

Biofizika I

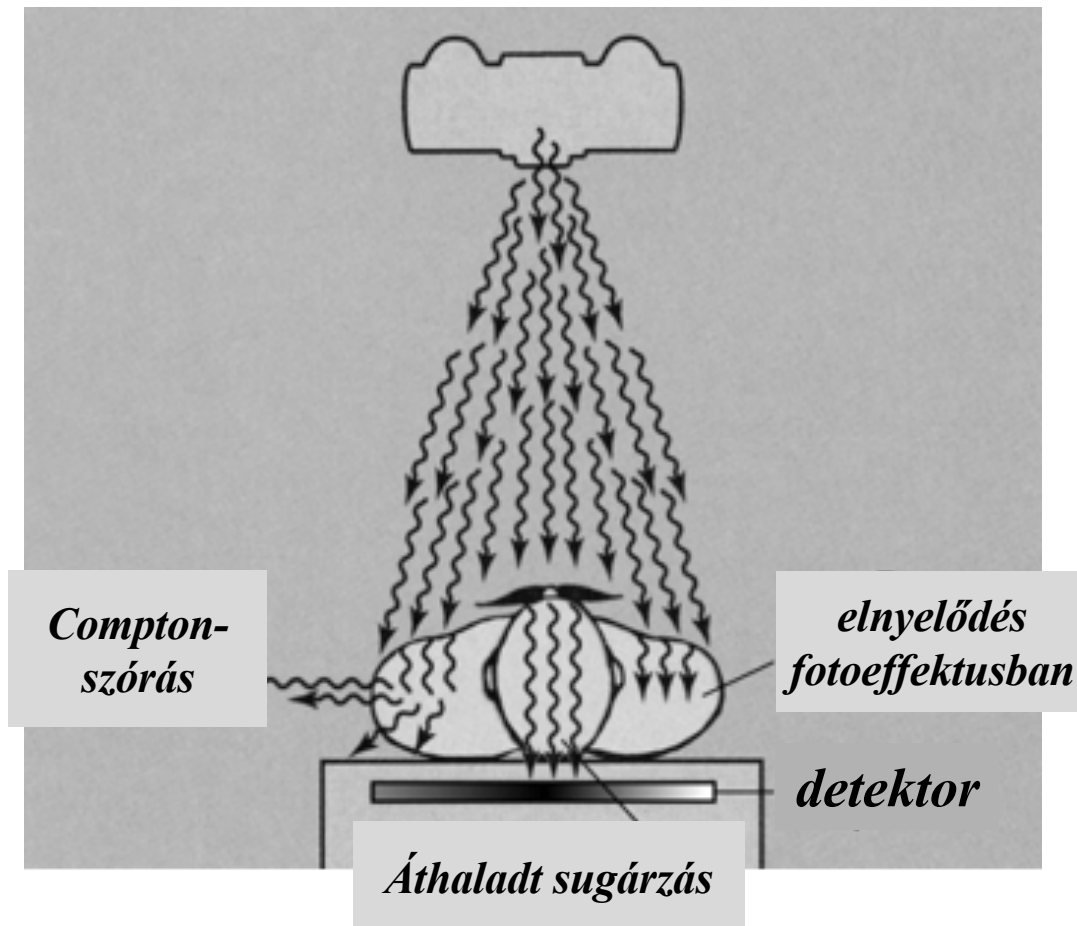
12. Röntgensugárzás-2: Röntgendiagnosztikai módszerek fizikai alapjai

Liliom Károly

2023. 11. 22.

*liliom.karoly@med.semmelweis-univ.hu
karoly.liliom.mta@gmail.com*

A röntgendiagnosztika alapja: a sugárzás elnyelődése



*A foton
köölcsönhatásai:*

rugalmas szóródás

fotoeffektus

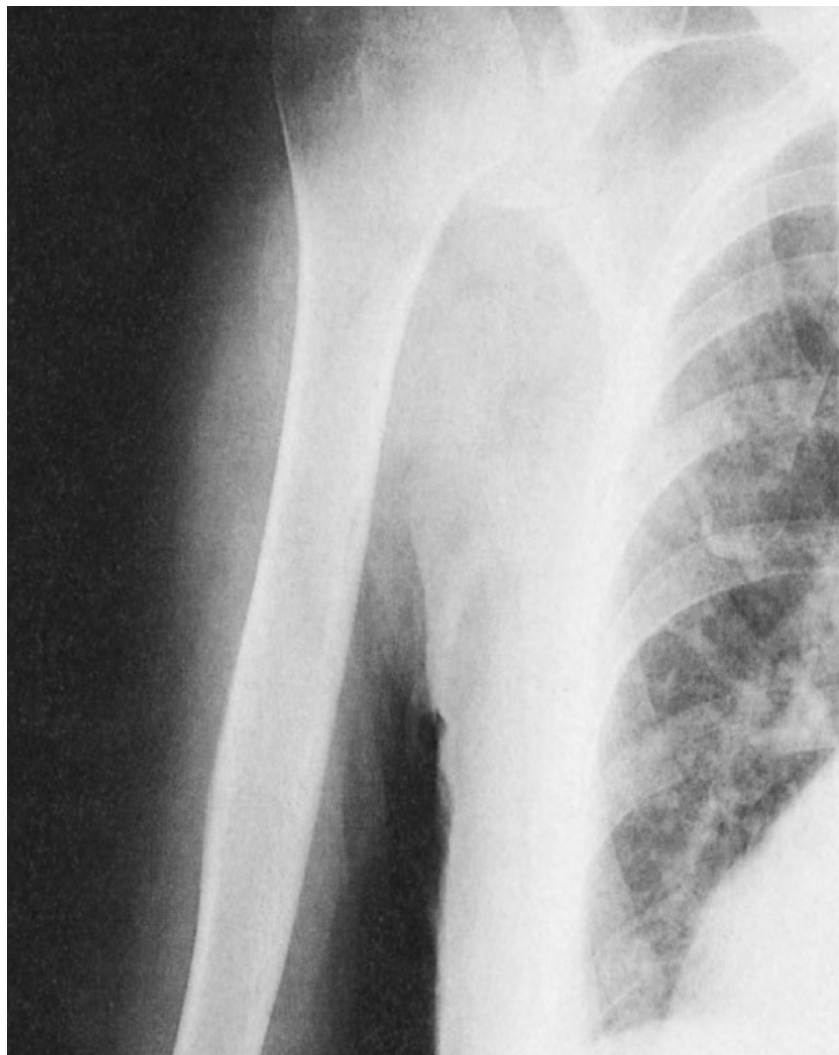
Compton-szóródás

párkeltés

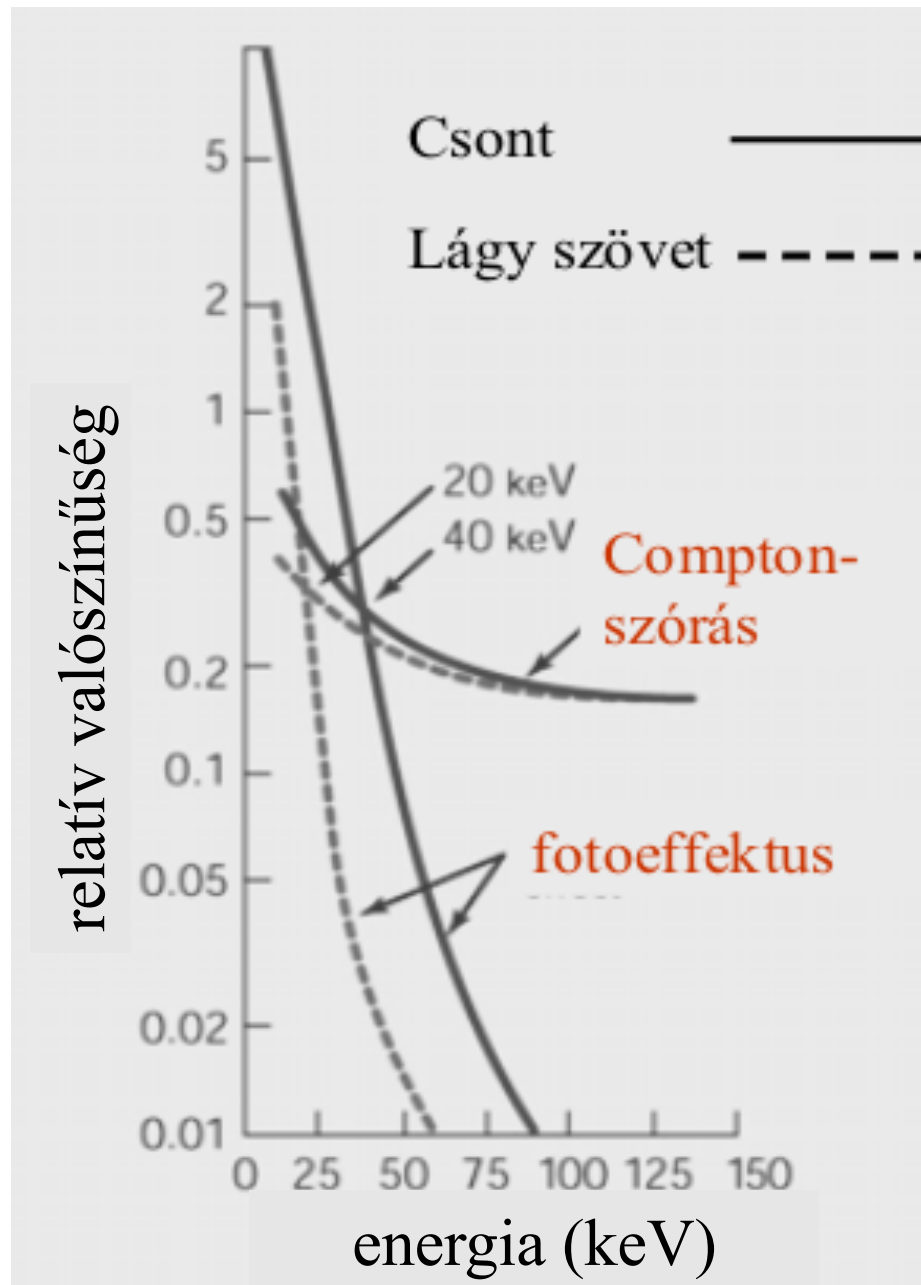
(nincs kölcsönhatás)

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.

