

# ORVOSI KÉPALKOTÓ ELJÁRÁSOK

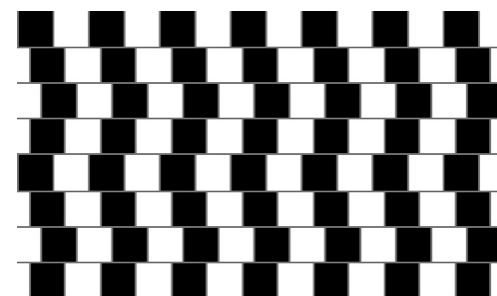
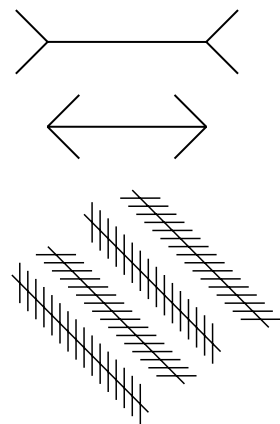
Kellermayer Miklós

## I. A digitális kép

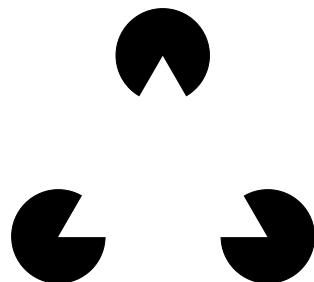
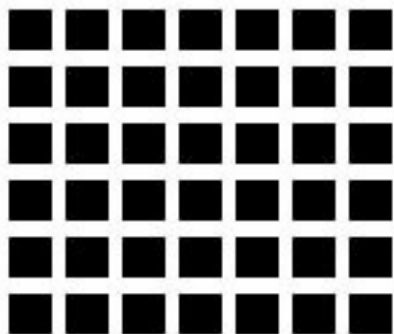
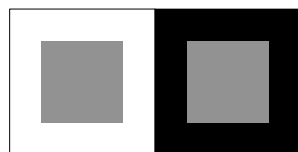
**Hiszem ha látom!?**

Optikai csalódások: A látás nem csupán képi információ detektálása, hanem bonyolult feldolgozás is lezajlik

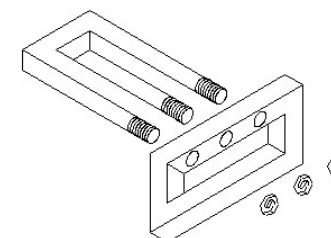
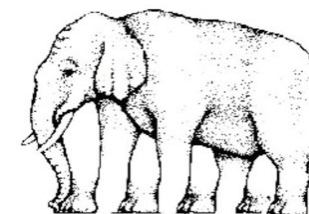
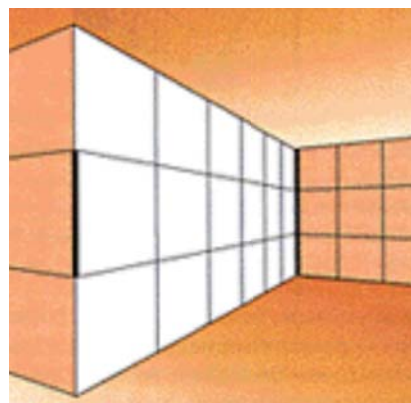
**Optikai csalódások – méret, irány**



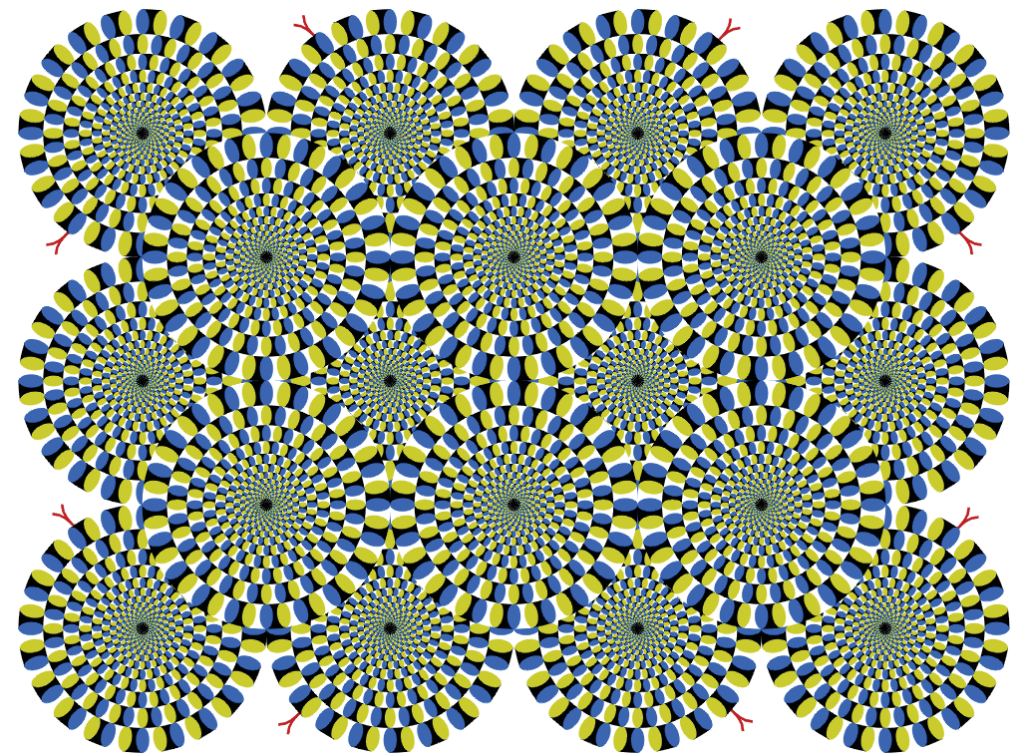
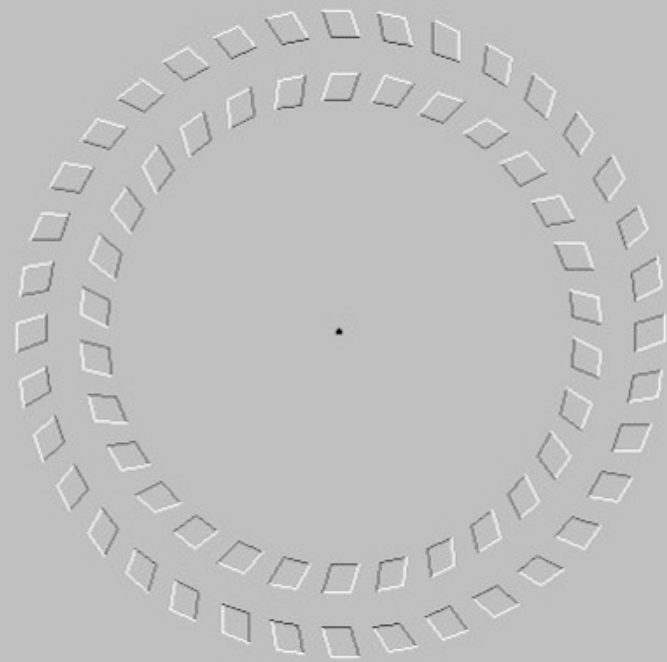
**Optikai csalódások - intenzitás**



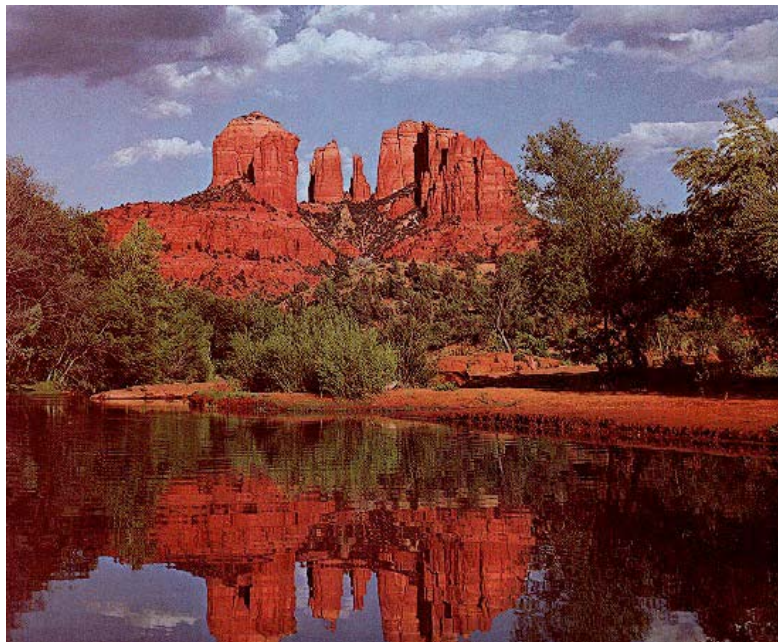
**Optikai csalódások – tér**



## Optikai csalódások – mozgás



Kép: szemmel közvetlenül megfigyelhető információ  
... vagy mégsem?

