

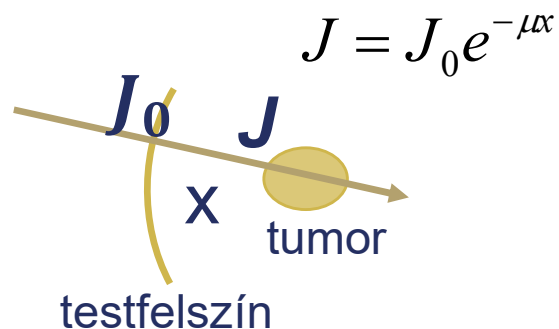
# A sugárterápia szempontjai

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

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

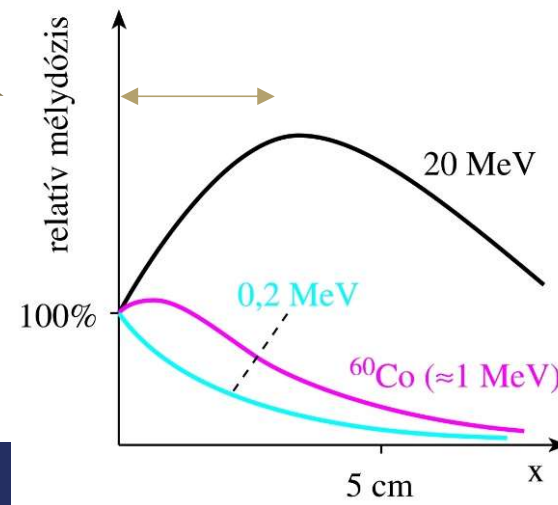
## Foton-sugárzás (rtg. és $\gamma$ ) alkalmazása

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

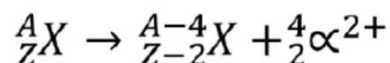
oka: atommag instabilitása ( $p, n$  szám aránya)

fajtái:  $\alpha, \beta, \gamma$  sugárzás

**$\alpha$  - sugárzás:** nagy sebességű He-ionok

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

Monoenergetikus sugárzás

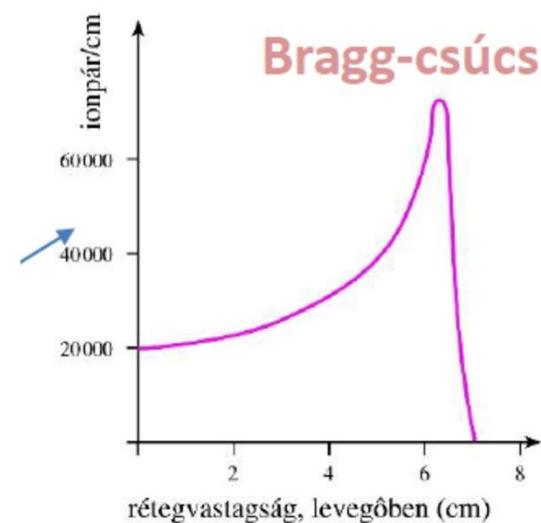


Anyagba belépve ionizál, a hatékonyság a lefékeződéssel erősen nő, maximum ( Bragg csúcs ) után zérusra csökken

Hatékonyság mértéke:

**Linear Energy-Transfer**

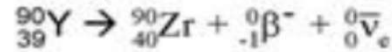
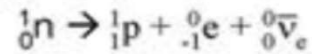
**LET**



**Hatótávolság szövetben: néhány x 10 microméter!**

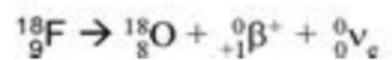
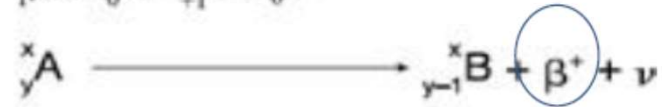
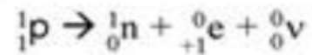
# $\beta$ – sugárzás

