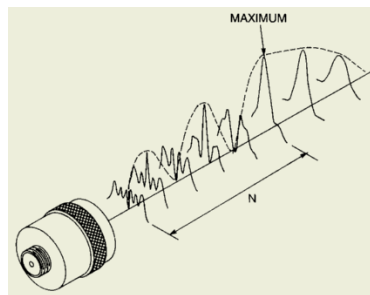
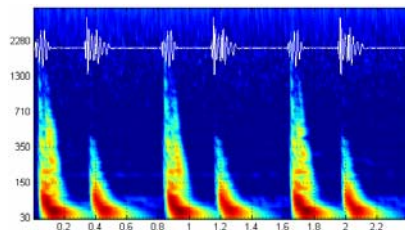


Hang –ultrahang



KAD 2012.03.21

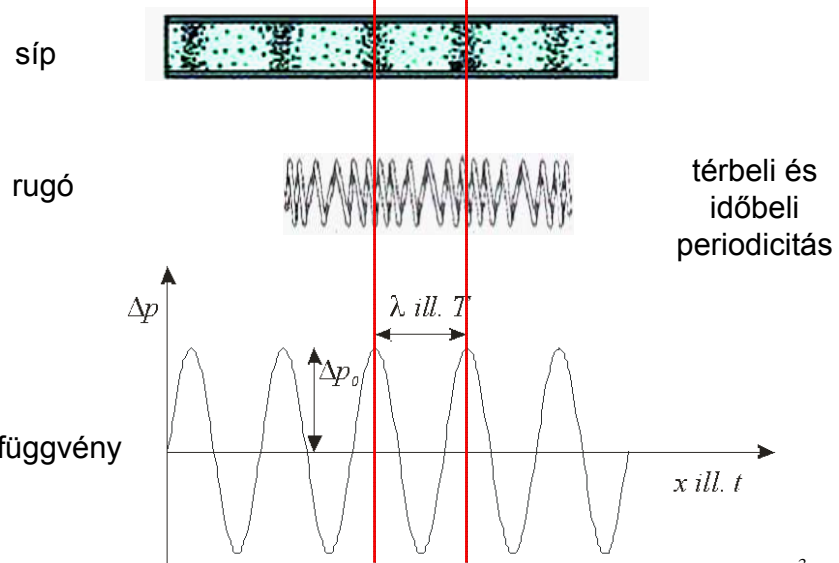


kocsmai kérdés: mennyi bor van a hordóban?
orvosi kérdés: mennyi levegő van a tüdőben?

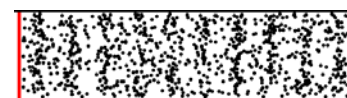
Augenbrugger (grazi kocsmáros orvos fia, 1761):
perkusszió üreges szervek légtartalmának a vizsgálatára

2

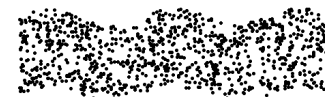
Hang: mechanikai hullám (modell)



3



longitudinális hullám
(gázokban és folyadékok
belsejében csak ilyen)



transzverzális hullám

hidrosztatikai nyomás + nyomásváltozás, hangnyomás

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

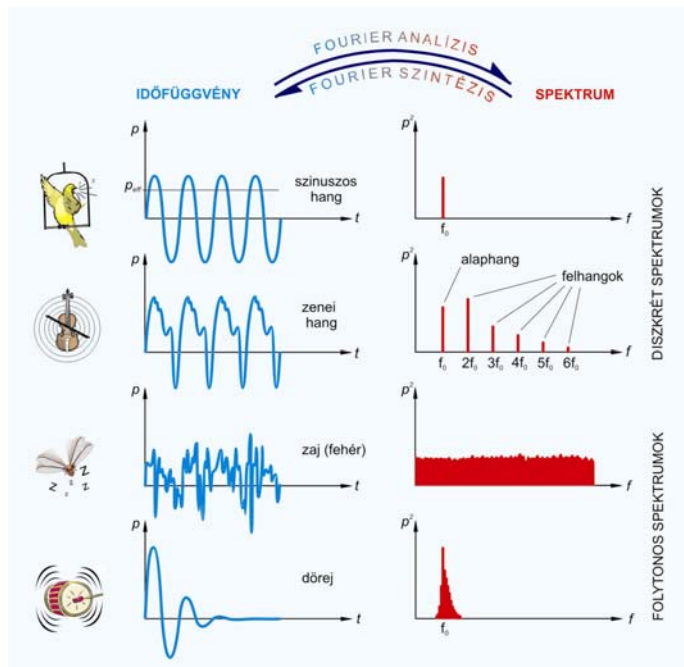
nyomás DC + AC amplitúdó fázis

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

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



4



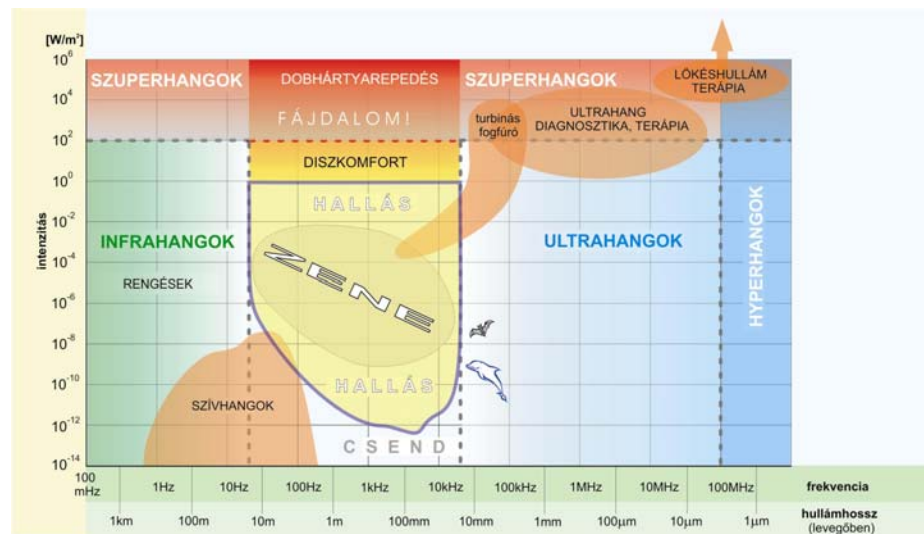
Tkv. IV.23. ábra.

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**

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

akusztikus impedancia/
akusztikus ellenállás/
akusztikus keménység
(definíció)

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

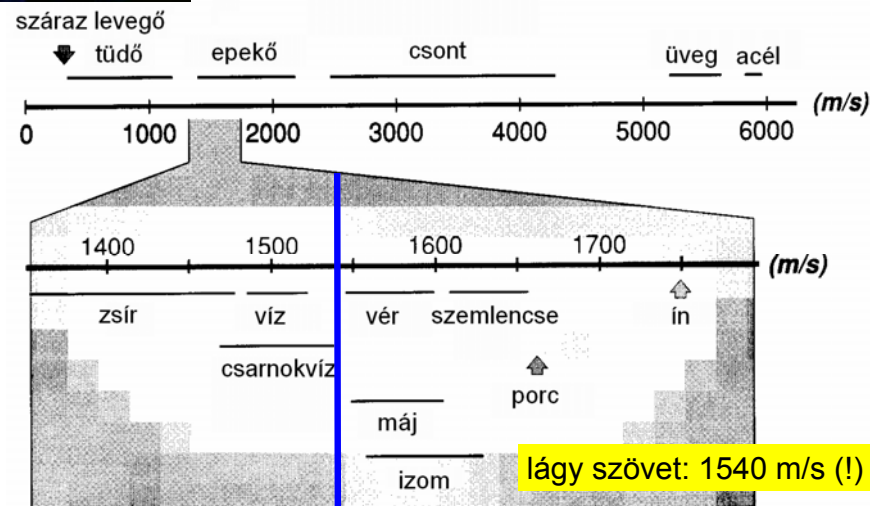
akusztikus impedancia
(hasznos alak)