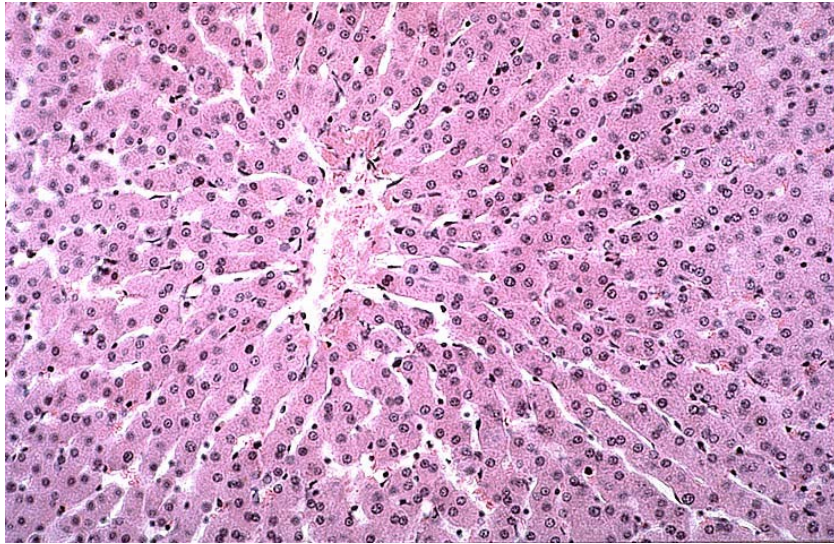


Kép:  
festmény

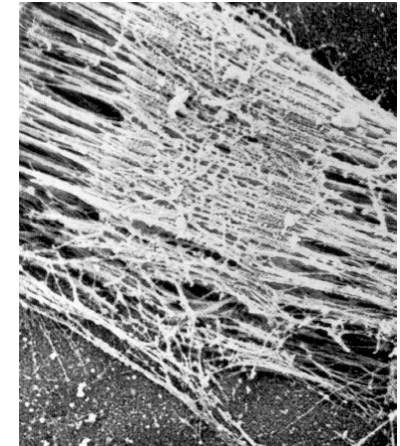




**Kép:**  
**Fénymikroszkópos kép**  
Lobulus hepaticus

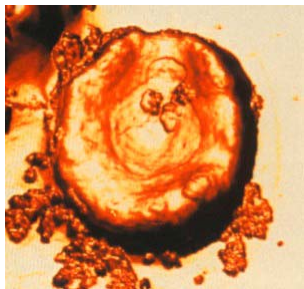


**Kép:**  
**Pásztázó elektronmikroszkópos felvétel**

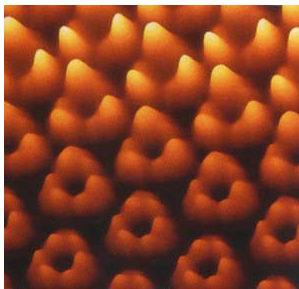


**Kép:**  
**Atomerőmikroszkópos felvétel**

VVT



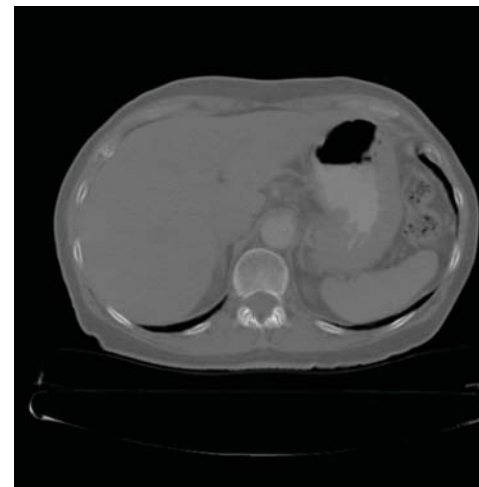
bakteriorodopszin



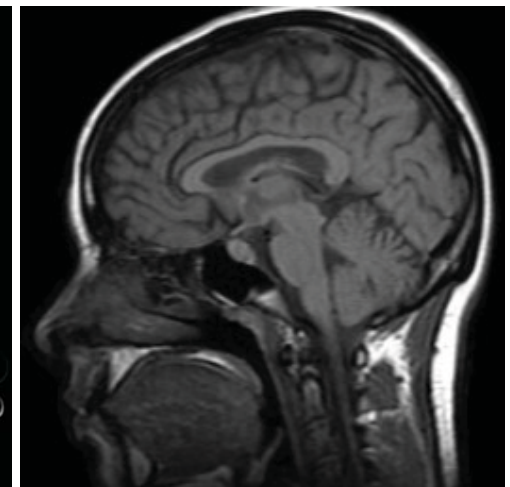
DNS



**Kép:**  
**Orvosi diagnosztikai felvétel**  
**CT**



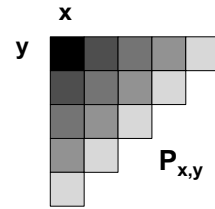
**MRI**



## A digitális kép

**A digitális kép:** a tér különböző, diszkrét pontjain szín formájában megjelenített **információ**.  
Elemi képpontok 2 vagy 3 dimenziós hálózata, mátrixa.

**Információ:** bármely, feszültséggé konvertálható változó (abszorbanancia, koncentráció, relaxációs idő, intenzitás, stb.)

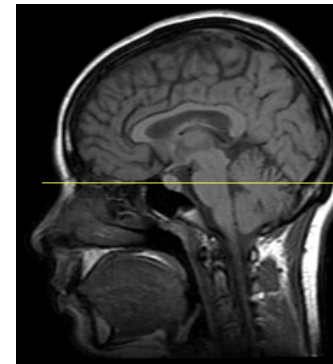


### A digitális kép jellemzői:

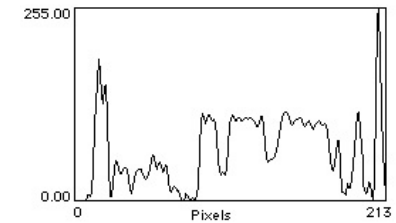
1. Elemi képpont: pixel (pix=kép; element)
2. Pixelhez rendelt információ:
  - a. XY lokalizáció: térbeli felbontással összefüggő koordináta értékek
  - b. "Színmélység": színfelbontással összefüggő "intenzitás" v. "denzitás" érték
3. Térbeli felbontás (spatial resolution):  
Az X és Y irányban elkülöníthető pixelek száma
4. Színfelbontás (grayscale/color depth, denzitás, intenzitás, színmélység...):  
Az elkülöníthető szín (vagy szürkeintenzitás) értékek száma (bit)  
(De: a szín nem feltétlenül valódi színnek felel meg; pl. AFM, CT, MRI)

## A SZÍNHISZTOGRAM

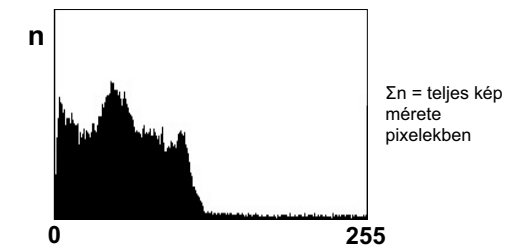
(intenzitás hisztogram,  
"grayscale" hisztogram)



Az elkülönített színek (intenzitások) függvény formájában ábrázolhatók



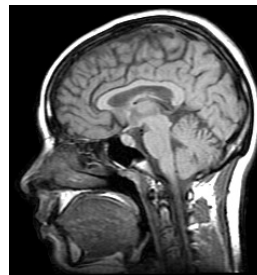
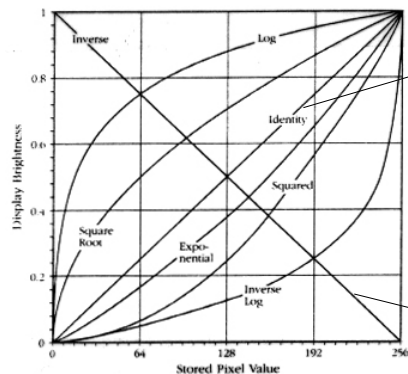
Hisztogram: A képben előforduló, pixelekhez rendelt színek (intenzitások) relatív gyakorisága



## Digitális képfeldolgozási technikák I. Kontraszt manipuláció A.

### Kontraszt transzfer függvény:

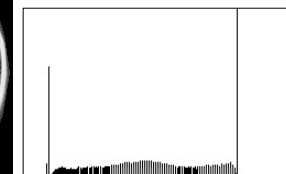
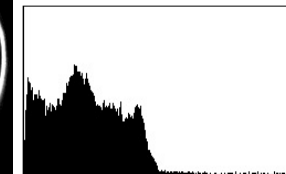
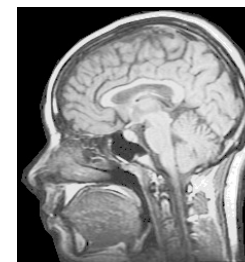
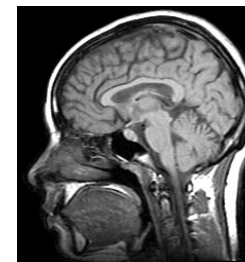
a pixel denzitás értéke és a megjelenített szín közötti hozzárendelést írja le



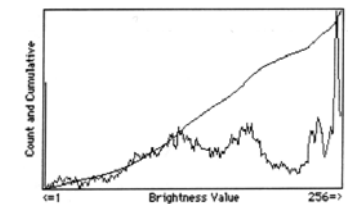
## Kontraszt manipuláció B.

