

Képrekonstrukció 2. előadás



Balázs Péter

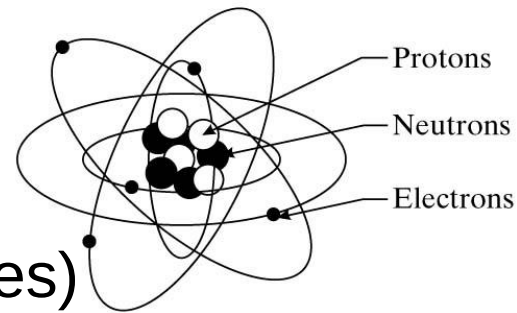
Képfeldolgozás és Számítógépes Grafika
tanszék

Szegedi Tudományegyetem

Az atomszerkezet

- Atommag (nukleusz): {**protonok** (poz. töltés) és **neutronok**} = nukleonok
- Keringő **elektronok** (neg. töltés)

Egyetemes atommodell (Bohr):



Atomszám Z:

proton = # elektron (elektr. semleges)

Tömegszám A:

proton + # neutron

Figure 4.1

Elektronhéjak

Elektronok:

- “**héjak**”-on keringenek
- maximális elektronszám héjanként:
(K: $n=1$, L: $n=2$, ...)
K: 2, L: 8, M: 18, N: 32)

Elektronok alapelhelyezkedése:
legkisebb energiájú állapot

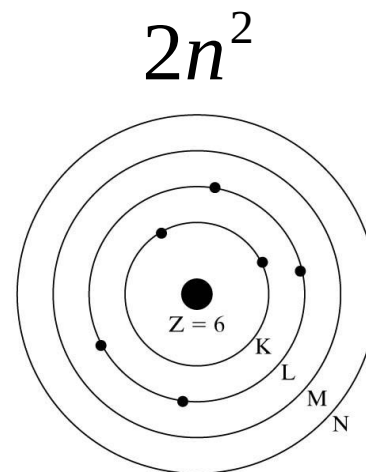


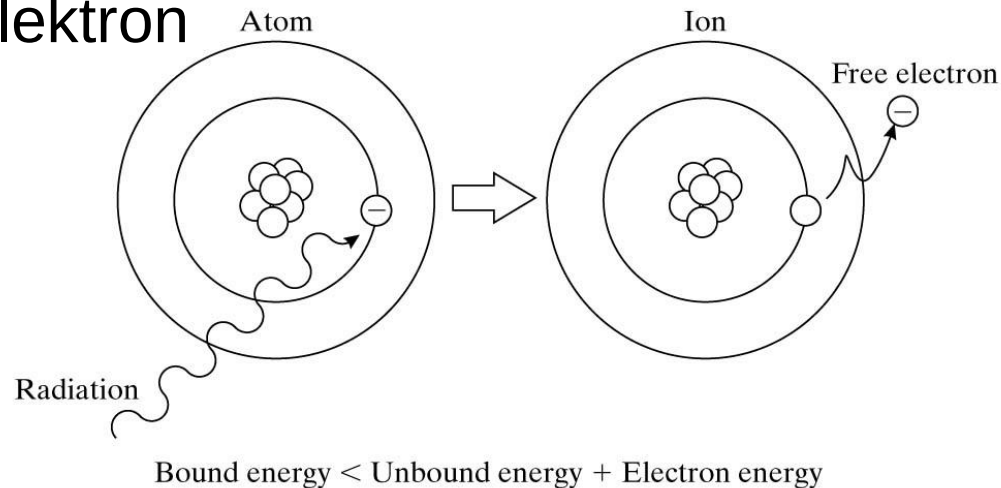
Figure 4.2

Sugárzás

- **Ionizáló sugárzás:** képes elektronok atomból való „kiszakítására”
 - Nagyobb energiájú, mint a **nem-ionizáló sugárzó**
- Példák:
 - Ionizáló
 - Rövid hullámhosszú elektromágneses hullámok (UV fény, Röntgen (x-sugárzás), gamma sugárzás)
 - Részecske sugárzás (protonok, elektronok, pozitronok nagy mozgási energiával)
 - Nem-ionizáló
 - Nagy hullámhosszú elektromágneses sugárzás (rádió, látható fény)

Ionizálás

- Ionizáló sugárzás energiát ad át ($>$ kötési energia) az elektronnak $\rightarrow$ „kiesik” az atomból (ionizálás)
- Eredmény: Ion + szabad elektron



- Kötési energia: [eV] (elektronvolt), pl. hidrogén atom: 13.6 eV
- Kötési energia függ az elemtől és a héj számával csökken

Ionizálás és gerjesztés

- Gerjesztés:
 - az átadott energia kisebb, mint a kötési energia
 - elektron külsőbb energiapályára áll, az atom nagyobb energiájú állapotba kerül
- Ionizálás & gerjesztés
 - „lyuk” keletkezik a héjon
 - Betöltődik, hogy visszakerüljön az atom az alap energiájú állapotba
 - Energia szabadul fel: **karakterisztikus sugárás** (pl.: Röntgen-sugár foton)

Ionizáló sugárzás formái

- Részecske sugárzás
 - Bármilyen szubatomi részecske (elektron, proton, neutron) elegendően nagy mozgási energiával
 - Pl.: elektronnyaláb, pozitron

Ionizáló sugárzás formái

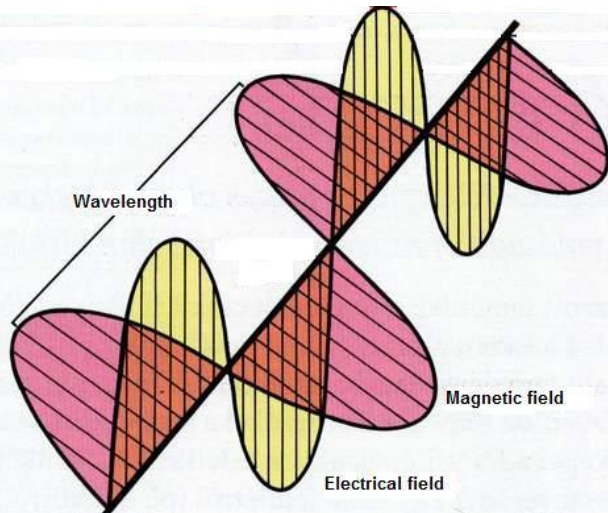
Elektromágneses (EM) sugárzás

– Viselkedése:

- **Hullám:** visszaverődés, eltérülés, elhajlás
- **Foton:** részecske-szerű energia-kötegek

– 2 kölcsönösen függő merőleges komponens

- **Elekromos mező & Mágneses mező**



$$\lambda = \frac{c}{\nu}$$

$$E = \hbar \nu$$

λ ...wavelength

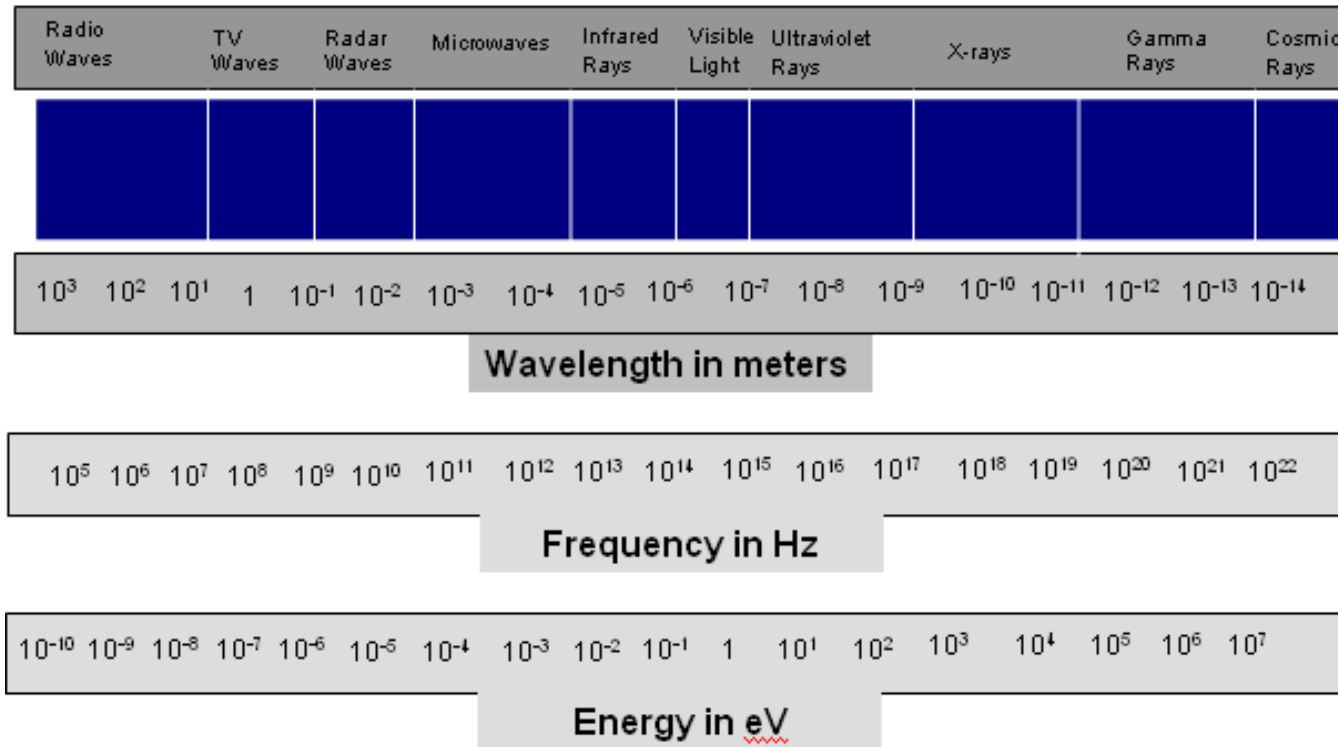
c ...speed of light $3 \cdot 10^8 \text{ m/sec}$

ν ... frequency

E ... photon energy

$\hbar$...Planck's const. $6.626 \cdot 10^{-34} \text{ J/s}$

EM sugárzás spektruma



I

X- és gamma sugarak

- X-sugarak:
 - az elektronfelhőben keletkeznek
 - gyengülésen alapszik a képalkotás
- Gamma-sugarak:
 - atommagban keletkeznek (radioaktív bomlás)
 - gamma sugarak segítségével nyomjelzőket detektálnak a képalkotáshoz
- A hullámhosszban nincs lényegi különbség!

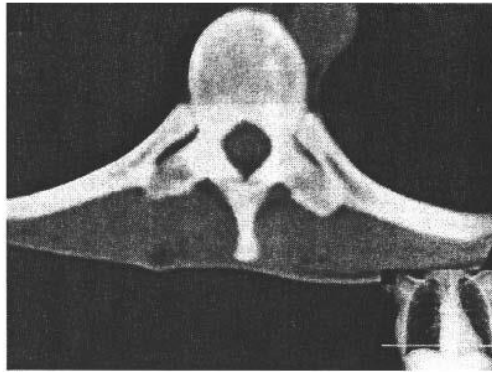
X-sugár alapú képalkotás

- Ionizáló sugárzás áthaladása (transzmissziója) a testen
- X-sugarak (EM sugárzás)
- Képalkotó módszerek
 - 2D vetületi radiográfia
 - 3D Computed Tomography (CT)
 - Fizikai elvet használnak
- X-sugarak gyengülése a szövetről függ → leképezés jelre (kép)

X-sugár alapú képalkotás



(a)



(b)

3D Computed
Tomography



(c)



(d)

