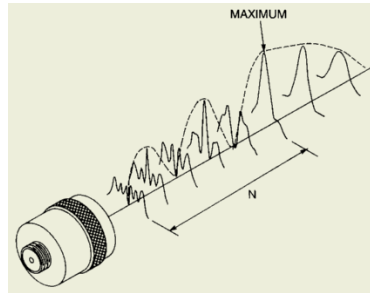
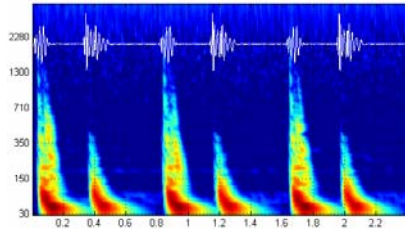


Hang –ultrahang



KAD 2012.03.21

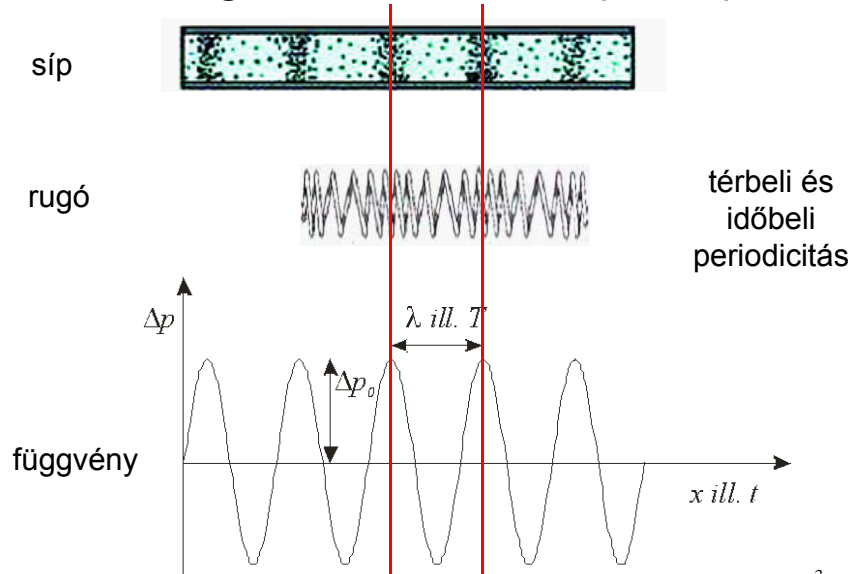


kocsmai kérdés: mennyi bor van a hordóban?
orvosi kérdés: mennyi levegő van a tüdőben?

Augenbrugger (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

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

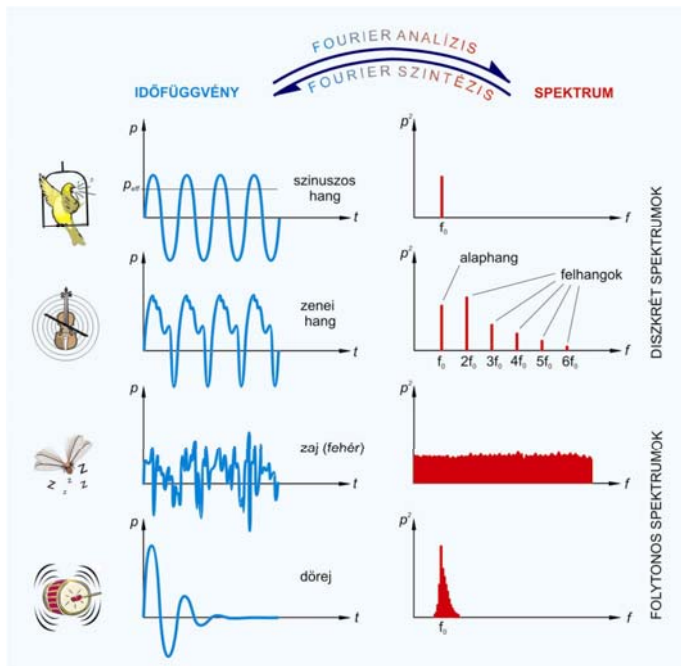
nyomás DC + AC amplitúdó fázis

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

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



4



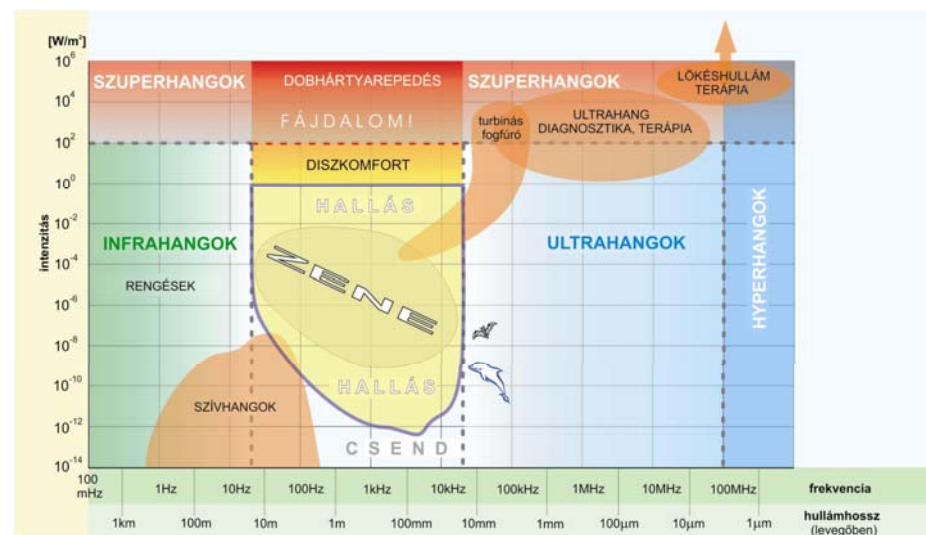
Tkv. IV.23. ábra.

hangmagasság:
alaphang
frekvenciája

hangszín:
felhangok aránya
(spektrum)

5

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)

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

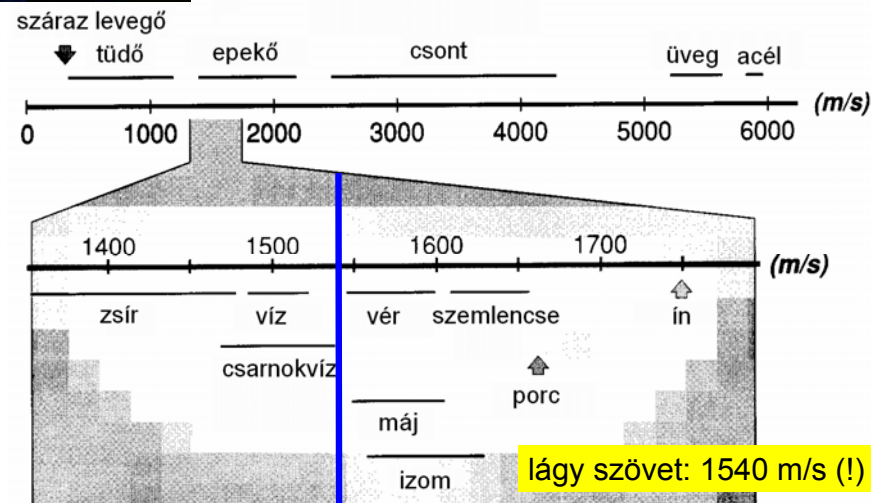
akusztikus impedancia
(hasznos alak)

