

# ORVOSI KÉPALKOTÓ ELJÁRÁSOK

Kellermayer Miklós

## Orvosi képalkotó eljárások Praktikus tudnivalók, 2012

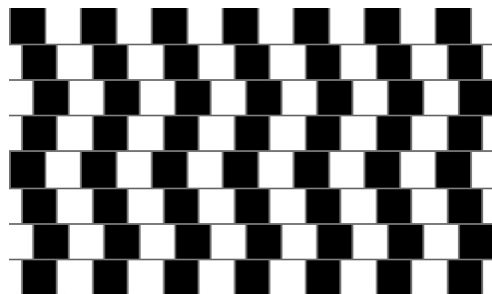
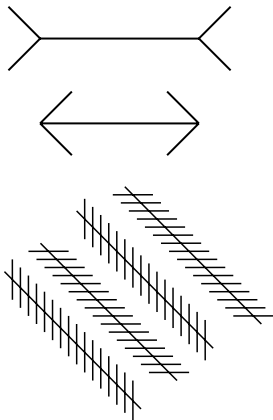
- A tantárgy előadói és gyakorlatvezetői: az **Anatómiai, Szövet- és Fejlődéstani Intézet**, a **Humánmorfológiai és Fejlődésbiológiai Intézet** a **Biofizikai és Sugárbiológiai Intézet**, a **Nukleáris Medicina Tanszék** oktatói.
- **Előadások** az 1-5. héten az egész évfolyamnak a Szent-Györgyi Albert előadóteremben (kedden 18:30- 20:00).
- **Gyakorlatok** az **Anatómiai Intézetben** az A és C csoportok számára a 3-7. héten, a B és D csoportok számára a 9-13. héten. A **Humánmorfológiai Intézetben** ez E és G csoportok számára a 3-7. héten, az F és H csoportok számára a 9-13. héten.
- **Részvizsga** az **Anatómiai Intézetben** a 8. héten az A és C a 14. héten a B és D csoportok számára, a **Humánmorfológiai Intézetben** a 8. héten az E és G, a 14. héten az F és H csoportok számára.
- **Gyakorlatok** a **Biofizikai Intézetben** a B, D F és H csoportok számára az 5-7. héten, az A, C, E és G csoportok számára a 11-13. héten. Az F csoportoknak az október 19-i oktatási szünet miatt elmaradó gyakorlata november 9-én, a B csoportoknak az október 23-i ünnep miatt elmaradó gyakorlata október 30-án lesz megtartva.

## I. A digitális kép

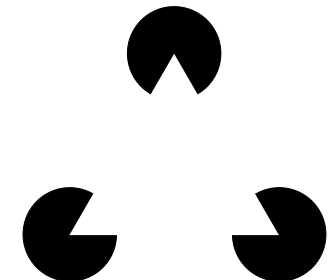
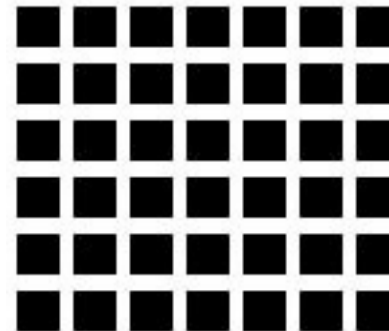
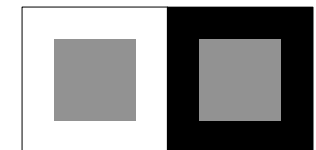
### Hiszem ha látom!?

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

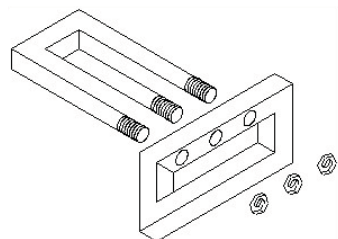
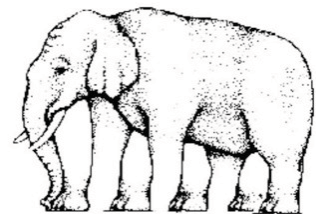
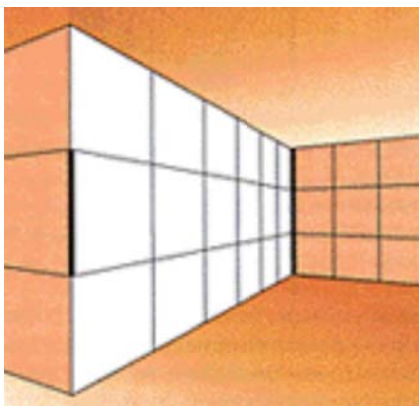
### Optikai csalódások – méret, irány



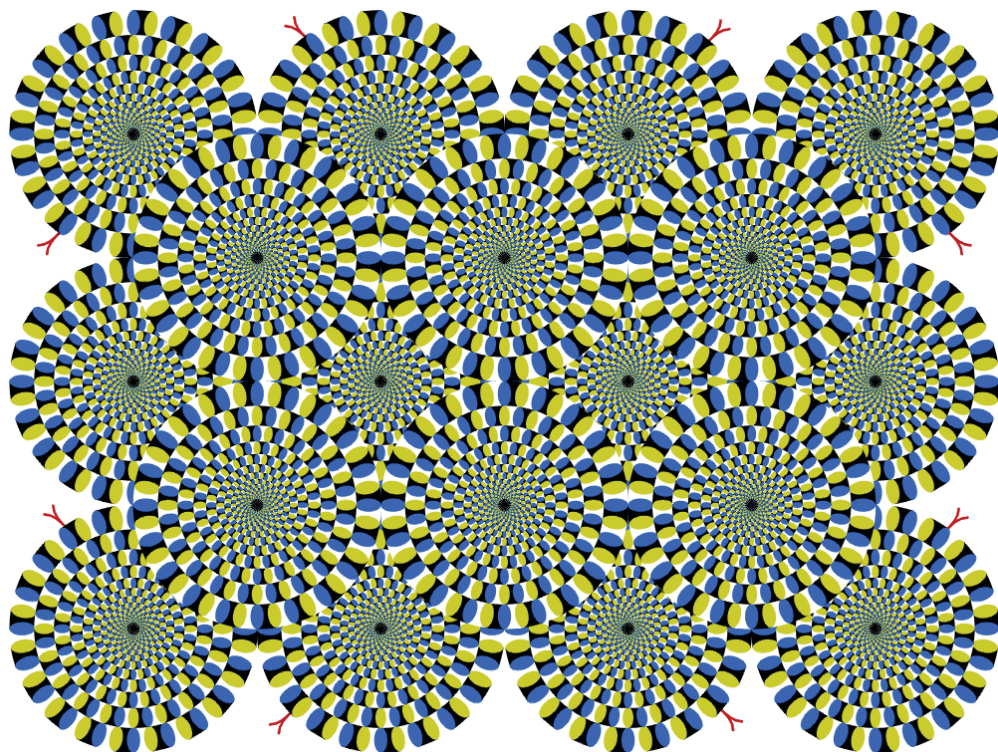
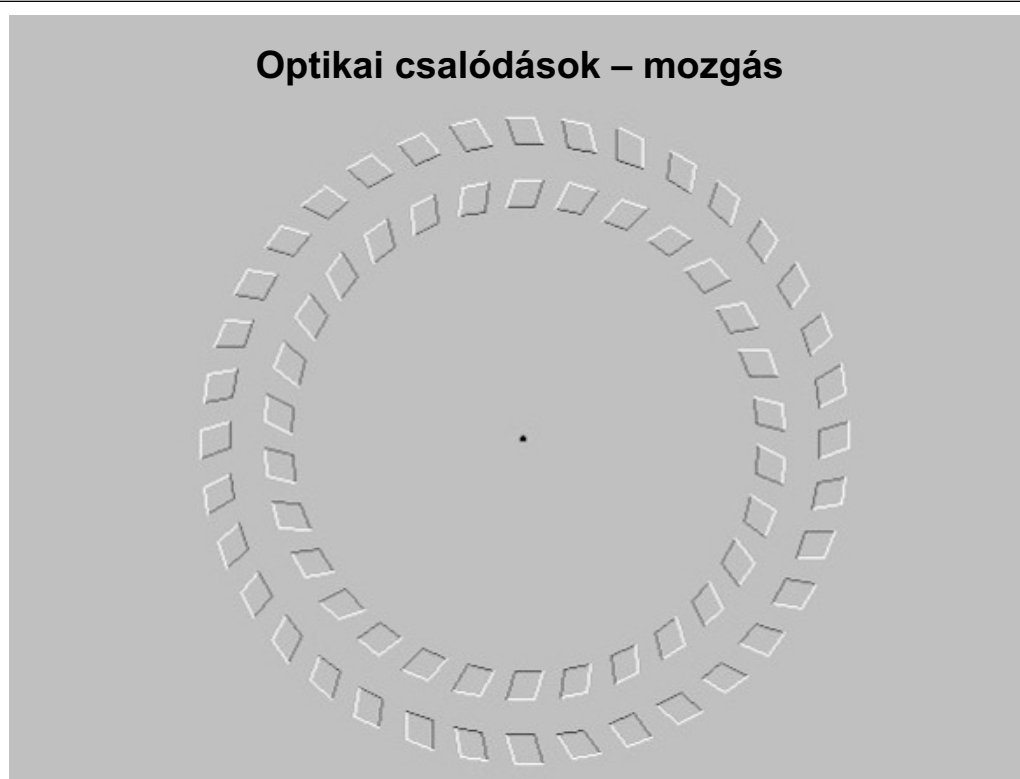
## Optikai csalódások - intenzitás



