

Az ultrahang diagnosztika fizikai alapjai

témák :

A hang mint mechanikai hullám

Frekvencia tartományok - ultrahang

Ultrahang keltése

Ultrahang transducerek – technikai kérdések

Távolságmérés ultrahanggal

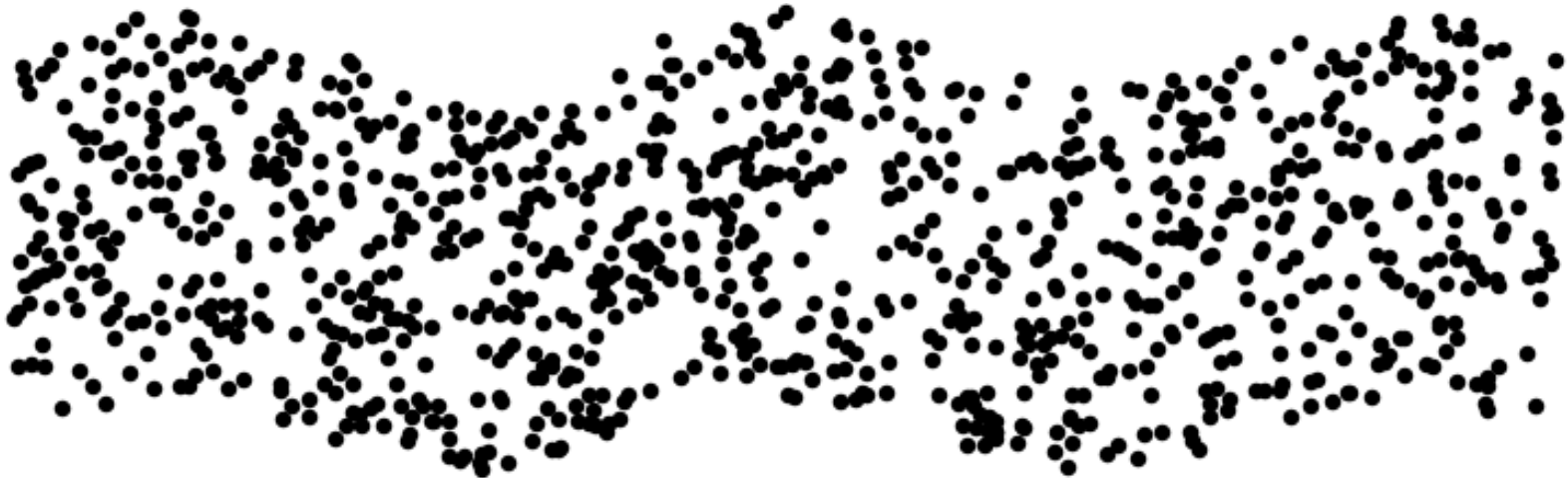
Doppler -effektus

Ultrahangos képalkotás, szonográfia

$$y(t) = Y_0 \cdot \sin(\omega t + kx + \varphi)$$

$$\omega = 2\pi f, \quad k = 2\pi/\lambda$$

Transzverzális hullám – ld pl a fény, vagy mech.hullámok bizonyos anyagokban



Transzverzális: hullám terjedés iránya merőleges a “mozgásra”

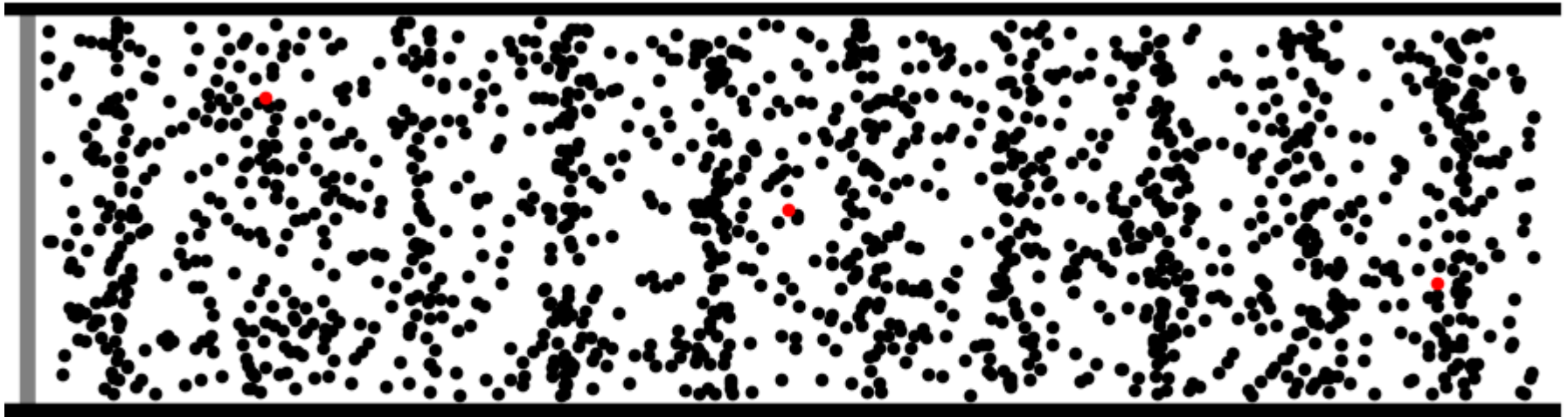


$$y(t) = Y_0 \sin(\omega t + kx + \varphi)$$

$$\omega = 2\pi f, \quad k = 2\pi/\lambda$$

Longitudinális hullámok:

hullám terjedés iránya párhuzamos a “mozgással”



©2011. Dan Russell



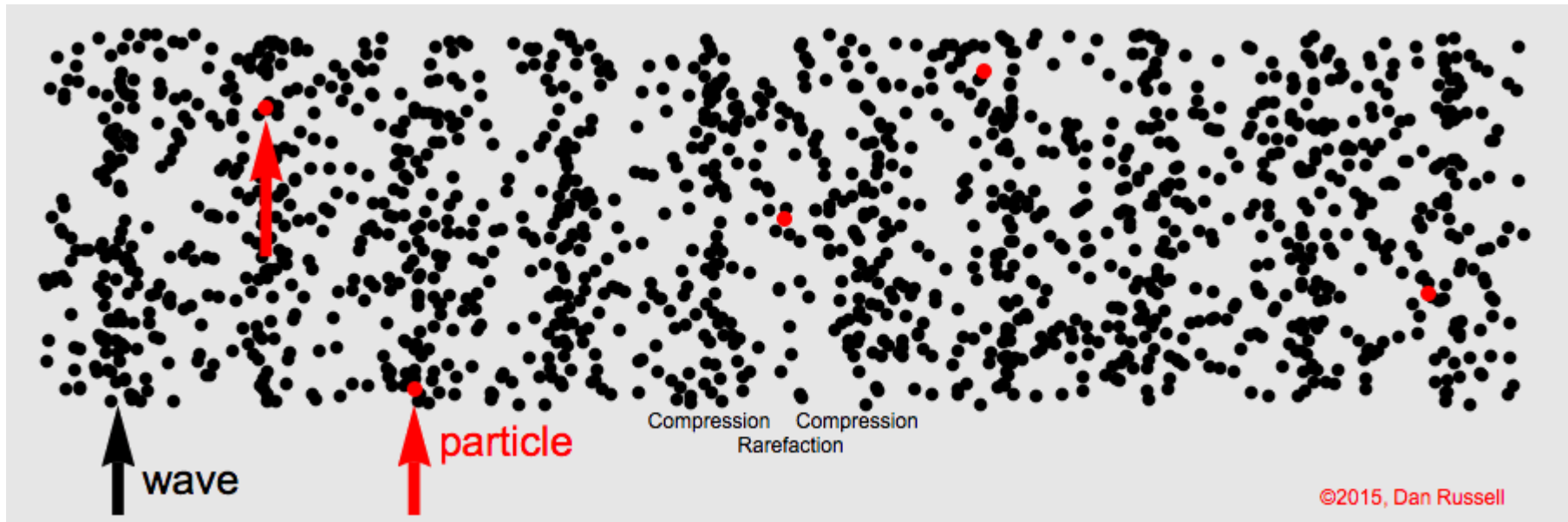
Mozgó felszín (hullámforrás)

$$y(t) = Y_0 \sin(\omega t + kx + \varphi)$$

$$\omega = 2\pi f, \quad k = 2\pi/\lambda$$

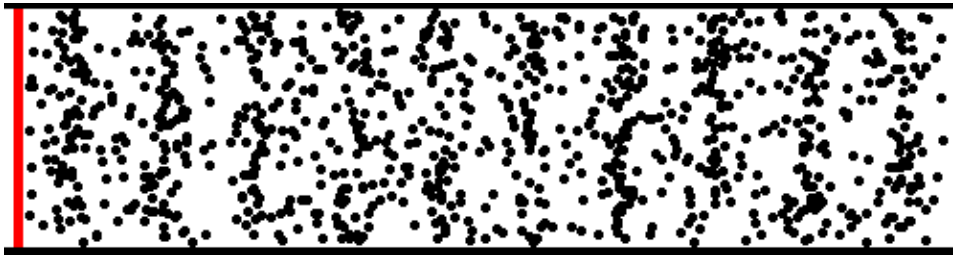
Compression: összenyomódás, nyomás (és sűrűség) növekedés

Rarefaction: kitágulás, nyomás (és sűrűség) csökkenés

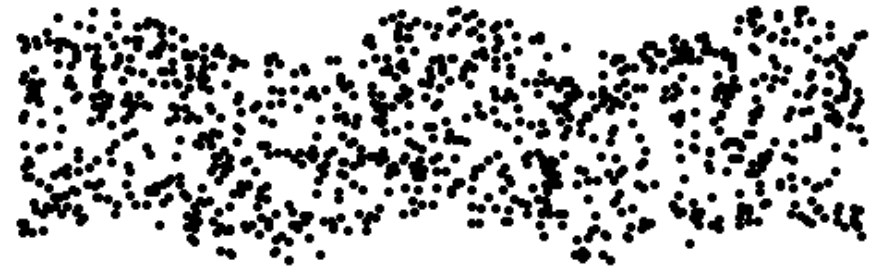


$p \sim y$

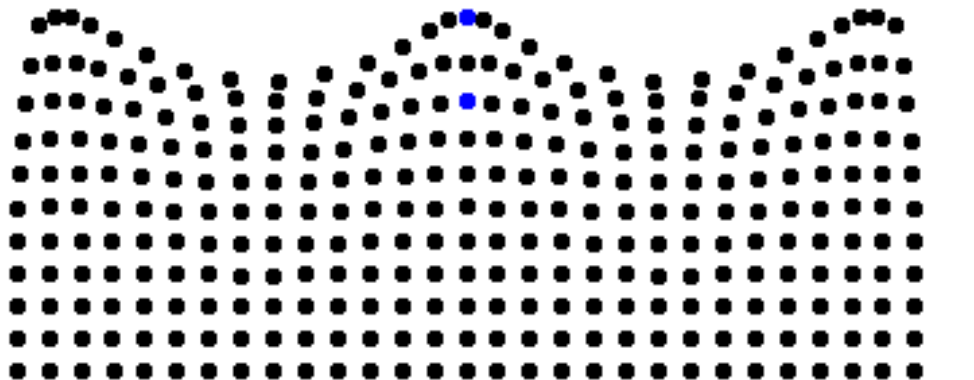
longitudinális hullám



transzverzális hullám

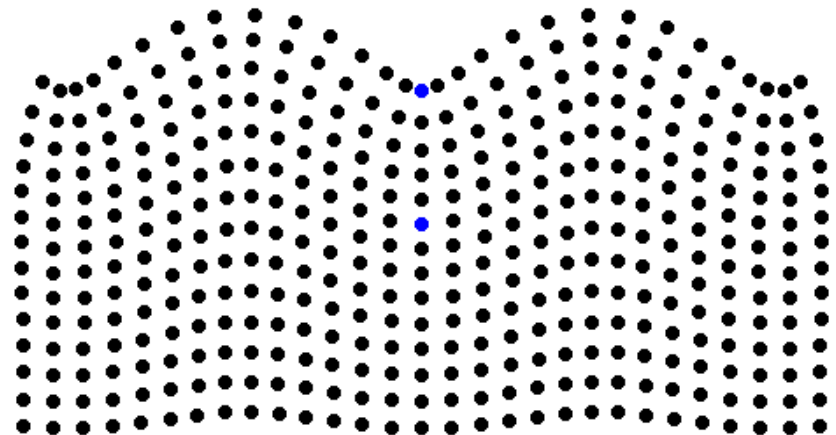


felületi hullám



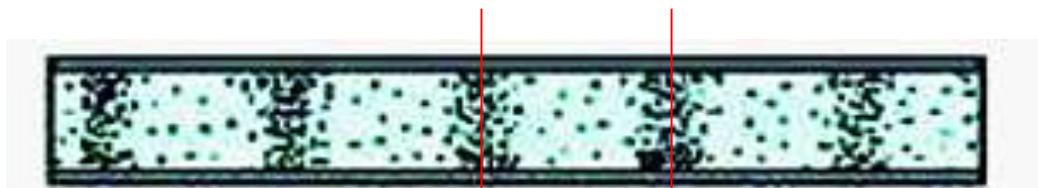
©1999, Daniel A. Russell

Rayleigh hullám



©1999, Daniel A. Russell

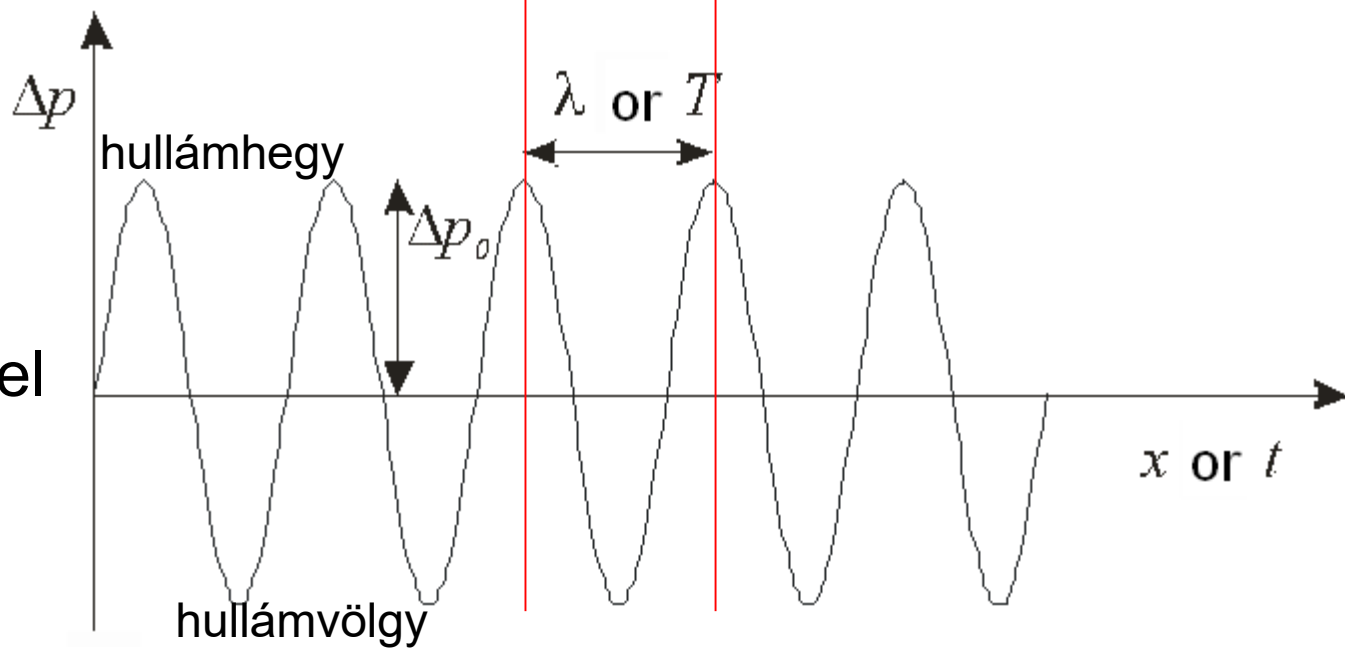
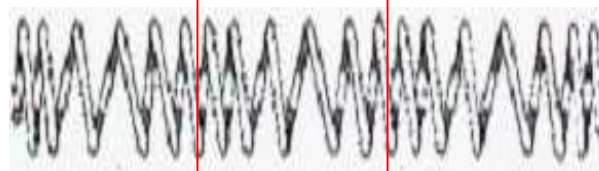
síp



rugó

Nyomás növ.

Nyomás csökk.



függvénnyel

hidrosztatikai
nyomás

nyomásváltozás,
hangnyomás

$$p_{\text{total}} = p_{\text{hidro}} + \Delta p$$

DC + AC

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

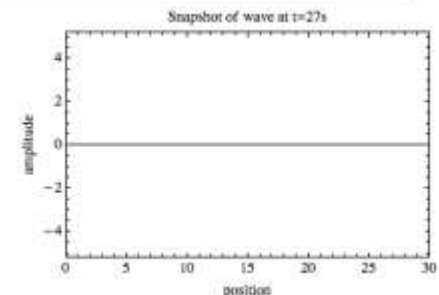
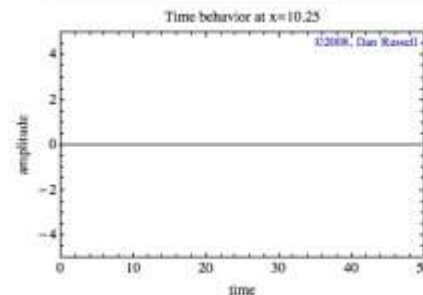
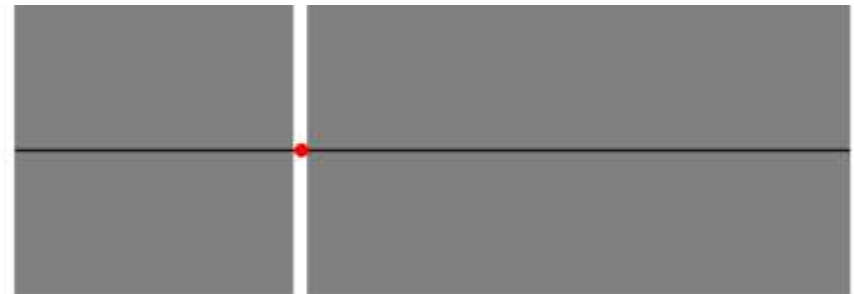
$$c \cdot T = \lambda, \quad c = f \cdot \lambda$$

(elektromos analógia:

DC=direct current, egyenáram

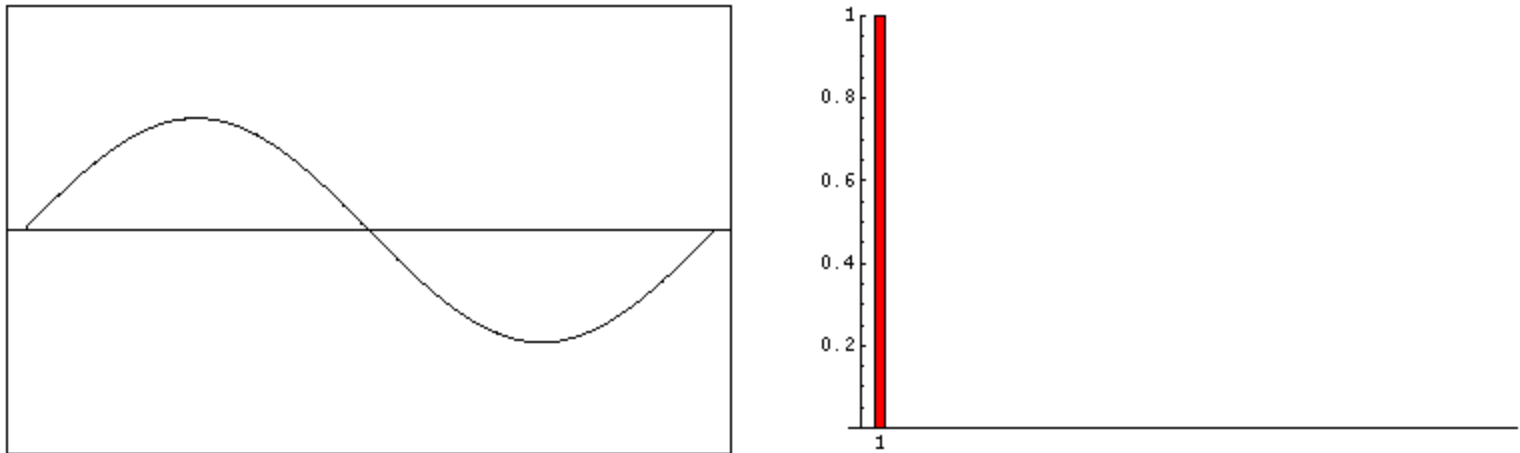
AC=alternating current, váltóáram)

általában $p_{\text{hidro}} \gg \Delta p$



Frekvencia tartományok – Fourier tétel

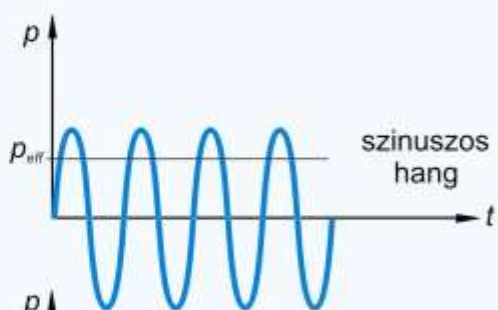
$$\text{Jel}(t) \leftrightarrow \sum_i A_i \cdot \sin(\omega_i t) + B_i \cos(\omega_i t)$$



Minél több sin/cos függvényt adunk össze, annál pontosabban közelíthető meg bármilyen jel alakja

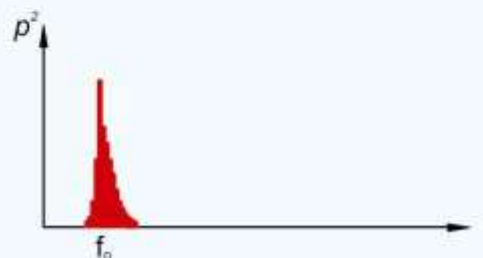
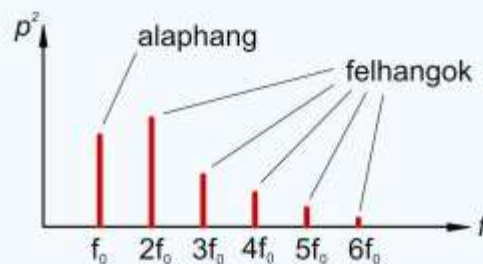