2D vetületi radiográfia

X-sugár alapú képalkotás

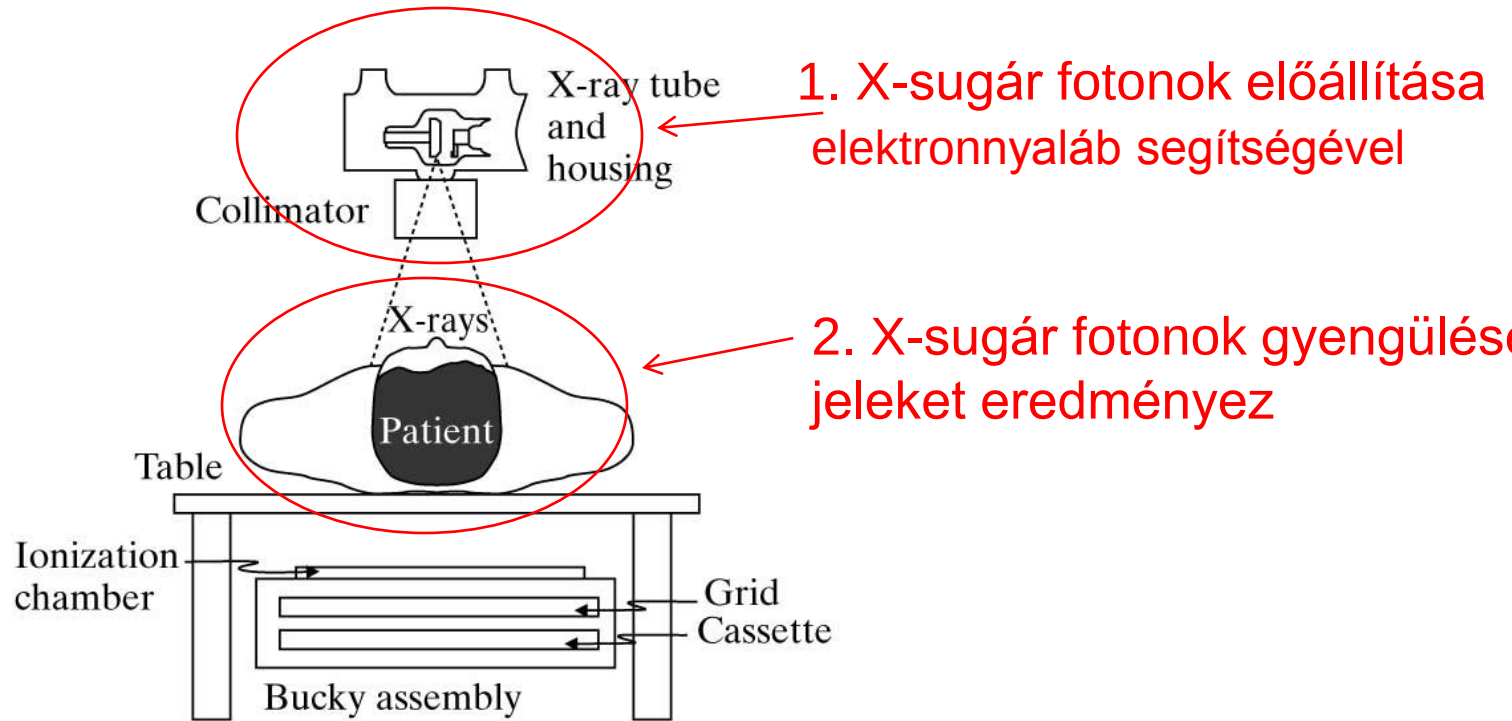
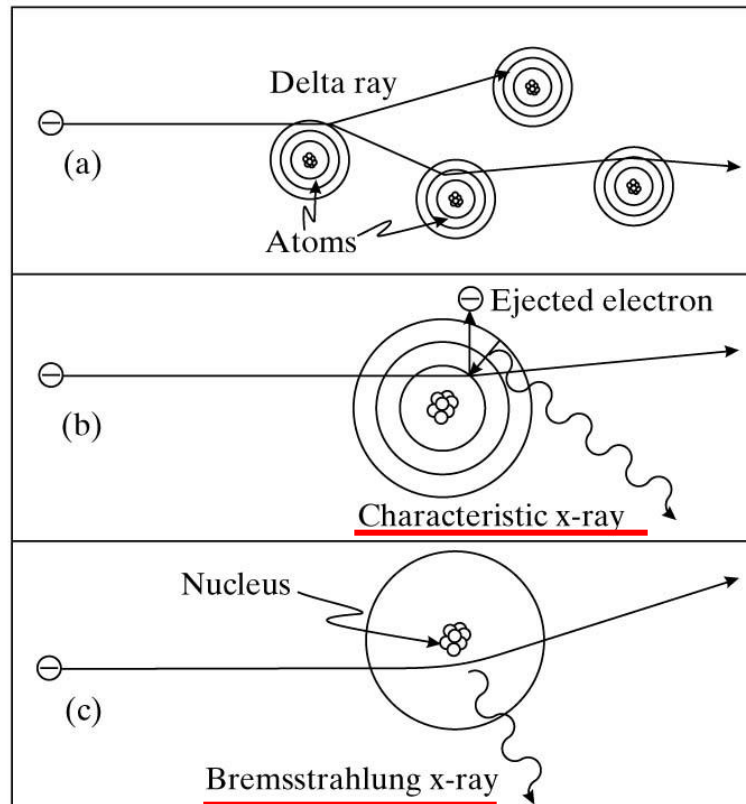


Figure 5.2

Ionizáló sugárzás tulajdonságai

- Anyaggal való kölcsönhatás
 - Abszorpció
 - Elterülés
 - Energia átadás (pl. hő)
 - Új részecskék és sugárzás
- Hatások 2 kategóriája
 - Képkotáshoz használt
 - Képkotáshoz nem használt, de a dózist növelő!

Elektron kölcsönhatások

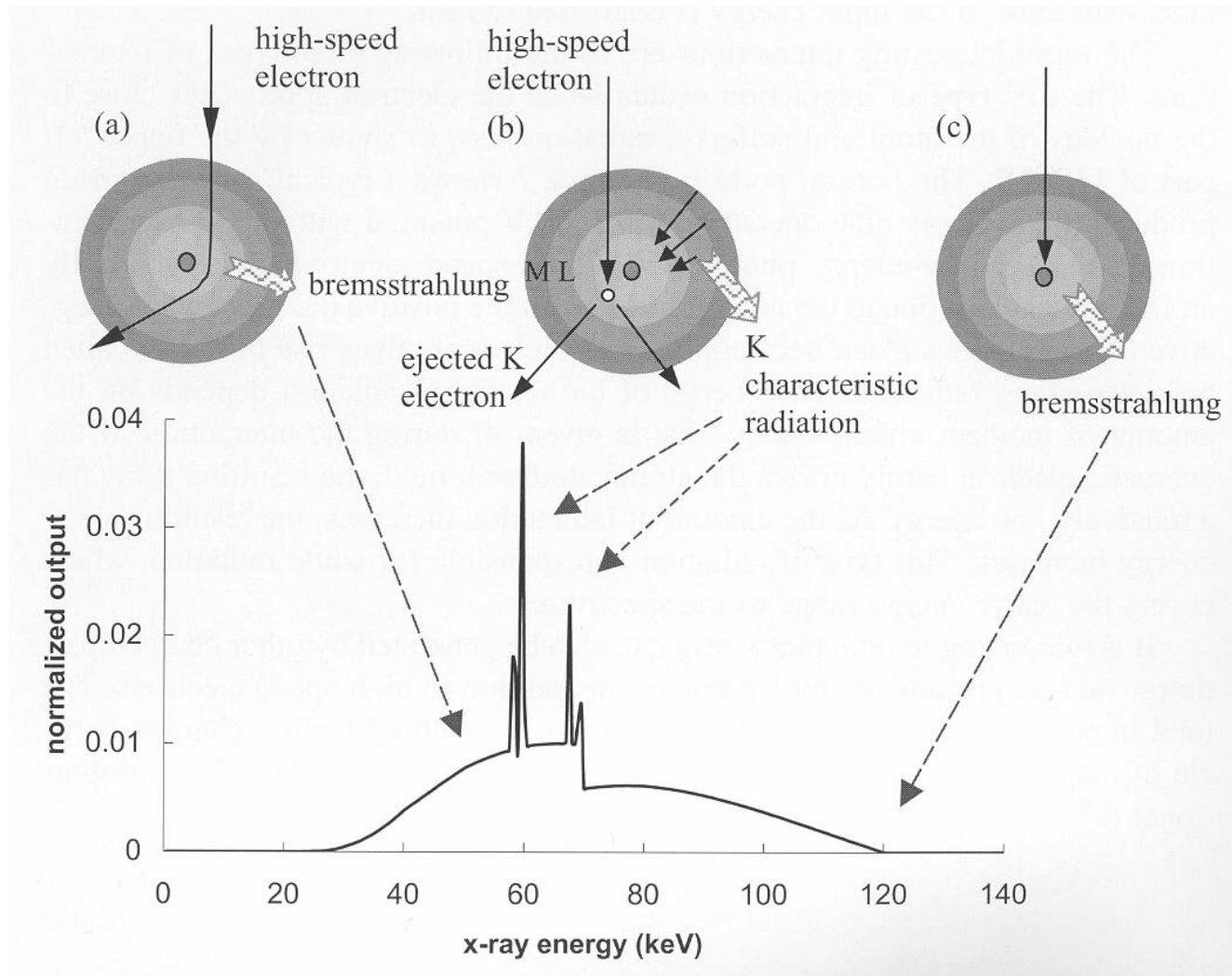


hő, eltérülés

X-sugár generálás

Figure 4.4

Röntgen-sugárzás spektruma



Röntgen-sugárzás generálása

Röntgen cső

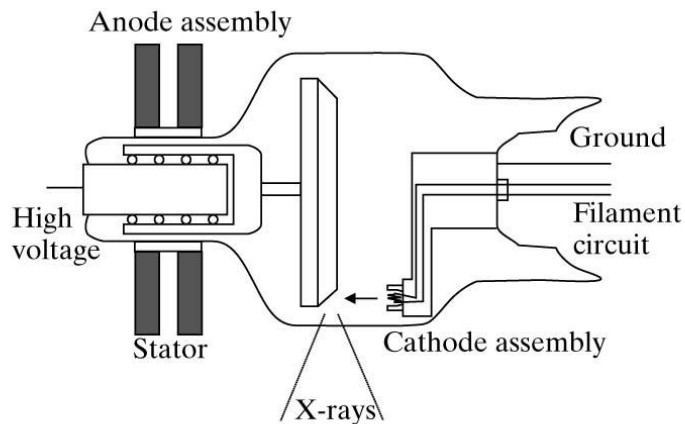


Figure 5.4

Medical Imaging Signals and Systems, by Jerry L. Prince and Jonathan Links.
ISBN 0-13-065353-5. © 2006 Pearson Education, Inc., Upper Saddle River, NJ. All rights reserved.

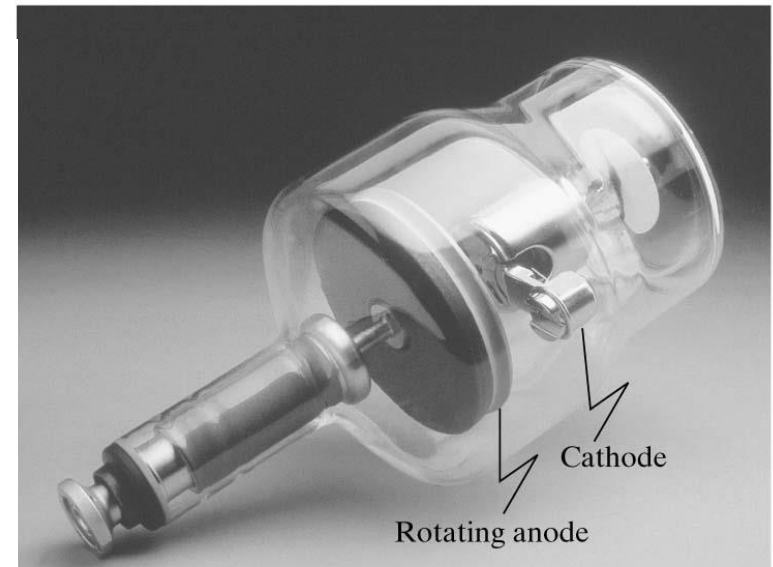


Figure 5.3

Medical Imaging Signals and Systems, by Jerry L. Prince and Jonathan Links.
ISBN 0-13-065353-5. © 2006 Pearson Education, Inc., Upper Saddle River, NJ. All rights reserved.

Röntgen-sugárzás generálása

- Felfűtött szál → katód (elektronok)
- 30 – 120 kV volt felgyorsítja az elektront a vákuumban
- Elektronnyaláb a célanódnak ütközik
 - Az anódot hűtés céljából forgatjuk
- X-sugár fotonok kibocsátása (főként Bremsstrahlung)
- Alacsony energiájú fotonok kiszűrése (anód, üvegtest, alumínium fólia)
- Kollimátor korlátozza a sugárnyalábok irányát
- Kompenzációs szűrő (az anatómiához igazítva)

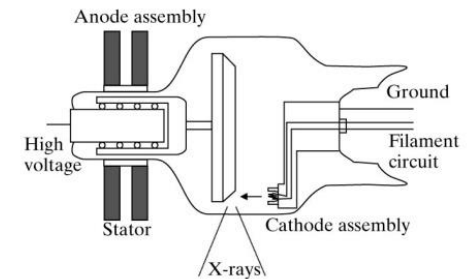


Figure 5.4

Medical Imaging Signals and Systems, by Jerry L. Prince and Jonathan Links.
ISBN 0-13-065353-5. © 2006 Pearson Education, Inc., Upper Saddle River, NJ. All rights reserved.

