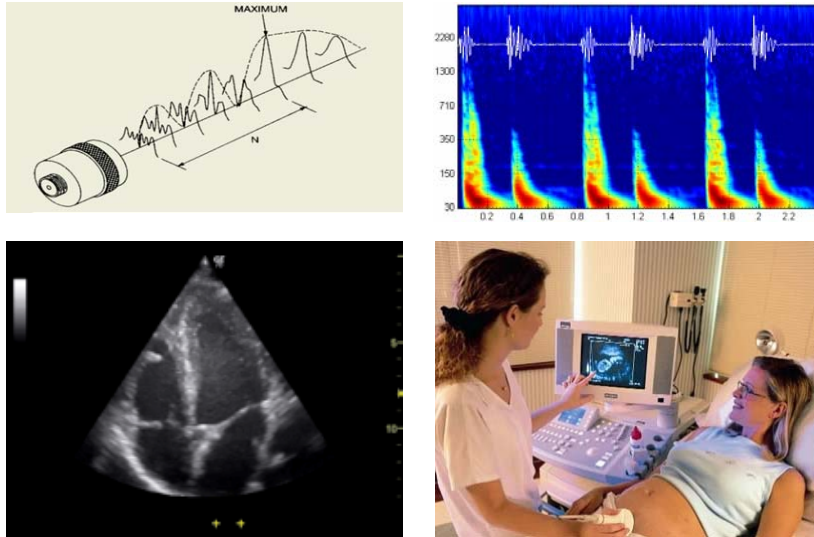


Hang –ultrahang



KAD 2023.02.22

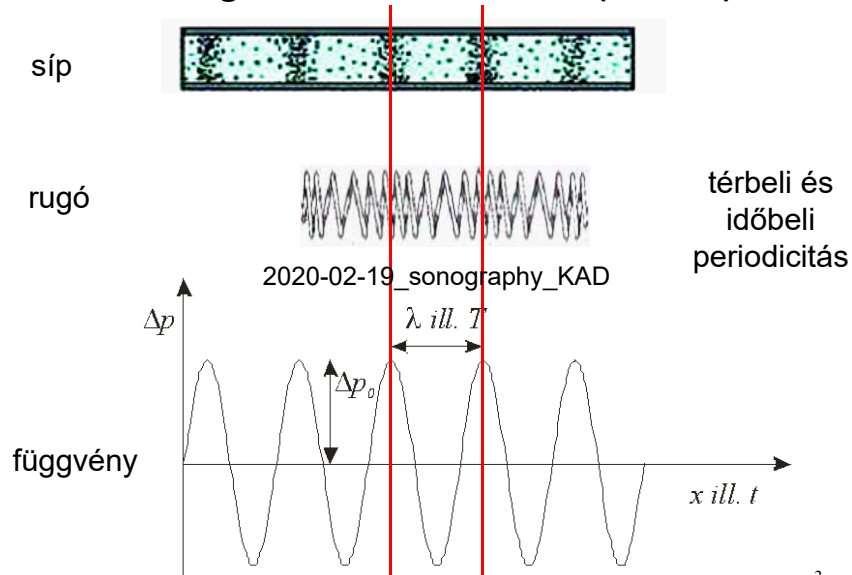


kocsmai kérdés: mennyi bor van a hordóban?
orvosi kérdés: mennyi levegő van a tüdőben?

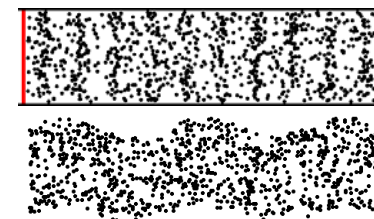
Auenbrugger (grazi kocsmáros orvos fia, 1761):
perkusszió üreges szervek légtartalmának a vizsgálatára

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

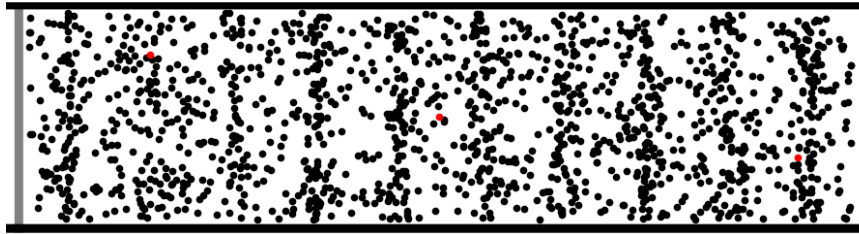
$$\Delta p(t, x) = \Delta p_{\text{max}} \sin \left[2\pi \left(\frac{t}{T} - \frac{x}{\lambda} \right) \right]$$

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



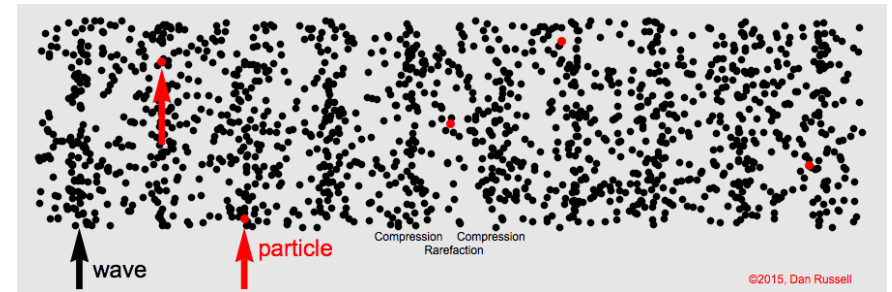
4

longitudinális hullám

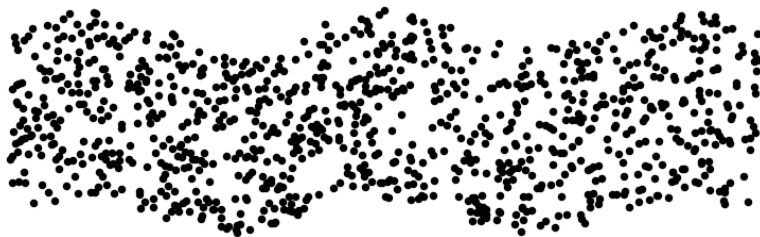


mozgó felület (hullámforrás)

