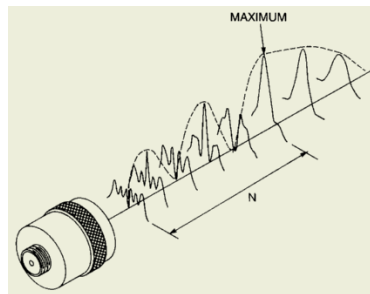
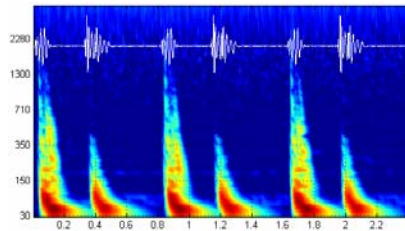


## Hang –ultrahang



KAD 2014.02.27

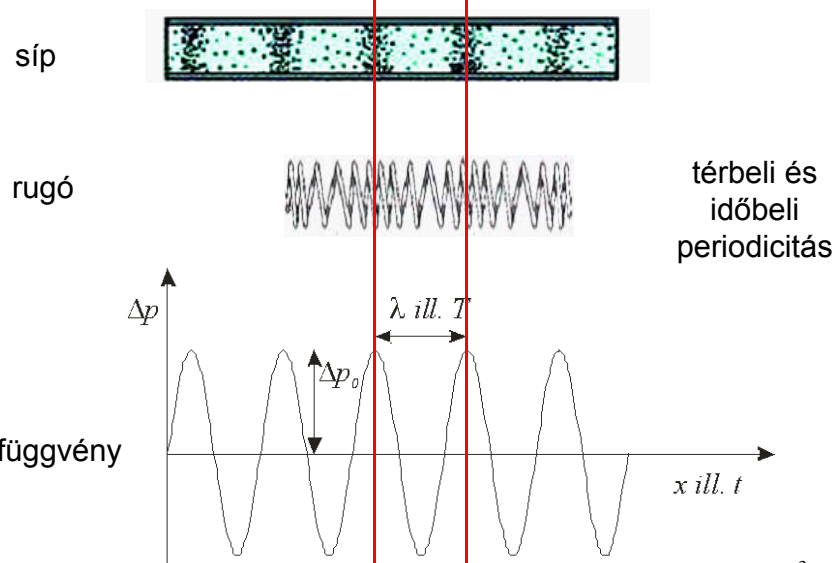


kocsmai kérdés: mennyi bor van a hordóban?  
orvosi kérdés: mennyi levegő van a tüdőben?

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

2

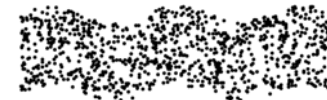
## Hang: mechanikai hullám (modell)



3



longitudinális hullám  
(gázokban és folyadékok  
belsejében csak ilyen)



transzverzális hullám

hidrosztatikai nyomás + nyomásváltozás,  
hangnyomás

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

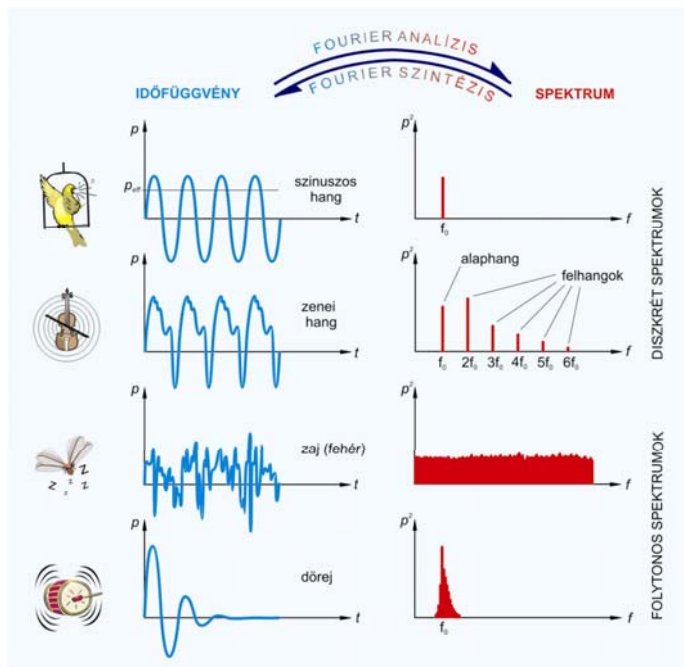
nyomás DC + AC amplitúdó fázis

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

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



4



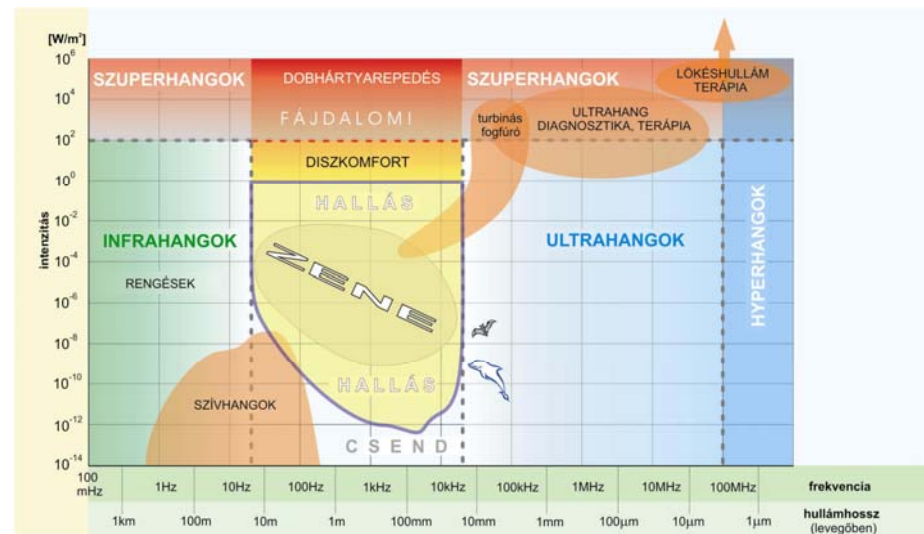
Tkv. IV.23. ábra.

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)

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

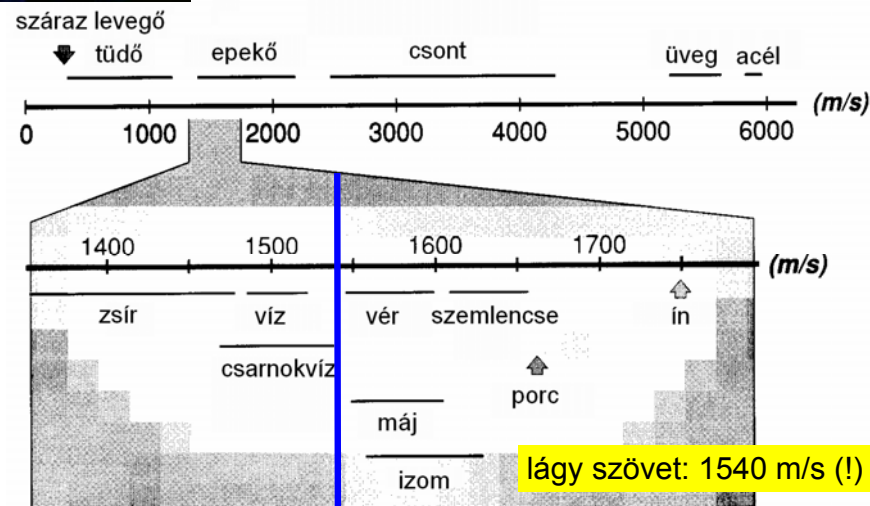
**akusztikus impedancia**  
(hasznos alak)