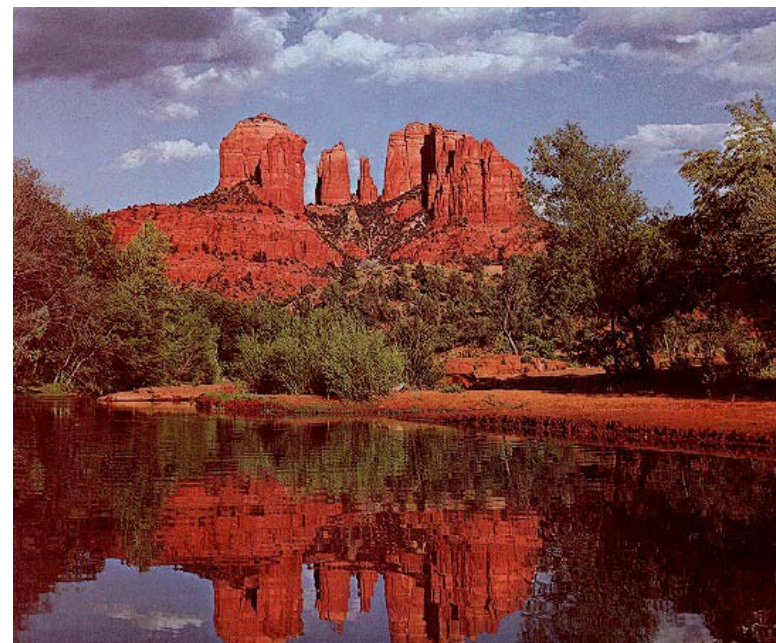
## Optikai csalódások – tér



## Optikai csalódások – mozgás



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

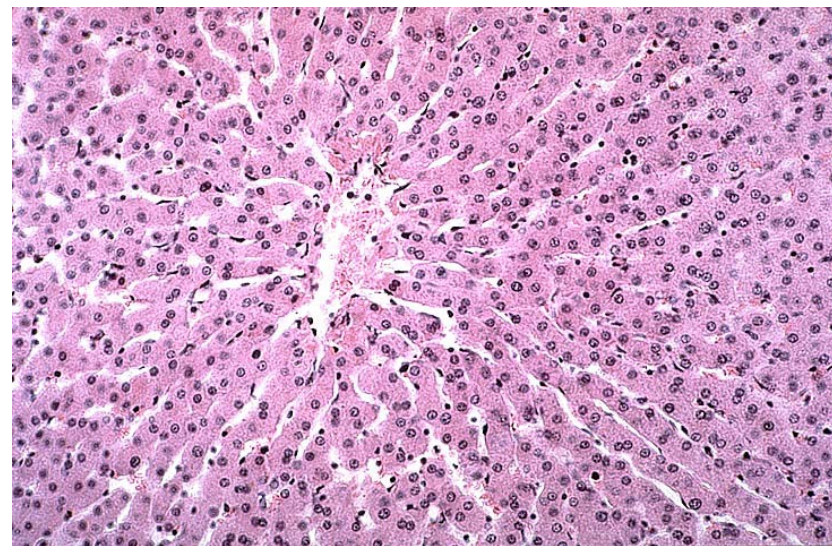




Kép:  
festmény



Kép:  
Fénymikroszkópos kép  
Lobulus hepaticus

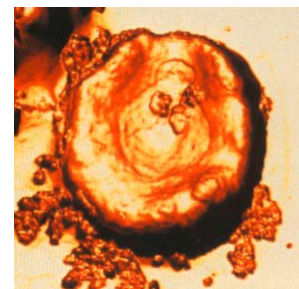


Kép:  
Pásztázó elektronmikroszkópos felvétel

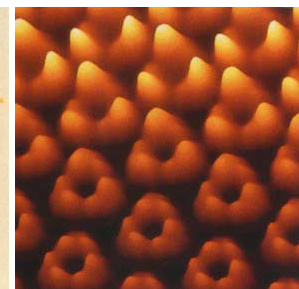


Kép:  
Atomerőmikroszkópos felvétel

VVT



bakteriorodopszin



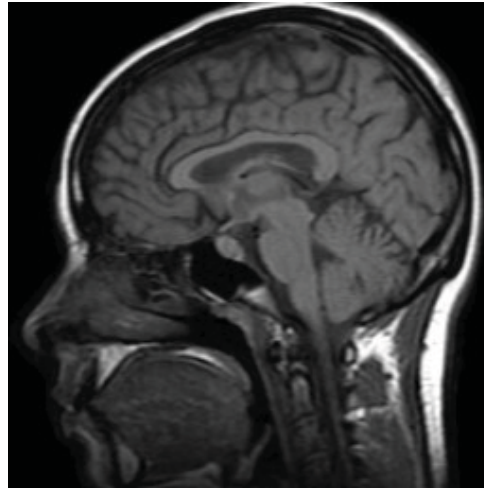
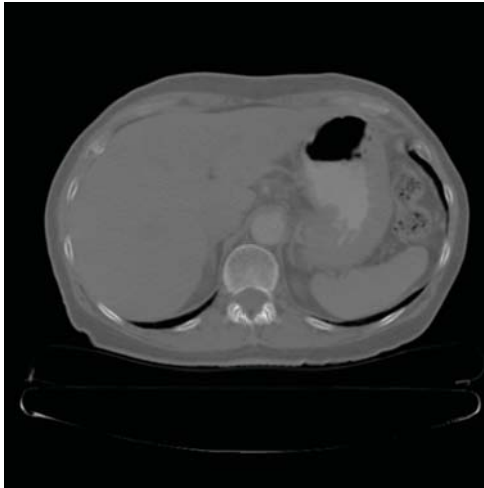
DNS



## Kép: Orvosi diagnosztikai felvétel

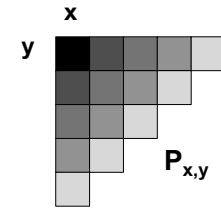
CT

MRI



## A digitális kép

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



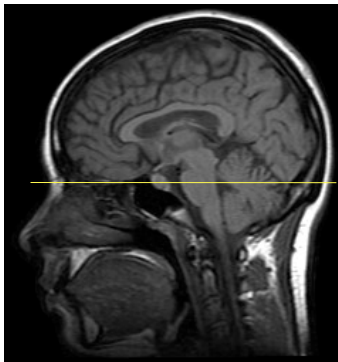
**Információ:** bármely, feszültséggé konvertálható változó (abszorbancia, koncentráció, relaxációs idő, intenzitás, stb.)

