



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

2022 április 13
Prof. Emeritus Fidy Judit

*(dr. Kaposi András
egy.docens)*

Az ultrahangos képalkotás az egyszerű technikai megoldás miatt az orvosi gyakorlatban igen széles körben alkalmazott, rendkívül fontos módszer.

Terápiai szempontból az utóbbi évtizedekben egyre több alkalmazás merül fel, jelentős a fejlődés.



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

perkusszió orvosi alkalmazása

kocsmai kérdés: mennyi bor van a hordóban?



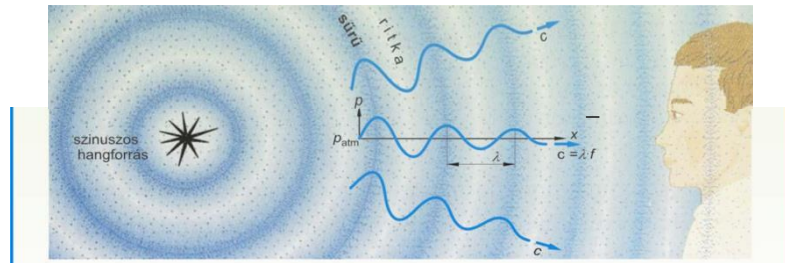
Hang: mechanikai hullám

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**

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

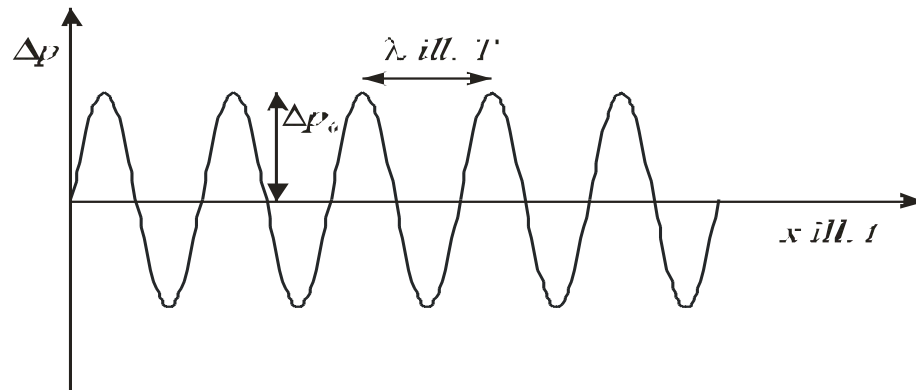
$$\frac{1}{2}mv^2$$



Mire írjuk fel a hullámfüggvényt?

- **Sűrűség**
- **Elmozdulás az egyensúly körül**
- **Nyomás**

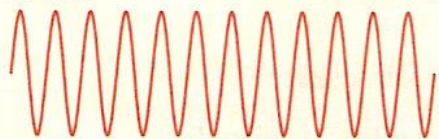
A nyomásváltozásra felírt hullám-függvény



A „hangok” hullámfüggvényei többnyire összetettek

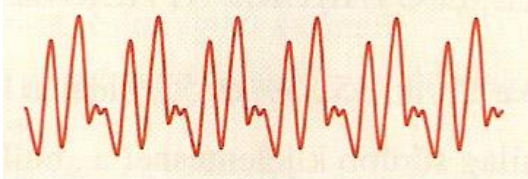


hangvilla

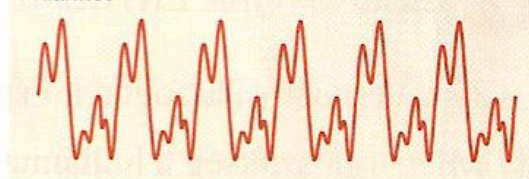


Adott frekvenciájú „tiszt” hang

oboa



klarinét

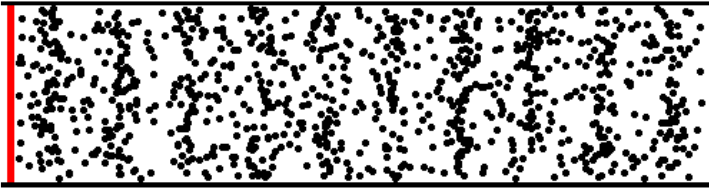


Zenei hangok – több komponens

zaj, zörej



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

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

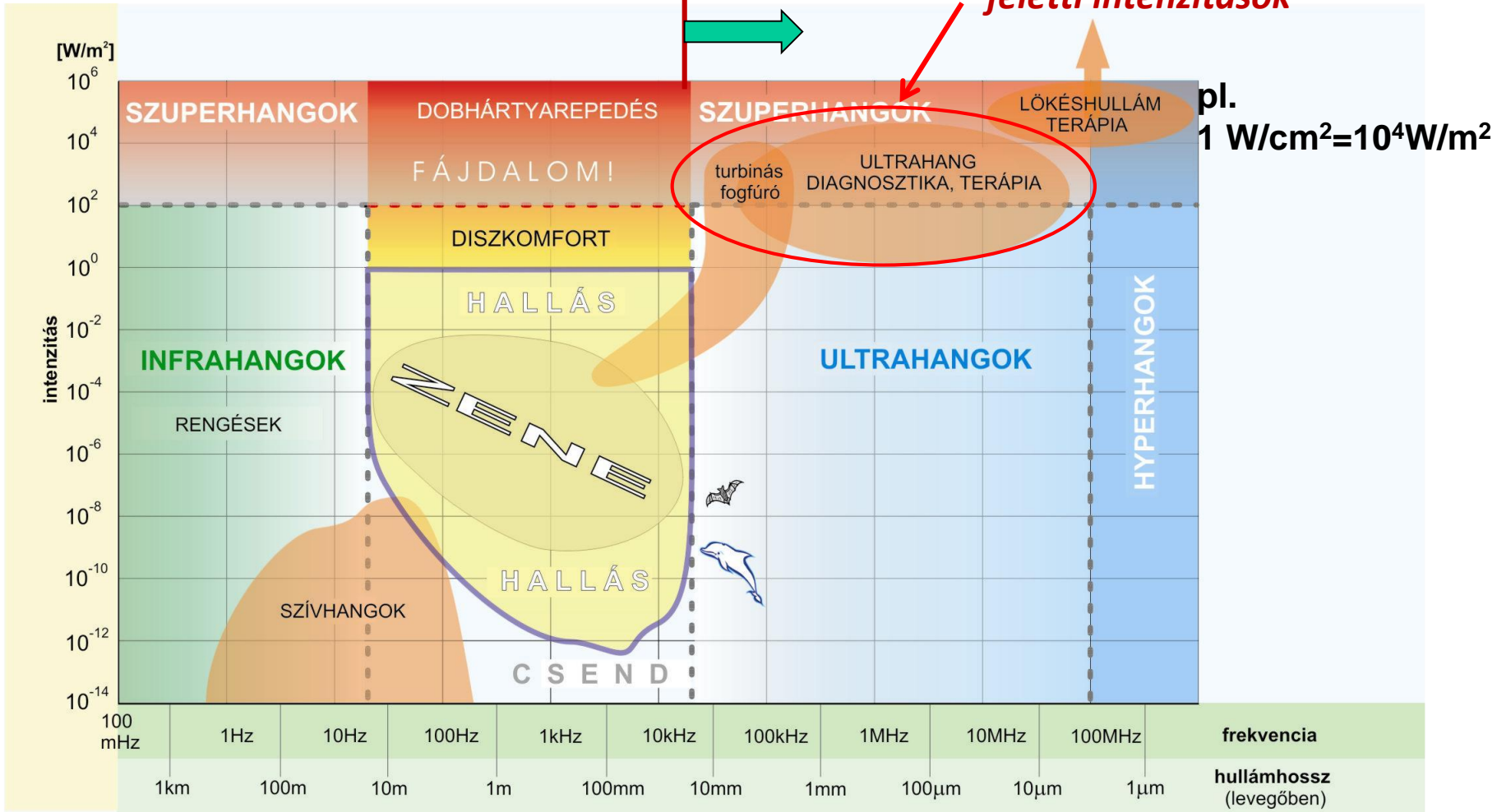
$$c \cdot T = \lambda, \quad c = f \cdot \lambda$$

Nem fénysebesség!

Ultrahang: 20 kHz feletti frekvenciájú hanghullámok

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

Hallás fájdalom-küszöbe feletti intenzitások

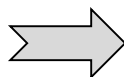


Hogyan keltsünk és detektáljunk ultrahangot?

Piezoelektromos jelenség

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

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

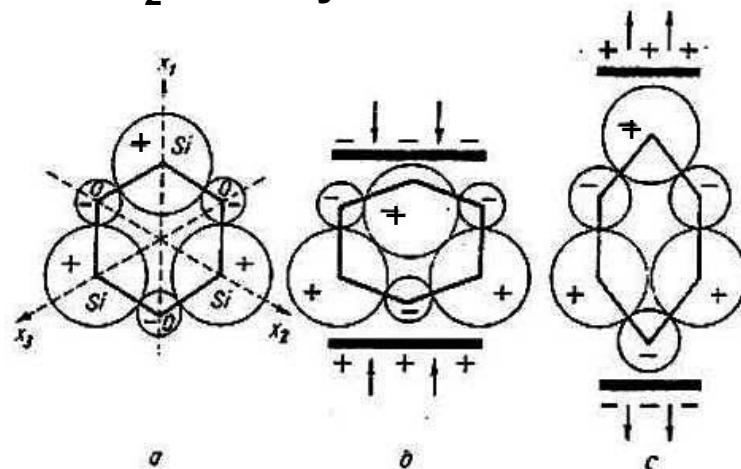


inverz effektus: feszültség hatására a kristály deformálódik.

UH keltés: inverz effektus: periodikus feszültség (AC) periodikus deformációt kelt

UH detektálás: direkt effektus: periodikus deformáció periodikus feszültségkülönbséget kelt
ugyanazon kristály forrás és detektor

SiO_2 kristály: kvarc



Direkt hatás: összenyomás – tágulás
ellentétes polaritás

Elektro-strikció: kerámiák

gázgyújtó

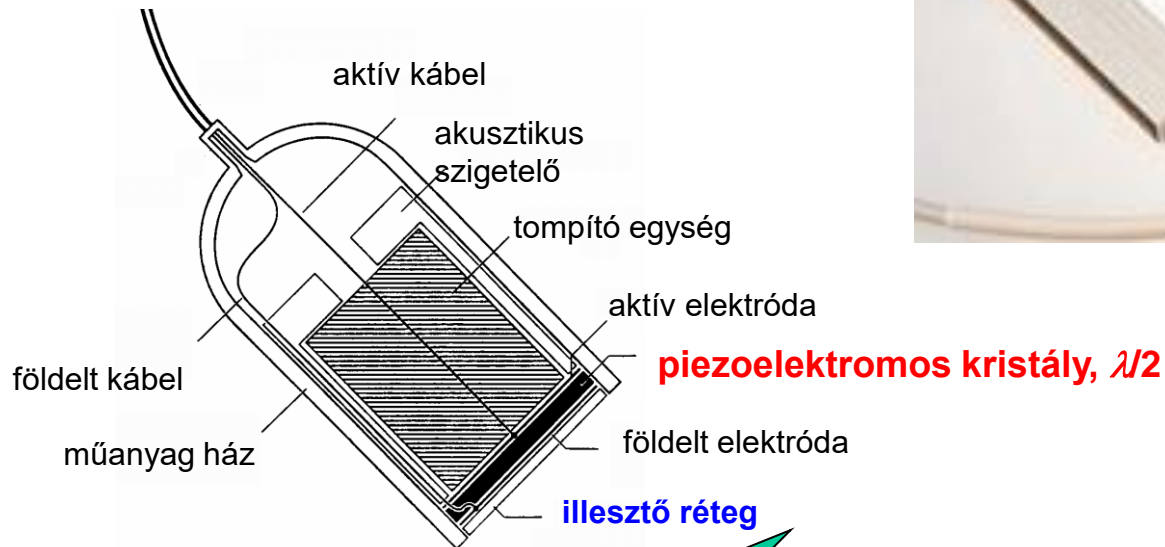


Elektromos dipólus-egységekből álló szilárd fázisú anyagok

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

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

Az UH forrás felépítése



vétel

adás

***periodikus feszültség (AC) →
→ 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 -- teljesítmény

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

AC- körben)

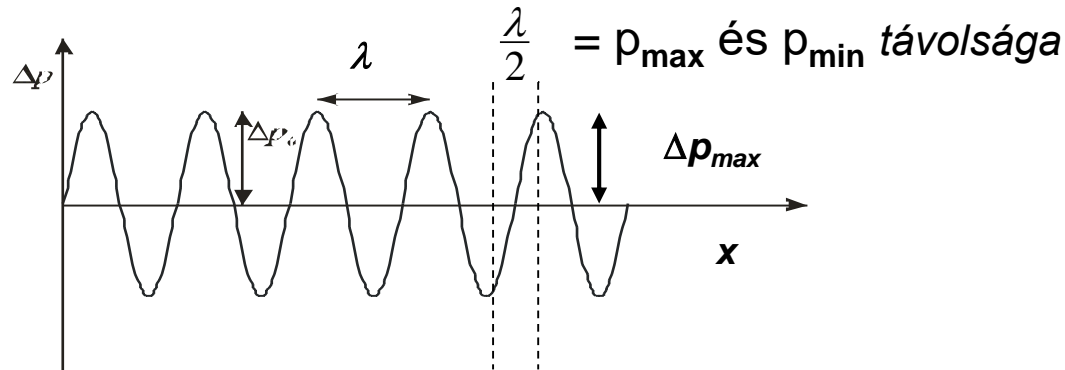
akusztikai fogalmakkal – teljesítmény-sűrűség

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

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

$$\lambda = c/f$$

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

Javasolt felső határ $J_{\text{átlag}} = 1 \text{ W/cm}^2$ ($Z = Z_{\text{izom}}$) \rightarrow

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

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**

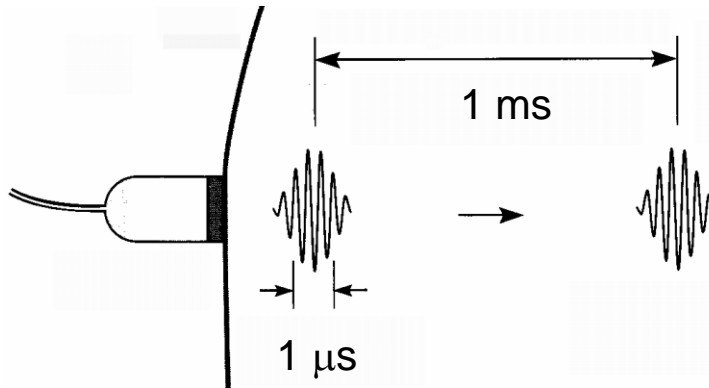
???

