

### A leképezés fizikai alapjai

**Fény, fénykép, mikroszkóp**  
**Röntgen sugárzás (x-ray)**  
 Röntgen (1895),  
 CT (1963)

**$\gamma$  sugárzás**  
 Hevesy György (1923),  
 H.O. Anger  $\gamma$  kamera (1958),  
 SPECT (1970),  
 PET (1962),

**Termográfia**  
**Hang**  
**Ultrahang (1950)**  
**Mágneses rezonancia (MR, korábban NMR) (1973)**

Máté: Orvosi képkötés 1. előadás 2

### Elektromágneses hullámok

Energia (eV)	Frekvencia (Hz)	Hullámhossz (m)	
$10^{10}$	$10^{25}$	$10^{-16}$	$\gamma$ sugárzás (NM)
$10^8$	$10^{23}$	$10^{-15}$	
$10^7$	$10^{22}$	$10^{-13}$	
$10^6$	$10^{21}$	$10^{-12}$	röntgen sugárzás
$10^5$	$10^{20}$	$10^{-11}$	
$10^4$	$10^{19}$	$10^{-10}$	
$10^3$	$10^{18}$	$10^{-9}$	ultra ibolya látható fény infra vörös
$10^2$	$10^{17}$	$10^{-8}$	
$10^1$	$10^{16}$	$10^{-7}$	
$10^0$	$10^{15}$	$10^{-6}$	mikro hullám
$10^{-1}$	$10^{14}$	$10^{-5}$	
$10^{-2}$	$10^{13}$	$10^{-4}$	
$10^{-3}$	$10^{12}$	$10^{-3}$	rádió hullám (MR)
$10^{-4}$	$10^{11}$	$10^{-2}$	
$10^{-5}$	$10^{10}$	$10^{-1}$	
$10^{-6}$	$10^9$	$10^0$	
$10^{-7}$	$10^8$	$10^1$	
$10^{-8}$	$10^7$	$10^2$	
$10^{-9}$	$10^6$	$10^3$	
$10^{-10}$	$10^5$	$10^4$	
$10^{-11}$	$10^4$	$10^5$	
$10^{-12}$	$10^3$	$10^6$	

Máté: Orvosi képkötés 1. előadás 3

### Elektromágneses sugárzás

**Quantált.**  
 Egy quantum (foton) egyértelműen jellemezhető az

- energiájával,
- frekvenciájával,
- hullámhosszával.

**Foton keletkezhet:**  
**A) Gerjesztés**  
**B) Radioaktív bomlás**  
**C) Pozitron megsemmisülés révén**

Máté: Orvosi képkötés 1. előadás 4

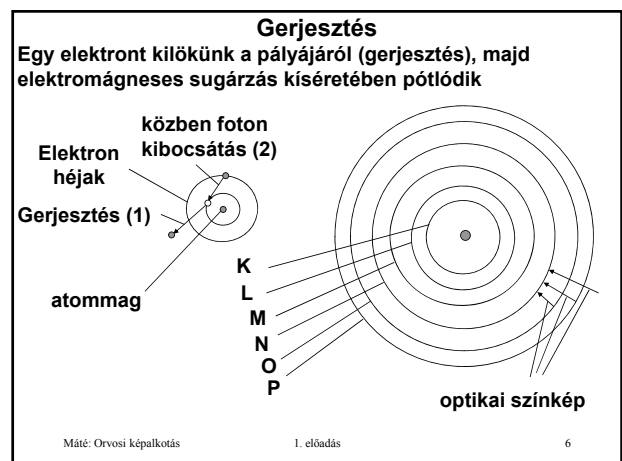
### Elektromágneses sugárzás

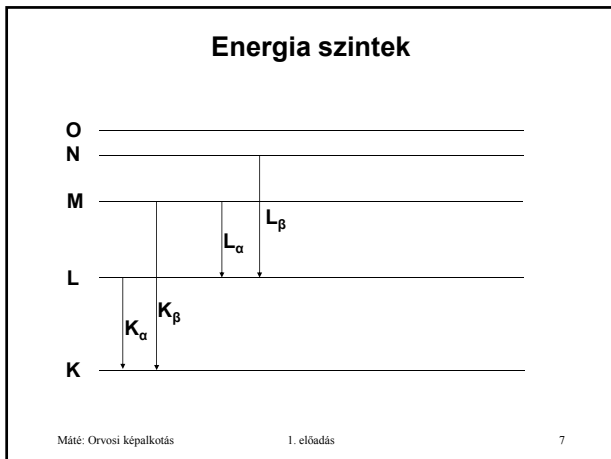
**A) A gerjesztés történet**

- ionizáló
  - elektromágneses ( $\gamma$ ),
  - részecske sugárzás  
 $\alpha$ ,  $\beta$  ( $=e^-$ ),  
 pozitron ( $=e^+$ ), ...
- hőmozgás hatására.

**Hevítéssel látható fényt hozhatunk létre.**

Máté: Orvosi képkötés 1. előadás 5





### B) Radioaktív bomlás

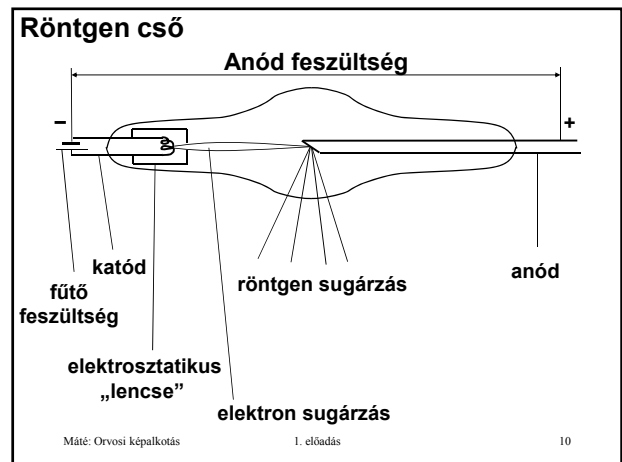
- Természetes radioaktivitás (spontán bomlás)  
Instabil atommag  $\rightarrow \alpha, \beta, \gamma, \text{ pozitron, ...}$  sugárzás
- Mesterséges radioaktivitás:  
Az atommagot nagy energiájú részecskékkel bombázunk, az atommag átalakul.  
Ha az új atommag instabil, akkor spontán módon bomlik.

Máté: Orvosi képzőközpont 1. előadás 8

### C) Pozitron megsemmisülés:

Ha egy pozitron nem túl hevesen ütközik egy elektronnal, akkor eredeti minőségükben megsemmisülnek, és két – egymással ellentétes irányba haladó 511 KeV -os  $\gamma$  foton keletkezik.

Máté: Orvosi képzőközpont 1. előadás 9



Az izzítás hatására elszabaduló elektronok a katód negatív töltése miatt gyorsulva mozognak az anód felé, és nagy energiájával csapódnak az anódba. Az anód atomjait ionizálják (gerjesztés). A (belső) elektronhéjról kilökött elektron egy külső pályáról pótlódik, miközben a pályák közötti energia különbségnek megfelelő, nagy energiájú foton keletkezik (röntgen sugár, X-ray).

Máté: Orvosi képzőközpont 1. előadás 11

### Linear Attenuation Coefficient

(lineáris gyengítési együttható, LAC)

**Definíció:** Haladjon egy  $e$  energiájú foton merőlegesen egy az útjába helyezett egységnyi vastagságú homogén  $t$  szövet felé. Ha  $p$  annak a valószínűsége, hogy a foton elnyelődés nélkül halad át a szöveten, akkor

$$\text{LAC: } \mu_e^t = -\ln(p) / \text{cm}$$

Máté: Orvosi képzőközpont 1. előadás 12

**Könnyű látni, hogy LAC valóban lineáris.**

e energiájú foton → 2 cm  $p^2$  valószínűséggel  $t$  szövet

Általában a lineáris gyengülés (homogén közeg esetén) egyenlő a közeg vastagsága szorozva a lineáris gyengülési együtthatóval.

Máté: Orvosi képzés 1. előadás 13

**Különböző szövetek esetén:**

e energiájú foton →  $p$   $q$   $pq$  valószínűséggel

Két különböző szövet

Máté: Orvosi képzés 1. előadás 14

**Ha  $I_i$  az input és  $I_o$  az output foton sűrűség, akkor**

$$\mu_e^t = -\ln(p) = -\ln(I_o / I_i) = \ln(I_i / I_o),$$

pl.  $\mu_{73KeV}^{Viz} = 0.19 / \text{cm}$

**Relative Linear Attenuation:**

$$\mu_e^t - \mu_e^a,$$

ahol  $a$  a kalibráló szövet (általában víz vagy levegő).

Máté: Orvosi képzés 1. előadás 15

$I_S \rightarrow I_{0,in} \dots I_{i,in} \dots I_{i,out} = I_{i+1,in} \dots I_{n-1,out} = I_D$

$$\ln(I_{i,in} / I_{i,out}) = \ln(I_{i,in}) - \ln(I_{i,out}) = \mu(x_i) \Delta x_i$$

$$\ln I_S - \ln I_D = \ln I_{0,in} - \ln I_{n,in} = \sum_{i=0}^{n-1} (\ln I_{i,in} - \ln I_{i+1,in}) = \sum_{i=0}^{n-1} \mu(x_i) \Delta x_i$$

Ha  $\Delta x_i \rightarrow 0$ , akkor a jobb oldal integrálba megy át:

$$\ln I_S - \ln I_D = \int_S^D \mu(x) dx$$

Máté: Orvosi képzés 1. előadás 16

**A kép gyengülés (attenuation) útján keletkezik:**

**Ősi elrendezés**

Sugár forrás      tárgy      kép

Az első röntgen kép

A kép filmen keletkezik. A lelemezés a film alapján történik. Az előhívás pénz és idő igényes.

Máté: Orvosi képzés 1. előadás 17

**Később**

Sugár forrás      tárgy szcintillációs ernyő (\* $10^3$ )

Sötétben kell dolgozni, nagy a sugárterhelés.

A szem az ernyőből kilépő fotonoknak csak töredékét érzékeli.

Máté: Orvosi képzés 1. előadás 18

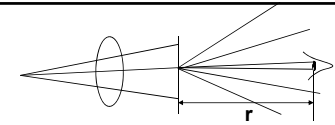
	Déli napsütés	Telihold és csillagos ég	0.03 hold és csillagos ég
Fotonok száma / 30 s mm <sup>2</sup>	3.7*10 <sup>13</sup>	1.6*10 <sup>8</sup>	6.9*10 <sup>6</sup>

	Diagnózis
Röntgen fotonok száma	3.0*10 <sup>5</sup>

Máté: Orvosi képalpítás 1. előadás 19

**Az érzékelés hatásfoka:**

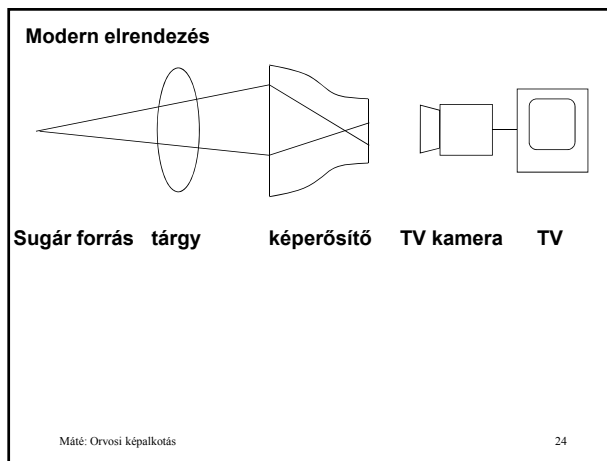
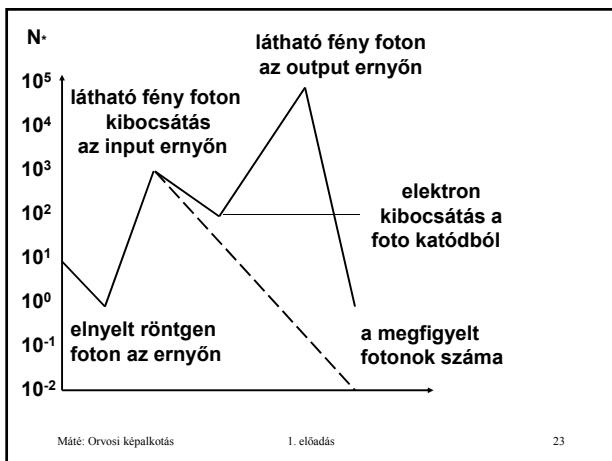
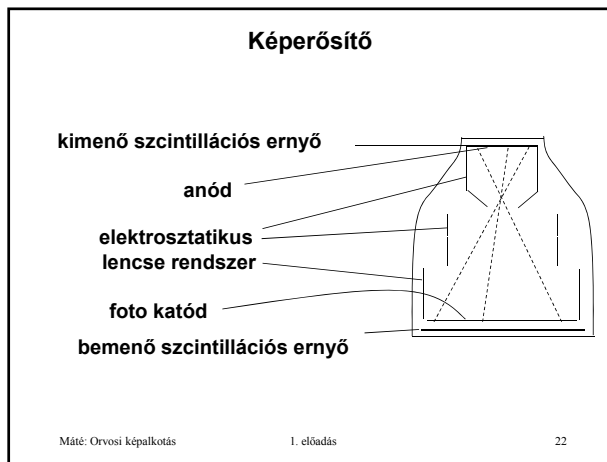
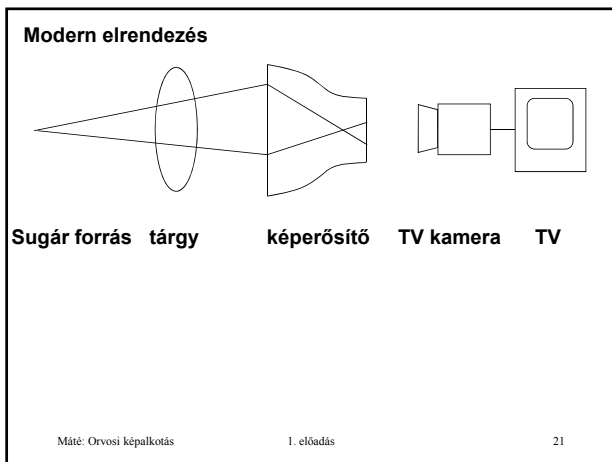
$$\eta_e = T_e \frac{\Omega_e}{4\pi} = T_e \frac{A}{4r^2 \pi}$$


ahol  
 $T_e \approx 0.1$ , a retina hatásfoka,  
 $\Omega_e$  a pupilla térszöge,  
 $A$  a pupilla területe,  
 $r \approx 20$  cm, az éles látás távolsága.

Ezek alapján  $\eta_e \approx 10^{-5}$ , de  $10^{-7} - 10^{-8}$  a tipikus.

Egy tipikus ernyő kb.  $10^3$  –szeresen erősít, tehát  $N$  röntgen fotonból kb.  $N \cdot 10^3$  látható fény foton keletkezik, de ebből csak  $N \cdot 10^{-2}$  észlelhető.

Máté: Orvosi képalpítás 1. előadás 20



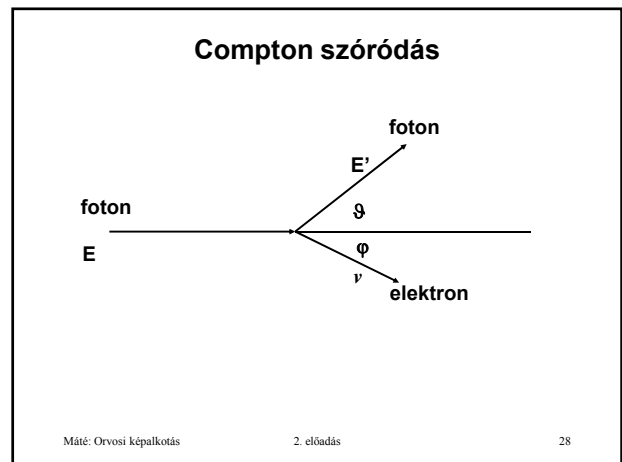
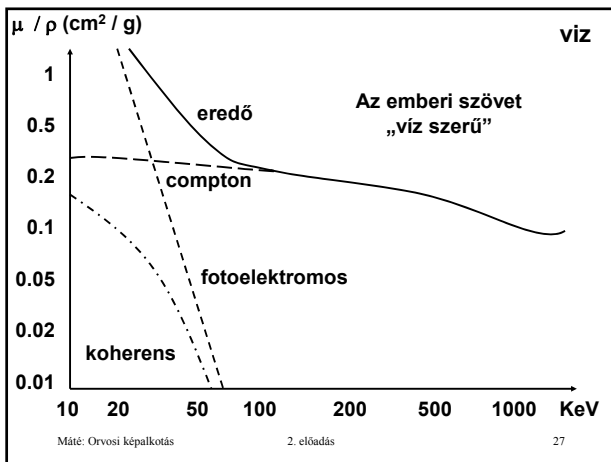
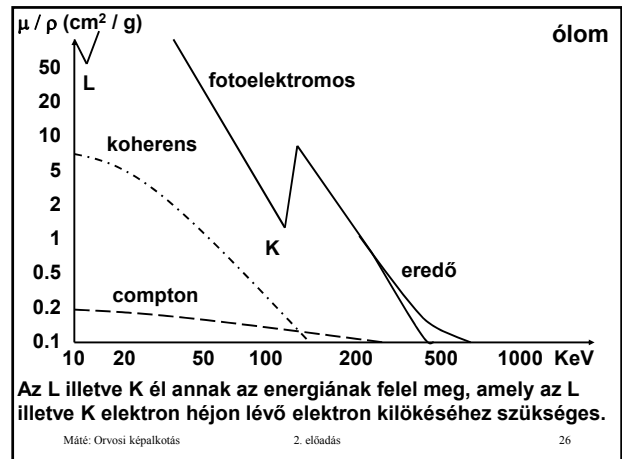
### Szóródás

**Koherens:** a foton egy atommal történő ütközés után változatlan energiával, de más irányban halad tovább.

**Fotoelektromos:** a foton egy erősen kötött elektront kilöki a pályájáról. Az elektron kinetikus energiája eltűnik az anyagban. Az elektron hiány egy nagyobb energiájú pályáról pótlódik, miközben az energia többlet foton formájában kisugárzódik.

