

Ultrahang

gyógyszerészhallgatóknak

Dr. Bozó Tamás

egyetemi adjunktus

Biofizikai és Sugárbiológiai Intézet
2022. március 10.



SEMMELWEIS
EGYETEM 1769

Témakörök

Előadás

- **Hang** (ld. 4. ea.)
 - Tulajdonságok
 - Terjedés
 - Anyaggal való kölcsönhatások
- **Ultrahang (UH)**
 - Direkt és inverz piezoelektromos hatás
 - UH keltés és detektálás
 - Impulzus-echo üzemmód
 - Diagnosztikus alkalmazás
 - Képtípusok
 - Doppler technikák

Kapcsolódó biofizika gyakorlatok

- Ultrahang
- Audiometria
- (Szinuszoscillátor)

Tankönyv kapcsolódó fejezetei

- II./2.4 Hang, ultrahang
- VIII./4.2. Ultrahangos képalkotás – Direkt Tomográfia 2.

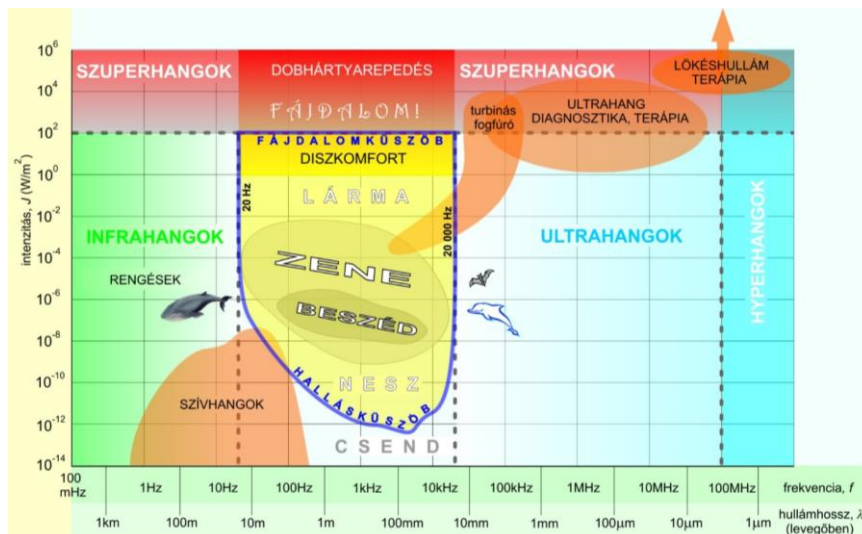


SEMMELWEIS
EGYETEM 1769

Biofizikai és Sugárbiológiai Intézet

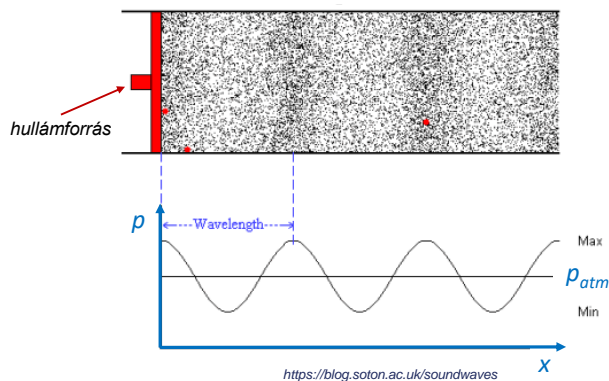
2

Hang tulajdonságai



Hang tulajdonságai

- Mechanikai (nyomás) hullám
- Közegben terjed.
- Longitudinális folyadékokban, gázokban, testszövetekben



- Nyomásváltozás:

$$\Delta p(t, x) = \Delta p_{\max} \cdot \sin \left[2\pi \left(\frac{t}{T} - \frac{x}{\lambda} \right) \right]$$

- Intenzitása [W/m²]:

$$J = \frac{1}{2Z} \Delta p_{\max}^2 = \frac{1}{2} \Delta p_{\text{eff}}^2$$

- Sebesség [m/s]:

$$c = f \cdot \lambda$$

f : frekvencia
 λ : hullámhossz

közeg	c [m/s]
levegő	331
víz (36°C)	1530
lágyszövet	1540
tömör csont	3600

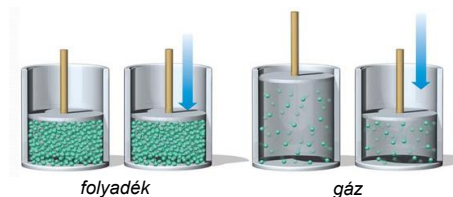
Hang terjedése

Közegtulajdonságok

- Kompresszibilitás [1/Pa]:

$$\kappa = \frac{-\Delta V/V}{\Delta p}$$

$-\frac{\Delta V}{V}$: rel. térfogatváltozás
 Δp : nyomásváltozás



$$c = \frac{1}{\sqrt{\rho \cdot \kappa}}$$

ρ : sűrűség
 c : hang sebessége

<http://www.rootspumpblower.com/glossary/compressibility/>

- Akusztikus impedancia [kg/(m²·s)]:

$$Z = \frac{p}{v} = \frac{p_{max}}{v_{max}}$$

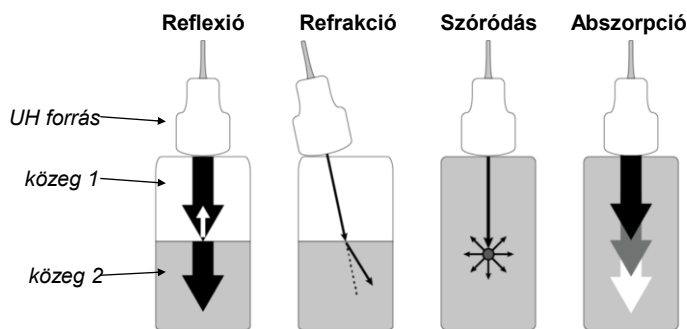
p : nyomás
 v : részecskesebesség

- Hasznos összefüggések:

$$Z = c \cdot \rho \quad \left| \quad Z = \sqrt{\frac{\rho}{\kappa}}\right.$$

közeg	levegő	víz (36°C)	lágyszövet	tömör csont
κ [1/GPa]	7650	0,42	0,40	0,05
Z [kg/(m ² ·s)]	$4,3 \cdot 10^2$	$1,53 \cdot 10^6$	$1,63 \cdot 10^6$	$6,12 \cdot 10^6$

Anyaggal való kölcsönhatás – I.



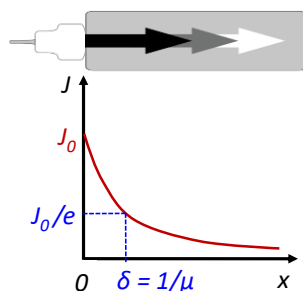
<https://curevisited.com/lus/>

Anyaggal való kölcsönhatás – II.

Abszorpció – homogén közegben

- Energiavesztesség: surlódás, hőfejlődés
- Gyengülési törvény:

$$J = J_0 \cdot e^{-\mu x} \quad \mu \sim f \text{ (a diagnosztikus UH tartományban)}$$



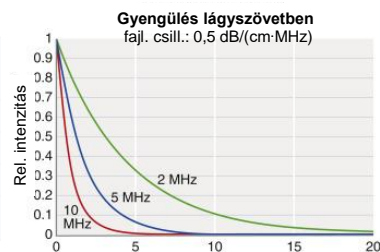
- Csillapítás [dB]:

$$\alpha = 10 \cdot \lg \frac{J_0}{J} = 10 \cdot \mu \cdot x \cdot \lg e$$

- Fajlagos csillapítás [dB/cm·MHz]:

$$\frac{\alpha}{f \cdot x}$$

Közeg	$\alpha/(f \cdot x)$ [dB/(cm·MHz)]
levegő	1,2
víz	0,0022
lágyszövet	0,3-1,7
tömör csont	20,0



Gyengülés lágyszövetben
fajl. csill.: 0,5 dB/(cm·MHz)

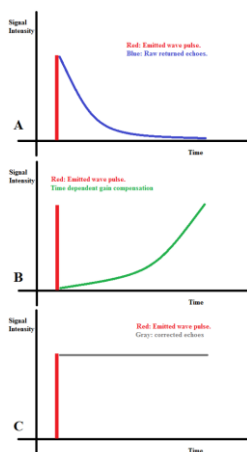
A megtett út ennek 2x-es!

Szövetvastagság (cm)
<https://radiologykey.com/physics-of-ultrasound-3/>

Anyaggal való kölcsönhatás – III.