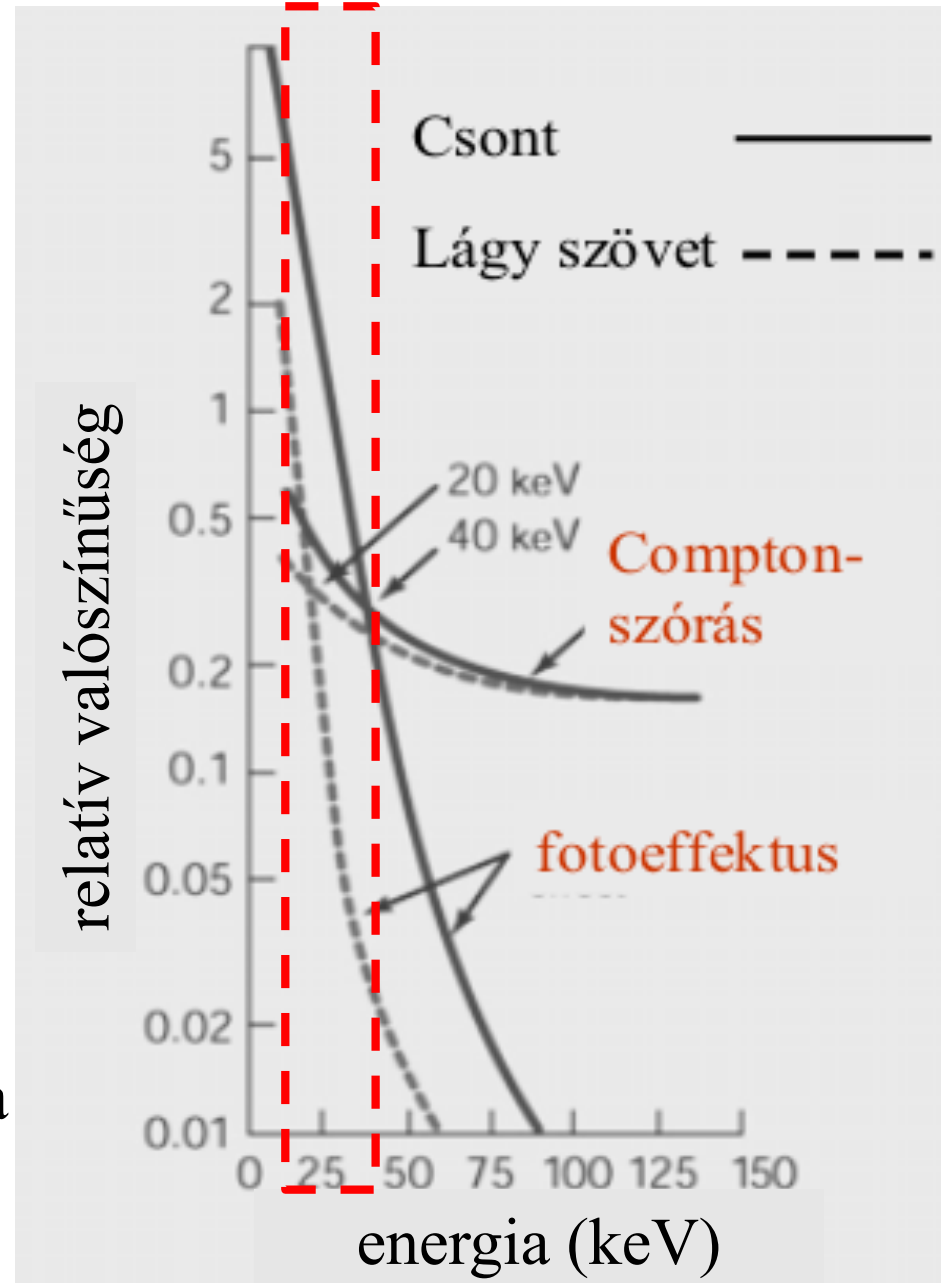


A fotonenergia növelésével csökken az elnyelődés, ami a fotoeffektus esetén a legkifejezettebb. Alacsony fotonenergiáknál τ_m a meghatározó kölcsönhatás

τ_m markánsan változik az abszorbens rendszámával:

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

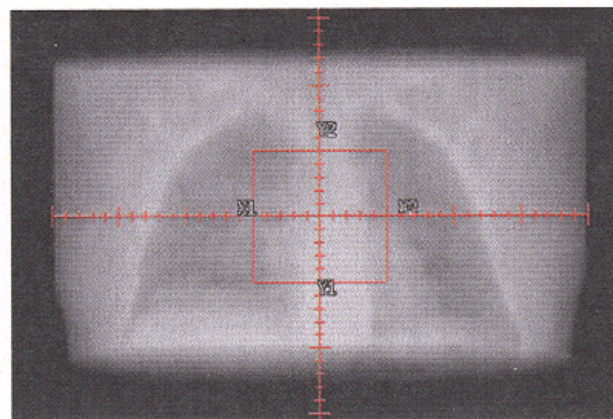
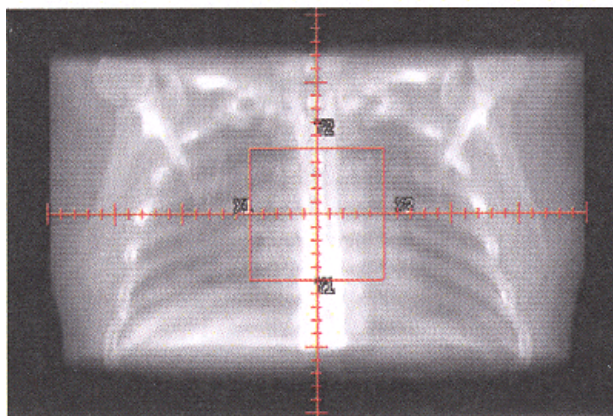
A sugárzás spektrumának változása drasztikusan módosíthatja az elnyelődési folyamatokat.



Fotonenergia - képminőség

$$U_1 < U_2$$

(30 keV) *(2 MeV)*



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

*Átlagértékek

Fotonenergia - képminőség

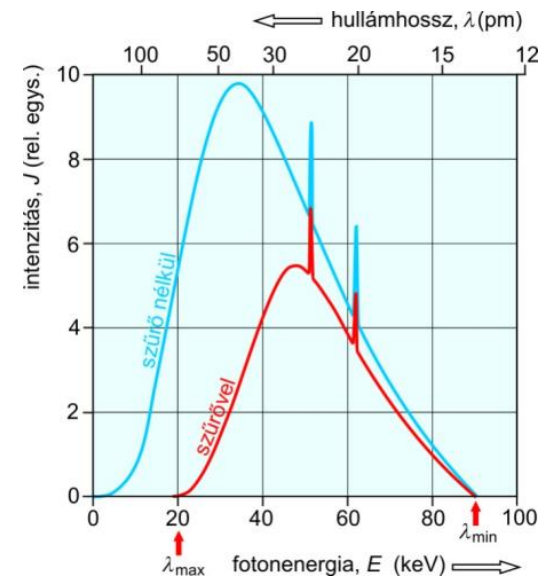
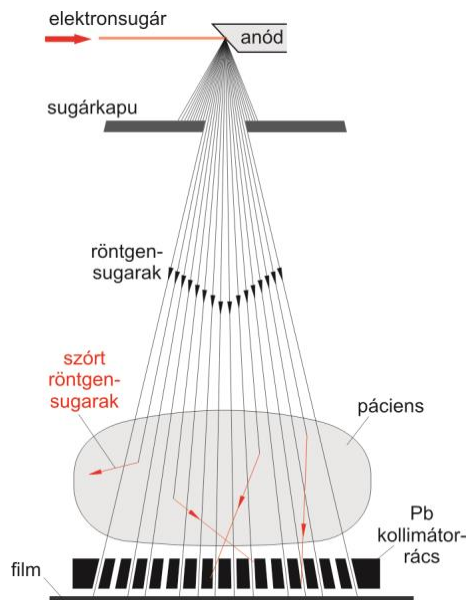


fotonenergia: 60 keV
kontraszt: 200:1
expozíció: 141 mAs
dózis: 7,6 mGy



120 keV
60:1
6 mAs
1,4 mGy

Képmínőség javítása



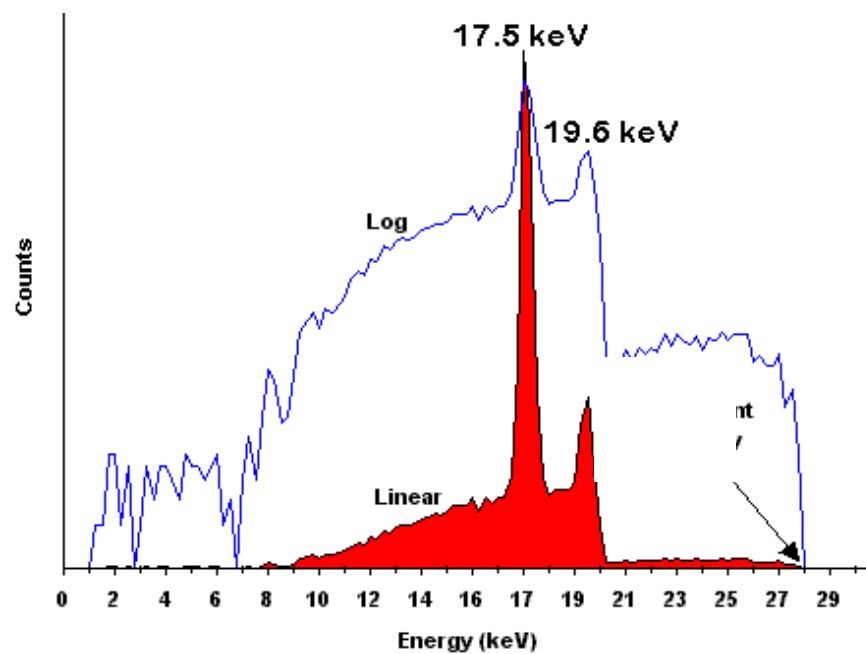
kollimátor alkalmazása

lágysugárzás kiszűrése

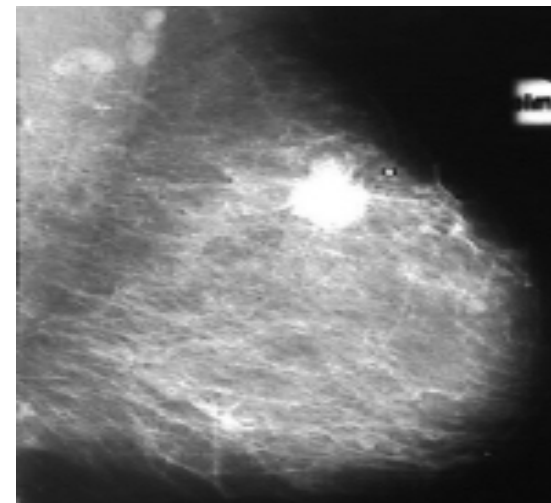
a szórt sugárzások csökkentésére

– rövid expozíciós idő a bemozdulásos életlenség csökkentésére

Mammográfiában használt sugárzás spektruma



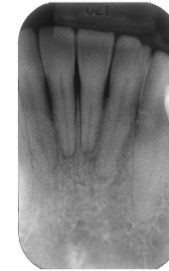
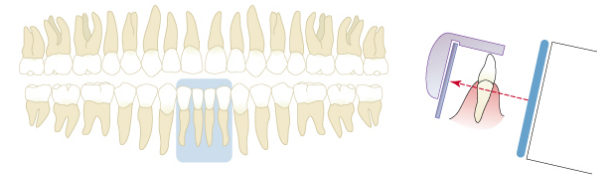
Molibdén karakterisztikus
vonalai



*Malignus elváltozás egy
mammogramon*

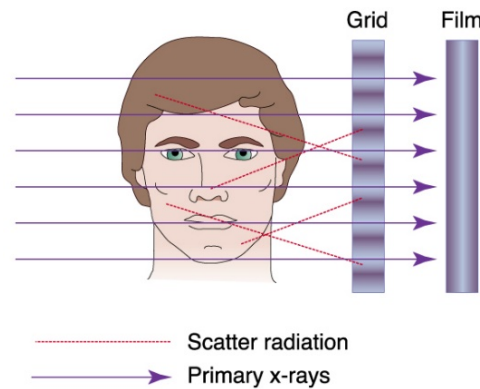


Intraorális radiográfia



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

Extraorális radiográfia



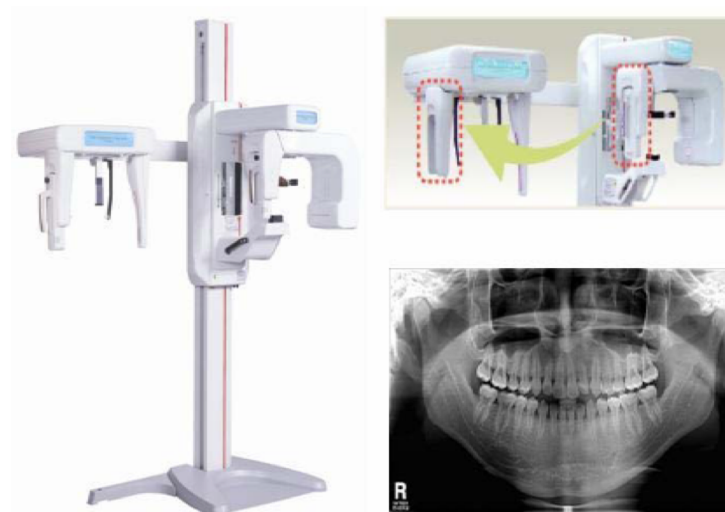
Copyright © 2003, Elsevier Science (USA). All rights reserved.



