

# ORVOSI KÉPALKOTÓ ELJÁRÁSOK

## Képanalízis - Röntgen - CT

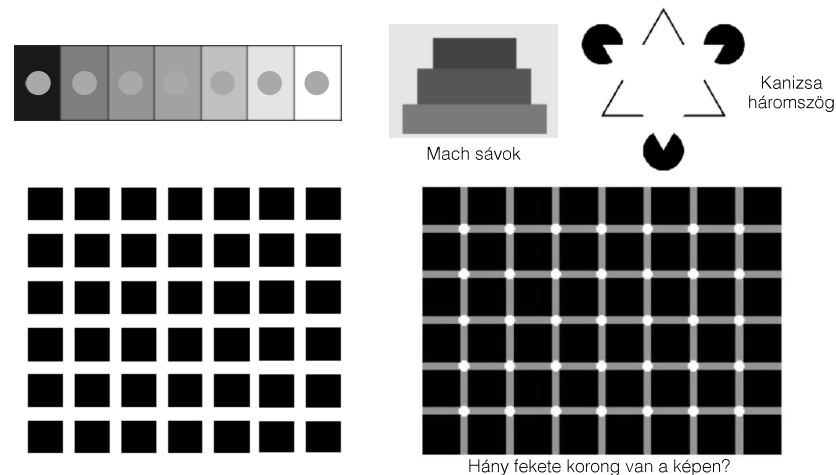
Kellermayer Miklós

## I. A digitális kép

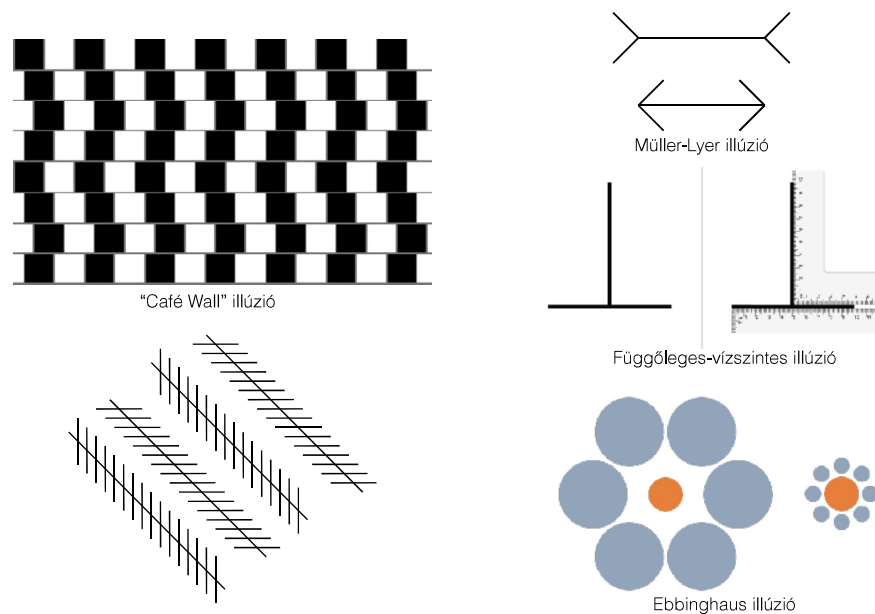
Hiszem ha látom!?

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

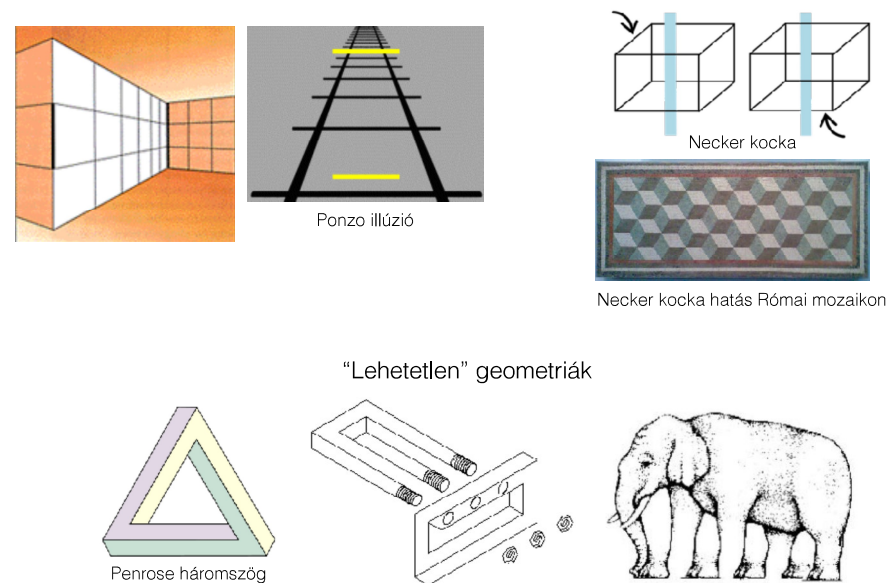
Optikai csalódások – “intenzitás” (színmélység)



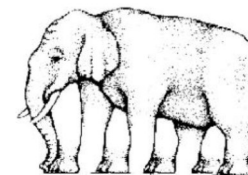
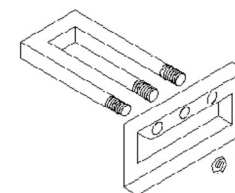
## Optikai csalódások – irány, méret



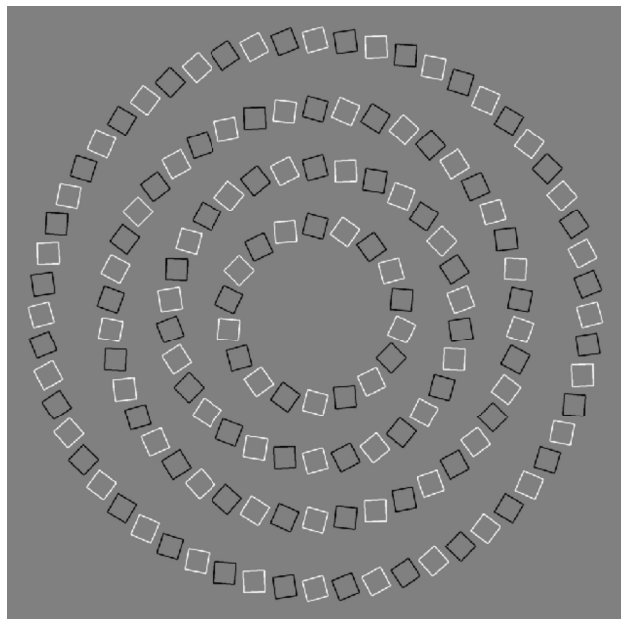
## Optikai csalódások – tér



“Lehetetlen” geometriák



## Optikai csalódások – geometria



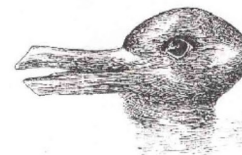
Pinna illúzió:  
Spirális vagy  
koncentrikus  
gyűrűk?

