

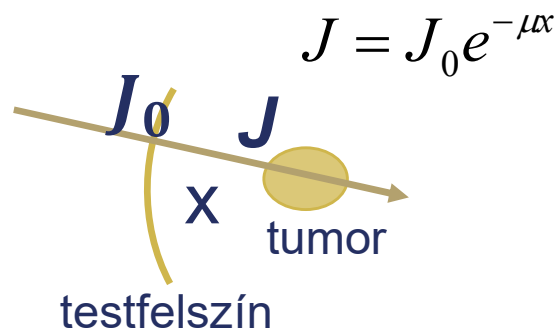
A sugárterápia szempontjai

Célja: a sugárzás energiája okozzon ionizációt szelektíven a tumoros szövetben → degradáció

Feladat: energiát juttatni a tumoros tartományba úgy, hogy egészséges szövet ne sérüljön jelentősen

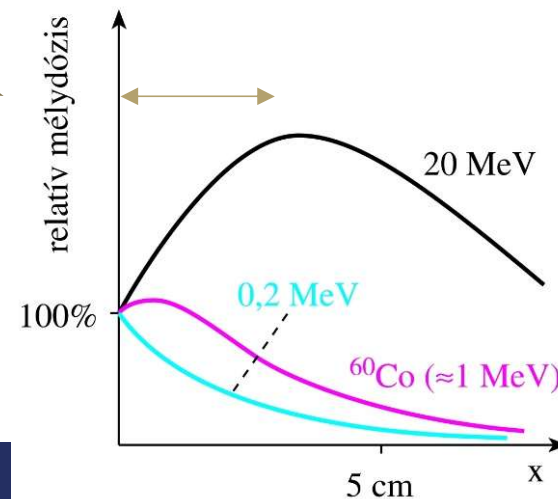
Foton-sugárzás (rtg. és γ) alkalmazása

Fotonsugárzásból felvett energia a testfelszíntől távolodva



J a tumorig az egészséges szövet elnyelése folytán gyengül. **Sugárterhelés!**

A testfelszín közelében a keltett elektronok kiszóródnak a levegőbe



$$D = \frac{\Delta E}{\Delta m} \frac{\text{Joule}}{\text{kg}}$$

Részecskesugárzások és alkalmazásuk

Sugárzásokban energia terjed. Elektromágneses sugárzásban elektromos és mágneses tér energiája, ami fotonok formájában nyelődik el. Részecskesugárzásokban **m** tömegű részecskék kinetikus energiája terjed, amit ütközéssel adnak át.

1. Természetes radioaktivitás lehetőségei

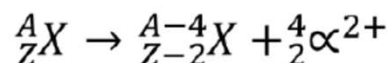
oka: atommag instabilitása (p, n szám aránya)

fajtái: α, β, γ sugárzás

α - sugárzás: nagy sebességű He-ionok

$\frac{1}{2}mv^2 \sim \text{néhány (pl. 5) MeV}$

Monoenergetikus sugárzás

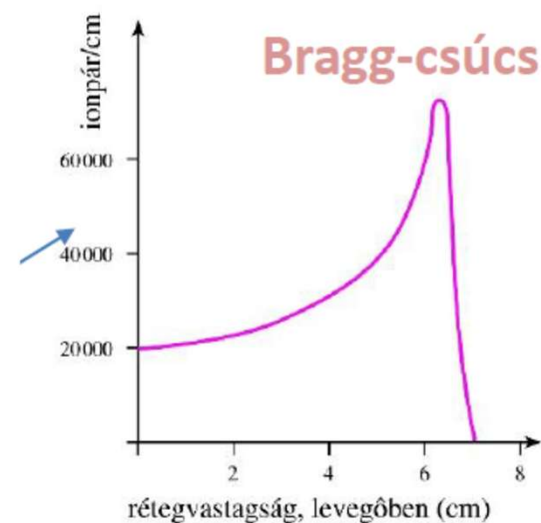


Anyagba belépve ionizál, a hatékonyság a lefékeződéssel erősen nő, maximum (Bragg csúcs) után zérusra csökken

Hatékonyság mértéke:

Linear Energy-Transfer

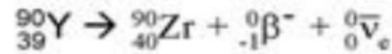
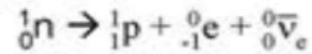
LET



Hatótávolság szövetben: néhány x 10 microméter!

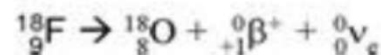
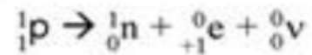
β – sugárzás

A



Negatív béta-bomlás- $\rightarrow$ e- és antineutrínó
Spontán folyamat

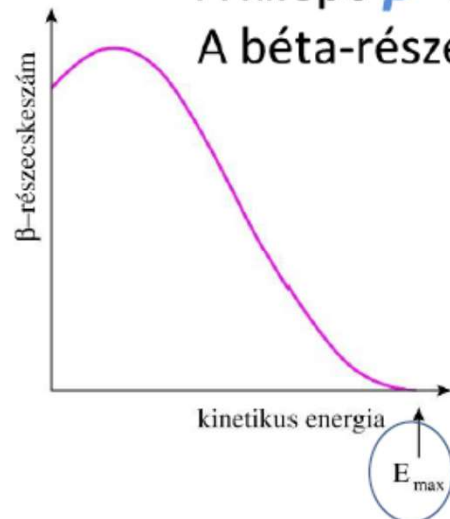
B



Pozitív béta-bomlás- $\rightarrow$ e+ és neutrínó
Mesterséges folyamat
 $m_n > m_p$

A kilépő β -részecskék energiája folytonos eloszlású.

A béta-részecskék és a neutrino osztozik a diszkrét energián (E_{max})

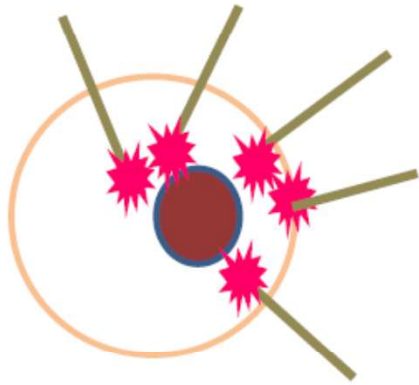


Hatótávolság szövetben ~ néhány mm

$$m(\text{neutron}) = 1.67492 \times 10^{-27} \text{ kg}$$

$$m(\text{proton}) = 1.67262 \times 10^{-27} \text{ kg}$$

α - és β – sugárzás terápiai alkalmazása



Kis hatótávolság felhasználása

„közel”-terápia: **brachyterápia**

tumor közelébe juttatott tű-alakú hordozók végén sugárzó β^- izotóp
 β^- emissziót sok izotópnál γ -emisszió követ $\rightarrow$ képalkotás egyidejűleg

α - terápia funkcionális nanorészecskébe inkorporált izotóppal $\rightarrow$
szelektív kötődés tumorsejtekhez -- a bomlástermék mérgező lehet!

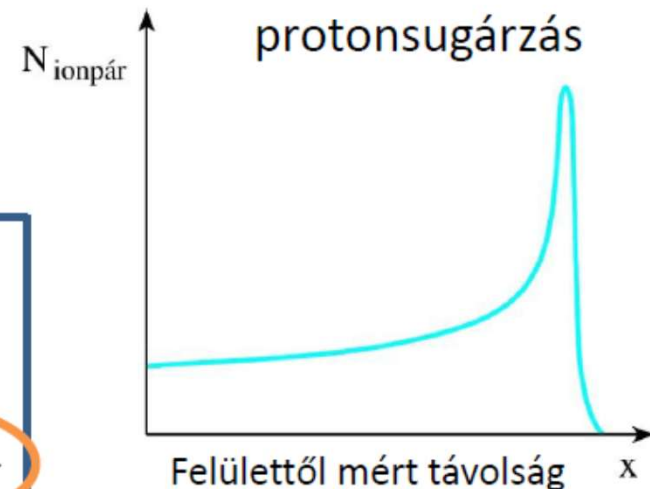
2. Részecskegyorsítókkal előállított nehéz-ion sugárzások

Alapja: 1. a tömeggel növekszik és **élesedik** a
Bragg-csúcs az energialeadásban
2. a Bragg-csúcs helye a sebességgel
hangolható

Célzott terápia lehetősége

Igen jó eredmények - - **de drága**

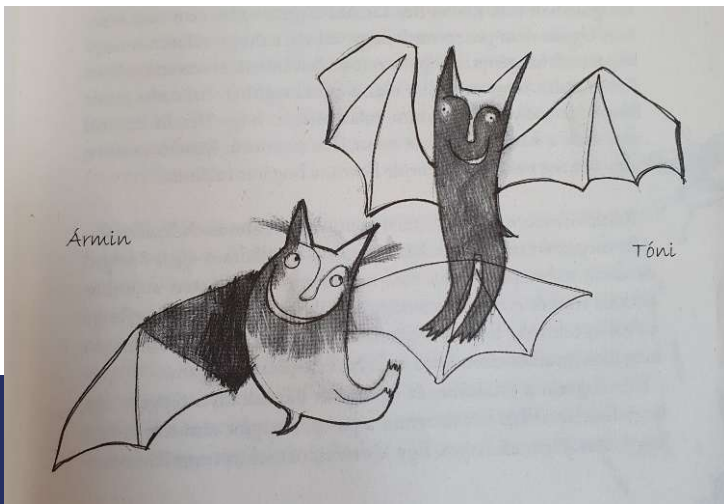
Proton
He-ion
(neutron)
 ^{12}C – ion

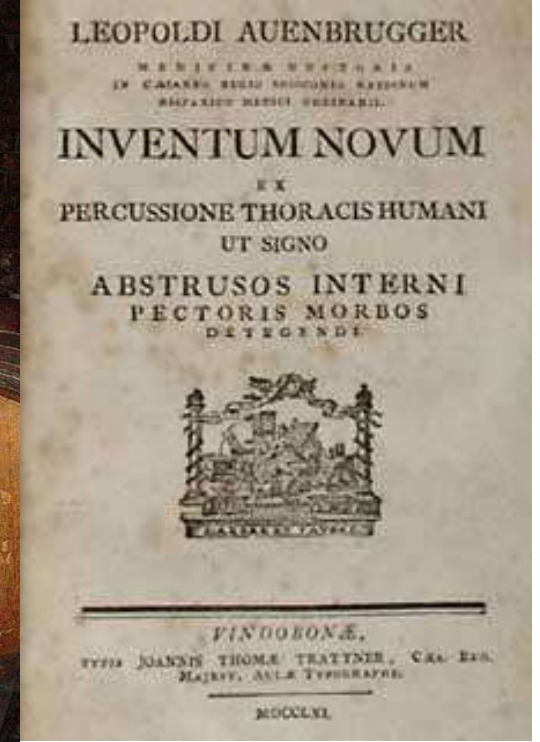


Az élő anyag rugalmas tulajdonságainak felhasználása diagnosztikában és terápiában: ultrahang - módszerek

2026 március 25.

Dr. Jedlovsky-Hajdú Angéla





Dr. Leopold Auenbrugger (grazi kocsmáros orvos fia) 1761:

perkusszió orvosi alkalmazása

kocsmai kérdés: mennyi bor van a hordóban?



ELW
1769



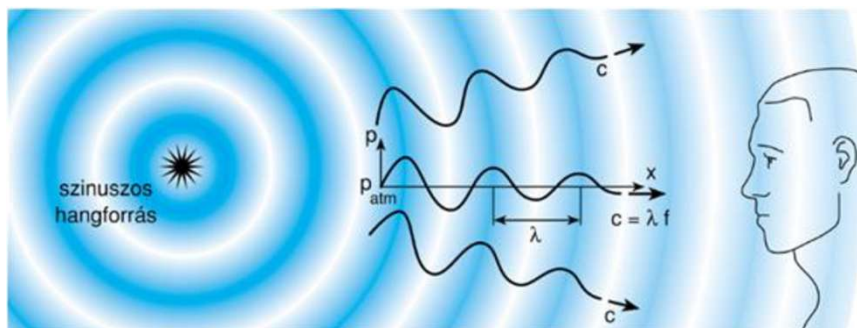
Hang: mechanikai hullám

Mechanikai: kinetikai energia terjed benne : a közeg részecskéi egyensúlyi helyzetük körül vibrációs mozgást végeznek – a mozgásállapot terjed

Hullám: található olyan fizikai jellemző, amely a jelenség során időben és térben periodikusan változik - ***hullámfüggvénnyel írható le***

$$\frac{1}{2}mv^2$$

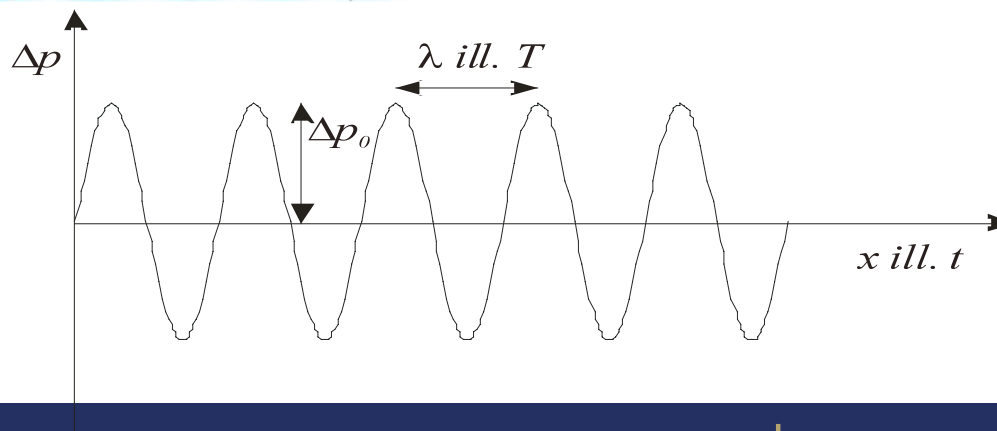
Mechanikai hullám terjedéséhez ***közegre van szükség: mechanikai energia terjed***



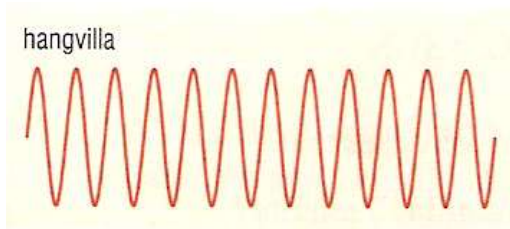
Mire írjuk fel a hullámfüggvényt?

