

ORVOSI KÉPALKOTÓ ELJÁRÁSOK

Kellermayer Miklós

Orvosi képző eljárások Praktikus tudnivalók, 2012

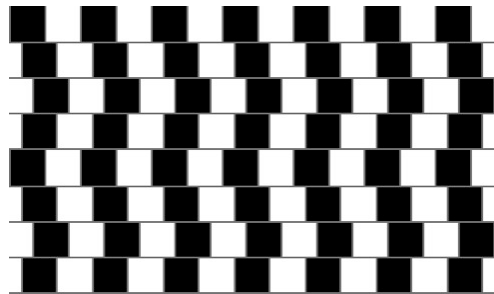
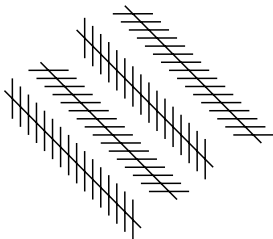
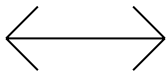
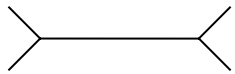
- A tantárgy előadói és gyakorlatvezetői: az **Anatómiai, Szövet- és Fejlődéstan Intézet**, a **Humánmorfológiai és Fejlődésbiológiai Intézet** a **Biofizikai és Sugárbiológiai Intézet**, a **Nukleáris Medicina Tanszék** oktatói.
- **Előadások** az 1-5. héten az egész évfolyamnak a Szent-Györgyi Albert 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

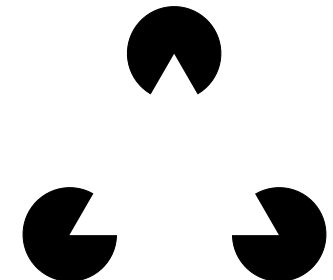
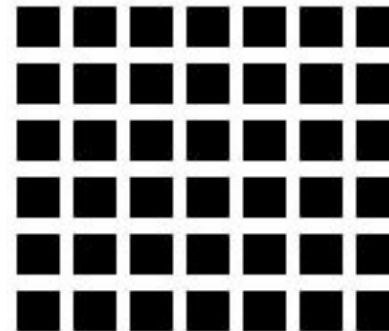
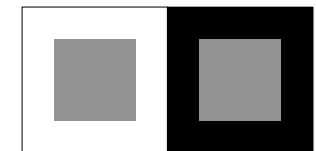
Hiszem ha látom!?

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

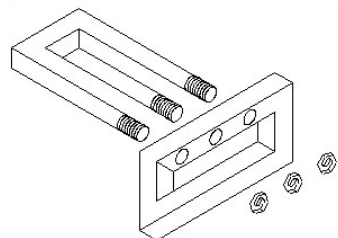
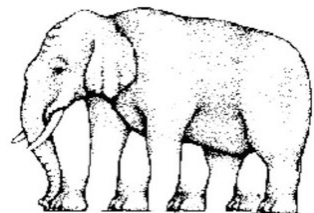
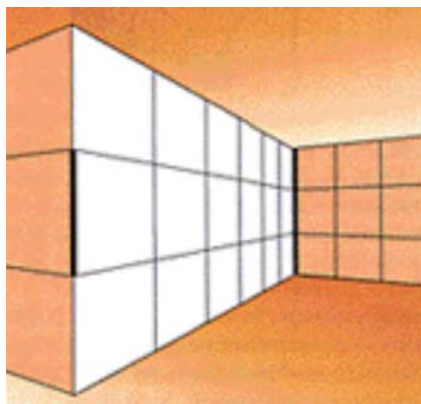
Optikai csalódások – méret, irány



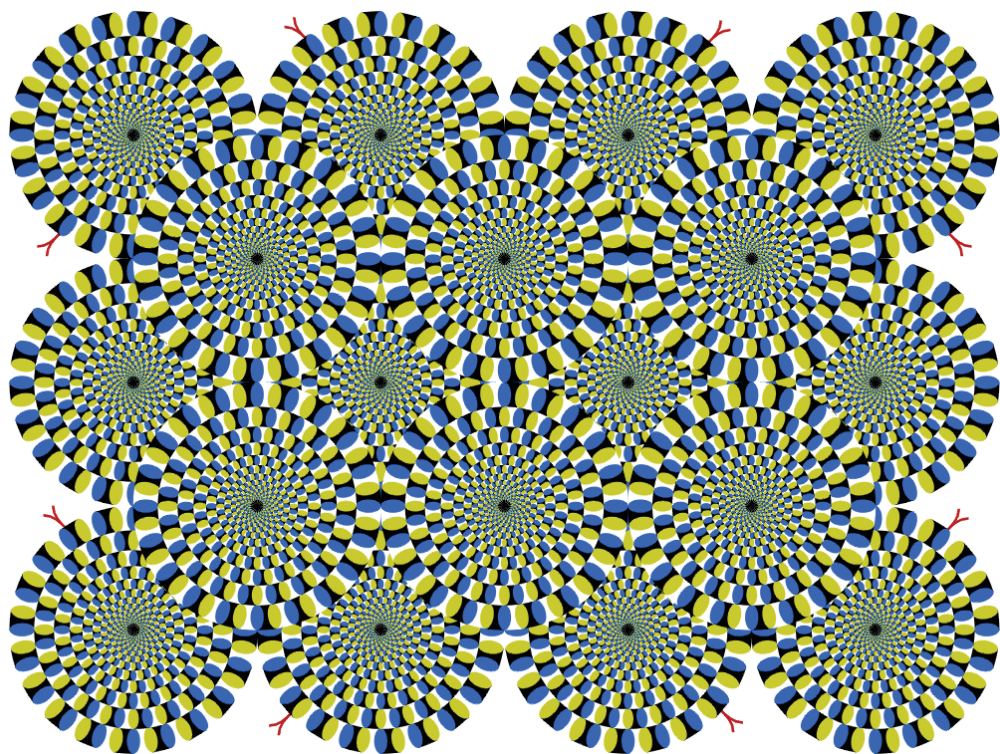
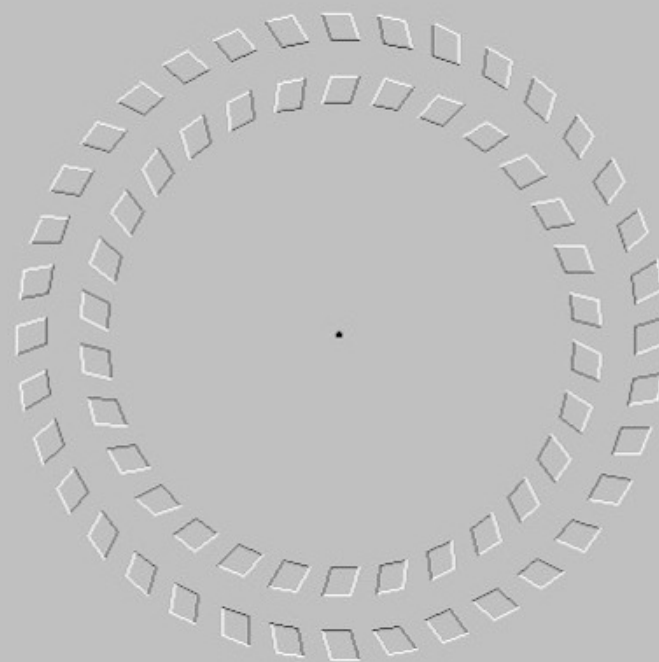
Optikai csalódások - intenzitás