**Compton:** a foton kevésbé kötött vagy szabad elektronnal ütközve energiájának és impulzusának egy részét átadja az elektronnak, kisebb energiával és a korábbi irányától eltérő irányban halad tovább.

Máté: Orvosi képzőkötés 2. előadás 25



### A Compton szórt fotonok energiája a szóródás szögétől függően:

KeV	30°	60°	90°	180°
25	24.9	24.4	24	23
50	49.6	47.8	46	42
75	74.3	70	66	58
100	98.5	91	84	72
150	146	131	116	95
1000	794	508	341	205

Máté: Orvosi képzőkötés 2. előadás 29

### A Compton szóródás káros hatásai

**Determinisztikus:** Csökken a kontraszt.

**Kontraszt: C**  
 Áthaladt (transzmitált) intenzitás a háttéren:  $I_t$   
 a vizsgált területen:  $C \cdot I_t$

**Szórt sugárzás intenzitása (additív zaj, ≈ mindenütt):  $I_s$**

**A kontraszt csökkenése:**  
 $(C \cdot I_t + I_s) / (I_t + I_s) = C \cdot I_t / (I_t + I_s) + \underbrace{I_s / (I_t + I_s)}_{\text{kicsi}} \approx C / (1 + I_s / I_t) = C \cdot (1 + I_s / I_t)^{-1}$

**Kontraszt redukciós faktor**

Máté: Orvosi képzőkötés 2. előadás 30

### A Compton szóródás káros hatásai

**Statisztikus : Csökken a jel – zaj viszony.**  
**Signal to Noise Ratio (SNR)**

Kontraszt: C  
 A detektálás hatásfoka:  $\eta$   
 A nem szórt fotonok száma/pixel a háttéren: N  
 A szórt fotonok száma/pixel:  $N_s$   
 A vizsgált terület egy pixelén az észlelt fotonok számának várható értéke (jel):  $C \eta N$   
 A háttér egy pixelén az észlelt fotonok számának szórása (zaj) (Poisson eloszlás miatt)  $\sigma = \sqrt{\eta N + \eta N_s}$

$$SNR = \frac{\text{jel}}{\text{zaj}} = \frac{C \eta N}{\sqrt{\eta N + \eta N_s}} = C \frac{\sqrt{\eta N}}{\sqrt{1 + N_s / N}}$$

Máté: Orvosi képzés 2. előadás 31

### A szóródás hatásának kiküszöbölése

**Energia diszkriminációval: Csak akkor lehetséges, ha a sugárzás mono energiás, és a szórt sugárzás energiája lényegesen kisebb, mint a primer sugárzásé.**

Máté: Orvosi képzés 2. előadás 32

### A tárgy és a detektor közötti távolság növelésével:

Csak párhuzamos sugárzás esetén használható.

Máté: Orvosi képzés 2. előadás 33

### A tárgy és a detektor közötti távolság növelésével:

**Pontforrás esetén a detektor felszínét növelni kellene (drága).**

Máté: Orvosi képzés 2. előadás 34

### Kollimátor alkalmazásával:

**detektor      detektor      vonal detektor**

Máté: Orvosi képzés 2. előadás 35

### Torzítás

Máté: Orvosi képzés 2. előadás 36

### Nagyítás

**A tárgy nagyítása**

forrás   tárgy   kép

$M = d / z$

**A forrás nagyítása**

A tárgy egy pontja

nem pontforrás

$m = (d - z) / z$

**d:** a forrás és a kép távolsága  
**z:** a forrás és a tárgy távolsága

Máté: Orvosi képalpalkotás      2. előadás      37

Ha a forrás, a tárgy és a kép egymással párhuzamos síkokban helyezkedik el, akkor a kép konvolúcióval keletkezik:

kép = < a forrás képe >  $\otimes$  < tárgy képe >

**A tárgy nagyítási faktora: M**      (hasznos lehet)

**A forrás nagyítási faktora: m**      (egyértelműen káros)

**A két faktor aránya:  $M / m = d / (d - z) = 1 + z / (d - z)$**

Máté: Orvosi képalpalkotás      2. előadás      38

### Angiográfia, subtraction (kivonásos) angiográfia

**Angiográfia**  
 Kontraszt (nagy elnyelő képességű) anyagot juttatnak a vérbe, így láthatóvá válik az érpálya.

**Subtraction (kivonásos) angiográfia**  
 Kontraszt anyag nélkül és kontraszt anyaggal is készítenek azonos pozícióban képet, majd a két képet kivonják egymásból.  
 Ahova nem jutott el a kontraszt anyag, ott a két kép megegyezik, a különbségük 0, tehát az érpálya a környezet zavaró hatása nélkül látszik.

**Súlyozott kivonás:** a környezet halványan megmarad.

Máté: Orvosi képalpalkotás      39

### Angiográfia, subtraction (kivonásos) angiográfia

Máté: Orvosi képalpalkotás      2. előadás      40

### Tomográfia, rekonstrukció

**Diszkrét tomográfia:** A vetületeiből rekonstruálandó képen csak egész értékek fordulhatnak elő (minden számítógépes kép ilyennek tekinthető).

**Bináris képek rekonstrukciója:** néha két vetület elegendő

Nem mindig egyértelmű

Kapcsoló komponens

Máté: Orvosi képalpalkotás      2. előadás      41

### Lehetőségek az egyértelműség biztosítására

- Követelmények a rekonstruálandó alakzatra (pl. konvexitás)
- Több vetület megadása (kevésbé valószínű megfelelő kapcsoló komponens előfordulása)

Általában: Egy  $m \times n$  –es rekonstruálandó kép esetén  $m \times n$  ismeretlent kell meghatározni. Minden vetület egy csomó egyenletet szolgáltat, amelyben csak ezek az ismeretlenek szerepelnek. Ha elegendően sok vetületünk van, az egyenletrendszer megoldható!

**Problémák:**

- Nagyméretű egyenletrendszer  $\rightarrow$  közelítő megoldás (iteratív rekonstrukció)
- Az egyenletrendszer ellentmondásos  $\rightarrow$  a hiba minimalizálása, lineáris programozási módszerek
- Leállási feltétel

Máté: Orvosi képalpalkotás      2. előadás      42

**Radon transzformáció (J. Radon: 1917)**

$f(x, y)$

$[R f](s, \theta) = g(s, \theta) = \int_{-\infty}^{\infty} f(x(s, \theta), y(s, \theta)) du$

$g(s, \theta)$ -et rögzített  $\theta$  mellett egy változós függvényként ábrázoltuk

Máté: Orvosi képzés 2. előadás 43

$[R f](s, \theta) = g(s, \theta) = \int_{-\infty}^{\infty} f(x(s, \theta), y(s, \theta)) du = \int_{-\infty}^{\infty} f(s \cos \theta - u \sin \theta, s \sin \theta + u \cos \theta) du$

Máté: Orvosi képzés 2. előadás 44

$g(s, \theta) = \ln(I_s / I_D) = \int_S^D \mu(u) du$

**A Radon transzformáció invertálható!**

**Inverz Radon transzformáció: rekonstrukció**

Máté: Orvosi képzés 2. előadás 45



látótér  
detektor szalag

Máté: Orvosi képzés 2. előadás 47

Máté: Orvosi képzés 2. előadás 48



$\varphi$  a szomszédos detektorok látószöge a forrásból  
 $\psi$  a gentry elemi forgási szöge

$\alpha = n \varphi$   
 $\beta = m \psi$   
 $\vartheta = \alpha + \beta$

látótér  
 detektor szalag

$\alpha + \beta$   
 $90^\circ$   
 $90^\circ - (\alpha + \beta)$   
 $\vartheta = 90^\circ - (90^\circ - (\alpha + \beta)) = \alpha + \beta$

Máté: Orvosi képzőkötés 2. előadás 49

$\varphi$  a szomszédos detektorok látószöge a forrásból  
 $\psi$  a gentry elemi forgási szöge

$\alpha = n \varphi$   
 $\beta = m \psi$   
 $\vartheta = \alpha + \beta$

látótér  
 detektor szalag

Tehát az  $n$ . detektor a  $g(s, \vartheta)$  függvény értékét szolgáltatja az  $s = r \sin(n \varphi)$ ,  $\vartheta = \alpha + \beta$  pontban

Az így készült táblázatot **szinogram**nak nevezzük.

Máté: Orvosi képzőkötés 2. előadás 50

S sugárforrás  
 kollimátor  
 kompenzátor  
 rekonstruálandó terület  
 R referencia detektor  
 D detektor

A referencia detektor szerepe:

$$\int_S \mu(x) dx = \ln(I_S(t)) - \ln(I_D(t)) =$$

$$= \ln(I_S(t)) - \ln(I_R(t)) + \ln(I_R(t)) - \ln(I_D(t)) =$$

$$= \ln(I_S(t) / I_R(t)) - \ln(I_D(t) / I_R(t)) = \text{konstans} - \ln(I_D(t) / I_R(t))$$

Máté: Orvosi képzőkötés 2. előadás 51

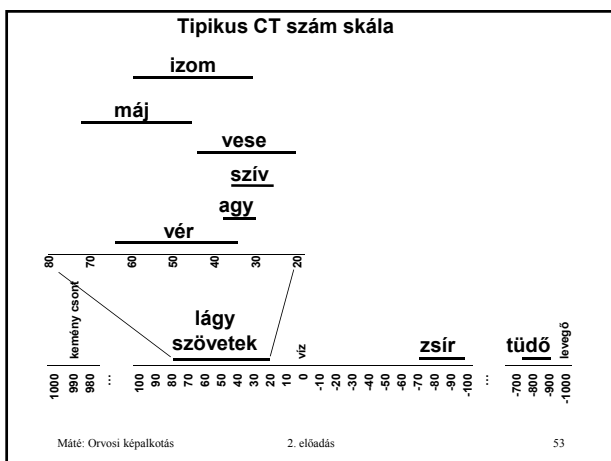
A kompenzátor szerepe a mérendő értéktartomány csökkentése:

$$\int_S \mu(x) dx = \int_S (\mu_T(x) + \mu_C(x)) dx =$$

$$\int_S \mu_T(x) dx + \int_S \mu_C(x) dx$$

$\alpha$ -tól függő gyári konstans

Máté: Orvosi képzőkötés 2. előadás 52



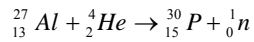
**Becquerel**  
 Uránsók láthatatlan sugárzást bocsátanak ki (1896).  
 Első megállapítások: a sugárzás erőssége csak az urán mennyiségtől függ.

**I. Curie és Joliot**  
 Bizonyok uránsókra a fenti megállapítás nem érvényes.  
 Kb. 10 tonna joachimtahli szurokércből  
 0.3 mg polónium és rádium (1898).

Máté: Orvosi képzőkötés 3. előadás 54

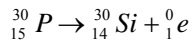
### I. Curie és Joliot

Mesterséges radioaktivitás (1934). Alumíniumot  $\alpha$  részecskékkel bombáztak:



Ezen kívül pozitron sugárzás is kimutatható, még az  $\alpha$  sugárzó test eltávolítása után is.

A magyarázat: a keletkezett foszfor izotóp spontán módon bomlik:

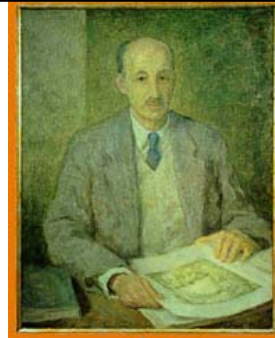


Radioaktív bomlás során  $\alpha$ ,  $\beta$ ,  $\gamma$ , pozitron, ... sugárzás keletkezik. Bennünket most a  $\gamma$  sugárzás érdekel.

Máté: Orvosi képfeldolgozás

3. előadás

55



**Hevesy György (1885-1966)**  
Radioaktív izotópos nyomjelzés (1913),  
ezért 1944-ben kémiai Nobel-díjjal tüntették ki.

Máté: Orvosi képfeldolgozás

3. előadás

56

### Bomlástörvény

$$N(t) = N_0 e^{-\lambda t} = N_0 0.5^{t/T_{1/2}}, \text{ ahol } T_{1/2} = \ln 2 / \lambda$$

Felezési idő ultra rövid: - 50 perc  
rövid: 50 perc - 4 - 5 nap  
közepes: 5-6 nap - 60-70 nap  
hosszú: 70 nap -

${}^{99m}\text{Tc}$  141 KeV, felezési idő kb. 6 óra,

${}^{113m}\text{In}$  396 KeV, felezési idő kb. 100 perc.

Fizikai - biológiai felezési idő. Csernobil (1986.04.26.)

Lágy sugárzók: 0 - 150 KeV

Közepes sugárzók: 150 - 450 KeV

Kemény sugárzók: 450 - KeV

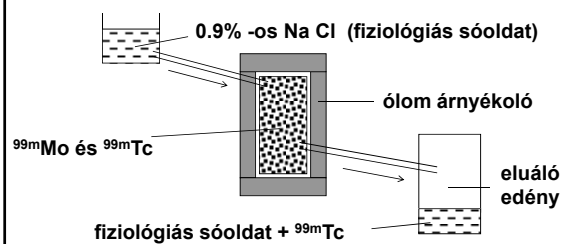
Máté: Orvosi képfeldolgozás

3. előadás

57

### Generátor

${}^{99m}\text{Mo}$  (lassan)  $\rightarrow$   ${}^{99m}\text{Tc}$  (gyorsan)  $\rightarrow$



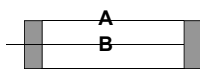
Máté: Orvosi képfeldolgozás

3. előadás

58

### $\gamma$ foton detektálása:

- ködkamra (a legkorábbi),
- Geiger-Müller féle számláló,
- szcintilláció,
- félvezetős detektor



Geiger-Müller féle számláló:

légritka tartály, A és B között feszültség



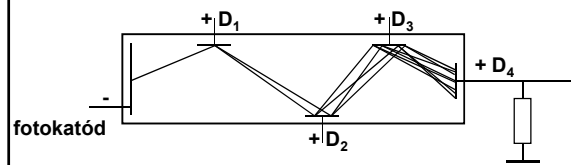
a feszültség: túl kicsi, optimális, túl nagy

Máté: Orvosi képfeldolgozás

3. előadás

59

### Fotoelektron sokszorozó (PhotoMultiplier Tube, PMT)



A fotokatódból kilépő elektronok mindegyike átlagban 4 - 5 szekunder elektront vált ki a  $D_1$  elektródából, amelyek hasonló hatást keltenek a  $D_2$ , majd ... elektródákban. Az anódban az elsődlegesen kiváltott elektronok számának  $10^5 - 10^8$ -szorosa csapódik.

Kb. ugyanakkora jel keletkezik minden foton hatására.

A nukleáris medicinában szcintillációval összekapcsolva alkalmazzák.

Máté: Orvosi képfeldolgozás

3. előadás

60

### Szcintillációs detektor

Honnan jött a sugárzás?  
 • két GM cső (koincidencia),  
 • árnyékolás + kollimátor.

Alumínium Szcintillációs Árnyékolás Differenciál  
 lemez kristály NaI (TI) (ólom) Diszkriminátor

A jel (impulzus) nagysága kb. arányos a PMT katódját ért fotonok számával, a  $\gamma$  foton energiájával.  
 DD csak a megfelelő méretű jeleket engedi át (energia szelekció).

Máté: Orvosi képfeldolgozás 3. előadás 61

### Holtidő

Ha két foton becsapódás nagyon gyorsan követi egymást, akkor a két jel összemosódik. Holtidő az a  $\tau$  idő, amennyi idő el kell teljen egy impulzus detektálása után, hogy újabb impulzus detektálható legyen.

