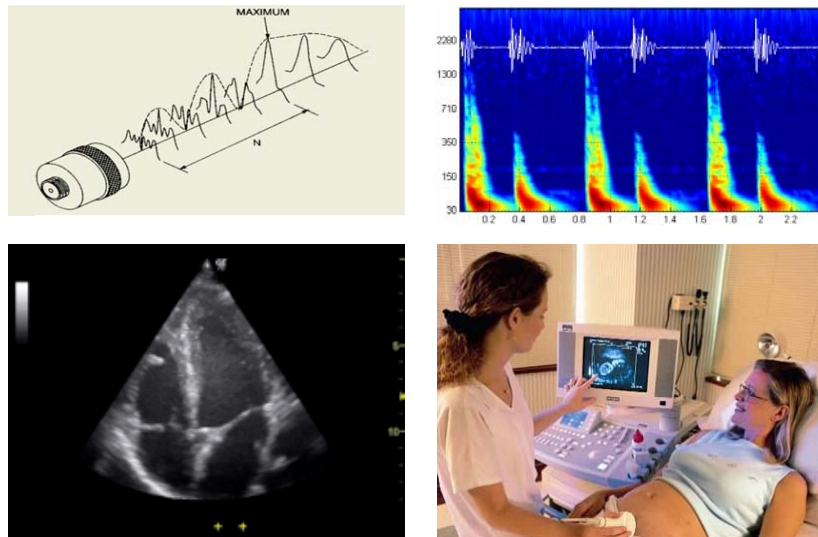


## Hang –ultrahang



KAD 2022.02.16

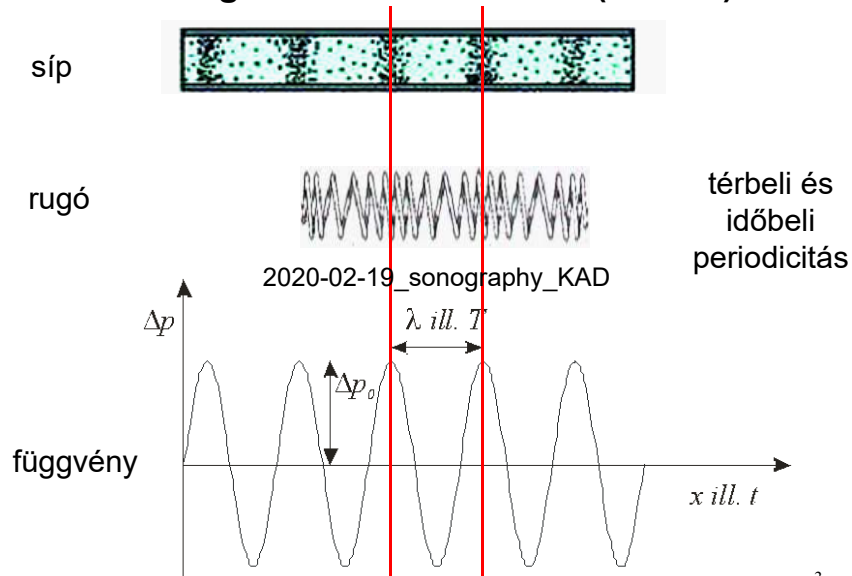


kocsmai kérdés: mennyi bor van a hordóban?  
orvosi kérdés: mennyi levegő van a tüdőben?

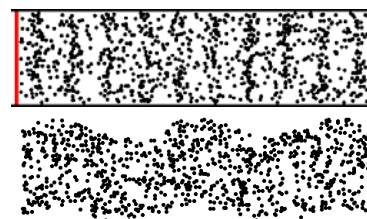
Auenbrugger (grazi kocsmáros orvos fia, 1761):  
**perkusszió** üreges szervek légtartalmának a vizsgálatára

2

## Hang: mechanikai hullám (modell)



3



longitudinális hullám  
(gázokban és folyadékok  
belsejében csak ilyen)

transzverzális hullám

hidrosztatikai nyomás + nyomásváltozás, hangnyomás

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

nyomás DC + AC amplitúdó fázis

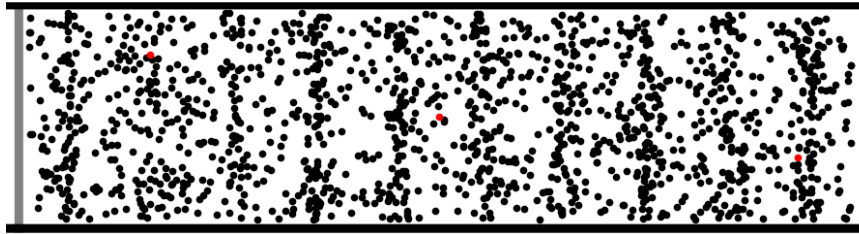
$$\Delta p(t, x) = \Delta p_{\text{max}} \sin \left[ 2\pi \left( \frac{t}{T} - \frac{x}{\lambda} \right) \right]$$

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

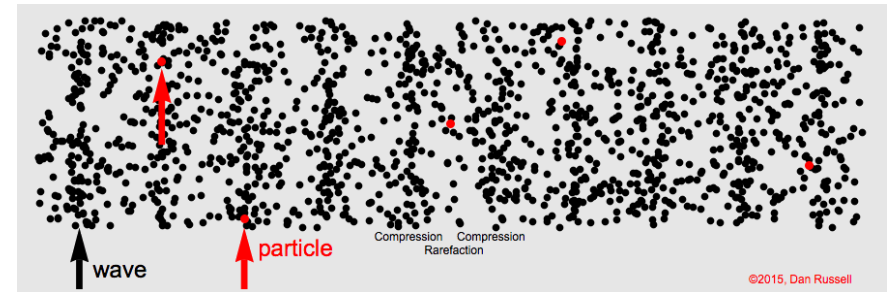


4

longitudinális hullám

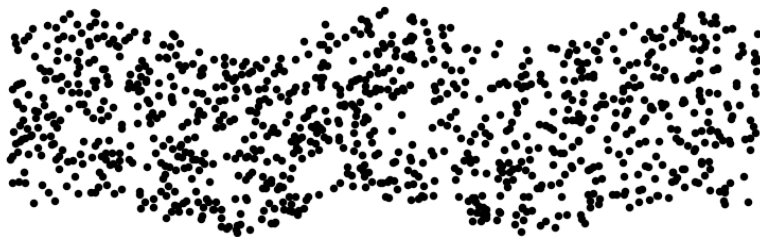


longitudinális hullám

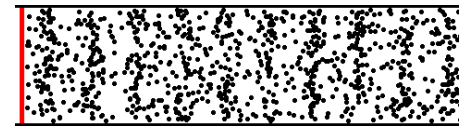


mozgó felület (hullámforrás)