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.



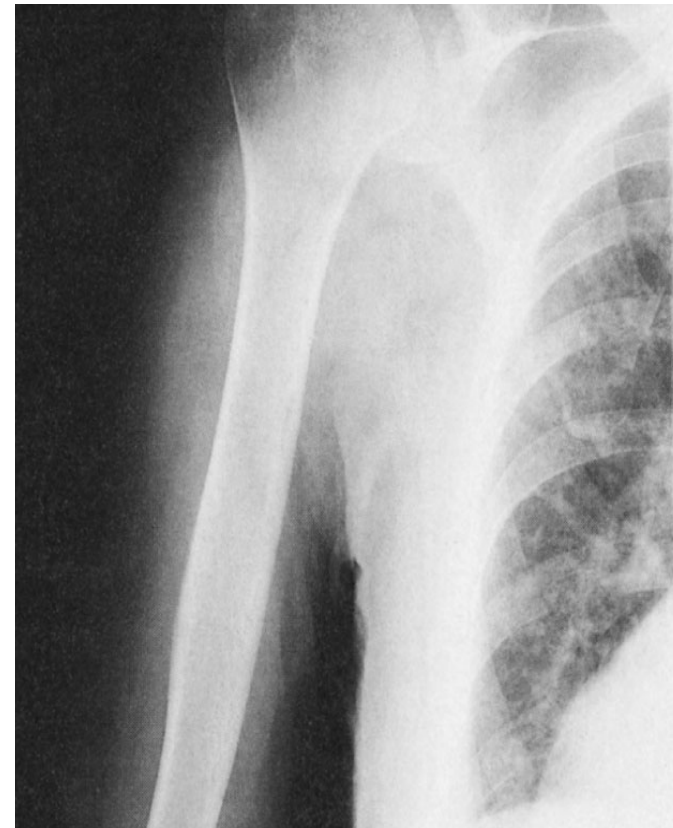
A felvételek egy filmre történő rögzítése hozza létre a maxilla és mandibula átfogó leképezését.

Effektív rendszám

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

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

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



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}	$\rho \text{ (g/cm}^3\text{)}$
H ₂ O	7.7	1
Lágy szövetek	7.4	1
Csontok	13.8	1.7 - 2.0
Levegő	7.3	$1.29 \cdot 10^{-3}$

Pozitív kontraszt \rightarrow *környezetnél nagyobb elnyelés*

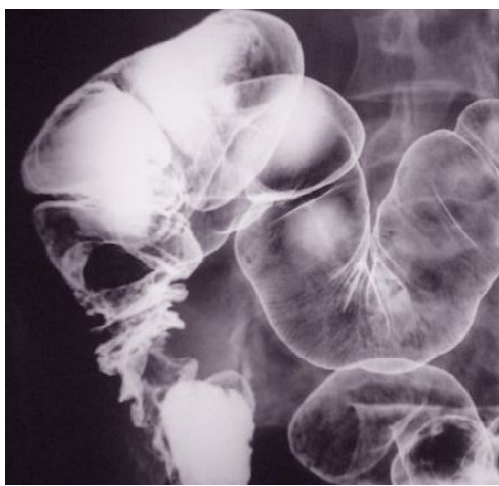
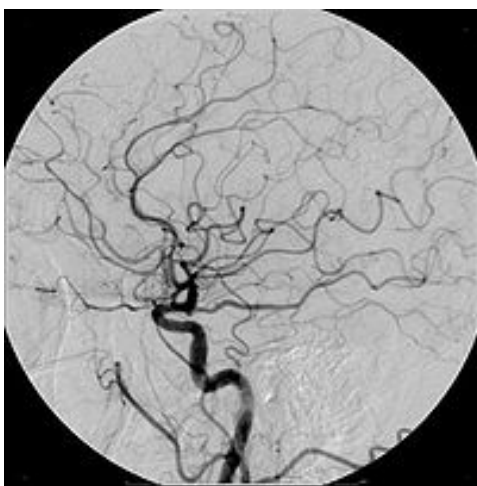
$$Z_{eff} > Z_{környezet} \rightarrow \mu > \mu_{környezet}$$

Negatív kontraszt \rightarrow *környezetnél kisebb elnyelés*

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

Kontrasztanyagok alkalmazása

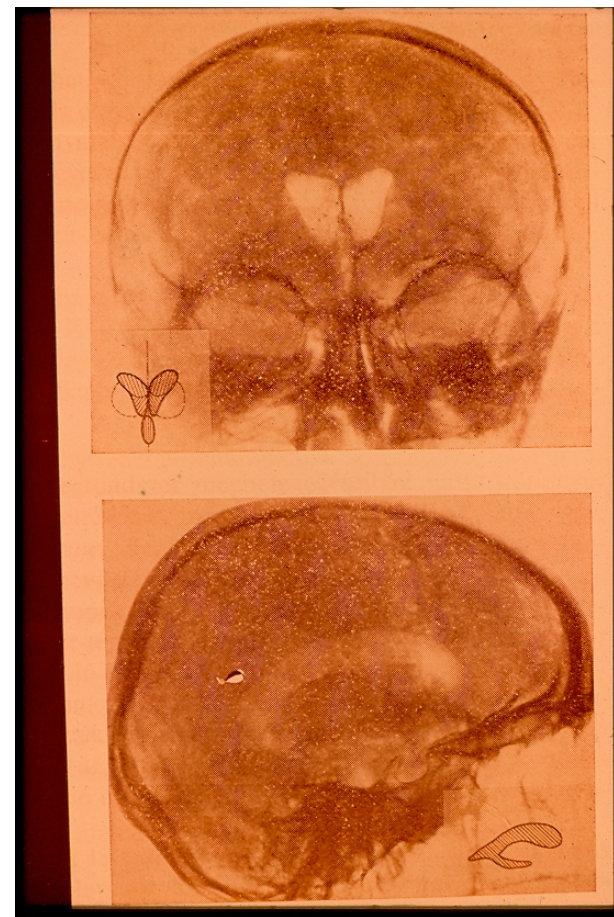
nagyobb Z_{eff}



Pl. jód- vagy báriumvegyületek

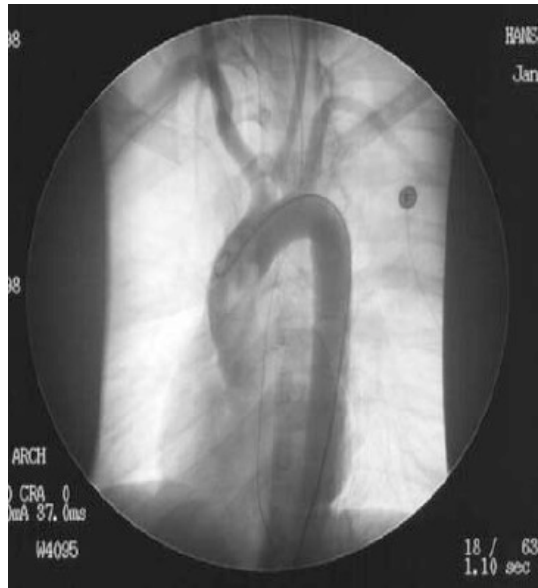


kisebb sűrűség

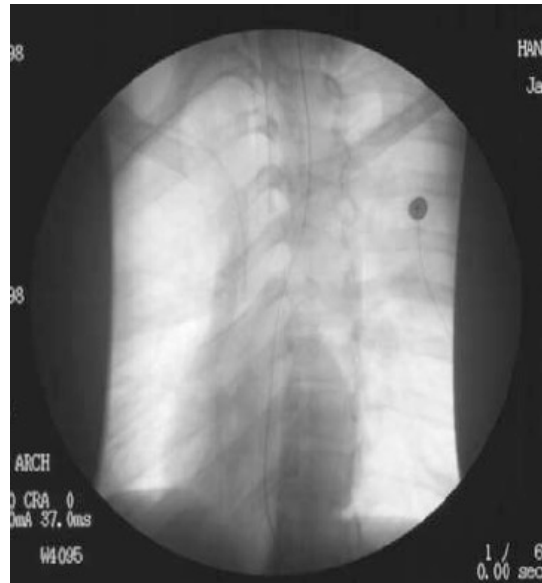


levegő, CO_2

Digital Subtraction Angiography (DSA)