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

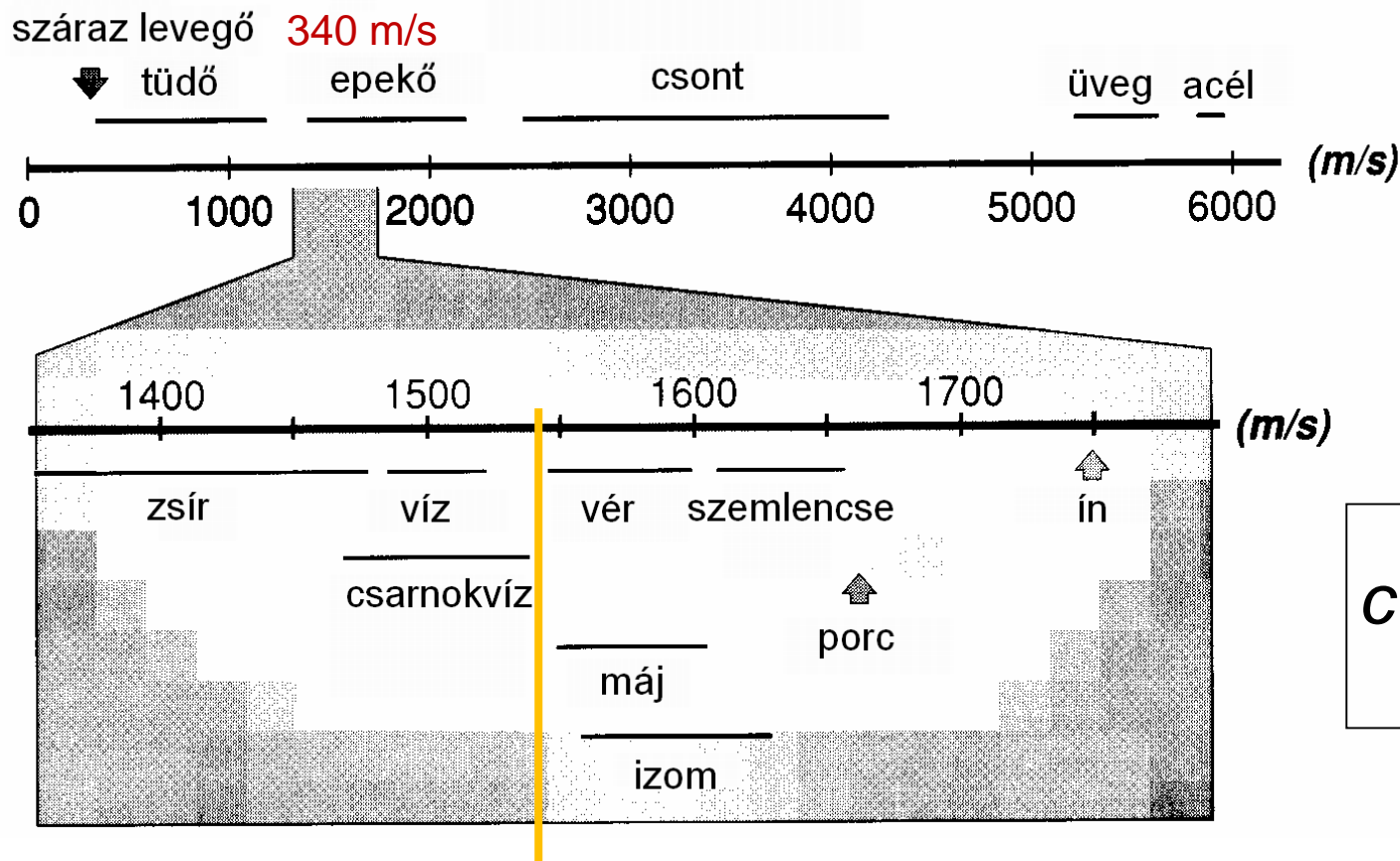
relatív térfogat csökkenés per nyomás-növekedés

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

terjedési sebesség, ρ -sűrűség

Az UH sebessége testszövetekben

A sebesség nem függ a frekvenciától → = hangsebesség



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

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)]	$\alpha(f \cdot x)$ 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

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

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

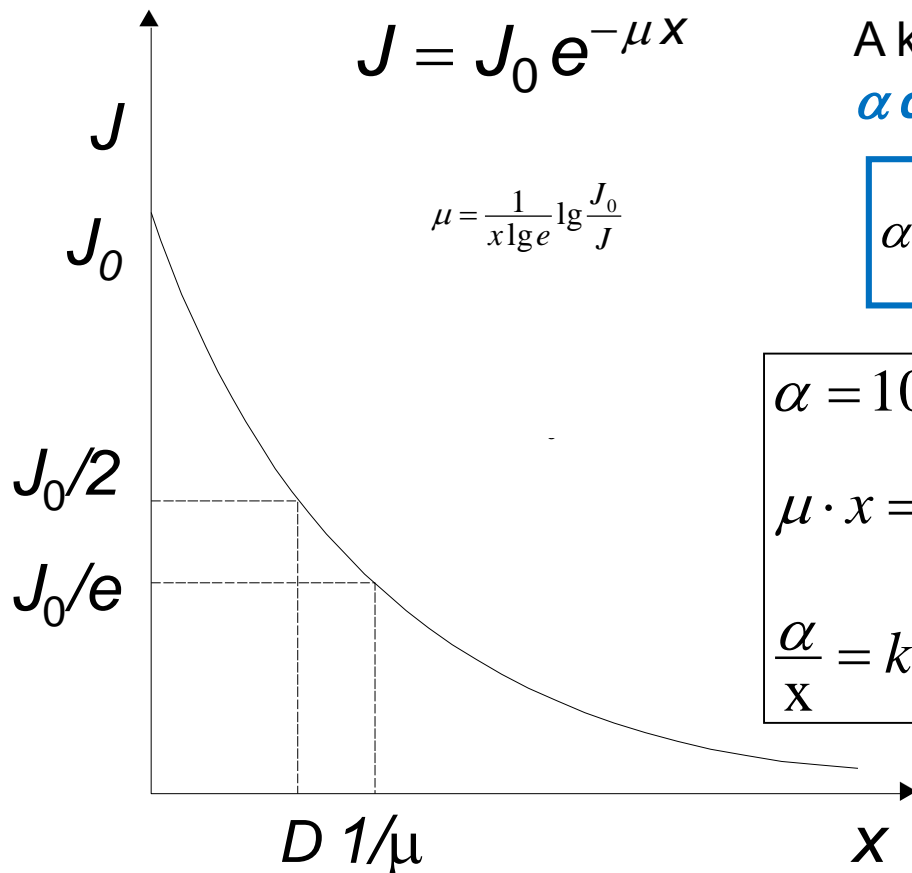
A közeget a μ helyett az **α csillapítási tényező**vel jellemzik

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

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

$$\mu \cdot x = \frac{\alpha}{10 \cdot \lg e} = \frac{\alpha}{4.34}$$

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



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!



$$\alpha_{fajl} = \frac{\alpha}{f^k}$$

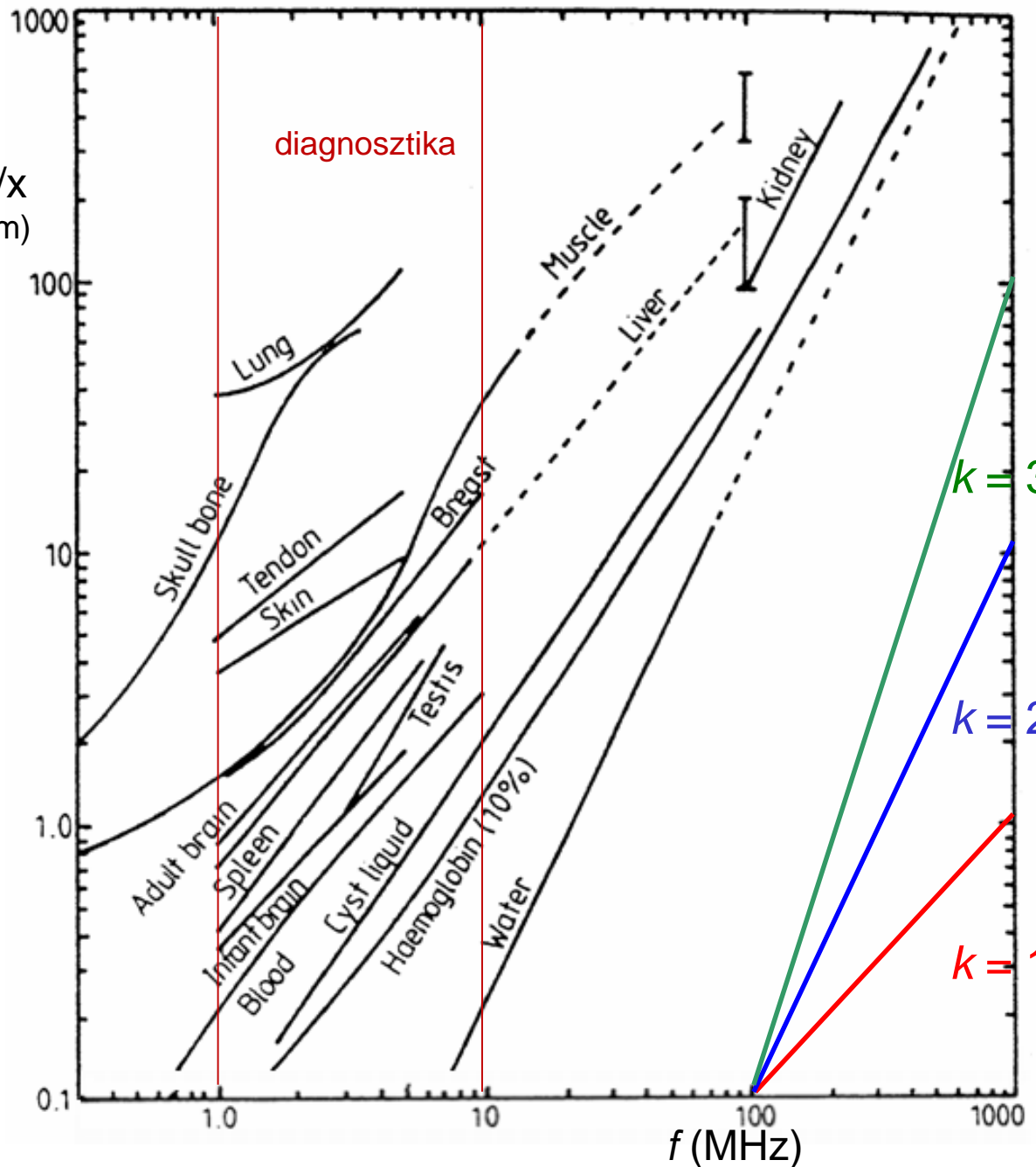
fajlagos csillapítás: csak a közegre jellemző

pl. lágy szövetre:

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

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

(dB/cm)



Példa

Mit jelent lágy szövetre az átlagos érték:

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

Pl. Ha $f = 5$ MHz (diagnosztika) és a megtett út: 1 cm

$$\alpha = 10 \cdot \lg \frac{J_0}{J} = 5 \text{ dB} \rightarrow \frac{J_0}{J} = 10^{0.5} = 3.16 \rightarrow J \approx 0.32 J_0$$

Ha $f = 1$ MHz és a megtett út: 1 cm

$$\alpha = 10 \cdot \lg \frac{J_0}{J} = 1 \text{ dB} \rightarrow \frac{J_0}{J} = 10^{0.1} = 1.258 \rightarrow J \approx 0.79 J_0$$

Az UH diagnosztika alapja a UH visszaverődése különböző közegek határán

A diagnosztikai mérés koncepciója

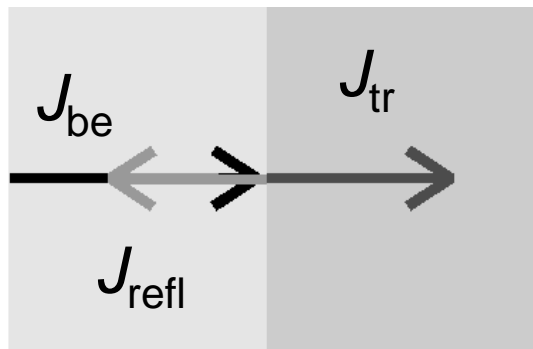
- kiválasztott irányok mentén
- UH impulzusokat juttatunk a szervezetbe
- mérjük a bejuttatás és a reflexió között ***eltelt időt***
- a terjedési sebesség ismeretében
- a reflektált impulzus visszaérkezési ideje alapján
- ***a reflektáló felület távolsága*** a kibocsátás helyétől meghatározható

