

Hang - ultrahang

Hallható hangok frekvenciatartománya



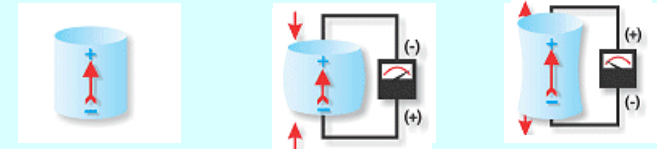
20 Hz – 20 kHz

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

Gyakorlatban: 0,8 – 15 MHz

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

Piezelektromos hatás



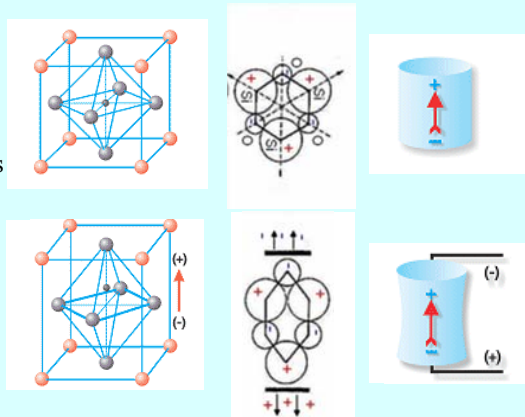
Mechanikai deformáció (nyomás) hatására

elektromos feszültség

Ultrahang előállítás

Inverz piezelektromos hatás

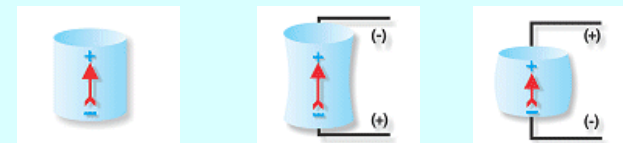
Piezelektromos
kristály tipikus
szerkezet



Az elektromos
potenciál- különbség
deformációt okoz

Ultrahang előállítás

Inverz piezelektromos hatás

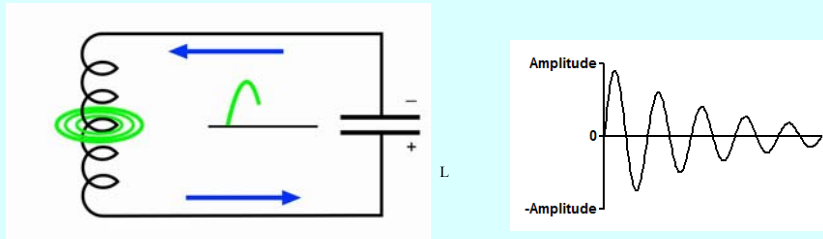


periodikus (szinuszos) elektromos jel

periodikus deformáció rezgés

mechanikai rezgés

Oscillátor – LC-kör



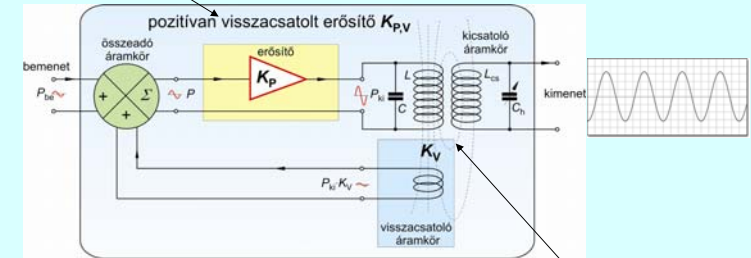
L : induktivitás [H] azaz [$\text{s} \cdot \Omega^{-1}$]