### A digitális kép jellemzői:

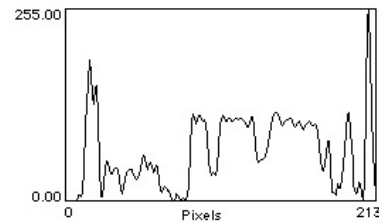
1. Elemi képpont: pixel (pix=kép; element)
2. Pixelhez rendelt információ:
  - a. XY lokalizáció: térbeli felbontással összefüggő koordináta értékek
  - b. "Színmélység": színfelbontással összefüggő "intenzitás" v. "denzitás" érték
3. Térbeli felbontás (spatial resolution):  
Az X és Y irányban elkülöníthető 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

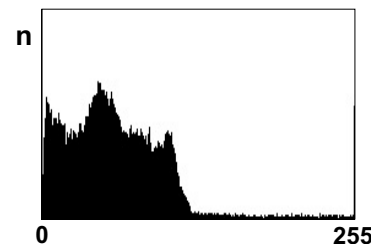
(intenzitás hisztogram,  
"grayscale" hisztogram)



Az elkülönített színek (intenzitások)  
függvény formájában ábrázolhatók



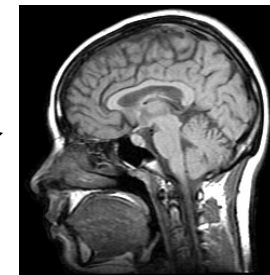
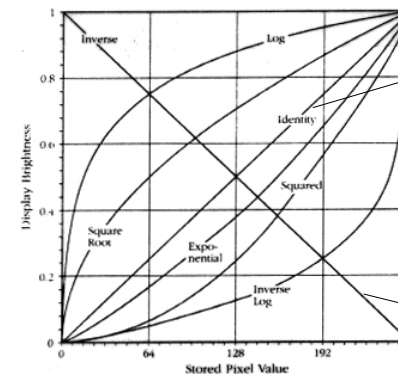
Hisztogram: A képen előforduló, pixelekhöz  
rendelt színek (intenzitások) relatív  
gyakorisága



$\Sigma n$  = teljes kép  
mérete  
pixelekből

## Digitális képfeldolgozási technikák I. Kontraszt manipuláció A.

**Kontraszt transzfer függvény:**  
a pixel denzitás értéke és a megjelenített  
szín közötti hozzárendelést írja le

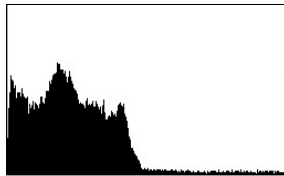
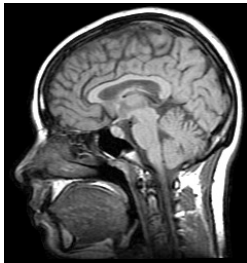




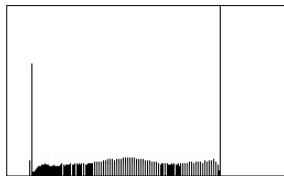
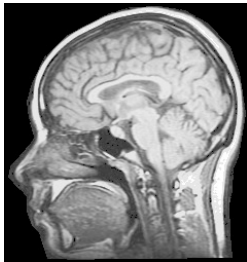
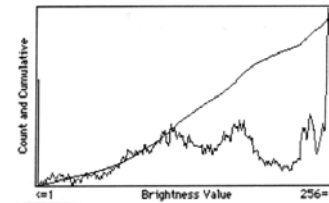
## Kontraszt manipuláció B.

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

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

„simító” konvolúció

P=eredeti pixel intenzitás érték

x,y=azon pixel koordinátái, amelyen a műveletet végezzük

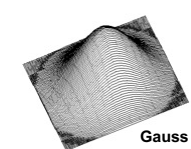
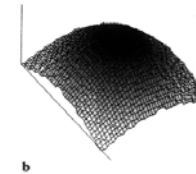
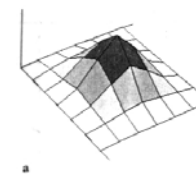
P\*=módosult pixel intenzitás érték

±m=a kernel mérete (x,y koordinátától mért távolság)

W=a kernel "súly értéke" egy adott, i,j ponton

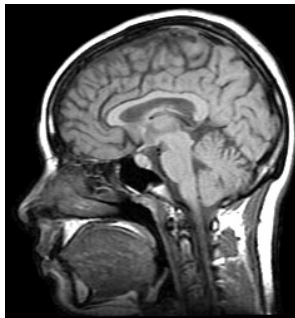
i,j=a kernelen belüli koordináták (egész számok -m és +m között)

Különböző kernelok



## Digitális képfeldolgozási technikák II. Konvolúció

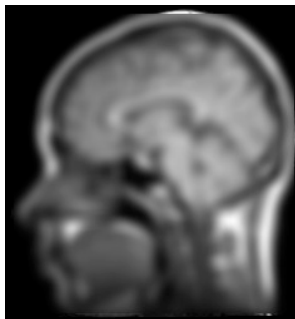
eredeti kép



élesítés (sharpen)



Gauss (simítás)



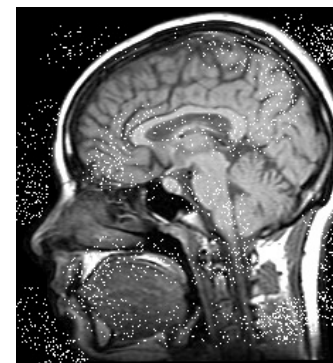
él detektálás



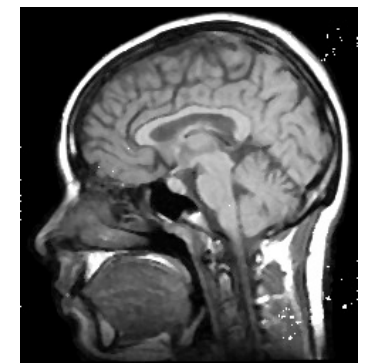
## Digitális képfeldolgozási technikák III. Rang műveletek

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

Zajeltávolítás medián szűréssel:

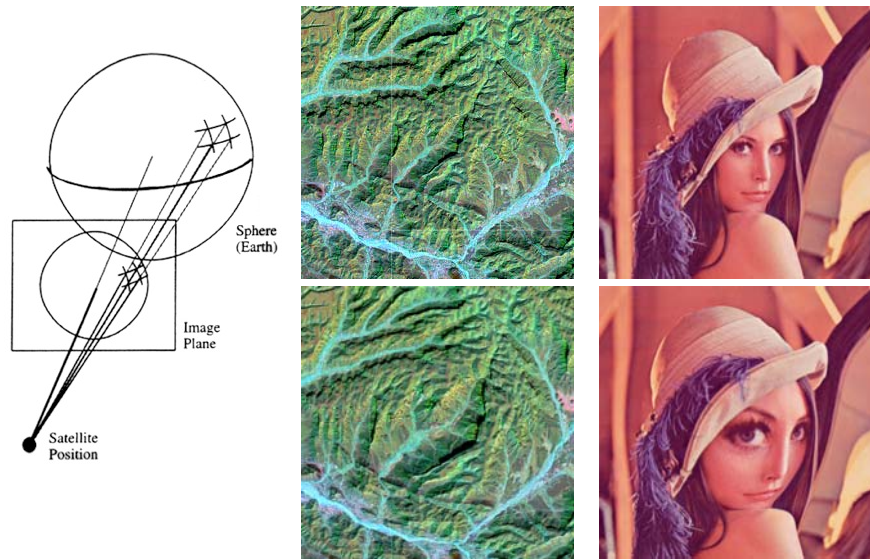


3x3 medián szűrő



## Geometriai transzformáció

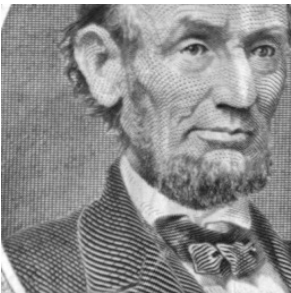
Alapprobléma: 2D kép 3D objektumról



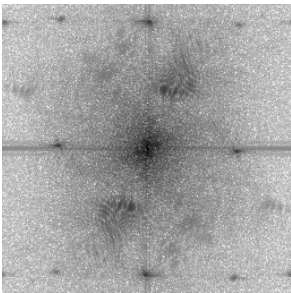
## IV. Fourier transzformáció

Fourier elv: Bármely függvény előállítható egy szinuszfüggvény és felharmonikusai összegeként.  
Fourier transzform -> spektrális sűrűség: adott frekvenciakomponens járulékát adja meg.