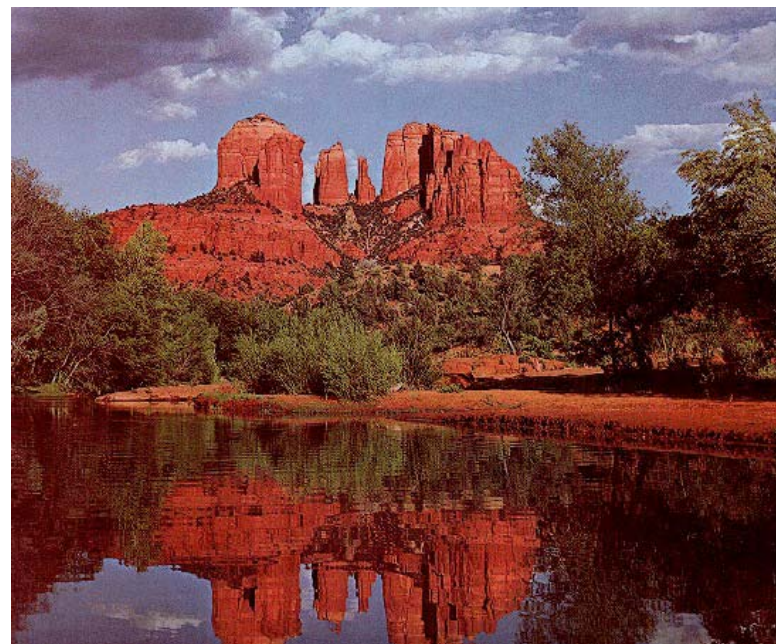
Optikai csalódások – tér



Optikai csalódások – mozgás



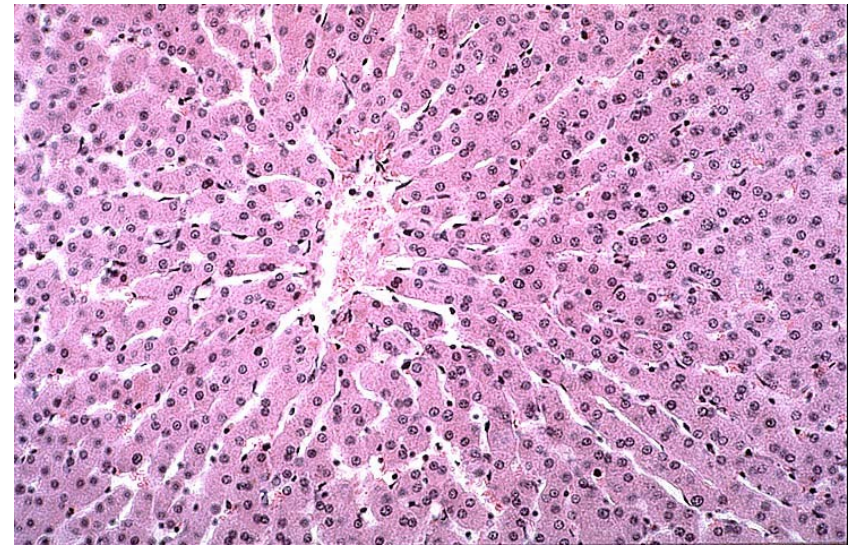
**Kép: szemmel közvetlenül megfigyelhető információ
... vagy mégsem?**



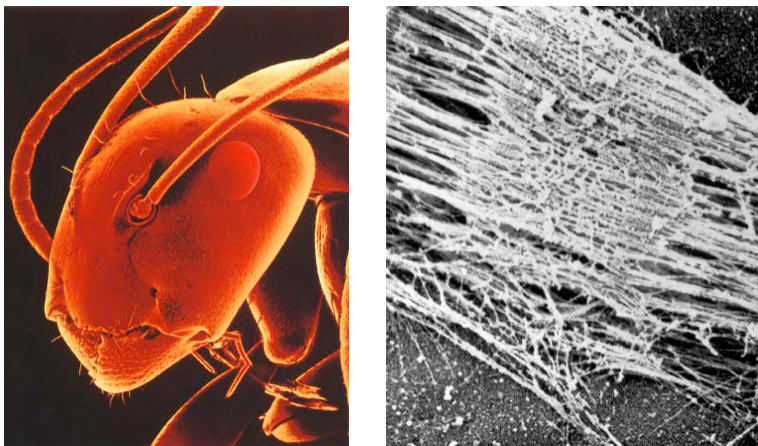
**Kép:
festmény**



**Kép:
Fénymikroszkópos kép
Lobulus hepaticus**

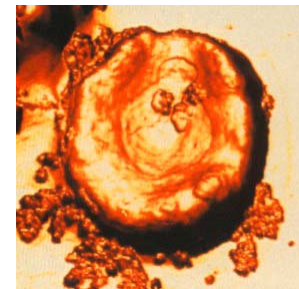


**Kép:
Pásztázó elektronmikroszkópos felvétel**

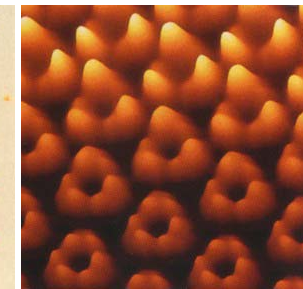


**Kép:
Atomerőmikroszkópos felvétel**

VVT



bakteriorodopszin



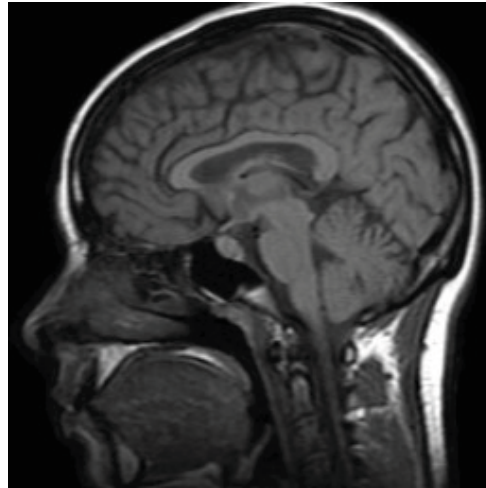
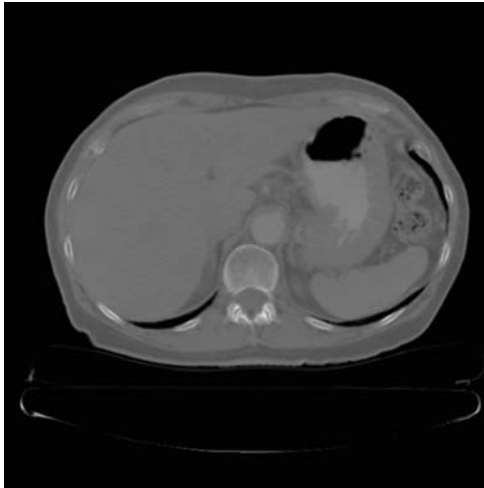
DNS



Kép:
Orvosi diagnosztikai felvétel

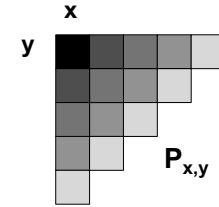
CT

MRI



A digitális kép

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



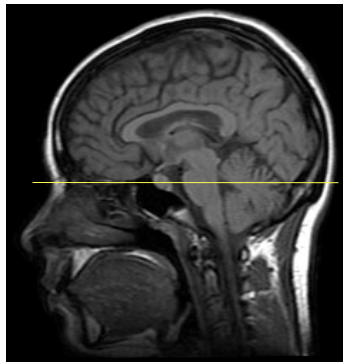
Információ: bármely, feszültséggé konvertálható változó (abszorbanancia, koncentráció, relaxációs idő, intenzitás, stb.)

