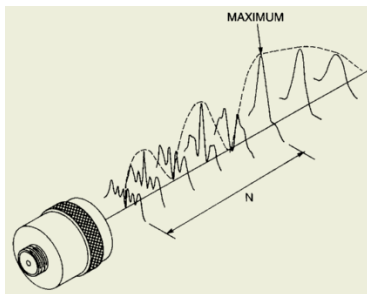
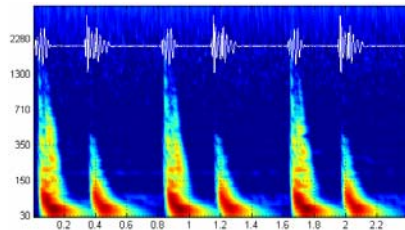


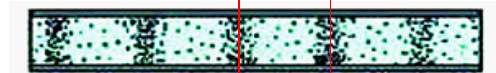
## Ultrahangos képképző módszerek



KAD 2013.10.03

## Hang: mechanikai hullám (modell)

sík

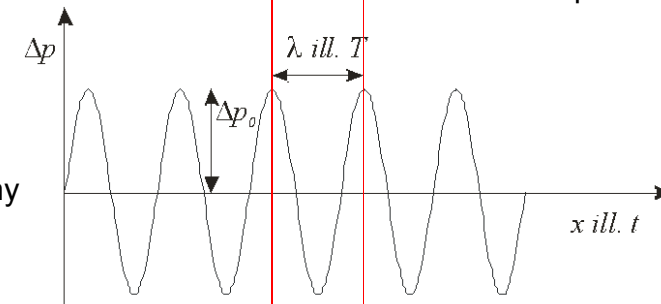


rugó



térbeli és  
időbeli  
periodicitás

függvény



2



longitudinális hullám  
(gázokban és folyadékok  
belsejében csak ilyen)



transzverzális hullám

hidrosztatikai nyomás + nyomásváltozás,  
nyomás hangnyomás

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

nyomás DC + AC amplitúdó fázis

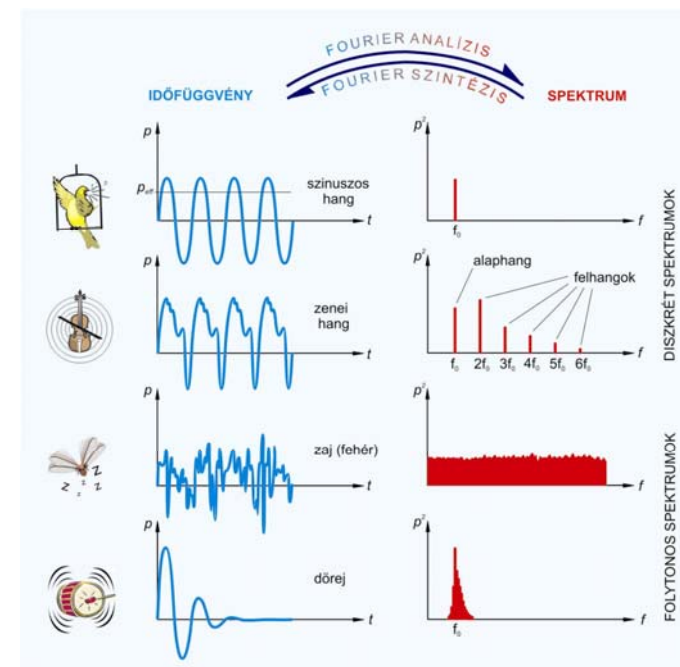
$$\Delta p(t, x) = \Delta p_{\text{max}} \sin \left[ 2\pi \left( \frac{t}{T} - \frac{x}{\lambda} \right) \right]$$

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



3

Tkv. II.45. ábra.



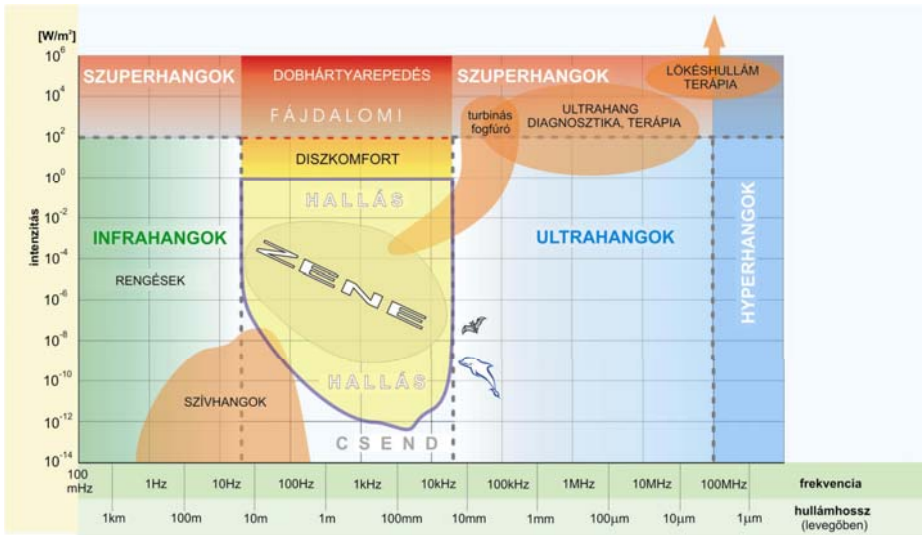
hangmagasság:  
alaphang  
frekvenciája

hangszín:  
felhangok aránya  
(spektrum)

4

Tkv. IV.23. ábra.

## 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

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

terjedési **sebesség**

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

akusztikus impedancia/  
akusztikus ellenállás/  
akusztikus keménység  
(definíció)

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

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

**akusztikus impedancia**  
(hasznos alak)

6

### Kiegészítés érdeklődőknek

### Akusztikus impedancia (definíciótól a hasznos alakig)

$$y = y_{\max} \sin \left[ \omega \left( t - \frac{x}{c} \right) \right] \qquad p = p_{\max} \sin \left[ \omega \left( t - \frac{x}{c} \right) \right]$$

$$\frac{\Delta y}{\Delta t} = v = y_{\max} \omega \cos \left[ \omega \left( t - \frac{x}{c} \right) \right]$$

$$\frac{\Delta v}{\Delta t} = a = -y_{\max} \omega^2 \sin \left[ \omega \left( t - \frac{x}{c} \right) \right]$$

$$\rho y_{\max} \omega^2 \sin \left[ \omega \left( t - \frac{x}{c} \right) \right] = \frac{\Delta p}{\Delta x}$$

$$-\rho y_{\max} \omega c \cos \left[ \omega \left( t - \frac{x}{c} \right) \right] = p$$

$$p_{\max} = \rho y_{\max} \omega C = \rho V_{\max} C$$

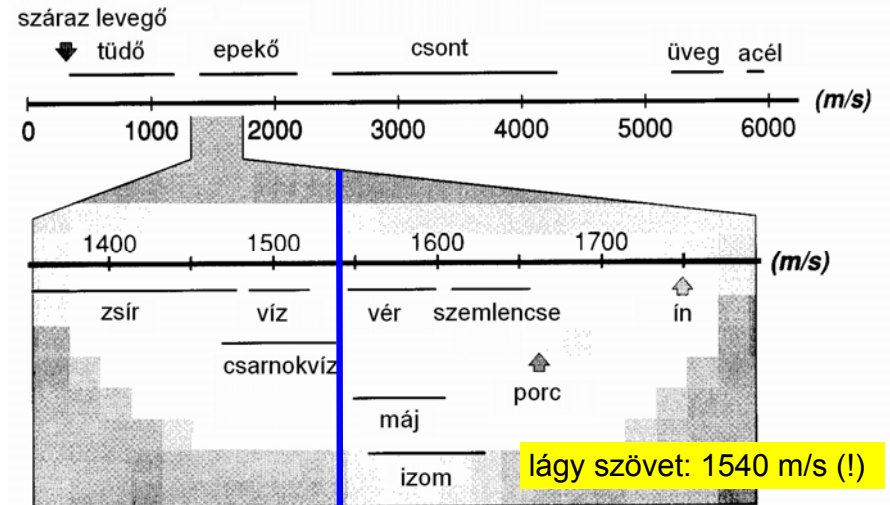
$$\frac{1}{V}ma = \frac{1}{A\Delta x}F$$

$$\rho a = -\frac{\Delta p}{\Delta x}$$

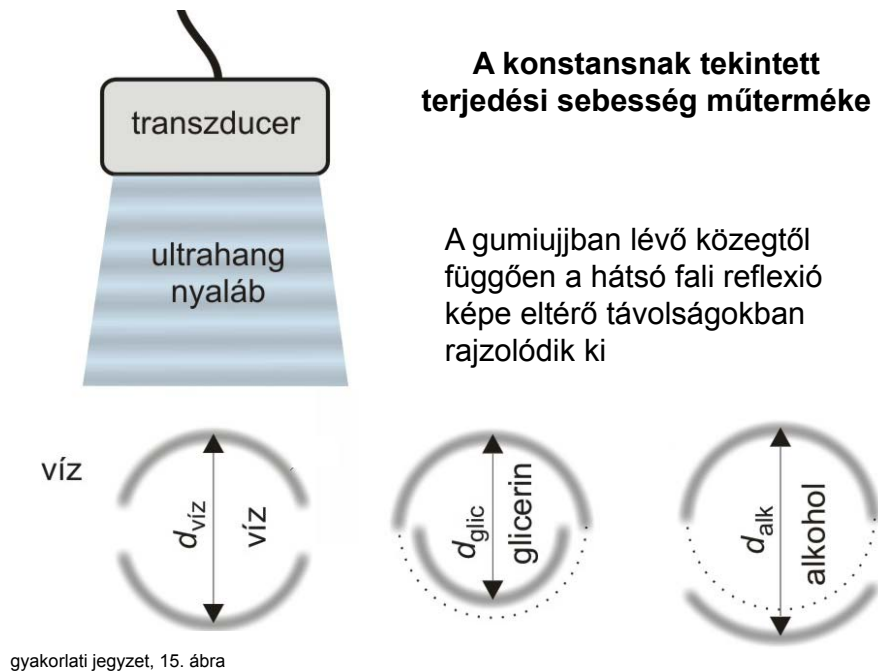
$$\frac{p_{\max}}{v_{\max}} = \rho c = Z$$