Teljes felvételi idő:  $T$ , Korrigált impulzus sebesség:  $N / (T - N \cdot \tau)$ ,  
 Detektált impulzus szám:  $N$ , Korrigált impulzus szám:  $N \cdot T / (T - N \cdot \tau)$ ,  
 Teljes holtidő:  $N \cdot \tau$

a korrekció kb. 15 - 20% veszteségig elfogadható

Máté: Orvosi képfeldolgozás 3. előadás 62

### Üreges mérőhely

üreg  
 kristály  
 PMT

Nincs kollimátor!  
 Az üregbe helyezett anyag radioaktivitásának mérésére alkalmas.

Máté: Orvosi képfeldolgozás 3. előadás 63

### Álló detektor

pl. renogáf (a vese aktivitásának mérésére):

divergáló kollimátor

Nagyobb térrész teljes aktivitásának mérésére alkalmas.

Máté: Orvosi képfeldolgozás 3. előadás 64

### Mozgó detektor (scanner)

fókuszlátótér  
 védő fólia  
 konvergáló kollimátor

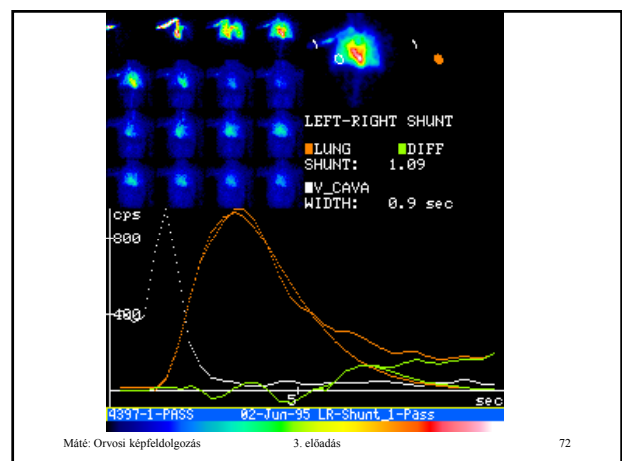
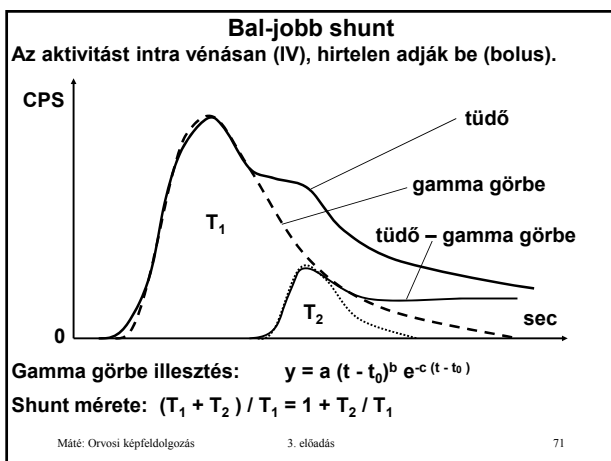
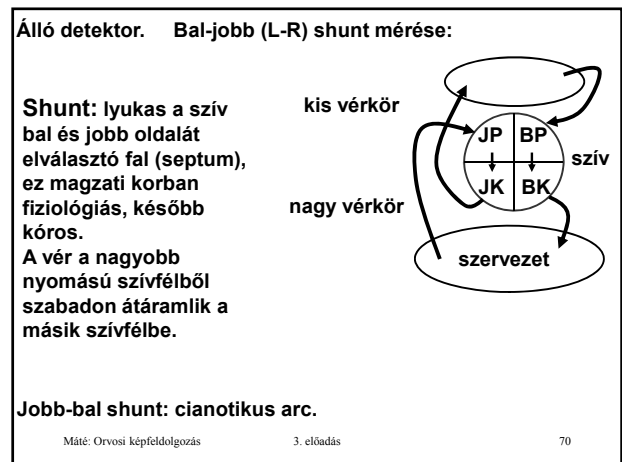
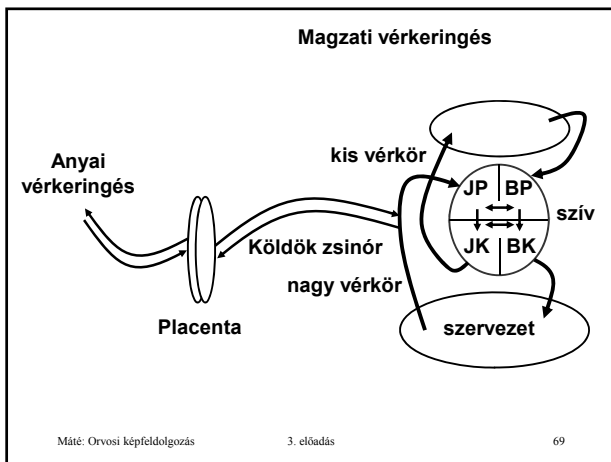
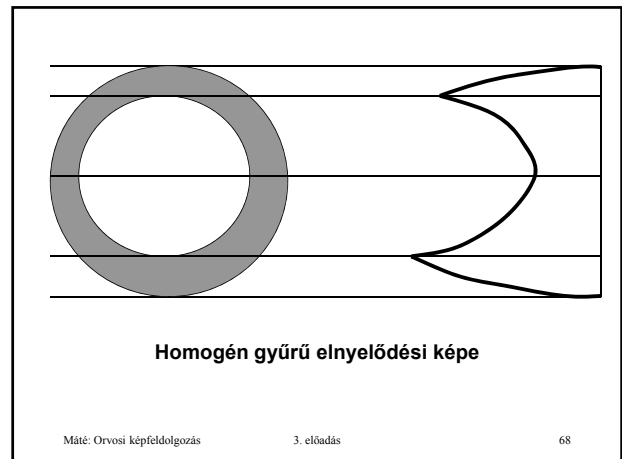
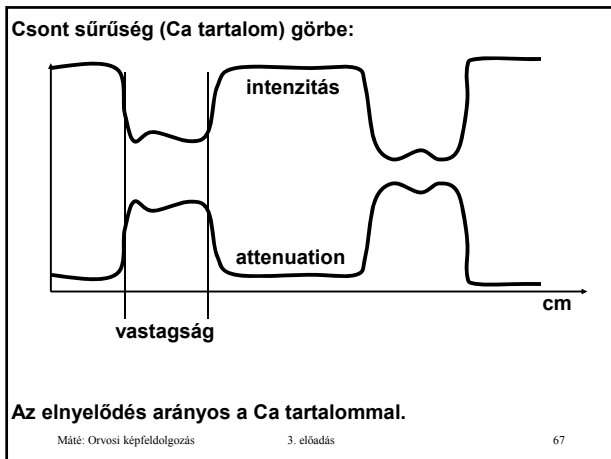
Kis kiterjedésű térrész aktivitásának mérésére alkalmas.

Máté: Orvosi képfeldolgozás 3. előadás 65

### Csont sűrűség mérés

sugár forrás  
 kollimátor  
 csont  
 detektor

Máté: Orvosi képfeldolgozás 3. előadás 66



**Mozgó detektor:**

pl. pajzsmirigy leképezésére.

Meander pálya

	előny	Hátrány
álló	jó időbeli felbontás	nincs (rossz) térbeli felbontás
mozgó	jó térbeli felbontás	nincs (rossz) időbeli felbontás, hosszú felvételi idő

Máté: Orvosi képfeldolgozás 3. előadás 73

**H. O. Anger (1958):**

$\gamma$  foton  
látható fény fotonok  
kristály

PMT<sub>1</sub> PMT<sub>2</sub>  
x<sub>1</sub> x<sub>2</sub>

PMT<sub>1</sub> alig detektál szcintillációt, majdnem mindet PMT<sub>2</sub> detektálja.

a  $\gamma$  foton detektált energiája a becsapódás helyének függvényében

kristály  
PMT<sub>1</sub> PMT<sub>2</sub>

Máté: Orvosi képfeldolgozás 3. előadás 74

**Az ötlet:**

gamma foton  
látható fény fotonok  
kristály  
fényvezető réteg

PMT<sub>1</sub> PMT<sub>2</sub>  
x<sub>1</sub> x<sub>2</sub>

A szcintillációk zömét még most is PMT<sub>2</sub> detektálja, de PMT<sub>1</sub> most sokkal többet detektál, mint a korábbi elrendezésben.

a  $\gamma$  foton detektált energiája a becsapódás helyének függvényében

kristály  
fényvezető réteg  
PMT<sub>1</sub> PMT<sub>2</sub>  
x<sub>1</sub> x<sub>2</sub>

Máté: Orvosi képfeldolgozás 3. előadás 75

a  $\gamma$  foton detektált energiája a becsapódás helyének függvényében

e<sub>1</sub> e<sub>2</sub>

kristály  
fényvezető réteg  
PMT<sub>1</sub> PMT<sub>2</sub>  
x<sub>1</sub> x<sub>2</sub>

A PMT<sub>1</sub> illetve PMT<sub>2</sub> által észlelt energia: e<sub>1</sub> illetve e<sub>2</sub>,  
A foton energiája: e = e<sub>1</sub> + e<sub>2</sub>,  
A becsapódás helyének becsült értéke:  
 $x = (e_1 x_1 + e_2 x_2) / e$ .

Máté: Orvosi képfeldolgozás 3. előadás 76

**Egy-egy gamma kamerában sok (kezdetben 19, majd 37, ...) PMT helyezkedik el, általában méh-sejt elrendezésben:**

PMT -k

$e = \sum e_i$ ,  
 $x = \sum e_i x_i / e$ ,  
 $y = \sum e_i y_i / e$ ,  
 $z = e$

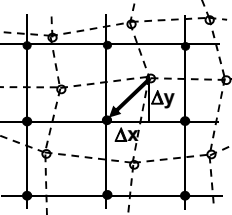
Máté: Orvosi képfeldolgozás 3. előadás 77

**Gamma kamerával készült felvétel**

Máté: Orvosi képfeldolgozás 3. előadás 78



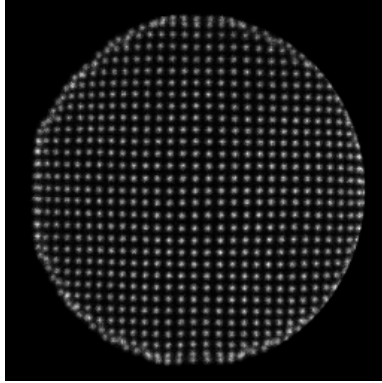
**Lineáritás kalibráció:**  
 Ismert geometriájú rács leképezése.  
 Az egyes rácspontok képe nem az elméletileg meghatározható pontokban keletkezik.  
 Korrekciós érték az a (pixel függő)  $\Delta x, \Delta y$  pár, amit hozzá kell adni a rácspont képeinek koordinátáihoz, hogy a képpont az elméletileg meghatározott helyre kerüljön.



A rácspontokhoz tartozó korrekciós értékek bilineáris interpolációjával a korrekciós érték minden pixelre meghatározható.

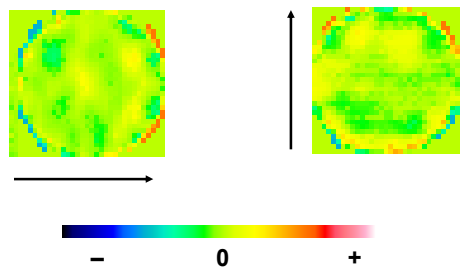
Máté: Orvosi képalkotás 85

**Lineáritás kalibrációs kép**



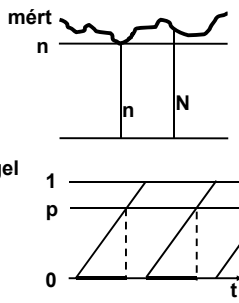
Máté: Orvosi képalkotás 86

**Lineáritás korrekciós képek**



Máté: Orvosi képalkotás 87

**Homogenitás kalibráció:**  
 Homogén sugárforrás leképezése.  
 A korrekció pixeltől függő.  
 $p = n / N (< 1)$

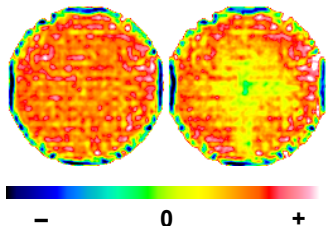


Minden impulzust  $p$  valószínűséggel használunk a kép alkotásában:  
 ha a fűrészfűzés értéke a  $t$  időpontban kisebb, mint  $p$ , akkor az impulzus felhasználható, különben nem.

Ha  $n$  értékét túlságosan kicsire választjuk, csökken az érzékenység (hatásfok): DPM / CPM %

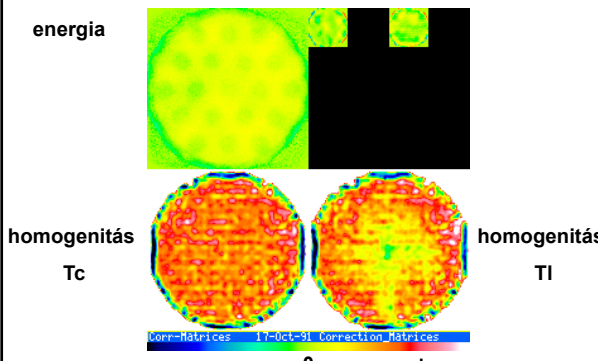
Máté: Orvosi képalkotás 88

**Homogenitás kalibrációs képek**  
 A kamera érzékenysége és inhomogenitása függ a fotonok energiájától



Máté: Orvosi képalkotás 89

**Korrekciós mátrixok**



Máté: Orvosi képalkotás 90

**Minőség ellenőrzés/biztosítás (Quality Control, QC)**  
 UFOV (Useful Field Of View), CFOV (Central Field Of View)  
**Érzékenység** : A kamerát érő impulzusok hány százalékát képes érzékeli

**Feloldóképesség:**  
 PSF, LSF, fél-, tizedérték szélesség

Máté: Orvosi képalkotás 91

**Minőség ellenőrzés/biztosítás (Quality Control, QC)**  
**Feloldóképesség: Modulációs Transzfer Függvény**

Tárgy:  $a + b \cos(2\pi \omega x) \rightarrow$   
 Kép:  $a K_\Phi + b M_\Phi(\omega) \cos(2\pi \omega x - P_\Phi(\omega))$

A leképezés erősítő ( $K_\Phi > 1$ ),  
 gyengítő ( $K_\Phi < 1$ )

$M_\Phi$ : MTF (Modulációs Transzfer Függvény)  
 $P_\Phi$ : PTF (Fázis Transzfer Függvény)

Máté: Orvosi képalkotás 92

**Linearitás**

**Uniformitás:**  
 Max: maximum, Min: minimum a tartományon

**Uniformitás:  $(Max - Min) / (Max + Min)$**

**Integrál uniformitás: a tartomány UFOV vagy CFOV**

**Differenciál uniformitás: a tartomány 5 egymás melletti (x irányú) vagy egymás alatti (y irányú) pixel. A tartomány végigfut UFOV-on illetve CFOV-on, és venni kell a maximális uniformitás értéket.**

Máté: Orvosi képalkotás 93

FLOOD FIELD UNIFORMITY

Frame size: 64  
 Center: ( 31.50, 31.50)

Radius	Counts	Mean	Integ. Differ. Uniformity
UFOV	26.60	24324578	10957 4.09 2.44
CFOV	20.08	13918481	10942 3.98 2.44

Unif\_C2 #6-Jun-95 6657-Flat\_Source

Máté: Orvosi képalkotás 94

**Mellékpajzsmirigy vizsgálat**

$F_1$ : TI felvétel (aktivitás a pajzsmirigyben és a mellékpajzsmirigyben),

$F_2$ : Tc felvétel (aktivitás a pajzsmirigyben).

$p = A(p_1 - B p_2)$   $p$ :  $p(x,y)$  pixel érték a különbség képen.

$p^+ = p$ , ha  $p > 0$ , különben 0,  
 $p^- = -p$ , ha  $p < 0$ , különben 0.

A és B választása akkor megfelelő, ha az  $F^+$  és  $F^-$  képen a pajzsmirigy vetületében csak zaj marad, a pajzsmirigy mindkét képen kis (kb. egyforma) intenzitással látszik.

A-nak a szerepe csak az, hogy a halványabb területek is jól látszódnak.

Máté: Orvosi képalkotás 95

**ROI (Region Of Interest – érdekes terület)**

P olyan terület, ahova nem vetül mellékpajzsmirigy, csak pajzsmirigy.

