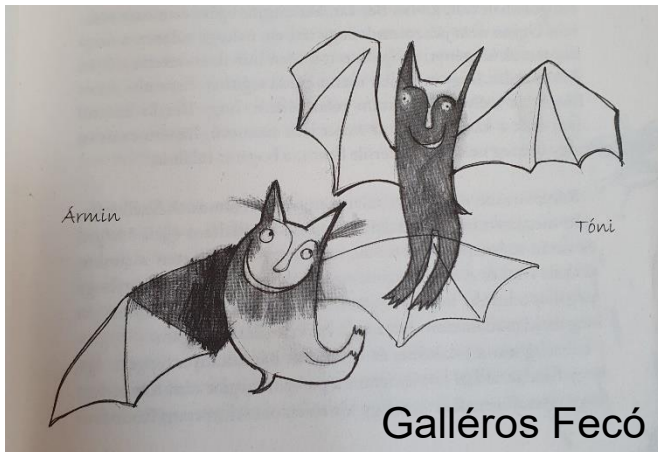


# Az élő anyag rugalmas tulajdonságainak felhasználása diagnosztikában és terápiában: ultrahang - módszerek

*2020 április 22.*

*Prof. Fidy Judit helyett  
Dr. Jedlovsky-Hajdú Angéla*





Dr. Leopold Auenbrugger (grazi kocsmáros orvos fia) 1761:

## perkusszió orvosi alkalmazása

kocsmai kérdés: mennyi bor van a hordóban?



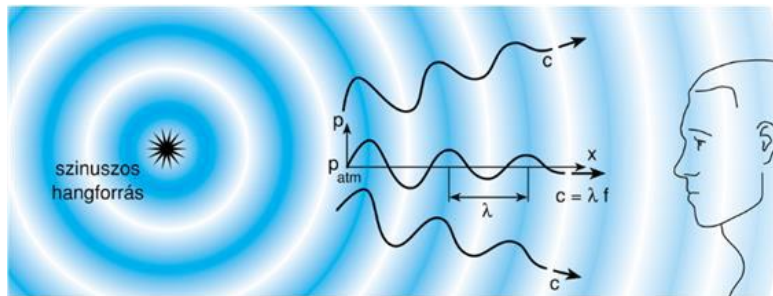
# Hang: mechanikai hullám

**Mechanikai:** kinetikai energia terjed benne : a közeg részecskéi egyensúlyi helyzetük körül vibrációs mozgást végeznek – a mozgásállapot terjed

**Hullám:** található olyan fizikai jellemző, amely a jelenség során időben és térben periodikusan változik - ***hullámfüggvénnyel írható le***

$$\frac{1}{2}mv^2$$

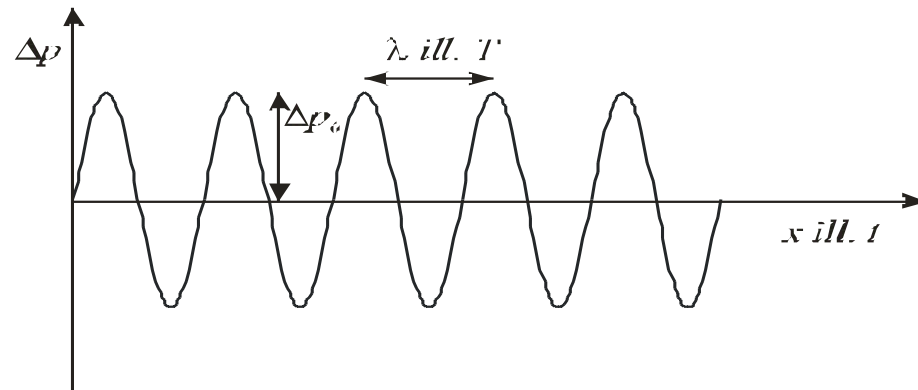
Mechanikai hullám terjedéséhez ***közegre van szükség: mechanikai energia terjed***



Mire írjuk fel a hullámfüggvényt?

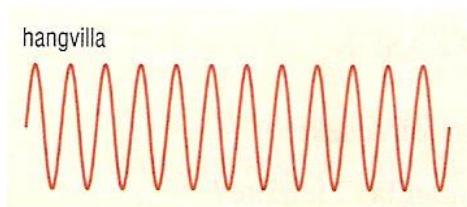
- Sűrűség
- Elmozdulás az egyensúly körül
- Nyomás

***A nyomásváltozásra  
felírt hullám-függvény***

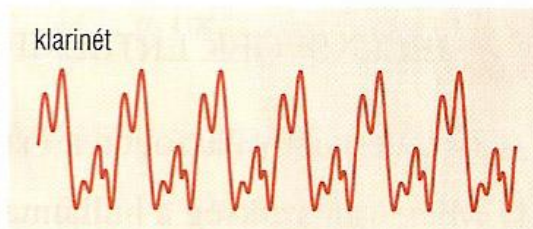
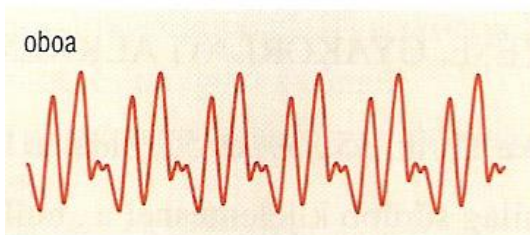




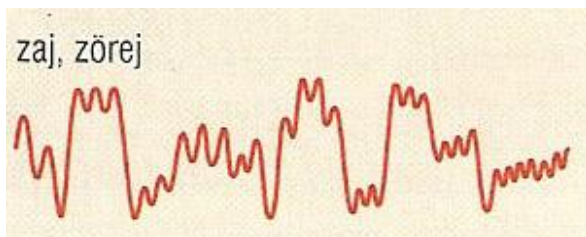
# A „hangok” hullámfüggvényei többnyire összetettek



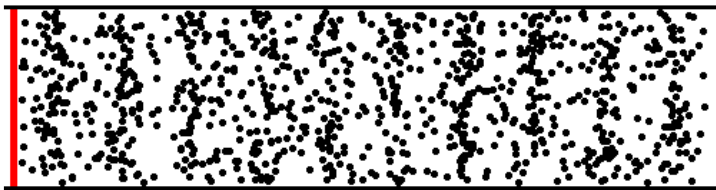
Adott frekvenciájú „tiszt” hang



Zenei hangok – több komponens

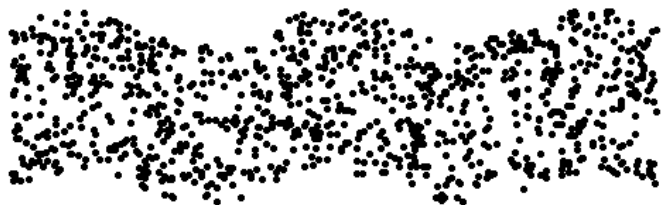


Nagy amplitudó, széles tartományban előforduló frekvenciák, fázisok



## ***longitudinális hullám***

*(folyadékokban, lágy szövetben, gázokban csak ilyen)*



## ***transzverzális hullám***

*(szilárd testekben pl. csontban mind longitudinális, mind transzverzális)*

***hidrosztatikai  
nyomás***

***nyomásváltozás  
hang-nyomás***

$$\rho_{\text{teljes}} = \rho_{\text{hidrosztat}} + \Delta p$$

amplitúdó

fázis

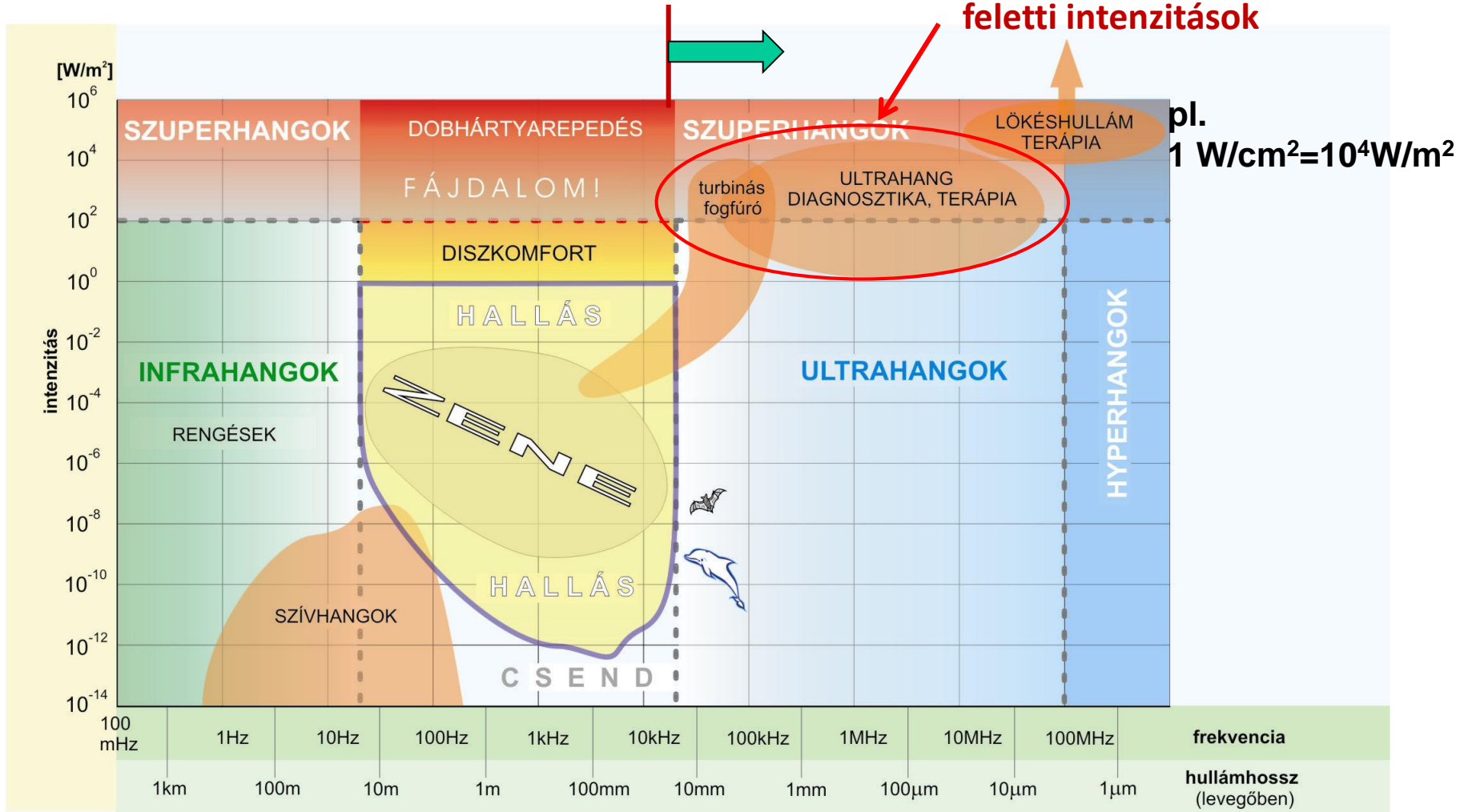
$$\Delta p(t, x) = \Delta p_{\text{max}} \sin \left[ 2\pi \left( \frac{t}{T} - \frac{x}{\lambda} \right) + \phi \right]$$

$$c \cdot T = \lambda, \quad c = f \cdot \lambda$$

***Nem fénysebesség!***

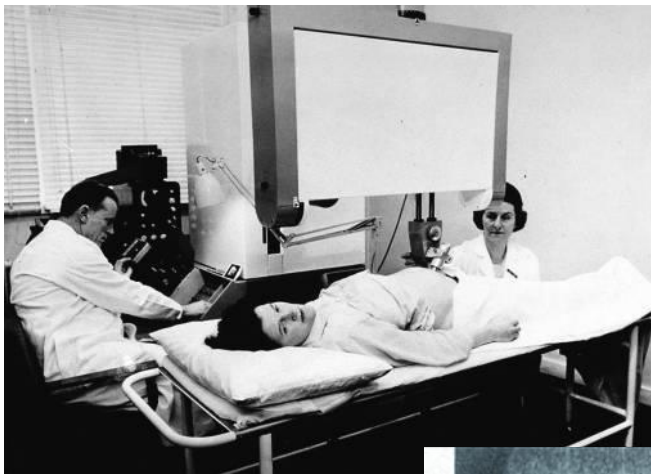
# Ultrahang: 20 kHz feletti frekvenciájú hanghullámok

Terjedési sebesség  $c_{\text{levegő}} = 340 \frac{m}{s}$



# Az ultrahang-diagnosztika az orvosi diagnosztikának egyik vezető és állandóan továbbfejlesztett módszere.

Terápiai szempontból is jelentős.

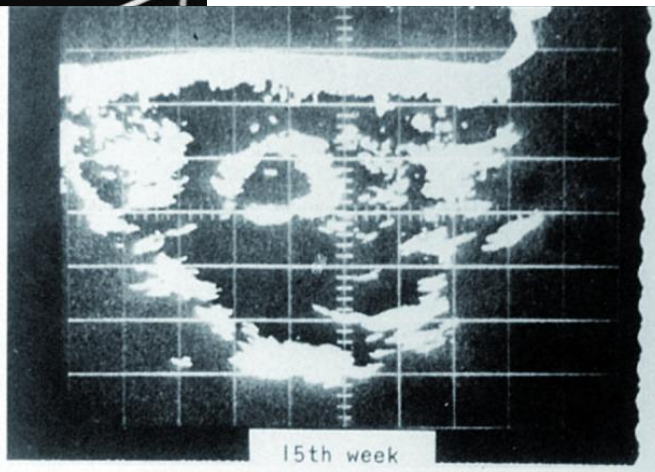


1960



2000

1972



# Hogyan keltsünk ultrahangot?

## ***Piezoelektromos jelenség***

(a) Alapállapot: a pozitív és negatív töltések súlypontja egybe esik.