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

7

A hang/UH sebessége különféle közegekben



vö. Tkv. II.4. táblázat

Az ultrahang intenzitása

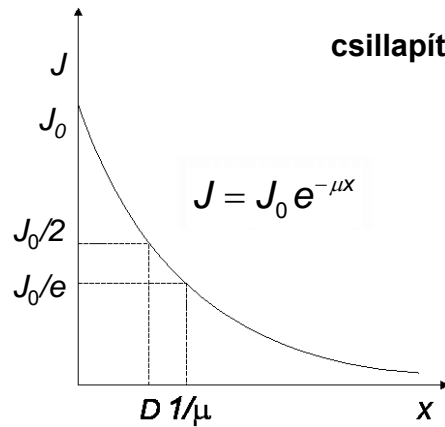
$$J = \frac{1}{Z} \Delta p_{\text{eff}}^2$$

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

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

μ a diagnosztikai
frekvencia tartományban
arányos a frekvenciával

fajlagos csillapítás:

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

9

μ a diagnosztikai
frekvencia
tartományban
arányos a
frekvenciával

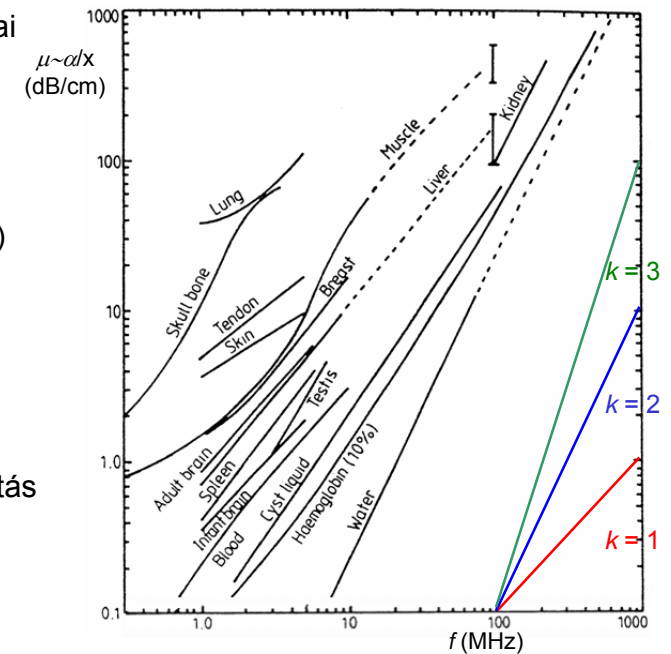
$$\mu \sim f^k, \quad k \sim 1(?)$$

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

ha egyenest
kapunk, akkor jó a
hatványfüggvény
közelítés

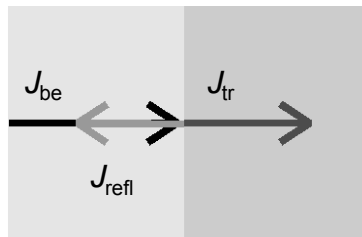
fajlagos csillapítás
lágy szövetre:

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



Közeg határán lejátszódó jelenségek

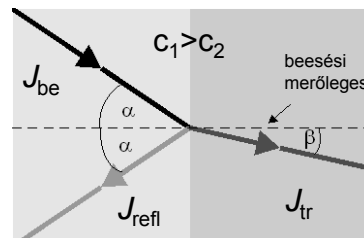
merőleges beesés



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

reflexió és transzmisszió

ferde beesés



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

Snellius-Descartes

11

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:

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

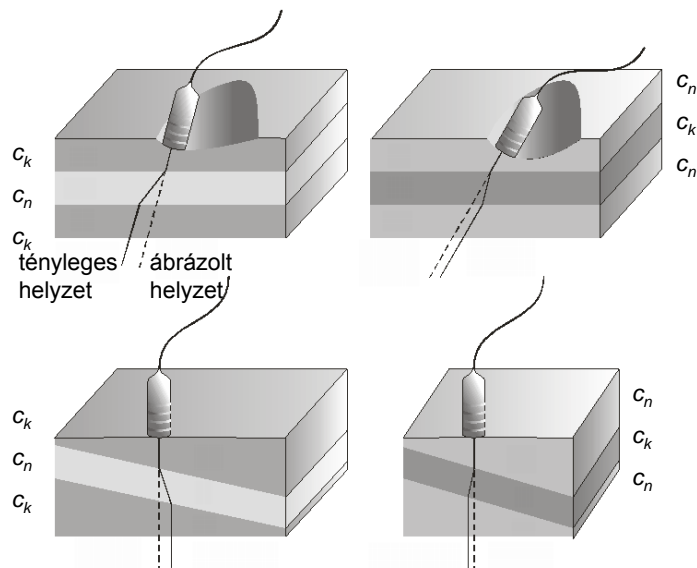
optimális csatlás:

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



12

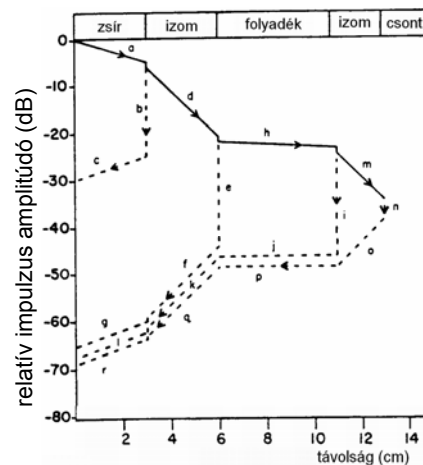
Ferde beesés ill. külső felülethez képest ferde helyzetű réteg