## Optikai csalódások – alak

Reverzibilis, komplementer alakok



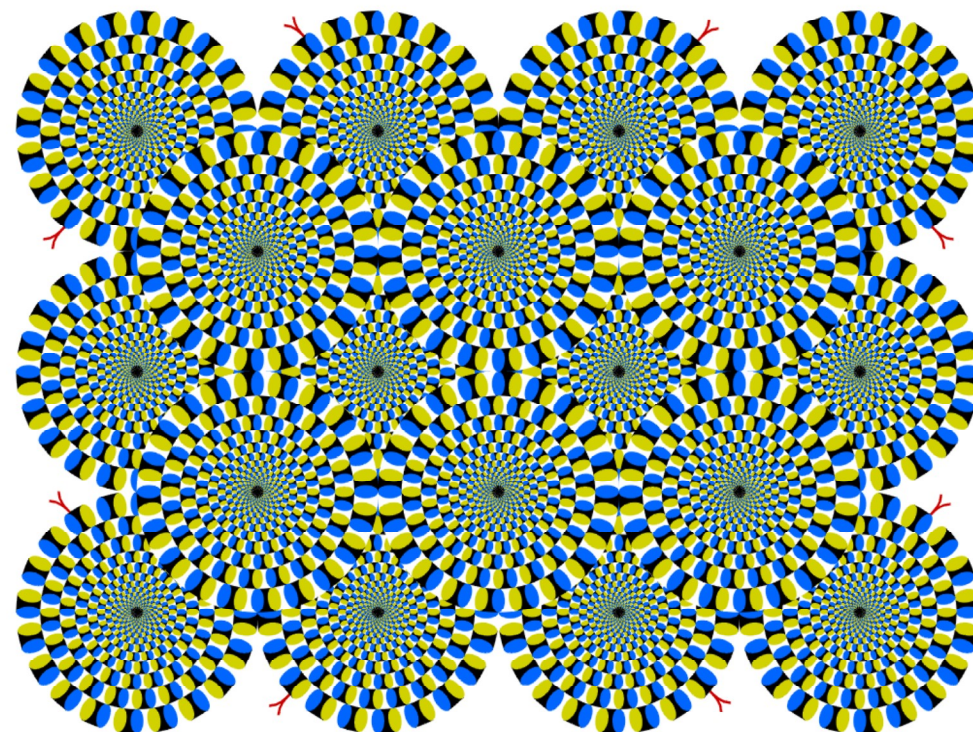
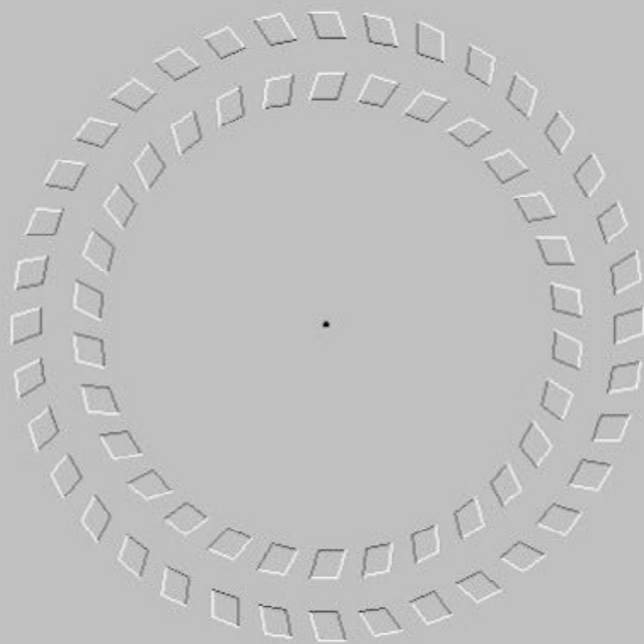
Rubinváza illúzió



"Gestalt" (alak, forma)

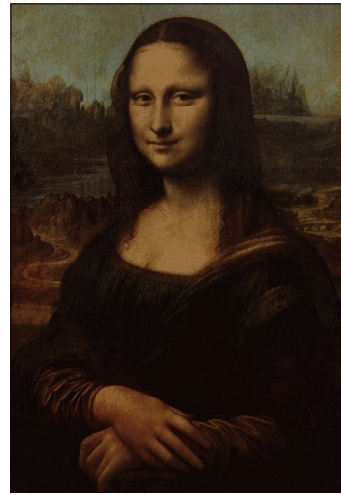
Kontúr

## Optikai csalódások – mozgás



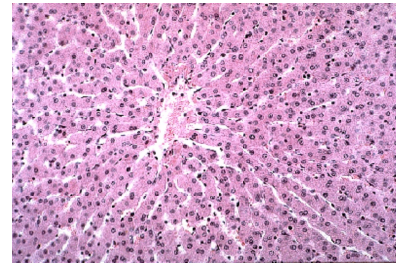


Kép: szemmel közvetlenül megfigyelhető információ ...  
vagy mégsem?

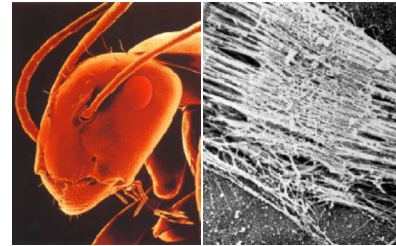


## Módszerfüggő képek

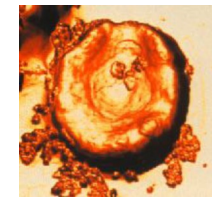
HE-festett metszet: lobulus hepaticus



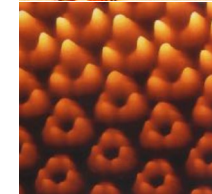
Pásztázó elektromikroszkópos képek



Atomi erőmikroszkópos képek



Vörösvértest

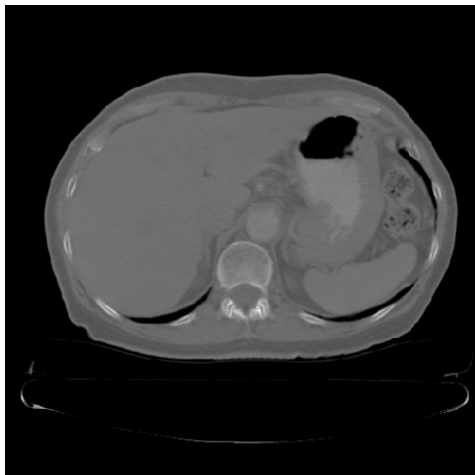


Bakteriorodopsin

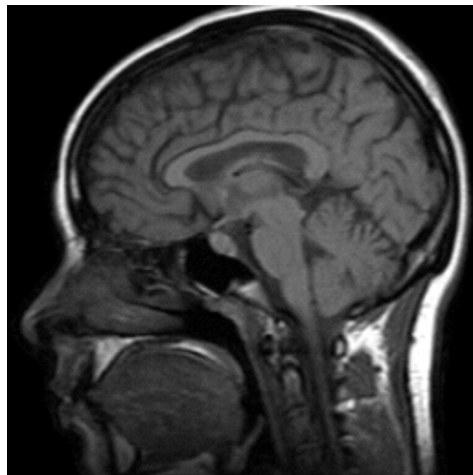


DNA-fehérje  
komplex

## Módszerfüggő képek



CT



MRI

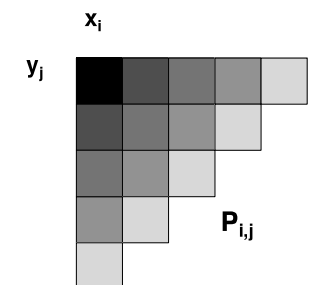
## A digitális kép

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.)