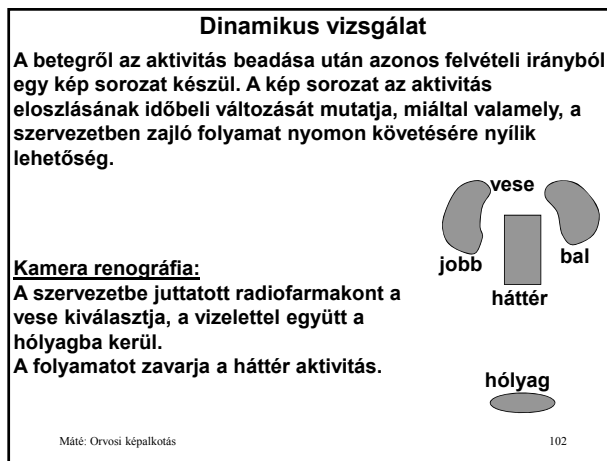
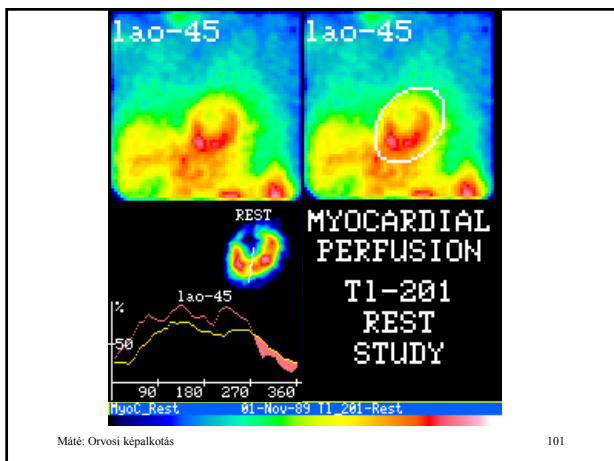
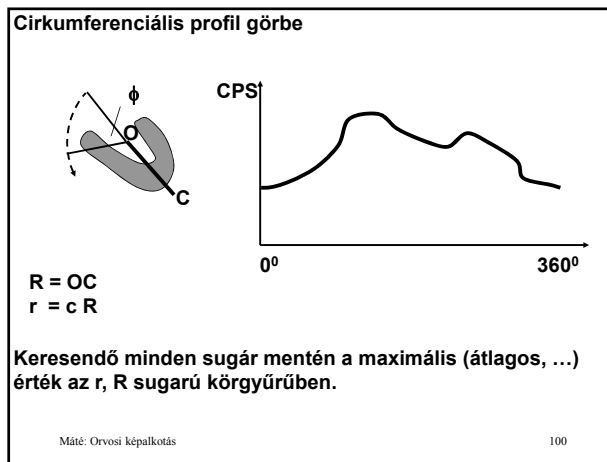
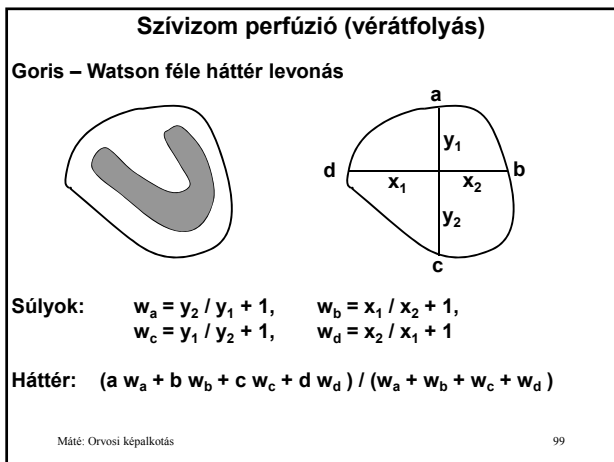
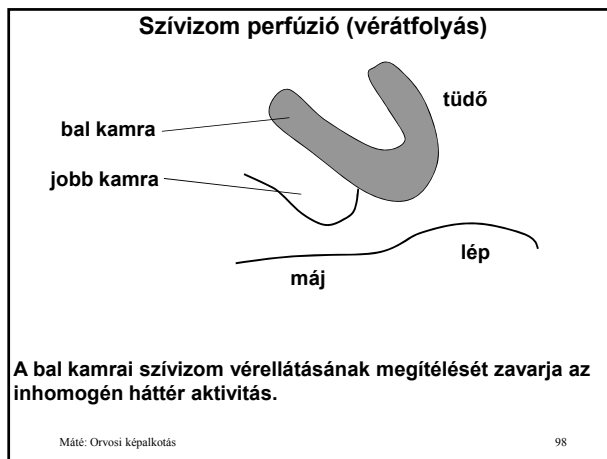
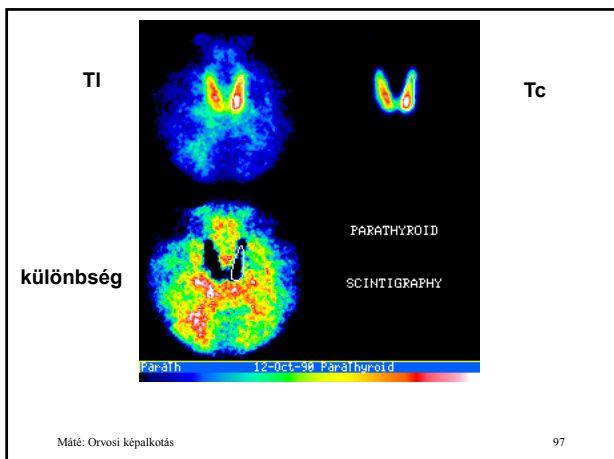
$S_1$  illetve  $S_2$  a P terület teljes aktivitása  $F_1$  -en illetve  $F_2$  -n.

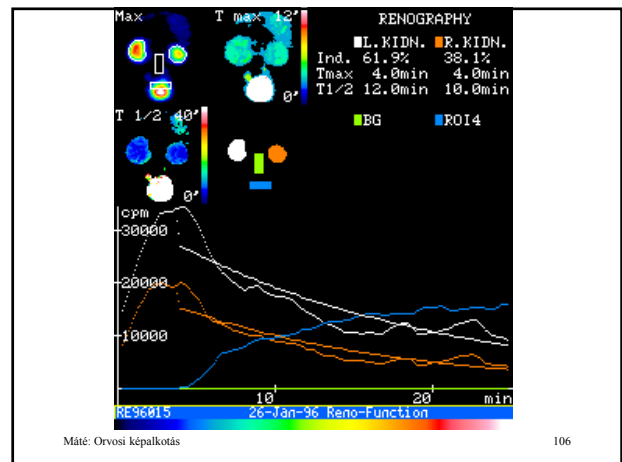
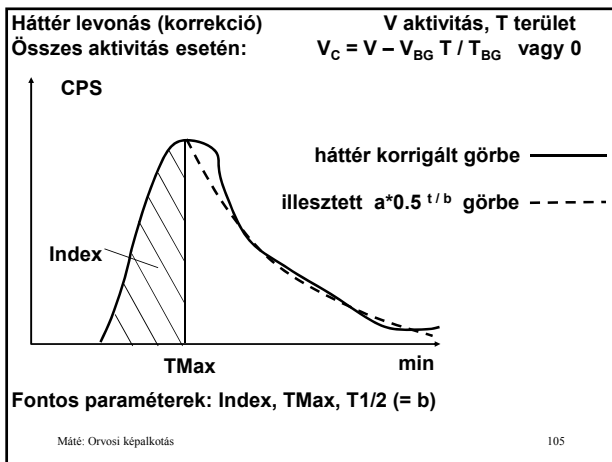
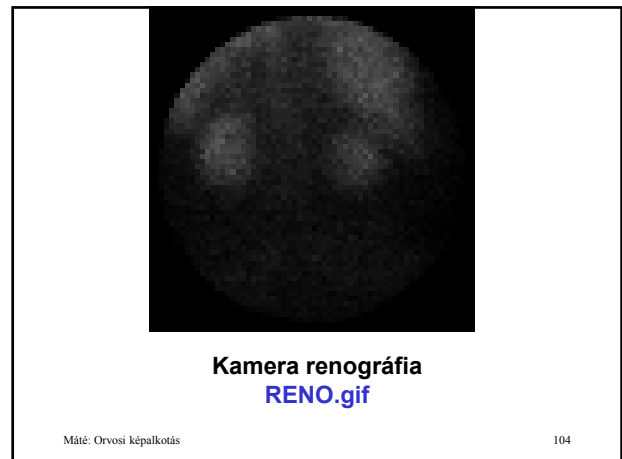
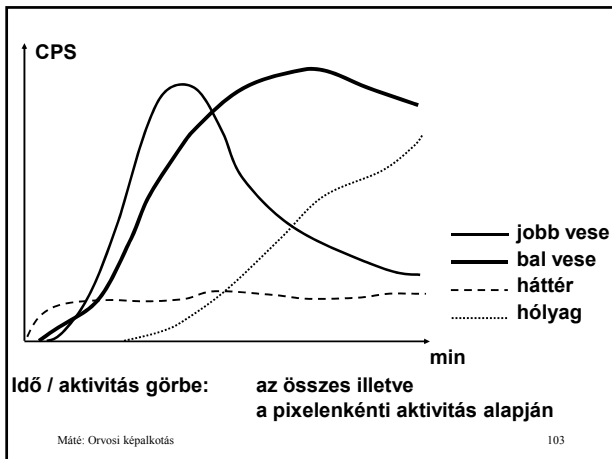
$$B = S_1 / S_2$$

jó választás.

Máté: Orvosi képalkotás 96







**Clearance (tisztulás, ürülés, klirensz)**

A mérések kamerán és üreges mérőhelyen történnek.

kamera		üreges mérőhely	
Teli fecskendő	$C_0$		
Teli - Standard	$C_1$	Standard D ml -re hígítása után 1 ml	Stand
Beadás, renográfia, ...			
Üres fecskendő	$C_2$		

Máté: Orvosi képalpotos 107

**Számolás:** Minden aktivitást a beadás időpontjára kell visszazámolni!

**Bomlás korrekció:** ha  $t = t_1$  időpontban az aktivitás  $N_1$ , akkor a bomlástörvény alapján  $N_1 = N_0 0.5^{t_1 / T_{1/2}}$ , ahol  $N_0$  a  $t = 0$  időpontbeli aktivitás.

Innen  $N_0 = N_1 0.5^{-t_1 / T_{1/2}} = N_1 2^{t_1 / T_{1/2}}$ .

Máté: Orvosi képalpotos 108

A kamerán mérve Teli:  $C_0$ , Teli-Standard:  $C_1$ , Üres:  $C_2$

Üreges mérőhelyen: Standard aktivitása:  $St = D * Stand$

Ba:  $(C_1 - C_2) = St : (C_0 - C_1)$   
 $\rightarrow Ba = D * Stand * (C_1 - C_2) / (C_0 - C_1)$

Clearance görbe: aktivitás  $= A e^{-kt}$  ( $A = ?$ ,  $k = ?$ )

$t_1$  és  $t_2$  időpontban vérvétel,  
 a levett vér 1 ml-ének az aktivitása:  $P_1, P_2$ .

Ezeket behelyettesítve, logaritmálva:  
 $\ln(P_1) = \ln(A) - k t_1$   
 $\ln(P_2) = \ln(A) - k t_2$

véve a két egyenlet különbségét, átrendezve:  
 $k = (\ln(P_1) - \ln(P_2)) / (t_2 - t_1)$

k ismeretében A meghatározható:  $A = P_1 e^{+k t_1}$

Máté: Orvosi képzőkötés 109

$A = P_1 e^{+k t_1}$

Megoszlási tér:  $V = Ba / A$   
 Clearance:  $C = A * k$

Ha V ismert, akkor  $Ba = A * V$  alapján pl. a vér alkohol, kábítószer, ... tartalmának két utólagos mérésével meghatározható, hogy egy adott időpontban mekkora volt a vér alkohol, kábítószer, ... tartalma, koncentrációja.

Máté: Orvosi képzőkötés 110

**EKG kapuzott (ECG gated) szív vizsgálat**

R hullám R hullám

R - R távolság

1. 2. ... n.

A felvétel több száz szív cikluson keresztül tarthat.

Máté: Orvosi képzőkötés 111

Gyakran előforduló probléma:

R R R

extra systole kompenzációs pauza

kamra térfogat görbe

Lehetőség van arra, hogy a leggyakoribb R-R távolságtól jelentősen eltérő hosszúságú ciklusokat, sőt, az ezeket követő 1, 2, ... ciklust is kihagyjuk a felvételből.

Máté: Orvosi képzőkötés 112

R hullám R hullám

R - R távolság

1. 2. ... n.

1. 2. ... n. Kapuzott képsorozat

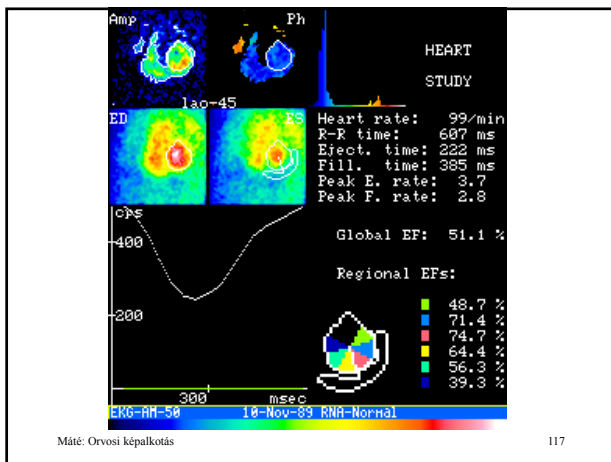
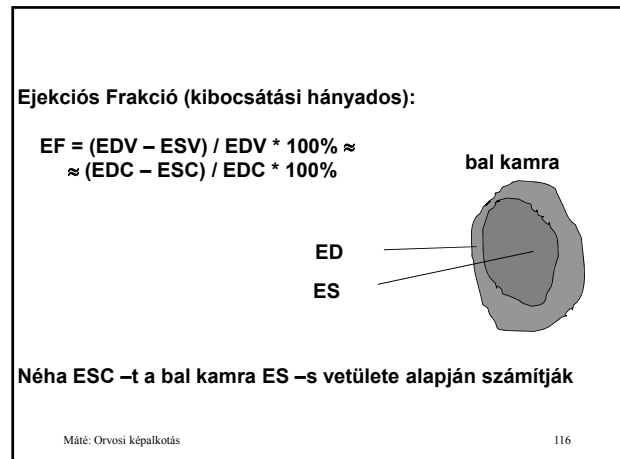
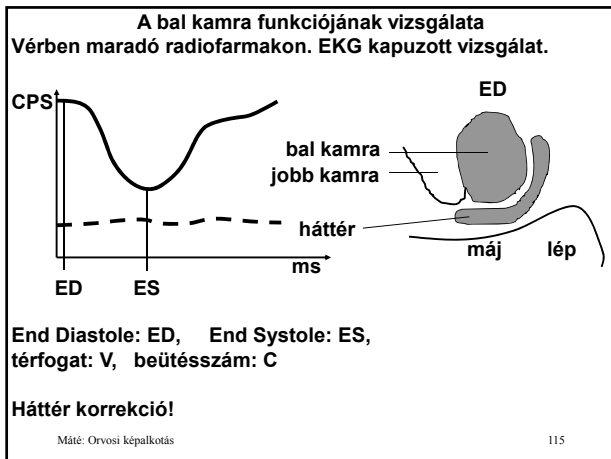
Puffer 1 Puffer 2

Máté: Orvosi képzőkötés 113

GATEDmozi.gif

ERG=RH=50 10-Nov-88 RHH-Normal

Máté: Orvosi képzőkötés 114



**Parametrikus képek**

Sok kis ROI → sok görbe → áttekinthetetlen

Sokszor nem az egész görbe, hanem csak egy-egy jellemzője érdekes.

Minden pixel külön ROI  
 ROI-nként görbe  
 Függvény illesztés  
 Kép, melyben minden pixel = a kívánt jellemző értéke

Ha egy pixelben a jellemző nem számítható, akkor 0 vagy más speciális értéket adhatunk meg.

Máté: Orvosi képzőkötés 118

**Példák parametrikus képekre:**

**PMax:** pixelenkénti maximális érték

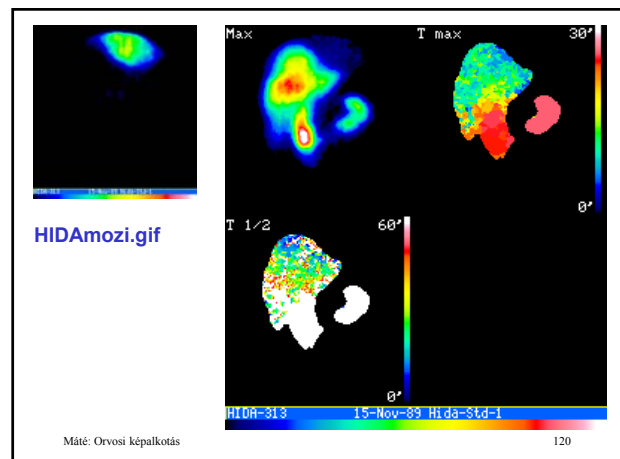
**TMax:** pixelenként a maximum elérésének ideje (esetleg a kép indexe)

**T1/2:** T fél érték (exponenciális/lineáris függvény illesztés alapján).  
 Ha egy pixelben nincs ürülés, ott 0 vagy nagyon nagy lehet T1/2

**MTT:** (Mean Transit Time) átlagos átfolyási idő

**Fázis és amplitúdó kép**

Máté: Orvosi képzőkötés 119



**Fázis és amplitúdó kép**

Az EKG kapuzott vizsgálat esetén minden pixel érték periodikusan változik, tehát Fourier sorba fejthető.