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

7

## A hang/UH sebessége különféle közegekben



vő. Tkv. II.4. táblázat

## Az ultrahang intenzitása

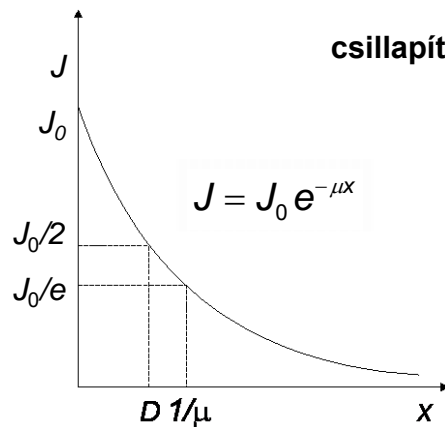
$$J = \frac{1}{Z} \Delta p_{\text{eff}}^2$$

intenzitás =  
energia-áram sűrűség

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

elektromos analógia

### Intenzitásgyengülés terjedés közben (abszorpció)



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

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

$\mu$  a diagnosztikai  
frekvencia tartományban  
arányos a frekvenciával

fajlagos csillapítás:

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

9

$\mu$  a diagnosztikai  
frekvencia  
tartományban  
arányos a  
frekvenciával

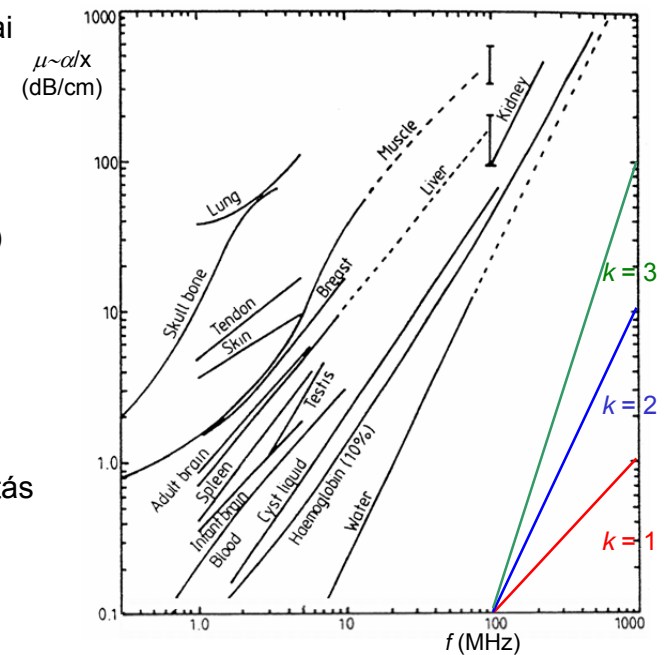
$$\mu \sim f^k, \quad k \sim 1(?)$$

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

ha egyenest  
kapunk, akkor jó a  
hatványfüggvény  
közelítés

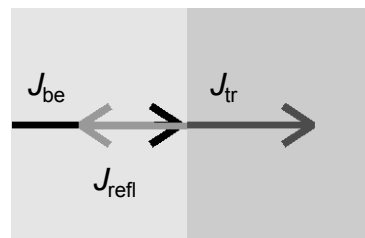
fajlagos csillapítás  
lágy szövetre:

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



## Közeg határán lejátszódó jelenségek

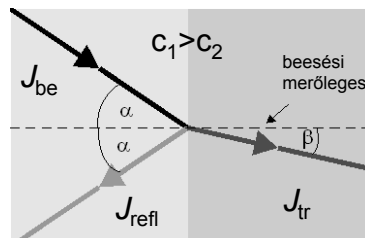
merőleges beesés



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

reflexió és transzmisszió

ferde beesés



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

Snellius-Descartes

## 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:

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

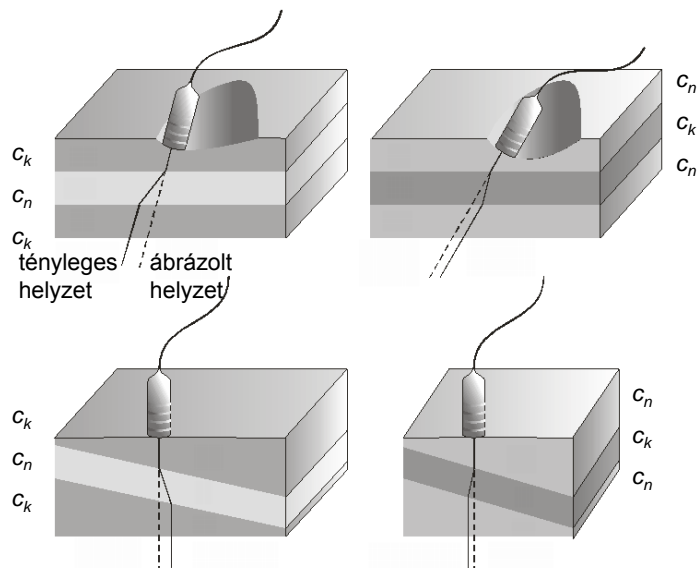
optimális csatlás:

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



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

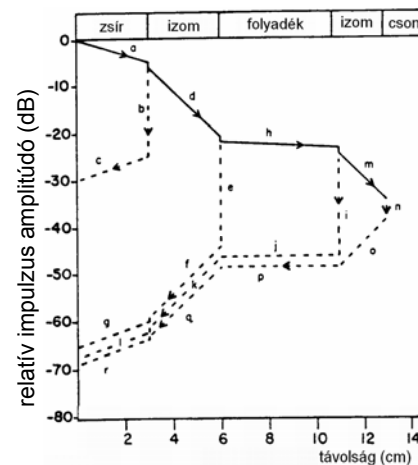
## Ferde beesés ill. külső felülethez képest ferde helyzetű réteg



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/cson	0.41	-3.9	0.590	-2.291