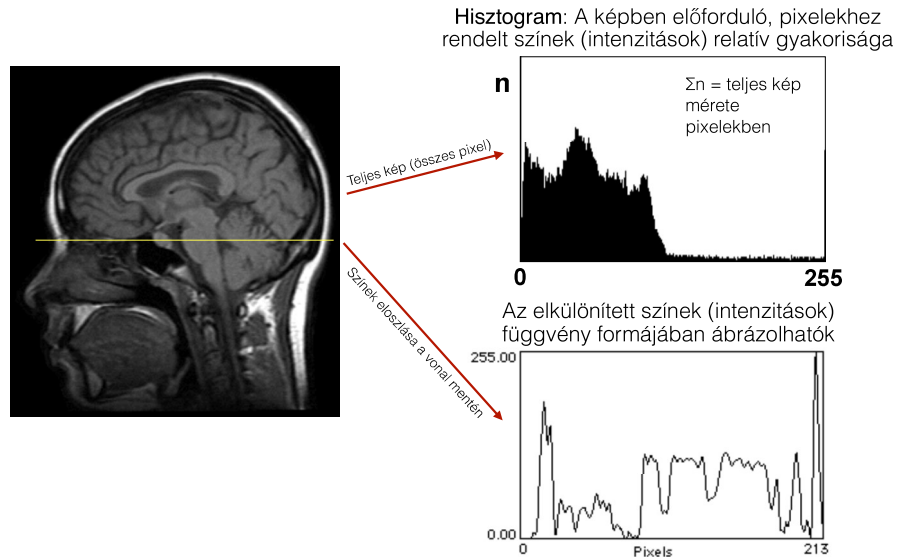
A digitális kép jellemzői:

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 színek felel meg; pl. AFM, CT, MRI)



# A színhisztogram

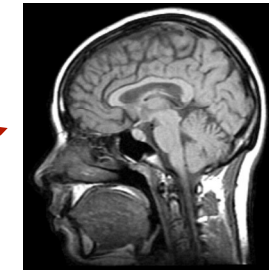
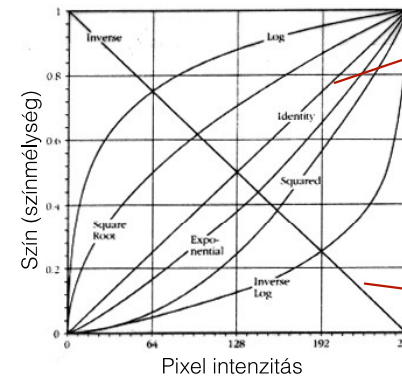
(intenzitás hisztogram, "grayscale" hisztogram)



# Digitális képfeldolgozási technikák:

## Kontraszt manipuláció

Kontraszt transzfer függvény:  
a pixel intenzitás számértéke és a megjelenített szín közötti hozzárendelést írja le



negatív kép

# Digitális képjavítási (enhancement) technikák:

## Konvolúció

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

„simító” kernel

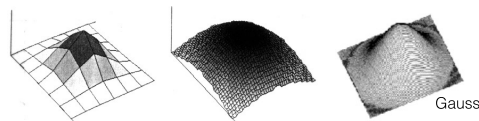
1	1	1
1	1	1
1	1	1

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

„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 "súlyértéke" egy adott, i,j ponton  
i,j=a kernelen belüli koordináták (egész számok -m és +m között)

Különböző kernelek (az "alak" a mátrix méretétől és numerikus tartalmától függ):



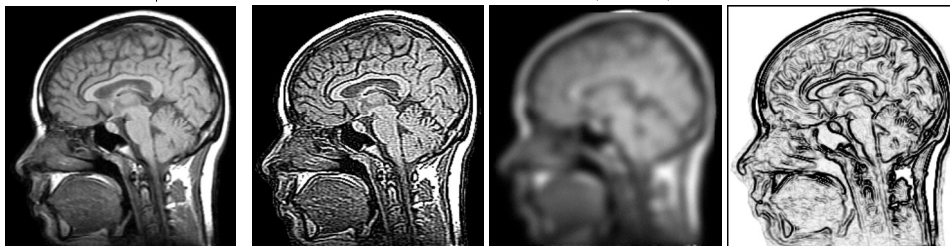
Gauss

Eredeti kép

„Élesítés”

Gauss ("simítás")

Él detektálás

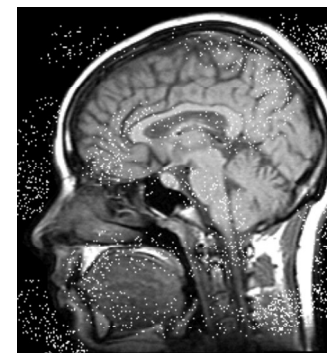


# Digitális képfeldolgozási technikák

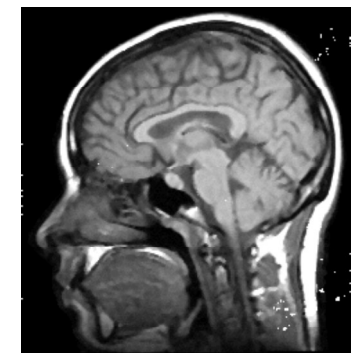
## Rang műveletek

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

Zajeltávolítás medián szűréssel:



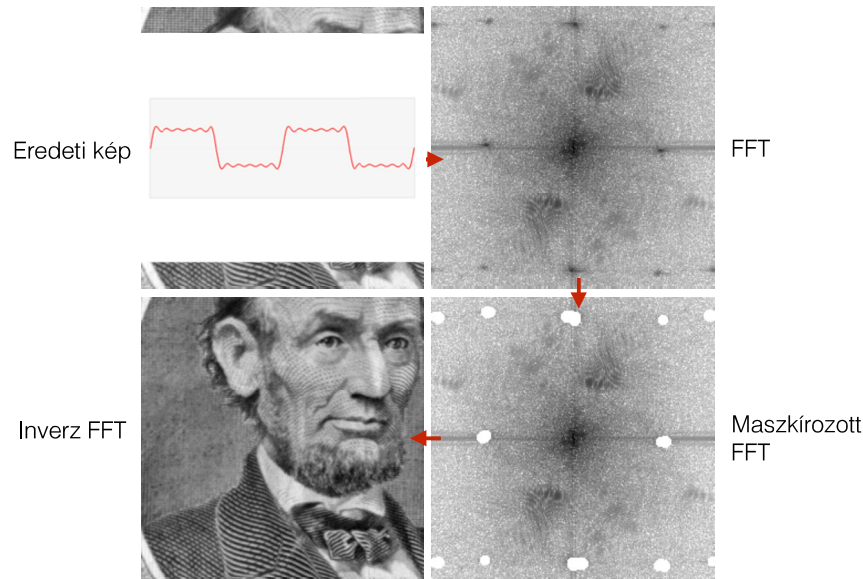
3x3 medián szűrő





# Fourier transzformáció

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

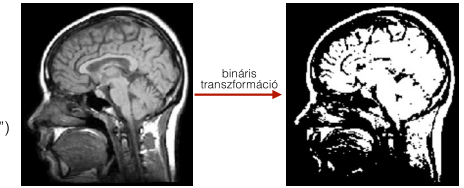


# Bináris képanalízis

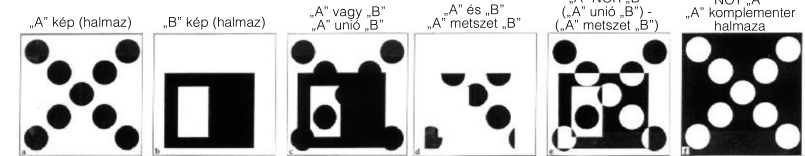
## 1. Küszöbölés, szegmentáció

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")

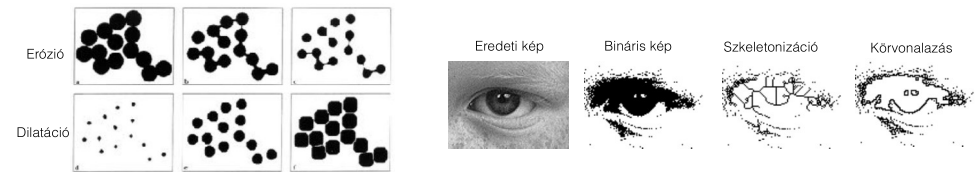


## 2. Halmazelméleti (Boole-féle) műveletek

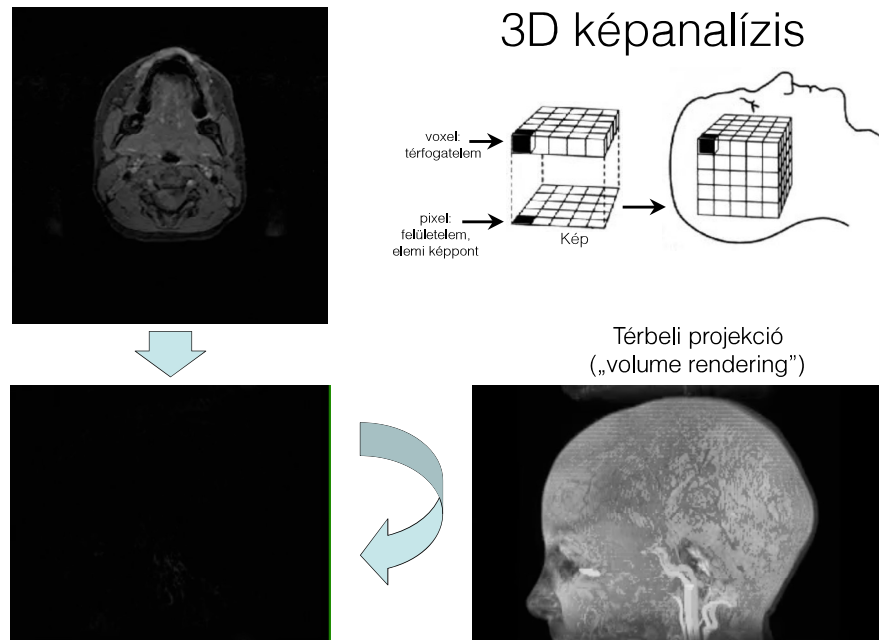


## 3. Erózió, dilatació, nyitás, zárás

Pixelek mozgatása az előtérből a háttérbe (és vice versa) bizonyos szabályok betartásával

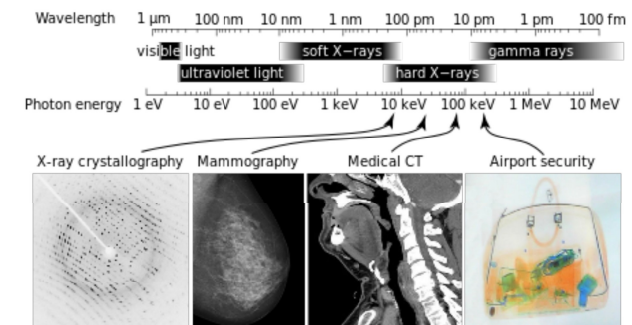


## 3D képanalízis



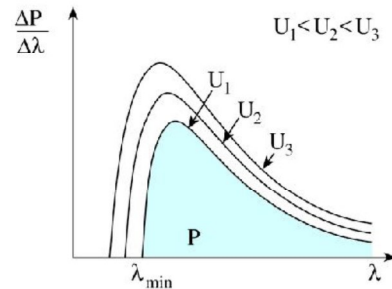
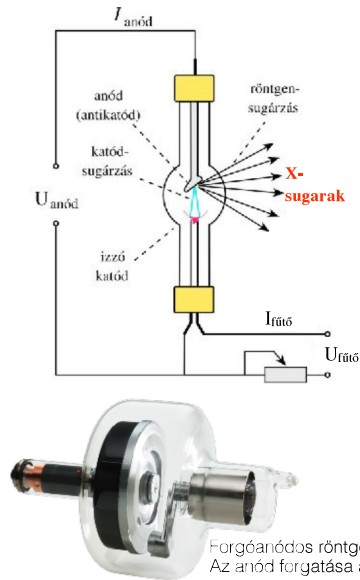
# II. Röntgen képalkotás

Röntgen-sugárzás: elektromágneses sugárzás



**Hullámhossz:** 10 - 0,01 nm. **Frekvencia:**  $30 \times 10^{15}$  -  $30 \times 10^{18}$  Hz. **Energia:** 120 eV - 120 keV.  
(petahertz - exahertz)

# A röntgensugárzás keltése



Maximális fotonenergia ( $\epsilon_{\max}$ ):