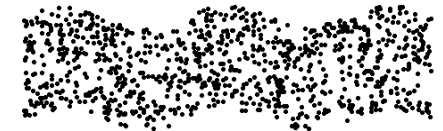
transzverzális hullám



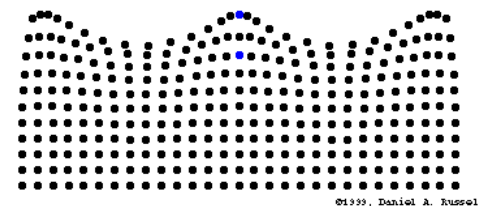
longitudinális hullám



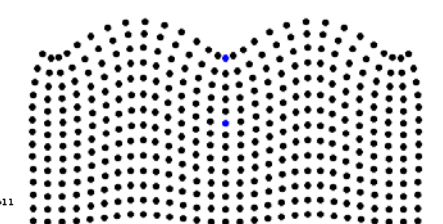
transzverzális hullám

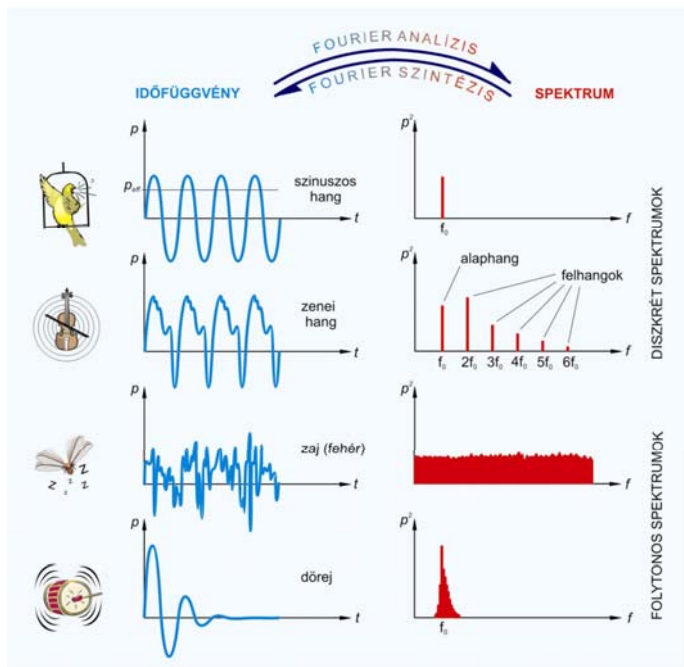


felületi hullám



Rayleigh hullám



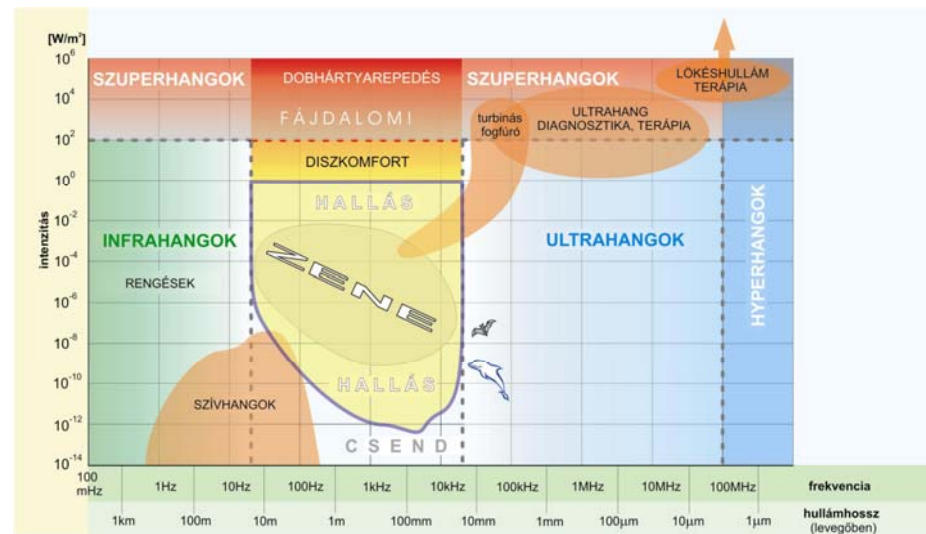


Tkv. IV.23. ábra.

hangmagasság:  
alaphang  
frekvenciája

hangszín:  
felhangok aránya  
(spektrum)

## Mechanikai hullámok tartományai frekvencia és intenzitás alapján



Tkv. IV.24. ábra.

## A rugalmas közeg szerepe

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

**kompresszibilitás**  
relatív térfogat csökkenés  
per nyomás

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

terjedési **sebesség**

$$Z = \frac{\rho}{v} = \frac{\rho_{\max}}{v_{\max}}$$

akusztikus impedancia/  
akusztikus ellenállás/  
akusztikus keménység  
(definíció)

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

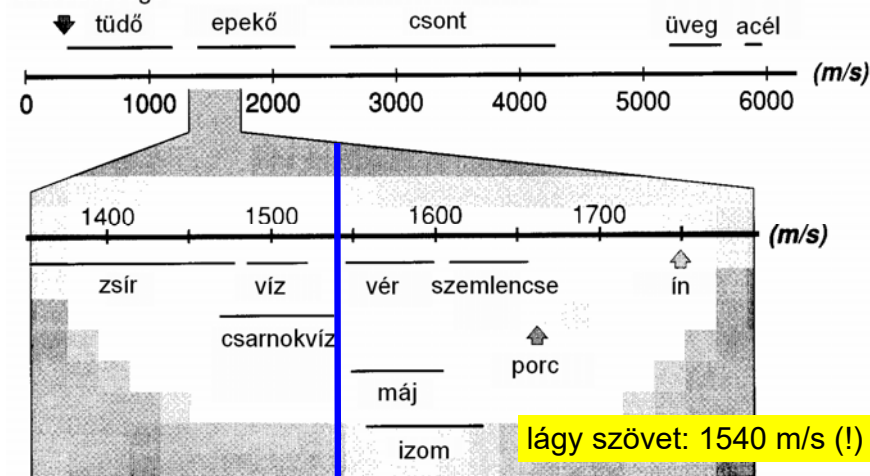
**akusztikus impedancia**  
(hasznos alak)

$$Z_{\text{el}} = \frac{U}{I}$$

## A hang/UH sebessége különféle közegekben



száraz levegő



vő. Tkv. II.4. táblázat



## Az ultrahang intenzitása

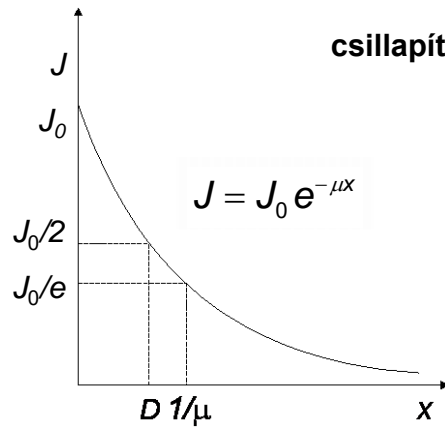
$$J = \frac{1}{Z} \Delta p_{\text{eff}}^2$$

intenzitás =  
energia-áram sűrűség

$$P_{\text{el}} = \frac{1}{Z_{\text{el}}} U_{\text{eff}}^2$$

elektromos analógia

### Intenzitásgyengülés terjedés közben (abszorpció)



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

$$\alpha = 10 \cdot \mu \cdot x \cdot \lg e \text{ dB}$$

$\mu$  a diagnosztikai  
frekvencia tartományban  
arányos a frekvenciával

fajlagos csillapítás:

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

13

$\mu$  a diagnosztikai  
frekvencia  
tartományban  
arányos a  
frekvenciával

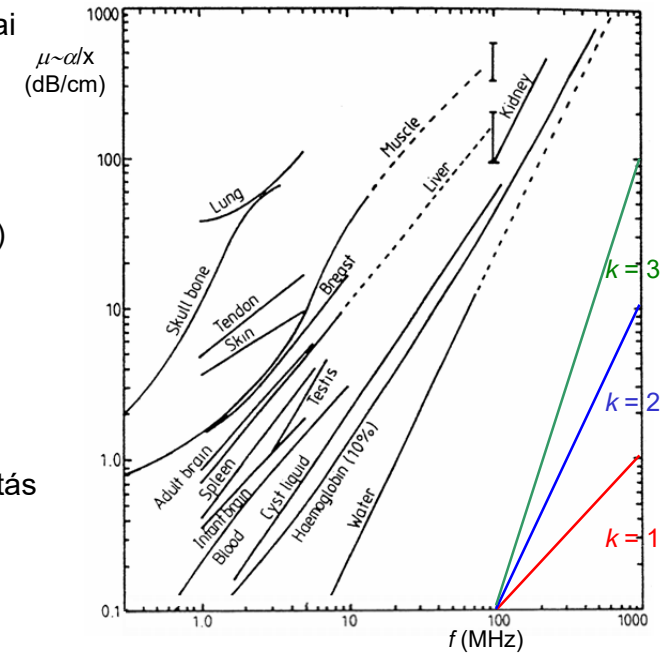
$$\mu \sim f^k, \quad k \sim 1(?)$$

$$\log \mu \sim k \log f$$

ha egyenest  
kapunk, akkor jó a  
hatványfüggvény  
közelítés

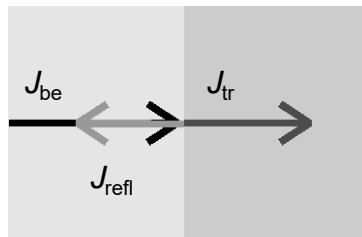
fajlagos csillapítás  
lágy szövetre:

$$\frac{\alpha}{f \cdot x} \sim 1 \frac{\text{dB}}{\text{cm MHz}}$$



## Közeg határán lejátszódó jelenségek

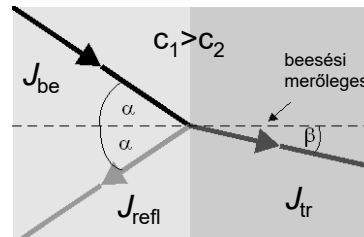
merőleges beesés



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

reflexió és transzmisszió

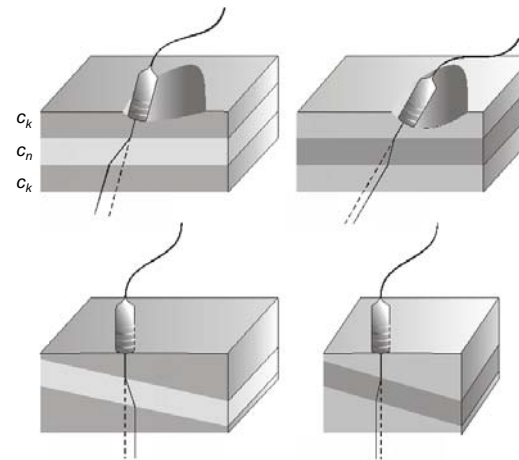
ferde beesés



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

Snellius-Descartes

## Ferde beesés ill. külső felülethez képest ferde helyzetű réteg



az ábrázolt és a tényleges helyzet különböző



## Reflexió (merőleges beesés)

reflexióképesség:

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

határfelület	R
izom/vér	0.001
zsír/máj	0.006
zsír/izom	0.01
csont/izom	0.41
csont/zsír	0.48
lágyszövet/levegő	0.99

“teljes” visszaverődés:

$$Z_1 \ll Z_2, \quad R \approx 1$$

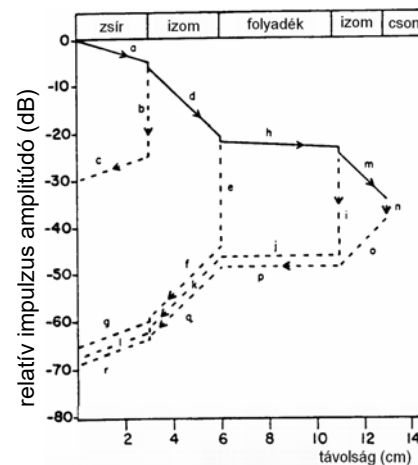
optimális csatolás:

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



17

## Abszorpció és reflexió



minél később/ minél mélyebbről  
érkezik vissza a reflexió, annál  
gyengébb a reflektált intenzitás  
visszaverődési idő függő erősítés

TGC: time gain compensation

DGC: depth gain control

határfelület	R	10lgR (dB)	T	10lgT (dB)
zsír/izom	0.01	-20.0	0.990	-0.044
izom/vér	0.001	-30.0	0.999	-0.004
izom/cson	0.41	-3.9	0.590	-2.291

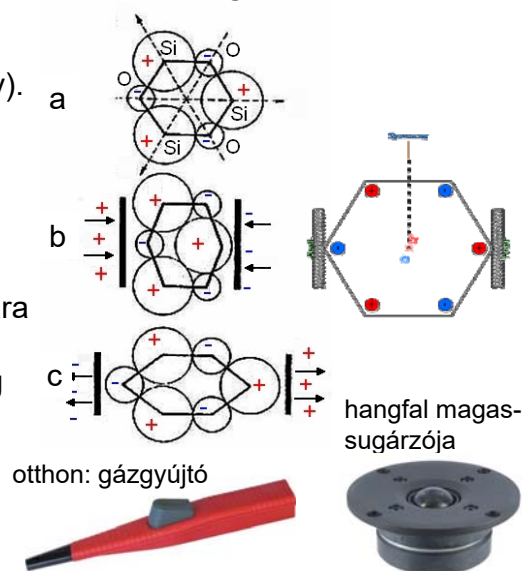
18

## UH keltés. Piezoelektromos jelenség

Elektromos jelforrás  
(szinuszoszcillátor)+  
transzducer (piezokristály).

(a) A pozitív és negatív  
töltések súlypontja  
egymásba esik.

(b) és (c) Nyomás hatására  
a töltések súlypontja  
szétválik, azaz feszültség  
keletkezik (direkt ~) ill.  
feszültség hatására a  
kristály deformálódik  
(inverz ~).



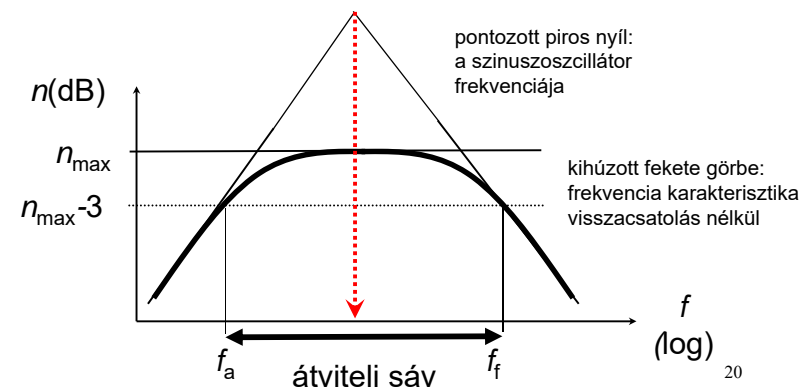
UH keltés: inverz ~  
UH detektálás: direkt ~

## Elektromos jelforrás: szinuszoszcillátor

pozitív módon  
visszacsatolt erősítő

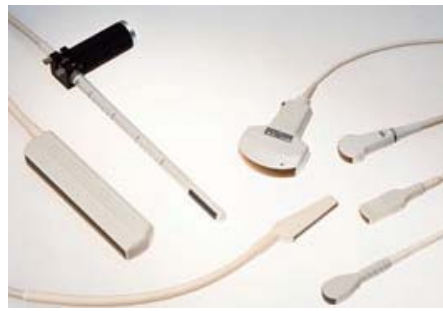
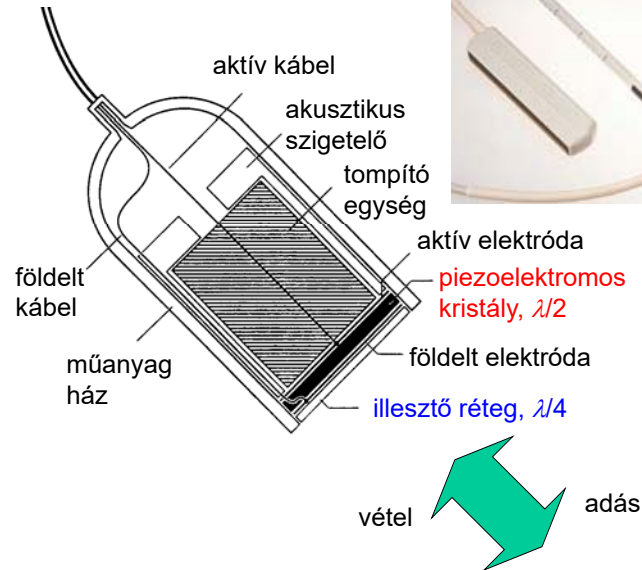
$$A_{U, \text{visszacsatolt}} = \frac{A_U}{1 - \beta A_U}$$