- Sűrűség
- Elmozdulás az egyensúly körül
- Nyomás

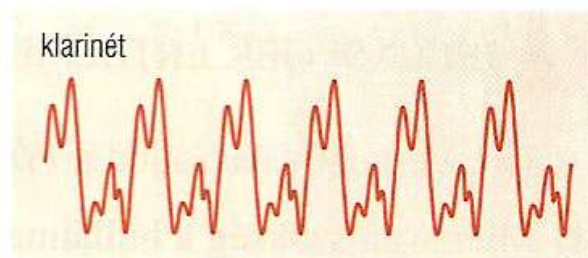
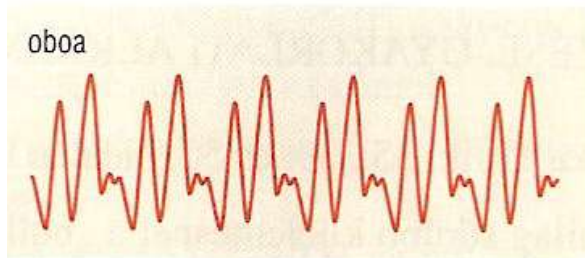
***A nyomásváltozásra
felírt hullám-függvény***



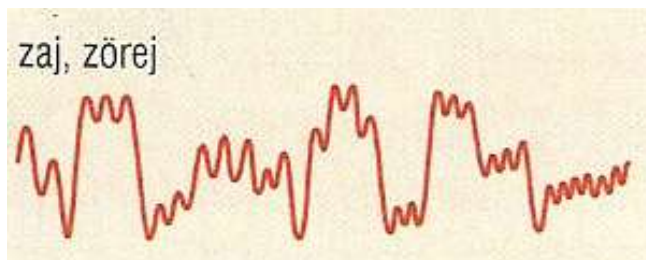
A „hangok” hullámfüggvényei többnyire összetettek



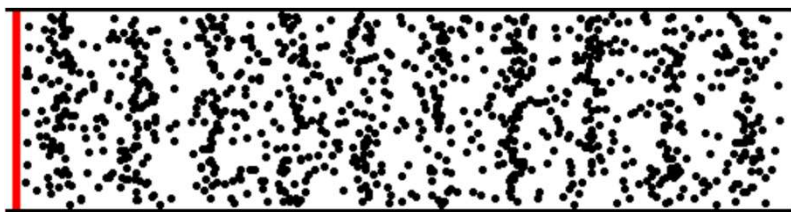
Adott frekvenciájú „tisztá” hang



Zenei hangok – több komponens



Nagy amplitudó, széles tartományban előforduló frekvenciák, fázisok



longitudinális hullám

(folyadékokban, lágy szövetben, gázokban csak ilyen)



transzverzális hullám

(szilárd testekben pl. csontban mind longitudinális, mind transzverzális)

*hidrosztatikai
nyomás*

*nyomásváltozás
hang-nyomás*

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

amplitúdó

fázis

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

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

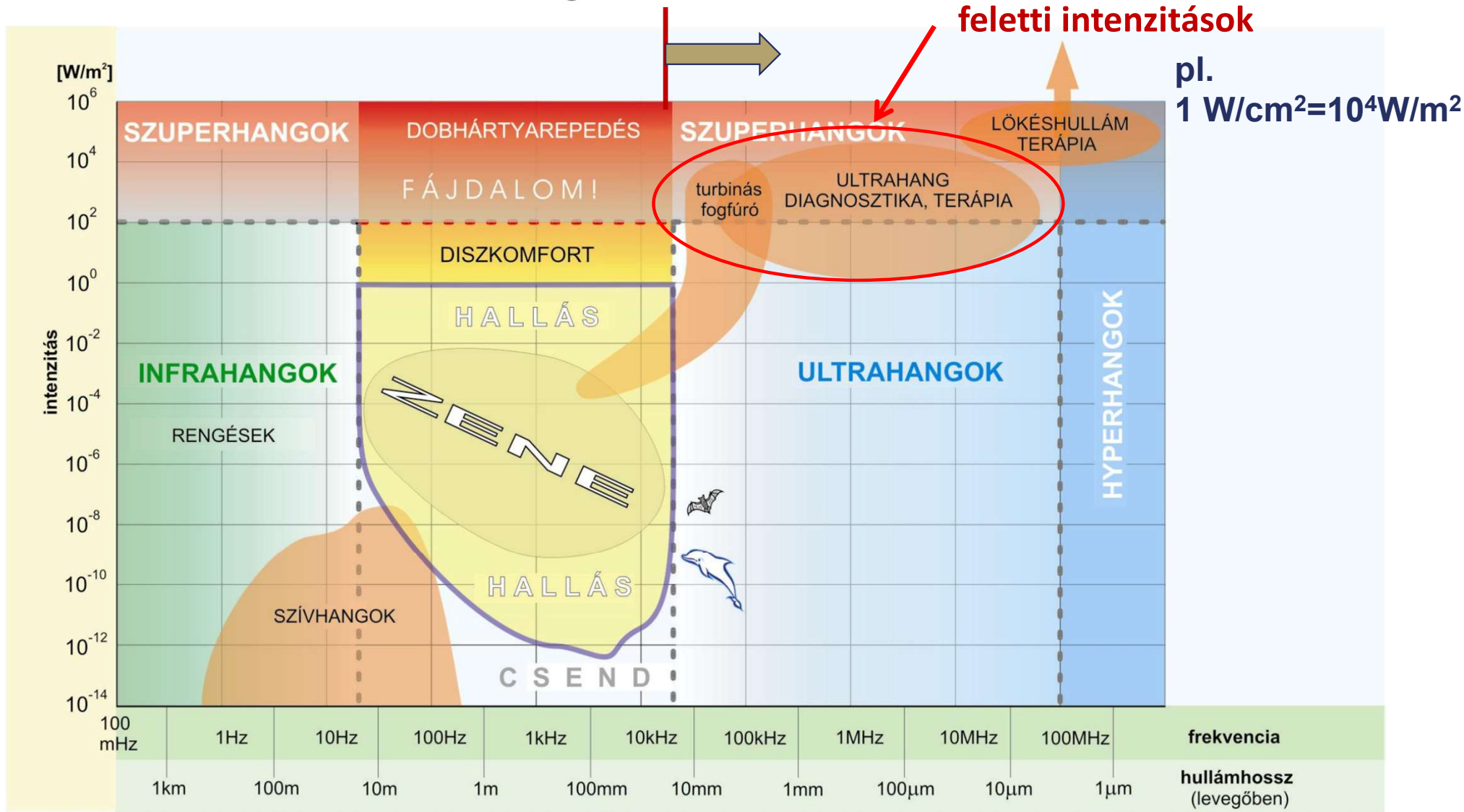


Ultrahang: 20 kHz feletti frekvenciájú hanghullámok

Terjedési sebesség $c_{levegő} = 340 \frac{m}{s}$

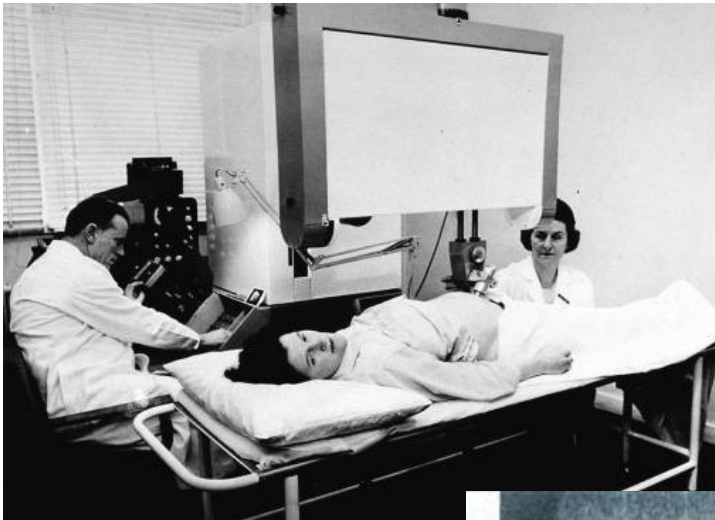
Hallás fájdalom-küszöbe feletti intenzitások

pl.
1 W/cm²=10⁴W/m²



Az ultrahang-diagnosztika az orvosi diagnosztikának egyik vezető és állandóan továbbfejlesztett módszere.

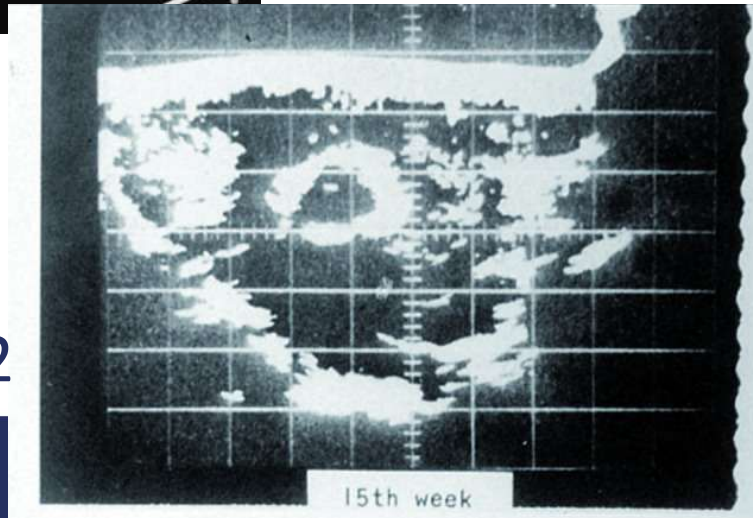
Terápiai szempontból is jelentős.



1960



2000



1972



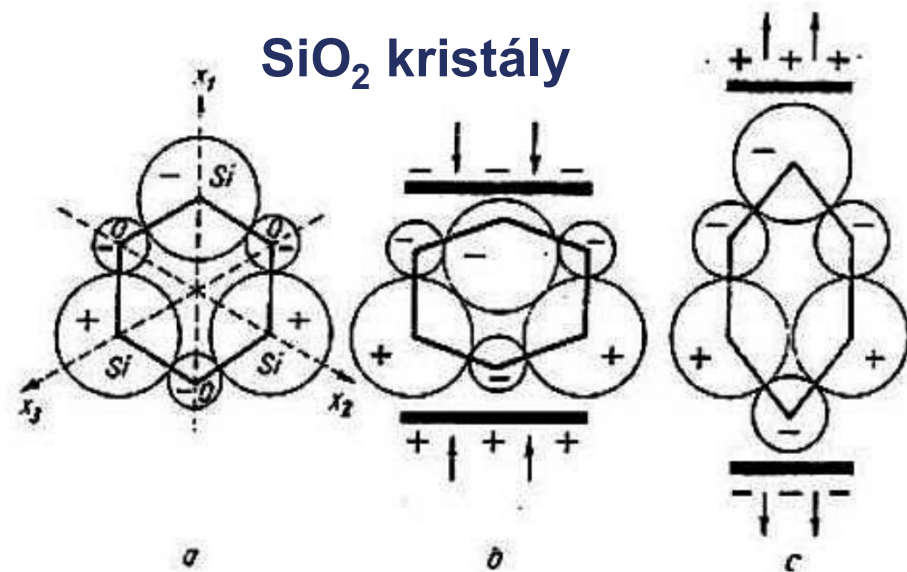
Hogyan keltsünk és detektáljunk ultrahangot?

Piezoelektromos jelenség

(a) Alapállapot: a pozitív és negatív töltések súlypontja egybe esik.

(b) és (c) : Nyomás hatására a töltések súlypontja szétválik, feszültség keletkezik (direkt hatás)

ill. feszültség hatására a kristály deformálódik.



direkt

inverz

UH keltés: inverz effektus

UH detektálás: direkt effektus

ugyanazon kristály forrás és detektor

gázgyújtó



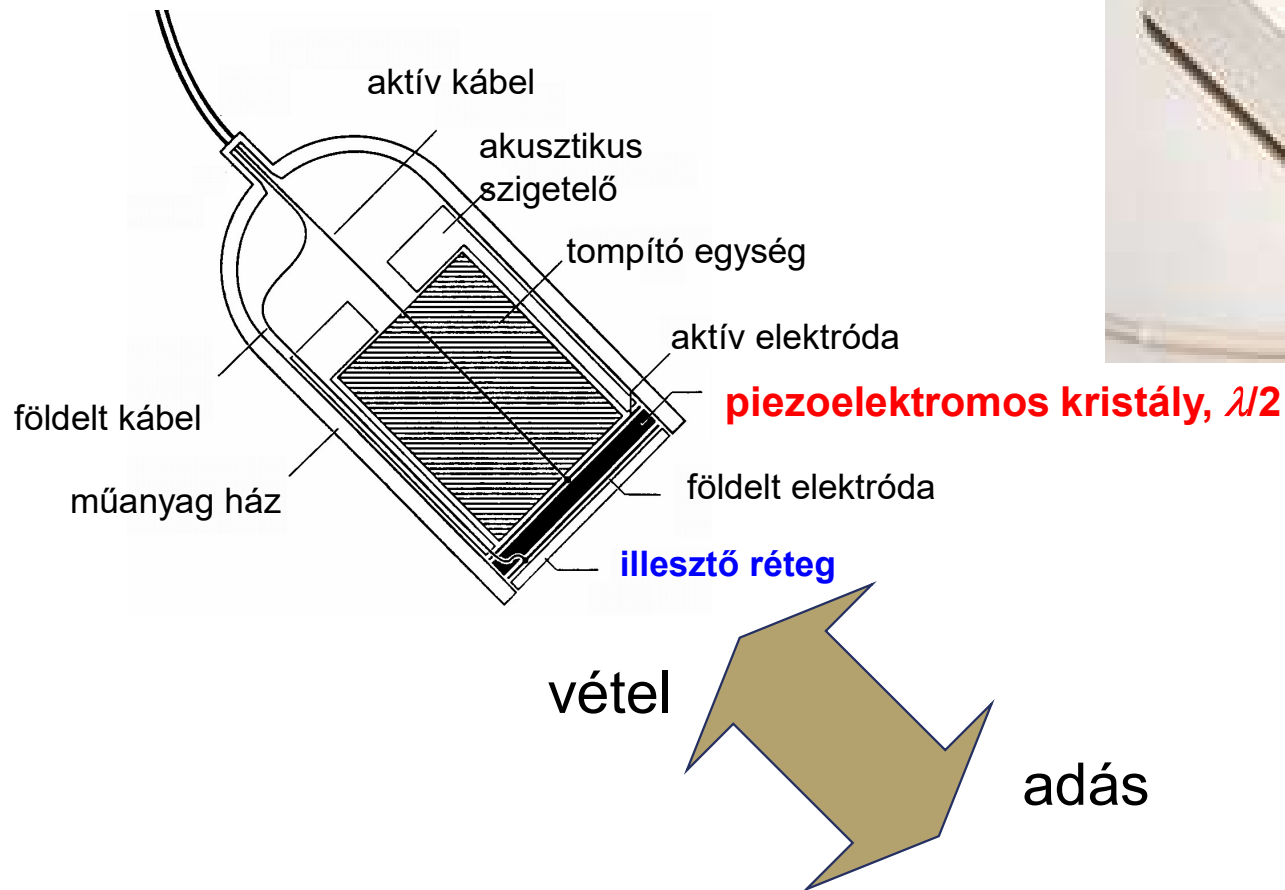
Elektro/magneto-strikció: kerámiák

Elektromos /mágneses dipólus-egységekből álló szilárd fázisú anyagok

Dipólusok periódikusan változó elektromos/mágneses térben átrendeződnek → méretváltozás (direkt effektus is)