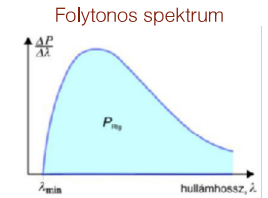
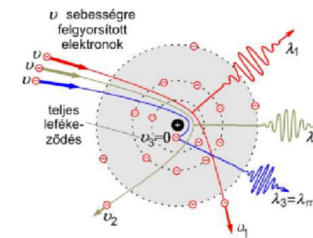
$$eU_{\text{anód}} = \epsilon_{\max} = hf_{\max}$$

Határhullámhossz (Duane-Hunt-törvény):

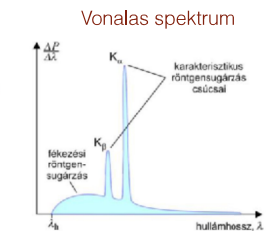
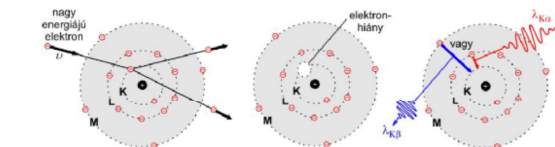
$$\lambda_{\min} = \frac{hc}{e} \cdot \frac{1}{U_{\text{anód}}} \quad \begin{array}{l} h = \text{Planck állandó} \\ c = \text{fénysebesség} \\ e = \text{elektron töltése} \end{array}$$

# A röntgensugárzás keletkezési mechanizmusai

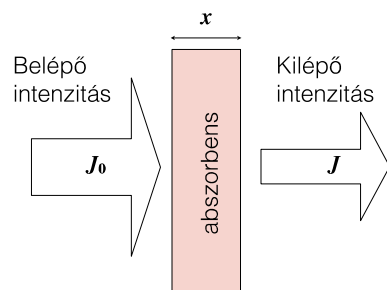
1. Fékezési sugárzás



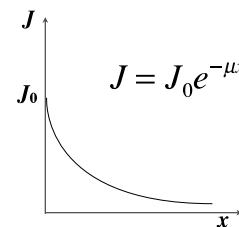
2. Karakterisztikus sugárzás



# A röntgensugárzás abszorpciója



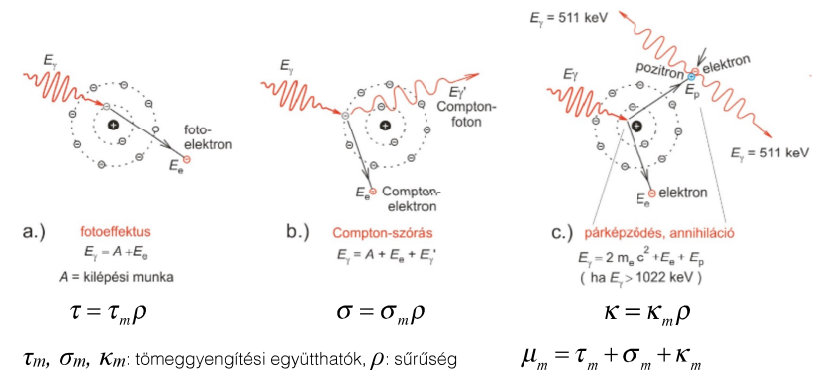
Exponenciális sugárgyengítési törvény



$$\mu = \mu_m \rho$$

$\mu$  = gyengítési együttható  
 $\mu_m$  = tömeggyengítési együttható (cm<sup>2</sup>/g)  
 $\rho$  = sűrűség (g/cm<sup>3</sup>)

# Abszorpciós mechanizmusok



Mechanizmus	A tömeggyüttható fotonenergia ( $\epsilon$ )-függése	A tömeggyüttható rendszám ( $Z$ )-függése	Releváns energiatartomány lágyrészekben
Fotoeffektus	$\sim 1 / \epsilon^3$	$\sim Z^3$	10 - 100 keV
Compton-szórás	$\epsilon$ növelésén lassan csökken	$\sim Z/A$ ( $A$ : tömegszám)	0.5 - 5 MeV
Párképződés	$\epsilon$ növelésével lassan nő	$\sim Z^2$	> 5 MeV

Diagnosztikus röntgensugárzás:

1. Csont-lágyrész kontraszt mechanizmusa: fotoeffektus ( $\sim Z^3$ )
2. Lágyrészben belüli kontraszt mechanizmusa: Compton-szórás ( $\sim \rho$ )

$\mu_m$ : a különböző abszorpciós mechanizmusok tömeggyengítési együtthatóinak összege



# Képkotás röntgensugárzással

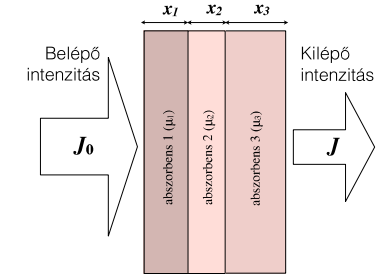
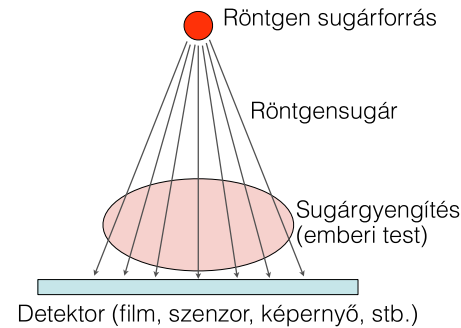


Wilhelm Konrad Röntgen (1845-1923)



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

# A röntgen képkotás elve

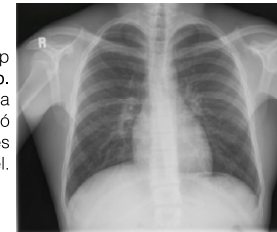


$$J = J_0 e^{-(\mu_1 x_1 + \mu_2 x_2 + \mu_3 x_3 + \dots)}$$

$$\lg \frac{J_0}{J} = (\mu_1 x_1 + \mu_2 x_2 + \mu_3 x_3 + \dots) \cdot \lg e$$

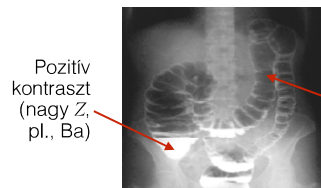
$\mu_n$  : n-edik abszorbens gyengítési együtthatója  
 $x_n$  : n-edik abszorbens vastagsága

A röntgenkép szummációs kép. A kontraszt a térben változó sugárgyengülés miatt lép fel.