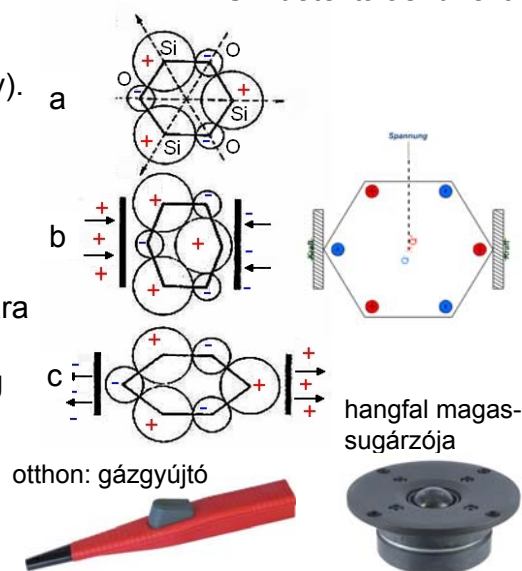
14

## 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 ~

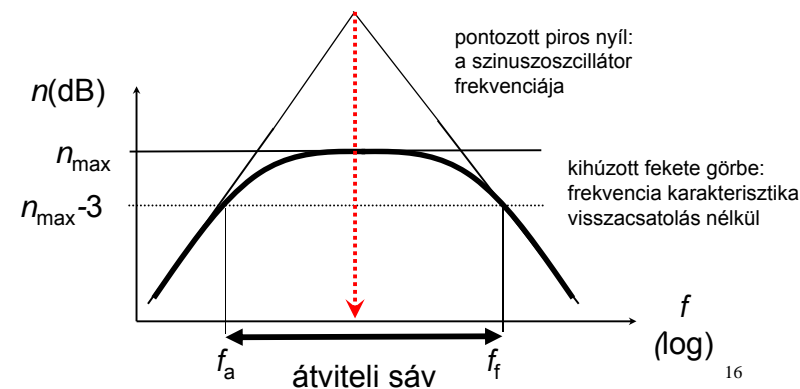
vö. Tkv. VIII.29. ábra

## Elektromos jelforrás: szinuszoszcillátor

pozitív módon  
visszacsatolt erősítő

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

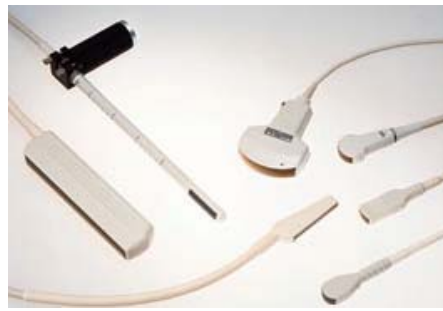
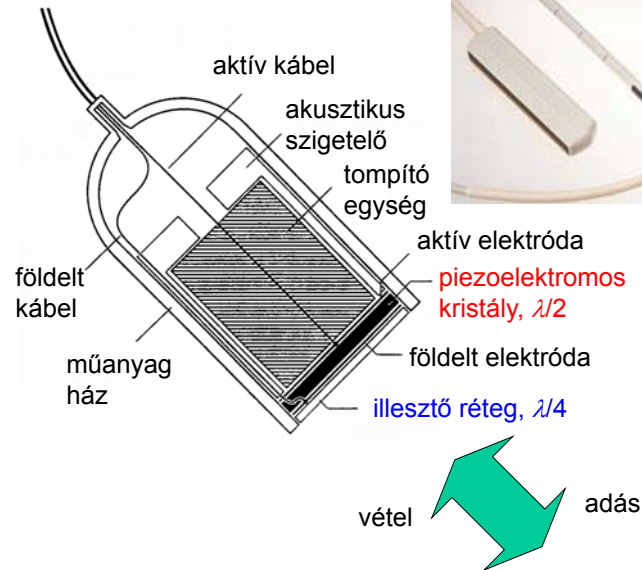
$\beta A_U = 1$ , erősítés= „végtelen“ ➡ szinuszoszcillátor  
bemenő jel: nincs, kimenet: szinuszos feszültség



16



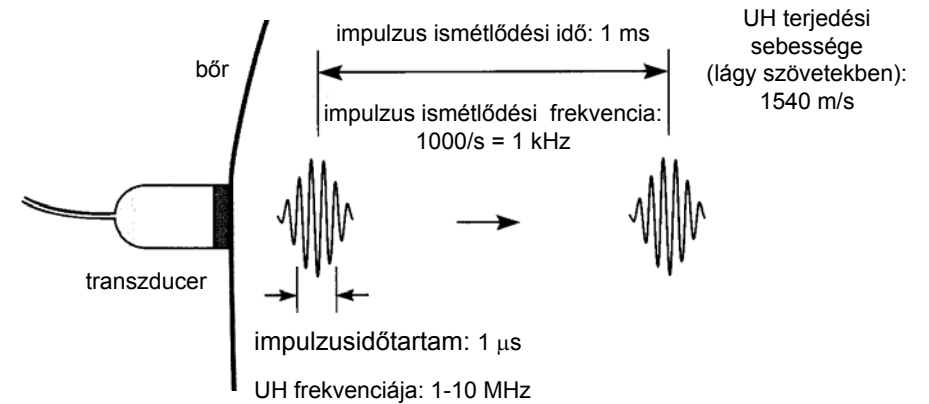
## Az UH forrás felépítése



17

## Az UH impulzusok jellemzői

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



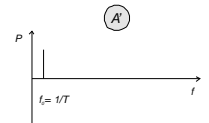
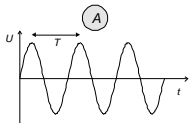
Tkv. VIII.32. ábra

18

### Időfüggvény

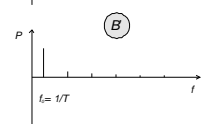
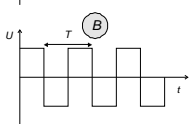
### Spektrum

szinuszos függvény



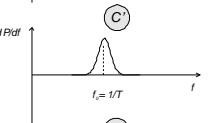
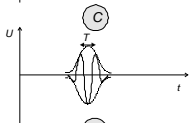
vonalas sp. (1 vonal)

periodikus függvény



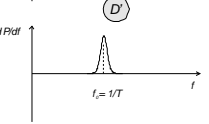
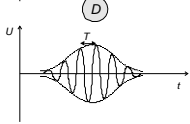
vonalas spektrum

egy pár periódus



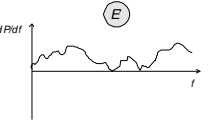
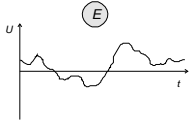
sávós spektrum

kicsit több periódus



sávós spektrum

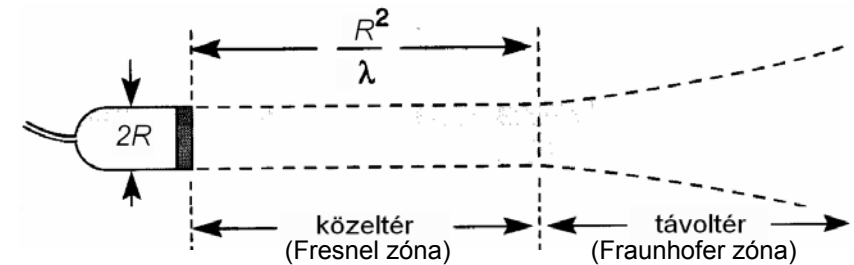
aperiodikus függvény



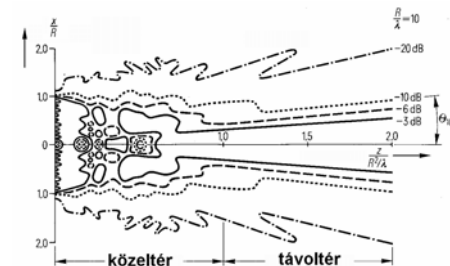
folytonos spektrum

19

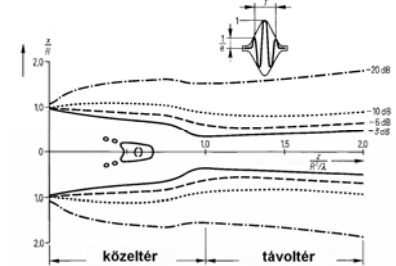
## Az UH nyaláb kialakulása (egyszerűsített kép)