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

7



A hang/UH sebessége különféle közegekben



vö. Tkv. II.4. táblázat

Az ultrahang intenzitása

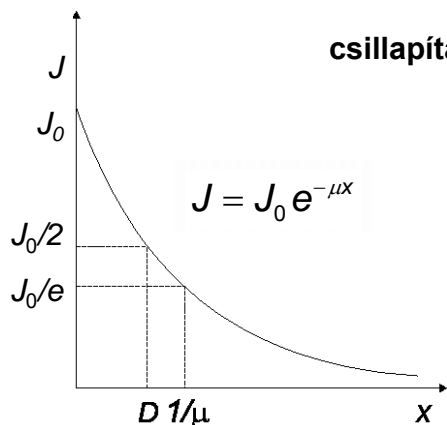
$$J = \frac{1}{Z} \Delta p_{\text{eff}}^2$$

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

$\alpha = 10 \cdot \mu \cdot x \cdot \lg e$ dB

μ a diagnosztikai
frekvencia tartományban
arányos a frekvenciával

fajlagos csillapítás: $\frac{\alpha}{f \cdot x}$

9

μ a diagnosztikai
frekvencia
tartományban
arányos a
frekvenciával

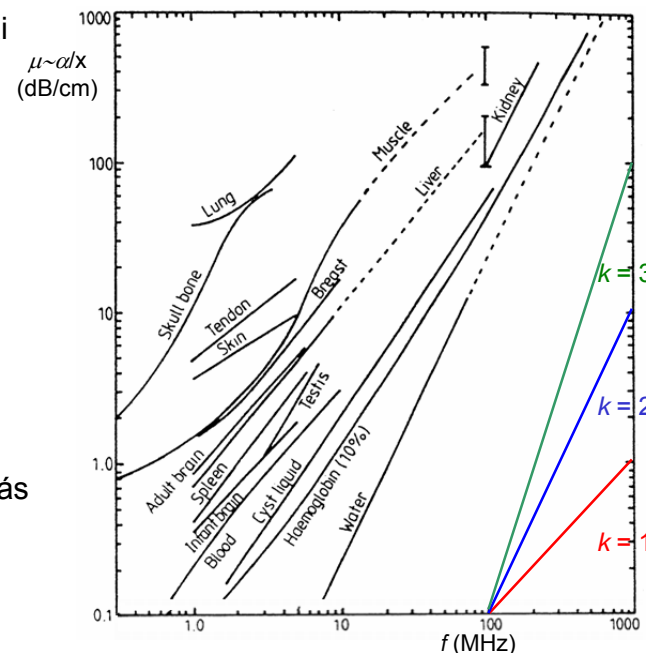
$\mu \sim f^k, \quad k \sim 1(?)$

$\lg \mu \sim k \lg f$

ha egyenest
kapunk, akkor jó a
hatványfüggvény
közelítés

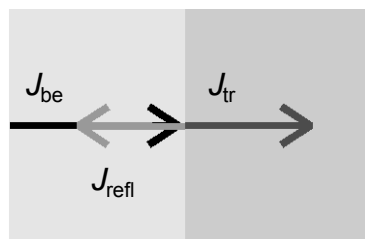
fajlagos csillapítás
lágy szövetre:

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



Közegek határán lejátszódó jelenségek

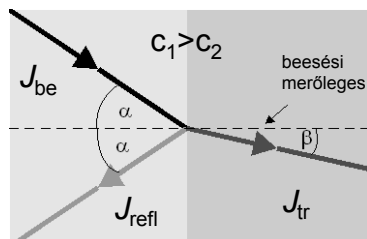
merőleges beesés



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

reflexió és transzmisszió

ferde beesés



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

Snellius-Descartes

Reflexió (merőleges beesés)

reflexióképesség:

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

“teljes” visszaverődés:

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

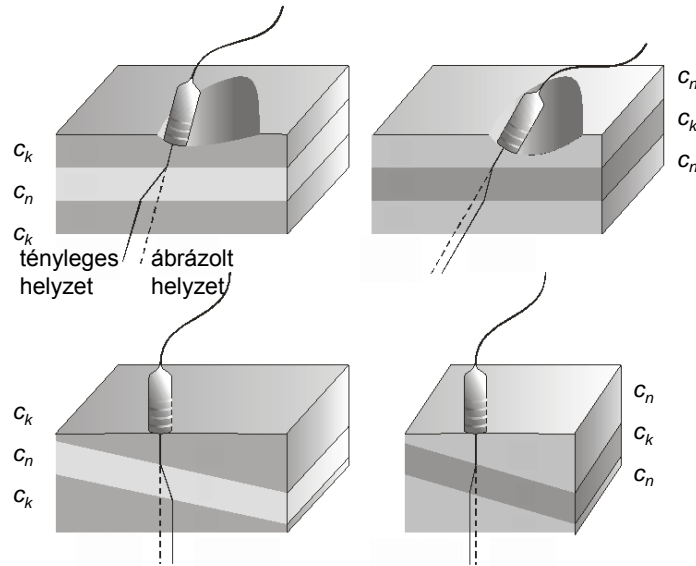
optimális csatlás:

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



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

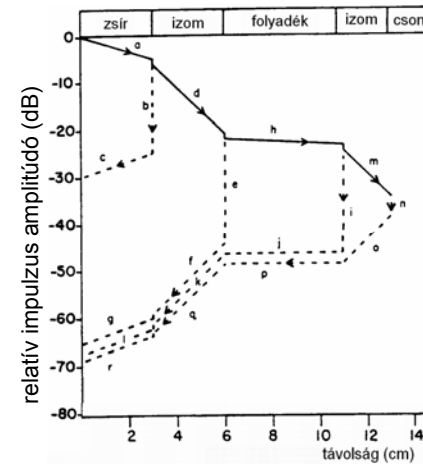
Ferde beesés ill. külső felülethez képest ferde helyzetű réteg



13

Tkv. 153.o.