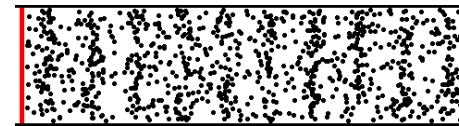
longitudinális hullám



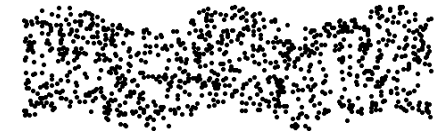
transzverzális hullám



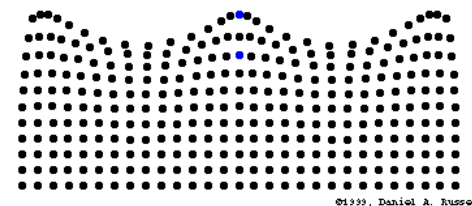
longitudinális hullám



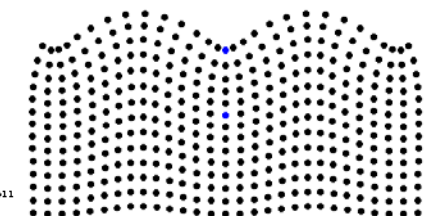
transzverzális hullám

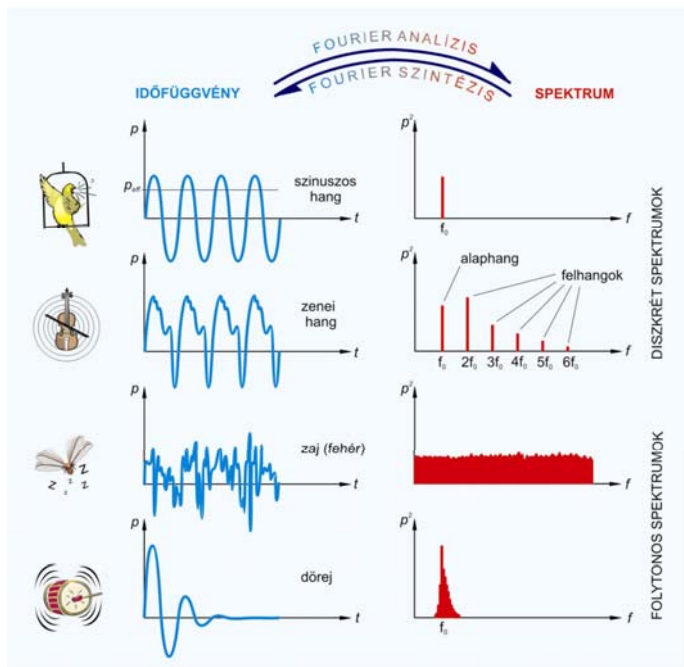


felületi hullám



Rayleigh hullám



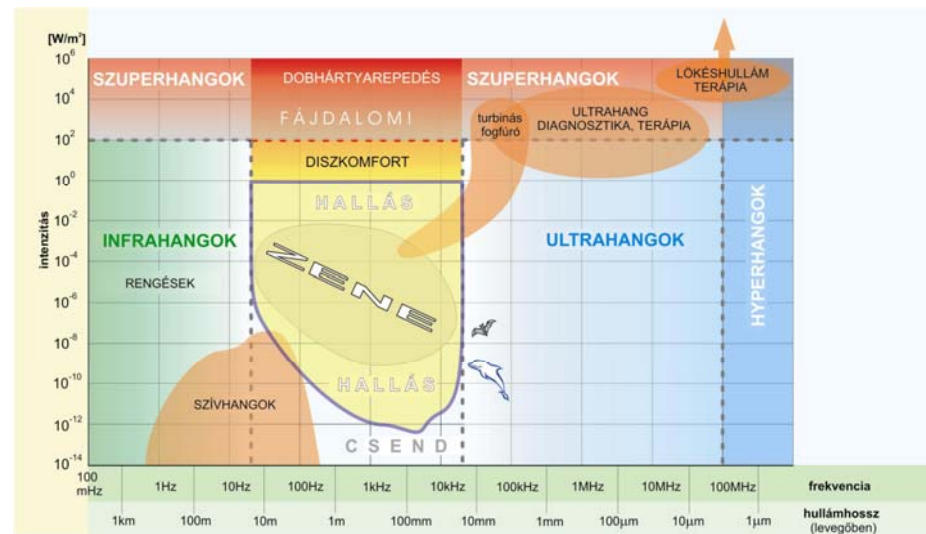


Tkv. IV.23. ábra.

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)

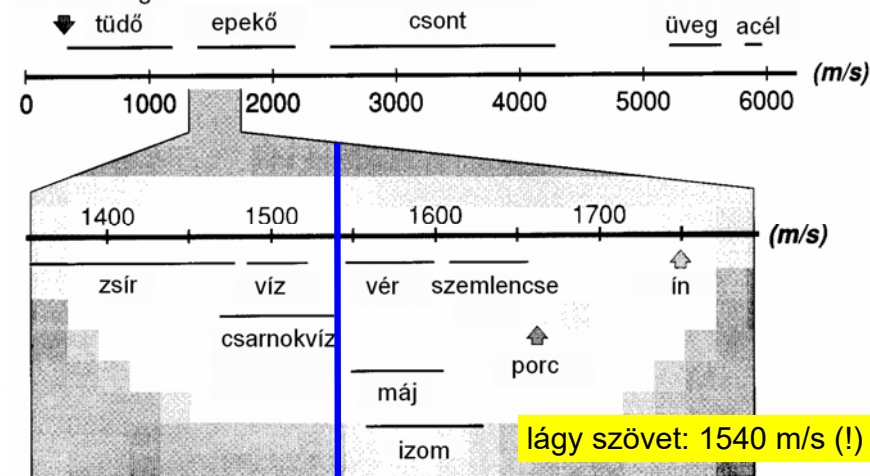


$$Z_{el} = \frac{U}{I}$$

A hang/UH sebessége különféle közegekben



száraz levegő



lágyszövet: 1540 m/s (!)

vő. Tkv. II.4. táblázat

Az ultrahang intenzitása

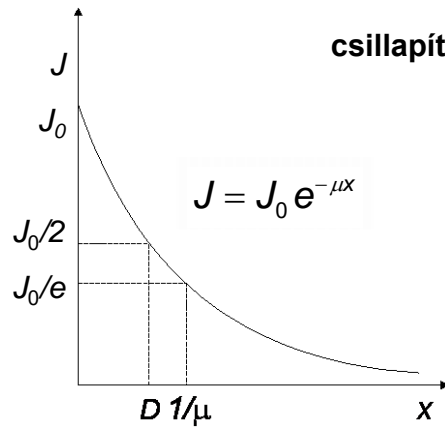
$$J = \frac{1}{Z} \Delta p_{\text{eff}}^2$$

intenzitás =
energia-áram sűrűség

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

elektromos analógia

Intenzitásgyengülés terjedés közben (abszorpció)



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

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

μ a diagnosztikai
frekvencia tartományban
arányos a frekvenciával

fajlagos csillapítás:

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

13

μ a diagnosztikai
frekvencia
tartományban
arányos a
frekvenciával

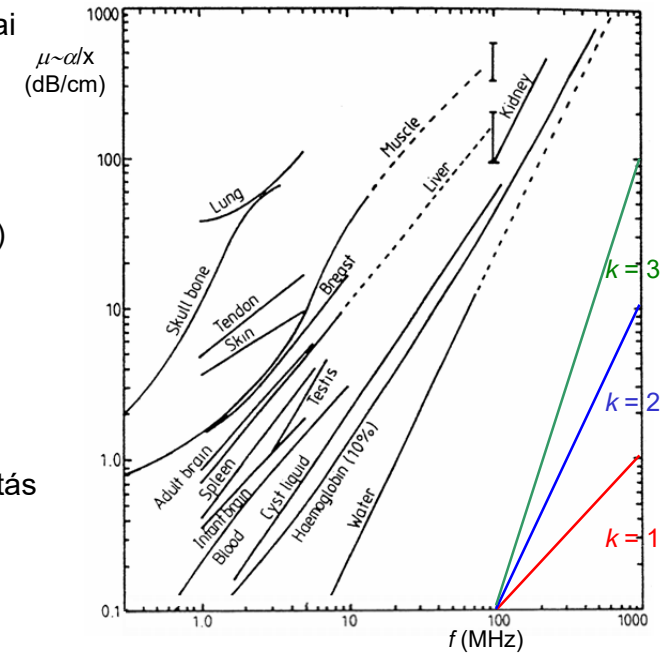
$$\mu \sim f^k, \quad k \sim 1(?)$$

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

ha egyenest
kapunk, akkor jó a
hatványfüggvény
közelítés

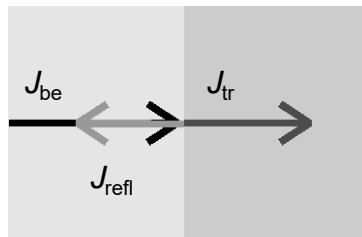
fajlagos csillapítás
lágy szövetre:

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



Közeg határán lejátszódó jelenségek

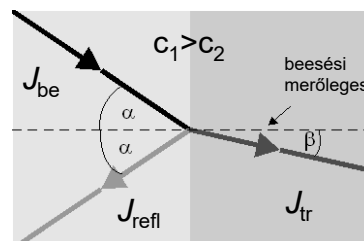
merőleges beesés



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

reflexió és transzmisszió

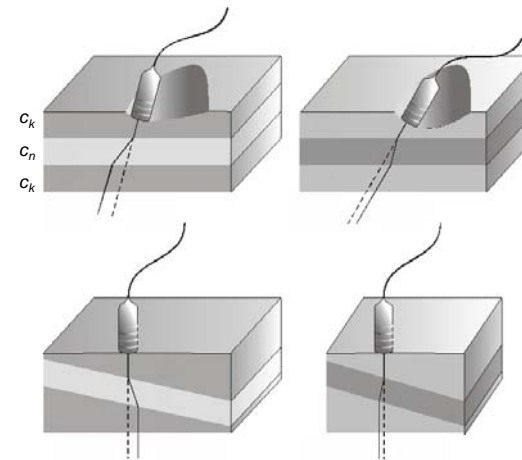
ferde beesés



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

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:

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

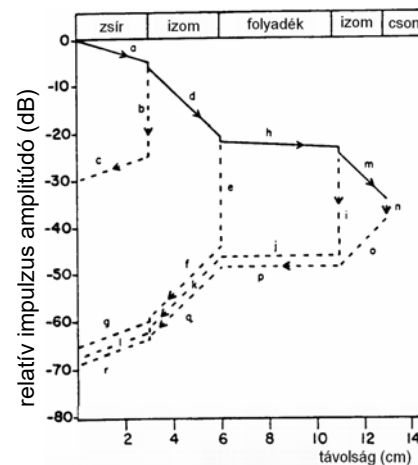
optimális csatolás:

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



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

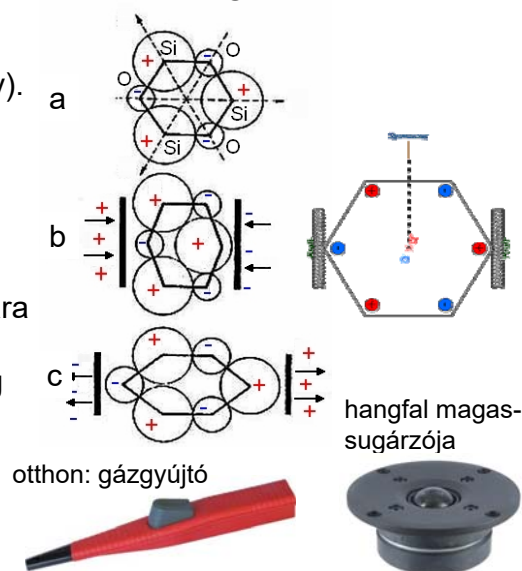
18

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 ~).



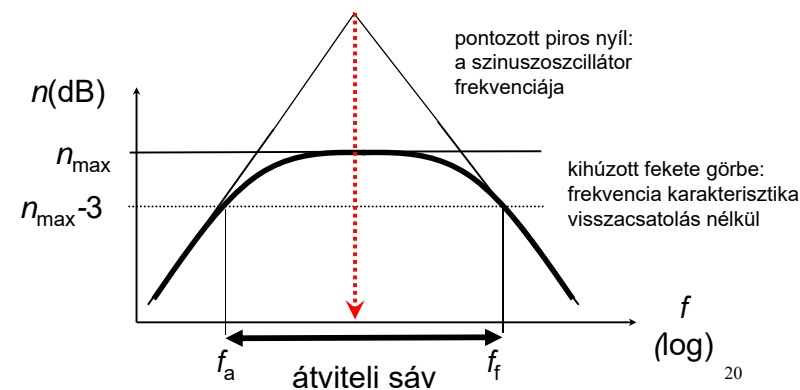
UH keltés: inverz ~
UH detektálás: direkt ~

Elektromos jelforrás: szinuszoszcillátor

pozitív módon
visszacsatolt erősítő

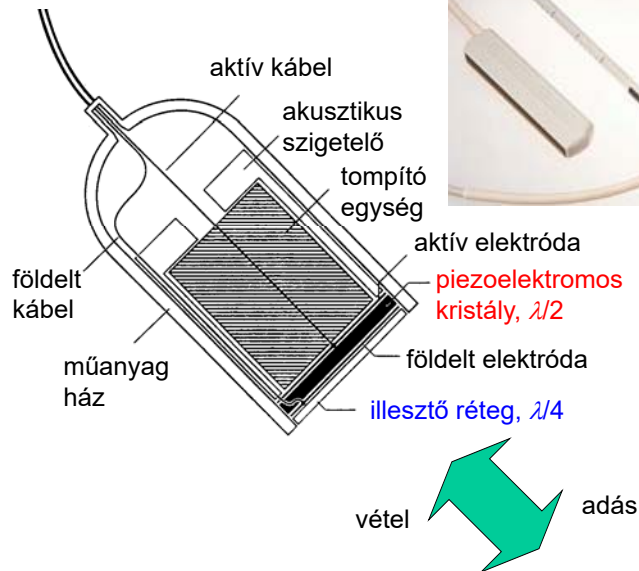
$$A_{U, \text{visszacsatolt}} = \frac{A_U}{1 - \beta A_U}$$