- Anyaguk mechanikailag ellenállóbb
- Alacsonyabb frekvenciák: 20-40 kHz → fogkőeltávolítás

Az UH forrás felépítése



periodikus feszültség (AC) $\rightarrow$ periodikus méretváltozás azonos frekvenciával

Mi a szerepe az UH jel intenzitásának?

intenzitás = energia-áram sűrűség v. teljesítménysűrűség $J = \frac{\Delta E}{\Delta t * \Delta A} \left[\frac{W}{m^2} \right]$

elektromos analógia $\rightarrow$ teljesítmény $P_{el} = \frac{1}{Z_{el}} U_{eff}^2$ AC- körben $U_{eff} = \frac{U_{max}}{\sqrt{2}}$

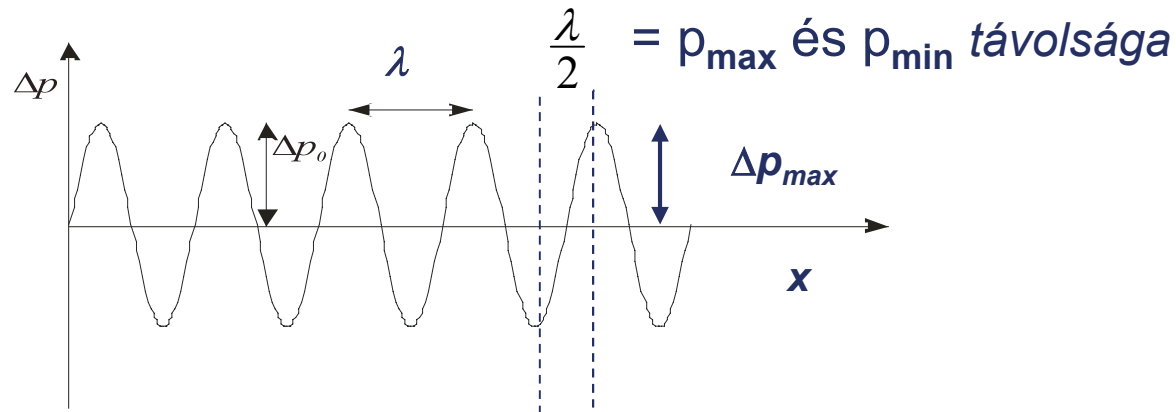
akusztikai fogalmakkal – teljesítmény-sűrűség

$$J = \frac{1}{Z_{akuszt}} \Delta p_{eff}^2 = \frac{1}{2Z_{akuszt}} \Delta p_{max}^2$$

effektív érték: $2\Delta p_{eff}^2 = \Delta p_{max}^2$

**Nagy intenzitás nagy nyomásfluktuációt jelent
(Z-től függ)**

Az UH intenzitást orvosi alkalmazásokban limitálni szükséges



Terápia: $f = 0.5 - 1 \text{ MHz}$

Pl. $c_{izom} = 1600 \text{ m/s}$

$$\lambda = c/f$$

$$\lambda = 3.2 - 1.6 \text{ mm} \longrightarrow \lambda/2 = 1.6 - 0.8 \text{ mm}$$

Javasolt felső határ $J_{\text{átlag}} = 1 \text{ W/cm}^2$

$(Z = Z_{izom}) \longrightarrow$

$$\longrightarrow 2\Delta p_{max} \sim 3.2 \times \text{atm.}$$

Dilatáció és kompresszió mértéke $\sim 1 \text{ mm}$ -en belül!

Veszélyek: kavitáció, kémiai reakciók indukciója

Terápiás hatás: kisebb intenzitásoknál belső súrlódás dominál $\rightarrow$ hőterápia

Az UH intenzitást limitálni szükséges

Diagnosztika: $f = (1) 2 - 10 \text{ MHz} \rightarrow \lambda/2 = 800 - 160 \text{ }\mu\text{m}$ izomban
~sejtek mérete!!

***A képalkotáshoz szükséges jelek
nagyobb intenzitást kívánnak meg: 10 W/cm^2***

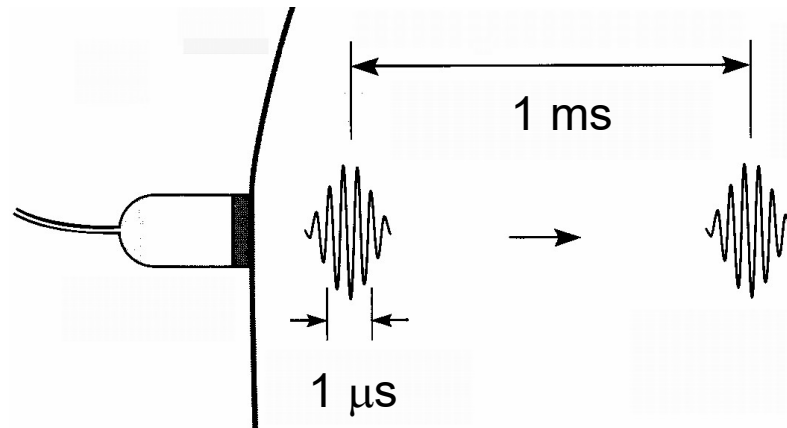
???

Az UH intenzitást limitálni szükséges

Diagnosztika: $f = (1) 2 - 10 \text{ MHz} \rightarrow \lambda/2 = 800 - 160 \text{ }\mu\text{m}$ izomban
~sejtek mérete!!

A gyakorlatban szükséges J magasabb: 10 W/cm^2

Megoldás: rövid UH impulzusok $\rightarrow$ átlagos J lecsökken



$$J_{\text{átlag}} = 10 \text{ mW/cm}^2$$

Hogyan terjed az UH szövetekben?

$$J = \frac{1}{2Z_{akuszt}} \Delta p_{\max}^2$$

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

akusztikus impedancia

/ellenállás/keményység

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

kompresszibilitás

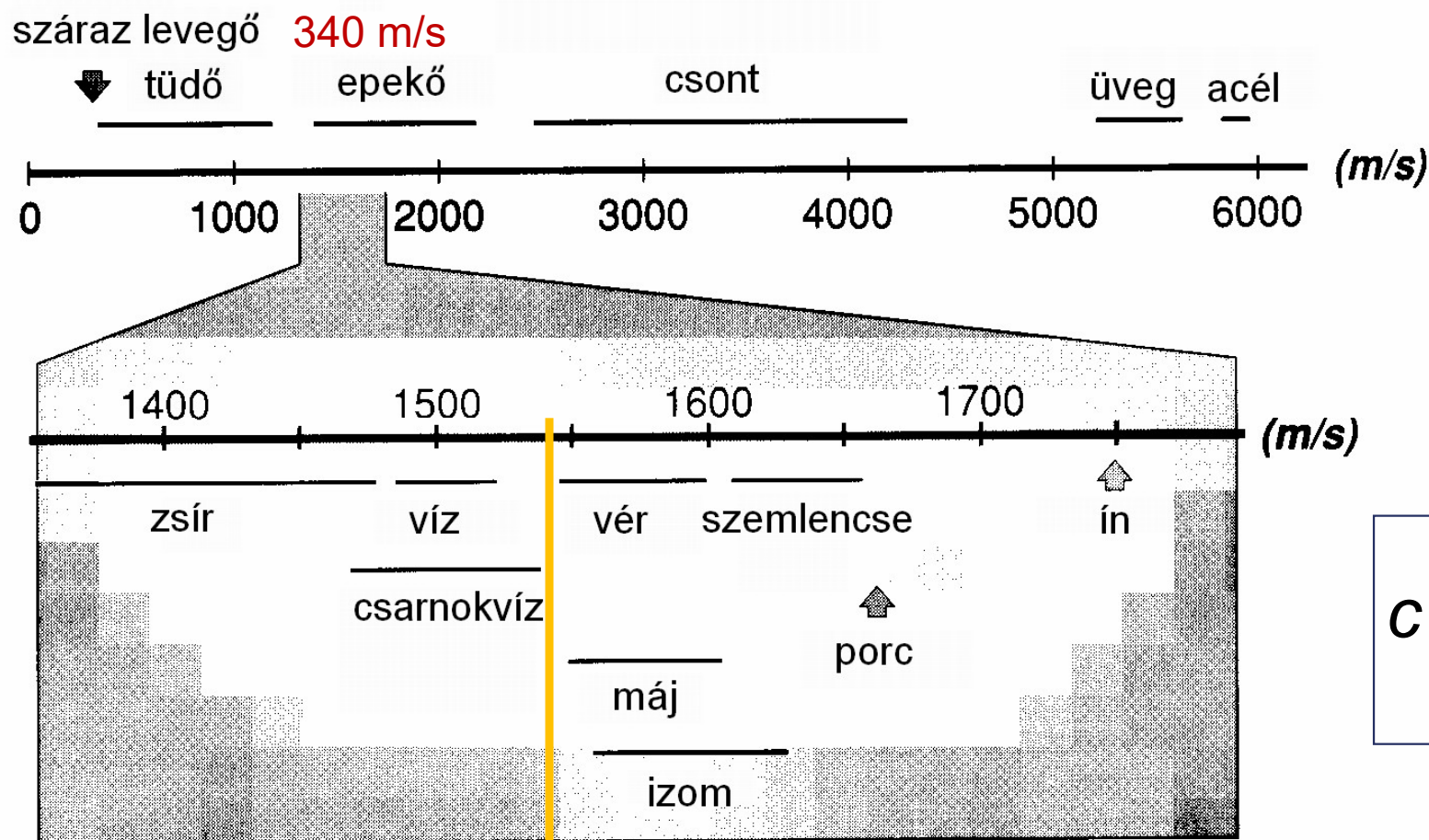
relatív térfogat csökkenés per nyomás-növekedés

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

terjedési sebesség, ρ -sűrűség

Az UH sebessége testszövetekben

A sebesség nem függ a frekvenciától → = hangsebesség



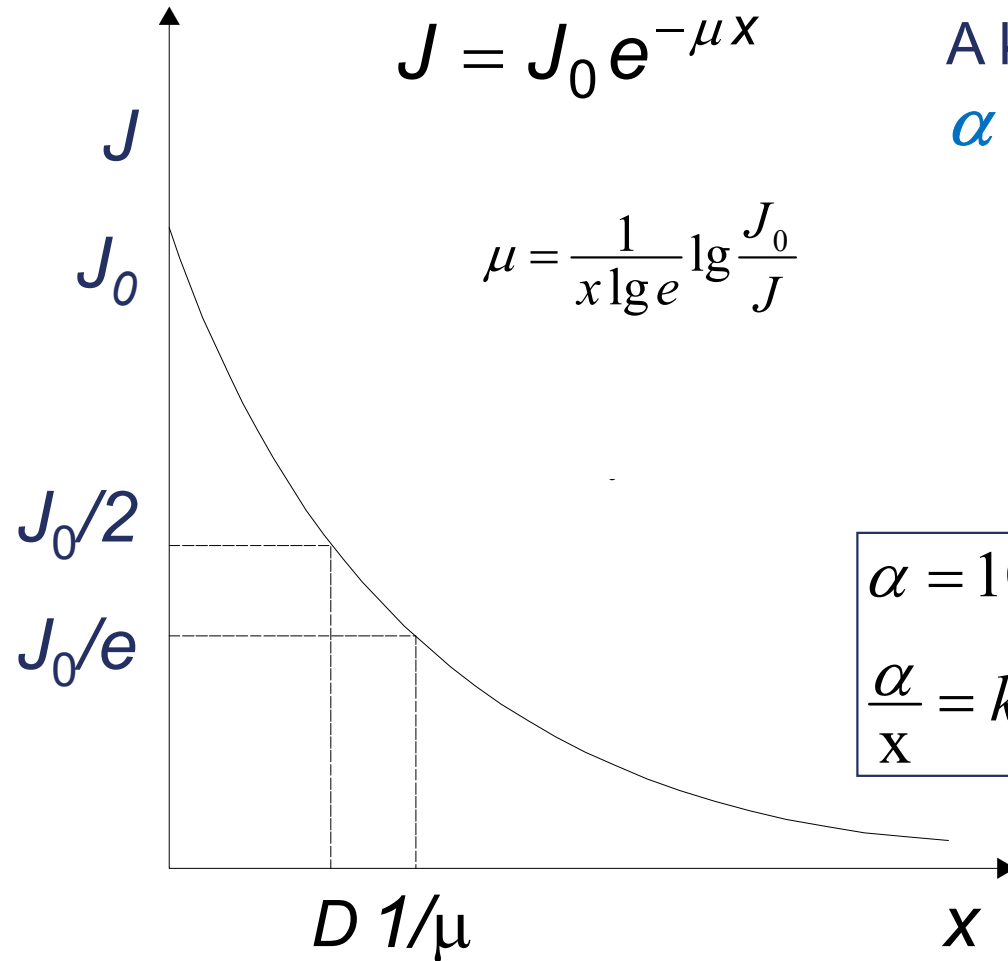
$$c = \frac{1}{\sqrt{\rho \kappa}}$$

átlagos lágy szövet: 1540 m/s (!)

anyag	ρ sűrűség [kg/m ³]	κ kompresszi- bilitás [1/GPa]	c terjedési sebesség [m/s]	Z akusztikus impedancia [kg/(m ² ·s)]	$\alpha(f,x)$ fajlagos csillapítás [dB/(cm·MHz)]
levegő	1,3	7650	331	430 = 0,00043·10 ⁶	1,2
tüdő	400	5,92	650	0,26·10 ⁶	
zsír	925	0,51	1470	1,42·10 ⁶	0,63
víz, 20°C	998		1492	1,49·10 ⁶	0,0022
víz, 36°C	994		1530	1,53·10 ⁶	
agy	1025		1530	1,56·10 ⁶	0,85
lágyszövet	1060		1540	1,63·10 ⁶	0,3 – 1,7
máj	1060	0,38	1549–1570	1,65·10 ⁶	0,94
vese	1040	0,40	1560	1,62·10 ⁶	1,0
lép	1060		1566	1,64·10 ⁶	
izom	1040–1080		1568	1,63·10 ⁶	1,3 – 3,3
vér	1060	0,38	1570	1,61 – 1,66·10 ⁶	0,18
szemlencse			1620	1,84·10 ⁶	2,0
csontvelő	970		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	20,0
aluminium	2700	0,009	6400	17,28·10 ⁶	
csatoló gél				6,5·10 ⁶	
ólom-cirkonát- titanát	7650		3791	29·10 ⁶	
kvarc	2650		5736	15,2·10 ⁶	