7

## A hang/UH sebessége különféle közegekben



vö. Tkv. II.4. táblázat



## Az ultrahang intenzitása

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

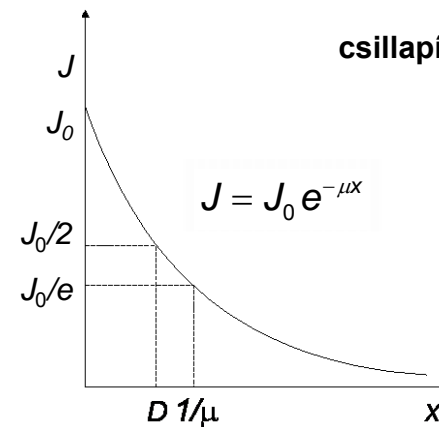
intenzitás =

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

$\mu$  a diagnosztikai frekvencia tartományban arányos a frekvenciával

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

10

$\mu$  a diagnosztikai frekvencia tartományban arányos a frekvenciával

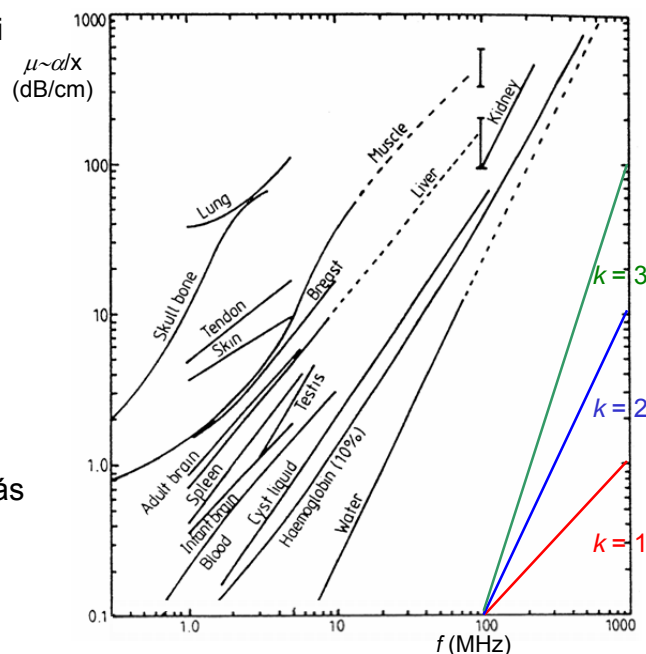
$\mu \sim f^k, \quad k \sim 1(?)$

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

ha egyenest kapunk, akkor jó a hatványfüggvény közelítés

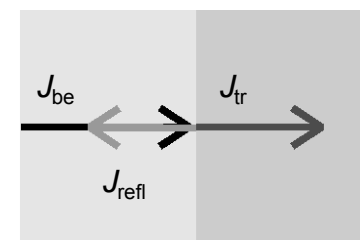
fajlagos csillapítás lágy szövetre:

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



## Közeg határán lejátszódó jelenségek

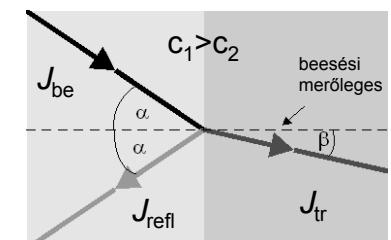
merőleges beesés



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

reflexió és transzmisszió

ferde beesés



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

Snellius-Descartes

## Reflexió (merőleges beesés)

reflexióképesség:

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

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

“teljes” visszaverődés:

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

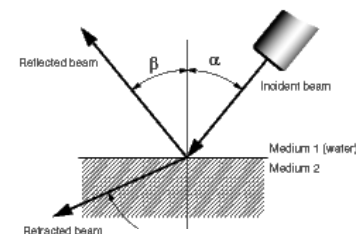
optimális csatolás:

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



13

Kiegészítés érdeklődőknek



Nem merőleges beesés

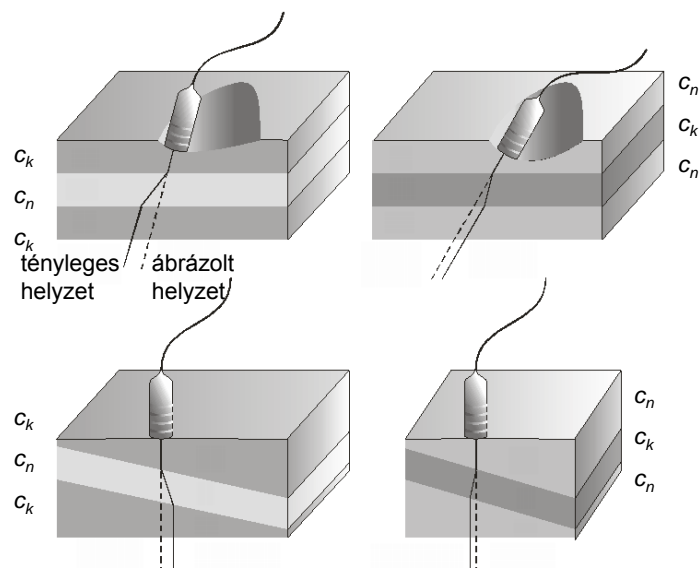
$$\text{Reflexion coefficient} = R = \left[ \frac{Z_2 \cos \alpha - Z_1 \cos \gamma}{Z_2 \cos \alpha + Z_1 \cos \gamma} \right]^2$$

$$\text{Refraction coefficient} = D = \frac{4 Z_1 Z_2 \cos^2 \alpha}{(Z_2 \cos \alpha + Z_1 \cos \gamma)^2}$$

$$\text{Refraction angle} = \gamma = \arcsin \left( \frac{c_2 \sin \alpha}{c_1} \right)$$

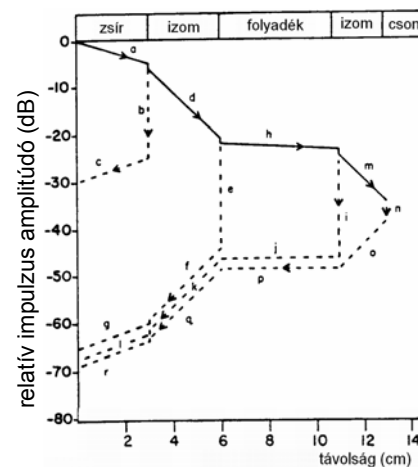
14

Ferde beesés ill. külső felülethez képest ferde helyzetű réteg



15

## 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	10lgR (dB)	T	10lgT (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

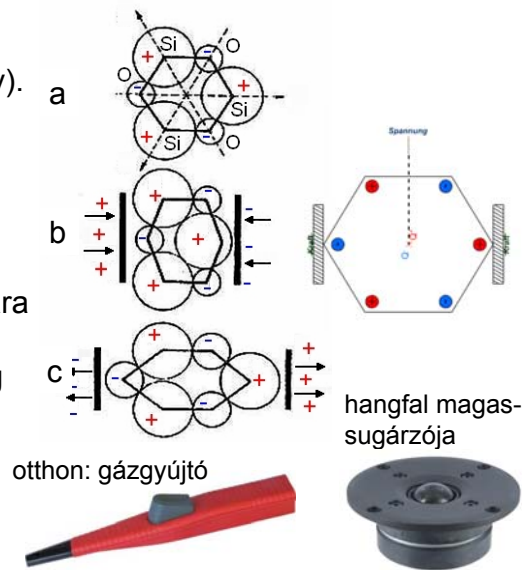
16

## 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 ~

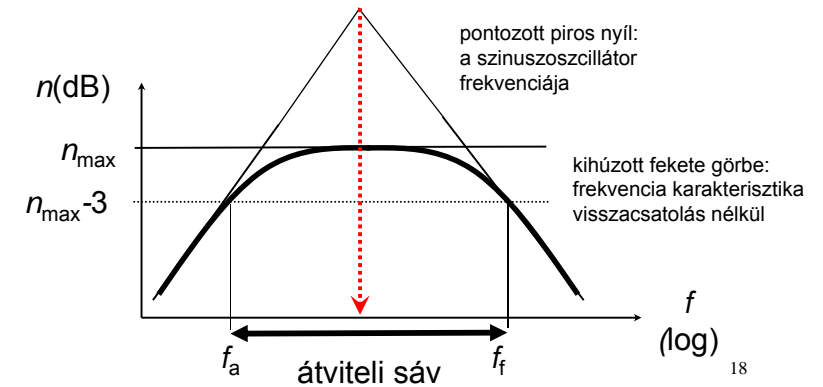
vö. Tkv. VIII.29. ábra

## Elektromos jelforrás: szinuszoszcillátor

pozitív módon  
visszacsatolt erősítő

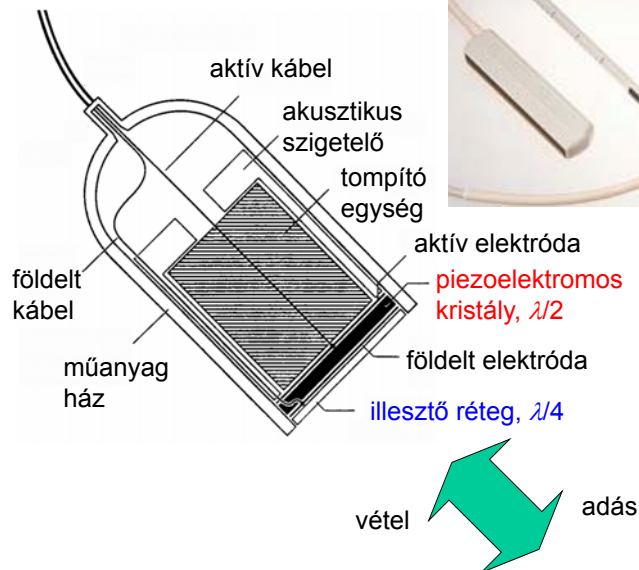
$$A_{U, \text{visszacsatolt}} = \frac{A_U}{1 - \beta A_U}$$