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	$10\lg R$ (dB)	T	$10\lg T$ (dB)
zsír/izom	0.01	-20.0	0.990	-0.044
izom/vér	0.001	-30.0	0.999	-0.004
izom/csont	0.41	-3.9	0.590	-2.291

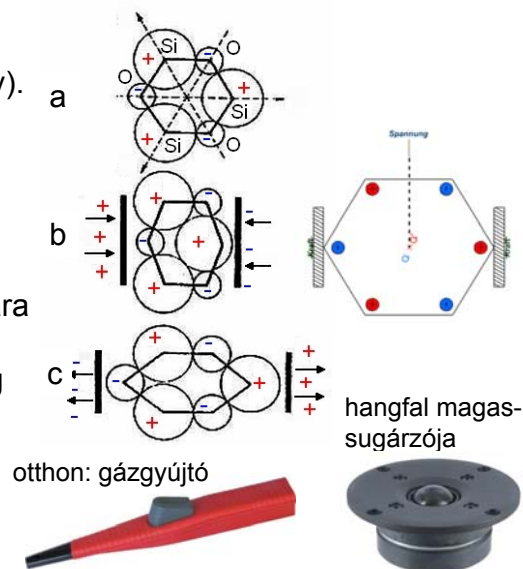
14

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 ~

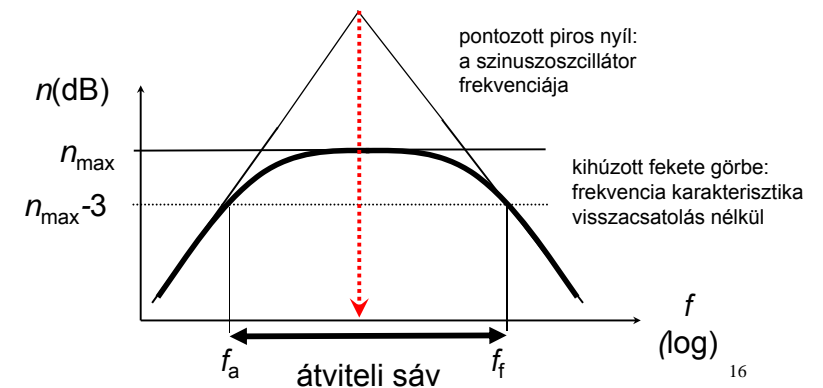
vö. Tkv. VIII.29. ábra

Elektromos jelforrás: szinuszoszcillátor

pozitív módon
visszacsatolt erősítő

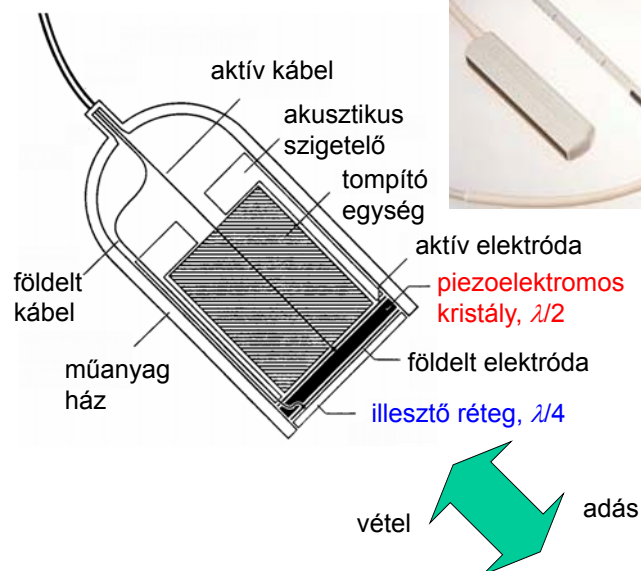
$$A_{U, \text{visszacsatolt}} = \frac{A_U}{1 - \beta A_U}$$

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



16

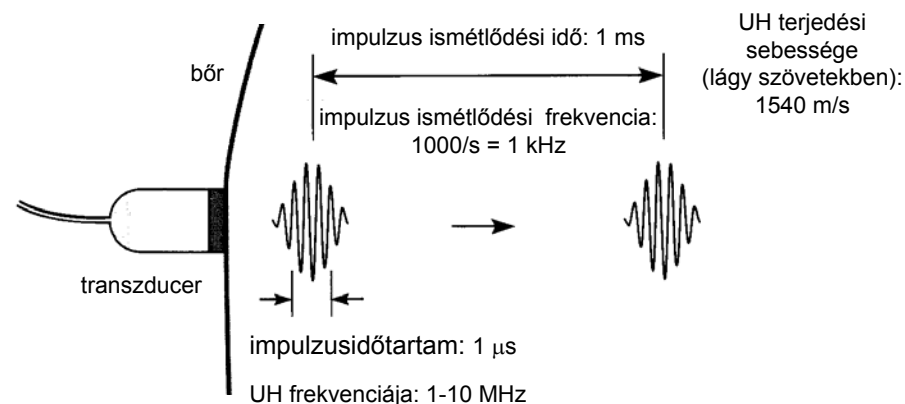
Az UH forrás felépítése



17

Az UH impulzusok jellemzői

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



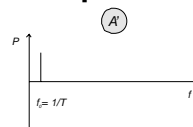
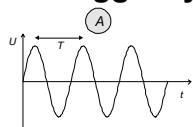
Tkv. VIII.32. ábra

18

Időfüggvény

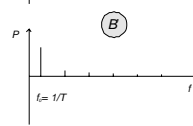
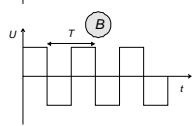
Spektrum

szinuszfüggvény



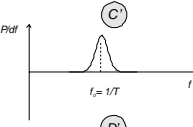
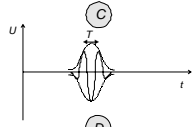
vonalas sp. (1 vonal)

periodikusfüggvény



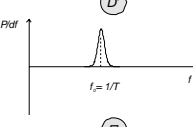
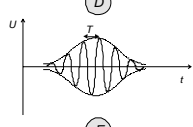
vonalas spektrum

egy pár periódus



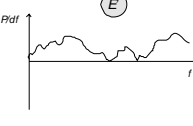
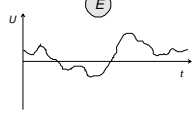
sávós spektrum

kicsit több periódus



sávós spektrum

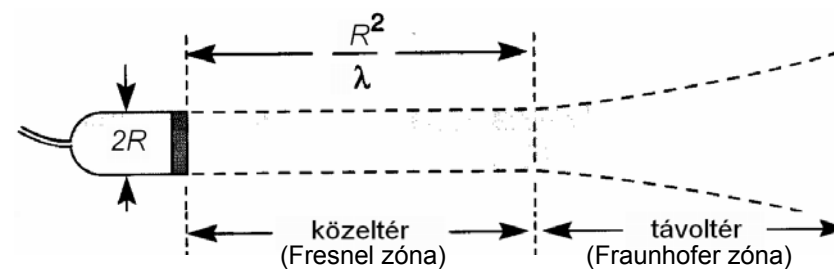
aperiodikusfüggvény



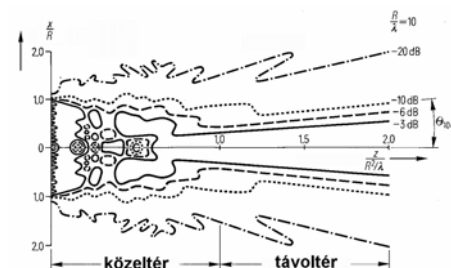
folytonos spektrum

19

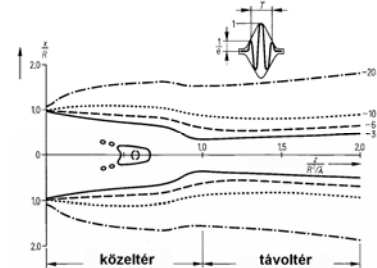
Az UH nyaláb kialakulása (egyszerűsített kép)