Hisztogram kiegyenlítés ("histogram equalization")

Cél: a rendelkezésre álló intenzitástartomány lehető legteljesebb kihasználása



a kontraszt transzfer függvény  
a kép kumulatív hisztogramja





## Digitális képfeldolgozási technikák II. Konvolúció

Két függvény (digitális kép és kernel) közötti különleges transzformáció; kernel művelet

„simító” kernel

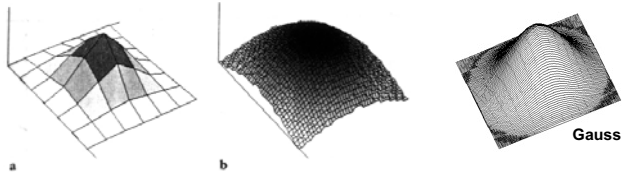
1	1	1
1	1	1
1	1	1

„simító” konvolúció

$$P_{x,y}^* = \frac{\sum_{i,j=-m}^{+m} W_{i,j} \cdot P_{x+i,y+j}}{\sum_{i,j=-m}^{+m} W_{i,j}}$$

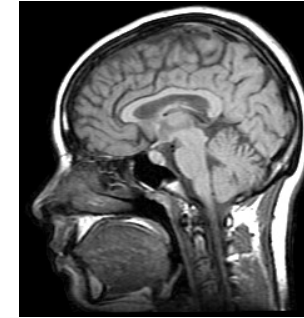
P=eredeti pixel intenzitás érték  
x,y=azon pixel koordinátái, amelyen a műveletet végezzük  
P\*=módosult pixel intenzitás érték  
±m=a kernel mérete (x,y koordinátától mért távolság)  
W=a kernel "súly értéke" egy adott, i,j ponton  
i,j=a kernelen belüli koordináták (egész számok -m és +m között)

Különböző kernelek



## Digitális képfeldolgozási technikák II. Konvolúció

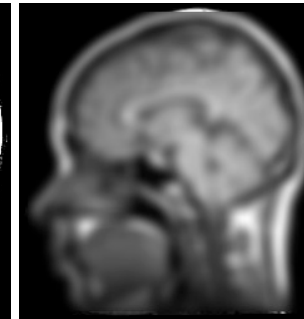
eredeti kép



élesítés (sharpen)



Gauss (simítás)



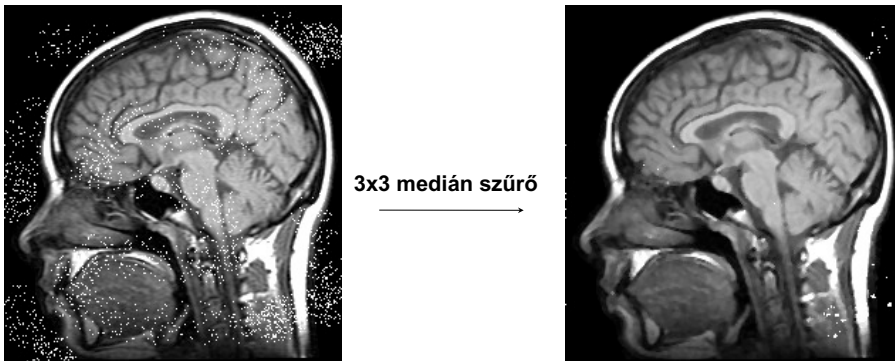
él detektálás



## Digitális képfeldolgozási technikák III. Rang műveletek

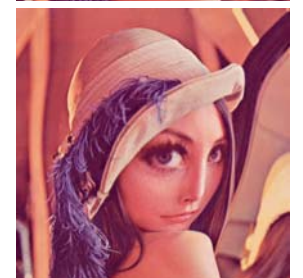
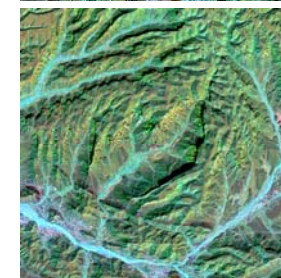
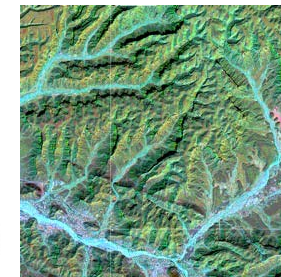
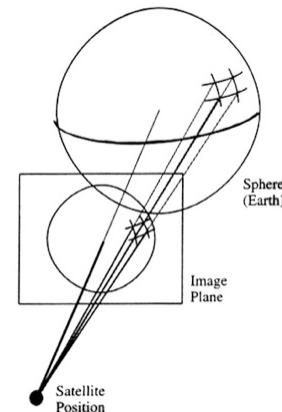
Elv: a pixel értéket kicseréljük a kernel által definiált környezetben található valamely, rangsor alapján kiválasztott, pixel értékre (pl. min, max, medián)

Zajeltávolítás medián szűréssel:



## Geometriai transzformáció

Alapprobléma: 2D kép 3D objektumról



## IV. Fourier transzformáció

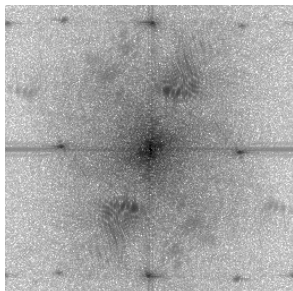
Fourier elv: Bármely függvény előállítható egy szinuszfüggvény és felharmonikusai összegeként.

Fourier transzform -> spektrális sűrűség: adott frekvenciakomponens járulékát adja meg.

Eredeti kép



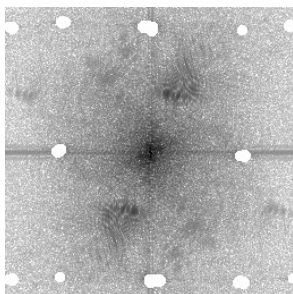
FFT



Inverz FFT



Maszkírozott  
FFT

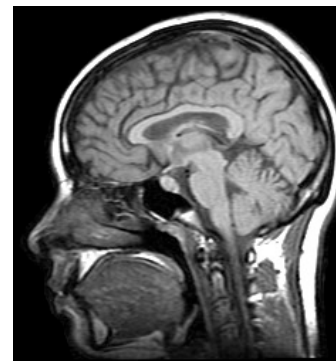


## Küszöbölés, szegmentáció

**Lényege:** Bizonyos szempontok alapján területekre osztjuk a képet.

**Megvalósítása:**

1. Kiválasztjuk a kép egy bizonyos szürkeintenzitás tartományát
2. az ebbe a tartományba eső pixelek alkotják az előteret ("foreground")
3. a többi pixel alkotja a háttér ("background")



bináris kép



## Műveletek bináris képeken III.

Szkeletonizáció, körvonalazás

Erózió és dilatáció bizonyos szabályok betartásával

Eredeti  
kép



Bináris  
kép



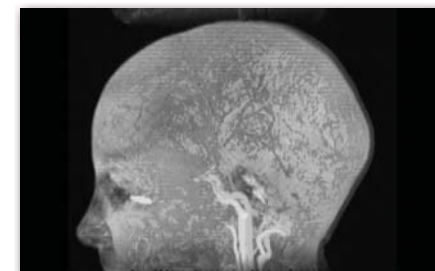
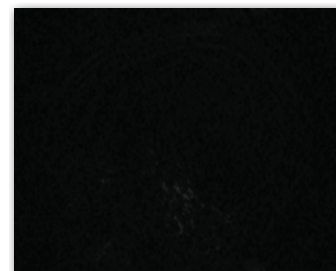
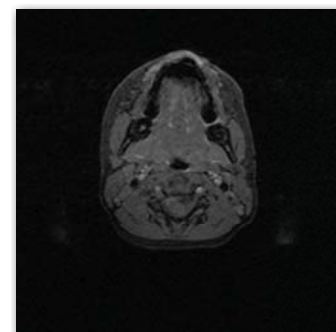
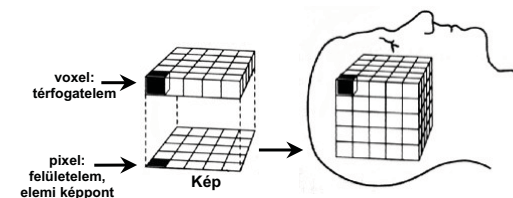
Szkeletonizált  
kép