Röntgen-cső spektruma

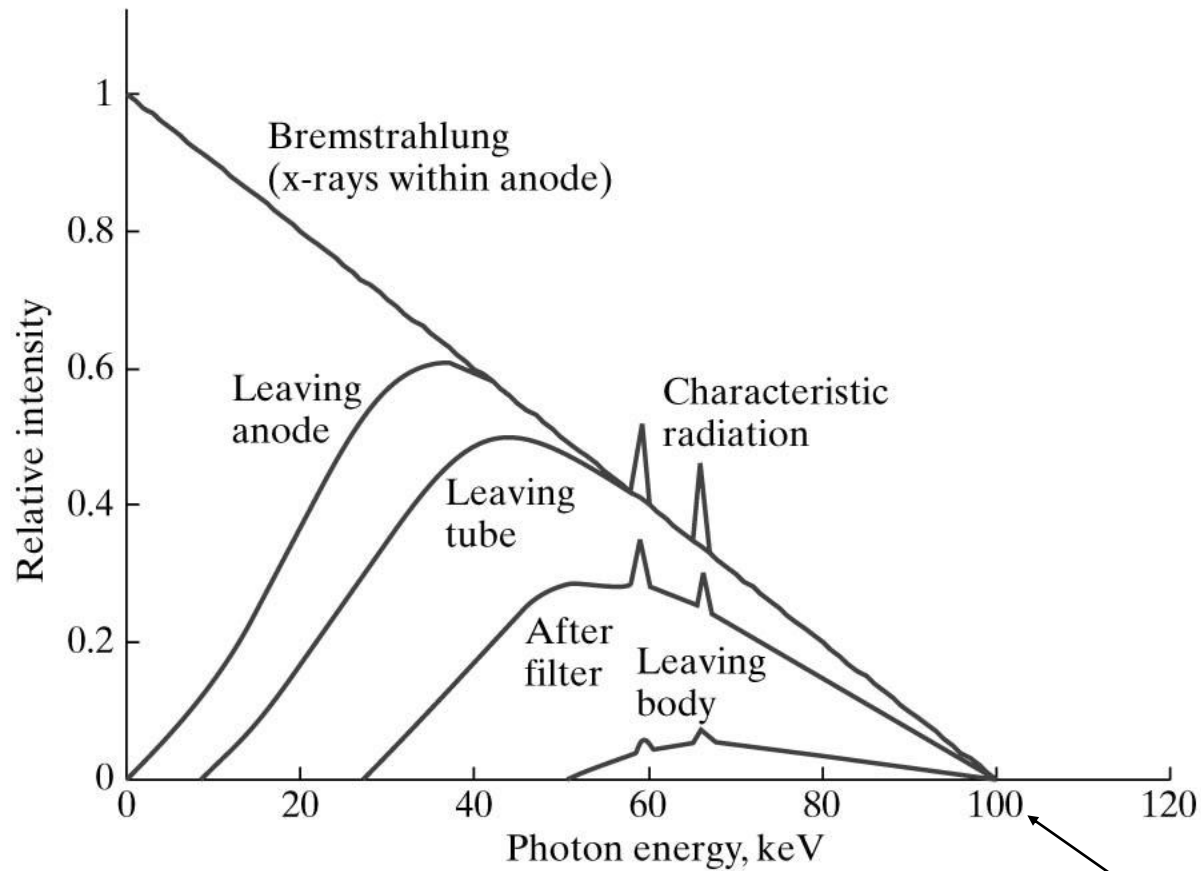


Figure 5.5

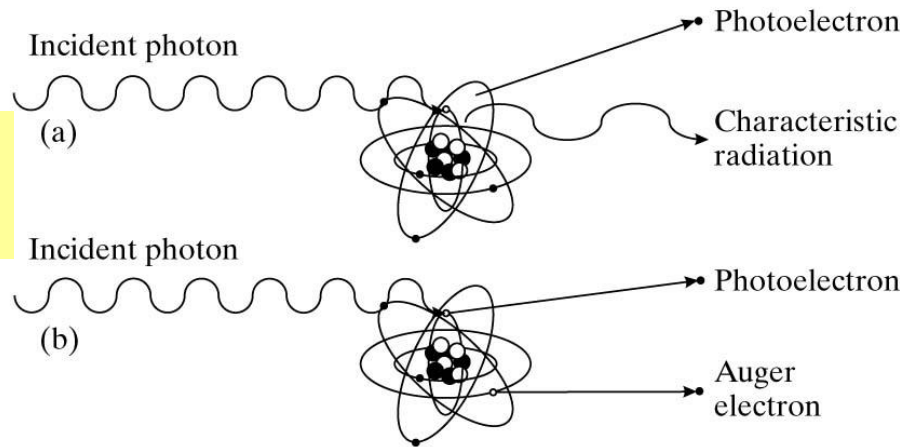
anód-katód potenciál

Elektromágneses sugárzás köölcsönhatásai

- Fotoelektromos abszorpció
 - Foton energiát veszít
 - Szabad fotoelektron – a lyukat betölti egy másik elektron → karakterisztikus sugárzás
- Compton szóródás
 - Foton interakciója vegyértékelektronnal
 - Energiaveszteség & irányváltozás

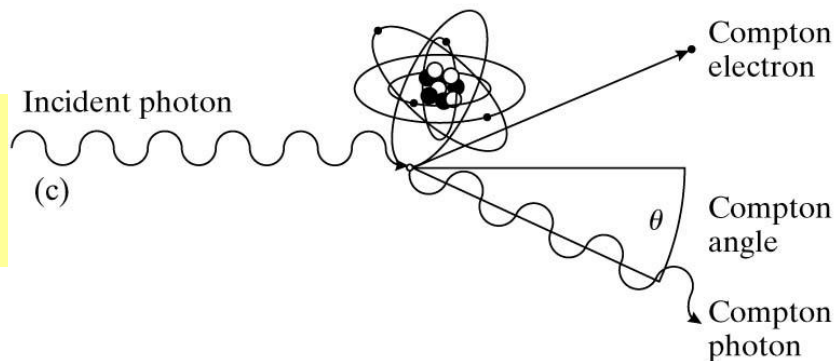
Röntgen sugarak kölcsönhatása az anyaggal

Fotoelektromos hatás



x-sugár foton
elnyelődik
→ **kontraszt**
különböző
szövetek között

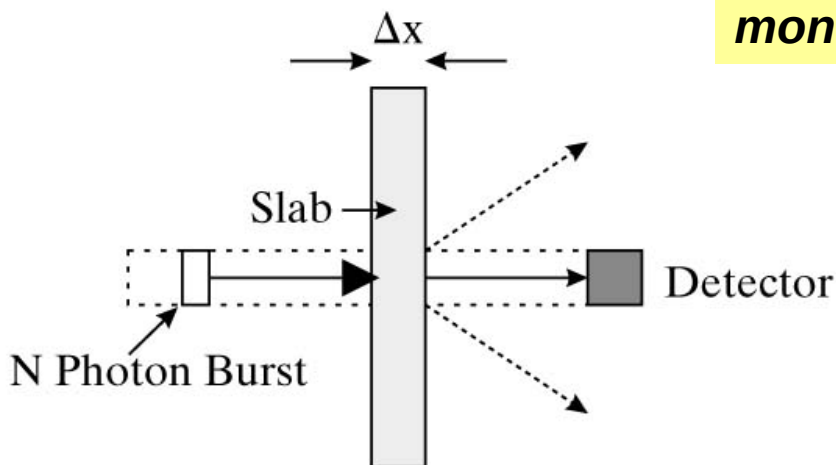
Compton szóródás



x-sugár foton
energiát veszít
és megváltozik iránya
→ **Felbontás korlátja**

Figure 4.6

EM sugárzás gyengülése



monoenergetikus fotonok, homogén anyag:

$$N = N_0 e^{-\mu \Delta x}$$

$$I = I_0 e^{-\mu \Delta x}$$

N_0 ... # foton az $x=0$ pontban

μ ... lineáris gyengülési
együttható

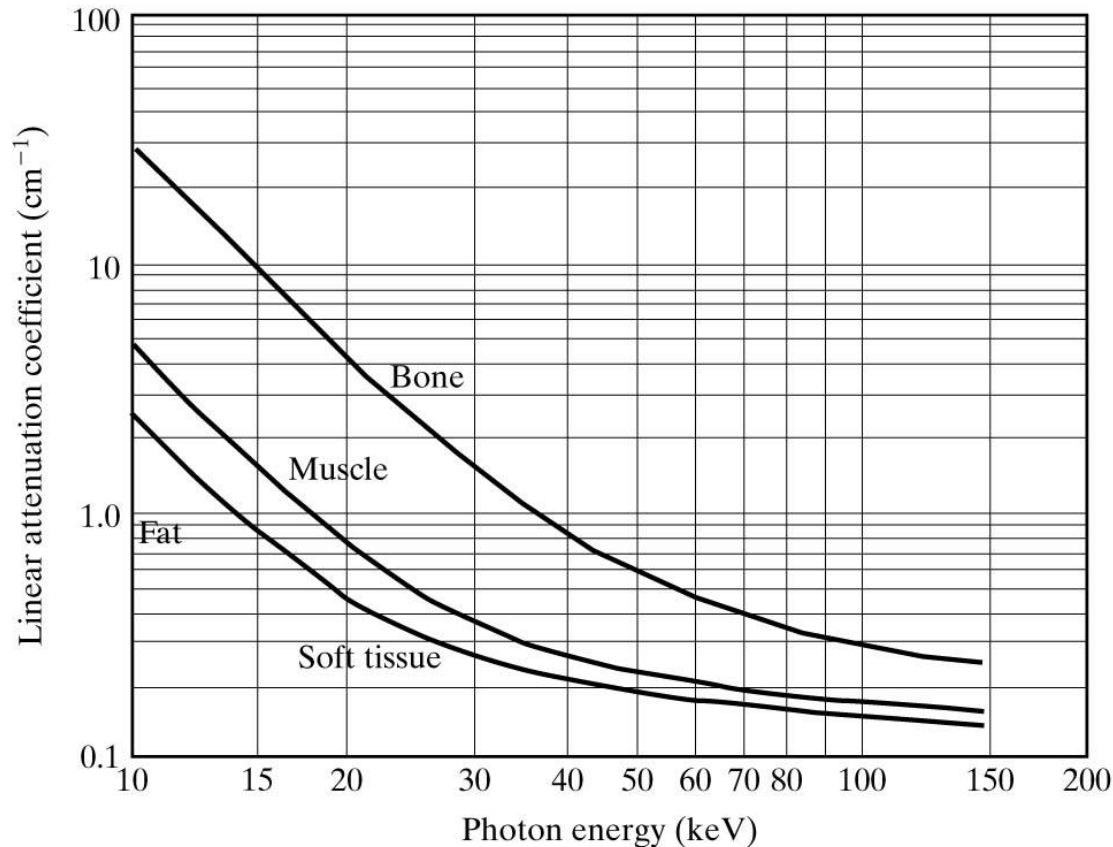
I ... az x -sugár intenzitása

E ... energia

polienergetikus fotonok, inhomogén anyag:

$$I(x) = \int I_0(E) e^{-\int \mu(x,E) dx} dE$$

Lineáris gyengülési együttható



... függ az anyagtól
és az energiától

... ezt akarjuk
rekonstruálni

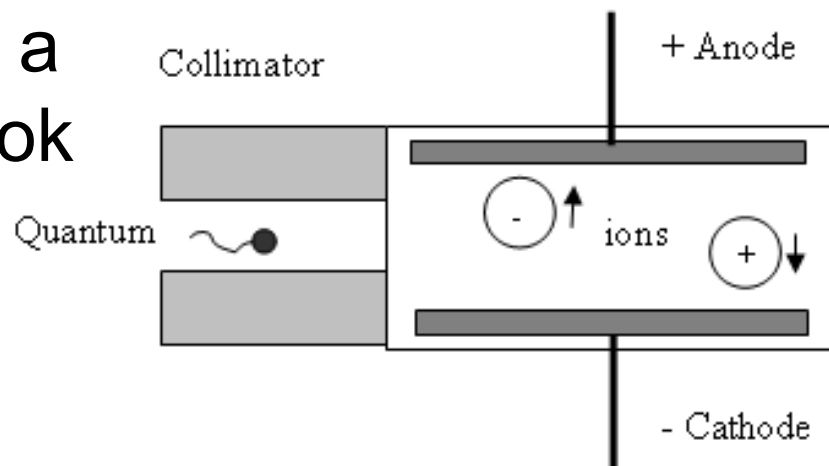
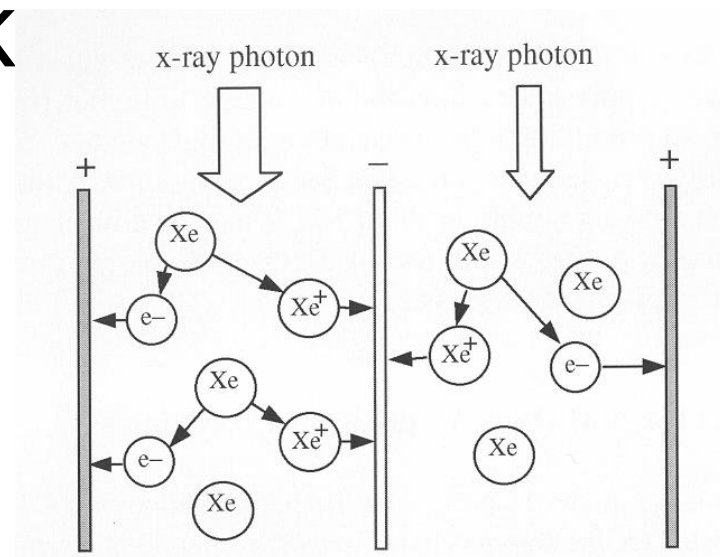
Figure 4.8