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

Tomográfiai adatgyűjtés → ***anatómiai információ***

Az UH diagnosztika alapja a UH visszaverődése különböző közegek határán

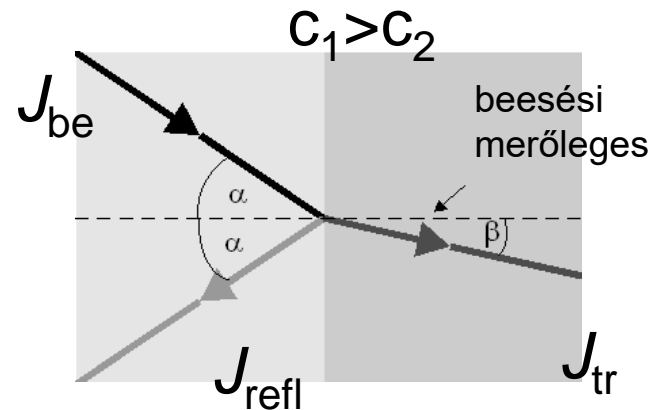
merőleges beesés



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

reflexió és transzmisszió

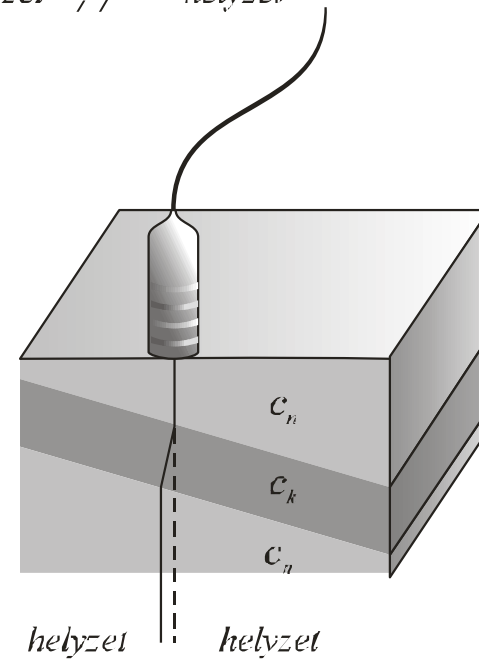
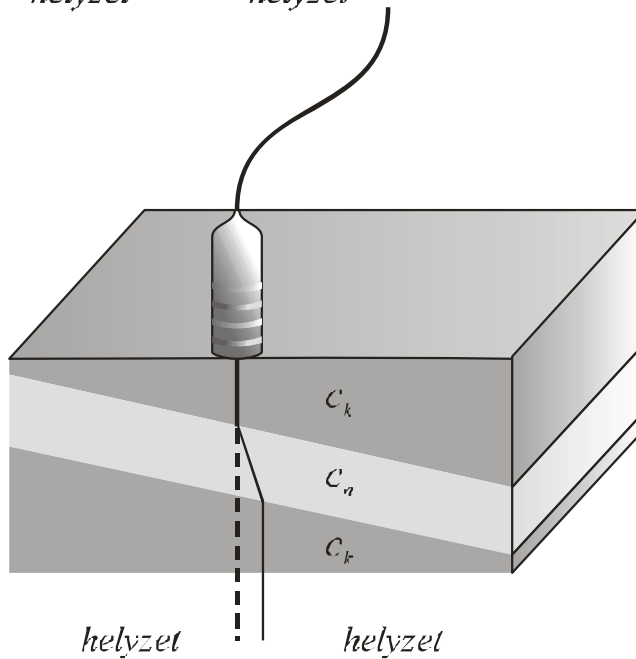
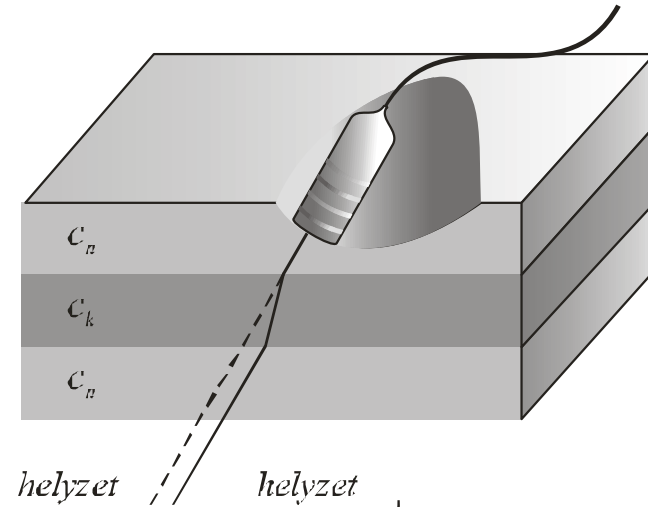
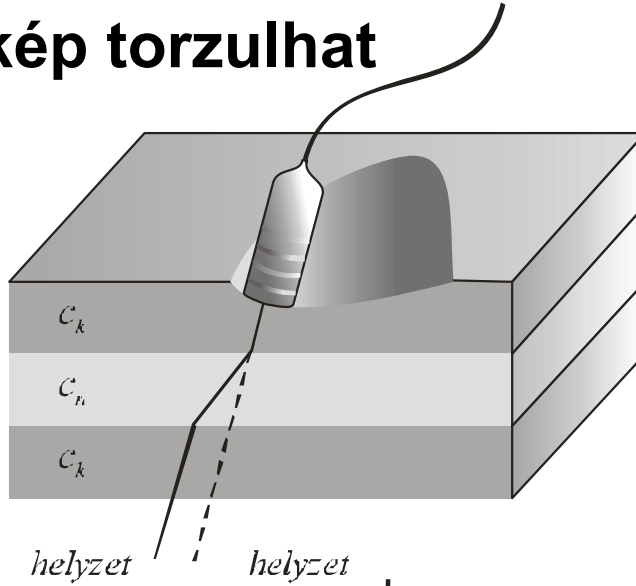
ferde beesés



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

irányváltás: Snellius-Descartes törvény
Torzítja a képet!

Ferde beesés ill. külső felülethez képest ferde helyzetű réteg esetén a kép torzulhat



Milyen szöveti tulajdonság okoz határfelületi reflexiót?

reflexióképesség

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

**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



anyag	ρ sűrűség [kg/m ³]	κ kompresszi- bilitás [1/GPa]	c terjedési sebesség [m/s]	Z akusztikus impedancia [kg/(m ² ·s)]	$\alpha(f \cdot x)$ 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	

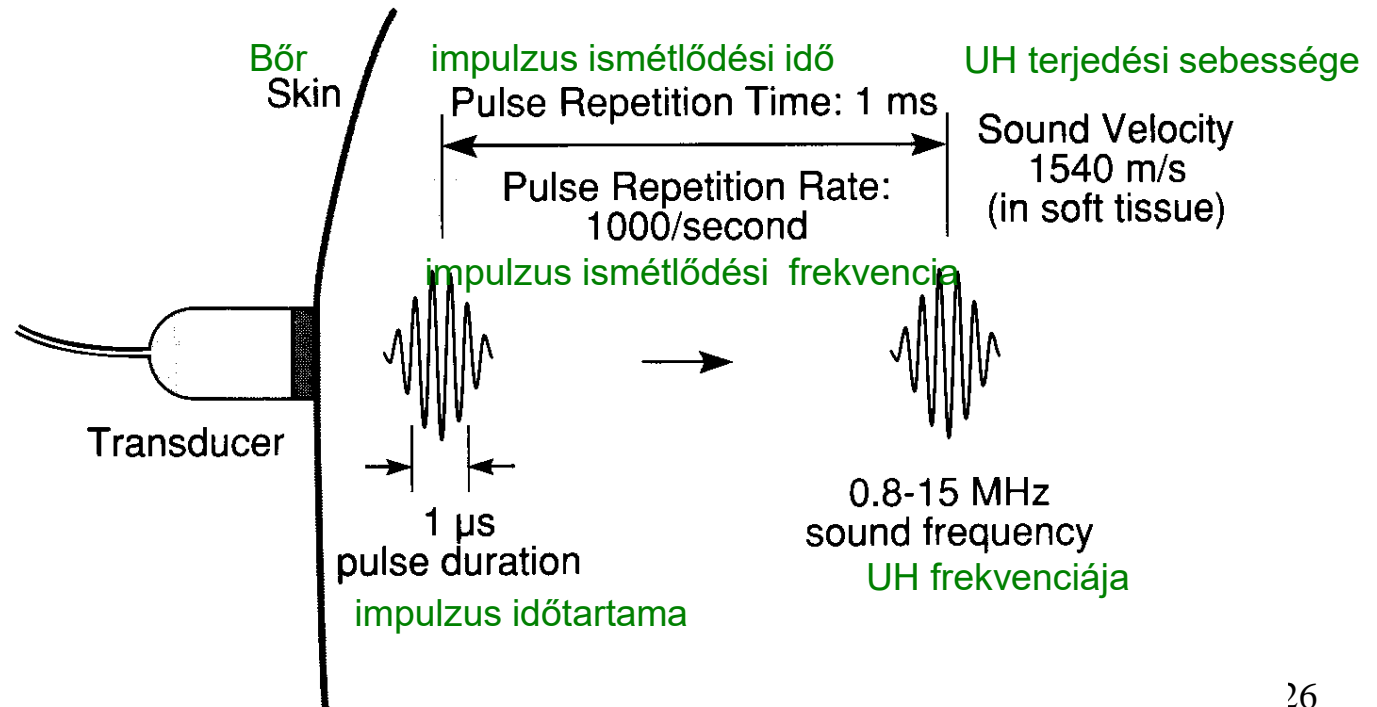
Milyen UH impulzust alkalmaznak?

transzducer: adó és vevő egyben

időbeli szétválasztás – folyamatos hullám helyett impulzusok

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

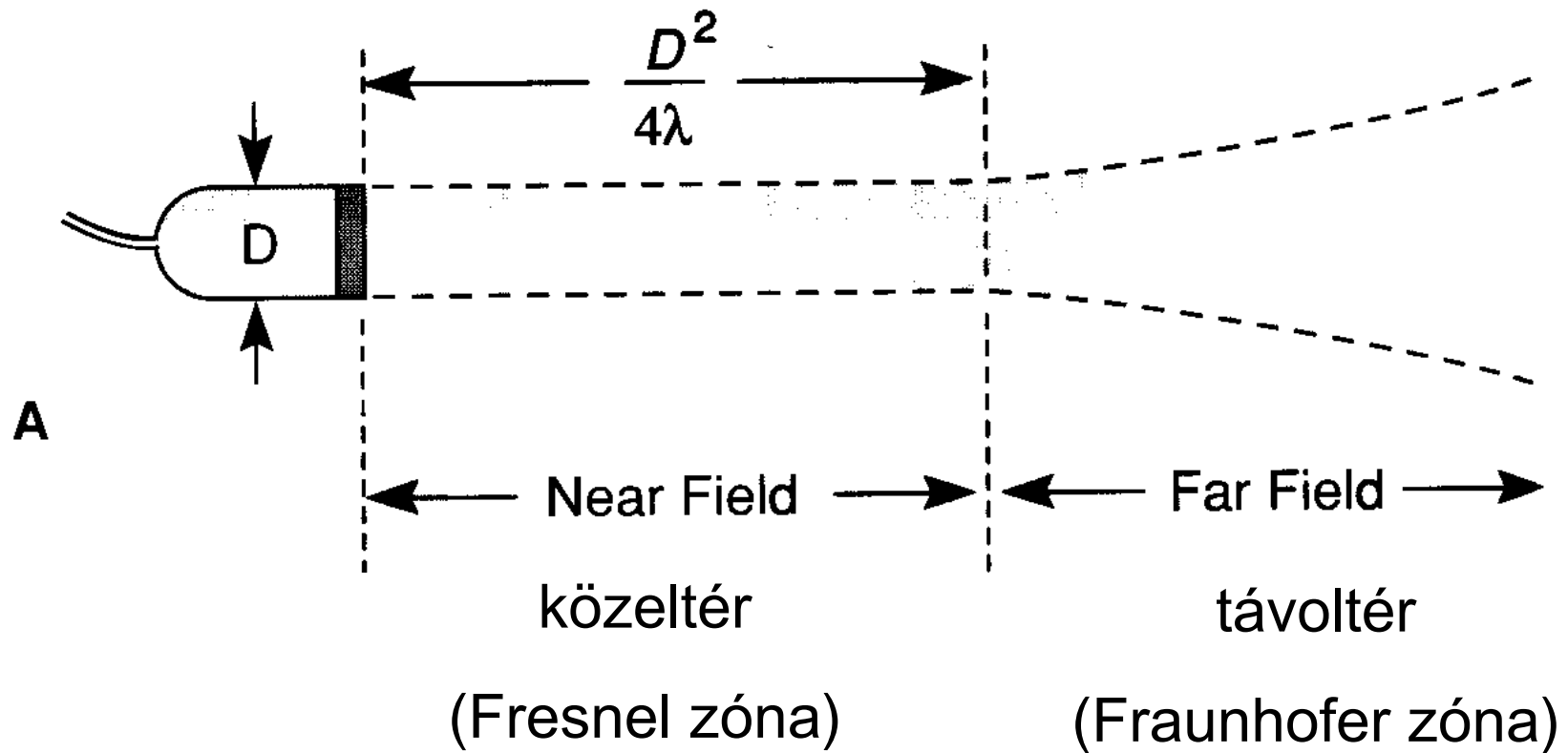
$l = 1.5 \text{ m}$! Van ideje oda-vissza átjárni az emberi testet!





