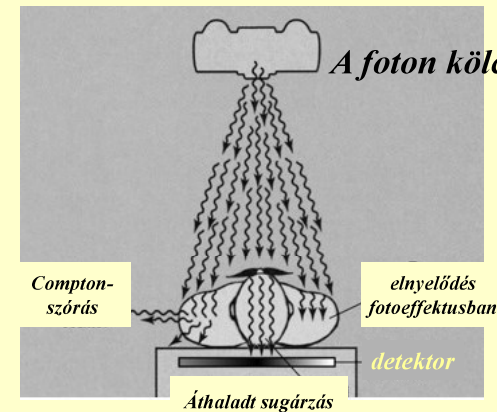


A röntgendiagnosztika alapjai

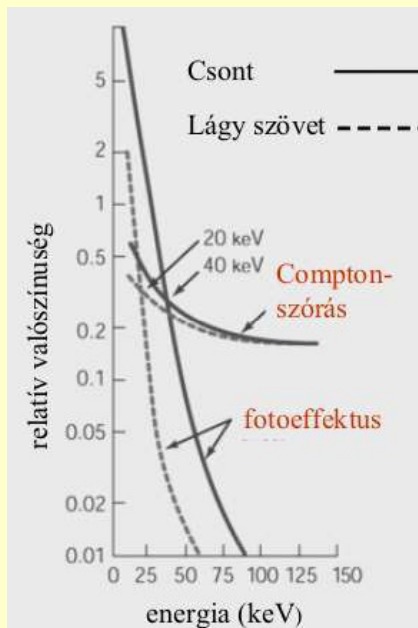
A röntgendiagnosztika alapja: a sugárzás elnyelődése



Compton-szórás

fotoeffektus

nincs kölcsönhatás



A fotonenergia növelésével
csökken az elnyelődés.

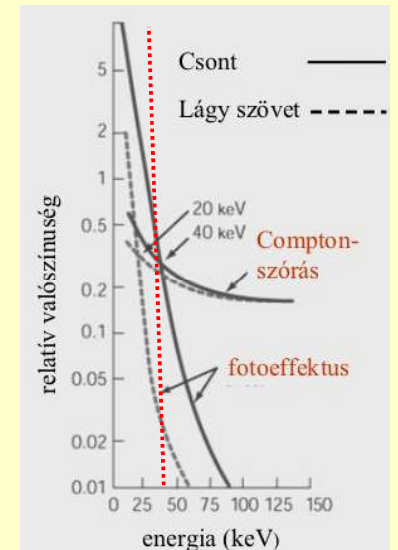
A csökkenés markánsabb a
fotoeffektusra nézve.

Kis fotonenergiáknál τ_m dominál.

τ_m markánsan változik az
abszorbens rendszámával.

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

A sugárzás spektrumának változása
drasztikusan módosíthatja az
elnyelődési folyamatokat.

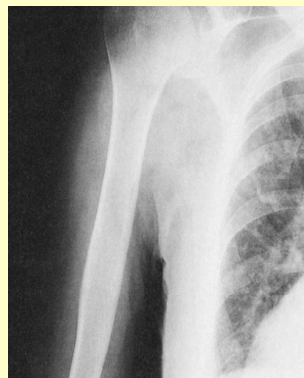


Effektív rendszám

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

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

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



A gyengülési állandók eltolódása

	Valtozása a fotonenergiával	Változása a rendszámmal	Energiatartománya a szövetekben
τ_m	$\sim 1/E^3$	$\sim Z^3$	10 – 100 keV
σ_m	Enyhén csökken E-vel	Független a rendszámtól	0.5 – 5 MeV
κ_m	Enyhén emelkedik E-vel	$\sim Z^2$	5 MeV fölött