A digitális kép jellemzői:

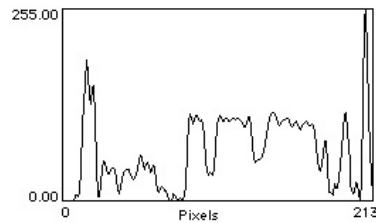
1. Elemi képpont: pixel (pix=kép; element)
2. Pixelhez rendelt információ:
 - a. XY lokalizáció: térbeli felbontással összefüggő koordináta értékek
 - b. "Színmélység": színfelbontással összefüggő "intenzitás" v. "denzitás" érték
3. Térbeli felbontás (spatial resolution):
Az X és Y irányban elkülöníthető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

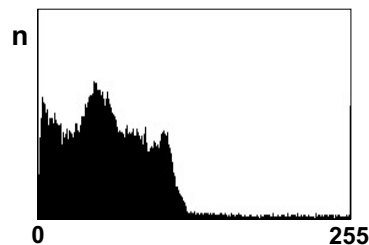
(intenzitás hisztogram, "grayscale" hisztogram)



Az elkülönített színek (intenzitások) függvény formájában ábrázolhatók



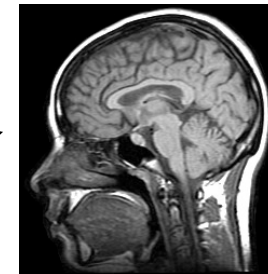
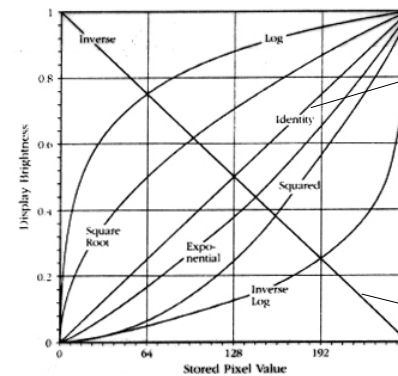
Hisztogram: A képen előforduló, pixelekhez rendelt színek (intenzitások) relatív gyakorisága



Σn = teljes kép mérete pixelekben

Digitális képfeldolgozási technikák I.
Kontraszt manipuláció A.

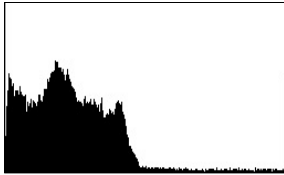
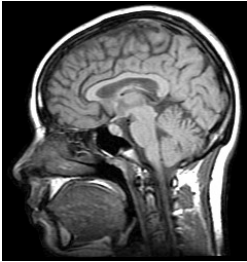
Kontraszt transzfer függvény:
a pixel denzitás értéke és a megjelenített szín közötti hozzárendelést írja le



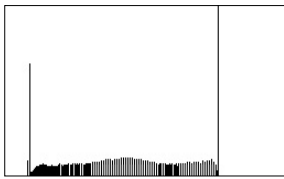
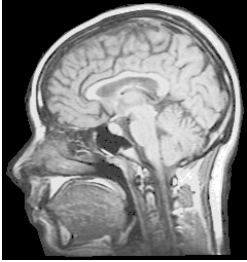
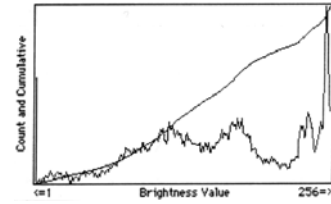
Kontraszt manipuláció B.

Hisztogram kiegyenlítés ("histogram equalization")

Cél: a rendelkezésre álló intenzitástartomány lehető legteljesebb kihasználása



a kontraszt transfer függvény a kép kumulatív hisztogramja



Digitális képfeldolgozási technikák II.

Konvolúció

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

„simító” kernel

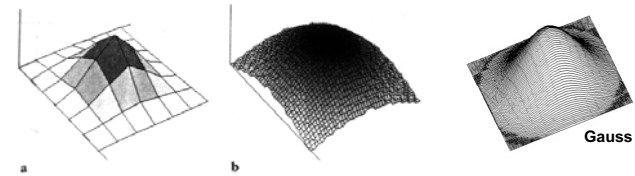
1	1	1
1	1	1
1	1	1

„simító” konvolúció

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

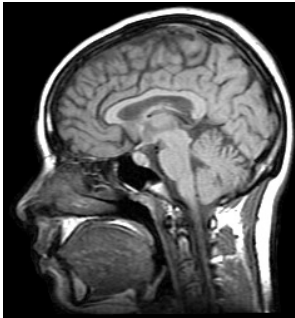
P=eredeti pixel intenzitás érték
 x,y=azon pixel koordinátái, amelyen a műveletet végezzük
 P*=módosult pixel intenzitás érték
 ±m=kernel mérete (x,y koordinátától mért távolság)
 W=kernel "súly értéke" egy adott, i,j ponton
 i,j=a kernelen belüli koordináták (egész számok -m és +m között)

Különböző kernelek



Digitális képfeldolgozási technikák II. Konvolúció

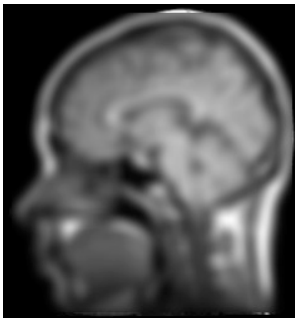
eredeti kép



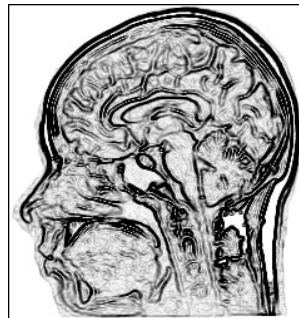
élesítés (sharpen)



Gauss (simítás)



él detektálás



Digitális képfeldolgozási technikák III. Rang műveletek

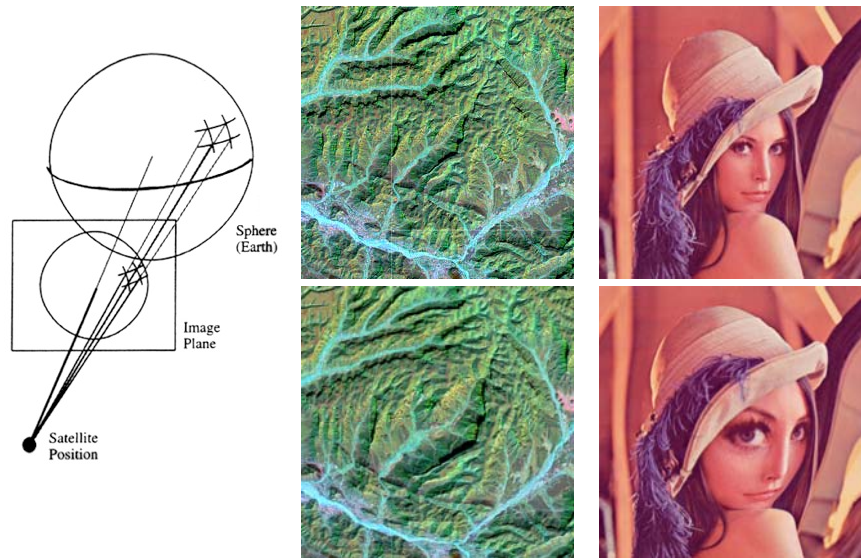
Elv: a pixel értéket kicseréljük a kernel által definiált környezetben található valamely, rangsor alapján kiválasztott, pixel értékre (pl. min, max, medián)

Zajeltávolítás medián szűréssel:



Geometriai transzformáció

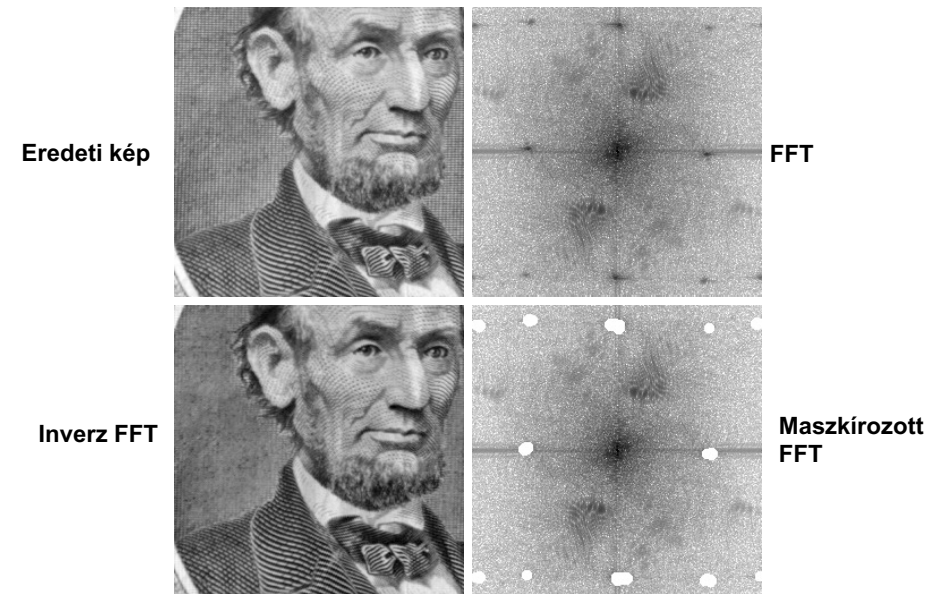
Alapprobléma: 2D kép 3D objektumról



IV. Fourier transzformáció

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

Fourier transzform \rightarrow spektrális sűrűség: adott frekvenciakomponens járulékát adja meg.

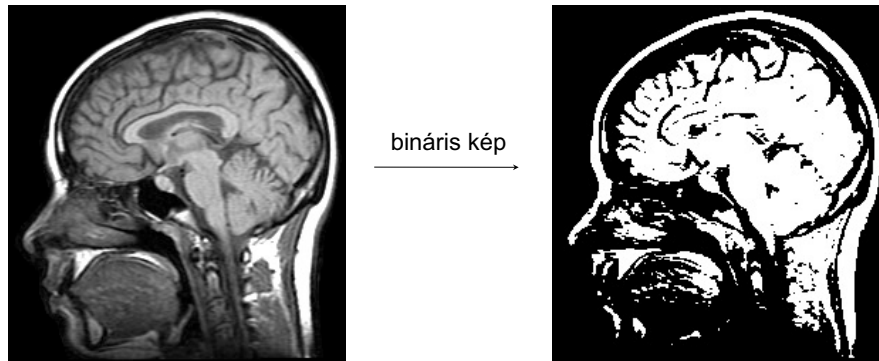


Küszöbölés, szegmentáció

Lényege: Bizonyos szempontok alapján területekre osztjuk a képet.

Megvalósítása:

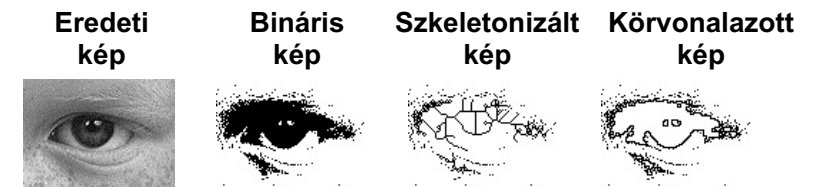
1. Kiválasztjuk a kép egy bizonyos szürkeintenzitás tartományát
2. az ebbe a tartományba eső pixelek alkotják az előteret ("foreground")
3. a többi pixel alkotja a háttér ("background")

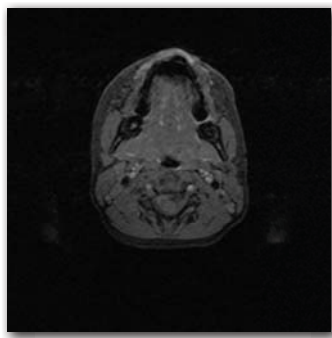


Műveletek bináris képeken III.

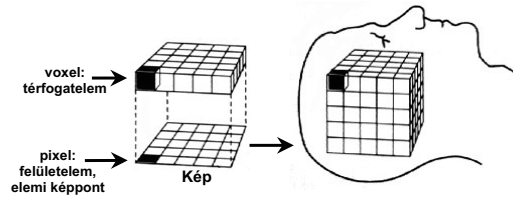
Szkeletonizáció, körvonalazás

Erózió és dilatació bizonyos szabályok betartásával

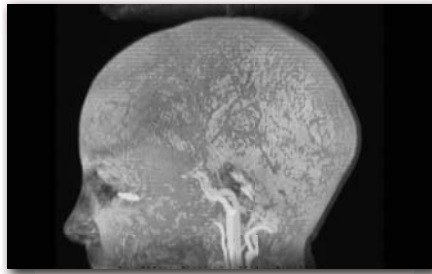
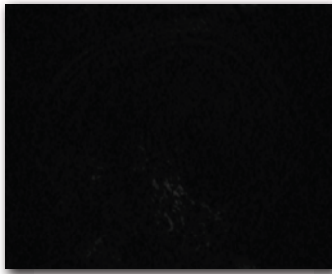




3D képanalízis



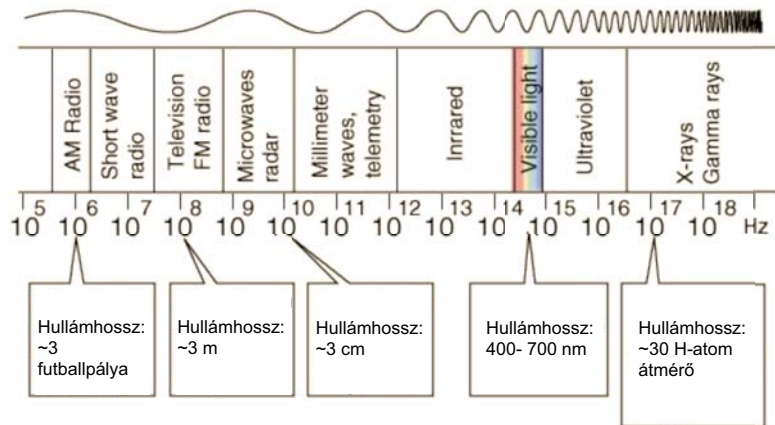
Térbeli projekció („volume rendering”)



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

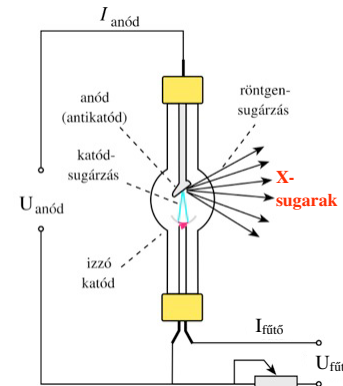
II. Röntgensugárzás alapú képalkotás

A röntgensugárzás elektromágneses sugárzás

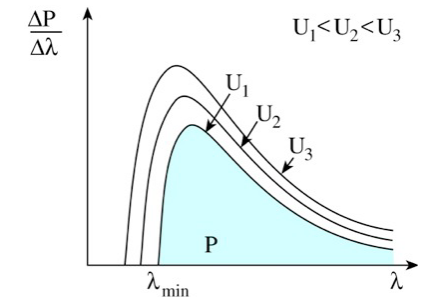


Hullámhossz 10 - 0.01 nm. Frekvencia 30x10¹⁵ - 30x10¹⁸ Hz. Energia 120 eV - 120 keV.