$$L \sim A N^2$$

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

Elektromos jelforrás: szinuszoszcillátor

$$A_f = \frac{P_{\text{out}}}{P_{\text{in}}} = \frac{A}{1 - A \cdot \beta}$$



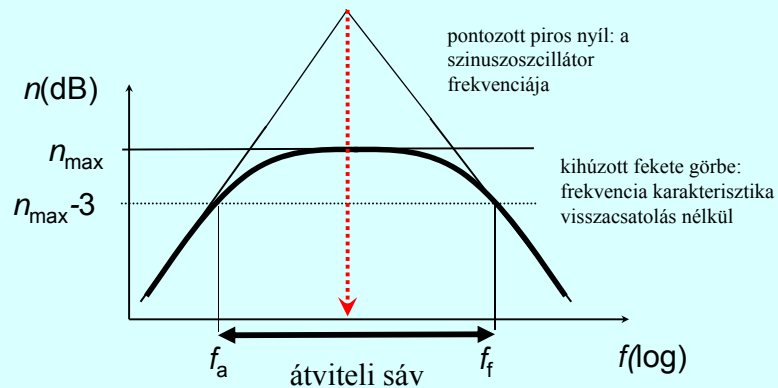
$$f = \frac{1}{2\pi\sqrt{LC}}$$

Elektromos jelforrás: szinuszoszcillátor

pozitív módon visszacsatolt erősítő

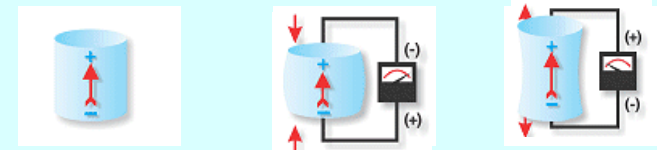
$$A_{U, \text{visszacsatolt}} = \frac{A_U}{1 - \beta A_U}$$

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



Ultraszhang detektálása

Piezeelektromos hatás



Mechanikai deformáció (nyomás) hatására

elektromos feszültség

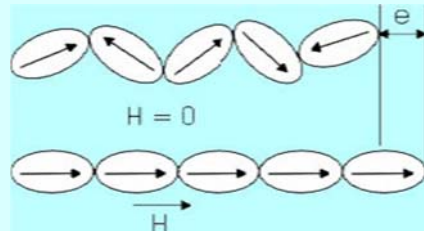
Ultraszhang transzducer kettős funkciója:

Adás – elektromos jelből ultrahang (inverz piezeoelektromos hatás)

Vétel – ultrahangból elektromos jel (piezeoelektromos hatás)

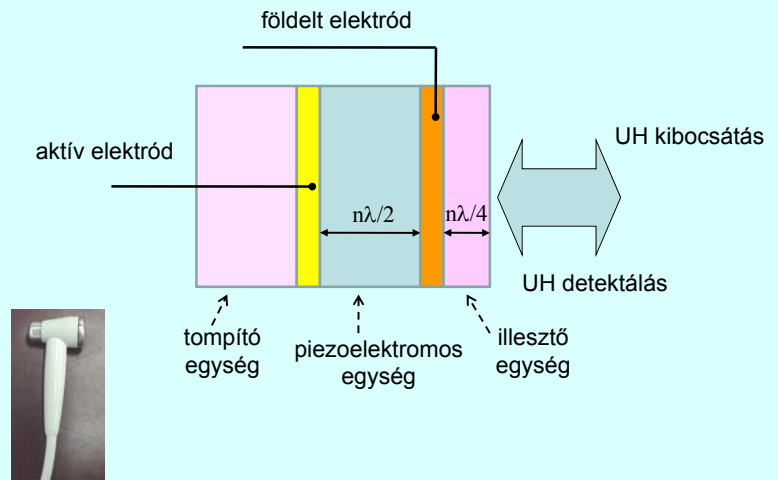
Ultrahang előállítás

Magnetostrikció



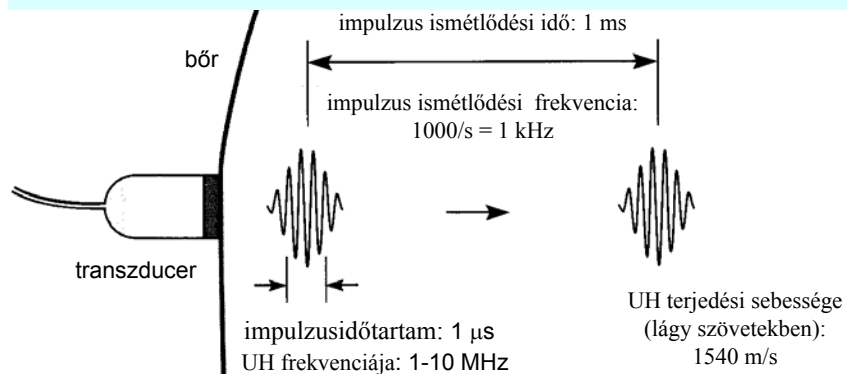
ferromágneses anyagok (pl. Co) viselkedése
mágneses térben.