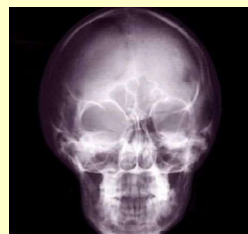
Röntgenkép keletkezése

Az áthatoló intenzitás
különbségeinek megjelenítése

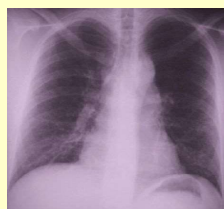
Sugárzásérzékeny lemezen

lumineszkáló ernyőn

digitalizált képben

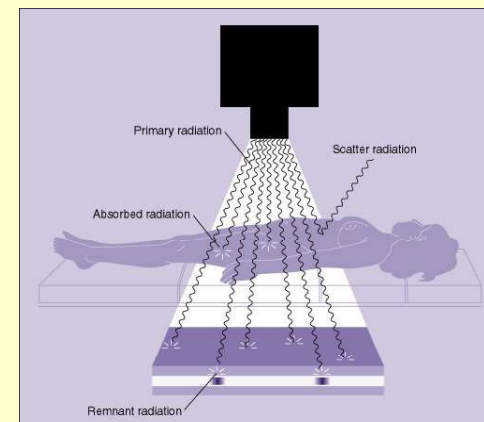


koponya felvétel

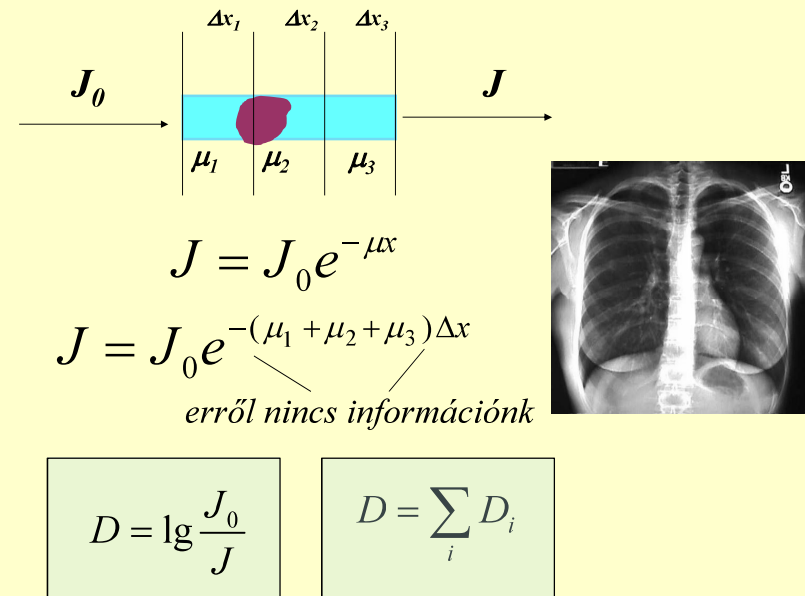
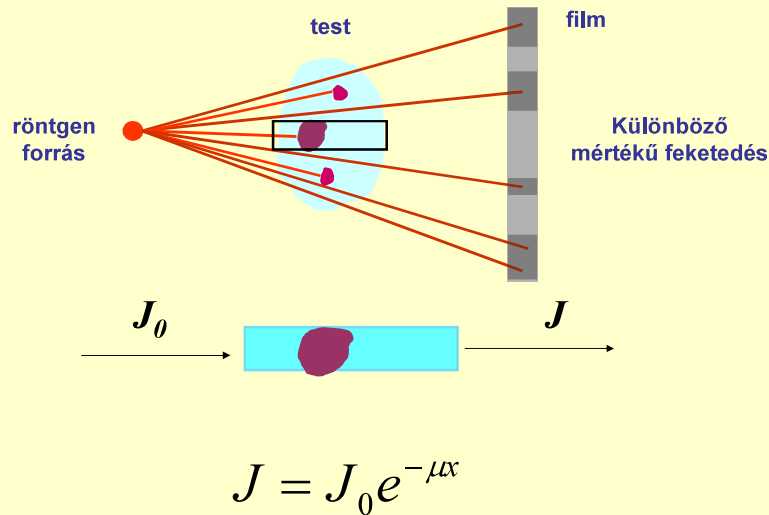


mellkasi felvétel

Szummációs kép



Szummációs kép



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/cm³)

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*

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

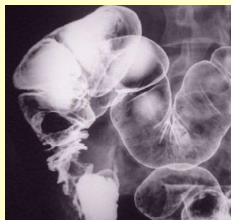
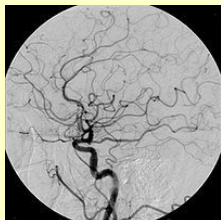
Negatív kontraszt → *környezetnél kisebb elnyelés*