IDŐFÜGGVÉNY



FOURIER ANALÍZIS
FOURIER SZINTÉZIS

SPEKTRUM

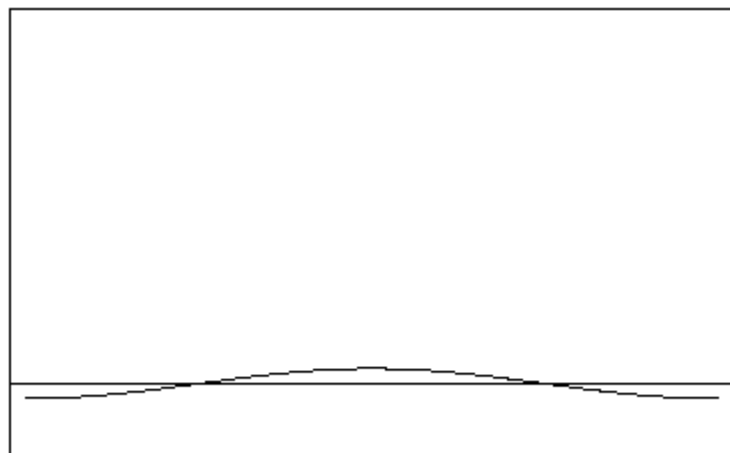
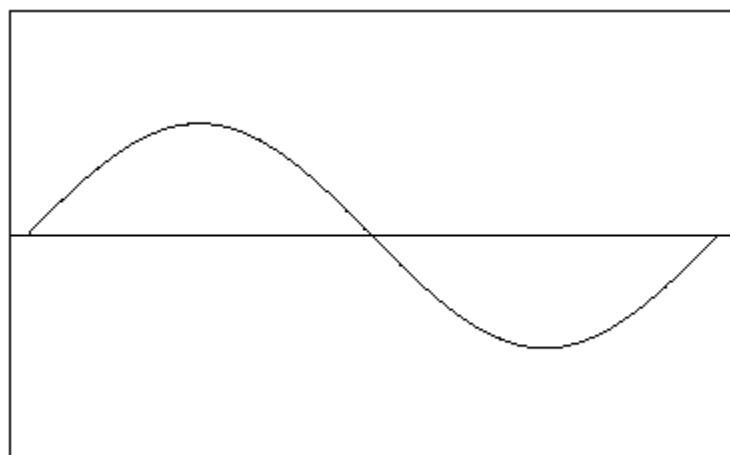
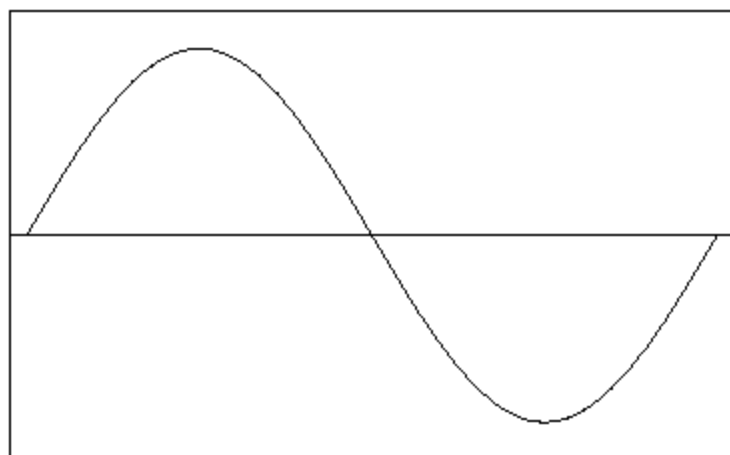


DISZKRÉT SPEKTRUMOK

FOLYTONOS SPEKTRUMOK

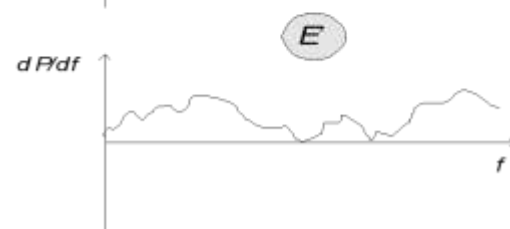
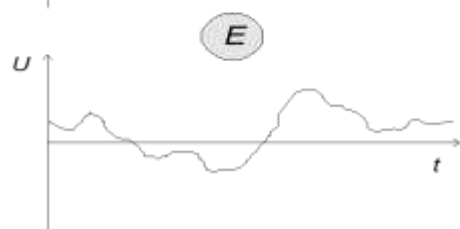
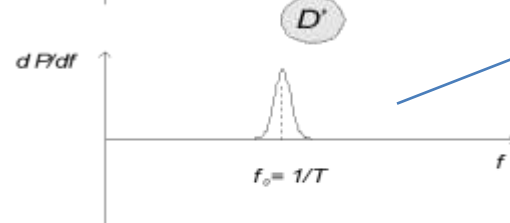
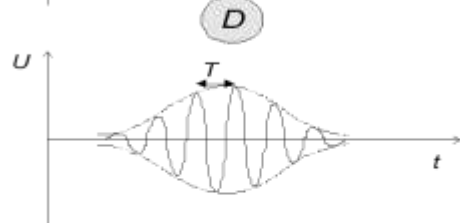
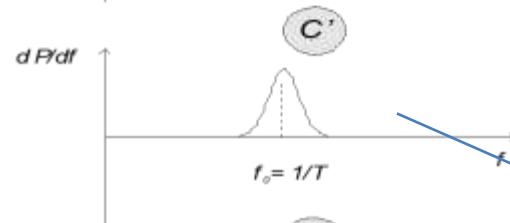
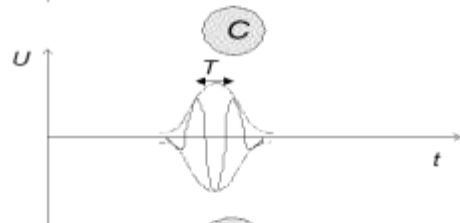
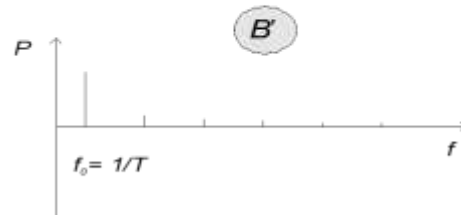
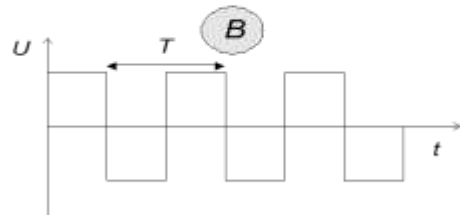
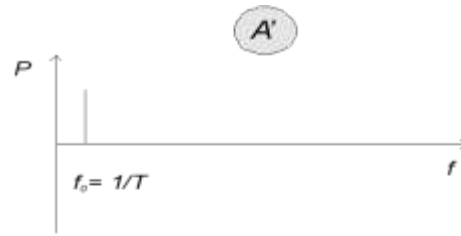
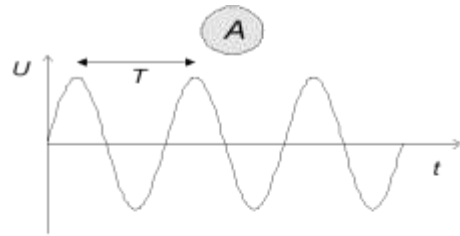
hangmagasság:
alaphang
frekvenciája

hangszín:
felhangok aránya
(spektrum)



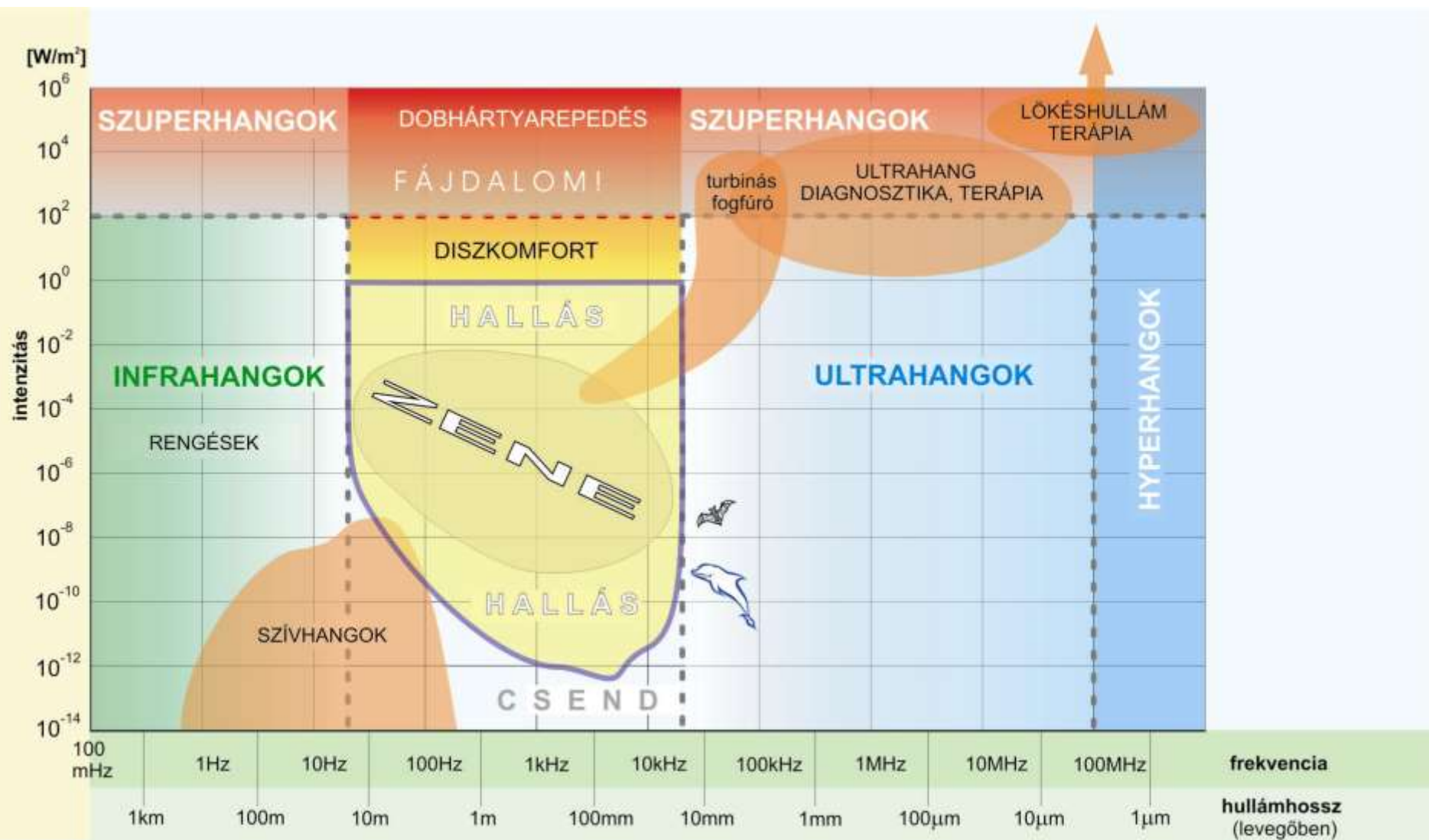
$$F(\omega) = \frac{1}{\sqrt{(2\pi)}} \cdot \int_{-\infty}^{+\infty} f(t) e^{i\omega t} dt$$

Ha a jel nem periódikus, akkor az összegzés helyett integrálni kell



Ha a pulzus rövidebb időben, akkor „cserében” szélesebb a frekvencia-tartománya

Mechanikai hullámok tartományai frekvencia és intenzitás alapján



Hanghullámok terjedése

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

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

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

E : Young modulus, ld Hooke-törvény !
[Pa]

$$F = D \cdot \Delta x$$
$$F/A = E \cdot \Delta x / x_0$$

Néhány fontosabb összefüggés, az elasztikus közeg szerepe

$$\kappa = \frac{-\frac{\Delta V}{V}}{\Delta p}$$

kompresszibilitás

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

hangsebesség

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

akusztikus impedancia
(definíciós egyenlet)

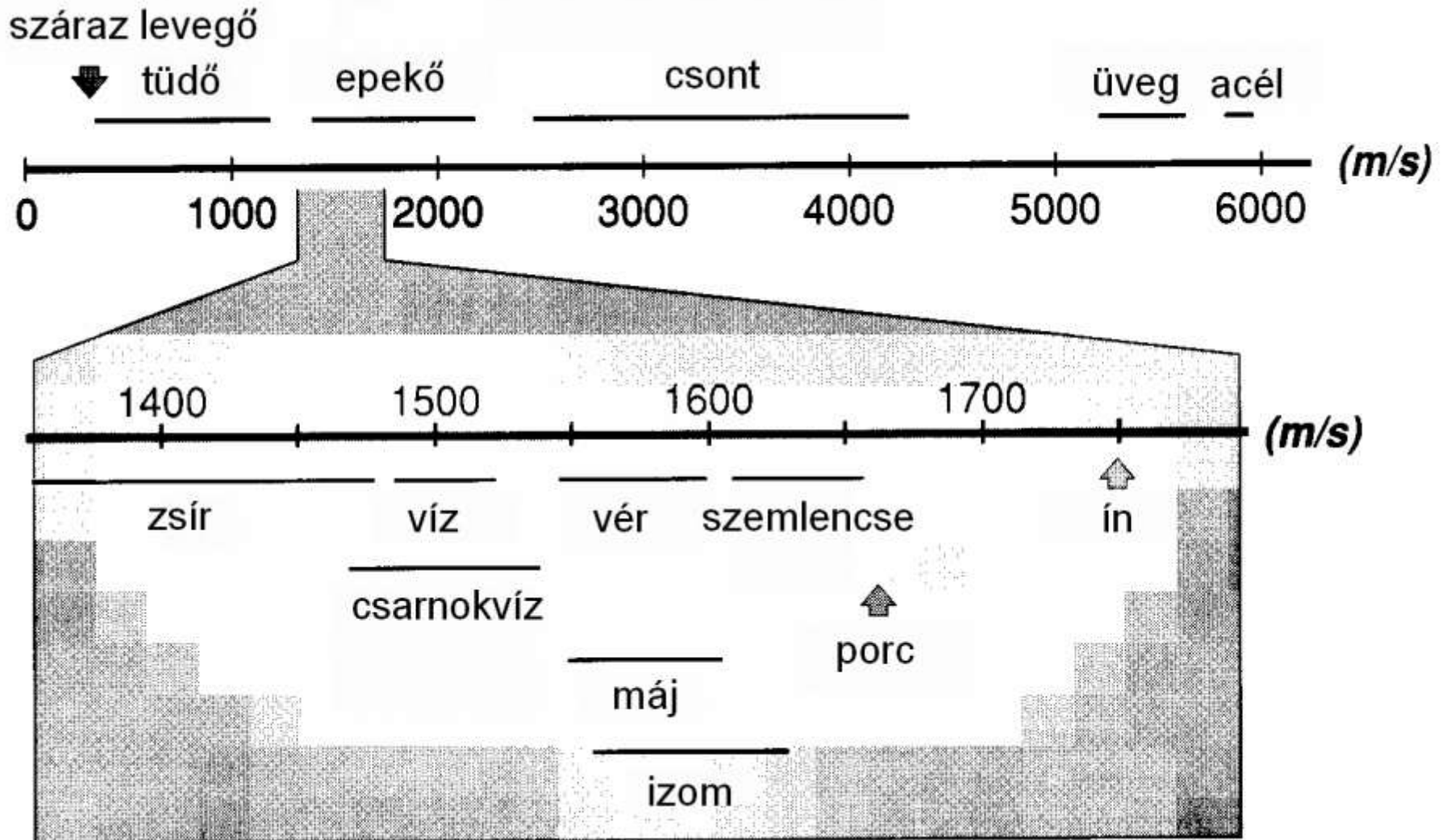
Vigyázat, v itt a térfogat, és nem a sebesség!
Több fogalom, mint lehetséges betű...

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

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

Hasznos számítási formája Z-nek

Hangsebesség néhány közegben
Lágyszövetben átlagosan kb. 1540 m/s

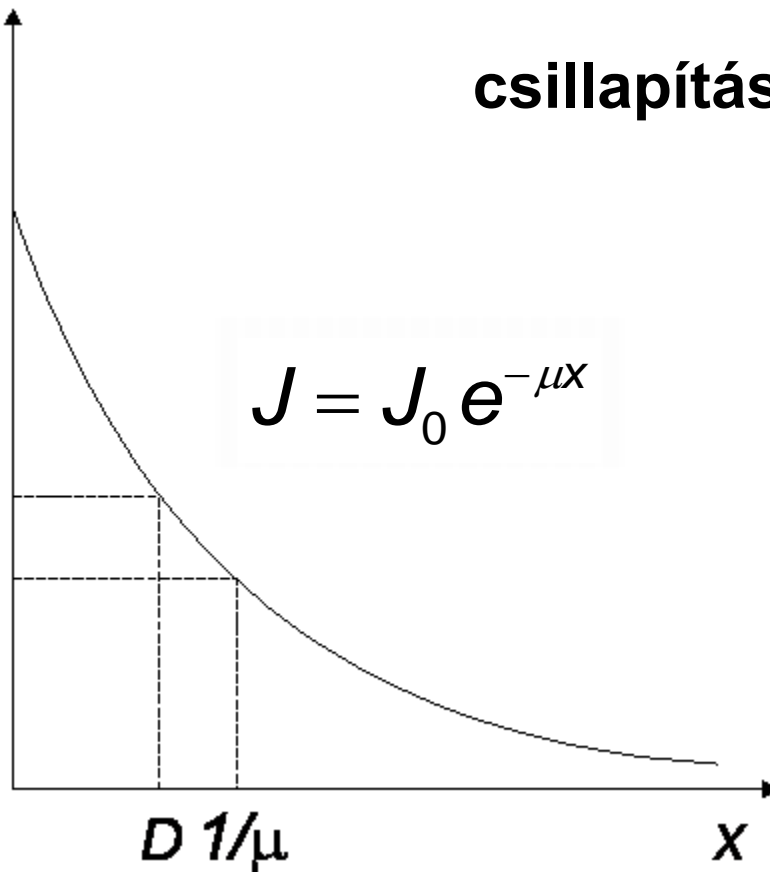


$$J = \frac{1}{Z} \Delta p_{\text{eff}}^2$$

intenzitás = energia-áram sűrűség

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

Az intenzitás gyengülését az ismert függvény írja le



csillapítás

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

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

μ a diagnosztikai
frekvencia tartományban
arányos a frekvenciával!

$$\mu \sim \alpha/x$$

(dB/cm)

μ a diagnosztikai
frekvencia tartományban
arányos a frekvenciával

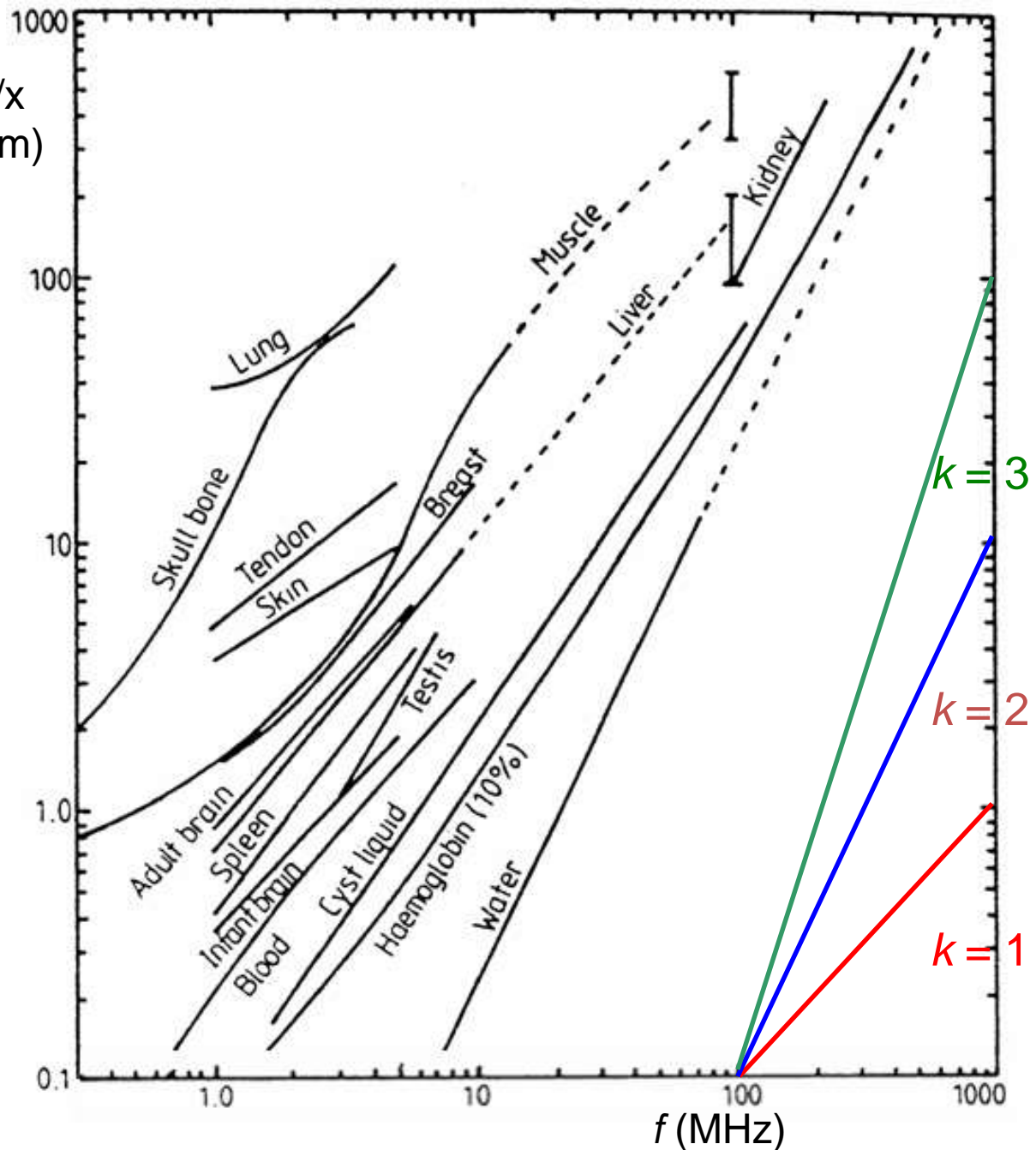
$$\mu \sim f^k, \quad k \sim 1(?)$$

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

ha egyenest kapunk, akkor jó a
hatványfüggvény közelítés

fajlagos csillapítás
lágy szövetre:

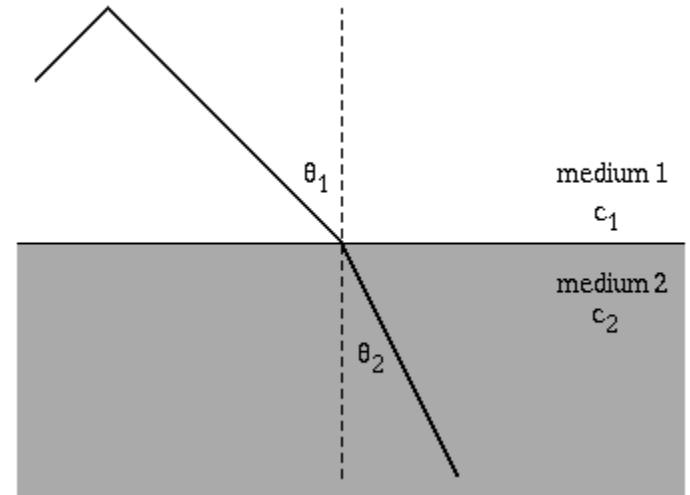
$$\frac{\alpha}{f x} \sim 1 \frac{\text{dB}}{\text{cm MHz}}$$