A röntgensugárzás keltése



Forgóanódos röntgensugárzó



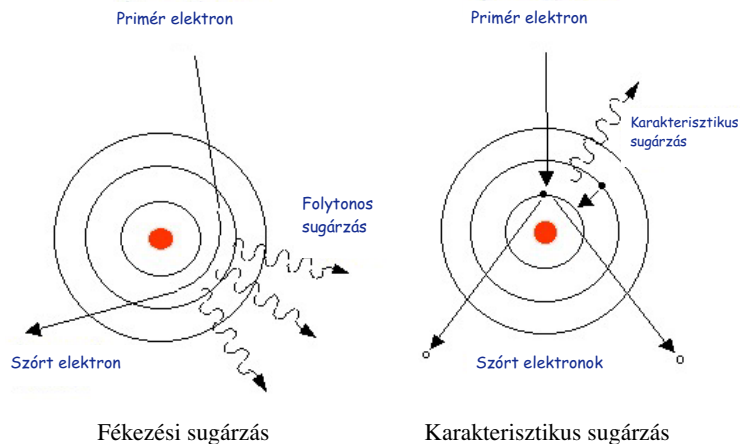
Maximális fotonenergia (ϵ_{max}):
 $eU_{anód} = \epsilon_{max} = hf_{max}$

Határhullámhossz (Duane-Hunt-törvény):

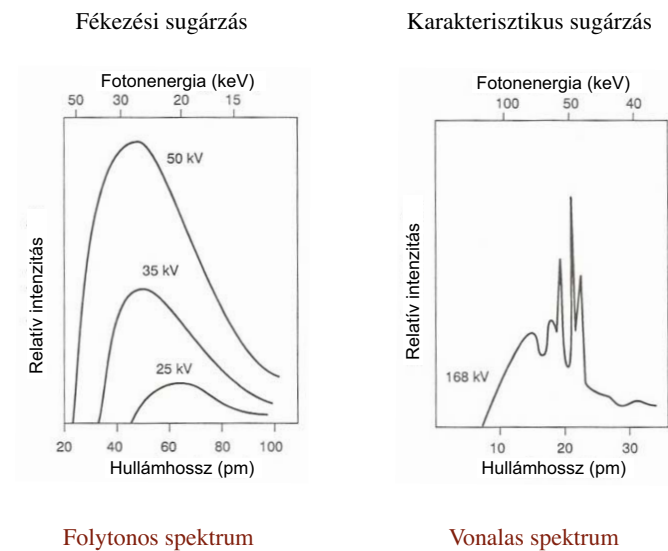
$$\lambda_{min} = \frac{hc}{e \cdot U_{anód}}$$

h = Planck állandó
 c = fénysebesség
 e = elektron töltése

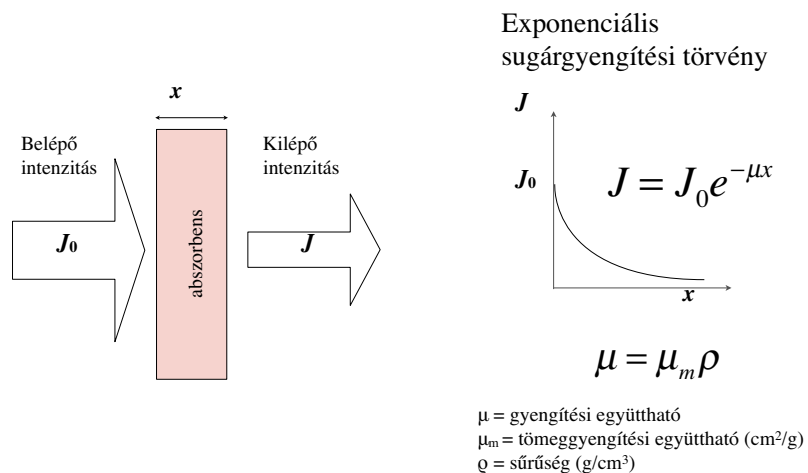
A röntgensugárzás keletkezési mechanizmusai



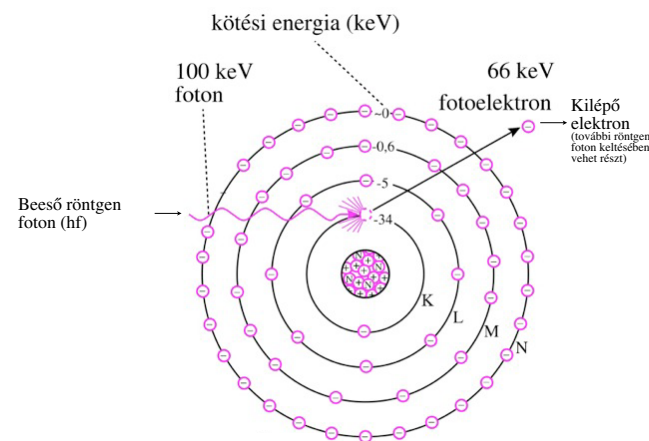
A röntgensugárzás spektrális tulajdonságai



A röntgensugárzás kölcsönhatása az anyaggal: abszorpció



Röntgen fotoeffektus



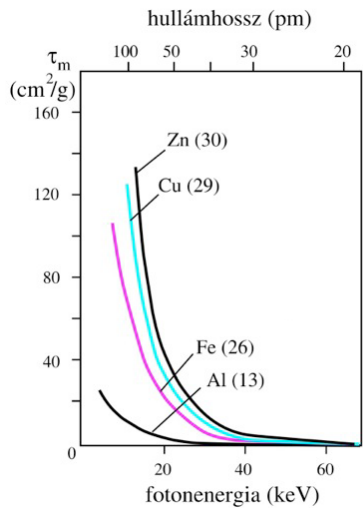
A diagnosztikai röntgenben fellépő legfontosabb hatás

Fotoeffektus gyengítési együttható:

$$\tau = \tau_m \rho$$

τ_m = fotoeffektus tömeggyengítési együttható
 ρ = sűrűség

A fotoeffektus függ a fotonenergiától és a rendszámtól



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

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

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

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

ϵ =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)

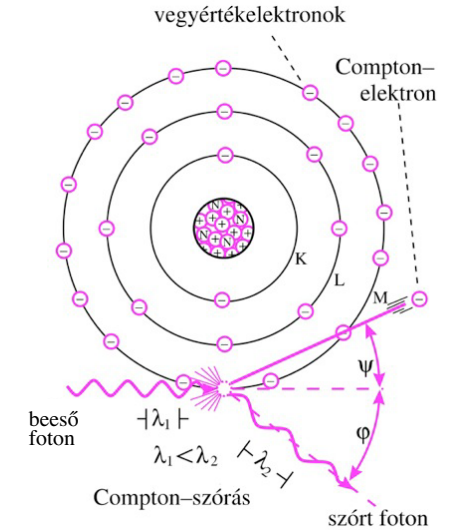
Energiamérleg:

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

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

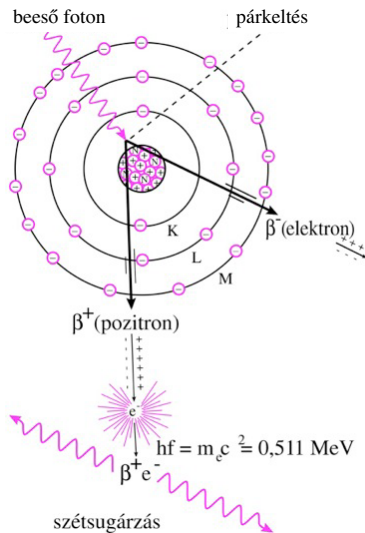
Compton-effektus gyengítési
együttható:

$$\sigma = \sigma_m \rho$$



Párkeltés

Diagnosztikában használt energiáknál elenyésző



Energiamérleg:

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

m_e =elektron tömege
 c =fénysebesség

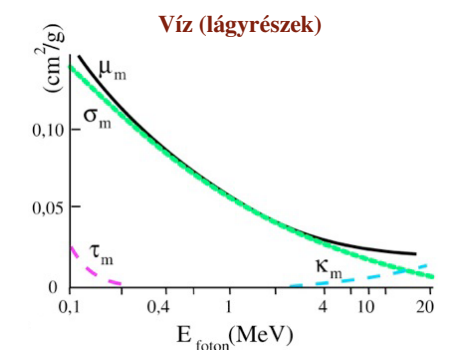
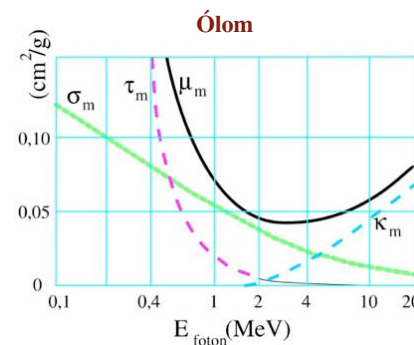
Párkeltés gyengítési
együttható:

$$\kappa = \kappa_m \rho$$

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

Sugárscillapítási mechanizmusok

Fotonenergia és közeg hatása



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

μ_m =tömeggyengítési együttható
 τ_m =fotoeffektus tömeggyengítési együttható
 σ_m =Compton-szórás tömeggyengítési együttható
 κ_m =párkeltés tömeggyengítési együttható

Sugárgyengítési mechanizmusok

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

Diagnosztikai röntgen:

1. lágyszövet-csont közötti kontrasztmechanizmus: fotoeffektus ($\sim Z^3$)
2. lágyszöveten belüli kontrasztmechanizmus: Compton-szórás ($\sim \epsilon$)

A röntgensugárzás képképzési alkalmazásai

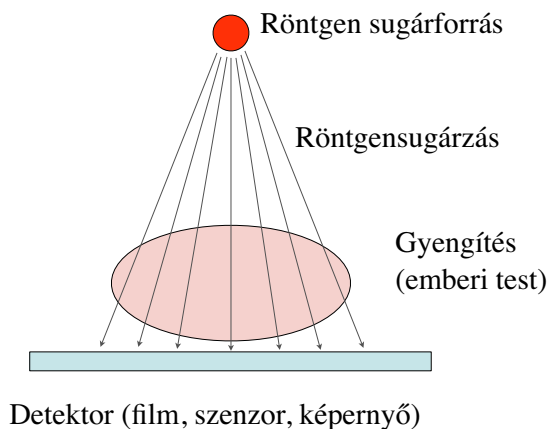


Wilhelm Konrad Röntgen (1845-1923)

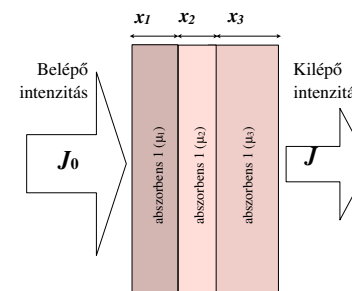


Hand mit Ringen ("Kéz gyűrűvel"): Wilhelm Röntgen első "orvosi" röntgenfelvétele felesége kezéről (1895 december 22).

A röntgen képképzés elve



A röntgen kép



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

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

μ_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.

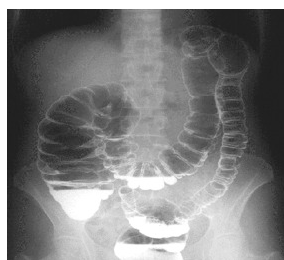
Röntgen kontraszt

Bélrendszer
kontrasztanyaggal
feltöltve (pozitív
kontraszt)



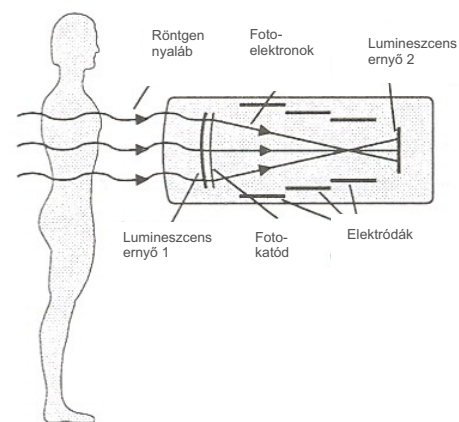
Levegő az
agykamrában
(negatív
kontraszt)

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



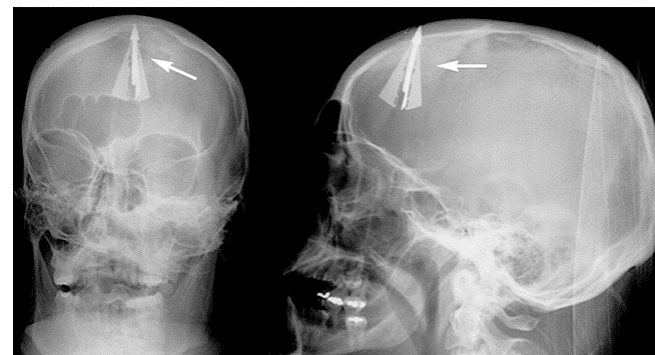
Kép 2
kontraszt



DSA kép
kontraszt-natív

Röntgen képalkotás javítása Térbeli információ

Kétirányú röntgenfelvétel



Számszerűen elkövetett suicid kísérlet. Kétirányú koponyafelvétel.

Röntgen képképzés 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



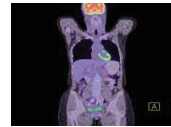
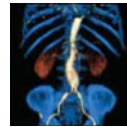
Allan Cormack



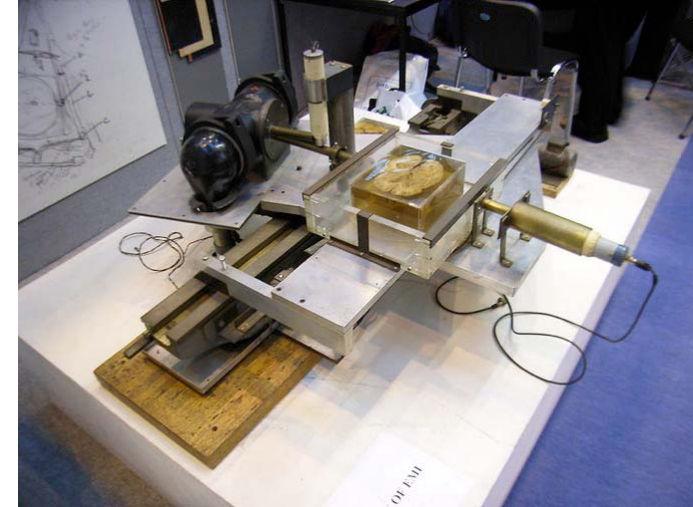
„Siretom” fej szkenner (1974)



128x128 pixel felbontású kép (1975)

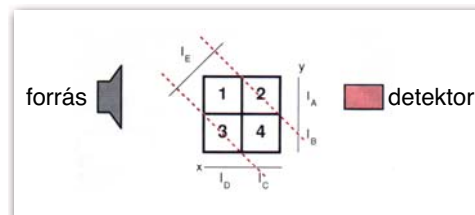
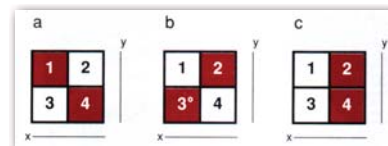
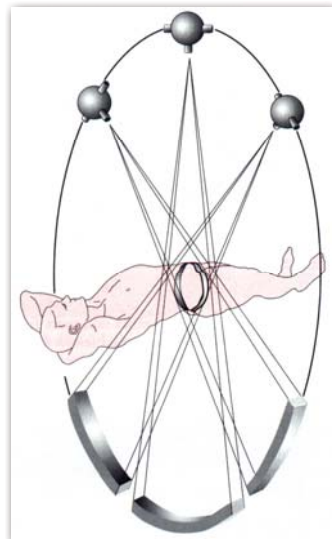


CT szkennerek prototípusa

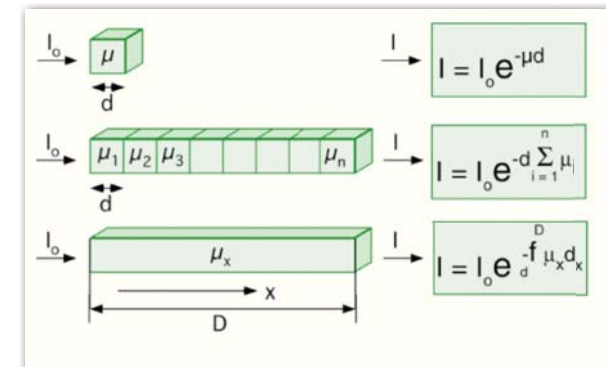


A legelső CT szkennerek prototípusa. Feltalálója Godfrey Hounsfield, EMI.