Legyen  $F_k = (2k - 1) \pi / n$ , akkor a sorozat k. képe ( $1 \leq k \leq n$ ) és

$$C = \sum F_k \cos \varphi_k$$

$$S = \sum F_k \sin \varphi_k$$

a cos kép,  
a sin kép,

$$F_M = 1/n \sum F_k$$

az átlag kép (mean),

$$F_P = \arctg (S/C)$$

a fázis kép (phase),

$$F_A = 2/n \sqrt{C^2 + S^2}$$

az amplitúdó kép,

$$F_k \approx F_M + F_A \cos (\varphi_k - F_P)$$

Az amplitúdó kép azt mondja meg, hogy az egyes pixelekből milyen erős a pulzáció, a fázis kép pedig azt, hogy mikor történik az összehúzódás.

Máté: Orvosi képzés 121

GATEDmozi.gif

Máté: Orvosi képzés 122

**Funkcionális képek**

Az L és H kép azt mutatja, hogy az egyes pixelekből milyen mértékben van jelen a tüdő és a szív.

I(t) és h(t) azt mutatja, hogy „működik” a tüdő és a szív.

L és H fiziológiás (faktor) képek,  
I(t) és h(t) fiziológiás faktorok.

Máté: Orvosi képzés 123

**Funkcionális képek**

Faktor analízis (fő komponens analízis – PCA) →

$\Omega_1, \Omega_2, \dots, \Omega_m$  faktor képek és  
 $\omega_1(t), \omega_2(t), \dots, \omega_m(t)$  faktor sorozat.

Általában  $m \ll n$ .

$$F_k \approx \sum_{i=1}^m \Omega_i \omega_i(k)$$

mátrix alakban:  $F \approx \Omega \omega$

A lehetséges m tagú sorozatok között  $(F - \Omega \omega)^2$  minimális.

Máté: Orvosi képzés 124

**Nem fiziológiás faktorok (negatív elemeket is tartalmaznak)!**

Faktor transzformáció: ha T invertálható, akkor legyen

$$\Phi = \Omega T, \quad \varphi = T^{-1} \omega,$$

$$\Phi \varphi = (\Omega T) (T^{-1} \omega) = \Omega (T T^{-1}) \omega = \Omega \omega$$

Ha  $\Phi$  és  $\varphi$  nem tartalmaz negatív elemeket, fiziológiásnak tekinthető.

A transzformáció megkereséséhez használható kritériumok:

- pozitívítás ( $\Phi$ , minden pixele és  $\varphi$ , minden pontja  $\geq 0$ ),
- bizonyos területeken bizonyos szerv nincs jelen (a ROI fölött  $\Phi_i = 0$ ).

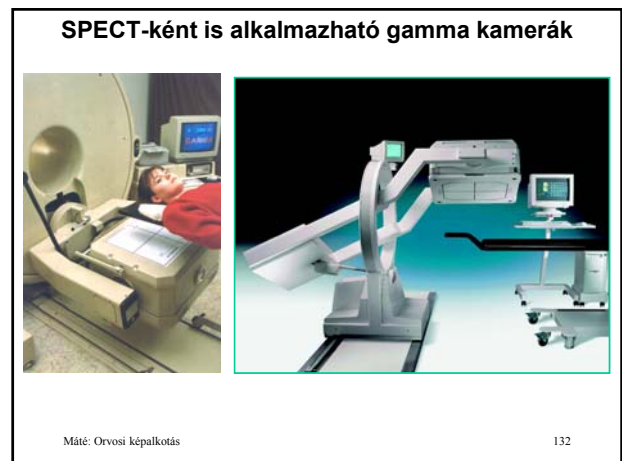
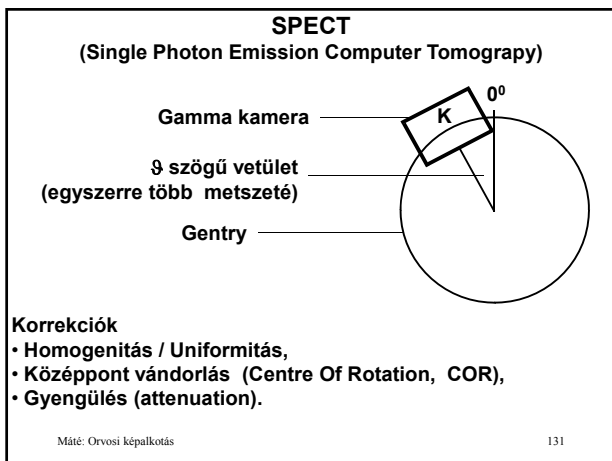
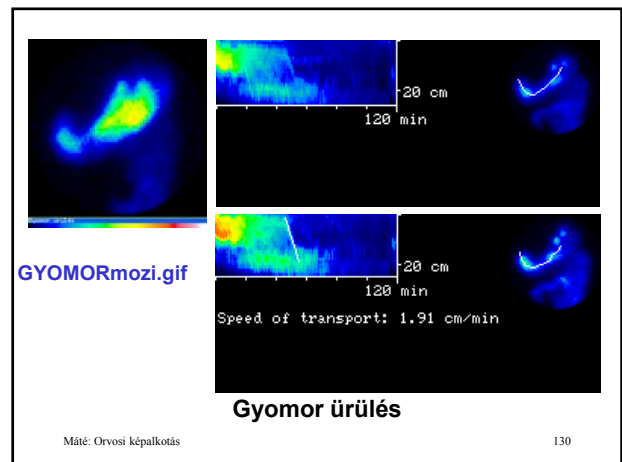
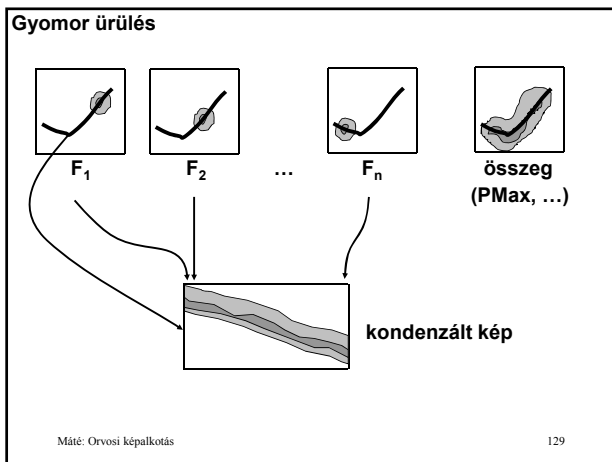
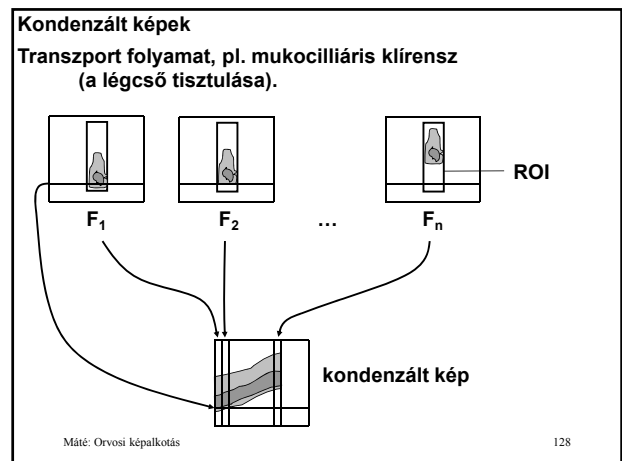
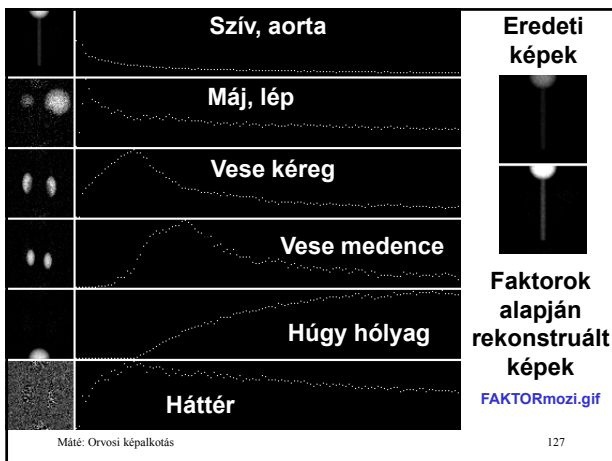
A zaj miatt a kritériumok általában csak közelítőleg teljesíthetők.

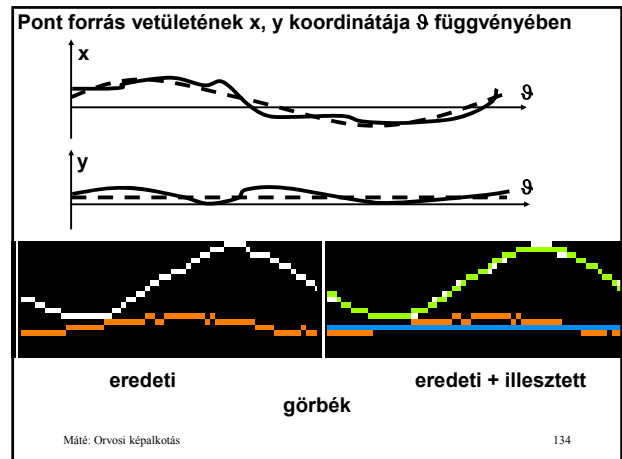
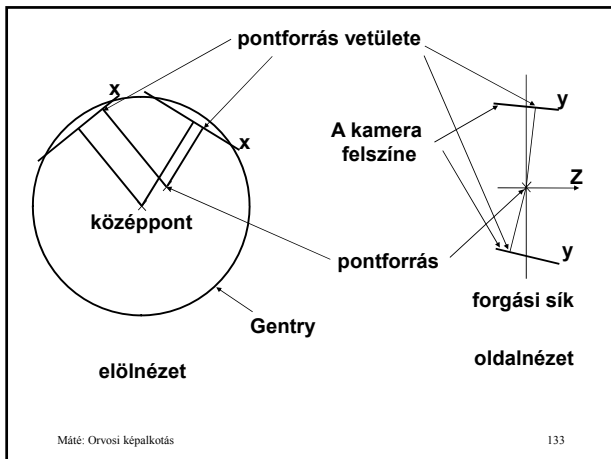
Máté: Orvosi képzés 125

**Kérdések:**

- a faktorok száma,
- a fiziológiás faktorok egyértelműsége,
- a fiziológiás faktorok stabilitása.

Máté: Orvosi képzés 126





**Attenuation (gyengülési) korrekció (Chang)**

Attenuation az  $R_i$  sugáron:  $e^{-\mu R_i}$

Átlagos:

$$\frac{M}{\sum_{i=1}^M e^{-\mu R_i}} / M$$

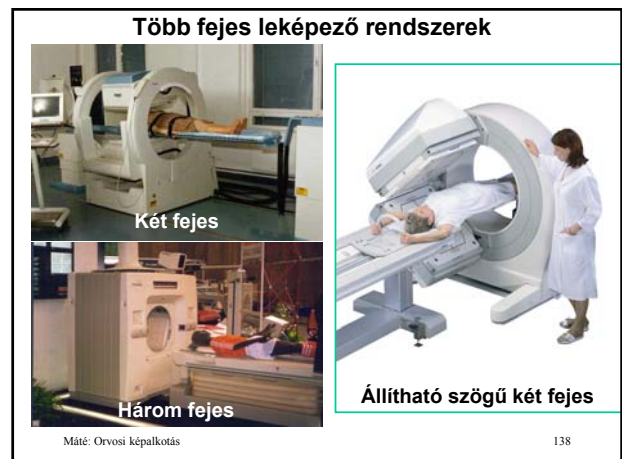
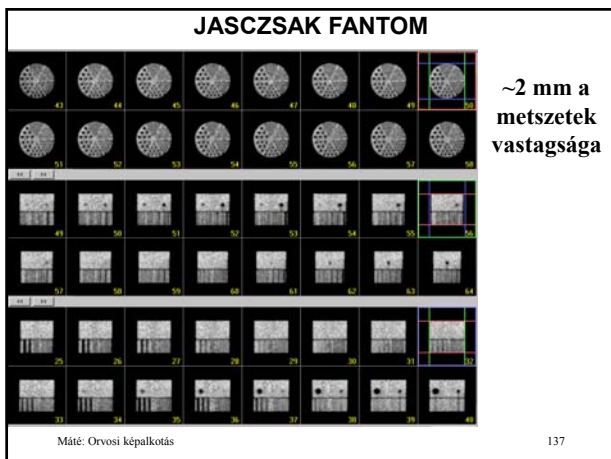
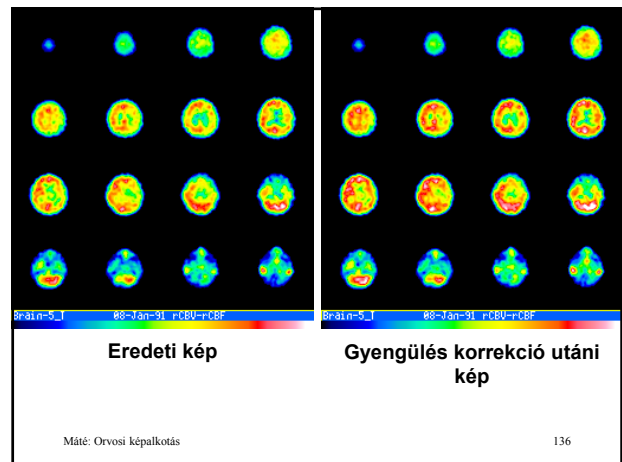
Korrekciós mátrix:

$$C(x, y) = M \left( \sum_{i=1}^M e^{-\mu R_i} \right)^{-1}$$

Korrekció:  $I_c(x, y) = C(x, y) I(x, y)$

$\mu$  értékét tapasztalati úton határozzák meg

Máté: Orvosi képalpaltás 135



**rekonstrukció**  
 Projekciók → transzverzális metszetek → 3D adatok  
 (X, Y, Z) bal sodrású koordináta rendszer  
 X: jobb → bal, Y: elől → hátul, Z: fej → láb

**A metszetek sorrendje:**  
 (X, Y) **transzverzális:** fej → láb  
 (X, Z) **frontális:** elől → hátul  
 (Y, Z) **szagittális:** jobb → bal

Képernyő:

Máté: Orvosi képalpotts 139

**3 dimenziós (3D) adatok**

**Balsodrású koordináta rendszer**

Máté: Orvosi képalpotts 140

**Inhomogén koordináták** → **Homogén koordináták**

$$\begin{bmatrix} x \\ y \\ z \end{bmatrix} \longrightarrow \begin{bmatrix} x \\ y \\ z \\ 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} c^*x \\ c^*y \\ c^*z \\ c^*1 \end{bmatrix} \quad (c \neq 0)$$

**Homogén lineáris transzformációk**

$$T = \begin{bmatrix} t_{11} & t_{12} & t_{13} & t_{14} \\ t_{21} & t_{22} & t_{23} & t_{24} \\ t_{31} & t_{32} & t_{33} & t_{34} \\ t_{41} & t_{42} & t_{43} & t_{44} \end{bmatrix}$$

Máté: Orvosi képalpotts 141

**Voxel transzformáció (forward):**  
 a V voxel értéke a TV voxelbe kerül.

eltolás ( $\Delta x, \Delta y, \Delta z$ )-vel:	M-szeres nagyítás az origóból:	nyírás pl. x-től függő y irányú
$\begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & \Delta x \\ 0 & 1 & 0 & \Delta y \\ 0 & 0 & 1 & \Delta z \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$	$\begin{bmatrix} M & 0 & 0 & 0 \\ 0 & M & 0 & 0 \\ 0 & 0 & M & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$	$\begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ n & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$

**forgatás  $\varphi$  szöggel (C = cos  $\varphi$ , S = sin  $\varphi$ )**

Z körül:	Y körül:	X körül:
$\begin{bmatrix} C & S & 0 & 0 \\ -S & C & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$	$\begin{bmatrix} C & 0 & -S & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ S & 0 & C & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$	$\begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & C & S & 0 \\ 0 & -S & C & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$

Máté: Orvosi képalpotts 142

**Inverz transzformáció (reverse):**  
 a transzformált kép V voxele az eredeti kép  $T^{-1}V$  voxeléből kapja az értékét.

eltolás ( $\Delta x, \Delta y, \Delta z$ )-vel:	M-szeres nagyítás az origóból:	nyírás pl. x-től függő y irányú
$\begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & -\Delta x \\ 0 & 1 & 0 & -\Delta y \\ 0 & 0 & 1 & -\Delta z \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$	$\begin{bmatrix} 1/M & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1/M & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1/M & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$	$\begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ -n & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$

**forgatás  $\varphi$  szöggel (C = cos  $\varphi$ , S = sin  $\varphi$ )**

Z körül:	Y körül:	X körül:
$\begin{bmatrix} C & -S & 0 & 0 \\ S & C & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$	$\begin{bmatrix} C & 0 & S & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ -S & 0 & C & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$	$\begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & C & -S & 0 \\ 0 & S & C & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$