Reflexió és törés – természetesen a határfelületeken, mint a fény esetében is

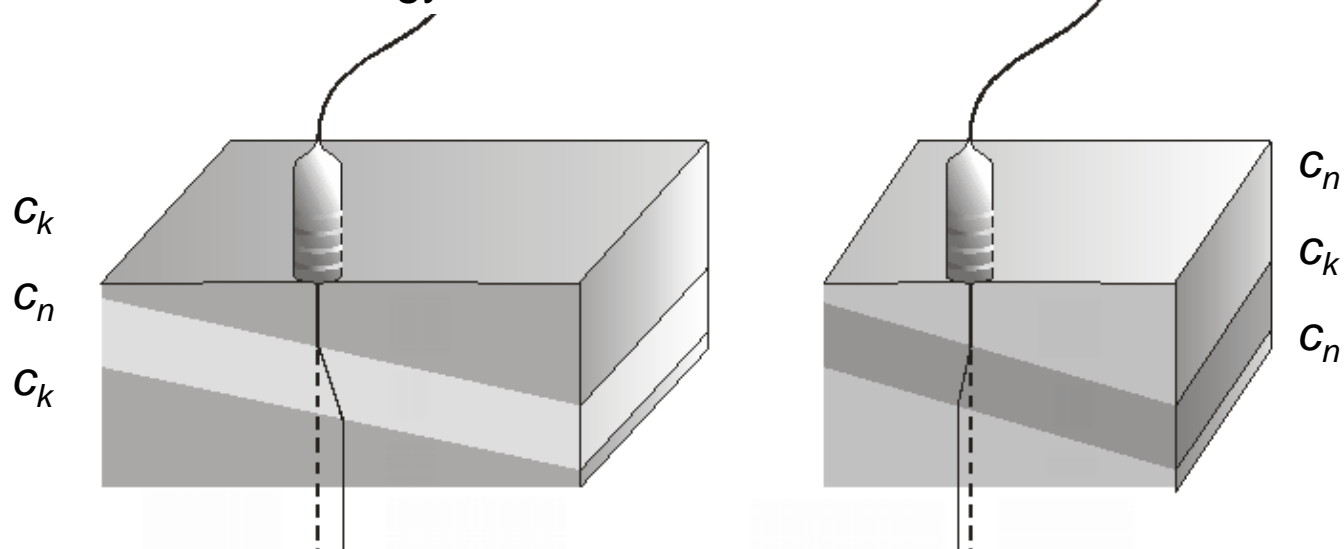
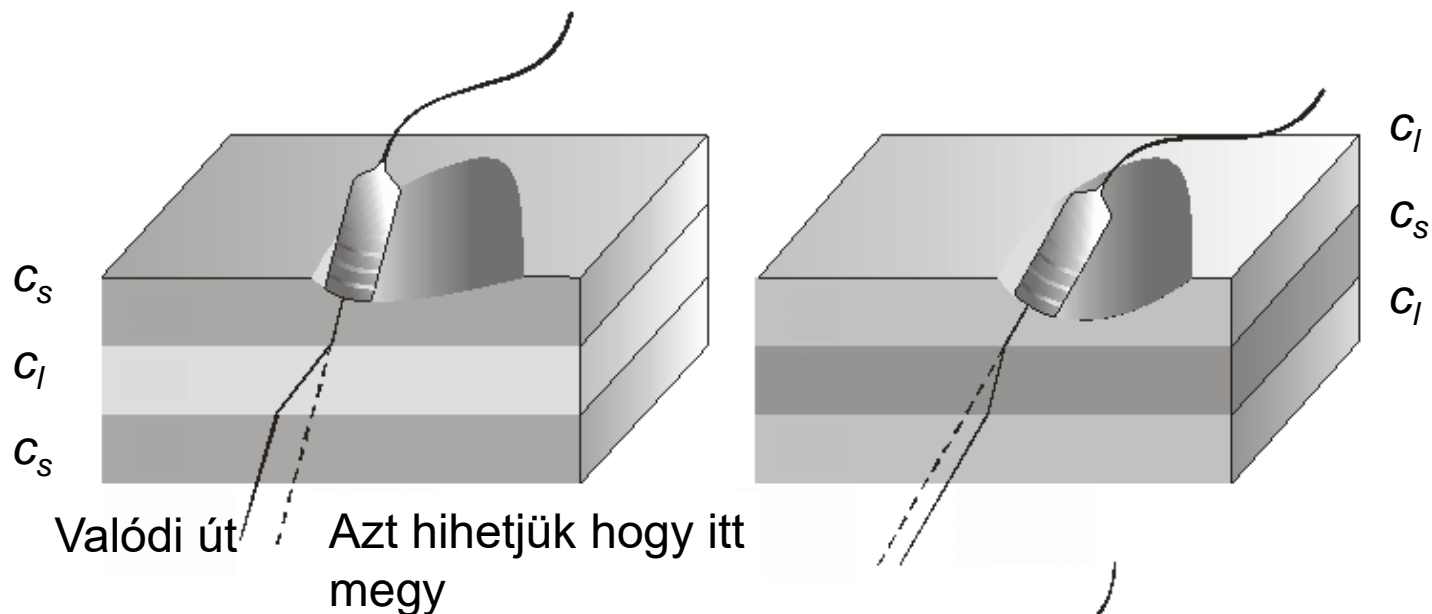
$$\frac{\sin \alpha}{\sin \beta} = \frac{c_1}{c_2}$$

Snellius-Descartes



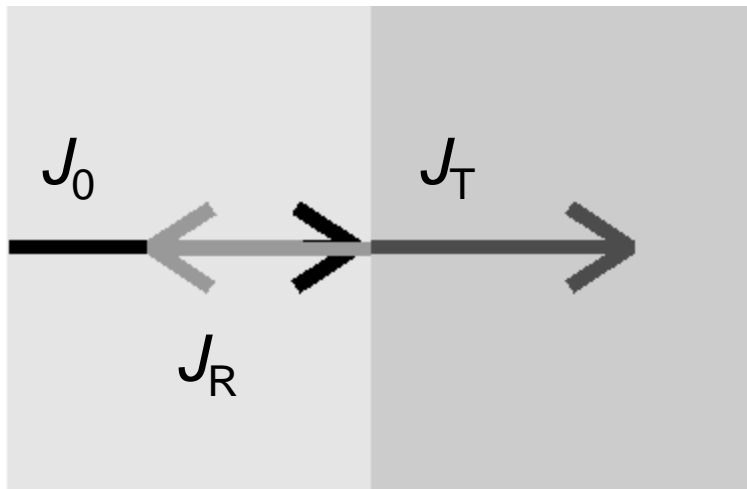
Frekvencia állandó!

Ultrahang nyalábok (v.ö. Fénysugarak) eltérülése



Ha majd képzalkotásra akarunk ultrahang nyalábot felhasználni, erre figyelni kell!

Reflexió (merőleges beesés esetére)



$$J_0 = J_R + J_T$$

reflexióképesség:

$$R = \frac{J_{\text{refl.}}}{J_{\text{be}}} = \left(\frac{Z_1 - Z_2}{Z_1 + Z_2} \right)^2$$

Analógia a fénnel: Z helyett ott a törésmutató van a képletben

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

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

optimális csatolás:

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



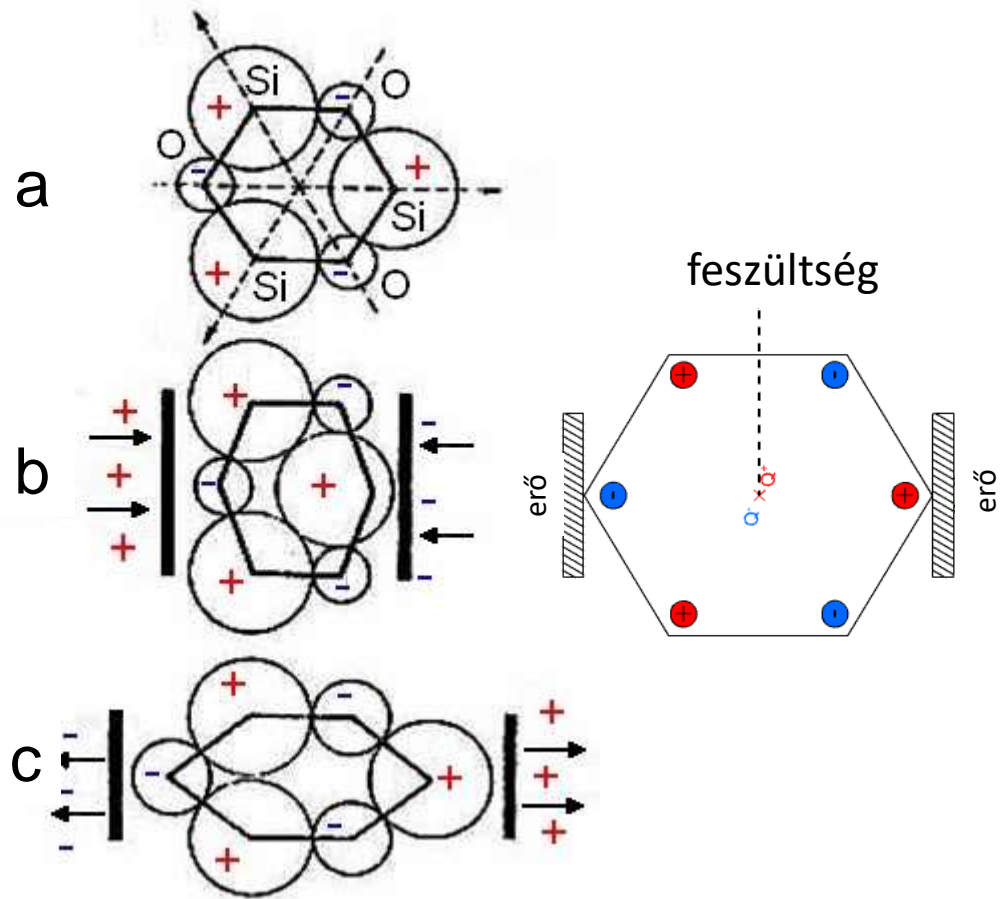
Csatoló közegre van szükség!

Generation of ultrasound - Piezoelectric effect

Elektromos jelforrás (szinuszoszcillátor)+
transzducer (piezokristály).

(a) A pozitív és negatív töltések súlypontja
egymásba esik.

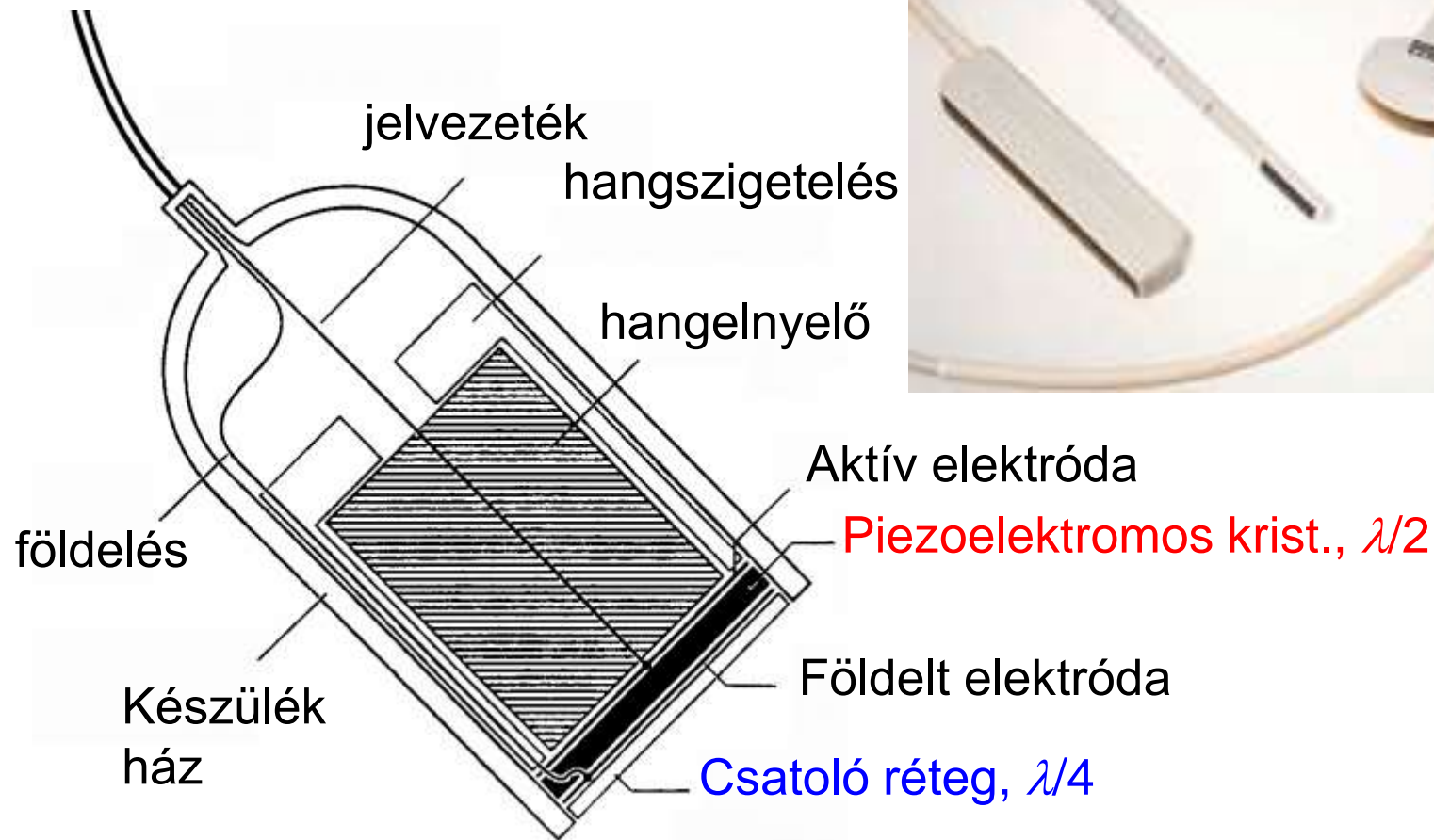
(b) és (c) Nyomás hatására a töltések
súlypontja szétválik, azaz feszültség keletkezik
(direkt ~) ill. feszültség hatására a kristály
deformálódik (inverz ~).



Otthon:
gázgyújtó

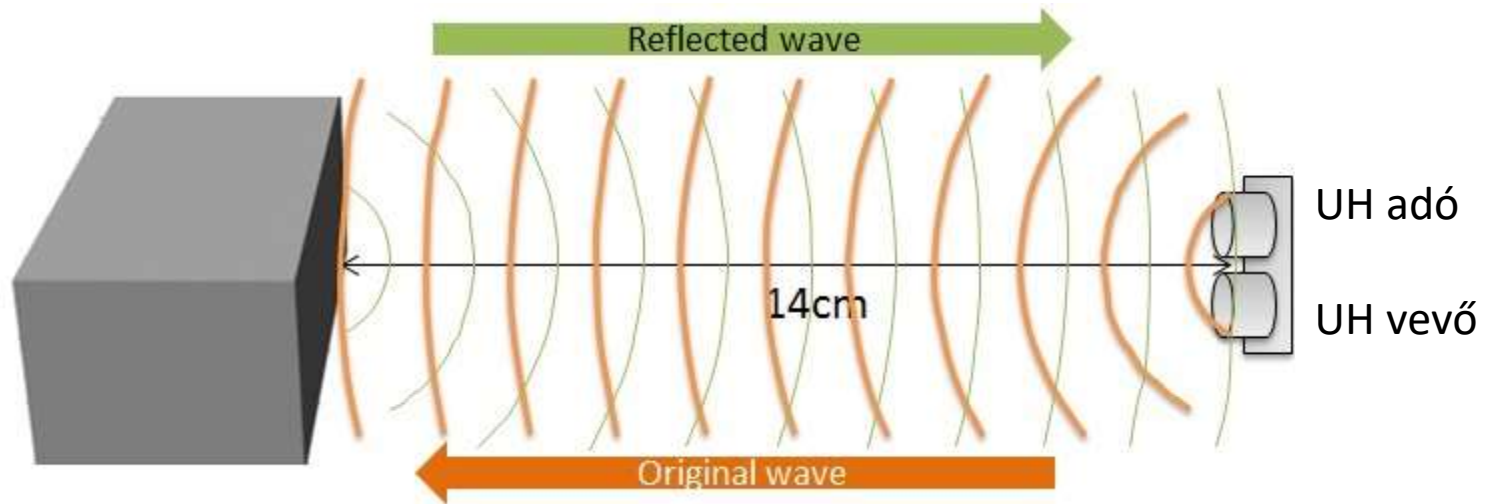


csipogo



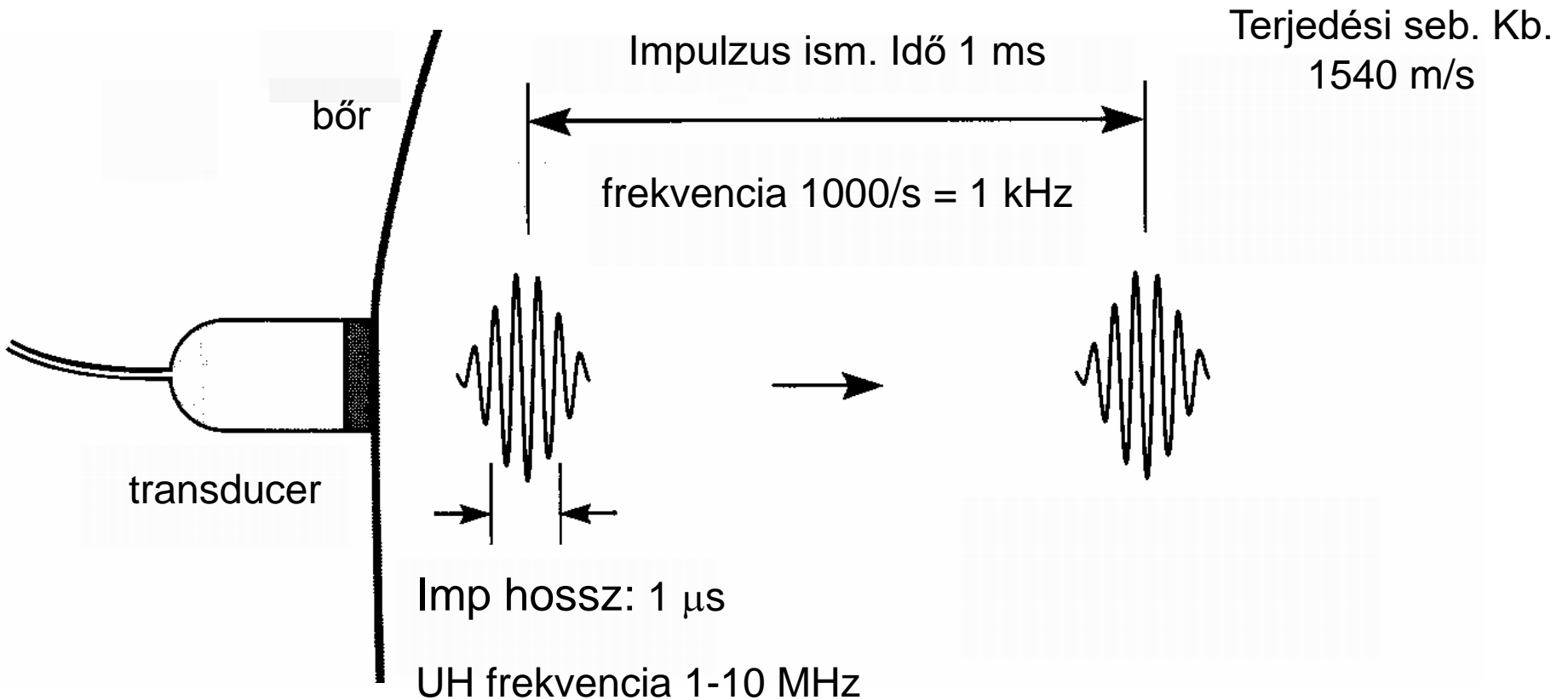
Ultrahang keltő és detektor is egyben!

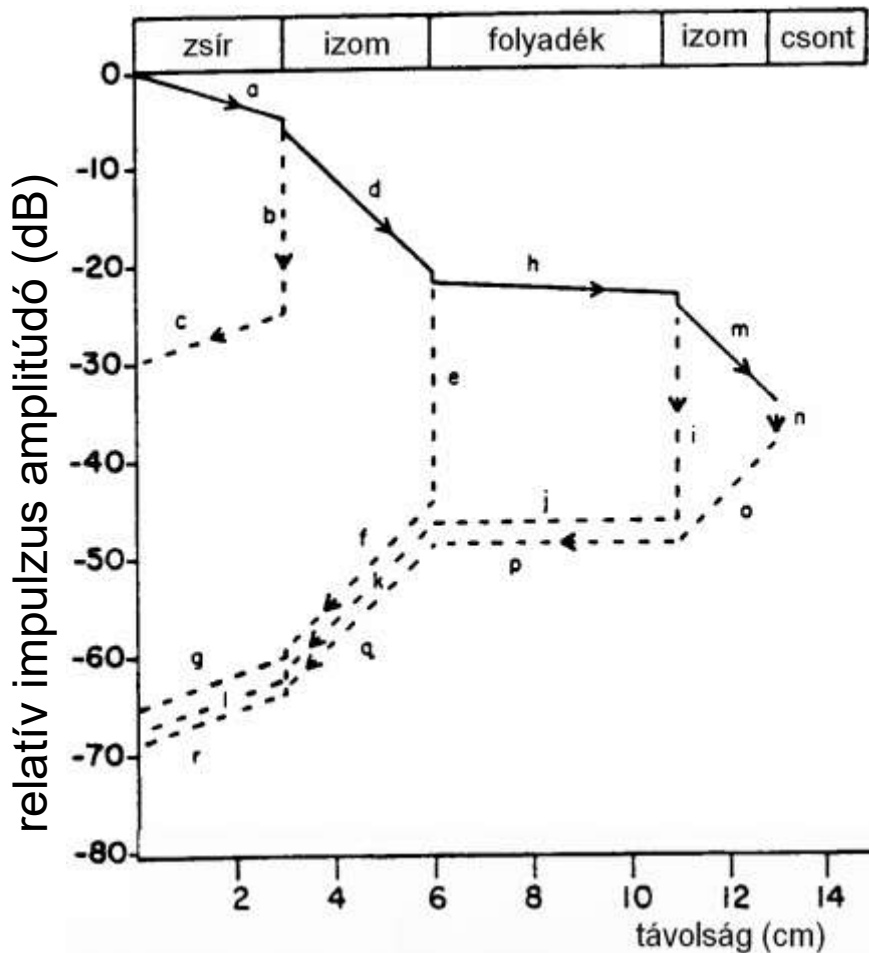
Képzalkotás alapja a távolságmérés
Határfelületi reflexiót használjuk ki



transzducer: adó és vevő egyben

időbeli szétválasztás – folyamatos hullám helyett impulzusok





minél később/ minél mélyebbről érkezik
vissza a reflexió, annál gyengébb a reflektált
intenzitás