Dózis megfontolások

- A sugárzás egyes formái nem járulnak hozzá a képképzéshez → dózis növekszik
 - Alacsony energiájú x-sugarak teljesen elnyelődnek a testbe
 - Röntgen sugárzás és anyag kölcsönhatása
 - Fotoelektromos és Compton elektronok
 - Karakterisztikus sugárzás
 - Szétszóródott sugárzás (Compton fotonok)
- A magas dózis veszélyes az anyagra, roncsol és növeli a rák kockázatát!

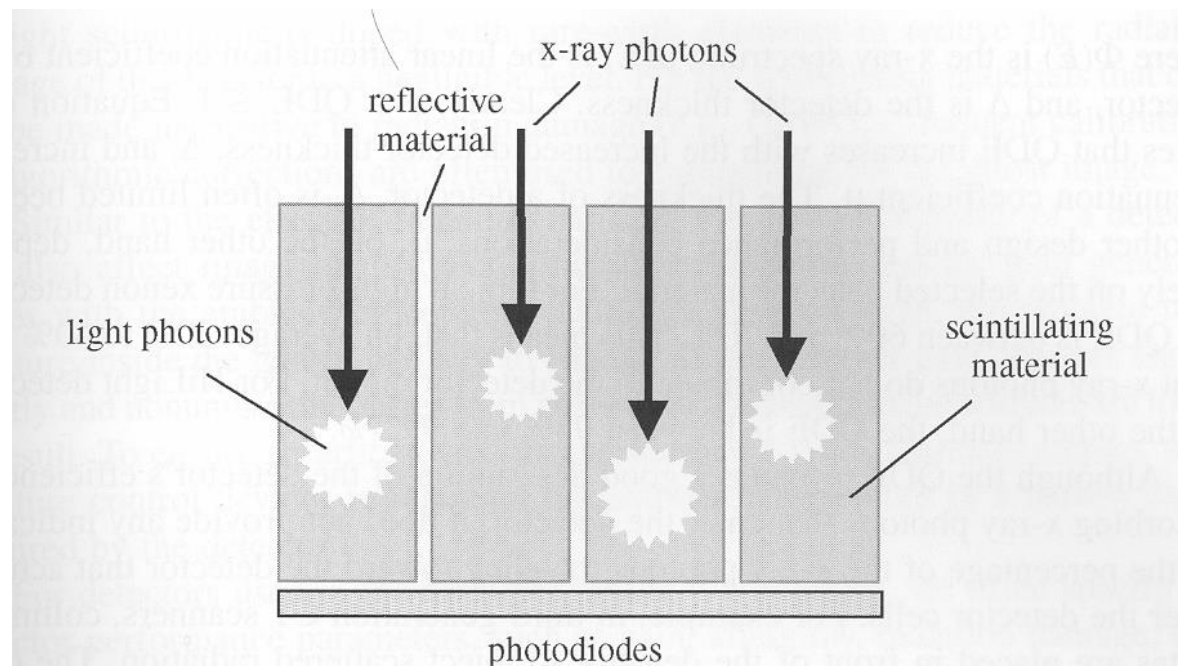
Ionizált kamra-alapú Röntgen Detektorok

- Sűrített xenon gáz, hosszú, vékony csövek @ magas feszültség
- A beérkező kvantum ionizál → áram folyam
- Kevésbé hatékony, mint a szilárd-állapotú detektorok



Szilárd-állapotú Röntgen Detektorok

- Szcintillációs kristály (pl., NaI(Tl))
- Röntgensugarak kölcsönhatása a kristállyal (fotoelektromos hatás $\rightarrow$ fotoelektronok)
- Látható fény $\rightarrow$ áram (fotodióda)



Röntgen detektorok

- A legyengült X-sugarak közvetlen érzékelése fotógrafikus anyagon
- Digitális detektorok
 - Szcintillációs kristály (sugárzás → látható fény)
 - Photomultiplier

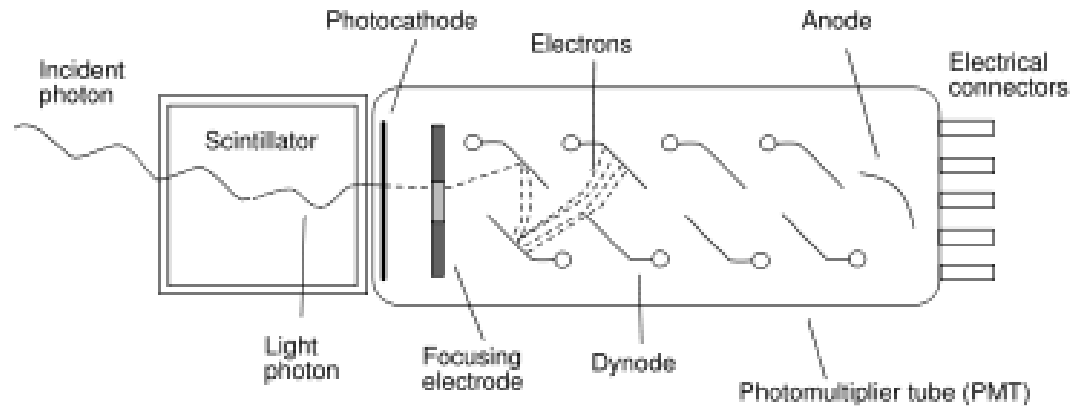


Image taken from Wikipedia

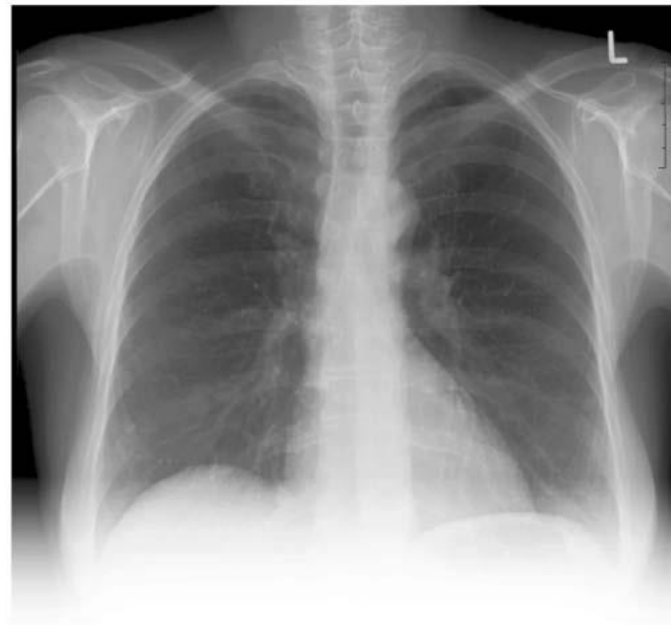
2D vetületi radiográfia

- Elv: X-sugarak áthatolása, szövetek gyengítik a sugarakat
- 3D objektum → 2D kép
 - Információvesztés (“árnyék”)
- Típusai:
 - Film/digitális radiográfia (mammográfia, ...)
 - Angiográfia
 - Mobil Röntgen rendszerek (C-arm CT)

2D vetületi radiográfia



(a)

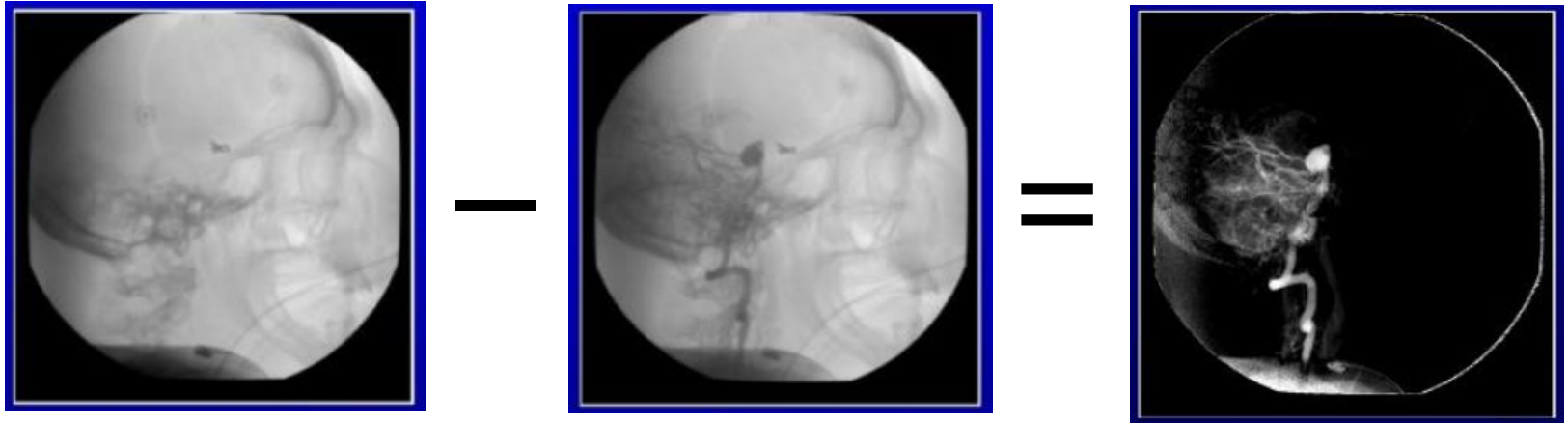


(b)

Figure 1.1

Medical Imaging Signals and Systems, by Jerry L. Prince and Jonathan Links.
ISBN 0-13-065353-5. © 2006 Pearson Education, Inc., Upper Saddle River, NJ. All rights reserved.

Digitális kivonásos angiográfia



kontraszt anyag nélkül

kontraszt anyaggal

különbségi kép

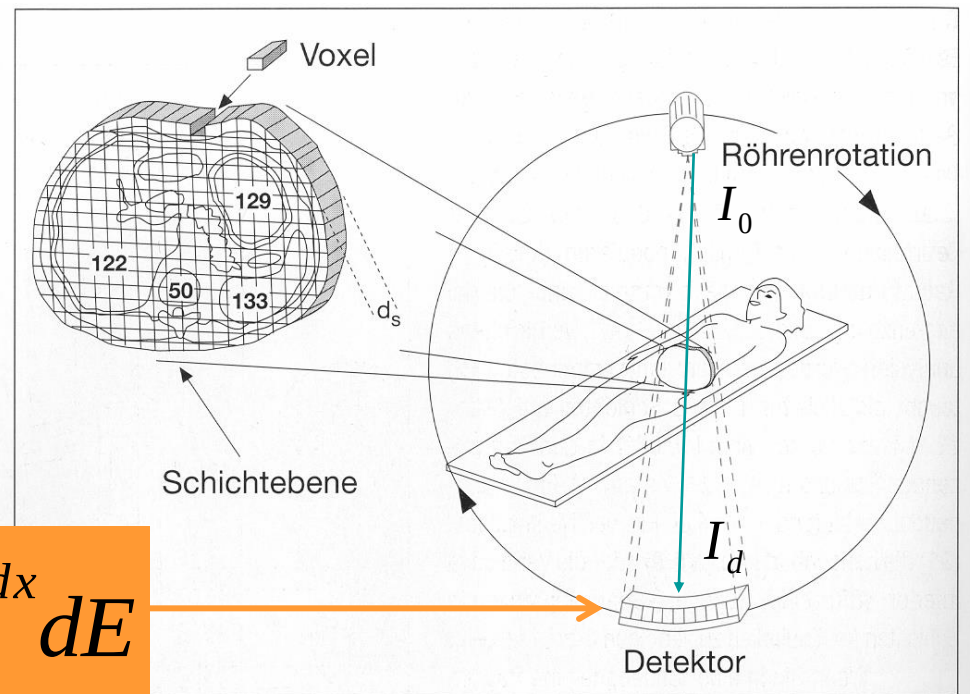
- kontraszt anyag befecskendezése, belégzése, lenyelése
- fix anatómiától eltekintünk → kontraszt javulása

Képkotás – Vonalintegrálok

- x-sugár cső → x-sugár nyalábok → áthaladás az objektumon → detektorok oldalán mérik az intenzitás gyengülését a forrás és a detektorok között
- Hogyan rekonstruálható egy keresztmetszeti kép (szelet)?

polienergetikus forrás:

$$I_d = \int I_0(E) e^{-\int \mu(x,E) dx} dE$$



Képzalkotás – Vonalintegrálok

- A teljes energiaspektrumon való integrálás számítási szempontból kivitelezhetetlen.
- Feltételezés: **effektív energia** $\bar{E}$
 - az az energia, mely egy adott anyagban monoenergetikus forrás esetén ugyanazt a mért intenzitást eredményezné, mint az aktuális polienergetikus forrás esetén mért intenzitás

$$I_d = I_0(\bar{E})e^{-\int_0^d \mu(s, \bar{E}) ds}$$

Képkotás – Vonalintegrálok

I_0 és I_d könnyen mérhető!