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

Kontrasztanyagok alkalmazása

nagyobb Z_{eff}

kisebb sűrűség

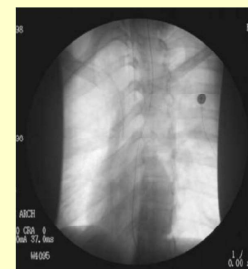


Pl. jód- vagy bariumvegyületek
 $^{56}\text{BaSO}_4$, ^{53}I



levegő, CO_2

Digital Subtraction Angiography (DSA)



kontrasztanyagos

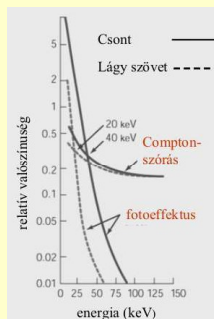
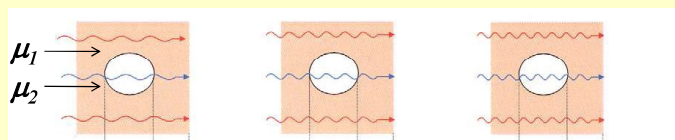
natív

kontraszt - natív

felvétel

Fotonenergia - képminőség

$$U_1 < U_2 < U_3$$

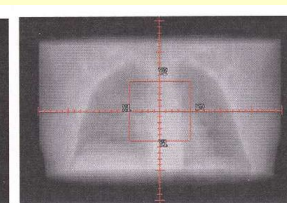
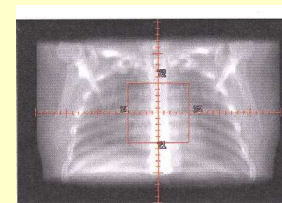


Fotonenergia - képminőség

$$U_1 < U_2$$

(30 keV)

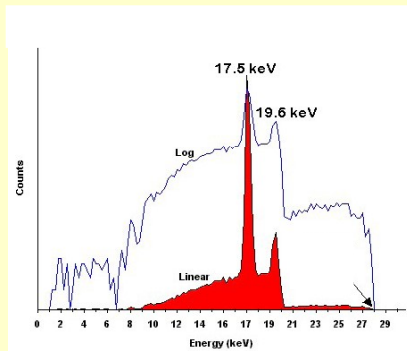
(2 MeV)



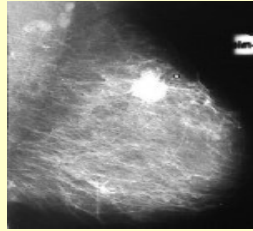
<i>Fotóeffektus*</i>	36%	0%
<i>Compton szórás*</i>	51%	99%
<i>Párhépződés*</i>	0%	1%

**Átlagértékek*

Mammográfiában használt sugárzás spektruma



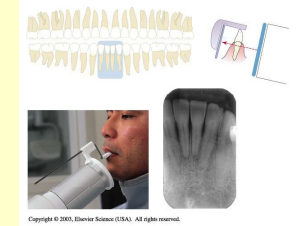
Molibdén karakterisztikus vonalai



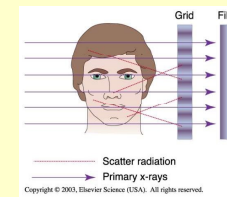
Malignus elváltozás egy mammogramon



Intraorális radiográfia



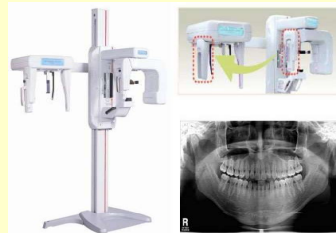
Extraorális radiográfia



Fogászati panoráma elrendezés

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

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



Számítógépes rétegfelvétel CT - computed tomography



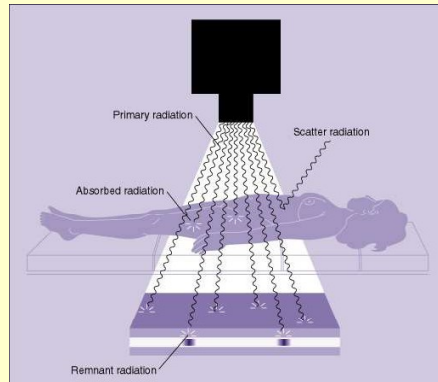
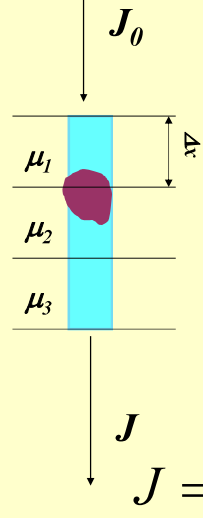
Godfrey Hounsfield