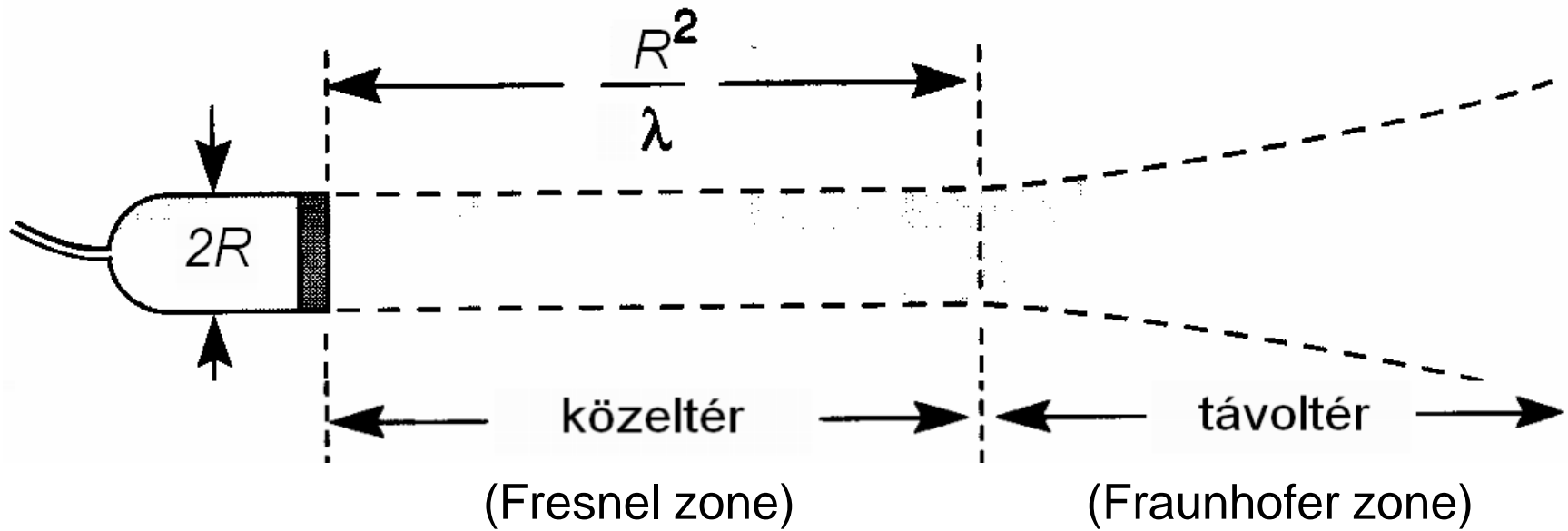
visszaverődési idő függő erősítés

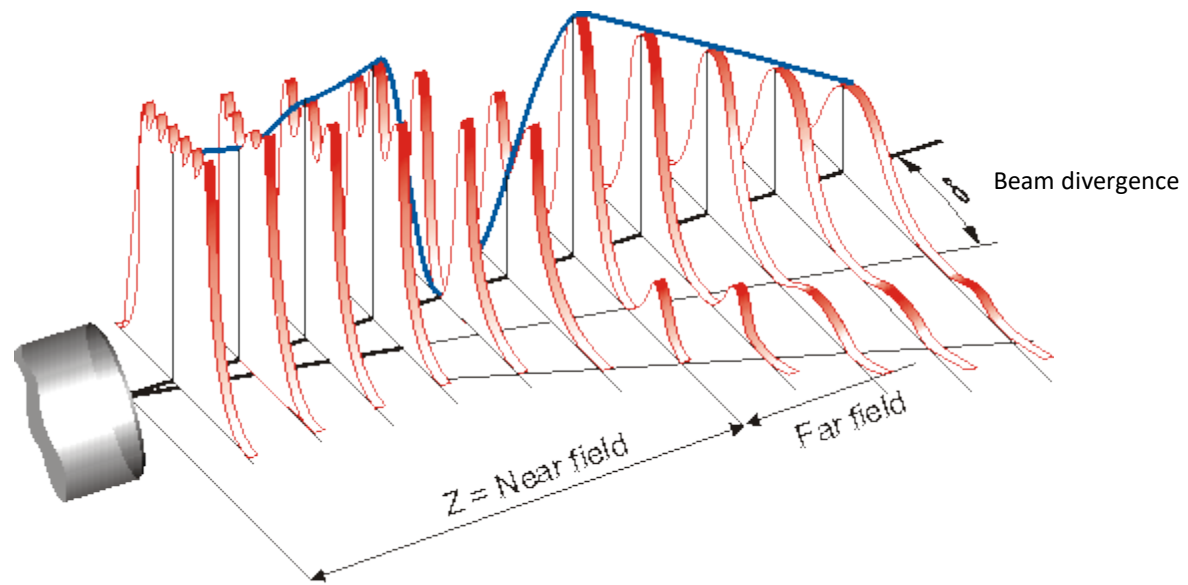
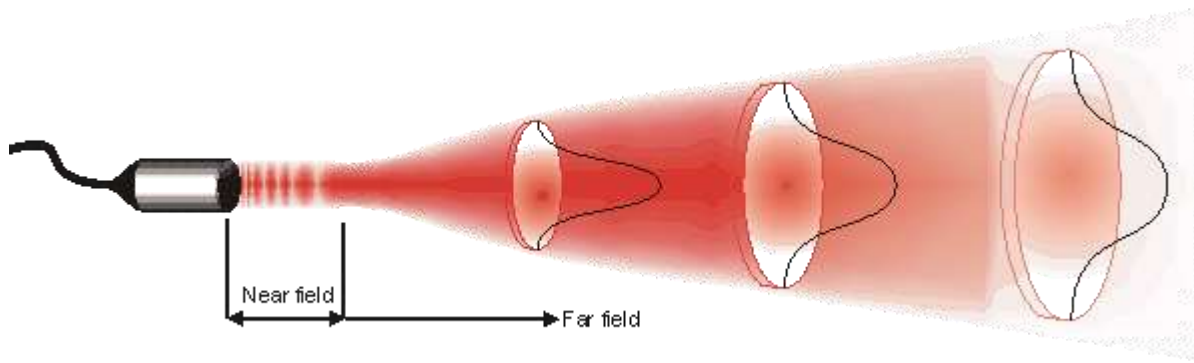
TGC: time gain compensation

DGC: depth gain control

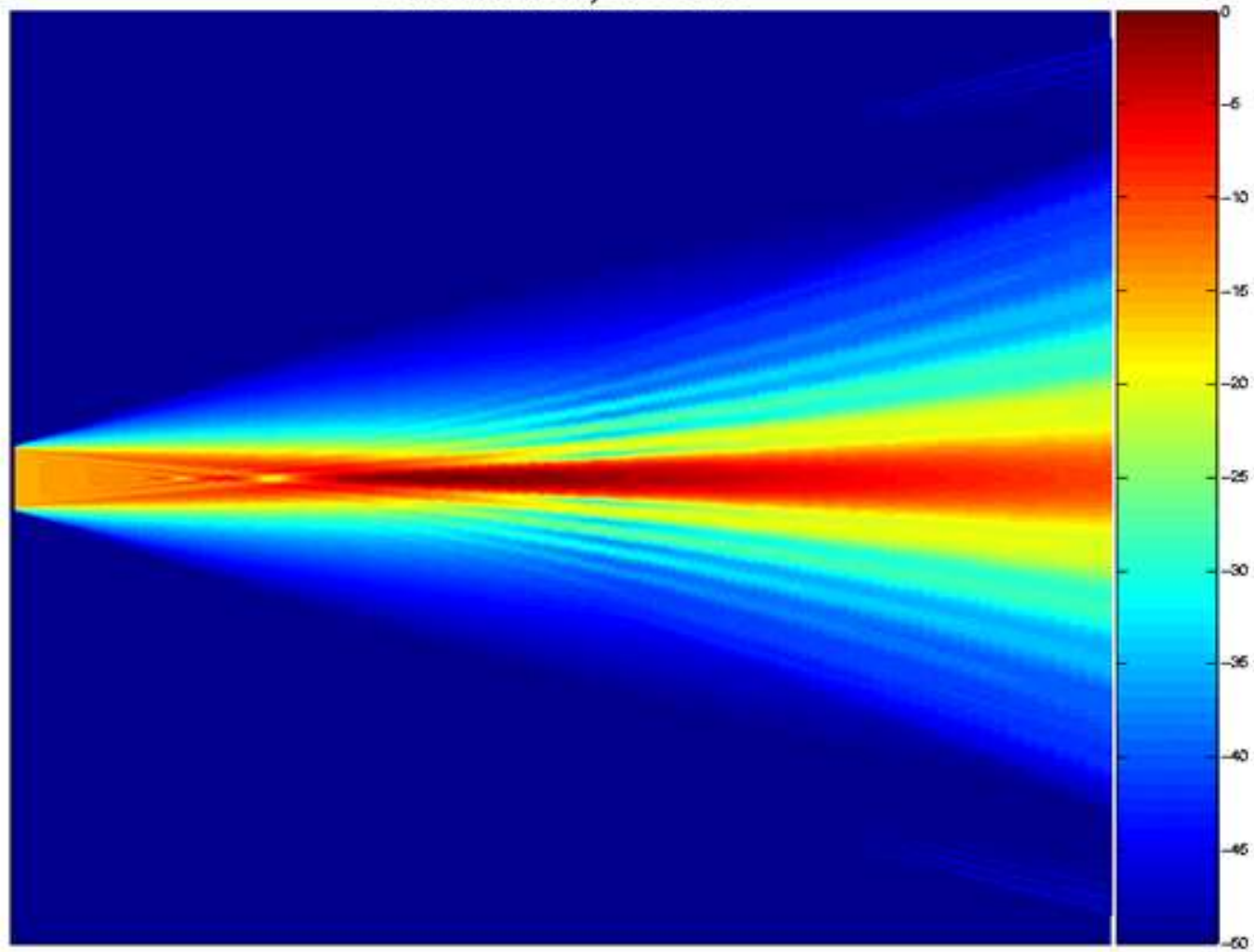
határfelület	R	$10\lg R$ (dB)	T	$10\lg T$ (dB)
zsír/izom	0.01	-20.0	0.990	-0.044
izom/vér	0.001	-30.0	0.999	-0.004
izom/csont	0.41	-3.9	0.590	-2.291

Nyalábprofil és felbontás





Fundamental, dB scale



Feloldási határ, feloldóképeség

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).

Felbontóképeség: 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

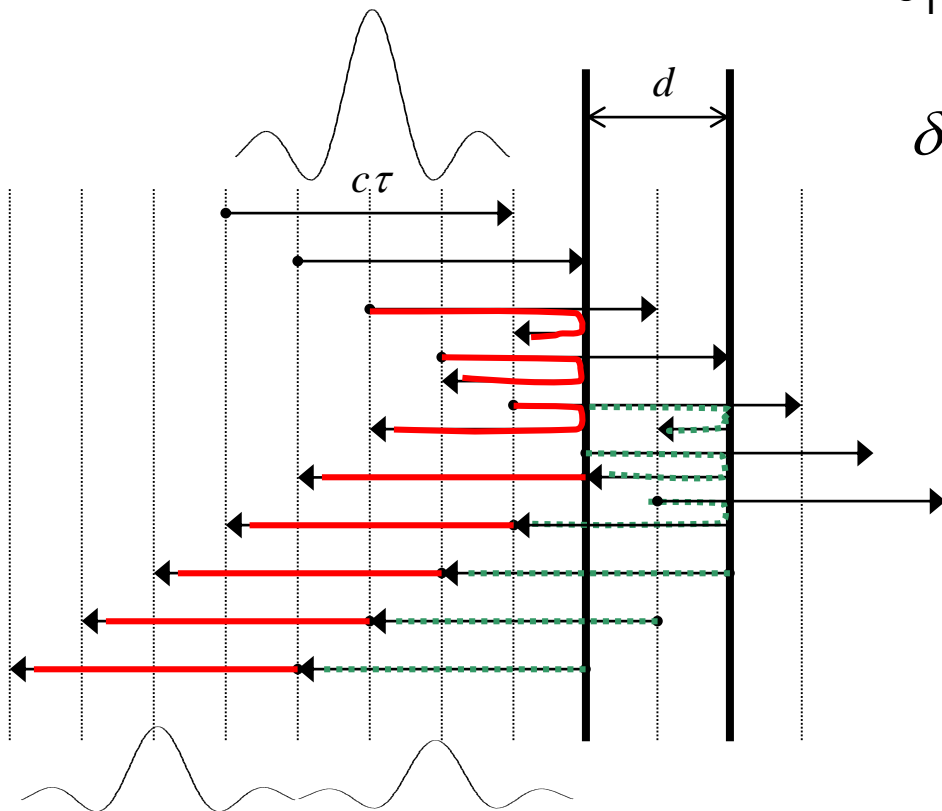
frekvencia (MHz):	2	15
hullámhossz (izomban) (mm):	0.78	0.1
behatolási mélység (cm):	12	1.6
laterális feloldási határ (mm):	3.0	0.4
axiális feloldási határ (mm):	0.8	0.15

Axiális feloldási határ

τ : impulzusidő

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

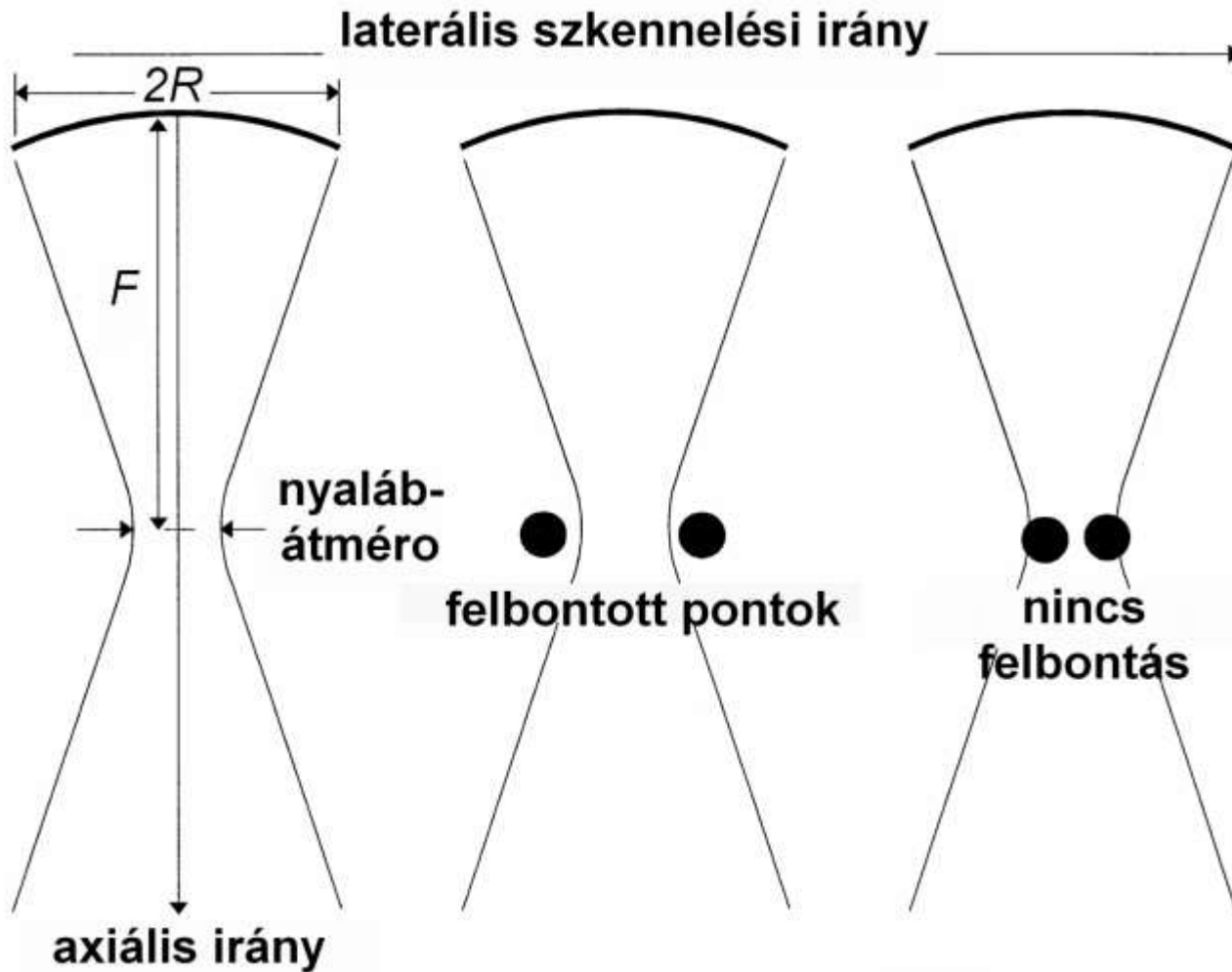
$$\delta_{ax} = d = \frac{c\tau}{2} \text{ feloldási határ}$$



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

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

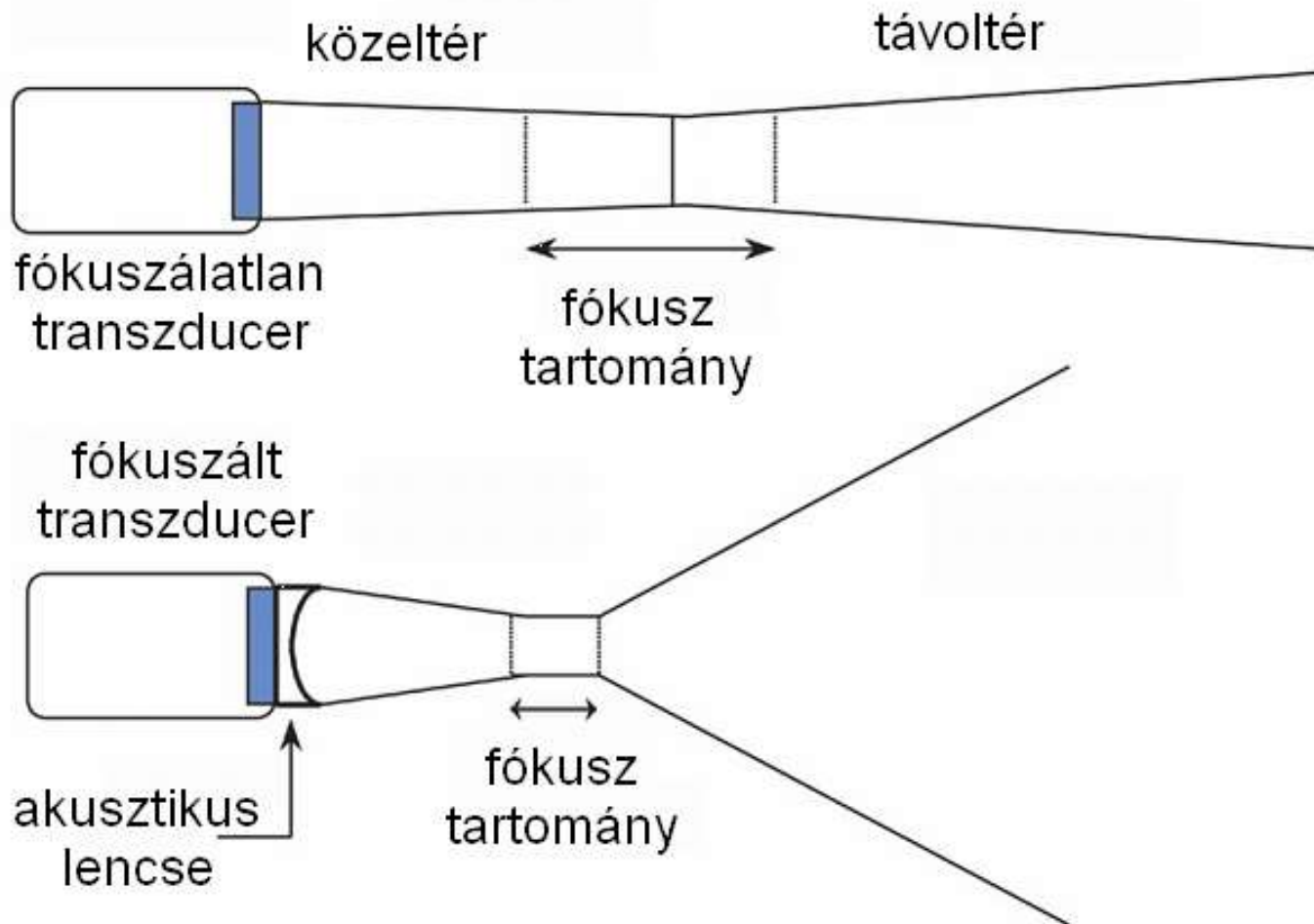
Laterális feloldási határ



$$\left(\delta_{\text{lat}} \sim \frac{F}{2R} \cdot \lambda \right)$$

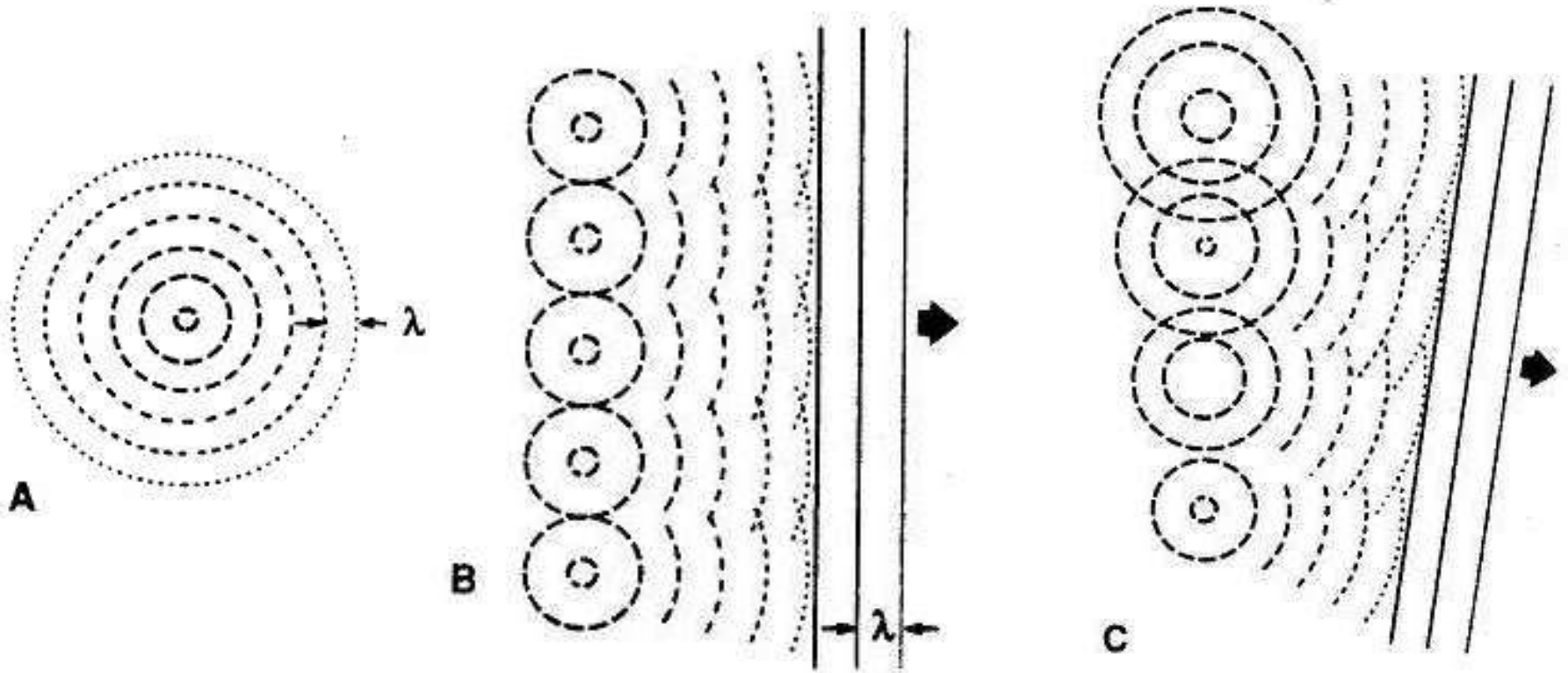
F : fókusztávolság
 $2R$: transzducer átmérő
 λ : hullámhossz