$\beta A_U = 1$ , erősítés= „végtelen” ➡ szinuszoszcillátor  
bemenő jel: nincs, kimenet: szinuszos feszültség



20

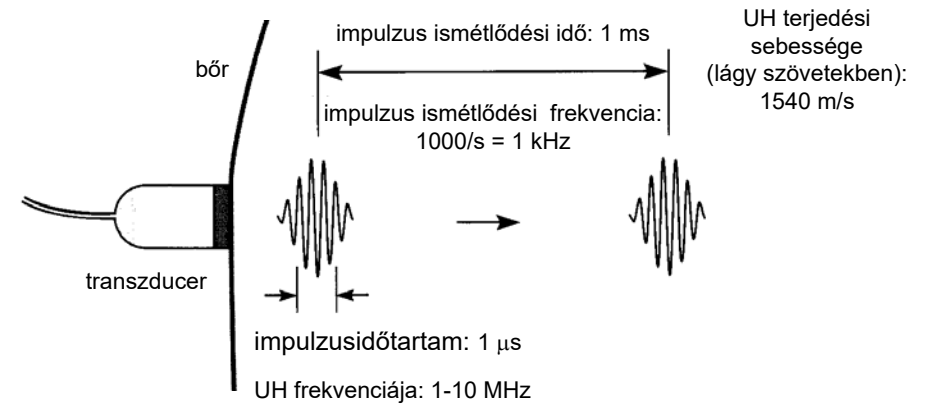
## Az UH forrás felépítése



21

## Az UH impulzusok jellemzői

transzducer: adó és vevő egyben  
időbeli szétválasztás – folyamatos hullám helyett impulzusok



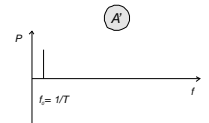
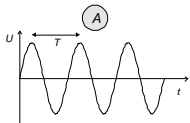
Tkv. VIII.32. ábra

22

### Időfüggvény

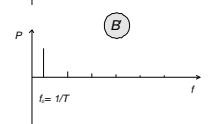
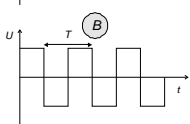
### Spektrum

szinuszos  
függvény



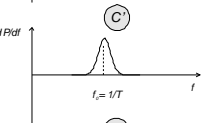
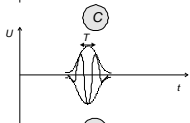
vonalas sp. (1 vonal)

periodikus  
függvény



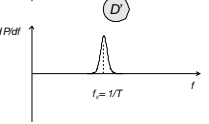
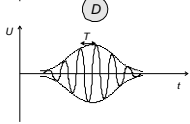
vonalas spektrum

egy pár  
periódus



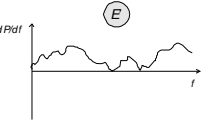
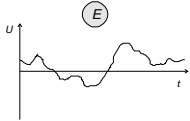
sávós spektrum

kicsit több  
periódus



sávós spektrum

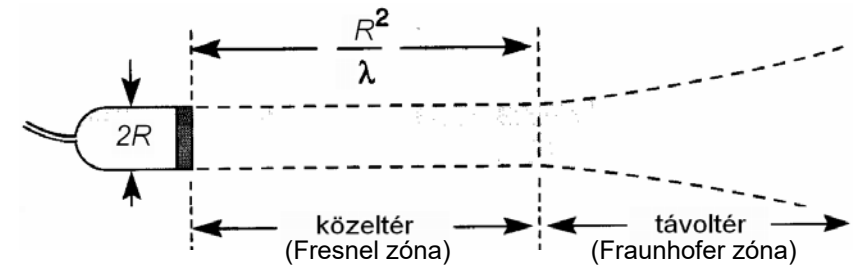
aperiodikus  
függvény



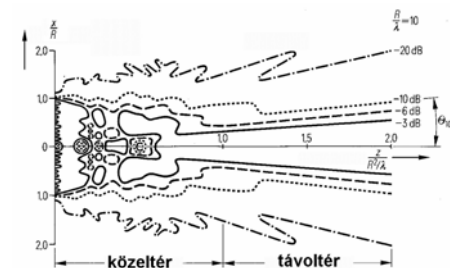
folytonos spektrum

23

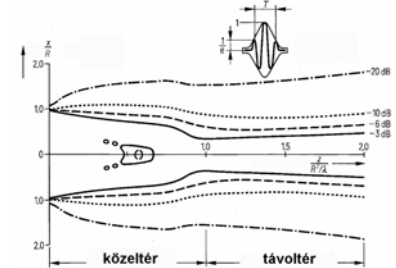
## Az UH nyaláb kialakulása (egyszerűsített kép)

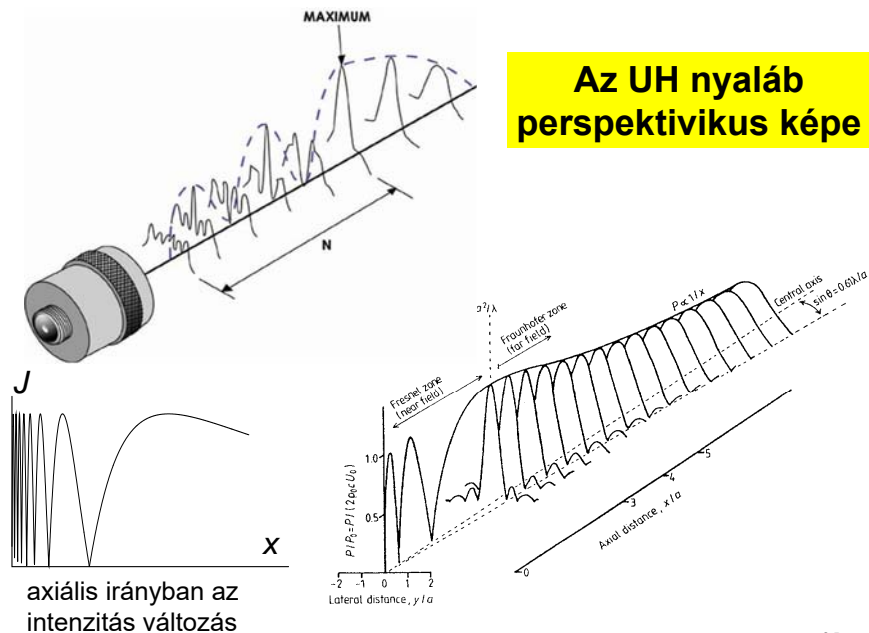


Nyalábforma folytonos sugárzó esetén



~ impulzus(üzemű) sugárzó esetén





vö. Tkv. 499.o.

25

## Feloldási határ, feloldóképesség

A feloldási határt ama két pont közötti távolsággal jellemezhetjük, amelyeket az UH segítségével még különálló pontokként detektálhatunk (minél nagyobb az értéke, annál rosszabb a helyzet).

Felbontóképesség: a feloldási határ reciproka.

A sugárirányú (**axiális**) feloldási határ az impulzushossztól függ.

Az impulzushossz fordítottan arányos a frekvenciával.