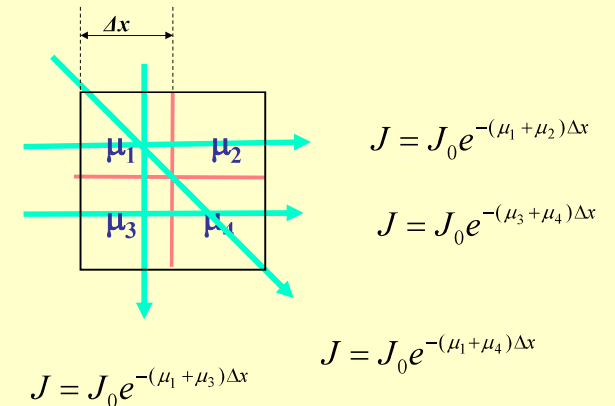
Allan Cormack

1979 Orvosi Nobel-díj

emlékeztetőül



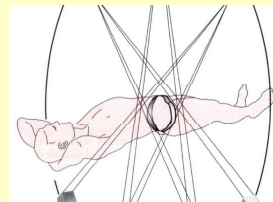
Matematikai megközelítés egy egyszerű példán



4 független egyenlet 4 ismeretlennel

Ehhez új mérési elrendezés szükséges

Kétdimenziós metszet
kétdimenziós leképezése

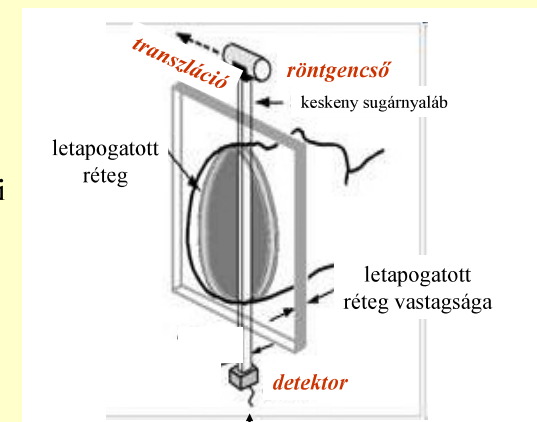


Első generációs CT működése

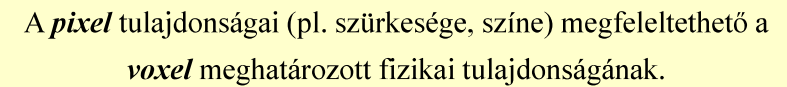
$$J_k = J_0 e^{-(\sum \mu_{ik}) \Delta x}$$

μ_i : az egymás mögötti
térfogatelemek
gyengítési állandója

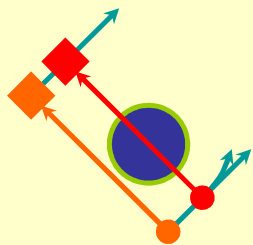
$$\lg \frac{J_0}{J} = \lg e \Delta x \sum_{i=1}^n \mu_{ik}$$



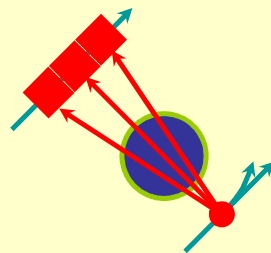
k-adik pozíció



első generáció	második generáció
<p>1. szülő: 100% A^{a} B^{b}</p> <p>2. szülő: 100% A^{a} B^{b}</p> <p>1. generáció: 100% A^{a} B^{b}</p> <p>2. generáció: 100% A^{a} B^{b}</p>	<p>1. szülő: 100% A^{a} B^{b}</p> <p>2. szülő: 100% A^{a} B^{b}</p> <p>1. generáció: 100% A^{a} B^{b}</p> <p>2. generáció: 100% A^{a} B^{b}</p>

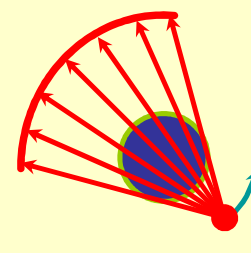


Egy detektor
 “Haladás és elfordulás”
 Párhuzamos sugarak

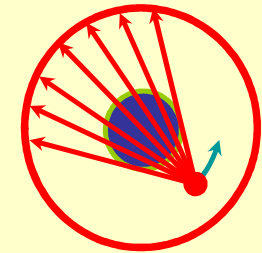


*Több detektor
"Haladás és elfordulás"
Enyhe legyezőnyaláb*

harmadik generáció negyedik generáció



*Számos detektor
Csak elfordulás
Széles legyezőnyaláb*



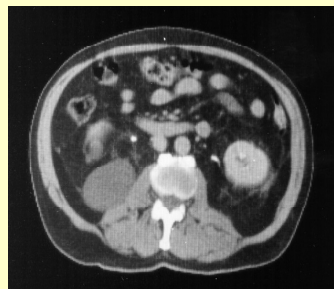
*Rögzített detektorgyűrű
Csak a sugarforrás elfordulása
Széles legyezőnyaláb*