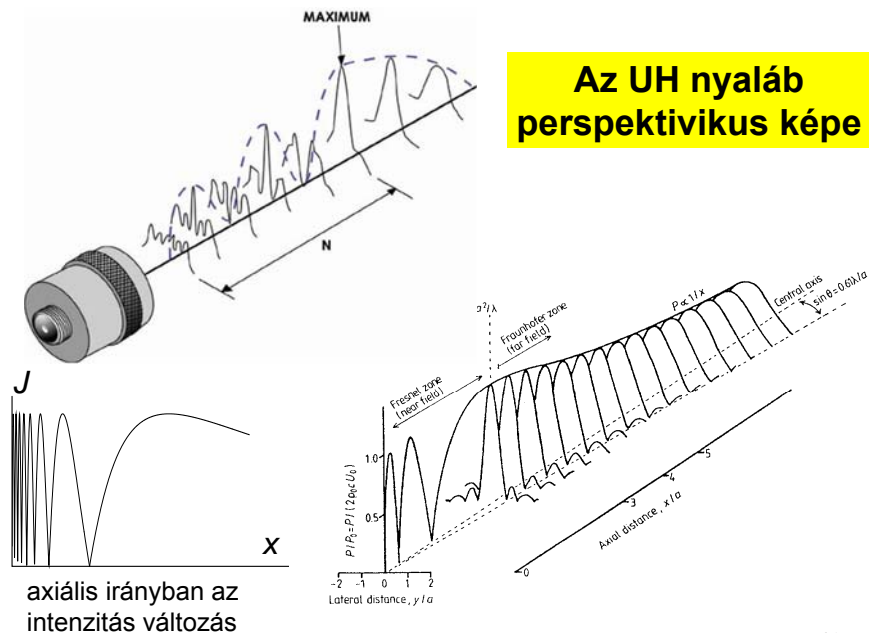


Nyalábforma folytonos sugárzó esetén



~ 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

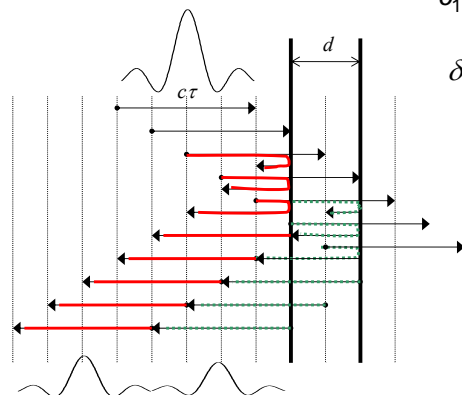
$\tau$ : impulzusidő

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

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

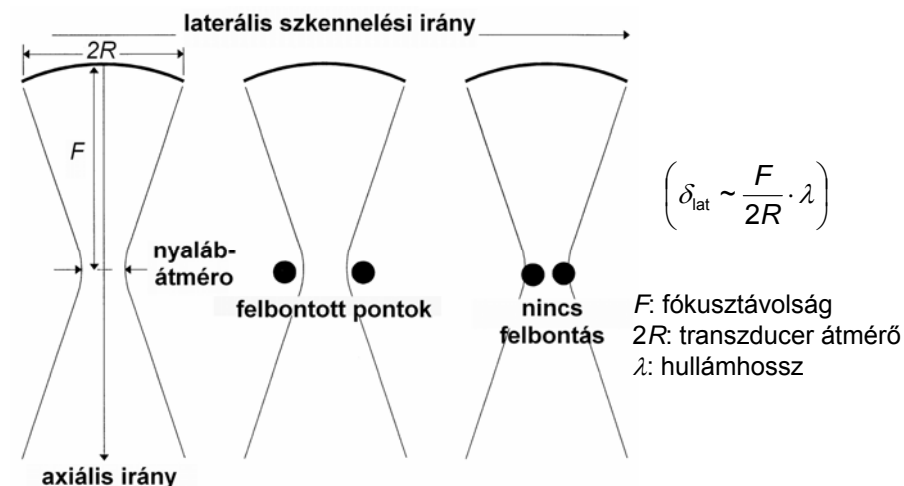
Az impulzushossz fele az axiális feloldási határa, mivel ekkor éppen érintik egymást az egymás mögötti helyekről induló echók.

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



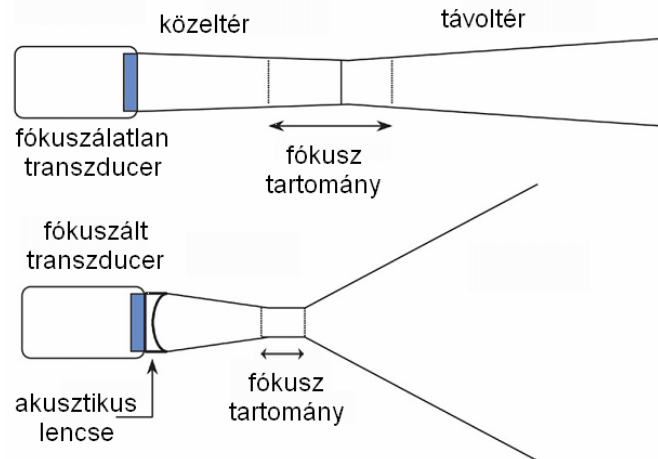
23

## Laterális feloldási határ



24

## Fókuszálás

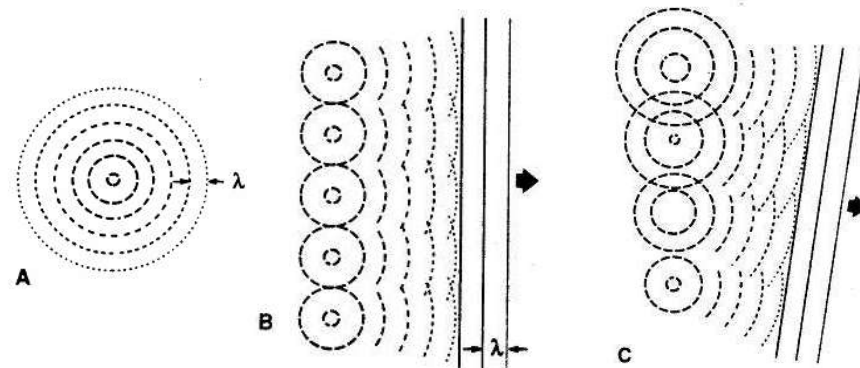


Fókuszáláskor a nyaláb divergenciája nő a távoltérben és romlik a mélységélesség.

25

vő. Tkv. 500.o. 1. ábra

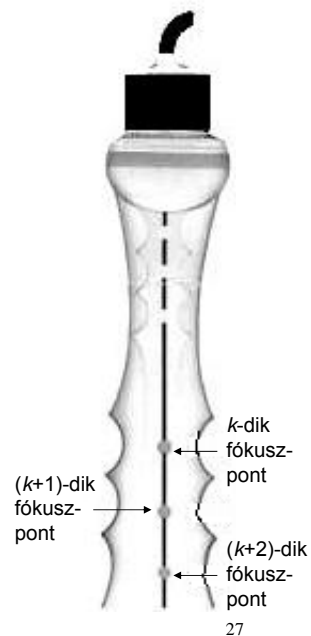
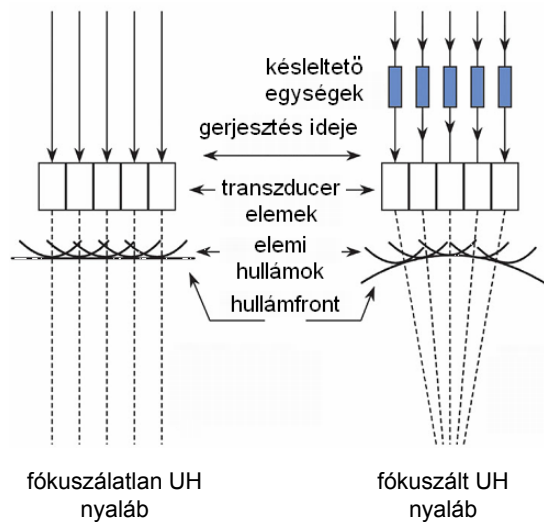
## Huygens elv