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



18

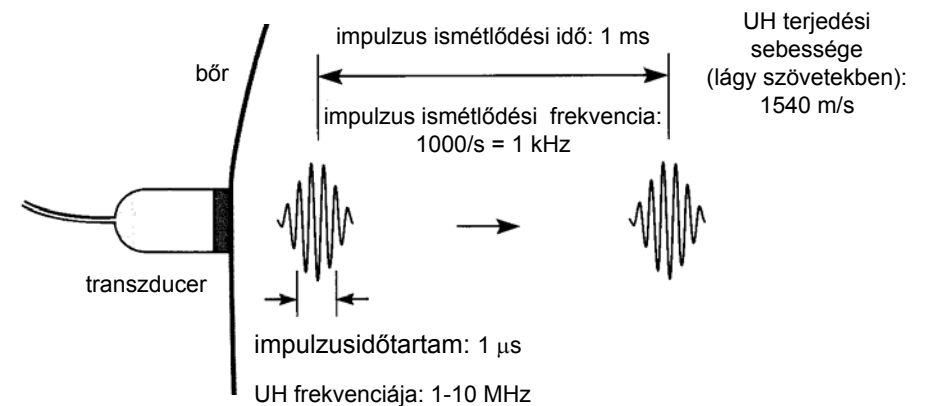
## Az UH forrás felépítése



19

## Az UH impulzusok jellemzői

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



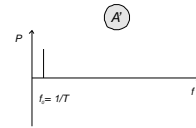
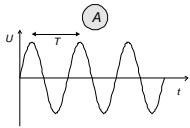
Tkv. VIII.32. ábra

20

## Időfüggvény

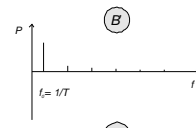
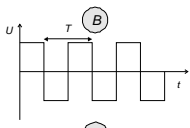
## Spektrum

szinusz  
függvény



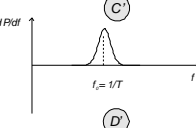
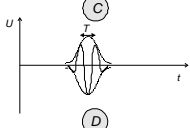
vonalas sp. (1 vonal)

periodikus  
függvény



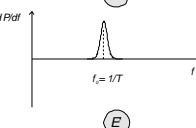
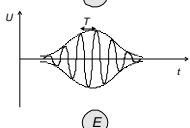
vonalas spektrum

egy pár  
periódus



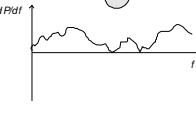
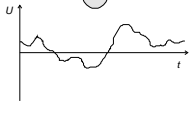
sávós spektrum

kicsit több  
periódus



sávós spektrum

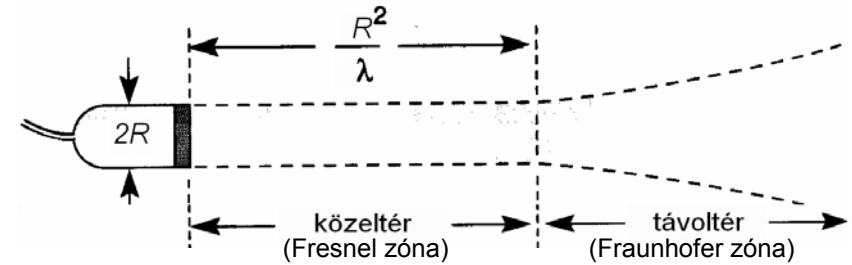
aperiodikus  
függvény



folytonos spektrum

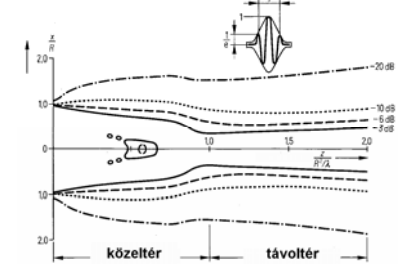
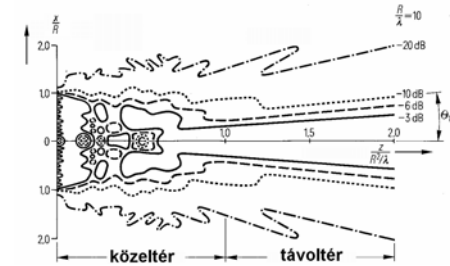
21

## Az UH nyaláb kialakulása (egyszerűsített kép)

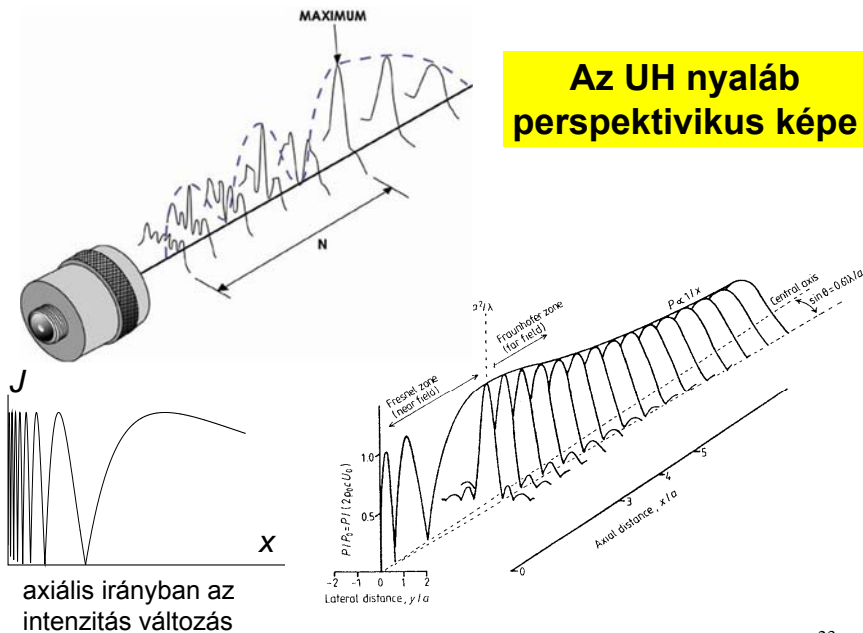


Nyalábforma folytonos sugárzó esetén

~ impulzus(üzemű) sugárzó esetén



## Az UH nyaláb perspektivikus képe



23

## 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 nyalábtávolság 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

24

## Axiális feloldási határ

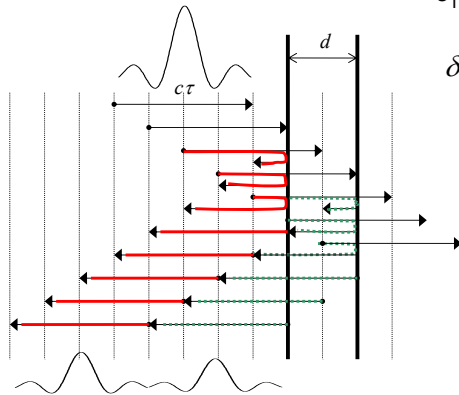
$\tau$ : impulzusidő

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

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

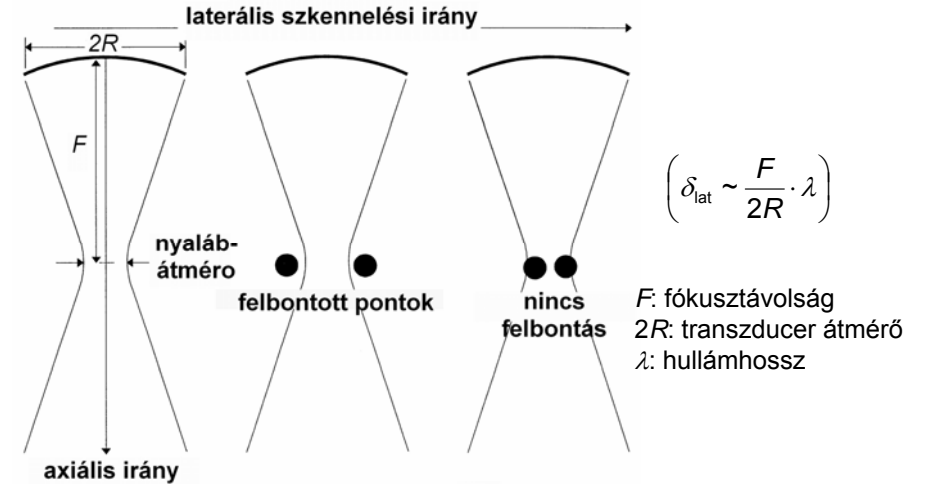
Az impulzushossz fele az axiális feloldás határa, mivel ekkor éppen érintik egymást az egymás mögötti helyekről induló echók.