Az ultrahang-fej felépítése

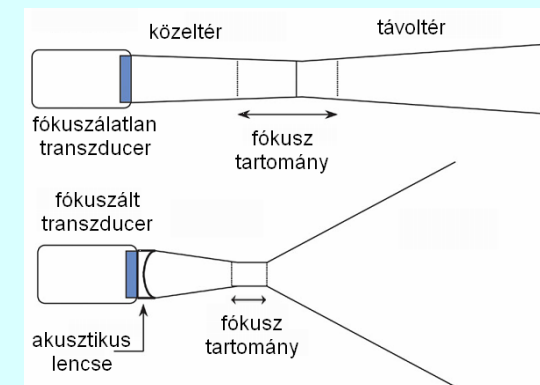


Az UH impulzusok jellemzői

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



Fókuszálás



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

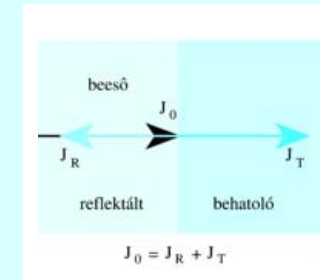
Az ultrahang orvosi alkalmazásainak alapjai

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

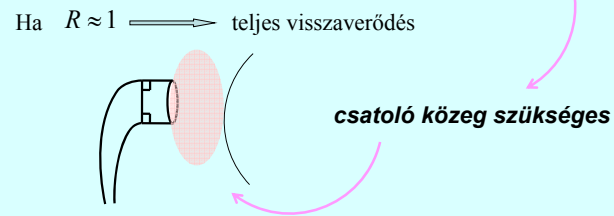
Az ultrahang reflexiója

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)]	határfelület	R
levegő	1,3	7650	331	0,00043·10 ⁶	izom/vér	0,0009
tüdő	400	5,92	650	0,26·10 ⁶	zsír/máj	0,006
zsír	925	0,51	1470	1,42·10 ⁶	zsír/izom	0,01
lágyszövet	1060	0,40	1540	1,63·10 ⁶	csont/izom	0,41
szemlencse	1140	0,34	1620	1,84·10 ⁶	csont/zsír	0,48
csontvelő	970	0,36	1700	1,65·10 ⁶	lágyszövet/levegő	0,99
csont, porózus	1380	0,08	3000	2,2–2,9·10 ⁶		
csont, tömör	1700	0,05	3600	6,12·10 ⁶		



Az ultrahang reflexiója

Ha $R \approx 1 \Rightarrow$ teljes visszaverődés

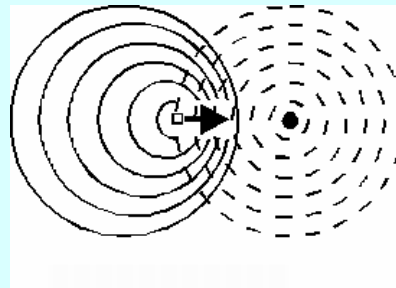
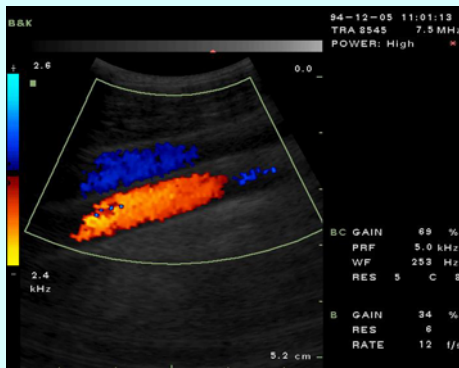


Optimális csatolás:

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

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

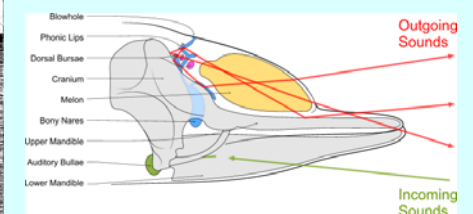
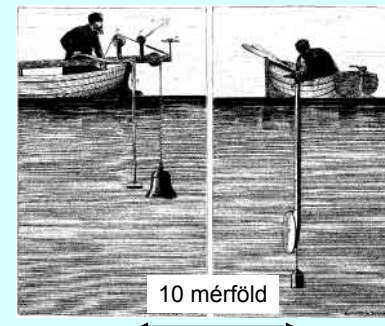
Az ultrahangos képalkotás, A-, B- és M-képek. Doppler-echo



