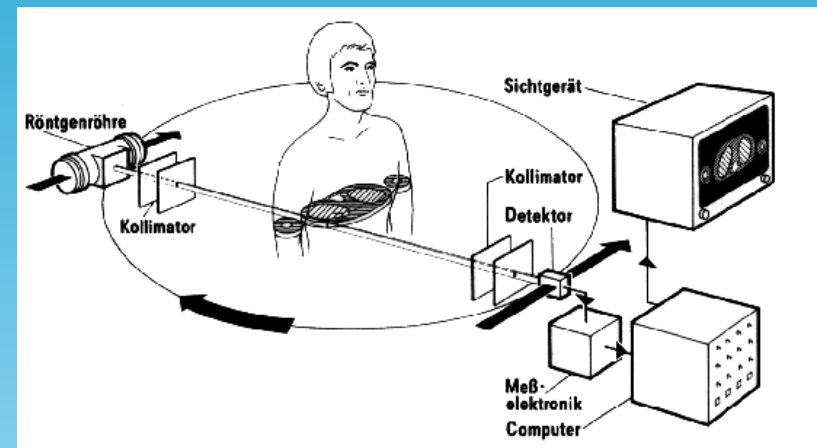
- Zakon atenuacije za polikromatski snop ne možemo prikazati analitičkom funkcijom.
- Srednja energija polikromatskog snopa je jednaka energiji onog monokromatskog snopa koji ima jednaku poludebljinu apsorpcije

# Rentgenska dijagnostika - slojevito snimanje

- Omogućeno je prikupljanje podataka iz onih izlaznih snopova koji su prošli kroz odabrani sloj tijela
- Intenzitet izlaznog snopa ovisi o koeficijentima apsorpcije tkiva kroz koja je prošao
- Slika je izračunata raspodjela apsorpcijskih koeficijenata tkiva u elementima sloja
- Sukcesivnim snimanjem dobivaju se slike uzastopnih slojeva te je moguće pomoću računala dobiti prikaz organa - dijela tijela u tri dimenzije; rotacijom slike na ekranu može se dobiti slika objekta sa svih strana

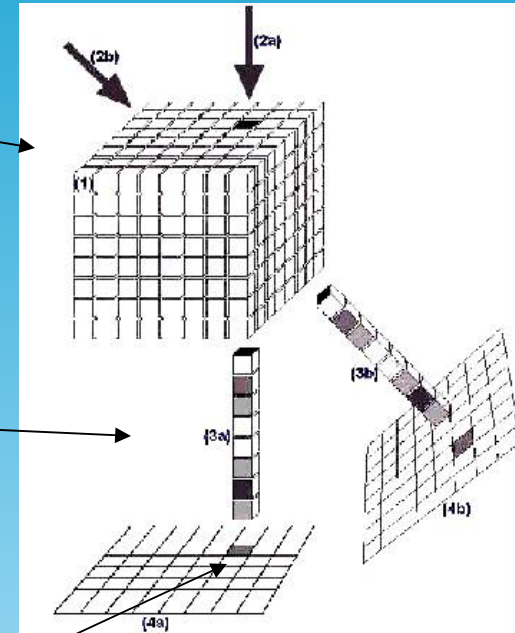
# Tomografija potpomognuta računalom (CT,CAT)

- Hounsfield i Cormack – 1972.
- spoj posebnog načina snimanja, prikupljanja podataka i matematičke obrade
- **Princip metode**
- Uski snop zraka prolazi kroz odabrani sloj tijela određen širinom snopa. Na suprotnom kraju je detektor koji bilježi intenzitet izlaznog snopa.



- Sloj je podijeljen na volumne elemente - **voxel** ( $10 \text{ mm}^3$ ). Veličina voxela određena je površinom presjeka snopa - razlučivost metode
- Svaki voxel ima svoj koeficijent apsorpcije. Snop prolazi kroz niz voxela i intenzitet izlaznog snopa je:

$$I_t = I_0 e^{-(\mu_1 + \mu_2 + \mu_3 + \dots + \mu_n) \Delta x}$$

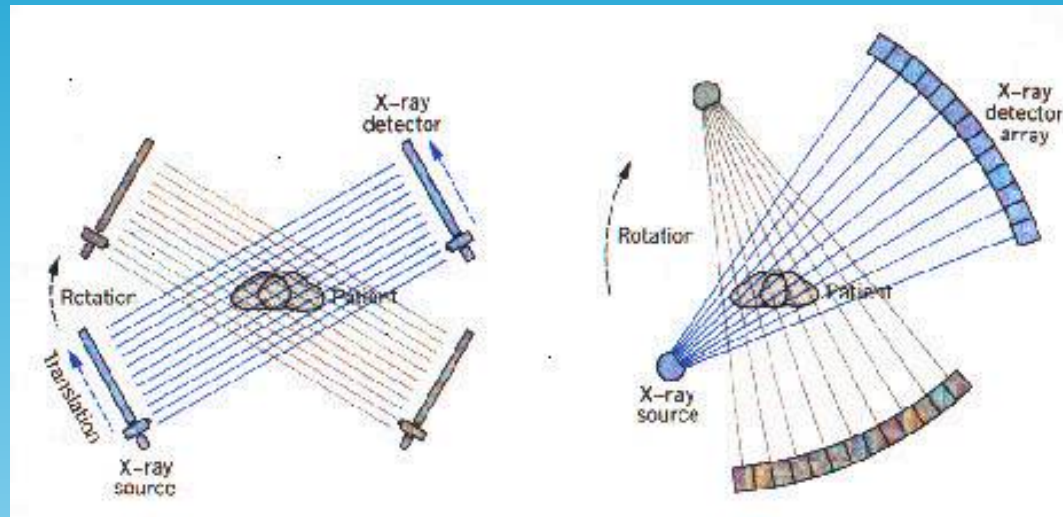


**pixel** – element dvodimenzionalne slike sloja; u jedan pixel pohranjuje se podatak iz jednog voxela pa je broj pixela određen brojem voxela

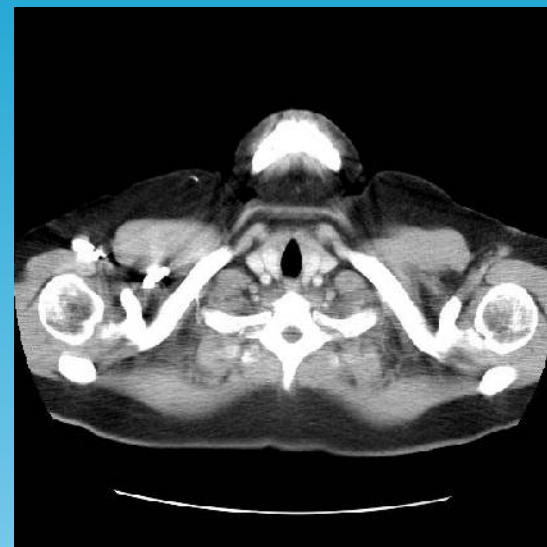


- Paralelnim pomicanjem izvora i detektora snimi se cijeli sloj. Zakretanjem sustava sloj se snima iz različitih kuteva. Tako se dobije dovoljni broj podataka da se primjenom složenog matematičkog algoritma izračuna raspodjela apsorpcijskih koeficijenata. Podaci se prenose u pixele i prikazuju u sivoj skali.
- Broj izmjerenih fotona određuje preciznost mjerenja apsorpcije duž jedne linije prolaska snopa.
- Kontrast je određen različitošću apsorpcije u pojedinim tkivima
- Ovakav postupak je zahtijevao dugotrajno snimanje, pa se razvojem tehnologije malih detektora omogućila konstrukcija savršenijih uređaja

# Noviji uređaji za CT snimanje



- Omogućuju istodobno snimanje niza smjerova u sloju tijela što smanjuje vrijeme ozračavanja. Primjenom lepezastih snopova i automatskom rotacijom izvora, vrijeme je još kraće.



- Danas su u primjeni uređaji s nepomičnim detektorima smještenim u kružnicu okomitu na dugu os tijela, dok izvor rotira. Automatskim pomakom ležaja omogućuje se brzo snimanje svih slojeva objekta.

# Spiralni CT

- Ova metoda omogućuje dodatno smanjenje vremena snimanja, jer se podaci za slike kontinuirano uzimaju dok se tijelo istodobno pomiče. Snimka srca može se dobiti za 0,1 s.
- Uz pomoć računala dobiva se 3D slika organa.