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

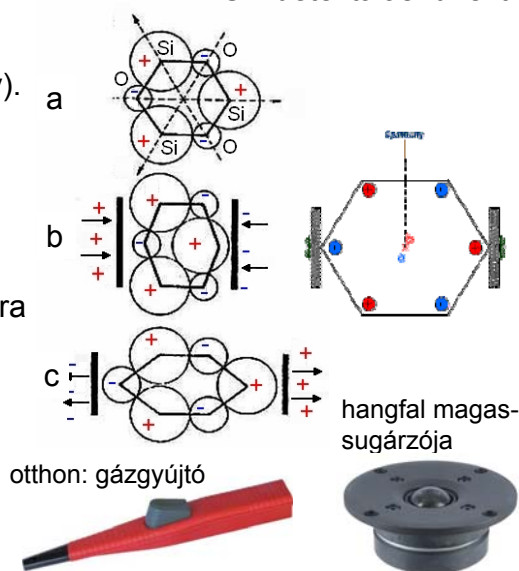
14

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 ~

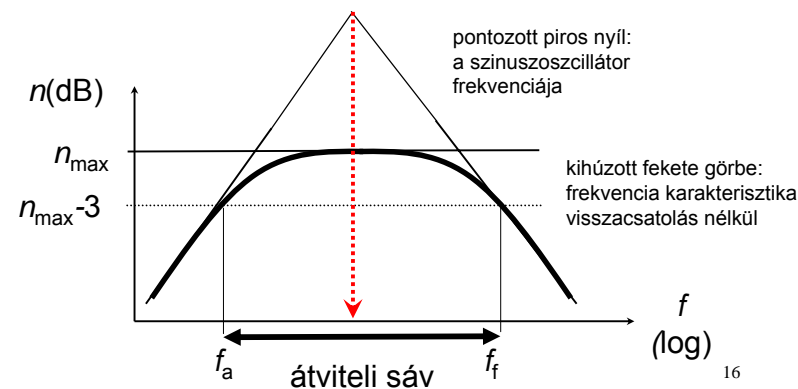
vö. Tkv. VIII.29. ábra

Elektromos jelforrás: szinuszoszcillátor

pozitív módon
visszacsatolt erősítő

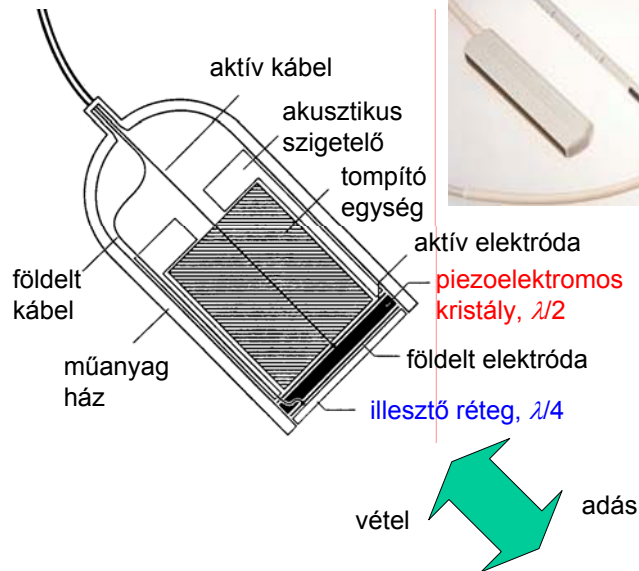
$$A_{U, \text{visszacsatolt}} = \frac{A_U}{1 - \beta A_U}$$

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



16

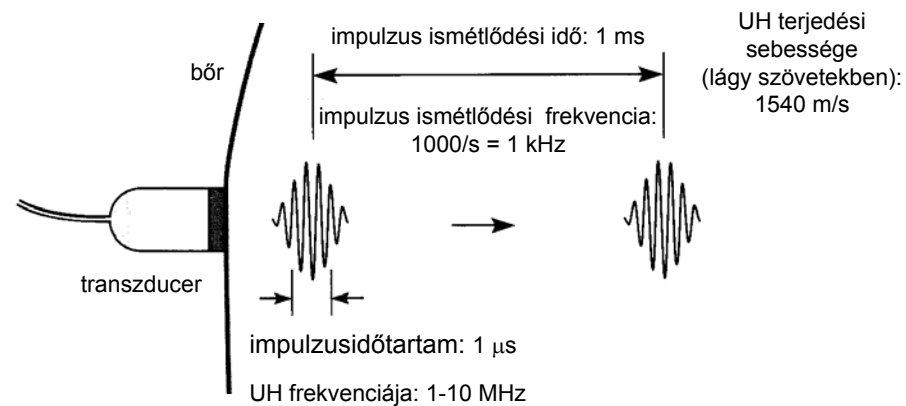
Az UH forrás felépítése



17

Az UH impulzusok jellemzői

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



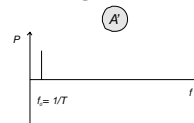
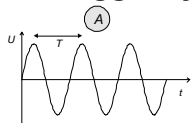
Tkv. VIII.32. ábra

18

Időfüggvény

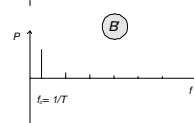
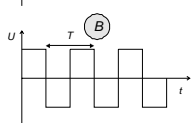
Spektrum

szinuszos függvény



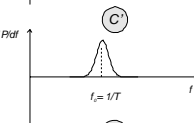
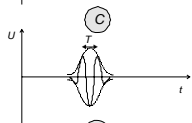
vonalas sp. (1 vonal)

periodikus függvény



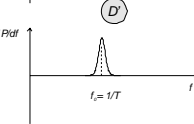
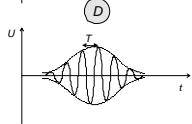
vonalas spektrum

egy pár periódus



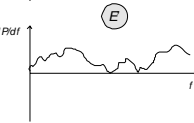
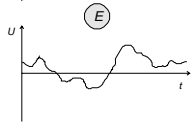
sávós spektrum

kicsit több periódus



sávós spektrum

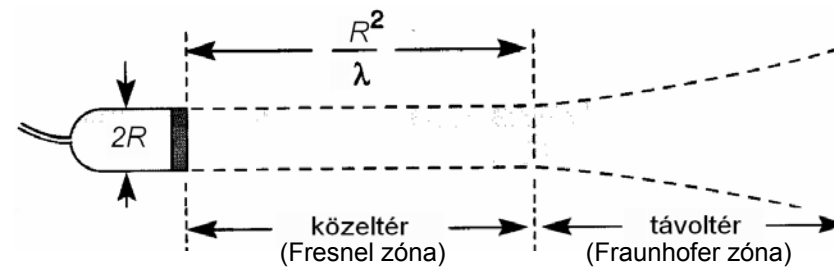
aperiodikus függvény



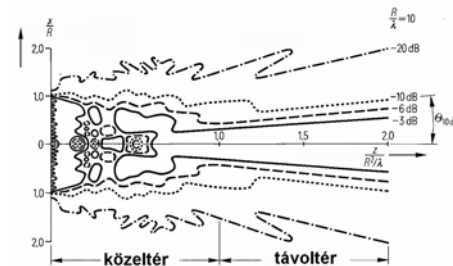
folytonos spektrum

19

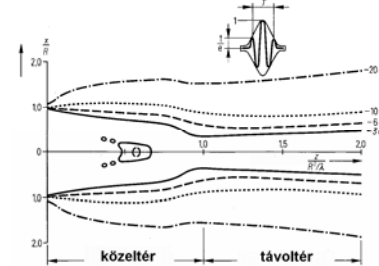
Az UH nyaláb kialakulása (egyszerűsített kép)

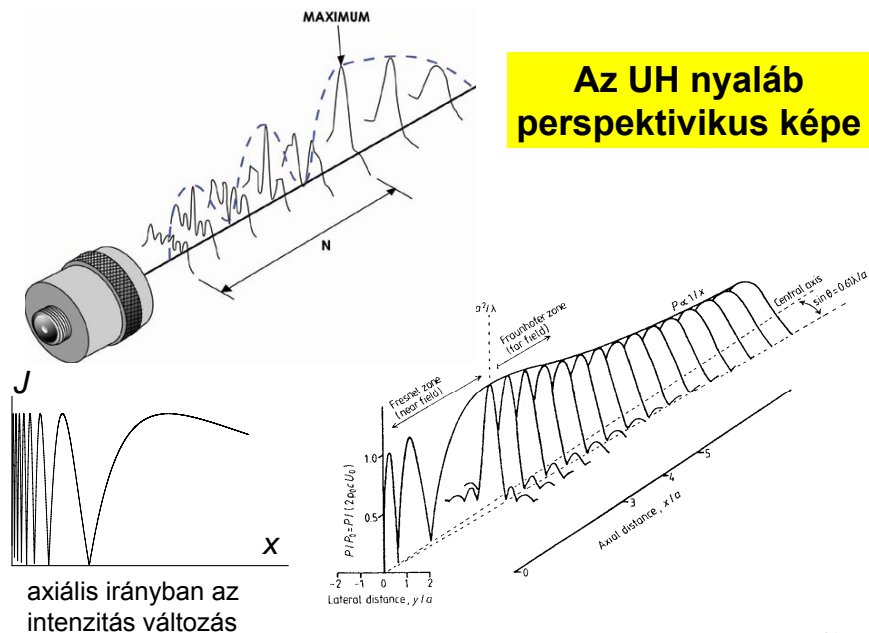


Nyalábforma folytonos sugárzó esetén



~ 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.