CT alapok I

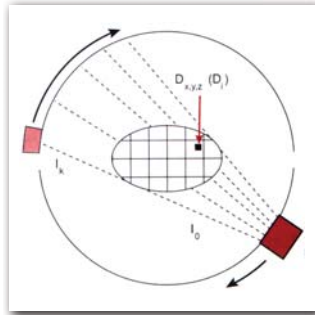


CT alapok II

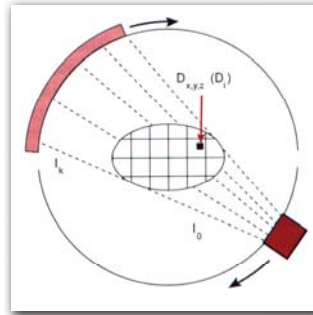


μ_x : lineáris gyengítési együttható

Pásztázás I

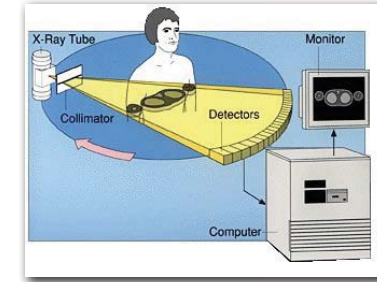
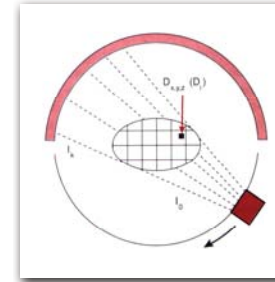


I. generáció
Egyetlen mozgó forrás
Egyetlen mozgó detektor

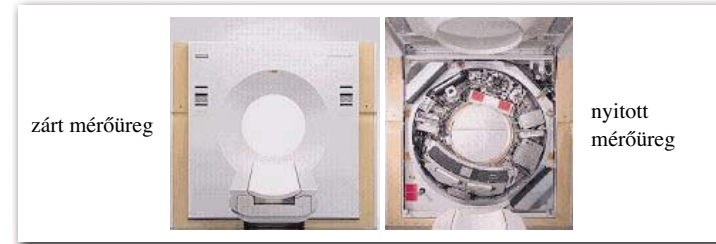


II. generáció
Egyetlen mozgó forrás
Keskeny legyező alakú nyaláb
Több mozgó detektor

Pásztázás II

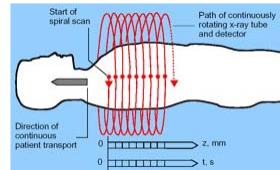
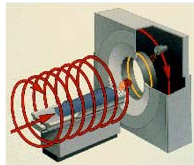


III-IV. generáció: egyetlen mozgó forrás, széles legyező alakú nyaláb, több detektor vagy detektor gyűrtű

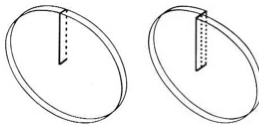


Spirál (helikális) CT

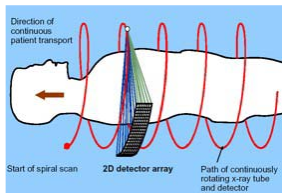
Sugárforrás-detektorsor pár állandóan forog



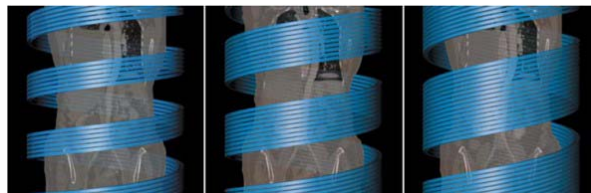
Hagyományos CT képszelet



Spirál CT képszelet



Multi-detector CT (MDCT)



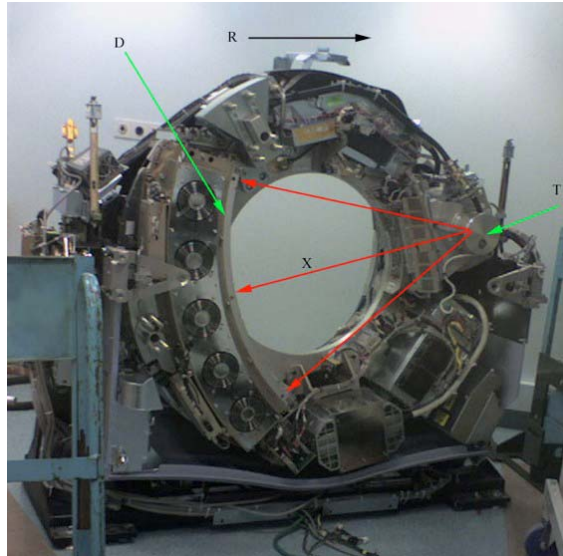
Multi-slice CT (MSCT)

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 szkennerek működés

D:
detektorok



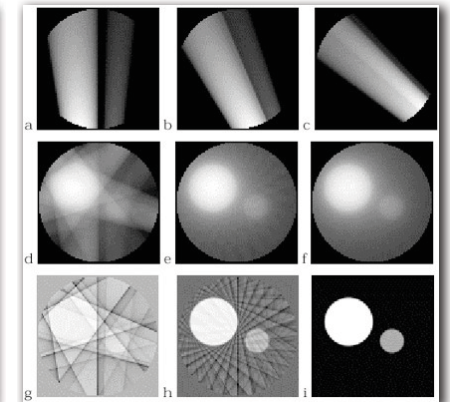
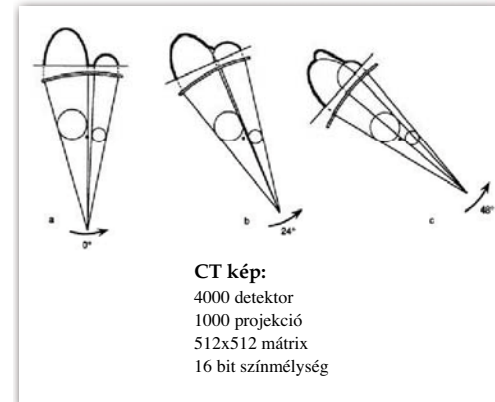
R:
rotáció

T: röntgenső

X: röntgen
rugárnyaláb

CT Képrekonstrukció

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

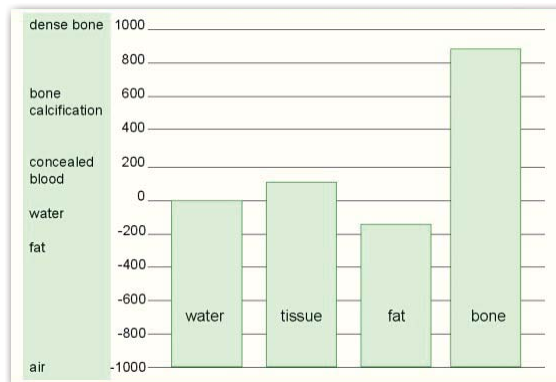


CT kép: Denzitás mátrix

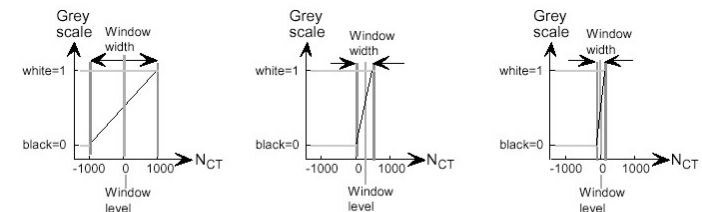
$$N_{CT} = 1000 \frac{\mu - \mu_w}{\mu_w}$$