Vetület számítása:

$$g_d = -\ln\left(\frac{I_d}{I_0}\right) = \int_0^d \mu(s, \bar{E}) ds$$

A lineáris elnyelési együttható vonalintegrálja a szkener effektív energiáján.

Minden detektorra az I_0 referencia intenzitást ki kell mérni
→ kalibráció

CT Numbers

- CT reconstruction: μ value for each pixel (voxel) of slice
- Problem: different CT scanners $\rightarrow$ different tubes $\rightarrow$ different effective energy $\rightarrow$ same object $\rightarrow$ different numerical values of μ
- Replacement of x-ray tubes!
- Solution: CT numbers:

$\rightarrow$ comparable results

$$h = 1000 \times \frac{\mu - \mu_{\text{water}}}{\mu_{\text{water}}} \quad [HU]$$

HU ... Hounsfield Units

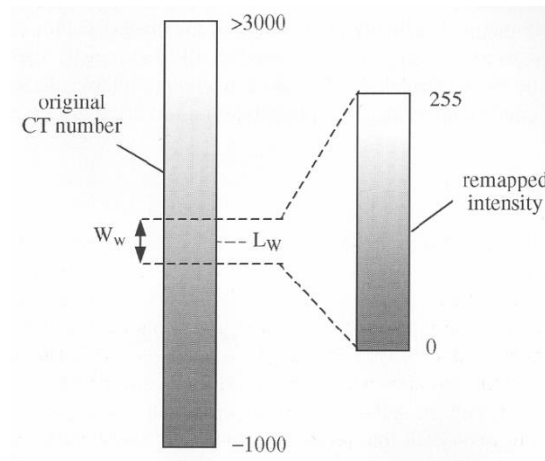
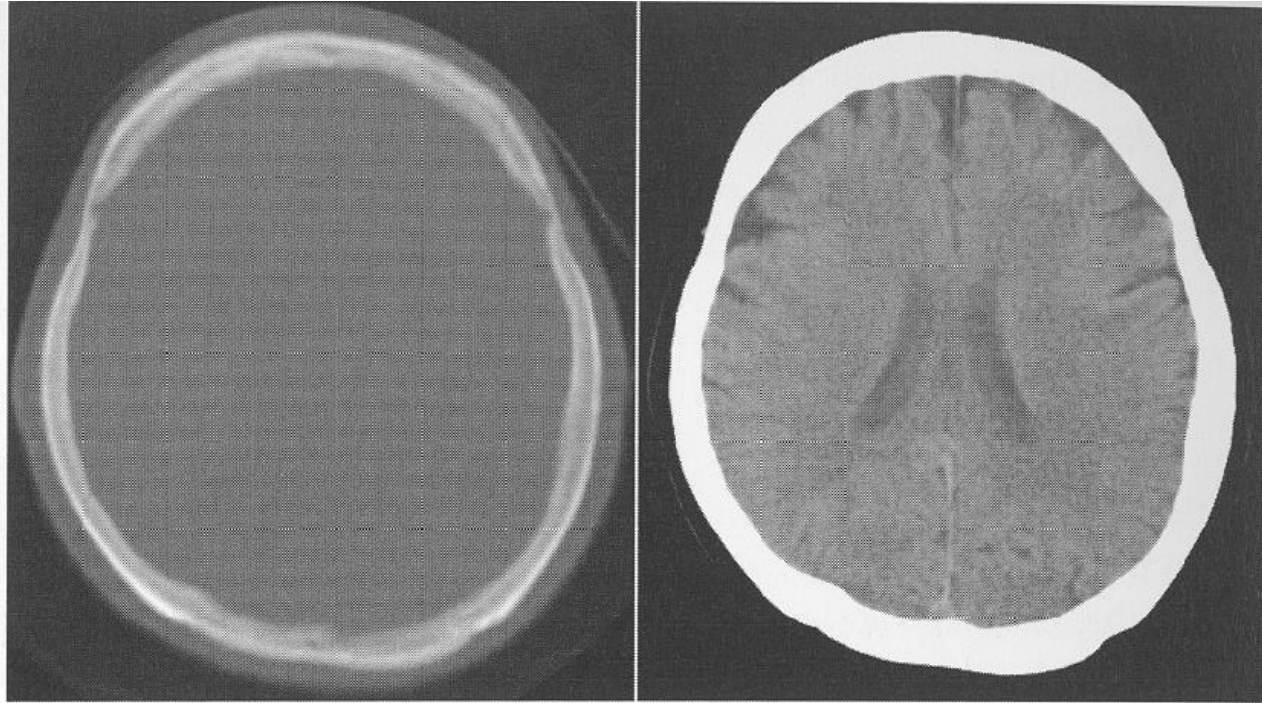
$h=0$ HU for water

$h=-1000$ HU for air ($\mu=0$)

$h \sim 1000$ HU for bone

$h \sim 3000$ HU for metal, contrast agents

CT Numbers & Gray-value Range



Organs & their HU Values

Tabelle 12.1a: Dichtewerte aller Gewebe

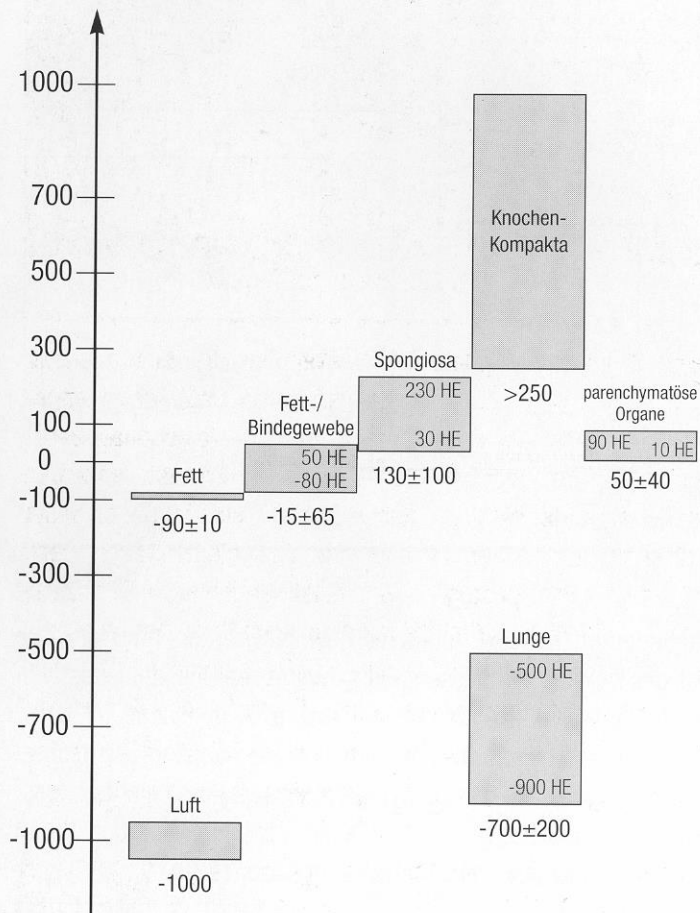
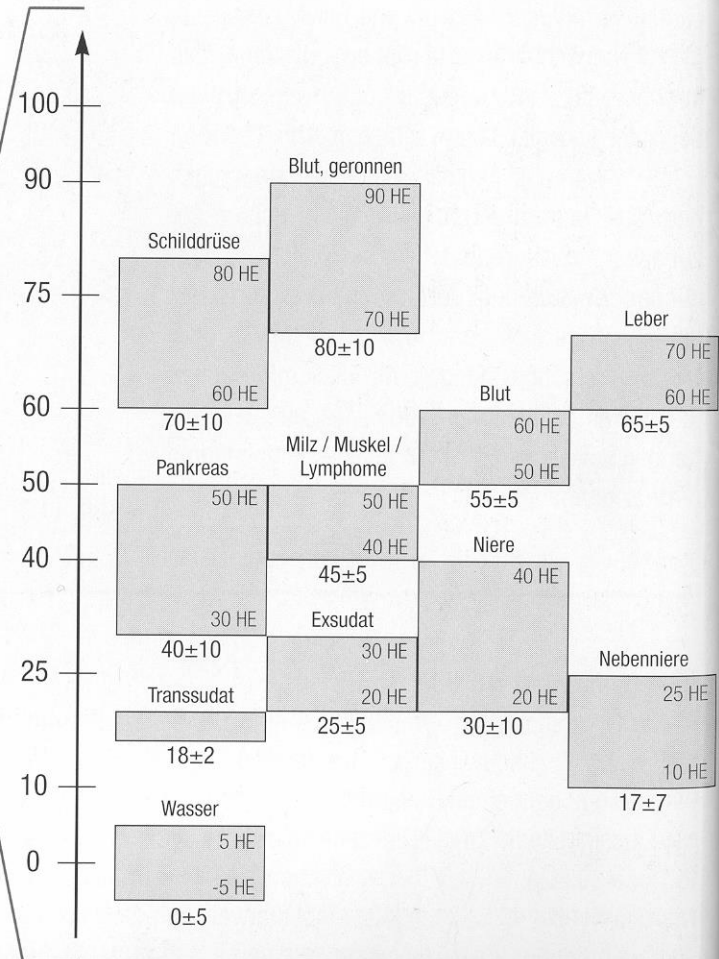
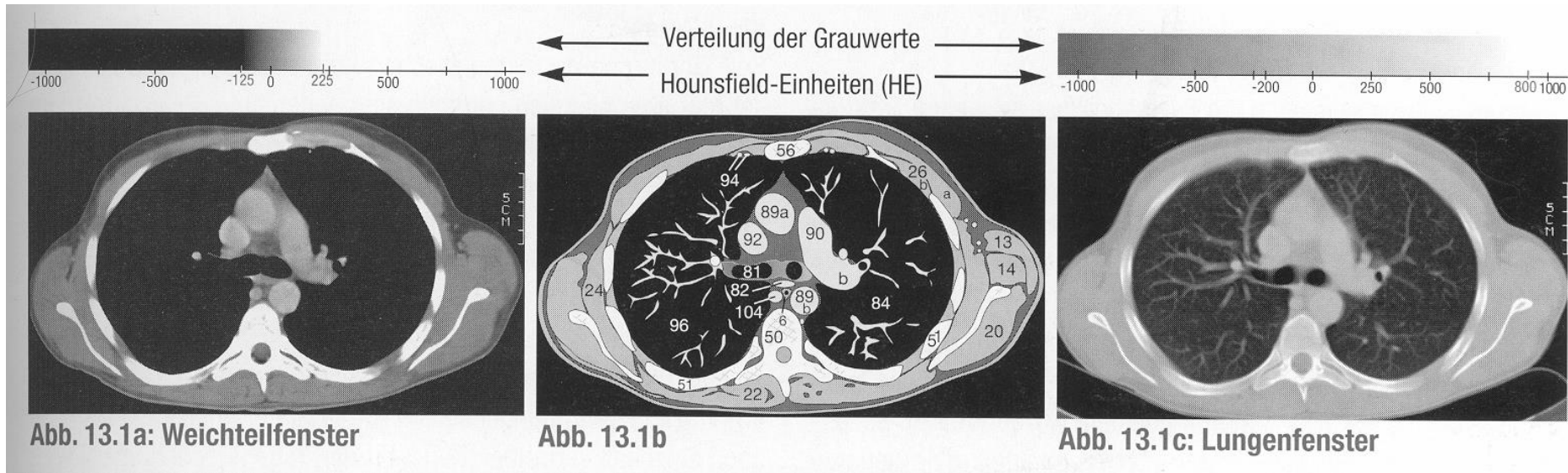