Echo elv

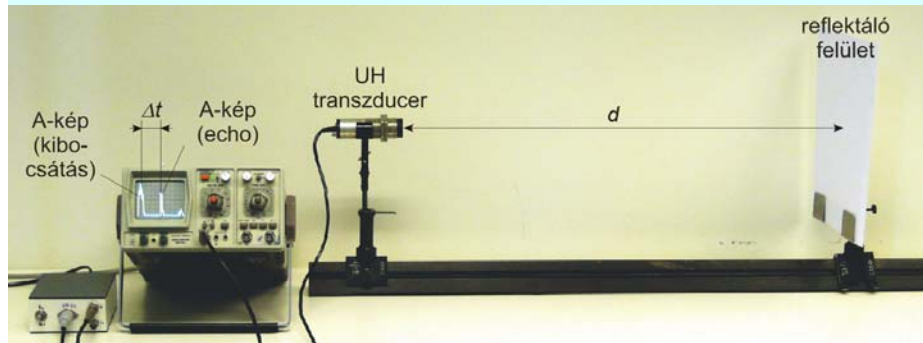
1794 Spallanzani:
denevérek tájékozódása

1822 Colladen megméri a
hang terjedési sebességét



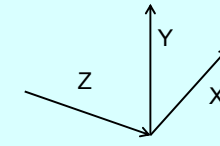
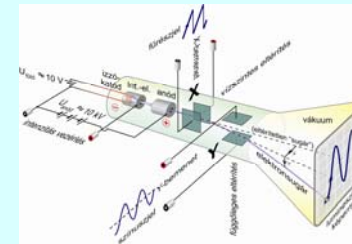
palackorrú delfin

Echo elv - képképzés



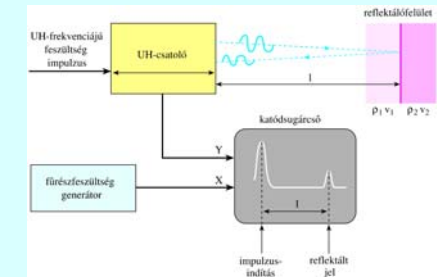
$$c\Delta t = d + d = 2d$$

speciális transzducerből levegőbe is kicsatolható az UH intenzitás egy része

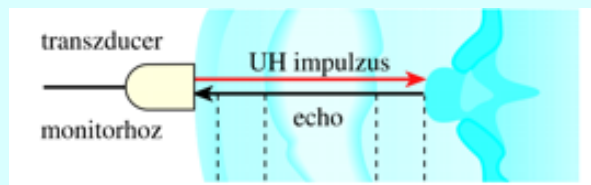


Eltérítés /
szabályozás A-kép

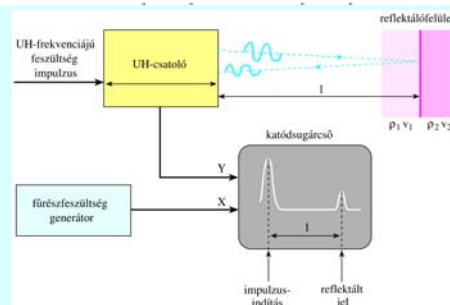
- | | |
|---|--------------------------|
| X | Idő (→ axiális távolság) |
| Y | Amplitúdó (→ I_{ref}) |
| Z | (Fényesség) |