Szövetekben az UH intenzitása gyengül: abszorpció

Érvényes az exponenciális sugárgyengülési törvény



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

$$\mu = \frac{1}{x \lg e} \lg \frac{J_0}{J}$$

A közeget a μ helyett az **α csillapítási tényezővel** jellemzik

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

$$\alpha = 10 \cdot \mu \cdot x \cdot \lg e [\text{dB}] = 4.34 * \mu \cdot x [\text{dB}]$$

$$\frac{\alpha}{x} = \text{konst.} * \mu = (4.34 * \mu) [\text{dB} / \text{cm}]$$

μ a diagnosztikai tartományban nő a frekvenciával

Milyen függvény szerint?

$$\mu = konst * f^k$$

$$\log \mu = \log(konst) + k \log f$$

$k = 1 \rightarrow$ lineáris kapcsolat,
arányosság

Jó közelítés!

$$\alpha_{fajl} = \frac{\alpha}{f x}$$

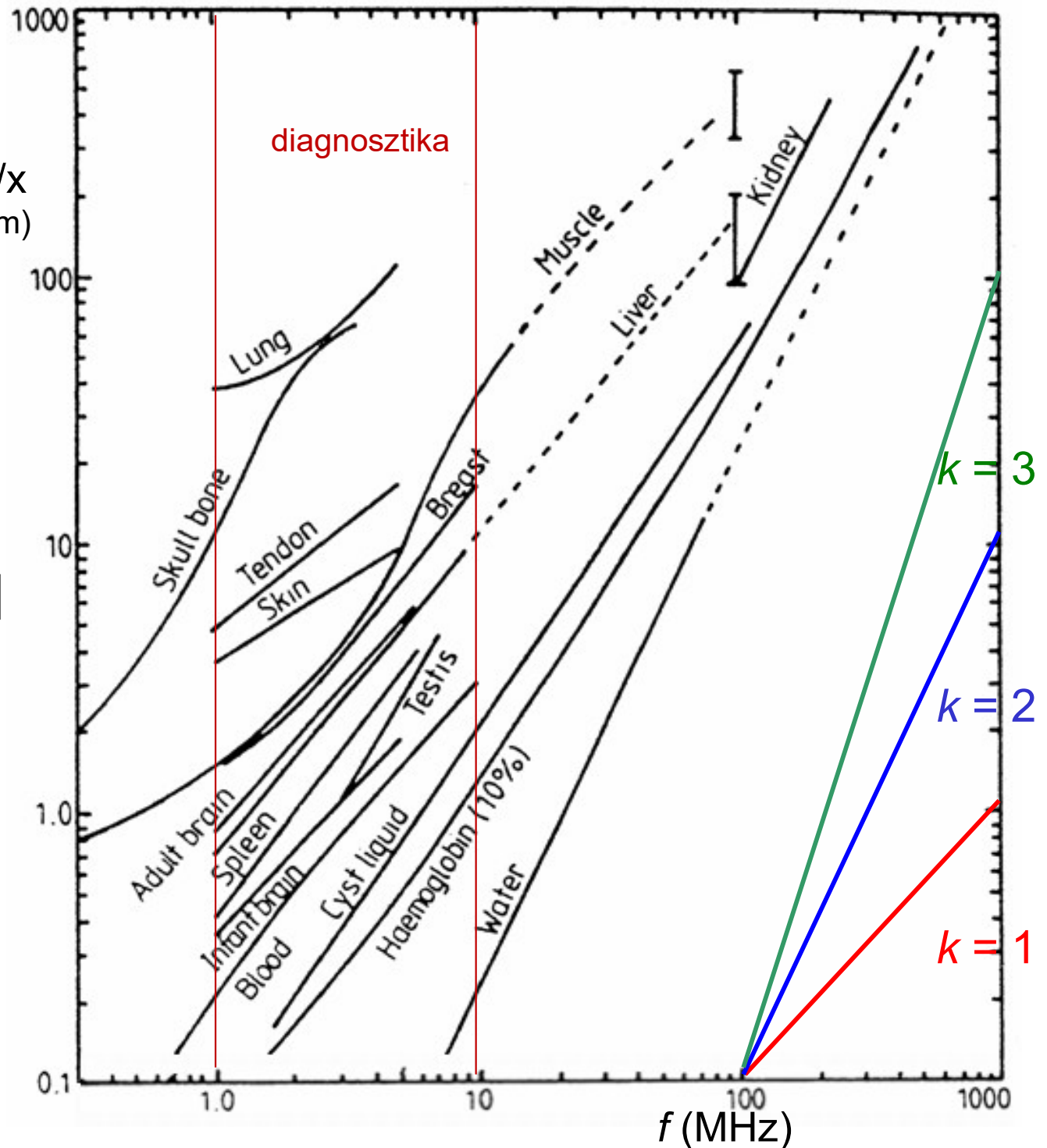
fajlagos csillapítás: csak a közegre jellemző

pl. lágy szövetre:

$$\alpha_{fajl.} = 1 \frac{dB}{cm * MHz}$$

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

(dB/cm)



Az UH diagnosztika alapja a UH visszaverődése

különböző közegek határán

A diagnosztikai mérés koncepciója:

- kiválasztott irányok mentén
- UH impulzusokat juttatunk a szervezetbe
- mérjük a bejuttatás és a reflexió között ***eltelt időt***
- a terjedési sebesség ismeretében
- a reflektált impulzus visszaérkezési ideje alapján
- ***a reflektáló felület távolsága*** a kibocsátás helyétől

meghatározható

$$d = \frac{c \cdot \Delta t}{2}$$

A reflexiók irányok megfelelő megválasztásával metszeti síkokban a szervek (és eltérő szöveti tartományok) körvonalai kirajzolódnak

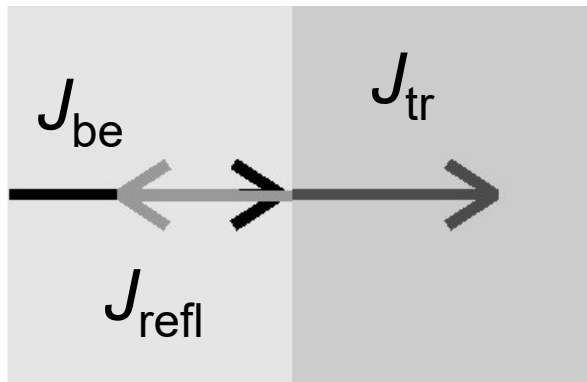
Módszer: Impulzus-echo elv

Tomográfiai adatgyűjtés → ***anatómiai információ***

Az UH diagnosztika alapja a UH visszaverődése

különböző közegek határán

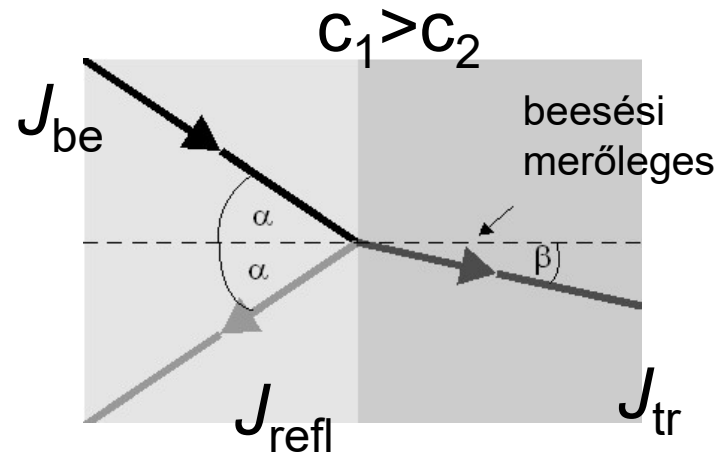
merőleges beesés



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

reflexió és transzmisszió

ferde beesés



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

irányváltás: Snellius-Descartes
törvény

Milyen szöveti tulajdonság okoz határfelületi reflexiót?

reflexióképesség

hangárnyék

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

*az akusztikus impedanciák
különbségétől függ*

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

“teljes” visszaverődés:

$$Z_1 \ll Z_2, \quad R \approx 1 \quad \text{kerülendő!}$$



csatoló közeg szükséges !

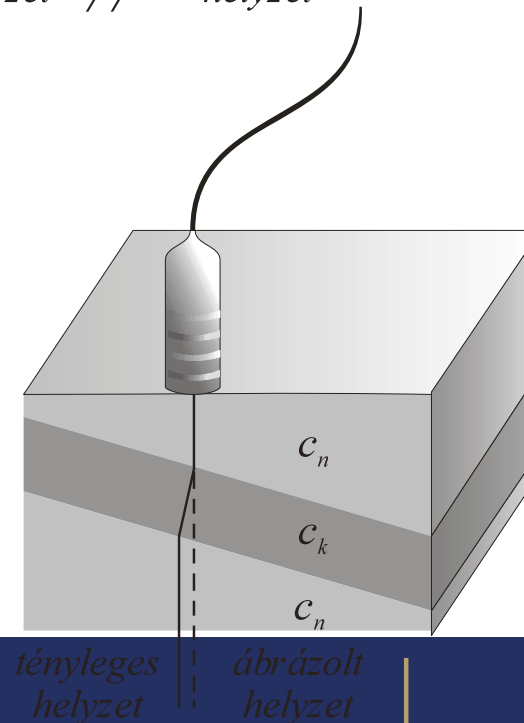
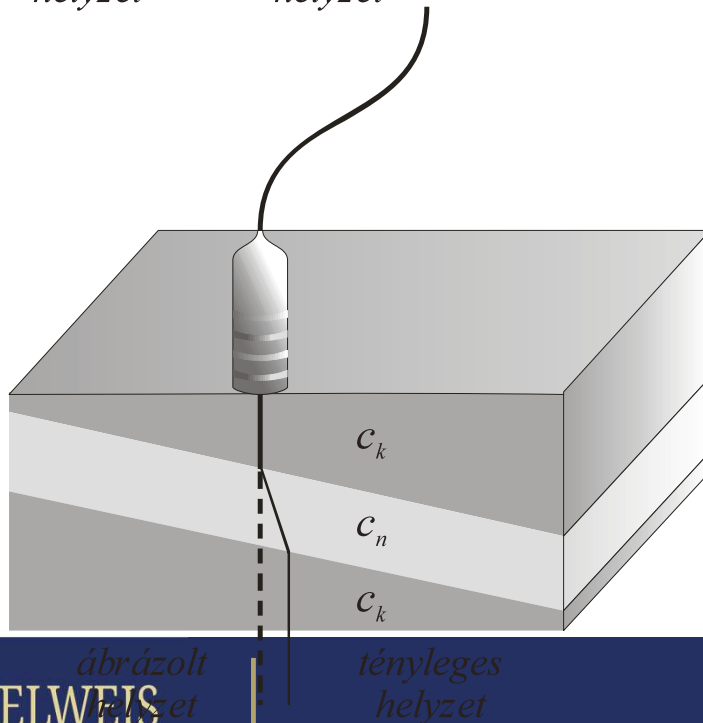
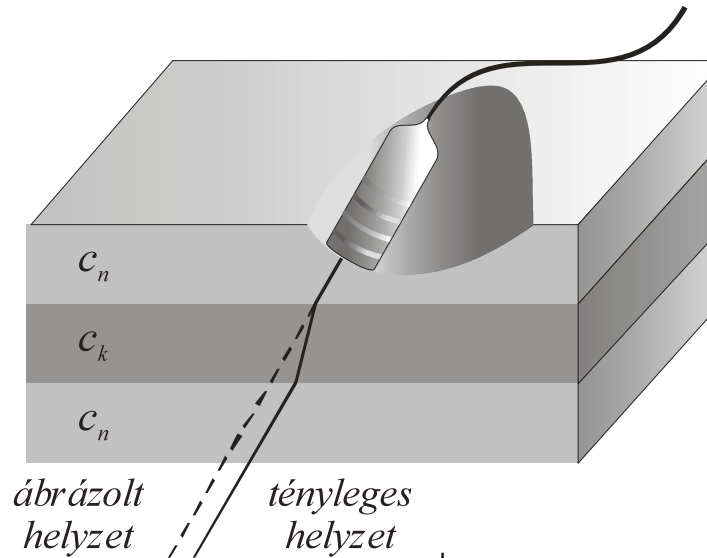
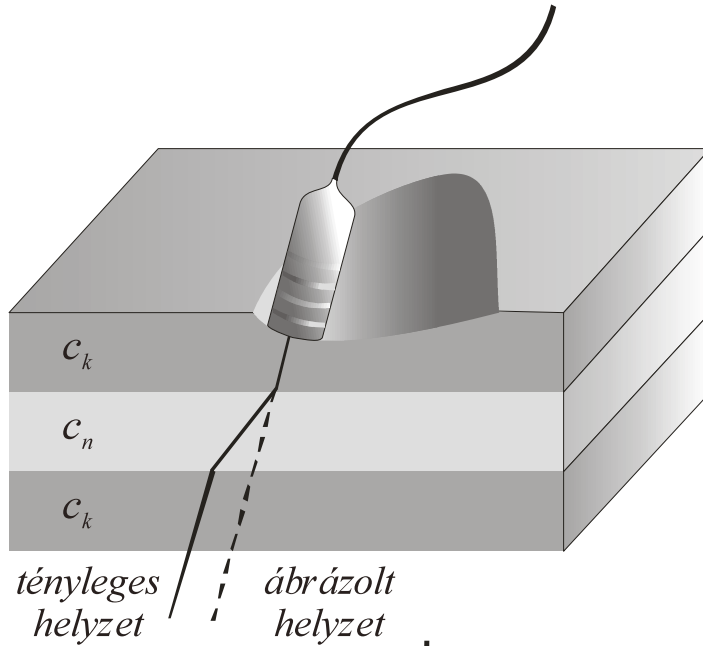
$$Z_{\text{csatoló}} \approx \sqrt{Z_{\text{forrás}} Z_{\text{bőr}}}$$