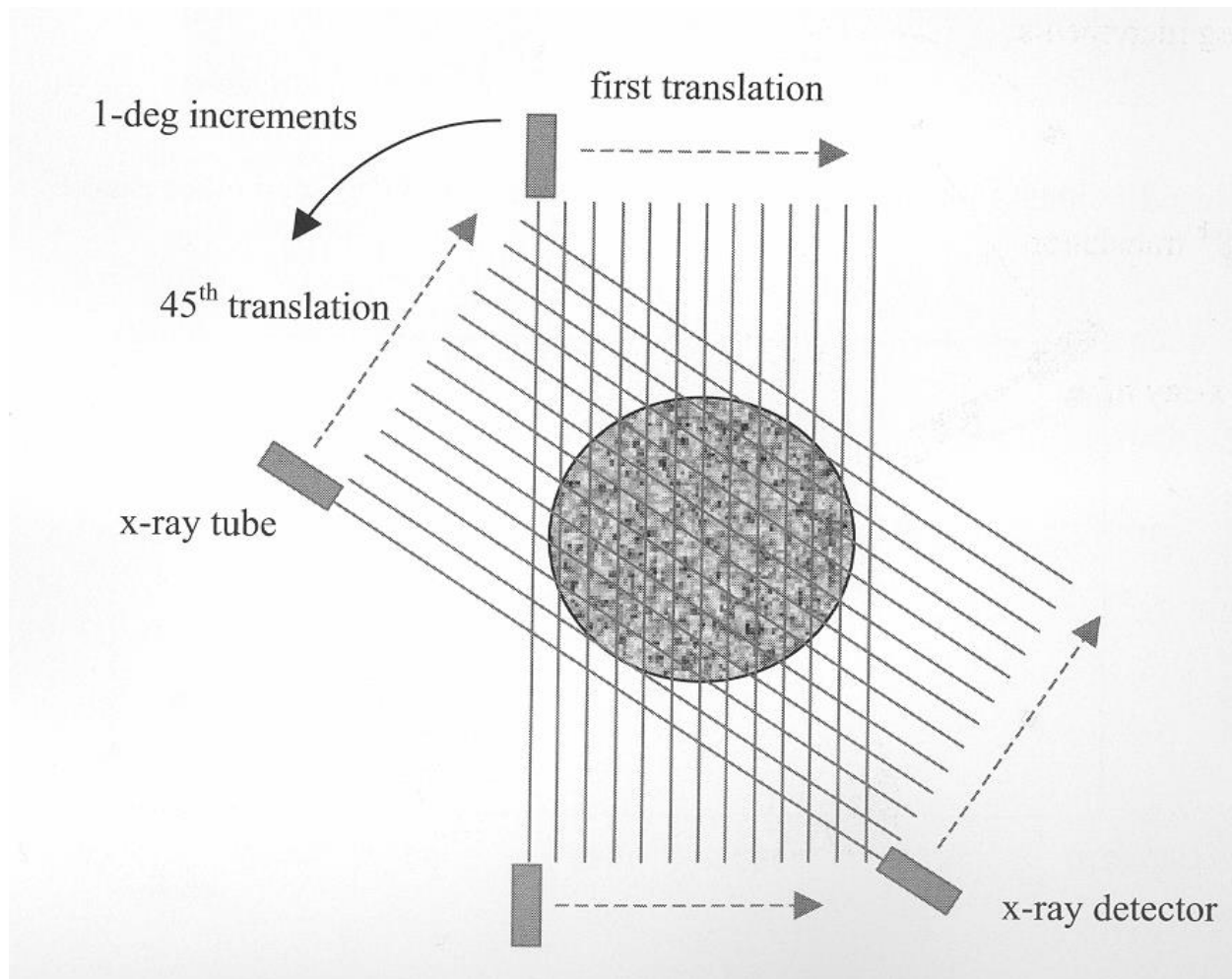
Tabelle 12.1b: Dichtewerte parenchymatöser Organe



CT Numbers & Gray-value Range

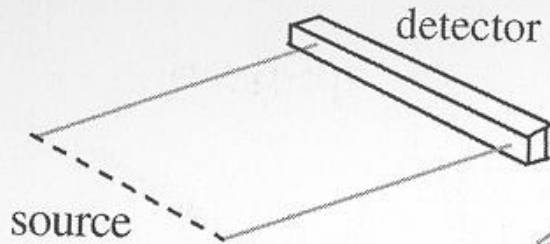


1st Generation (G) CT Scanner Geometry - 1970

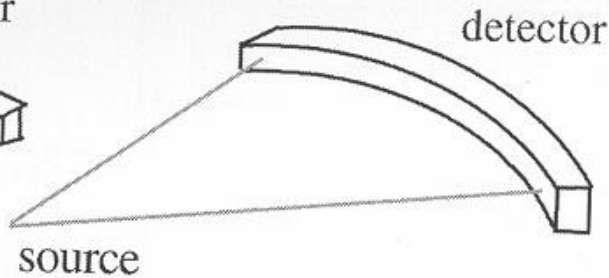


- single source & detector
- parallel motion & rotation
- arbitrary # rays
- no scattering!
- slow (scan time: more days)