A-kép - Amplitúdó



csak egydimenziós lehet

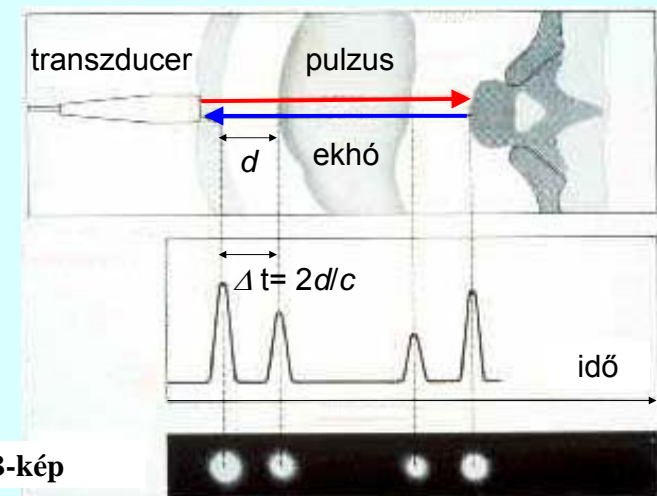


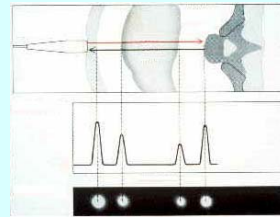
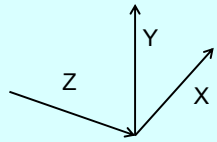
$$c\Delta t = d + d = 2d$$

B-kép - Brightness=fényesség

A-kép

egydimenziós B-kép

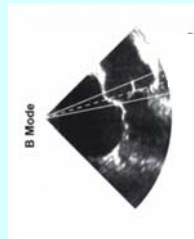
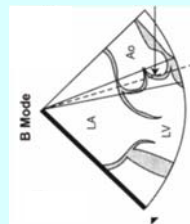
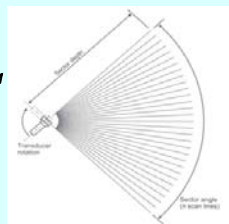
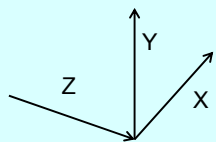
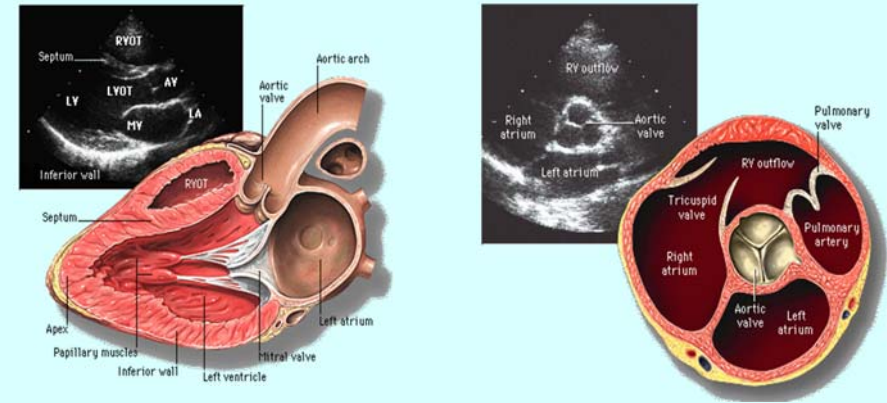




Eltérítés / szabályozás	A-kép	egydimenziós B-kép
X	Idő (\rightarrow axiális távolság)	Idő (\rightarrow axiális távolság)
Y	Amplitúdó ($\rightarrow I_{\text{refl}}$)	-
Z	(Fényesség)	Fényesség ($\rightarrow I_{\text{refl}}$)

B-kép - Brightness=fényesség

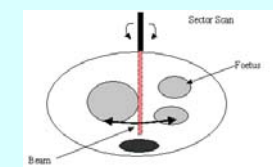
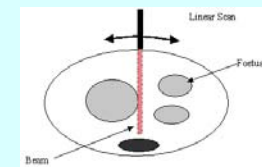
kétdimenziós B-kép – direkt tomográfia