(b) és (c) : Nyomás hatására a töltések súlypontja szétválik, feszültség keletkezik (direkt hatás)

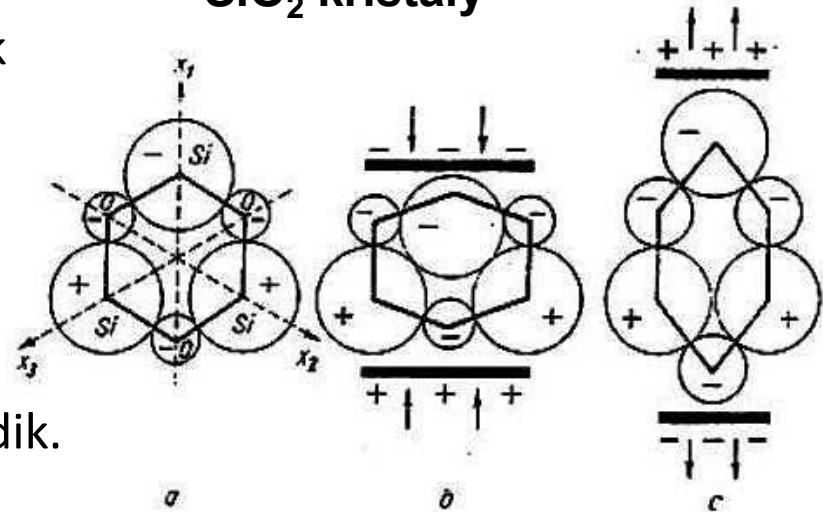
ill. feszültség hatására a kristály deformálódik.

***UH keltés: inverz effektus***

***UH detektálás: direkt effektus***

***ugyanazon kristály forrás és detektor***

**SiO<sub>2</sub> kristály**



***direkt***

***inverz***

gázgyújtó



## ***Elektro/magneto-strikció: kerámiák***

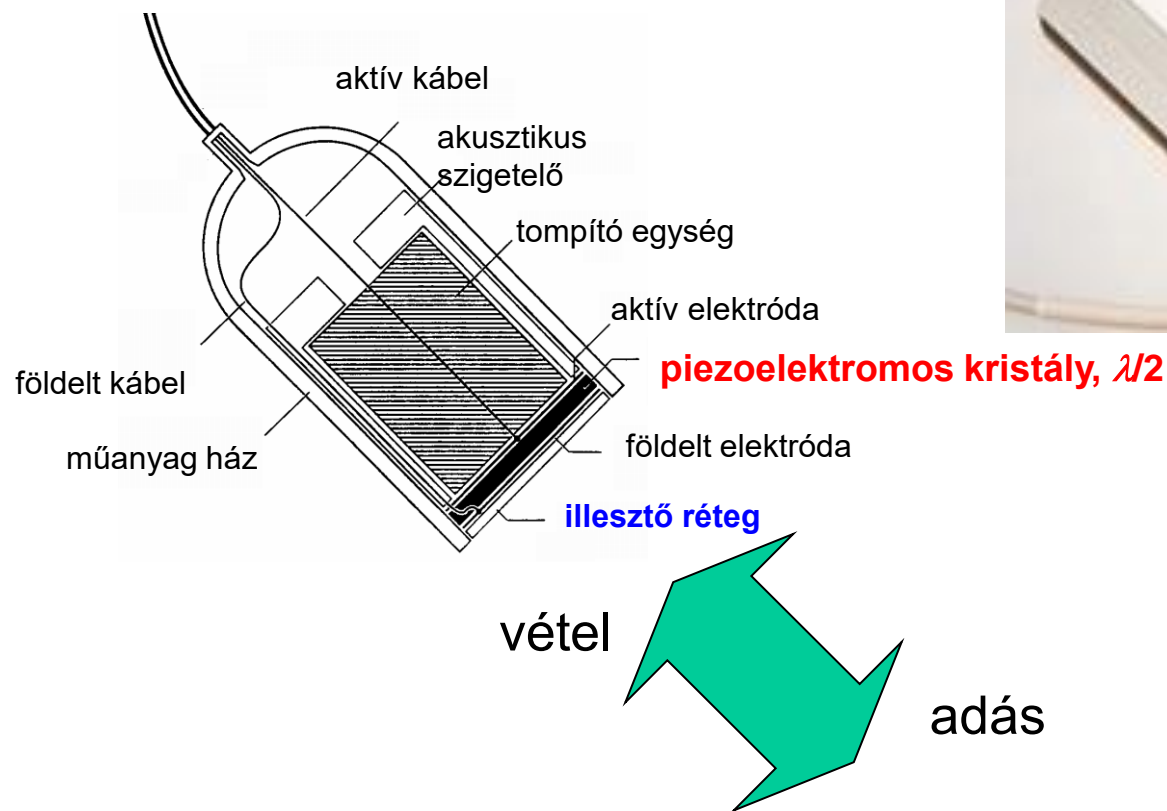
Elektromos /mágneses dipólus-egységekből álló szilárd fázisú anyagok

Dipólusok periódikusan változó elektromos/mágneses térben átrendeződnek → méretváltozás (direkt effektus is)

- Anyaguk mechanikailag ellenállóbb
- Alacsonyabb frekvenciák: 20-40 kHz → fogkőeltávolítás



# Az UH forrás felépítése



***periodikus feszültség (AC)  $\rightarrow$  periodikus méretváltozás azonos frekvenciával***

# Mi a szerepe az UH jel intenzitásának?

intenzitás = energia-áram sűrűség v. teljesítménysűrűség  $J = \frac{\Delta E}{\Delta t * \Delta A} \left[ \frac{W}{m^2} \right]$

*elektromos analógia*  $\rightarrow$  *teljesítmény*  $P_{el} = \frac{1}{Z_{el}} U_{eff}^2$  AC- körben

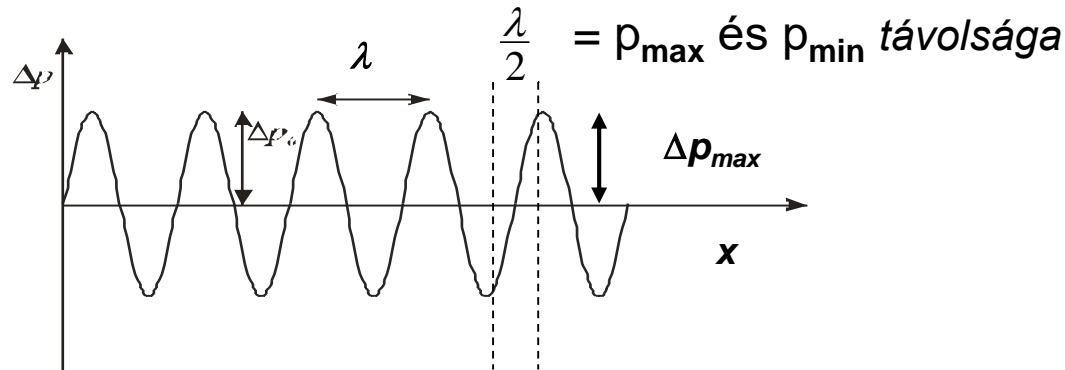
***akusztikai fogalmakkal – teljesítmény-sűrűség***

$$J = \frac{1}{Z_{akuszt}} \Delta p_{eff}^2 = \frac{1}{2Z_{akuszt}} \Delta p_{max}^2$$

effektív érték:  $2\Delta p_{eff}^2 = \Delta p_{max}^2$

***Nagy intenzitás nagy nyomásfluktuációt jelent  
(Z-től függ)***

# Az UH intenzitást orvosi alkalmazásokban limitálni szükséges



**Terápia:**  $f = 0.5 - 1 \text{ MHz}$

Pl.  $c_{\text{izom}} = 1600 \text{ m/s}$

$$\lambda = c/f$$

$$\lambda = 3.2 - 1.6 \text{ mm} \rightarrow \lambda/2 = 1.6 - 0.8 \text{ mm}$$

**Javasolt felső határ**  $J_{\text{átlag}} = 1 \text{ W/cm}^2$

$(Z = Z_{\text{izom}}) \rightarrow$

$$\rightarrow 2\Delta p_{\text{max}} \sim 3.2 \times \text{atm.}$$

**Dilatáció és kompresszió mértéke  $\sim 1 \text{ mm-en belül!}$**

**Veszélyek: kavitáció, kémiai reakciók indukciója**

Terápiás hatás: kisebb intenzitásoknál belső súrlódás dominál  $\rightarrow$  hőterápia

## ***Az UH intenzitást limitálni szükséges***

***Diagnosztika:***     $f = (1) 2 - 10 \text{ MHz}$      $\rightarrow$      $\lambda/2 = 800 - 160 \text{ }\mu\text{m}$  izomban  
~sejtek mérete!!

***A képalkotáshoz szükséges jelek  
nagyobb intenzitást kívánnak meg:  $10 \text{ W/cm}^2$***

???

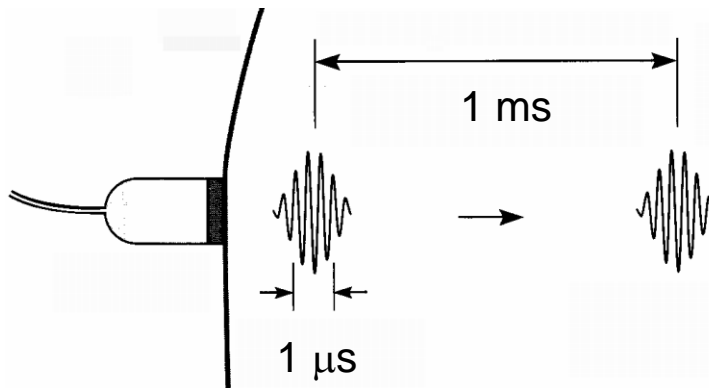


## Az UH intenzitást limitálni szükséges

**Diagnosztika:**  $f = (1) 2 - 10 \text{ MHz} \rightarrow \lambda/2 = 800 - 160 \text{ }\mu\text{m}$  izomban  
~sejtek mérete!!

A gyakorlatban szükséges  $J$  magasabb:  $10 \text{ W/cm}^2$

**Megoldás: rövid UH impulzusok  $\rightarrow$  átlagos  $J$  lecsökken**



$$J_{\text{átlag}} = 10 \text{ mW/cm}^2$$

# Hogyan terjed az UH szövetekben?

$$J = \frac{1}{2Z_{akuszt}} \Delta p_{\max}^2$$

$$Z = c\rho = \sqrt{\frac{\rho}{\kappa}}$$

**akusztikus impedancia**

**/ellenállás/keményység**

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

**kompresszibilitás**

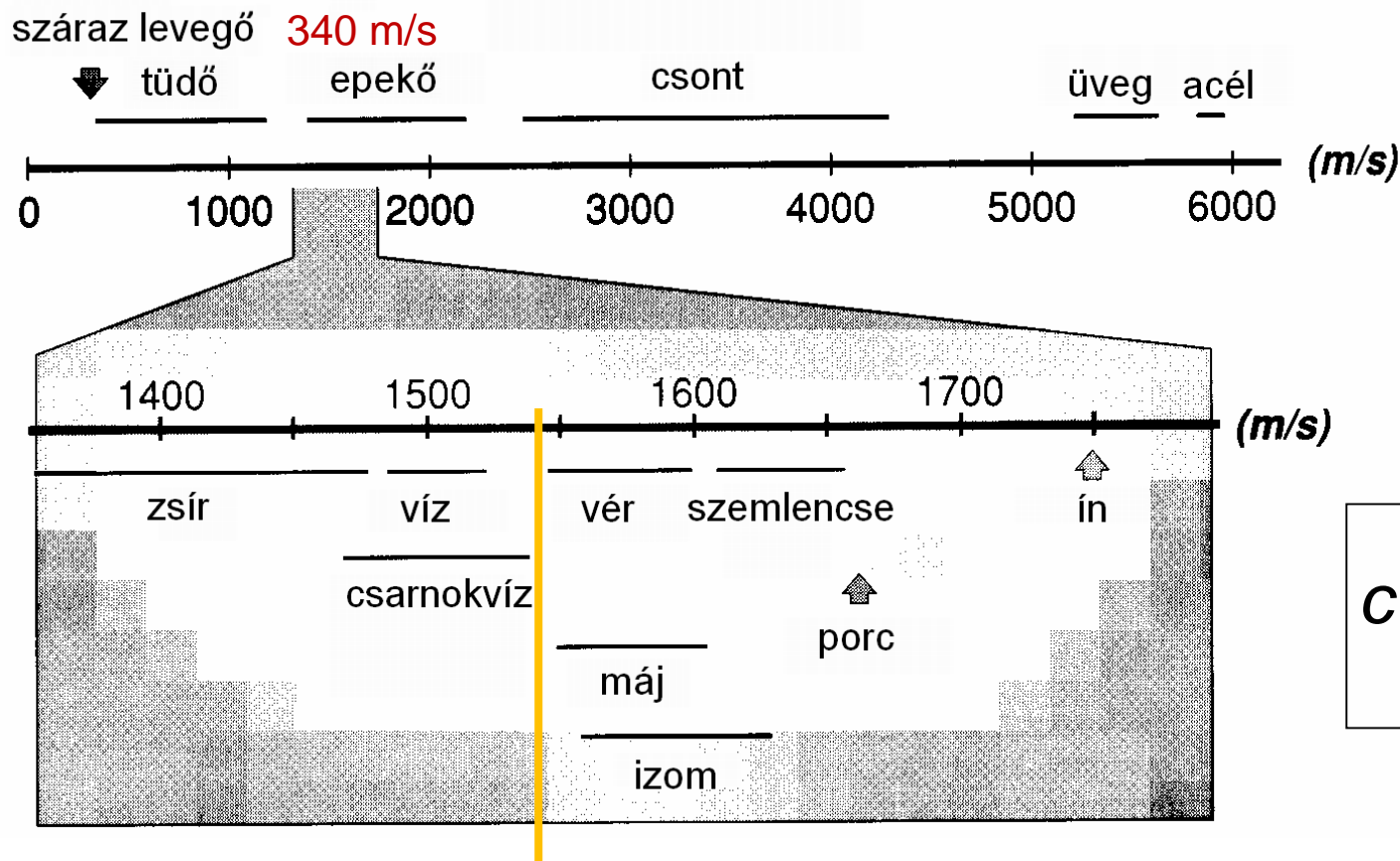
*relatív térfogat csökkenés per nyomás-növekedés*