## Röntgen képkotás javítása I.

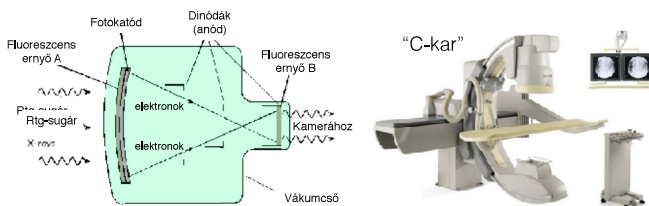
Kontraszt növelése: kontrasztanyagok



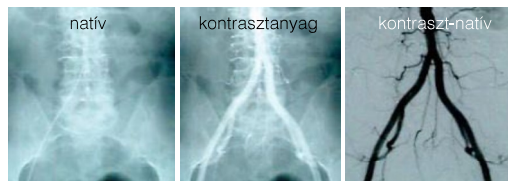
Negatív kontraszt (kis effektív Z, pl., levegő)



Detektálási érzékenység növelése: képerősítő

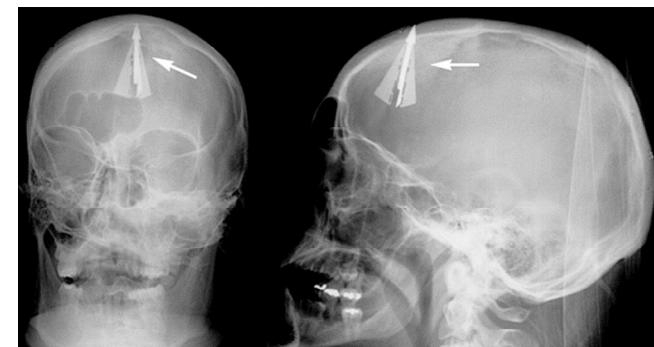


Zavaró háttér levonása: "Digital Subtraction Angiography" (DSA)



## Röntgen képkotás javítása II. Térbeli felbontás

Kétirányú röntgenfelvétel

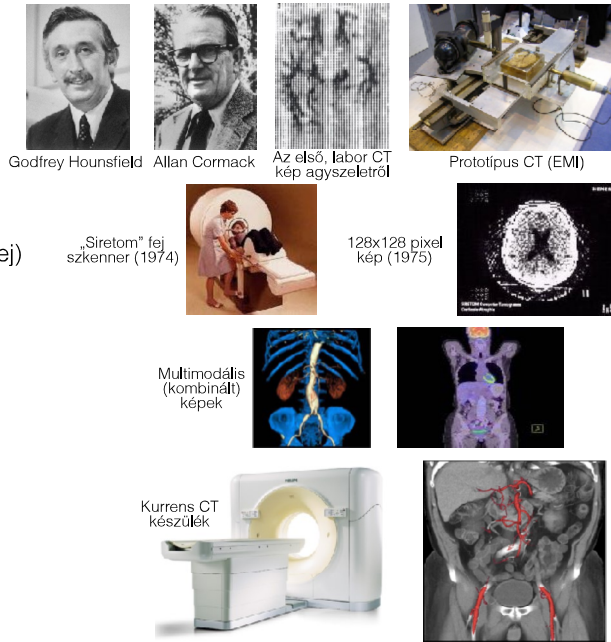


Számszerűjával elkövetett suicid kísérlet. Kétirányú koponyafelvétel.

# Röntgen képalkotás javítása: CT

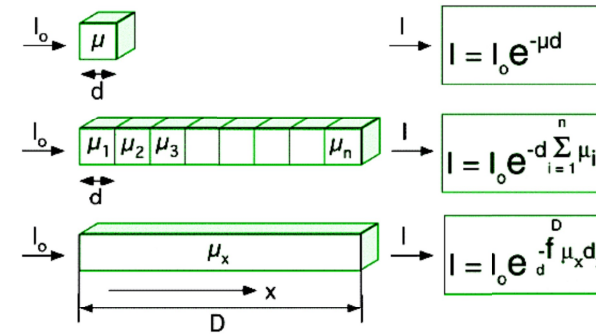
## Történet

- Röntgen, Hounsfield és Cormack
- 1967: első CT felvétel
- 1972: CT prototípus
- 1974: első klinikai CT kép (fej)
- 1976: egésztest CT
- 1979: Nobe-díj
- 1990: spirál CT
- 1992: többszeletes CT
- 2006: 64 szelet (és még több...)
- multiplex és hibrid üzemmódok: SPECT-CT, PET-CT, "Dual-source" CT



## CT alapok I

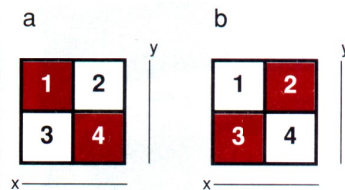
Cél: meghatározni az egyes térfogatelemek (voxelek) sugárgyengítési együtthatóit ( $\mu_x$ )



$\mu_x$ : lineáris sugárgyengítési együttható  
 $d_x$ : voxel mérete

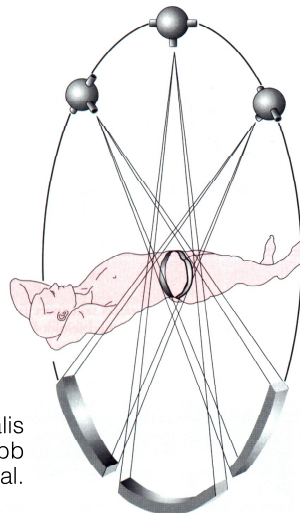
## CT alapok II

Pásztázás transzaxiális síkokban

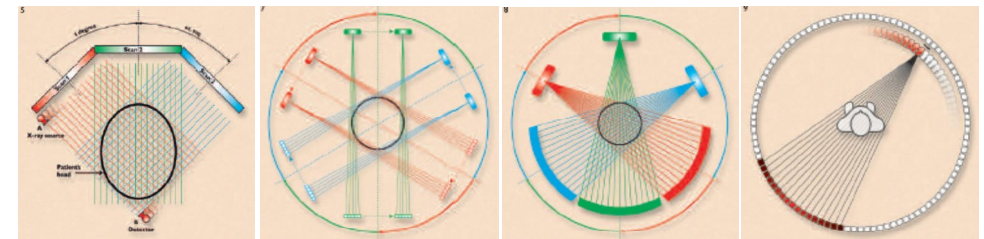


Probléma: kétirányú felvétellel az a és b képet nem lehet megkülönböztetni

Megoldás: transzaxiális pásztázás minél nagyobb szögfelbontással.



## A pásztázási módszerek generációkon keresztül fejlődtek



### I. Generáció

Egyetlen forrás, egyetlen detektor, amelyek lineáris mozgást végeznek, majd a rendszer elfordul.

### II. Generáció

Több (8-30) nyaláb legyező alakú elrendezésben. Transzlációs-rotációs mozgás.