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

22

Axiális feloldási határ

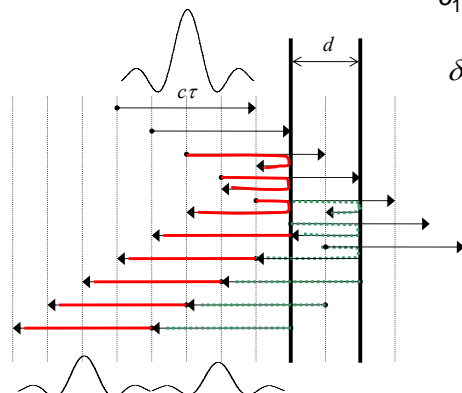
τ : impulzusidő

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

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

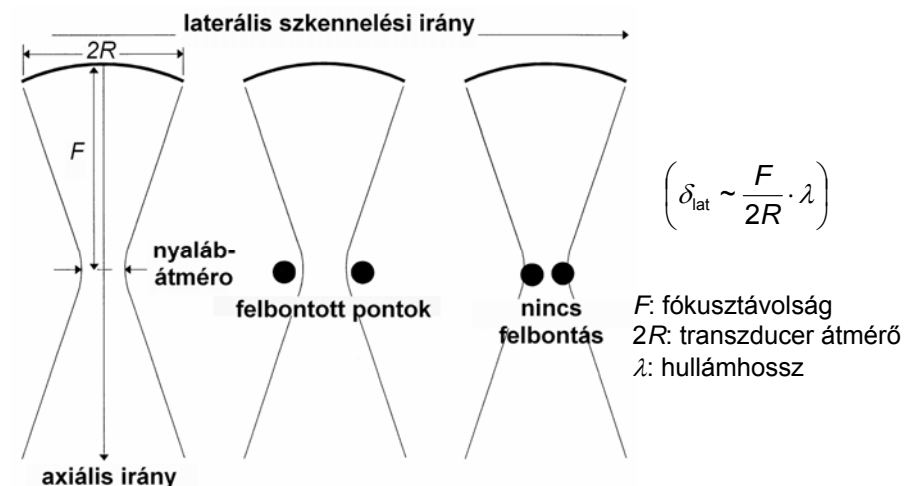
Az impulzushossz fele az axiális feloldási határa, mivel ekkor éppen érintik egymást az egymás mögötti helyekről induló echók.

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



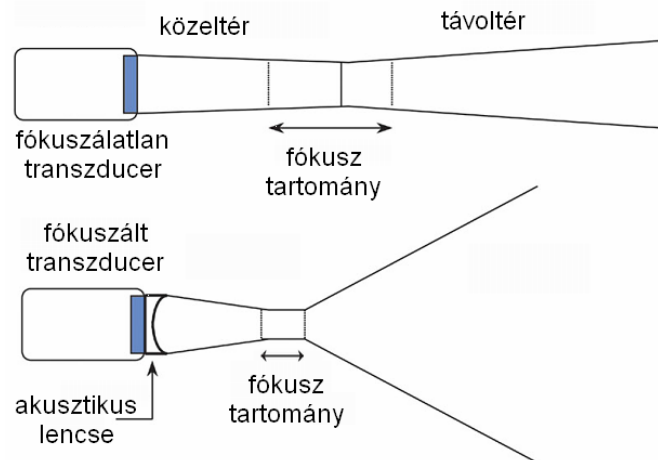
23

Laterális feloldási határ



24

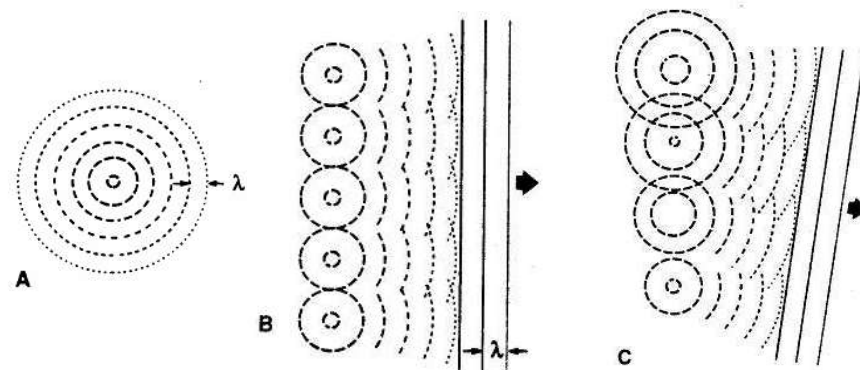
Fókuszálás



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

25

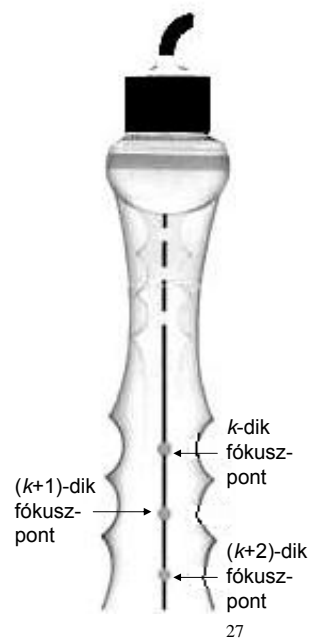
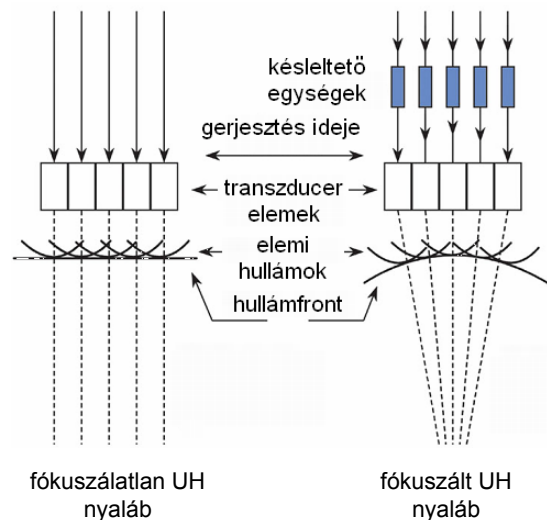
Huygens elv



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

26

Elektronikus fókuszálás

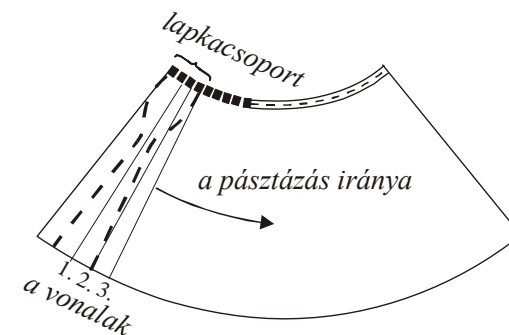
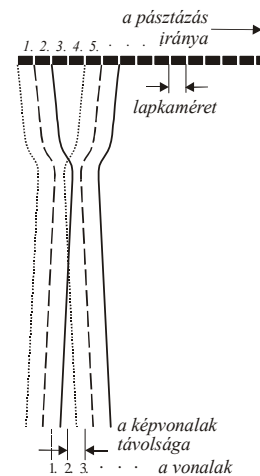