A



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

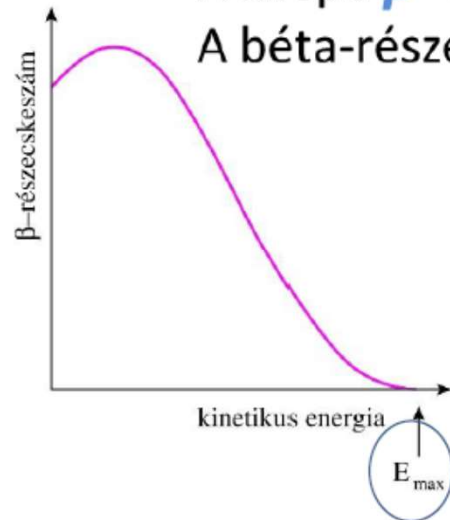
B



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

A kilépő  $\beta$  -részecskék energiája folytonos eloszlású.

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

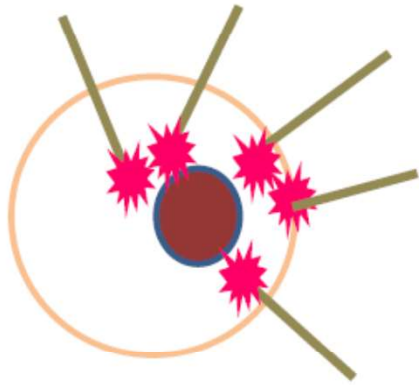


Hatótávolság szövetben ~ néhány mm

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

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

## $\alpha$ - és $\beta$ – sugárzás terápiai alkalmazása



### Kis hatótávolság felhasználása

„közel”-terápia: **brachyterápia**

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

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

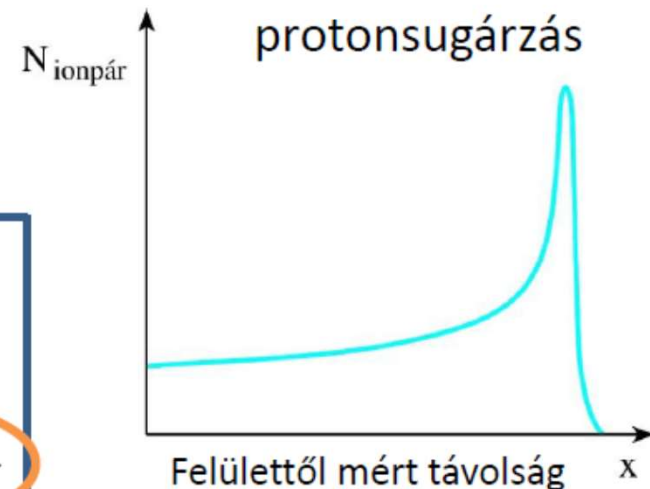
## 2. Részecskegyorsítókkal előállított nehéz-ion sugárzások

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)  
 **$^{12}\text{C}$  – ion**