kontrasztanyag



natív



kontraszt - natív

Röntgenkép keletkezése

*A mintán áthatoló intenzitás
különbségeinek megjelenítése*

- sugárzásérzékeny lemezen
- lumineszkáló ernyőn
- digitalizált képben

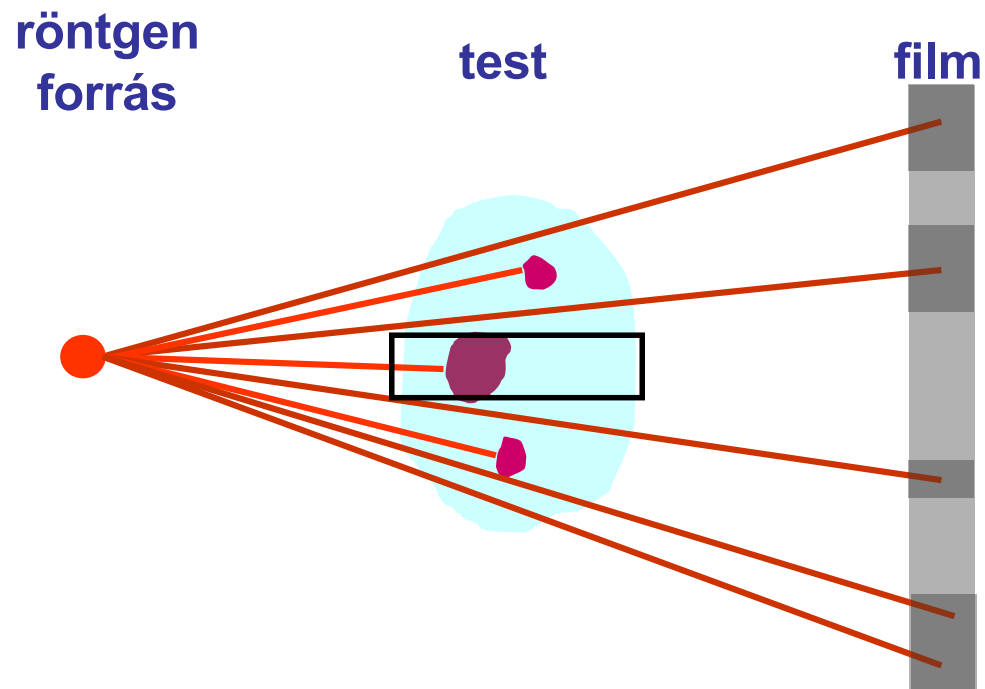


koponya felvétel



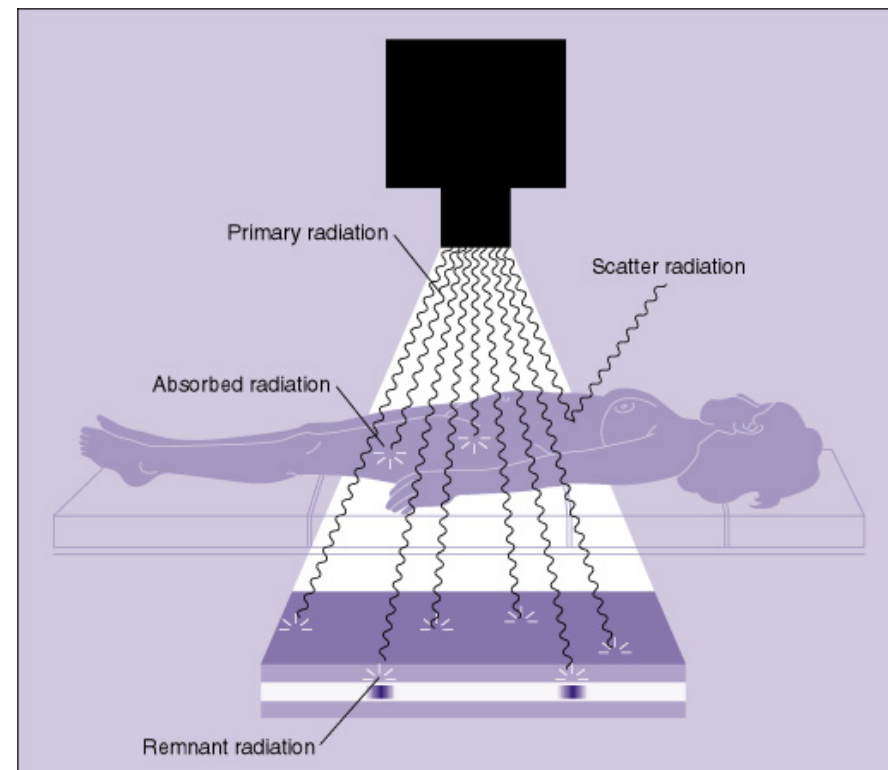
mellkasi felvétel

Szummációs kép

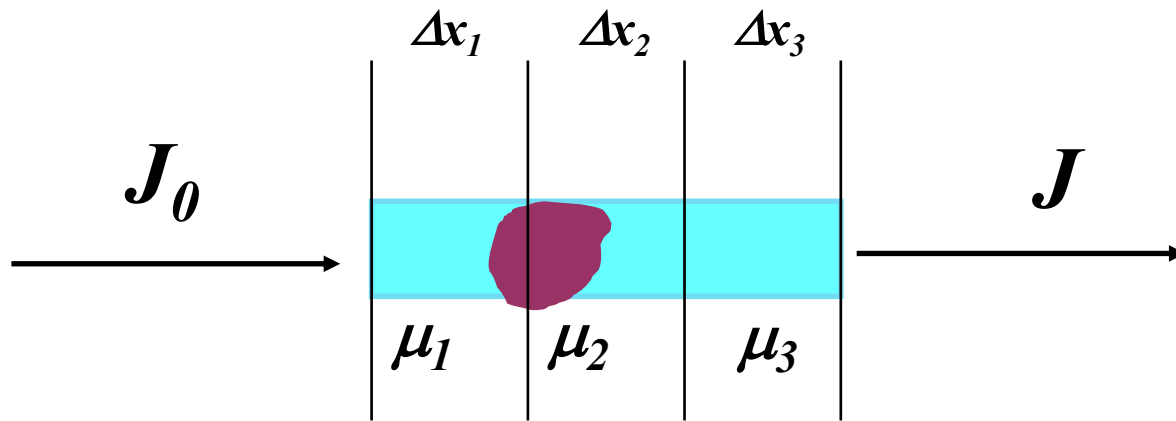


A diagram showing a horizontal light blue rectangular sample with a dark purple irregular shape inside. An arrow labeled J_0 points from the left towards the sample. Another arrow labeled J points away from the sample to the right.

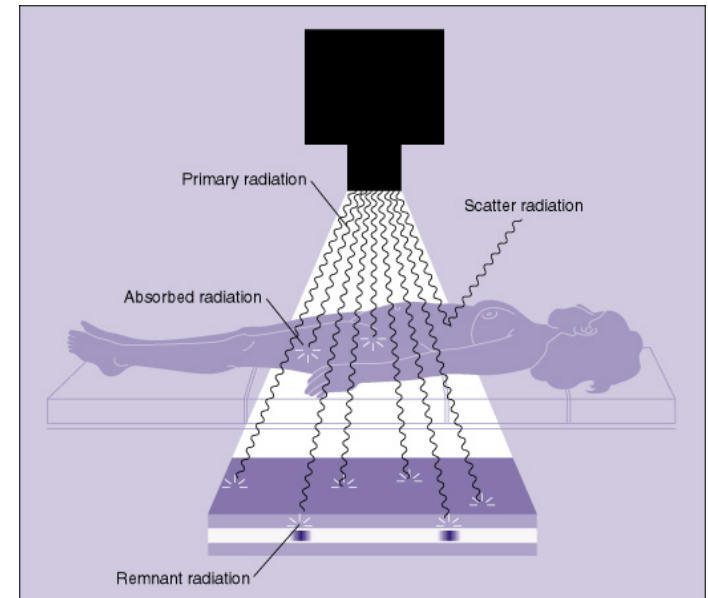
$$J = J_0 e^{-\mu x}$$



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

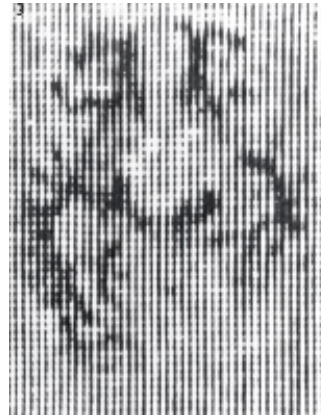


Allan Cormack

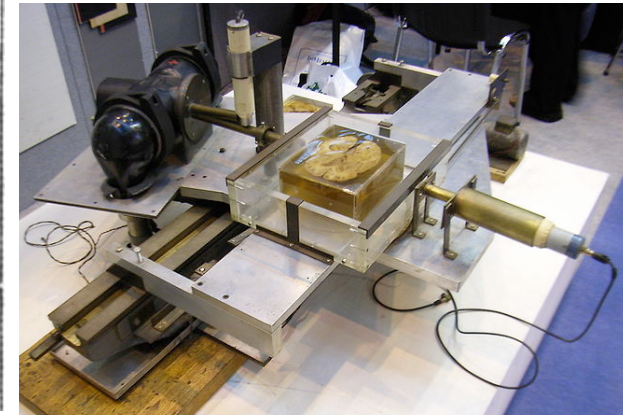
1979 Orvosi Nobel-díj

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



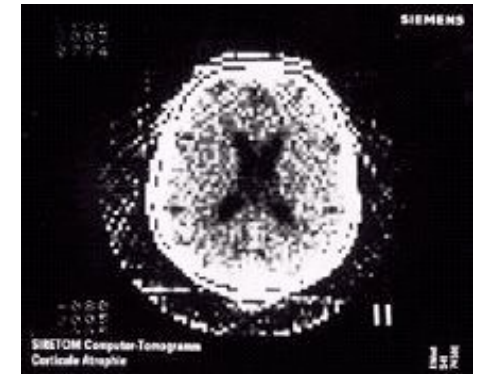
Az első labor CT kép
agyszeletről



Prototípus CT (EMI)



„Siretom” fej
szkenner (1974)

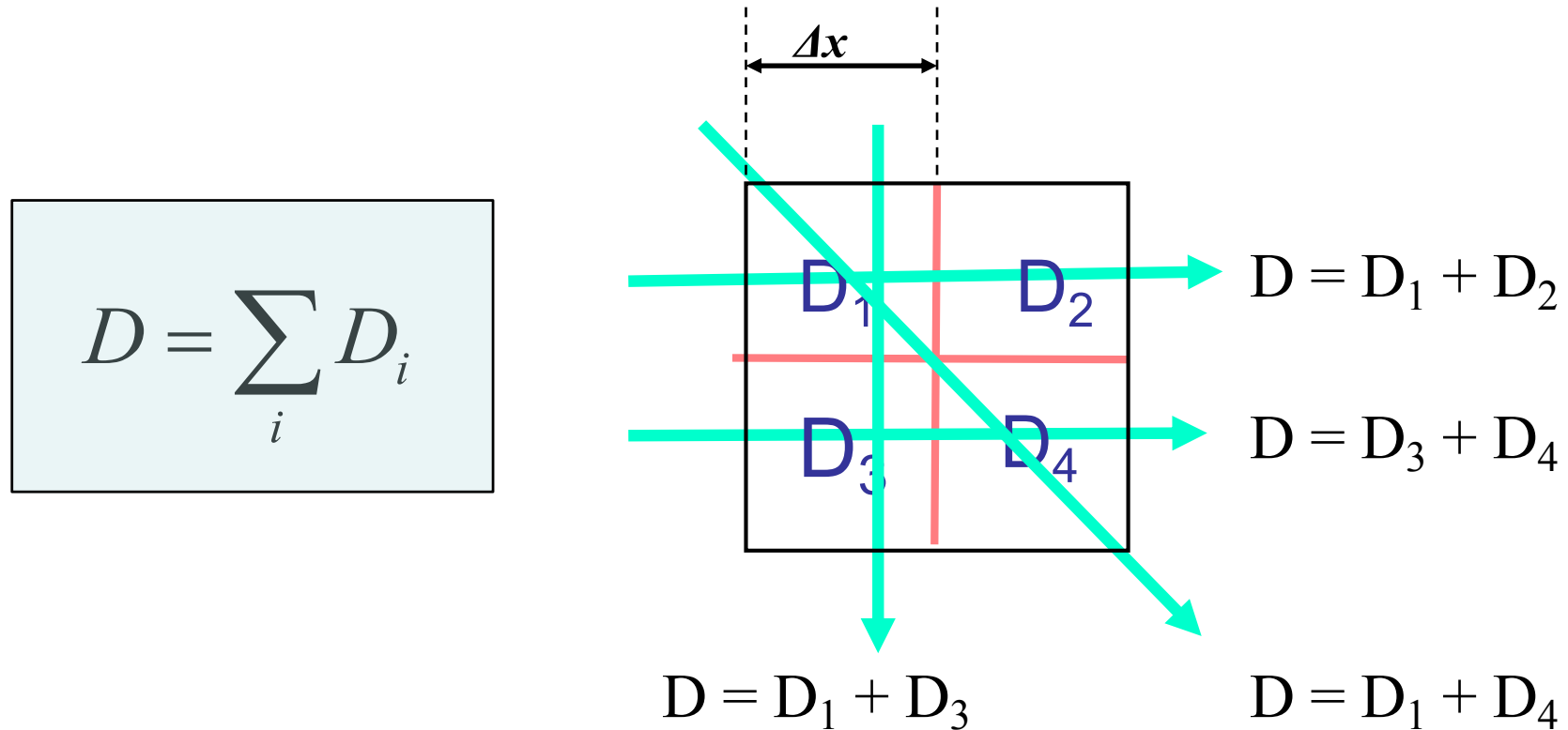


128x128 pixel kép (1975)



*modern
CT
készülék*

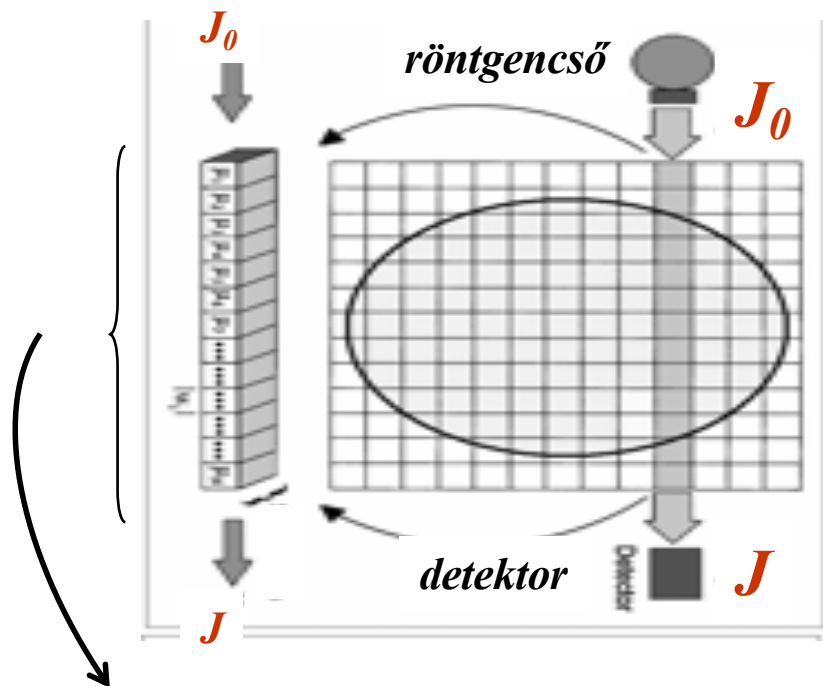
Matematikai megközelítés egyszerű példán:



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

objektum

digitális kép



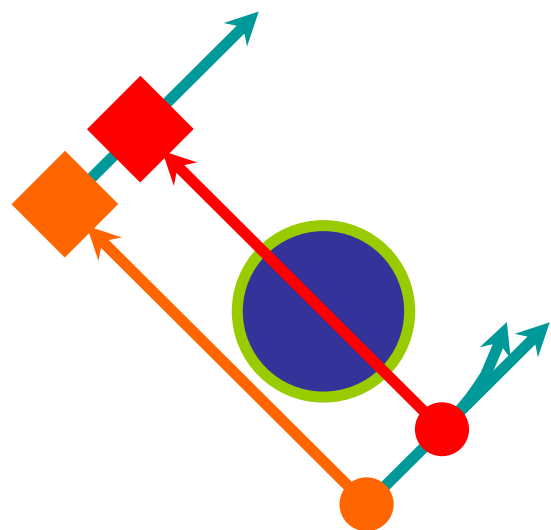
Voxel :

volume element / térfogatelem

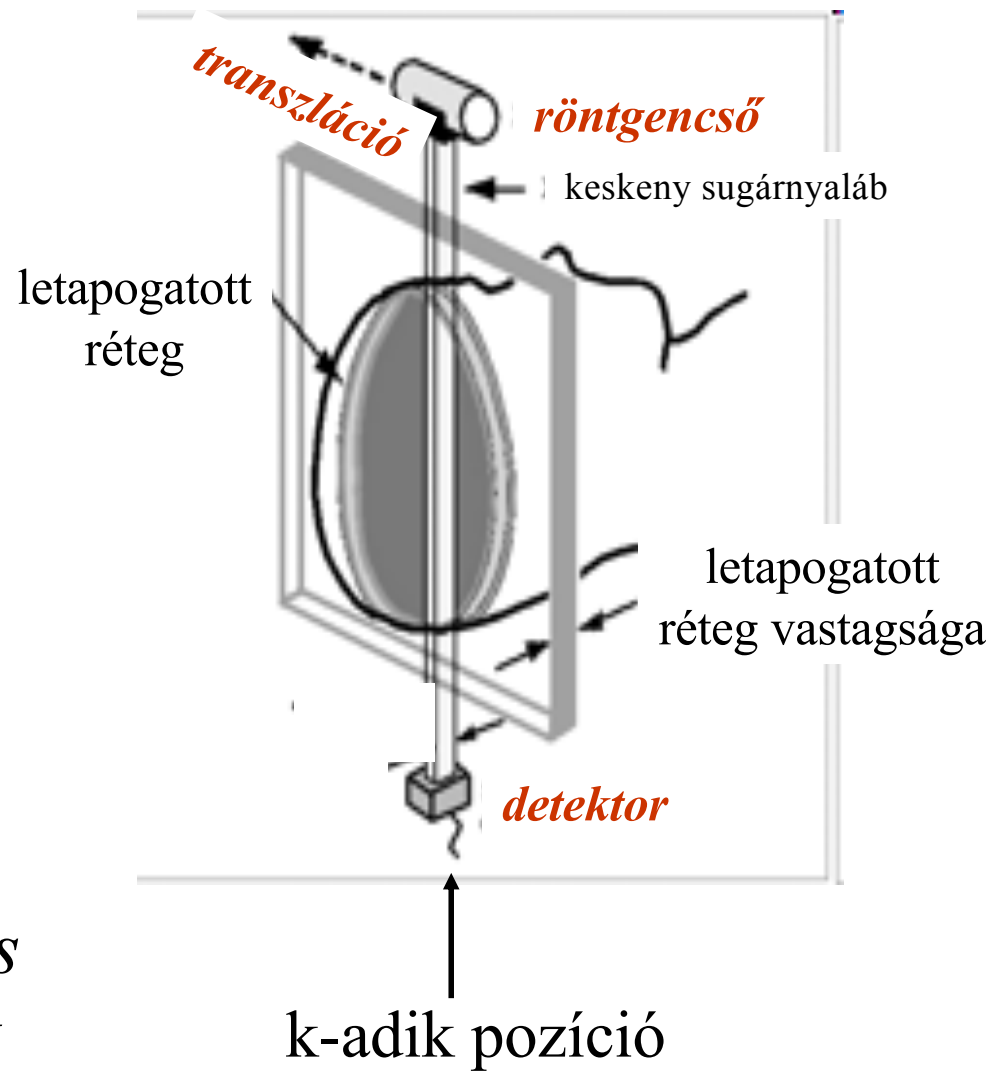
Pixel :