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



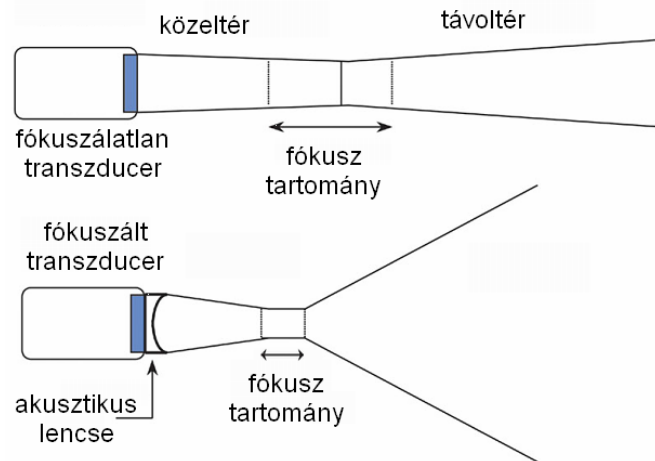
25

## Laterális feloldási határ



26

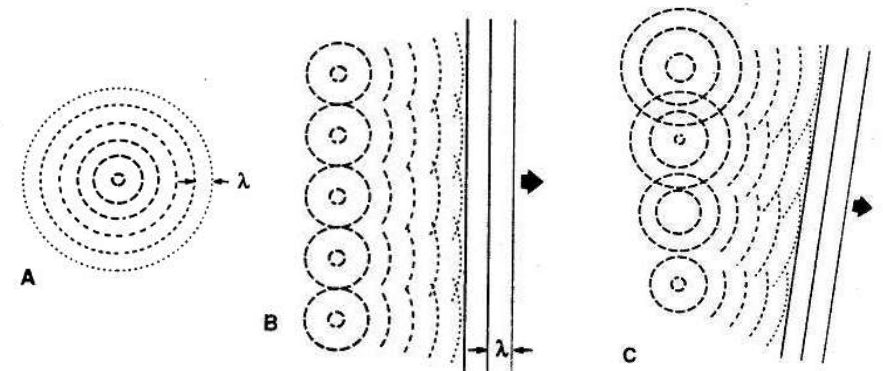
## Fókuszálás



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

27

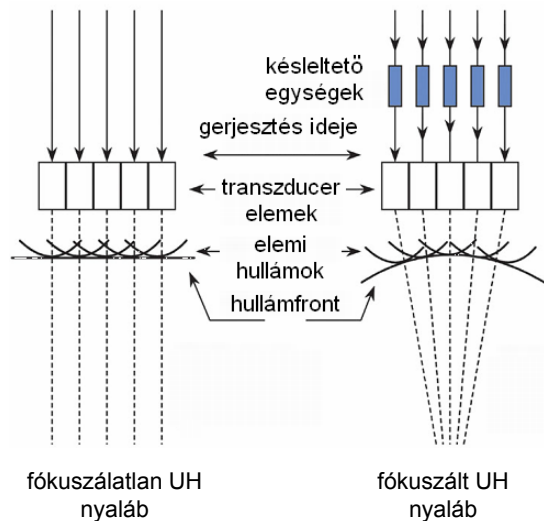
## Huygens elv



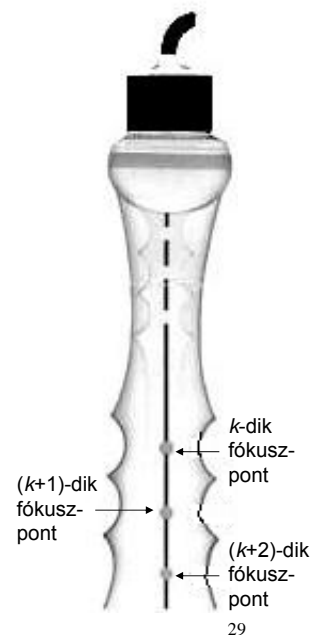
A hullámfront minden pontja elemi hullámok kiindulópontjának tekinthető. Az új hullámfront ezen elemi hullámok burkológörbéje.

28

## Elektronikus fókuszálás

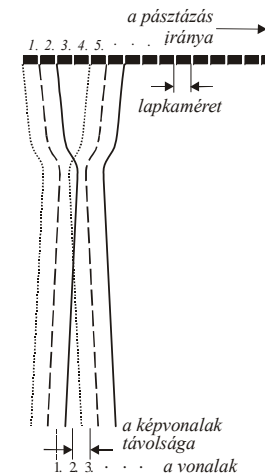


vö. Tkv. 501.o. 2. ábra



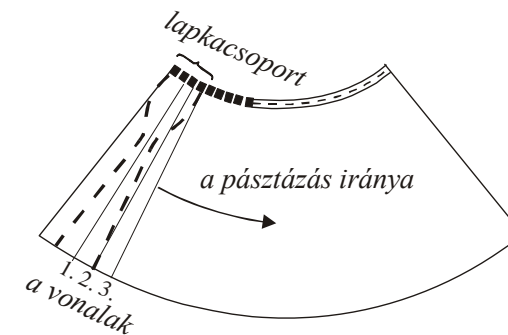
## Pásztázás

sokelemes lineáris lapkacsoport  
("linear array")

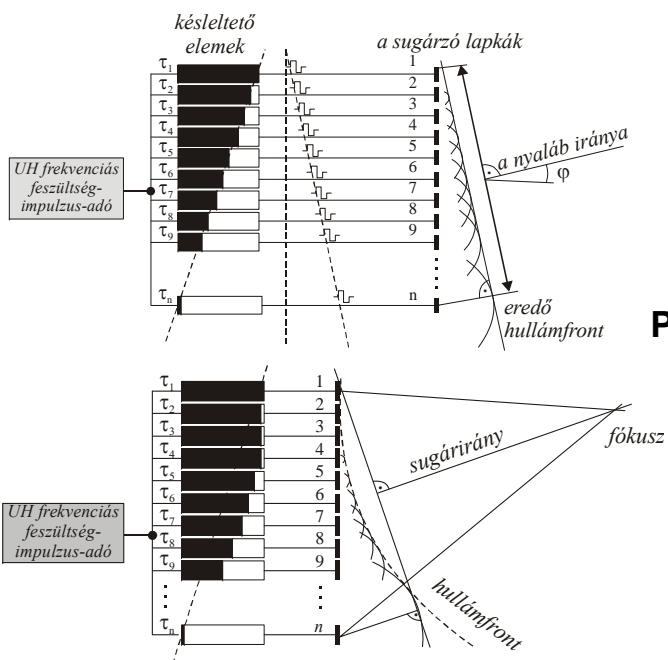


vö. Tkv. VII. 36-37. ábrák

sokelemes íves lapkacsoport  
("curved array")



30



**Pásztázás és fókuszálás**

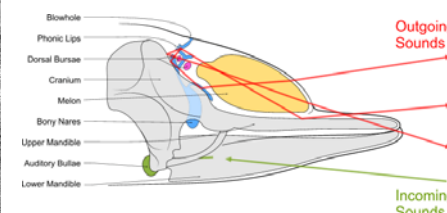
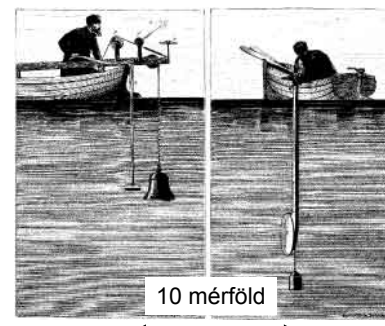
vö. Tkv. 507.o.

31

## Echo elv

1794 Spallanzani:  
denevérek tájékozódása

1822 Colladen megméri  
a hang terjedési  
sebességét

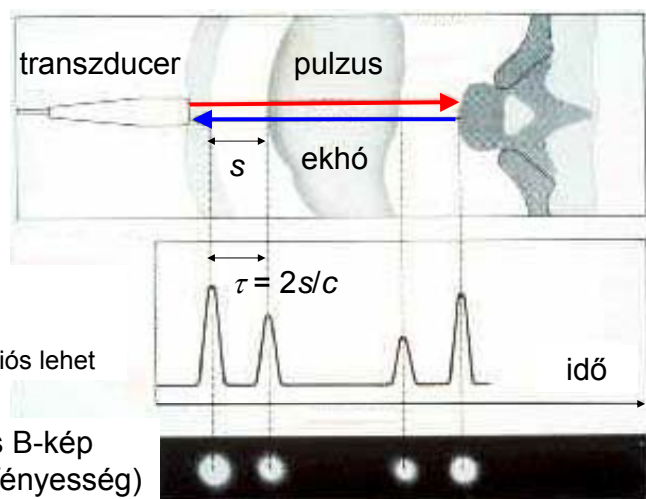


palackorrú delfin

32



## Echo elv, UH képek



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

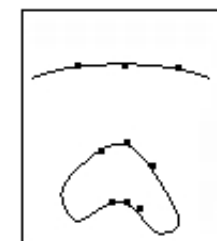
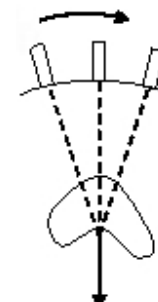
egydimenziós B-kép  
(**B**rightness=fényesség)

