

Biofizika I

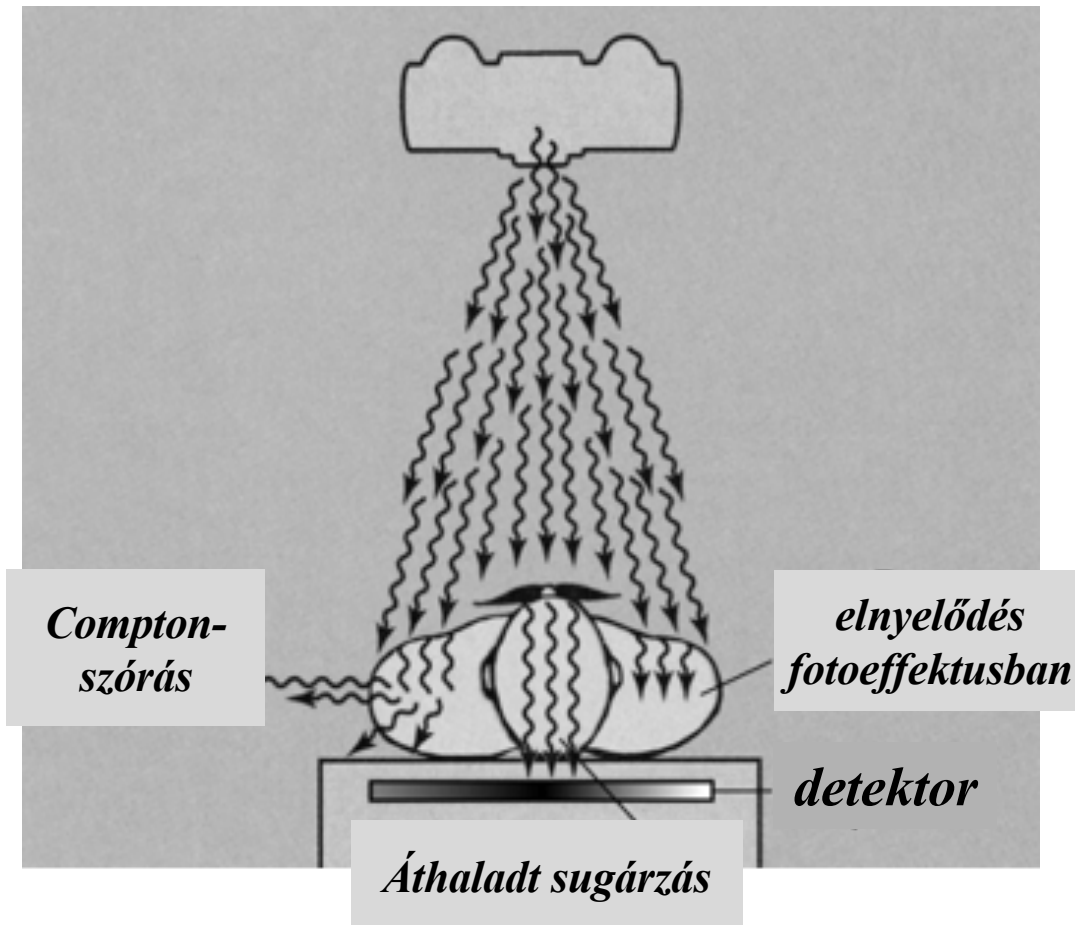
12. Röntgensugárzás-2: Röntgendiagnosztikai módszerek fizikai alapjai

Liliom Károly

2025. 11. 26.

*liliom.karoly@semmelweis.hu
karoly.liliom.mta@gmail.com*

A röntgendiagnosztika alapja: a sugárzás elnyelődése



A foton kölsönhatásai:

rugalmas szóródás

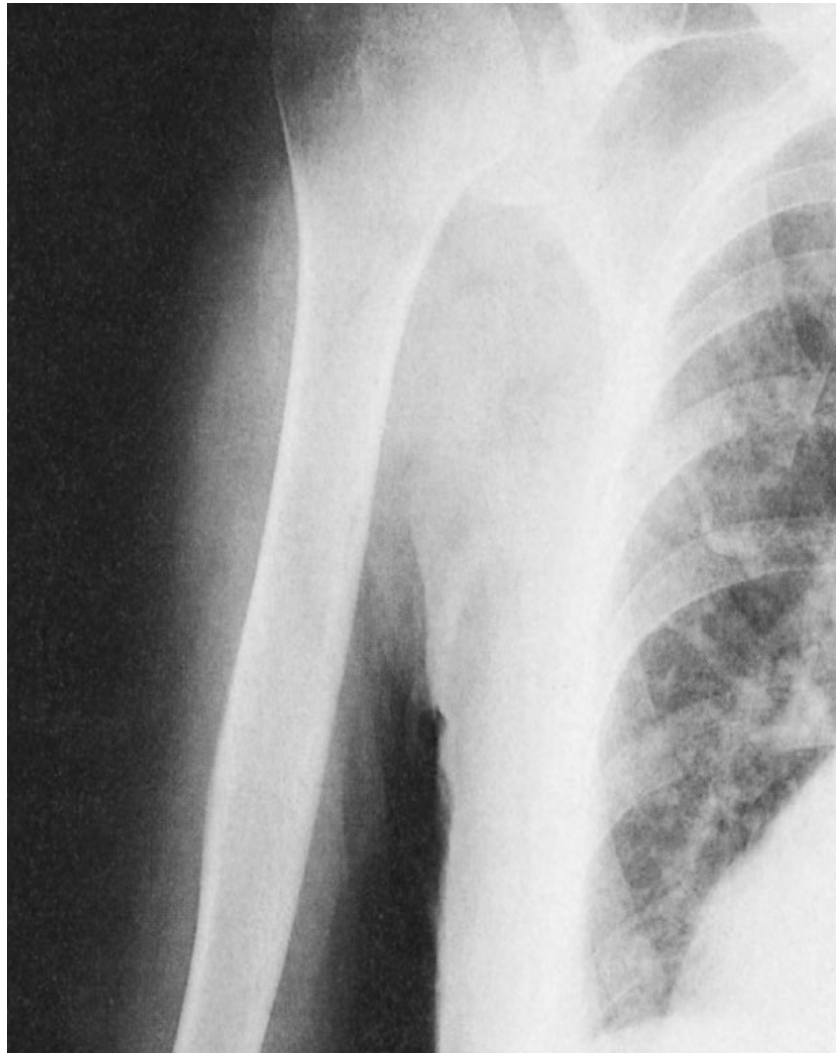
fotoeffektus

Compton-szóródás

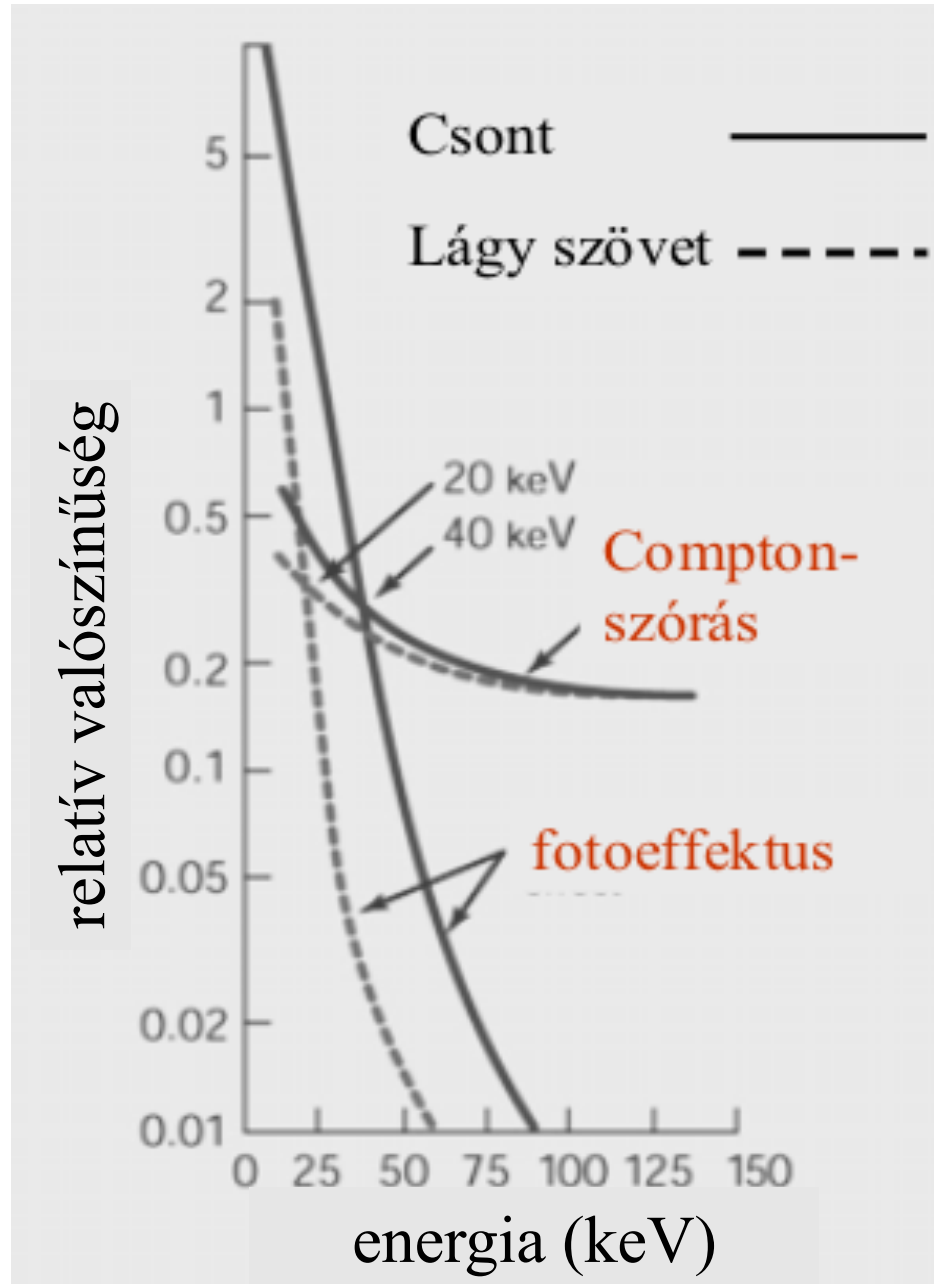
párkeltés

A gyengülési állandók függése a fotonenergiától és a rendszámtól

| | Változása a fotonenergiával | Változása a rendszámmal | Energiatartomány lágyrészekben |
|-------------------|--------------------------------|-------------------------|--------------------------------|
| τ_m | $\sim 1/E^3$ | $\sim Z^3$ | 10 – 100 keV |
| σ_m | E növelésével lassan csökken | $\sim Z/A$ | 0.5 – 5 MeV |
| κ_m | E növelésével lassan növekszik | $\sim Z^2$ | 5 MeV fölött |
| Rugalmas szóródás | $\sim 1/E^2$ | $\sim Z^2$ | 10 keV alatt |



A fotoeffektus és Compton-szóródás a két fő gyengítési folyamat a röntgen képalkotásban.