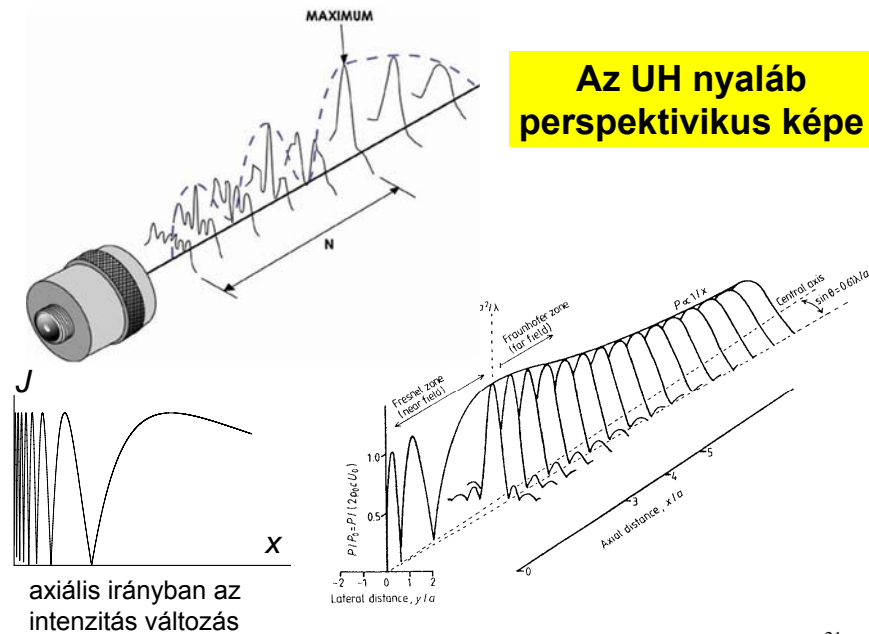


Nyalábforma folytonos sugárzó esetén



~ impulzus(üzemű) sugárzó esetén





vö. Tkv. 499.o.

21

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.

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

Az impulzushossz fordítottan arányos a frekvenciával.

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

22

Axiális feloldási határ

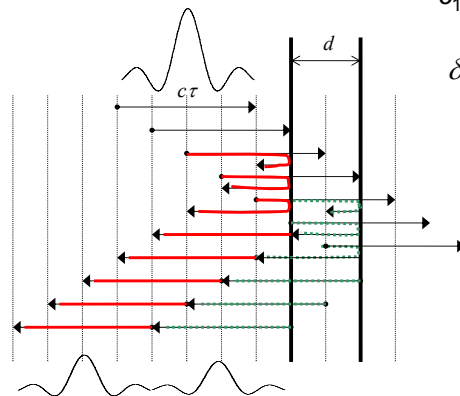
τ : impulzusidő

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

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

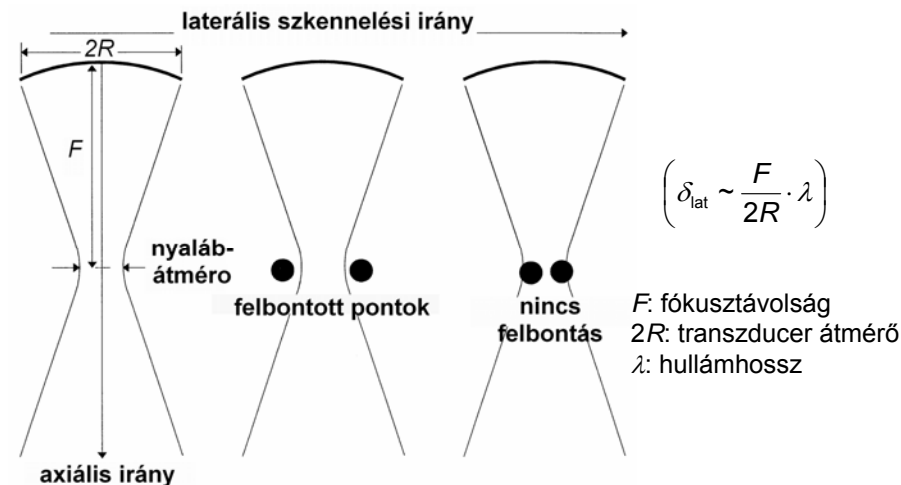
Az impulzushossz fele az axiális feloldási határa, mivel ekkor éppen érintik egymást az egymás mögötti helyekről induló echók.

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



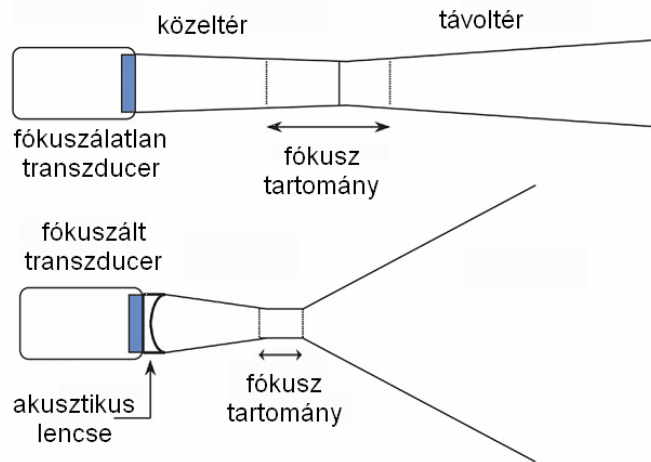
23

Laterális feloldási határ



24

Fókuszálás

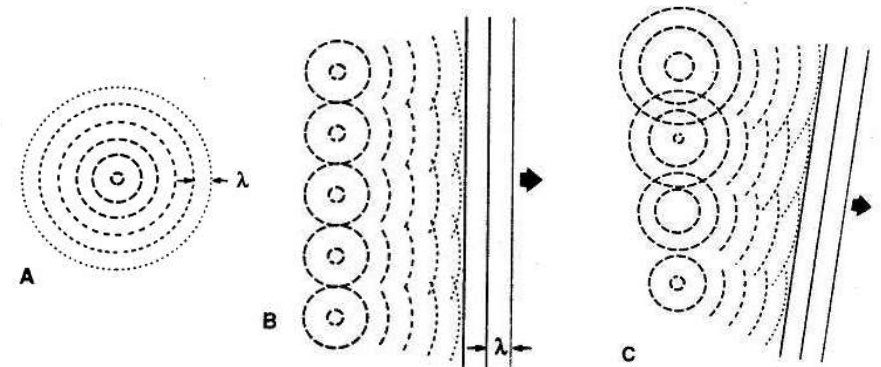


Fókuszáláskor a nyaláb divergenciája nő a távoltérben és romlik a mélységélesség.