33

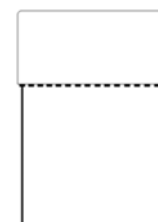
vö. Tkv. VIII.33. ábra

## Kétdimenziós B-kép

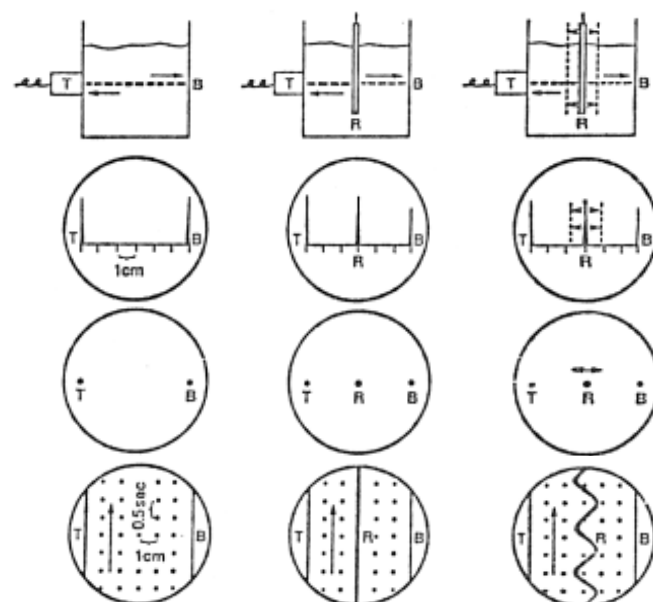
mozgatott  
transzducer



B-mód  
kijelző



34

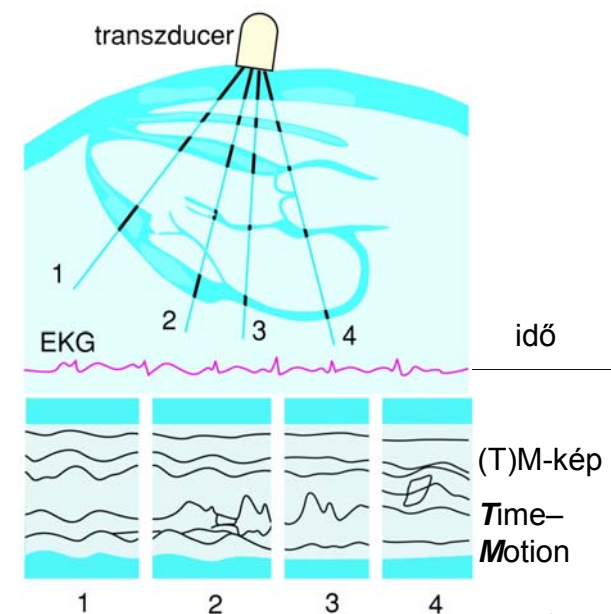


35

## TM-kép

EKG jel  
referenciaként

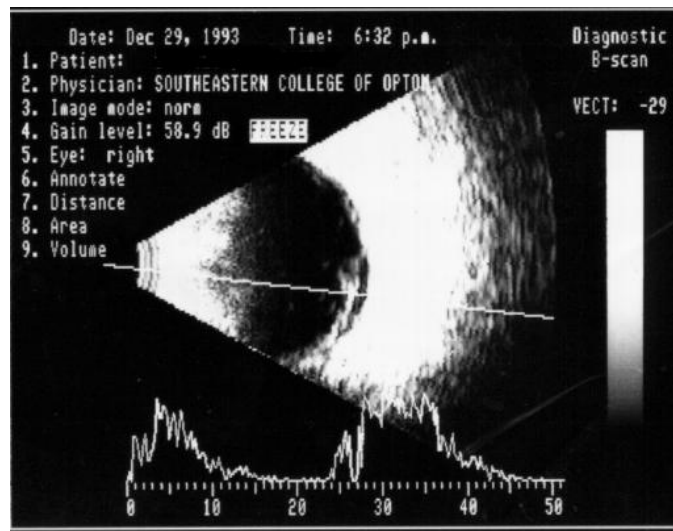
(függőleges)  
egydimenziós  
B-kép időbeli  
változása



36

Tkv. VIII.34. ábra

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



Terjedési  
sebesség  
figyelembe-  
vétele  
pontos  
távolságok  
meghatáro-  
zására:

cornea:  
1641 m/s

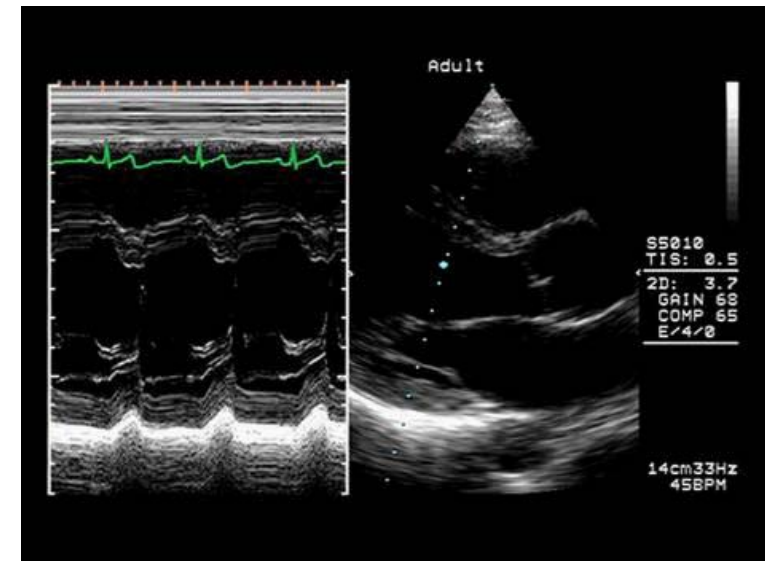
csarnokvíz:  
1532 m/s

humán  
szemlencse:  
1641 m/s

üvegtest:  
1532 m/s

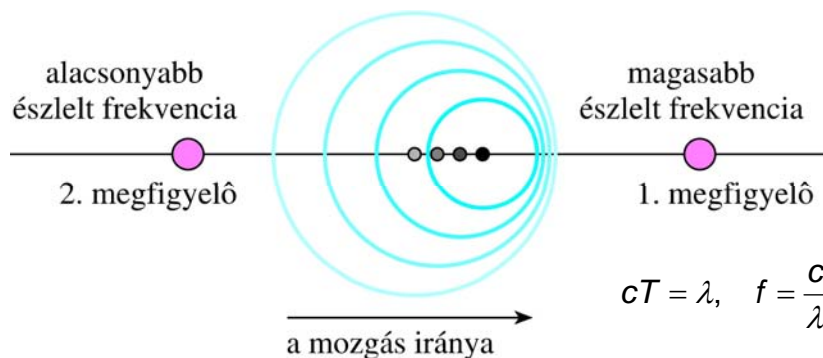
TM-kép

B-kép



## Doppler jelenség

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



39

$f'$ : 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  $v_R \ll c$ )

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

40

**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,  $f_D$ )

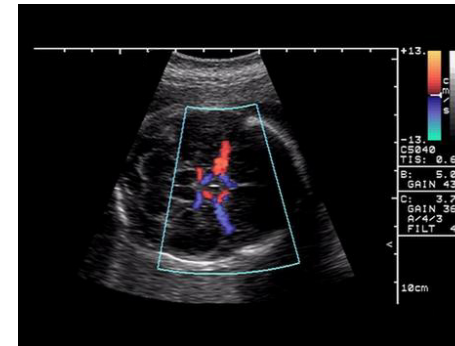
$$\Delta f = f_D = \pm 2 \frac{v_R}{c} f$$

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

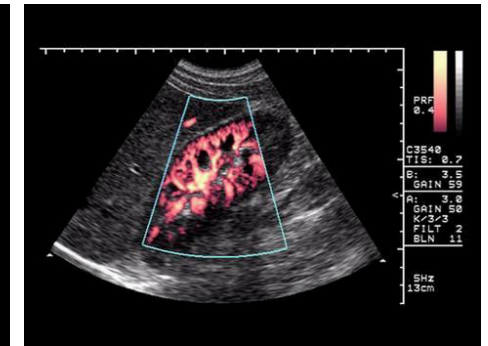
41

## Színkódolás

transzducer felé: meleg színek,  
transzducertől elfelé: hideg színek



BART: **Blue** Away **Red** Towards

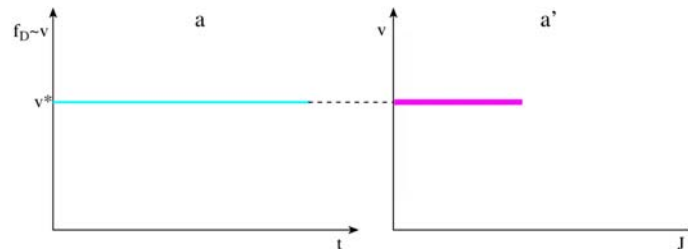


power Doppler

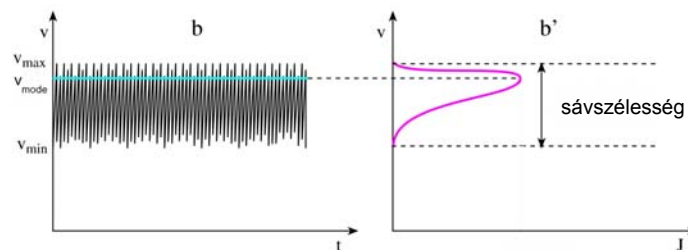
42

## Doppler görbék

egy állandó  
sebesség  
( $v^*$ )