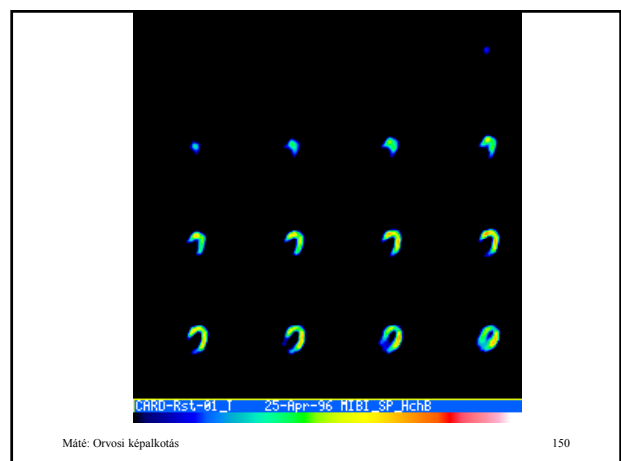
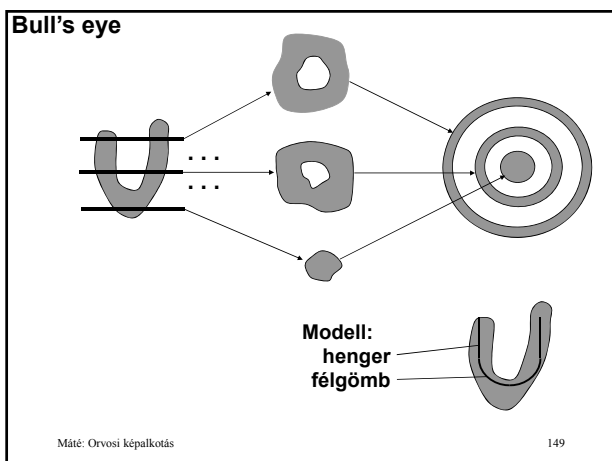
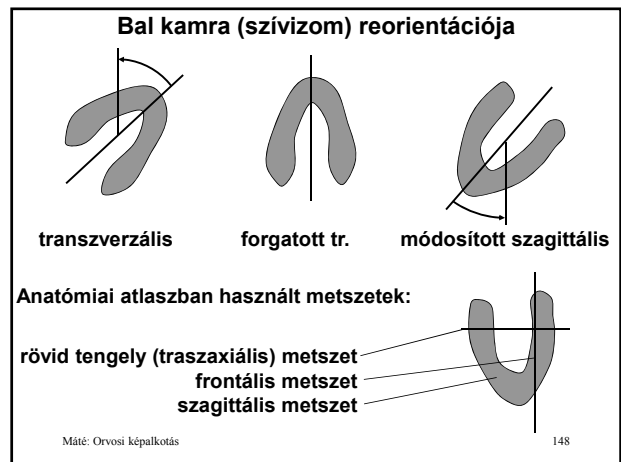
Máté: Orvosi képalpotts 143

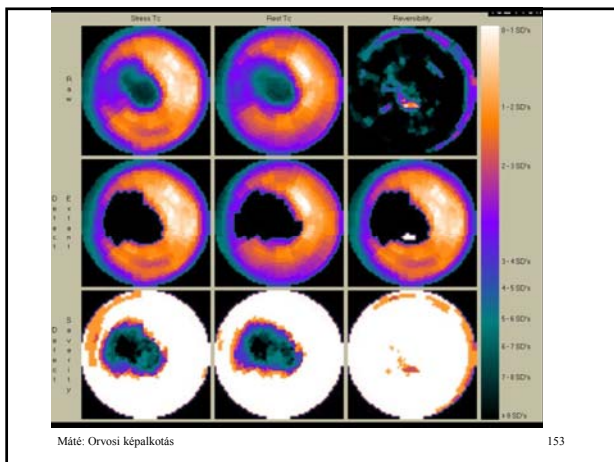
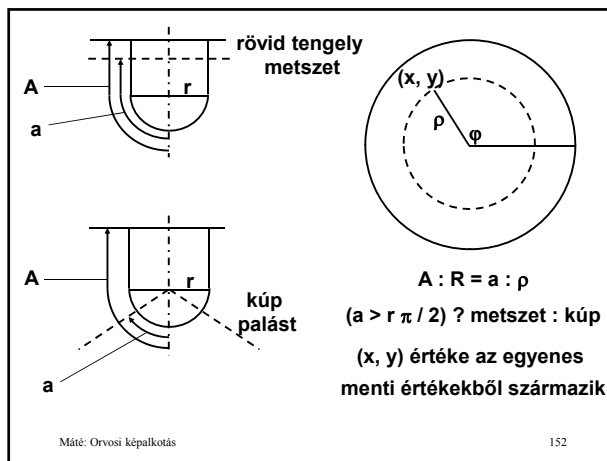
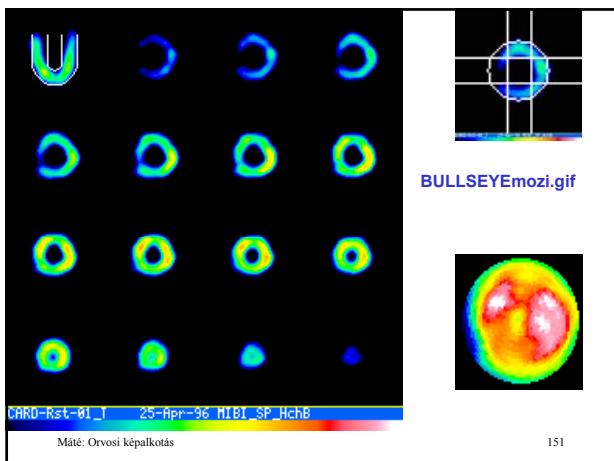
**Agy felvétel reorientációja**

**Anatómiai atlaszokban használt orientációk:** transzverzális frontális szagittális

Máté: Orvosi képalpotts 144







### Positron Emission Tomography (PET)

**Pozitron sugárzók**

	$T_{1/2}$
$^{18}\text{F}$	110 min
$^{11}\text{C}$	10 min
$^{13}\text{N}$	10 min
$^{15}\text{O}$	2 min

Általában ciklotron termék.

$\approx 180^\circ$

**Nehéz detektálni, kollimálni: drága.**

Máté: Orvosi képalpótás 154

$(x - x_1) : z_1 = (x_2 - x_1) : (z_1 + z_2)$

$x = (x_1 z_1 + x_2 z_2) / (z_1 + z_2)$

$y = (y_1 z_1 + y_2 z_2) / (z_1 + z_2)$

**Elektronikus kollimáció.**

Koincidencia:  $N_t$  (true),  $N_r$  (random)       $N = N_t + N_r$

tűrés:  $\tau$

$D_1$        $\tau$        $D_2$        $\tau$        $\tau$

egységnyi idő alatt  $N_1$

egységnyi idő alatt  $N_2$

$N_1 * 2 \tau$  idő alatt következhet be véletlen coincidencia

$1 : N_2 = (N_1 * 2 \tau) : N_r \rightarrow N_r = 2 N_1 N_2 \tau \rightarrow N_r / N_2 \approx 2 N_1 \tau$

**A véletlen coincidiáciát alacsonyán kell tartani!**

Máté: Orvosi képalpótás 155

### Time of flight

$PA = d + \Delta d$        $PB = d - \Delta d$

**c a fénysebesség**

$t_A = (d + \Delta d) / c$        $t_B = (d - \Delta d) / c$

$\Delta t = t_A - t_B = 2 \Delta d / c,$

$\Delta d = c \Delta t / 2$

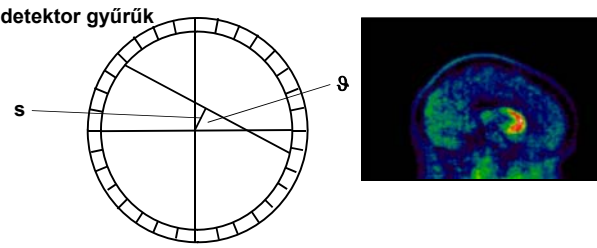
Általában  $\Delta t \ll \tau$

Ha  $\Delta t = 1 \text{ nsec}$ :  $\Delta d = 300.000 \text{ km/sec} * 1 \text{ nsec} / 2 = 15 \text{ cm}$

Tipikus (1985-ben):  $\Delta t = 400 \text{ psec} \rightarrow \Delta d = 6 \text{ cm}$

Máté: Orvosi képalpótás 156

**detektor gyűrűk**



**Felbontás:** függ az izotóptól, a környező anyagtól (fékeződés).

**FWHM kb. konstans UFOV-on.**  
A mai PET-ek jól közelítik az elméletileg elérhető FWHM-et.

Máté: Orvosi képzőkötés 157

**Pozitron Emissziós Tomograf (PET)**

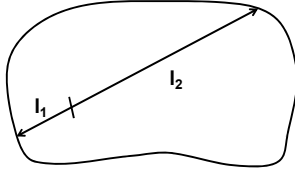


Máté: Orvosi képzőkötés 158



Máté: Orvosi képzőkötés 159

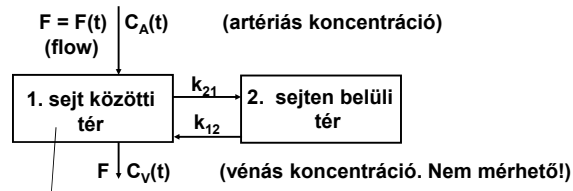
**Attenuation**  
Annak a valószínűsége, hogy a foton eléri a detektort  $e^{-\mu l_1}$  ill.  $e^{-\mu l_2}$ ,  
a koincidencia valószínűsége  $e^{-\mu l_1} * e^{-\mu l_2} = e^{-\mu(l_1 + l_2)}$  (független események).

$$e^{-\int_{l_1} \mu(x) dx} * e^{-\int_{l_2} \mu(x) dx} = e^{-\int_{l_1+l_2} \mu(x) dx}$$


**Az elnyelődés szempontjából közömbös, hogy az egyetlen mely pontjában történt a pozitron kibocsátás. 511 KeV-es külső forrással mérhető a gyengülés, pontos gyengülés korrekció lehetséges a szinogramon.**

Máté: Orvosi képzőkötés 160

**Két kompartmentes modell**

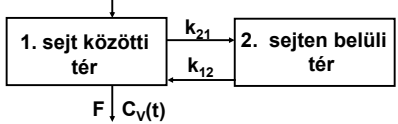


**tökéletes keveredés**

$Q_1, Q_2$  a tracer mennyisége az 1., 2. kompartmentben ( $/cm^3$ )  
Általában feltehető, hogy  $F$  konstans.

Máté: Orvosi képzőkötés 161

**Két kompartmentes modell**



Ha feltételezhető, hogy a kompartmentek közötti tracer vándorlás lineárisan függ a kinálattól, akkor:

$$\begin{aligned} Q_1'(t) &= F C_A(t) - F C_V(t) - k_{21} Q_1(t) + k_{12} Q_2(t) \\ Q_2'(t) &= k_{21} Q_1(t) - k_{12} Q_2(t) \end{aligned}$$

$F Q_1(t) / V$ , ahol  $V$  az első kompartment térfogata

**V más mérésekből ismert lehet!**

Máté: Orvosi képzőkötés 162

**Két kompartmentes modell**

$Q_1'(t) = F C_A(t) - F C_V(t) - k_{21} Q_1(t) + k_{12} Q_2(t)$   
 $Q_2'(t) = k_{21} Q_1(t) - k_{12} Q_2(t)$

A nehézséget az okozza, hogy csak  $C_A(t)$  és  $C_T(t) = Q_1(t) + Q_2(t)$  mérhető.

Általában  $F$ -re,  $k_{12}$ ,  $k_{21}$ -re vagyunk kíváncsiak.

Máté: Orvosi képzőkötés 163

**Több kompartmentes modell, pl.:**

**Lineáris tagok.**  
 Pl.  $k_{32}$  jelentése: a 3-ba a 2-ből jutó tracer mennyisége lineárisan függ a kínálattól, azaz:  $k_{32} Q_2(t)$

Máté: Orvosi képzőkötés 164

**Bilineáris tagok.** Pl.  $B_4$ ,  $k_{43}$  jelentése: csak korlátozott mennyiségű ( $B_4$ ) tracer kerülhet kötött állapotba. Minél nagyobb a kínálat, annál több, de minél jobban közelíti a kötött anyag mennyisége az elérhető maximumot, annál kevesebb tracer jut a 4. kompartmentbe a 3-ból.

Matematikailag:  
 $(B_4 - Q_4(t)) k_{43} Q_3(t)$  vagy:  $B_4 k_{43} Q_3(t) - Q_4(t) k_{43} Q_3(t)$   
 lineáris bilineáris

( $Q_3$ -ban és  $Q_4$ -ben is lineáris)

Máté: Orvosi képzőkötés 165

Olyan differenciál egyenlet rendszerhez vezet, amelyben  $F(t)$ ,  $C_A(t)$ ,  $Q_i(t)$  függvények,  $k_{ij}$ ,  $B_i$  konstansok,  $C_A(t)$ ,  $\sum Q_i(t)$  mérhető.

Pl. a fenti modell differenciál egyenlet rendszere:

$Q_2'(t) = k_{21} F(t) C_A(t) - (k_{12} + k_{32}) Q_2(t) + k_{23} Q_3(t)$   
 $Q_3'(t) = k_{32} Q_2(t) - (k_{23} + (B_4 - Q_4(t)) k_{43}) Q_3(t)$   
 $Q_4'(t) = (B_4 - Q_4(t)) k_{43} Q_3(t)$

Máté: Orvosi képzőkötés 166

**Kész rendszerek, pl.: RFIT**  
 A Program for Fitting Compartmental Models to Region-of-Interest Dynamic Emission Tomography Data  
 Lawrence Berkeley Laboratory, University of California

A fenti modell az upmod 12 21 23 32 r43 paraméter sorral adható meg.  $r$  (saturable receptor) korlátozott mennyiségű tracer befogadására képes kompartment.

Máté: Orvosi képzőkötés 167

**Patlak módszer**

$k_{ij}$   $i \leftarrow j$   
 $K_i$   $i \leftarrow p$ : effektív vándorlási sebesség

Máté: Orvosi képzőkötés 168

Ha a plazma koncentráció  $C_p(t) = C_p$  konstans, akkor elég hosszú idő után az  $i$ -ik kompartment tracer felvétele (uptake):

$$U_i(t) = K_i C_p t + \text{konstans.}$$

Ha  $C_p(t)$  nem konstans (Patlak):

$$U_i(t) = K_i \int_0^t C_p(\tau) d\tau + (V_0 + V_p) C_p(t)$$

(ahol  $V_0$  = eloszlási térfogat,  $V_p$  = plazma térfogat), innen

$$\frac{U_i(t)}{C_p(t)} = K_i \frac{\int_0^t C_p(\tau) d\tau}{C_p(t)} + (V_0 + V_p)$$

$Y(t) = K_i X(t) + b$  alakú.

Máté: Orvosi képzés 169

### Ultrahang (UH)

$c_{\text{viz}} = 1440 \text{ m/s}$

$R(x, y, z)$ : reflexivitás az  $(x, y, z)$  pontban. Lehet irányfüggő: tükröző vagy irány független: diffúz (ez az előnyös)

$S(x, y)$ : a transducer karakterisztikája  $\approx 1$  a kilépő felületen,  $\approx 0$  másutt  $\rightarrow S(x, y) \approx S^2(x, y)$

Máté: Orvosi képzés 170

### Ultrahang (UH)

$c_{\text{viz}} = 1440 \text{ m/s}$

$p(t)$ : a kibocsátott jel,  
 $p(t - 2z/c)$ : a  $z$  távolságból gyengítenélül visszavert jel.  
 $p$  csak  $p(t)$ -től, a transducertől és a jelfeldolgozótól függ.

Máté: Orvosi képzés 171

### Síkhullám:

- kibocsátó felület  $\gg$  hullámhossz  $\rightarrow$  kicsi az elhajlás,
- nagy a kibocsátó felület  $\rightarrow$  rossz a térbeli felbontás,
- a visszaverő felület kicsi vagy érdes  $\rightarrow$  diffúz a visszaverődés,
- $R$  kicsi  $\rightarrow$  elhanyagolható a többszörös visszaverődés.