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

**terjedési sebesség**,  $\rho$ -sűrűség

# Az UH sebessége testszövetekben

A sebesség nem függ a frekvenciától → = hangsebesség



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

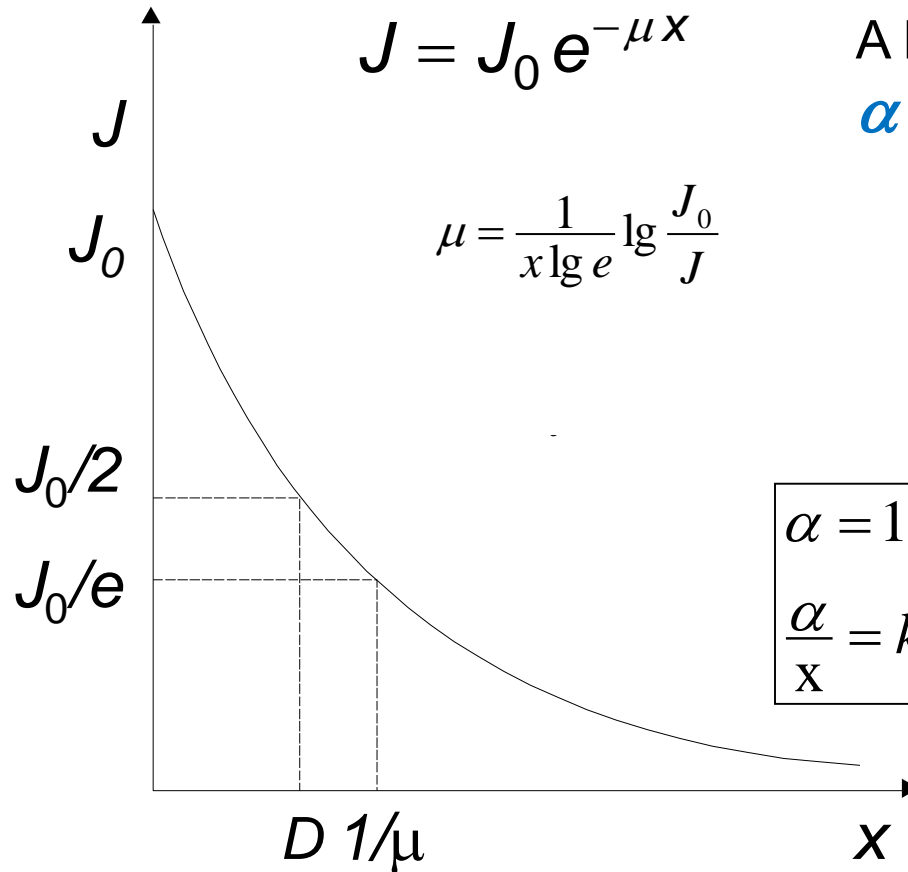
átlagos lágy szövet: 1540 m/s (!)

anyag	$\rho$ sűrűség [kg/m <sup>3</sup> ]	$\kappa$ kompresszi- bilitás [1/GPa]	$c$ terjedési sebesség [m/s]	$Z$ akusztikus impedancia [kg/(m <sup>2</sup> ·s)]	$\alpha(f \cdot x)$ fajlagos csillapítás [dB/(cm·MHz)]
levegő	1,3	7650	331	430 = 0,00043·10 <sup>6</sup>	1,2
tüdő	400	5,92	650	0,26·10 <sup>6</sup>	
zsír	925	0,51	1470	1,42·10 <sup>6</sup>	0,63
víz, 20°C	998		1492	1,49·10 <sup>6</sup>	0,0022
víz, 36°C	994		1530	1,53·10 <sup>6</sup>	
agy	1025		1530	1,56·10 <sup>6</sup>	0,85
lágyszövet	1060		1540	1,63·10 <sup>6</sup>	0,3 – 1,7
máj	1060	0,38	1549–1570	1,65·10 <sup>6</sup>	0,94
vese	1040	0,40	1560	1,62·10 <sup>6</sup>	1,0
lép	1060		1566	1,64·10 <sup>6</sup>	
izom	1040–1080		1568	1,63·10 <sup>6</sup>	1,3 – 3,3
vér	1060	0,38	1570	1,61 – 1,66·10 <sup>6</sup>	0,18
szemlencse			1620	1,84·10 <sup>6</sup>	2,0
csontvelő	970		1700	1,65·10 <sup>6</sup>	
csont, porózus	1380	0,08	3000	2,2 – 2,9·10 <sup>6</sup>	
csont, tömör	1700	0,05	3600	6,12·10 <sup>6</sup>	20,0
aluminium	2700	0,009	6400	17,28·10 <sup>6</sup>	
csatoló gél				6,5·10 <sup>6</sup>	
ólom-cirkonát- titanát	7650		3791	29·10 <sup>6</sup>	
kvarc	2650		5736	15,2·10 <sup>6</sup>	



# Szövetekben az UH intenzitása gyengül: abszorpció

Érvényes az exponenciális sugárgyengülési törvény



$$J = J_0 e^{-\mu x}$$

$$\mu = \frac{1}{x \lg e} \lg \frac{J_0}{J}$$

A közeget a  $\mu$  helyett az  **$\alpha$  csillapítási tényező**vel jellemzik

$$\alpha = 10 \cdot \lg \frac{J_0}{J} \text{ dB}$$

$$\alpha = 10 \cdot \mu \cdot x \cdot \lg e \text{ [dB]} = 4.34 * \mu \cdot x \text{ [dB]}$$

$$\frac{\alpha}{x} = konst. * \mu = (4.34 * \mu) \text{ [dB / cm]}$$

# $\mu$ a diagnosztikai tartományban nő a frekvenciával

Milyen függvény szerint?

$$\mu = konst * f^k$$

$$\log \mu = \log(konst) + k \log f$$

$k = 1 \rightarrow$  lineáris kapcsolat,  
arányosság

Jó közelítés!

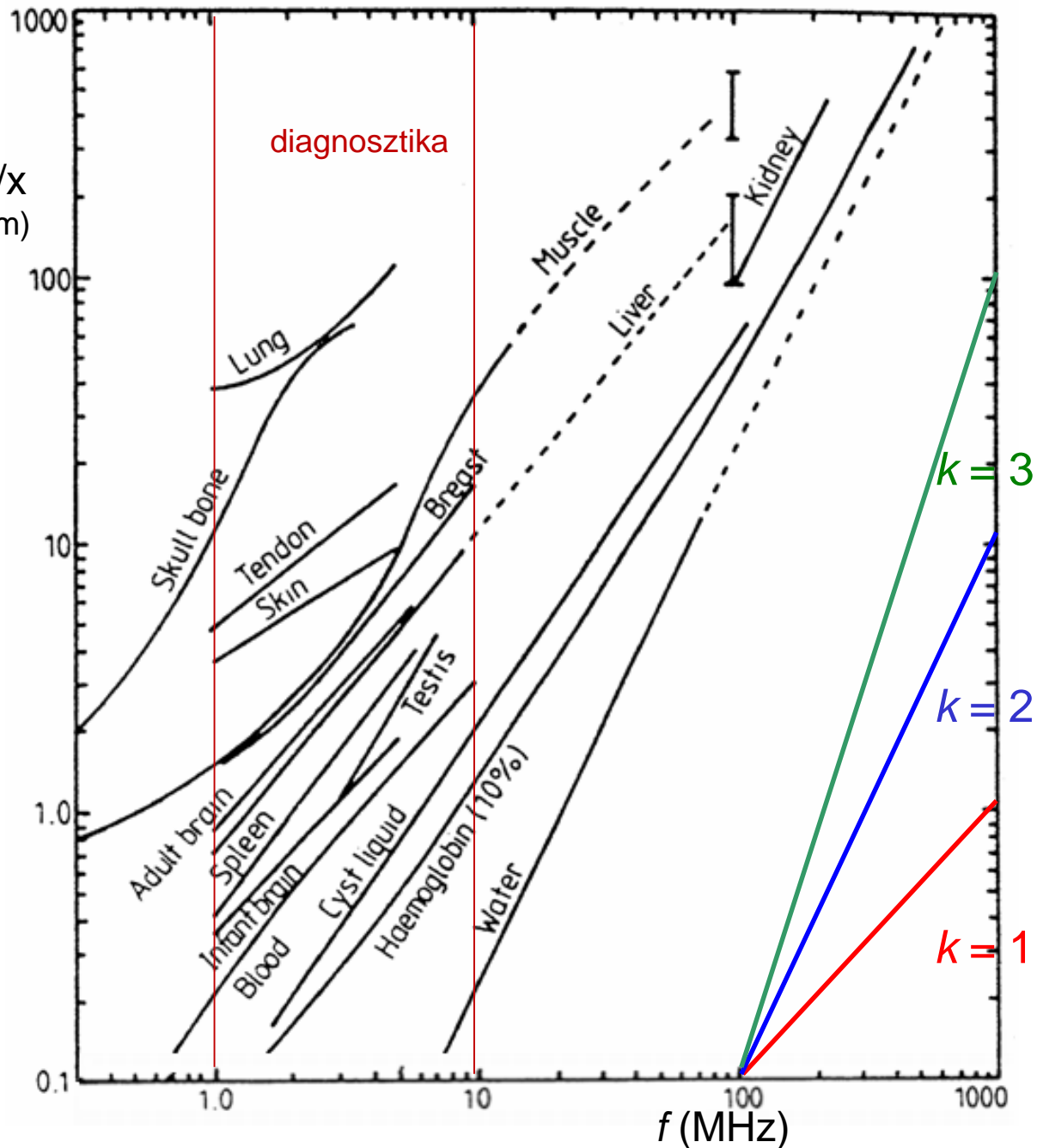
$$\alpha_{fajl} = \frac{\alpha}{f x}$$

**fajlagos csillapítás:** csak a közegre jellemző

pl. lágy szövetre:

$$\alpha_{fajl} = 1 \frac{dB}{cm * MHz}$$

$$\mu \sim \alpha / x$$
  
(dB/cm)



# Az UH diagnosztika alapja a UH visszaverődése

különböző közegek határán

A diagnosztikai mérés koncepciója:

- kiválasztott irányok mentén
- UH impulzusokat juttatunk a szervezetbe
- mérjük a bejuttatás és a reflexió között ***eltelt időt***
- a terjedési sebesség ismeretében
- a reflektált impulzus visszaérkezési ideje alapján
- ***a reflektáló felület távolsága*** a kibocsátás helyétől

meghatározható

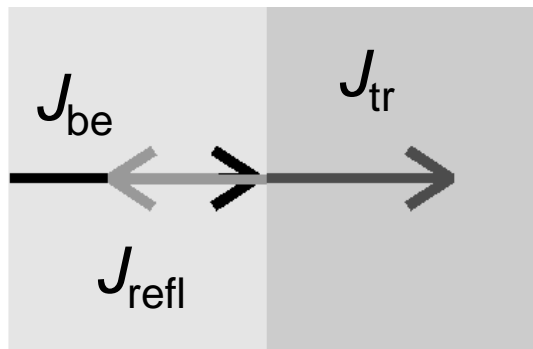
A reflexiók irányok megfelelő megválasztásával metszeti síkokban a szervek (és eltérő szöveti tartományok) körvonalai kirajzolódnak

Tomográfiai adatgyűjtés → ***anatómiai információ***

# Az UH diagnosztika alapja a UH visszaverődése

## különböző közegek határán

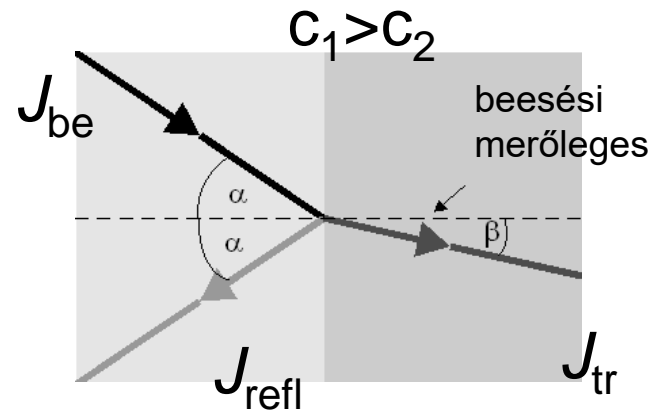
merőleges beesés



$$J_{be} = J_{tr} + J_{refl}$$

reflexió és transzmisszió

ferde beesés



$$\frac{\sin \alpha}{\sin \beta} = \frac{c_1}{c_2}$$

irányváltás: Snellius-Descartes  
törvény



# Milyen szöveti tulajdonság okoz határfelületi reflexiót?

## reflexióképesség

$$R = \frac{J_{\text{visszavert}}}{J_{\text{bejövő}}} = \left( \frac{Z_1 - Z_2}{Z_1 + Z_2} \right)^2$$

**az akusztikus impedanciák  
különbségétől függ**

határfelület	$R$
izom/vér	0,0009
zsír/máj	0,006
zsír/izom	0,01
csont/izom	0,41
csont/zsír	0,48
lágy szövet/levegő	0,99