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

26

## Elektronikus fókuszálás



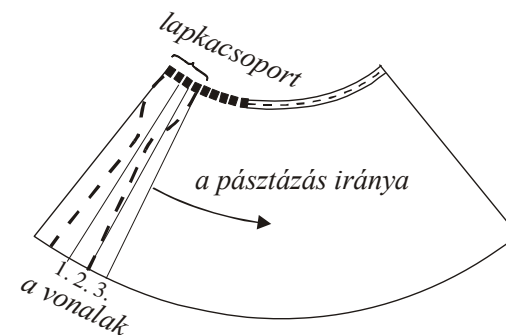
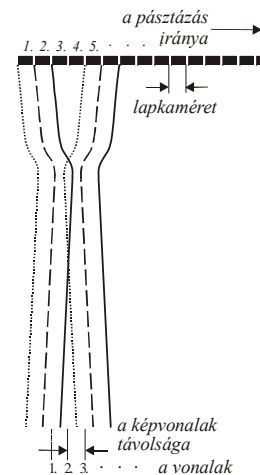
27

vő. Tkv. 501.o. 2. ábra

## Pásztázás

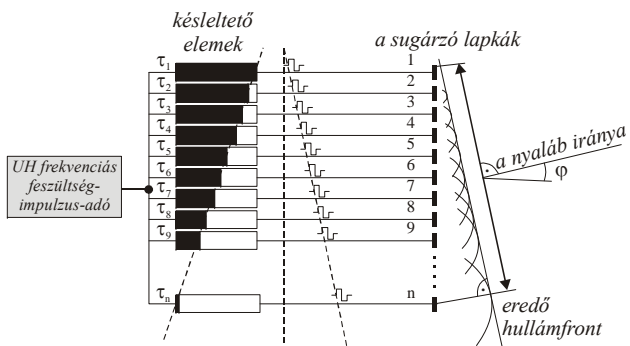
sokelemes lineáris lapkacsoport  
("linear array")

sokelemes íves lapkacsoport  
("curved array")

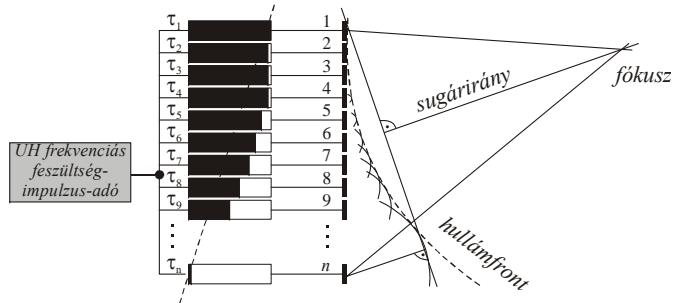


28

vő. Tkv. VII. 36-37. ábrák



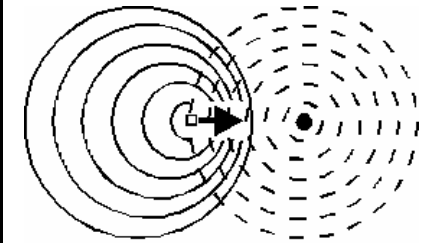
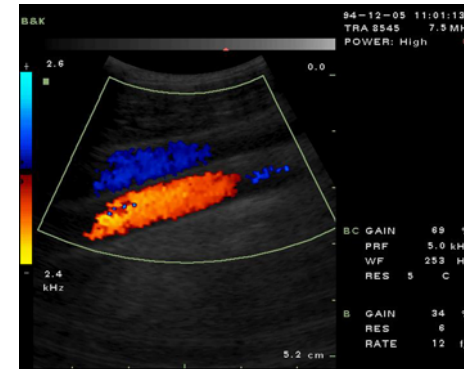
## Pásztázás és fókuszálás



vö. Tkv. 507.o.

29

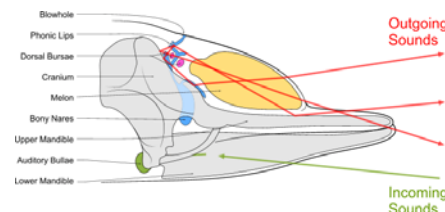
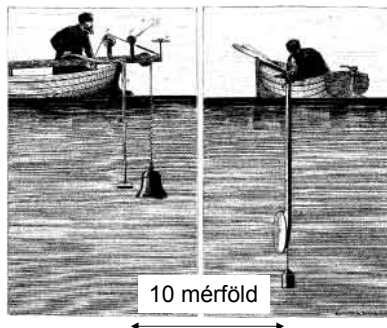
## Az ultrahangos képalkotás, A-, B- és M-képek. Doppler-echo