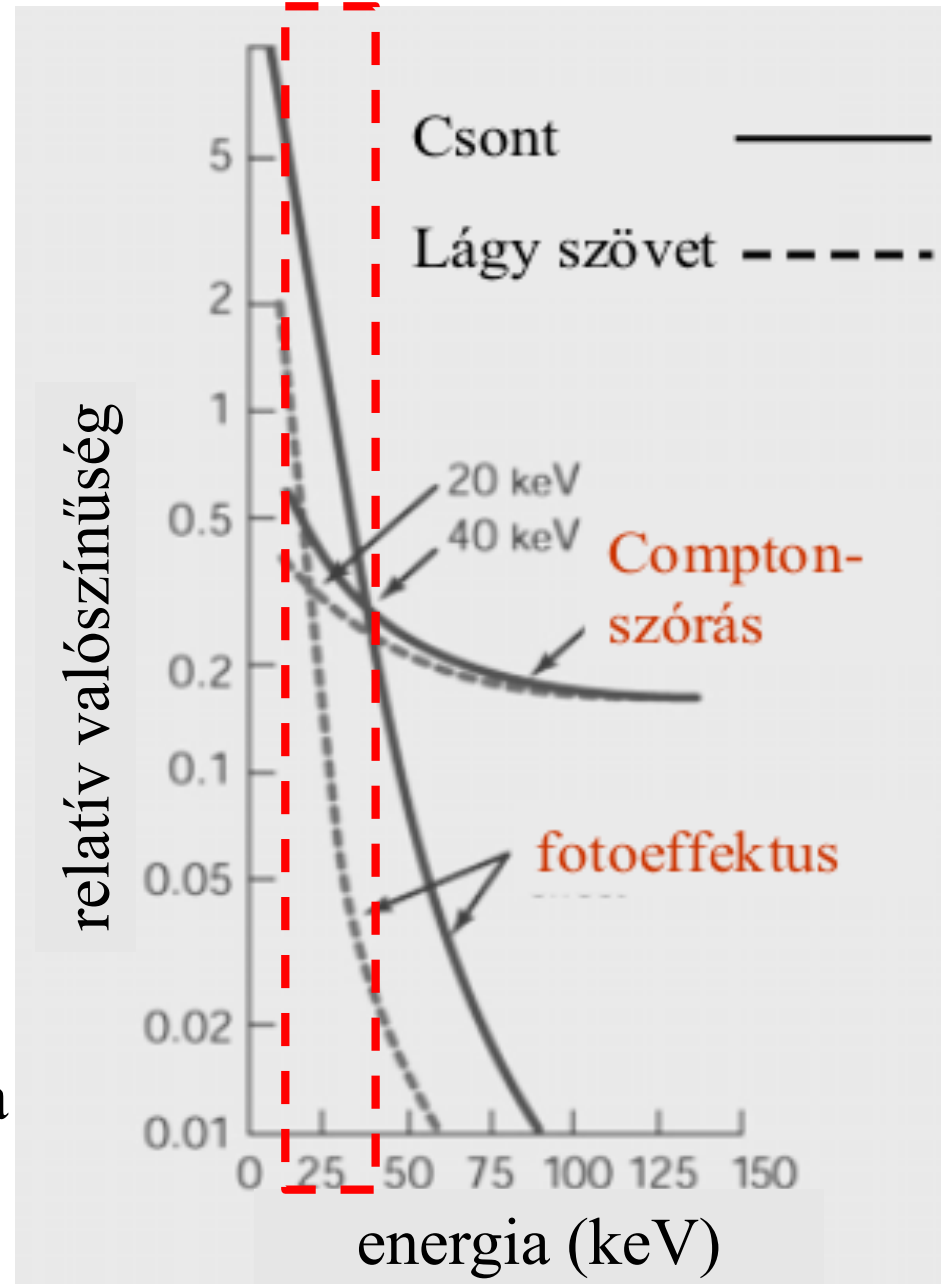


A fotonenergia növelésével csökken az elnyelődés, ami a fotoeffektus esetén a legkifejezettebb. Alacsony fotonenergiáknál τ_m a meghatározó kölcsönhatás

τ_m markánsan változik az abszorbens rendszámával:

$$\tau_m \approx \lambda^3 Z^3$$

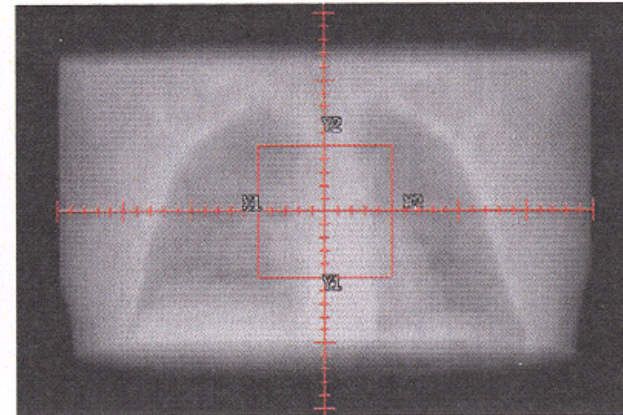
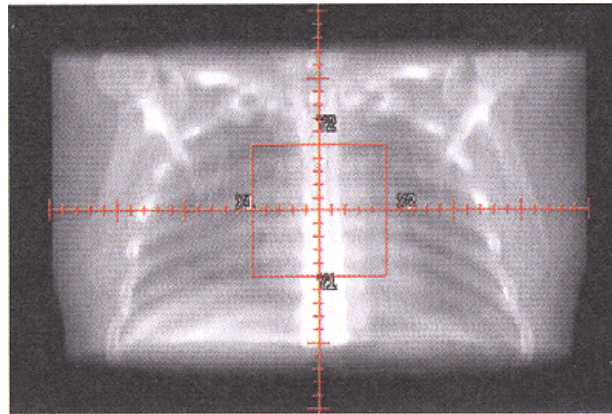
A sugárzás spektrumának változása drasztikusan módosíthatja az elnyelődési folyamatokat.



Fotonenergia - képminőség

$$U_1 < U_2$$

(30 keV) (2 MeV)



| | | |
|------------------------|-----|-----|
| <i>Fotoeffektus*</i> | 36% | 0% |
| <i>Compton szórás*</i> | 51% | 99% |
| <i>Párképződés*</i> | 0% | 1% |

*Átlagértékek

Fotonenergia - képminőség

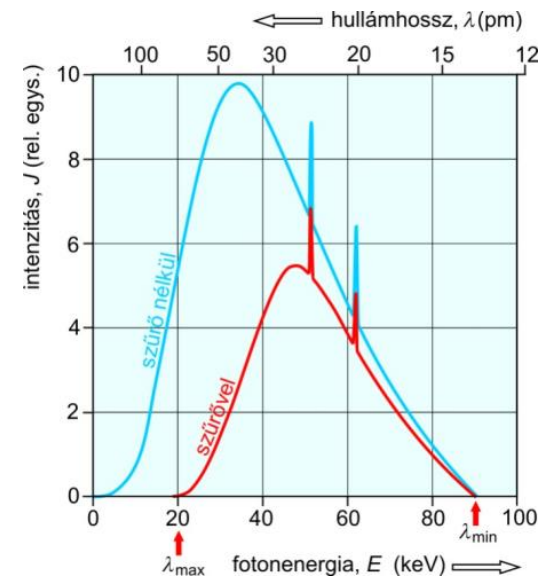
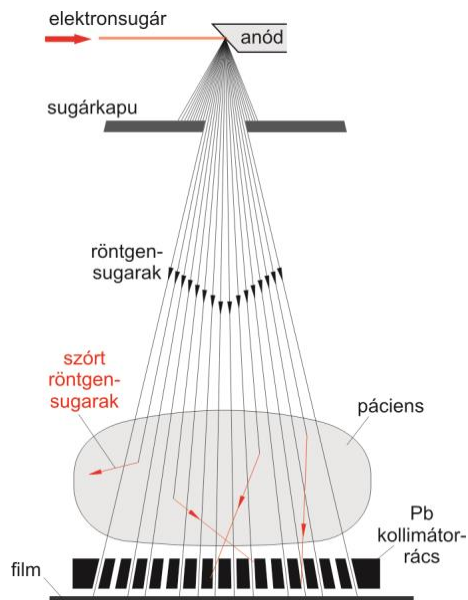


fotonenergia: 60 keV
kontraszt: 200:1
expozíció: 141 mAs
dózis: 7,6 mGy



120 keV
60:1
6 mAs
1,4 mGy

Képmínőség javítása



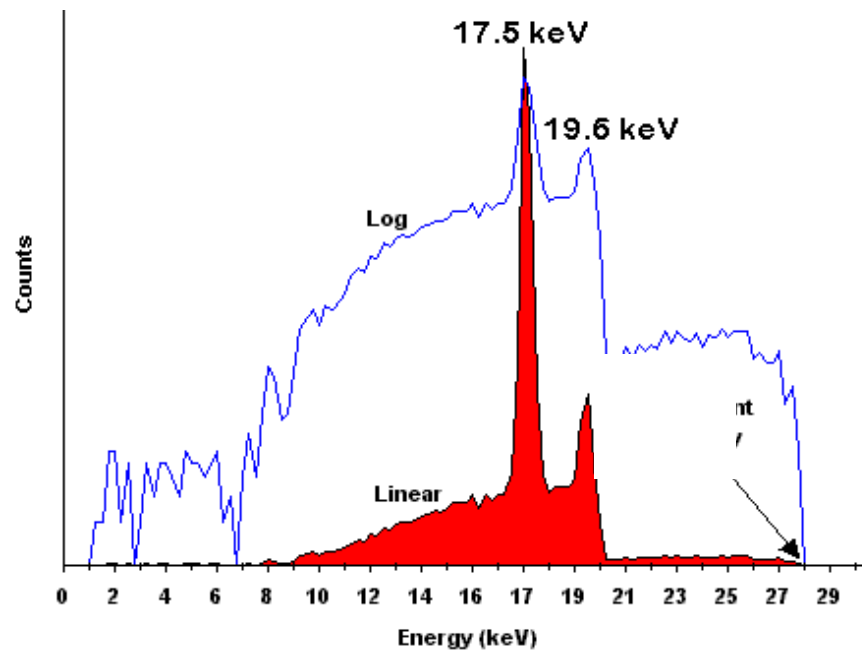
kollimátor alkalmazása

lágyszugárzás kiszűrése

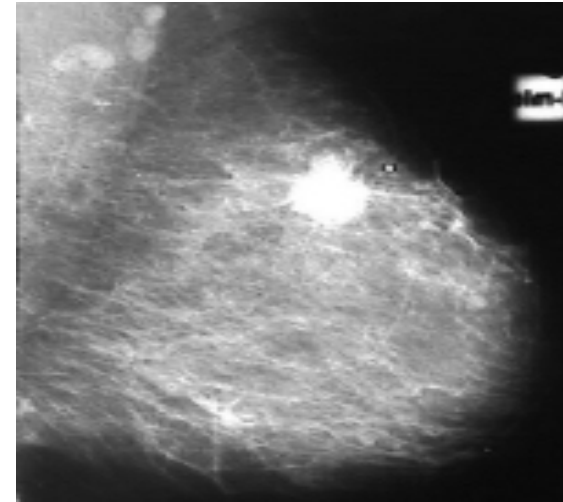
a szórt sugárzások csökkentésére

– rövid expozíciós idő a bemozdulásos életlenség csökkentésére

Mammográfiában használt sugárzás spektruma



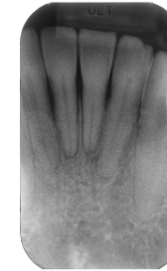
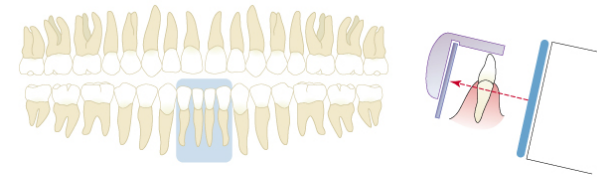
Molibdén karakterisztikus vonalai



Malignus elváltozás egy mammogramon

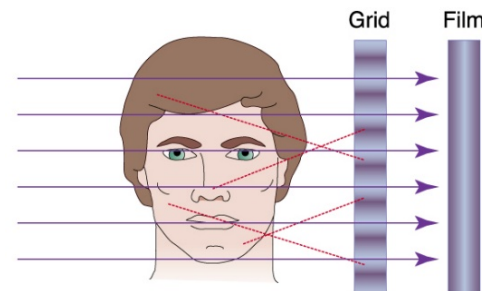


Intraorális radiográfia



Copyright © 2003, Elsevier Science (USA). All rights reserved.