25

Vö. Tkv. 500.o. 1. ábra

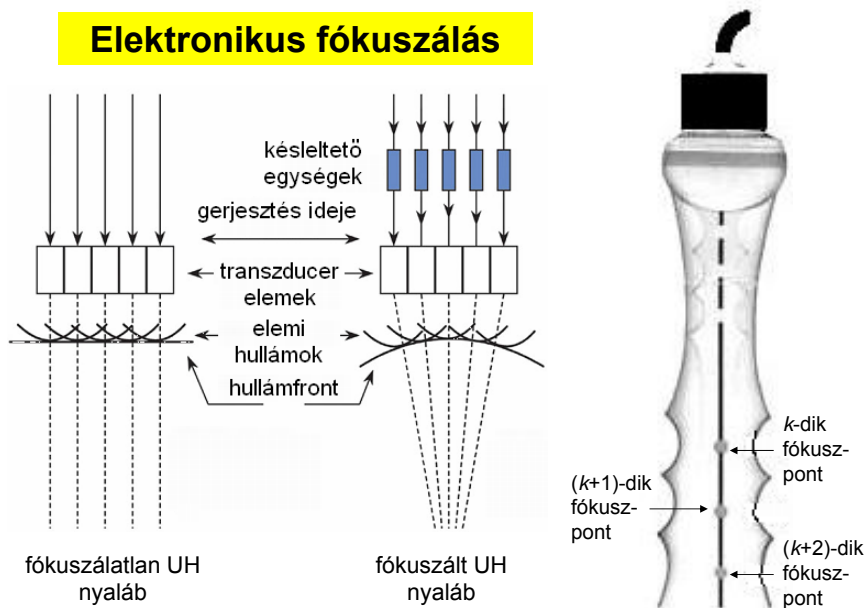
Huygens elv



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

26

Elektronikus fókuszálás



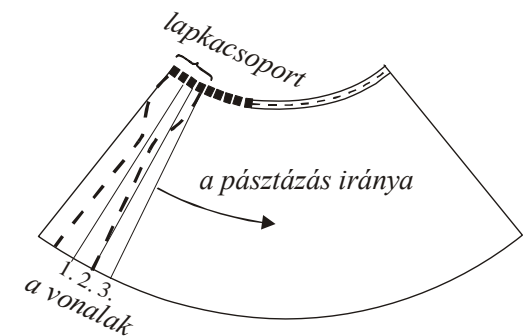
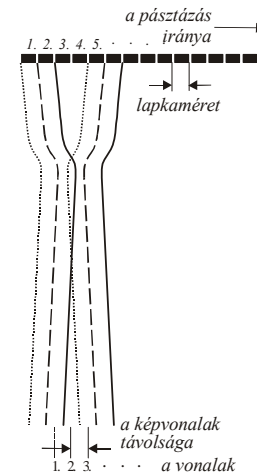
27

vö. Tkv. 501.o. 2. ábra

Pásztázás

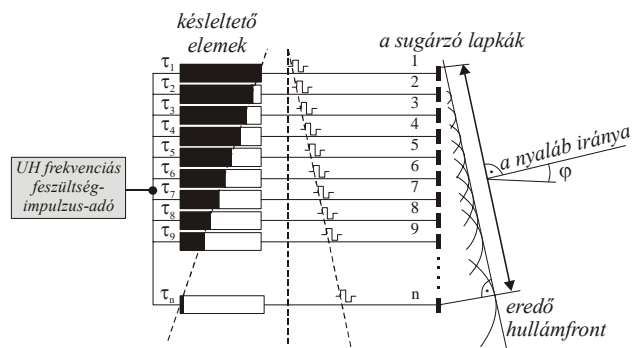
sokelemes lineáris lapkacsoport
("linear array")

sokelemes íves lapkacsoport
("curved array")

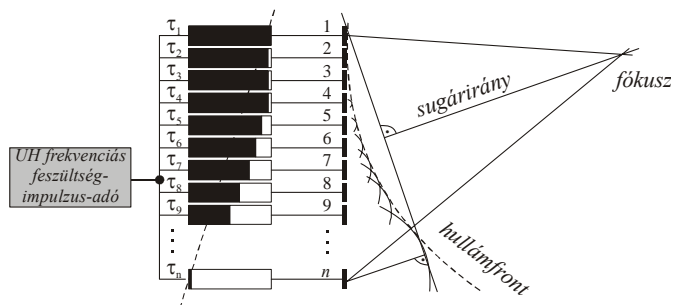


28

vö. Tkv. VII. 36-37. ábrák



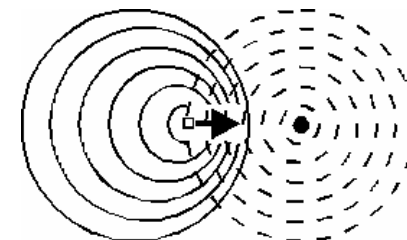
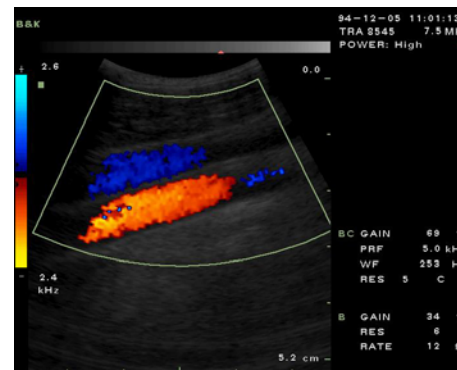
Pásztázás és fókuszálás



vö. Tkv. 507.o.

29

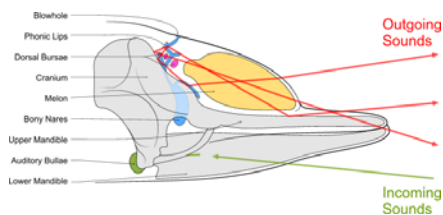
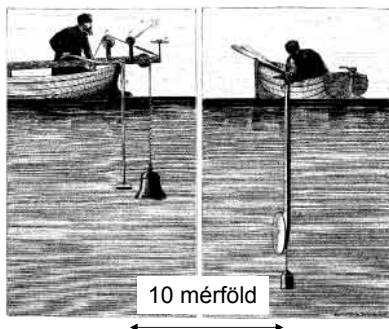
Az ultrahangos képalkotás, A-, B- és M-képek. Doppler-echo