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

B-kép - Brightness=fényesség

kétdimenziós B-kép



mozgatott transzducer

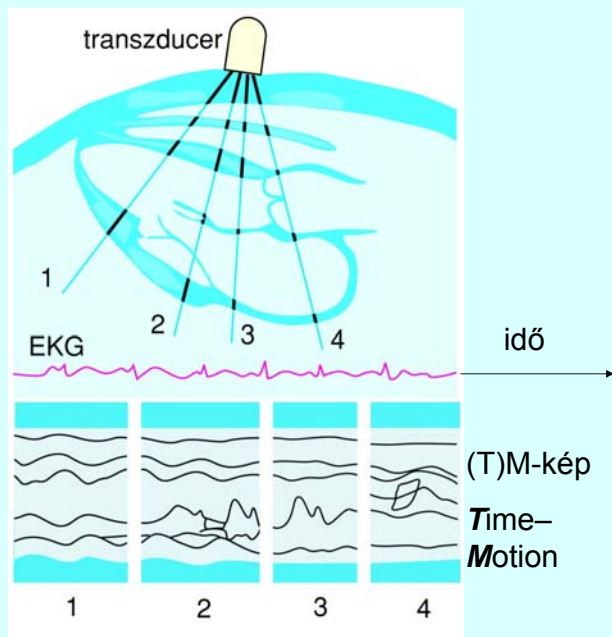


TM-kép

Time Motion

EKG jel
referenciaként

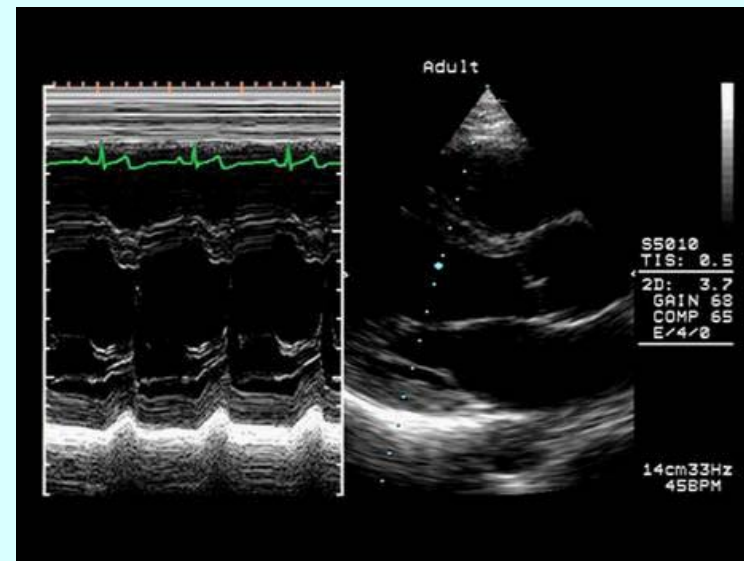
(függőleges)
egydimenziós B-kép
időbeli változása