Máté: Orvosi képzés 172

$$e(t) = K \int \int \int (e^{-2\alpha z / z^2}) R(x, y, z) S^2(x, y) p(t - 2z/c) dx dy dz$$

$$S^2(x, y) \approx S(x, y)$$

Ha  $p(t)$  „rövid” (csak kis  $t$  esetén  $\neq 0$ ), akkor  $p(t)$  is rövid, azaz csak  $t - 2z/c \approx 0$  esetén  $\neq 0$ . Ebben a rövid intervallumban

$$z \approx ct/2 \quad \text{és} \quad e^{-2\alpha z / z^2} \approx e^{-\alpha ct} / (ct/2)^2$$

Attenuation korrekció:

$$e_c(t) = g(t) e(t) = (ct/2)^2 e^{\alpha ct} e(t) =$$

$$e_c(t) = K \int \int \int R(x, y, z) S(x, y) p(t - 2z/c) dx dy dz$$

Máté: Orvosi képzés 173

Attenuation korrekció:

$$e_c(t) = g(t) e(t) = (ct/2)^2 e^{\alpha ct} e(t) =$$

$$e_c(t) = K \int \int \int R(x, y, z) S(x, y) p(t - 2z/c) dx dy dz$$

Máté: Orvosi képzés 174

$$e_c(t) = K \left| \iiint R(x, y, z) S(x, y) p(t - 2z/c) dx dy dz \right|$$

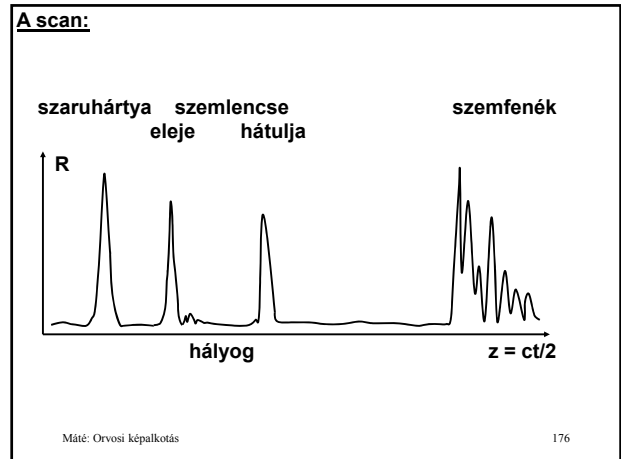
Ha  $S$  az origó körüli kis kör, és  $p(t)$  rövid, akkor az integrál  $t$ -beli értékét  $R$ -nek csak a  $(0, 0, ct/2)$  pont környékén felvett értéke befolyásolja, így

$$e_c(t) \approx K \left| \iiint R(0, 0, ct/2) S(x, y) p(t - 2z/c) dx dy dz \right| =$$

$$R(0, 0, ct/2) K \left| \iiint S(x, y) p(t - 2z/c) dx dy dz \right|$$

$$R(0, 0, z) \approx e_c(t) / \underbrace{K \left| \iiint S(x, y) p(t - 2z/c) dx dy dz \right|}_{\text{a készülékre jellemző konstans}}$$

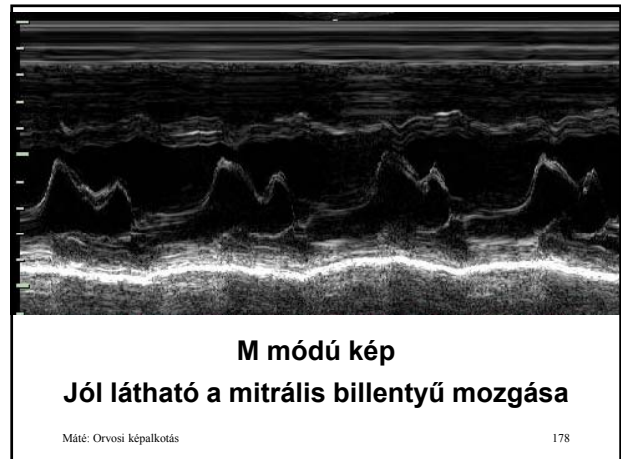
Máté: Orvosi képalpotos 175



**M mode:** mozgás miatt az idő függvényében változó reflexivitás megjelenítése.  $T$  időközönként végzett A scan értékeit színekódoltan ábrázoljuk egy-egy oszlopban.  $T > 2z_{max} / c$ , pl.  $T = 1$  ms

$z = ct / 2, \quad t < T$

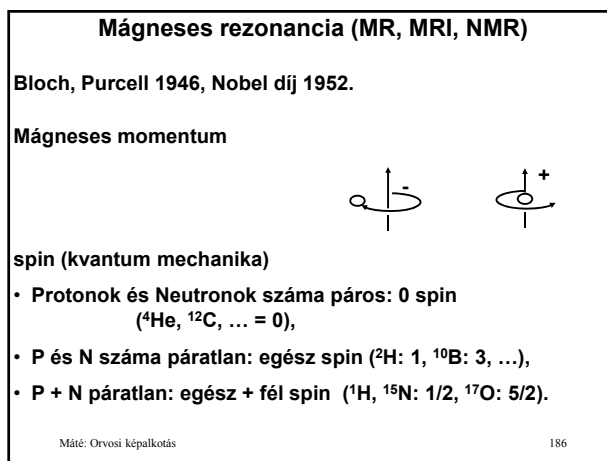
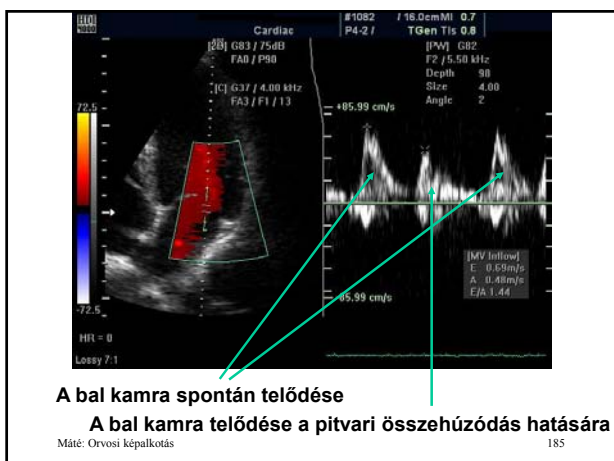
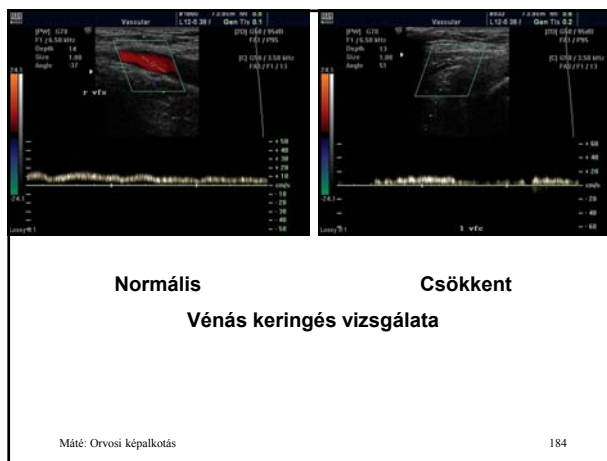
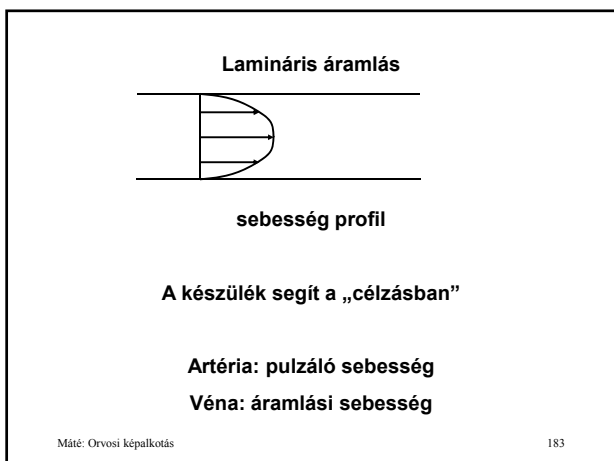
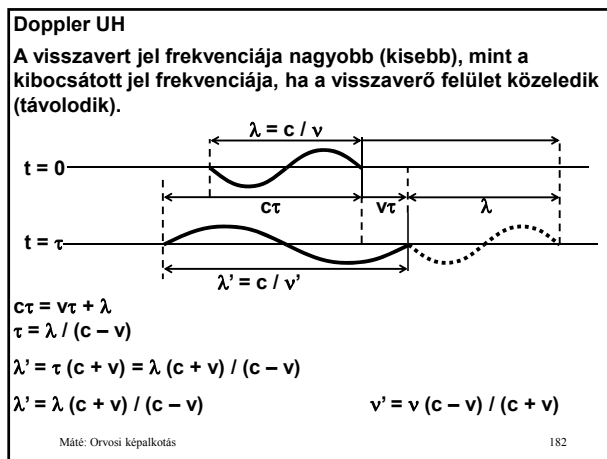
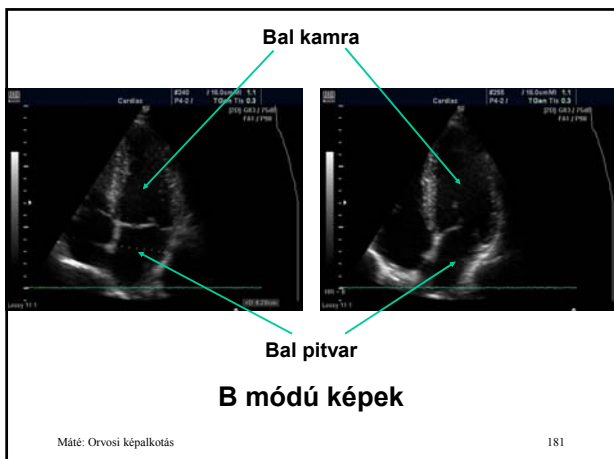
Máté: Orvosi képalpotos 177



**B mode:** Keresztmetszeti kép. A transducer egyenes sebességgel forog, és közben  $T$  időközönként A scan-t készít, melynek értékeit színekódoltan ábrázolja a transducer középpontjában állított normálisnak megfelelő egyenes mentén. Pl. magzati UH kép.

Máté: Orvosi képalpotos 179





Mágneses térben a mágneses momentum az erővonalakkal csak meghatározott szöget zárhat be. Különböző irányokhoz – pl. párhuzamos és antipárhuzamos – különböző energia szint tartozik.

Föld mágnesség: egyenlítőn 0.3 G – a sarkokon 0.7 G  
 MR: 1 – 15 KG = 0.1 – 1.5 T  
 1 T (Tesla) = 10<sup>4</sup> G (Gauss)

Máté: Orvosi képzőkötés 187

Szoba hőmérsékleten a párhuzamos spinű tracer (proton) relatív többlete kb. 10<sup>-6</sup> nagyságrendű (Boltzmann statisztika).

A két energia szint különbsége E.  
 $E = h \gamma B$  h a Planck féle állandó  
 $\gamma$  a giromágneses együttható  
 B a mágneses térerősség  
 $\gamma = \text{impulzus momentum} / \text{mágneses momentum}$   
Larmor frekvencia:  $\nu = \gamma B$ , <sup>1</sup>H esetén 42.58 MHz / T.

Máté: Orvosi képzőkötés 188

Larmor frekvencia:  $\nu = \gamma B$ , <sup>1</sup>H esetén 42.58 MHz / T.

Máté: Orvosi képzőkötés 189

### Makroszkopikus tárgyalás

Spin csomag: egy kis térrészben lévő spin-ek összessége.  
Mágneszettségi vektor: a spin csomagban lévő spin-ek által képviselt eredő mágneses momentum.

Mutasson a mágneses tér a z tengely irányába, ekkor nyugalmi állapotban a mágneszettségi vektor ( $M_0$ ) a z tengely irányába mutat.

Máté: Orvosi képzőkötés 190

Larmor frekvenciájú rádió hullámmal forgatónyomatékot tudunk gyakorolni a mágneszettségi vektorra, ennek hatására a mágneszettségi vektor elfordul.

Az elfordulás a rádió hullámok terjedési irányára merőleges síkban történik, az elfordulás szöge arányos a rádió hullám amplitúdójával és a kibocsátás idejével (RF pulzus).

RF $\alpha$ : a mágneszettségi vektort  $\alpha$ -val forgató pulzus.

Máté: Orvosi képzőkötés 191

Megfelelő pulzus alkalmazásával elérhető, hogy a mágneszettségi vektor z komponense 0 (RF90) vagy  $-M_0$  (RF180) legyen.

A rendszert magára hagyva a mágneszettségi vektor fokozatosan visszatér az eredeti állapotába:

RF90 esetén  $M_z = M_0 (1 - e^{-t/T_1})$   
 RF180 esetén  $M_z = M_0 (1 - 2e^{-t/T_1})$

$T_1$  : longitudinális relaxációs idő  
 (spin lattice relaxation time) kb. 300-2000 ms

Máté: Orvosi képzőkötés 192



Ha a mágneszettségi vektor szöget zár be a z tengellyel, akkor a z tengely körül Larmor frekvenciával precessziós mozgást végez (pörgettyű forgatónyomaték hatása alatt), miközben a z-re merőleges komponense ( $M_{xy}$ ) fokozatosan csökken, ezt a jelet tudjuk mérni:

$$M_{xy} = M_{xy0} e^{-t/T_2}$$

$T_2$  : transzverzális relaxációs idő (spin-spin relaxation time).  
 $T_2 \ll T_1$   
 $T_2$  kb. 30 – 150 ms

Máté: Orvosi képzés 193

A kezdetben azonos fázisban precesszáló spin-ek a lokálisan kissé eltérő mágneses térerősség hatására „kiesnek” a fázisból, és a továbbiakban már nem erősítik egymás hatását annyira.

$T_1$  és  $T_2$  a spin környezetének fizikai, kémiai tulajdonságaitól függ.

Máté: Orvosi képzés 194

**90-FID szekvencia:**

(FID – Free Induction Decay):  
 exponenciálisan csillapodó hullám.

A nyugalmi állapothoz történő visszatéréskor energia szabadul fel, ez az energia Larmor frekvenciájú rádió hullám formájában kisugárzódik

Máté: Orvosi képzés 195

Általában a jel-zaj viszony javítása érdekében  $T_R$  időnként megismétlik az egész folyamatot (pulzus és felvétel), ilyenkor a mágneszettségi vektor még nem egészen tér vissza a nyugalmi állapotába, ezért az ismétlés során elforgatott vektor kisebb, mint  $M_0$ :

$$M_z = M_0 (1 - e^{-T_R/T_1}),$$

így a jel nagysága is ezzel arányos (de  $T_2$  -nek megfelelően csökkenő):

$$S = k \rho (1 - e^{-T_R/T_1}),$$

ahol  $k$  arányossági tényező,  $\rho$  pedig a spin (proton) sűrűség.

Máté: Orvosi képzés 196

**Spin – Echo szekvencia:**

A  $90^\circ$ -os pulzus után a precesszáló spin-ek fokozatosan „kiesnek” a fázisból, a  $180^\circ$ -os pulzus után azok, amelyek eddig siettek, most „messzebről indulnak”, egy idő múlva újra szinkronba kerülnek, majd ismét kiesnek a szinkronból. A jel először erősödik, majd gyengül ( $T_2$ -nek megfelelően). A jel maximális nagysága:

$$S = k \rho (1 - e^{-T_R/T_1}) e^{-T_E/T_2},$$

ahol  $T_E$  a  $90^\circ$ -os pulzus és a maximális jel között eltelt idő.

Máté: Orvosi képzés 197

**Spin – Echo szekvencia:**

**Spin – Echo szekvencia:**

Máté: Orvosi képzés 198

**Inverziós (Inversion Recovery) szekvencia:**

0 inverzió  $T_1$  jel TR

RF180 után hosszabb szünet van, ezalatt részben bekövetkezik a longitudinális relaxáció

$$M_z = M_0 (1 - 2e^{-T_1/T_1})$$

ahol  $T_1$  az RF90-ig eltelt idő. Ezt az  $M_z$ -t fogja forgatni RF90.

Ha  $T_R$  időnként ismétljük a szekvenciát, akkor

$$S = k \rho (1 - 2e^{-T_1/T_1} + e^{-T_R/T_1})$$

A kapott jel kisebb, mint amekkorát 90-FID szekvencia esetén kaphatunk, de  $T_1$  megfelelő választásával elérhető, hogy bizonyos szövetek (pl. ahol folyadék van) egyáltalán ne adjanak jelet. Ehhez  $T_1$ -t úgy kell választani, hogy

$$T_1 = T_{1t} \ln 2,$$

ahol  $T_{1t}$  az eltüntetendő szövetre jellemző  $T_1$  érték.

Máté: Orvosi képzés 199

Ha TR rövid, akkor nem telik el elég idő, hogy bizonyos szövetek longitudinális magnetizációja visszaálljon ( $T_1$  relatíve hosszú).

Ha TE is rövid vagy nincs, akkor a T2 különbségek nem érvényesülnek. Ebben az esetben T1 súlyozott képet kapunk.

T1 súlyozott kép

Máté: Orvosi képzés 200

Ha TR hosszú, akkor a T1 relaxációban nem találunk jelentős különbséget az egyes szövetek között.

Ha TE hosszú, akkor a T2 relaxációban lényeges különbségek jelentkeznek. Ebben az esetben T2 súlyozott képet kapunk.