Körvonalazott  
kép



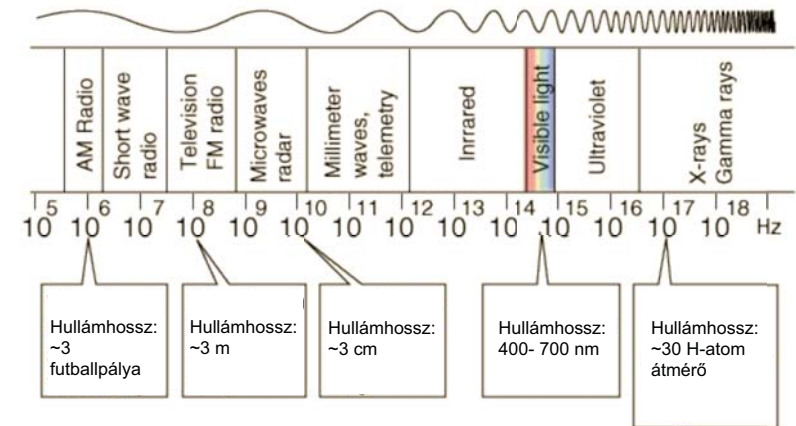
## 3D képanalízis



Térbeli projekció  
(„volume rendering”)

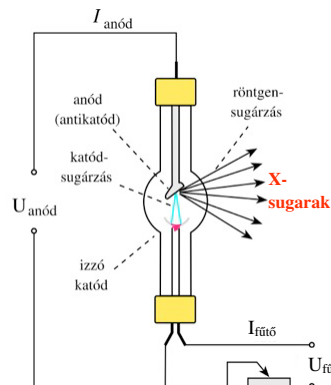
## II. Röntgensugárzás alapú képképzés

## A röntgensugárzás elektromágneses sugárzás

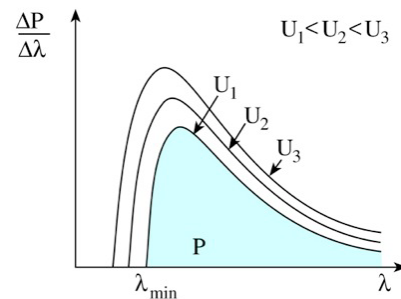


**Hullámhossz** 10 - 0.01 nm. **Frekvencia** 30x10<sup>15</sup> - 30x10<sup>18</sup> Hz. **Energia** 120 eV - 120 keV.

## A röntgensugárzás keltése



Forgóanódos röntgenső



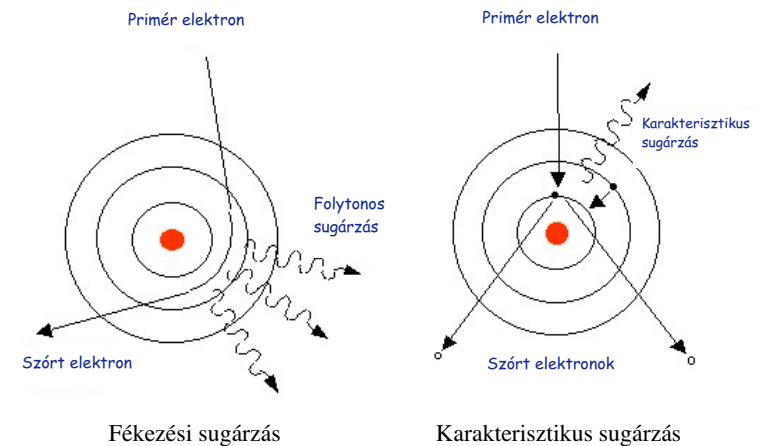
Maximális fotonenergia ( $\epsilon_{\max}$ ):  
 $eU_{\text{anód}} = \epsilon_{\max} = hf_{\max}$

Határhullámhossz (Duane-Hunt-törvény):

$$\lambda_{\min} = \frac{hc}{e} \cdot \frac{1}{U_{\text{anód}}}$$

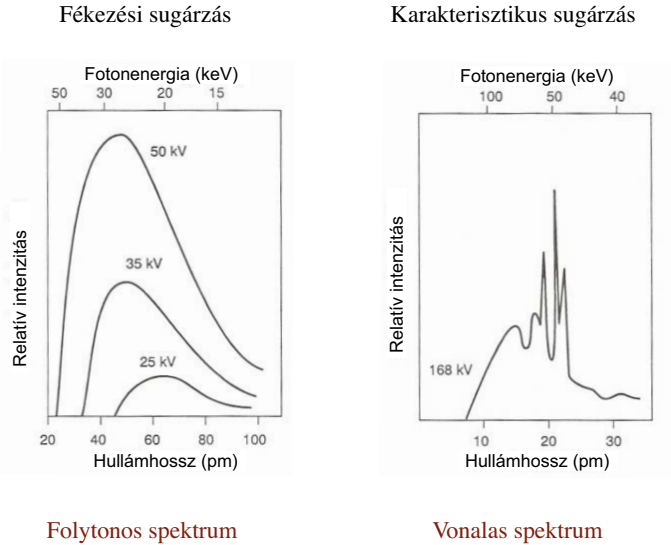
$h$  = Planck állandó  
 $c$  = fénysebesség  
 $e$  = elektron töltése

## A röntgensugárzás keletkezési mechanizmusai

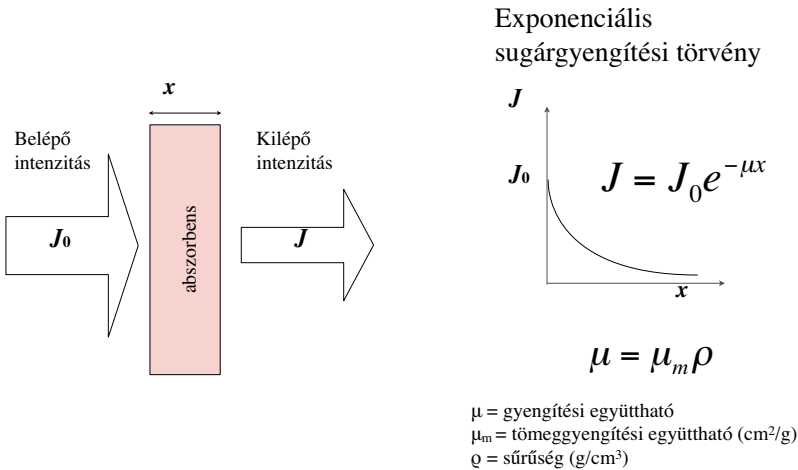




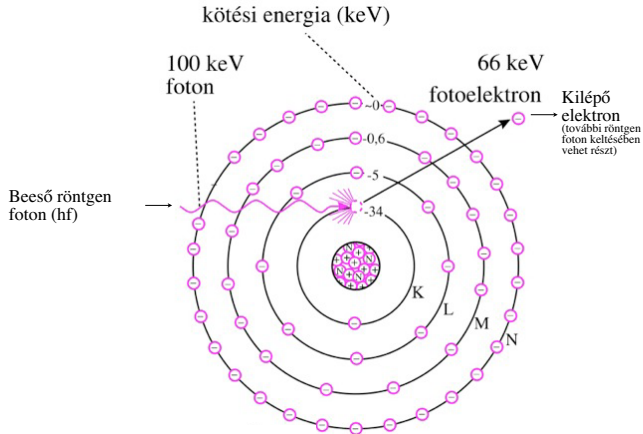
# A röntgensugárzás spektrális tulajdonságai



# A röntgensugárzás kölcsönhatása az anyaggal: abszorpció



# Röntgen fotoeffektus



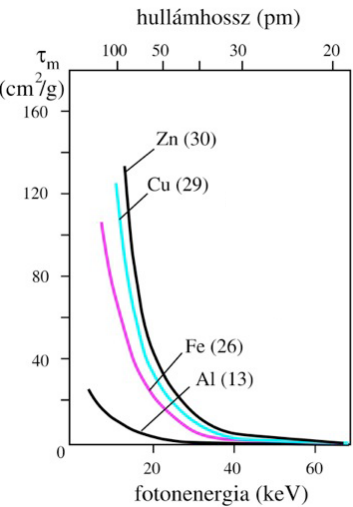
A diagnosztikai röntgenben fellépő legfontosabb hatás