27

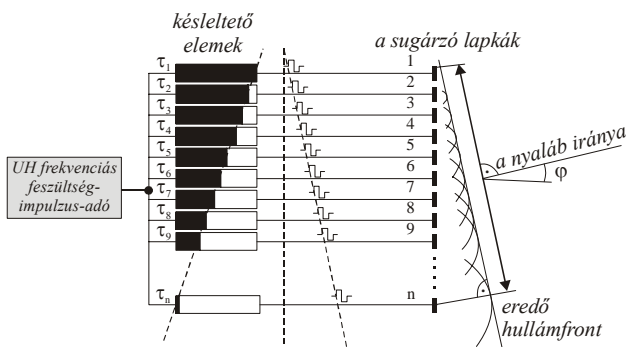
Pásztázás

sokelemes lineáris lapkacsoport
("linear array")

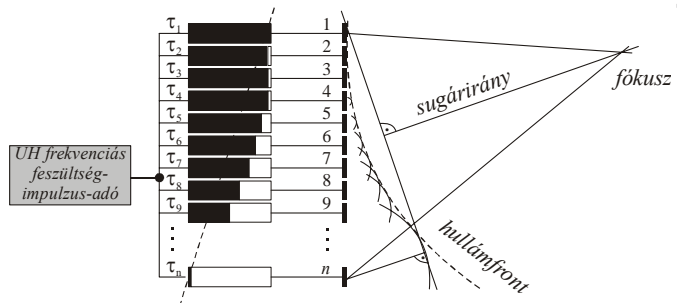
sokelemes íves lapkacsoport
("curved array")



28



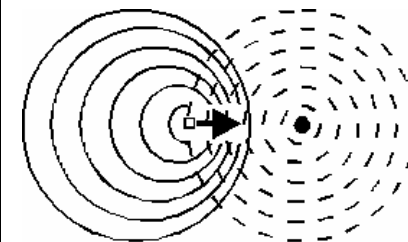
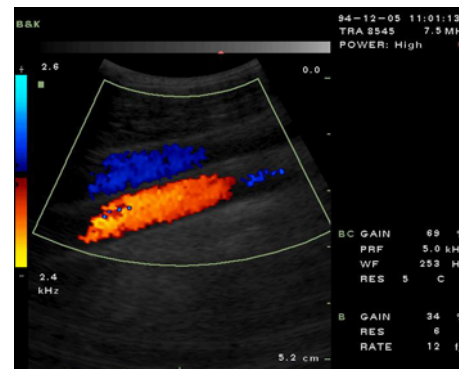
Pásztázás és fókuszálás



vö. Tkv. 507.o.

29

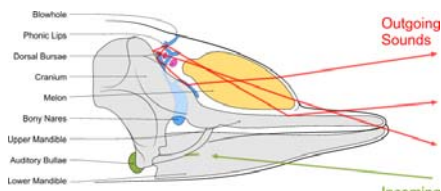
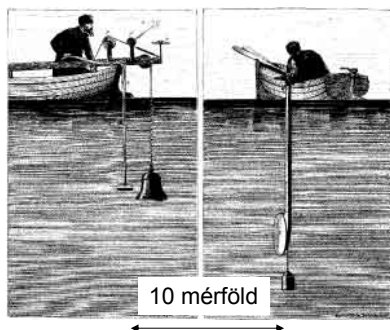
Az ultrahangos képalkotás, A-, B- és M-képek. Doppler-echo