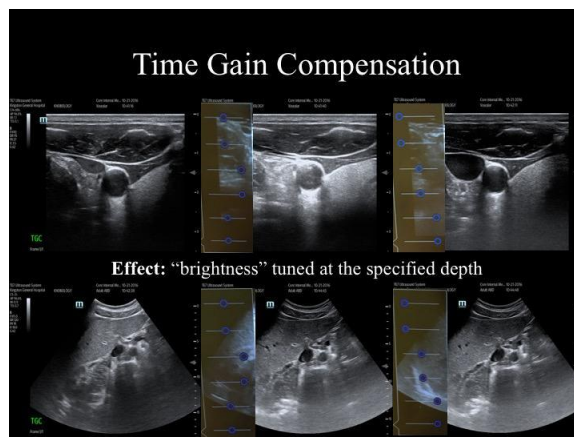
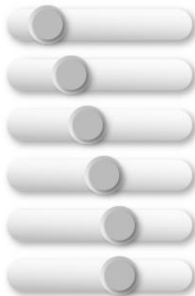
Time Gain Compensation (TCG); Depth Gain Control (DCG)

- Időbeni erősítés kiegyenlítés; Mélységi erősítésszabályozás



Signal amplification

TGC

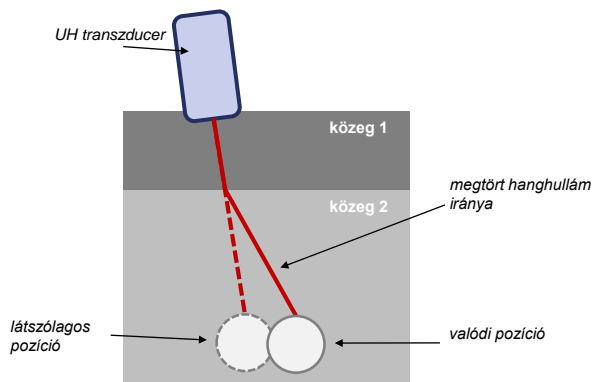


<http://www.impocus.ca/advance-knobology-for-b-mode-imaging1>

Anyaggal való kölcsönhatás – IV.

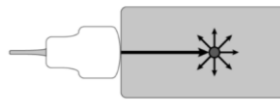
Refrakció – határfelületen

- Snelius-Descartes tv. szerint
- Megjelenési és pozicionálási hibákhoz vezethet



Szóródás

- Irányváltoztatás a közeg részecskéin
- Az eredeti terjedési irány mentén energiacsökkenés



- Gyakorlatban: az abszorpciós együtthatót korrigálják vele:

$$\mu = \mu_{absz.} \cdot \mu_{szórás}$$

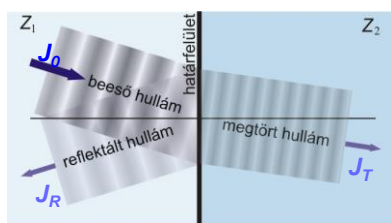
- A nyaláb széttartása is intenzitáscsökkenéshez vezet (ez nem szóródás!)

Anyaggal való kölcsönhatás – V.

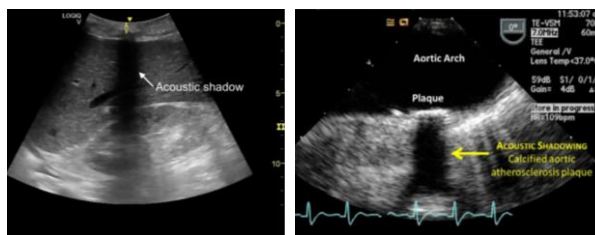
Visszaverődés határfelületről

- Reflexióképesség:

$$R = \frac{J_R}{J_0} \quad R = \left(\frac{Z_1 - Z_2}{Z_1 + Z_2} \right)^2$$

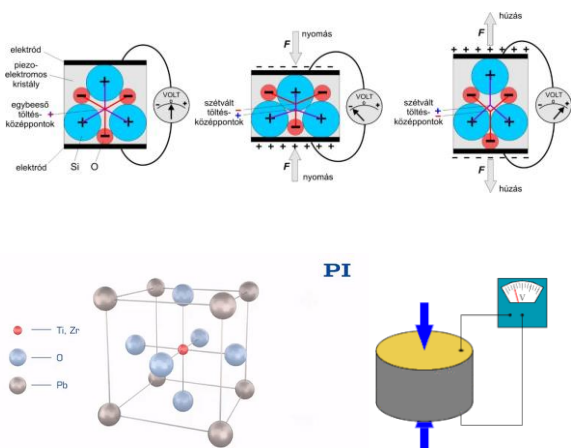


határfelület	R
izom / vér	0,0009
zsírszövet / máj	0,006
zsírszövet / izom	0,01
csont / izom	0,41
csont / zsírszövet	0,48
lágyszövet / levegő	0,99