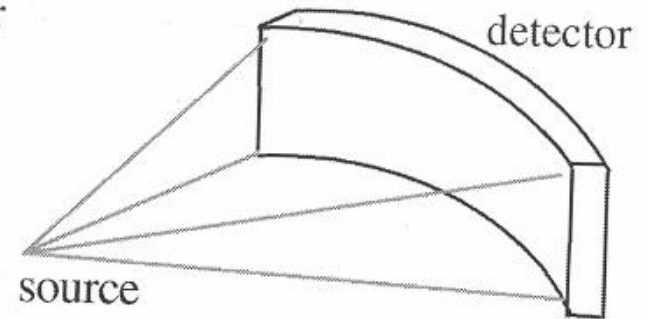
Data Sampling Geometries



parallel beam

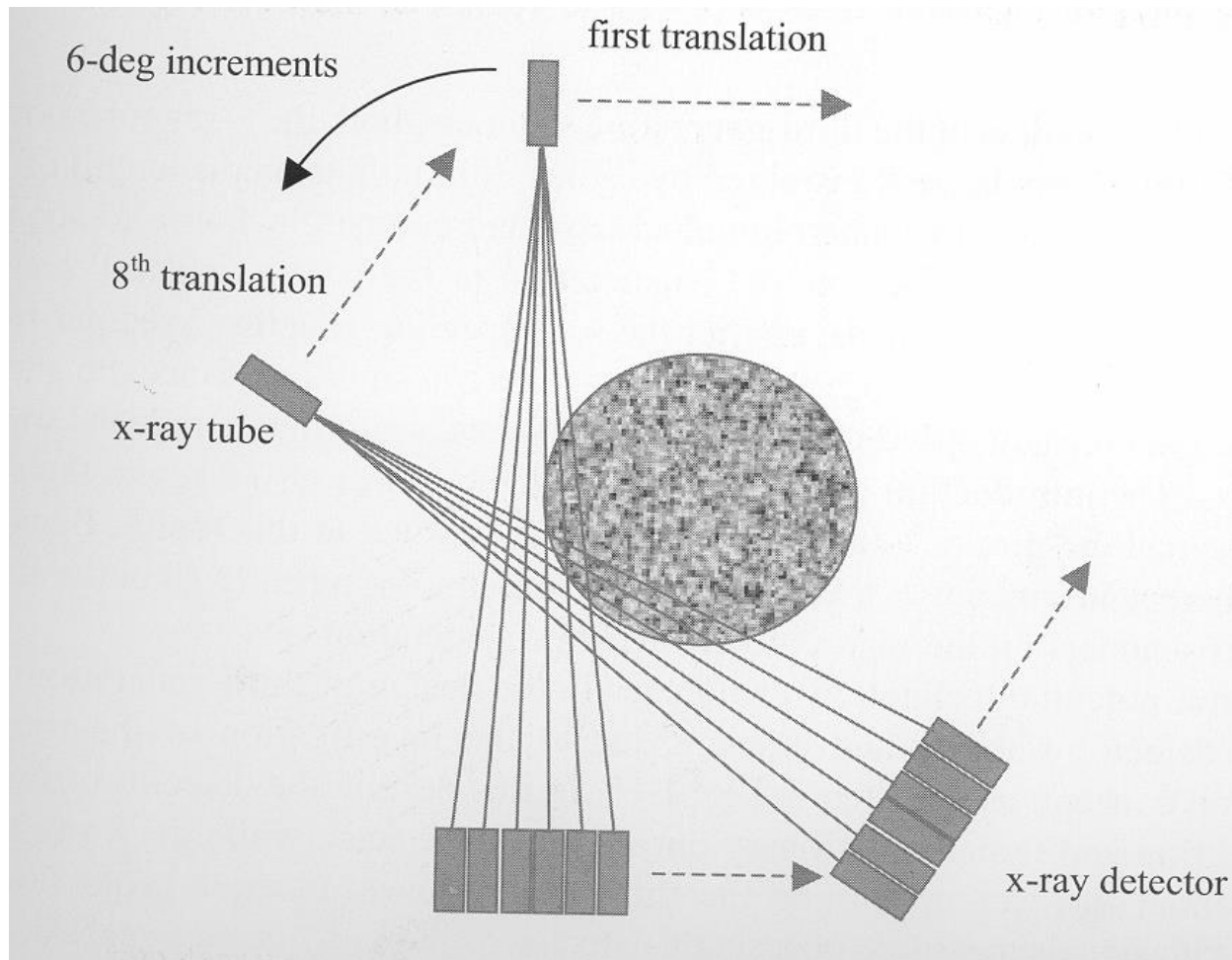


fan beam



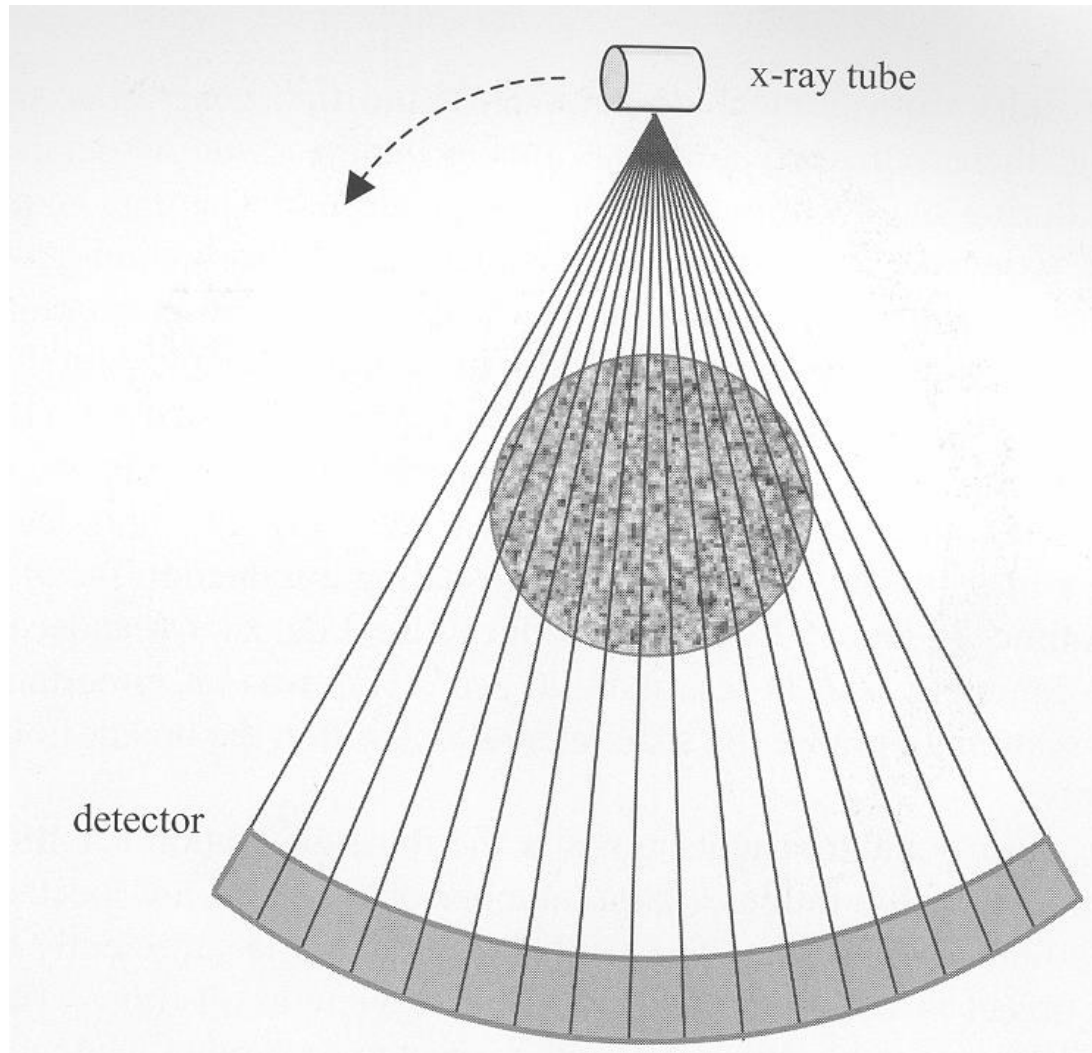
cone beam

2G CT Scanner Geometry - 1972



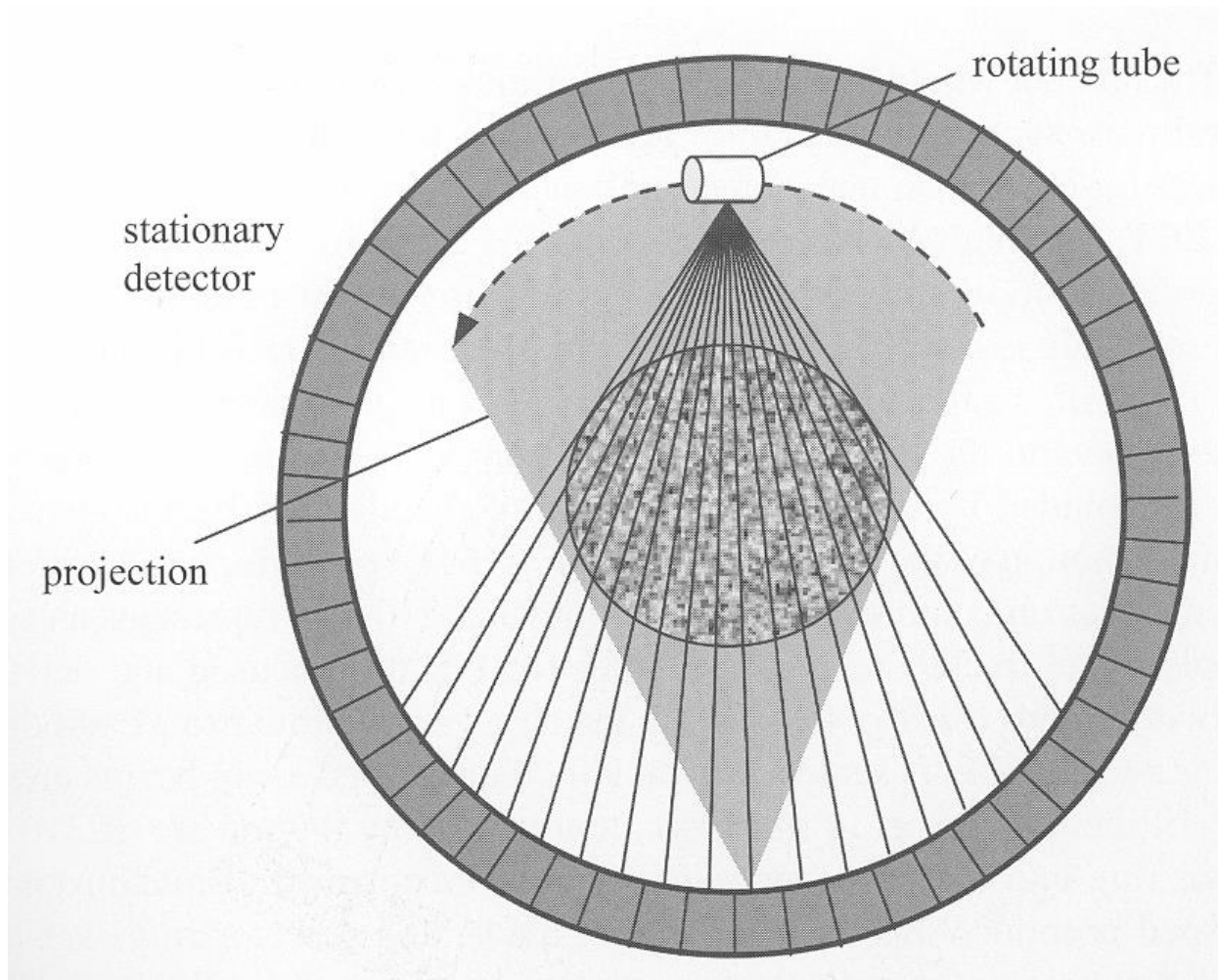
- fan beam
- parallel motion & rotation
- larger FOV → less rotations!
- detector needs collimator!
- faster than 1G (scan time: few mins)
- scattering → higher dose

3G CT Scanner Geometry - 1976



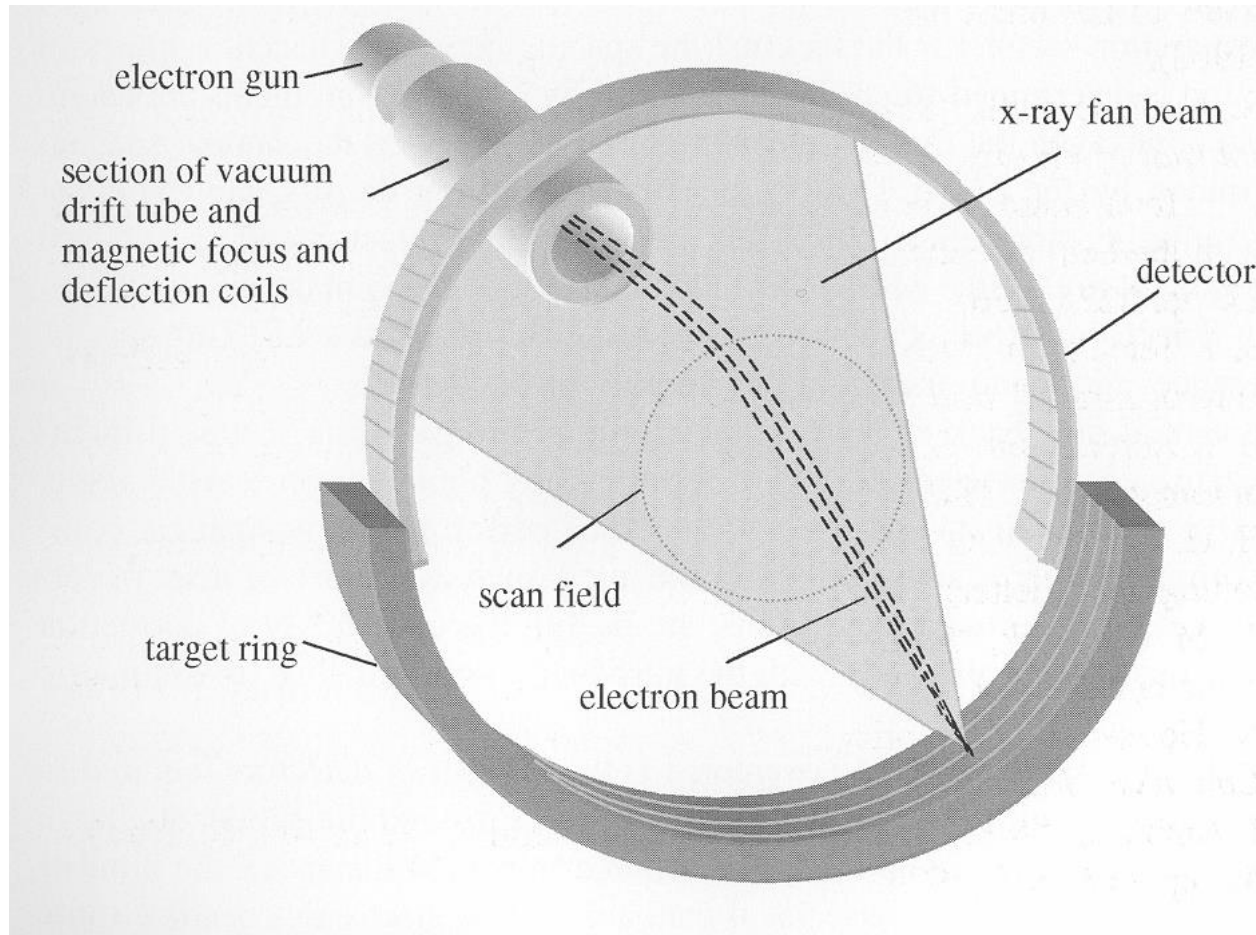
- fan-beam over full FOV
- only rotation
- many detectors necessary (price)
- detector collimators
- faster than 2G (scan time: 1 s)
- higher dose (smaller detectors)

4G CT Scanner Geometry - 1978



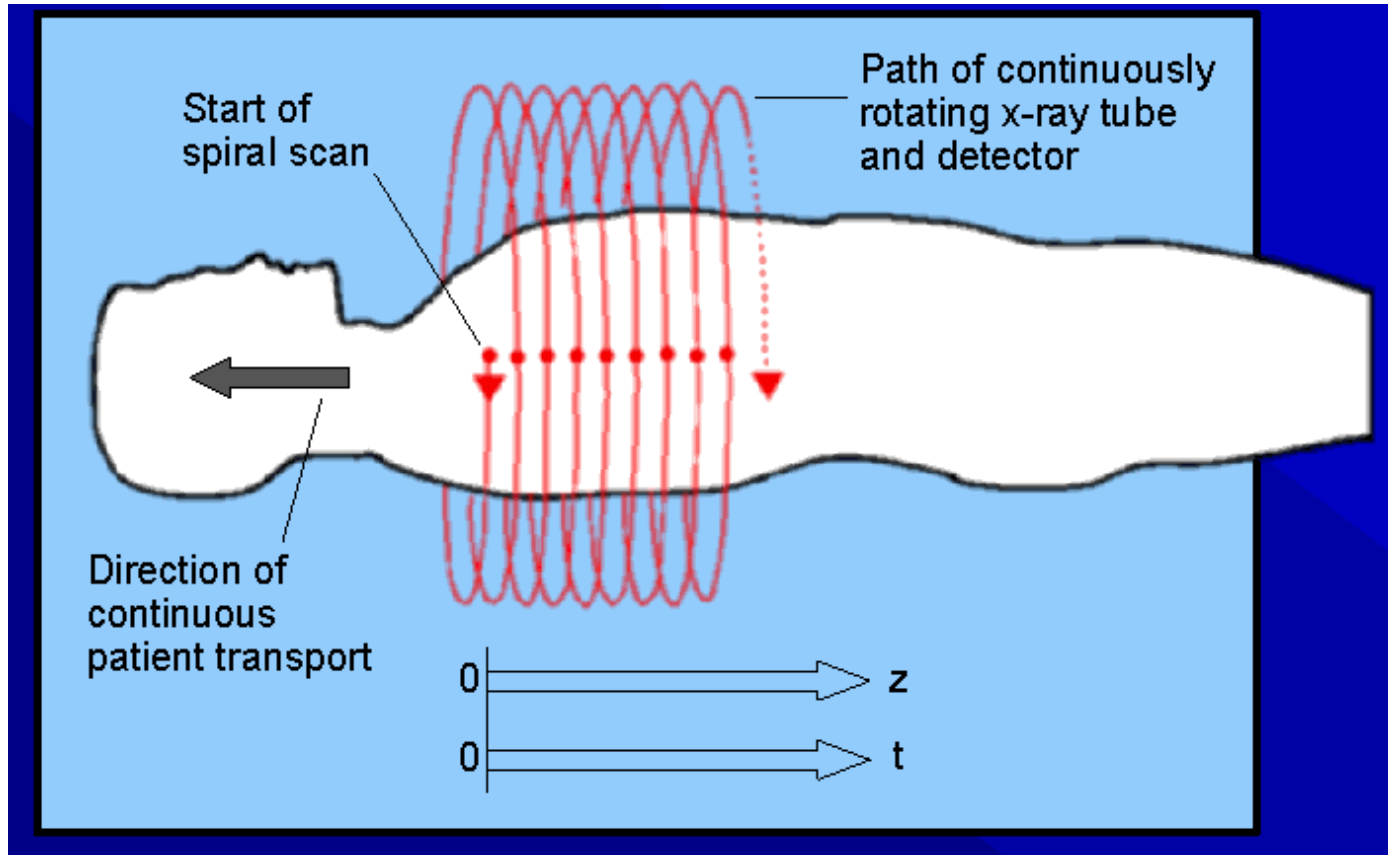
- stationary detector ring
- no detector collimation possible!
- scattering!
- larger detectors
- same dose as 3G, but faster