Eredeti kép



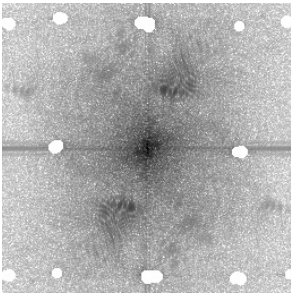
FFT



Inverz FFT



Maszkírozott  
FFT

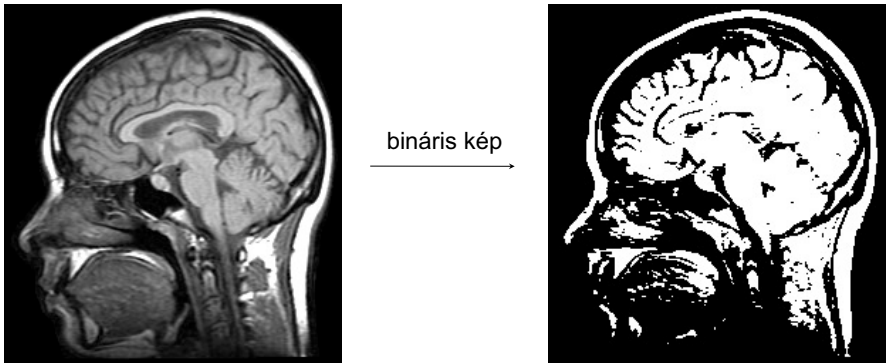


## Küszöbölés, szegmentáció

**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")



## Műveletek bináris képeken III.

Szkeletonizáció, körvonalazás

Erózió és dilatació bizonyos szabályok betartásával

Eredeti  
kép



Bináris  
kép

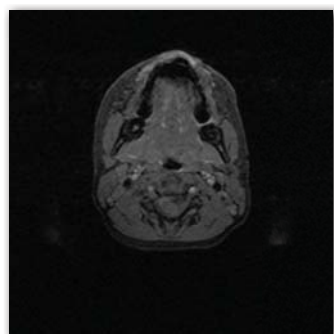


Szkeletonizált  
kép

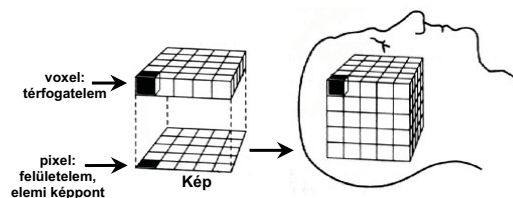


Körvonalazott  
kép

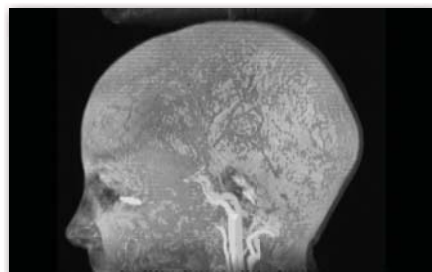
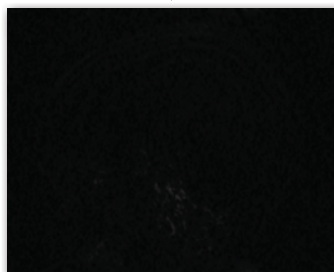




## 3D képanalízis



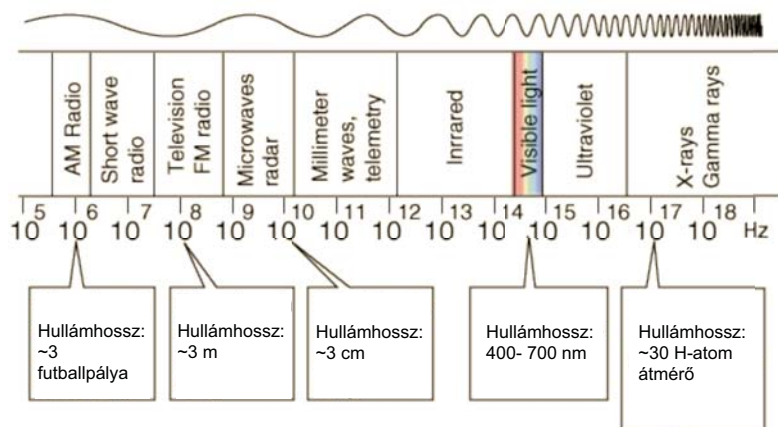
Térbeli projekció  
(„volume rendering“)



Orvosi diagnosztikában használt képi formátum: DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine)

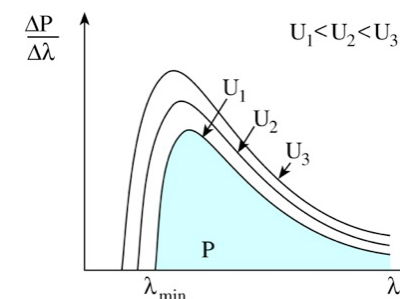
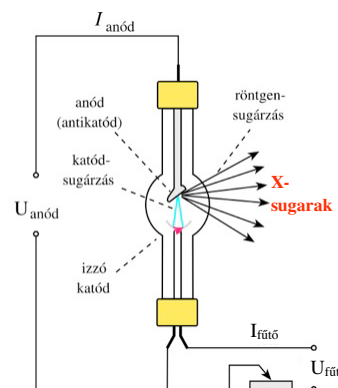
## II. Röntgensugárzás alapú képalkotás

### A röntgensugárzás elektromágneses sugárzás



Hullámhossz 10 - 0.01 nm. Frekvencia  $30 \times 10^{15}$  -  $30 \times 10^{18}$  Hz. Energia 120 eV - 120 keV.

### A röntgensugárzás keltése



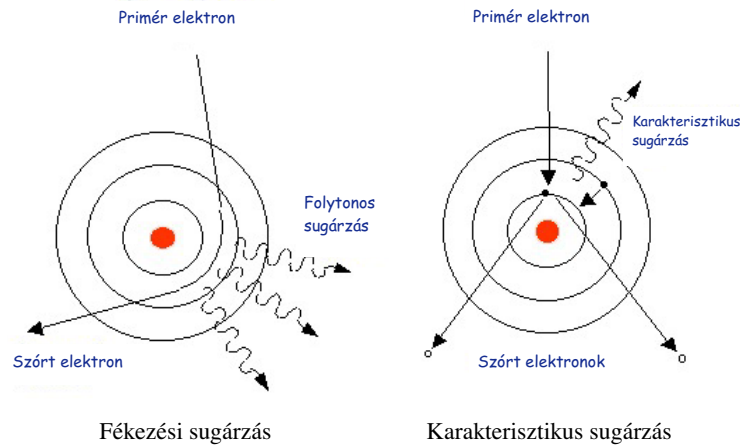
Maximális  
fotonenergia ( $\epsilon_{\max}$ ):  
 $eU_{\text{anód}} = \epsilon_{\max} = hf_{\max}$

Határhullámhossz  
(Duane-Hunt-törvény):

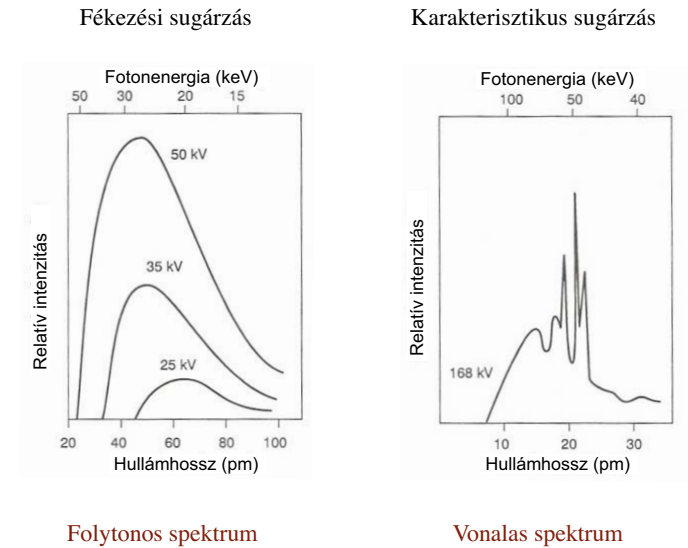
$$\lambda_{\min} = \frac{hc}{e} \cdot \frac{1}{U_{\text{anód}}}$$