Fókuszálás



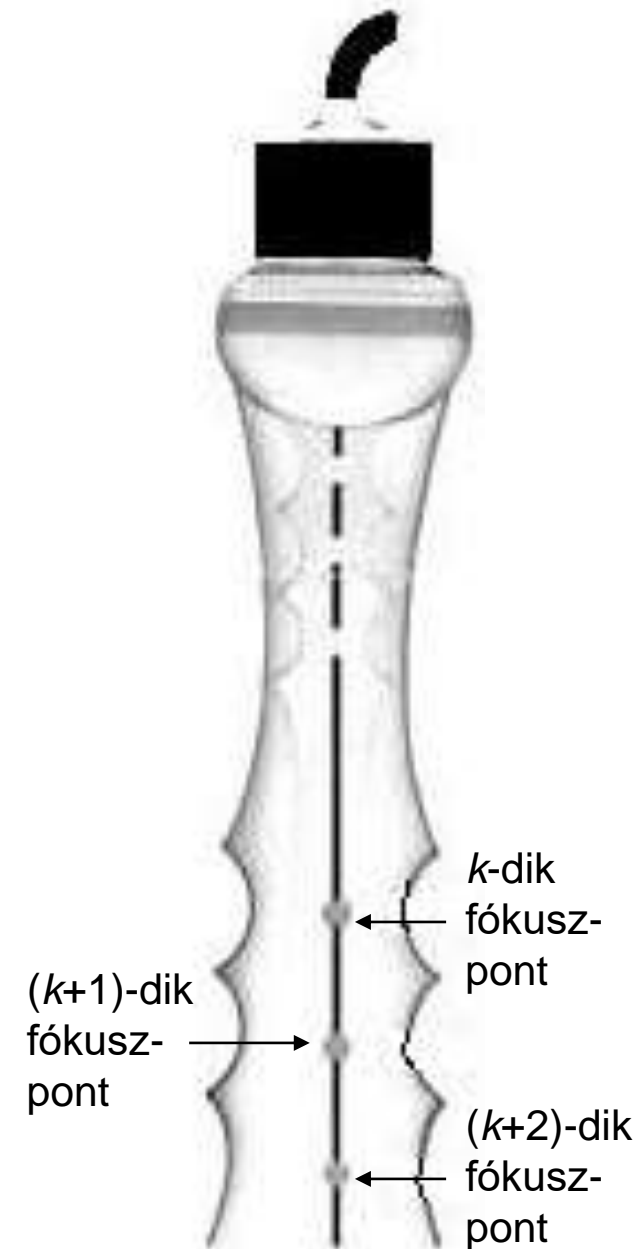
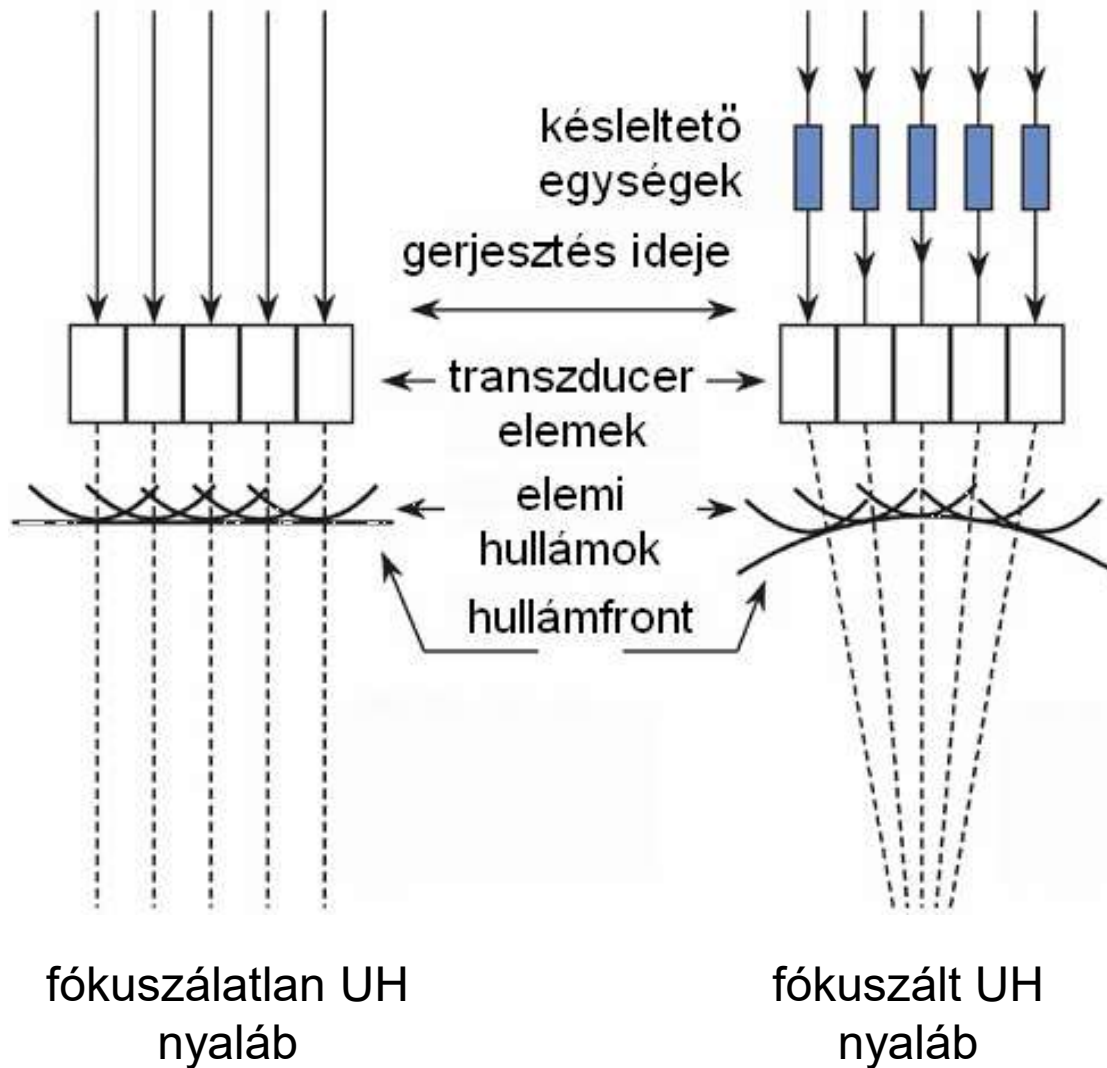
Fókuszáláskor a nyaláb divergenciája nő a távoltérben és romlik a mélységélesség.

Huygens elv



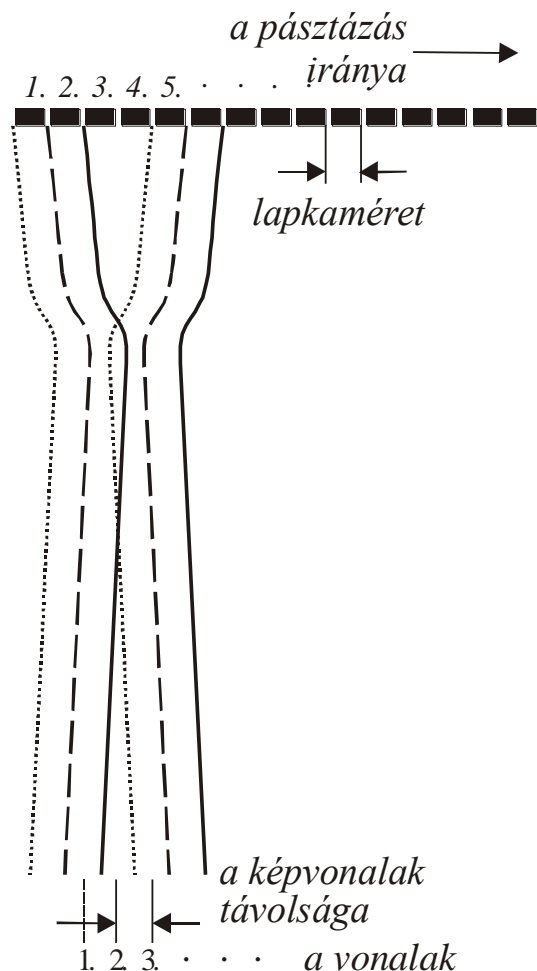
A hullámfront minden pontja elemi hullámok kiindulópontjának tekinthető. Az új hullámfront ezen elemi hullámok burkológömbjeje.

Elektronikus fókuszálás

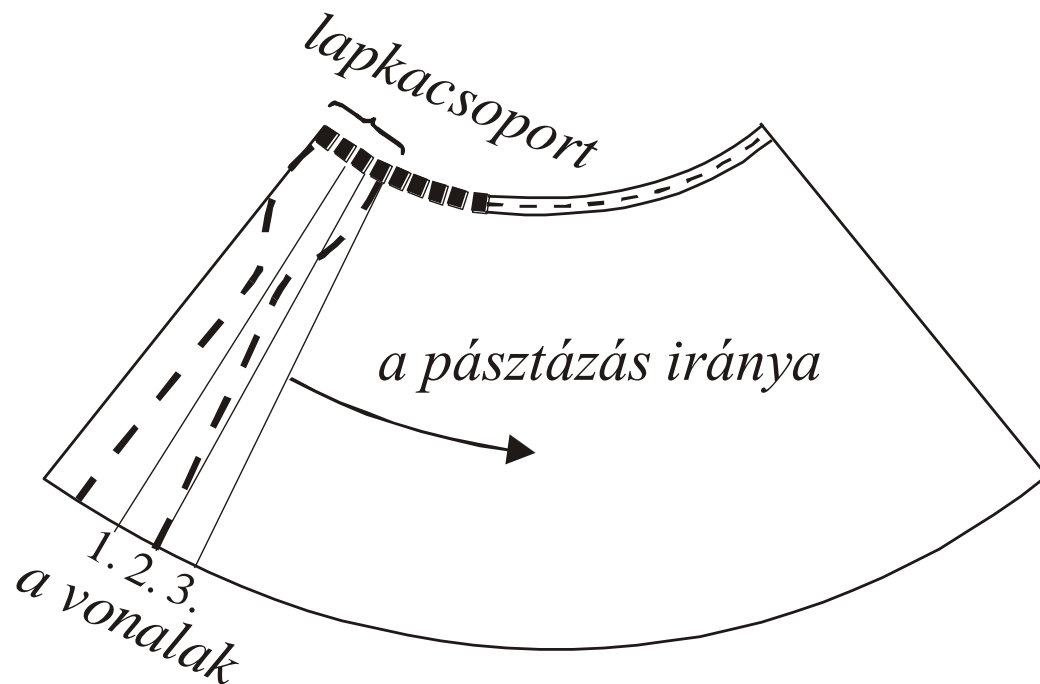


Pásztázás

sokelemes lineáris lapkacsoport
("linear array")



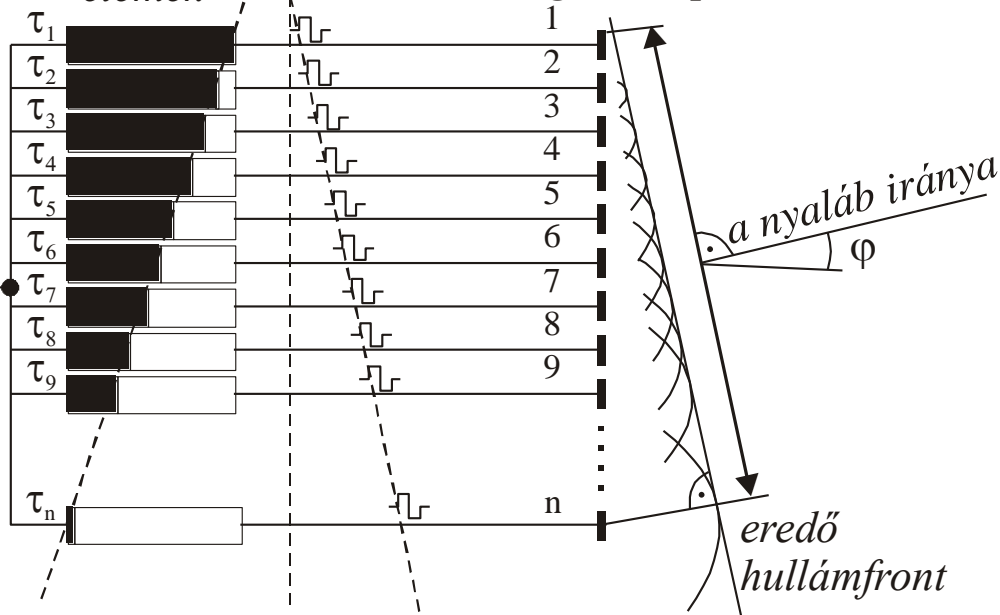
sokelemes íves lapkacsoport
("curved array")



késleltető
elemek

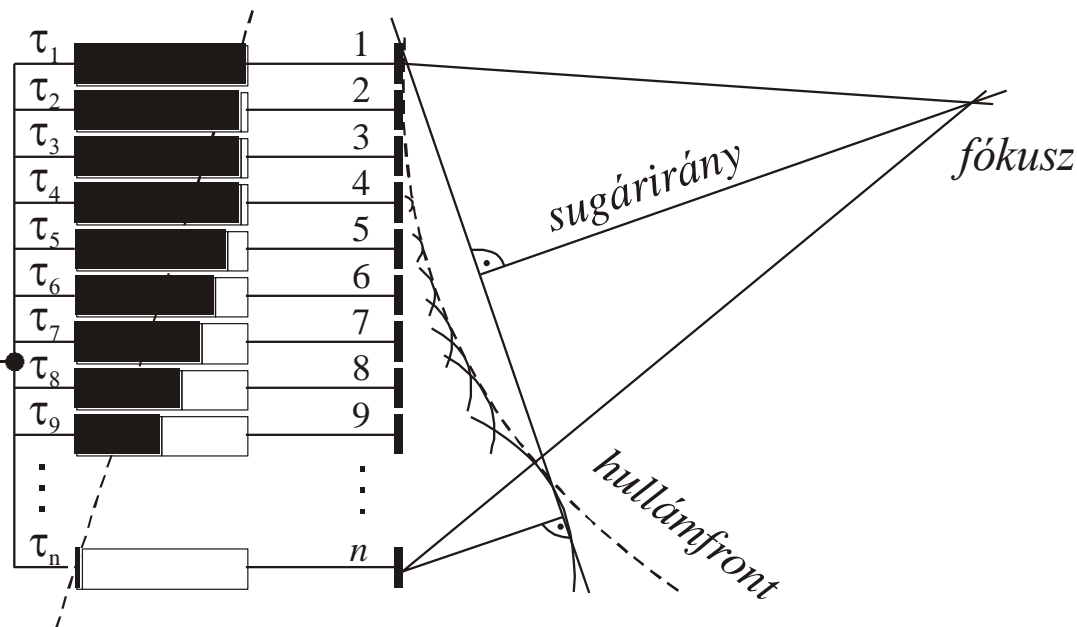
a sugárzó lapkák

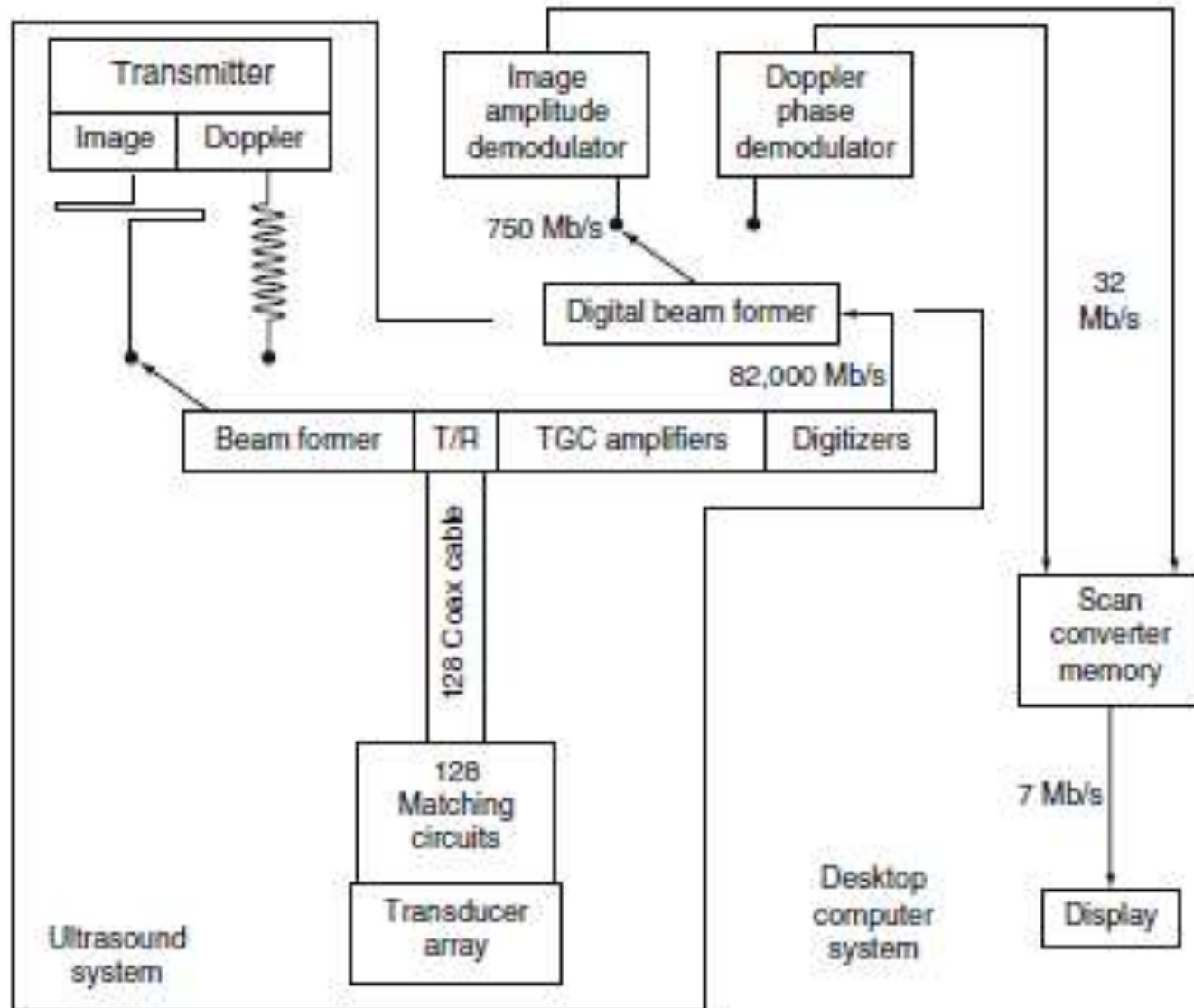
UH frekvenciás
feszültség-
impulzus-adó



Pásztázás és fókuszálás

UH frekvenciás
feszültség-
impulzus-adó





Doppler-effektus : hogyan mérjük sebességet?



Álló forrás
Állandó frekvencia
 f



Mozgó forrás
Megváltozott észlelhető frekv.
 f'

Ha az ultrahang egy mozgó határfelületről verődik vissza, akkor az egyrészt egy mozgó megfigyelő, de egyben egy mozgó forrás is!

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)

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

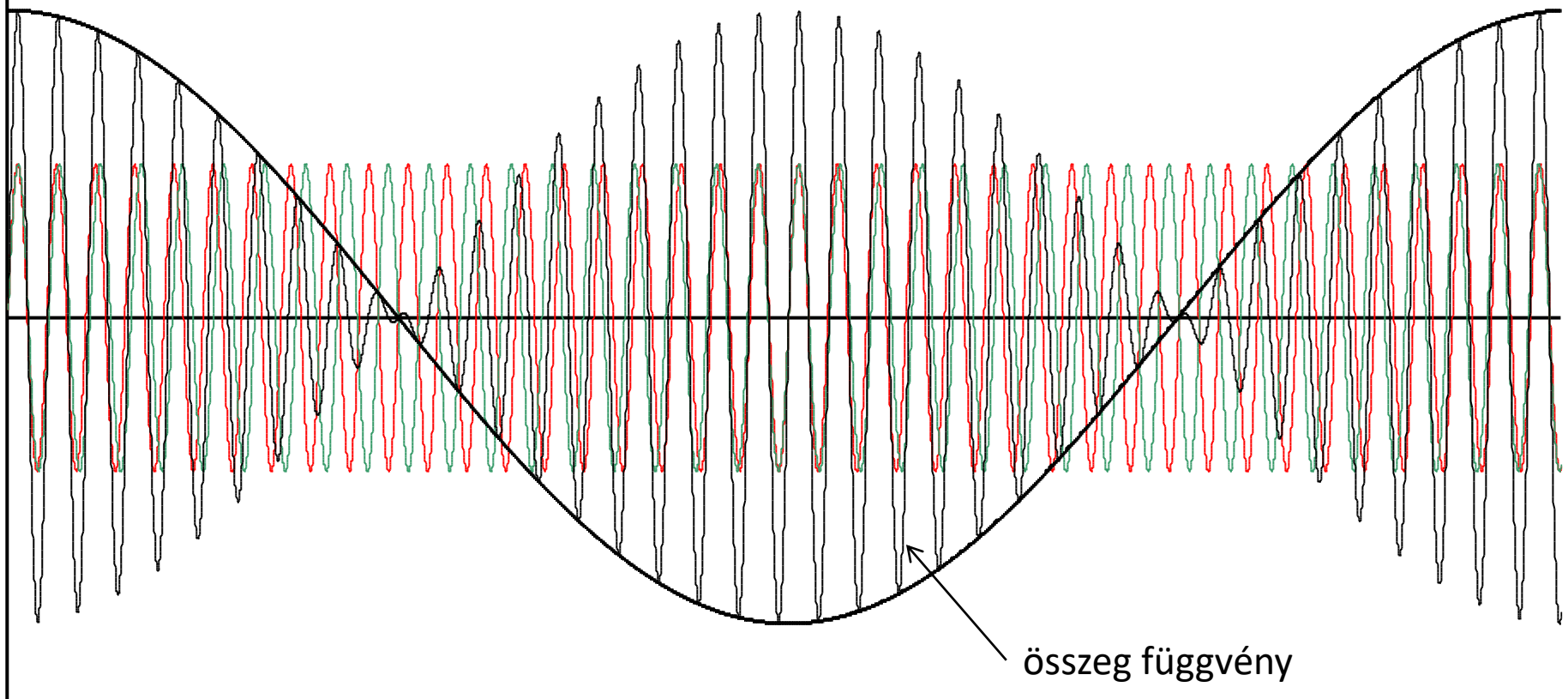
ha v és c nem párhuzamosak, akkor v helyett $v \cos \Theta$
írandó képletbe

Lebegés

Ha két közeli frekvenciájú szinuszos jelet összeadunk (összekeverünk) akkor megjelennek új frekvenciák is.

$$f_{\text{piros}} \geq f_{\text{zold}}$$

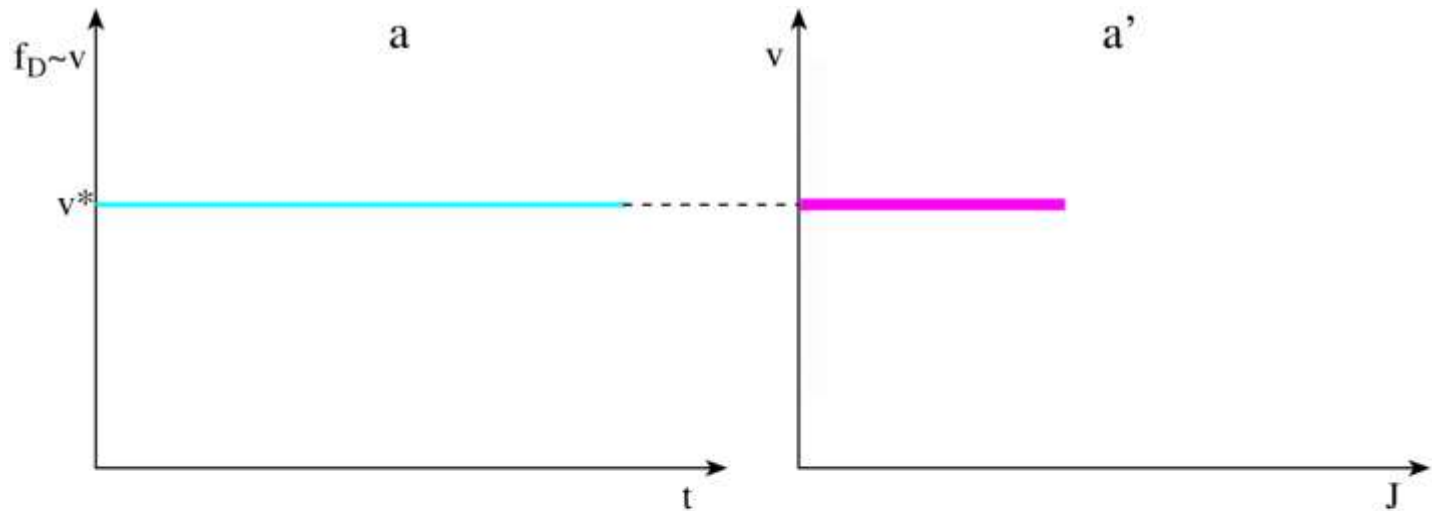
Pl. a különbségi frekvencia, amit szintén megfigyelhetünk (fekete burkoló görbe)



