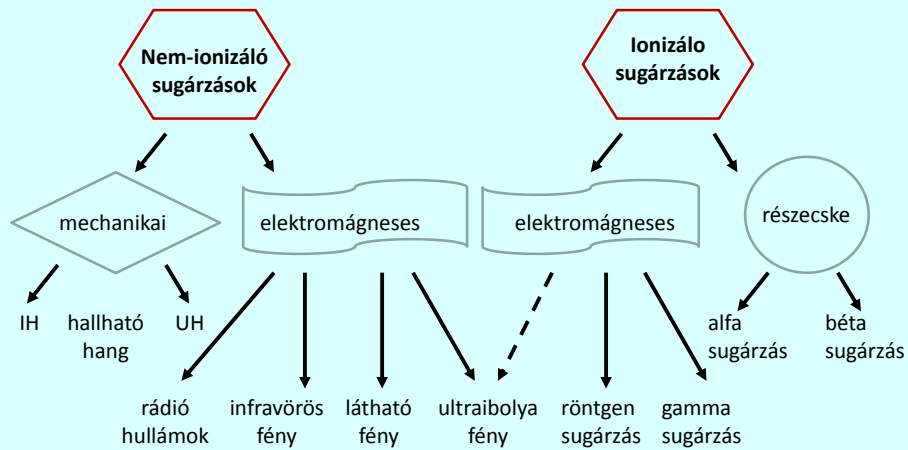


Sugárzások



Hang

és

ultrahang

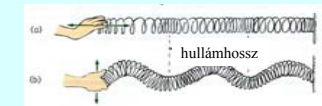


A hang/ultrahang mint hullám

A hang *mechanikai hullám*

Terjedéséhez közegre van szükség – vákuumban nem terjed

Longitudinális vs. transzverzális hullám



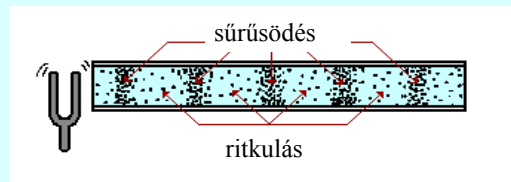
longitudinális hullám
(gázokban és folyadékok belsejében csak ilyen)



transzverzális hullám is kialakulhat
szilárd testekben, folyadékok felszínén

A nyomás periódikus változása

A közeg részecskéinek sűrűsödése és ritkulása a terjedési irány mentén



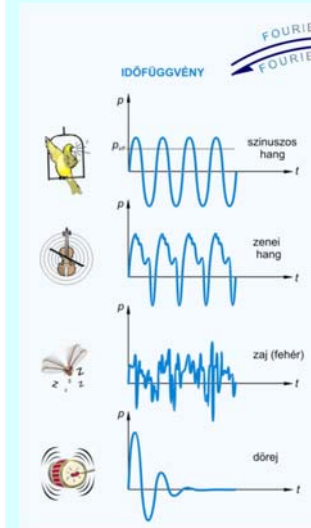
hidrosztatikainyomás

nyomásváltozás,
hangnyomás

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

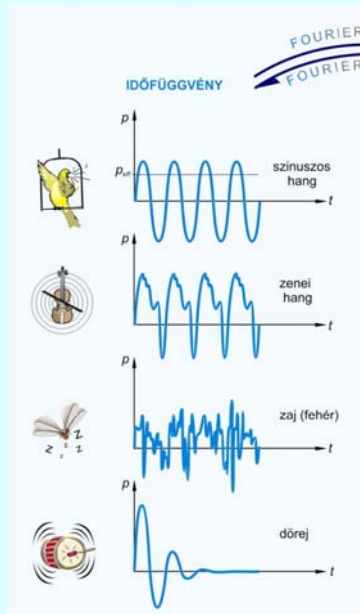
$$\Delta p(t, x) = \Delta p_{\text{max}} \sin \left[2\pi \left(\frac{t}{T} - \frac{x}{\lambda} \right) \right]$$

amplitúdó fázis



A nyomás periódikus változása

Tkv. IV.23. ábra.



alaphang
frekvenciája

hangmagasság

felhangok aránya
(spektrum)

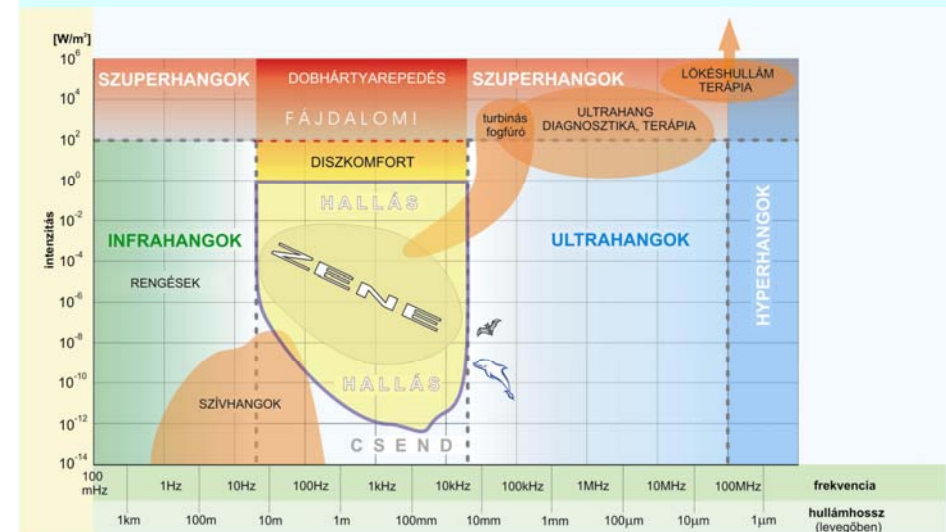
hangszín

nyomás / intenzitás

hangosság

Tkv. IV.23. ábra.

Mechanikai hullámok tartományai frekvencia és intenzitás alapján



Tkv. IV.24. ábra.