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



20

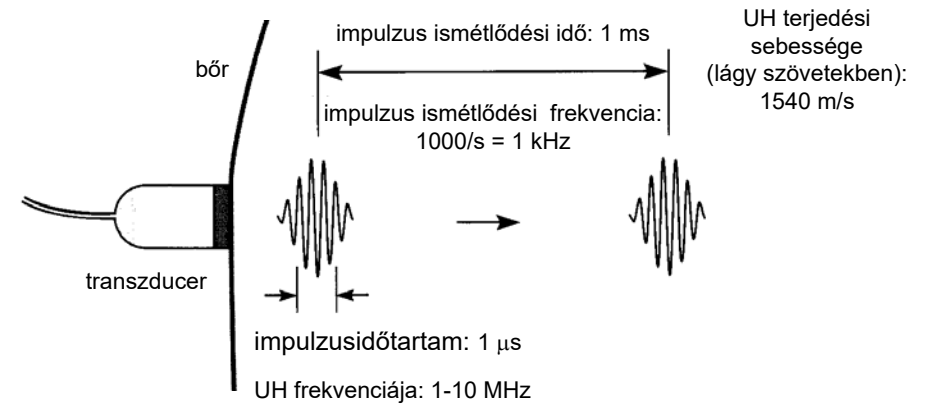
Az UH forrás felépítése



21

Az UH impulzusok jellemzői

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



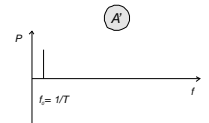
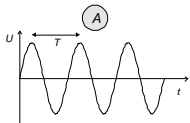
Tkv. VIII.32. ábra

22

Időfüggvény

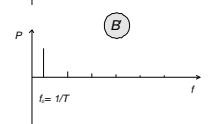
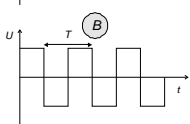
Spektrum

szinuszfüggvény



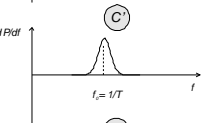
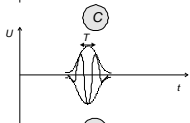
vonalas sp. (1 vonal)

periodikusfüggvény



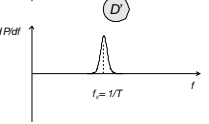
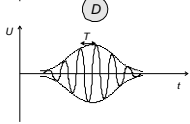
vonalas spektrum

egy pár periódus



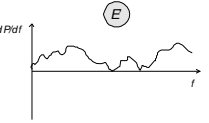
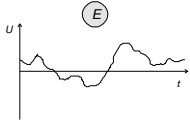
sávós spektrum

kicsit több periódus



sávós spektrum

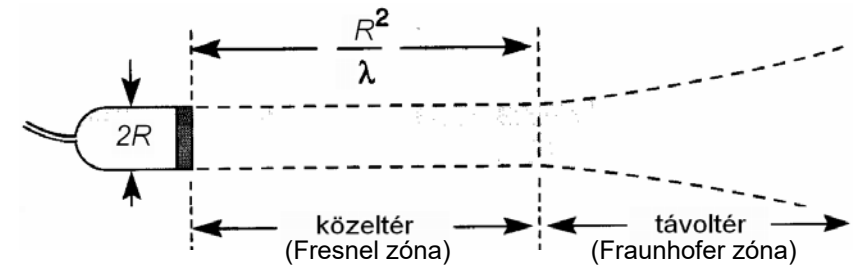
aperiodikusfüggvény



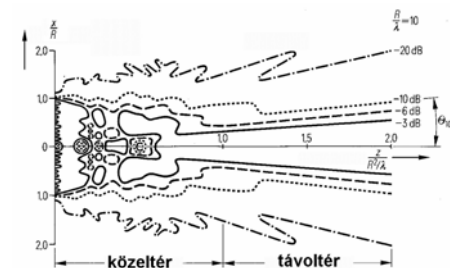
folytonos spektrum

23

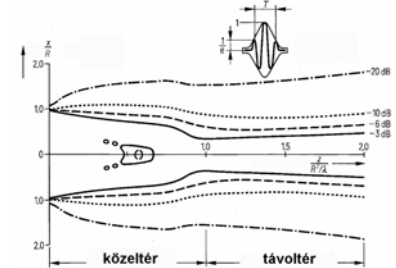
Az UH nyaláb kialakulása (egyszerűsített kép)