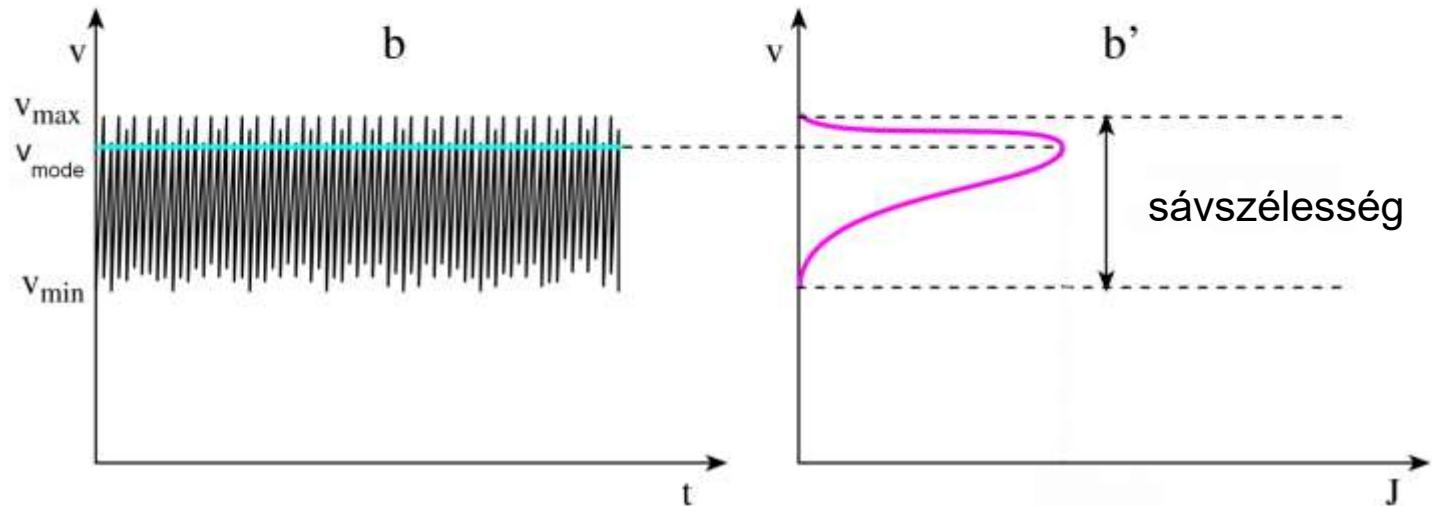
emlékeztető: $\sin \alpha + \sin \beta = 2 \sin \frac{\alpha + \beta}{2} \cos \frac{\alpha - \beta}{2}$

Doppler görbék

egy állandó
sebesség
(v^*)



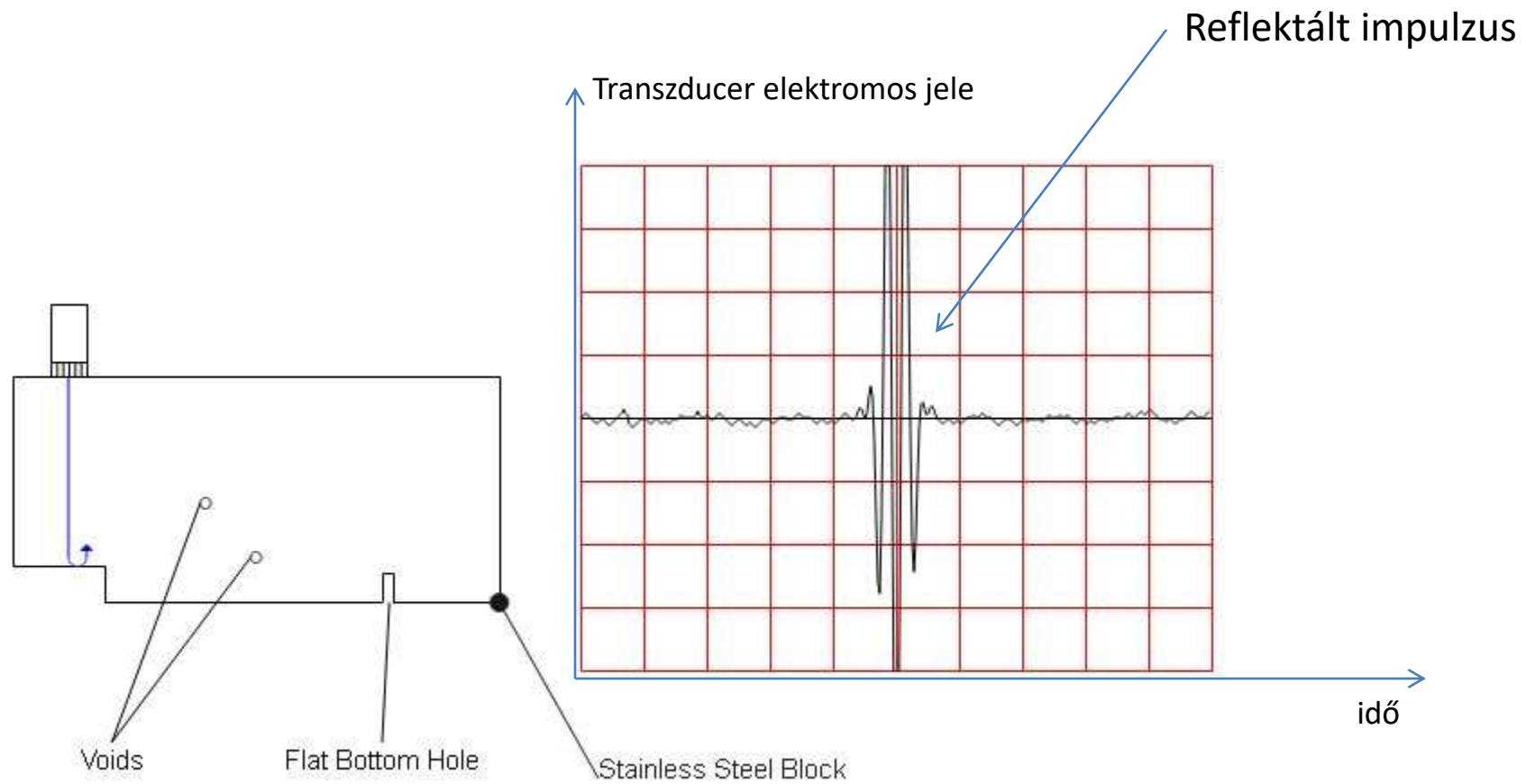
sebesség-
eloszlás
($v_{\text{módus}}$ -sal)

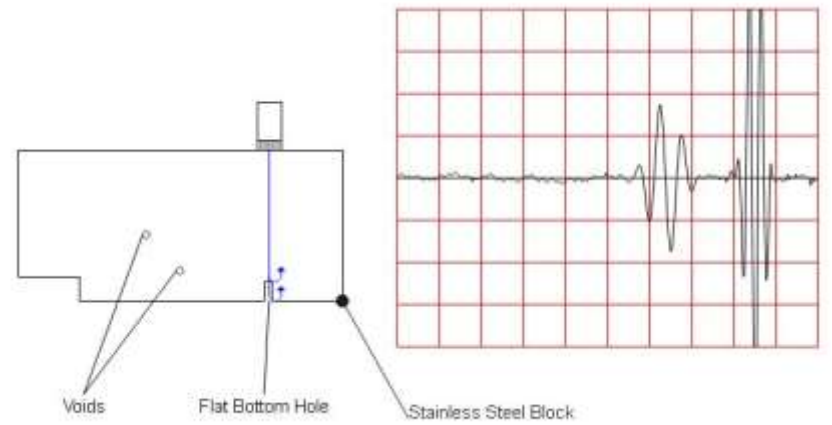
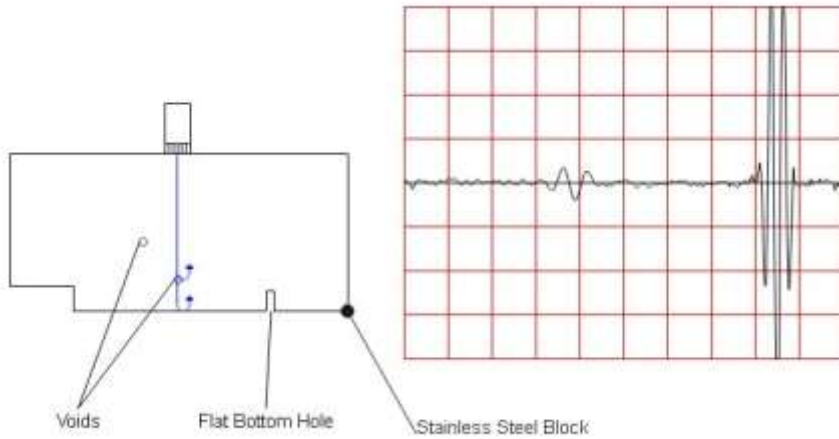
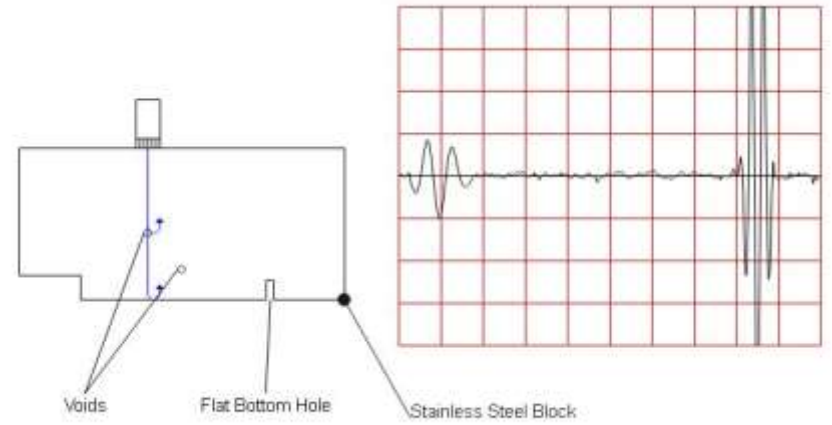
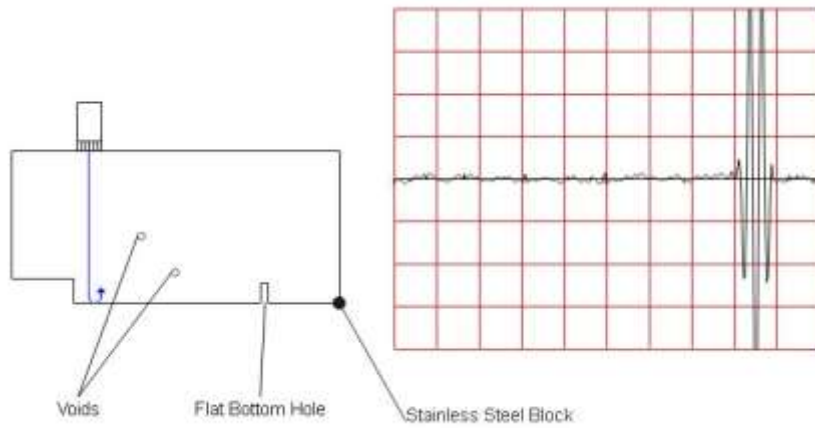


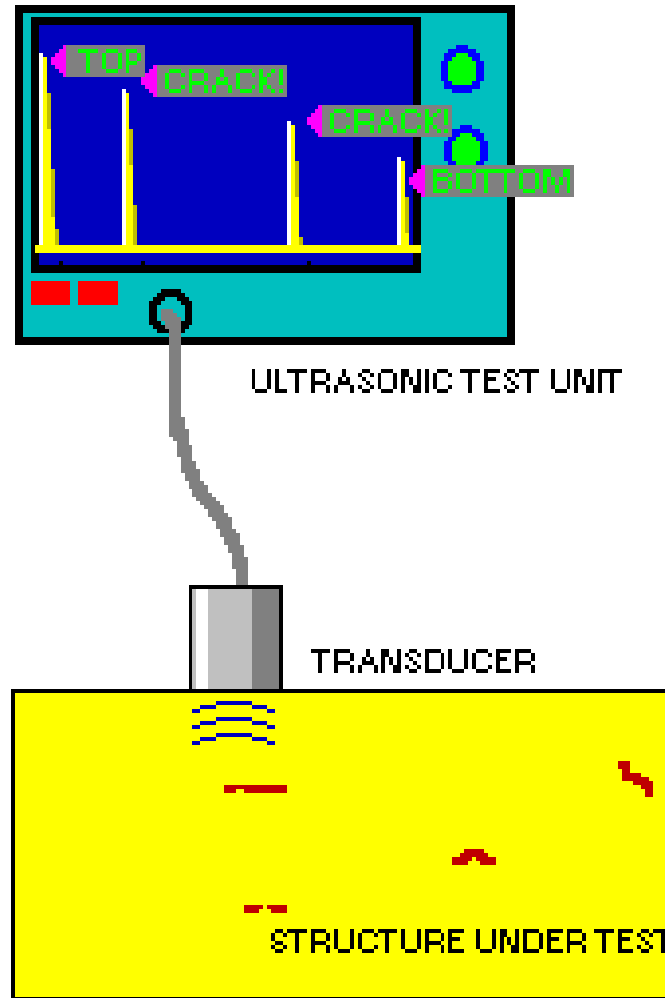
sebességek

eloszlásfüggvény egy
időpillanatban

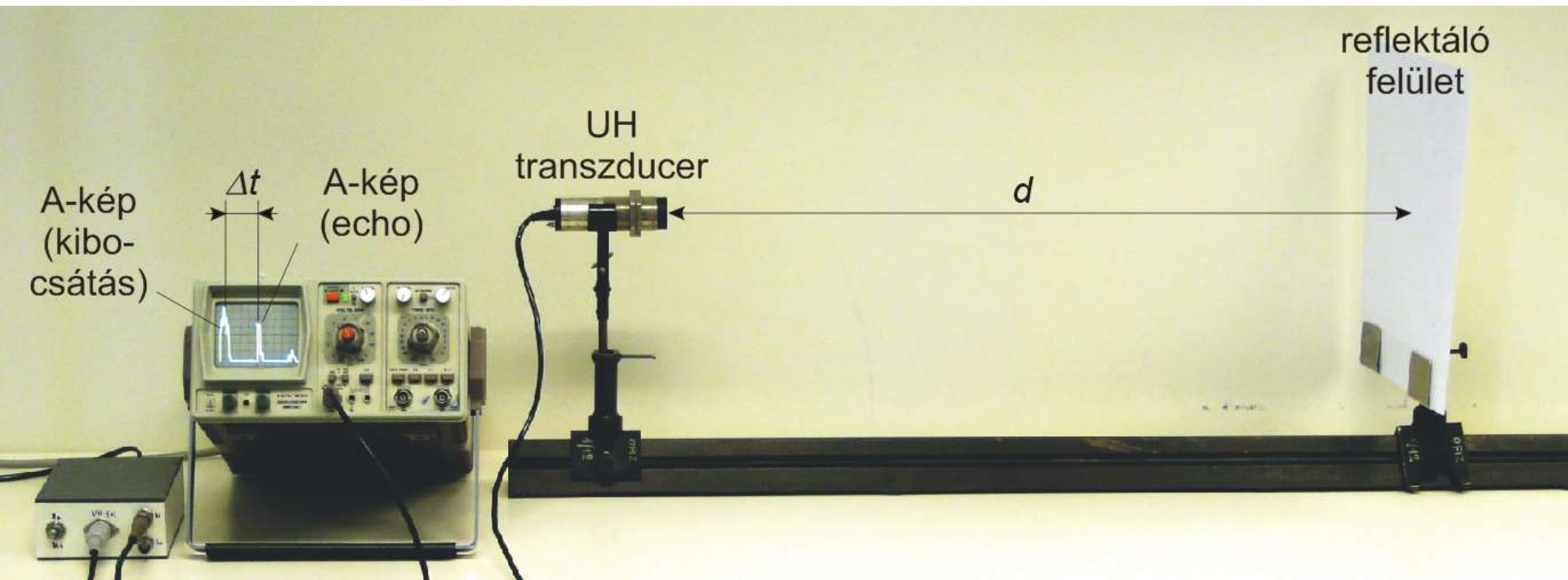
Felület leképezése ultrahang impulzusokkal



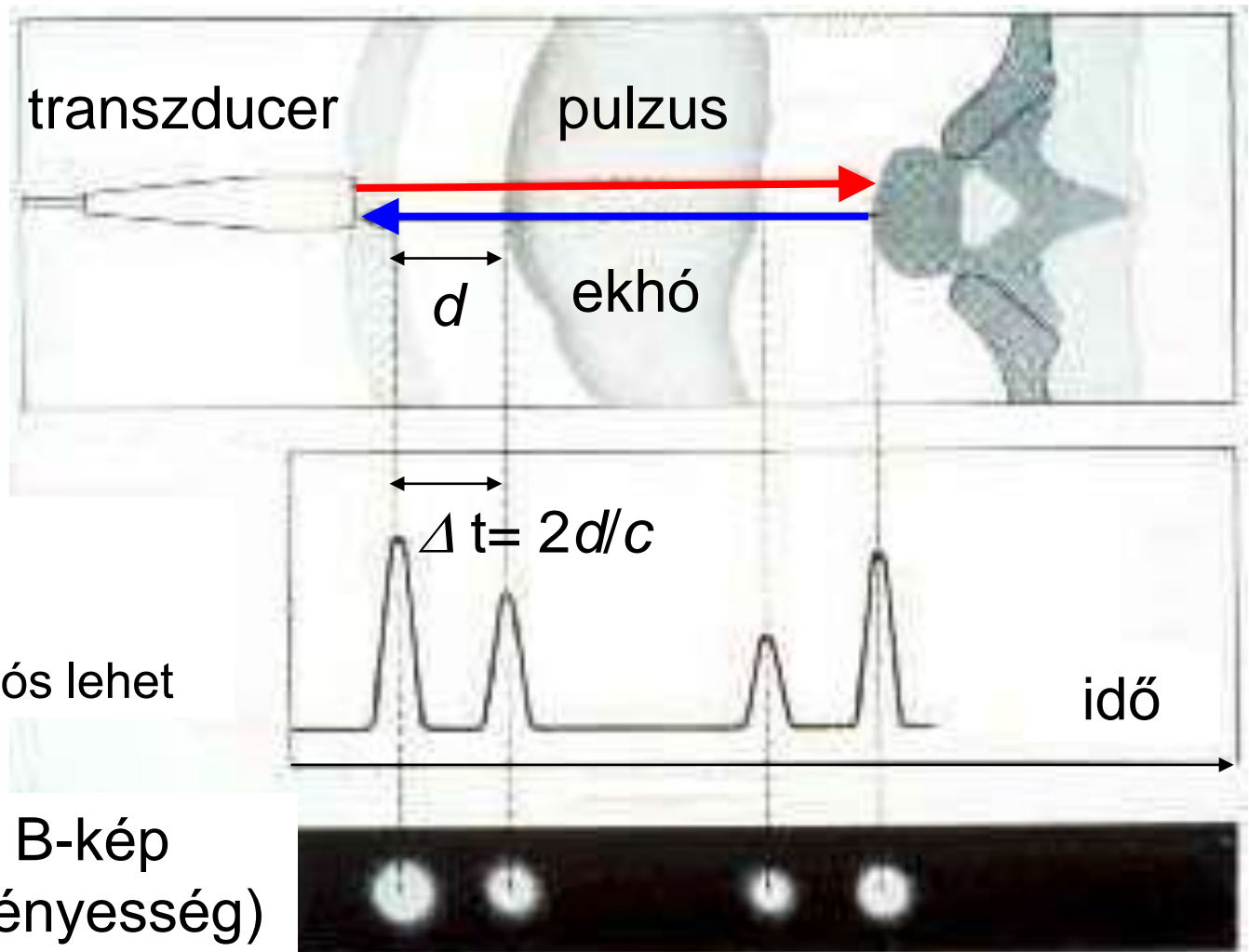




Órai kísérlet



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

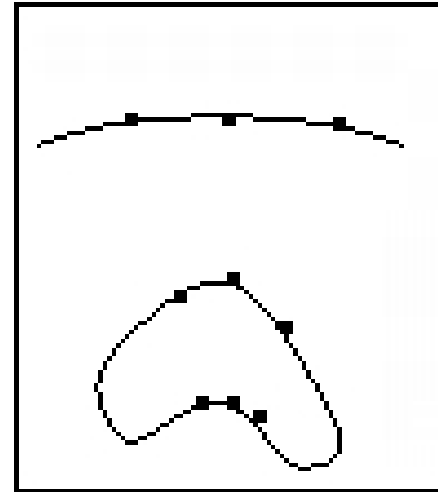
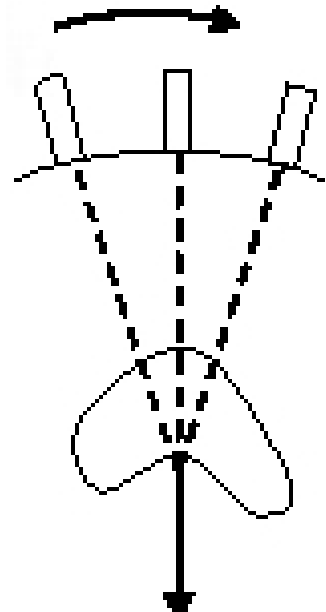


A-kép
(**A**mplitúdó)
csak egydimenziós lehet

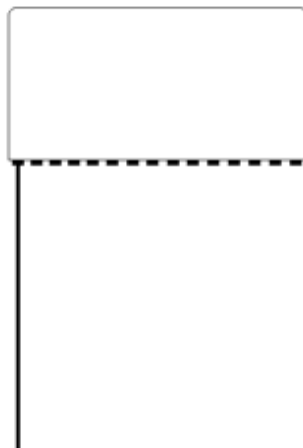
egydimenziós B-kép
(**B**rightness=fényesség)