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



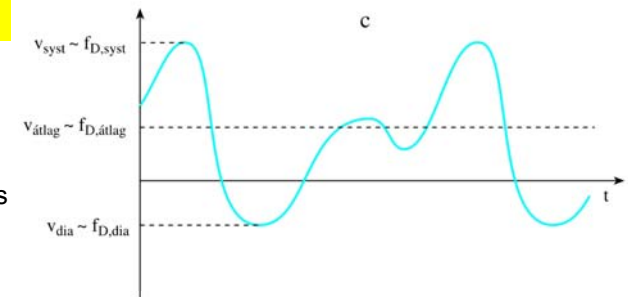
sebességeloszlásTM-képe

eloszlásfüggvény egy  
időpillanatban

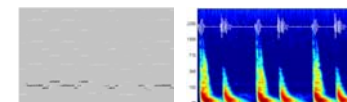
43

## Doppler görbék

minden  
időpillanatban egy  
sebességgel  
jellemmezhető áramlás



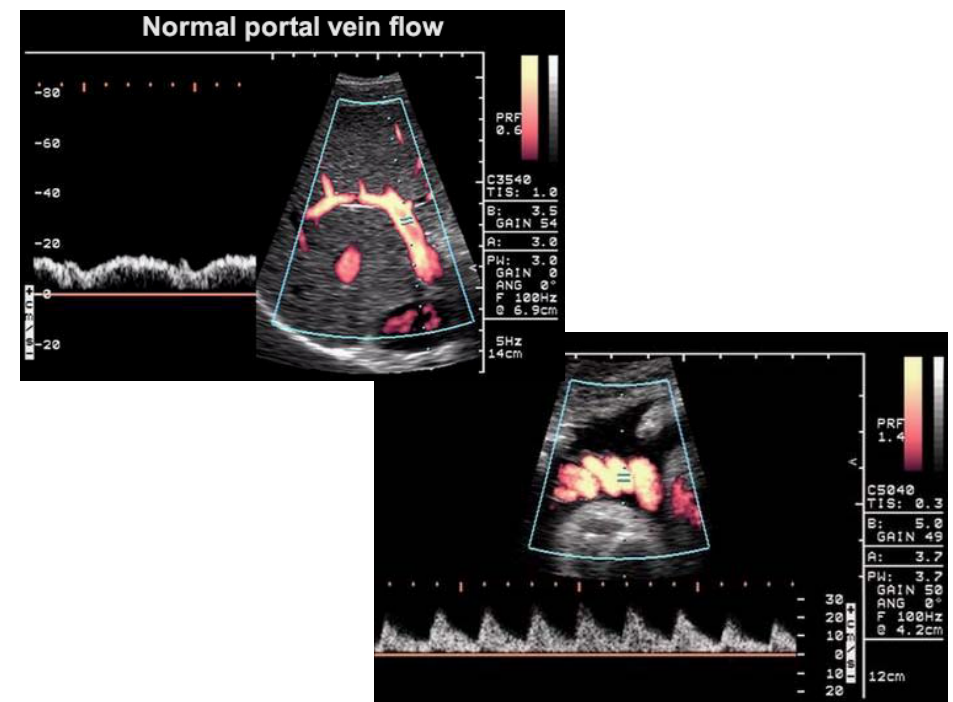
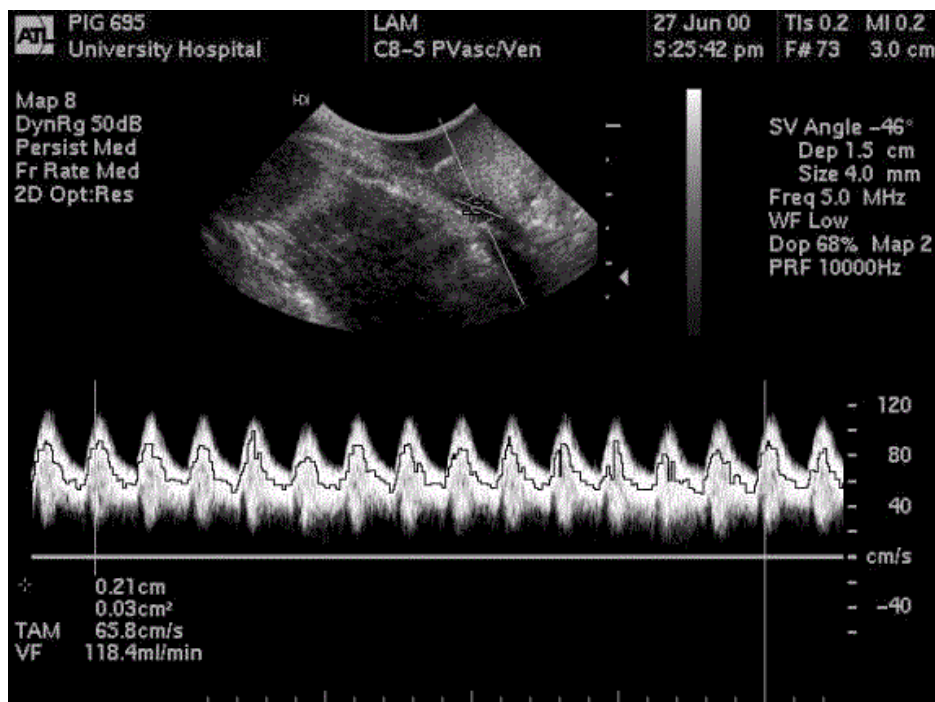
minden időpillanatban egy  
sebességeloszlással  
jellemmezhető áramlás



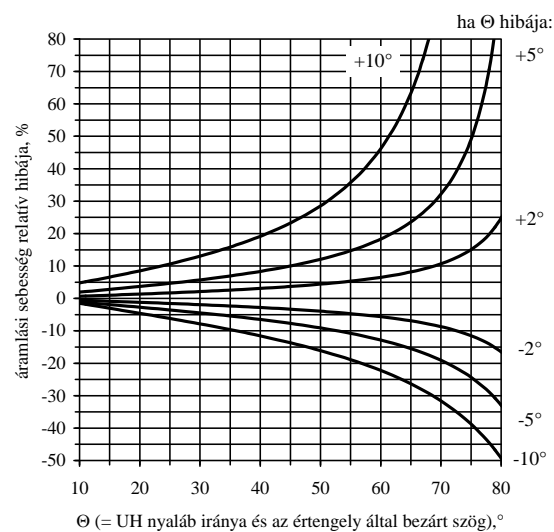
vő. zene/szívhangok  
idő-fr. reprezentációban

sebességeloszlásTM-képe

44



Az UH nyaláb-értengely szögének hibás mérése hogyan befolyásolja az áramlási sebesség hibáját



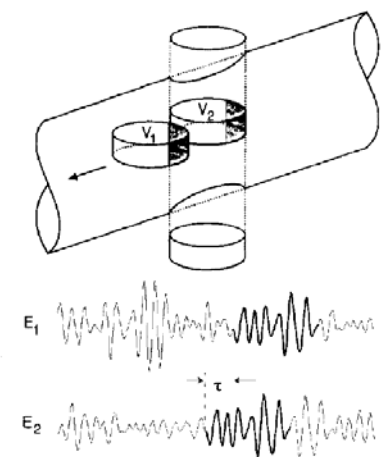
### Időkorrelációs módszer

(time domain correlation method, CVI = color velocity imaging)

Ha a reflektáló felület/szórócentrum mozog, akkor a detektált UH jel a helyet rögzítve időben változik.

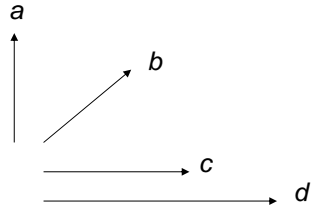
Hasonló mintázatú UH jelet észlelünk viszont kicsit távolabb (ahova a reflektáló felület/szórócentrum elmozdult).

Hogyan lehet, a függvény mintázatának hasonlóságát kezelni?



Digitalizált jelek esetén a probléma megfelel két vektor összehasonlításának.

Két vektor akkor hasonlít legjobban egymásra, ha az irányuk azonos (c és d) és ha a hosszuk egyforma. Legjobban akkor különböznek, ha merőlegesek egymásra (a és c vagy d). A két vektor skaláris szorzata pontosan ezzel a tulajdonsággal rendelkezik.



$f = g$ : autokorreláció,  $f \neq g$ : keresztkorreláció

a korrelációs függvény változója

0

1

2

k

a korrelációs függvény értéke (skaláris szorzat)

$$\sum_i f_i g_i$$

$$\sum_i f_i g_{i+1}$$

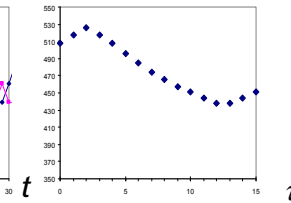
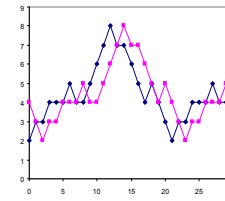
$$\sum_i f_i g_{i+2}$$

$$\sum_i f_i g_{i+k}$$

49

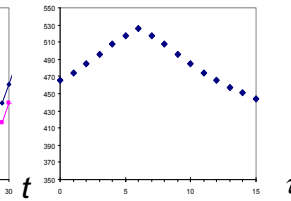
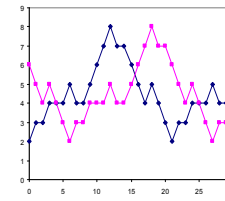
időfüggvény

korrelációs függvény

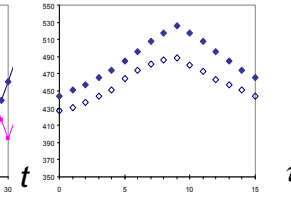
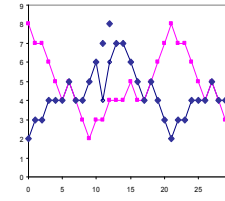