**Sok esetben a víz is lehet jó csatoló
közeg**



Ferde beesés ill. külső felülethez képest ferde helyzetű réteg



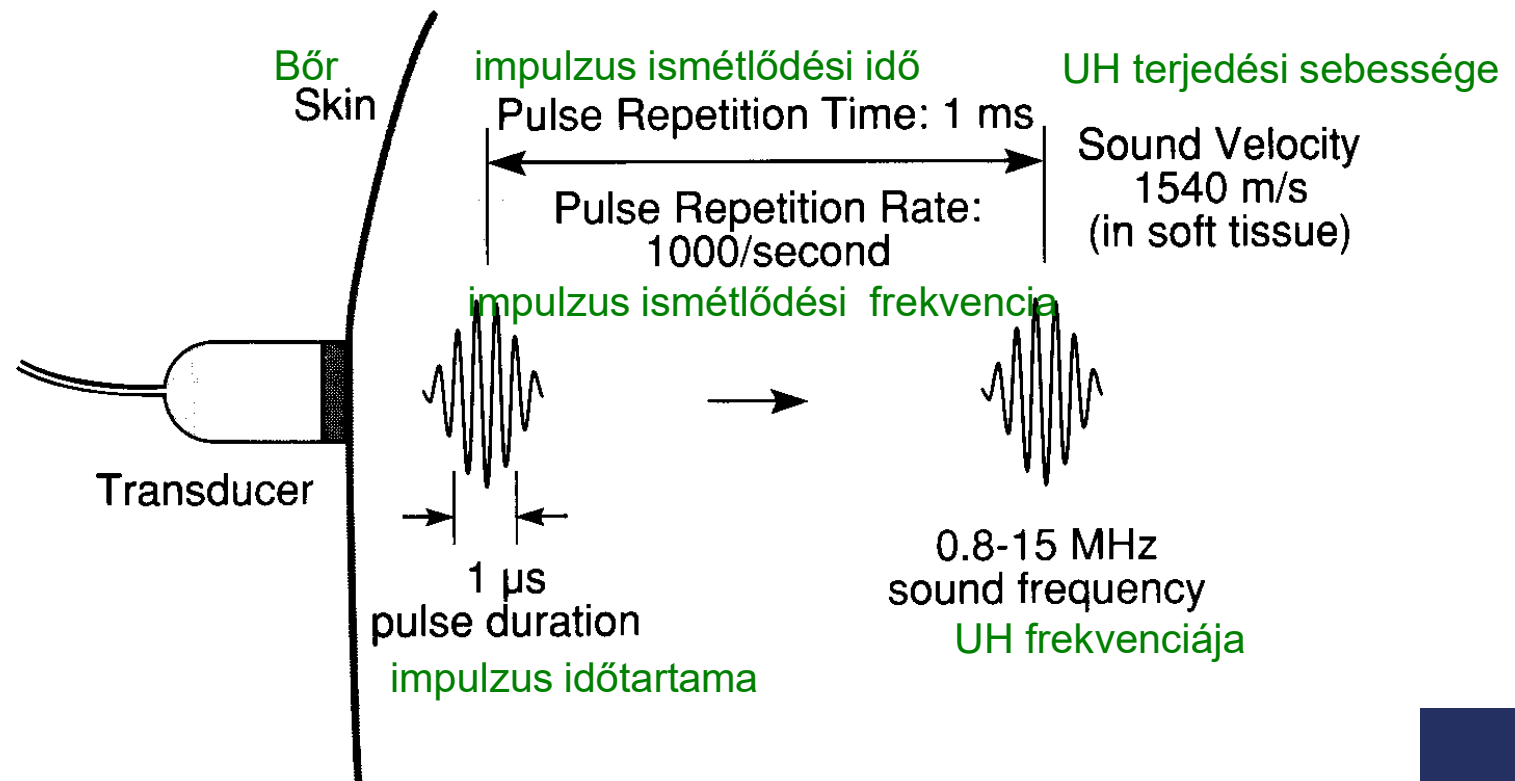
Milyen UH impulzust alkalmaznak?

transzducer: adó és vevő egyben

időbeli szétválasztás – folyamatos hullám helyett impulzusok

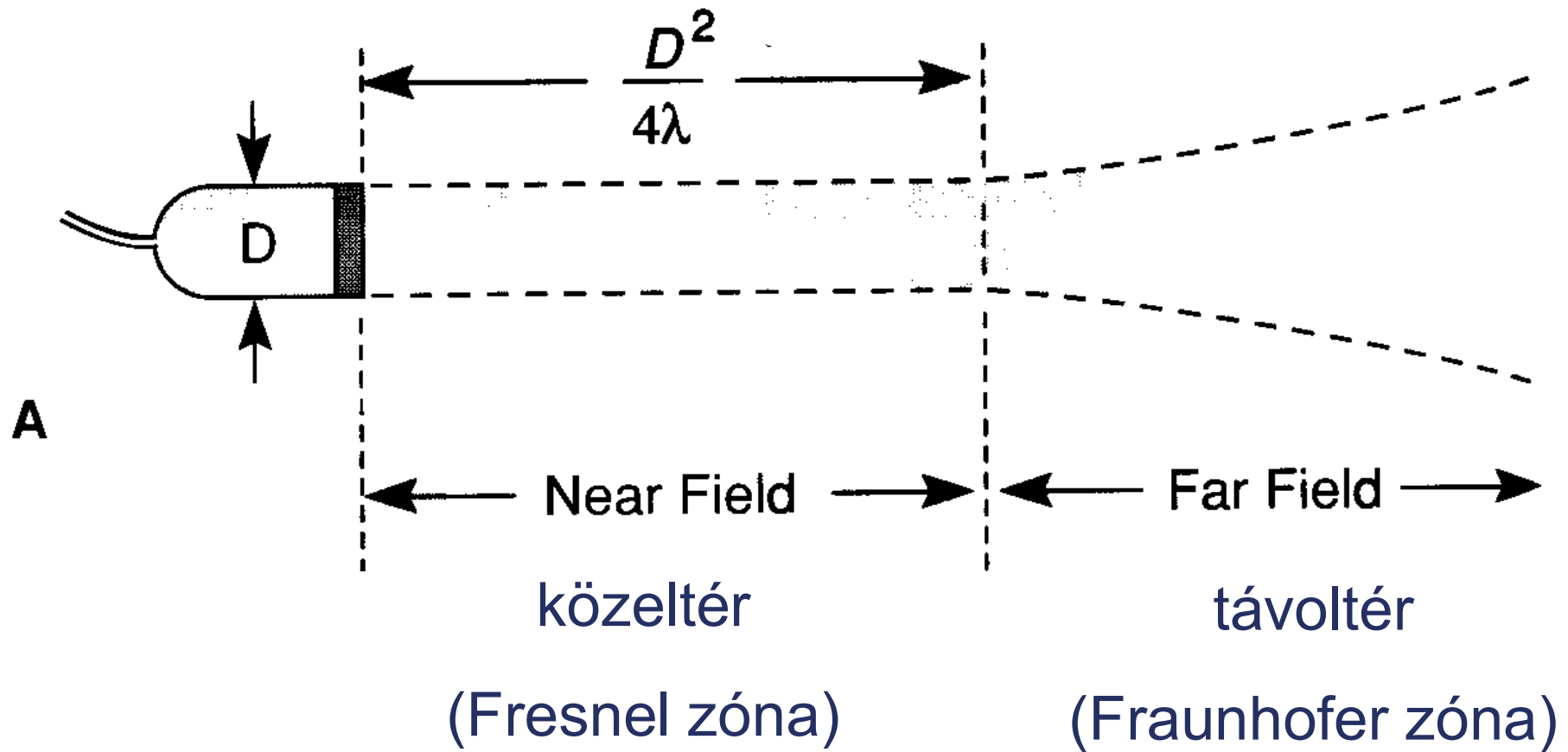
Milyen távolra jut a rövid impulzus az 1 ms ismétlődési idő alatt?

$l = 1.5 \text{ m}$! Van ideje oda-vissza átjárni az emberi testet!



Az UH nyaláb valódi jellemzői mérés technikai problémákat vetnek fel – tájékoztató információk

Egyszerűsített ábra



Az UH-os képalkotás feloldási határa

A **feloldási határ** : ama két pont közötti távolság, amelyeket az UH reflexióban még különálló pontokként detektálhatunk

Felbontóképesség: a feloldási határ reciproka.

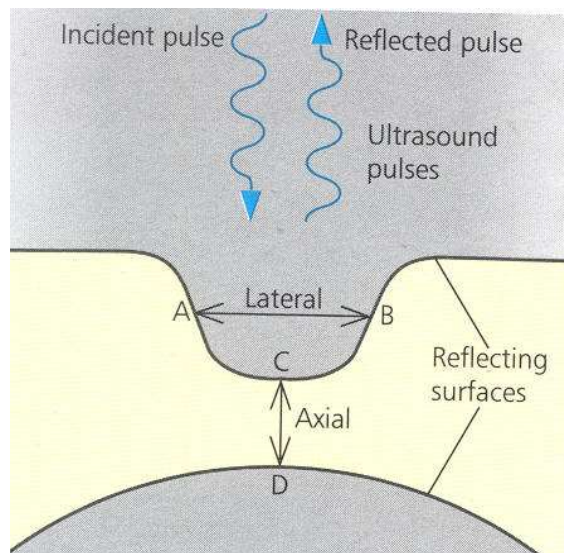
A sugárirányú (**axiális**) feloldási határ az impulzushossztól (Δt) függ, azzal arányos.

Az impulzushossz fordítottan arányos a frekvenciával.

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

Az axiálisnál kb. 10x nagyobb

Az UH-kép felbontása



Axiális feloldási határ = CD távolság

$$CD > 0,5 \text{ pulzushossz}$$

Pl. 12 MHz, lágy szövet ($c=1500 \text{ m/s}$)

3 periodusból álló pulzus

pulzushossz = $c \times (\text{pulzus időtartama})$

$$= 375 \mu\text{m}$$

$$\rightarrow CD > 188 \mu\text{m}$$

Laterális feloldási határ = AB távolság

$$AB \sim 10 \times \text{axiális felbontás}$$

Optimalizálás:

- nagy frekvencia (de elnyelés!)
- keskeny nyaláb - fókuszálás



$$f = 3 - 10 \text{ MHz}$$

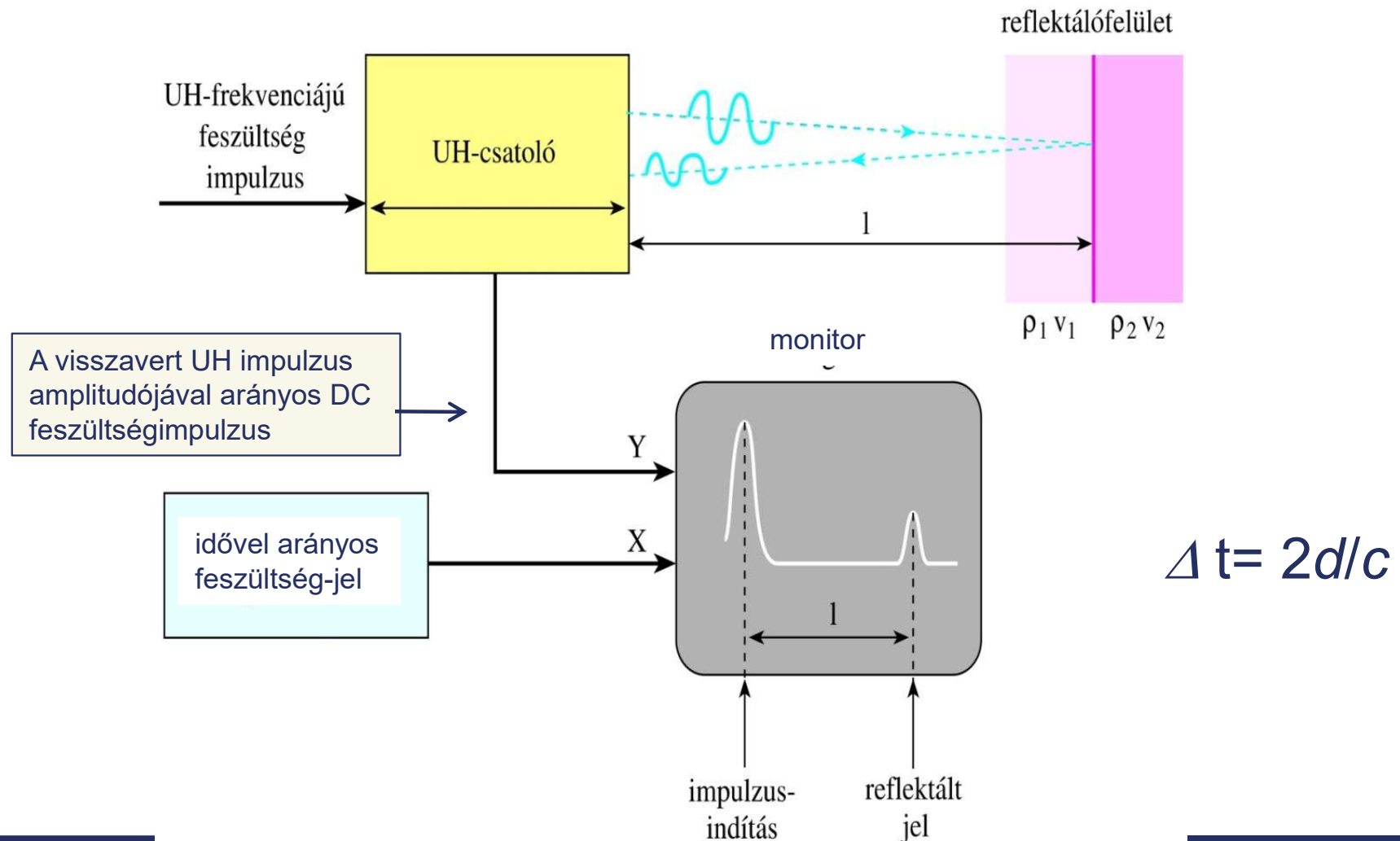
Jellemző mért értékek

Frekvencia (MHz)	2	15
hullámhossz (izomban) (mm)	0,78	0,1
behatolási mélység (cm):	12	1,6
laterális feloldási határ (mm)	3	0,4
axiális feloldási határ (mm)	0,8	0,15

https://www.youtube.com/watch?v=s23_d-qeEn4&feature=youtu.be

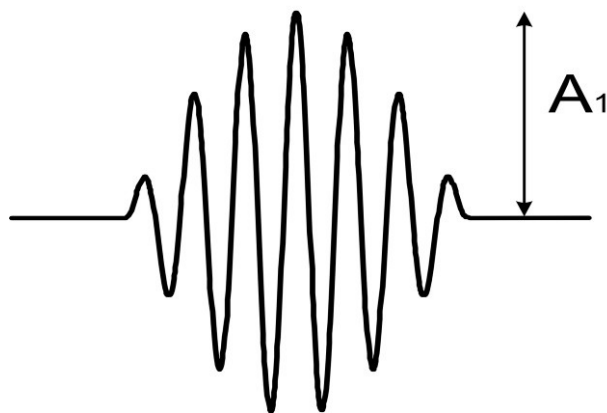
Az ultrahangos diagnosztika módszerei

A (amplitude) - képek



Jelátalakítás a megjelenítés előtt

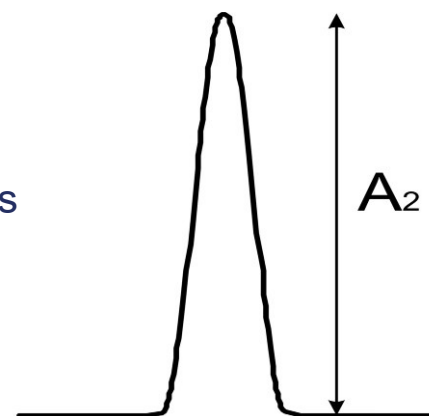
UH transducer által detektált
visszavert UH pulzus



