

Attenuation
 Annak a valószínűsége, hogy a foton elérje a detektort $e^{-\mu l}$ 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 egyenes mely pontjában történt a pozitron kibocsátás. 511 KeV-es külső forrással mérhető a gyengülés, pontos gyengülés korrekció lehetséges a szinogramon.

Máté: Orvosi képzőkötés 7. előadás 7

Két kompartmentes modell

$F = F(t)$ $C_A(t)$ (artériás koncentráció)
 (flow)
 1. sejt közötti tér k_{21} k_{12} 2. sejtben belüli tér
 F $C_V(t)$ (vénás koncentráció. Nem mérhető!)
 tökéletes keveredés

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

Máté: Orvosi képzőkötés 7. előadás 8

Két kompartmentes modell

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

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

$$Q_2'(t) = k_{21} Q_1(t) - k_{12} Q_2(t)$$

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

V más mérésekből ismert lehet!

Máté: Orvosi képzőkötés 7. előadás 9

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 $C_V(t) = Q_1(t) + Q_2(t)$ mérhető.

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

Máté: Orvosi képzőkötés 7. előadás 10

Több kompartmentes modell, pl.:

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

Máté: Orvosi képzőkötés 7. előadás 11

Bilineáris tagok. Pl. B_4 , k_{43} jelentése: csak korlátos 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 7. előadás 12

Vér
F(t), C_A(t)

Sejt közötti tér
Q₂(t)

Sejten belüli szabad
Q₃(t)

Sejten belüli kötött
B₄, Q₄(t)

Transitions: k₂₁, k₁₂, k₃₂, k₂₃, k₄₃

Olyan differenciál egyenlet rendszerhez vezet, amelyben F(t), C_A(t), Q_i(t) függvények, k_{ij}, B_i konstansok, C_A(t), Σ 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 képzőkötet 7. előadás 13

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) korlátos mennyiségű tracer befogadására képes kompartment.

Máté: Orvosi képzőkötet 7. előadás 14

Patlak módszer

Plazma

reverzibilis kompartmentek

Irreverzibilis kompartment

k_{ij} i ← j
 K_i i ← p: effektív vándorlási sebesség

Máté: Orvosi képzőkötet 7. előadás 15

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 V₀ = 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 képzőkötet 7. előadás 16

Ultrahang (UH)

transducer

kapcsoló

jel feldolgozó

kijelző

visszaverődés

S(x, y)

p(t)

c_{ember} = 1540 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
≈ 1 a kilépő felületen, ≈ 0 másutt → S(x, y) ≈ S²(x, y)

Máté: Orvosi képzőkötet 7. előadás 17

Ultrahang (UH)

transducer

kapcsoló

jel feldolgozó

kijelző

visszaverődés

S(x, y)

p(t)

c_{víz} = 1440 m/s

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

Máté: Orvosi képzőkötet 7. előadás 18

Síkhullám:

- kibocsátó felület >> hullámhossz → kicsi az elhajlás,
- nagy a kibocsátó felület → rossz a térbeli felbontás,
- a visszaverő felület kicsi vagy érdes → diffúz a visszaverődés,
- R kicsi → elhanyagolható a többszörös visszaverődés.

Máté: Orvosi képfeldolgozás 7. előadás 19

$$e(t) = \left| \iiint (e^{-2az / z^2}) R(x, y, z) S^2(x, y) p(t - 2z/c) dx dy dz \right|$$

Máté: Orvosi képfeldolgozás 7. előadás 20

$$e(t) = \left| \iiint (e^{-2az / z^2}) R(x, y, z) S^2(x, y) p(t - 2z/c) dx dy dz \right|$$

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

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

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

Attenuation korrekció:

$$e_c(t) = g(t) e(t) = (ct/2)^2 e^{act} e(t) = \left| \iiint R(x, y, z) S(x, y) p(t - 2z/c) dx dy dz \right|$$