Tkv. VIII.34. ábra

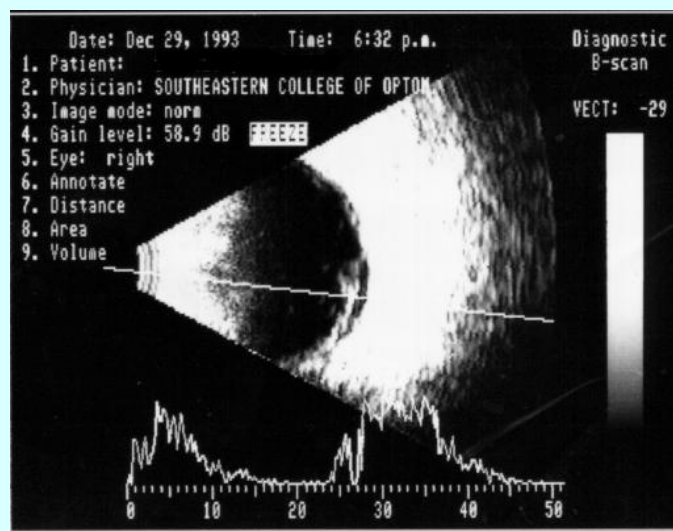
TM-kép

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

A valóság és amit az UH-kép mutat



Az objektum

A valóság és amit az UH-kép mutat

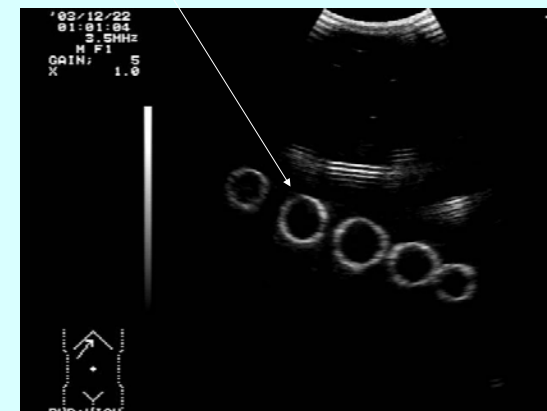


A mérés

A valóság és amit az UH-kép mutat



A keresztmetszet

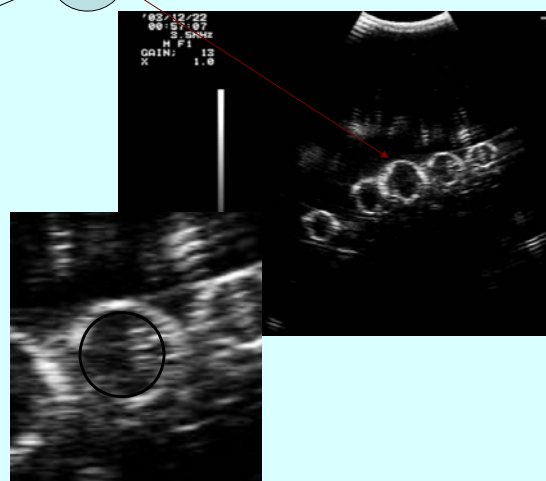


Az eredmény

A valóság és amit az UH-kép mutat



A keresztmetszet

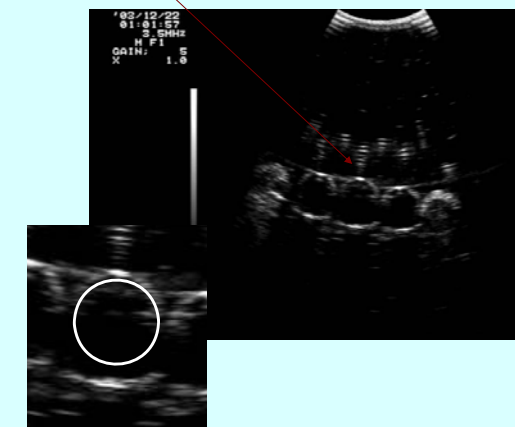


Az eredmény

A valóság és amit az UH-kép mutat



A keresztmetszet

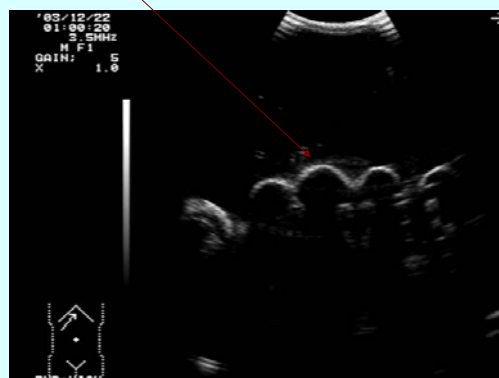


Az eredmény

A valóság és amit az UH-kép mutat



A keresztmetszet



Az eredmény

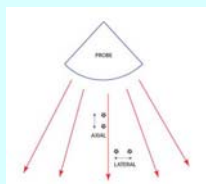
Feloldási határ, feloldóképesség

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.

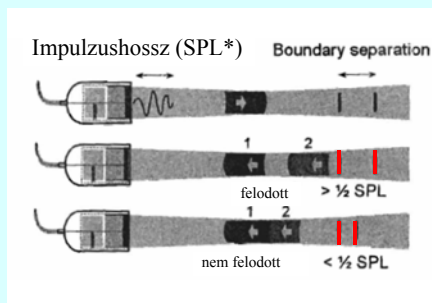
Feloldási határ, feloldóképesség

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



Az echo ne fedjen át a kibocsátott impulzussal – minimális szeparáció $> \frac{1}{2}$ SPL.

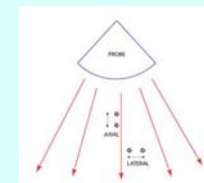
Az impulzushossz fordítottan arányos a frekvenciával



*spatial pulse length

Feloldási határ, feloldóképesség

A **laterális** feloldási határ – két szomszédos pont megkülönböztetése a sugárirányra merőleges irányban. A nyálábátmérő, nyálábdensitás és az objektum mélységi pozíciója szabja meg.



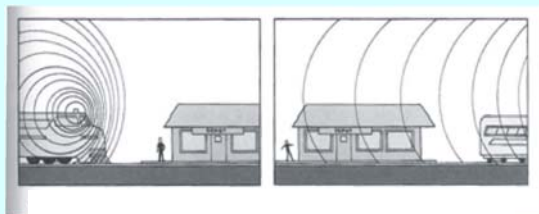
Jellemző értékek

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.