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

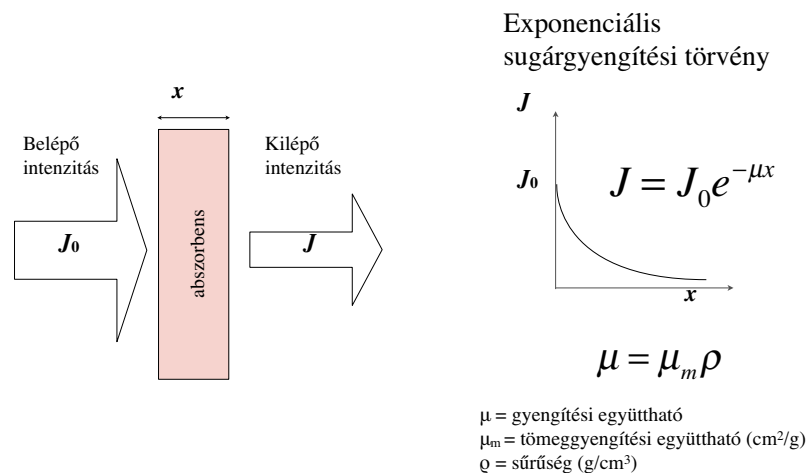
## A röntgensugárzás keletkezési mechanizmusai



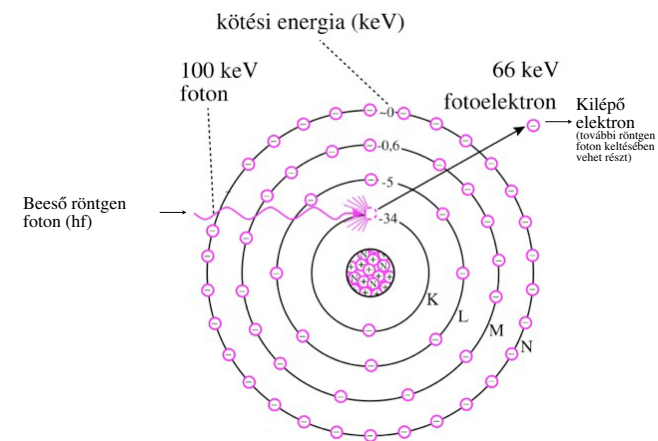
## A röntgensugárzás spektrális tulajdonságai



## A röntgensugárzás kölcsönhatása az anyaggal: abszorpció



## Röntgen fotoeffektus



A diagnosztikai röntgenben fellépő legfontosabb hatás

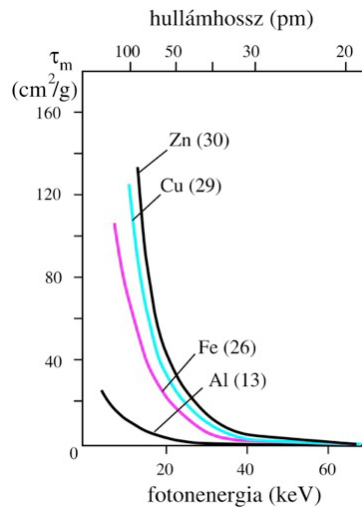
Fotoeffektus gyengítési együttható:

$$\tau = \tau_m \rho$$

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



# A fotoeffektus függ a fotonenergiától és a rendszámtól



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

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

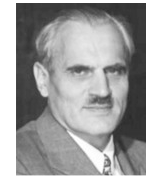
Többkomponensű rendszerben:  
"effektív rendszám" ( $Z_{\text{eff}}$ )

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

$E$ =fotonenergia  
 $Z$ =rendszám  
 $w$ =móltört  
 $n$ =komponensek száma

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

# Compton szórás



Arthur Holly  
Compton  
(1892-1962)

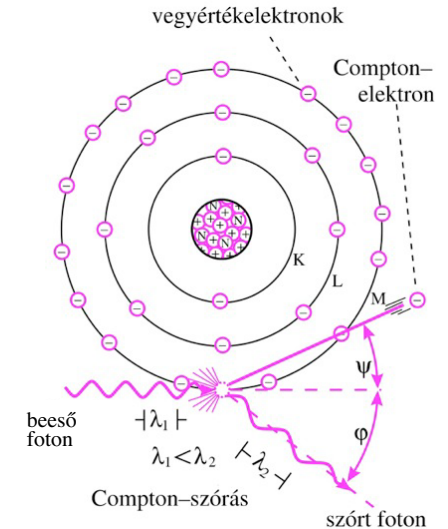
Energiamérleg:

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

$A$ =kötési energia  
 $hf_{\text{scatt}}$ =szórt foton energiája  
 $E_{\text{kin}}$ =Compton-elektron mozgási energiája

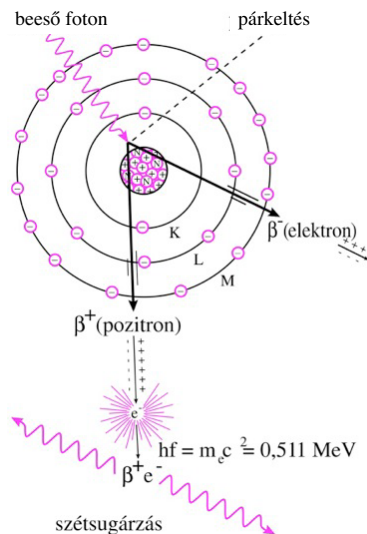
Compton-effektus gyengítési  
együttható:

$$\sigma = \sigma_m \rho$$



# Párkeltés

Diagnosztikában használt energiáknál elenyésző



Energiamérleg:

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

$m_e$ =elektron tömege  
 $c$ =fénysebesség

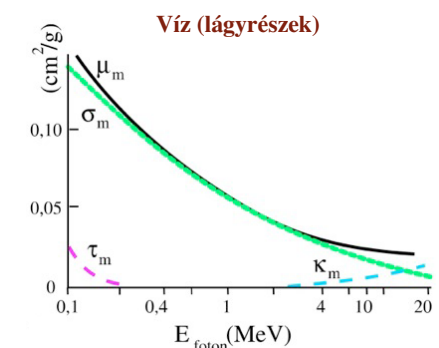
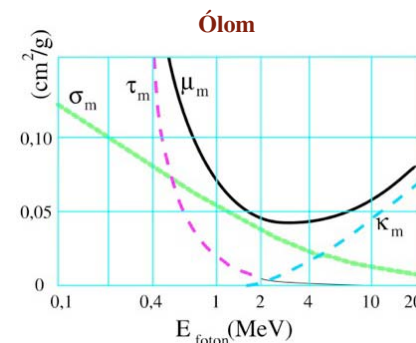
Párkeltés gyengítési  
együttható:

$$\kappa = \kappa_m \rho$$

A párkeltés a nagyenergiájú  
(terápiás) röntgensugárzás és a  $\gamma$ -  
sugárzás esetében jelentős.