A hang/ultrahang terjedése

A hang *terjedési sebessége* – a rugalmas közeg szerepe

$$c = f\lambda$$



$$\kappa = -\frac{1}{V} \left(\frac{\Delta V}{\Delta p} \right)$$

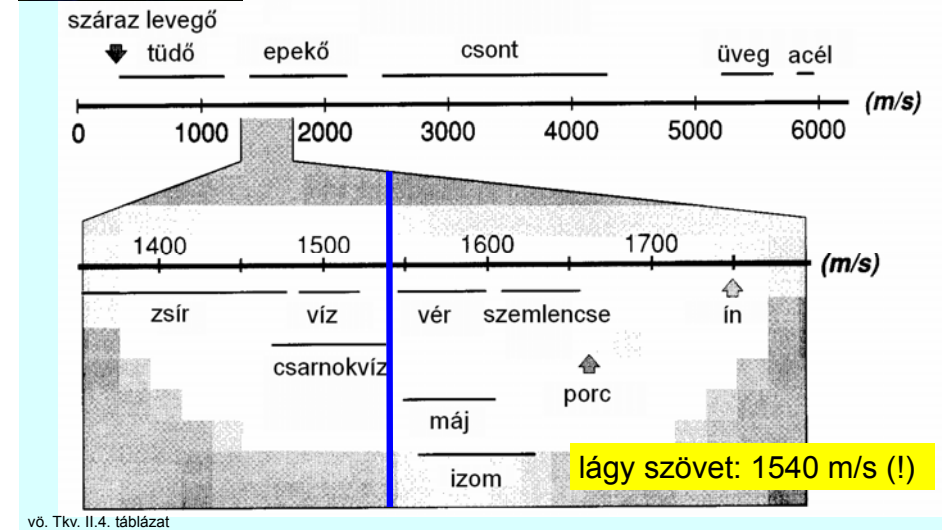
$$c = \sqrt{\frac{1}{\rho \kappa}}$$

κ a közeg kompresszibilitása
 ρ a közeg sűrűsége

Szilárd anyagokban nagyobb a terjedési sebesség, mint gázokban, mert

$$\rho \uparrow \quad \kappa \downarrow$$

A hang/UH sebessége különféle közegekben



Az akusztikus impedancia

ennyire áll ellen a részecske annak, hogy részecskéit rezgésbe hozzuk.

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

akusztikus impedancia/
akusztikus ellenállás/
akusztikus keménység
(definíció)

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

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

Mértékegység:

$$[kg / m^2 s]$$

anyag	ρ [kg/m ³]	κ [1/GPa]	c [m/s]	Z [kg/(m ² ·s)]
levegő	1,3	7650	331	0,00043·10 ⁶
víz, 20°C	998	0,45	1492	1,49·10 ⁶
aluminium	2700	0,009	6400	17,28·10 ⁶
kvarc	2650	0,011	5736	15,2·10 ⁶

Példa:

Egy 3 MHz-es, 50 mW/cm² intenzitású hullám terjed vérben. Mekkora a nyomás, a rezgő részecskék maximális kitérése és sebessége ebben a hullámban?

$$Z_{\text{vér}} = 1,66 \times 10^6 \text{ kg/m}^2 \text{ s}$$

Megoldás:

Intenzitás:

$$J = \frac{p_{\max}^2}{2Z}$$

$$p = \sqrt{2IZ} = 40,74 \text{ kPa}$$

Részecske sebessége:

$$v = \frac{p}{Z} = \frac{40,74 \cdot 10^3}{1,66 \cdot 10^6} = 0,0245 \text{ m/s} = 24,5 \text{ mm/s}$$

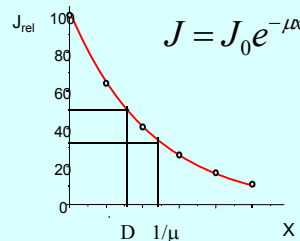
Kitérés:

$$A = \frac{v}{\omega} = \frac{24,5}{2 \cdot \pi \cdot 3 \cdot 10^6} = 1,3 \cdot 10^{-6} \text{ mm} = 1,3 \text{ nm}$$

A hang/ultrahang terjedése

Intenzitásgyengülés terjedés közben

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



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

csillapítás (dB)

$$\alpha = 10 \lg \frac{J_0}{J}$$

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

μ a diagnosztikai frekvencia
tartományban arányos a frekvenciával

$f = 1$ MHz-re

$D_{\text{levegő}} \sim 1$ cm

$D_{\text{víz}} \sim 1$ m

fajlagos csillapítás

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

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

szövet	fajlagos csillapítás
Máj	0,6 – 0,9
Vese	0,8 – 1,0
Zsír	1,0 – 2,0
Vér	0,17 – 0,24
csont	16 – 23

μ a diagnosztikai
frekvencia
tartományban arányos a
frekvenciával

$$\mu \sim \alpha f$$

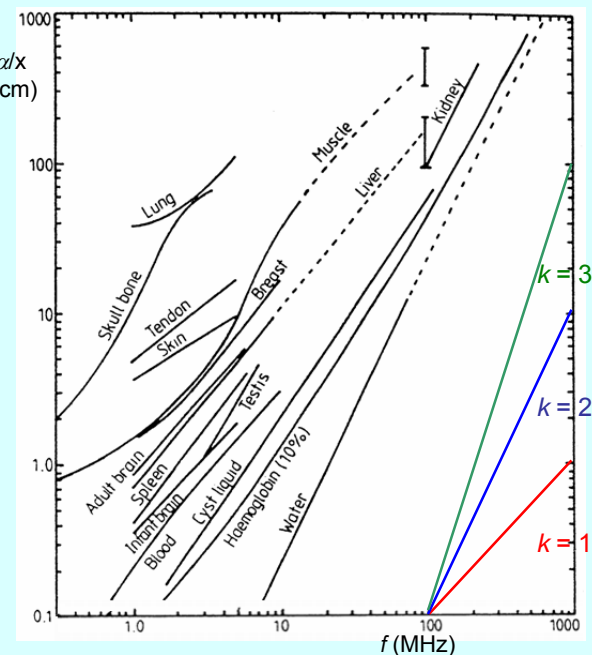
$$\mu \sim f^k, \quad k \sim 1(?)$$

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

ha egyenest kapunk,
akkor jó a
hatványfüggvény
közelítés

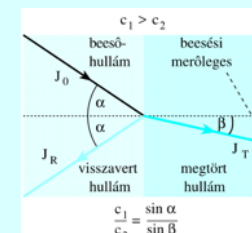
fajlagos csillapítás
lágy szövetre:

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



A hang/ultrahang terjedése

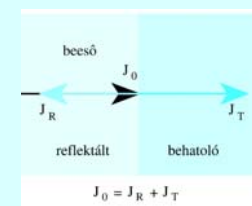
Törés



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

Snellius-Descartes

Visszaverődés



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

Hang - ultrahang

Hallható hangok frekvenciatartománya



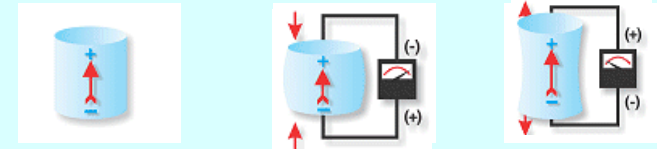
20 Hz – 20 kHz

Ultrahang: $f > 20 \text{ kHz}$

Gyakorlatban: 0,8 – 15 MHz

Infrahang: $f < 20 \text{ Hz}$

Piezelektromos hatás



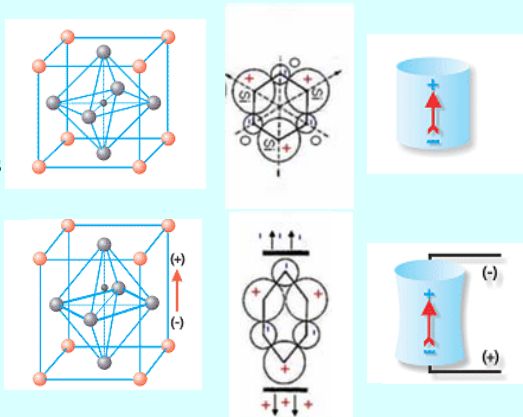
Mechanikai deformáció (nyomás) hatására

elektromos feszültség

Ultrahang előállítás

Inverz piezelektromos hatás

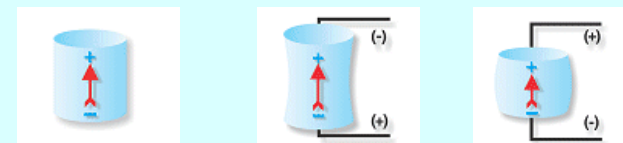
Piezelektromos
kristály tipikus
szerkezet



Az elektromos
potenciál- különbség
deformációt okoz

Ultrahang előállítás

Inverz piezelektromos hatás

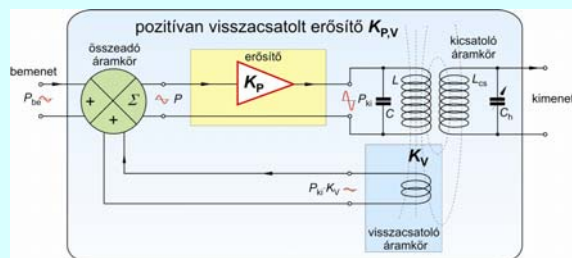


periodikus (szinuszos) elektromos jel

periodikus deformáció rezgés

mechanikai rezgés

Elektromos jelforrás: **szinuszoszcillátor**



$$f = \frac{1}{2\pi\sqrt{LC}}$$

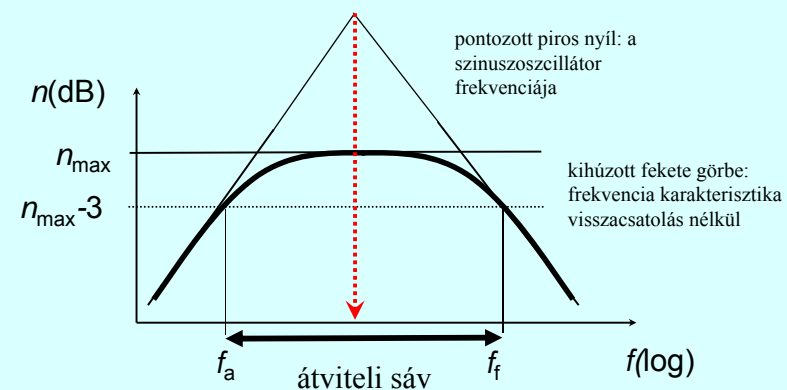
Elektromos jelforrás: **szinuszoszcillátor**

pozitív módon visszacsatolt erősítő

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

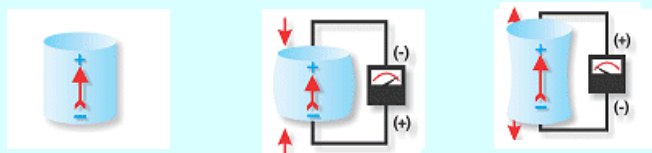
$\beta A_U = 1$, erősítés= „végtelen“ \Rightarrow szinuszoszcillátor

bemenő jel: nincs, kimenet: szinuszos feszültség



Ultraszhang detektálása

Piezeoelektromos hatás



Mechanikai deformáció (nyomás) hatására

elektromos feszültség

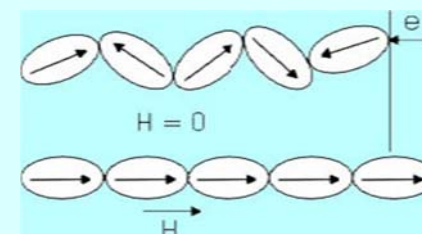
Ultraszhang transzducer kettős funkciója:

Adás – elektromos jeltől ultrahang (inverz piezeoelektromos hatás)

Vétel – ultrahangból elektromos jel (piezeoelektromos hatás)

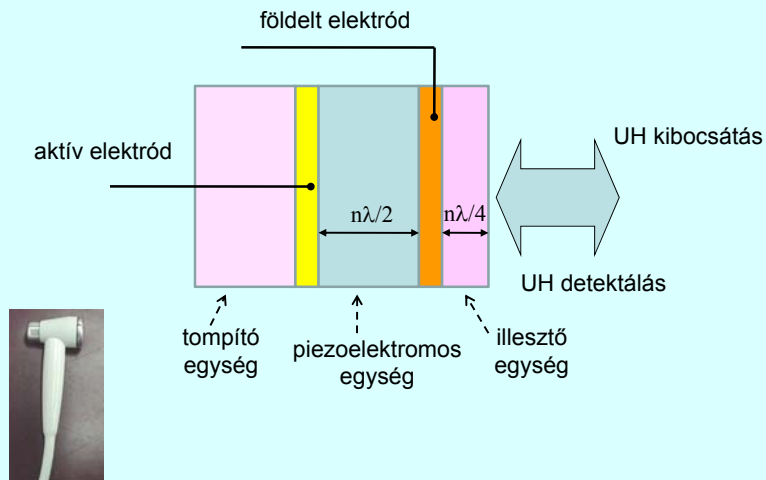
Ultraszhang előállítás

Magnetostrikció



ferromágneses anyagok (pl. Co) viselkedése
mágneses térben.

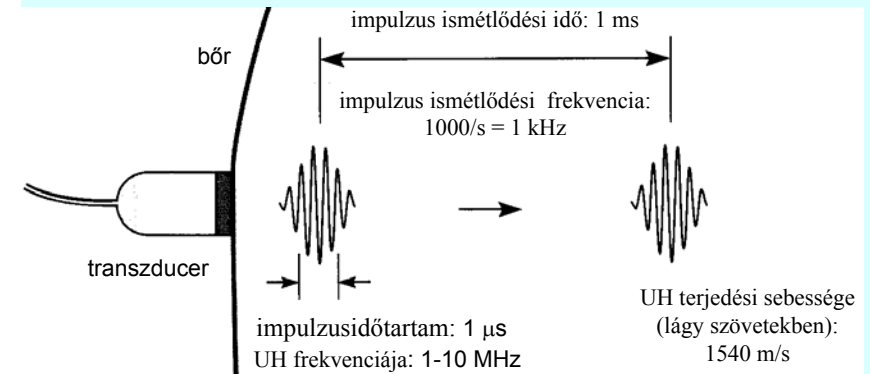
Az ultrahang-fej felépítése



Az UH impulzusok jellemzői

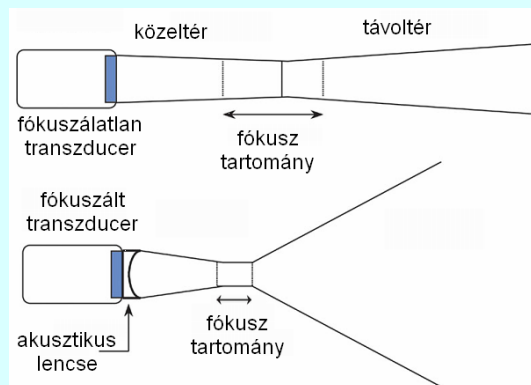
transzducer: adó és vevő egyben

időbeli szétválasztás – folyamatos hullám helyett impulzusok



Tkv. VIII.32. ábra

Fókuszálás



Fókuszáláskor a nyílás divergenciája nő a távolságban és romlik a mélységélesség.

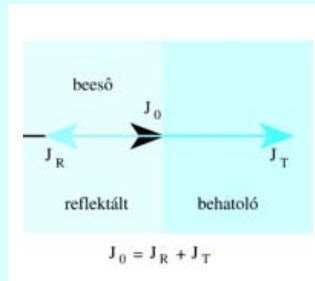
Az ultrahang orvosi alkalmazásainak alapjai

Terápia – alapja az ultrahang elnyelődése

Diagnosztika – alapja az ultrahang reflexiója

Az ultrahang reflexiója

Visszaverődés



$$R = \frac{J_R}{J_0}$$

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

Ha $R \approx 1 \implies$ teljes visszaverődés

Az ultrahang reflexiója

anyag	ρ [kg/m ³]	κ [1/GPa]	c [m/s]	Z [kg/(m ² ·s)]
levegő	1,3	7650	331	0,00043·10 ⁶
tüdő	400	5,92	650	0,26·10 ⁶
zsír	925	0,51	1470	1,42·10 ⁶
lágyszövet	1060	0,40	1540	1,63·10 ⁶
szemlencse	1140	0,34	1620	1,84·10 ⁶
csontvelő	970	0,36	1700	1,65·10 ⁶
csont, porózus	1380	0,08	3000	2,2 – 2,9·10 ⁶
csont, tömör	1700	0,05	3600	6,12·10 ⁶

Ha $R \approx 1 \implies$ teljes visszaverődés

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

Az ultrahang reflexiója

anyag	c (m/s)	ρ (kg/m ³)	Z (kg/m ² s)
pulpa	1570	1000	1,6 · 10 ⁶
dentin	3800	2000	7,6 · 10 ⁶
zománc	6250	3000	18,8 · 10 ⁶
Al	6300	2700	17 · 10 ⁶
boroszilikát	5300	3570	18,9 · 10 ⁶
amalgám	4350	7750	33,7 · 10 ⁶