Extraorális radiográfia



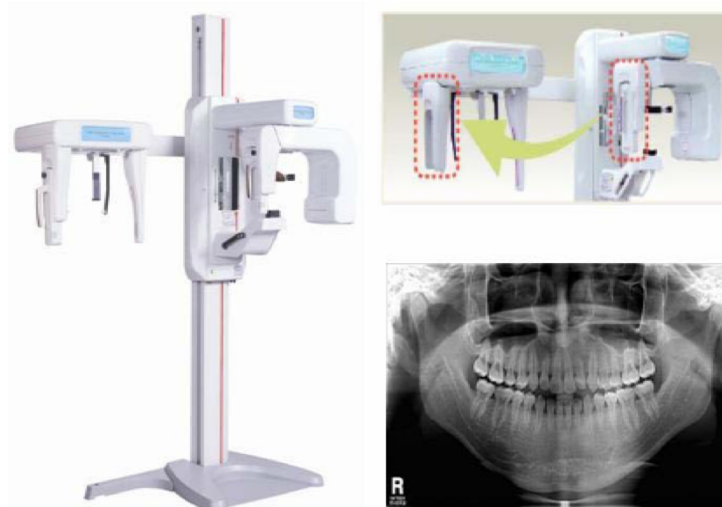
----- Scatter radiation
-----> Primary x-rays
Copyright © 2003, Elsevier Science (USA). All rights reserved.



Copyright © 2003, Elsevier Science (USA). All rights reserved.

Fogászati panoráma elrendezés

A panorámafelvétel során a film és a forrás elfordul a paciens feje körül, és a különböző pozíciókból egyedi felvételek sorozatát készíti.



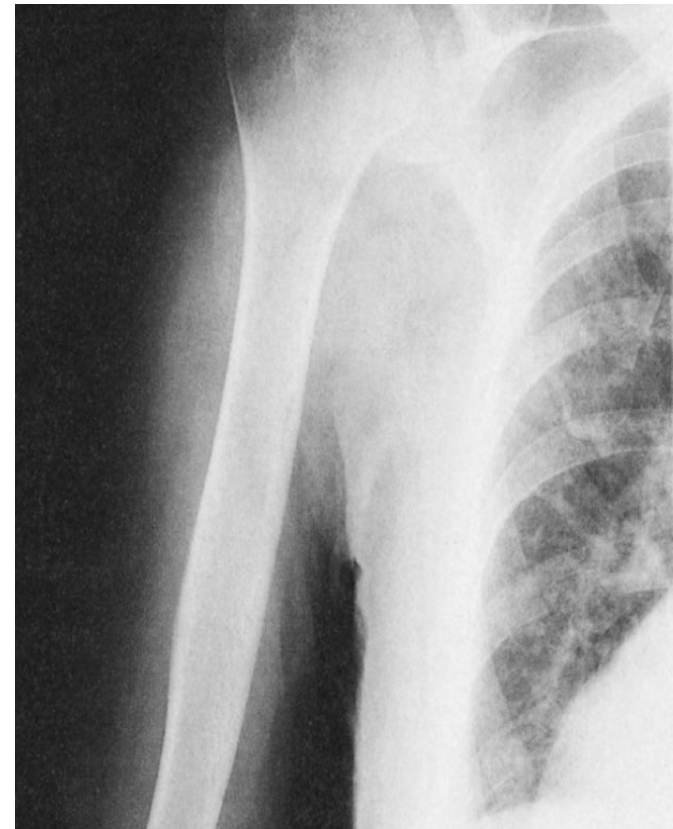
A felvételek egy filmre történő rögzítése hozza létre a maxilla és mandibula átfogó leképezését.

Effektív rendszám

$$Z_{eff} = \sqrt[3]{\sum_{i=1}^n w_i Z_i^3}$$

$$\tau_m = C \lambda^3 Z_{eff}^3$$

| anyag | Z_{eff} |
|------------|-----------|
| levegő | 7,3 |
| víz | 7,7 |
| lágyszövet | 7,4 |
| csont | 13,8 |



Kontrasztanyagok alkalmazása

Ha a természetes szövetek és környezetük

$$\tau_m = C \lambda^3 Z_{eff}^3$$

alapján nem mutatnak különbséget,

megváltoztathatjuk Z_{eff} -et, vagy a sűrűséget!

| | Z_{eff} | ρ (g/cm ³) |
|------------------|-----------|-----------------------------|
| H ₂ O | 7.7 | 1 |
| Lágy szövetek | 7.4 | 1 |
| Csontok | 13.8 | 1.7 - 2.0 |
| Levegő | 7.3 | 1.29 · 10 ⁻³ |

Pozitív kontraszt → *környezetnél nagyobb elnyelés*

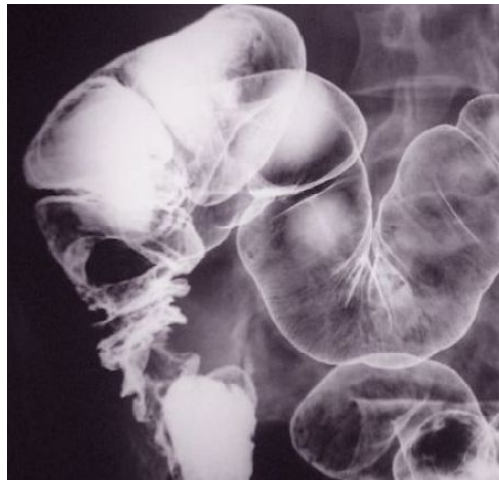
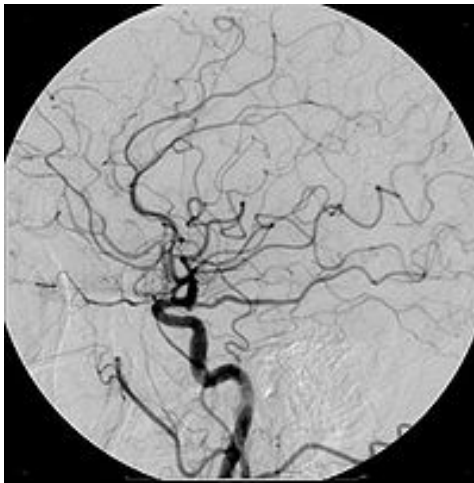
$$Z_{eff} > Z_{környezet} \rightarrow \mu > \mu_{környezet}$$

Negatív kontraszt → *környezetnél kisebb elnyelés*

$$Z_{eff} < Z_{környezet} \rightarrow \mu < \mu_{környezet}$$

Kontrasztanyagok alkalmazása

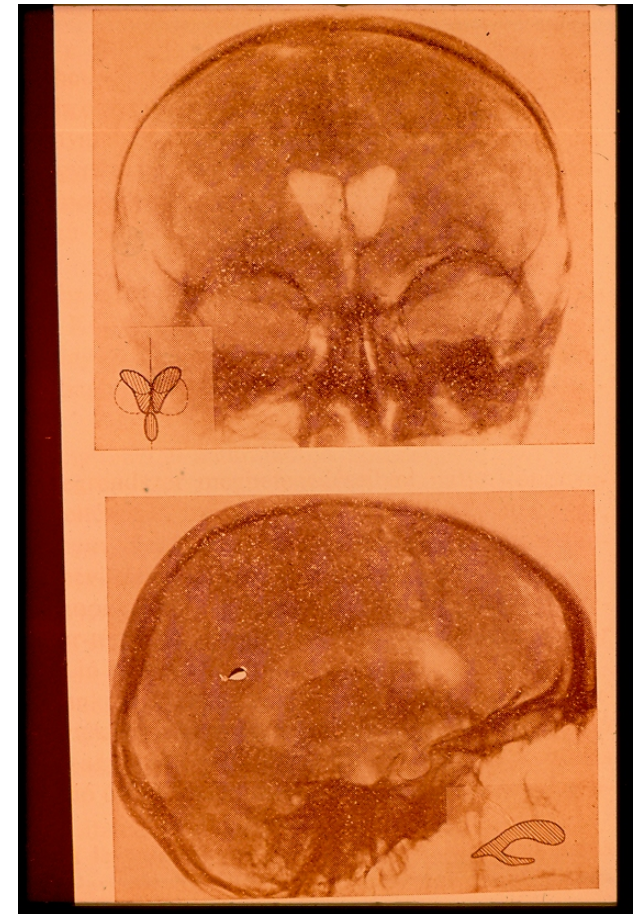
nagyobb Z_{eff}



Pl. jód- vagy báriumvegyületek



kisebb sűrűség

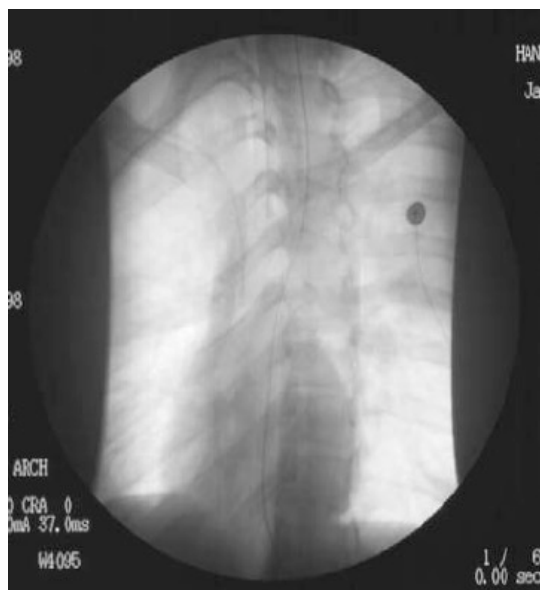


levegő, CO_2

Digital Subtraction Angiography (DSA)



kontrasztanyag

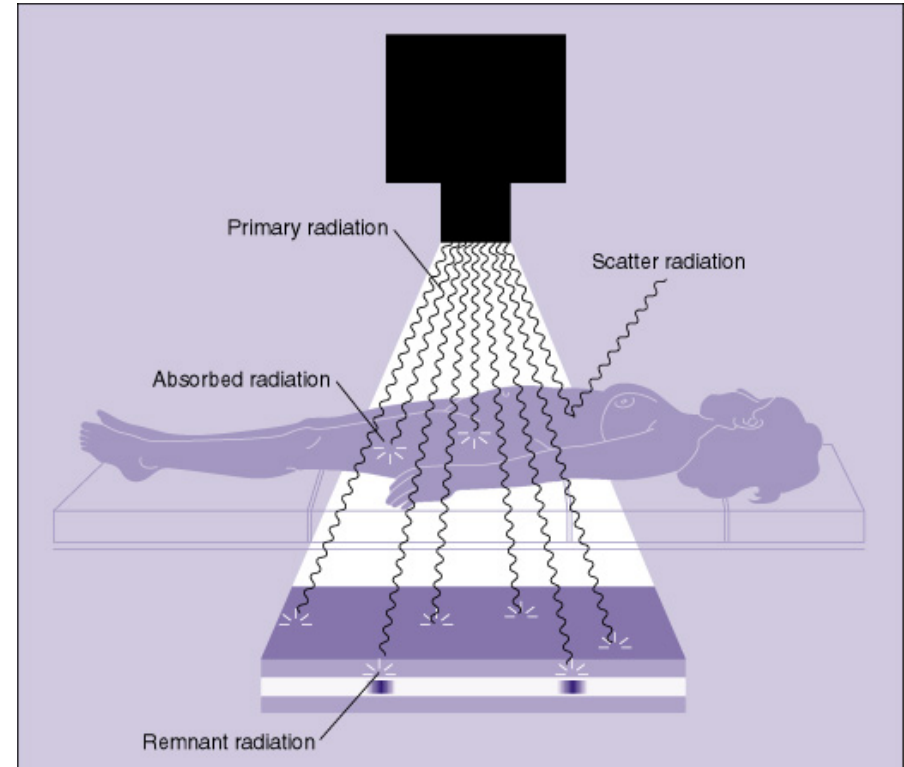
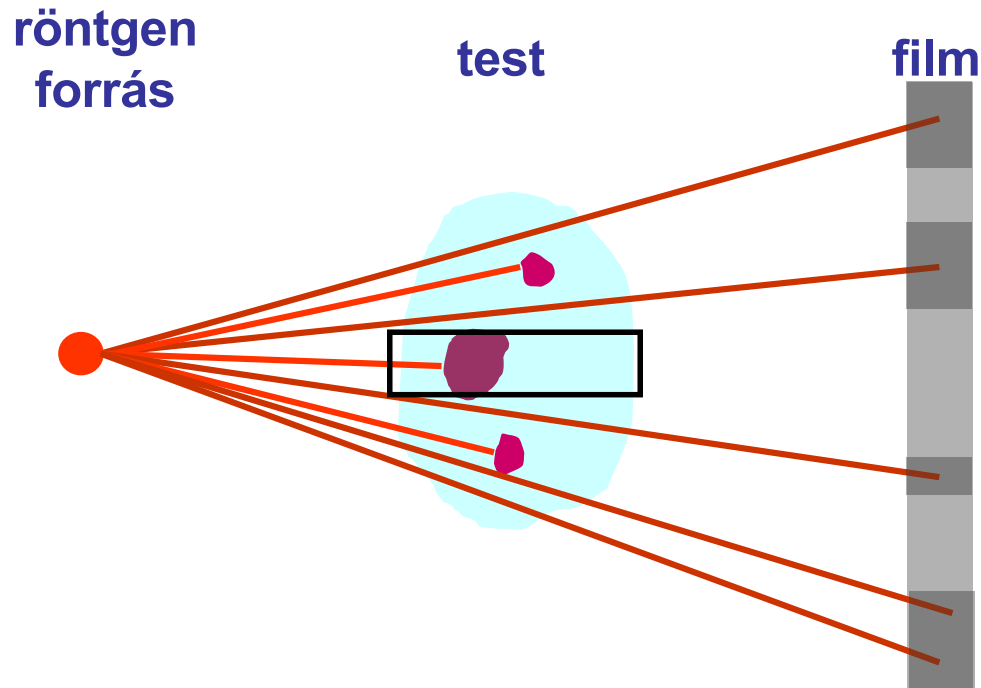