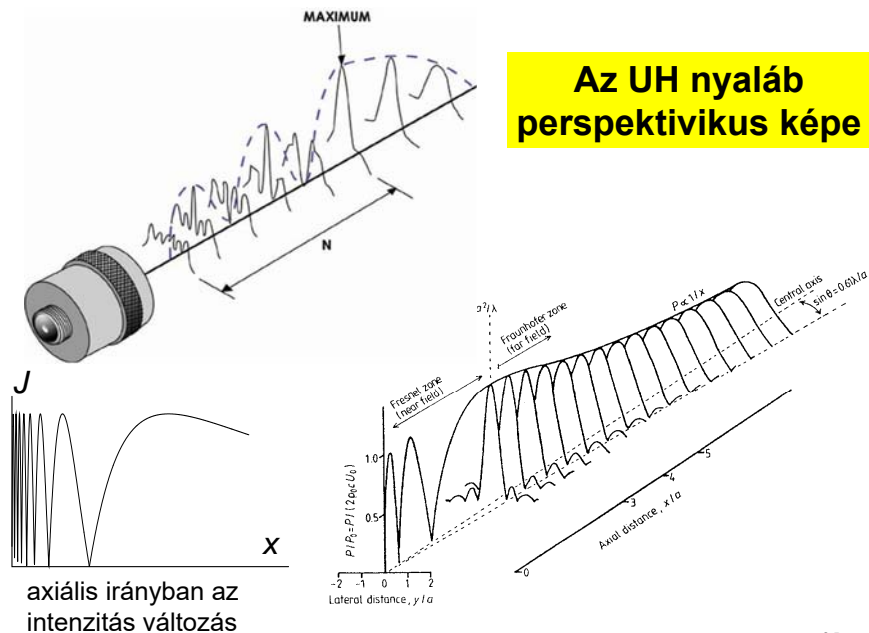


Nyalábforma folytonos sugárzó esetén



~ 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

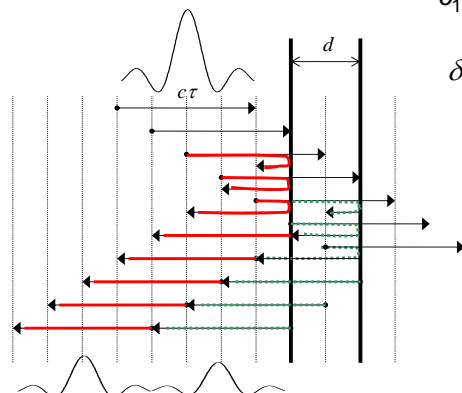
τ : impulzusidő

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

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

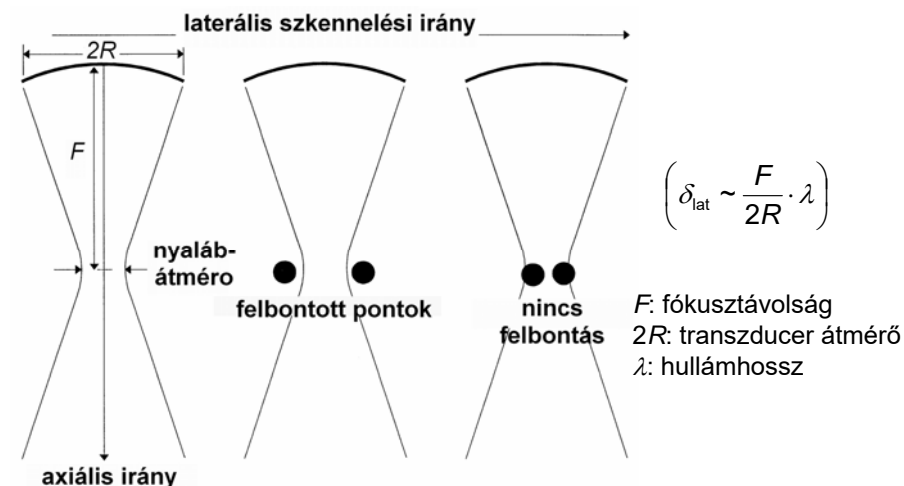
Az impulzushossz fele az axiális feloldási határa, mivel ekkor éppen érintik egymást az egymás mögötti helyekről induló echók.

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



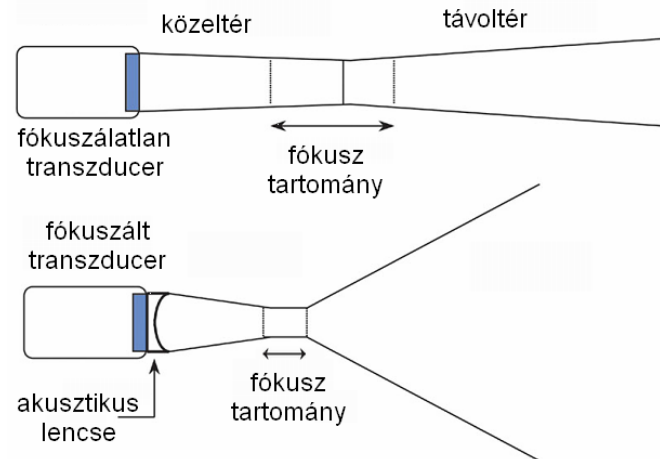
27

Laterális feloldási határ



28

Fókuszálás

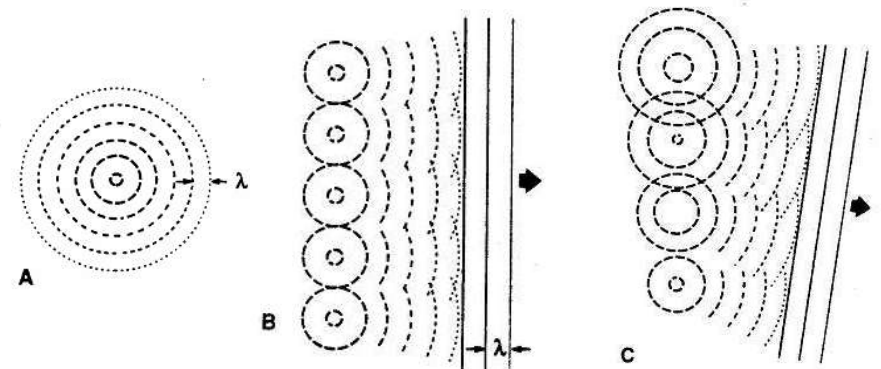


Fókuszáláskor a nyaláb divergenciája nő a távoltérben és romlik a mélységélesség.

29

vö. Tkv. 500.o. 1. ábra

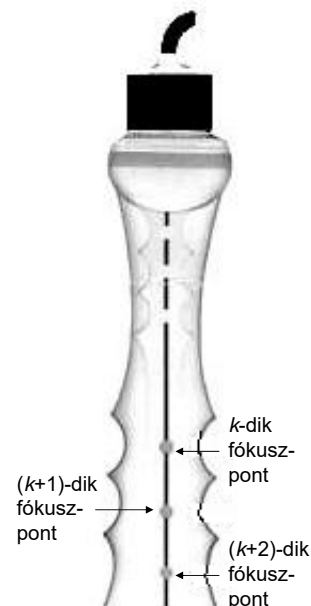
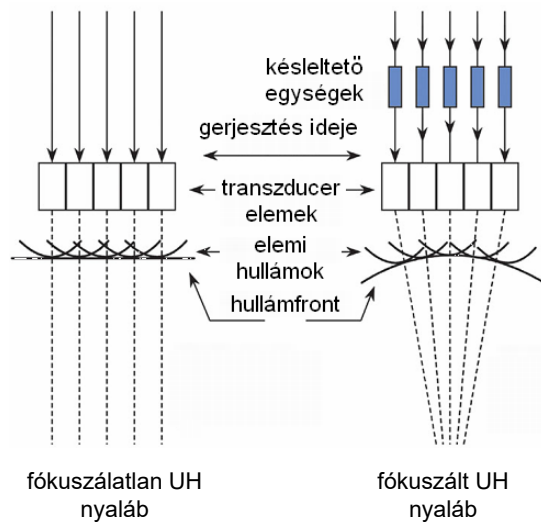
Huygens elv



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

30

Elektronikus fókuszálás



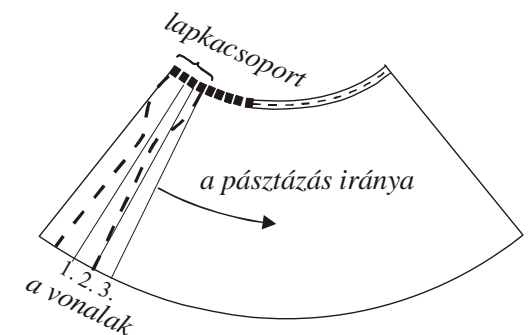
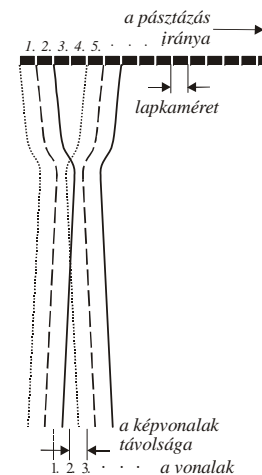
31

vö. Tkv. 501.o. 2. ábra

Pásztázás

sokelemes lineáris lapkacsoport
("linear array")