Fotoeffektus gyengítési együttható:

$\tau = \tau_m \rho$

$\tau_m$ =fotoeffektus tömeggyengítési együttható  
 $\rho$ =sűrűség

# A fotoeffektus függ a fotonenergiától és a rendszámtól



$\tau_m = const \cdot \frac{Z^3}{\epsilon^3} = C \cdot \lambda^3 \cdot Z^3$

$C = 5,5-6,5 \text{ cm}^2/\text{g nm}^3$

Többkomponensű rendszerben: “effektív rendszám” ( $Z_{eff}$ )

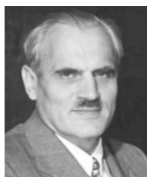
$Z_{eff} = \sqrt[3]{\sum_{i=1}^n w_i Z_i^3}$

$\epsilon$ =fotonenergia  
 $Z$ =rendszám  
 $w$ =móltört  
 $n$ =komponensek száma

Közeg	$Z_{eff}$
Levegő	7.3
Víz	7.7
Lágy szövet	7.4
Csontszövet	13.8



# Compton szórás



Arthur Holly Compton  
(1892-1962)

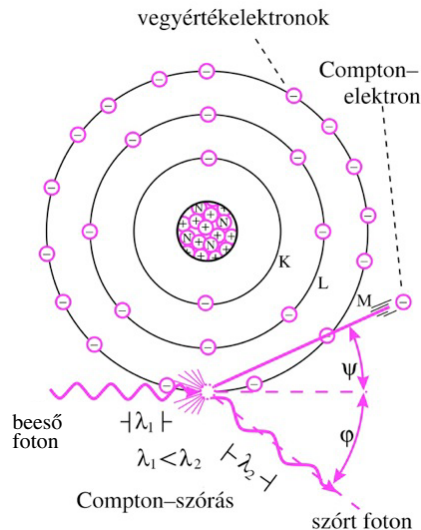
Energiamérleg:

$$hf = A + hf_{scatt} + E_{kin}$$

A=kötési energia  
hf<sub>scatt</sub>=szórt foton energiája  
E<sub>kin</sub>=Compton-elektron mozgási energiája

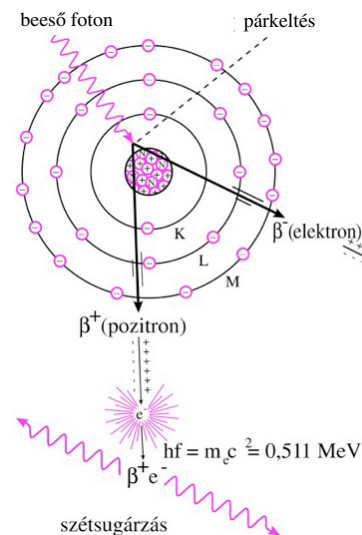
Compton-effektus gyengítési  
együttható:

$$\sigma = \sigma_m \rho$$



# Párkeltés

Diagnosztikában használt energiáknál elenyésző



Energiamérleg:

$$hf = 2m_e c^2 + 2E_{kin}$$

m<sub>e</sub>=elektron tömege  
c=fénysebesség

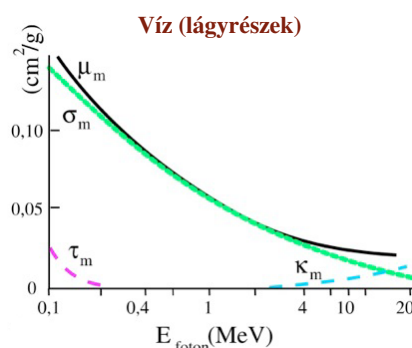
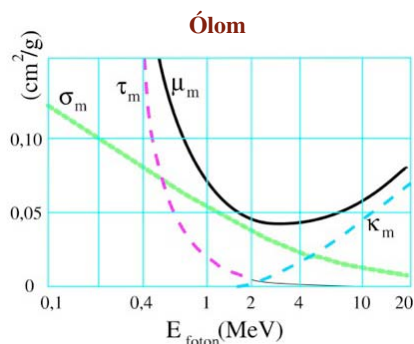
Párkeltés gyengítési  
együttható:

$$K = K_m \rho$$

A párkeltés a nagyenergiájú  
(terápiás) röntgensugárzás és a γ-  
sugárzás esetében jelentős.

# Sugárcsillapítási mechanizmusok

Fotonenergia és közeg hatása



$$\mu = \tau + \sigma + \kappa$$

μ<sub>m</sub>=tömeggyengítési együttható  
τ<sub>m</sub>=fotoeffektus tömeggyengítési együttható  
σ<sub>m</sub>=Compton-szórás tömeggyengítési együttható  
κ<sub>m</sub>=párikeltés tömeggyengítési együttható

# Sugárgyengítési mechanizmusok

Mechanizmus	μ <sub>m</sub> változása fotonenergiával (ε)	μ <sub>m</sub> változása a rendszámmal (Z)	Releváns foton- energiatartomány lágyszövetben
fotoeffektus	~1 / ε <sup>3</sup>	~Z <sup>3</sup>	10 - 30 keV
Compton- szórás	ε növelésével lassan csökken	~Z/A (A = tömegszám)	30 keV - 20 MeV
párikeltés	ε növelésével lassan nő	~ Z <sup>2</sup>	> 20 MeV

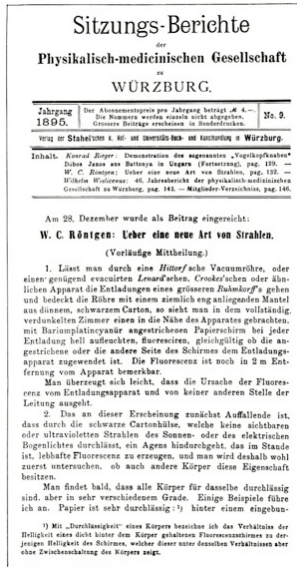
Diagnosztikai röntgen:

1. lágyszövet-közvetlen kontrasztmechanizmus: fotoeffektus (~Z<sup>3</sup>)
2. lágyszöveten belüli kontrasztmechanizmus: Compton-szórás (~Z)

# A röntgensugárzás képalkotási alkalmazásai

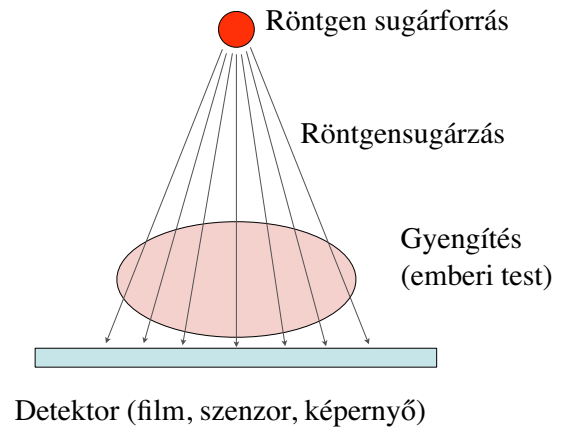


Wilhelm Konrad  
Röntgen  
(1845-1923)

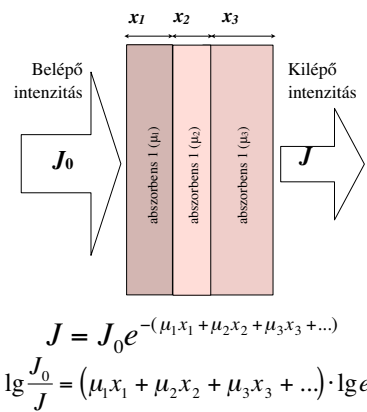


Hand mit Ringen ("Kéz gyűrűvel"):  
Wilhelm Röntgen első "orvosi" röntgenfelvétele  
felesége kezéről (1895 december 22).

# A röntgen képalkotás elve



# A röntgen kép



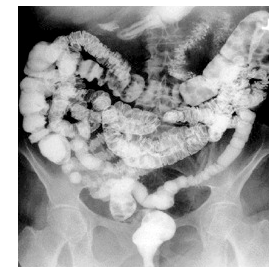
$\mu_n$  = n-edik abszorbens gyengítési együtthatója  
 $x_n$  = n-edik abszorbens vastagsága



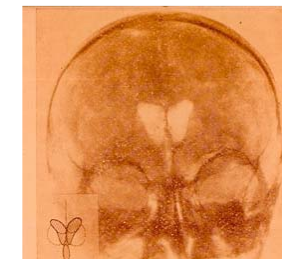
A röntgenkép szummációs kép.  
 ("röntgen felvétel", "radiográfiás kép", "röntgenogram")  
 Kontraszt a térben különböző gyengítési  
 együttható miatt lép fel.