picture element / képelem

Elsőgenerációs CT működése

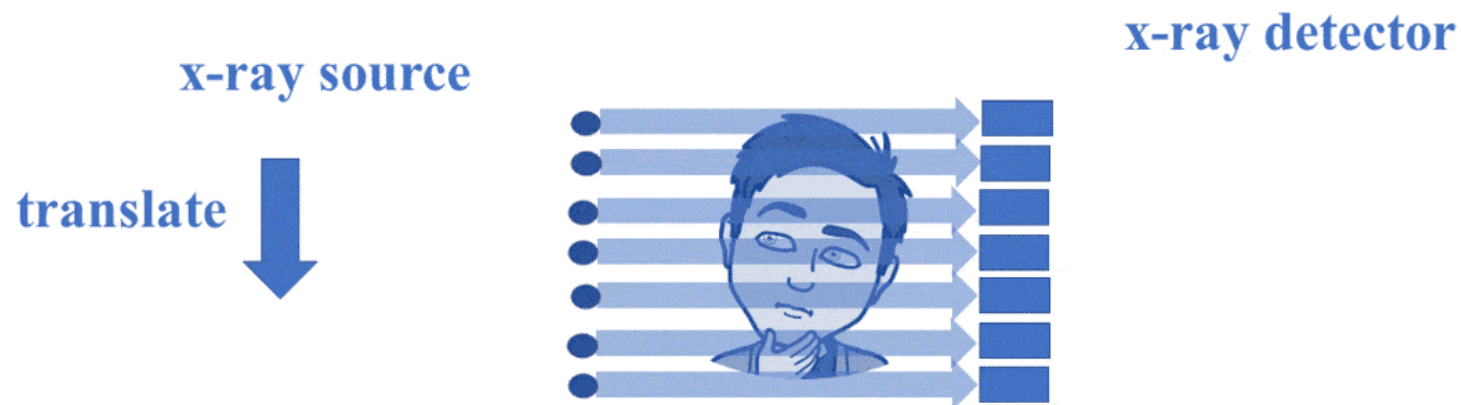


*Egy detektor
Haladás és elfordulás
Párhuzamos sugarak*



Elsőgenerációs CT működése

1st Gen Rotating CT



*Egy detektor
Haladás és elfordulás
Párhuzamos sugarak*

Második generációs CT működése

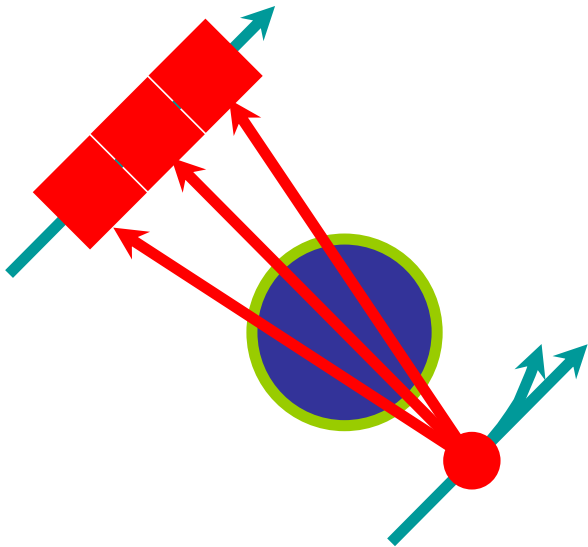
2nd Gen CT

x-ray source

translate



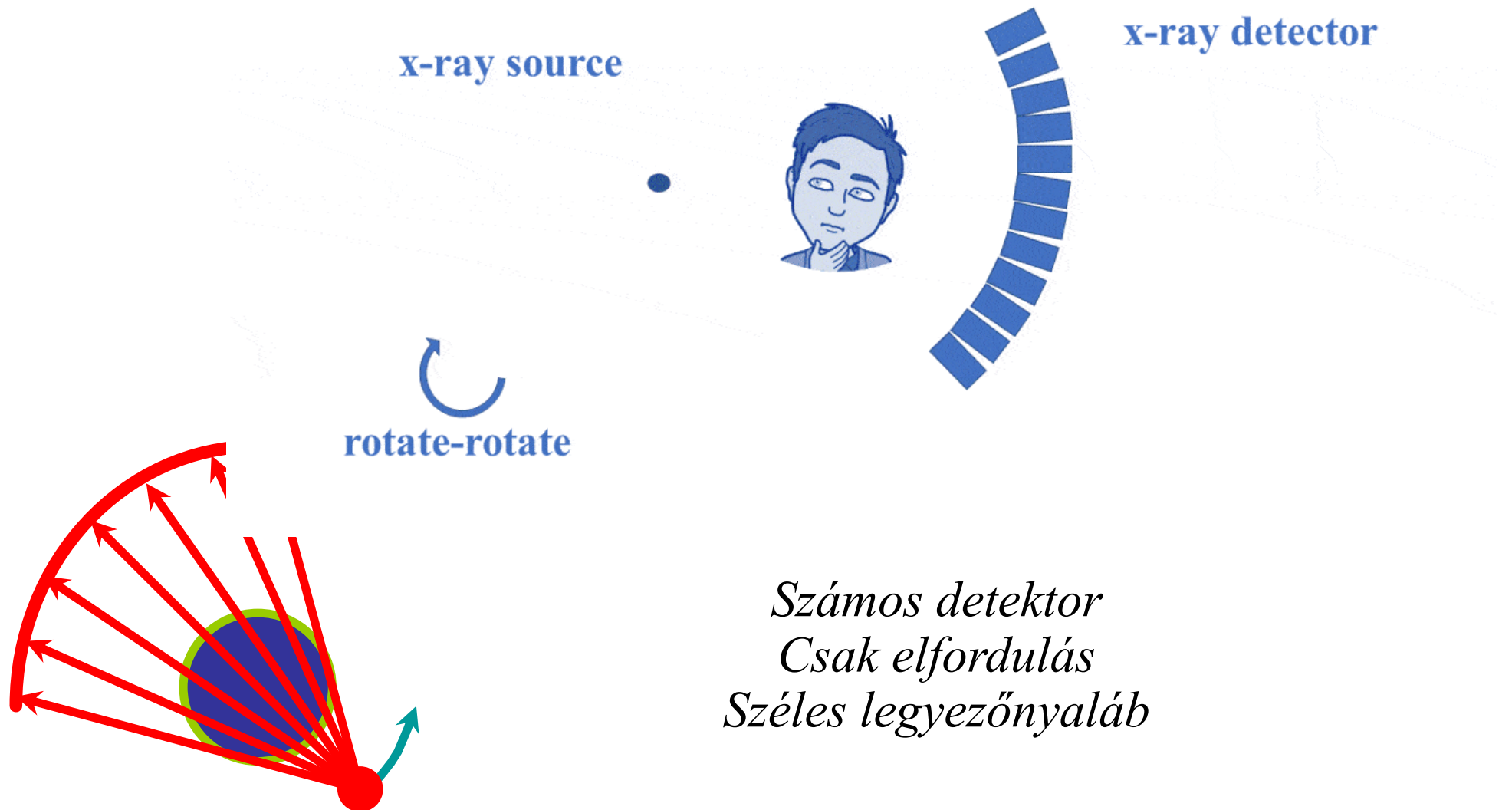
x-ray detector



*Több detektor
Haladás és elfordulás
Enyhe legyezőnyaláb*

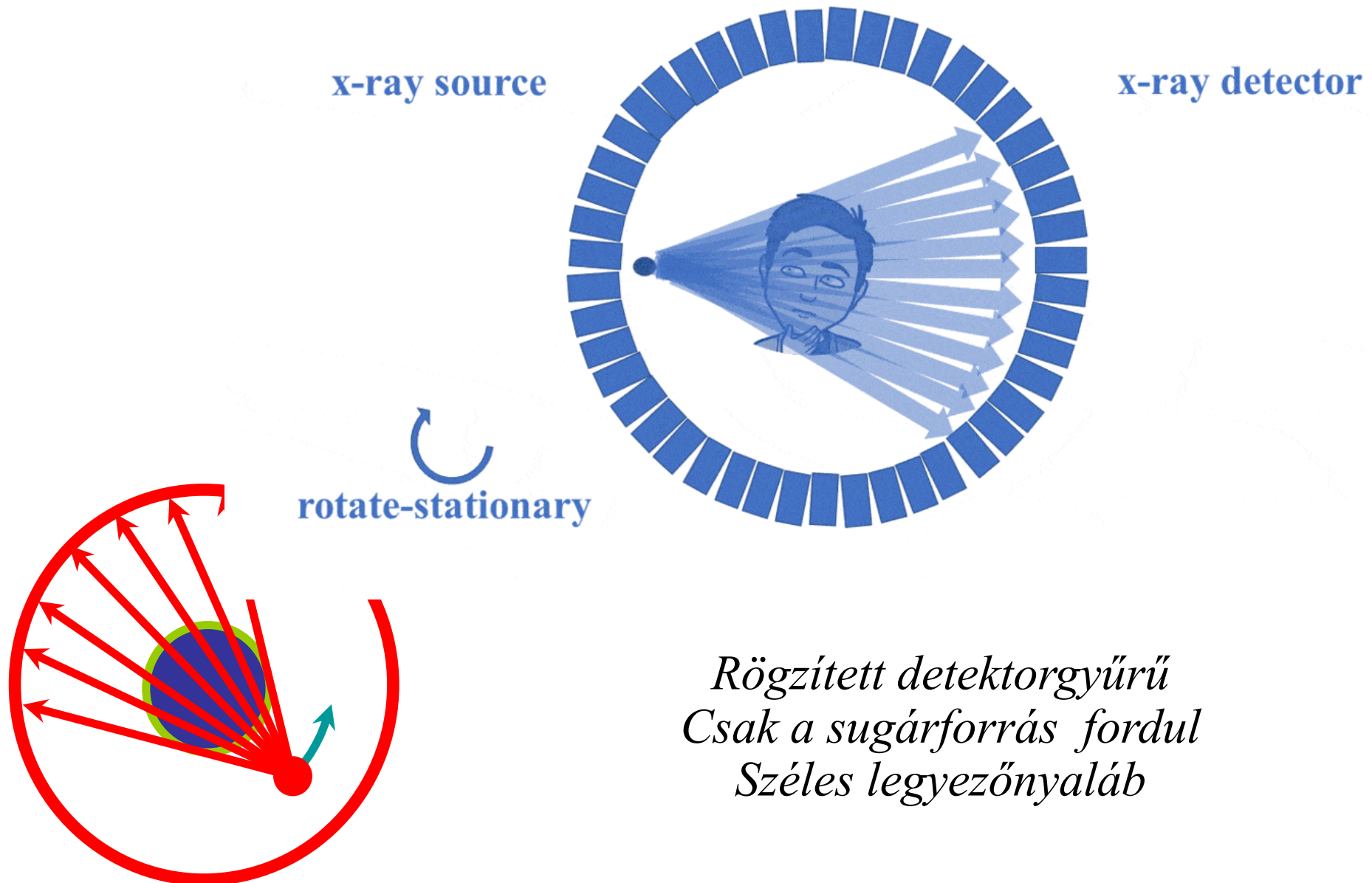
Harmadik generációs CT működése

3rd Gen CT

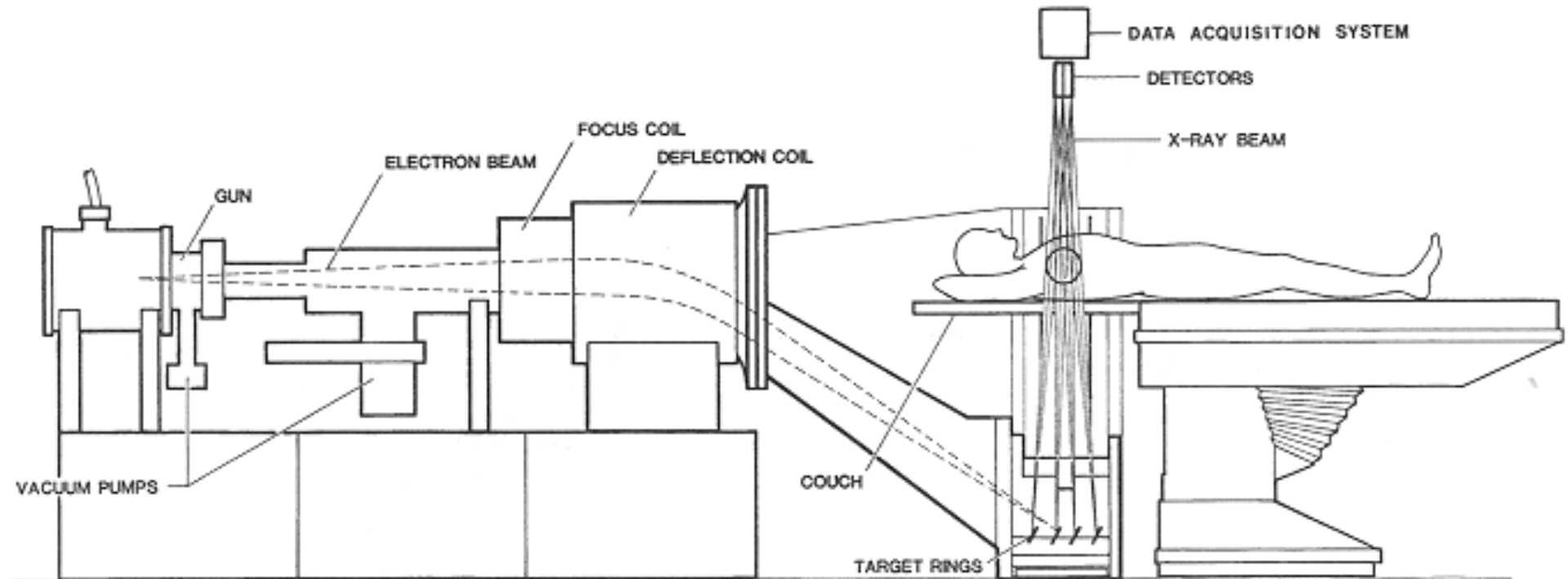


Negyedik generációs CT működése

4th Gen CT

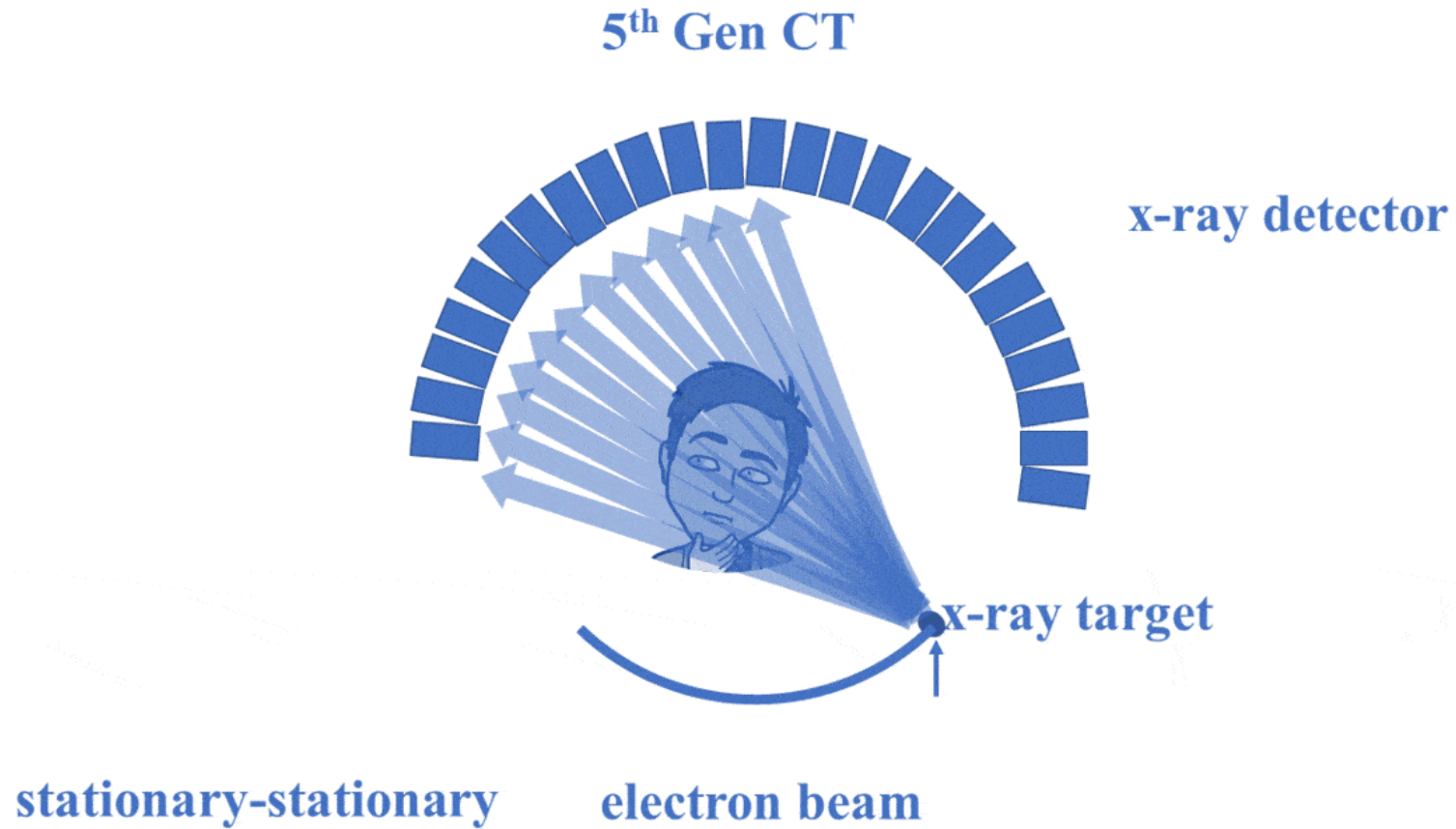


Ötödik generációs CT működése



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

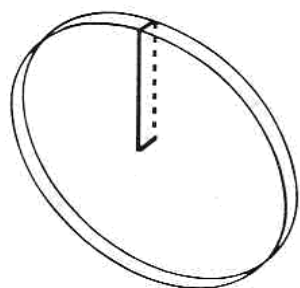
Ötödik generációs CT működése



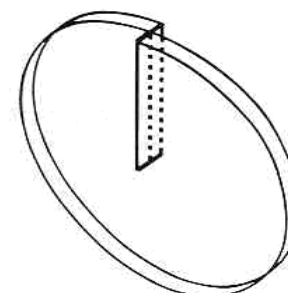
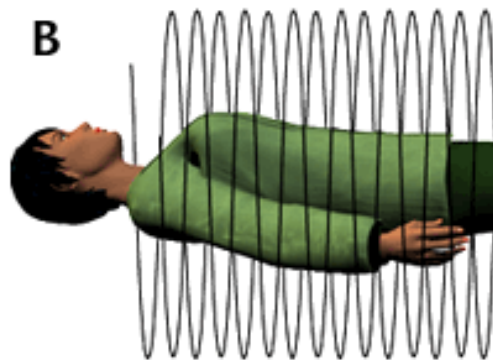
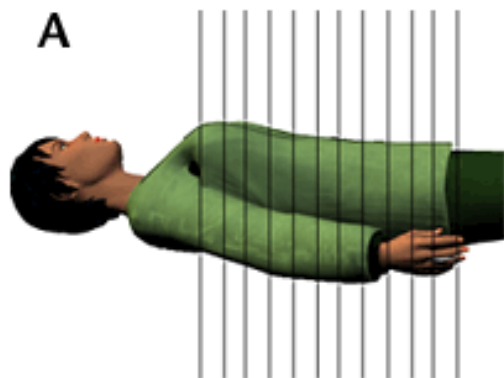
CT generációk összehasonlítása