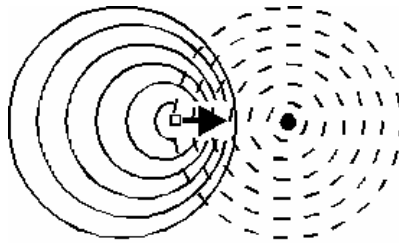
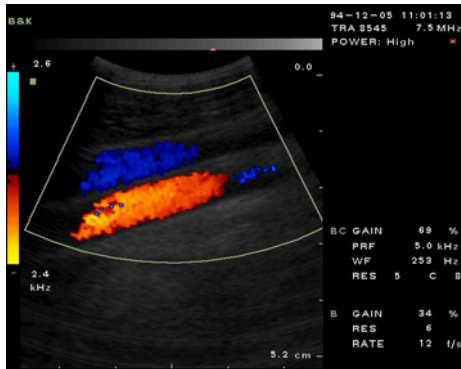
sokelemes íves lapkacsoport
("curved array")



32

vö. Tkv. VII. 36-37. ábrák

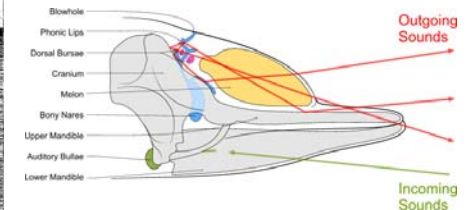
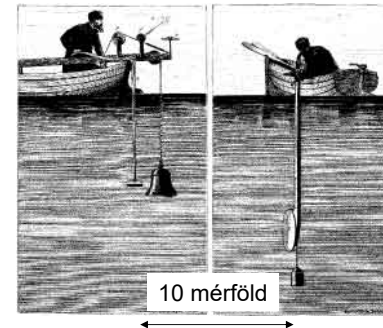
Az ultrahangos képalkotás, A-, B- és M-képek. Doppler-echo



Echo elv

1794 Spallanzani:
denevérek tájékozódása

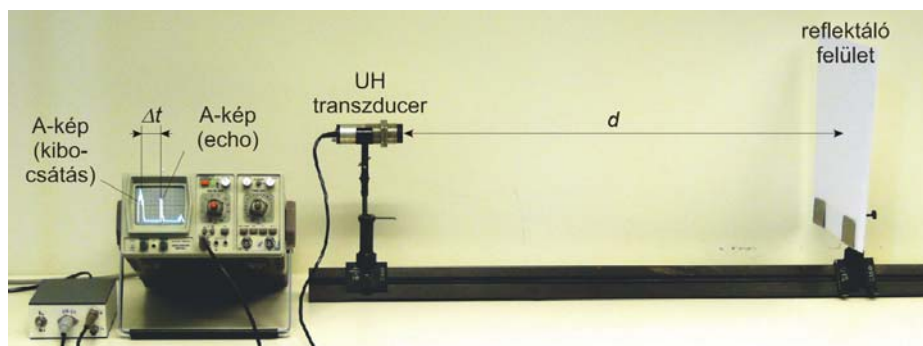
1822 Colladen megméri
a hang terjedési
sebességét



palackorrú delfin 34

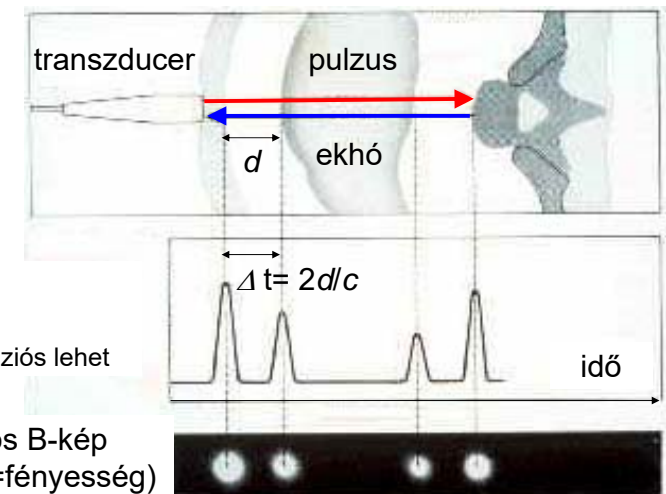
Echo elv

speciális transzducerből levegőbe is kicsatolható az UH
intenzitás egy része



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

Echo elv, UH képek

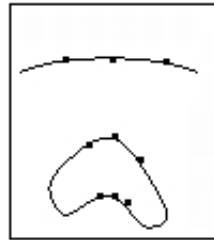
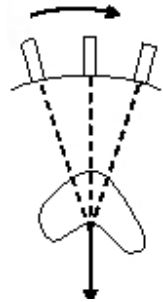


A-kép
(**A**mplitúdó)
csak egydimenziós lehet

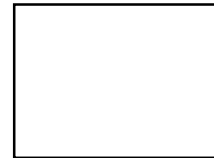
egydimenziós B-kép
(**B**rightness=fényesség)