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

### Jellemző értékek

frekvencia (MHz):	2	15
hullámhossz (izomban) (mm):	0.78	0.1
behatolási mélység (cm):	12	1.6
laterális feloldási határ (mm):	3.0	0.4
axiális feloldási határ (mm):	0.8	0.15

26

## Axiális feloldási határ

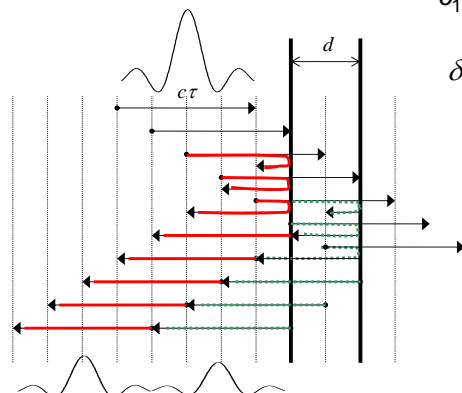
$\tau$ : impulzusidő

$c_1\tau \cong c_2\tau = c\tau$  impulzushossz

$\delta_{ax} = d = \frac{c\tau}{2}$  feloldási határ

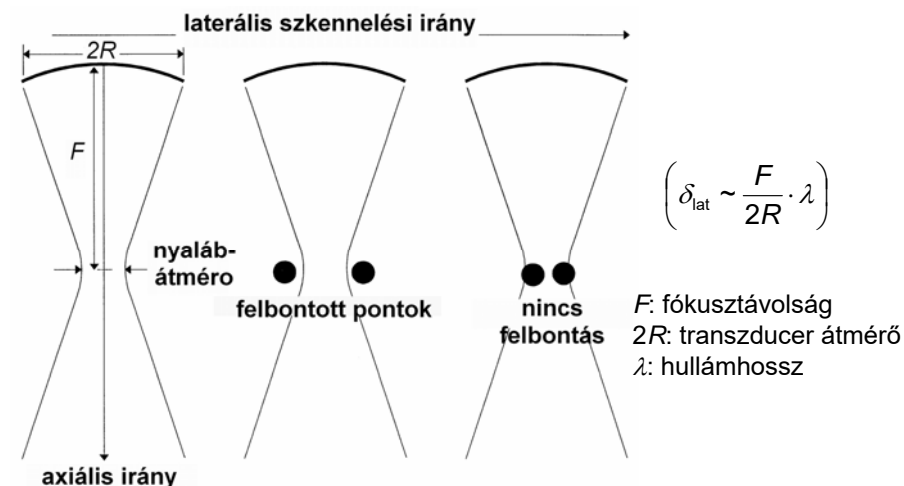
Az impulzushossz fele az axiális feloldási határa, mivel ekkor éppen érintik egymást az egymás mögötti helyekről induló echók.

$$\tau \sim T = \frac{1}{f}$$



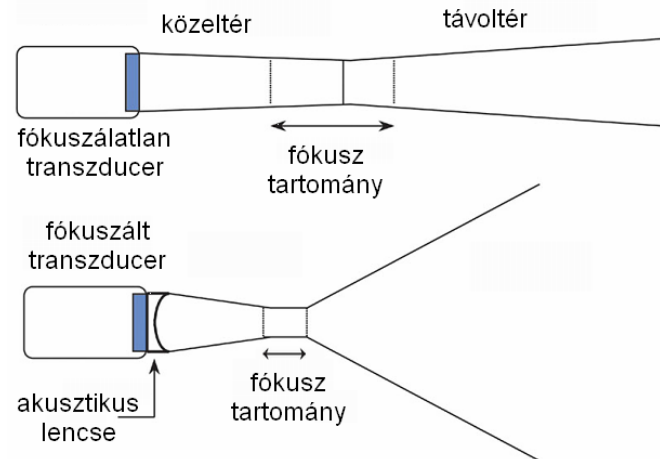
27

## Laterális feloldási határ



28

## Fókuszálás

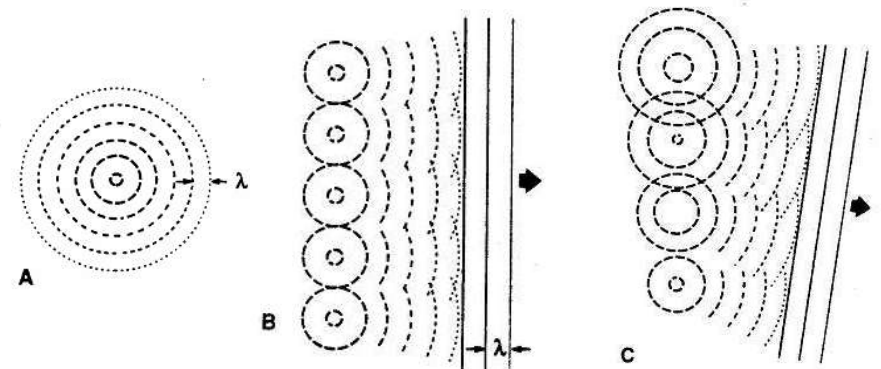


Fókuszálaskor a nyaláb divergenciája nő a távoltérben és romlik a mélységélesség.

29

vö. Tkv. 500.o. 1. ábra

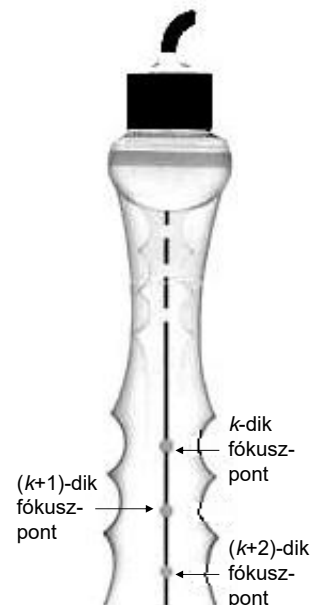
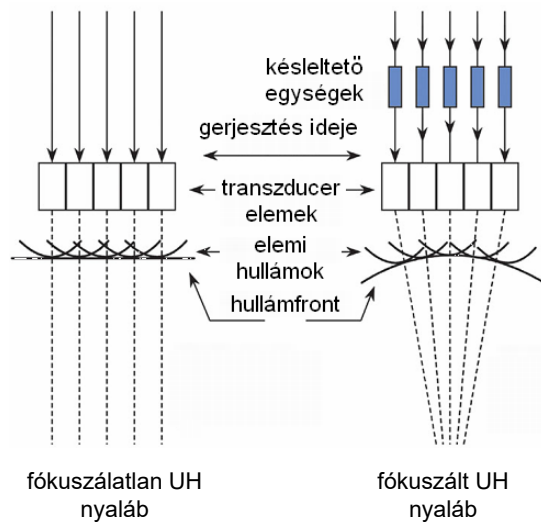
## Huygens elv



A hullámfront minden pontja elemi hullámok kiindulópontjának tekinthető. Az új hullámfront ezen elemi hullámok burkológörbéje.