# Röntgen kontraszt

Bélrendszer  
kontrasztanyaggal  
feltöltve (pozitív  
kontraszt)



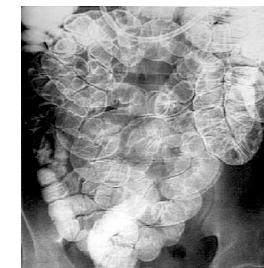
Levegő az  
agykamrában  
(negatív  
kontraszt)



Vastagbél (dupla  
kontraszt)

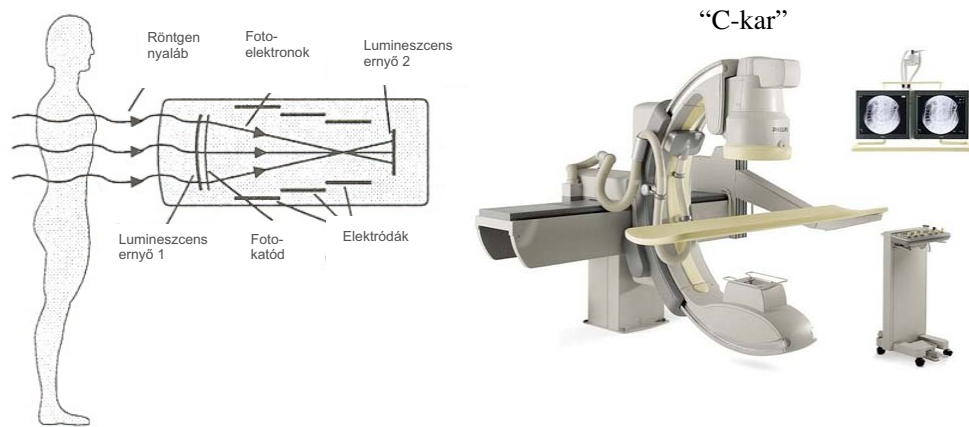


Vékonybél (dupla  
kontraszt)





## Röntgen képalkotás javítása Képerősítés



A kép digitalizálására nyílik lehetőség

## Röntgen képalkotás javítása

### “Digital Subtraction Angiography” (DSA)



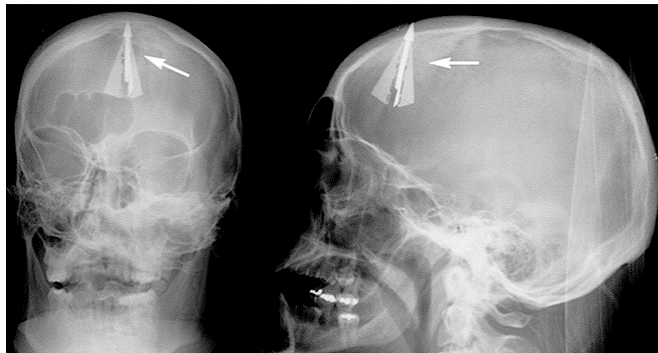
Kép 1  
natív

Kép 2  
kontraszt

DSA kép  
kontraszt-natív

## Röntgen képalkotás javítása Térbeli információ

### Kétirányú röntgenfelvétel



Számszeríjjal elkövetett suicid kísérlet. Kétirányú koponyafelvétel.

## Röntgen képalkotás javítása: CT

### Történelem

- Röntgen, Hounsfield és Cormack
- 1967: első CT felvétel
- 1972: prototípus
- 1974: első klinikai CT (fej)
- 1976: egész test CT
- 1979: Nobel díj
- 1990: spirál CT
- 1992: multislice
- 2006: 64 szelet (és egyre több...)
- napjainkban egyre terjed, M.o.-n is hozzáférhető: PET-CT, Dual-source CT



Godfrey Hounsfield



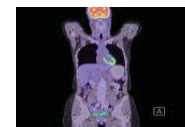
Allan Cormack



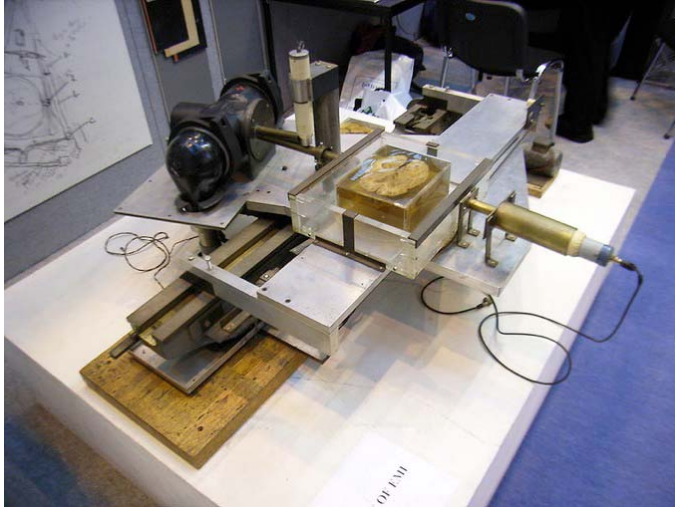
„Siretom” fej  
szkenner (1974)



128x128 pixel  
felbontású kép (1975)

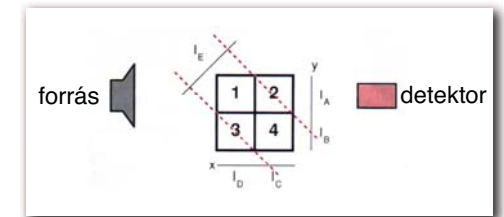
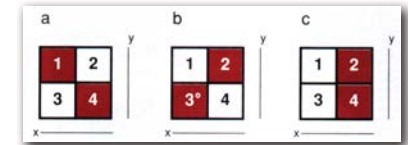
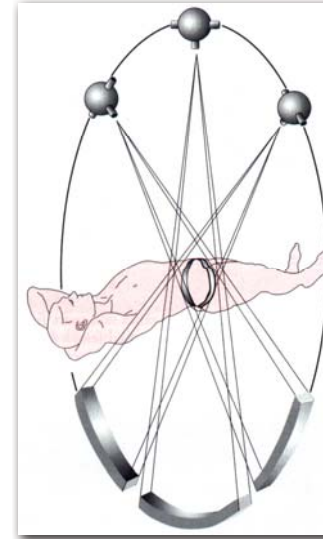


# CT szkennner prototípus

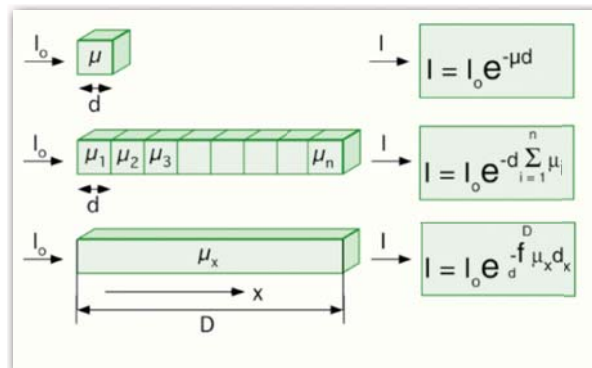


A legelső CT szkennner prototípusa. Feltalálója Godfrey Hounsfield, EMI.

# CT alapok I

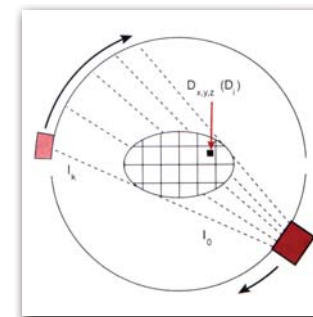


# CT alapok II

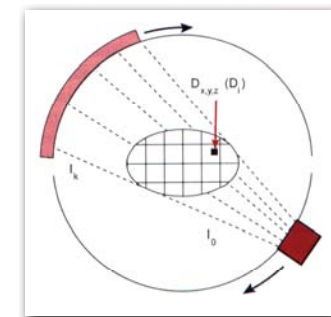


$\mu_x$ : lineáris gyengítési együttható

# Pásztázás I



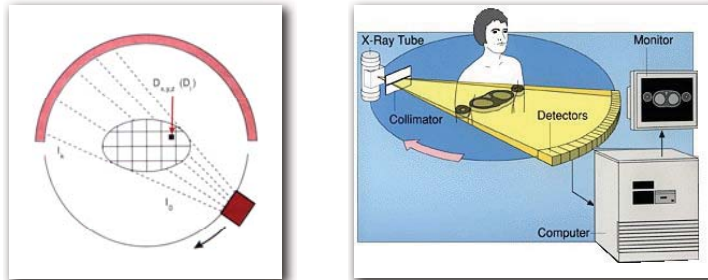
I. generáció  
Egyetlen mozgó forrás  
Egyetlen mozgó detektor