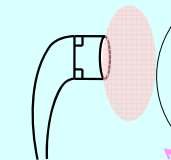
határfelület	R
zománc/dentin	0,18
dentin/pulpa	0,43
amalgám/dentin	0,40

Az ultrahang reflexiója

anyag	ρ [kg/m ³]	κ [1/GPa]	c [m/s]	Z [kg/(m ² ·s)]
levegő	1,3	7650	331	0,00043·10 ⁶
tüdő	400	5,92	650	0,26·10 ⁶
zsír	925	0,51	1470	1,42·10 ⁶
lágyszövet	1060	0,40	1540	1,63·10 ⁶
szemlencse	1140	0,34	1620	1,84·10 ⁶
csontvelő	970	0,36	1700	1,65·10 ⁶
csont, porózus	1380	0,08	3000	2,2 – 2,9·10 ⁶
csont, tömör	1700	0,05	3600	6,12·10 ⁶

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

Ha $R \approx 1 \implies$ teljes visszaverődés



csatoló közeg szükséges

Az ultrahang reflexiója

Ha $R \approx 1 \Rightarrow$ teljes visszaverődés



Optimális csatolás:

$$Z_{csat} = \sqrt{Z_1 \cdot Z_2}$$

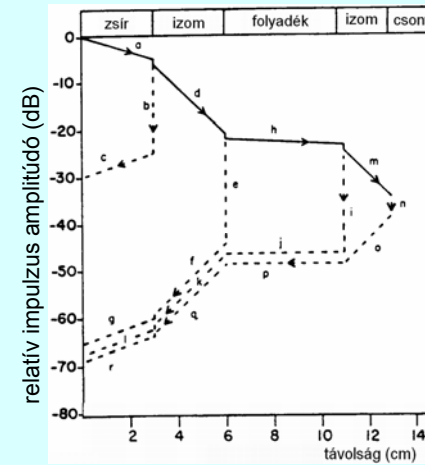
$Z_{csatológél} \sim 6,5 \cdot 10^6 \text{ kg/(m}^2\text{s)}$

Abszorpció és reflexió

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

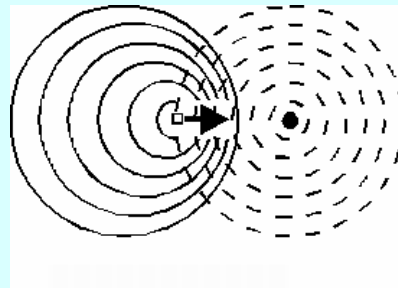
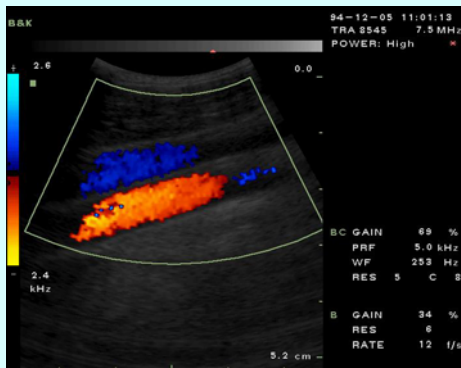
TGC: time gain compensation

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

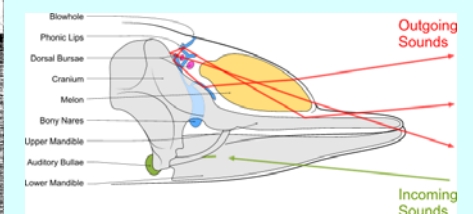
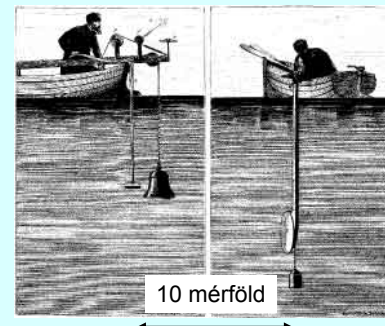
Az ultrahangos képalkotás, A-, B- és M-képek. Doppler-echo



Echo elv

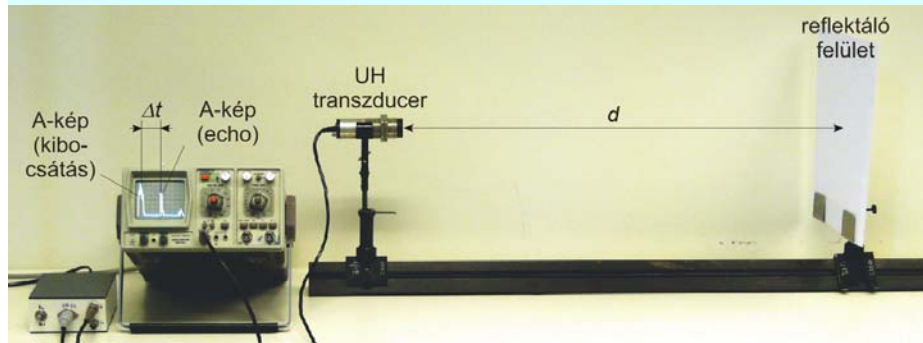
1794 Spallanzani:
denevérek tájékozódása

1822 Colladen megméri a
hang terjedési sebességét



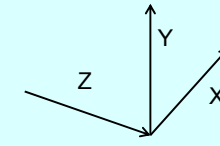
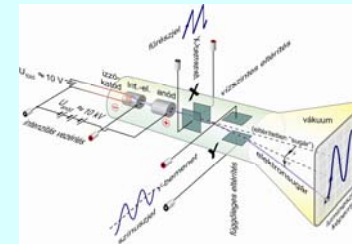
palackorrú delfin