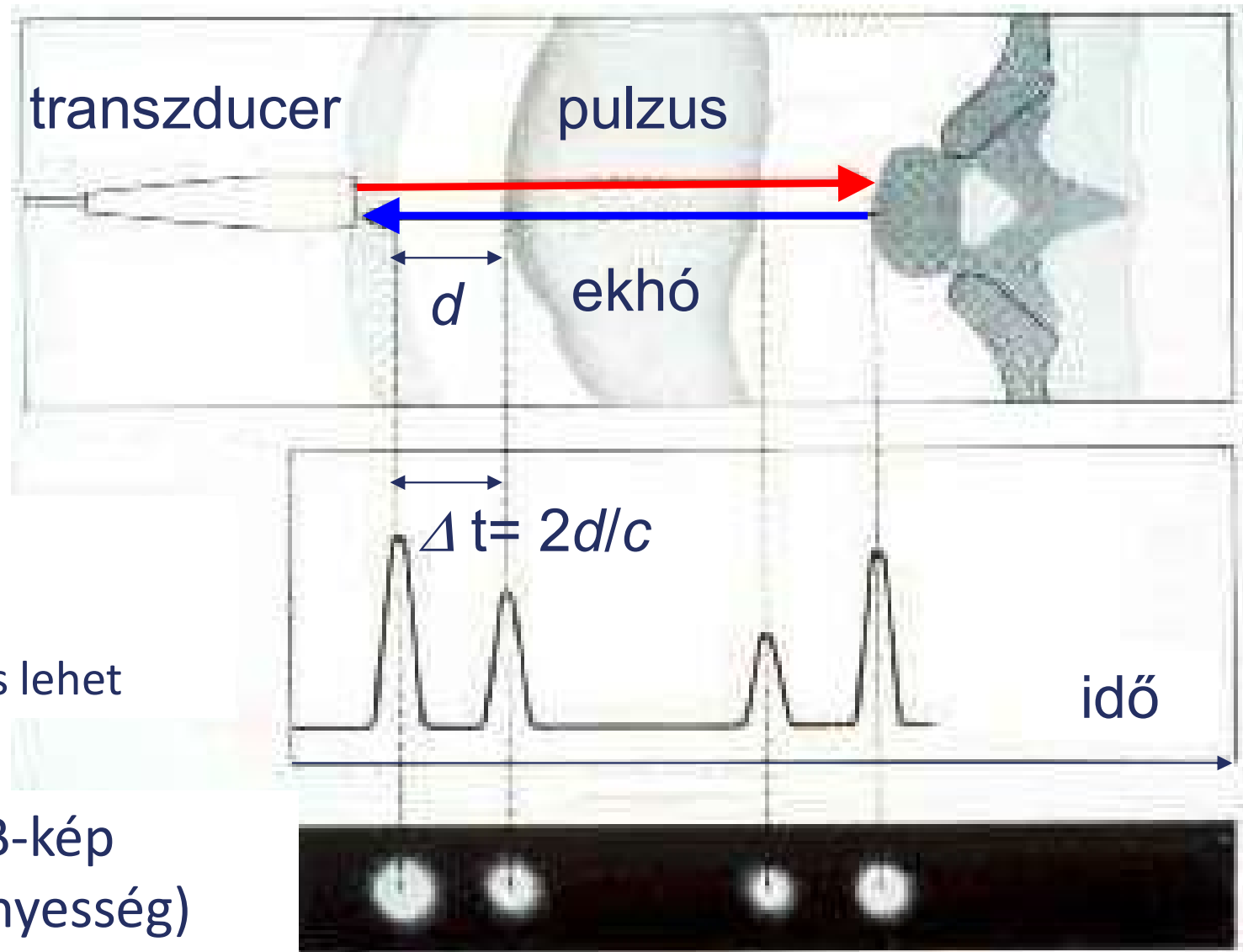
egyenirányítás
szűrés
erősítés



A monitort Y-irányban
vezérlő feszültség-impulzus

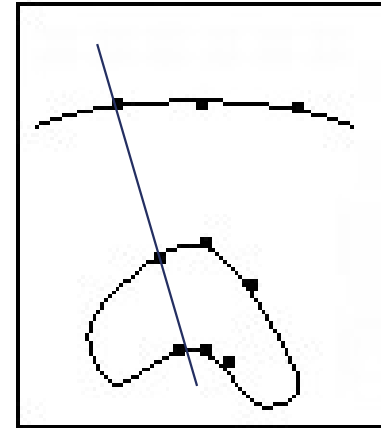
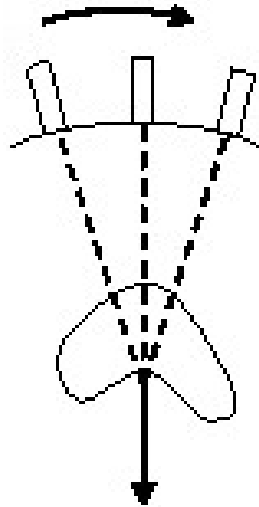


A – képek transzformálása B (brightness)-képbe



Kétdimenziós B-kép

mozgatott
transzducer

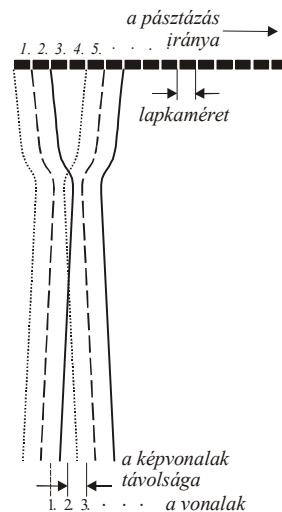


B-mód
kijelző

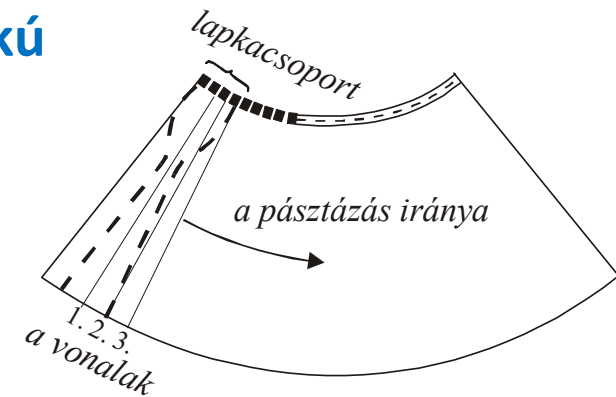
A fényes pontok a mérési irányoknak
megfelelően kerülnek a kijelzőre → 2D ábrázolás

Detektor-sorok (array)

Parallel pásztázás

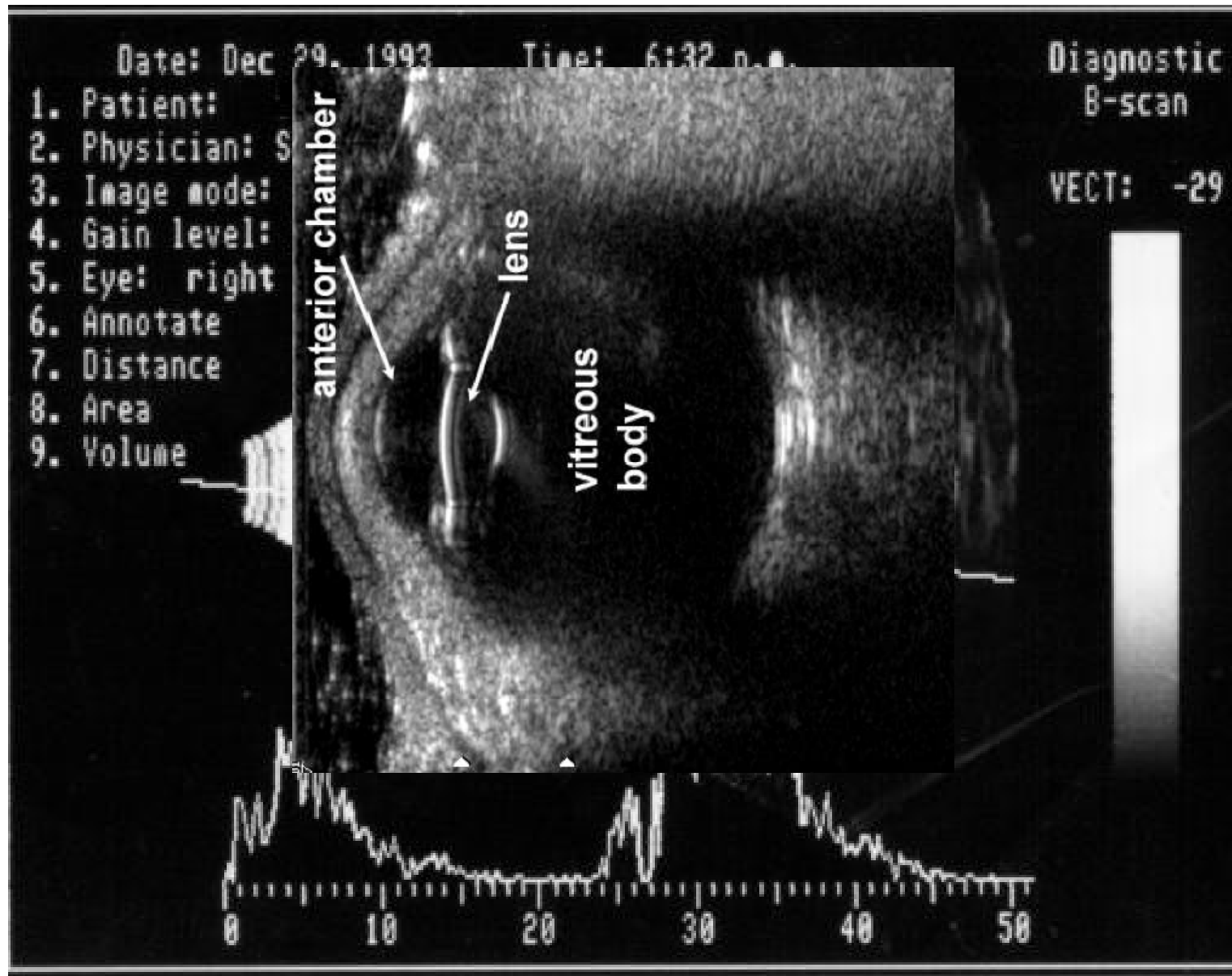


Legyező alakú
pásztázás



(szemészeti alkalmazás)

1532 m/s

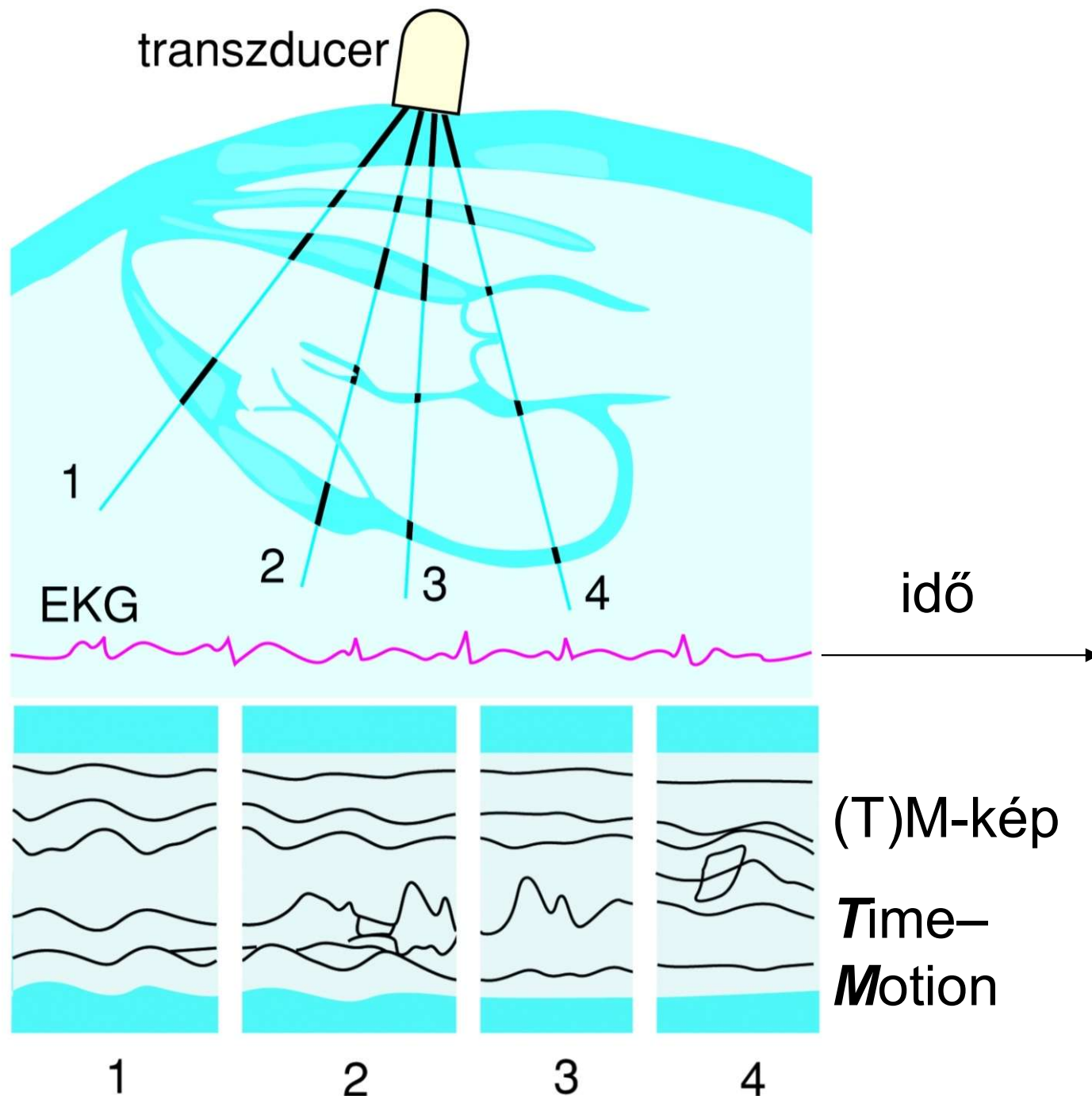


TM-kép

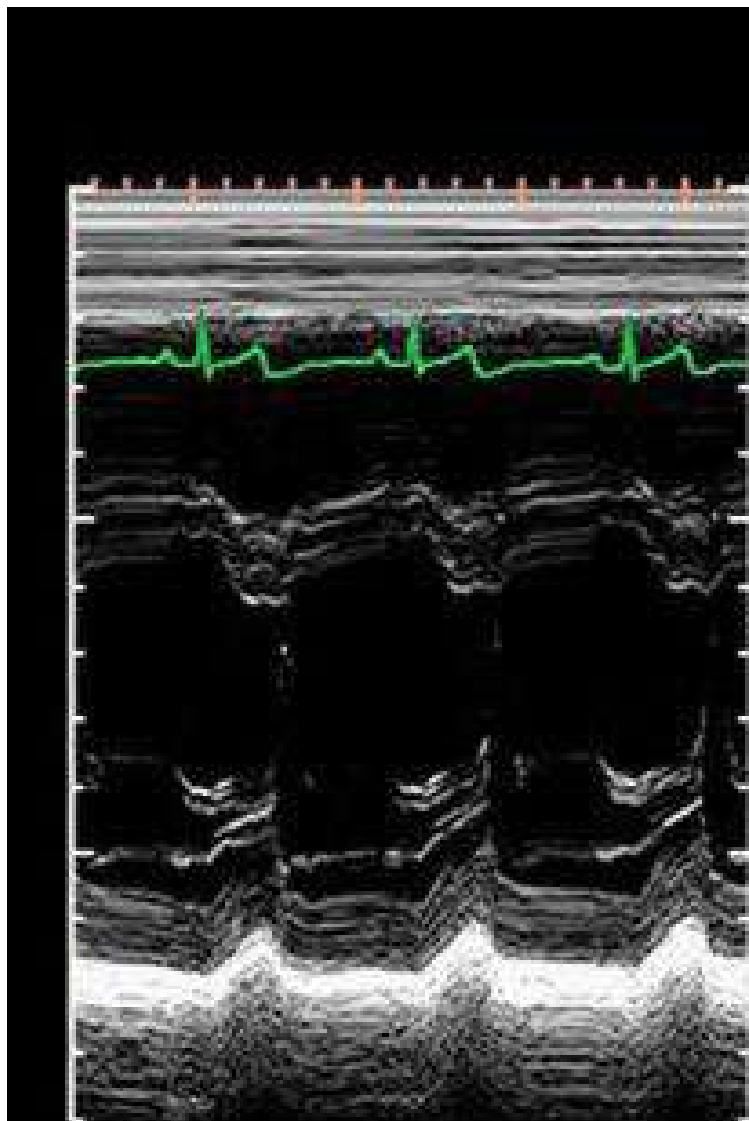
(Time – Motion)