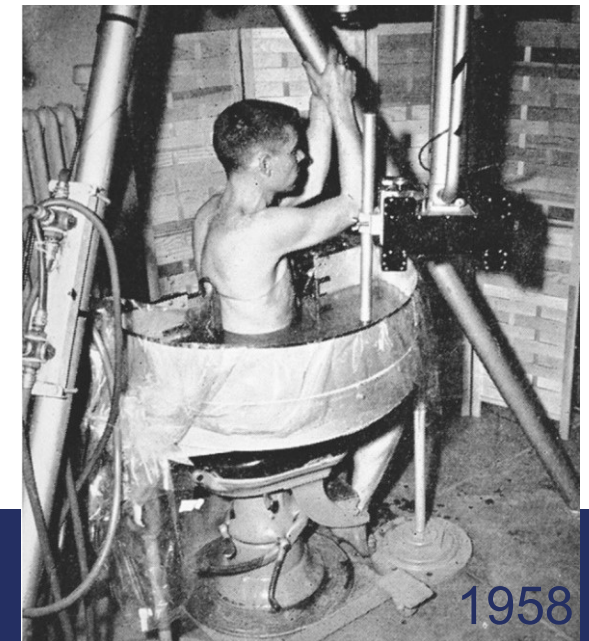
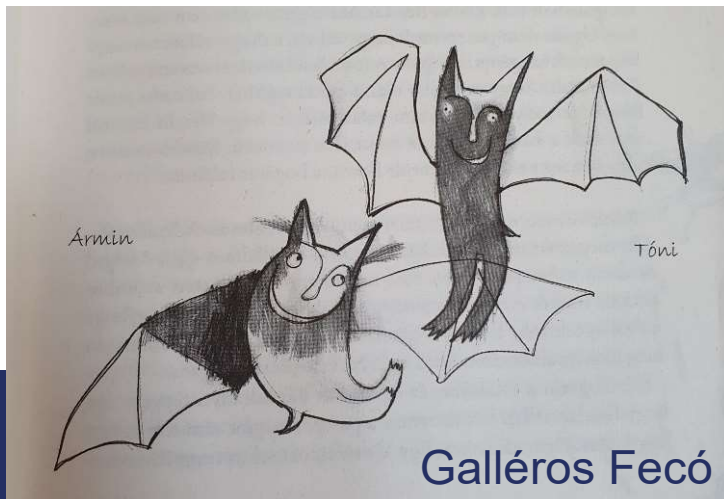


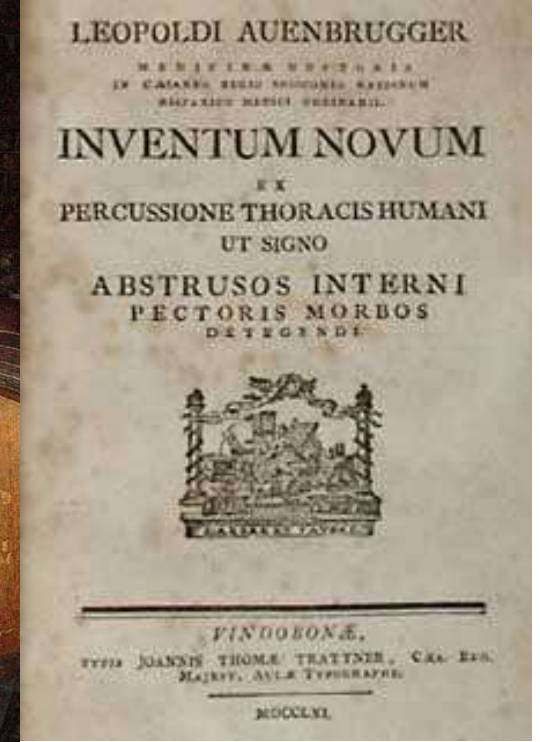


# Az élő anyag rugalmas tulajdonságainak felhasználása diagnosztikában és terápiában: ultrahang - módszerek

*2024 március 06.*

*Dr. Jedlovsky-Hajdú Angéla*





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

## perkusszió orvosi alkalmazása

kocsmai kérdés: mennyi bor van a hordóban?