Echo elv - képkeltetés



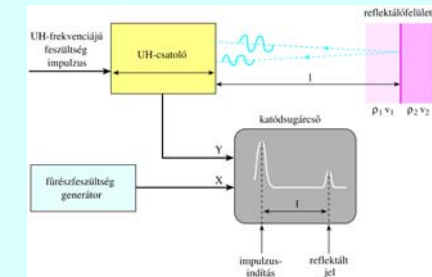
$$c\Delta t = d + d = 2d$$

speciális transzducerből levegőbe is kicsatolható az UH intenzitás egy része

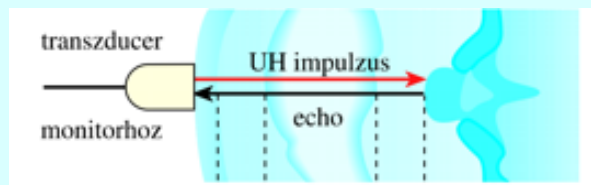


Eltérítés /
szabályozás A-kép

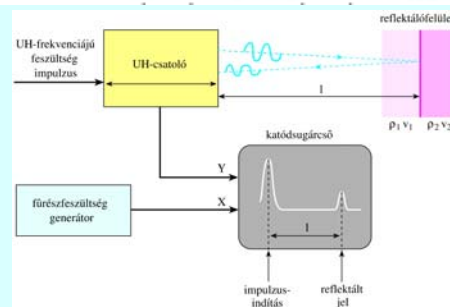
- | | |
|---|--------------------------|
| X | Idő (→ axiális távolság) |
| Y | Amplitúdó (→ I_{ref}) |
| Z | (Fényesség) |



A-kép - Amplitúdó



csak egydimenziós lehet

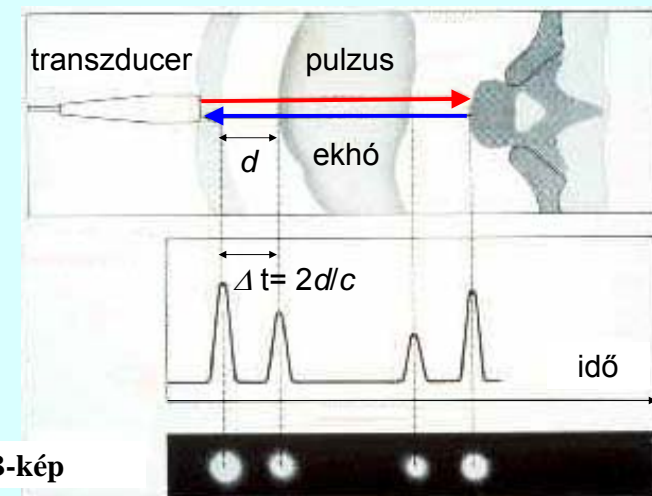


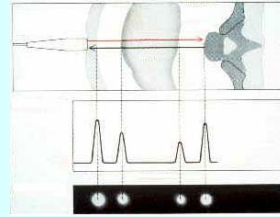
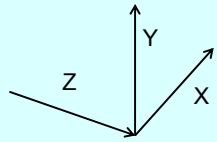
$$c\Delta t = d + d = 2d$$

B-kép - Brightness=fényesség

A-kép

egydimenziós B-kép

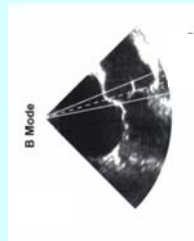
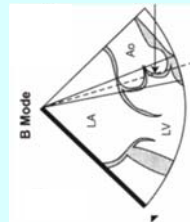
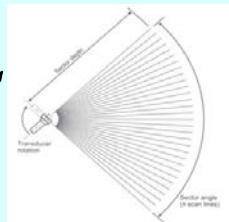
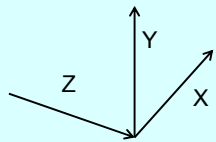
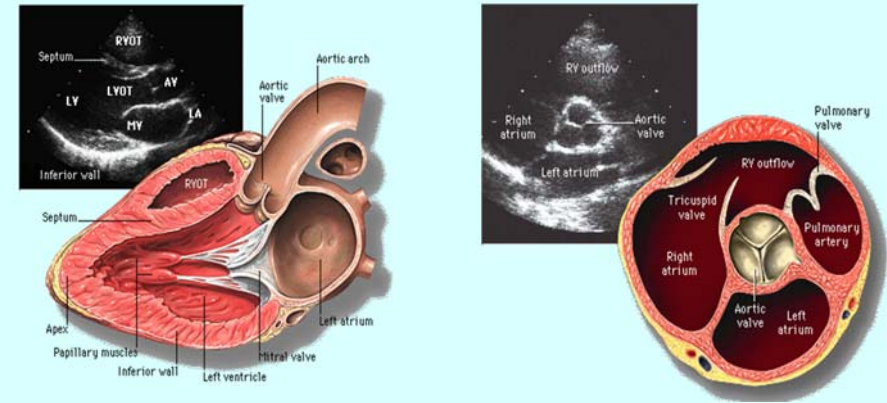




Eltérítés / szabályozás	A-kép	egydimenziós B-kép
X	Idő (\rightarrow axiális távolság)	Idő (\rightarrow axiális távolság)
Y	Amplitúdó ($\rightarrow I_{ref}$)	-
Z	(Fényesség)	Fényesség ($\rightarrow I_{ref}$)

B-kép - Brightness=fényesség

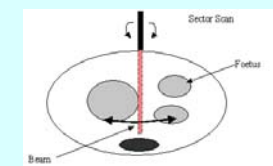
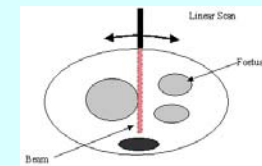
kétdimenziós B-kép – direkt tomográfia



Eltérítés / szabályozás	kétdimenziós B-kép
X	Idő (\rightarrow axiális távolság)
Y	Laterális távolság
Z	Fényesség ($\rightarrow I_{ref}$)