μ : a voxel gyengítési együtthatója
 μ_w : a víz gyengítési együtthatója

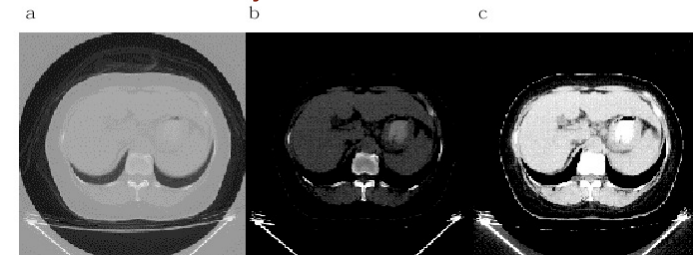
Sűrűség
("CT szám"):
Hounsfield
egység



A CT kontraszt manipulálása „Ablakozás”

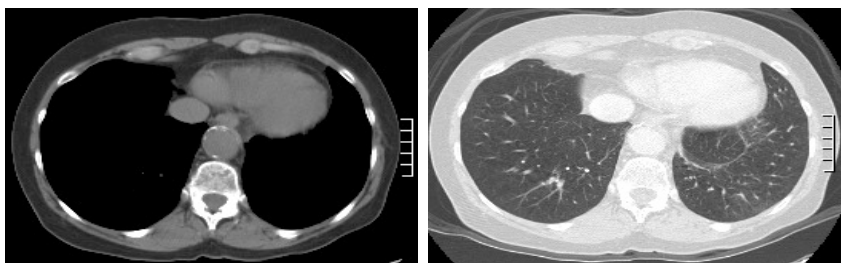


A kontraszt transfer függvény változtatása
Eredmény: lokális kontrasztnövekedés



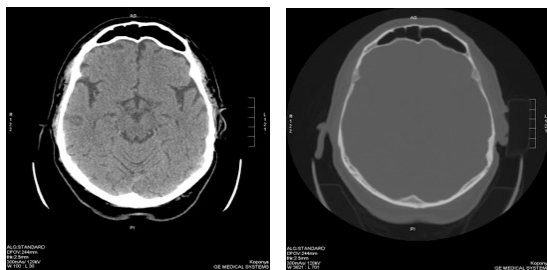
A CT kontraszt manipulálása „Ablakozás”

Ugyanazon felvételek eltérő ablakolással



Lágyrész ablak

Tüdő ablak



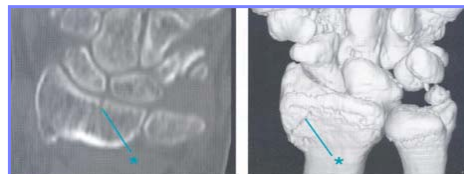
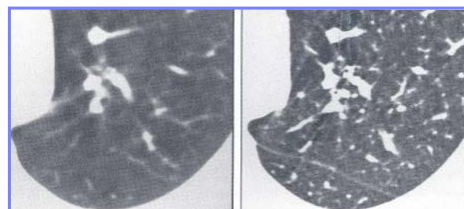
Agyszöveti ablak

Csontablak

HRCT

(High Resolution, nagyfelbontású CT)

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



A CT korlátai

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

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

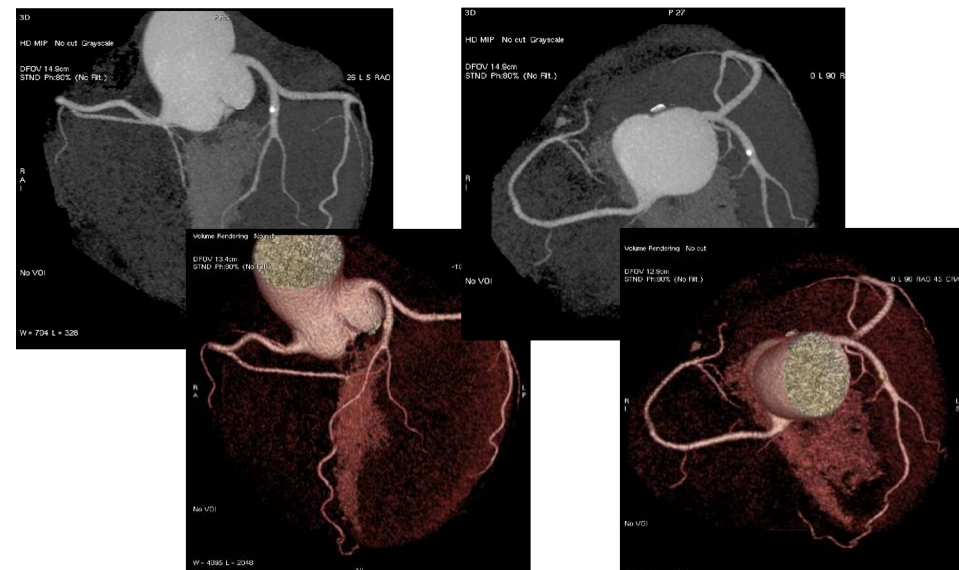
Az erek ábrázolása CT-vel: CT angiográfia

- 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)

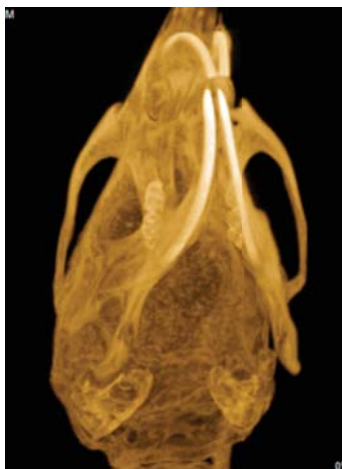
Arteria renalis aneurysma CTA 8 detektorsoros spirál CT-vel



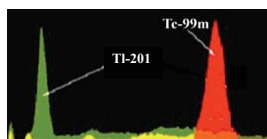
Koronária CT-angiográfia (CTCA) 64 szeletes MDCT-vel



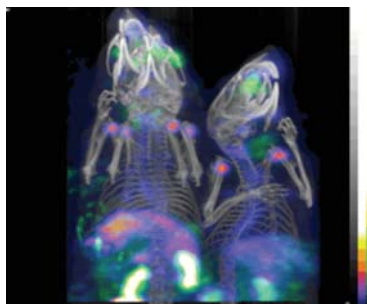
NanoSPECT/CT



CT: 36 μm voxelméret
Valós-idejű CT rekonstrukció (GPU)



“Dual-channel”
SPECT

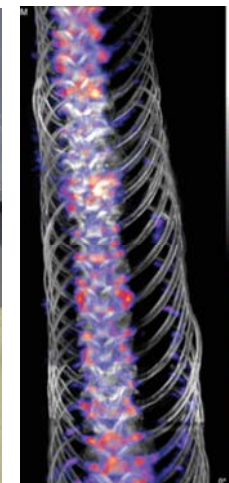


$^{99\text{m}}\text{Tc}$ -DTPA: diethylenetriaminepentaacetic (BBB) - kék / vörös
 $^{99\text{m}}\text{Tc}$ -HMPAO: hexamethylpropyleneamine oxime (perfúzió) - kék / vörös
 ^{201}Tl -DDC: diethylthiocarbamate (perfúzió) - zöld

NanoSPECT/CT



Boa constrictor



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