## Echo elv

1794 Spallanzani: denevérek tájékozódása

1822 Colladen megméri a hang terjedési sebességét

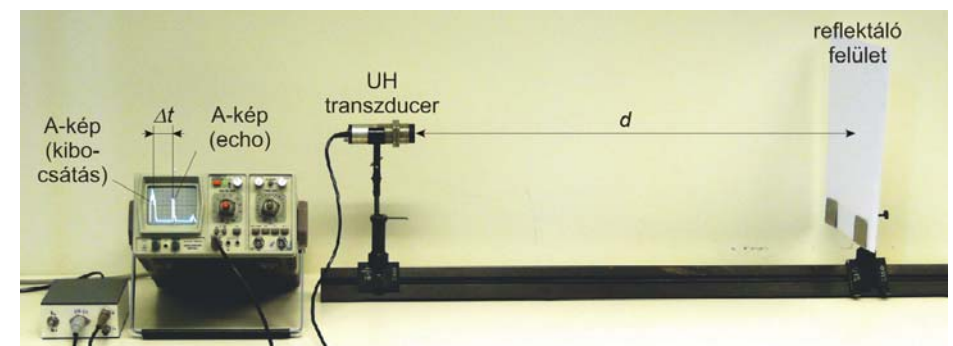


palackorrú delfin

31

## Echo elv

speciális transzducerből levegőbe is kicsatolható az UH intenzitás egy része



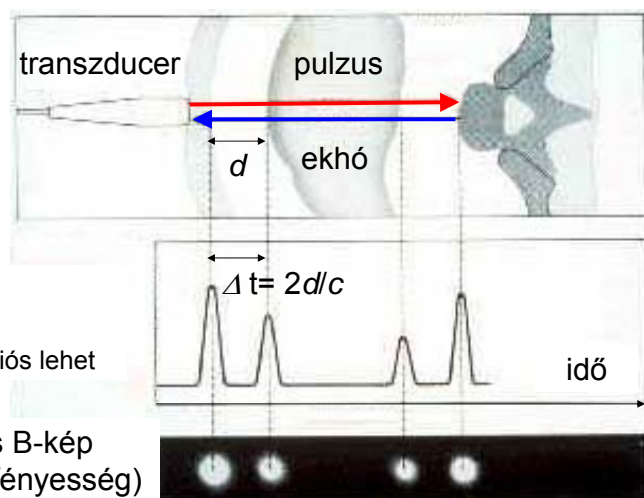
$$c\Delta t = d + d = 2d$$

32





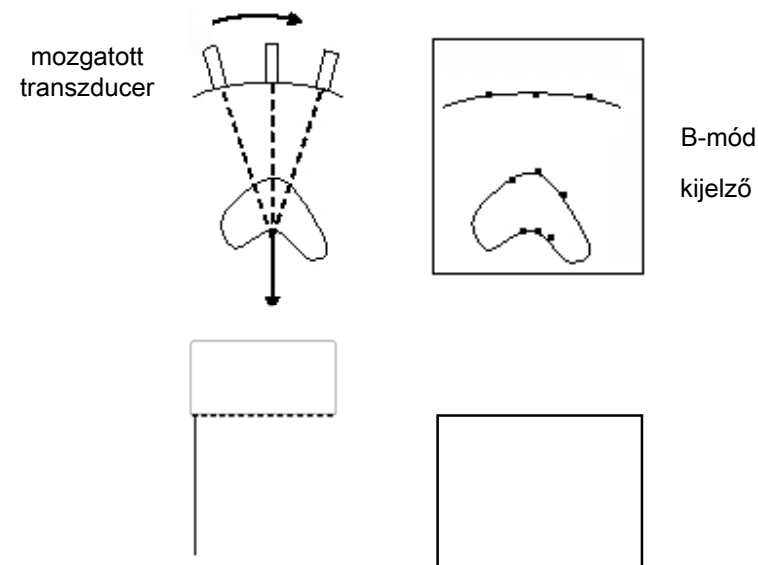
## Echo elv, UH képek



33

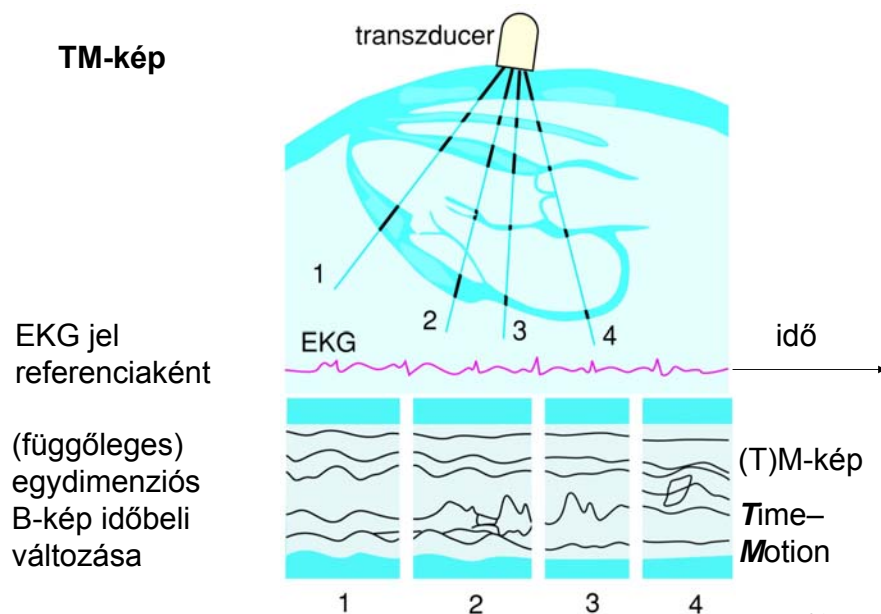
vö. Tkv. VIII.33. ábra

## Kétdimenziós B-kép



34

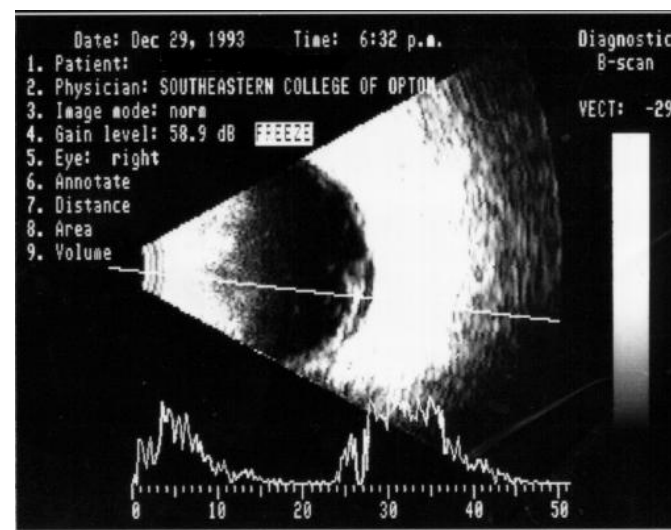
## TM-kép



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

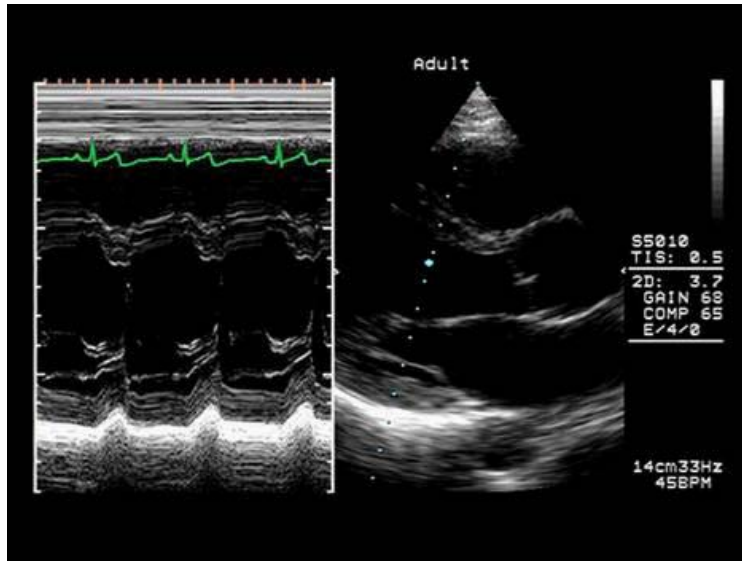
humán  
szemlencse:  
1641 m/s

üvegtest:  
1532 m/s

36

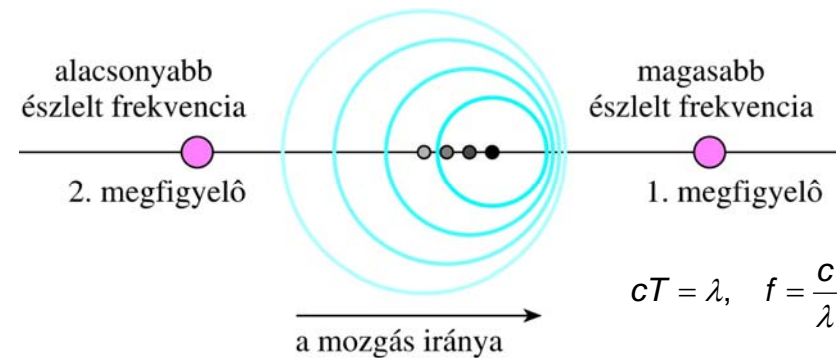
TM-kép

B-kép



## Doppler jelenség

„Ha a sípoló vonat közeledik, akkor az álló megfigyelő az igazinál 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,  $f_D$ )

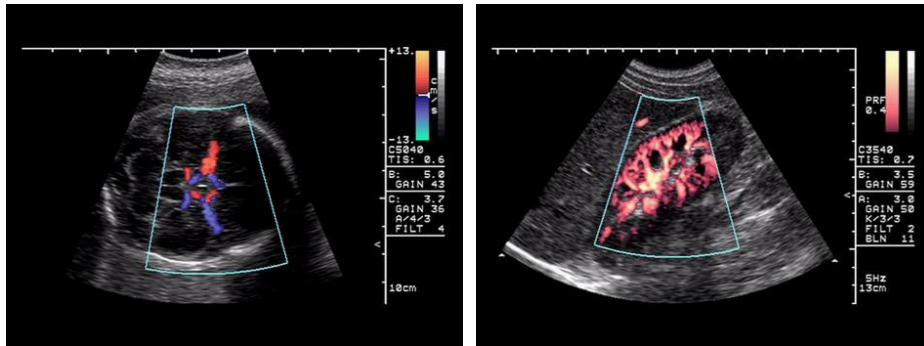
$$\Delta f = f_D = \pm 2 \frac{v_R}{c} f$$

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

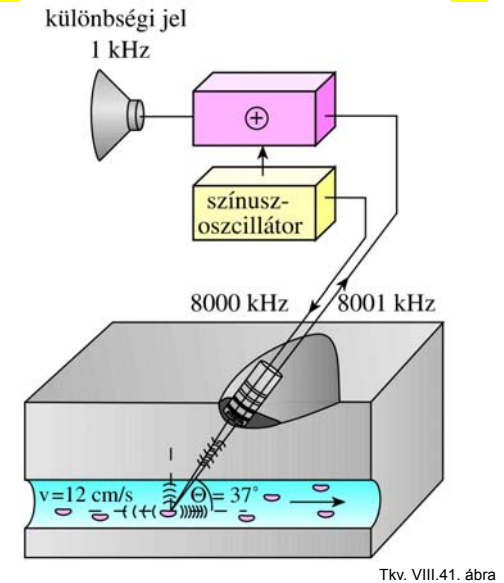
## Vörösvértestek, mint szórócentrumok. CW Doppler berendezés áramlási átlagsebesség mérésére