“teljes” visszaverődés:

$$Z_1 \ll Z_2, \quad R \approx 1 \quad \text{kerülendő!}$$



**csatoló közeg szükséges !**

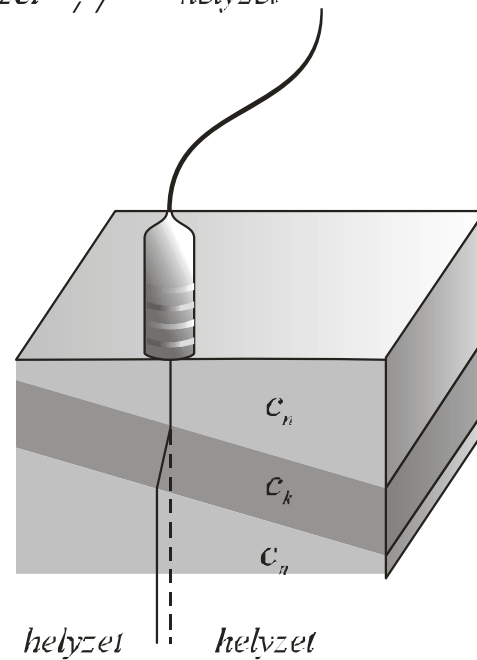
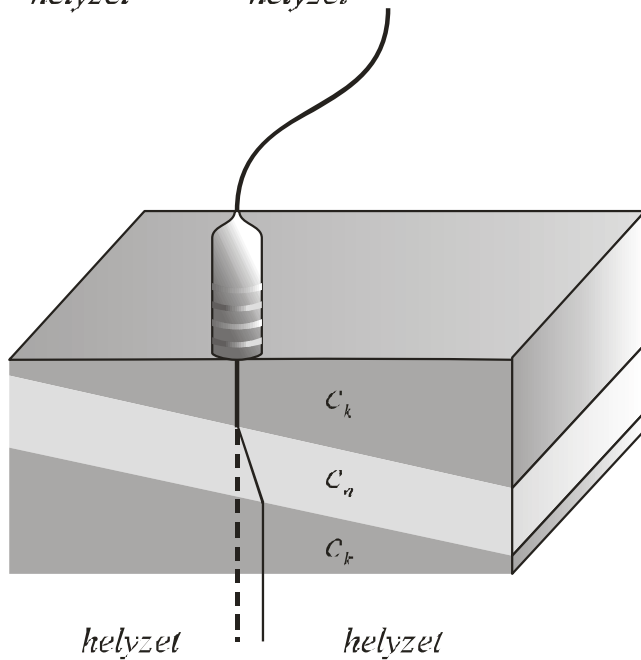
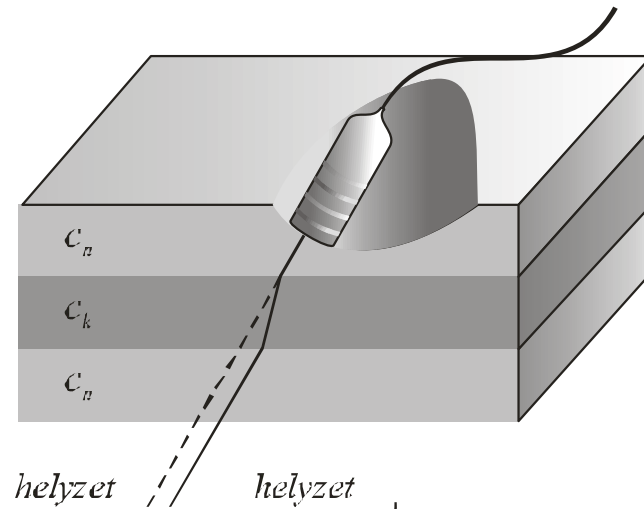
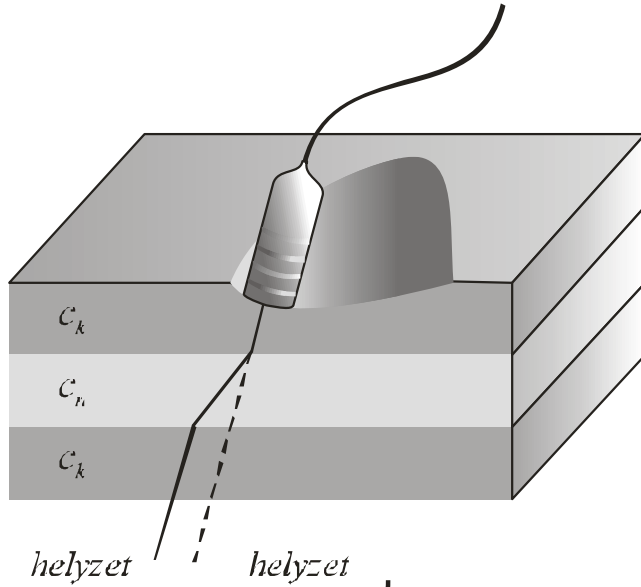
$$Z_{\text{csatoló}} \approx \sqrt{Z_{\text{forrás}} Z_{\text{bőr}}}$$



**Sok esetben a víz is lehet jó csatoló  
közeg**



# Ferde beesés ill. külső felülethez képest ferde helyzetű réteg



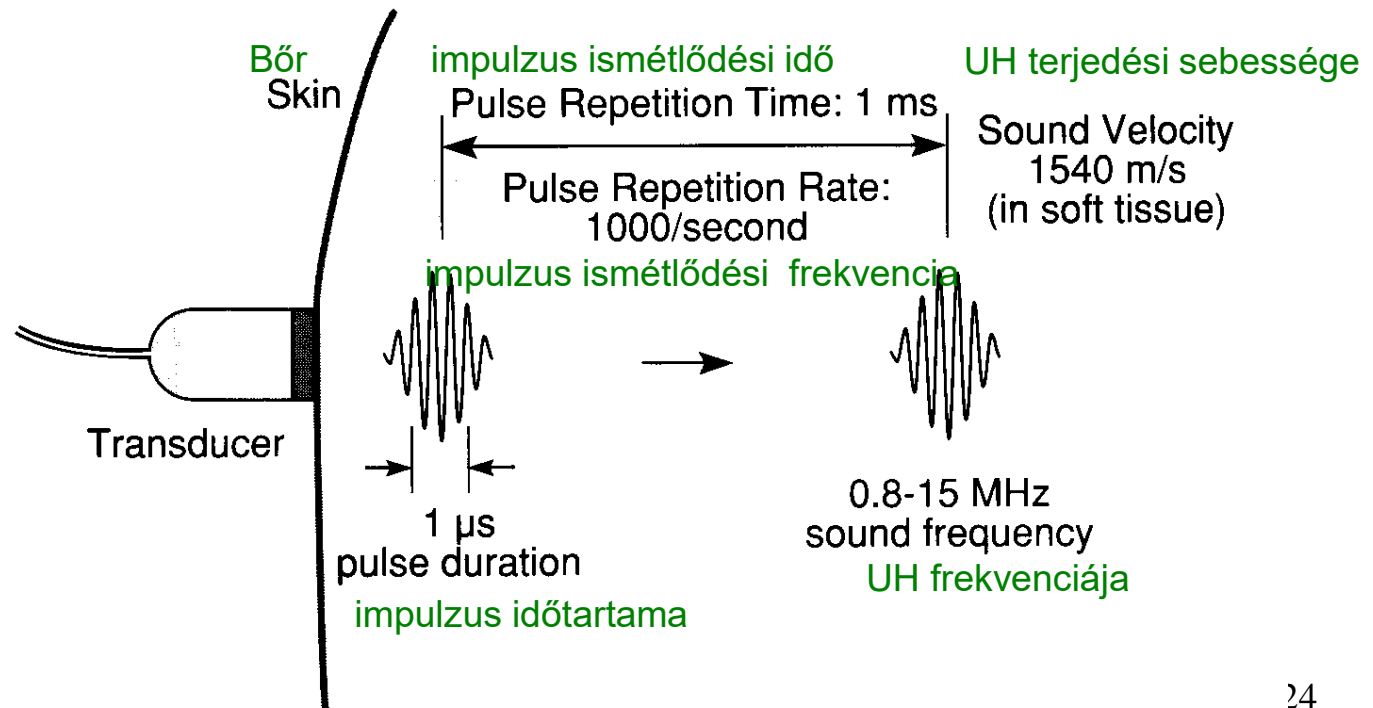
# Milyen UH impulzust alkalmaznak?

transzducer: adó és vevő egyben

időbeli szétválasztás – folyamatos hullám helyett impulzusok

*Milyen távolra jut a rövid impulzus az 1 ms ismétlődési idő alatt?*

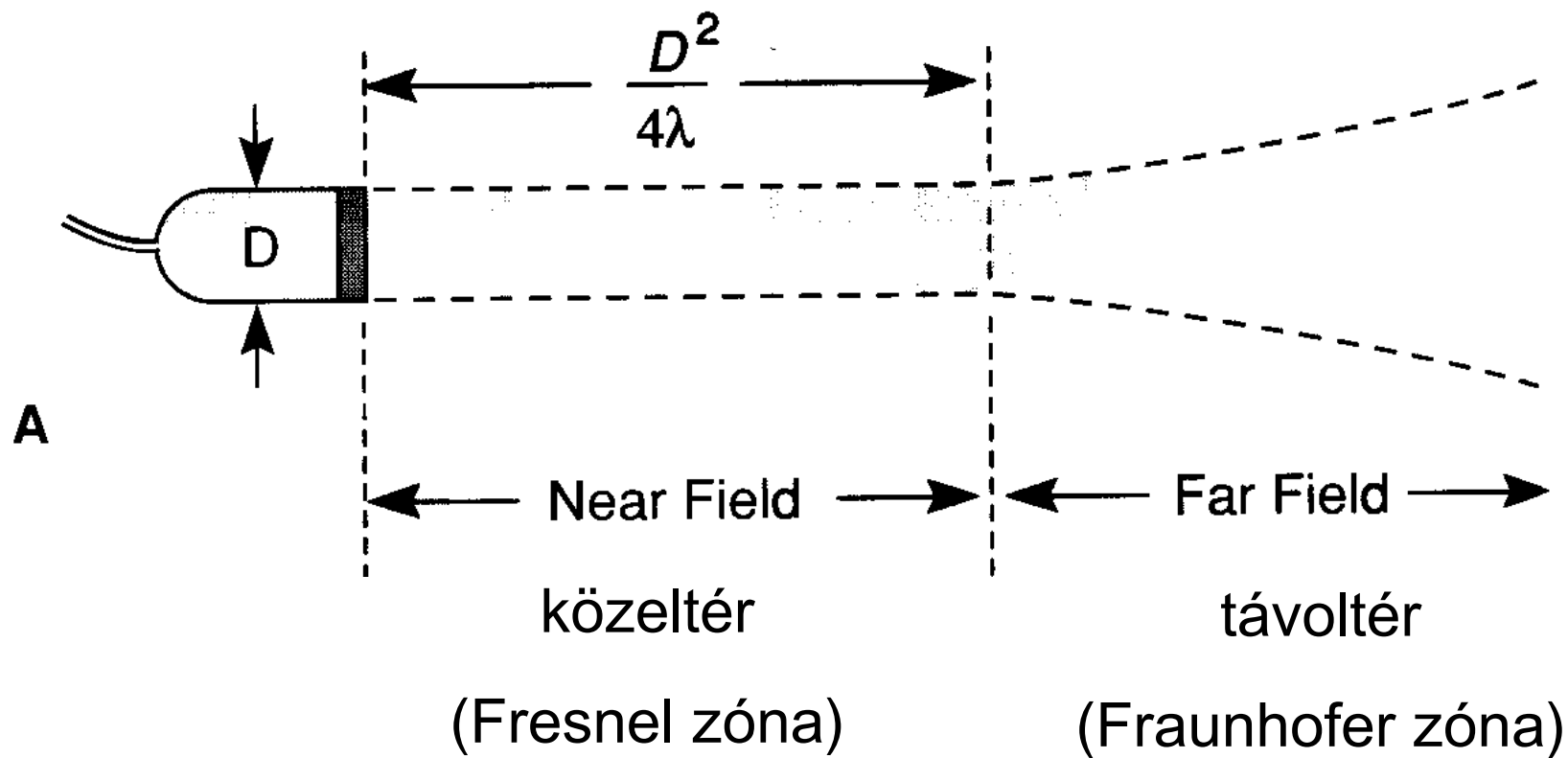
*$l = 1.5 \text{ m}$  ! Van ideje oda-vissza átjárni az emberi testet!*





# Az UH nyaláb valódi jellemzői mérés technikai problémákat vetnek fel – tájékoztató információk

Egyszerűsített ábra



# Az UH-os képalkotás feloldási határa

A **feloldási határ** : ama két pont közötti távolság, amelyeket az UH reflexióban még különálló pontokként detektálhatunk  
**Felbontóképesség**: a feloldási határ reciproka.

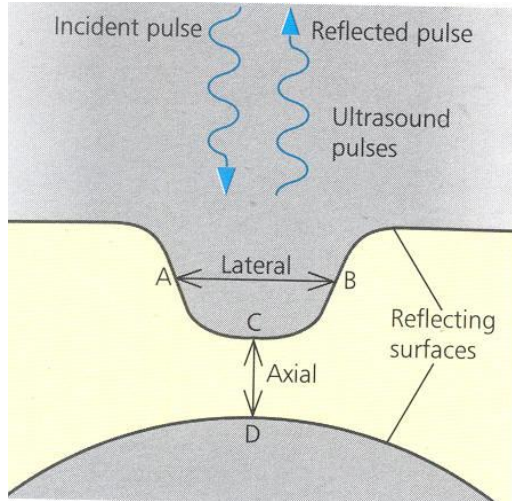
A sugárirányú (**axiális**) feloldási határ az impulzushossztól ( $\Delta t$ ) függ, azzal arányos.

Az impulzushossz fordítottan arányos a frekvenciával.

A **laterális** feloldási határt a nyalábátmérő szabja meg.