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

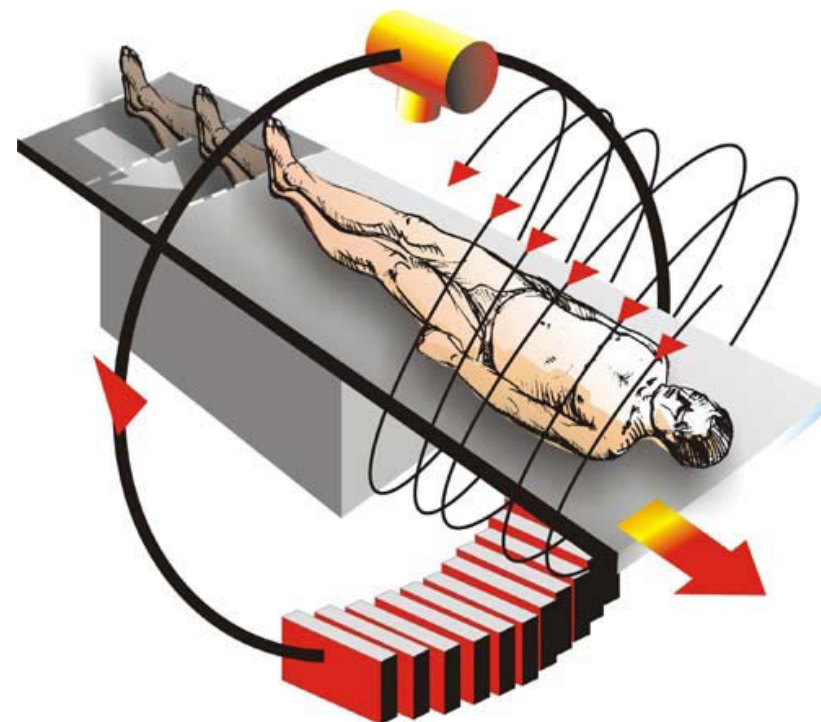
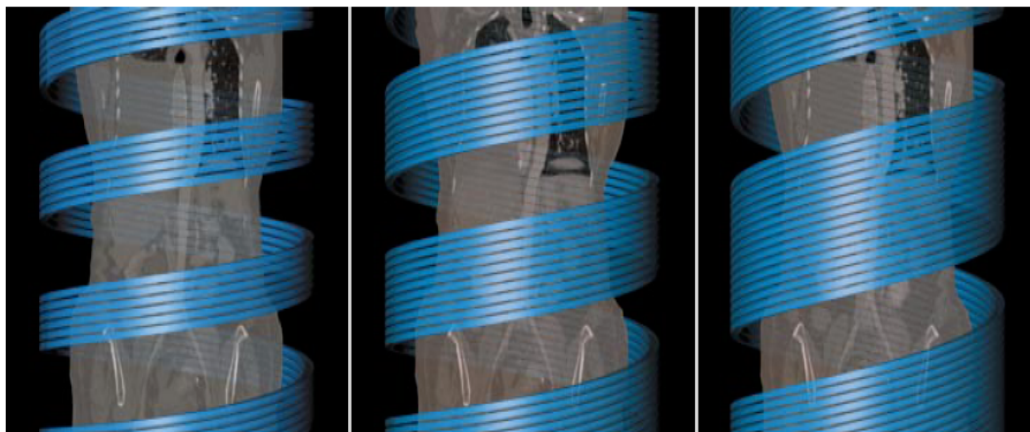


Hagyományos
CT szelet



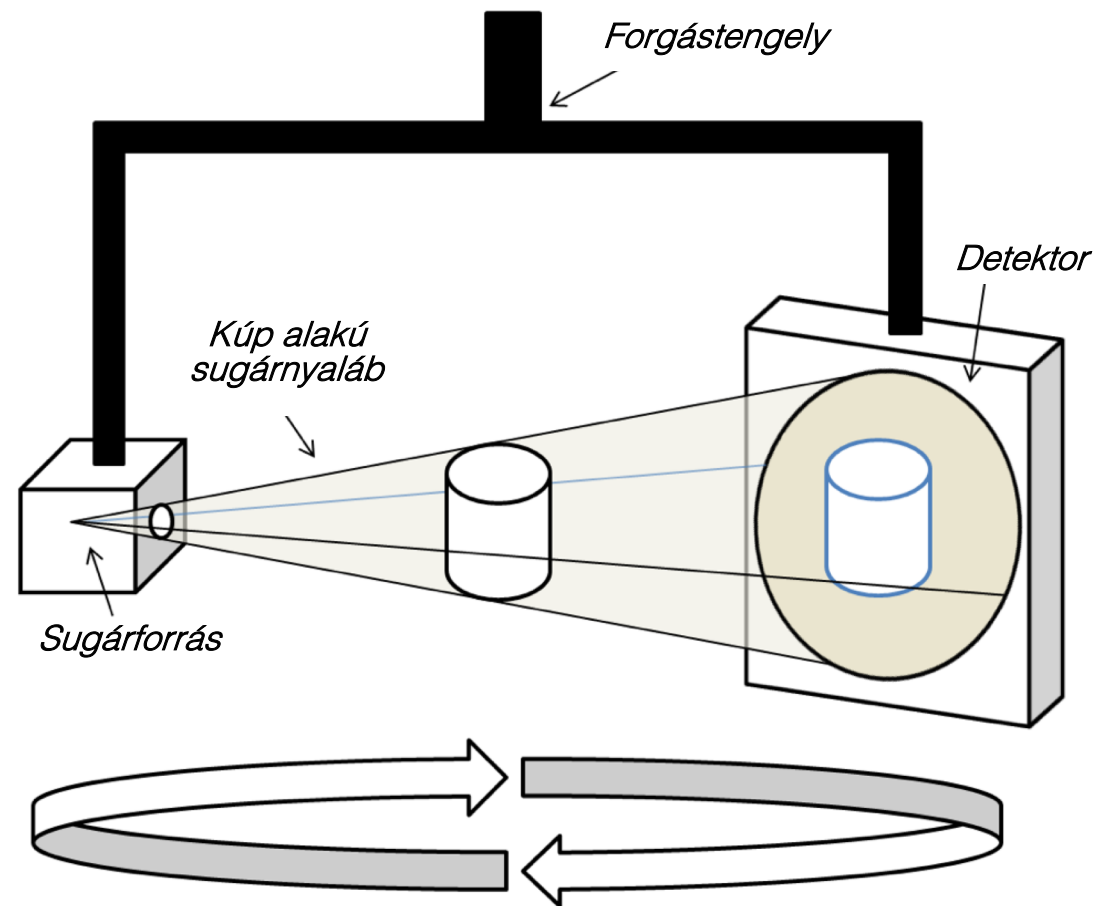
Spirál CT
szelet

Pontosabb 3D rekonstrukció
és gyorsabb adatgyűjtés

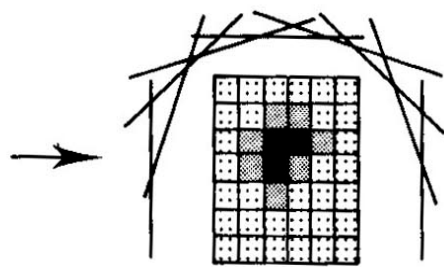
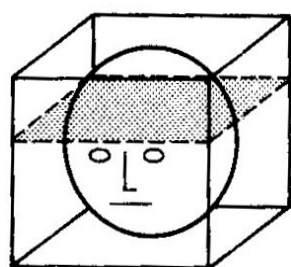


Cone beam CT

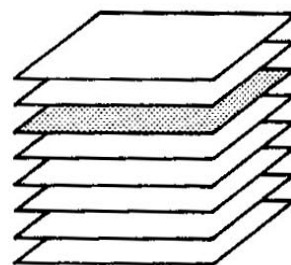
- *Cone-beam computed tomography (CBCT), C-kar CT, cone beam volume CT, flat panel CT*
- *Kúp alakban széttérülő röntgen sugárnyaláb*
- *Volumetriás adathalmazt szolgáltat; digitális képrekonstrukciót igényel*
- *Fogászati, intervensziós radiológiai, radioterápiás alkalmazások*