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

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

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

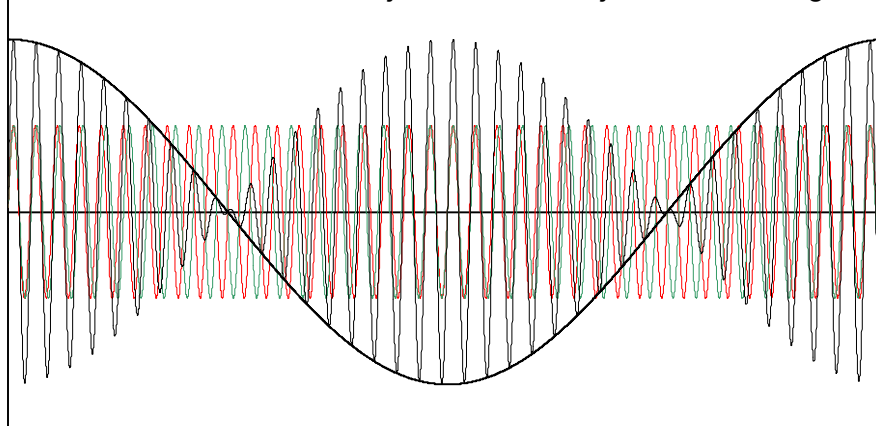
$\Rightarrow f_D = 1 \text{ kHz}$   
(lebegés jelensége)



Tkv. VIII.41. ábra

## Lebegés

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

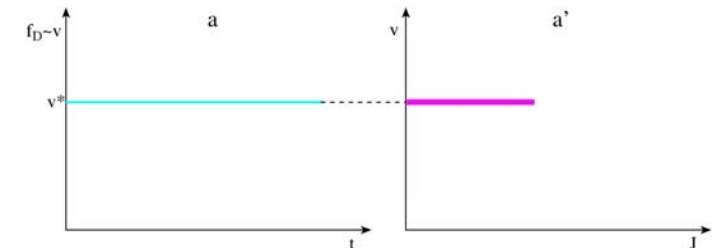


emlékeztető:  $\sin \alpha + \sin \beta = 2 \sin \frac{\alpha + \beta}{2} \cos \frac{\alpha - \beta}{2}$

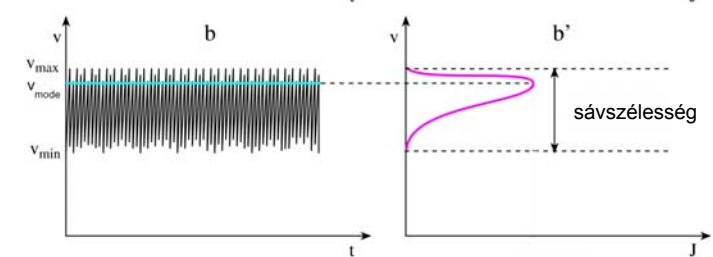
43

## Doppler görbék

egy állandó  
sebesség  
( $v^*$ )



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



sebességeloszlás TM-képe

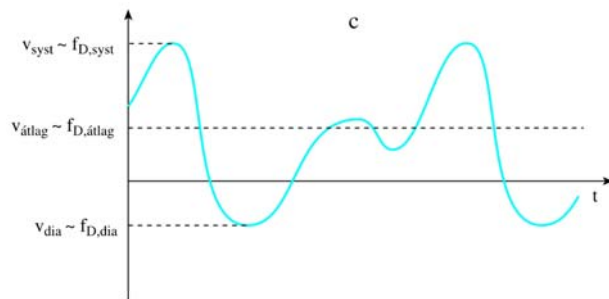
eloszlásfüggvény egy  
időpillanatban

44

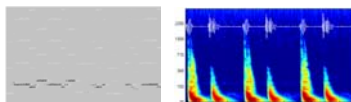
Tkv. VIII.42. ábra

## Doppler görbék

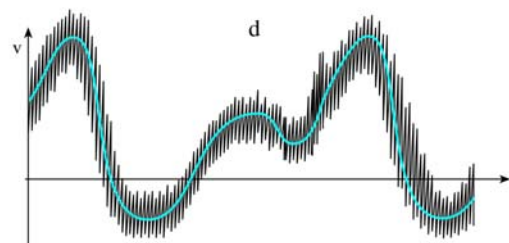
minden  
időpillanatban egy  
sebességgel  
jellemezhető áramlás



minden időpillanatban egy  
sebességeloszlással  
jellemezhető áramlás



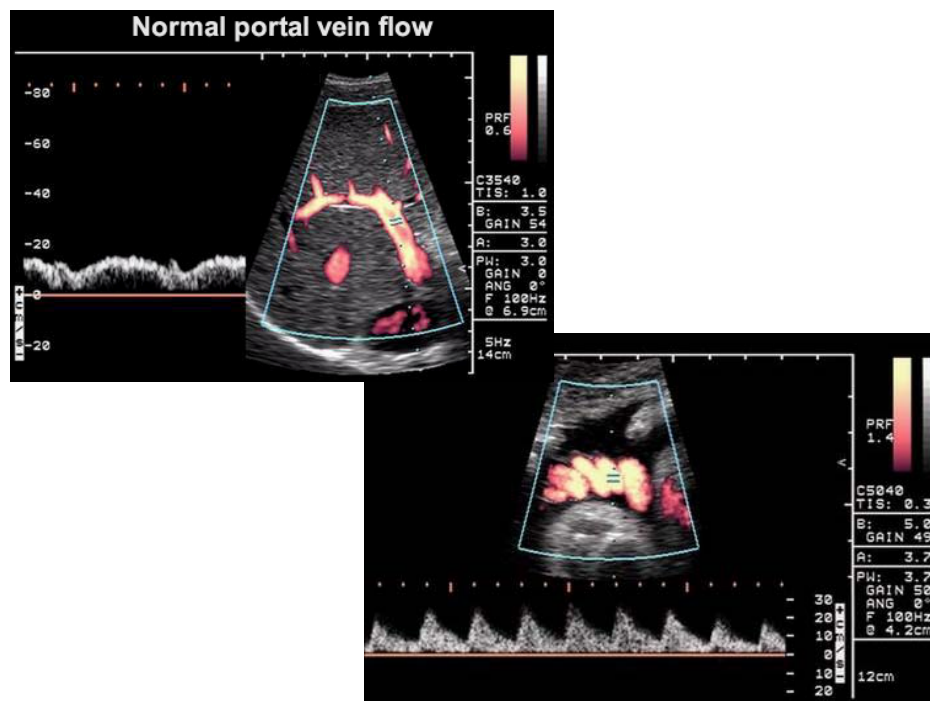
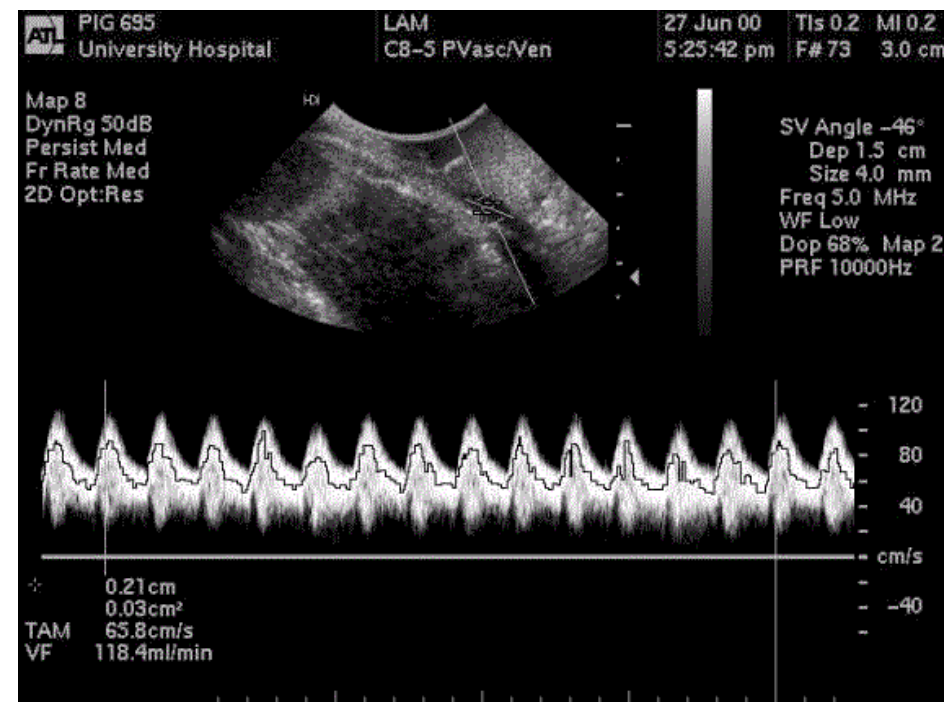
vő. zene/szívhangok  
idő-fr. reprezentációban