Az axiálisnál kb. 10x nagyobb

# Az UH-kép felbontása



**Axiális feloldási határ** = CD távolság

$$CD > 0.5 \text{ pulzushossz}$$

Pl. 12 MHz, lágy szövet ( $c=1500 \text{ m/s}$ )

3 periodusból álló pulzus

pulzushossz =  $c \times (\text{pulzus időtartama})$

$$= 375 \mu\text{m}$$

$$\rightarrow CD > 188 \mu\text{m}$$

**Laterális feloldási határ** = AB távolság

$$AB \sim 10 \times \text{axiális felbontás}$$

**Optimalizálás:**

- nagy frekvencia (de elnyelés!)
- keskeny nyáláb - fókuszálás



$$f = 3 - 10 \text{ MHz}$$

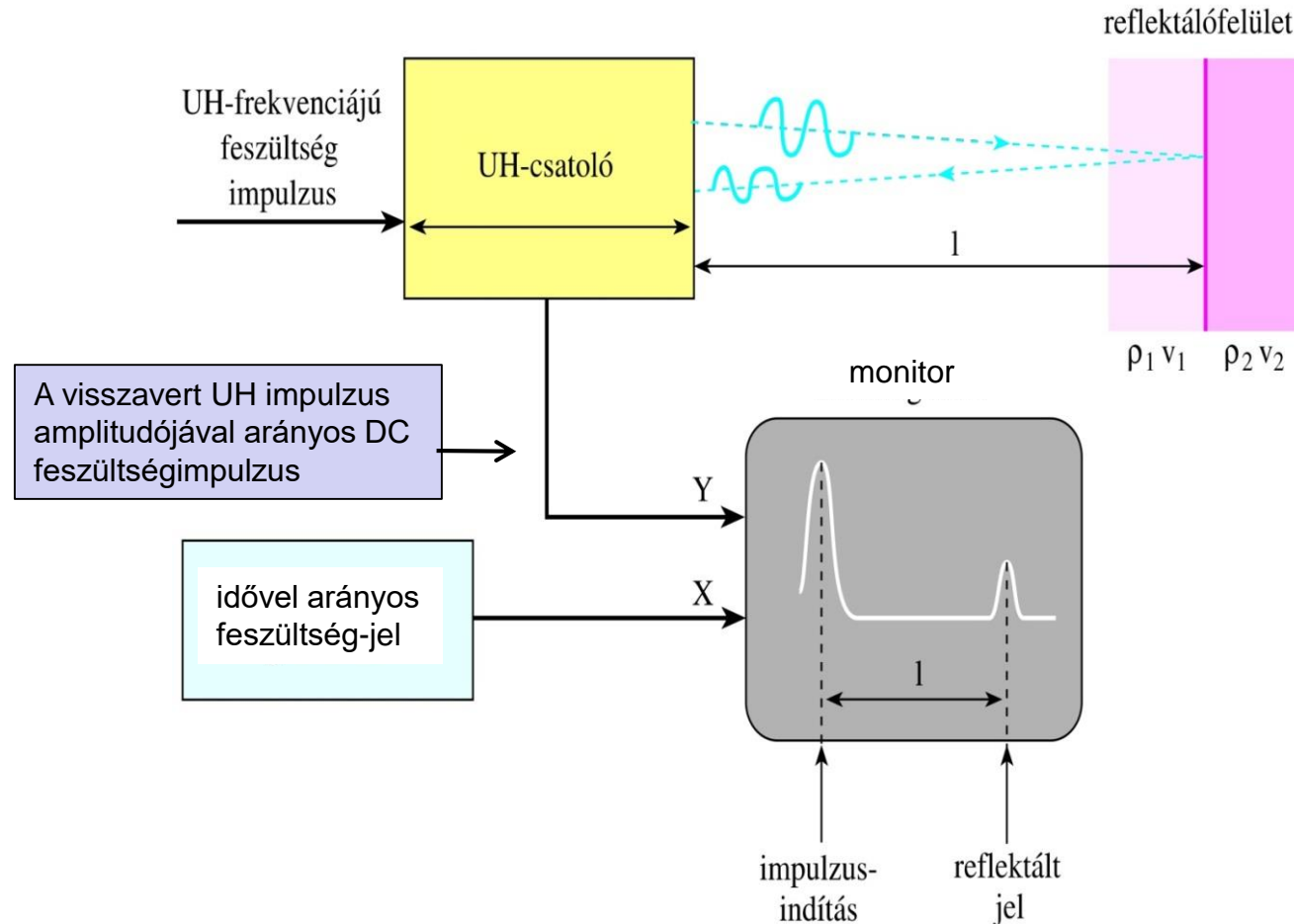
## Jellemző mért értékek

Frekvencia (MHz)	2	15
hullámhossz (izomban) (mm)	0,78	0,1
behatolási mélység (cm):	12	1,6
laterális feloldási határ (mm)	3	0,4
axiális feloldási határ (mm)	0,8	0,15

[https://www.youtube.com/watch?v=s23\\_d-qeEn4&feature=youtu.be](https://www.youtube.com/watch?v=s23_d-qeEn4&feature=youtu.be)

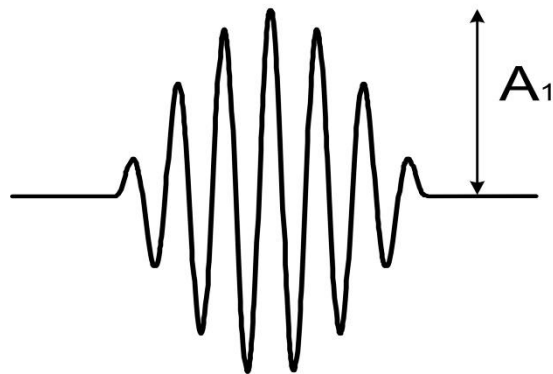
# Az ultrahangos diagnosztika módszerei

## A (amplitude) - képek



## *Jelátalakítás a megjelenítés előtt*

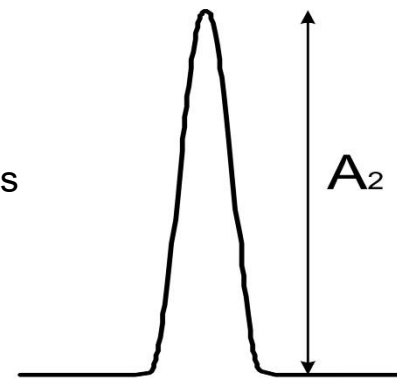
UH transducer által detektált  
visszavert UH pulzus



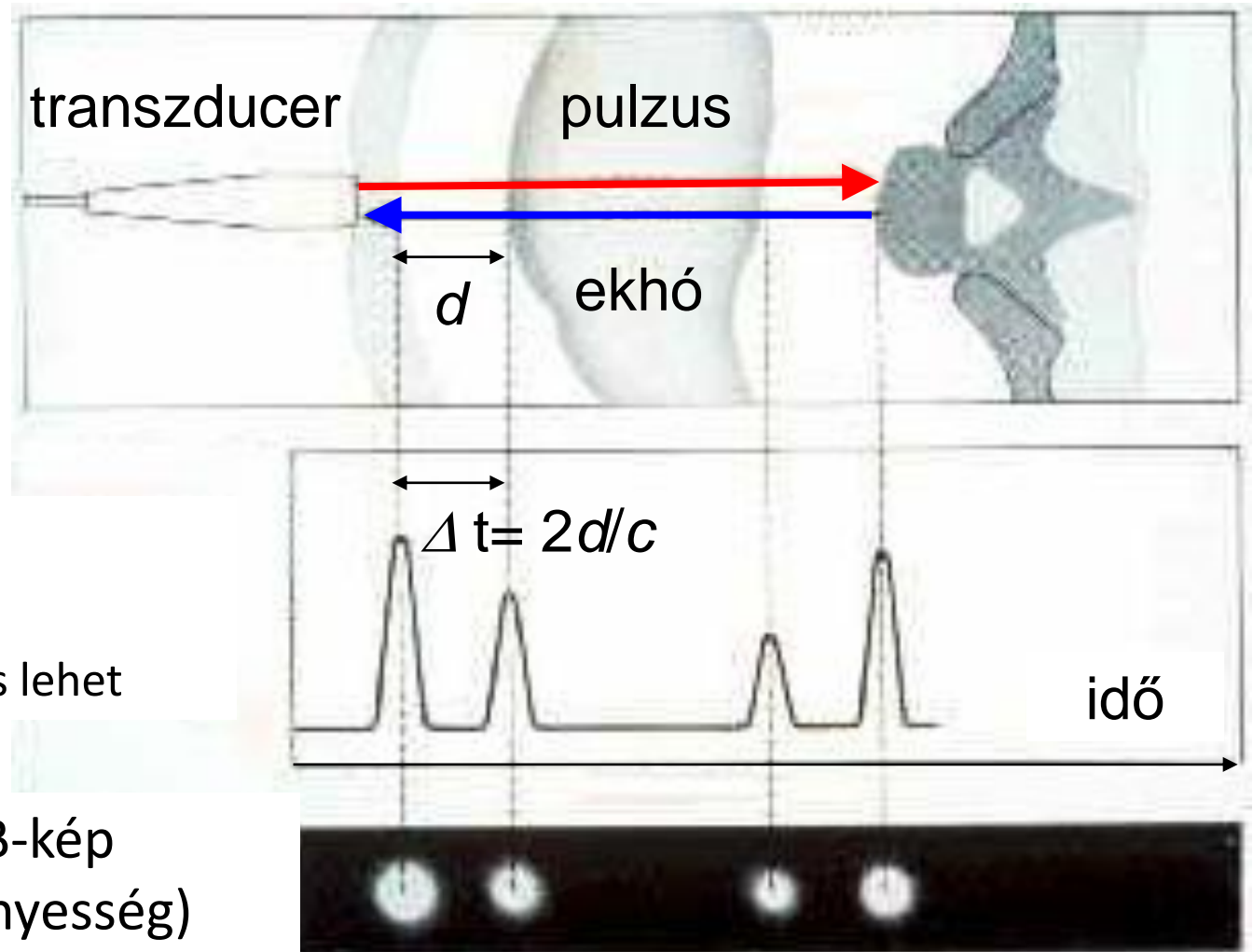
egyenirányítás  
szűrés  
erősítés



A monitort Y-irányban  
vezérlő feszültség-impulzus



## A – képek transzformálása B (brightness)-képbe



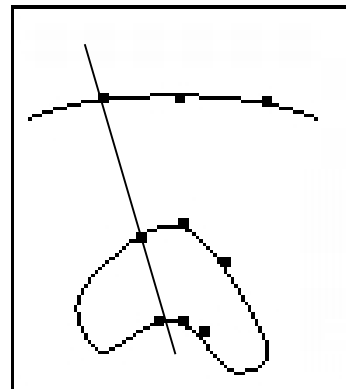
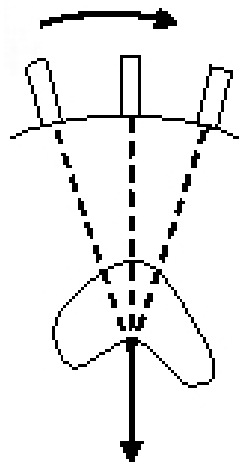
A-kép  
(**A**mplitúdó)  
csak egydimenziós lehet

egydimenziós B-kép  
(**B**rightness=fényesség)



## Kétdimenziós B-kép

mozgatott  
transzducer

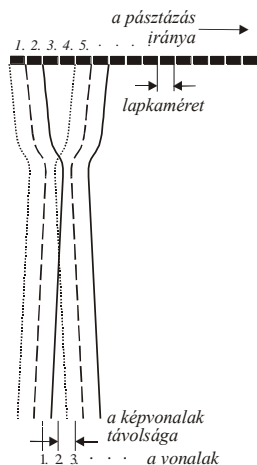


B-mód  
kijelző

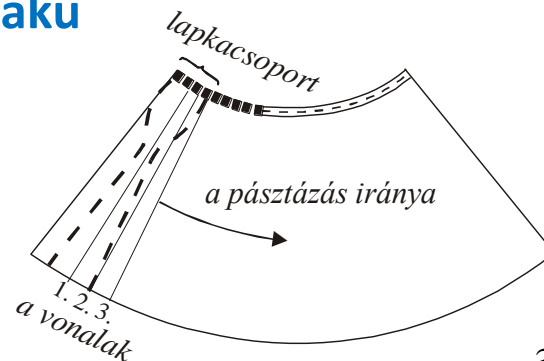
A fényes pontok a mérési irányoknak  
megfelelően kerülnek a kijelzőre → 2D ábrázolás

Detektor-sorok (array)