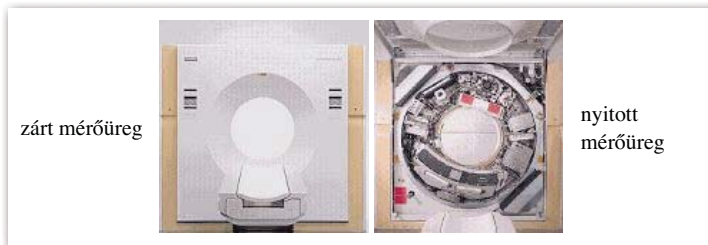
II. generáció  
Egyetlen mozgó forrás  
Keskeny legyező alakú nyaláb  
Több mozgó detektor



## Pásztázás II



III-IV. generáció: egyetlen mozgó forrás, széles legyező alakú nyaláb, több detektor vagy detektor gyűű

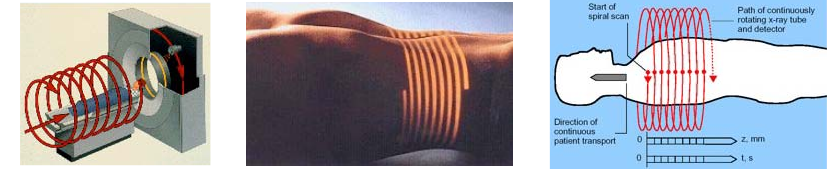


## CT

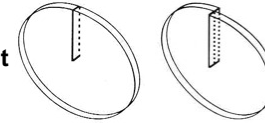
- Rtg sugárzást használó digitális rétegvizsgálat
- A képalkotás alapja a rtg sugár elnyelés különbségeinek ábrázolása a vizsgált síkban
- Hagyományos (elavult) technika:  
egy szelet – 2 - 4 sec,  
teljes vizsgálat: 5 - 15 perc
- Spirál CT technika:  
egy szelet – 1 - 1.5 sec,  
vizsgálati idő: 30 -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

## Spirál (helikális) CT

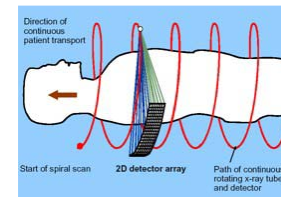
Sugárforrás-detektorsor pár állandóan forog



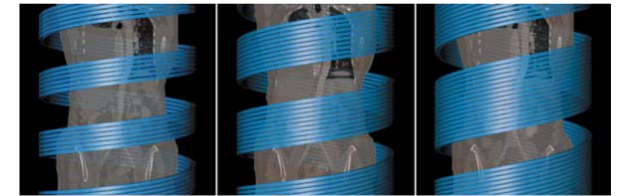
Hagyományos CT képszelet



Spirál CT képszelet



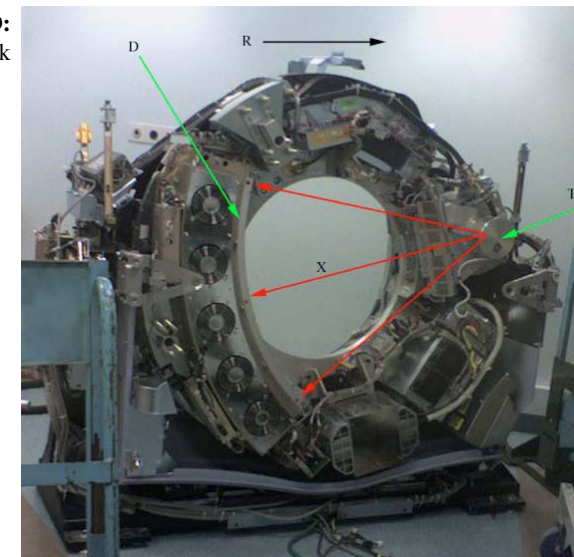
Multi-detector CT (MDCT)



Multi-slice CT (MSCT)

## CT szkennerek működés

**D:**  
detektorok



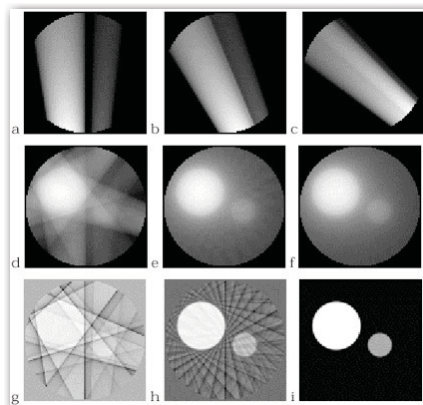
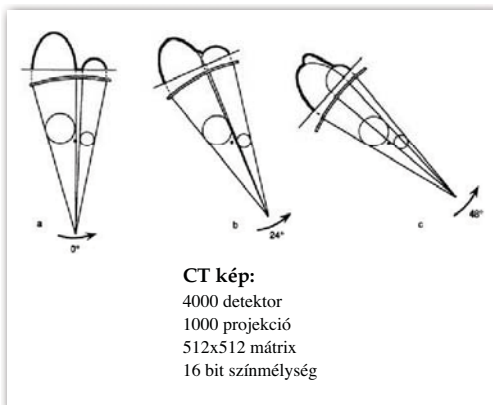
**R:**  
rotáció

**T:** röntgenső

**X:** röntgen  
rugánnyaláb

# CT Képrekonstrukció

1. Algebrai rekonstrukciós technikák
2. Közvetlen Fourier rekonstrukció
3. „Filtered Back Projection”

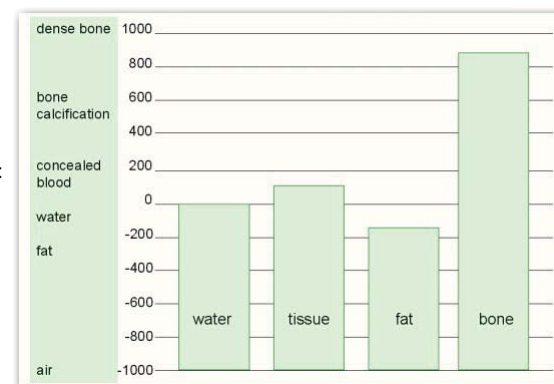


## CT kép: Denzitás mátrix

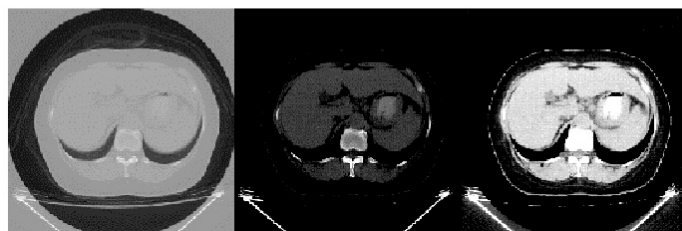
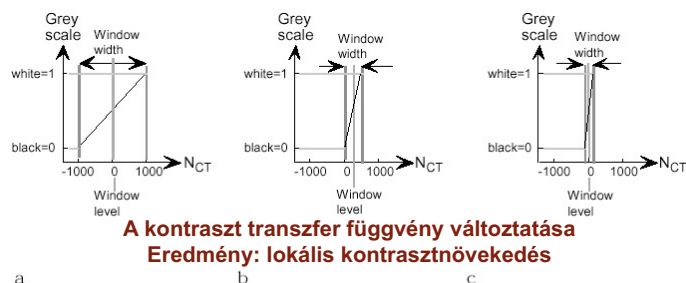
$$N_{CT} = 1000 \frac{\mu - \mu_w}{\mu_w}$$

$\mu$ : a voxel gyengítési együtthatója  
 $\mu_w$ : a víz gyengítési együtthatója

Sűrűség  
("CT szám"):  
Hounsfield  
egység



## A CT kontraszt manipulálása „Ablakozás”



## A CT kontraszt manipulálása „Ablakozás”

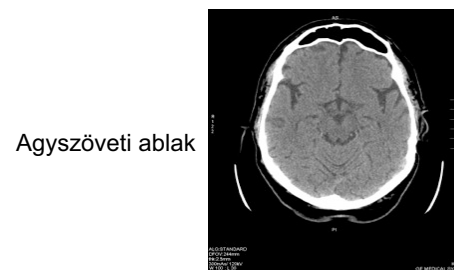
Ugyanazon felvételek eltérő ablakolással