natív



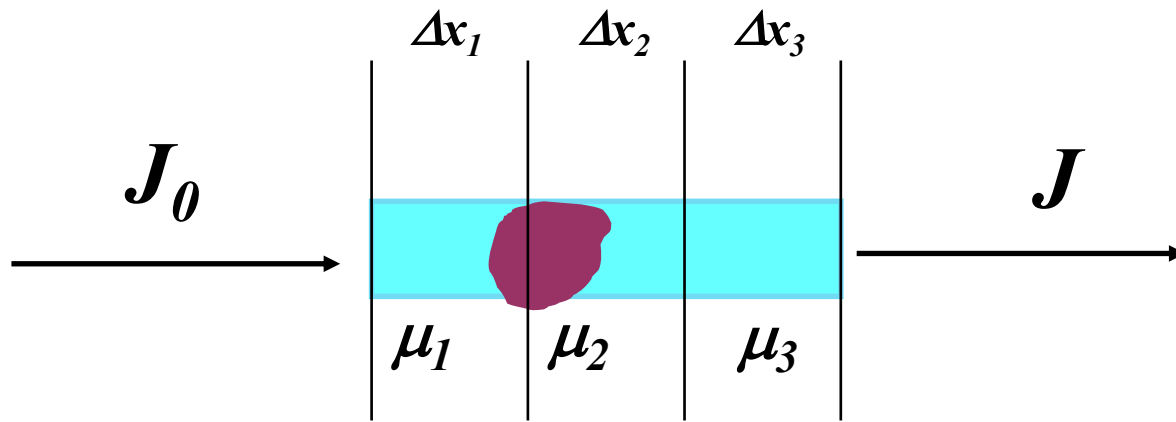
kontraszt - natív

Szummációs kép

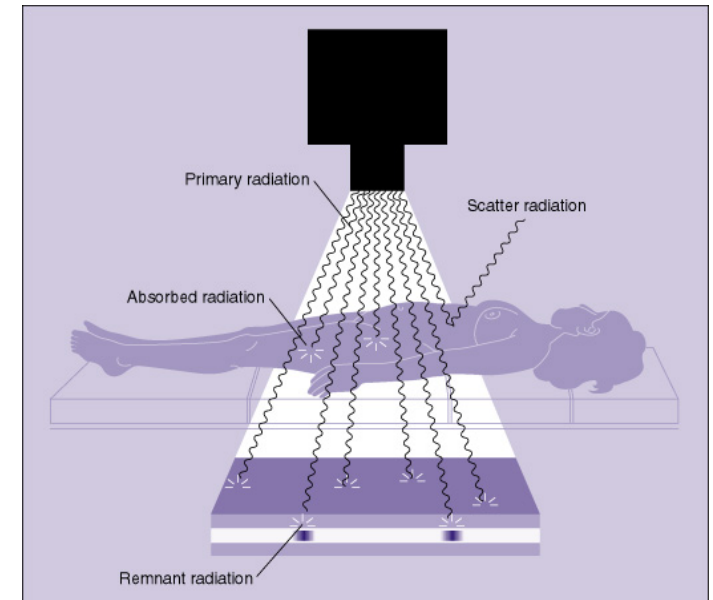


$$J = J_0 e^{-\mu x}$$

A detektált intenzitás-változások arányosak a röntgensugárzás gyengülésével a minta (test) teljes vastagságán keresztül!



$$J = J_0 e^{-\mu x}$$



$$J = J_0 e^{-(\mu_1 + \mu_2 + \mu_3) \Delta x}$$

erről nincs információnk!

$$D = \lg \frac{J_0}{J}$$

$$D = \sum_i D_i$$

Számítógépes rétegfelvétel

CT - computed tomography



Godfrey Hounsfield



Allan Cormack

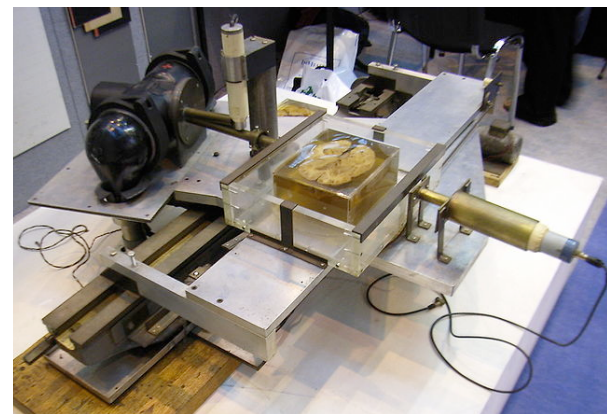
1979 Orvosi Nobel-díj

Történet:

- 1967: első CT felvétel
- 1972: CT prototípus
- 1974: első klinikai CT kép (fej)
- 1976: egésztest CT
- 1979: Nobel-díj
- 1990: spirál CT
- 1992: többszeletes CT
- 2006: 64 szelet
- multiplex és hibrid üzemmódok:
SPECT-CT, PET-CT,
“Dual-source” CT



Az első labor CT kép
agyszeletről



Prototípus CT (EMI)



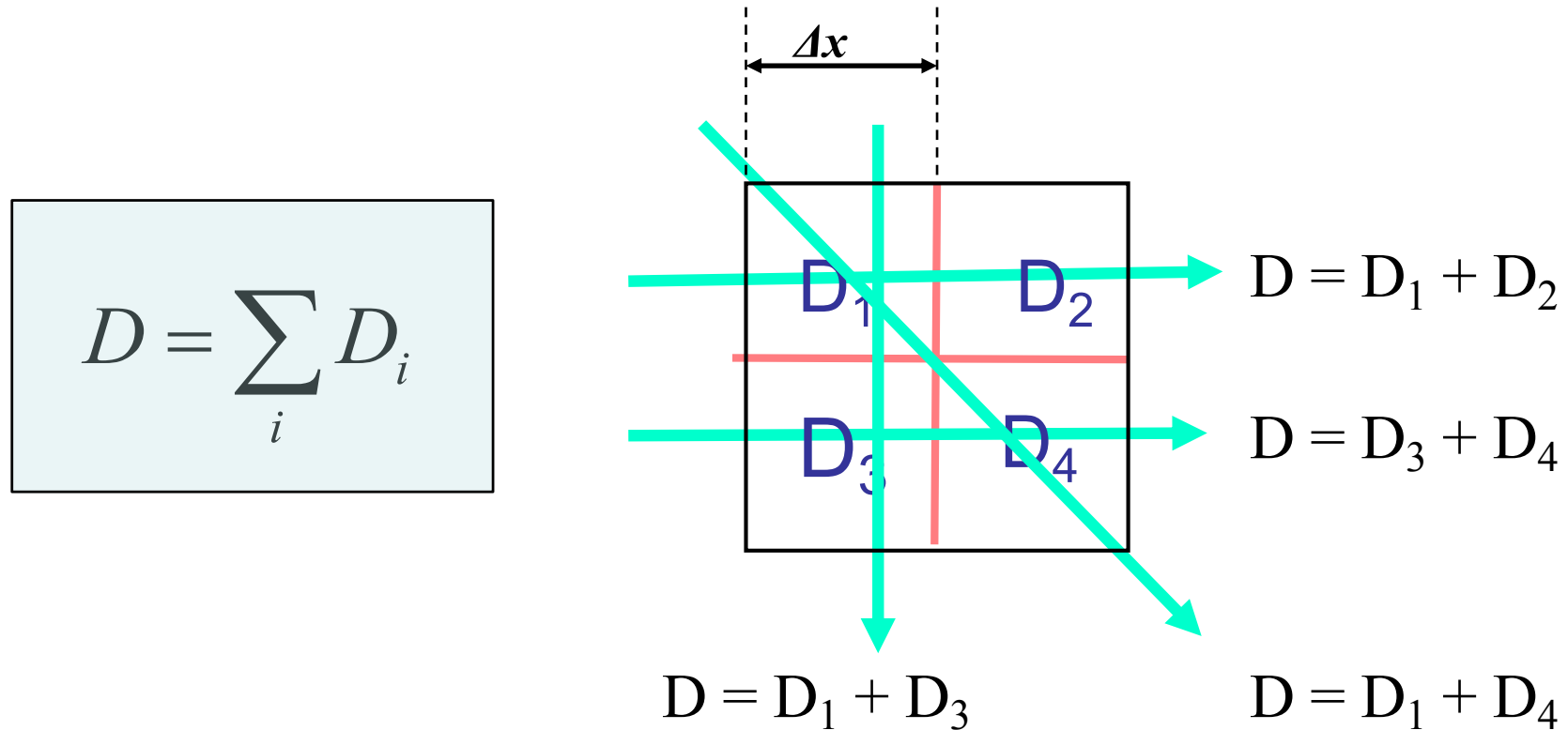
„Siretom” fej
szkenner (1974)



128x128 pixel kép (1975)