$$f_{\text{kék}}(t) = f_{\text{rózsa}}(t + \tau^*)$$

$$\tau^* = 2 \text{ e.}$$



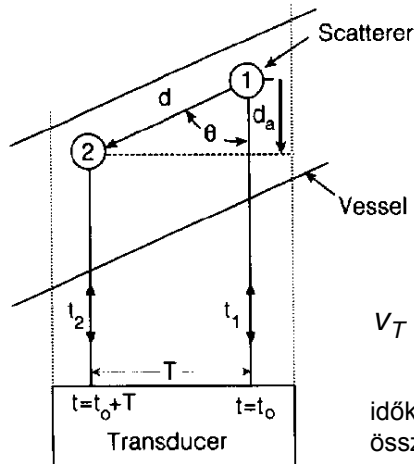
$$\tau^* = 6 \text{ e.}$$



$$\tau^* = 9 \text{ e.}$$

$$f_{\text{üres}}(t) \cong f_{\text{kék}}(t)$$

50



$$d_a = \frac{(t_1 - t_2)c}{2}$$

$$d = \frac{(t_1 - t_2)c}{2 \cos \theta}$$

$$v_T = \frac{(t_1 - t_2)c}{2T \cos \theta}$$

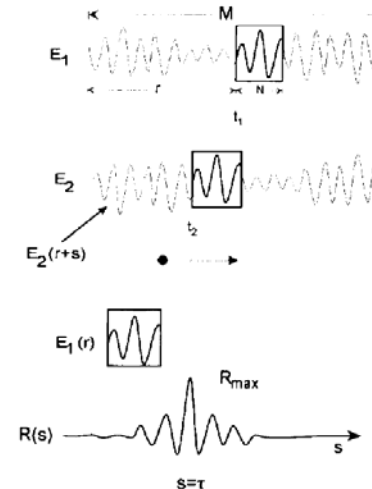
$$v_D = \frac{f_D c}{2f \cos \theta}$$

időkorrelációs összefüggés

v.ö.: Doppler módszer

$T$ : pulzus ismétlődési idő

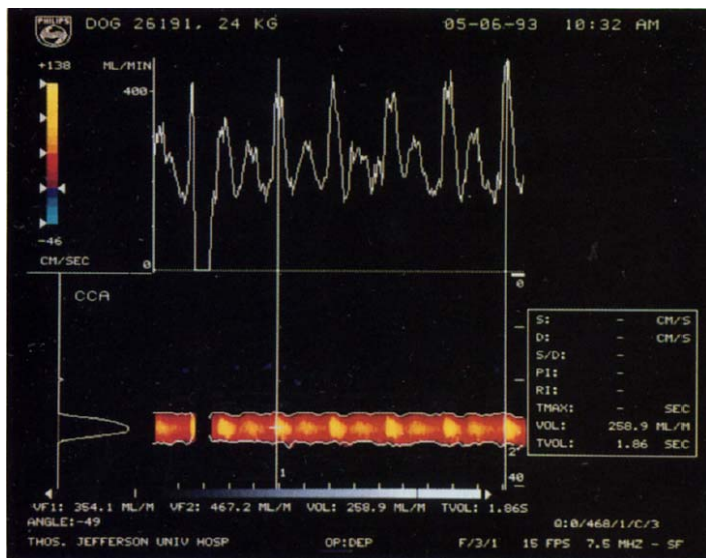
$f$ : UH frekvencia



egy  $N$  szélességű ablak kitüntetése (kivétele) az  $E_1$  echó jelből

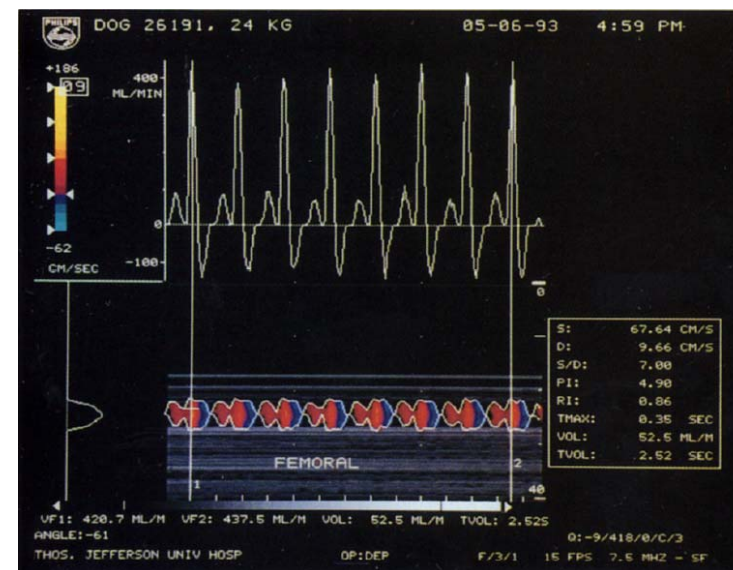
ennek korreláltatása az  $E_2$  echó jellel

ahol a korrelációs függvénynek maximuma van:  $\tau$



Ultrasound in Med. & Biol., Vol. 21, No. 8, pp. 1037-1045, 1995

53



Ultrasound in Med. & Biol., Vol. 21, No. 8, pp. 1037-1045, 1995

54

## Szono-CT

a megjelenített B-kép több különböző irányból felvett B-kép  
összegzéséből épül fel

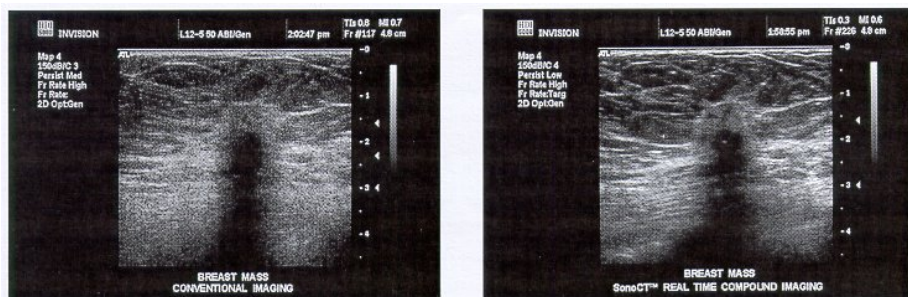


Figure 1. Breast fibroadenoma as shown on conventional ultrasound (left) and SonoCT ultrasound imaging (right).

Forrás: CancerNetwork, Multiple View Ultrasound Aids Breast Lesion Characterization and Biopsy Needle Tracking

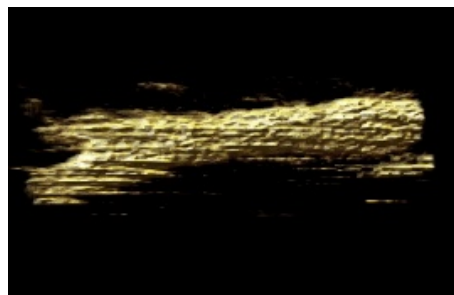
## Magzat arcfelületének rekonstrukciója



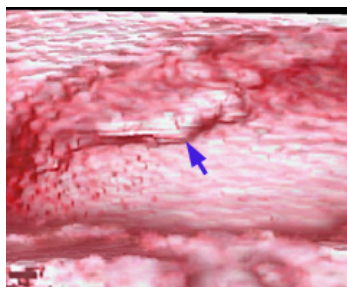
56

## 3D rekonstrukció

nyaki verőér

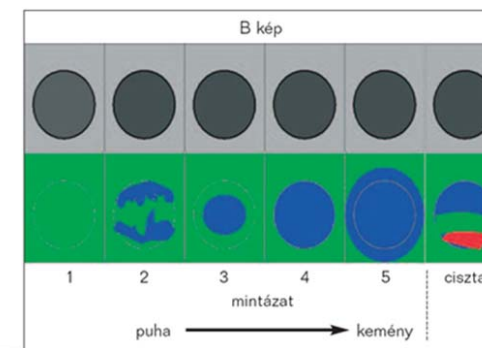


húgyhólyag

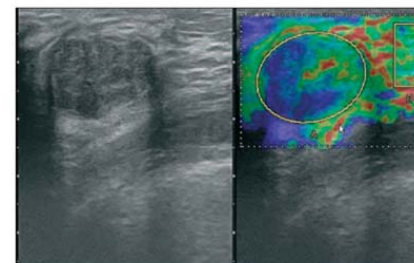


## Szonoelasztográfia

(kiegészítő módszer)  
körülírt elváltozások  
rugalmasságának  
ultrahangvizsgálata,



Elasztográfiás klasszifikáció Itoh és munkatársai szerint



Benignus phylloid tumor hagyományos és elastográfiás ultrahangképe (3-as mintázat)

képek forrása:  
Magyar Radiológia - 2008;82(1-2)  
Az emlő betegségeinek vizsgálata  
szonoelasztográfiával. Kezdeti tapasztalatok,  
Borbola György, Kardos Klára, Tasnádi  
Tünde

58

## Citoszkeletális filamentumok mint szilárd testek

Első megközelítésben a citoszkeletális filamentumok leírhatók szilárd testként, amire jellemző, hogy erő hatására az erő irányában bekövetkező deformációt, alakváltozást szenved. A szilárd testek rugalmasságát a Hooke-törvény írja le:

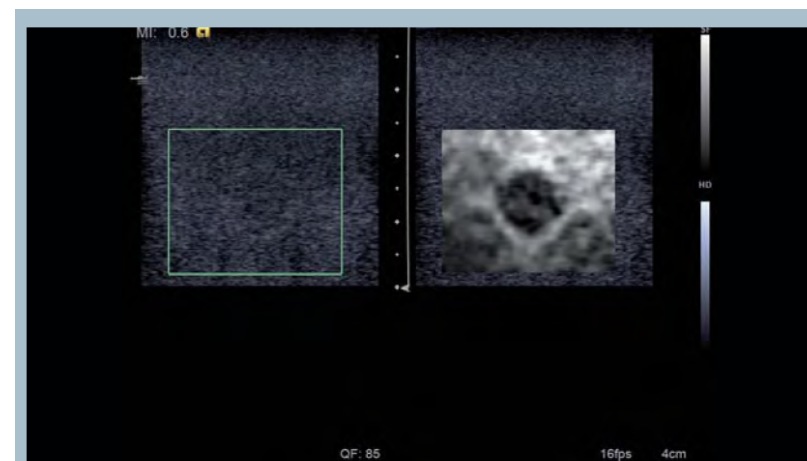
$$\frac{F}{A} = E \frac{\Delta L}{L}, \quad (\text{V.1})$$

ahol  $F$  az erő,  $A$  a test keresztmetszete,  $L$  a nyugalmi hossz, és  $\Delta L$  a megnyúlás. Az  $F/A$  hányados a húzófeszültség ( $\sigma$ ), és a  $\Delta L/L$  a fajlagos megnyúlás ( $\epsilon$ ). A két hányados közötti nyomás dimenziójú (Pa) arányossági tényező ( $E$ ) a Young-féle, vagy rugalmassági modulus. Homogén szerkezetű testek esetében a Young-modulus csak az anyagi minőségre jellemző, és nem függ a test alakjától, méretétől. A legmerevebb fehérjék rugalmassági modulusa igen nagy, a