Echo elv

1794 Spallanzani: denevérek tájékozódása

1822 Colladen megméri a hang terjedési sebességét

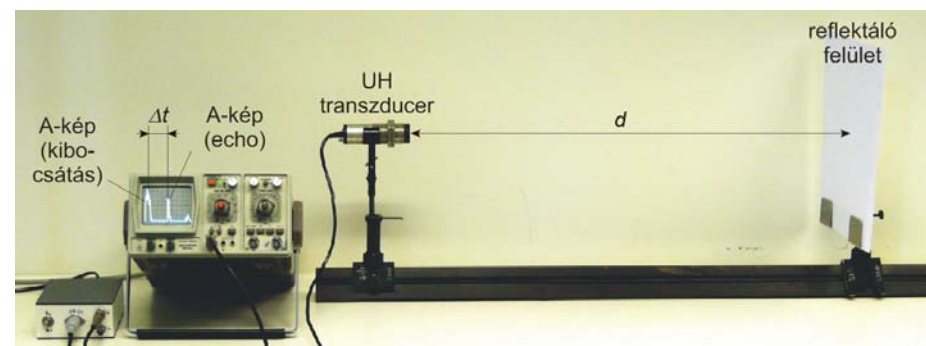


palackorrú delfin

31

Echo elv

speciális transzducerből levegőbe is kicsatolható az UH intenzitás egy része

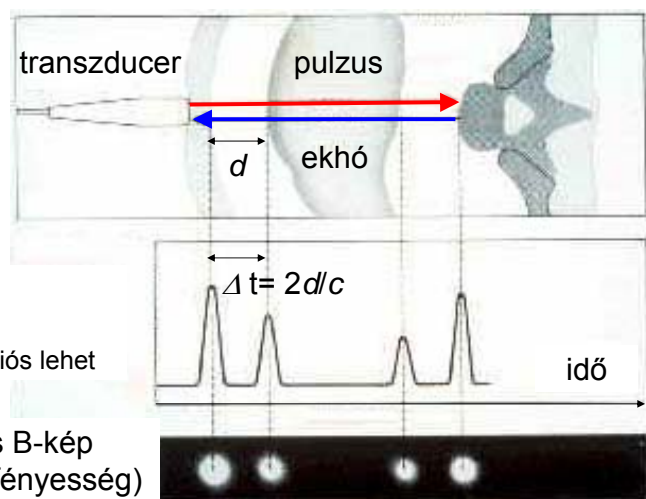


$$c\Delta t = d + d = 2d$$

32



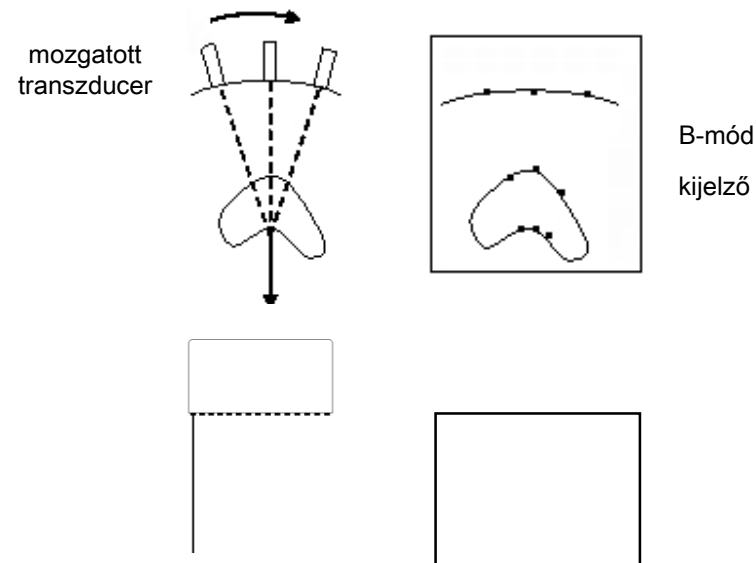
Echo elv, UH képek



33

vö. Tkv. VIII.33. ábra

Kétdimenziós B-kép

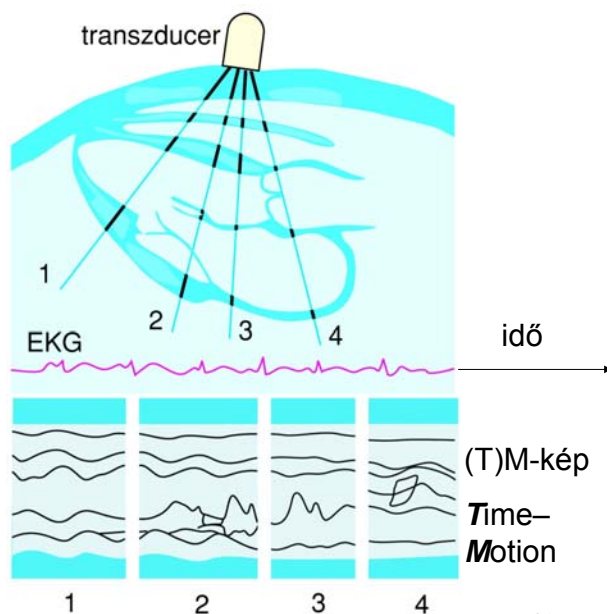


34

TM-kép

EKG jel
referenciaként

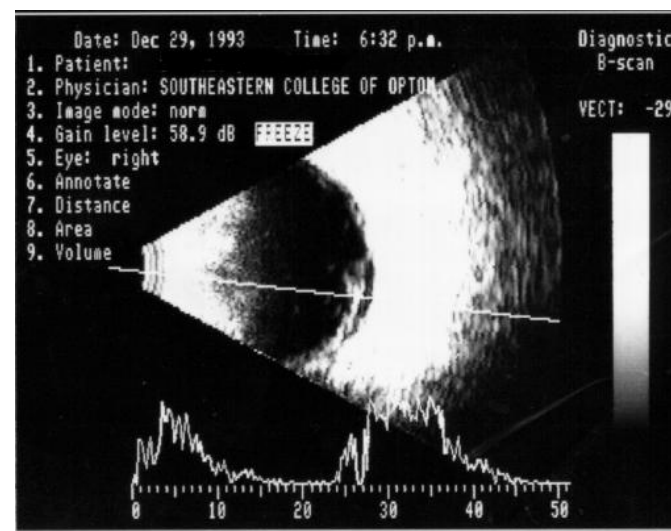
(függőleges)
egydimenziós
B-kép időbeli
változása



35

Tkv. VIII.34. ábra

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



Terjedési
sebesség
figyelembe-
vétele
pontos
távolságok
meghatáro-
zására:

cornea:
1641 m/s

csarnokvíz:
1532 m/s

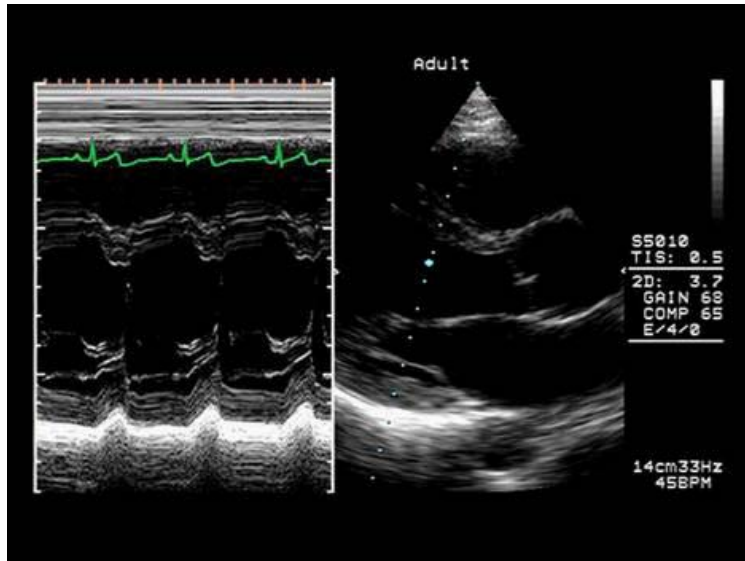
humán
szemlencse:
1641 m/s

üvegtest:
1532 m/s

36

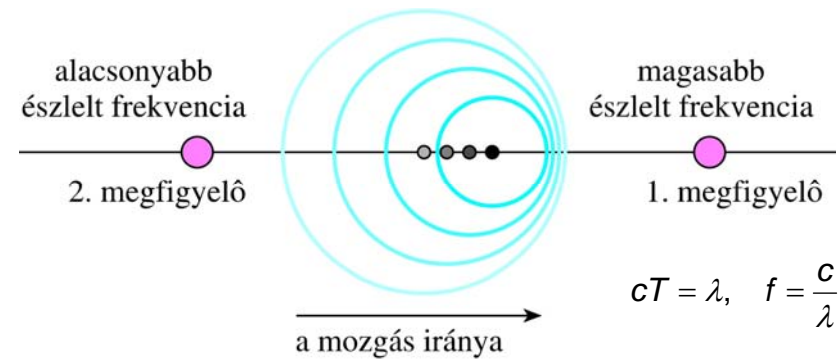
TM-kép

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)

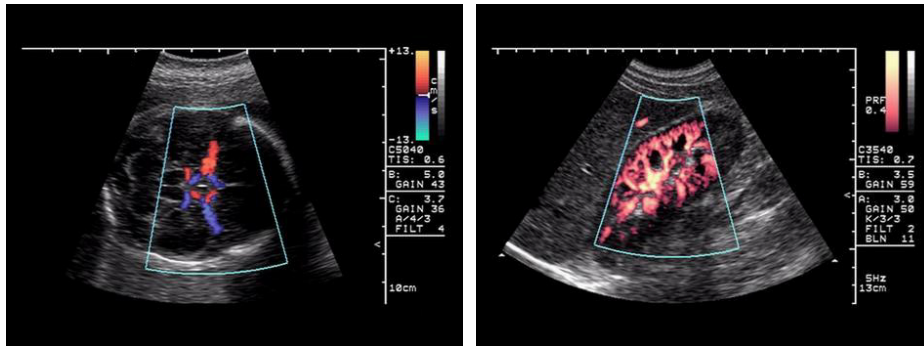
$$\Delta f = f_D = \pm 2 \frac{v_R}{c} f$$

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

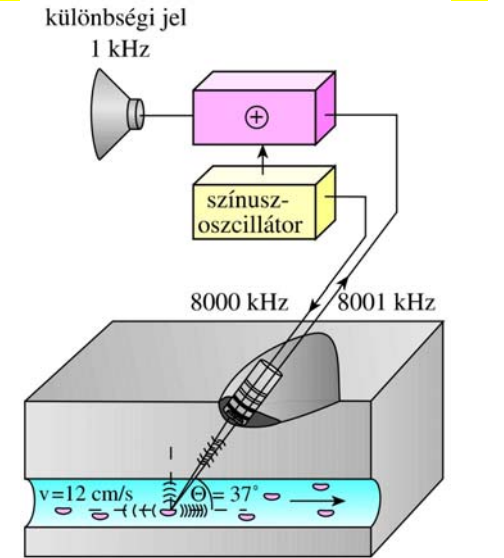
Vörösvértestek, mint szórócentrumok. CW Doppler berendezés áramlási átlagsebesség mérésére

CW: folyamatos hullámú
adó és vevő különválasztva
(egymás mellett)

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

pl. $f = 8000 \text{ kHz}$
 $v = 12 \text{ cm/s}$
 $c = 1600 \text{ m/s}$
 $\theta = 37^\circ$