EKG jel
referenciaként

(függőleges)
egydimenziós
B-kép időbeli
változása



TM-kép

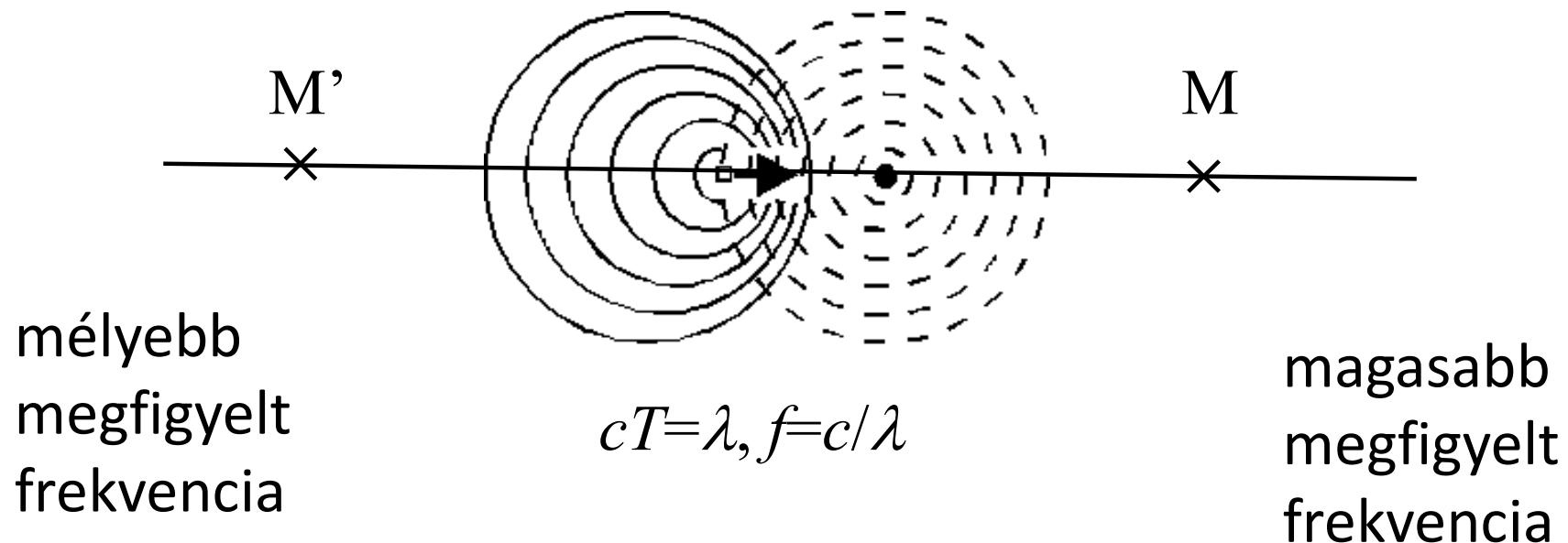


B-kép



Doppler jelenség

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



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

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

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

A frekvenciaváltozás előjele a véráramlás irányától függ

Vörösvértetek, mint szórócentrumok.

CW Doppler berendezés áramlási átlagsebesség mérésére

CW: folyamatos hullámú
adó és vevő különválasztva

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



v_R mérése

pl. $f=8000$ kHz

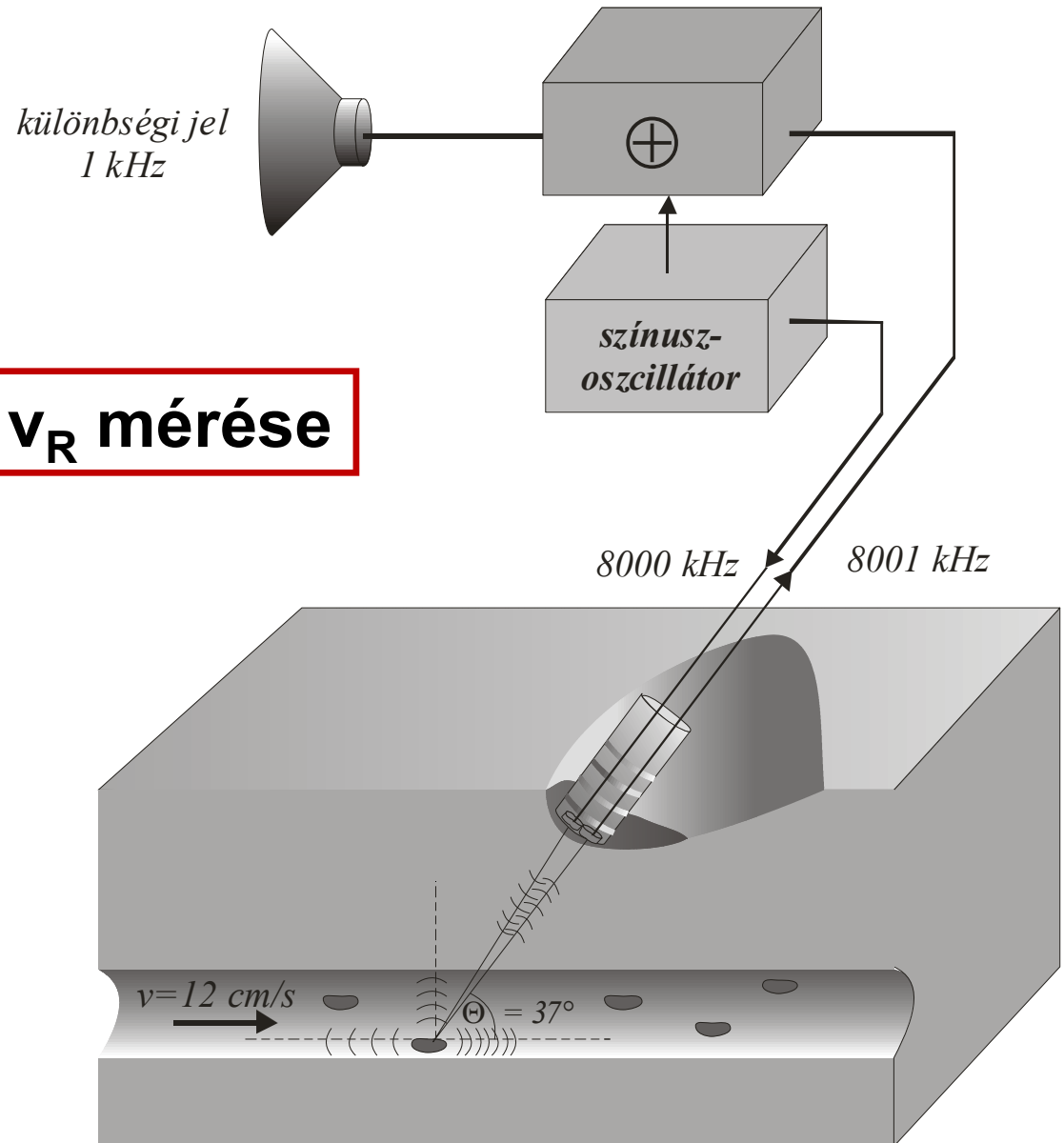
$v=12$ cm/s

$c=1600$ m/s

$\theta = 37^\circ$

$\Rightarrow f_D=1$ kHz *kis változás!*
(lebegés jelensége)

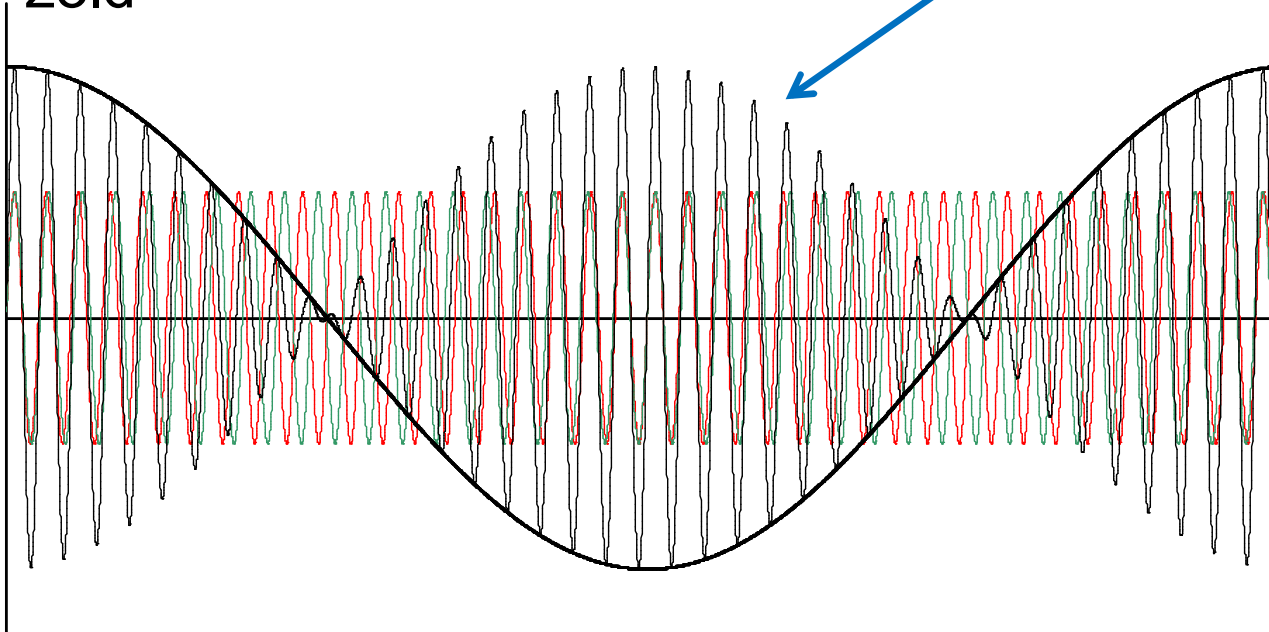
Leválasztva: *Hallható hang*



Lebegés: két kicsit eltérő frekvenciájú hullám interferenciájakor

*a lebegés frekvenciája megegyezik az interferáló
jelek frekvenciájának különbségével*