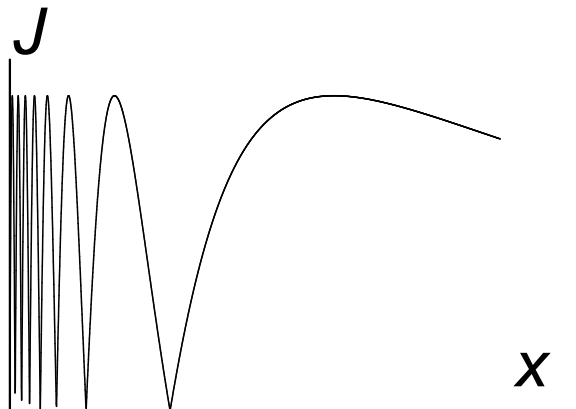
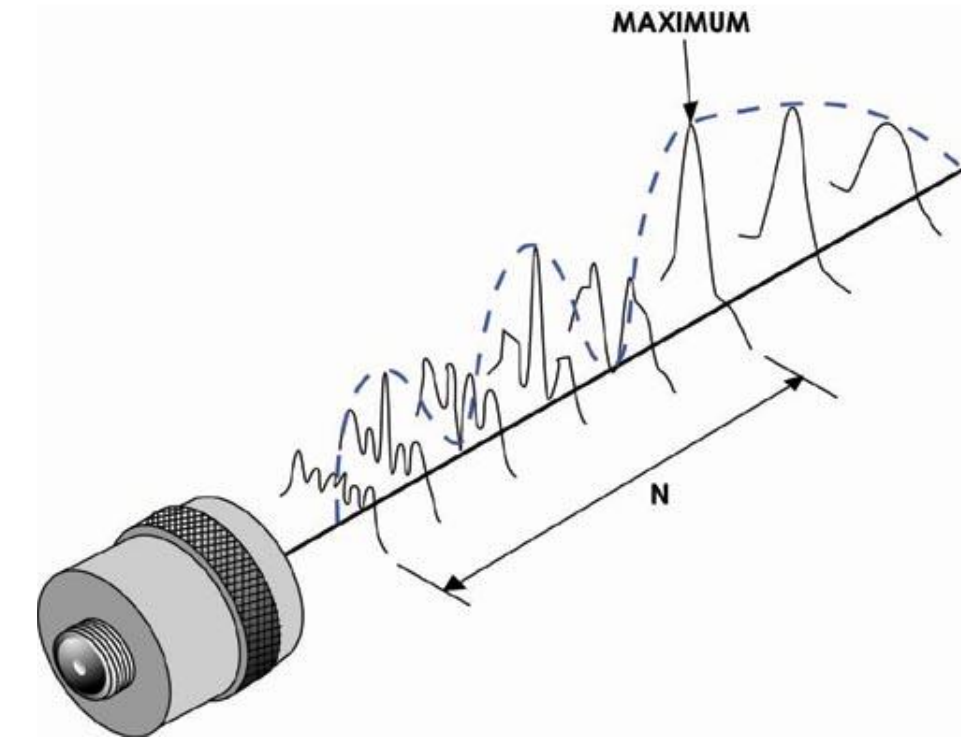
Az UH nyaláb valódi jellemzői mérés technikai problémákat vetnek fel – tájékoztató információk

Egyszerűsített ábra

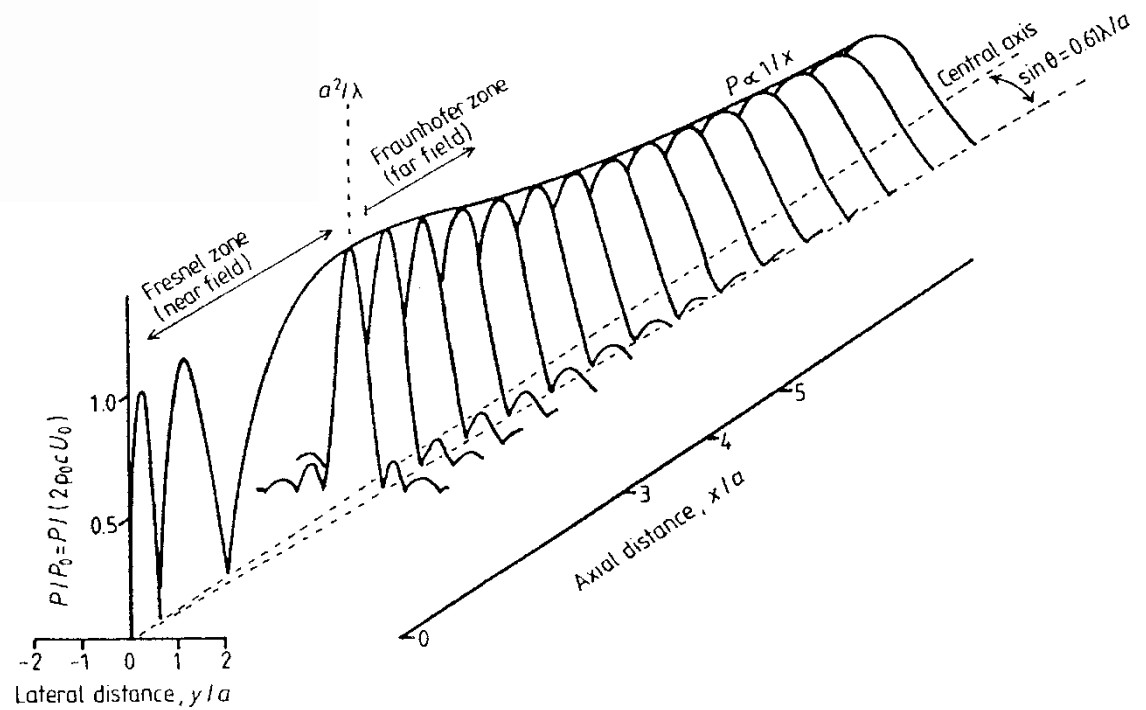




Az UH nyaláb perspektivikus képe részletesebben



axiális irányban az
intenzitás változás



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.

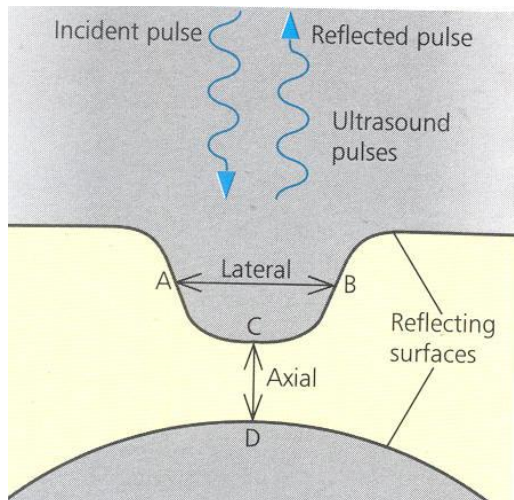
A sugárirányú (**axiális**) feloldási határ az impulzushossztól (Δt) függ, azzal arányos.

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



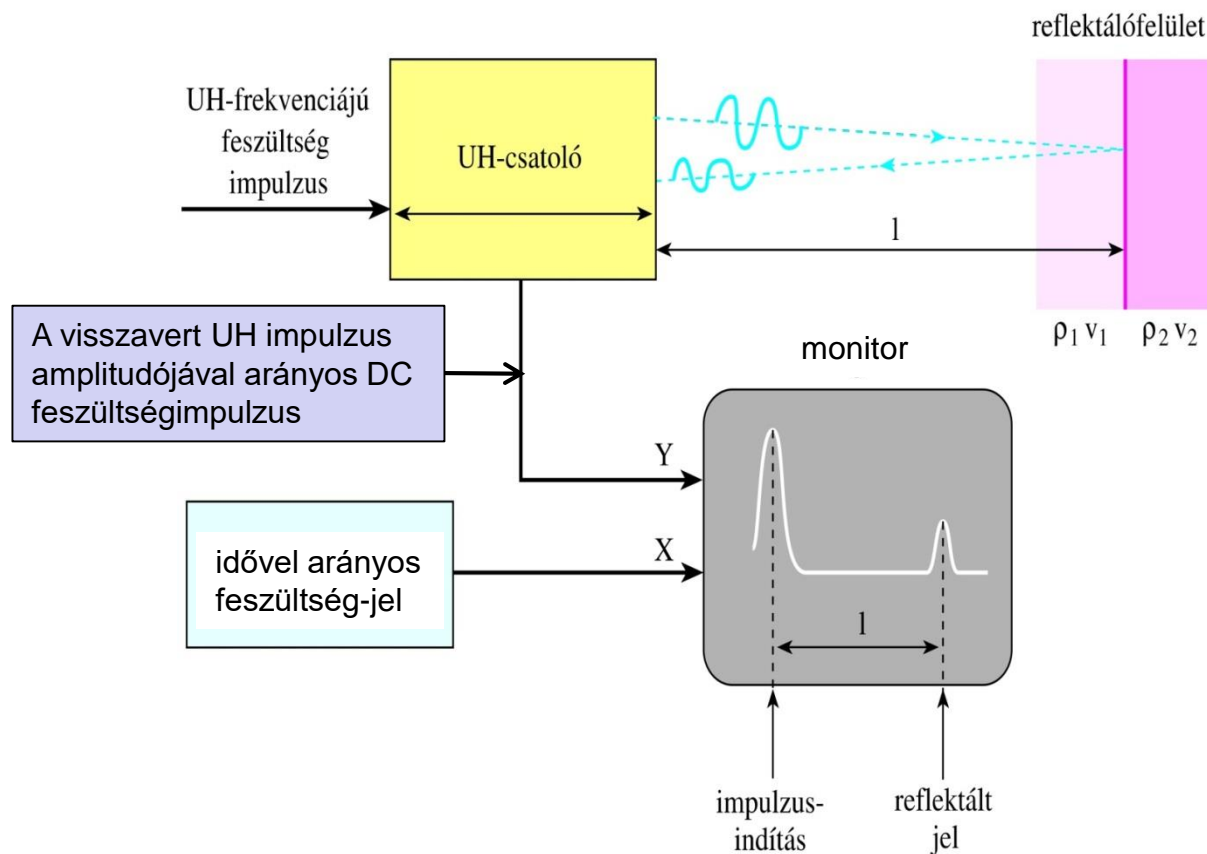
$$f = 2 - 15 \text{ MHz}$$

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	0.4
axiális feloldási határ (mm):	0.8	0.15

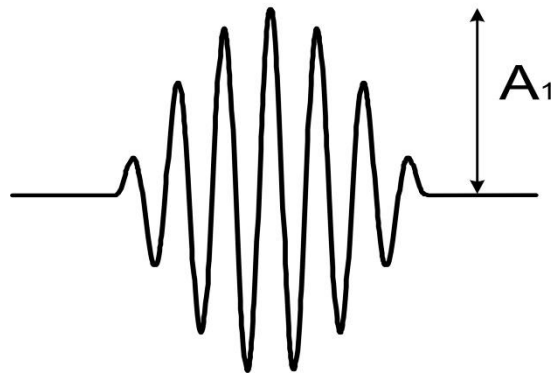
Az ultrahangos diagnosztika módszerei

A (amplitude) – kép (egy irány mentén)



Jelátalakítás a megjelenítés előtt

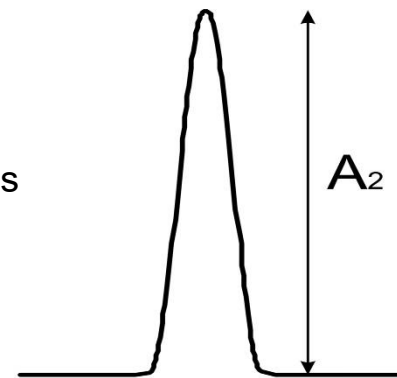
UH transducer által detektált
visszavert UH pulzus



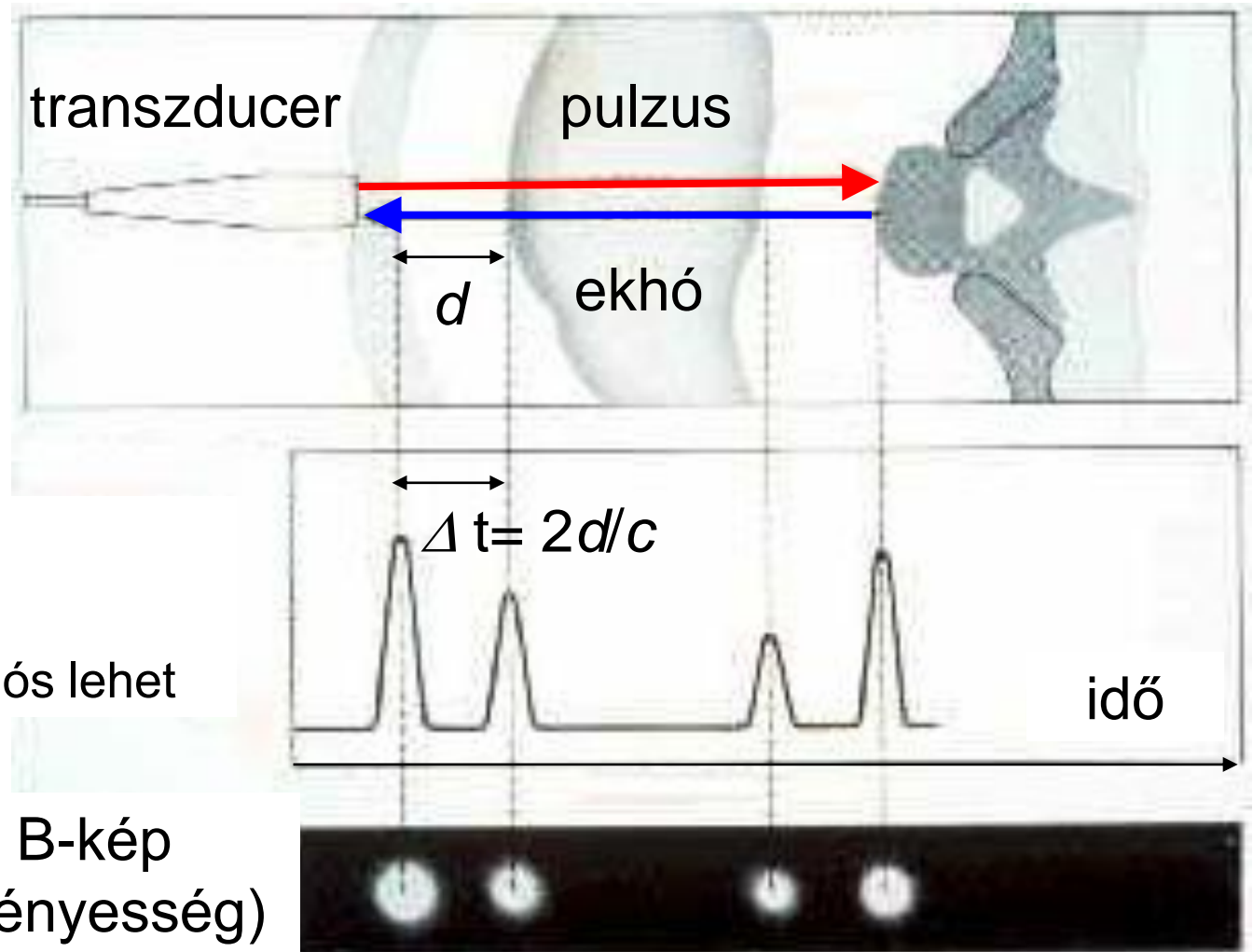
egyenirányítás
szűrés
erősítés



A monitort Y-irányban
vezérlő feszültség-impulzus



***A** – képek transzformálása **B** (brightness)-képbe*

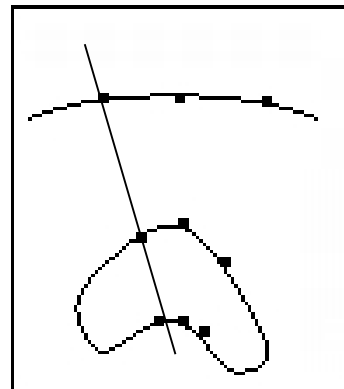
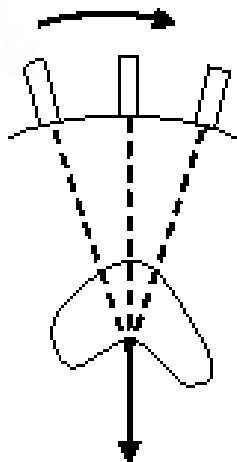