Kétdimenziós B-kép

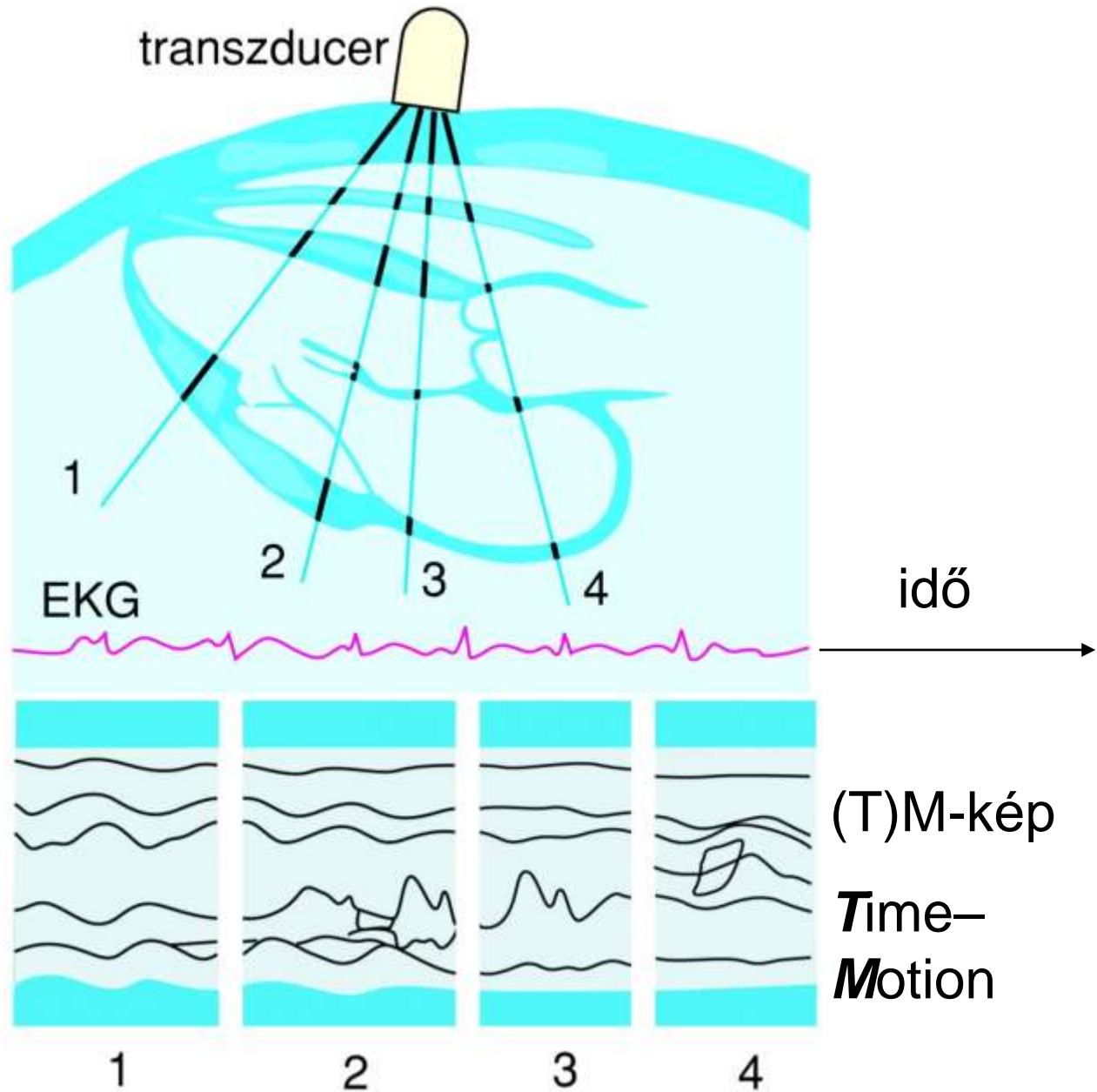
mozgatott
transzducer



B-mód
kijelző



TM-kép

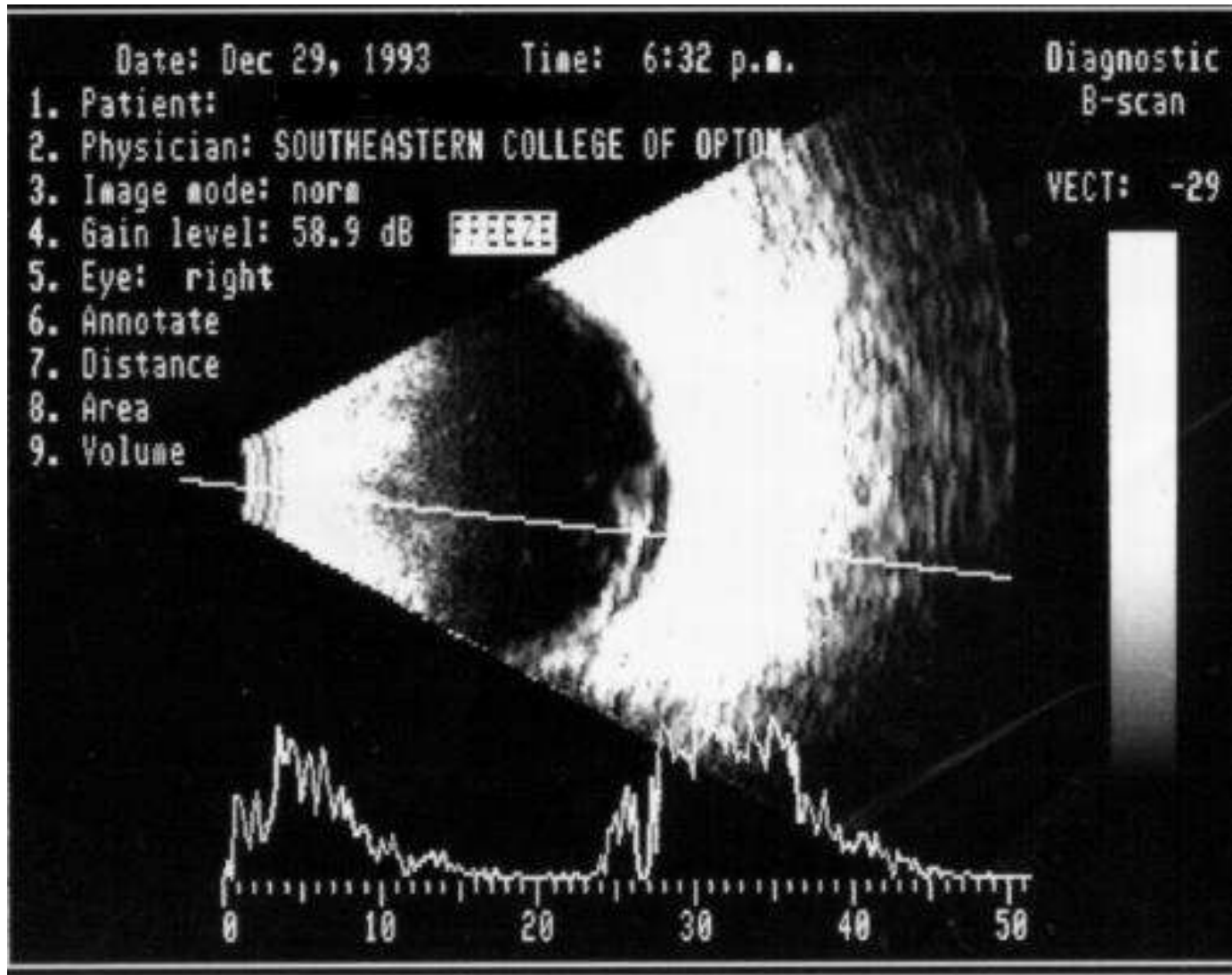


EKG jel
referenciaként

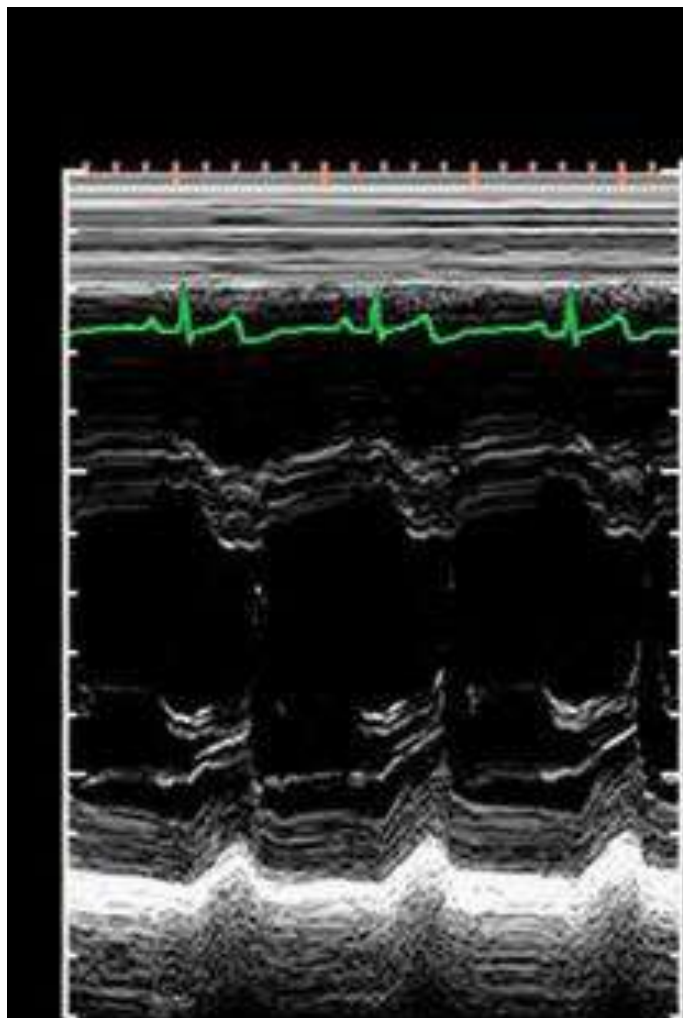
(függőleges)
egydimenziós
B-kép időbeli
változása

(T)M-kép
***Time–
Motion***

Kétdimenziós B-kép és A-kép



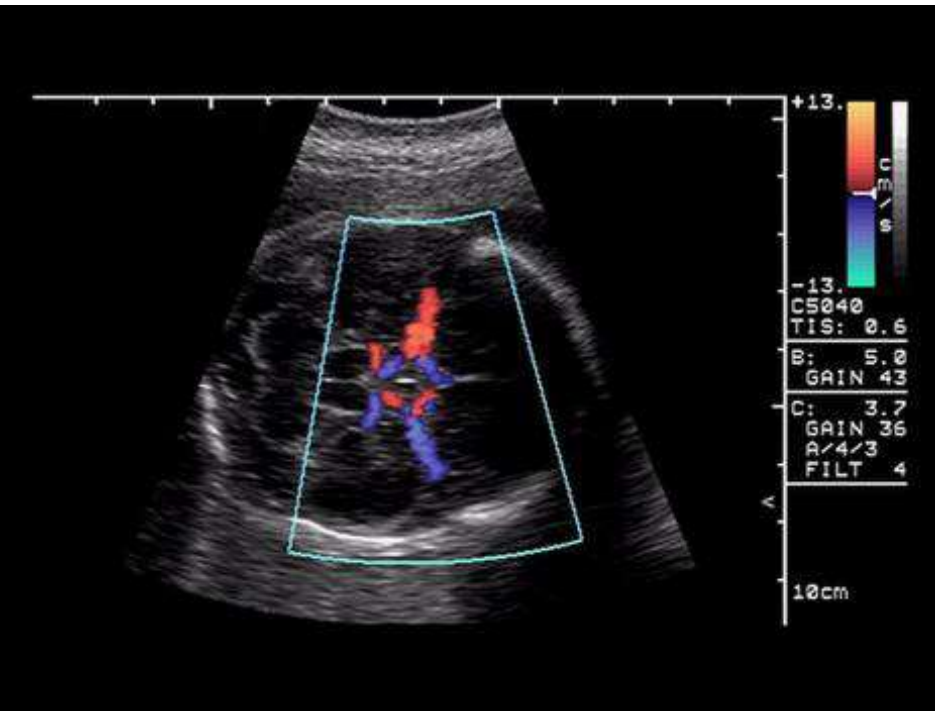
TM-kép
time-motion



B-kép

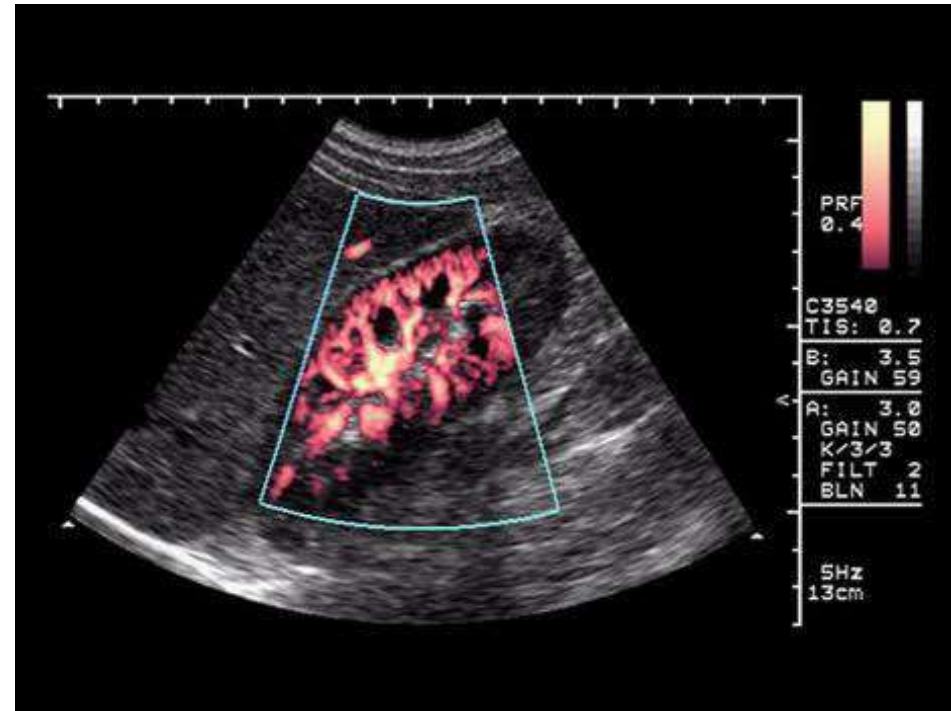


Doppler: bimodális képalkotás, kétféle információ egymásra helyezve egy képben



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

A színkódolás a sebesség-információt mutatja



power Doppler

A doppler jelben levő teljesítményt mutatja meg

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

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

pl. $f=8000$ kHz

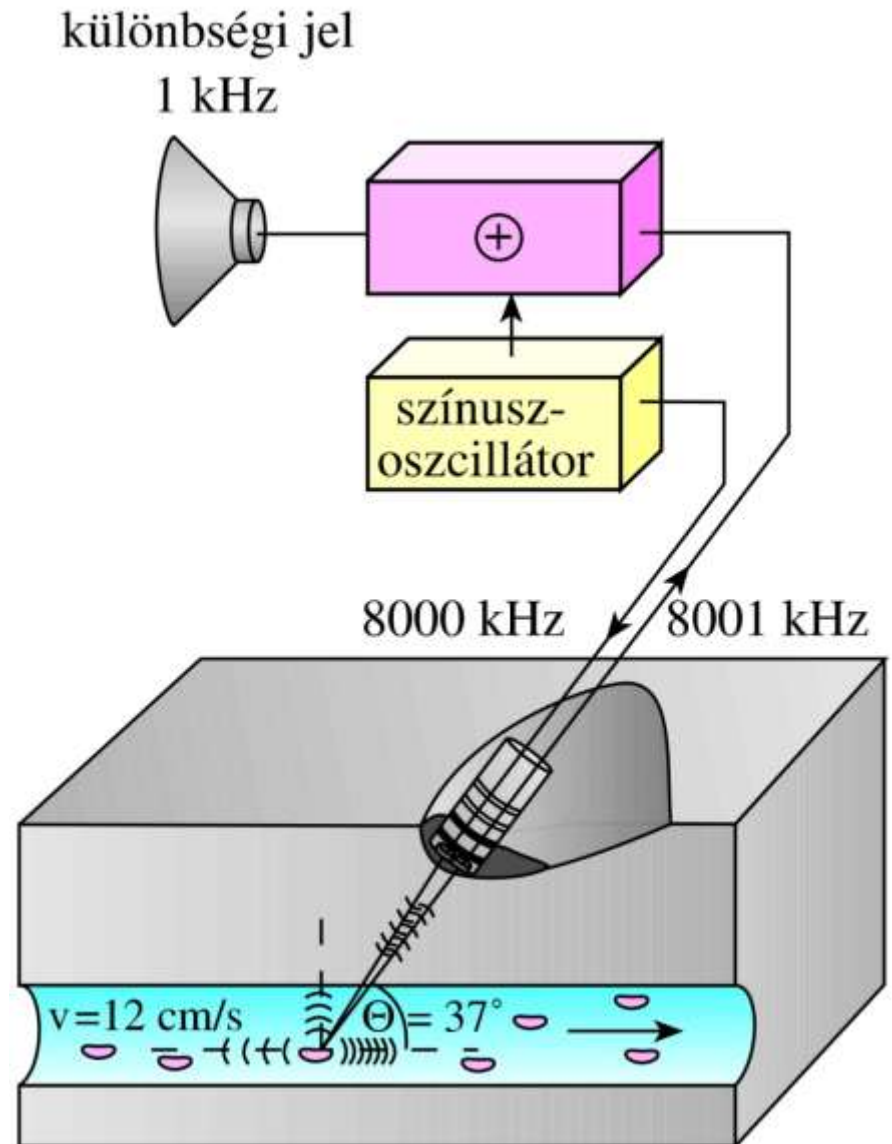
$v=12$ cm/s

$c=1600$ m/s

$\theta = 37^\circ$

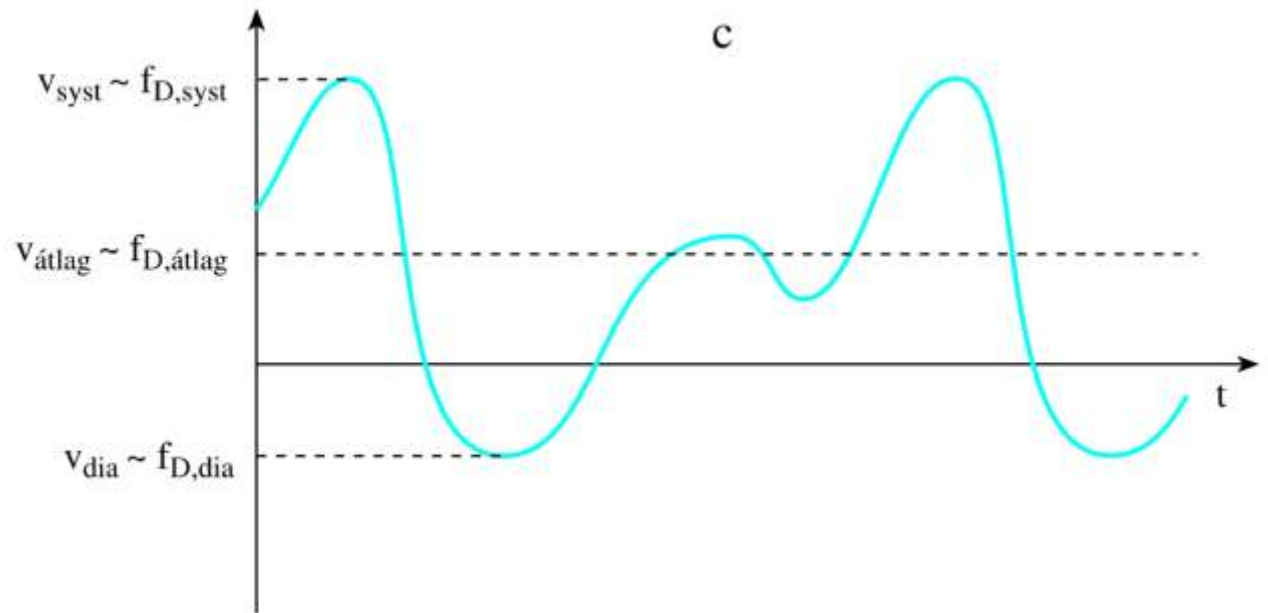
$\Rightarrow f_D=1$ kHz

(lebegés jelensége)