T2 súlyozott kép

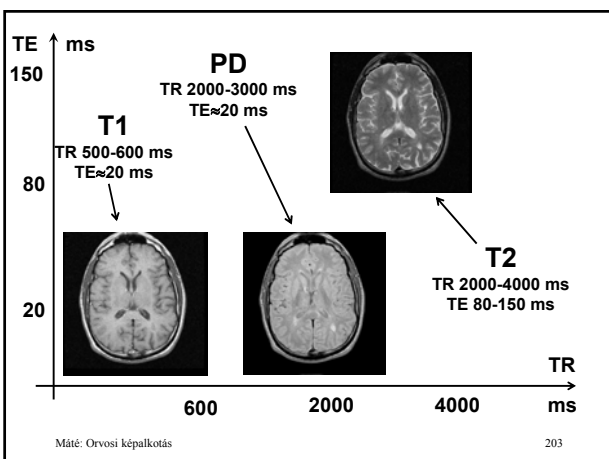
Máté: Orvosi képzés 201

Ha TR hosszú, akkor a T1 relaxációban nem találunk jelentős különbséget az egyes szövetek között.

Ha TE is rövid vagy nincs, akkor a T2 különbségek sem érvényesülnek. A rögzített jel csak a proton sűrűségétől függ. Ebben az esetben proton density súlyozott képet kapunk.

Spin (proton) sűrűség kép

Máté: Orvosi képzés 202



**FLAIR (Free Liquid Attenuated Inversion Recovery)**

A FLAIR olyan inverziós szekvenciával készült T2 kép, amelynél az RF180 impulzus után addig várunk, amíg a folyadékban a mágneszettség értéke 0, és akkor adjuk ki RF90-et. Ekkor a folyadék nem ad jelet.

T2 FLAIR

Máté: Orvosi képzés 204

### A hely meghatározás elve

#### Gradiens mágneses mező:

Olyan  $G_x, G_y, G_z$  inhomogén mágneses mező, amelyben a térerő a megfelelő koordináta értékével arányos. Egy ilyen mágneses mezőt hozzáadva a  $B$  mágneses mezőhöz a Larmor frekvencia értéke a helytől függően megváltozik, pl.:

$$\nu_x = \gamma (B + x G_x).$$

Ezt többszörösen kihasználhatjuk.

Máté: Orvosi képzés

205

#### Metszet kiválasztás (szelekció):

Alkalmazzuk pl.  $G_z -t$  a  $\gamma (B + z_0 G_z)$  frekvenciájú pulzus idején. Erre a pulzusra csak a  $z = z_0$  síkban lévő spin-ek fognak reagálni (rezonancia), tehát felvételkor csak ebből a síkból kapunk majd jelet.

Felvétel közben alkalmazzuk pl.  $G_x -t$ , ekkor csak az  $x = x_0$  síkban lévő spin-ek adnak  $\gamma (B + x_0 G_x)$  frekvenciájú jelet.

Ezt és a metszet kiválasztását figyelembe véve a jel a  $z = z_0$  és az  $x = x_0$  által meghatározott egyenesen lévő spin-ekből származik (vetület).

Fourier transzformációval szét tudjuk választani a különböző frekvenciájú (különböző  $x$  koordinátájú egyenesekről érkező) jeleket, tehát a  $z = z_0$  metszet 0 szögű vetülete megkapható.

Máté: Orvosi képzés

206

#### Visszavetítéses leképezés:

$G_x$  helyett  $G_x \cos(\vartheta) + G_y \sin(\vartheta) -t$  alkalmazva a  $\vartheta$  szögű vetülethez juthatunk. A vetületek ismeretében a rekonstrukciós eljárások segítségével határozható meg maga a metszet.

A három gradiens mágneses mező megfelelő súlyozásával tetszőleges irányú gradiens hozható létre, tehát tetszőleges sík metszet szelektálható, és rekonstruálható, nem csak transzverzális.

Máté: Orvosi képzés

207

#### Fázis kódolás (phase encoding):

$n$ -szer ismétljük a szekvenciát ( $n$  általában 128 vagy 256). A  $k$ . ismétlésnél a metszet kiválasztása után  $k \cdot G_y / n$  fázis kódoló gradienst alkalmazunk: ahol nagyobb a térerő, ott nagyobb a Larmor frekvencia, ott a precessió fázisa sietni fog.

Minden ismétléskor más jelet kapunk. Az így nyert jelekből meghatározható, hogy melyik pont milyen mértékben járul hozzá a vetület értékéhez, tehát meghatározható maga a voxel érték.

Máté: Orvosi képzés

208

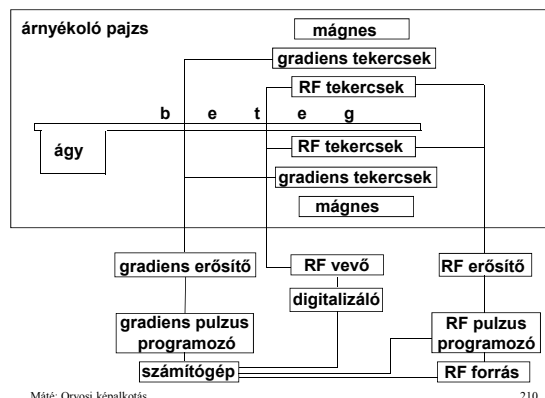
#### Több metszet egyidejű leképezése (multi slice imaging)

Az egyes szekvenciák hasznos része általában sokkal rövidebb, mint a szekvencia ismétlési ideje. A metszet leképezéséhez kihasználatlan idő szomszédos metszetek leképezésére használható. Amikor az első metszet jelének főlvétele befejeződött, akkor indítható a második metszet szelekciója, stb.

Máté: Orvosi képzés

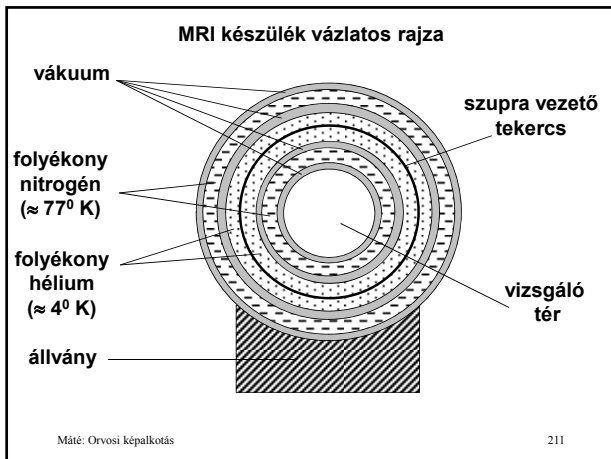
209

#### MRI készülék elvi felépítése



Máté: Orvosi képzés

210



**Regisztrációs probléma**

Geometriai viszony meghatározása képek között.

Megnevezései:

- kép regisztráció (image registration),
- kép illesztés (image matching),
- kép fúzió (image fusion).

Máté: Orvosi képzés 212

**Regisztrációs feladatok osztályozása**

- több modalitásos regisztráció (multi-modality registration): ugyanazon betegről különböző leképező technikákkal felvett képek egymásra illesztése (PET – CT, ...)
- egy modalitásos regisztráció (single/uni-modality registration):
  - különböző időpontokban felvett képek között (pl. dinamikus vizsgálat),
  - eltérő körülmények mellett felvett képek között (pl. terheléses és nyugalmi vizsgálat),
  - különböző betegek azonos célú vizsgálatának képei között (pl. digitális anatómiai atlasz előállítás),
  - digitális anatómiai atlasz használata.

Máté: Orvosi képzés 213

**Regisztrációs technikák**

- manuális,
- interaktív (az operátor „szempontokat” ad a programnak),
- automatikus.

**A regisztrációs módszerek jellemzői**

- a keresett transzformáció típusa,
- a regisztráció alapjául szolgáló jellemzők,
- a regisztráció jóságának mértéke,
- stratégia

Máté: Orvosi képzés 214

**A regisztráció alapja**

- külső, mesterséges jeleken alapuló (extrinsic – arteficial marker related)
  - bőrön elhelyezett jelek,
  - fej- és fogrögzítő eszközök,
  - sztereotaktikus keret
- belső, a képek valódi jellemzőin alapuló (intrinsic – patient related)
  - anatómiai pontok,
  - anatómiai struktúrák,
  - geometriai tulajdonságok.

**A transzformáció típusa**

- merev test (eltolás, forgatás, tükrözés),
- lineáris (nagyítás, affin),
- nem lineáris.

Máté: Orvosi képzés 215

**A regisztráció folyamata**

a jellemzők kikeresése

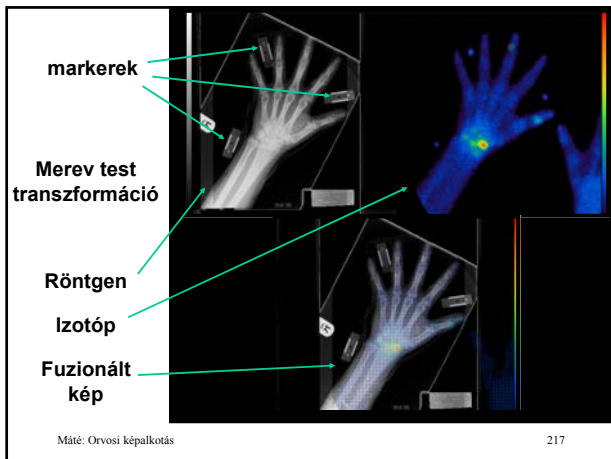
a transzformáció meghatározása

a transzformáció alkalmazása

a regisztráció jóságának ellenőrzése

a regisztráció eredményének felhasználása (kép fúzió)

Máté: Orvosi képzés 216



### Három dimenziós adatok megjelenítése

**Metszeti képek**

- transzverzális,
- frontális,
- szagittális,
- ferde.

**Felület síkba terítése**

- bull's eye.

**Felület megjelenítés (surface rendering)**

- drót váz,
- térhatású kép
  - átlátszó (transparent),
  - nem átlátszó.

**Térfogat megjelenítés (volume rendering)**

Máté: Orvosi képzőkötés 218

### Térbeliség érzékelése

- két szem, két kép,
- nagyság konstancia: közeli dolgok nagyobbak látszanak,
- megvilágítás
  - (pont forrásból): közeli dolgok jobban megvilágítottak,
  - (párhuzamos is): a merőlegesen megvilágított dolgok fényesebbek, mint a ferdén megvilágítottak,
- fényesség (diffúz visszaverődés): a közeli dolgok fényesebbek,
- a felület fény visszaverő képessége:  $R_T$  (tükröző),  $R_D$  (diffúz),
- többszörös visszaverődés (sugár követés),
- fényforrás és nézőpont:
  - egybeesik,
  - különbözik (több fényforrás) → árnyék,
- 3D objektum forgatása.

Máté: Orvosi képzőkötés 219

### Felület megjelenítés

Fényesség:  $f(d, \varphi)$ , pl.  $1/d \cos \varphi$ ,  
 vagy  $D - d$ ,  
 ...

Máté: Orvosi képzőkötés 220

### Algoritmusok:

- A képernyő minden pixeléhez megkeressük  $d-t$  ( $\varphi-t$ ).  $O(n^3)$ .
- Előkészület: Az elvileg valahonnan látható pontok listára fűzése.  $O(n^3)$ .
- A listán lévő pontok képernyőre vetítése.  $O(n^2)$ .

Csak az a pixel lehet látható, amelynek valamelyik oldala szabad.

Elvileg sem látható pixel

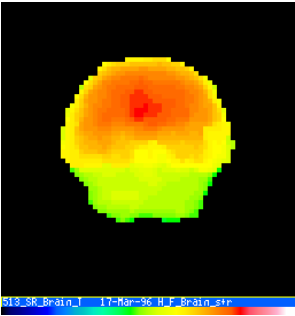
Elvileg látható, de valójában sehonnan se látható pixel

Máté: Orvosi képzőkötés 221

### Problémák:

- Az ugyanoda vetülő pontok közül az utoljára vetített pont látszik a képernyőn (tér nyolcadonként egy-egy lista, a lista elején a legtávolabbi voxel).
- Kerekítési hibák (a képen definiálatlan színű „lyukak”). A pixel legyen nagyobb, mint a voxel lapja!

Máté: Orvosi képzőkötés 222



Felület megjelenítés (SPECT)  
DISTmozi.gif

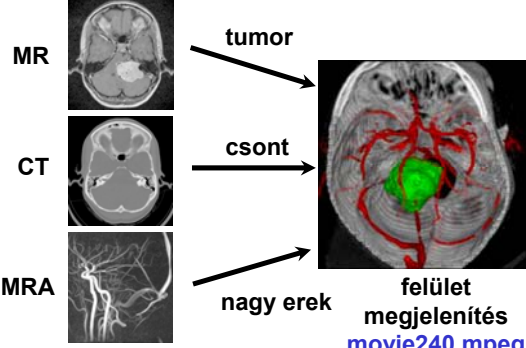
Máté: Orvosi képzőanyag 223



Felület megjelenítés (4D UH)  
UH4D.AVI

Máté: Orvosi képzőanyag 224

### Több modalitásos regisztráció



MR tumor

CT csont

MRA nagy erek

felület megjelenítés  
movie240.mpeg

Máté: Orvosi képzőanyag 225

### Térfogat megjelenítés

Minden voxel

- emittál („fényt bocsát ki”),
- abszorbeál („fényt nyel el”).

$$I_i \longrightarrow \boxed{i} \longrightarrow I_{i+1} \quad I_{i+1} = f(I_i, V_i)$$

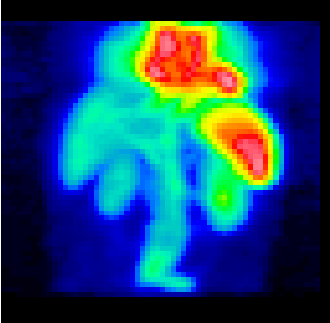
Szokásos

- $I_0 = 0$ ,
- $I_{i+1} = C * I_i + V_i$ , ahol C konstans.

Ha C = 1, akkor abszorpció mentes projekció.

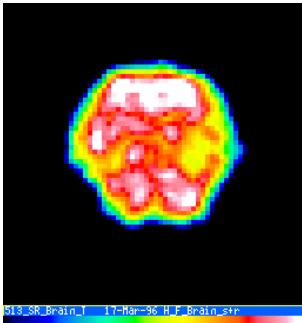
Maximális intenzitás.

Máté: Orvosi képzőanyag 226



Maximális intenzitás (SPECT)  
MAX\_WBmozi.avi

Máté: Orvosi képzőanyag 227



Maximális intenzitás (SPECT)  
MAXmozi.gif

Máté: Orvosi képzőanyag 228

**A felület és térfogat megjelenítés kombinációja**

pl. adott mélységig a normális mentén haladva a talált maximális pixel érték kerül a képernyő megfelelő helyére.

alkalmas pl. az agy szürke állomány funkciójának 3D bemutatására.

Máté: Orvosi képalpntás 229

A felület az egyes felületi pontok közelében lévő maximális intenzitású voxel értékével „festve” (SPECT) [DEEPmozi.gif](#)

Máté: Orvosi képalpntás 230

Maximális intenzitás SPECT [MAX\\_DEEPmozi.avi](#)

A felület a maximális intenzitású voxel értékével „festve” (SPECT)

Máté: Orvosi képalpntás 231

Átlagos vér tartalom (SPECT, transzverzális metszetek)

Máté: Orvosi képalpntás 232

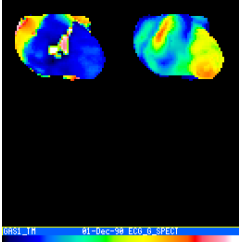
Amplitúdó érték (SPECT, transzverzális metszetek)

Máté: Orvosi képalpntás 233

Fázis érték (SPECT, transzverzális metszetek)

Máté: Orvosi képalpntás 234

Fázis kép



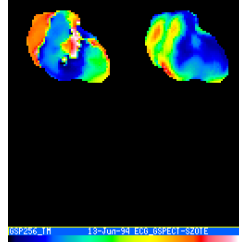
Amplitúdó kép

Az átlagos vér tartalom alapján meghatározott felület az egyes felületi pontban lévő voxelhez tartozó amplitúdó illetve fázis értékkel „festve”.

Kb. egészséges bal kamra. (SPECT)  
[PAnormal.gif](#)

Máté: Orvosi képzés 235

Fázis kép

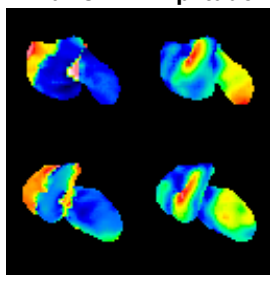


Amplitúdó kép

Az átlagos vér tartalom alapján meghatározott felület az egyes felületi pontban lévő voxelhez tartozó amplitúdó illetve fázis értékkel „festve”.

Aneurizmás bal kamra. (SPECT)  
[PAb.gif](#)

Máté: Orvosi képzés 236

Fázis	Amplitúdó	
		<p>Kb. egészséges bal kamra</p> <p>Aneurizmás bal kamra</p>

Az átlagos vér tartalom alapján meghatározott felület az egyes felületi pontban lévő voxelhez tartozó amplitúdó illetve fázis értékkel „festve”. (SPECT)

[PANbmozi.avi](#)

Máté: Orvosi képzés 237