Máté: Orvosi képfeldolgozás 7. előadás 21

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

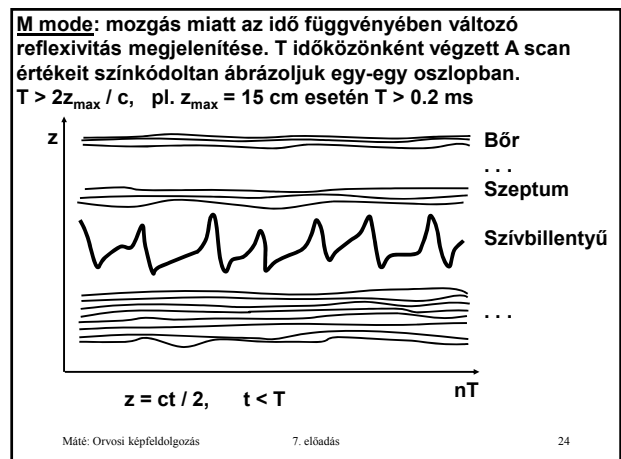
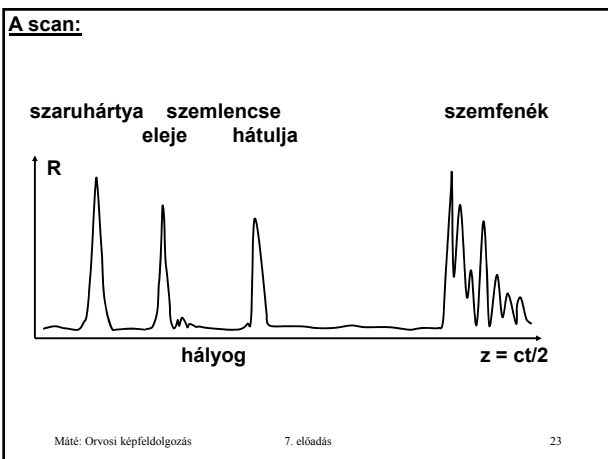
Mivel S az origó körüli kis környezetben ≈ 1 , másutt ≈ 0 , és $p(t)$ rövid, ezért az integrál t -beli értékét R -nek csak a $(0, 0, ct/2)$ pont környékén felvett értéke befolyásolja, így

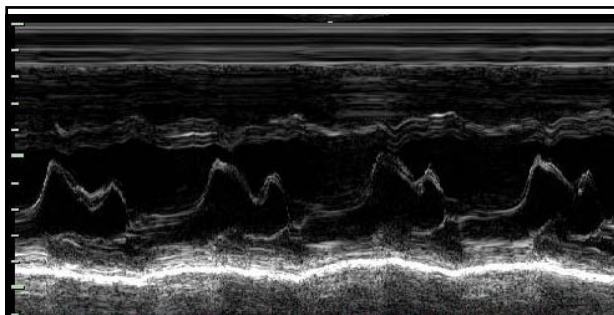
$$e_c(t) \approx K \left| \iiint R(0, 0, ct/2) S(x, y) p(t - 2z/c) dx dy dz \right| = K R(0, 0, ct/2)$$

$$R(0, 0, z) = R(0, 0, ct/2) \approx K (ct/2)^2 e^{act} e(t),$$

ahol K a készülékre jellemző konstans

Máté: Orvosi képfeldolgozás 7. előadás 22

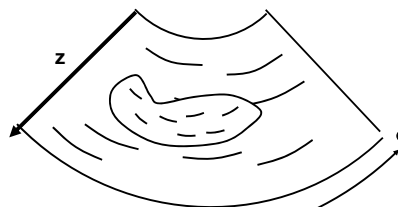




M módú kép
Jól látható a mitrális billentyű mozgása

Máté: Orvosi képfeldolgozás 7. előadás 25

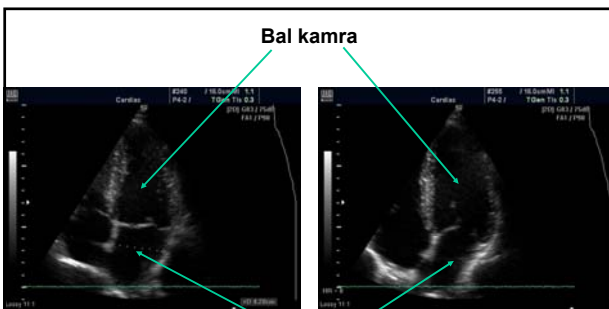
B mode: Keresztmetszeti kép.
 A transducer egyenletes sebességgel forog, és közben T időközönként A scan-t készít, melynek értékeit szinkódoltan ábrázolja a transducer középpontjában állított normálisnak megfelelő egyenes mentén. PI. magzati UH kép.



Máté: Orvosi képfeldolgozás 7. előadás 26



Máté: Orvosi képfeldolgozás 7. előadás 27



Bal kamra
Bal pitvar
B módú képek

Máté: Orvosi képfeldolgozás 7. előadás 28

3 dimenziós ultrahang vizsgálat

Egy metszeti kép elkészítése után a transducer kibocsátó felülete a metszetre merőleges irányban elmozdul, vagy elfordul. Az így mért adatokat 3 dimenziós tömbbe elhelyezve tetszés szerinti további földolgozást vagy megjelenítést végezhetünk.