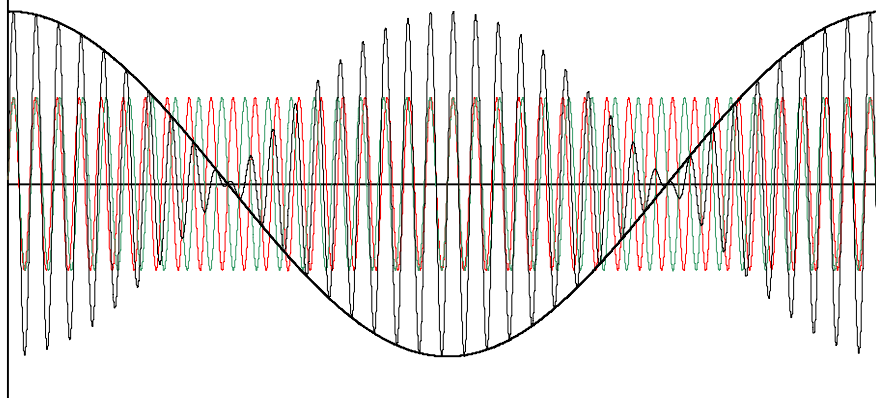
$\Rightarrow f_D = 1 \text{ kHz}$
(lebegés jelensége)



Tkv. VIII.41. ábra

Lebegés

$f_{\text{piros}} \geq f_{\text{zöld}}$ a lebegés frekvenciája megegyezik az
interferáló jelek frekvenciájának különbségével

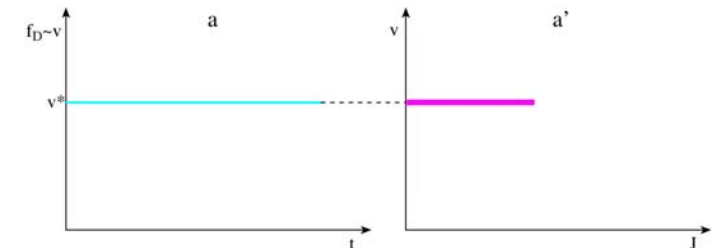


emlékeztető: $\sin \alpha + \sin \beta = 2 \sin \frac{\alpha + \beta}{2} \cos \frac{\alpha - \beta}{2}$

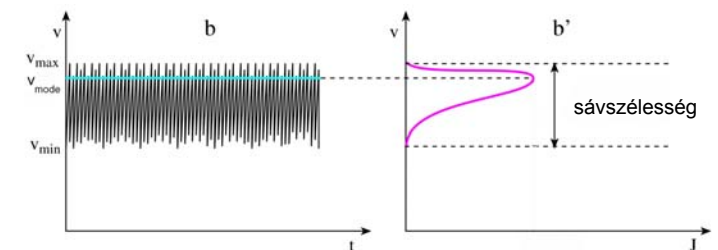
43

Doppler görbék

egy állandó
sebesség
(v^*)



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



sebességeloszlás TM-képe

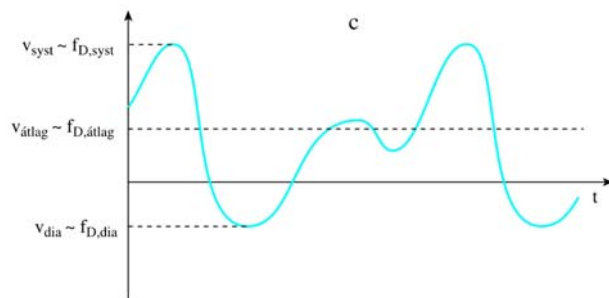
eloszlásfüggvény egy
időpillanatban

44

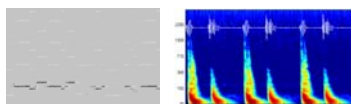
Tkv. VIII.42. ábra

Doppler görbék

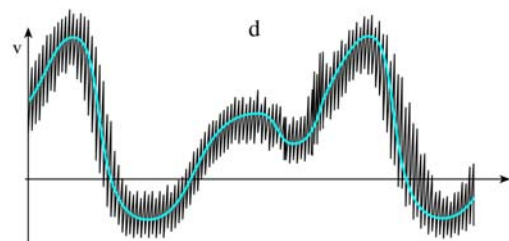
minden időpillanatban egy sebességgel jellemezhető áramlás



minden időpillanatban egy sebességeloszlással jellemezhető áramlás



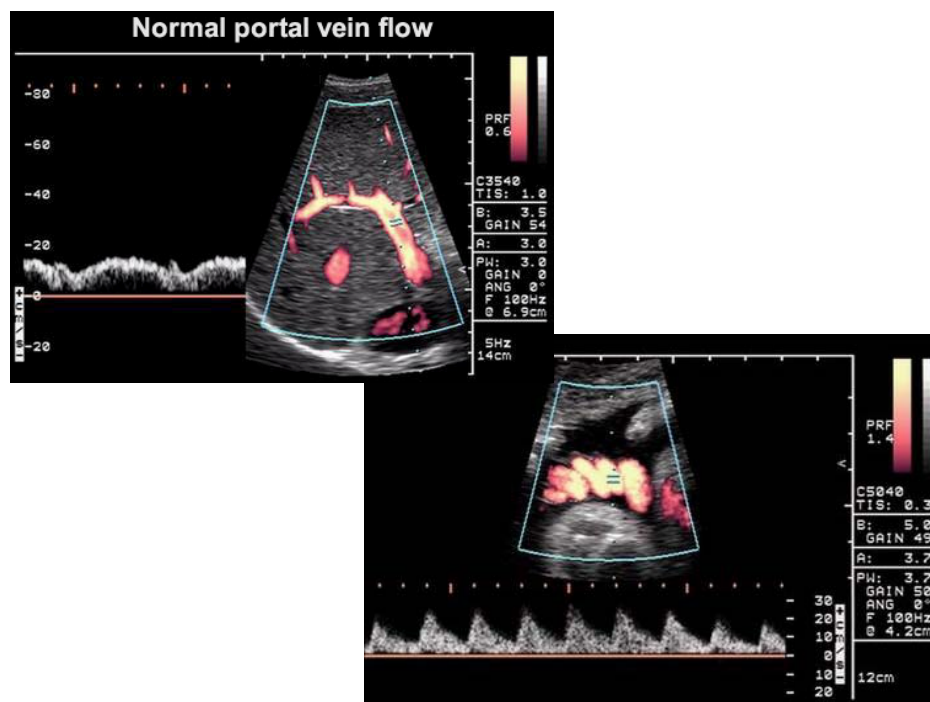
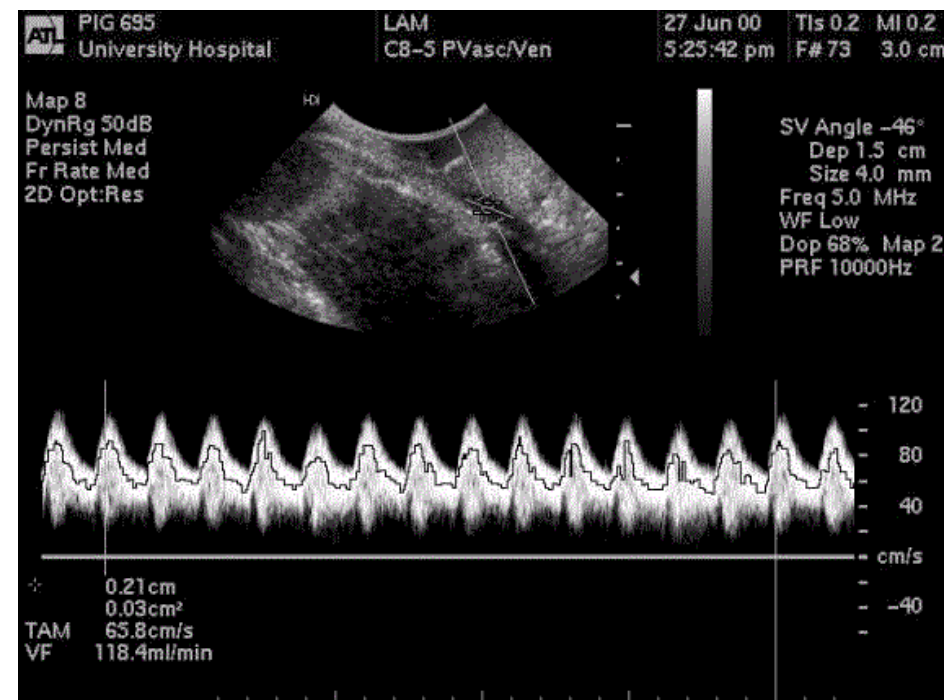
vő. zene/szívhangok idő-fr. reprezentációban



