

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 képzőkötés 5. előadás 1

Számolás: Minden aktivitást a beadás időpontjára kell visszszámolni!

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

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

Máté: Orvosi képzőkötés 5. előadás 2

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

Standard aktivitása: $St = D \cdot Stand$

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

Clearance görbe: aktivitás = $A \cdot e^{-kt}$ ($A = ?$, $k = ?$)
 t_1 és t_2 időpontban vérvétel, a levett vér 1 ml -ének az aktivitása: P_1, P_2 .

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

véve a két egyenlet különbségét, átrendezve:
 $k = (\ln(P_1) - \ln(P_2)) / (t_2 - t_1)$
 k ismeretében A meghatározható: $A = P_1 \cdot e^{+k \cdot t_1}$

Máté: Orvosi képzőkötés 5. előadás 3

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

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

Ha V ismert, akkor $Ba = A \cdot V$ 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 5. előadás 4

EKG kapuzott (ECG gated) szív vizsgálat

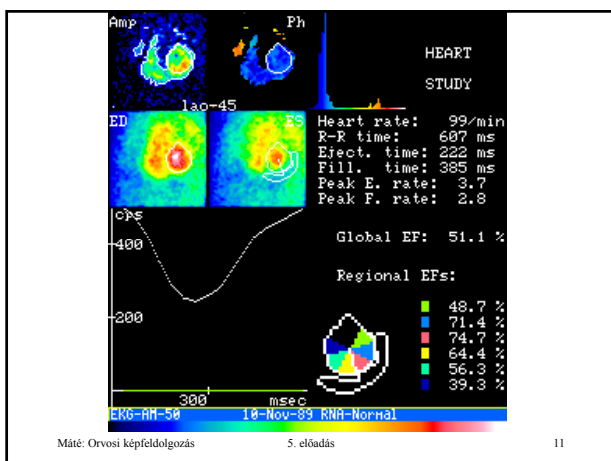
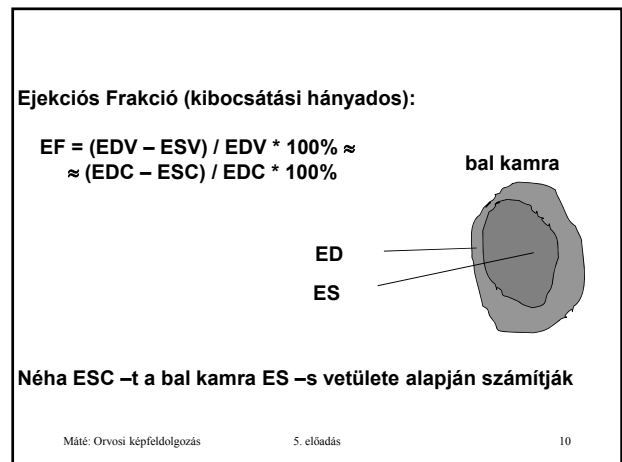
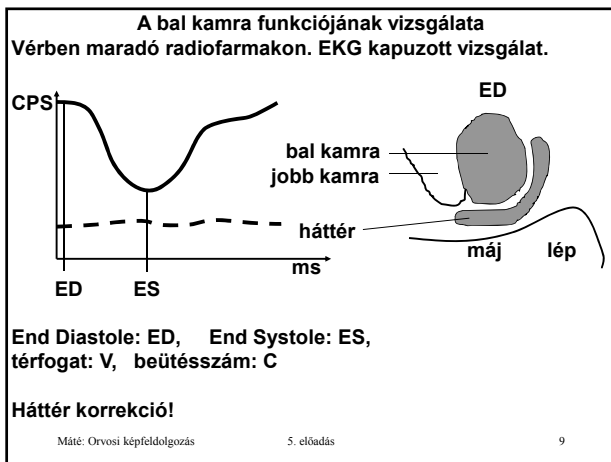
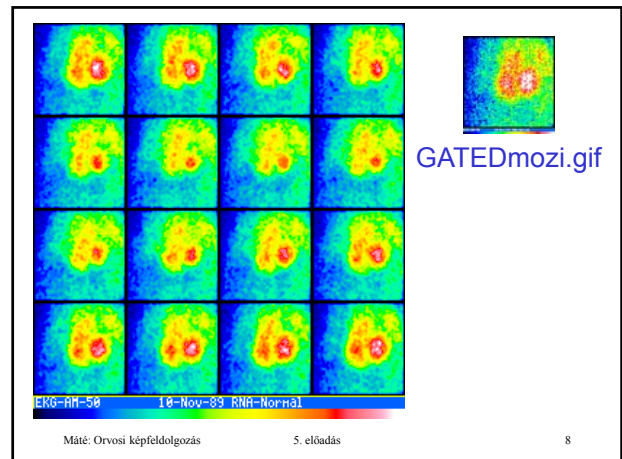
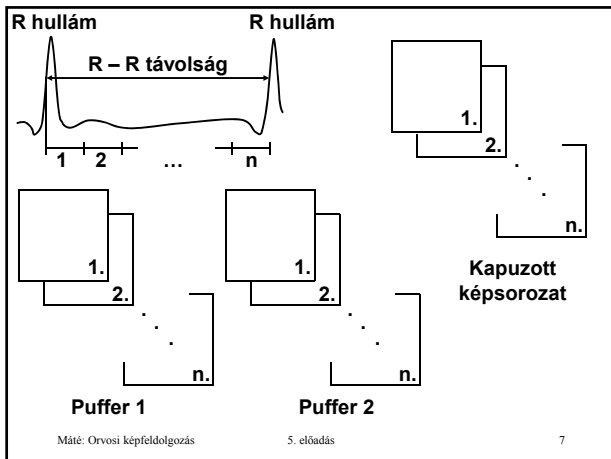
A felvétel több száz szív cikluson keresztül tarthat.