Parallel pásztázás

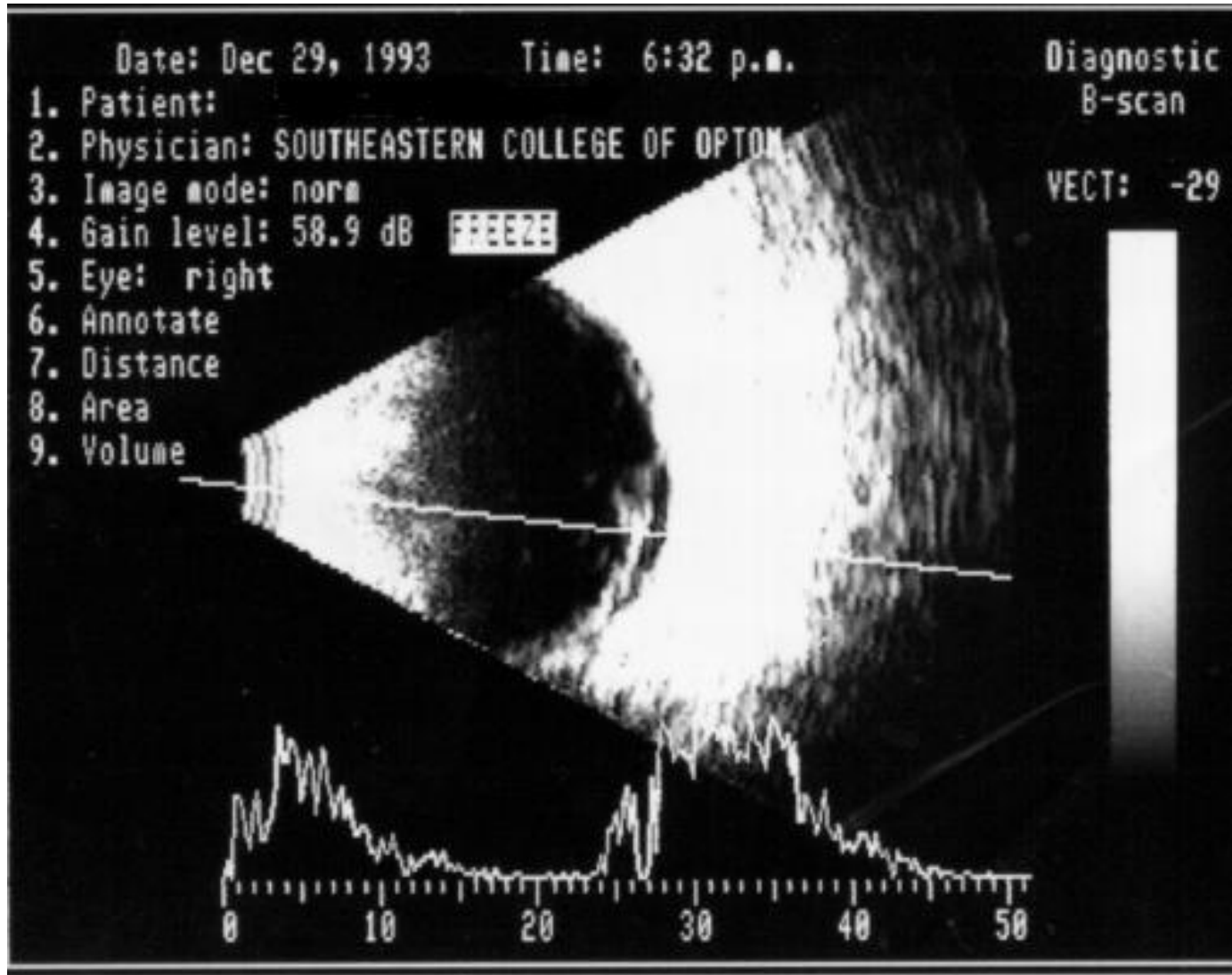


Legyező alakú  
pásztázás



# Kétdimenziós B-kép és A-kép

(szemészeti alkalmazás)



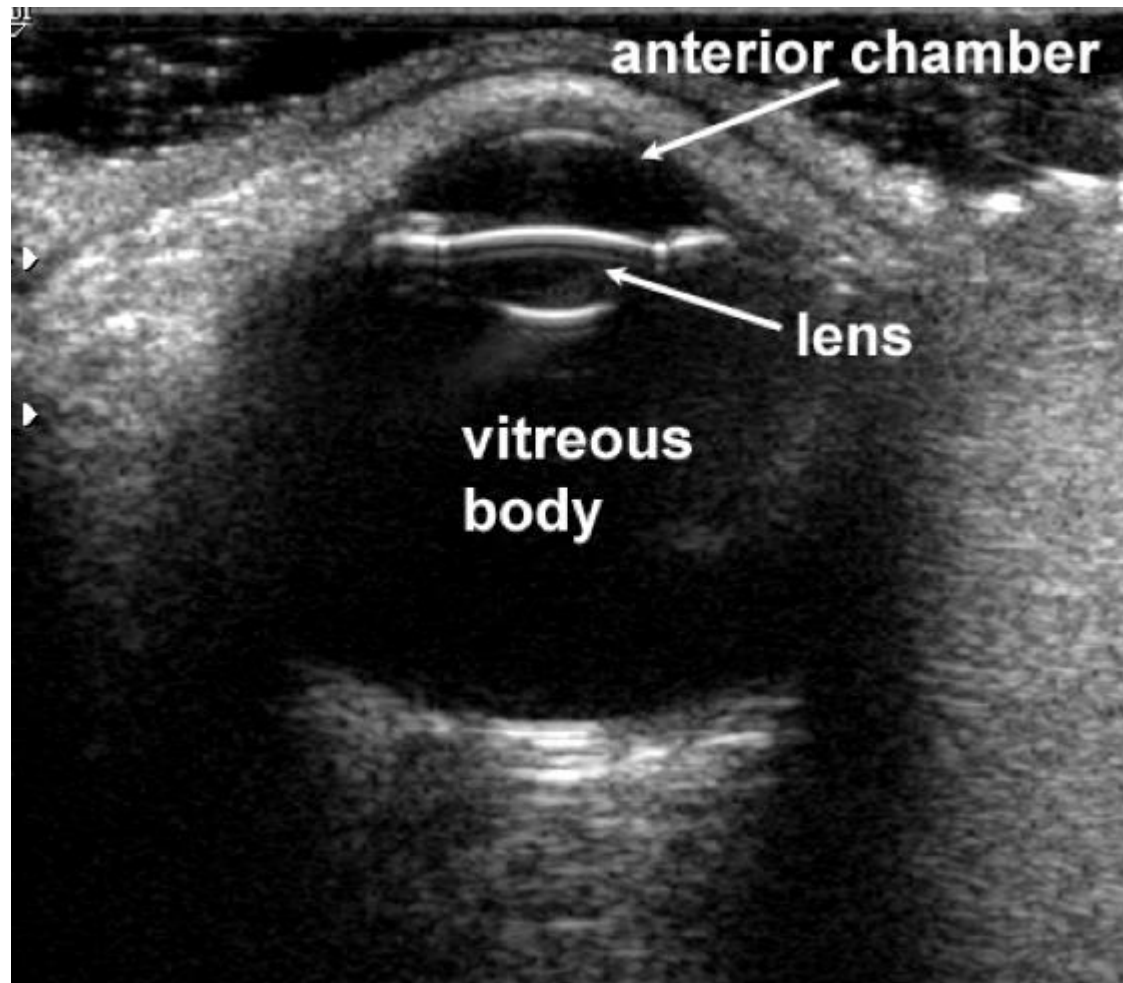
Terjedési  
sebesség  
figyelembe-  
vétele pontos  
távolságok  
meghatáro-  
zására:

cornea: 1641  
m/s

csarnokvíz:  
1532 m/s

humán  
szemlencse:  
1641 m/s

üvegtest: 1532  
m/s

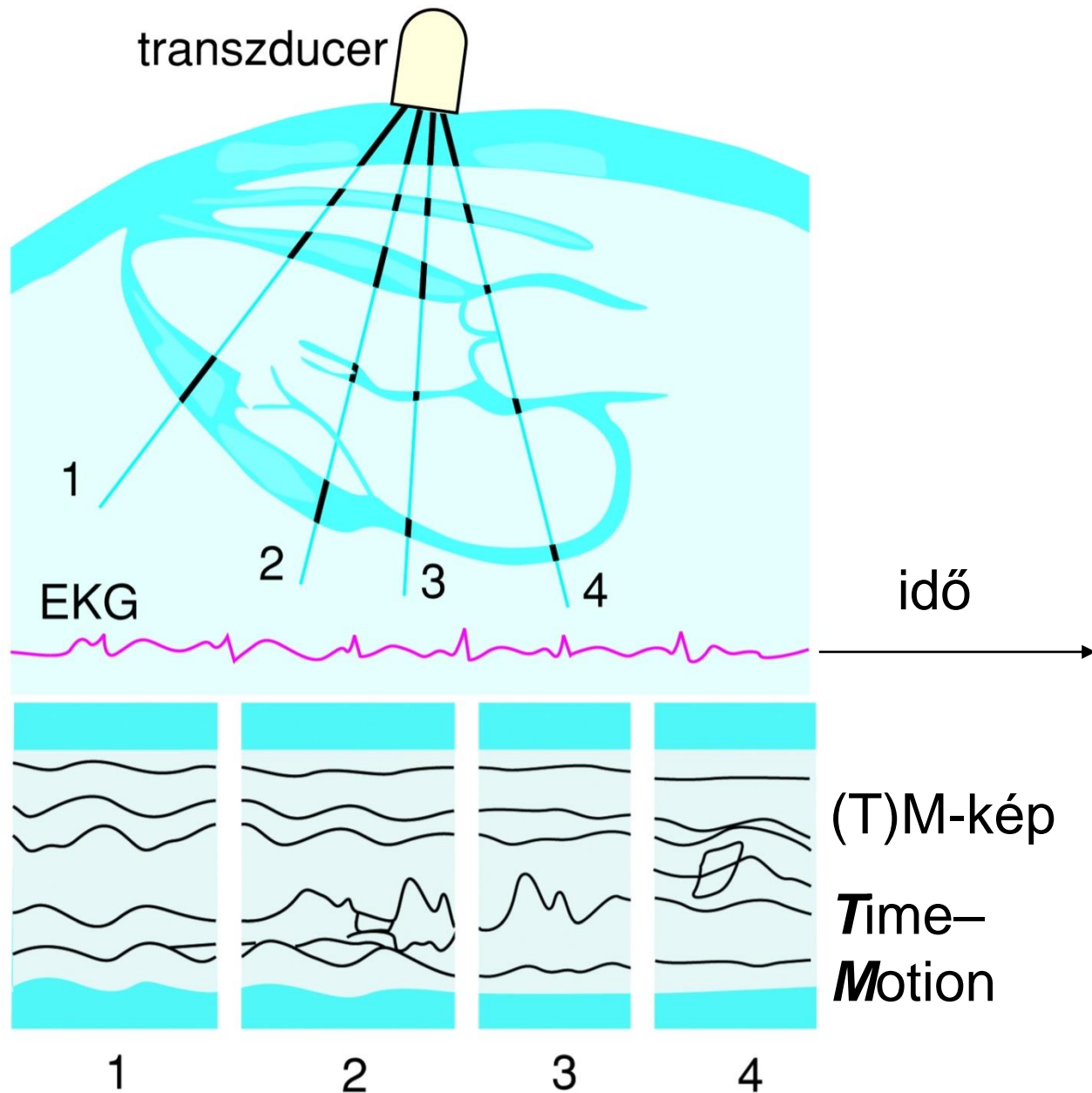


# TM-kép

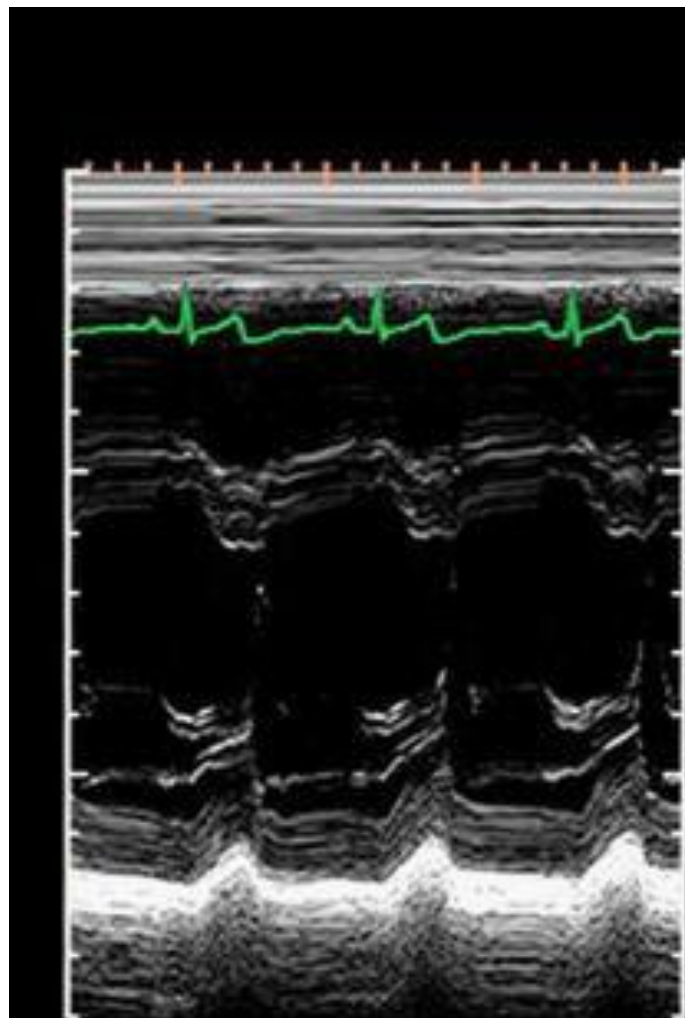
(Time – Motion)