A-kép
(**A**mplitúdó)
csak egydimenziós lehet

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

Kétdimenziós B-kép

mozgatott
transzducer

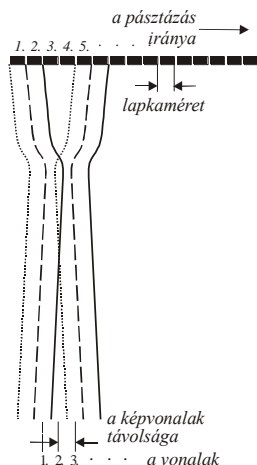


B-mód
kijelző

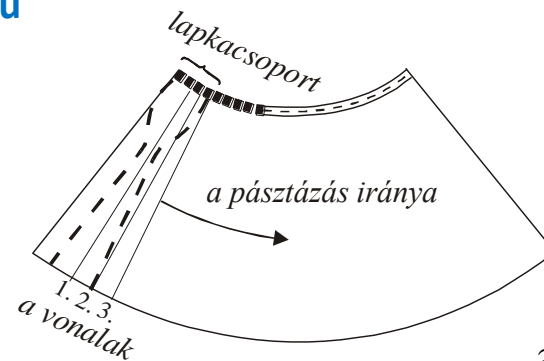
A fényes pontok a mérési irányoknak
megfelelően kerülnek a kijelzőre → 2D ábrázolás

Detektor-sorok (array)

Parallel pásztázás

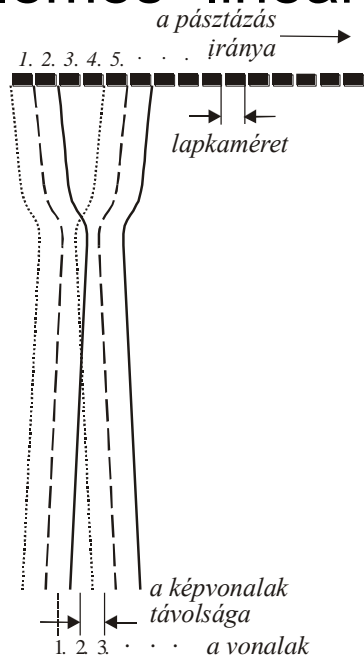


Legyező alakú
pásztázás

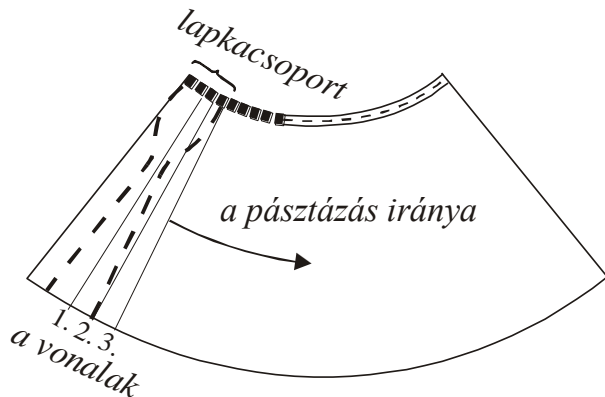


Pásztázás

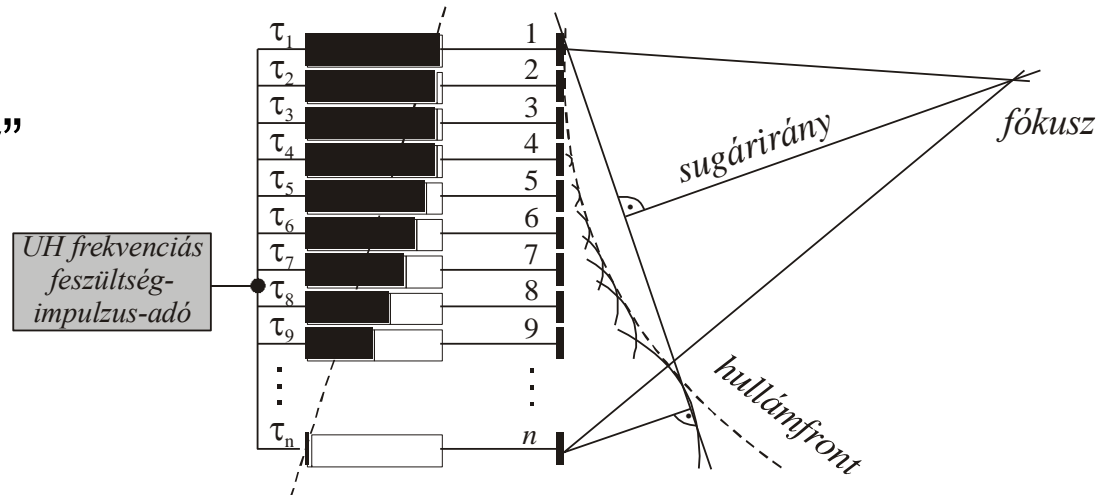
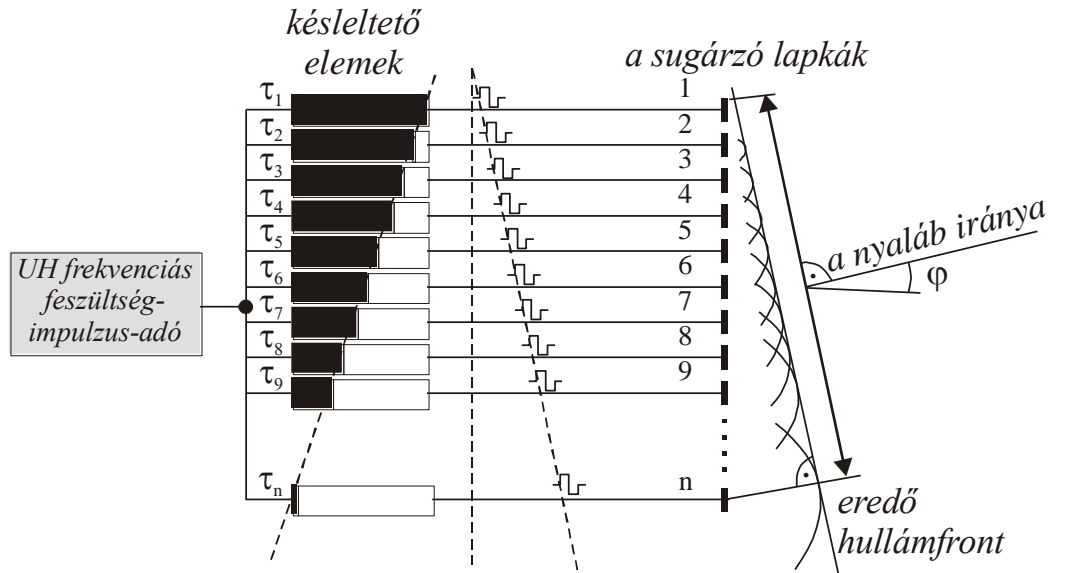
sokelemes "linear array"



sokelemes "curved array"

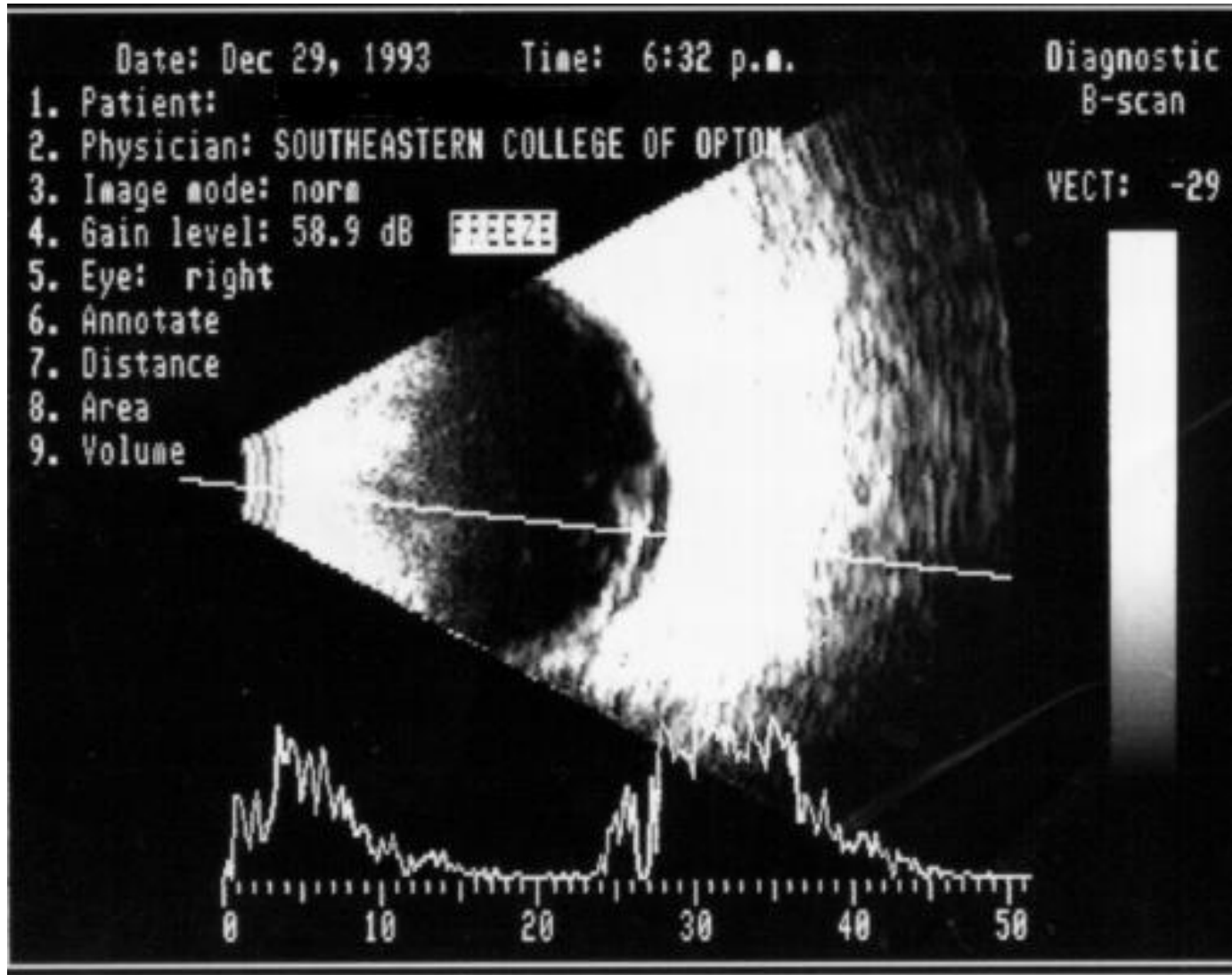


Pásztázás és fókuszálás



Kétdimenziós B-kép és A-kép

(szemészeti alkalmazás)



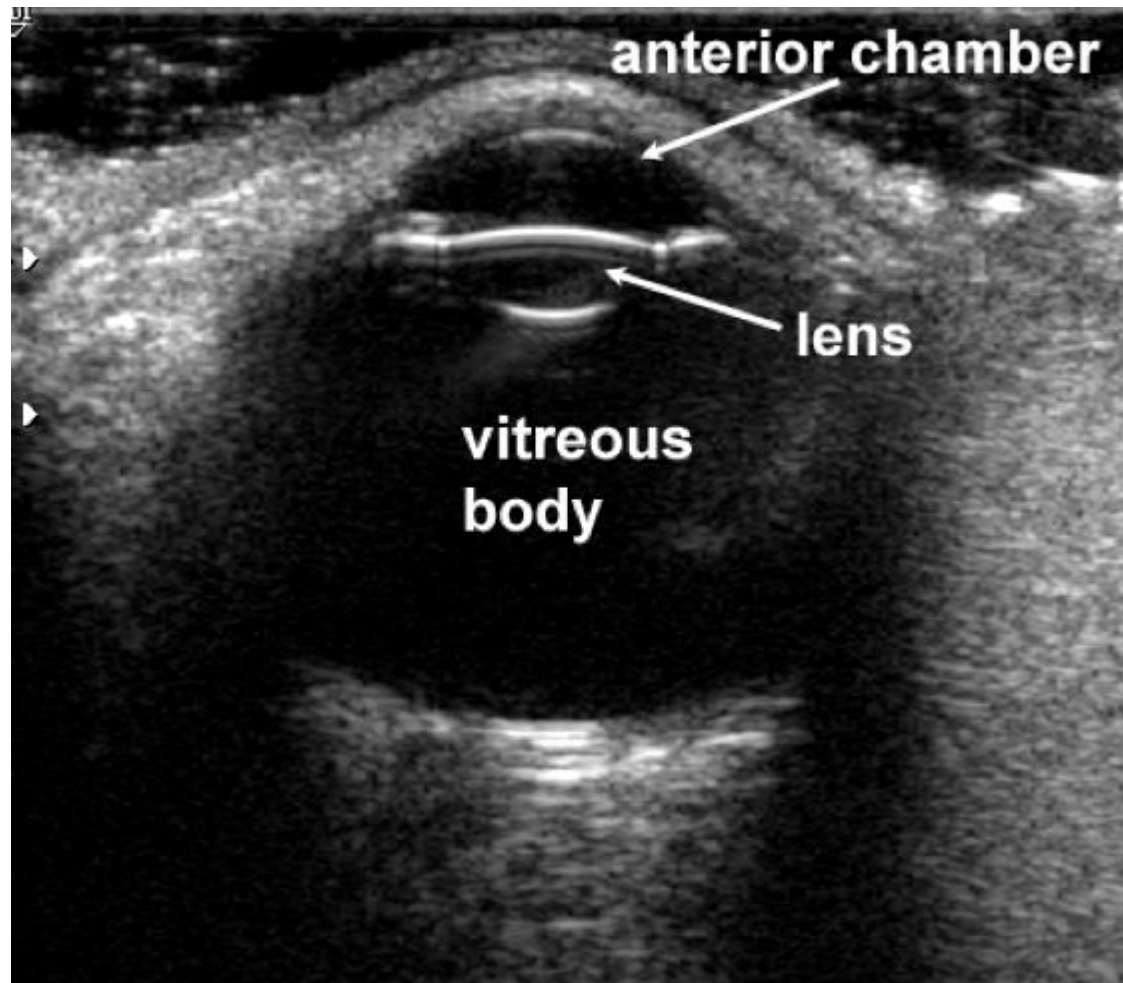
Terjedési
sebesség
figyelembe-
vétele pontos
távolságok
meghatáro-
zására:

cornea: 1641
m/s

csarnokvíz:
1532 m/s

humán
szemlencse:
1641 m/s

üvegtest: 1532
m/s

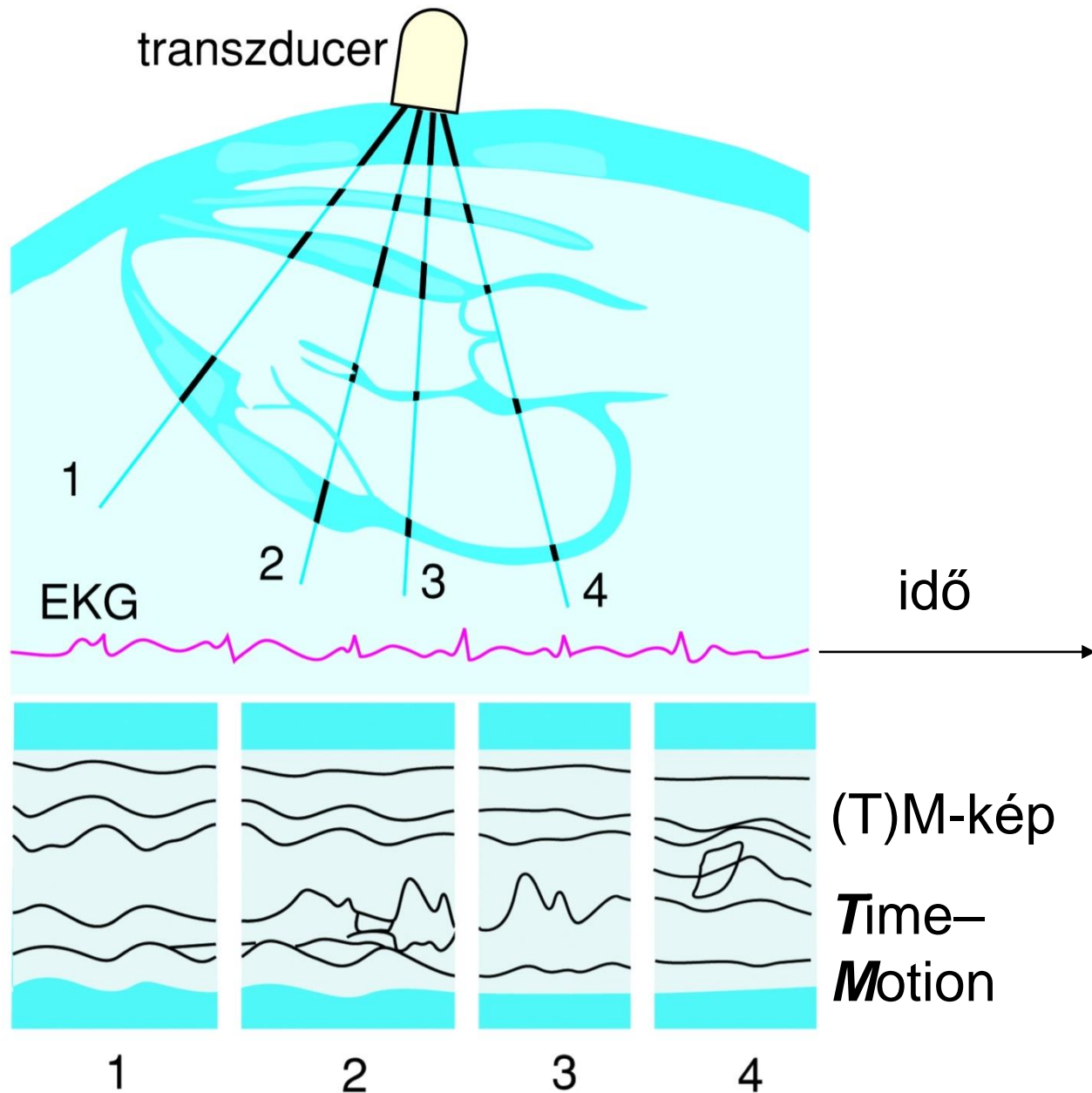


TM-kép

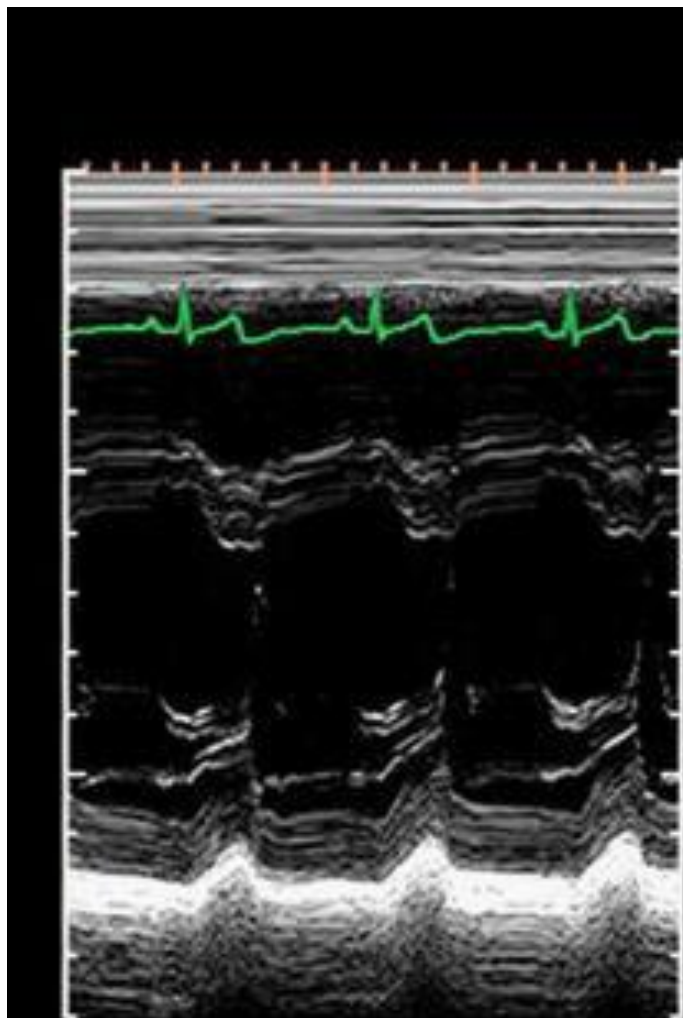
(Time – Motion)