MM, Quien, M Saric. Echocardiography. 2018;35:1388

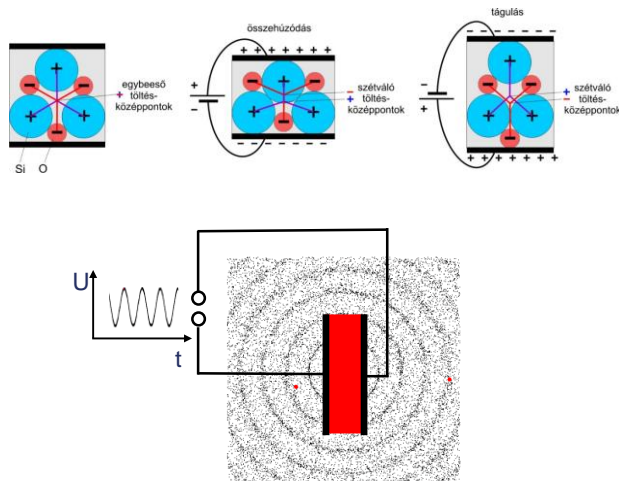
Ultrahang keltés és detektálás



Piezoelektromos hatás:

- Egyes anyagokra jellemző,
- pl.: kvarc, ólom-cirkonát-titanát (PZT); BaTiO_3 ,
- Deformáció hatására elektromos polarizáció,
- A kristály ellentétes oldalaira helyezett elektródokon potenciálkülönbség jelentkezik,
- Mechanikai behatások (pl. **ultrahang**) feszültségjelként való **detektálására** alkalmazható.
- *Piesmos* [ógr.] = nyomás

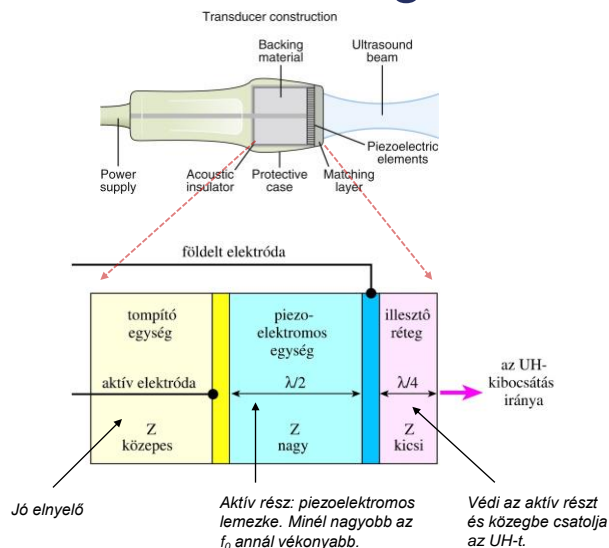
Ultrahang keltés és detektálás – II.



Inverz piezoelektromos hatás:

- Ha feszültséget kapcsolunk a piezoelektromos anyag ellentétes oldalaira,
- Deformáció lép fel, változik a vastagság
- Váltakozó feszültség hatására periodikus vastagságváltozás történik,
- Így oszcilláló mechanikai hullám keletkezik (pl. hang).
- A hangfrekvencia megegyezik az AC frekvenciával.
- Így lehet ultrahangot keltetni.

Ultrahang keltés és detektálás – III.



Transzducer

- Jelátalakító (elektromechanikus transzducer)
- Piezoelektromos kristályokat (lemezkeket) tartalmaz
- Képes elektromos jelet UH-á, és UH-t elektromos jellé alakítani → UH-t kelt és detektál
- Gerjesztés a rezonanciafrekvencián → itt maximális az UH keltés és detektálás hatékonysága
- A sajátfrekvencián rezgést a kialakítás geometriája is segíti (rétegvastagságok)
- A nagyfrekvenciás AC jelet szinuszoszcillátor segítségével állítják elő (pozitív feedback)

Diagnosztikus alkalmazás

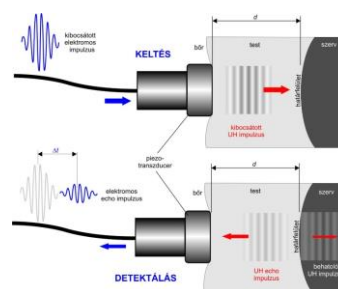
Diagnosztikus ultrahang

paraméter	~min.	~max.
f	2 MHz	15 MHz
λ (izomban)	0,78 mm	0,1 mm
behatolás	12 cm	1,6 cm
laterális felbontási határ	3,0 mm	0,4 mm
axiális felbontási határ	0,8 mm	0,15 mm