Echo elv

1794 Spallanzani:
denevérek tájékozódása

1822 Colladen megméri
a hang terjedési
sebességét

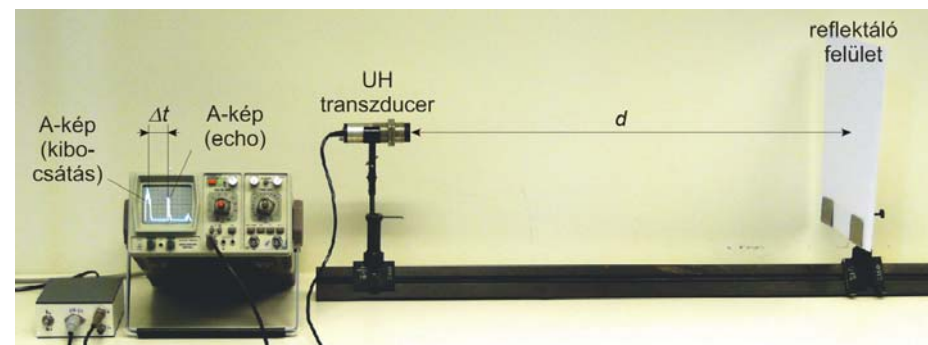


palackorrú delfin

31

Echo elv

speciális transzducerből levegőbe is kicsatolható az UH
intenzitás egy része

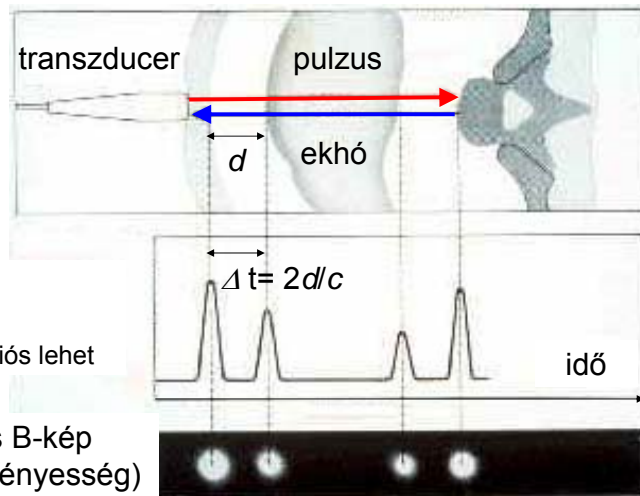


$$c\Delta t = d + d = 2d$$

32



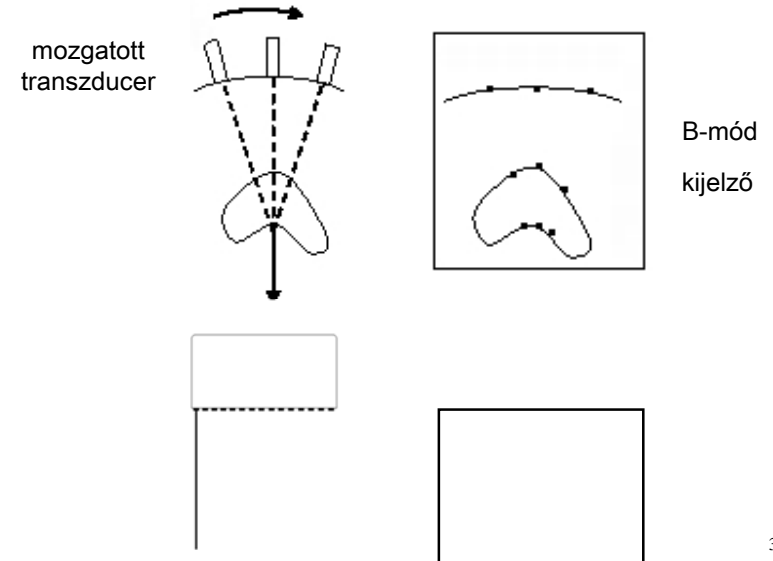
Echo elv, UH képek



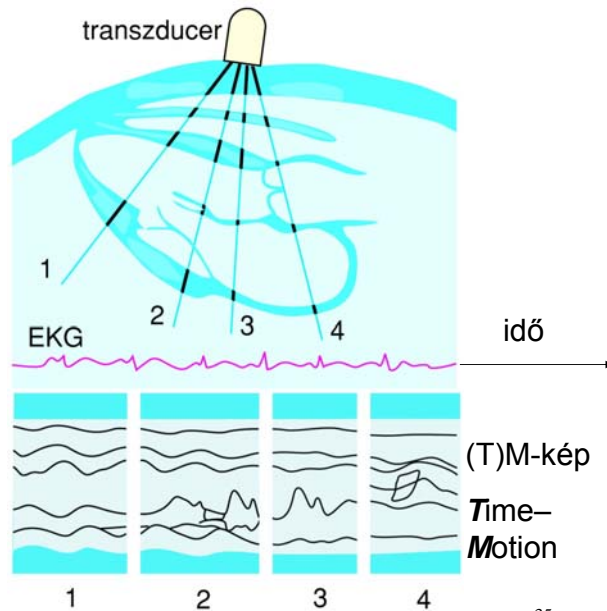
A-kép
(**A**mplitúdó)
csak egydimenziós lehet

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

Kétdimenziós B-kép



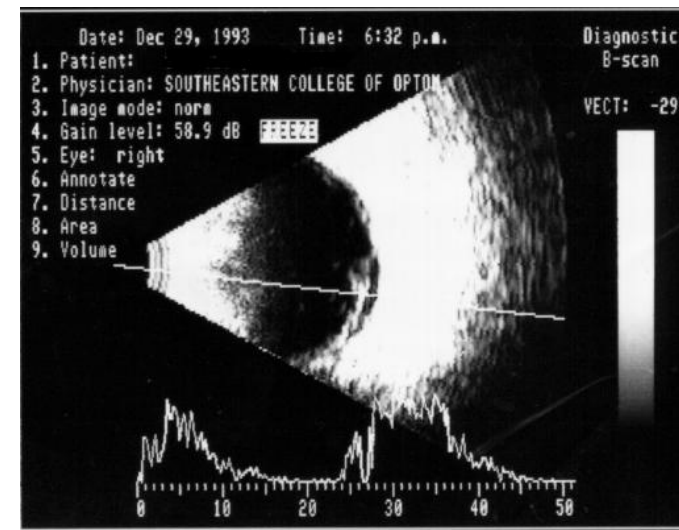
TM-kép



EKG jel
referenciaként

(függőleges)
egydimenziós
B-kép időbeli
változása

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



Terjedési
sebesség
figyelembe-
vétele
pontos
távolságok
meghatáro-
zására:

cornea:
1641 m/s

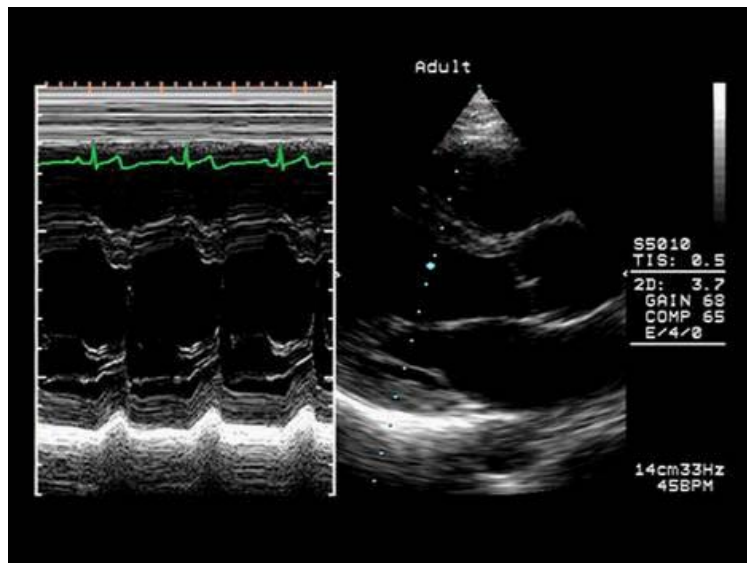
csarnokvíz:
1532 m/s

humán
szemlencse:
1641 m/s

üvegtest:
1532 m/s

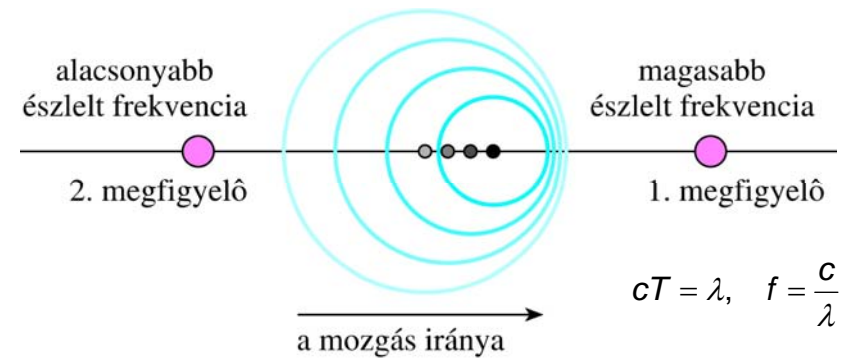
TM-kép

B-kép



Doppler jelenség

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



Tkv. VIII.39. ábra

38

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)

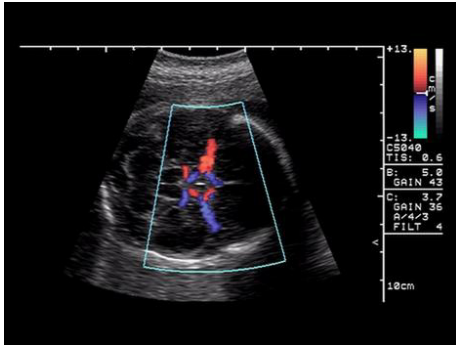
$$\Delta f = f_D = \pm 2 \frac{v_R}{c} f$$

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

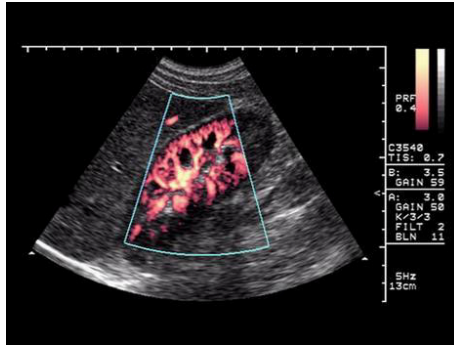
40

Színkódolás

transzducer felé: meleg színek,
transzducertól elfelé: hideg színek



BART: Blue Away Red Towards



power Doppler

41

Vörösvértestek, mint szórócentrumok. 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. $f = 8000 \text{ kHz}$

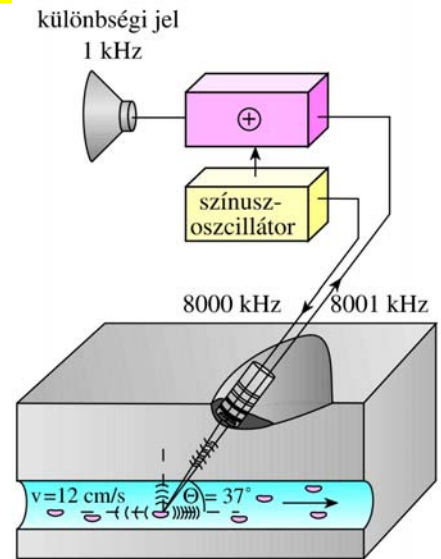
$v = 12 \text{ cm/s}$

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

$\theta = 37^\circ$

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

(lebegés jelensége)

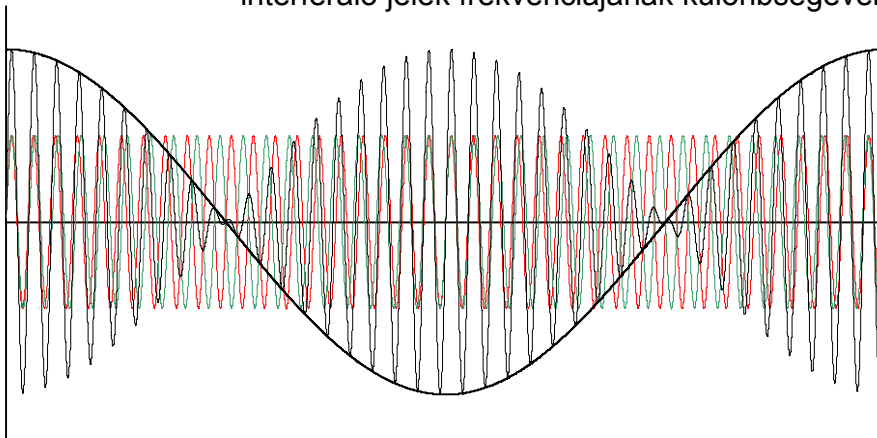


Tkv. VIII.41. ábra

Lebegés

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

a lebegés frekvenciája megegyezik az
interferáló jelek frekvenciájának különbségével

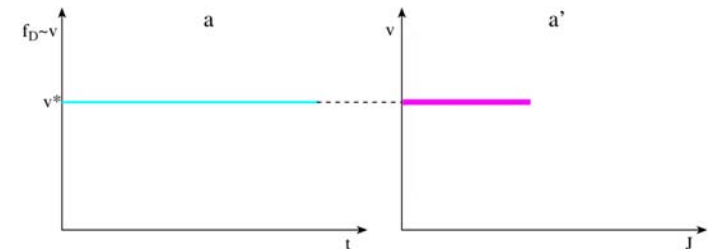


emlékeztető: $\sin \alpha + \sin \beta = 2 \sin \frac{\alpha + \beta}{2} \cos \frac{\alpha - \beta}{2}$

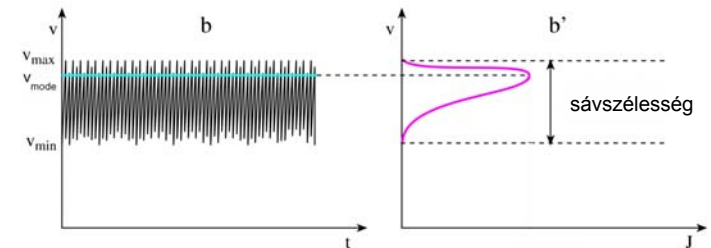
43

Doppler görbék

egy állandó
sebesség
(v^*)