### III. Generáció

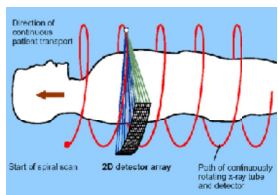
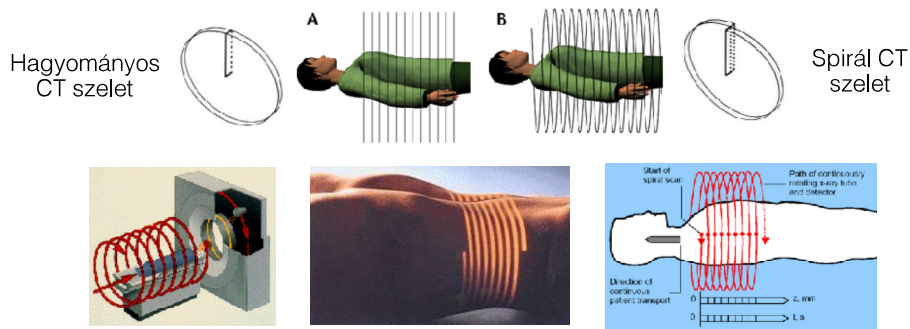
Nagyszámú (500-700) nyaláb széles legyező alakban. Rotáló forrás és detektor.

### IV. Generáció

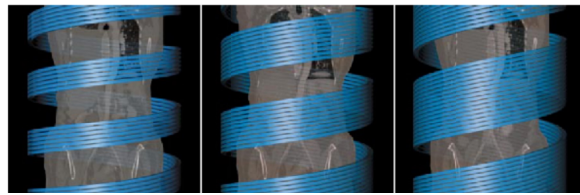
Közepes számú (50-200) nyaláb széles legyező alakban. Rotáló forrás. Stacionárius detektorsor (600-2400 detektor), amely körülveszi a beteget.



## A kurrens CT-ben spirális (helikális) pásztázás Forrás-detektor pár folyamatosan forog



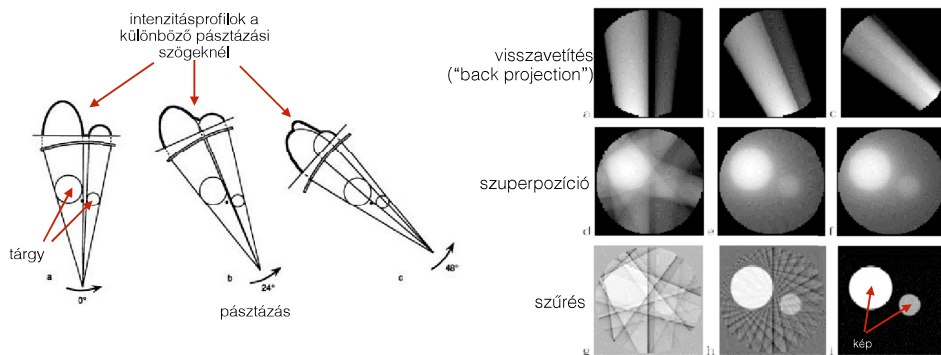
Multi-detektor CT (MDCT)



Multi-szelet CT (MSCT)

## CT Képrekonstrukció

1. Algebrai rekonstrukciós technikák
2. Közvetlen Fourier rekonstrukció
3. „Filtered Back Projection” (jelenlegi módszer)



## CT összefoglalás

- 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

### A CT korlátai

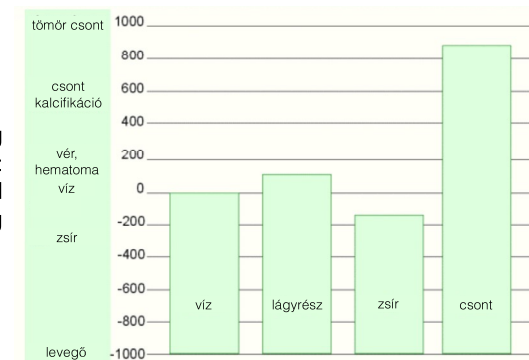
- Ionizáló sugárzás
- Hagyományos rtg felvétel dózisének akár 50-100 - szorosa !
- Közvetlen sugár expozíció mellett szórt sugárzás (egy-két nagyságrenddel kisebb)

## CT kép: Denzitás mátrix

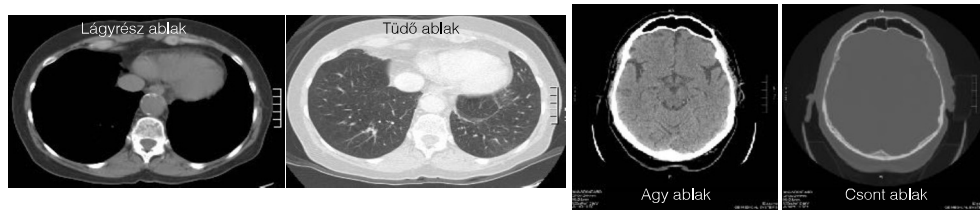
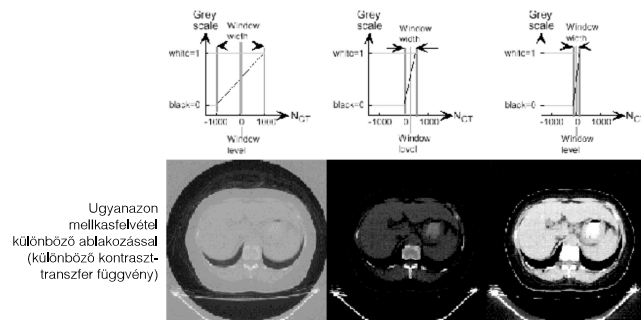
$$N_{CT} = 1000 \frac{\mu - \mu_w}{\mu_w}$$

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

Sűrűség  
("CT szám"):  
Hounsfield  
egység

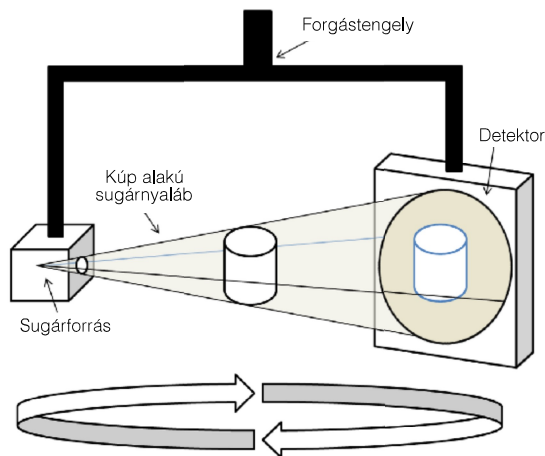


# A CT kép kontraszt manipulálása „ablakozás”



## Cone beam CT

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



## Dual Source CT

- Két röntgenforrás és két detektor egyidejű alkalmazása
- A két cső egymásra merőlegesen helyezkedik el, egymással szinkron gyűjtik a detektorok az információt
- Ha mindkét röntgenső azonos üzemmódban, azonos kV értékkel dolgozik, 90°-os elfordulásuk elegendő egy axiális szelet leképezéséhez.
- “Dual energy” üzemmódban a két csőfeszültség 80 és 140 kV, a két cső 180°-ot fordul egy harántmetszet elkészítéséhez.
- Azz eltérő energiájú röntgensugarak elnyelődése más és más lesz: két, eltérő információtartalmú adatsor jön létre