30

## Elektronikus fókuszálás



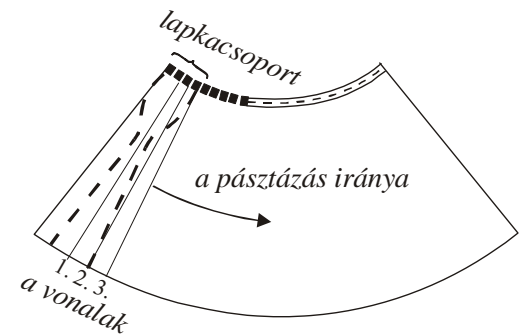
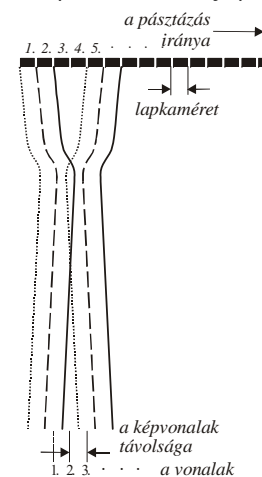
31

vö. Tkv. 501.o. 2. ábra

## Pásztázás

sokelemes lineáris lapkacsoport  
("linear array")

sokelemes íves lapkacsoport  
("curved array")

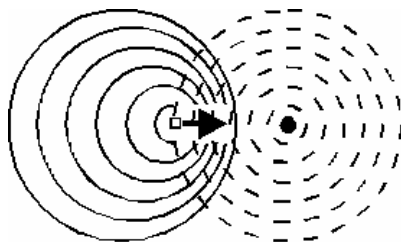
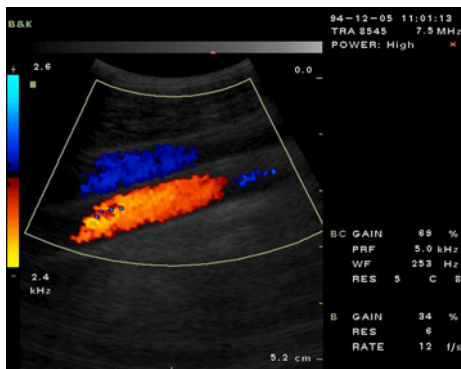


32

vö. Tkv. VII. 36-37. ábrák



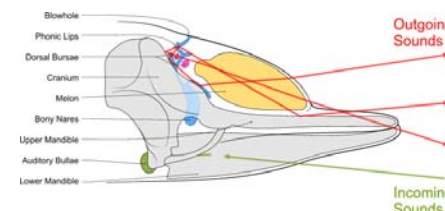
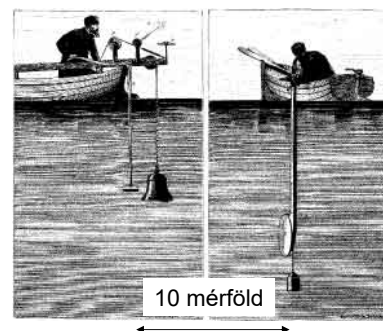
## Az ultrahangos képalkotás, A-, B- és M-képek. Doppler-echo



## Echo elv

1794 Spallanzani:  
denevérek tájékozódása

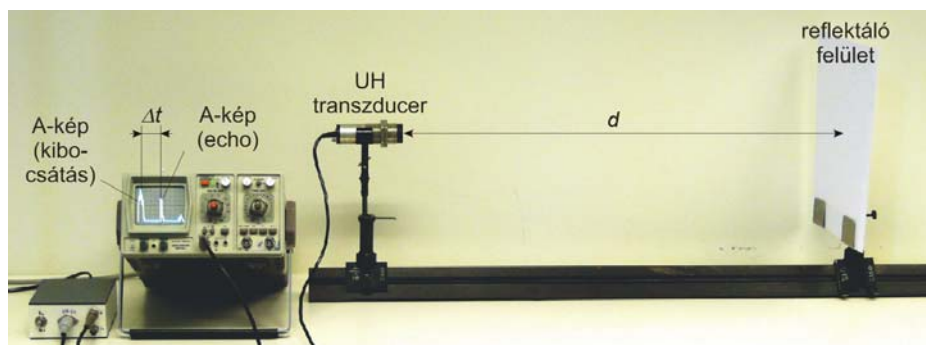
1822 Colladen megméri  
a hang terjedési  
sebességét



palackorrú delfin 34

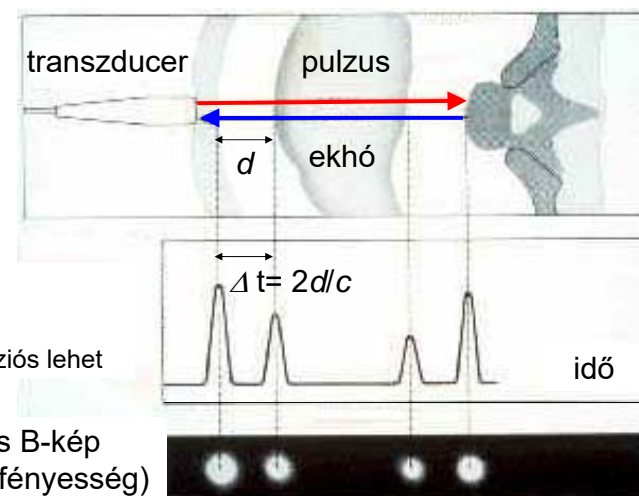
## Echo elv

speciális transzducerből levegőbe is kicsatolható az UH  
intenzitás egy része



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

## Echo elv, UH képek

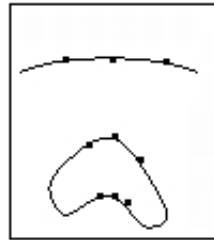
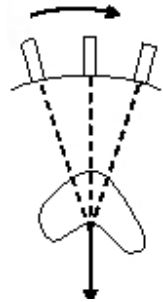


A-kép  
(**A**mplitúdó)  
csak egydimenziós lehet

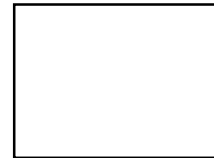
egydimenziós B-kép  
(**B**rightness=fényesség)

## Kétdimenziós B-kép

mozgatott  
transzducer

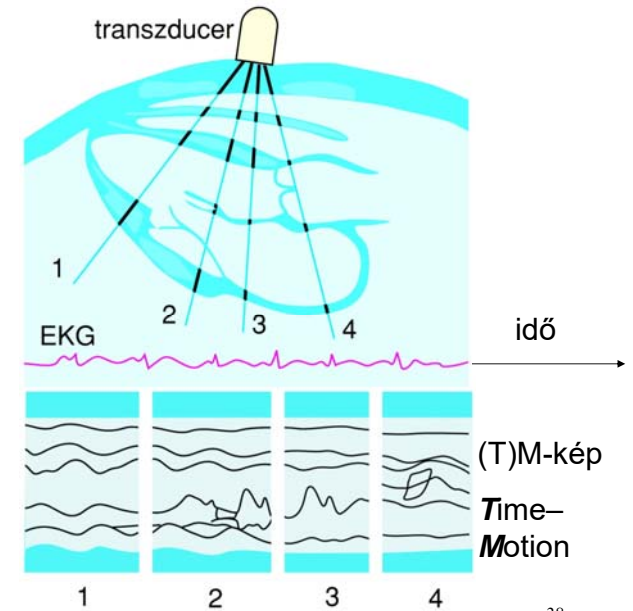


B-mód  
kijelző



37

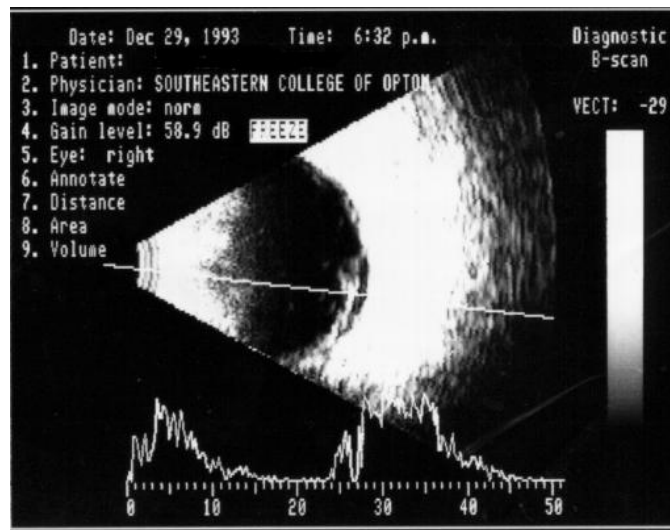
## TM-kép



Tkv. VIII.34. ábra

38

## Kétdimenziós B-kép és A-kép (szemészeti alkalmazás)



Terjedési  
sebesség  
figyelembe-  
vétele  
pontos  
távolságok  
meghatáro-  
zására:

cornea:  
1641 m/s

csarnokvíz:  
1532 m/s

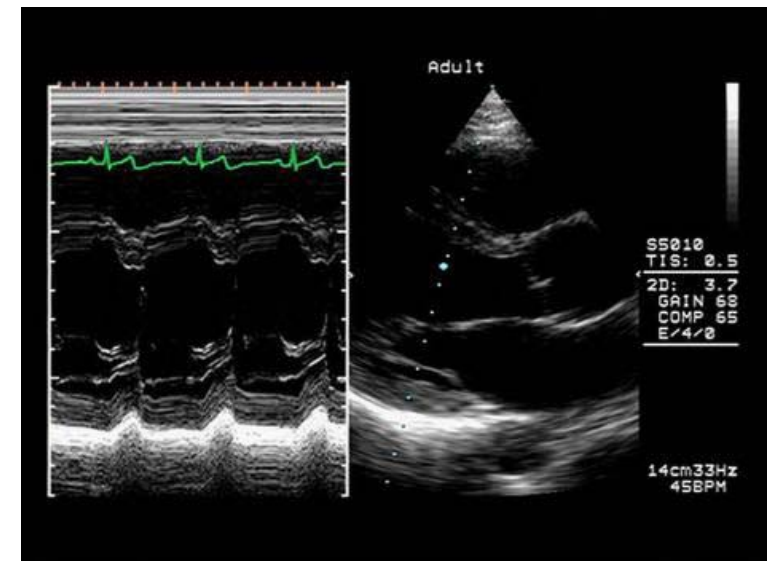
humán  
szemlencse:  
1641 m/s

üvegtest:  
1532 m/s

39

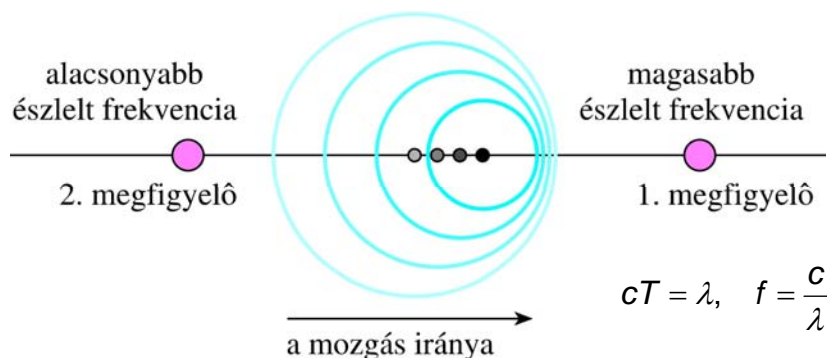
## TM-kép

## 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)



41

Tkv. VIII.39. ábra

$f'$ : 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

ha  $v_i, v_R \ll c$  (i=M vagy F)

- átrendezésével a frekvencia változás (Doppler frekvencia,  $f_D$ )

$$\Delta f = f_D = \pm \frac{v_i}{c} f$$

- (d) átrendezésével a frekvencia változás (Doppler frekvencia,  $f_D$ )

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

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

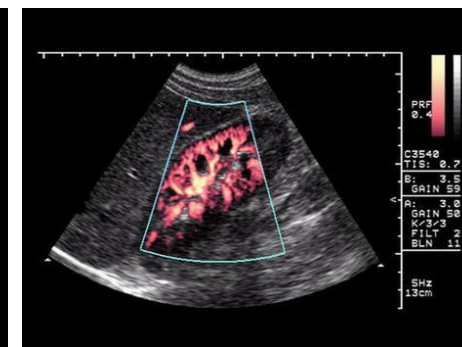
43

## Színkódolás

transzducer felé: meleg színek,  
 transzducertől elfelé: hideg színek



BART: Blue Away Red Towards



power Doppler

44

## Vörösvértetek, mint szórócentumok. CW Doppler berendezés áramlási átlagsebesség mérésére

CW: folyamatos hullámú

adó és vevő különválasztva  
(egymás mellett)

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

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

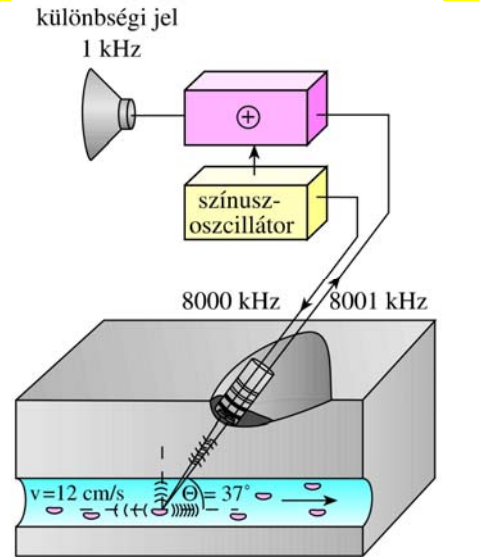
$v = 12 \text{ cm/s}$

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

$\theta = 37^\circ$

$\Rightarrow f_D = 1 \text{ kHz}$

(lebegés jelensége)

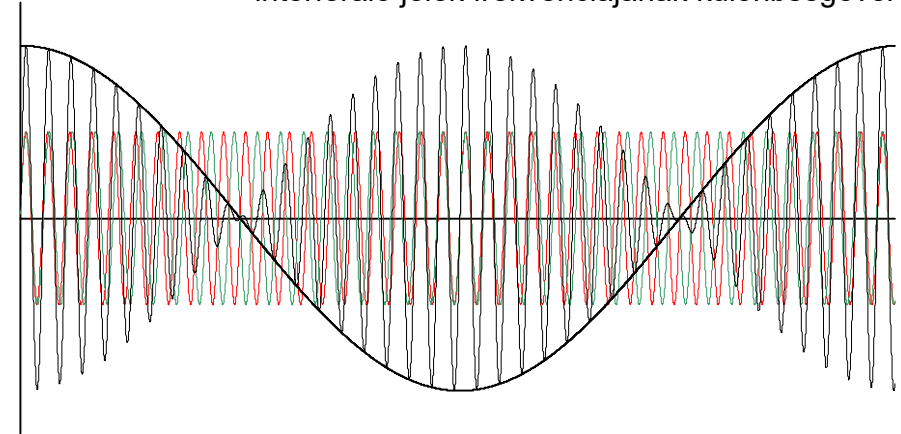


Tkv. VIII.41. ábra

## Lebegés

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

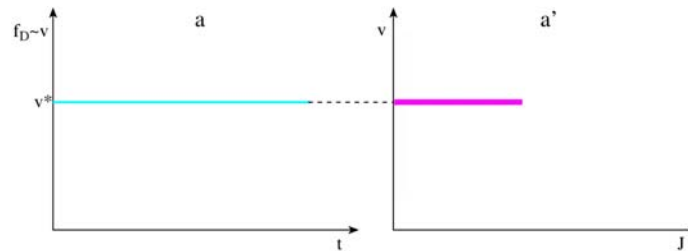
a lebegés frekvenciája megegyezik az  
interferáló jelek frekvenciájának különbségével



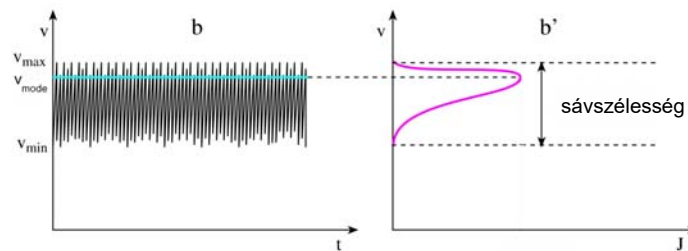
emlékeztető:  $\sin \alpha + \sin \beta = 2 \sin \frac{\alpha + \beta}{2} \cos \frac{\alpha - \beta}{2}$