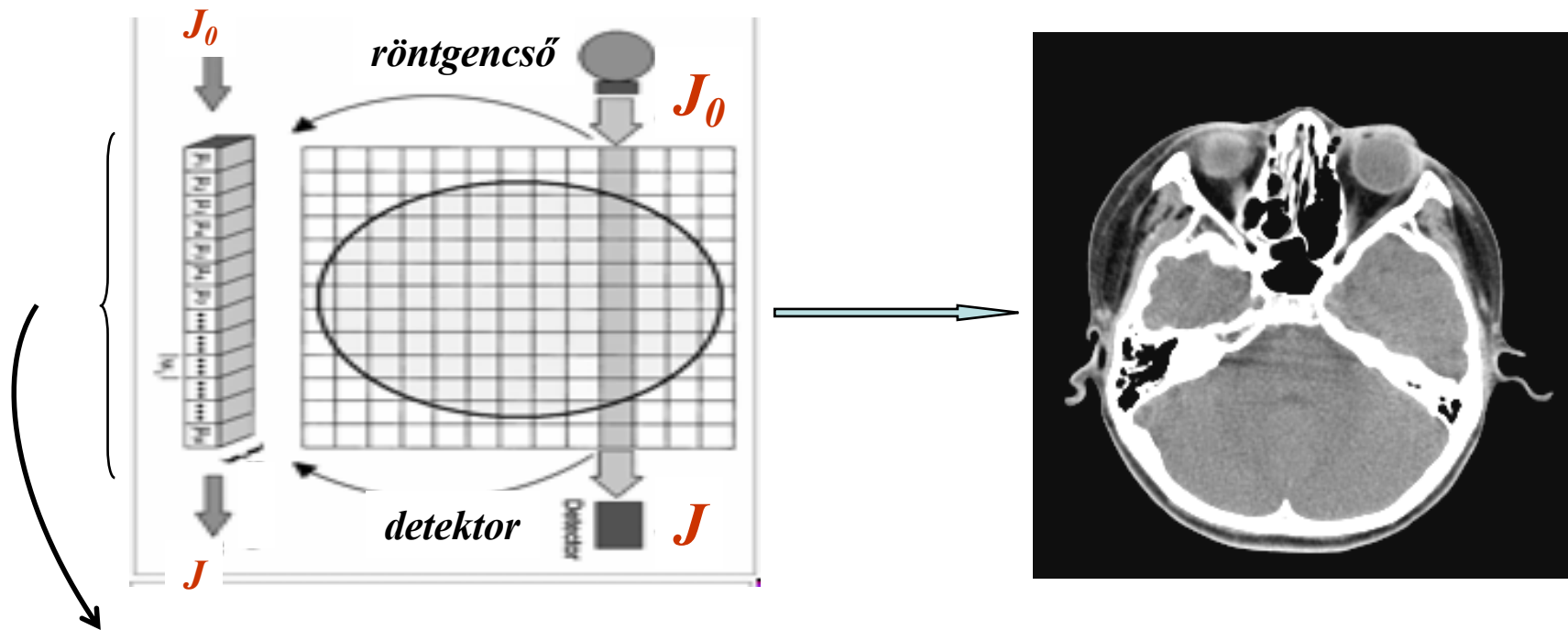
Matematikai megközelítés egyszerű példán:



“n” független egyenlet „n” ismeretlennel
→ egyértelműen megoldható!

objektum

digitális kép



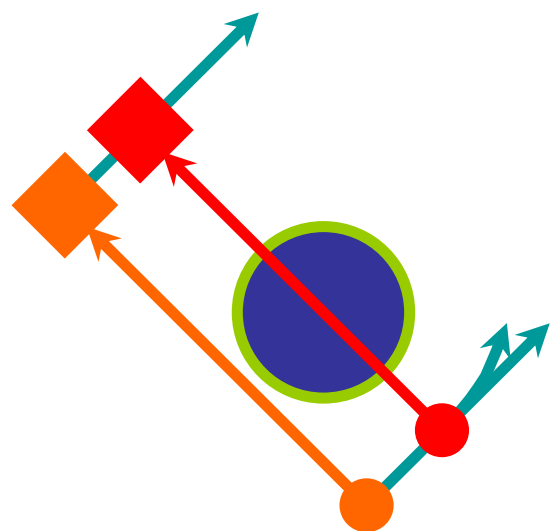
Voxel :

volume element / térfogatelem

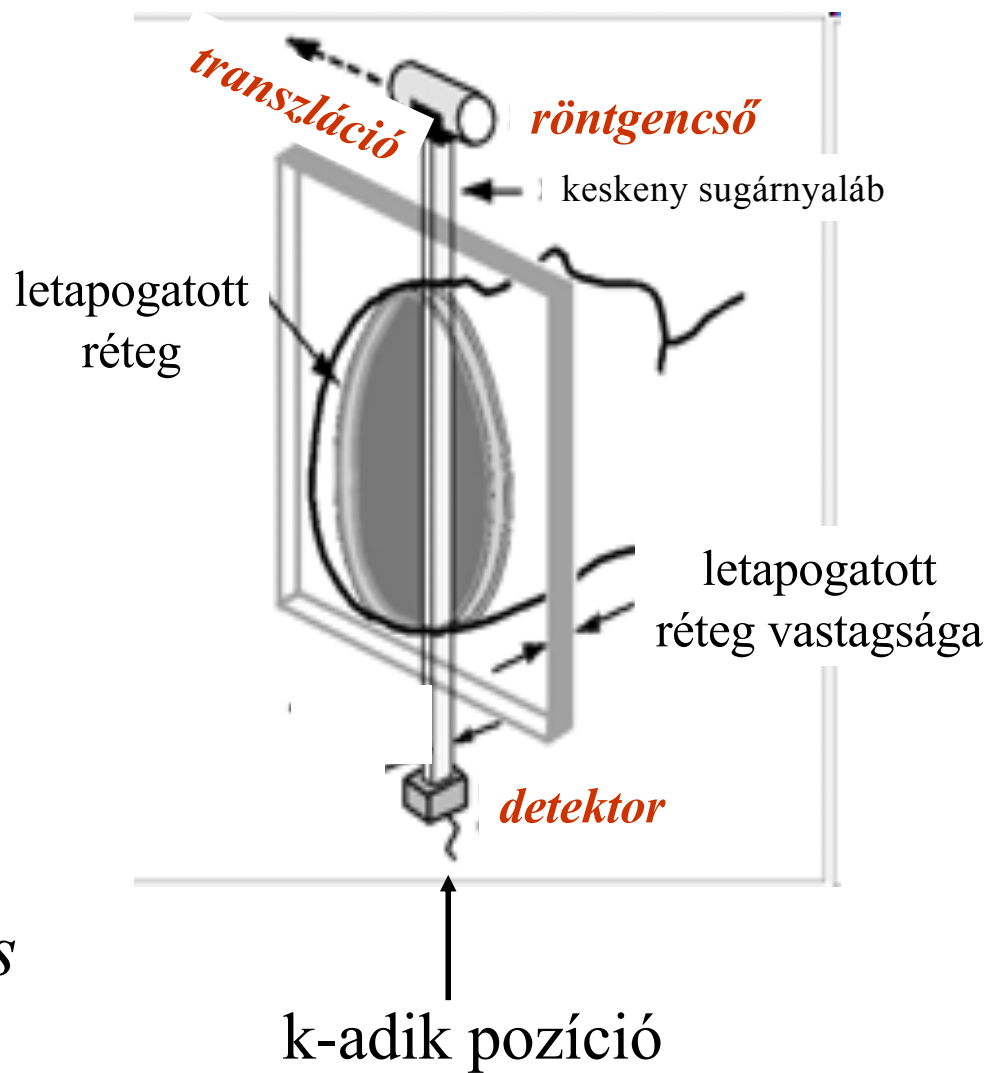
Pixel :

picture element / képelem

Elsőgenerációs CT működése



*Egy detektor
Haladás és elfordulás
Párhuzamos sugarak*



Elsőgenerációs CT működése

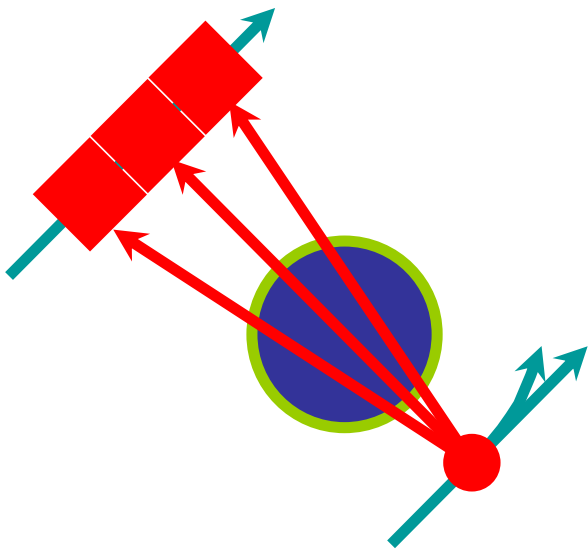
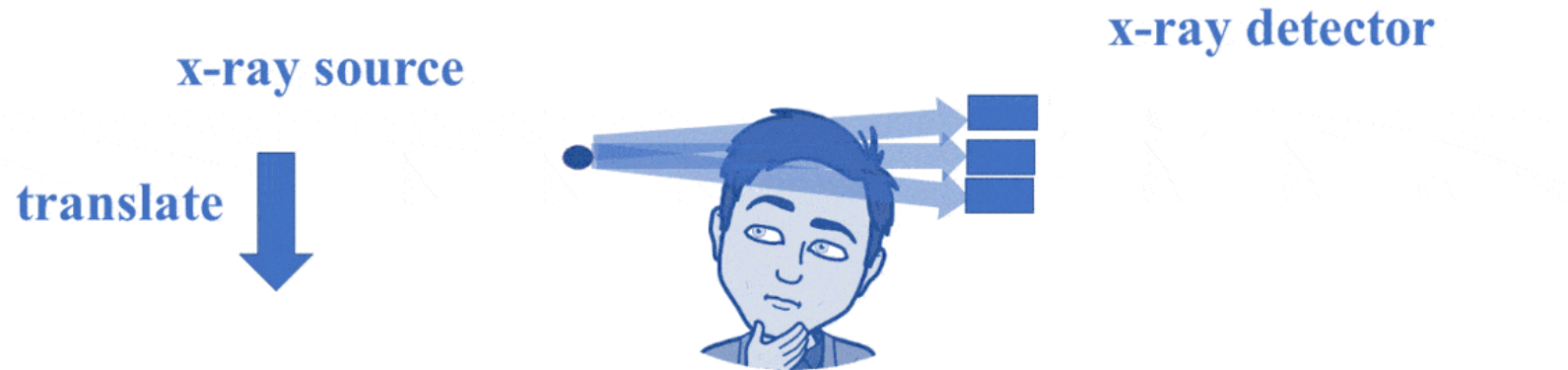
1st Gen Rotating CT