Képpalkotás

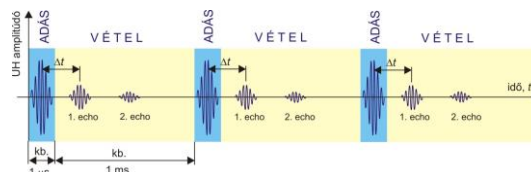
- **Alapelve:** különböző akusztikus impedanciájú szövetek felszínéről történő **reflexió** detektálása.
- **Mért paraméterek:** feszültség amplitúdó (UH impulzus és visszhang kelti); idő.

Impulzus-echo mód



távolságmérés:

$$d = \frac{c \cdot \Delta t}{2}$$



Diagnosztikus alkalmazás - II

Előnyök

- Nem ionizáló sugárzás, nincs mellékhatás,
- Nem invazív, nem kellemetlen
- Szummációtól mentes, metszeti kép,
- Különösen alkalmas:
 - Folyadékgyülem, vérömleny, meszesedés
 - Szervhatárok, szerv-inhomogenitások
 - Erek, lágyrészek (hasi régió!)
- Élő kép, in situ metszetválasztás
- Helyszíni vizsgálatra alkalmas, hordozható
- Közben közvetlen kapcsolat a beteggel
- Digitális információ → tárolható, továbbítható
- Relatív olcsó

Hátrányok

- Viszonylag kis (kb. mm) felbontás
- Számos műtermék és zavaró tényező (pl. csont, levegő, gáz hatása)
- Mélyen fekvő képletek nehezen képezhetők le (v.ö.: túlsúlyos betegek)
- Nincs előzetes tájékozódó felvétel (topogram) → utólag nem beazonosítható a kép-pozíció
- Eredménye és értékelése vizsgálófüggő, nagy tapasztalatot igényel.

Leghatékonyabb alkalmazási területei

- Konkrét klinikai probléma megoldása
- Lágyrészek (szem, szív, tömör hasi zsigeriek)
- Erek
- Idegentestek vizsgálata

Üzem módok, UH képek

A kép

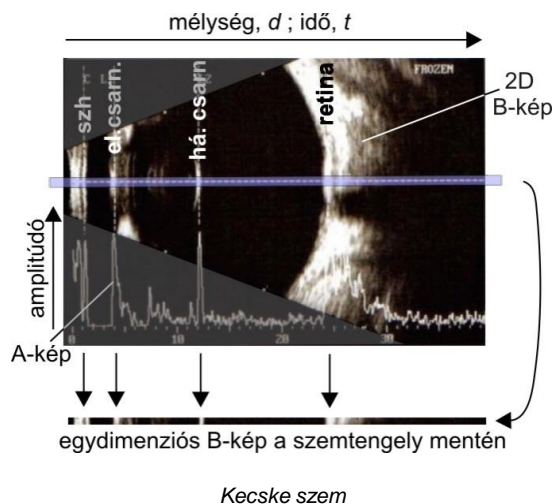
- Egydimenziós: egyetlen transzducer, egyetlen hangnyaláb
- **Amplitúdó** moduláció: jelamplitúdót (echo) ábrázolja az idő (v. távolság) függvényében.

1D B kép

- Egydimenziós: egyetlen transzducer, egyetlen hangnyaláb
- Fényesség (**brightness**) moduláció: jelamplitúdót (echo) ábrázolja színekkel horizontális idő (v. távolság) tengelyen.

2D B kép

- Kétdimenziós: transzducer array → legyező alakú nyaláb pásztáz → 1D B képek sorozata → 2D rétegfelvétel
- Fényesség (**brightness**) moduláció



Üzemmodok, UH képek - II

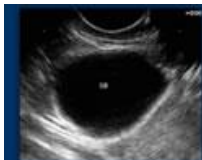
UH terjedése a szövetben

- Teljes átvezetés (pl. vizelet)
- Teljes visszaverés (pl. csont, kő, meszesedés)
- Részleges visszaverődés
- Szórás, törés, továbbhaladás