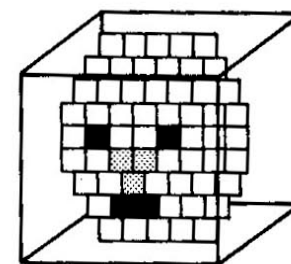
A tárgy 3D rekonstrukciója



sok egy dimenziós
adatfelvétel



síkok
denzitásmátrixa



3D
rekonstrukció

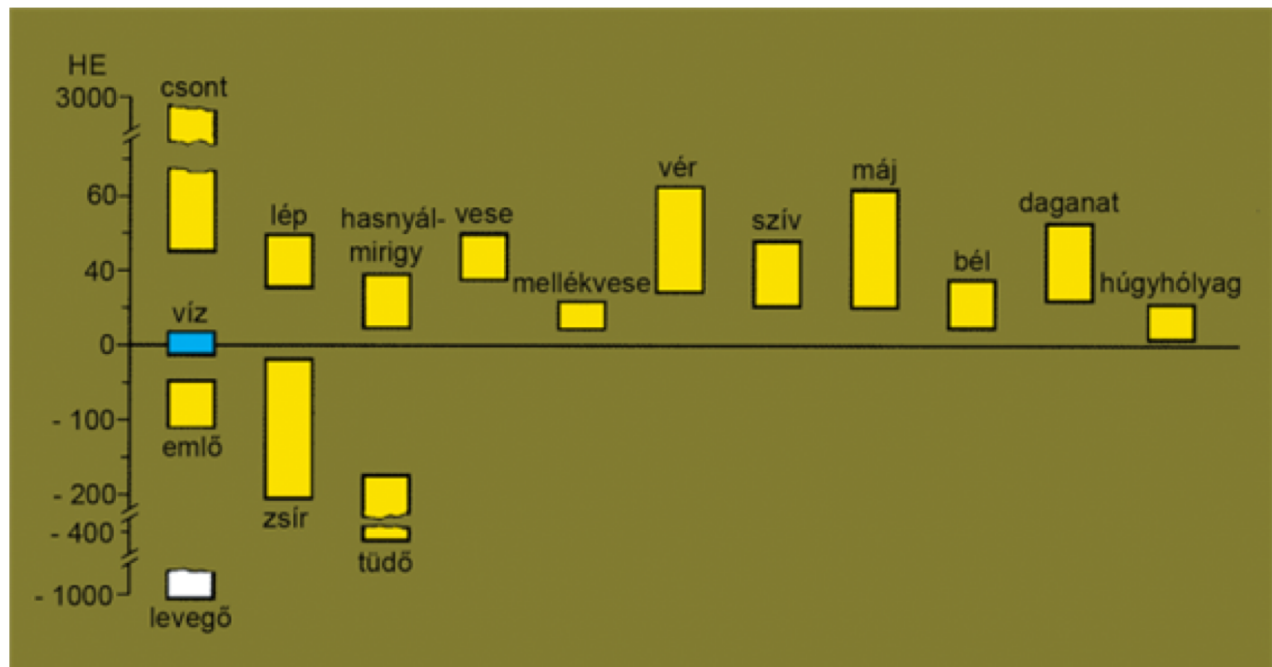
A kép rekonstrukciója

denzitásmátrix

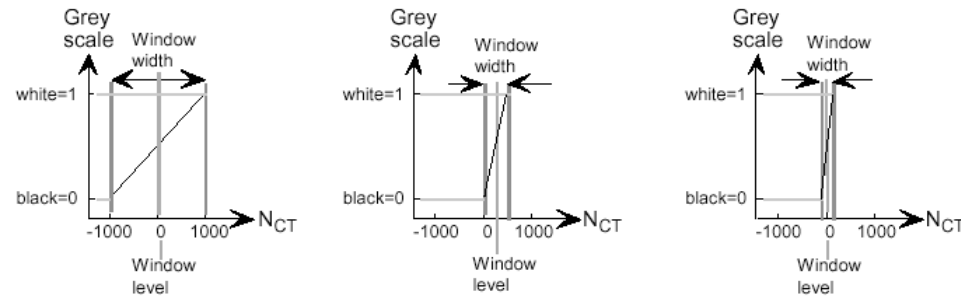
Hounsfield-egységek alapján

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

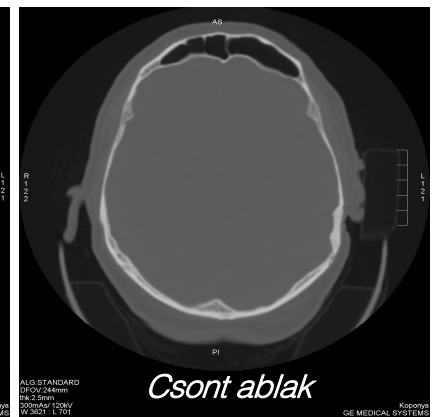
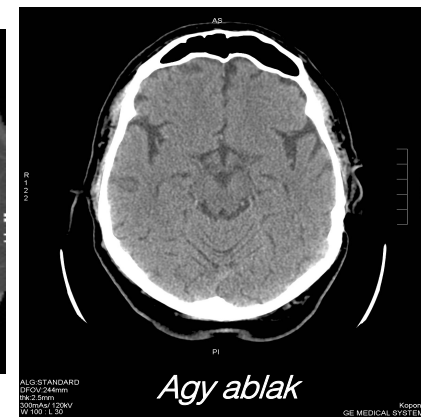
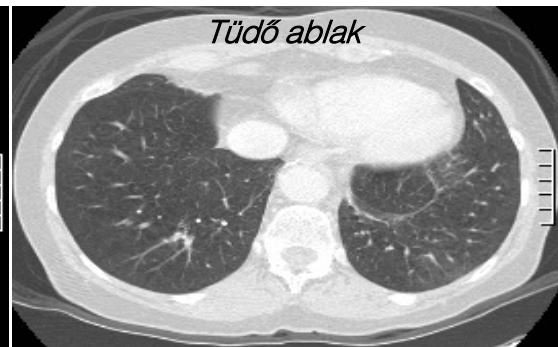
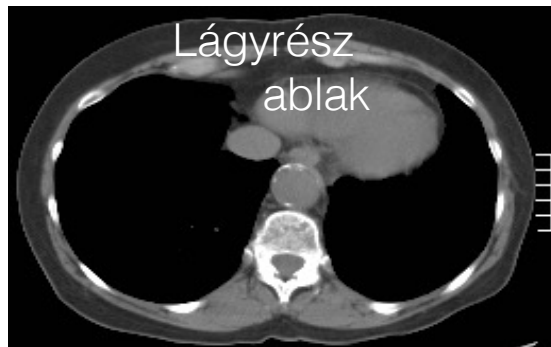
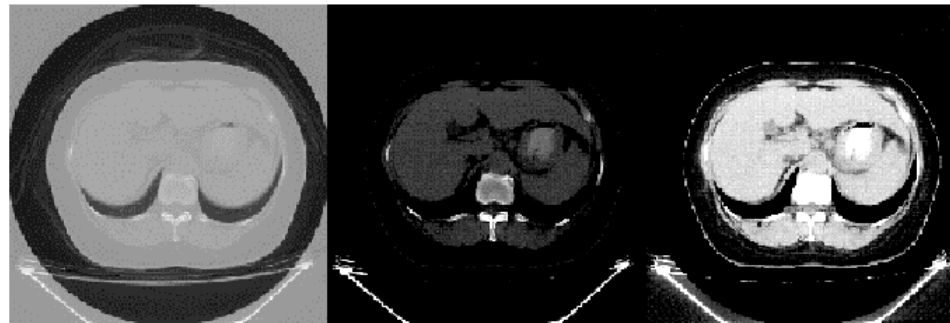
Hounsfield-skála



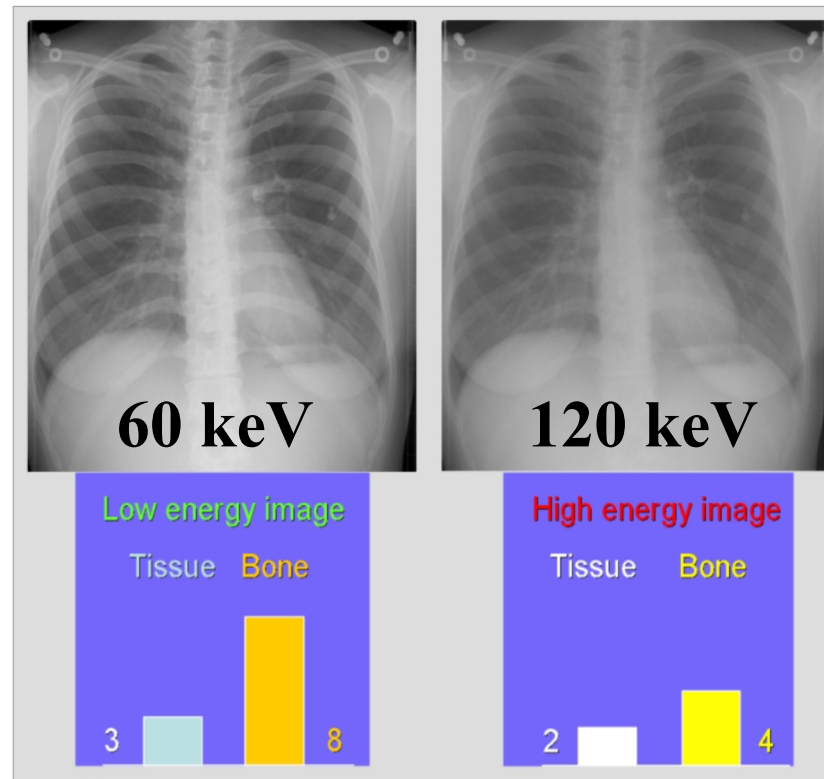
A CT kép kontraszt manipulálása „ablakozás”



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



Kontraszt kiemelés dupla forrással



Weighted subtraction and scaling

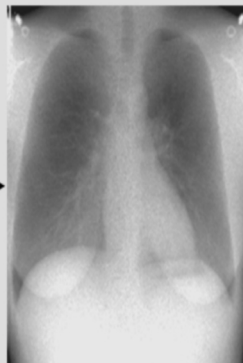
Tissue only: remove bone signal

Choose constants to remove bone:

$$(\text{high} * 2 - \text{low} * 1) * k_t \xrightarrow{\text{Tissue signal scaling factor, } k_t}$$

$$(4 * 2 - 8 * 1) = 0 \text{ (bone residual)}$$

$$(2 * 2 - 3 * 1) = 1 \text{ (soft tissue residual)}$$



Bone only: remove tissue signal

Choose constants to remove tissue:

$$(\text{low} * 2 - \text{high} * 3) * k_b \xrightarrow{\text{Bone signal scaling factor, } k_b}$$

$$(8 * 2 - 4 * 3) = 4 \text{ (bone residual)}$$

$$(3 * 2 - 2 * 3) = 0 \text{ (soft tissue residual)}$$



CT összefoglalás

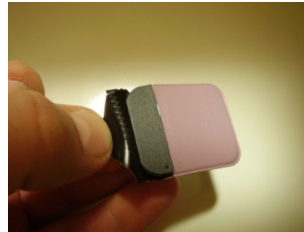
- Rtg sugárzást használó digitális rétegvizsgálat
- A képalkotás alapja a röntgensugár elnyelés különbségeinek ábrázolása a vizsgált síkban
- Hagyományos (elavult) technika: egy szelet – 2 - 4 sec, teljes vizsgálat: 5 - 15 perc
- Spirál CT technika: egy szelet – 1 - 1.5 sec, vizsgálati idő: 30 - 60 sec (+ 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 dózisének akár 50-100-szorosa!
- Közvetlen sugár-expozíció mellett szórt sugárzás (egy-két nagyságrenddel kisebb)

Röntgensugárzás detektálása

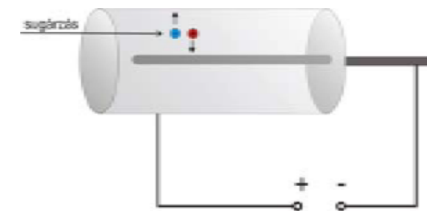
fotófilm



szcintillátorok



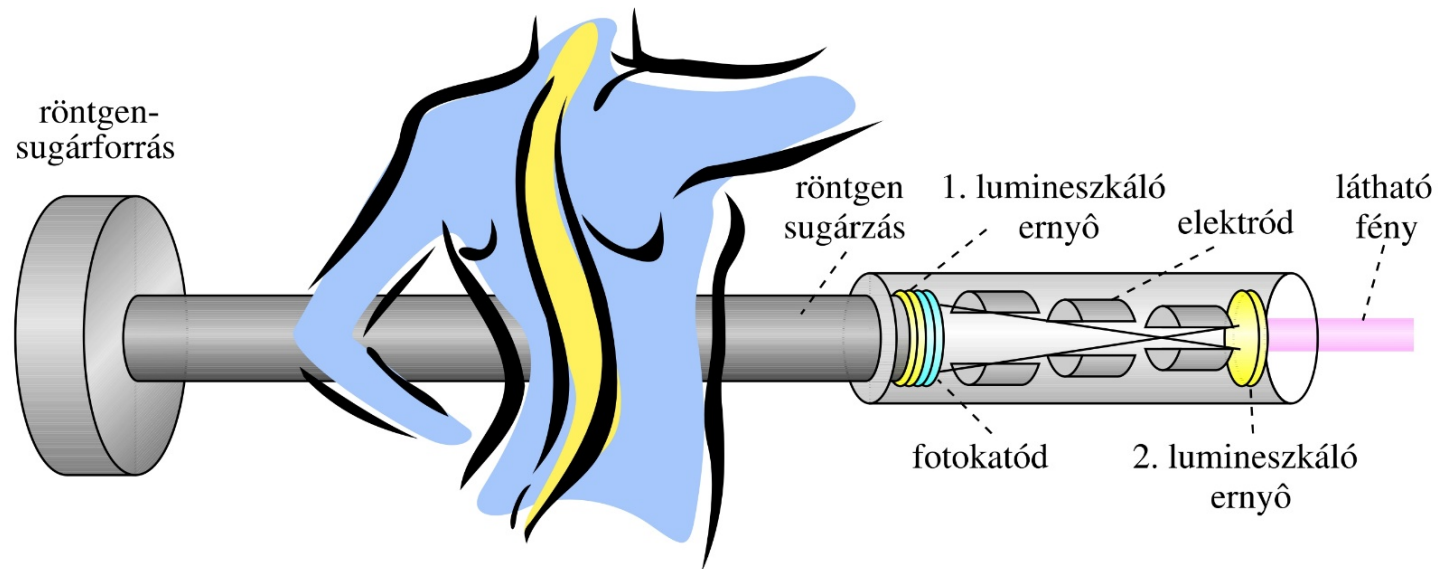
gázionizációs detektorok



félvezető eszközök



Elektronikus röntgenkép-erősítő



digitalizálható kép

kisebbség sugárterhelés

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