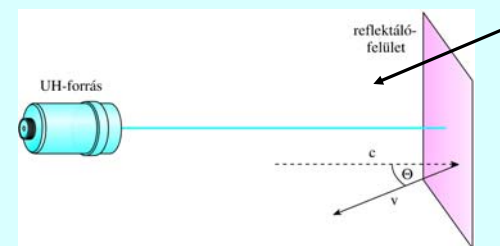
A forrás mozog



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

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

Az ultrahang reflexiója mozgó felszínről



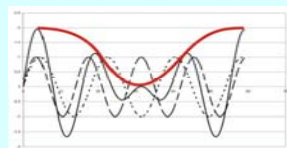
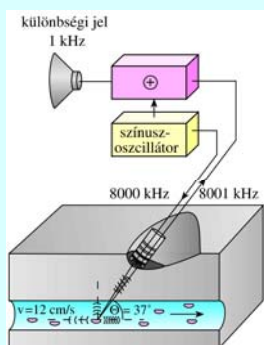
$$f' = f_0 \cdot \left(1 \pm \frac{2v}{c}\right)$$

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

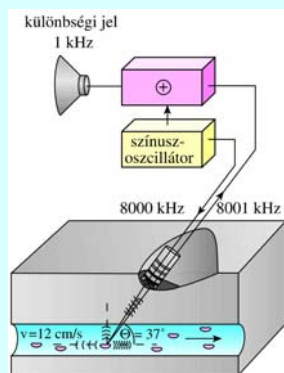
CW: (Continuous Wave) folyamatos hullámú

adó és vevő különválasztva (egymás mellett)

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

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

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



Tkv. VIII.41. ábra

Egy 9 mm belső átmérőjű artériát vizsgálunk Doppler-ultrahang módszerrel. A kibocsátott ultrahang frekvenciája 8 MHz. A vizsgáló személy által hallott hang átlagos frekvenciája 1200 Hz. Mekkora a vér átlagos sebessége az artériában? Az ultrahang sebessége a testben 1500 m/s, és feltételezzük, hogy az az ér tengelyével párhuzamosan halad.

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

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

$$\frac{1200 * 1500}{2 * 8 * 10^6} = v$$

$$v = 11,25 \text{ m/s}$$

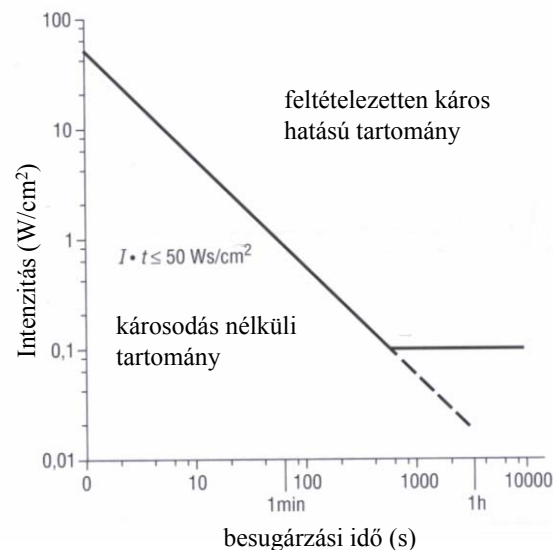
Intenzitás – biológiai hatás

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

Terápiás alkalmazások

- mikromassázs - surlódás

- termikus hatás - súrlódás és abszorpció

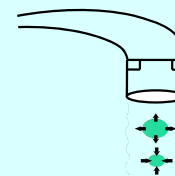
- izomlazítás
- fájdalomcsillapítás
- értágítás



Fogkö eltávolítás



frekvencia tartomány:
20 – 45 kHz



($J < 300 \text{ mW/cm}^2$)

Gázbuborékok
összenyomódása és
kitágulása

A fogkö kavitáció hatására leválik a
fogfelszínről.

A hőhatást is figyelembe
kell venni.



A hét kérdése

Mit jelent a Doppler-eltolódás?

Kapcsolódó fejezetek:

Damjanovich, Fidy, Szöllősi: Orvosi Biofizika

II. 2.4.
VIII. 4.2.