Szövet tulajdonságok

- Echogenitás: visszhangkeltő képesség
- Echodenzitás: visszhang erőssége
 - Echodús (pl. érfal, zsír, katéter)
 - Echoszegény (pl. máj, vese, hasnyálmirigy)
 - Echomentes (pl. húgyhólyag, vesemedence)
 - Izorefektív

echomentes

f: húgyhólyag
l: vérér

echoszegény

f: tumor
l: nyirokcsomó

echodús

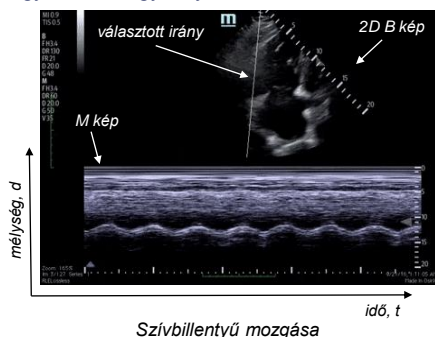
f: zsírszövet
l: epehólyag + kő

<http://educationaldimensions.com/eLearn/aspirationandbiopsy/eusterm.php>

Üzemmodok, UH képek -III

M kép – (motion)

- 1 kiválasztott irányban a 2D B képen
- 1D B képek sorozatát vesszük fel horizontális időtengelyen.
- Egy felület/tárgy helyzetéről ad időbeni információt.



3D kép (rekonstrukció)

- Számos 2D B képből, számítógépes algoritmusok segítségével készült 3D rekonstrukció (tomográfia).

4D kép (rekonstrukció)

- Számos 3D képből készült mozgókép felvétel.
- 4. dimenzió: idő



Doppler módszerek

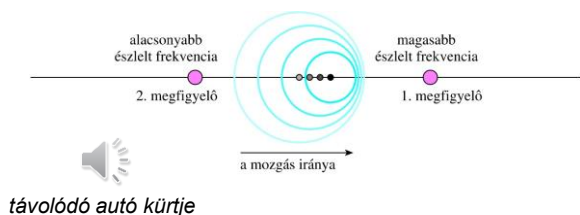
Doppler effektus



Christian Doppler
1803-1853

Ha egy hullámforrás és egy megfigyelő mozgásban vannak egymáshoz képest, a megfigyelő az eredeti hullámétől eltérő frekvenciát érzékel.

Über das farbige Licht der Doppelsterne und einiger anderer Gestirne des Himmels (1842)



Határfelületről visszavert UH

- A visszaverő felület másodlagos hangforrásnak tekinthető

- Detektált frekvencia [Hz]:

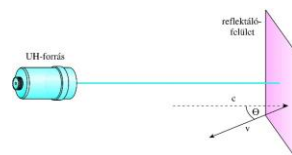
$$f = f_0 \left(1 \pm 2 \frac{v}{c} \right)$$

f_0 : kibocsátott frekvencia

v : a visszaverő felület hangterjedési irányába eső sebességkomponense

c : UH sebessége

\pm : közeledés / távolodás

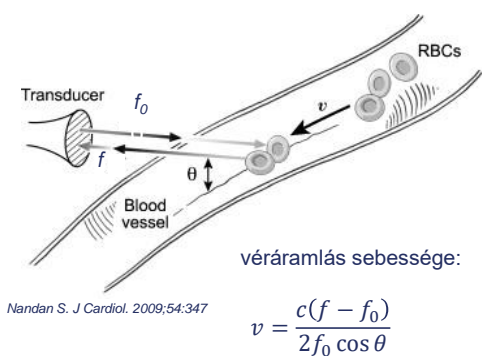


- Doppler eltolódás („Doppler frekvencia”):

$$f_D = f - f_0 = f_0 \frac{2v \cos \theta}{c}$$

Doppler módszerek – II.

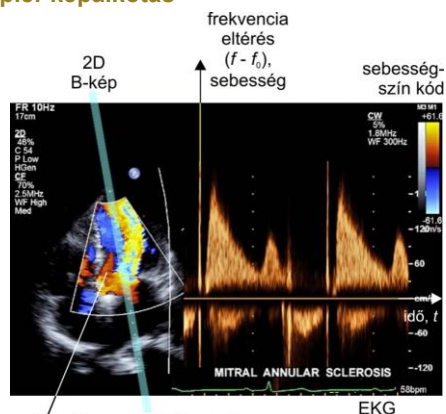
Doppler-áramlásmérő



Nandan S. J Cardiol. 2009;54:347

$$v = \frac{c(f - f_0)}{2f_0 \cos \theta}$$

Doppler képalkotás



sebesség-függő színezés

kiválasztott irány

Szívbillentyű mozgása

Köszönöm a figyelmet!

Dr. Bozó Tamás