## Doppler görbék

egy állandó  
sebesség  
( $v^*$ )



sebesség-  
eloszlás  
( $v_{\text{módus}}$ -sal)

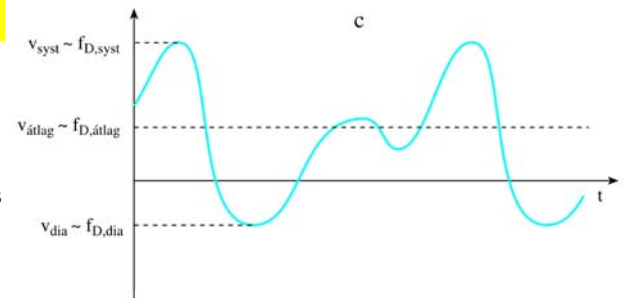


sebességeloszlás TM-képe

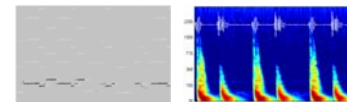
eloszlásfüggvény egy  
időpillanatban

## Doppler görbék

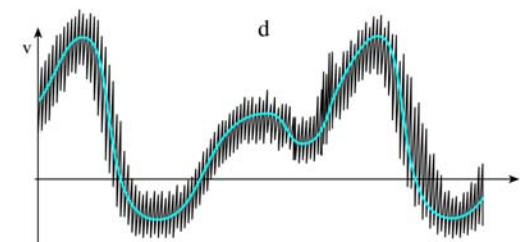
minden  
időpillanatban egy  
sebességgel  
jellemozhető áramlás



minden időpillanatban egy  
sebességeloszlással  
jellemozhető áramlás

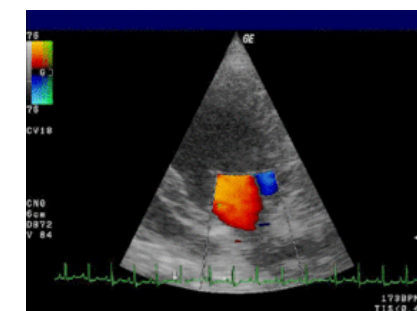
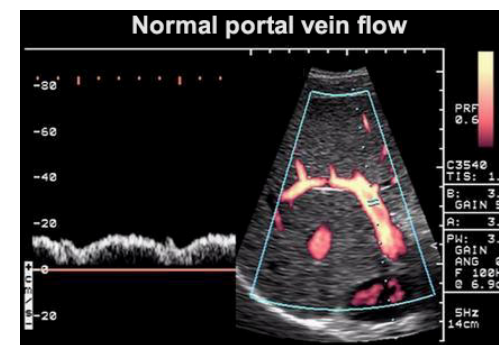
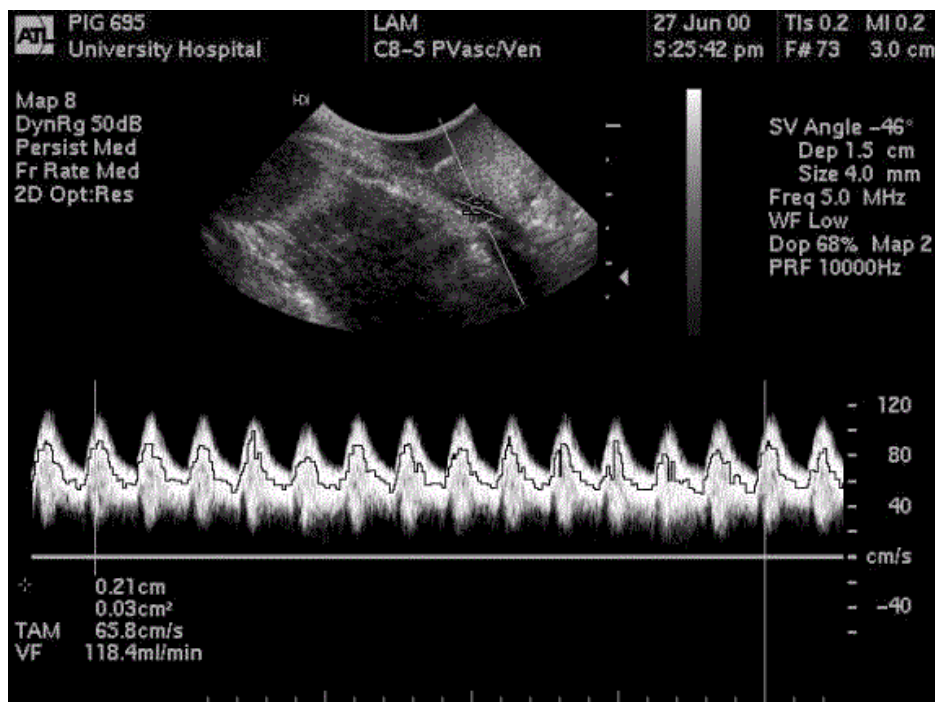


vő. zene/szívhangok  
idő-fr. reprezentációban



sebességeloszlás TM-képe



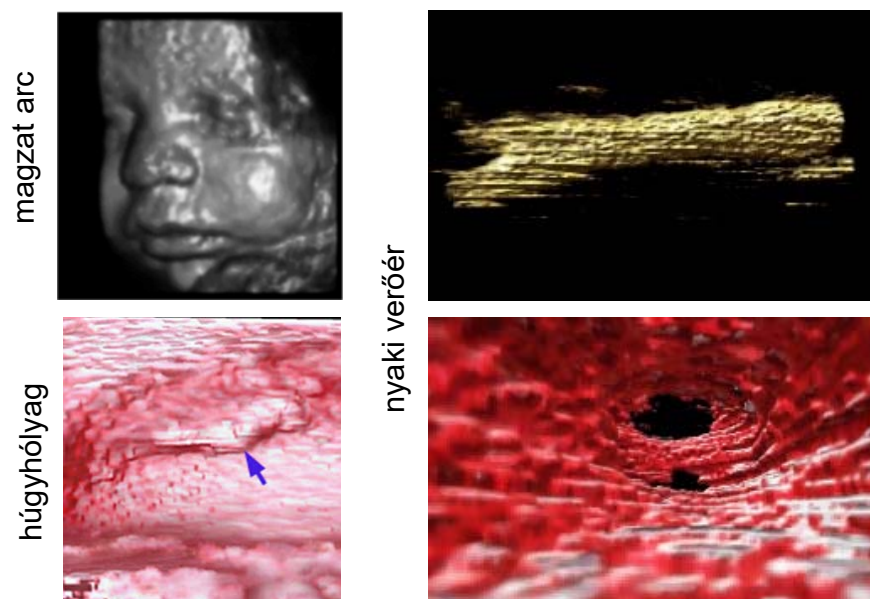


mitrális billentyű

EF: ejekciós frakció



### Felületi ill. 3D rekonstrukció



### Intenzitás

diagnosztika:

$10 \text{ mW/cm}^2 =$   
 $= 100 \text{ W/m}^2$

vö. fájdalomküszöb:  $10 \text{ W/m}^2$

terápia:  $1 \text{ W/cm}^2$

spatial average temporal  
 average (SATA) intensity;  
 spatial peak temporal peak  
 (SPTP) intensity;  
 spatial peak temporal average  
 (SPTA) intensity;  
 spatial peak pulse average  
 (SPPA) intensity  
 spatial average pulse average  
 (SAPA) intensity

intenzitás  
(W/cm<sup>2</sup>)