EKG jel  
referenciaként

(függőleges)  
egydimenziós  
B-kép időbeli  
változása

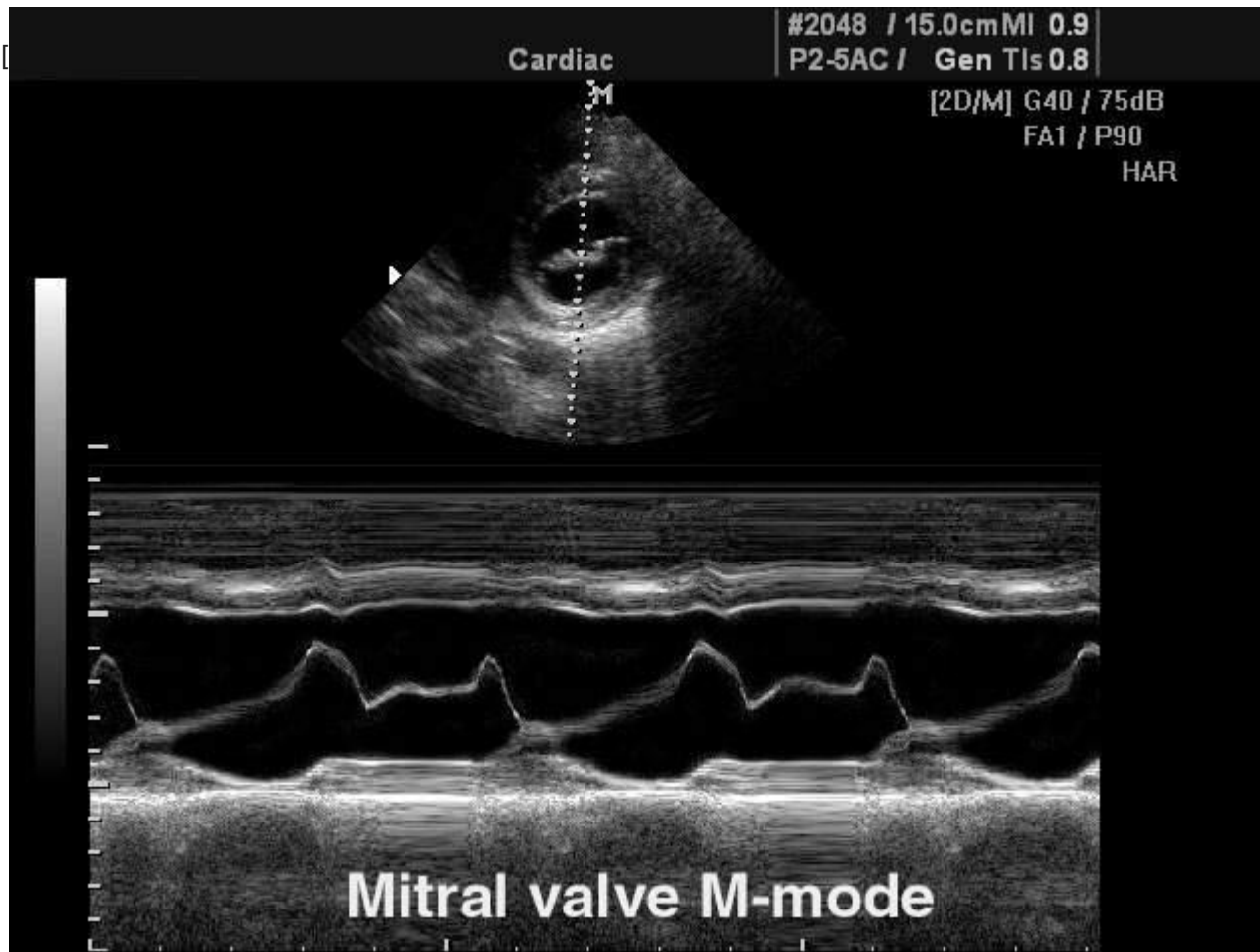


TM-kép



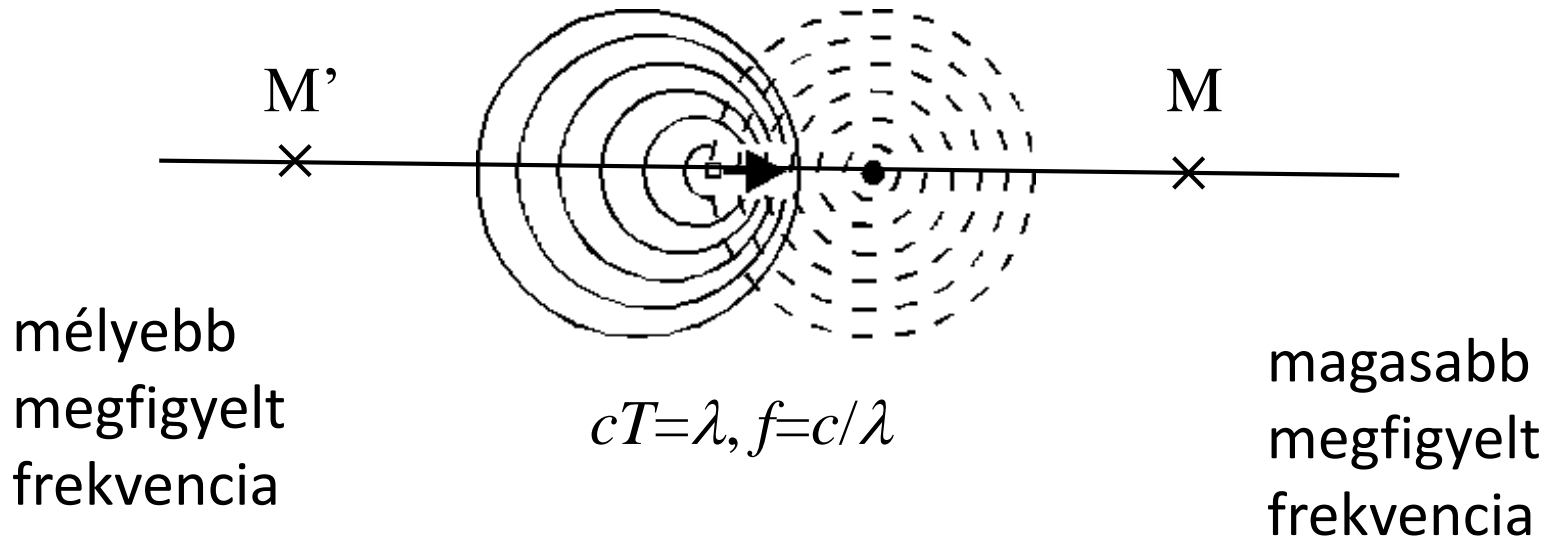
B-kép





# Doppler jelenség

„Ha a sípoló vonat közeledik, akkor az álló megfigyelő az igaznál magasabb hangot észlel, ha pedig távolodik, akkor mélyebbet.” (C. Doppler, 1842)





$f'$ : megfigyelt frekvencia,  $f$ : eredeti frekvencia

- (a) álló forrás és mozgó megfigyelő  
+: megfigyelő közeledik a forráshoz  
–: megfigyelő távolodik a forrástól

$$f' = f \left( 1 \pm \frac{v_M}{c} \right)$$

- (b) mozgó forrás és álló megfigyelő  
(ha  $v_F \ll c$ , akkor „ugyanaz”, mint (a))

$$f' = \frac{f}{1 \mp \frac{v_F}{c}}$$

- (c) mozgó forrás és mozgó megfigyelő

$$f' = f \frac{1 \pm \frac{v_M}{c}}{1 \mp \frac{v_F}{c}}$$

- (d) mozgó reflektáló tárgy (felület),  
(ha  $v_R \ll c$ )

$$f' = f \left( 1 \pm \frac{2v_R}{c} \right)$$

**Doppler frekvencia** = frekvencia változás = fr. eltolódás

$$f - f' = \Delta f = f_D = \pm 2 \frac{v_R}{c} f$$

ha  $v$  és  $c$  nem párhuzamosak, akkor  $v$  helyett  $v \cos\Theta$  írandó képletbe

A frekvenciaváltozás előjele a véráramlás irányától függ

# Vörösvértestek, mint szórócentrumok.

## CW Doppler berendezés áramlási átlagsebesség mérésére

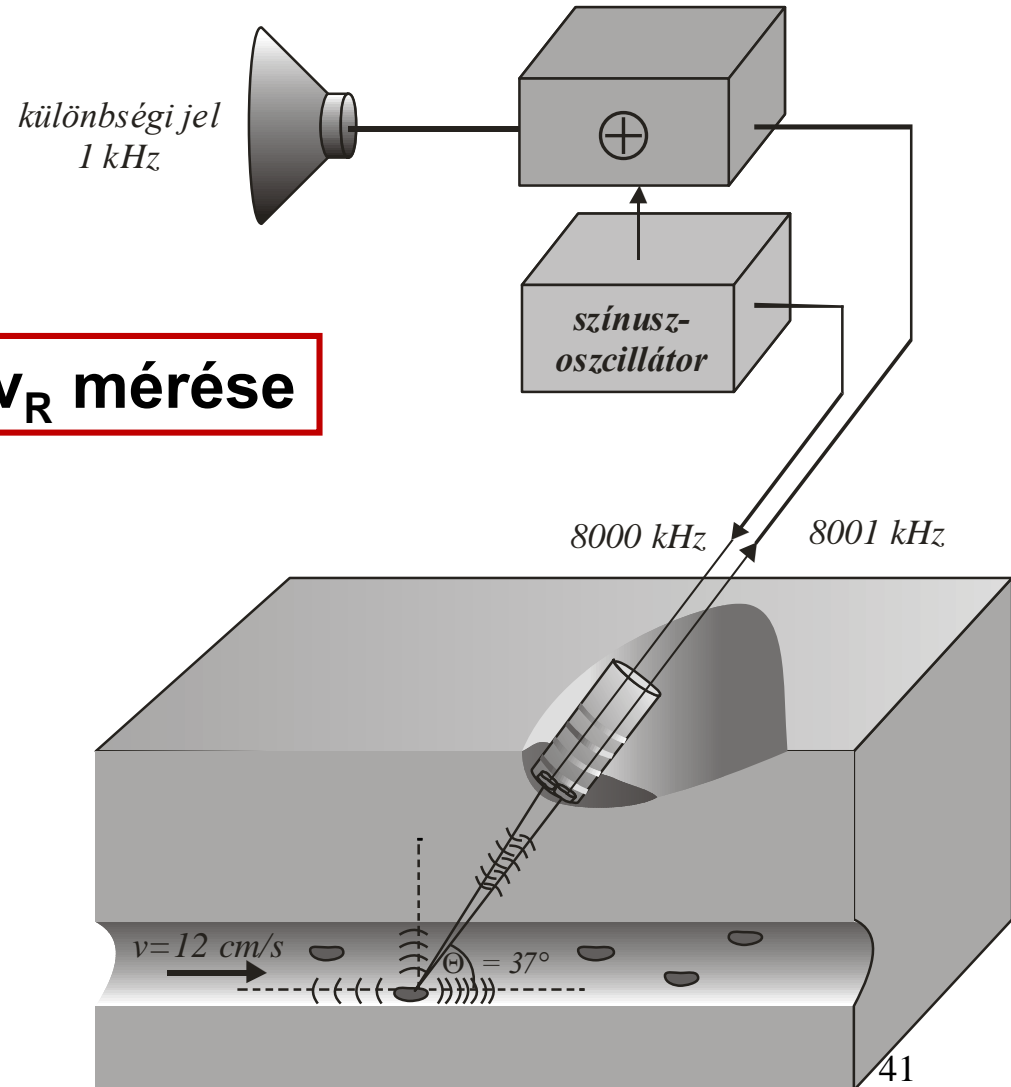
CW: folyamatos hullámú

adó és vevő különválasztva

$$|f_D| = 2 \frac{v_R \cos \theta}{c} f$$



**$v_R$  mérése**



pl.  $f = 8000 \text{ kHz}$

$v = 12 \text{ cm/s}$

$c = 1600 \text{ m/s}$

$\theta = 37^\circ$

$\Rightarrow f_D = 1 \text{ kHz}$  *kis változás!*

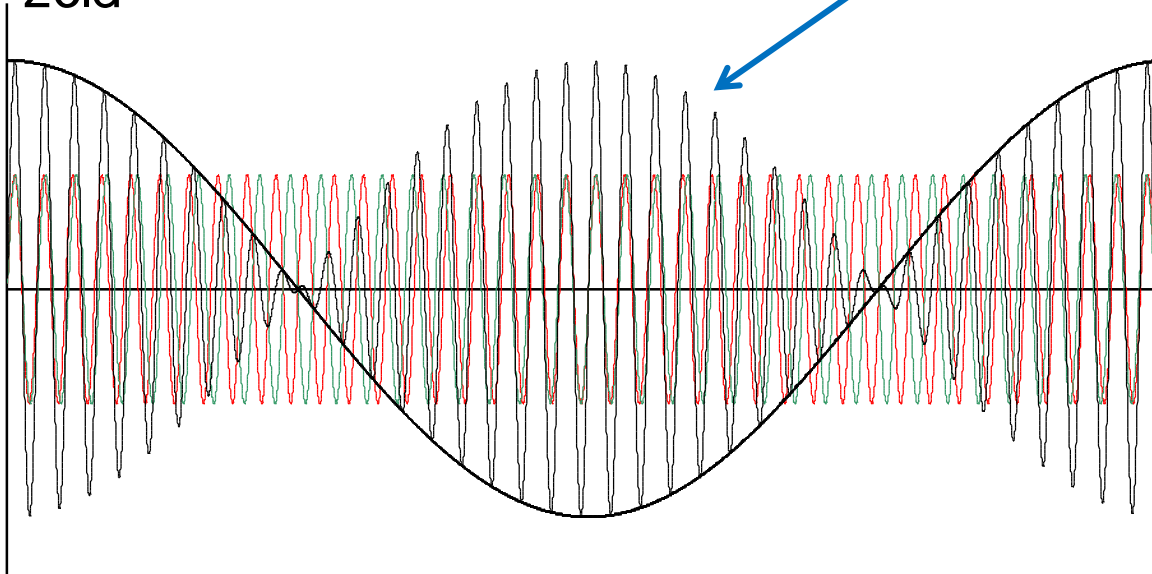
(lebegés jelensége)

Leválasztva: *Hallható hang*

# Lebegés: két kicsit eltérő frekvenciájú hullám interferenciájakor

*a lebegés frekvenciája megegyezik az interferáló  
jelek frekvenciájának különbségével*

$$f_{\text{piros}} \geq f_{\text{zöld}}$$



emlékeztető:  $\sin \alpha + \sin \beta = 2 \sin \frac{\alpha + \beta}{2} \cos \frac{\alpha - \beta}{2}$