A két mechanikus mozgás megvalósítása nehézségekbe ütközik, ezért legalább az egyik mozgást több kristály elektronikus vezérlésével szokták helyettesíteni.

Gyorsan mozgó szervek 3D leképezésénél további probléma az egy kép elkészítéséhez szükséges viszonylag hosszú idő:

$$n \cdot 2z_{\max} / c. \quad n = 200 \text{ és } z_{\max} = 15 \text{ cm esetén } 40 \text{ ms.}$$

Máté: Orvosi képfeldolgozás 7. előadás 29

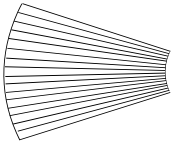
3 dimenziós ultrahang vizsgálat

A legújabb ultrahang készülékek már nem hagyományos A scan alapján dolgoznak, hanem egyidejűleg több kristályból több vonalat magába foglaló zónában bocsátanak ki ultrahangot, és a visszavert jelet is több kristállyal veszik fel. A hullámmélet alapján matematikai módszerek segítségével dolgozzák fel az adatokat, és állapítják meg a zóna minden pontjában a reflexivitás mértékét (zóna szonográfia).

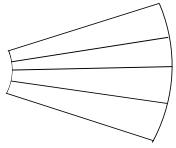
A zónák méretének növelésével, és a párhuzamos feldolgozási lehetőség kihasználásával radikálisan csökkenthető az egy metszet előállításához szükséges idő, ezáltal lehetővé válik olyan gyors mozgást végző szervek 3D vizsgálata, mint a szív.

Máté: Orvosi képfeldolgozás 7. előadás 30

3 dimenziós ultrahang vizsgálat



Hagyományos technika:
nagyon sok vonal mentén
R meghatározása

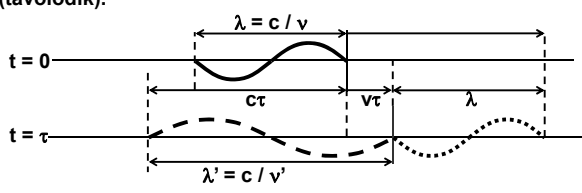


Zóna szonográfia:
viszonylag kevés zónában
R egyidejű meghatározása

Máté: Orvosi képfeldolgozás 7. előadás 31

Doppler UH

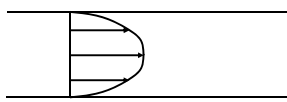
A visszavert jel frekvenciája nagyobb (kisebb), mint a kibocsátott jel frekvenciája, ha a visszaverő felület közeledik (távolodik).



$$\begin{aligned} c\tau &= v\tau + \lambda & \lambda' &= \tau(c+v) = \lambda(c+v)/(c-v) \\ \tau &= \lambda/(c-v) & \lambda' &= \lambda(c+v)/(c-v) \\ \text{innen } v &= (c+v)(v-v')/2v \approx c(v-v')/2v \end{aligned}$$

Máté: Orvosi képfeldolgozás 7. előadás 32

Lamináris áramlás

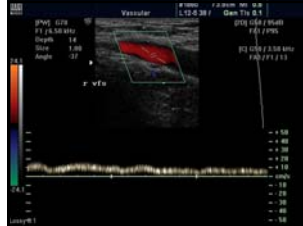


sebesség profil

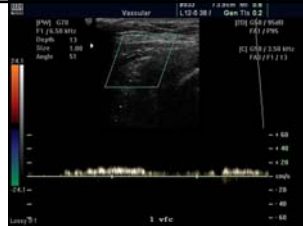
A készülék segít a „célzásban”

Artéria: pulzáló sebesség
Véna: áramlási sebesség

Máté: Orvosi képfeldolgozás 7. előadás 33



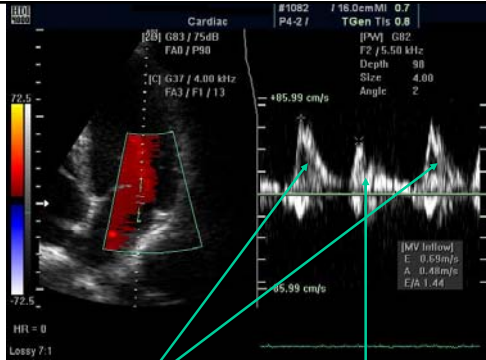
Normális



Csökkent

Vénás keringés vizsgálata

Máté: Orvosi képfeldolgozás 7. előadás 34



A bal kamra spontán telődése
A bal kamra telődése a pitvari összehúzódás hatására

Máté: Orvosi képfeldolgozás 7. előadás 35