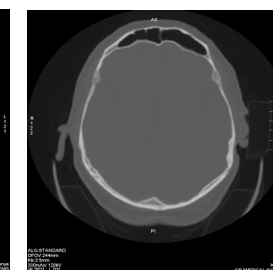
Lágyrész ablak



Tüdő ablak



Agyszöveti ablak



Csontablak



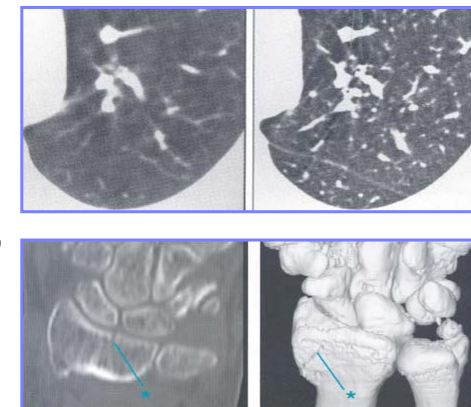
## A CT korlátai

- Ionizáló sugárzás
- hagyományos rtg felvétel dózisének akár 50-100 -szorosa !
- direkt sugár expozíció
- + szórt sugárzás (egy-két nagyságrenddel kisebb)

## HRCT

(High Resolution, nagyfelbontású CT)

- Nagyon finom, vékony szeletek (1-2 mm), nagyon jó kontrasztfelbontással.
- Nagy kontraszt-különbségekkel (csontok, tüdő).
- Adatfeldolgozás: dedikált algoritmusokkal

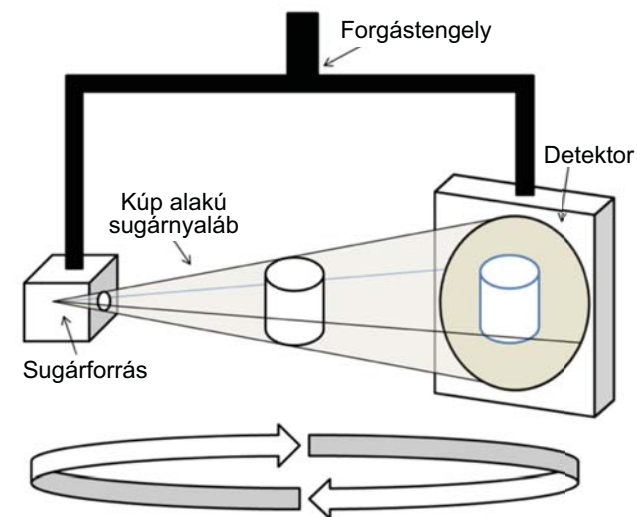


## Dual Source CT

- két röntgenforrás és két detektor egyidejű alkalmazása
- a két cső egymásra merőlegesen helyezkedik el, egymással szinkron gyűjtik a detektorok az információt
- két különböző üzemmódban működhet
- dual source alkalmazásban mindkét röntgenső azonos kV értékkel dolgozik
- axiális szelet adatgyűjtéséhez 90°-os elfordulásuk szükséges
- dual energy üzemmódban a két csőfeszültség 80 és 140 kV, a két cső 180°-ot fordul egy harántmetszet elkészítéséhez
- az eltérő energiájú röntgensugarak elnyelődése más és más lesz
- két, eltérő információtartalmú adatsor jön létre

## Cone beam CT

- Cone-beam computed tomography (CBCT), C-arm CT, cone beam volume CT, flat panel CT
- Kúp alakban szétterülő rtg sugárnyaláb
- Volumetriás adathalmazt szolgáltat; digitális képrekonstrukciót igényel
- Fogászati, intervenciós radiológiai, radioterápiás alkalmazások



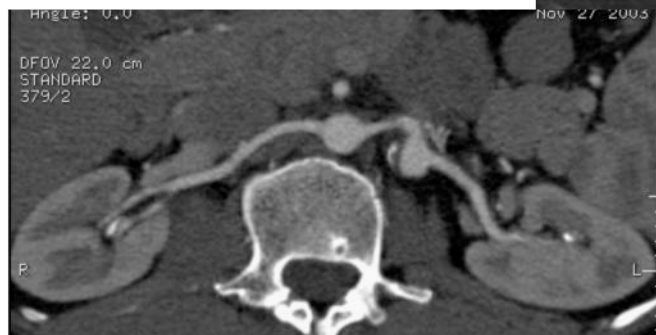
## CT (röntgen) kontrasztanyag

- Vízoldékony, jódot tartalmazó makromolekula, mely akkumulációjának helyén megnöveli a röntgensugár elnyelést, ezáltal denzitás emelkedést okoz
- Ionos – elavult (90-es évek eleje óta nem használatos)
- Nem-ionos (monomer, vagy dimer alacsony ozmolalitású)
- A vesében glomerulárisan filtrálódik és kiválasztása azonnal megkezdődik (nefrotróp)
- Alkalmazások: minden rtg alapú képalkotó vizsgálat

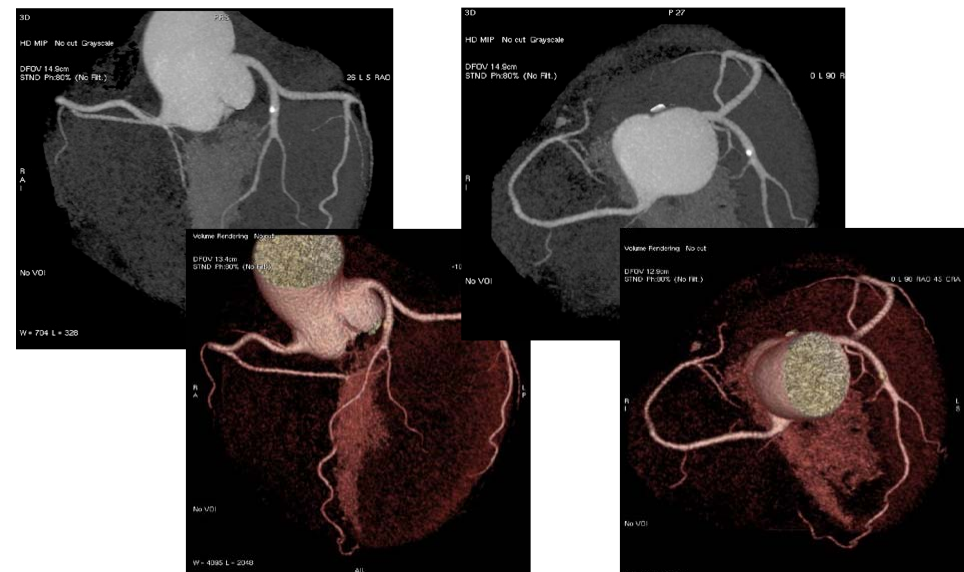
## Az erek ábrázolása CT-vel: CT angiográfia

- Nativ CT (??): kóros érfali meszesedés esetén
- I.v. kontrasztanyagos CT:  
"hagyományos" technika - aorta ( $d \geq 1$  cm)
- Spirál CT-angiográfia:  
Egy detektorsoros spirál CT - aorta ágai ( $d \geq 2-3$  mm)  
Multidetektoros spirál CT - perifériás erek ( $d \geq 1$  mm)

### Arteria renalis aneurysma CTA 8 detektorsoros spirál CT-vel



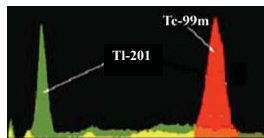
### Koronária CT-angiográfia (CTCA) 64 szeletes MDCT-vel



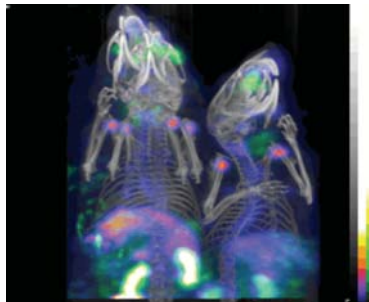
# NanoSPECT/CT



CT: 36  $\mu\text{m}$  voxelméret  
Valós-idejű CT rekonstrukció (GPU)



“Dual-channel”  
SPECT

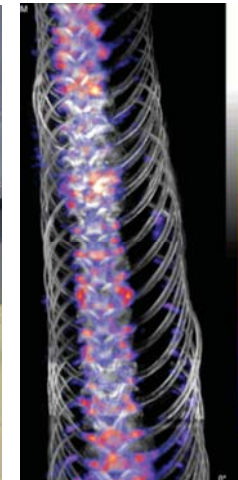


$^{99\text{m}}\text{Tc}$ -DTPA: diethylenetriaminepentaacetic (BBB) - **kék/vörös**  
 $^{99\text{m}}\text{Tc}$ -HMPAO: hexamethylpropyleneamine oxime (perfúzió) - **kék/vörös**  
 $^{201}\text{Tl}$ -DDC: diethylthiocarbamate (perfúzió) - **zöld**

# NanoSPECT/CT



*Boa constrictor*



*Osteomyelitis,  $^{99\text{m}}\text{Tc}$ -MDP  
(methylene-  
diphosphonate)*