Kétdimenziós B-kép

mozgatott
transzducer

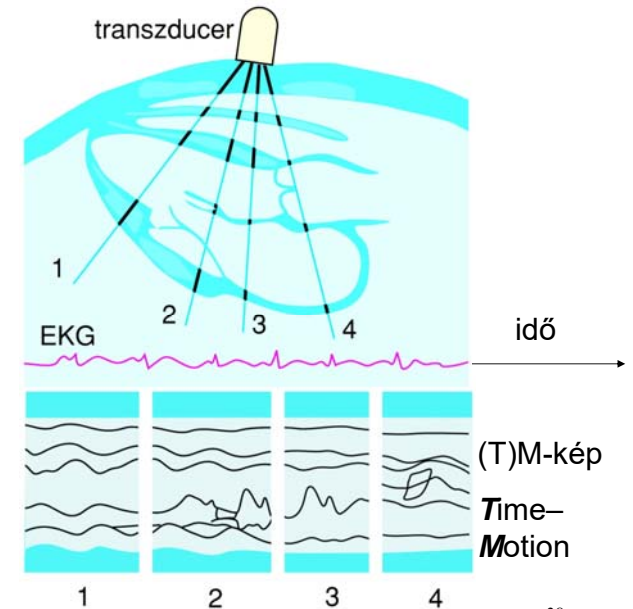


B-mód
kijelző



37

TM-kép



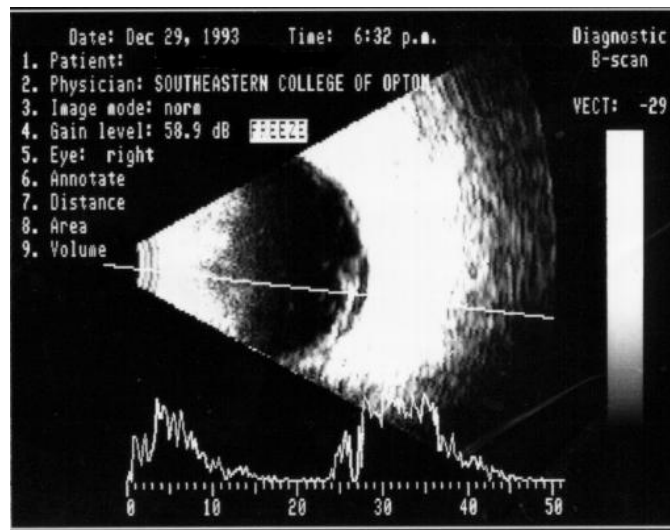
EKG jel
referenciaként

(függőleges)
egydimenziós
B-kép időbeli
változása

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

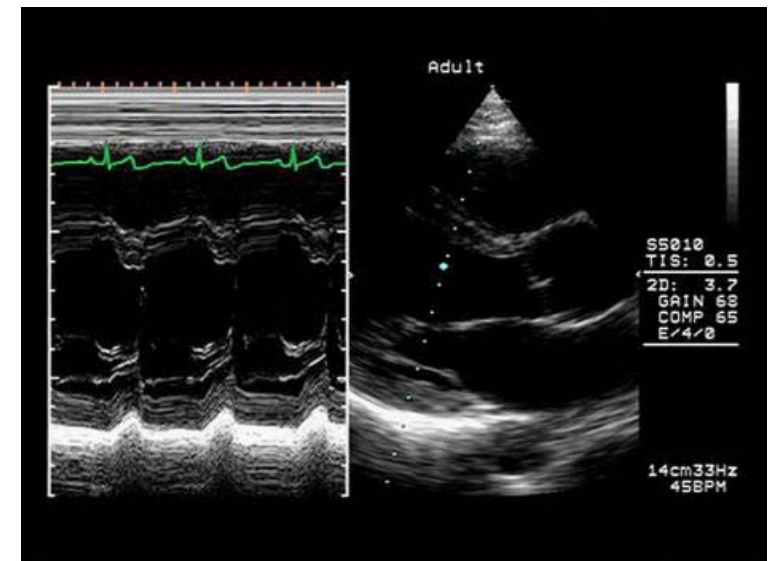
humán
szemlencse:
1641 m/s

üvegtest:
1532 m/s

39

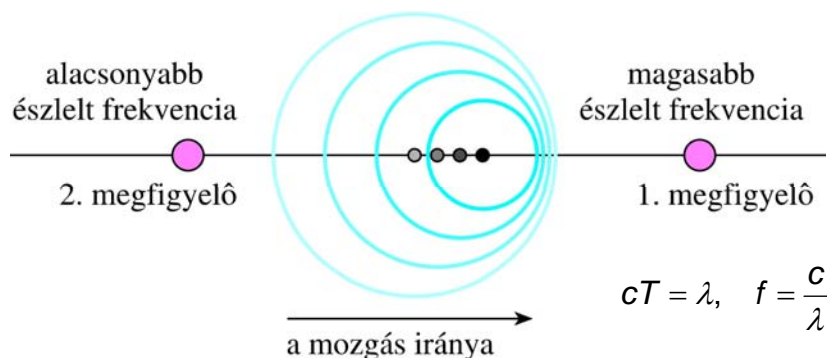
TM-kép

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

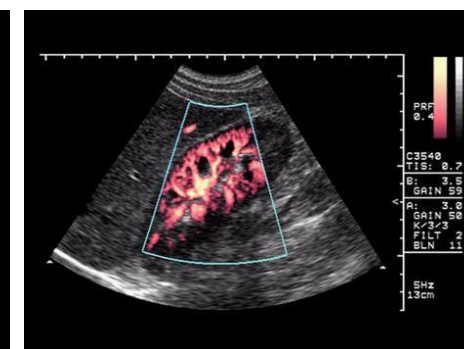
43

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. $f = 8000 \text{ kHz}$

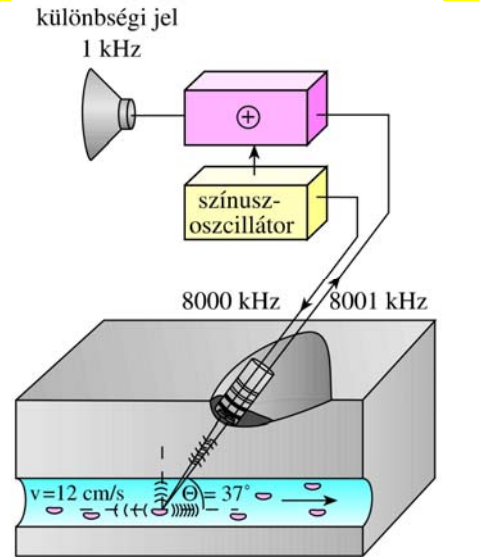
$v = 12 \text{ cm/s}$

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

$\theta = 37^\circ$

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

(lebegés jelensége)

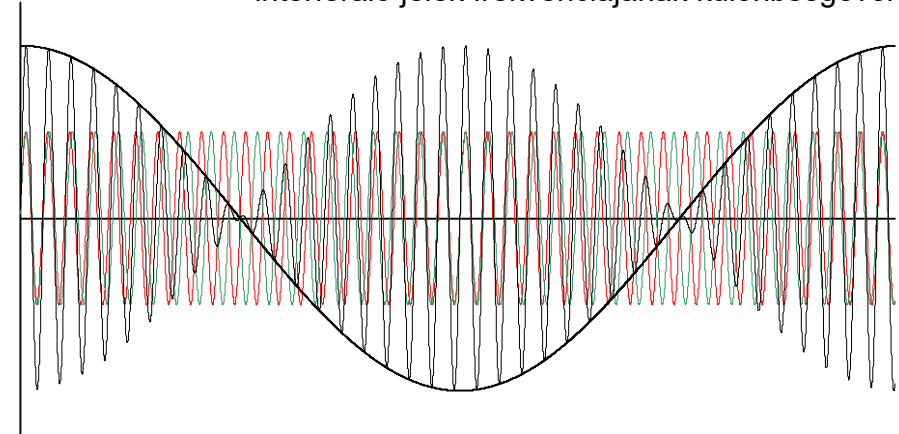


Tkv. VIII.41. ábra

Lebegés

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

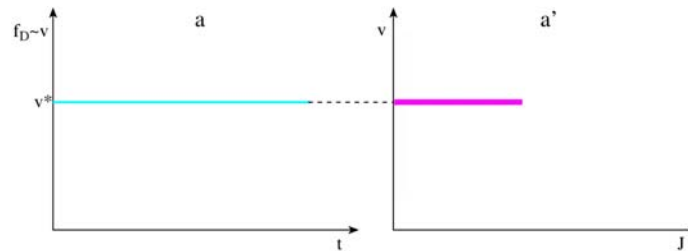
a lebegés frekvenciája megegyezik az
interferáló jelek frekvenciájának különbségével



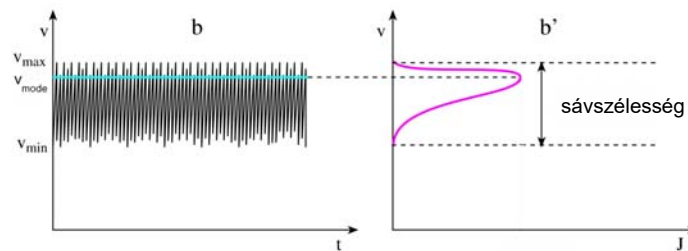
emlékeztető: $\sin \alpha + \sin \beta = 2 \sin \frac{\alpha + \beta}{2} \cos \frac{\alpha - \beta}{2}$