sebességeloszlás TM-képe

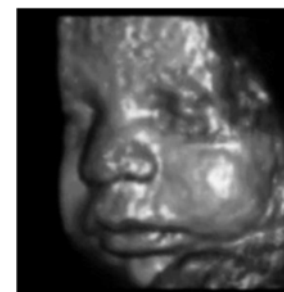
45

Tkv. VIII.42. ábra

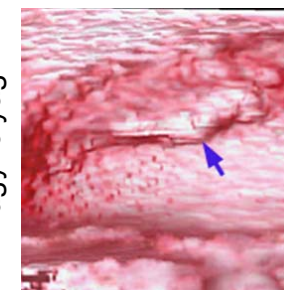


## Felületi ill. 3D rekonstrukció

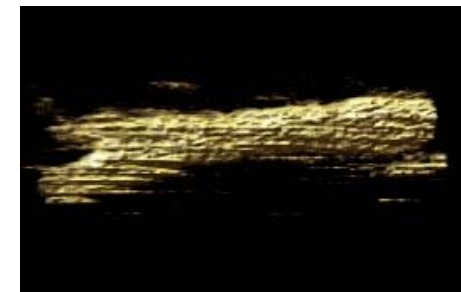
magzat arc



húgyhólyag



nyaki verőér





## Intenzitás

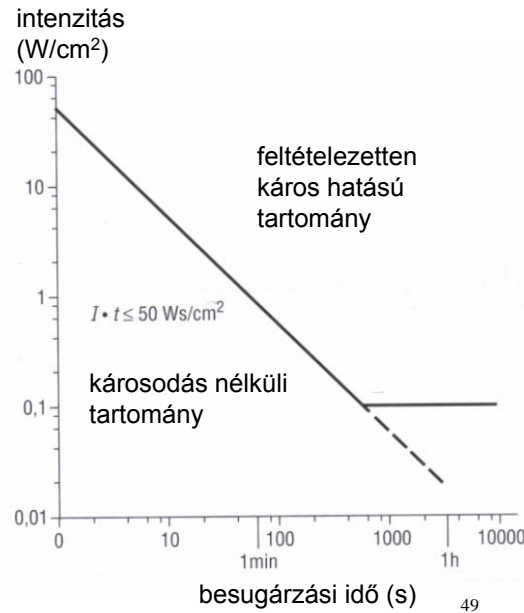
diagnosztika:

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

vö. fájdalomküszöb:  $10 \text{ W/m}^2$

terápia:  $1 \text{ W/cm}^2$

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,  $\text{H}_2\text{O}_2$ , 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 fogkőnek

tisztítás: pl. festéklézer spriccelő, mosógép(?)

példa:

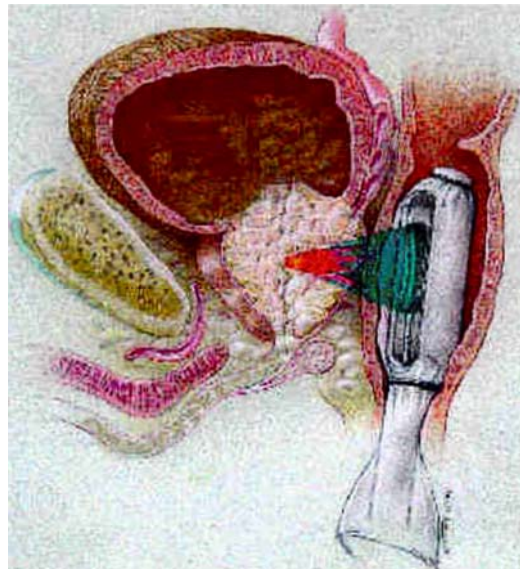
1 MHz,  $1 \text{ W/cm}^2$   
izomban 200 kPa a  $\Delta p$ (!)  
-100 és +300 kPa között  
változik a  $p$

## 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!)

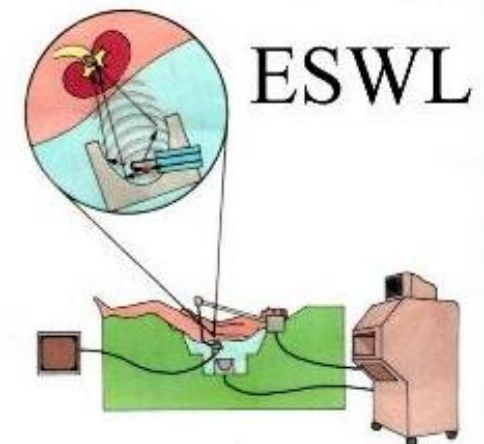
**ESWL** (Extracorporeal Shockwave Lithotripsy)

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



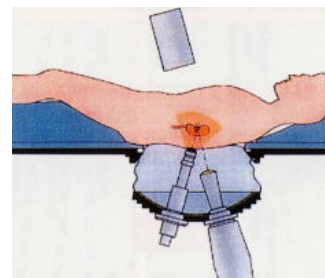
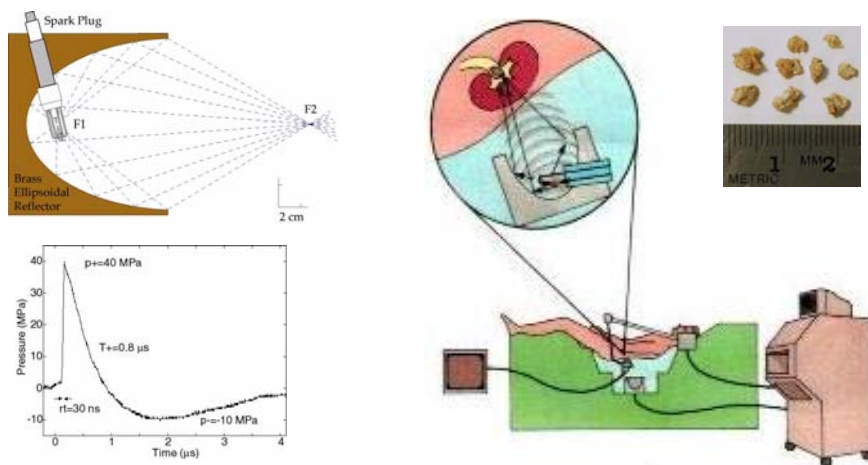
## Lökéshullám terápia (nem UH!)

### 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