5G Electron Beam Scanner - 1979



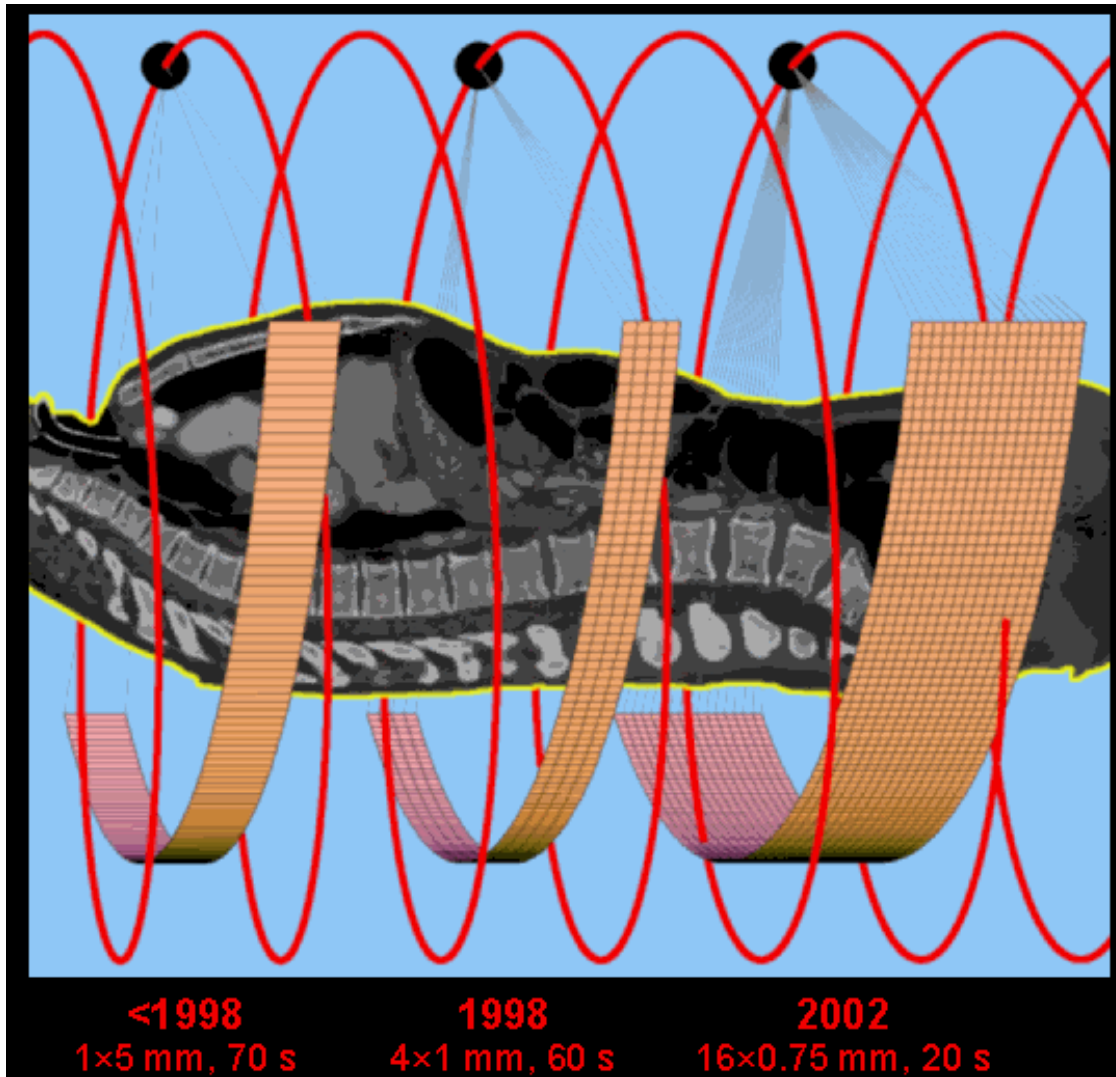
- Differing design avoids motion
- Electron beam (EB) steered by magnetic field
- Hits tungsten target ring (anode)
- X-rays collimated
- Stationary detector
- very expensive
- very fast (50 ms) → beating heart

6G Spiral CT - 1990



- source & detector from 3G & 4G
- helix motion
- continuous rotation
- 60 cm torso scan $\rightarrow$ 30 sec

7G Multislice CT

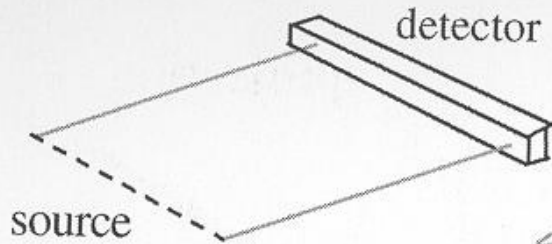


- spiral CT
- cone beam instead fan beam
- array of slices (up to 64)
- faster
- less x-rays have to be filtered

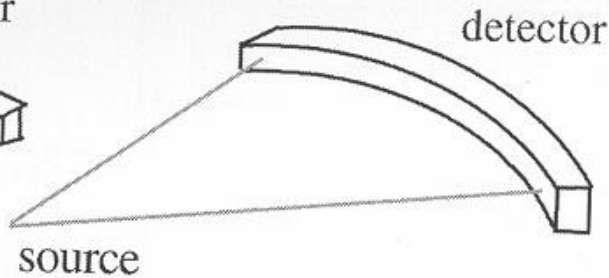
Comparison of CT Generations

Comparison of CT Generations							
Generation	Source	Source Collimation	Detector	Detector Collimation	Source-Detector Movement	Advantages	Disadvantages
1G	Single x-ray tube	Pencil beam	Single	None	Move linearly and rotate in unison	Scattered energy is undetected	Slow
2G	Single x-ray tube	Fan beam, not enough to cover FOV	Multiple	Collimated to source direction	Move linearly and rotate in unison	Faster than 1G	Lower efficiency and larger noise because of the collimation in detectors
3G	Single x-ray tube	Fan beam, enough to cover FOV	Many	Collimated to source direction	Rotate in synchrony	Faster than 2G, continuous rotation using a slip ring	More expensive than 2G, low efficiency
4G	Single x-ray tube	Fan beam covers FOV	Stationary ring of detectors	Cannot collimate detectors	Detectors are fixed, source rotates	Higher efficiency than 3G	High scattering since detectors are not collimated
5G (EBCT)	Many tungsten anodes in single large tube	Fan beam	Stationary ring of detectors	Cannot collimate detectors	No moving parts	Extremely fast, capable of stop-action imaging of beating heart	High cost, difficult to calibrate
6G (Spiral CT)	3G/4G	3G/4G	3G/4G	3G/4G	3G/4G plus linear patient table motion	Fast 3D images	A bit more expensive
7G (Multislice CT)	Single x-ray tube	Cone beam	Multiple arrays of detectors	Collimated to source direction	3G/4G/6G motion	Fast 3D images	Expensive

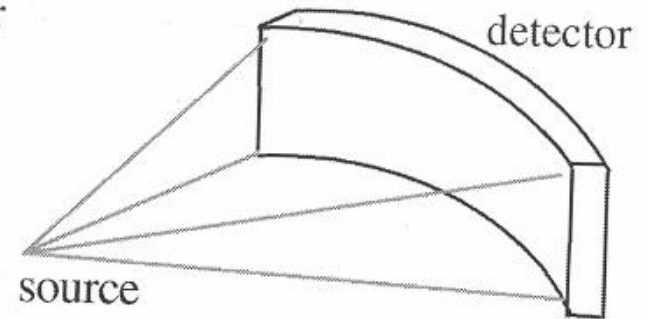
Vetületi geometriák



parallel beam

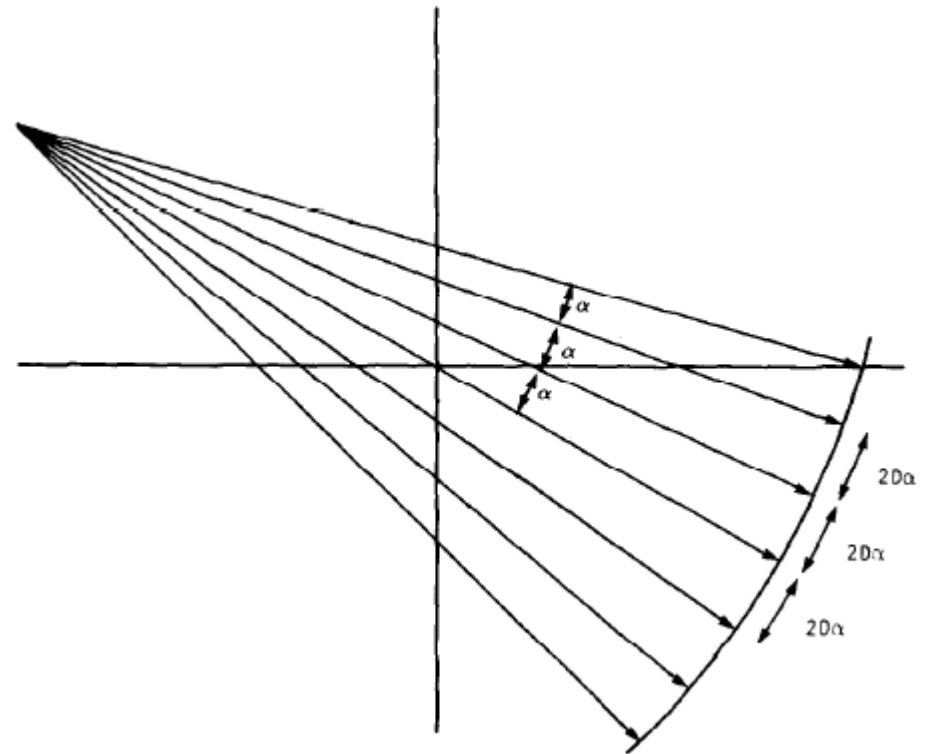
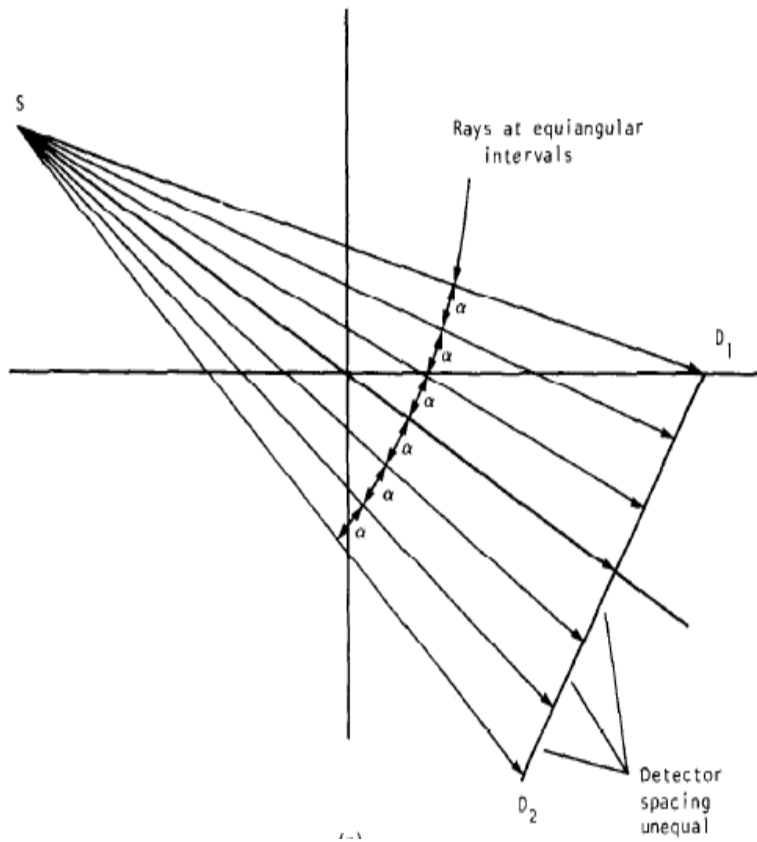


fan beam



cone beam

Ekvianguláris nyalábok



Ekvidisztáns detektorok