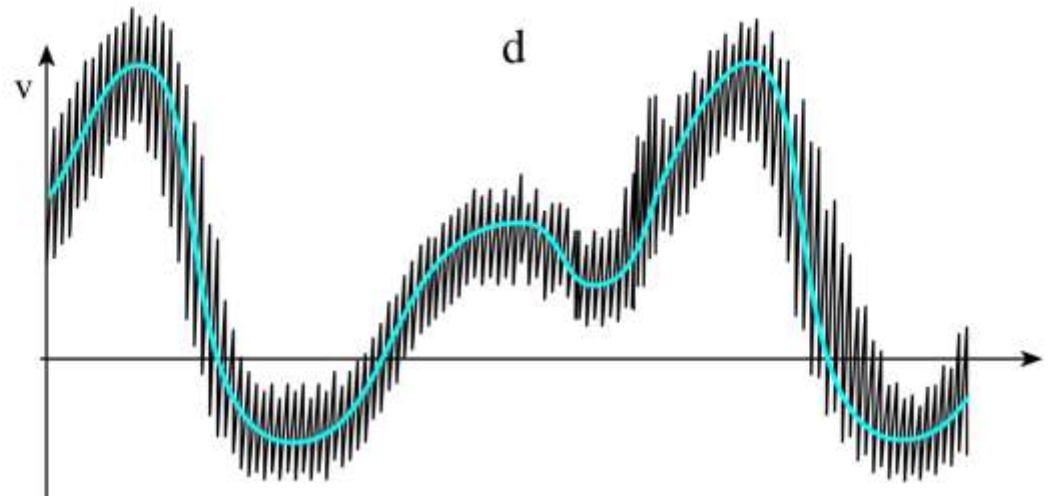


Doppler görbék

minden
időpillanatban egy
sebességgel
jellemozhető áramlás



minden időpillanatban egy
sebességeloszlással
jellemozhető áramlás



sebességeloszlásTM-képe

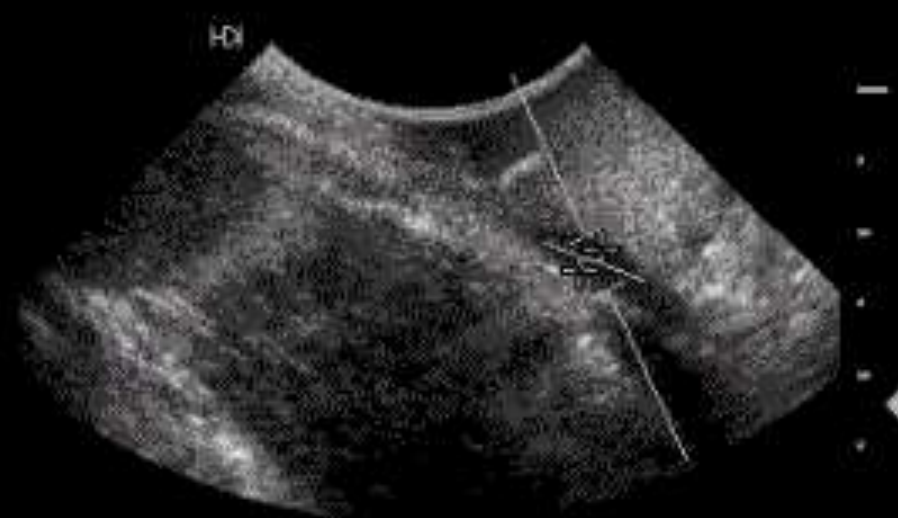


PIG 695
University Hospital

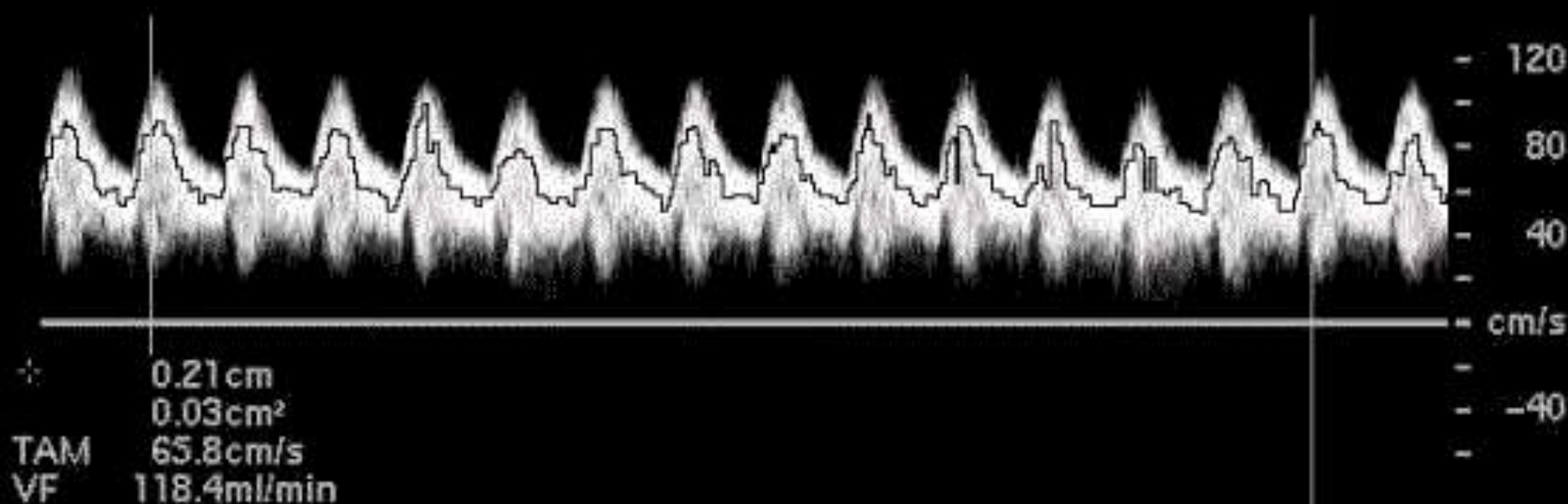
LAM
CB-5 PVasc/Ven

27 Jun 00 TIs 0.2 MI 0.2
5:25:42 pm F# 73 3.0 cm

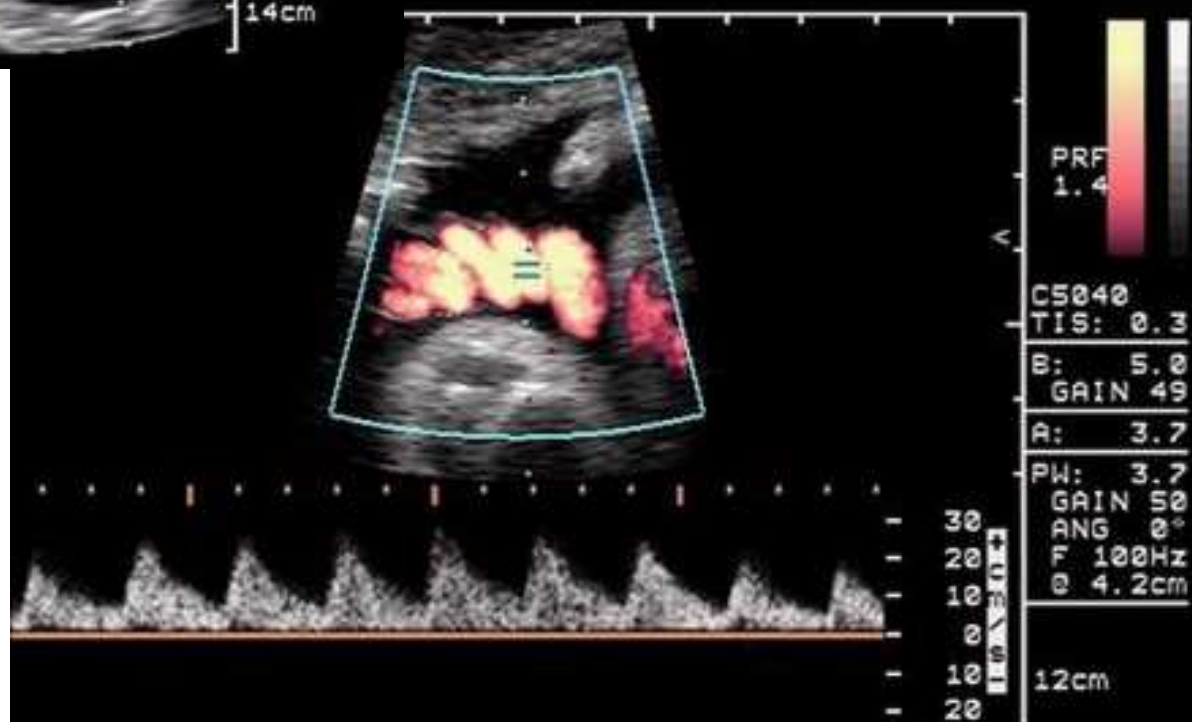
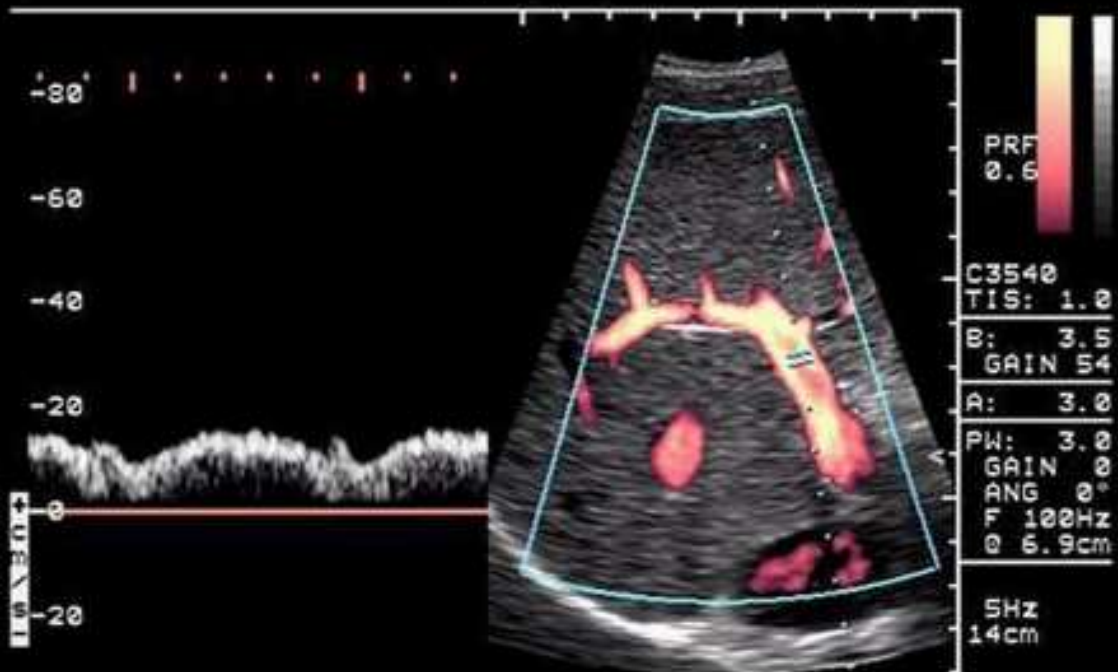
Map 8
DynRg 50dB
Persist Med
Fr Rate Med
2D Opt:Res



SV Angle -46°
Dep 1.5 cm
Size 4.0 mm
Freq 5.0 MHz
WF Low
Dop 68% Map 2
PRF 10000Hz



Normal portal vein flow



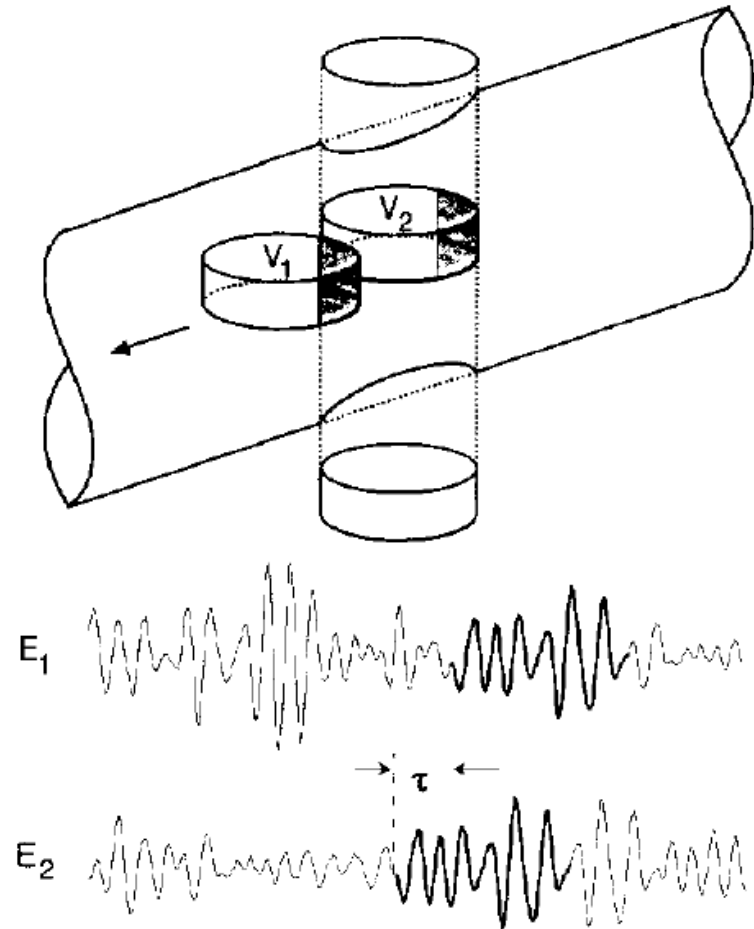
Időkorrelációs módszer

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

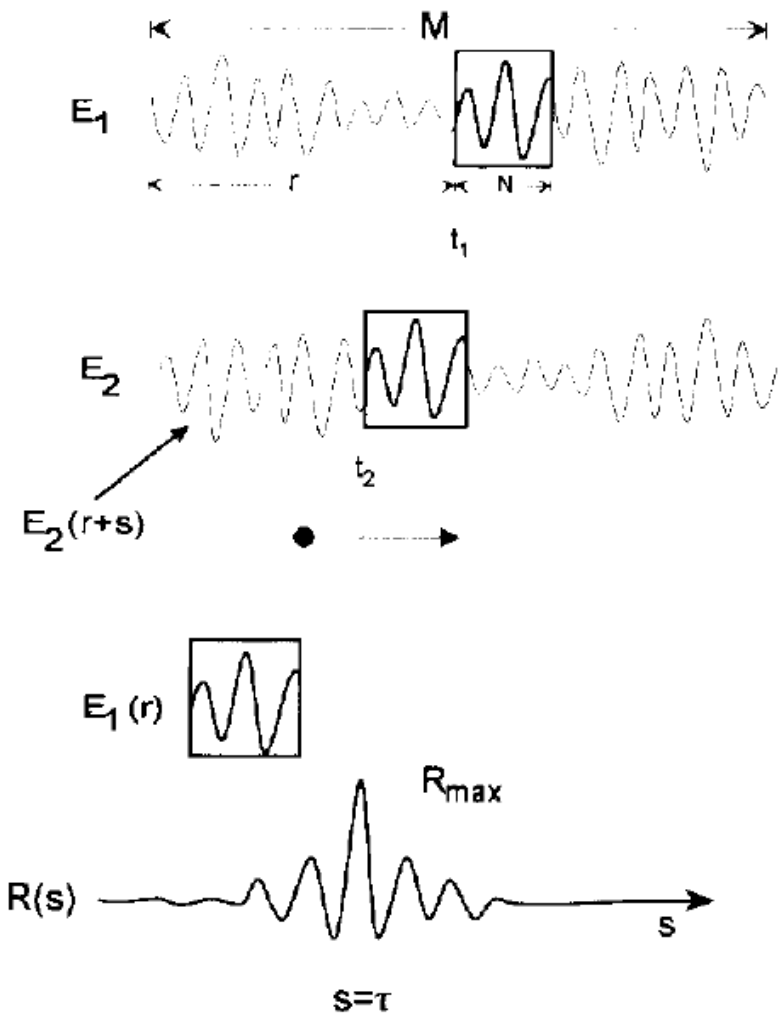
Ha a reflektáló felület/szórócentrum mozog, akkor a detektált UH jel a helyet rögzítve időben változik.

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

Hogyan lehet, a függvény mintázatának hasonlóságát kezelni?



Kiegészítés
érdeklődőknek



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

ennek korreláltatása az E_2
echó jellel

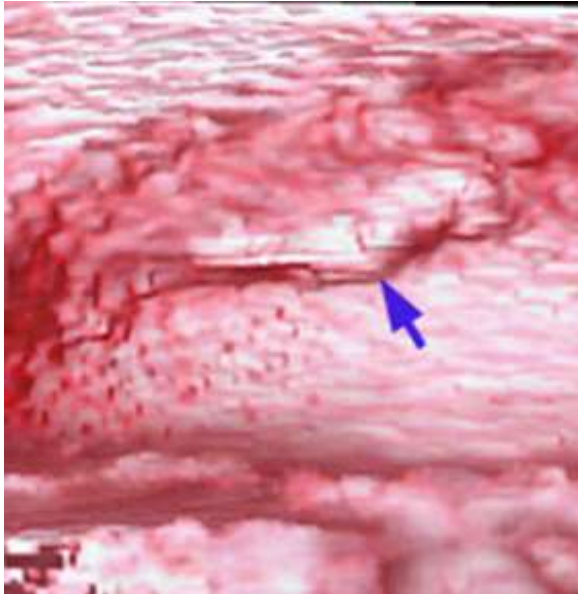
ahol a korrelációs
függvénynek maximuma
van: τ

3D reconstruction

face of a fetus



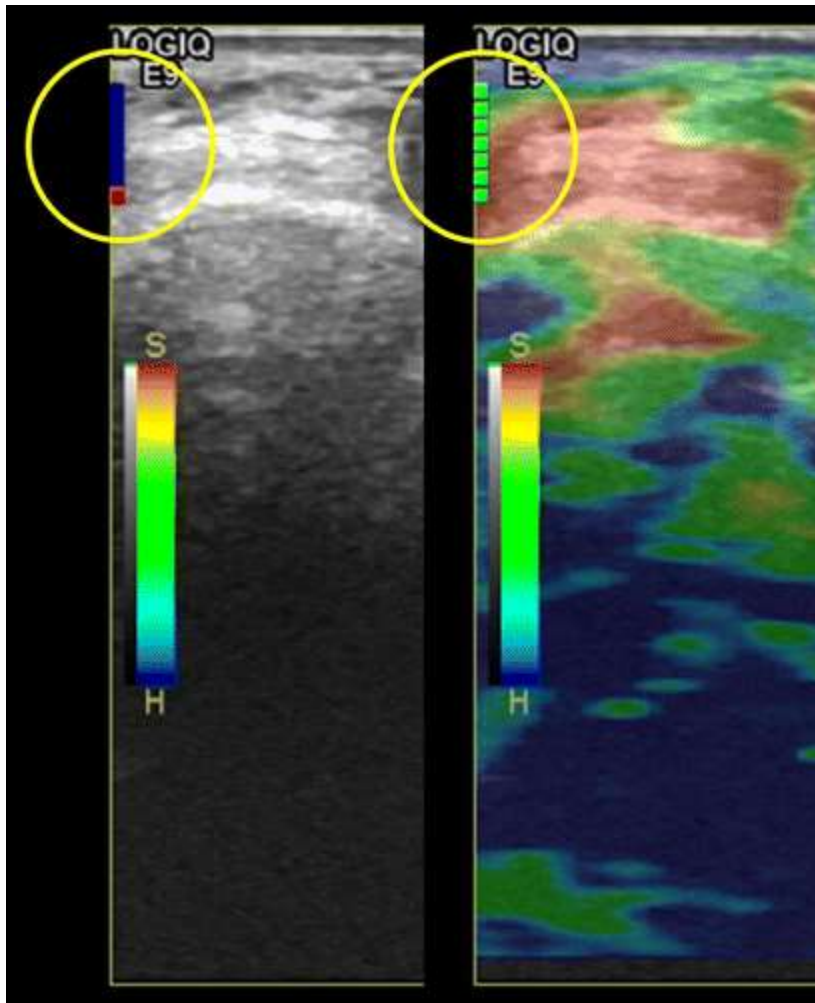
bladder



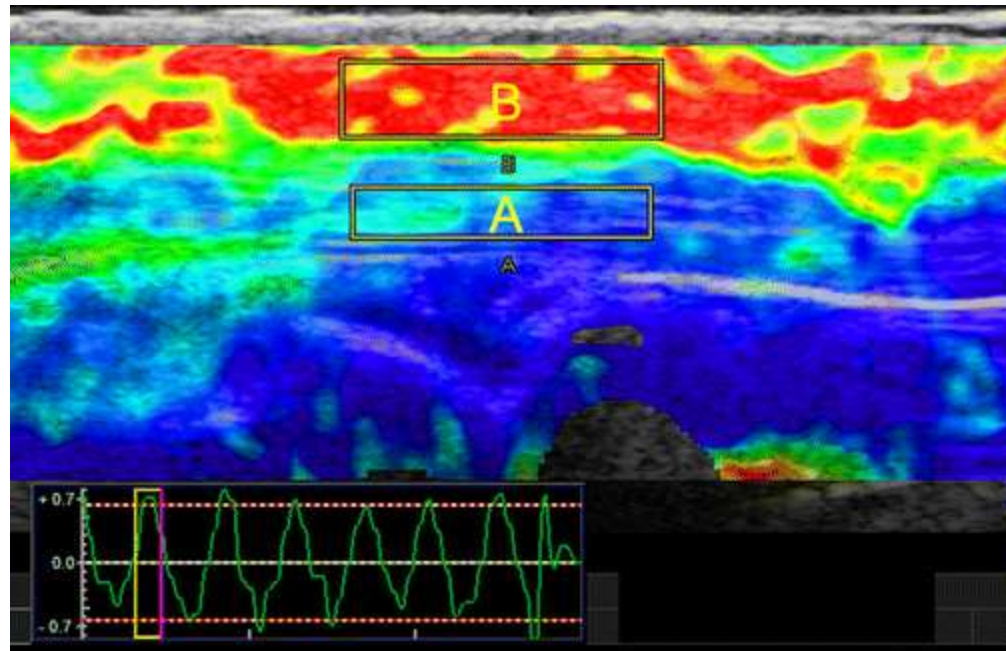
carotis



Szonoelasztográfia

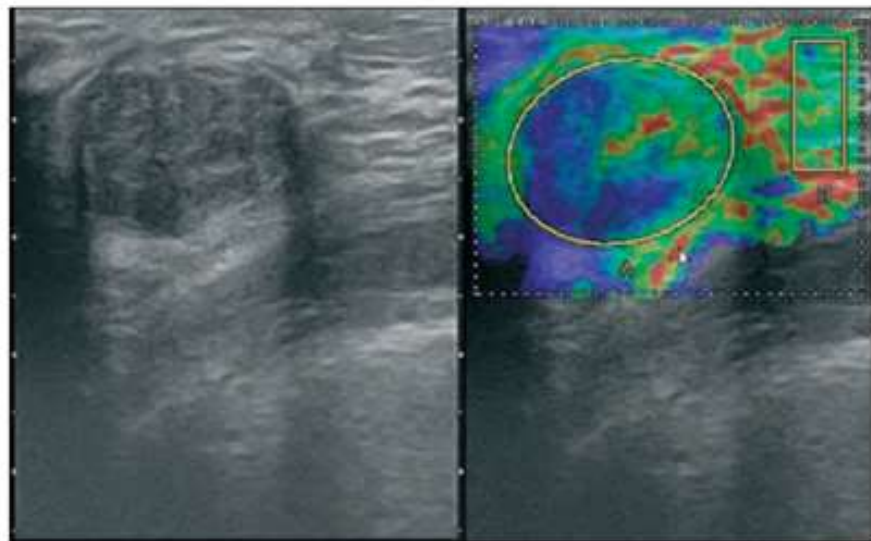


$$\frac{F}{A} = E \frac{\Delta L}{L}$$

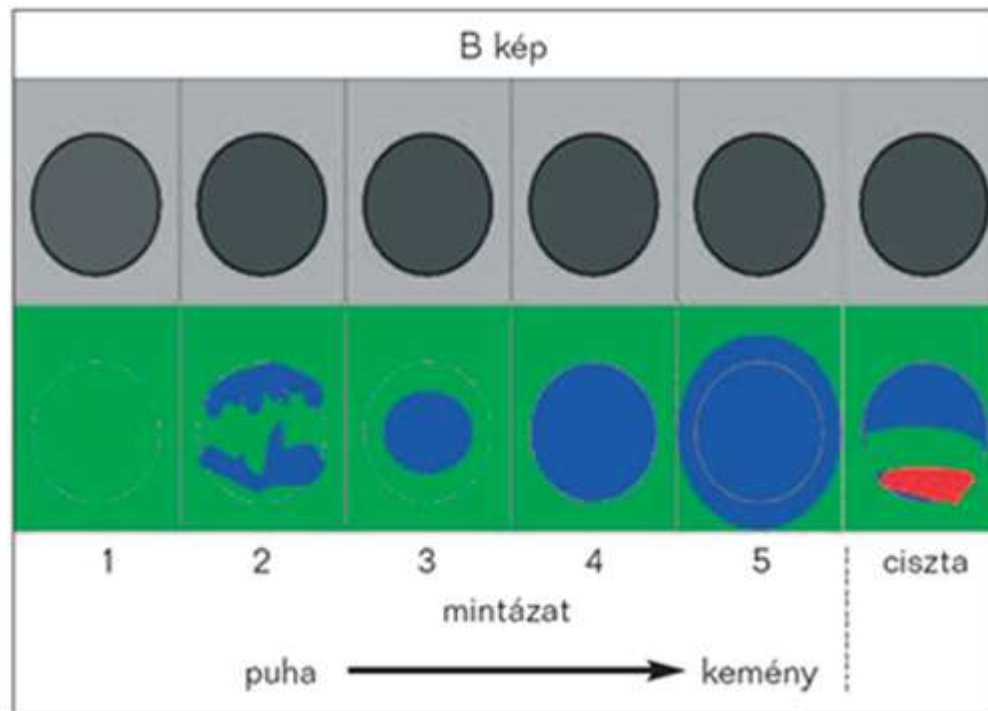


Szonoelasztográfia

(kiegészítő módszer)
körülírt elváltozások
rugalmasságának
ultrahangvizsgálata,



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



Elasztográfiás klasszifikáció Itoh és munkatársai szerint

képek forrása:

Magyar Radiológia - 2008;82(1-2)

Az emlő betegségeinek vizsgálata

szonoelasztográfiával. Kezdeti tapasztalatok,

Borbola György, Kardos Klára, Tasnádi

Tünde

biztonság

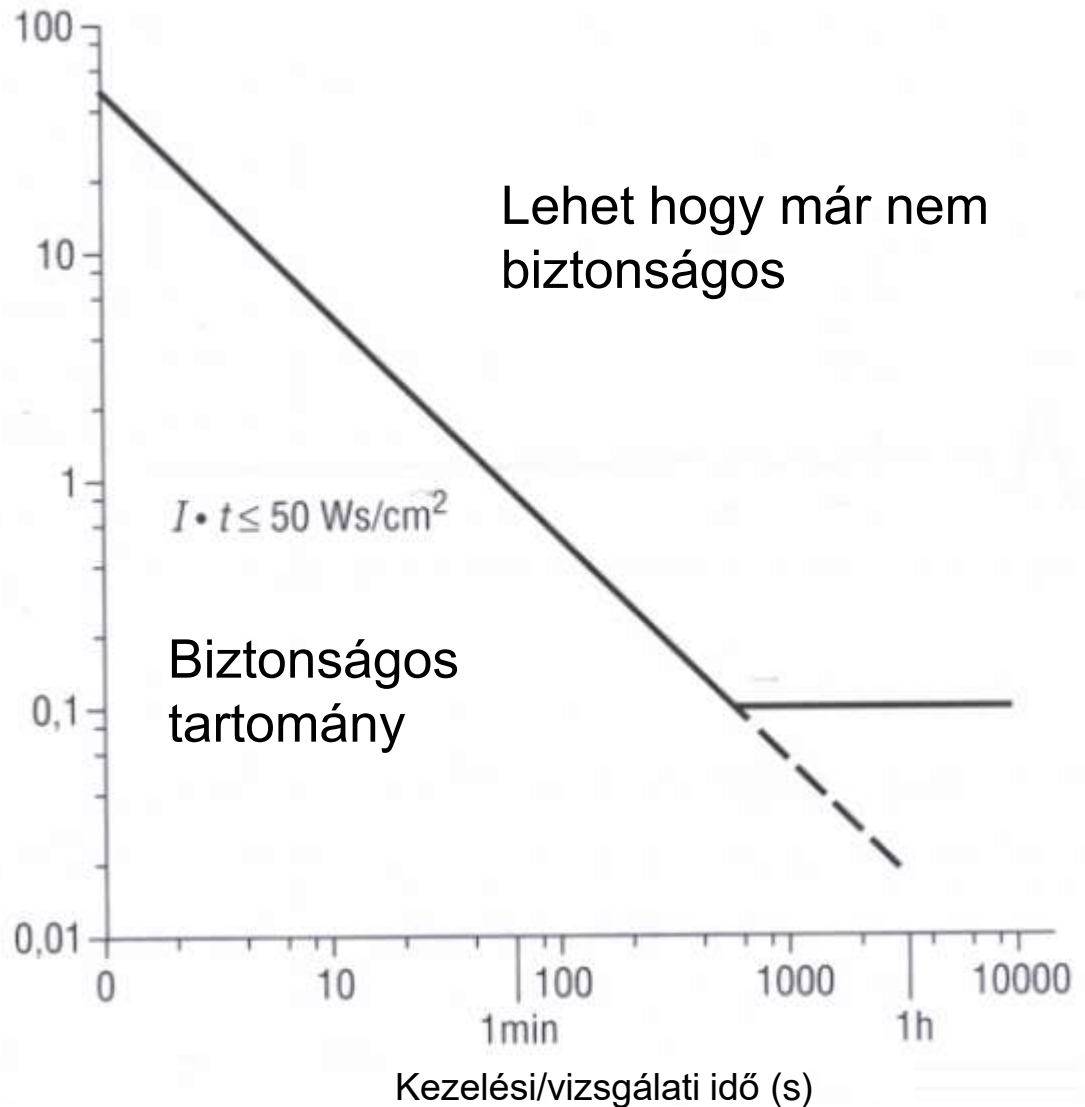
diagnosztikában:

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

Hallható hang: fájdalomküszöb kb W/m^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

intenzitás
(W/cm^2)



Mechanikai index = legkisebb negatív nyomásérték / \sqrt{UH} középfrekvencia

hőindex = W_p / W_{deg}

W_p : hangteljesítmény az adott mélységben

W_{deg} : becsült teljesítmény ami 1°C hőmérséklet emelkedéshez kell (1s alatt)

terápia: 1 W/cm²