# Sugárscsillapítási mechanizmusok

Fotonenergia és közeg hatása



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

$\mu_m$ =tömeggyengítési együttható  
 $\tau_m$ =fotoeffektus tömeggyengítési együttható  
 $\sigma_m$ =Compton-szórás tömeggyengítési együttható  
 $\kappa_m$ =párkeltés tömeggyengítési együttható

# Sugárgyengítési mechanizmusok

Mechanizmus	$\mu_m$ változása fotonenergiával ( $\epsilon$ )	$\mu_m$ változása a rendszámmal (Z)	Releváns foton-energiatartomány lágyszövetben
fotoeffektus	$\sim 1 / \epsilon^3$	$\sim Z^3$	10 - 30 keV
Compton-szórás	$\epsilon$ növelésével lassan csökken	$\sim Z/A$ (A = tömegszám)	30 keV - 20 MeV
párkeltés	$\epsilon$ növelésével lassan nő	$\sim Z^2$	> 20 MeV

- Diagnosztikai röntgen:
- 1. lágyrész-csont közötti kontrasztmechanizmus: fotoeffektus ( $\sim Z^3$ )
  - 2. lágyrészen belüli kontrasztmechanizmus: Compton-szórás ( $\sim \rho$ )

# A röntgensugárzás képkalkotási alkalmazásai

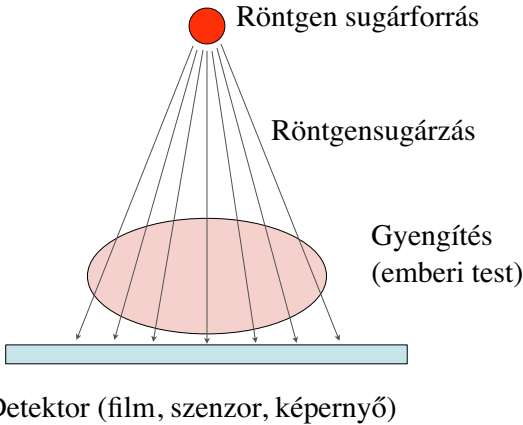


Wilhelm Konrad Röntgen  
(1845-1923)

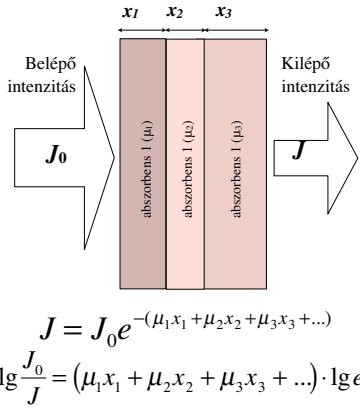


Hand mit Ringen ("Kéz gyűrűvel"): Wilhelm Röntgen első "orvosi" röntgenfelvétele felesége kezéről (1895 december 22).

# A röntgen képkalkotás elve



# A röntgen kép

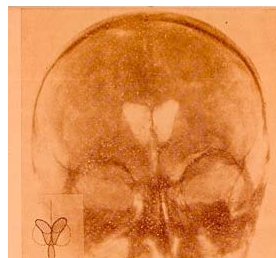


$\mu_n$  = n-edik abszorbens gyengítési együtthatója  
 $x_n$  = n-edik abszorbens vastagsága

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

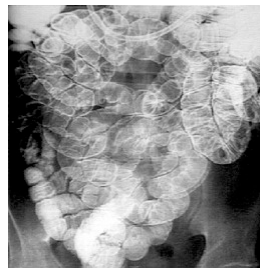
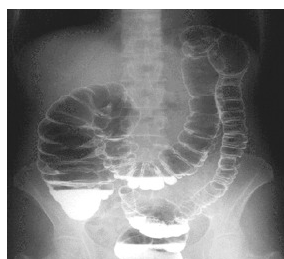
## Röntgen kontraszt

Bélrendszer  
kontrasztanyaggal  
feltöltve (pozitív  
kontraszt)



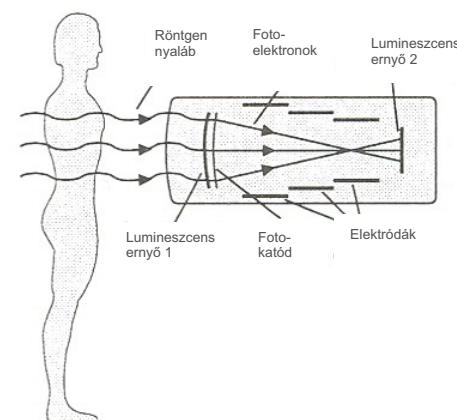
Levegő az  
agykamrában  
(negatív  
kontraszt)

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



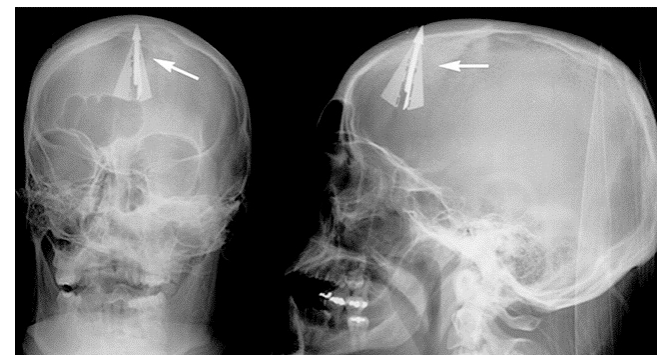
Kép 2  
kontraszt



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



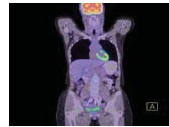
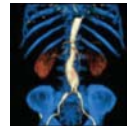
Allan Cormack



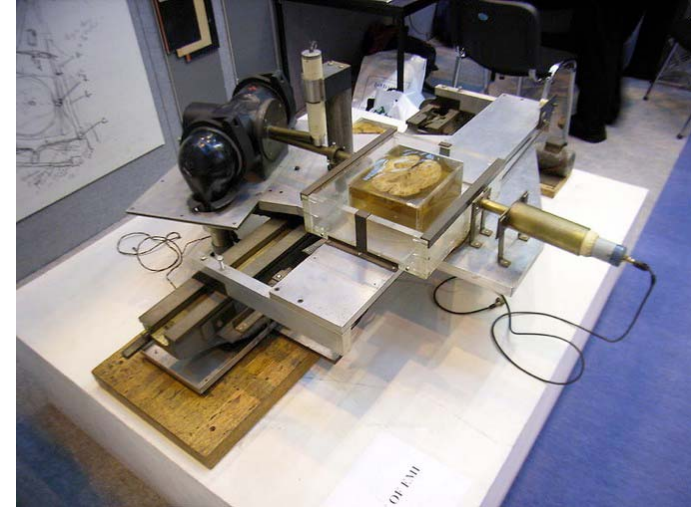
„Siretom” fej  
szkenner (1974)



128x128 pixel  
felbontású kép (1975)

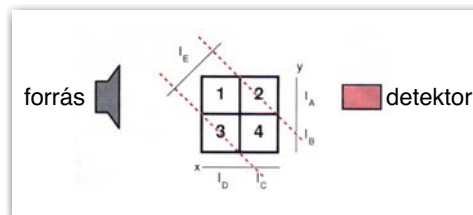
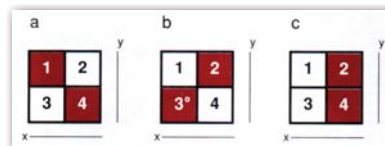
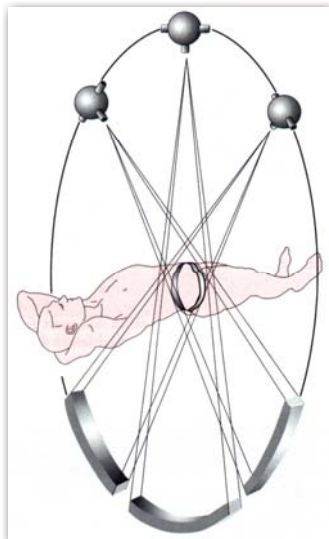


# CT szkennner prototípus

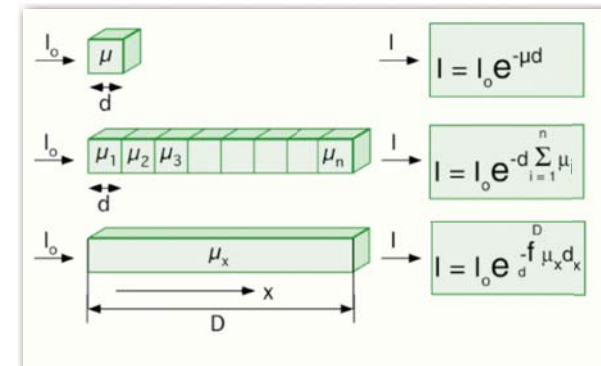


A legelső CT szkennner prototípusa. Feltalálója Godfrey Hounsfield, EMI.