EKG jel
referenciaként

(függőleges)
egydimenziós
B-kép időbeli
változása

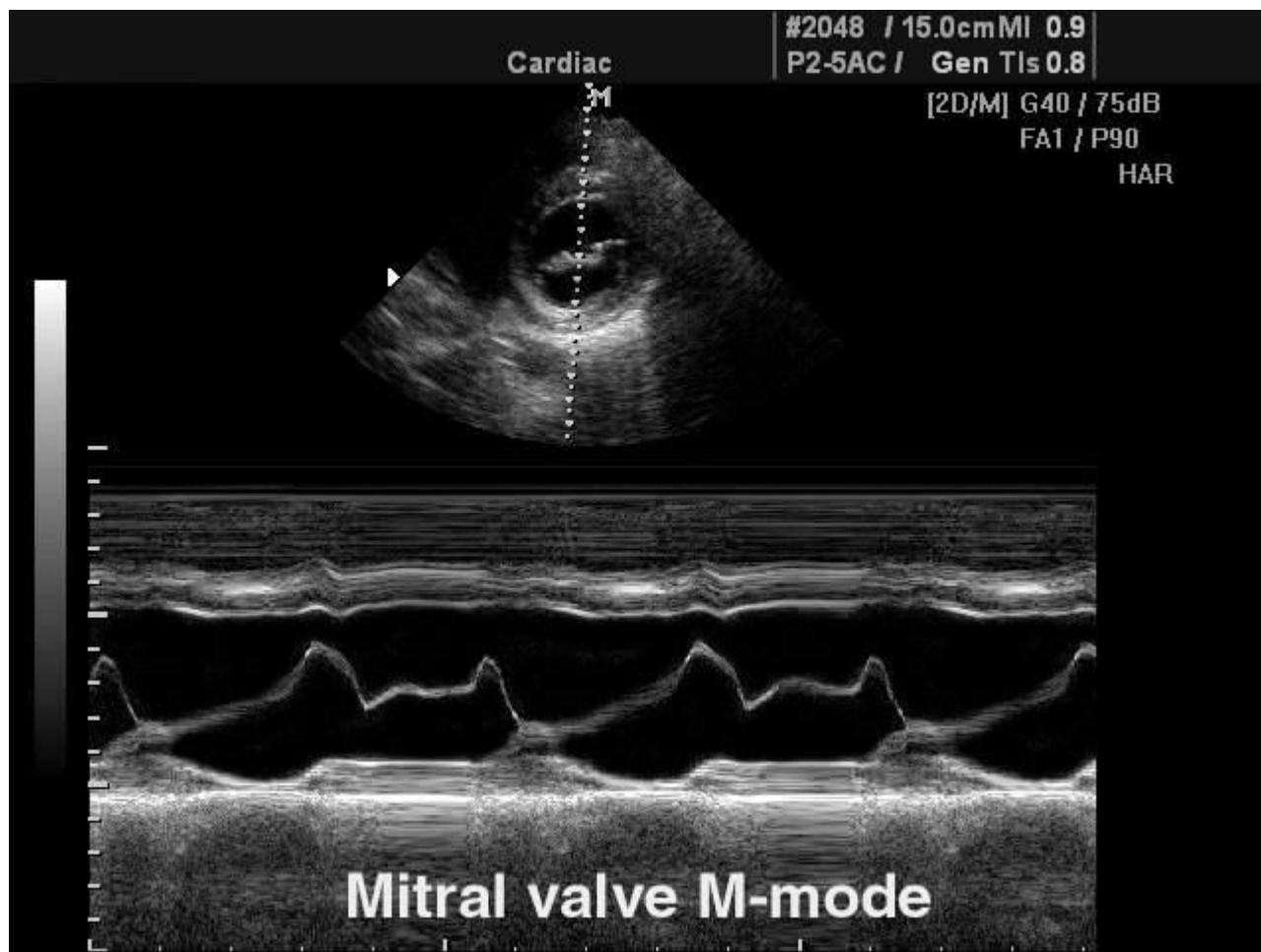


TM-kép



B-kép

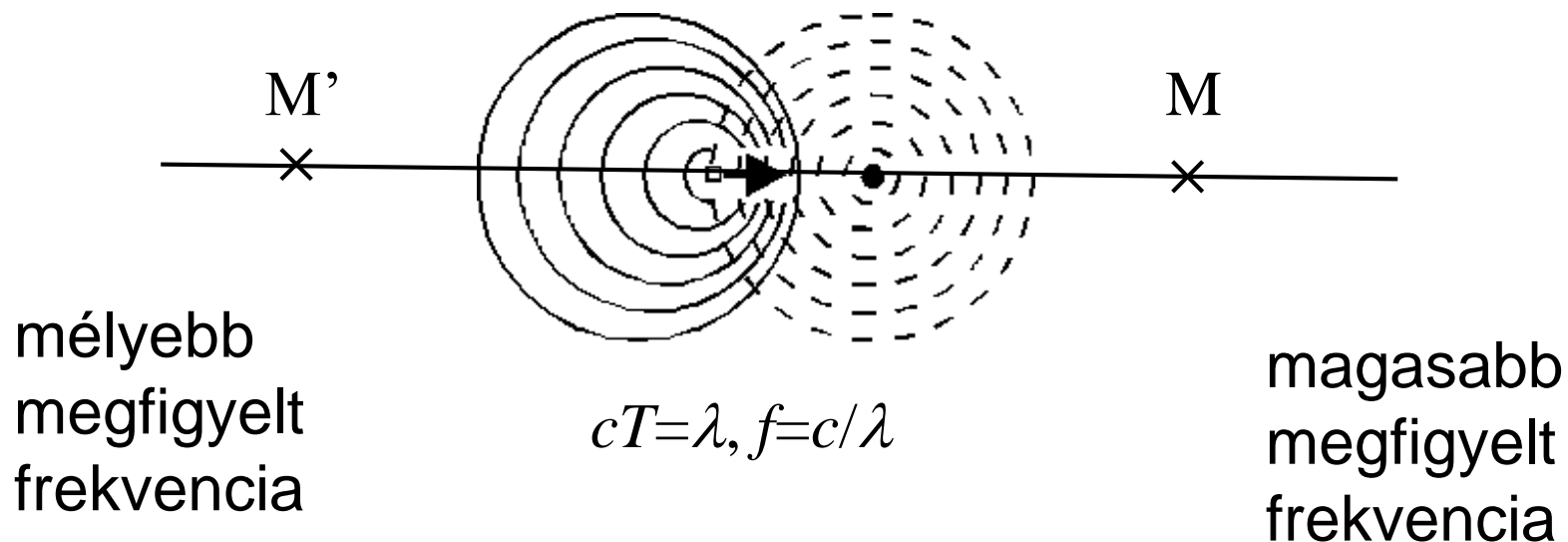




A bal pitvar és bal kamra közötti szívbillentyű mozgása TM képen

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

Vörösvértestek, 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

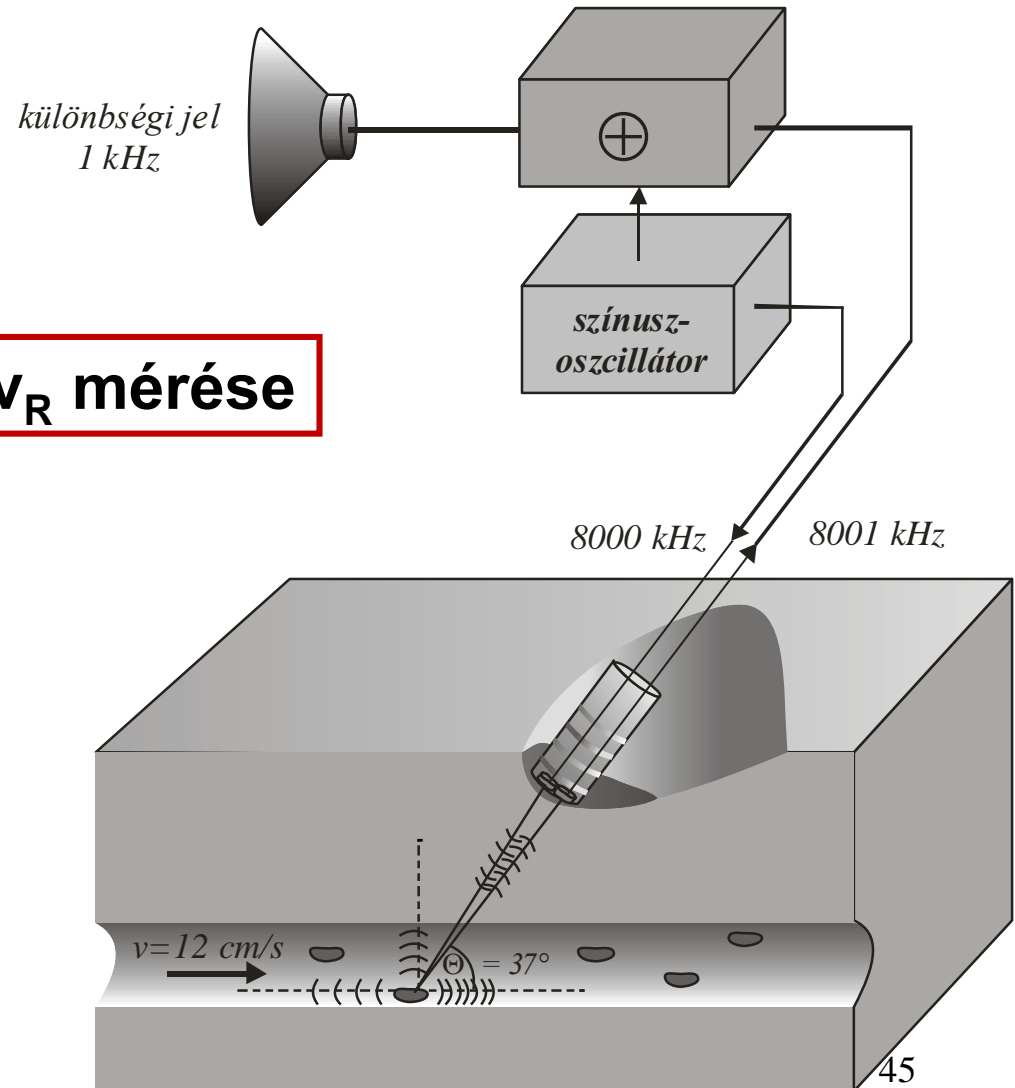
$v=12$ cm/s

$c=1600$ m/s

$\theta = 37^\circ$

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

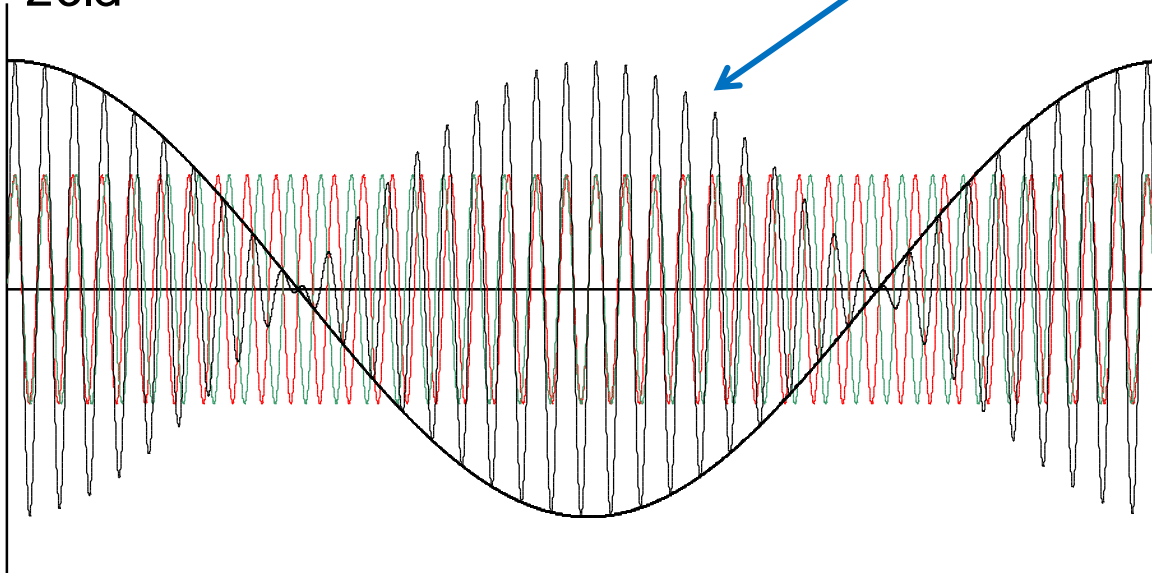
Leválasztva: *Hallható hang*



Lebegés: két kicsit eltérő frekvenciájú hullám interferenciájakor

a lebegés frekvenciája megegyezik az interferáló jelek frekvenciájának különbségével

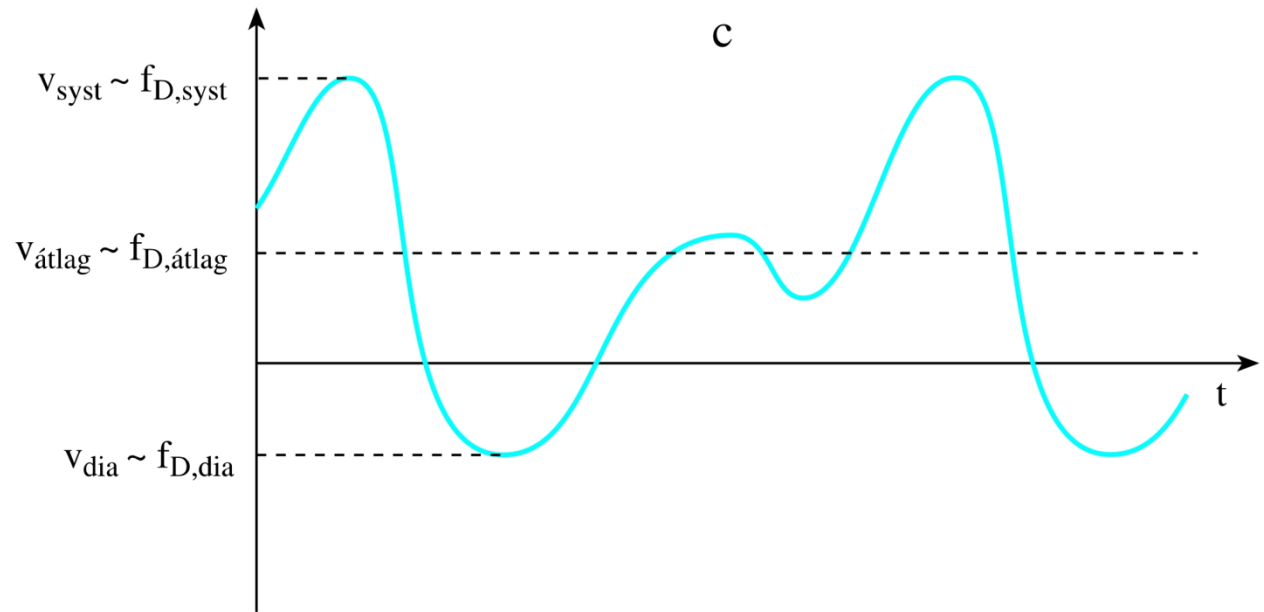
$$f_{\text{piros}} \geq f_{\text{zöld}}$$



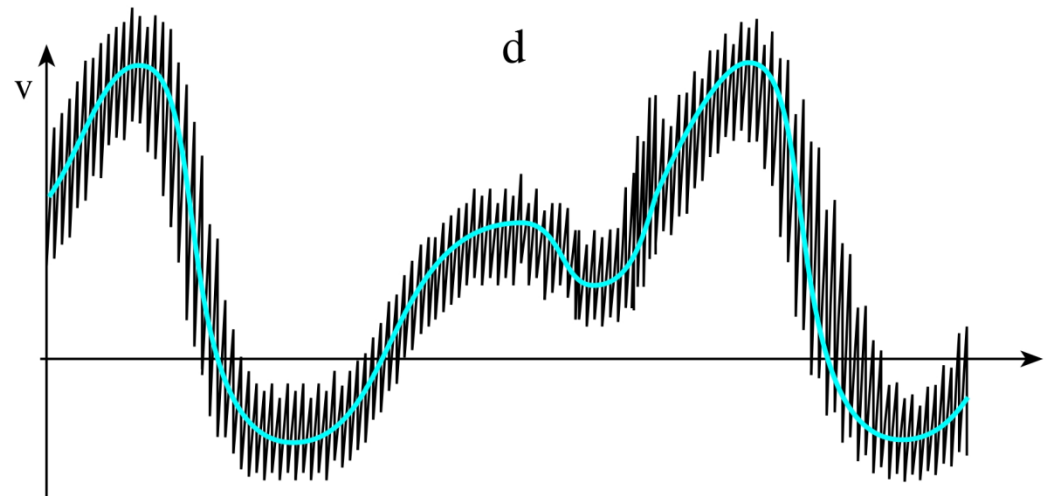
emlékeztető: $\sin \alpha + \sin \beta = 2 \sin \frac{\alpha + \beta}{2} \cos \frac{\alpha - \beta}{2}$

Doppler görbék

minden
időpillanatban egy
sebességgel
jellemozhető áramlás



minden időpillanatban egy
sebességeloszlással
jellemozhető áramlás



sebességeloszlásTM-képe

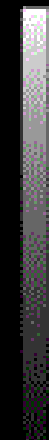


PIG 695
University Hospital

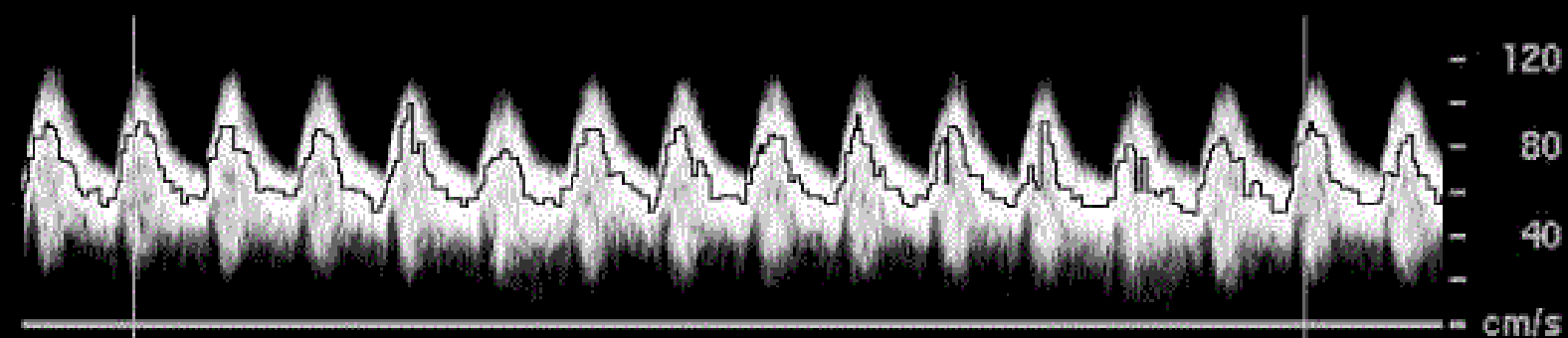
LAM
C8-5 PVasc/Ven

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

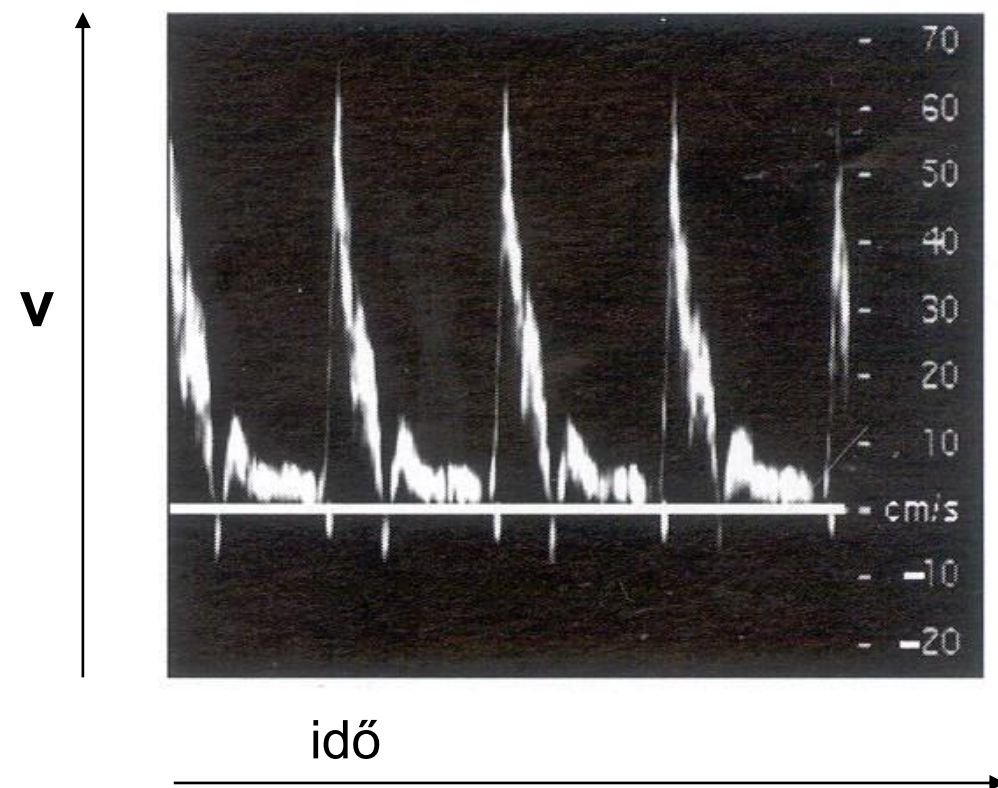


SV Angle -46°
Dep 1.5 cm
Size 4.0 mm
Freq 5.0 MHz
WF Low
Dop 68% Map 2
PRF 10000Hz