*Egy detektor
Haladás és elfordulás
Párhuzamos sugarak*

Második generációs CT működése

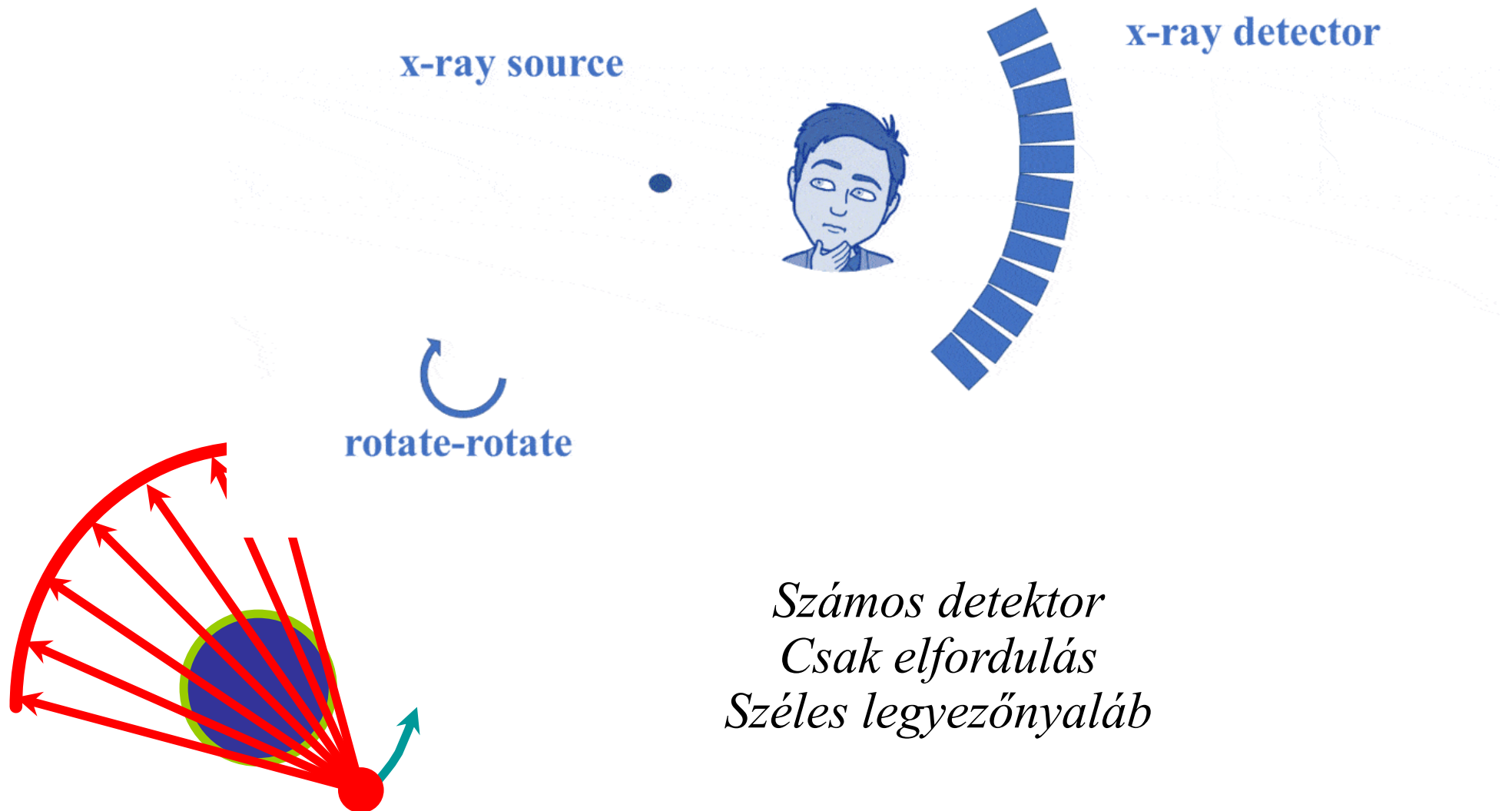
2nd Gen CT



*Több detektor
Haladás és elfordulás
Enyhe legyezőnyaláb*

Harmadik generációs CT működése

3rd Gen CT



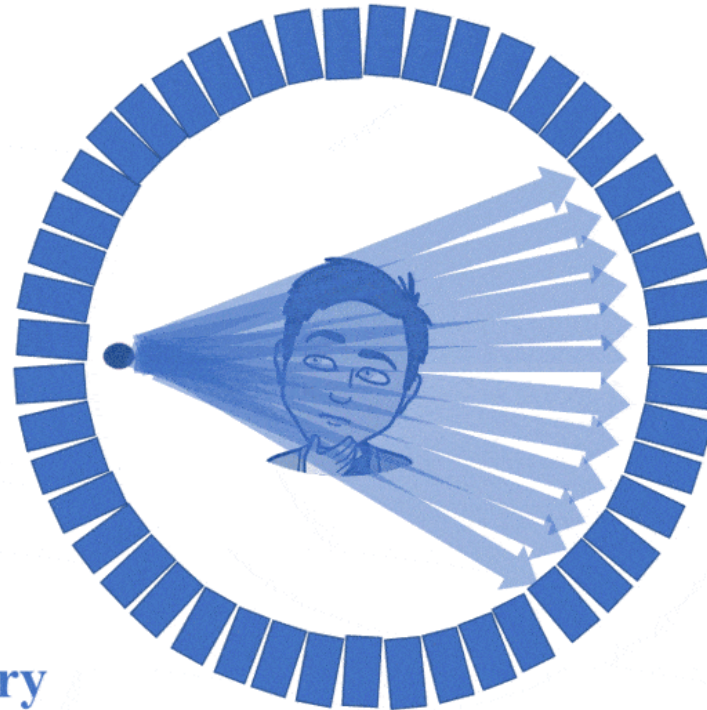
*Számos detektor
Csak elfordulás
Széles legyezőnyaláb*

Negyedik generációs CT működése

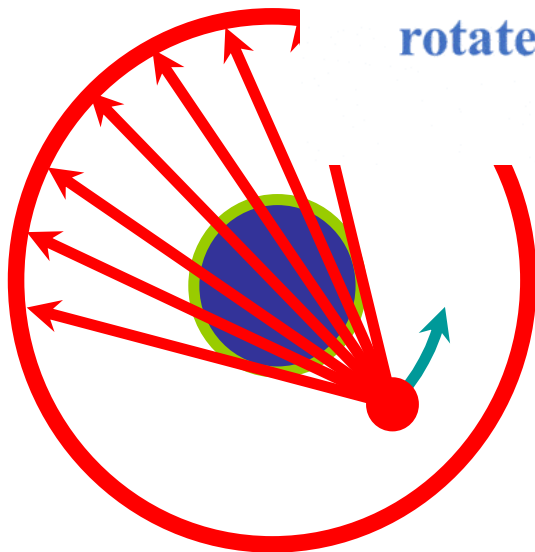
4th Gen CT

x-ray source

x-ray detector

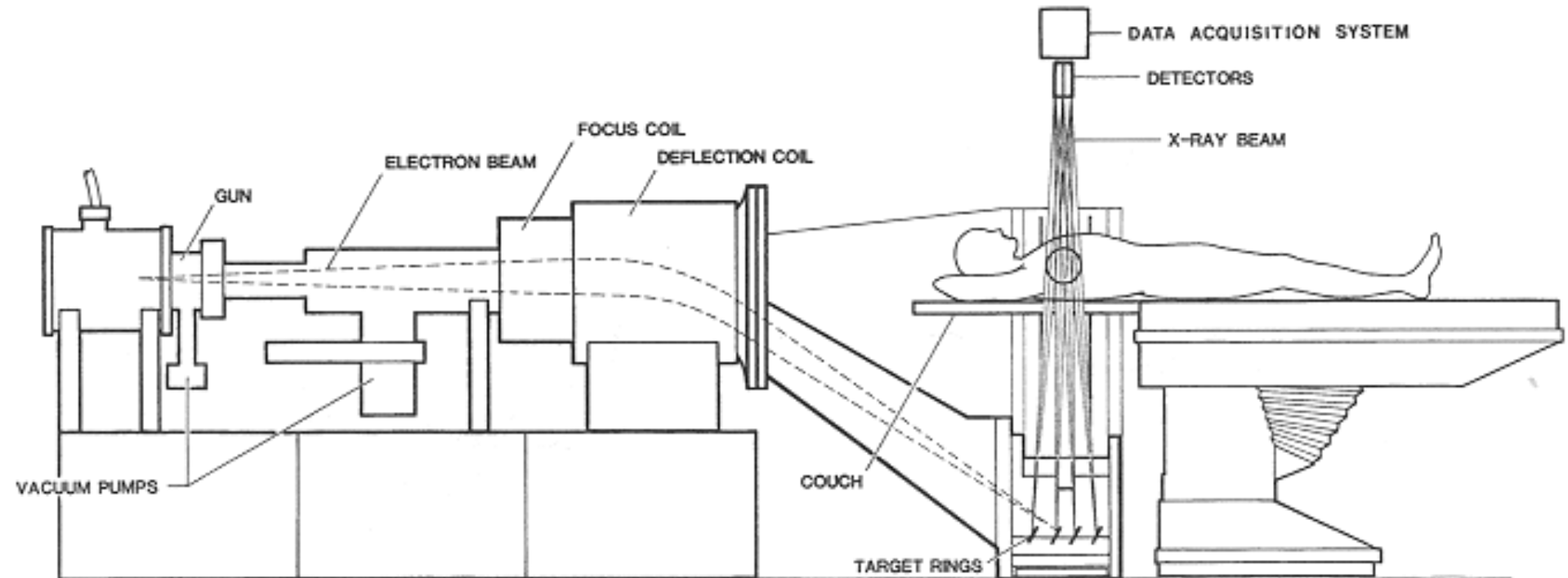


rotate-stationary



*Rögzített detektorgyűrű
Csak a sugárforrás fordul
Széles legyezőnyaláb*

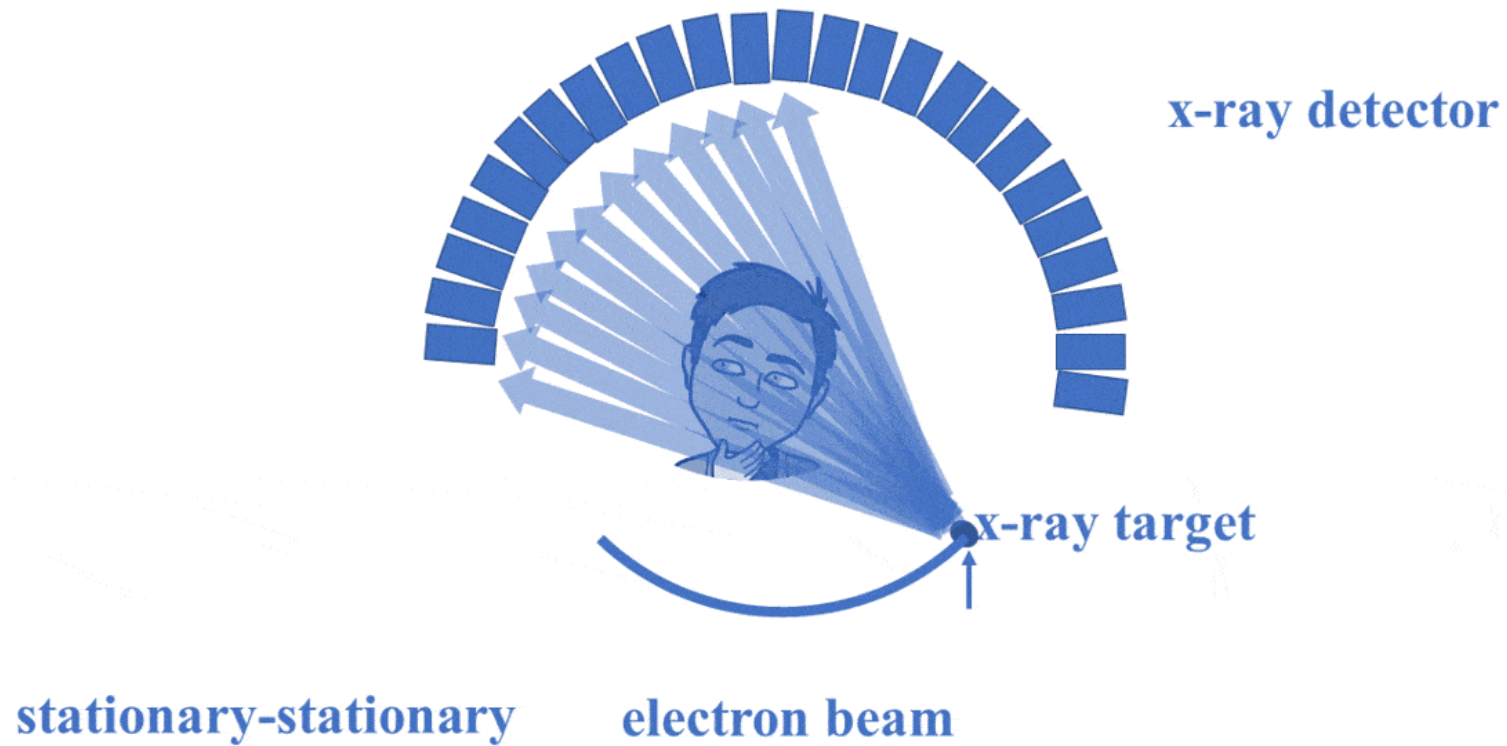
Ötödik generációs CT működése



Hagyományos röntgenső helyett elektronágyú, az elektronnalábot a W-targetre irányítjuk. (álló – álló elrendezés)