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



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



PIG 695

University Hospital

LAM

C8-5 PVasc/Ven

27 Jun 00

5:25:42 pm

TIs 0.2 MI 0.2

F# 73

3.0 cm

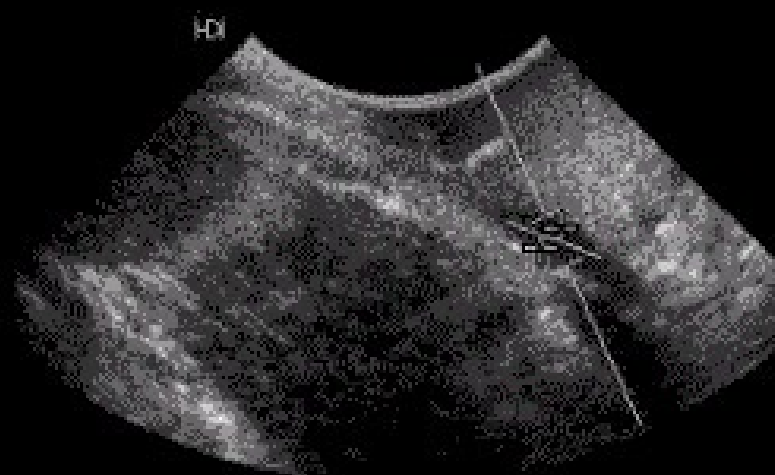
Map 8

DynRg 50dB

Persist Med

Fr Rate Med

2D Opt:Res



SV Angle -46°

Dep 1.5 cm

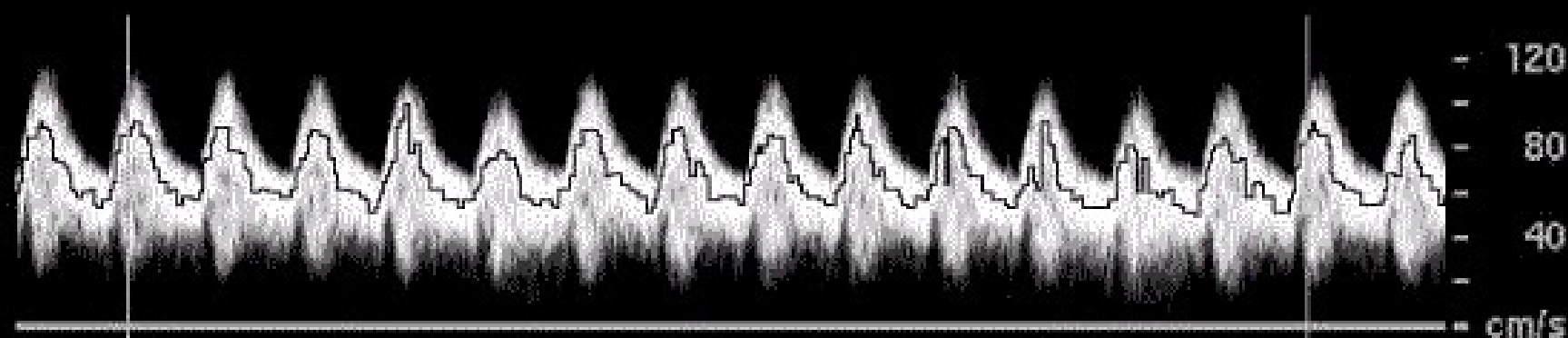
Size 4.0 mm

Freq 5.0 MHz

WF Low

Dop 68% Map 2

PRF 10000Hz



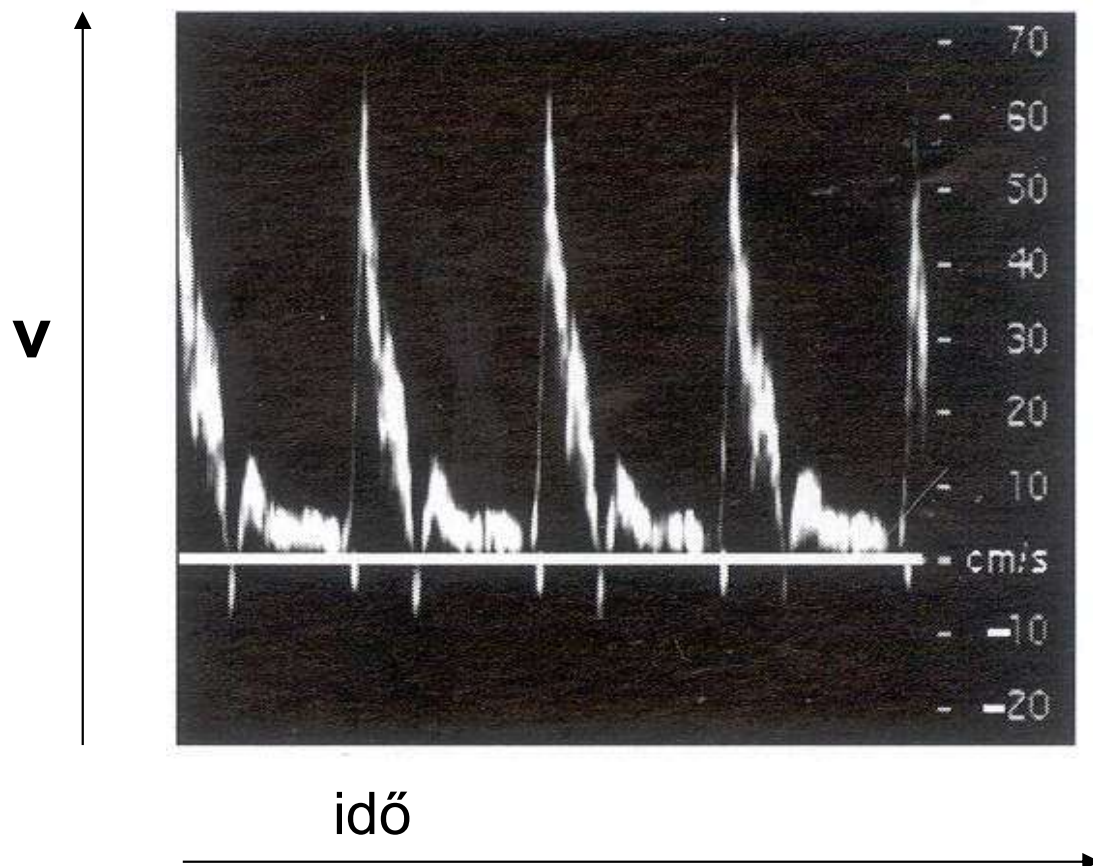
0.21cm

0.03cm²

TAM 65.8cm/s

VF 118.4ml/min

„Spectral Doppler display”

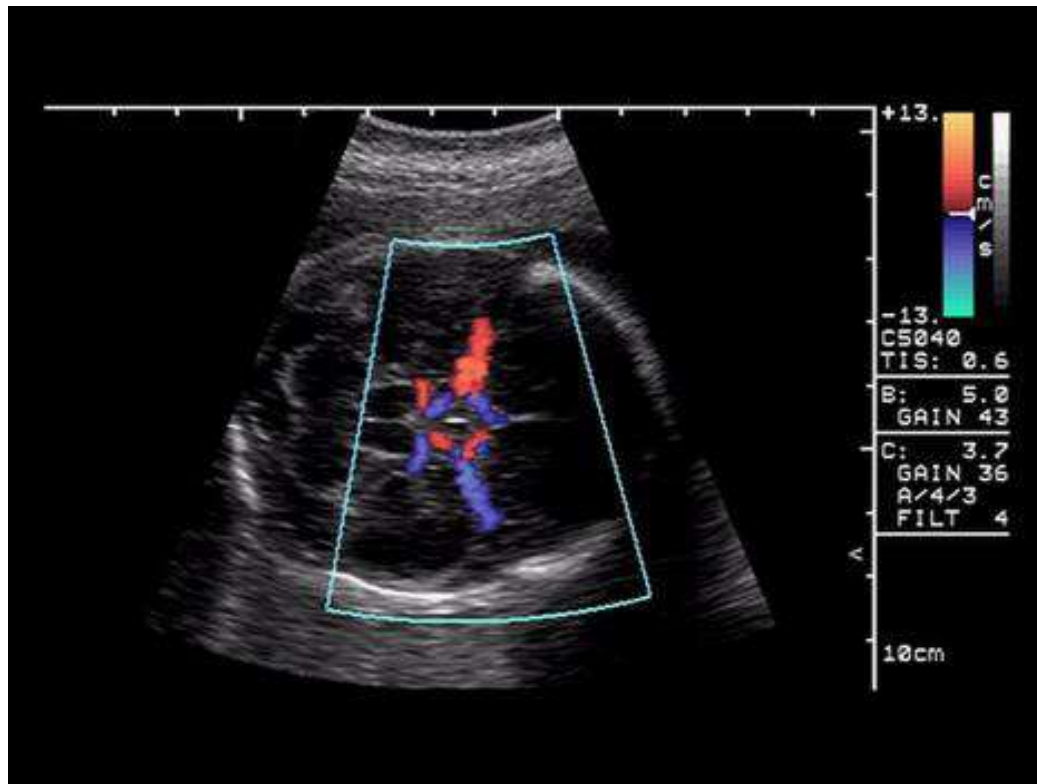


**A fényesség a reflektált jel
intenzitását mutatja**

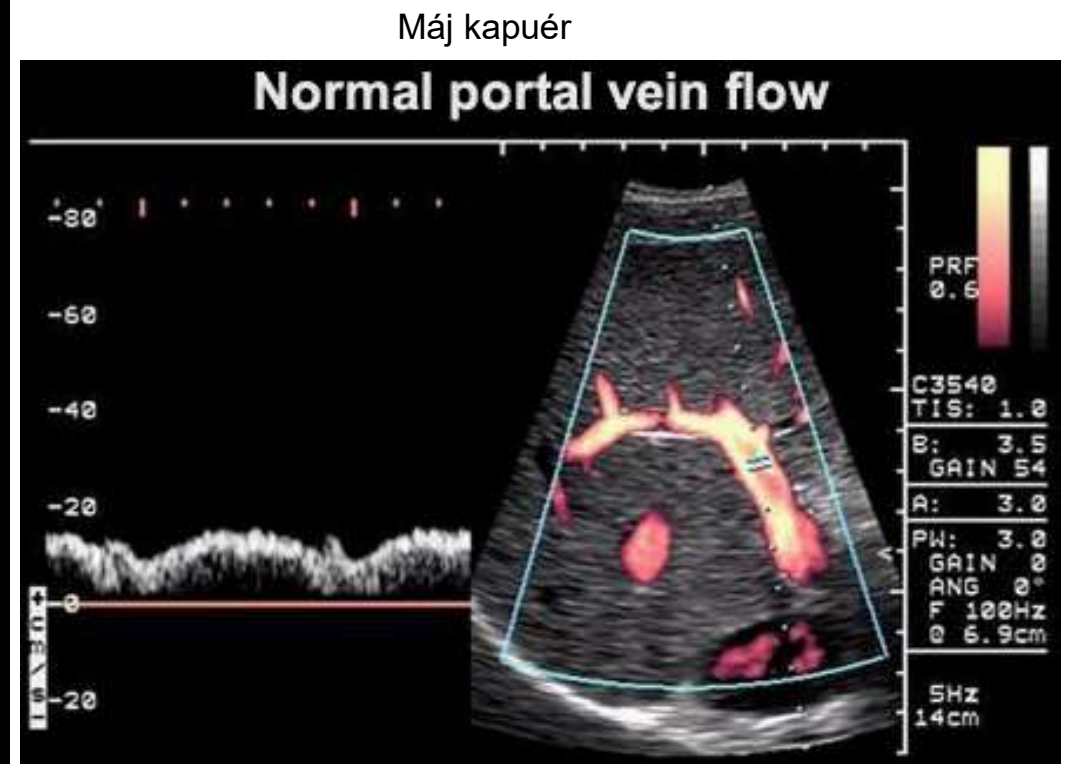
A sebesség nagysága fluktuációt mutat
- összevetés az EKG jellel

Δf előjele a véráramlás *irányára* jellemző → Színkódolás

transzducer felé: meleg színek,
transzducertől elfelé: hideg színek



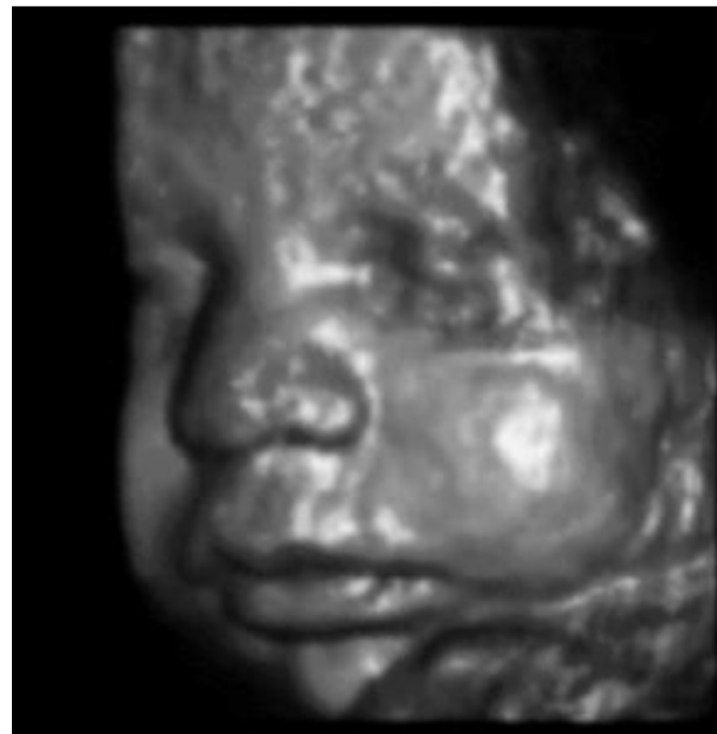
BART: **Blue** Away **Red** Towards



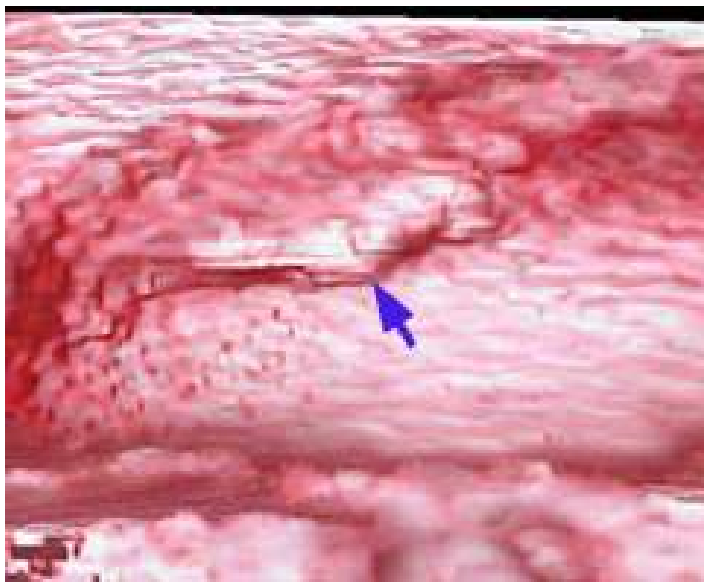
Színek ~ vénás - artériás áramlás
örvénylés - szűkületek

3D rekonstrukció

magzat arca



húgyhólyag



nyaki verőér



UH terápia

mechanikai és/vagy hőhatás

- kis intenzitás: mikromasszázs

- nagy intenzitás: roncsoló hatás

sejtállományt fenntartó kötőerők legyőzése
(szabad gyökök, H_2O_2 , DNS lánc törések), kavitáció

- hipertermiás kezelés

abszorpció – hővé alakul az energia

- fogászat: fogkőeltávolítás (20-40 kHz)

rezgő fémcsúcs közvetlenül adja át a rezgési energiát a fogkőnek

- tisztítás: diszpergáló hatás alapján

tkv. 6.4.2(3) példája:

1 MHz, 1 W/cm²

izomban 400 kPa a Δp (!)

-100 és +300 kPa között változik a p

Lökéshullám terápia (nem UH)

ESWL kezelés során egy speciális műszer lökéshullámokat gerjeszt, melynek segítségével, a páciens bőrfelszínén keresztül a megcélzott köveket apró darabokra töri, mellyel megkönnyíti a kövek természetes úton történő távozását.



Első lépésben a kő helyzetét határozza meg az orvos ultrahang, vagy röntgen célzás segítségével. A testen kívül gerjesztett lökéshullámot fókuszálva a kőre irányítják melynek felszínén nyomó és húzóhullámok keletkeznek és a követ szétzúzzák.

Eddig tanult diagnosztikai módszerek összehasonlítása

Fény:

- Infravörös (7-14 μm) $\rightarrow$ hőmérsékleti sugárzás, nincs gerjesztés, indukálás, beavatkozás - **teletermográfia**
- Lumineszcencia (fluoreszcencia, foszforeszcencia) (látható fény, nm) $\rightarrow$ gerjesztés (hő, fény, mechanikai, stb) – **lángfotometria, mikroszkópok, elisa, stb**
- Lézerfény (300- 10500nm) $\rightarrow$ indukált emisszió – **sebészet, bőrgyógyászat, biostimuláció, stb**

Röntgen sugárzás (Röntgen, Röntgen CT):

- Ionizáló sugárzás (nm-pm) $\rightarrow$ elnyelődésen alapul (külső sugárforrás) $\rightarrow$ **strukturális információ**, 20-100 μm felbontás

Gamma sugárzás (gamma kamera, SPECT, PET):

Képalkotás!!!!!!

- Ionizáló sugárzás (pm) $\rightarrow$ aktivitás (izotóp mint sugárforrás) $\rightarrow$ **funkcionális információ**, 1-2 mm felbontás

Ultrahang:

- Mechanikai hullám (1-100MHz) $\rightarrow$ közeghatár (reflexió) $\rightarrow$ **strukturális (anatómiai) információ (mozgások)**, 3-0,1 mm felbontás