B-kép - Brightness=fényesség

kétdimenziós B-kép



mozgatott transzducer

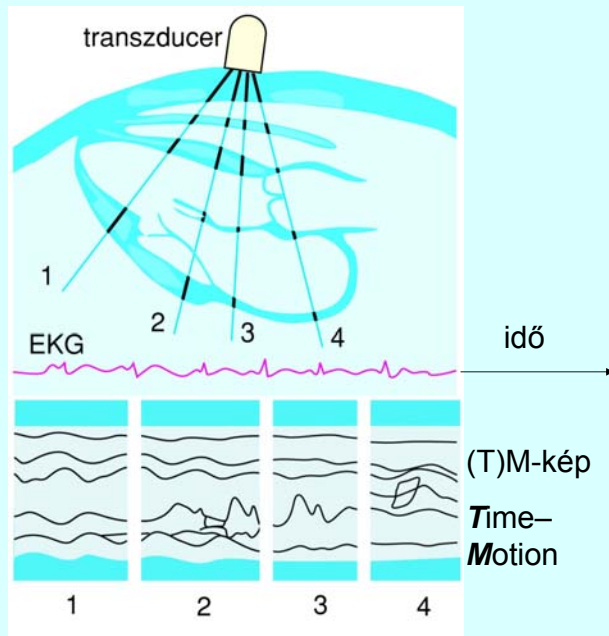


TM-kép

Time Motion

EKG jel
referenciaként

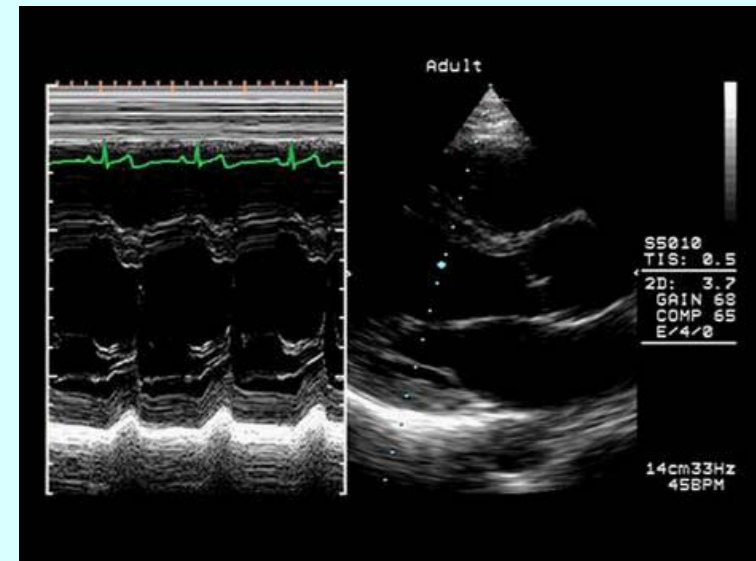
(függőleges)
egydimenziós B-kép
időbeli változása



Tkv. VIII.34. ábra

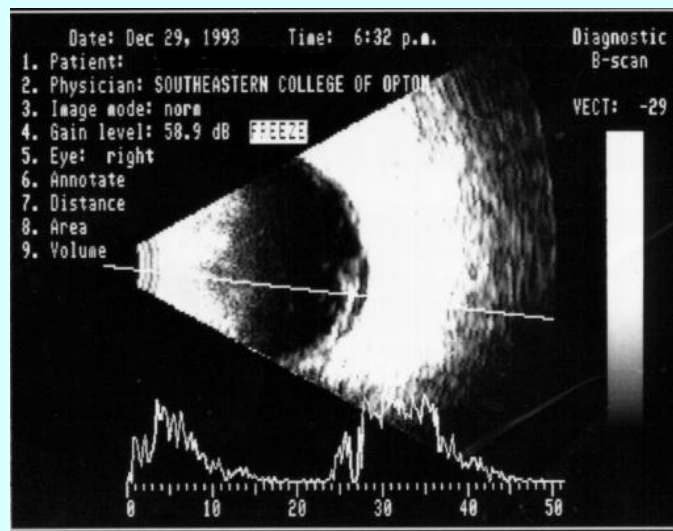
TM-kép

B-kép



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

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.

Feloldási határ, feloldóképesség

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

Az impulzushossz fordítottan arányos a frekvenciával.

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

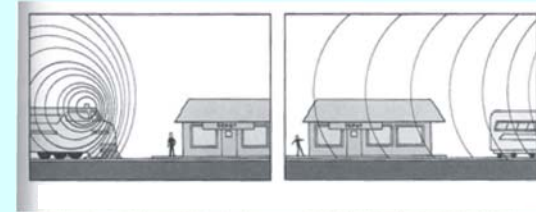
Jellemző értékek

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

Doppler-effektus

A forrás és észlelés közeledése vagy távolodása esetében a frekvencia megváltozik.

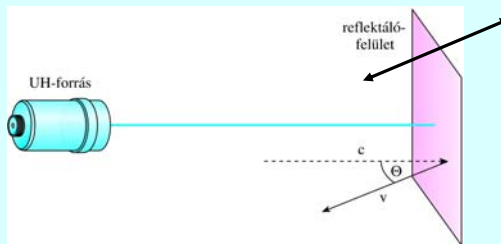
A forrás mozog



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

f : eredeti frekvencia
f' : megváltozott frekvencia
v : a forrás sebessége
c : az ultrahang sebessége

Az ultrahang reflexiója mozgó felszínről



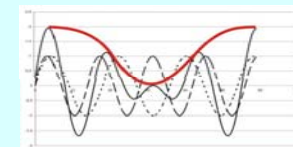
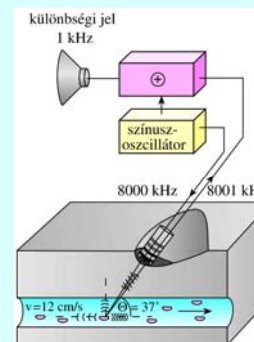
$$f' = f_0 \cdot \left(1 \pm \frac{2v}{c}\right)$$

A frekvencia megváltozása arányos a reflektáló felület sebességével.