második generáció



5 perc

negyedik generáció



2 másodperc

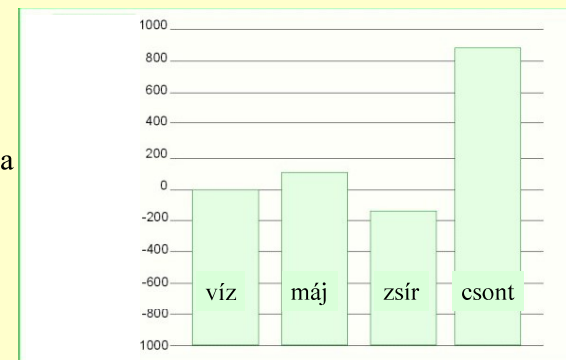
A kép rekonstrukciója

denzitásmátrix

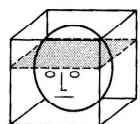
Hounsfield-egységek alapján

$$H_{CT} = 1000 \frac{\mu - \mu_{v\acute{z}}}{\mu_{v\acute{z}}}$$

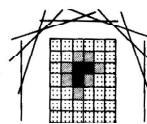
Hounsfield-skála



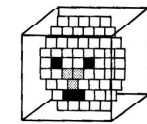
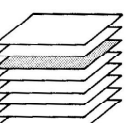
A tárgy 3D rekonstrukciója



sok egy dimenziós
adatfelvétel



síkok
denzitásmátrixa

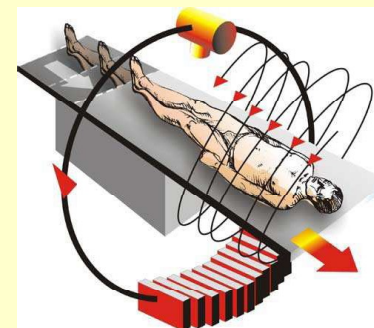


3D
rekonstrukció

Spirál CT

A detektor és a forrás forgása mellett a test is mozog. A mérési adatok egy spirál mentén származnak.

A számítógép ezekből az adatokból rekonstruálja első lépésben a szeleteket.



Pontosabb 3D rekonstrukció

Röntgensugárzás detektálása

fotófilm



szcintillátorok



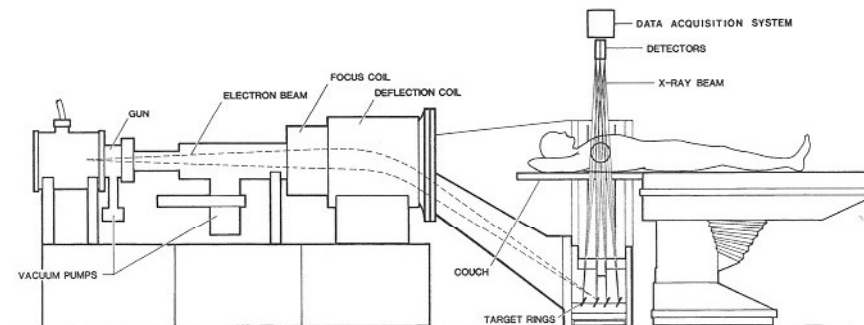
gázionizációs detektorok



félvezető eszközök

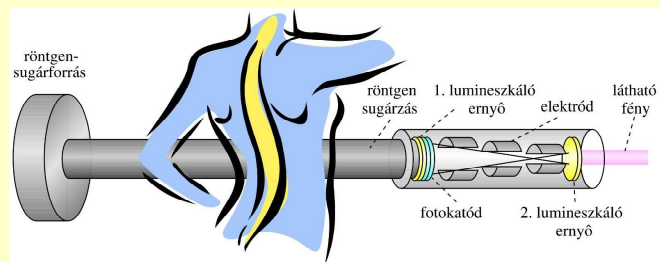


5. generáció: álló/álló



Nincs hagyományos rtg-cső. Forgó W-target és irányított elektron nyaláb.

Elektronikus röntgenkép-erősítő



digitalizálható kép

kisebb sugárterhelés

röntgenkontroll mellett végzett manipuláció

A hét kérdése

Milyen összefüggés van a röntgensugárzás egyes részfolyamatokban való elnyelődési valószínűsége és az abszorbens effektív rendszáma között?

Kapcsolódó fejezetek:

Damjanovich, Fidy, Szöllősi: Orvosi Biofizika

VIII. 3.1

3.1.1

3.1.2

VIII.4.3