Ötödik generációs CT működése

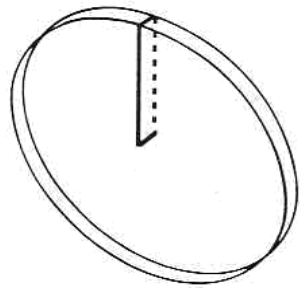
5th Gen CT



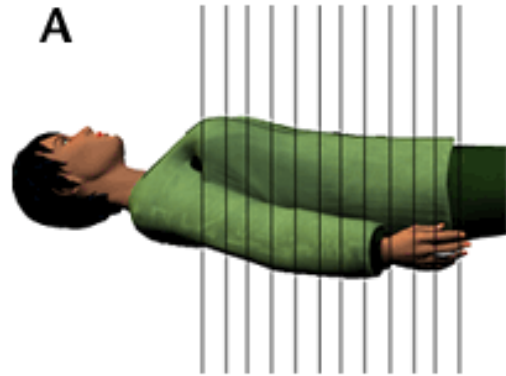
CT generációk összehasonlítása

| Generation | Year | Why Developed | Anatomy | Source-Detector Movement | Time to acquire 1 image | Why it died? |
|------------|-------|---------------------------|--------------|--------------------------|-------------------------|-----------------------------------|
| 1 st Gen | 1971 | To show CT works | Head Only | Translate-Rotate | ~5 min | Slow |
| 2nd Gen | 1974 | Image Faster | Head Only | Translate-Rotate | 20sec-2min | Slow |
| 3rd Gen | 1975 | Image Faster | All Anatomy | Rotate-Rotate | 1 sec | This Geometry won. |
| 4th Gen | 1976 | Make images without rings | All Anatomy | Rotate-Stationary | 1 sec | Expensive, not good for scatter. |
| 5th Gen | 1980s | Fast Cardiac CT | Cardiac Only | Stationary-Stationary | 50 ms | Cardiac specific, low x-ray flux. |

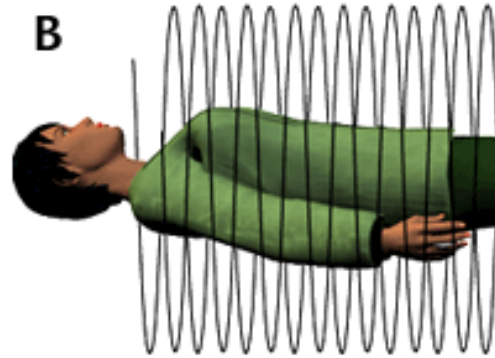
Spirál CT



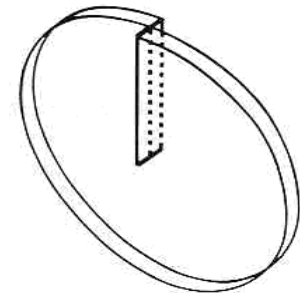
Hagyományos
CT szelet



A

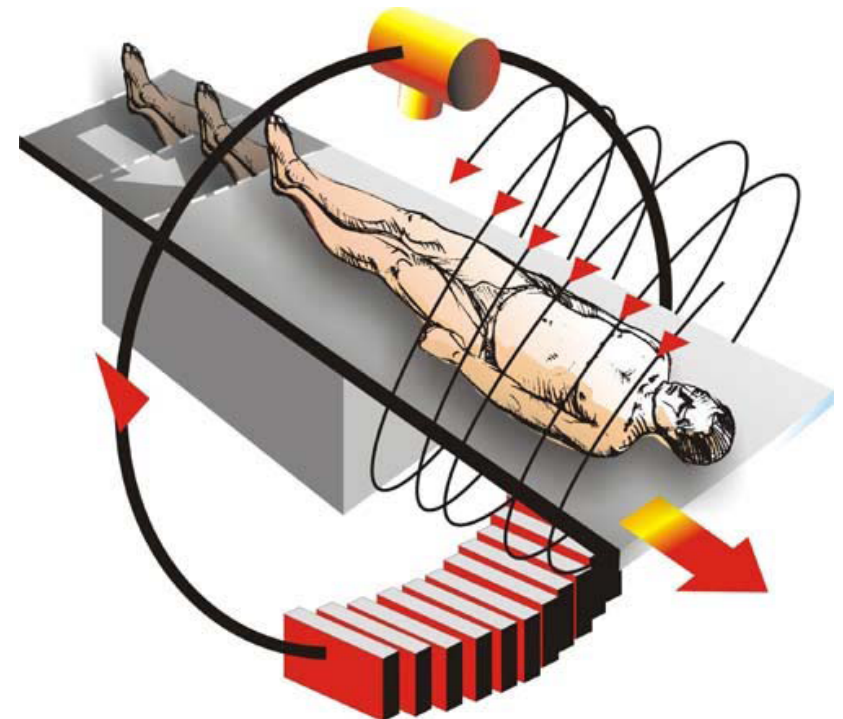
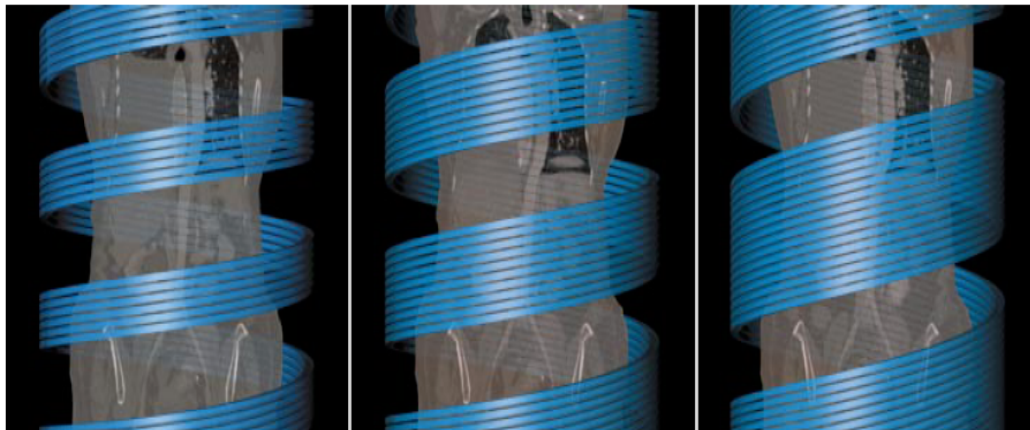


B



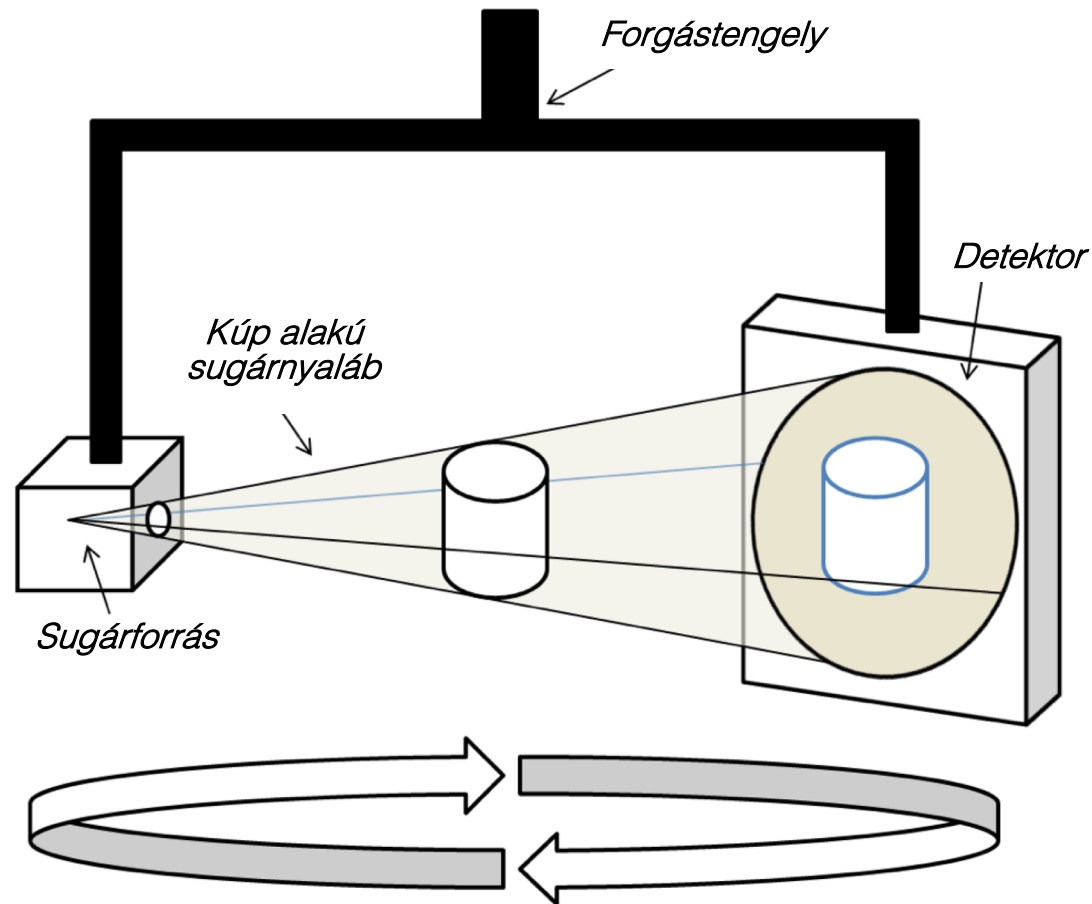
Spirál CT
szelet

Pontosabb 3D rekonstrukció
és gyorsabb adatgyűjtés

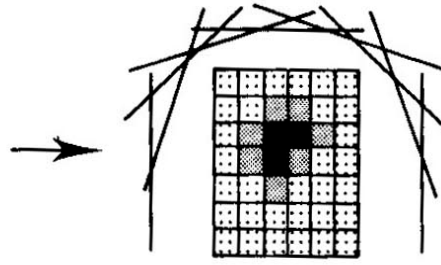
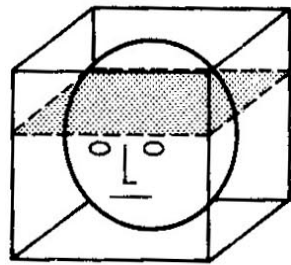


Cone beam CT

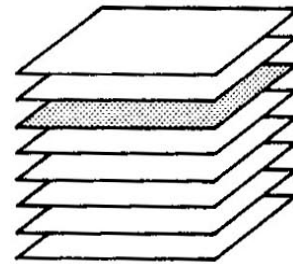
- *Cone-beam computed tomography (CBCT), C-kar CT, cone beam volume CT, flat panel CT*
- *Kúp alakban széttérülő röntgen sugárnyaláb*
- *Volumetriás adatahalmazzt szolgáltat; digitális képrekonstrukciót igényel*
- *Fogászati, intervenciós radiológiai, radioterápiás alkalmazások*