Doppler-eltolódás $f_D = f' - f_0$

Áramlási sebesség mérése

Vörösvértestek, mint szórócentumok.



Közeli frekvenciák szuperpozíciója (összegzése) esetén megjelenik – hallható – a különbségi frekvencia is.

Doppler frekvencia = frekvencia változás = fr. eltolódás

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

álló forrás és mozgó megfigyelő

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

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

$$f' = f_0 \cdot \left(1 \pm \frac{2v_R}{c}\right)$$

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

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

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

CW Doppler berendezés

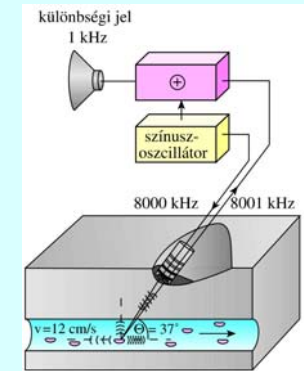
CW: (Continuous Wave) folyamatos
hullámú

adó és vevő különválasztva
(egymás mellett)

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

pl. $f=8000$ kHz
 $v=12$ cm/s
 $c=1600$ m/s
 $\Theta = 37^\circ$

$\Rightarrow f_D = 1$ kHz
(lebegés jelensége)



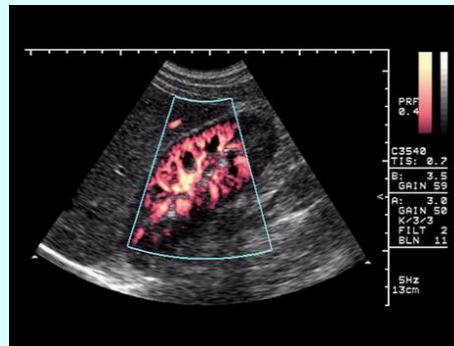
Tkv. VIII.41. ábra

Színkódolás

transzducer felé: meleg színek,
transzducertől elfelé: hideg színek



BART: Blue Away Red Towards



power Doppler

55

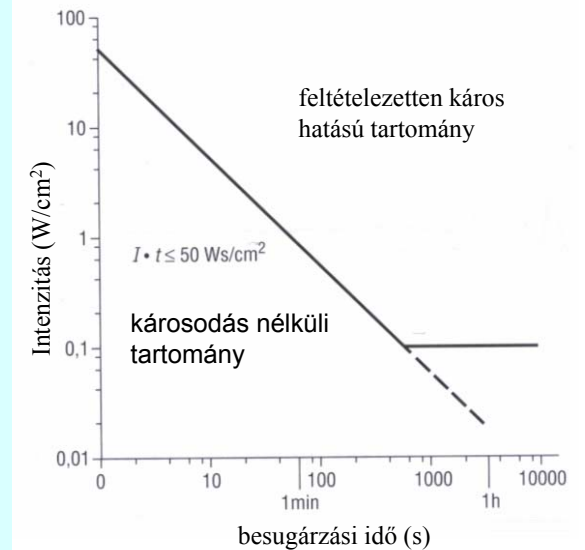
Intenzitás – biológiai hatás

diagnosztika:

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

vö. fájdalomküszöb: 10 W/m^2

terápia: 1 W/cm^2



UH (mellék)hatásai

Hőhatás

- Helyi termikus hatás arányos az UH intenzitásával
- $$\frac{dT}{dt} = \frac{2\alpha I}{\rho c}$$
- A sűrűbb izomszövet általában kevésbé melegszik, mint a zsír

Kavitációs hatás

Mechanisms of Tissue Damage

➤ Cavitation Effect:

- Cavitation describe the formation, growth, and dynamic behavior of gas bubble irradiated by ultrasound.
- In pure liquid, cavitation occur when the local pressure falls below the vapor pressure of a fluid and gas "boils"
- Sound-induced oscillations of microbubbles causes gas to diffuse inward and outward during each cycle, because of pressure change inside the bubbles.
- In water, a bubble resonating at 1 MHz with 100 mW/cm² can take 60 μW (90% of which convert to heat!)
- It is estimated that 1 μm cavity collapsing in solid can create a local pressure of 1000 atm!
- The internal temperature of a bubble could reach 1000 °C.
- But, however, tissue viscosity is 100 times greater than water, and therefore, bubble motion is greatly limited.

Terápiás alkalmazások

- mikromassázs - surlódás
- termikus hatás - súrlódás és abszorpció

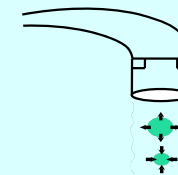
- izomlazítás
- fájdalomcsillapítás
- értágítás



Fogkö eltávolítás



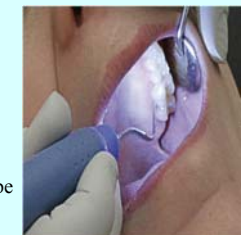
frekvencia tartomány:
20 – 45 kHz



(J < 300 mW/cm²)

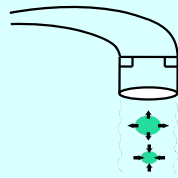
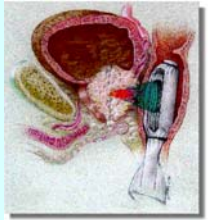
Gázbuborékok
összenyomódása és
kitágulása

A fogkö kavitáció hatására leválik a
fogfelszínről.



A hőhatást is figyelembe
kell venni.

HIFU – high intensity focused ultrasound



(J néhány W/cm^2)

Üregek keletkeznek
és omlanak össze.

Több forrásból származó UH nyaláb
fókuszában nagy intenzitás

(Lokálisan: $T \sim 8000 \text{ K}$
 $p \sim 109 \text{ Pa}$)

Sejtek roncsolása – daganatok eltávolítása

Kapcsolódó fejezetek:

Damjanovich, Fidy, Szöllősi: Orvosi Biofizika

II. 2.4.

VIII. 4.2.