Doppler görbék

egy állandó
sebesség
(v^*)



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

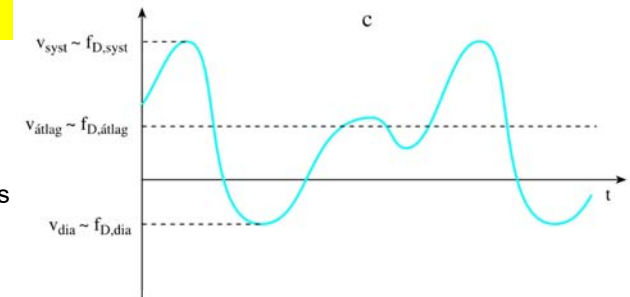


sebességeloszlás TM-képe

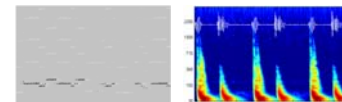
eloszlásfüggvény egy
időpillanatban

Doppler görbék

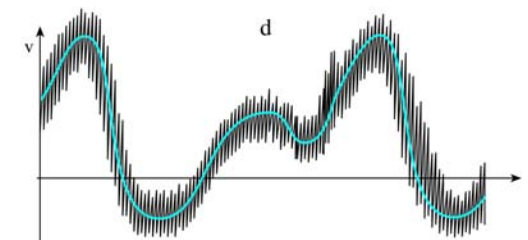
minden
időpillanatban egy
sebességgel
jellemozhető áramlás



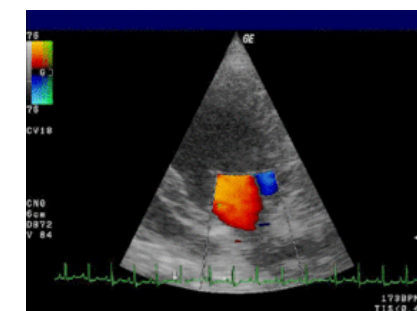
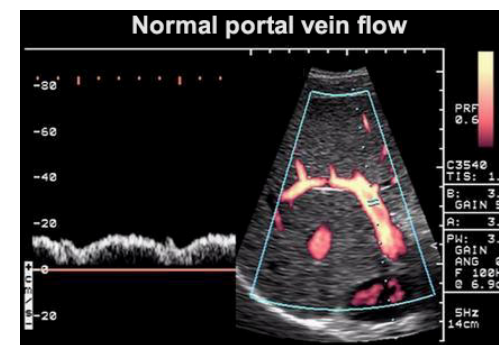
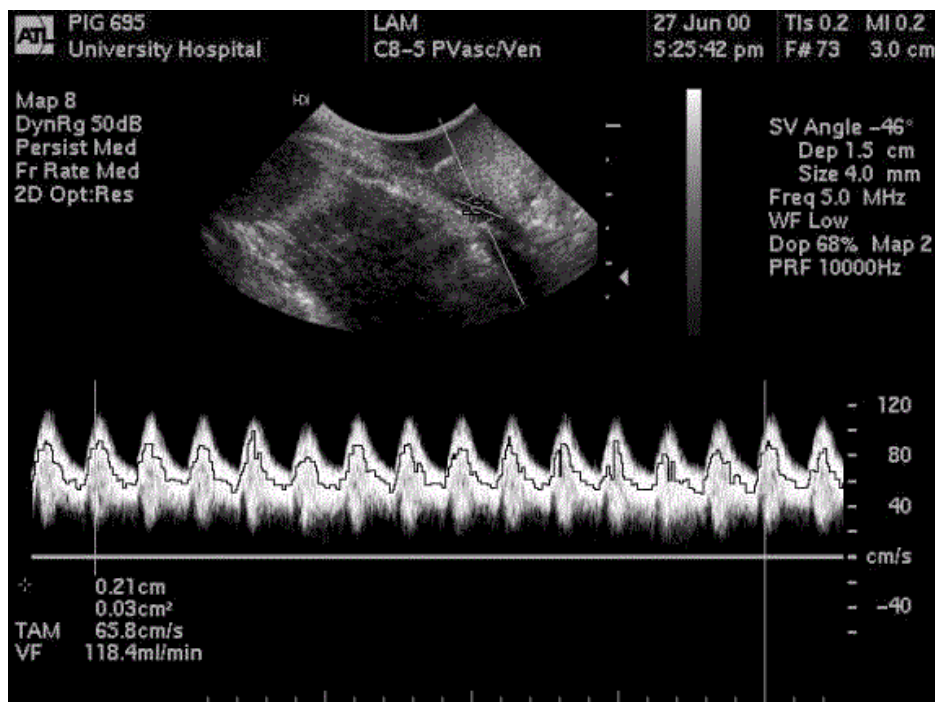
minden időpillanatban egy
sebességeloszlással
jellemozhető áramlás



vő. zene/szívhangok
idő-fr. reprezentációban



sebességeloszlás TM-képe

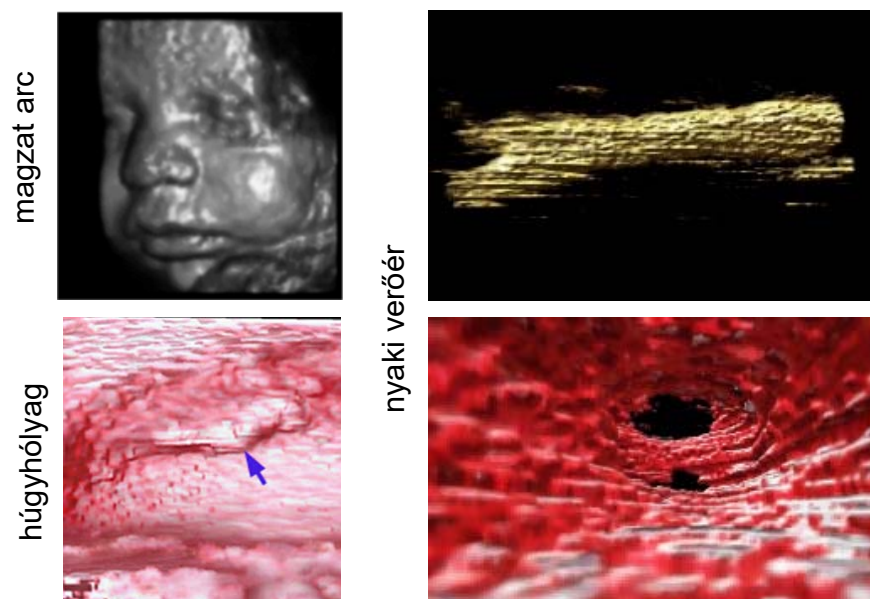


mitrális billentyű

EF: ejekciós frakció



Felületi ill. 3D rekonstrukció



Intenzitás

diagnosztika:

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

vö. fájdalomküszöb: 10 W/m^2

terápia: 1 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/cm²)