PIG 695  
University Hospital

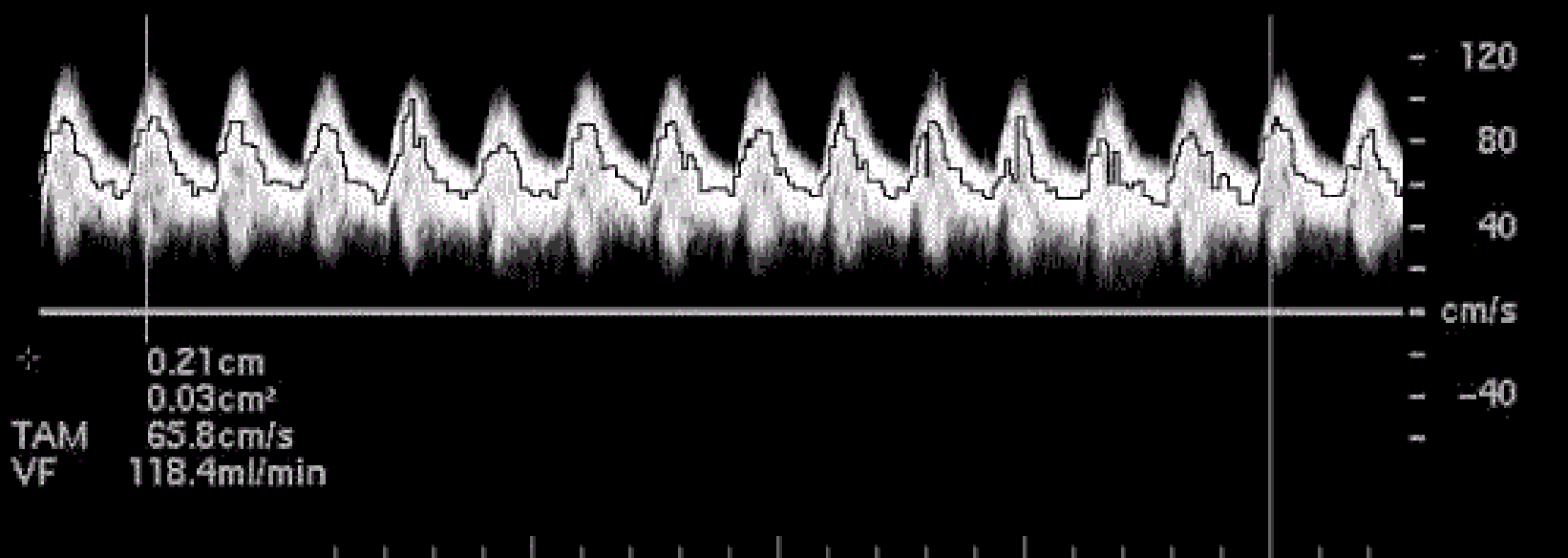
LAM  
C8-5 PVasc/Ven

27 Jun 00  
5:25:42 pm  
TIs 0.2 MI 0.2  
F#73 3.0 cm

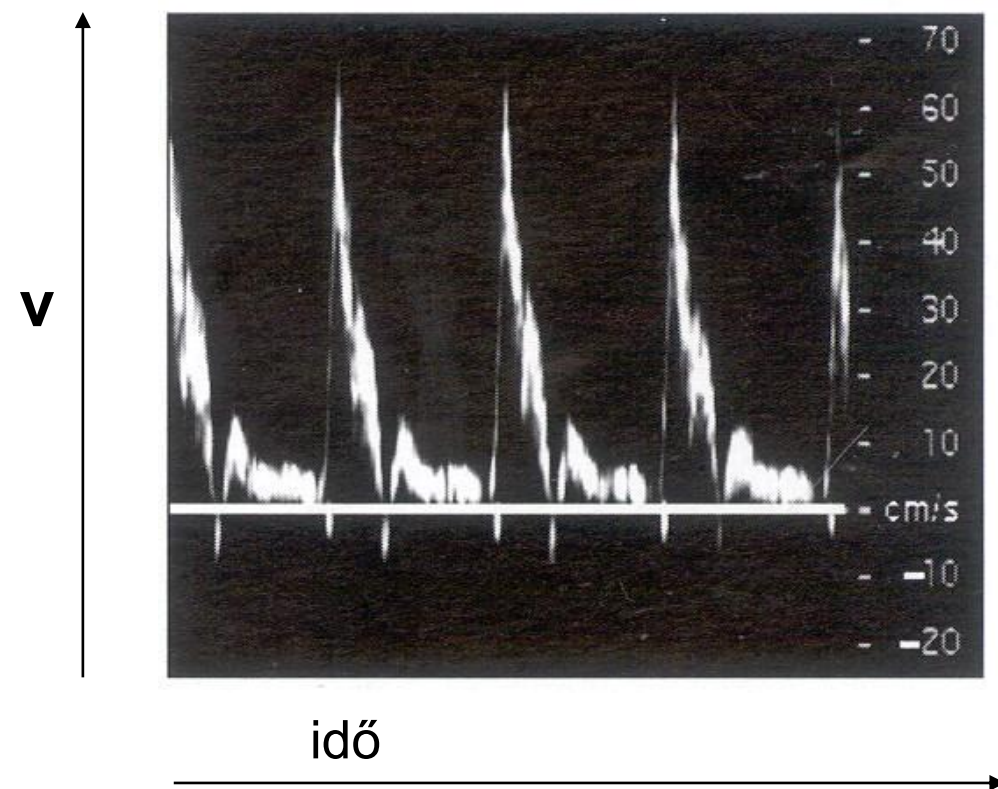
Map 8  
DynRg 50dB  
Persist Med  
Fr Rate Med  
2D Opt:Res



SV Angle -46°  
Dep 1.5 cm  
Size 4.0 mm  
Freq 5.0 MHz  
WF Low  
Dop 68% Map 2  
PRF 10000Hz



## „Spectral Doppler display”



**A fényesség a reflektált jel  
intenzitását mutatja**

A sebesség nagysága fluktuációt mutat  
- összevetés az EKG jellel

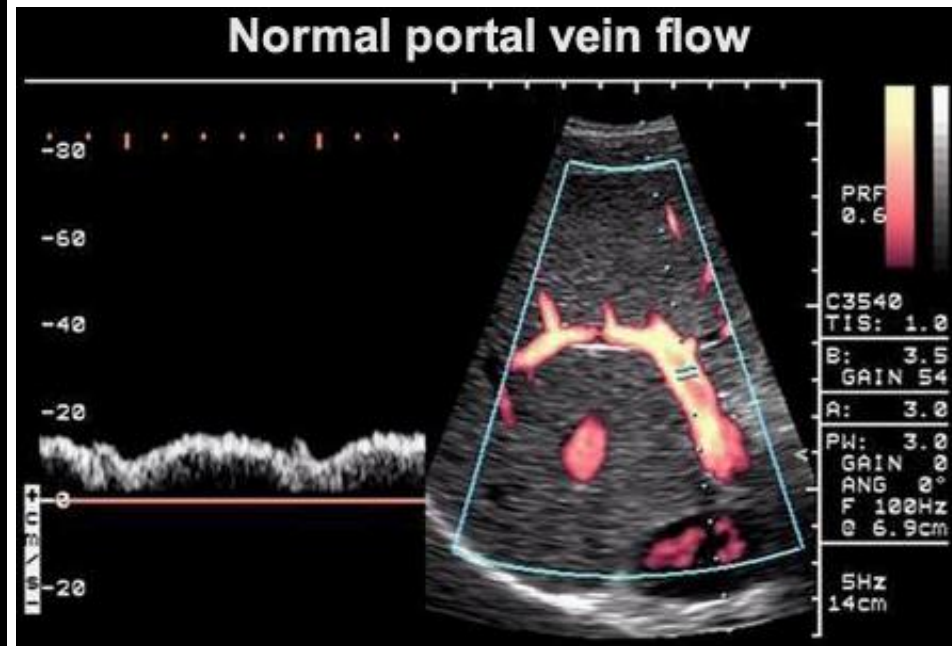
# $\Delta f$ előjele a véráramlás *irányára* jellemző → Színkódolás

transzducer felé: meleg színek,  
transzducertól elfelé: hideg színek



BART: **Blue** Away **Red** Towards

Máj kapuér

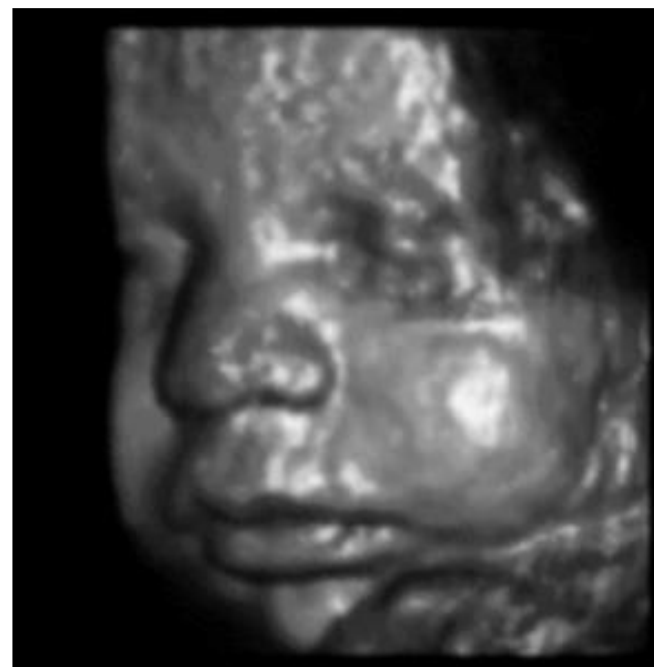


Szín ~ vénás - artériás áramlás  
örvénylés - szűkületek

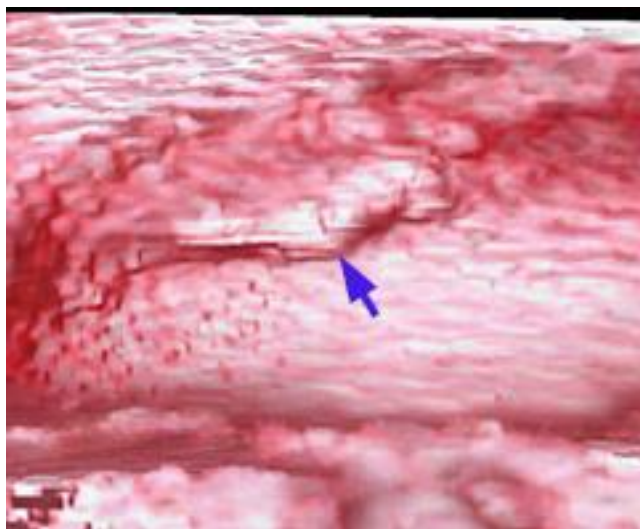


# 3D rekonstrukció

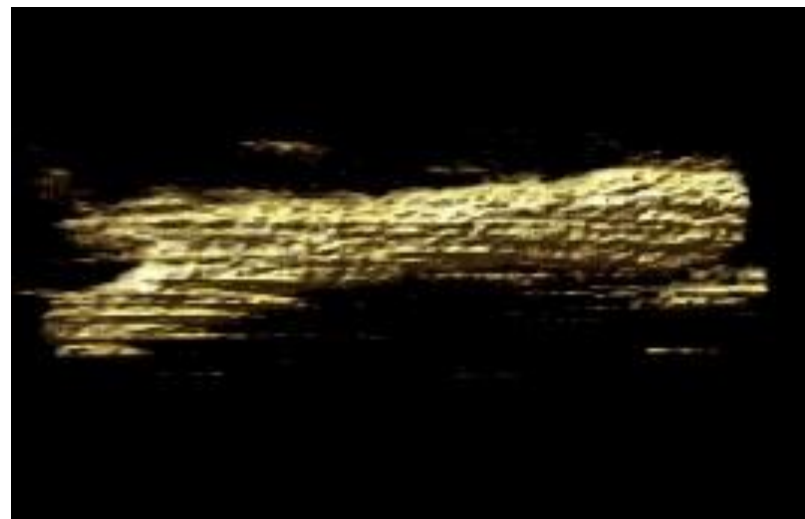
magzat arca



húgyhólyag



nyaki verőér



# UH terápia

## mechanikai és/vagy hőhatás

- kis intenzitás: mikromassázs

- nagy intenzitás: roncsoló hatás

sejtállományt fenntartó kötőerők legyőzése

(szabad gyökök,  $\text{H}_2\text{O}_2$ , DNS lánctörések), kavitáció

-hipertermiás kezelés

abszorpció – hővé alakul az energia

-fogászat: fogkőeltávolítás (20-40 kHz)

rezgő fémcsúcs közvetlenül adja át a rezgési energiát a fogkőnek

-tisztítás: diszpergáló hatás alapján

tkv. 6.4.2(3) példája:

1 MHz, 1 W/cm<sup>2</sup>

izomban 400 kPa a  $\Delta p$ (!)

-100 és +300 kPa között változik a  $p$

# Eddig tanult diagnosztikai módszerek összehasonlítása

## Fény:

- Infravörös (7-14  $\mu\text{m}$ )  $\rightarrow$  hőmérsékleti sugárzás, nincs gerjesztés, indukálás, beavatkozás - **teletermográfia**
- Lumineszcencia (fluoreszcencia, foszforeszcencia) (látható fény, nm)  $\rightarrow$  gerjesztés (hő, fény, mechanikai, stb) – **lángfotometria, mikroszkópok, elisa, stb**
- Lézerfény (300- 10500nm)  $\rightarrow$  indukált emisszió – **sebészet, bőrgyógyászat, biostimuláció, stb**

## Röntgen sugárzás (Röntgen, Röntgen CT):

- Ionizáló sugárzás (nm-pm)  $\rightarrow$  elnyelődésen alapul (külső sugárforrás) $\rightarrow$  **strukturális információ**, 20-100  $\mu\text{m}$  felbontás

## Gamma sugárzás (gamma kamera, SPECT, PET):

**Képalkotás!!!!!!**

- Ionizáló sugárzás (pm)  $\rightarrow$  aktivitás (izotóp mint sugárforrás) $\rightarrow$  **funkcionális információ**, 1-2 mm felbontás

## Ultrahang:

- Mechanikai hullám (1-100MHz)  $\rightarrow$  közeghatár (reflexió) $\rightarrow$  **strukturális információ (mozgások)**, 3-0,1 mm felbontás