## CT kontrasztanyagok

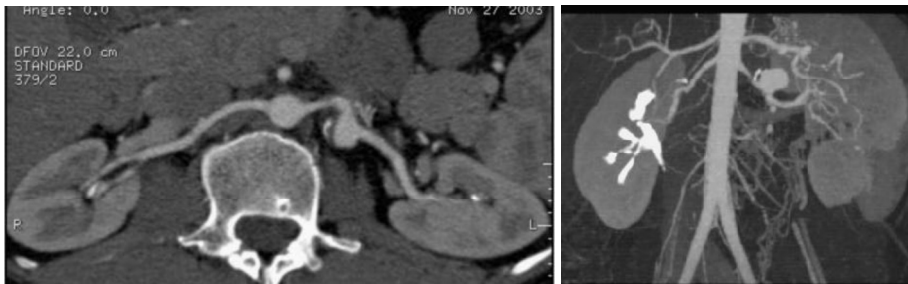
- Vízoldékony, jódot tartalmazó makromolekulák, melyek akkumulációjuk helyén megnövelik a röntgensugár elnyelést, ezáltal denzitás növekedést okozva
- Ionos – elavult (90-es évek eleje óta nem használatos)
- Nem-ionos (monomer, vagy dimer alacsony ozmolalitású)
- A vesében glomerulárisan filtrálódik és kiválasztása azonnal megkezdődik (nefrotróp)
- Alkalmazások: minden röntg alapú képalkotó vizsgálat



# CT angiográfia (CTA)

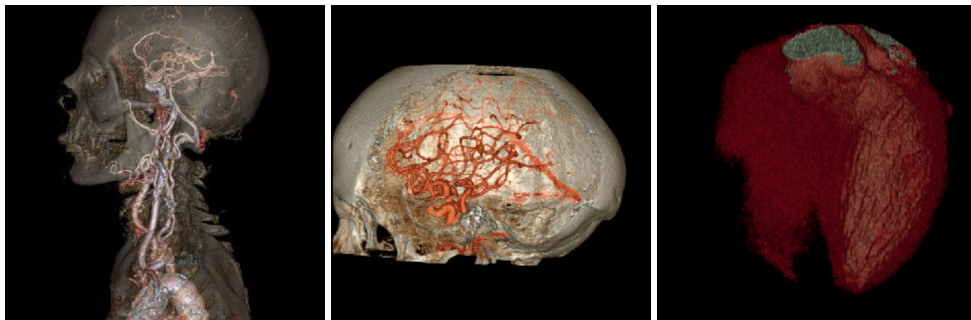
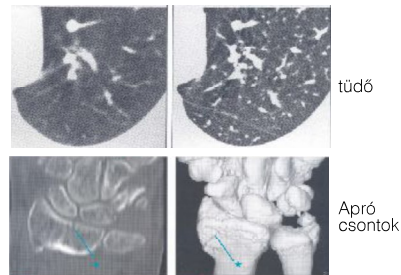
- Natív CT: korlátozott alkalmazhatóság. Kalcifikálódott érfalak esetében.
- Intravénás kontrasztanyagokkal:  
"konvencionális" technika - nagy átmérőjű erek esetében ( $d \geq 1$  cm, pl. aorta)
- Spirál CT-angiográfia:  
Egy detektorsor spirál CT - aorta ágak ( $d \geq 2-3$  mm)  
Sok detektorsoros spirál CT - perifériás erek ( $d \geq 1$  mm)

Arteria renalis aneurysma CTA 8 detektorsoros spirál CT-vel

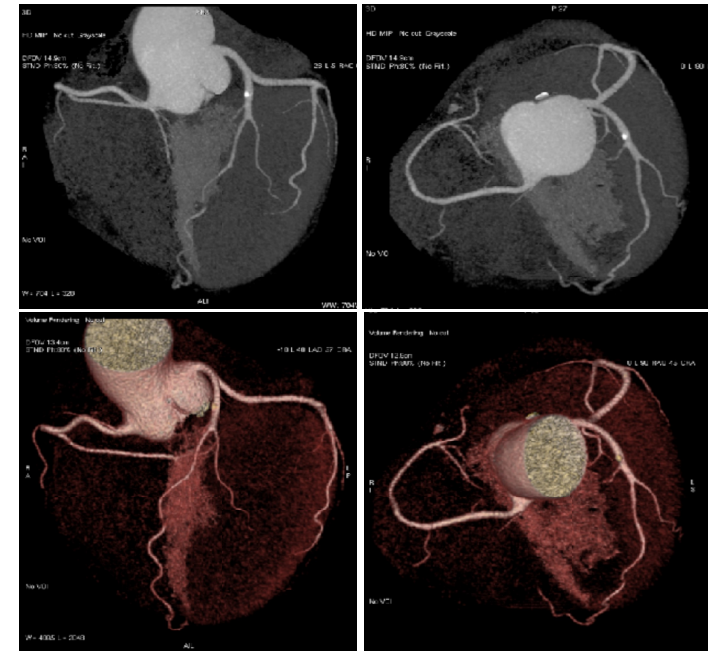


## Nagyfelbontású CT HRCT (High Resolution CT)

- A CT fejlesztés egyik legfontosabb célja a térbeli felbontás növelése.
- Nagyon vékony (1-2 mm) szeletek, nagyon jó kontrasztfelbontással.
- Különösen jelentős nagy denzitáskülönbségek esetén (pl., csont - tüdő).
- Képfeldolgozás dedikált algoritmusokkal



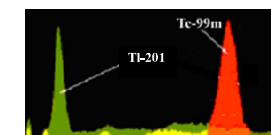
## Koronária CT-angiográfia (CTCA) 64 szeletes MDCT-vel



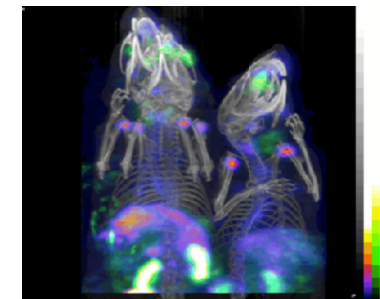
## NanoSPECT/CT



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



"Dual-channel"  
SPECT

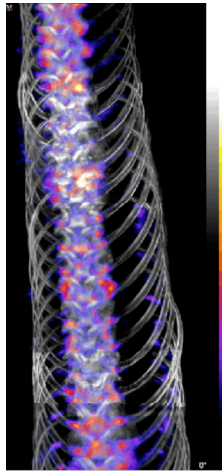


$^{99m}\text{Tc}$ -DTPA: diethylenetriaminopentaecetic (BBB) - **kék/vörös**  
 $^{99m}\text{Tc}$ -HMPAO: hexamethylpropyleneamine oxime (perfúzió) - **kék/vörös**  
 $^{201}\text{Tl}$ -DDC: diethylthiocarbamate (perfúzió) - **zöld**

# NanoSPECT/CT



*Boa constrictor*



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