sebességeloszlás TM-képe

45

Tkv. VIII.42. ábra

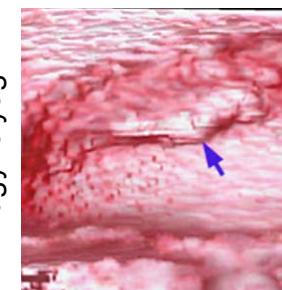


Felületi ill. 3D rekonstrukció

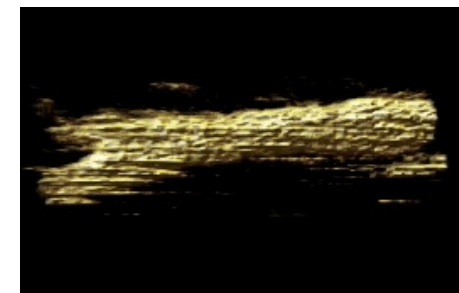
magzat arc



húgyhólyag



nyaki verőér



Intenzitás

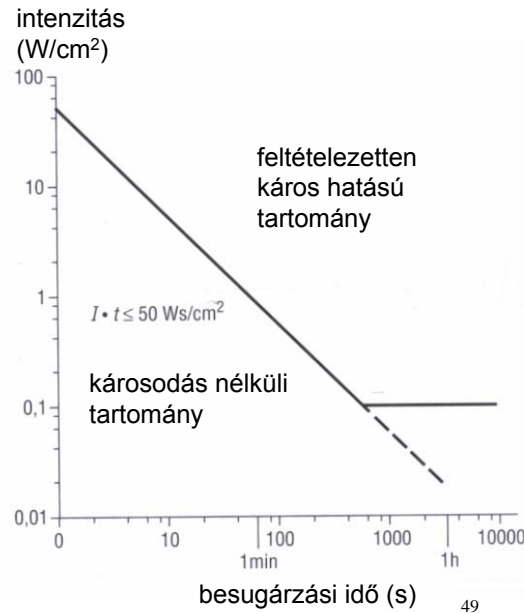
diagnosztika:

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

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



UH terápia

mechanikai és/vagy hőhatás

kis intenzitás: mikromassázs

nagy intenzitás: roncsoló hatás

sejtállományt fenntartó kötőerők legyőzése
(szabad gyökök, H_2O_2 , DNS lánctörések)

hipertermiás kezelés

abszorpció – hővé alakul az energia

kavitáció (üregesedés)

fogászat: fogköeltávolítás (20-40 kHz)

rezgő fémcsúcs közvetlenül adja át a rezgési
energiát a fogkönek

tisztítás: pl. festéklézer spriccelő, mosógép(?)

példa:

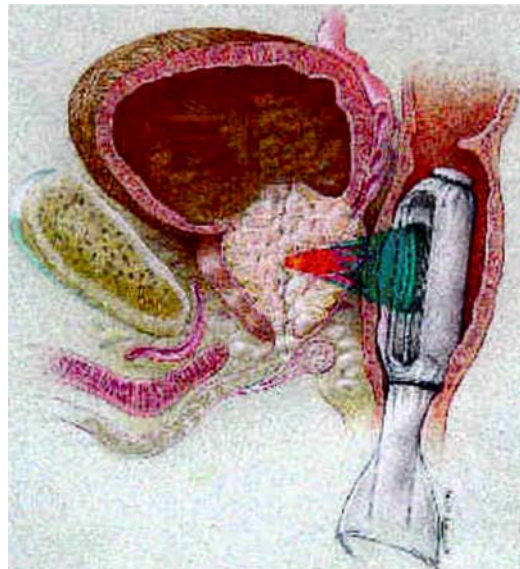
1 MHz, 1 W/cm^2
izomban 200 kPa a Δp (!)
-100 és +300 kPa között
változik a p

HIFU- terápia (High Intensity Focussed Ultrasound)

az UH
fókuszálásával
kavitáció és helyi
melegedés

sejtpusztító hatás
csak a fókusz-
pontban

prostatadaganat
kezelése a végbélbe
helyezett forrással



Lökéshullám terápia (nem UH!)

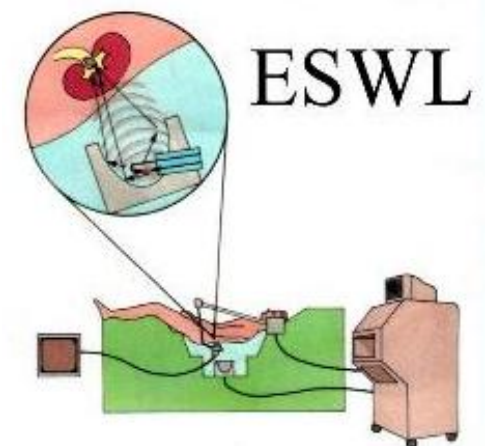
ESWL (Extracorporeal Shockwave Lithotripsy)

kövek non-invazív törése
(vese, epe, ...)

kb. 20 kV-os kondenzátor
víz alatti elektródapáron
kisütve

nyomásimpulzus
keletkezik ráfókuszálva a
kő helyére (ellipszis, 2
fókusz)

röntgen és/vagy UH
egyidejű követés



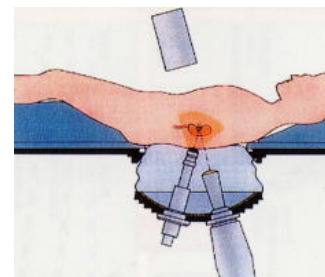
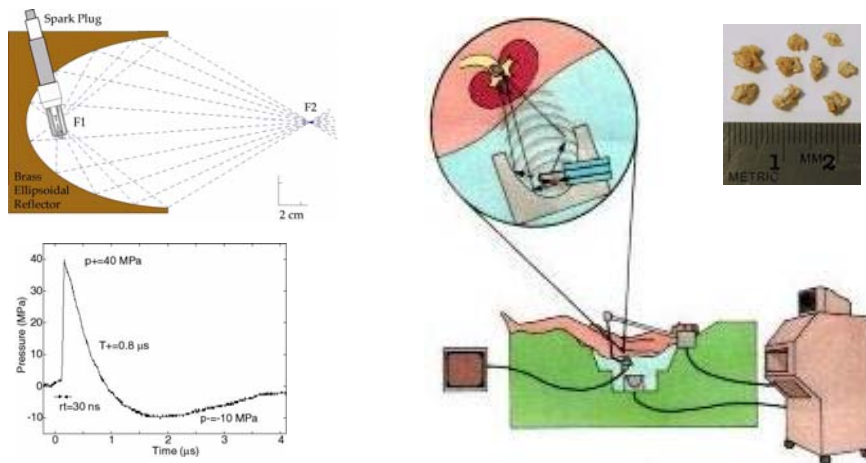
Lökéshullám terápia (nem UH!)

ESWL (Extracorporeal Shockwave Lithotripsy)

kövek non-invazív törése (vese, epe, ...)

kb. 20 kV-os kondenzátor víz alatti elektródapáron kisütve

nyomásimpulzus keletkezik ráfókuszálva a kő helyére (ellipszis, 2 fókusz)



röntgen és/vagy UH
egyidejű követés