## CT alapok I

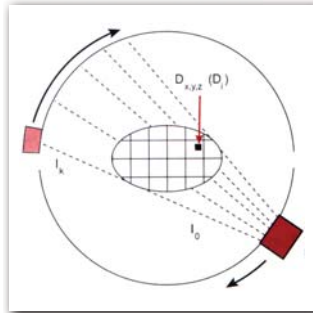


## CT alapok II

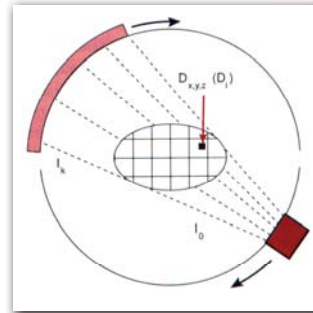


$\mu_x$ : lineáris gyengítési együttható

# Pásztázás I

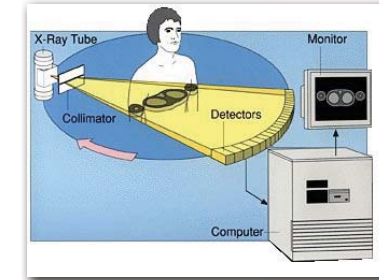
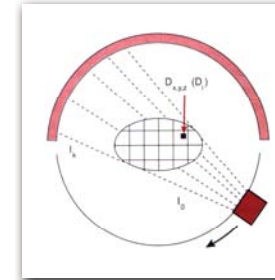


I. generáció  
Egyetlen mozgó forrás  
Egyetlen mozgó detektor

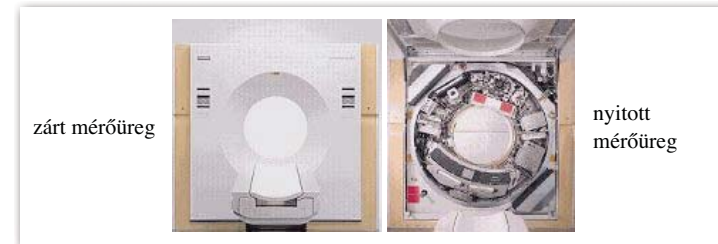


II. generáció  
Egyetlen mozgó forrás  
Keskeny legyező alakú nyaláb  
Több mozgó detektor

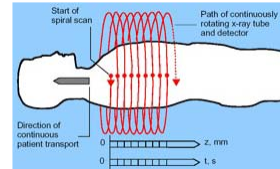
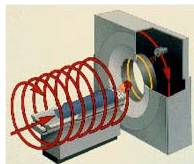
# Pásztázás II



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

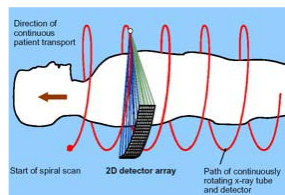
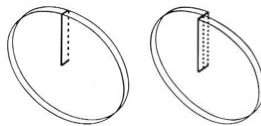


## Spirál (helikális) CT Sugárforrás-detektorsor pár állandóan forog

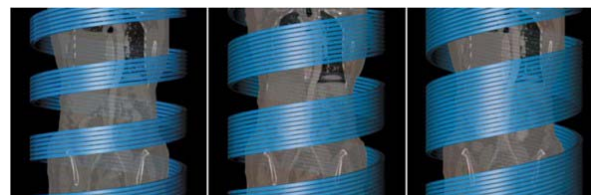


Hagyományos CT képszelet

Spirál CT képszelet



Multi-detector CT (MDCT)



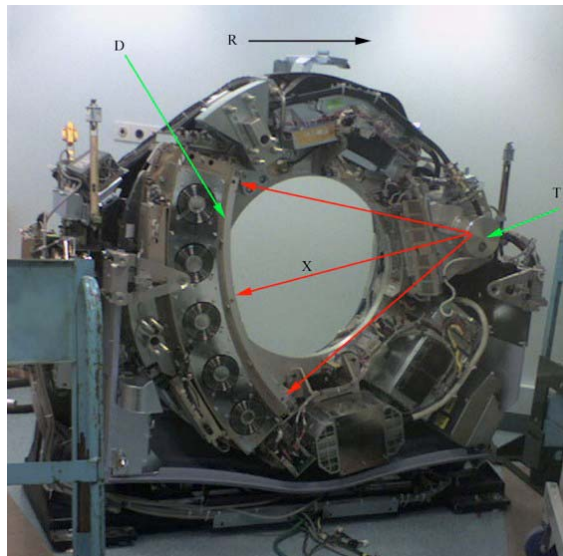
Multi-slice CT (MSCT)

## 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

## CT szkennner működés

**D:**  
detektorok



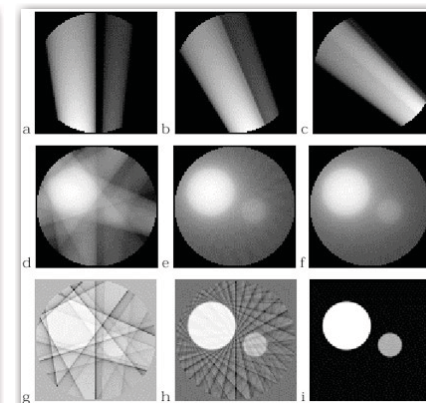
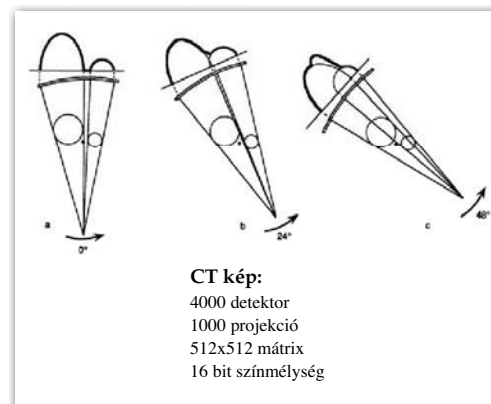
**R:**  
rotáció

**T:** röntgenső

**X:** röntgen  
rugárnyaláb

## CT Képrekonstrukció

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

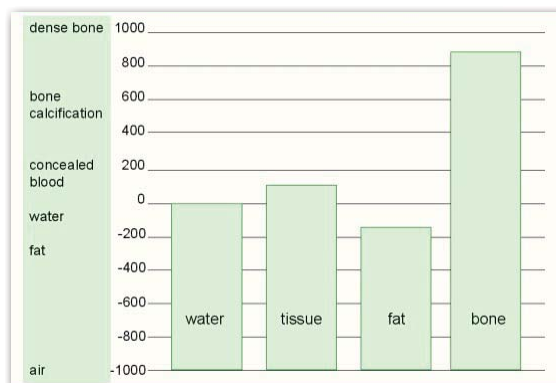


## CT kép: Denzitás mátrix

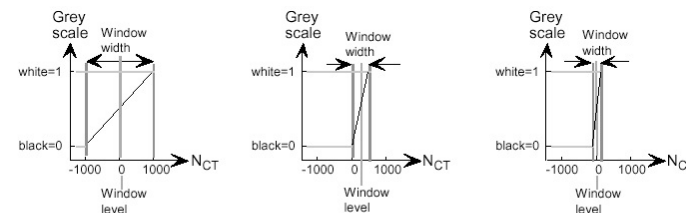
$$N_{CT} = 1000 \frac{\mu - \mu_w}{\mu_w}$$

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

Sűrűség  
("CT szám"):  
Hounsfield  
egység



## A CT kontraszt manipulálása „Ablakozás”



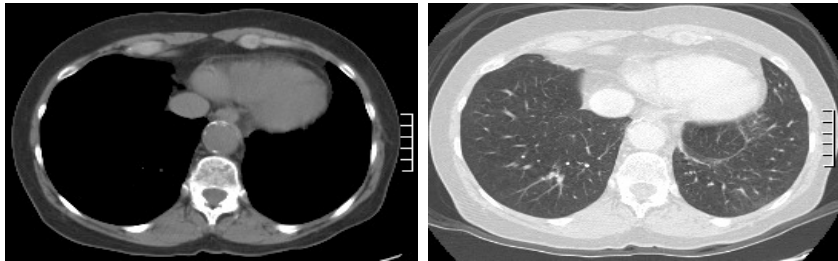
**A kontraszt transzfer függvény változtatása**  
**Eredmény: lokális kontrasztnövekedés**