ELW  
1769





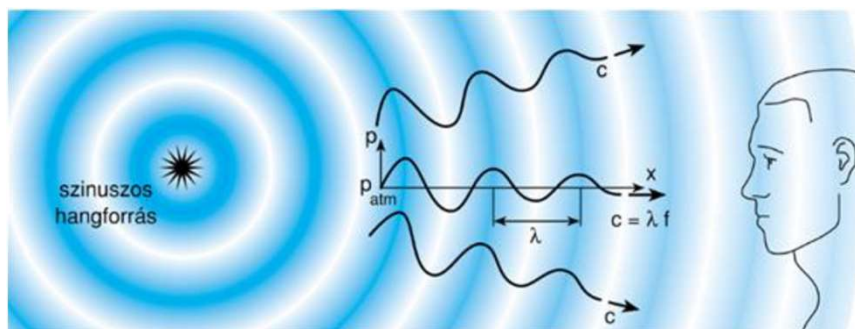
# Hang: mechanikai hullám

**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***

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

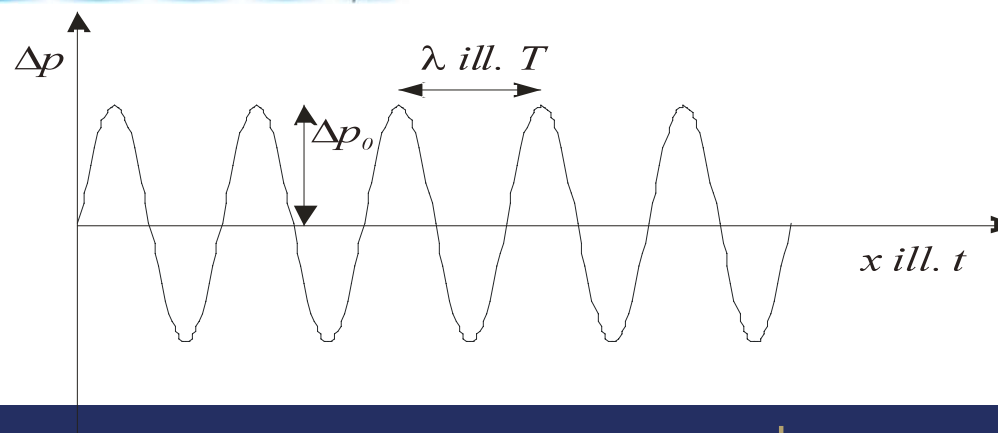
Mechanikai hullám terjedéséhez ***közegre van szükség: mechanikai energia terjed***



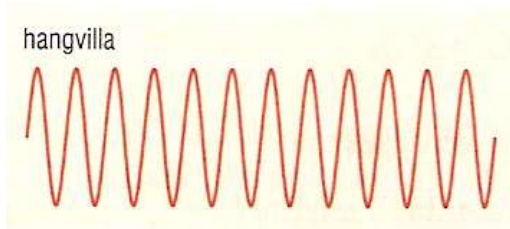
Mire írjuk fel a hullámfüggvényt?

- Sűrűség
- Elmozdulás az egyensúly körül
- Nyomás

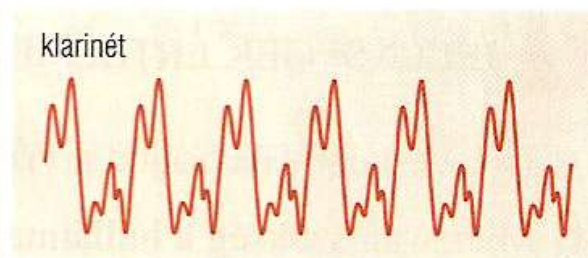
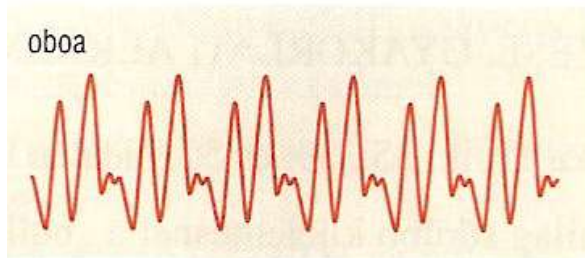
***A nyomásváltozásra  
felírt hullám-függvény***



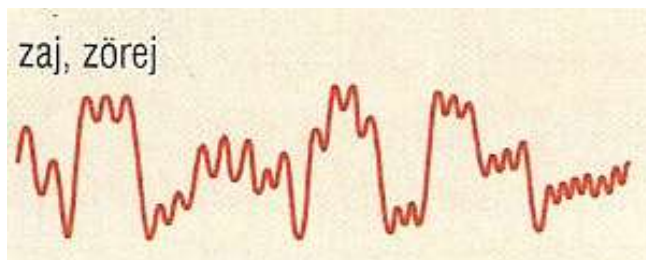
# A „hangok” hullámfüggvényei többnyire összetettek