Máté: Orvosi képzőkötés 5. előadás 5

Gyakran előforduló probléma:

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

Máté: Orvosi képzőkötés 5. előadás 6



Parametrikus képek

Sok kis ROI → sok görbe → áttekinthetetlen

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

Minden pixel külön 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 képfeldolgozás 5. előadás 12

Példák parametrikus képekre:

PMax: pixelenkénti maximális érték

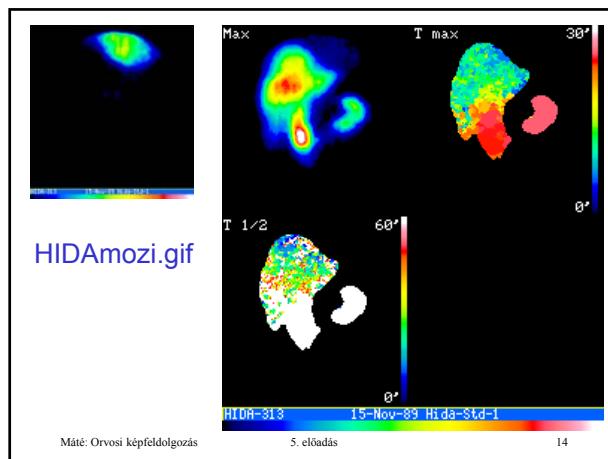
TMax: pixelenként a maximum elérésének ideje (esetleg a kép indexe)

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 képfeldolgozás 5. előadás 13



Fázis és amplitúdó kép

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

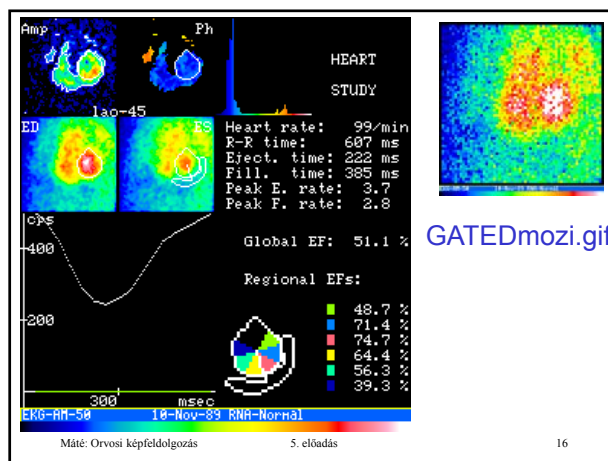
Legyen
 $F_k = (2k - 1) \pi / n$, akkor a sorozat k. képe ($1 \leq k \leq n$) és

$C = \sum F_k \cos \varphi_k$ a cos kép,
 $S = \sum F_k \sin \varphi_k$ 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 pixelekben milyen erős a pulzáció, a fázis kép pedig azt, hogy mikor történik az összehúzódás.

Máté: Orvosi képfeldolgozás 5. előadás 15



Funkcionális képek

$F_1, F_2, \dots, F_n = L * I(t) + H * h(t) + \text{zaj}$

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

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

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

Máté: Orvosi képfeldolgozás 5. előadás 17

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 képfeldolgozás 5. előadás 18

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 Φ és φ nem tartalmaz negatív elemeket, fiziológiásnak tekinthető.

A transzformáció megkereséséhez használható kritériumok:

- pozitivitás (Φ , minden pixele és φ , minden pontja ≥ 0),
- bizonyos területeken bizonyos szerv nincs jelen (a ROI fölött $\Phi_i = 0$).

A zaj miatt a kritériumok általában csak közelítőleg teljesíthetők.

Máté: Orvosi képfeldolgozás 5. előadás 19

Kérdések:

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

Máté: Orvosi képfeldolgozás 5. előadás 20

Máté: Orvosi képfeldolgozás 5. előadás 21

Kondenzált képek
 Transzport folyamat, pl. mukociliáris klirensz (a légső tisztulása).

Máté: Orvosi képfeldolgozás 5. előadás 22

Gyomor ürülés

Máté: Orvosi képfeldolgozás 5. előadás 23

Gyomor ürülés

Máté: Orvosi képfeldolgozás 5. előadás 24

SPECT
(Single Photon Emission Computer Tomography)

Gamma kamera — **K** θ^0

θ szögű vetület
(egyszerre több metszet)

Gentry

Korrekciók

- Homogenitás / Uniformitás,
- Központ vándorlás (Centre Of Rotation, COR),
- Gyengülés (attenuation).

Máté: Orvosi képfeldolgozás 5. előadás 25

SPECT-ként is alkalmazható gamma kamerák

Máté: Orvosi képfeldolgozás 5. előadás 26

pontforrás vetülete

A kamera felszíne

pontforrás

forgási sík

középpont

Gentry

előlnézet

oldalnézet

Máté: Orvosi képfeldolgozás 5. előadás 27

Pont forrás vetületének x, y koordinátája θ függvényében

x

y

θ

θ

eredeti

eredeti + illesztett

görbék

Máté: Orvosi képfeldolgozás 5. előadás 28