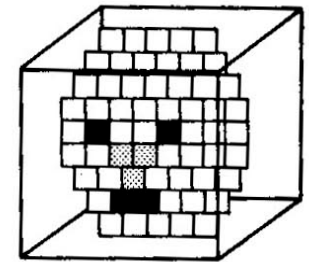
A tárgy 3D rekonstrukciója



sok egy dimenziós
adatfelvétel



síkok
denzitásmátrixa



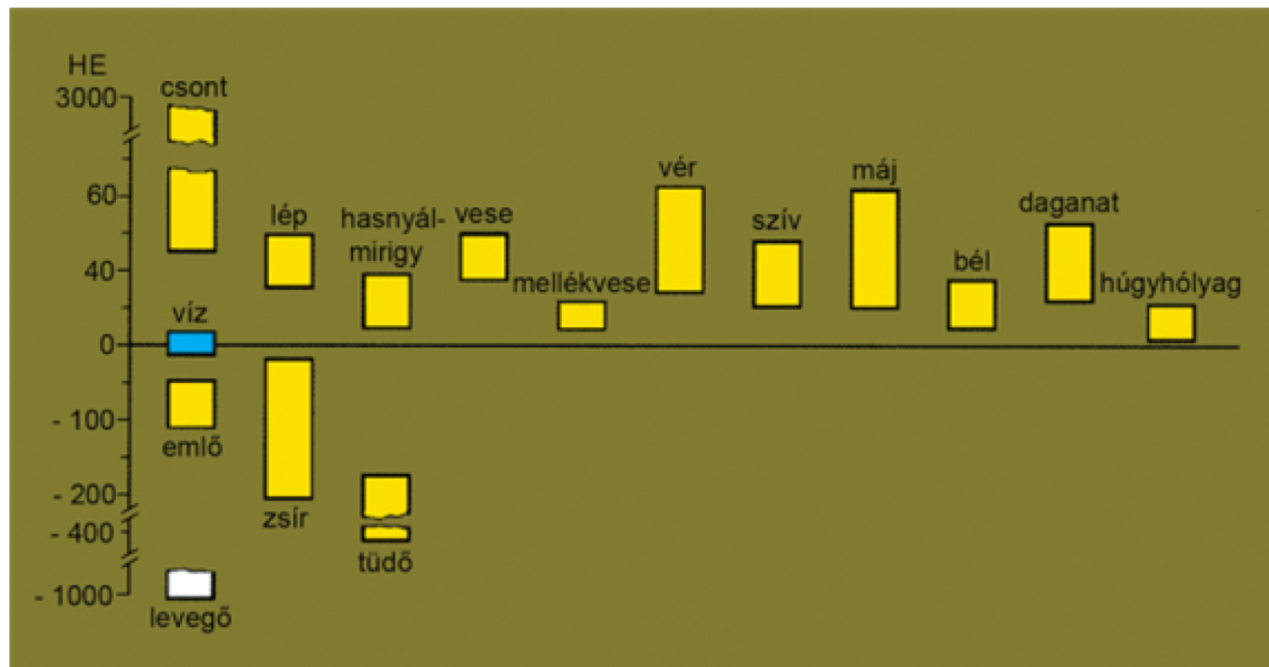
3D
rekonstrukció

A kép rekonstrukciója

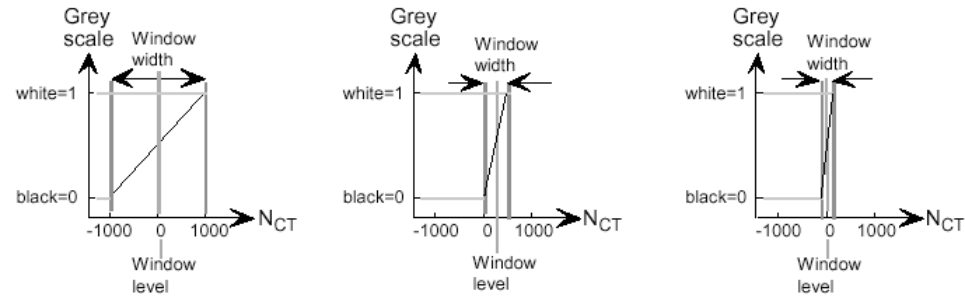
denzitásmátrix

Hounsfield-egységek alapján
$$H_{CT} = 1000 \frac{\mu - \mu_{viz}}{\mu_{viz}}$$

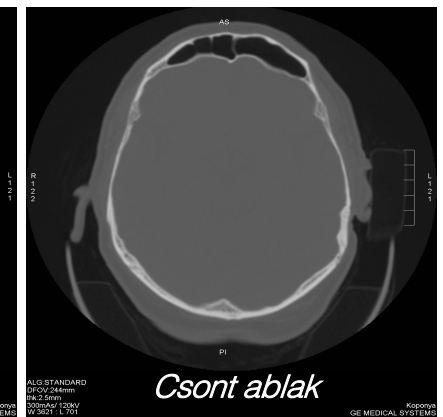
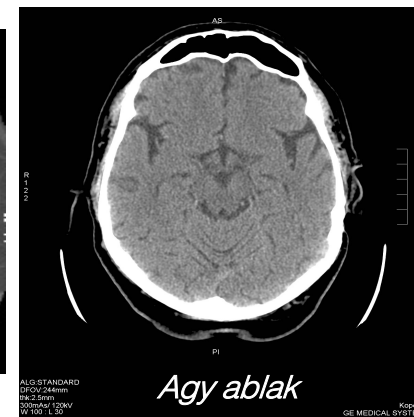
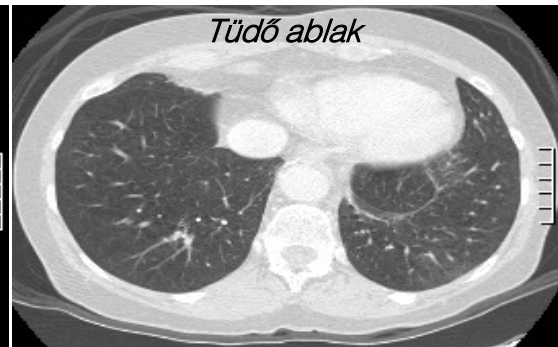
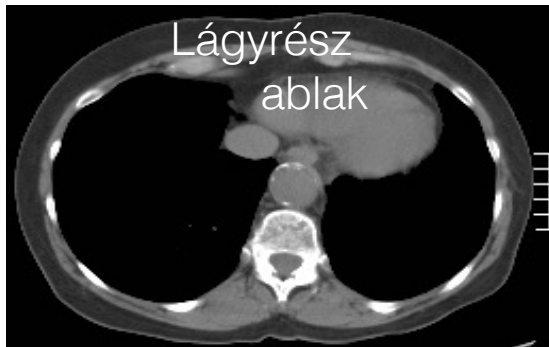
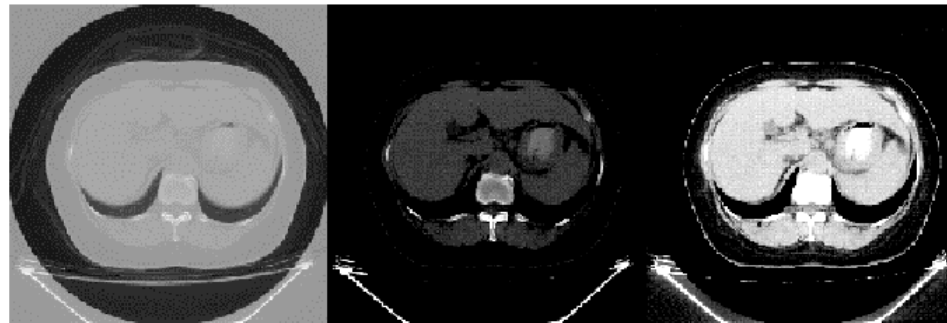
Hounsfield-skála



A CT kép kontraszt manipulálása „ablakozás”



*Ugyanazon
mellkasfelvétel
különböző ablakozással
(különböző kontraszt-
transzfer függvény)*



CT összefoglalás

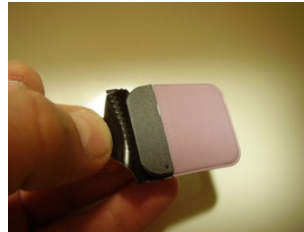
- Rtg sugárzást használó digitális rétegvizsgálat
- A képalkotás alapja a röntgensugár elnyelés különbségeinek ábrázolása a vizsgált síkban
- Hagyományos (elavult) technika: egy szelet – 2 - 4 sec, teljes vizsgálat: 5 - 15 perc
- Spirál CT technika: egy szelet – 1 - 1.5 sec, vizsgálati idő: 30 - 60 sec (+ előkészítés)
- Multidetektoros spirál CT (4-64 detektorsor): egy szelet – 0.4 - 1 sec, vizsgálati idő: 5 - 15 sec

A CT korlátai

- Ionizáló sugárzás
- Hagyományos röntgenfelvétel dóziséjának akár 50-100-szorosa!
- Közvetlen sugár-expozíció mellett szórt sugárzás (egy-két nagyságrenddel kisebb)

Röntgensugárzás detektálása

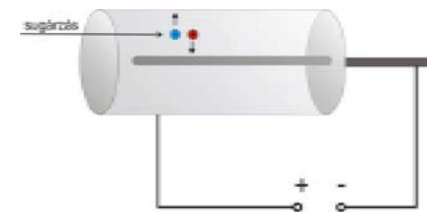
fotófilm



szcintillátorok



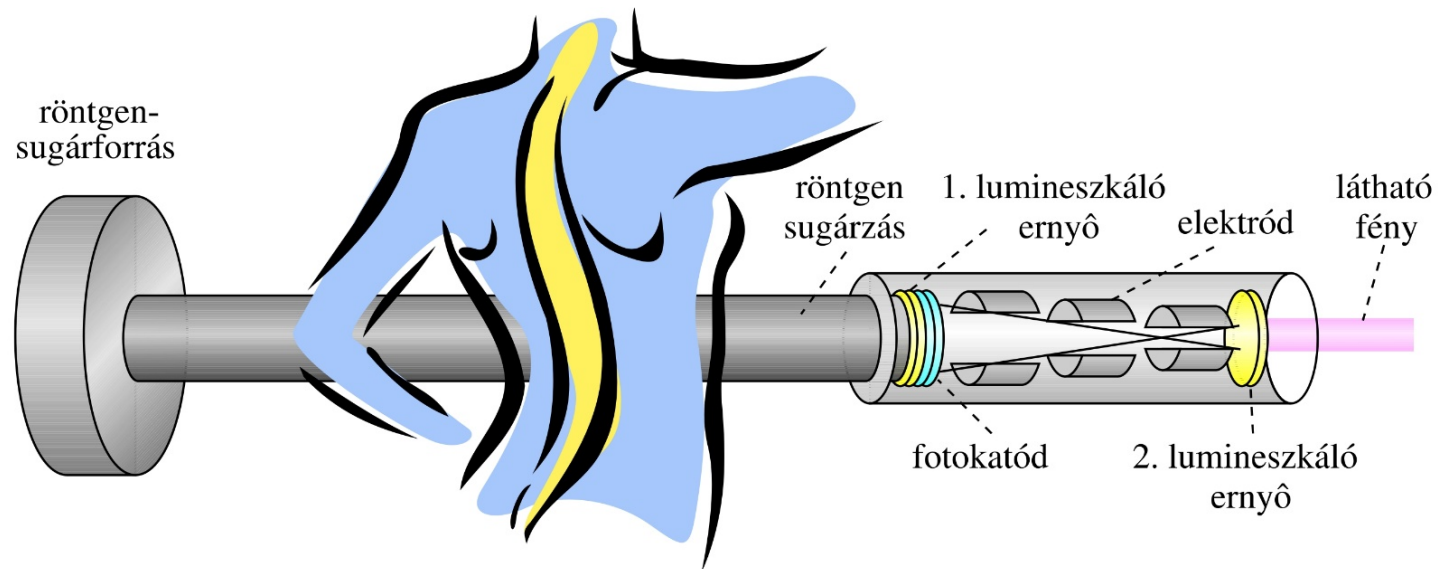
gázionizációs detektorok



félvezető eszközök



Elektronikus röntgenkép-erősítő



digitalizálható kép

kisebbsugarterhelés

röntgenkontroll mellett végzett manipuláció

Ellenőrző kérdések

A rtg-sugárzás elnyelődése

Tömeggyengítési együttható

A rtg-kép keletkezése – a rendszám szerepe

A rtg-cső optimális beállítása

Szummációs kép

Kontrasztanyagok

Panoráma rtg

RTG képerősítő

A CT alapelve

Hounsfield egység

A CT generációi

Kapcsolódó fejezetek:

Damjanovich, Fidy, Szöllősi: Orvosi Biofizika

VIII. 3.1

3.1.1

3.1.2

VIII.4.3

Herényi Levente: Orvosegyetemi fizika - Megérthető összefüggésekkel és matematikai alapokkal kezdőknek és haladóknak. Semmelweis Kiadó 2024