Adott frekvenciájú „tiszt” hang

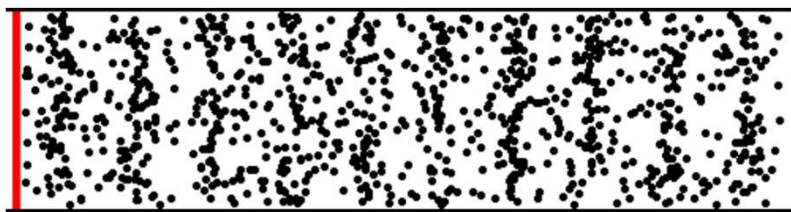


Zenei hangok – több komponens



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*

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

amplitúdó

fázis

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

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

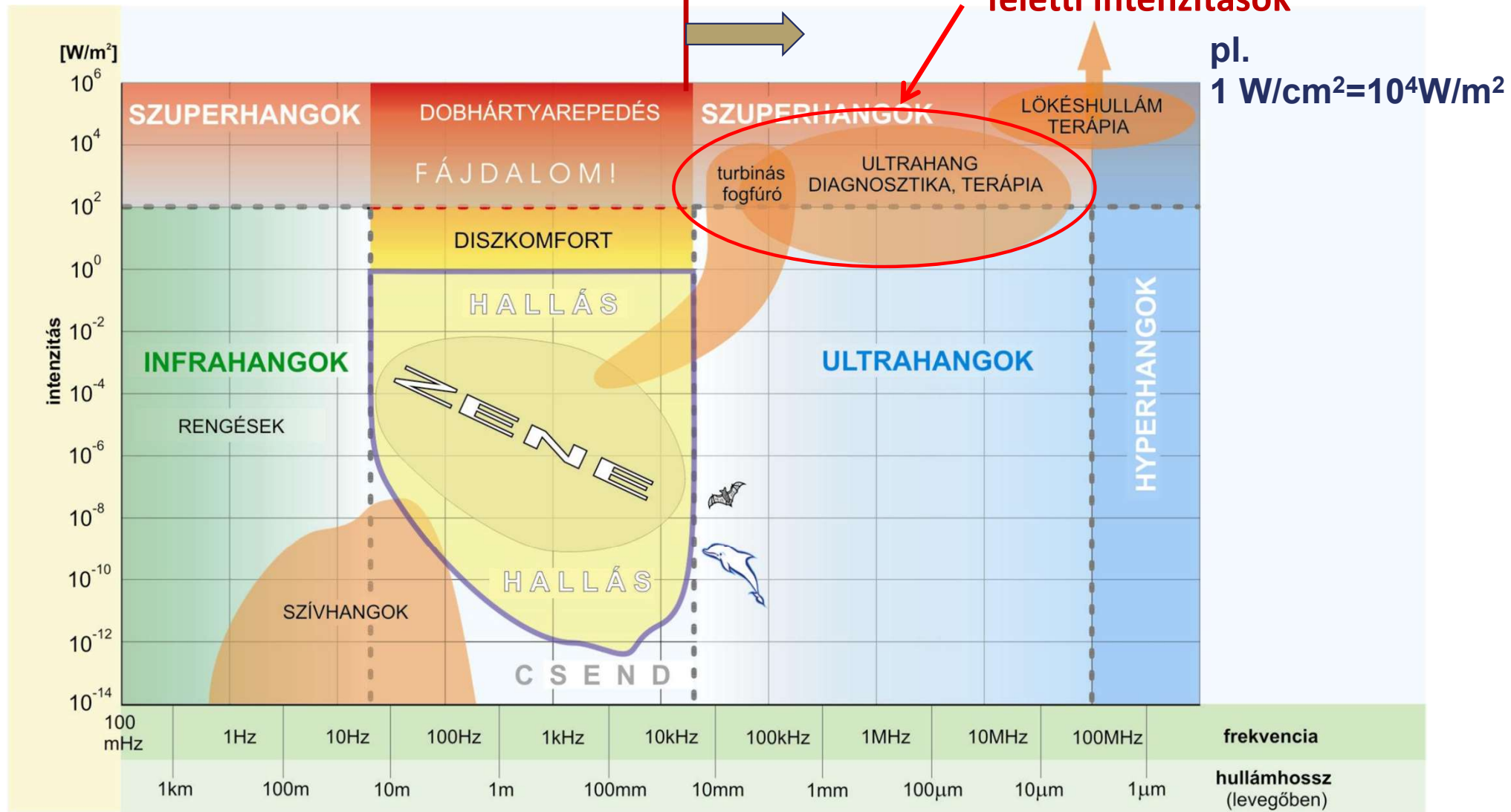