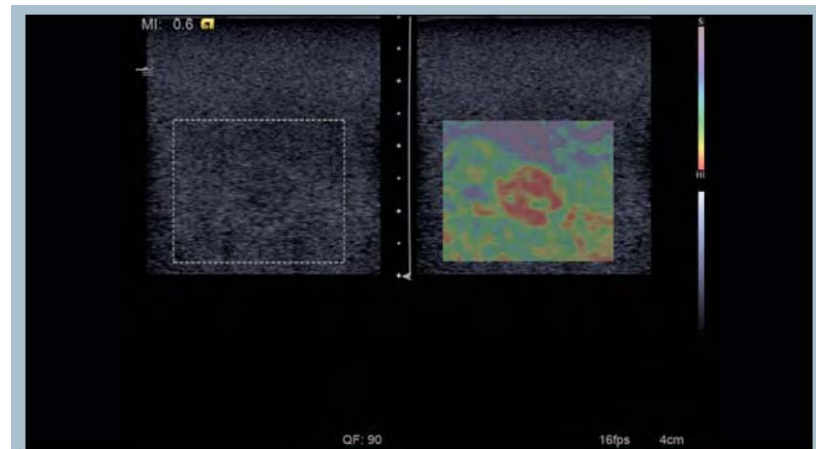
59

Tkv. 346. o.

Kiegészítés érdeklődőknek

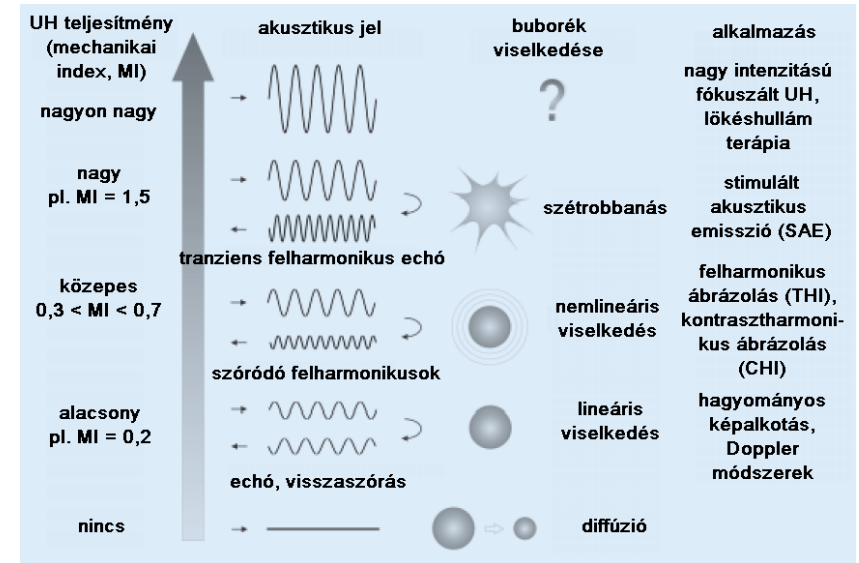


Grayscale eSie Touch Elasticity Imaging demonstrates a lesion which is more stiff (black) than the surrounding tissue. The conventional B-mode ultrasound is the same as displayed in the previous image.

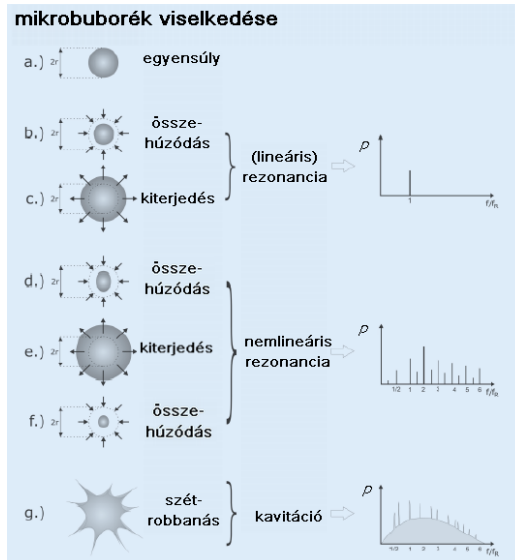
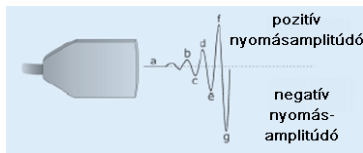


Color scale eSie Touch Elasticity Imaging demonstrates a lesion which is more stiff (red) than the surrounding tissue.

## Kontrasztanyagok



## Kontrasztharmonikus ábrázolás contrast harmonic imaging = CHI



C. Kollmann · M. Putzer  
**Ultraschallkontrastmittel –  
 physikalische Grundlagen**  
 Radiologe 2005 · 45:503–  
 512

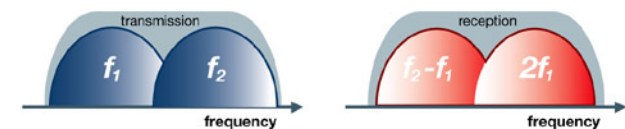
## Felharmonikus ábrázolás (tissue harmonic imaging = THI)

### Principle:

- Simultaneous transmission of 2 pulses at different frequencies
- Reception of signals at harmonic and differential frequencies
- Cancellation of fundamental signals using Pulse Subtraction

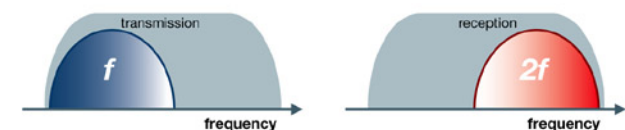
Toshiba

### Differential Tissue Harmonic Imaging



Philips

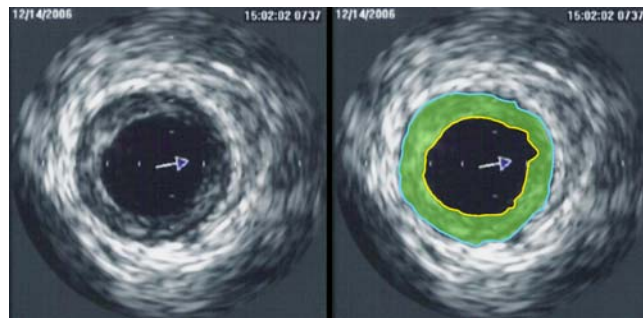
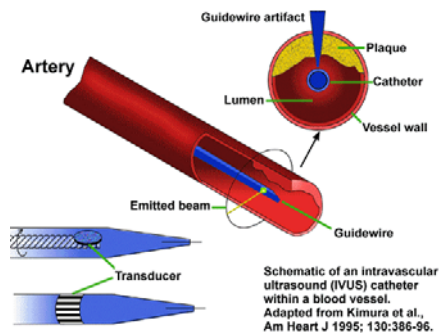
### All Other Tissue Harmonic Imaging Methods



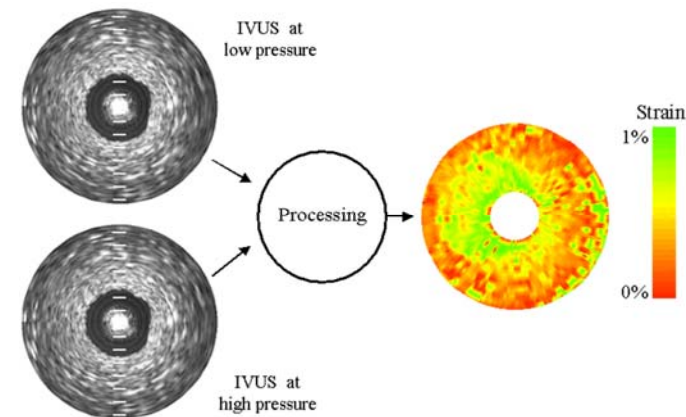
## Intravaszkuláris ultrahang (IVUS)

20-40 MHz, frissítés: 30 Hz

koszorúér artéria  
lumen: sárga  
külső rugalmas membrán: kék



## Intravaszkuláris ultrahang elasztográfia



virtuális hisztológia: plakkok minőségi elemzése  
meszes, kollagén dús, lipid dús ill. nekrotizált  
plakkszegmentumok  
koronária intervenciók: sztent behelyezés

Echogram (left) and elastogram (right) of a vessel mimicking phantom containing an isoechoic soft lesion between 7 and 11 o'clock. The lesion is invisible in the echogram, while it is clearly depicted in the elastogram

## Intenzitás

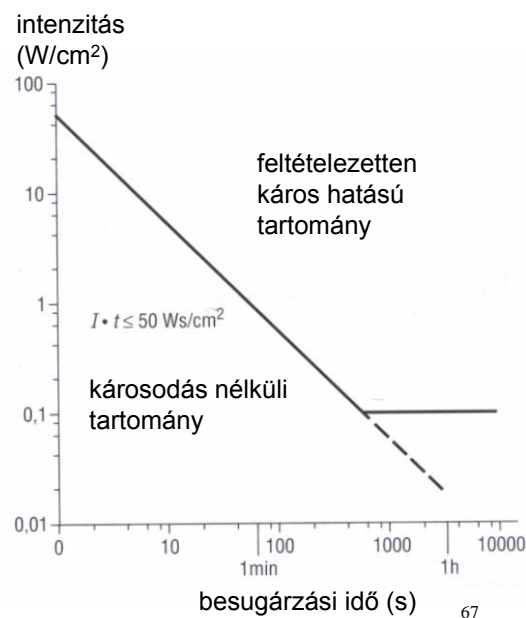
diagnosztika:

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

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



folytatás:  
gyakorlaton