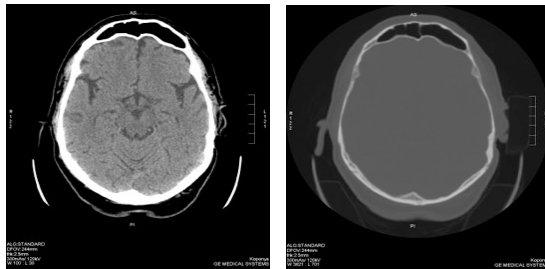
# A CT kontraszt manipulálása „Ablakozás”

Ugyanazon felvételek eltérő ablakolással



Lágyrész ablak

Tüdő ablak



Agyszöveti ablak

Csontablak

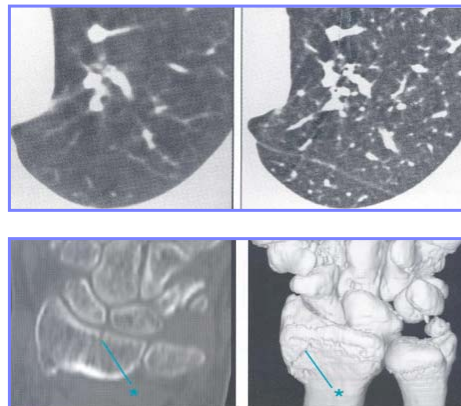
## A CT korlátai

- Ionizáló sugárzás
- hagyományos rtg felvétel dózisának 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-különbségeknél (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

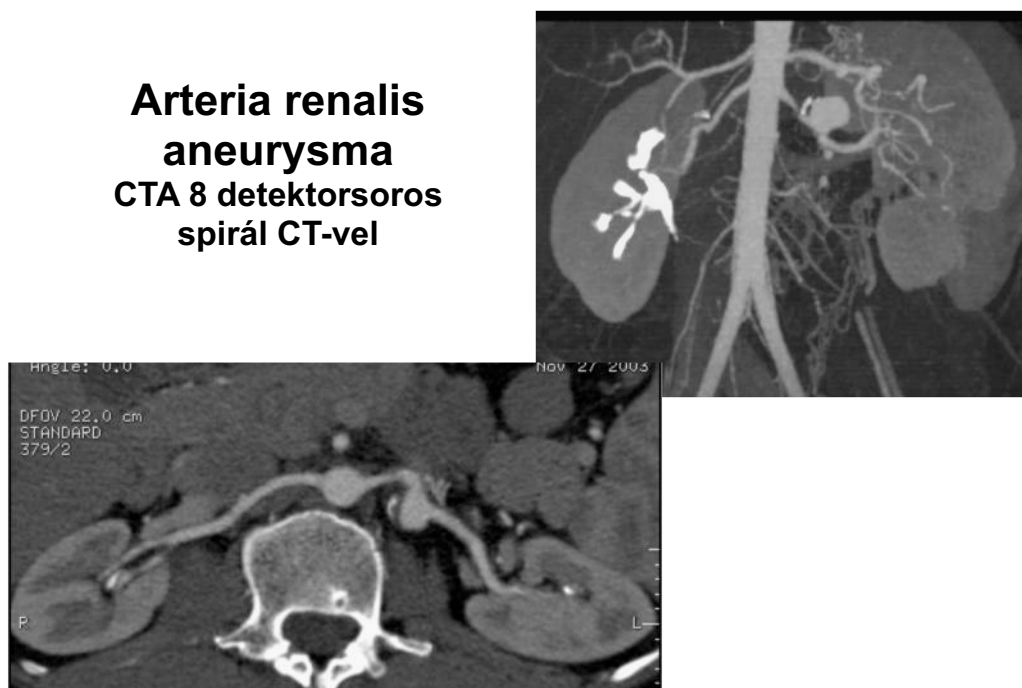
## CT (röntgen) kontrasztanyag

- 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

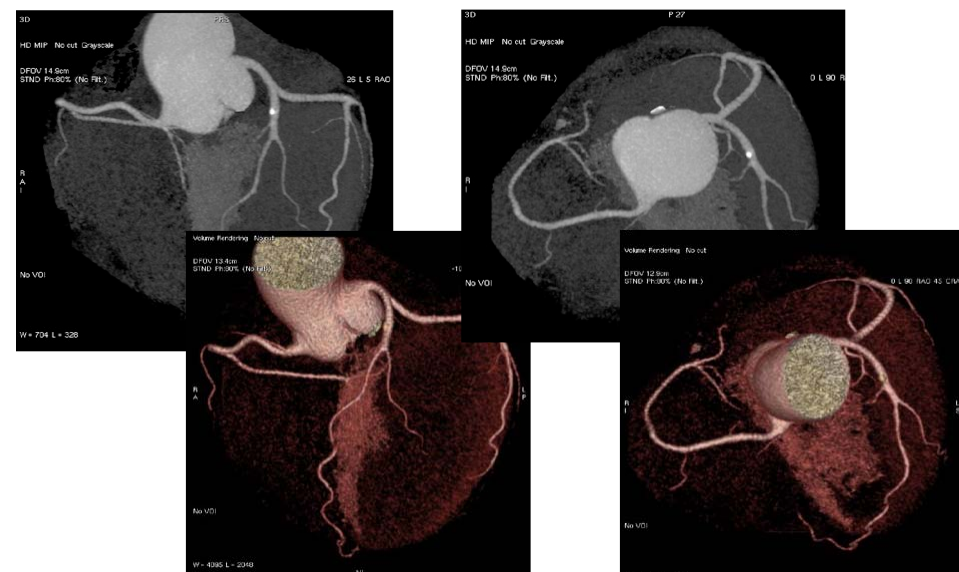
## Az erek ábrázolása CT-vel: CT angiográfia

- 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)

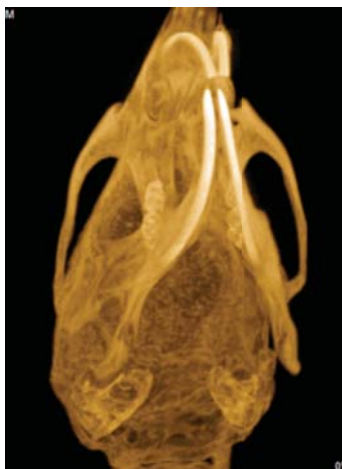
### Arteria renalis aneurysma CTA 8 detektorsoros spirál CT-vel



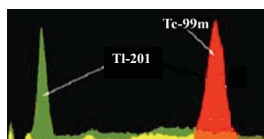
### Koronária CT-angiográfia (CTCA) 64 szeletes MDCT-vel



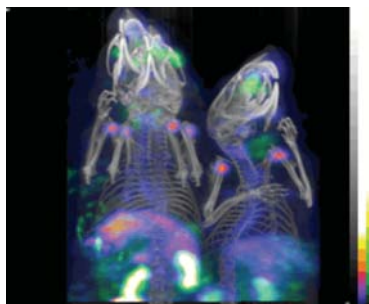
# NanoSPECT/CT



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



“Dual-channel”  
SPECT

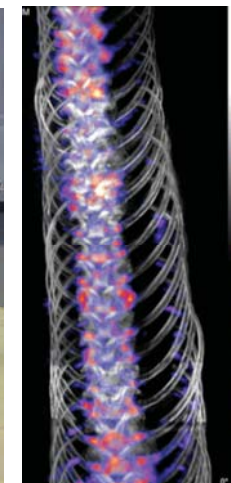


$^{99\text{m}}\text{Tc}$ -DTPA: diethylenetriaminepentaacetic (BBB) - **kék/vörös**  
 $^{99\text{m}}\text{Tc}$ -HMPAO: hexamethylpropyleneamine oxime (perfúzió) - **kék/vörös**  
 $^{201}\text{Tl}$ -DDC: diethylthiocarbamate (perfúzió) - **zöld**

# NanoSPECT/CT



*Boa constrictor*



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