# Ultrahang: 20 kHz feletti frekvenciájú hanghullámok

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

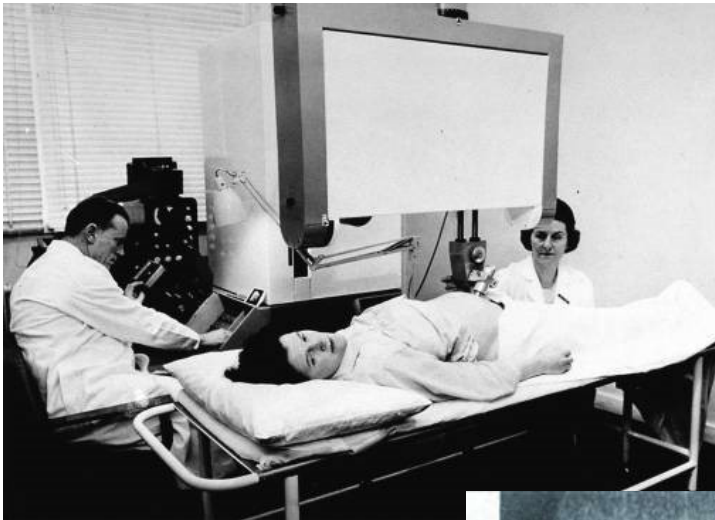
Hallás fájdalom-küszöbe  
feletti intenzitások

pl.  
 $1 \text{ W/cm}^2 = 10^4 \text{ W/m}^2$



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

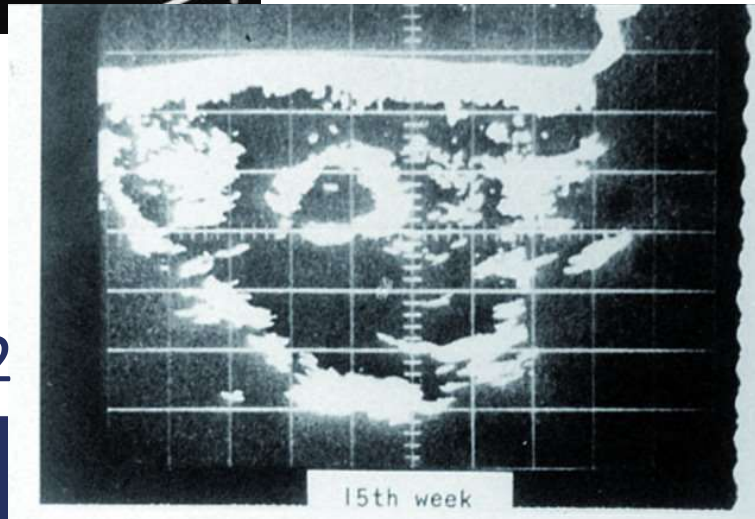
Terápiai szempontból is jelentős.