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



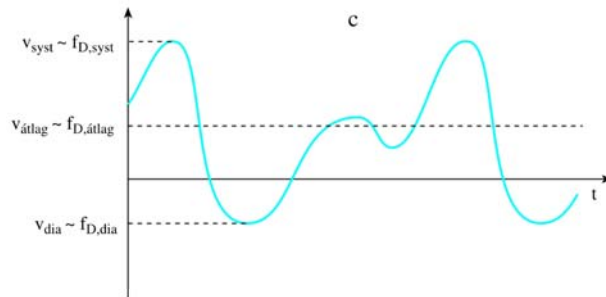
sebességeloszlás TM-képe

eloszlásfüggvény egy
időpillanatban

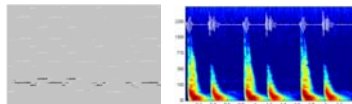
44

Doppler görbék

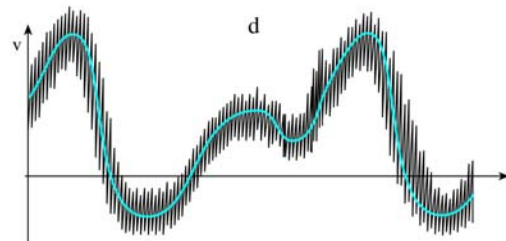
minden
időpillanatban egy
sebességgel
jellemzhető áramlás



minden időpillanatban egy
sebességeloszlással
jellemzhető áramlás



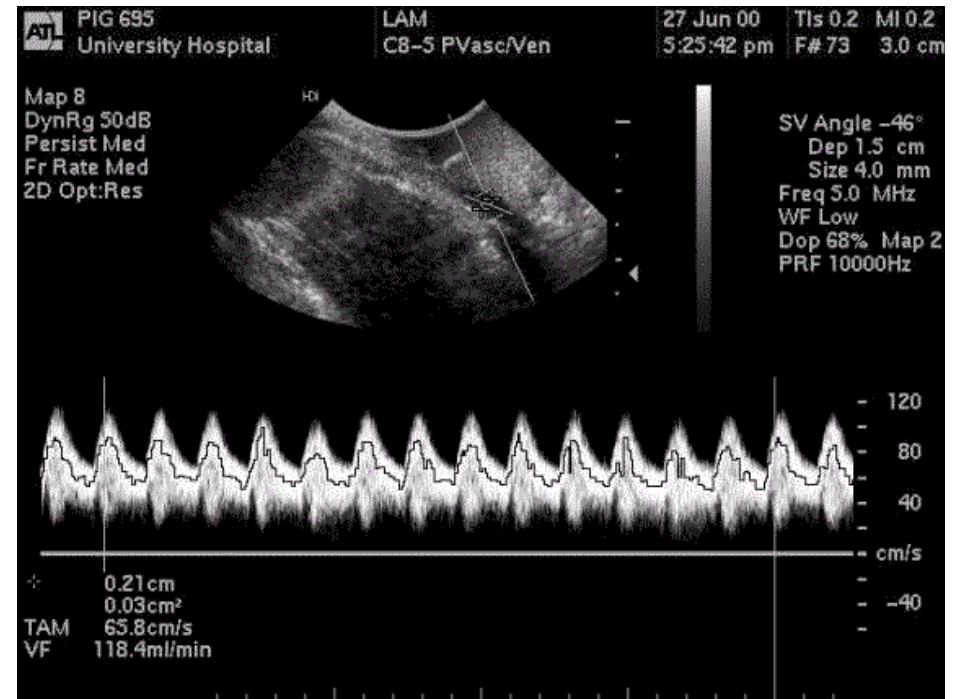
vö. zene/szívhangok
idő-fr. reprezentációban



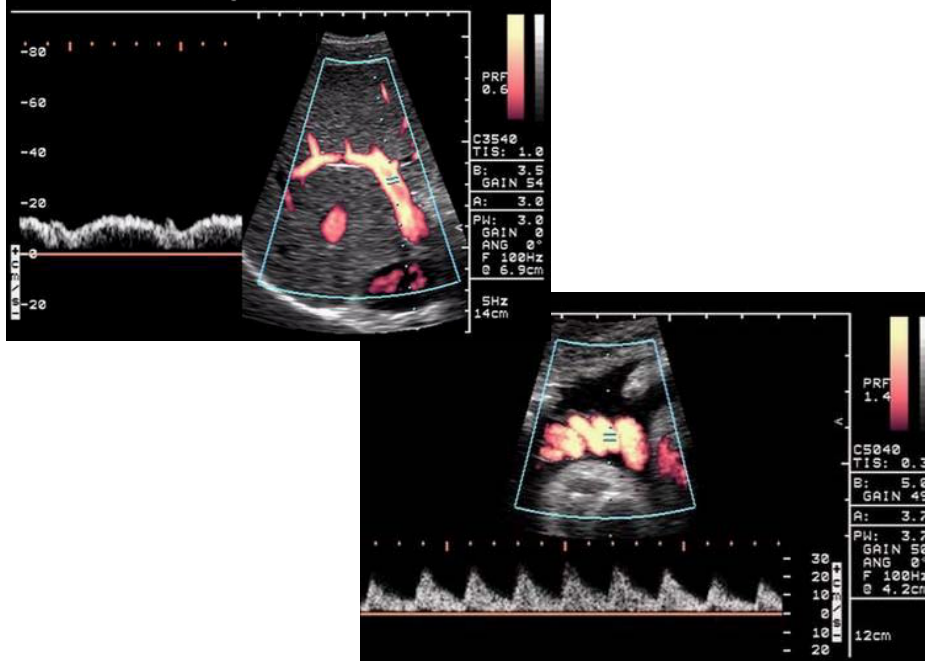
sebességeloszlásTM-képe

45

Tkv. VIII.42. ábra



Normal portal vein flow

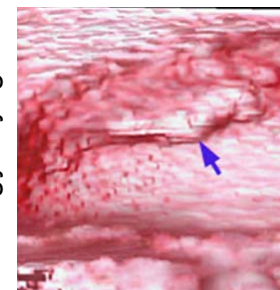


Felületi ill. 3D rekonstrukció

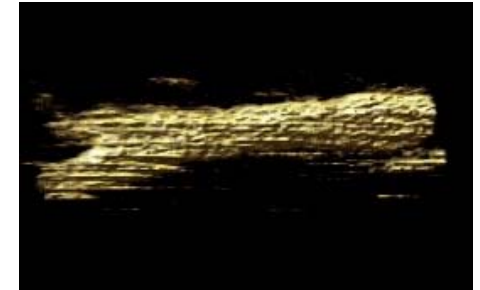
magzat arc



húgyhólyag



nyaki verőér



Intenzitás

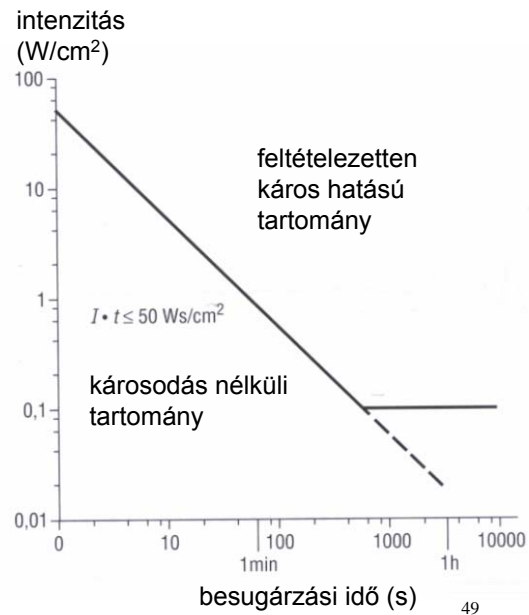
diagnosztika:

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

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



folytatás:

Képképző eljárások
(4. évf. őszi félév)

előadás + gyakorlat