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

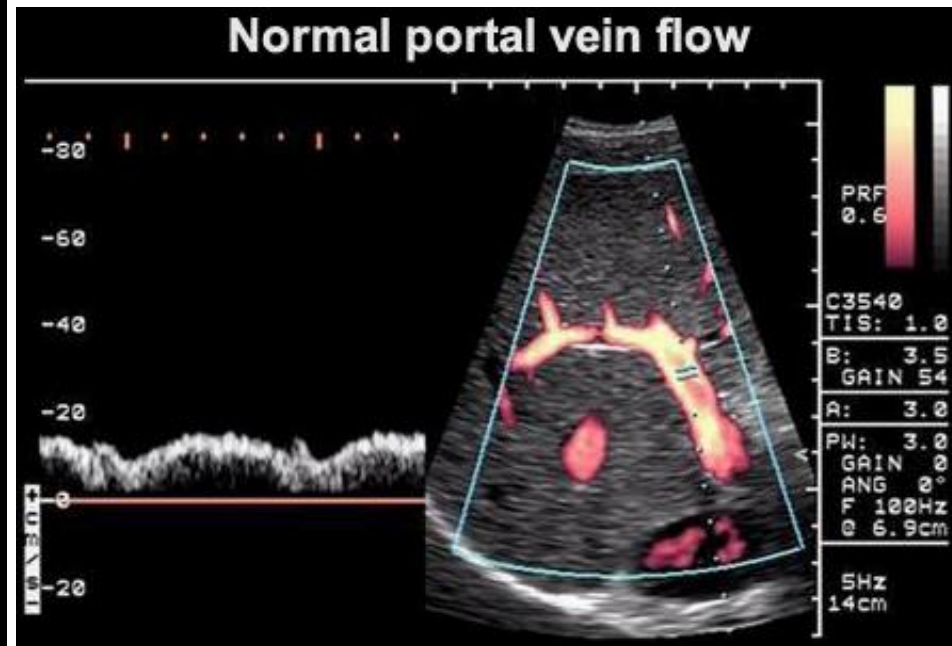
Δf előjele a véráramlás *irányára* jellemző → Színkódolás

transzducer felé: meleg színek,
transzducertól elfelé: hideg színek



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

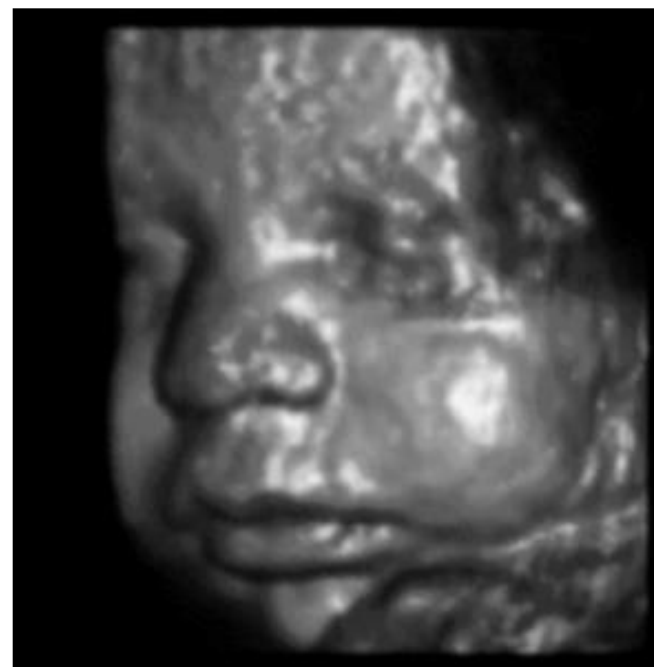
Máj kapuér



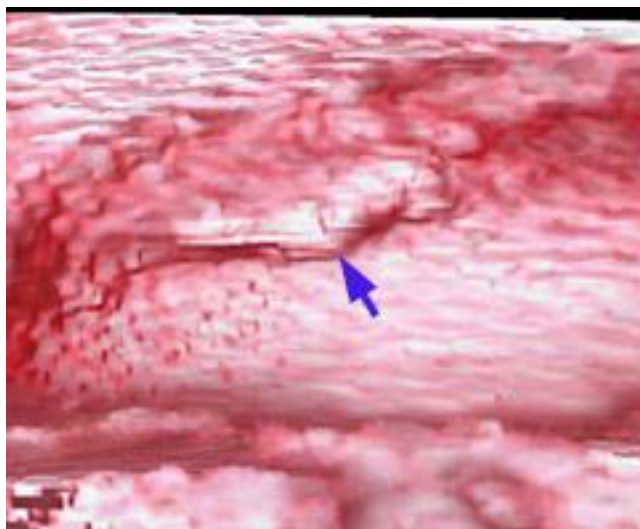
Szín ~ vénás - artériás áramlás
örvénylés - szűkületek

3D rekonstrukció

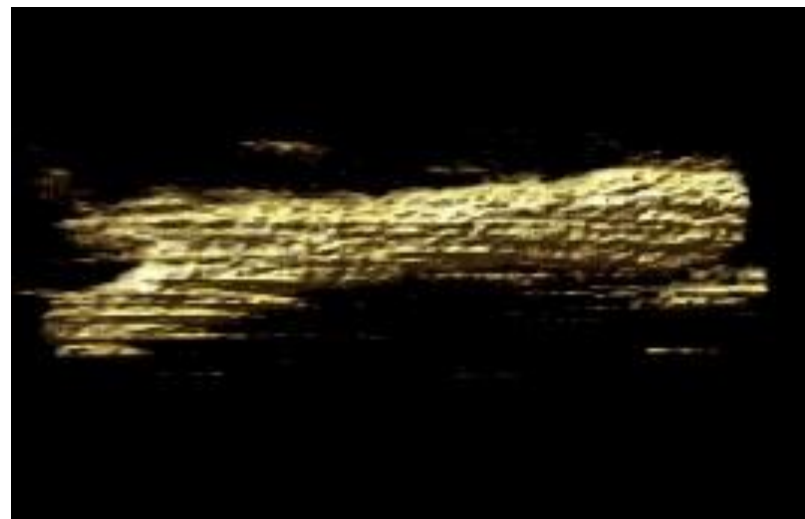
magzat arca



húgyhólyag



nyaki verőér

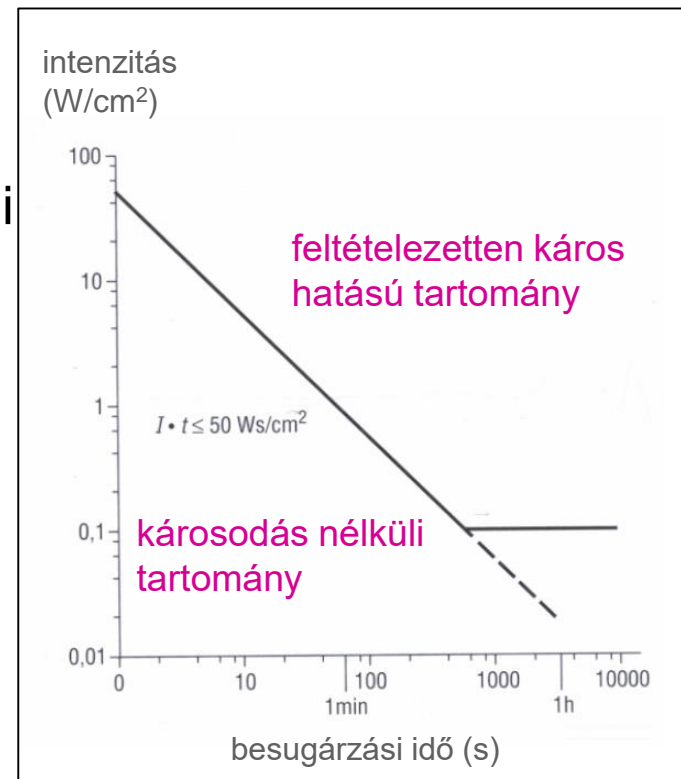


UH terápia

mechanikai és/vagy hőhatás, és kémiai degradáció alapján

- kis intenzitás: *mikromasszás* – belső surlódás
- 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

pl. 1 MHz, 1 W/cm²
izomban 400 kPa a Δp (!)
-100 és +300 kPa között változik a p



Lökéshullám terápia (nem UH!)

ESWL (extracorporeal shockwave lithotripsy)



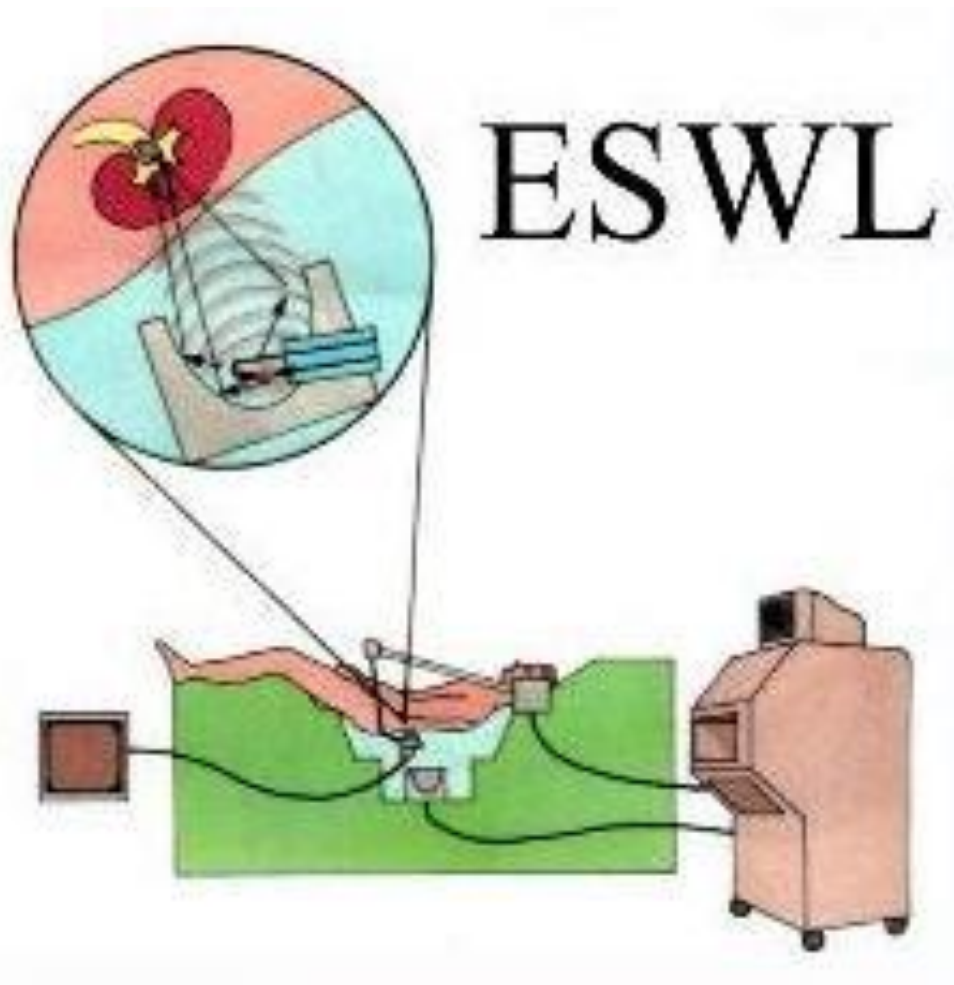
*kövek non-invazív törése
(vese, epe, ...)*

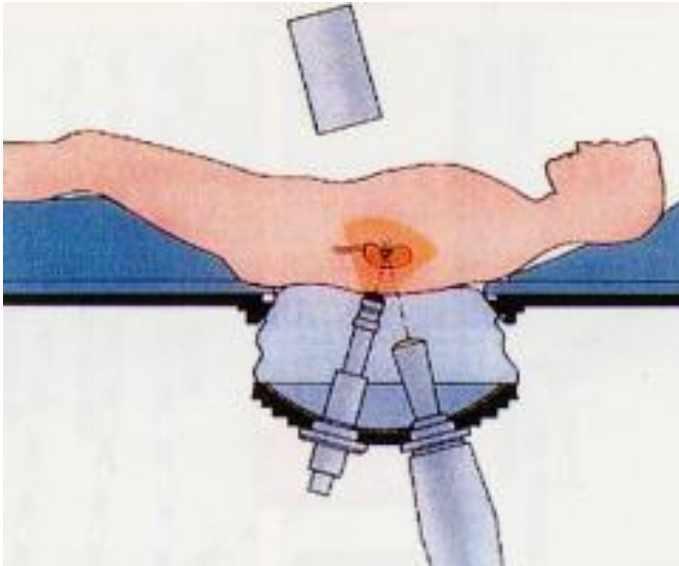
kb. 20 kV-os kondenzátor víz
alatti elektródapáron kisütve



nyomásimpulzus , fókuszállás
a kő helyére elliptikus tükörrel

*röntgen és/vagy UH képalkotóval
követik a kezelés előrehaladtát*







Példák az UH diagnosztika és terápia fejlődési irányaira

Képalkotás:

- kis átmérőjű henger-alakú transzducer-array endoszkópiai alkalmazásra*

Terápia:

- tumor-degradáció fókuszált ultrahanggal – pl.agytumorok → sugárterápia kiváltása
- fókuszálás és felbontás javítása → mikromanipuláció mikro- és nano-részecskékkel → lézersebészet kiváltása*

**Piezoelectric single crystal ultrasonic transducers for biomedical applications, Qifa Zhou et al., Progress in Materials Science, Vol.66, 2014, 87-111*

Therapeutic ultrasound an overview. T.J. Mason / Ultrasonics Sonochemistry 18 (2011) 847–852

High intensity focused ultrasound: The fundamentals, clinical applications and research trends.

I.A. Shehata Elhelf et al. Diagnostic and Interventional Imaging, (2018), 99/6, 349-359

Vége

Köszönöm a figyelmet!