1960



2000



1972





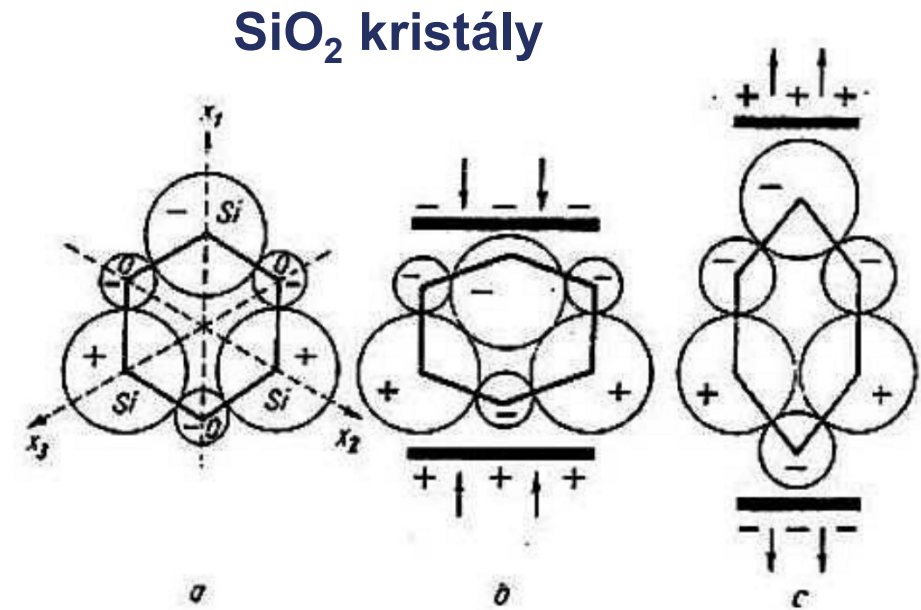
# Hogyan keltsünk ultrahangot?

## 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



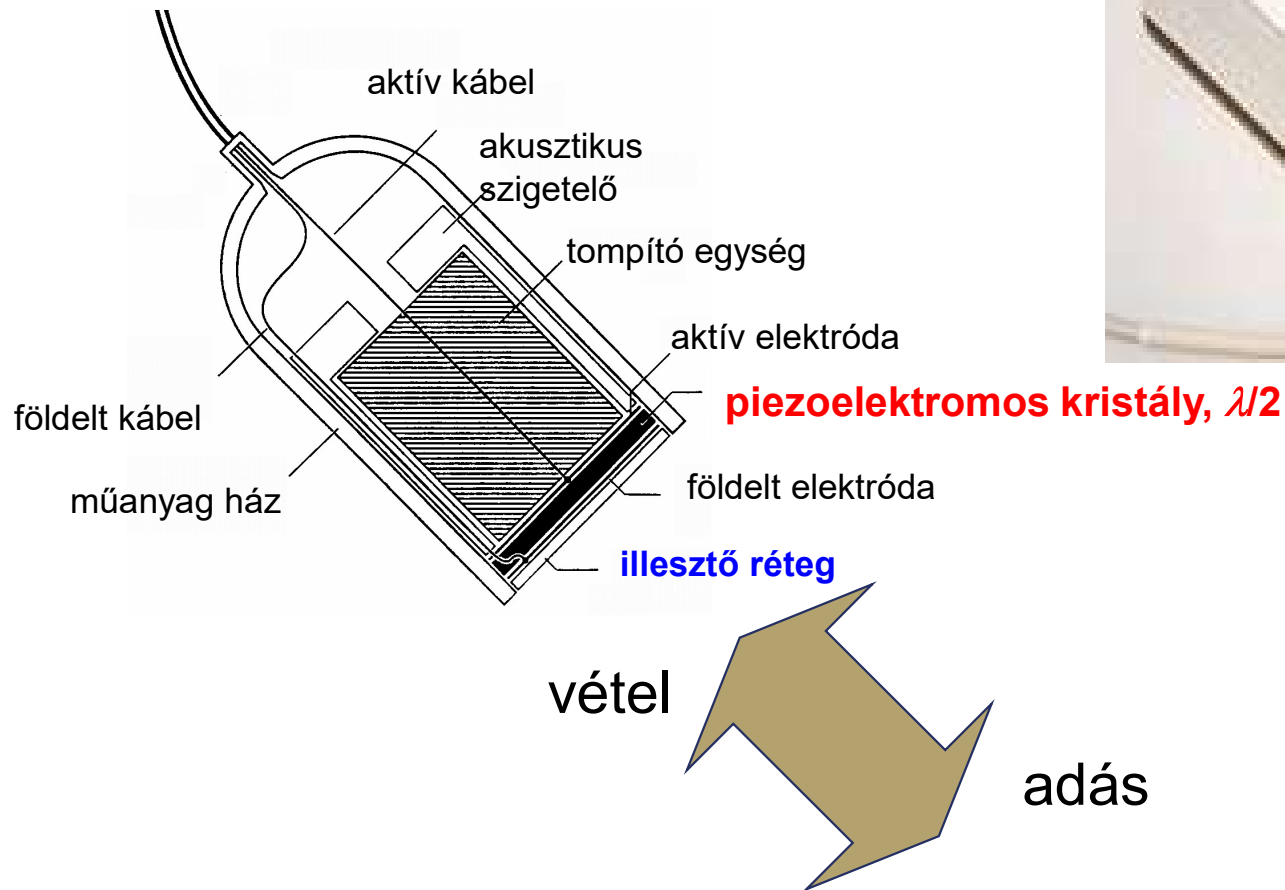
## Elektro/magneto-strikció: kerámiák

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

***akusztikai fogalmakkal – teljesítmény-sűrűség***

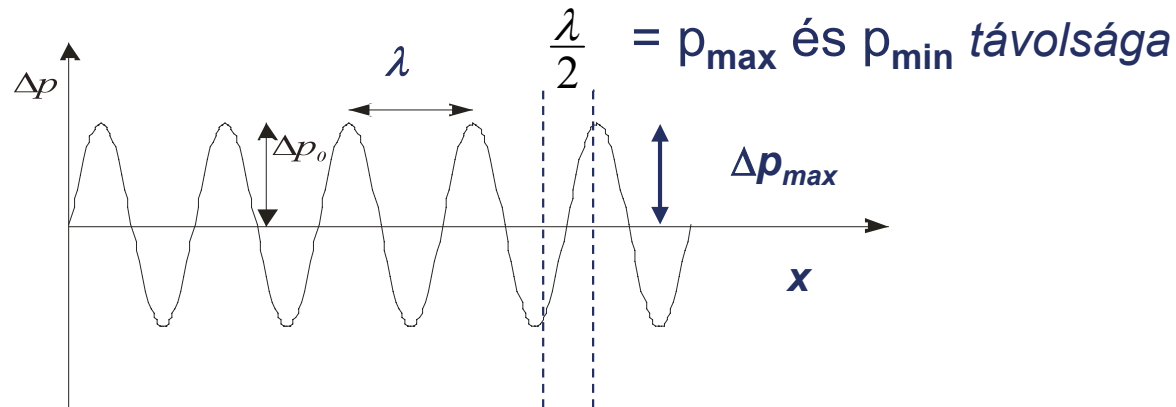
$$J = \frac{1}{Z_{akuszt}} \Delta p_{eff}^2 = \frac{1}{2Z_{akuszt}} \Delta p_{max}^2$$

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

$$\lambda = c/f$$

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

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

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

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

***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:  $10 \text{ W/cm}^2$***

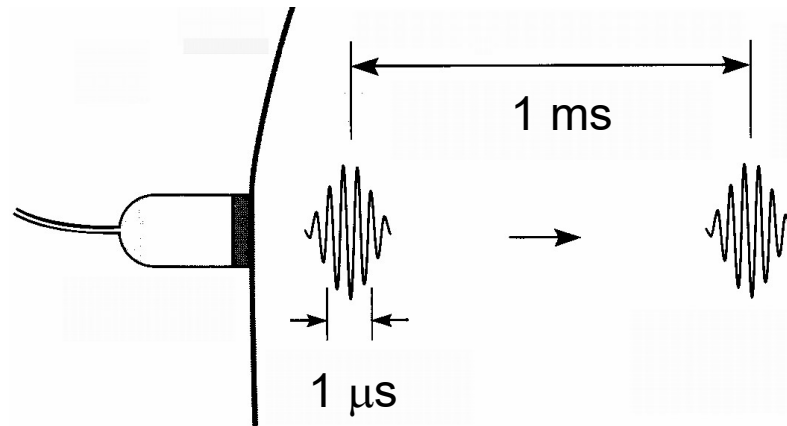
???

## 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:  $10 \text{ W/cm}^2$

**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**

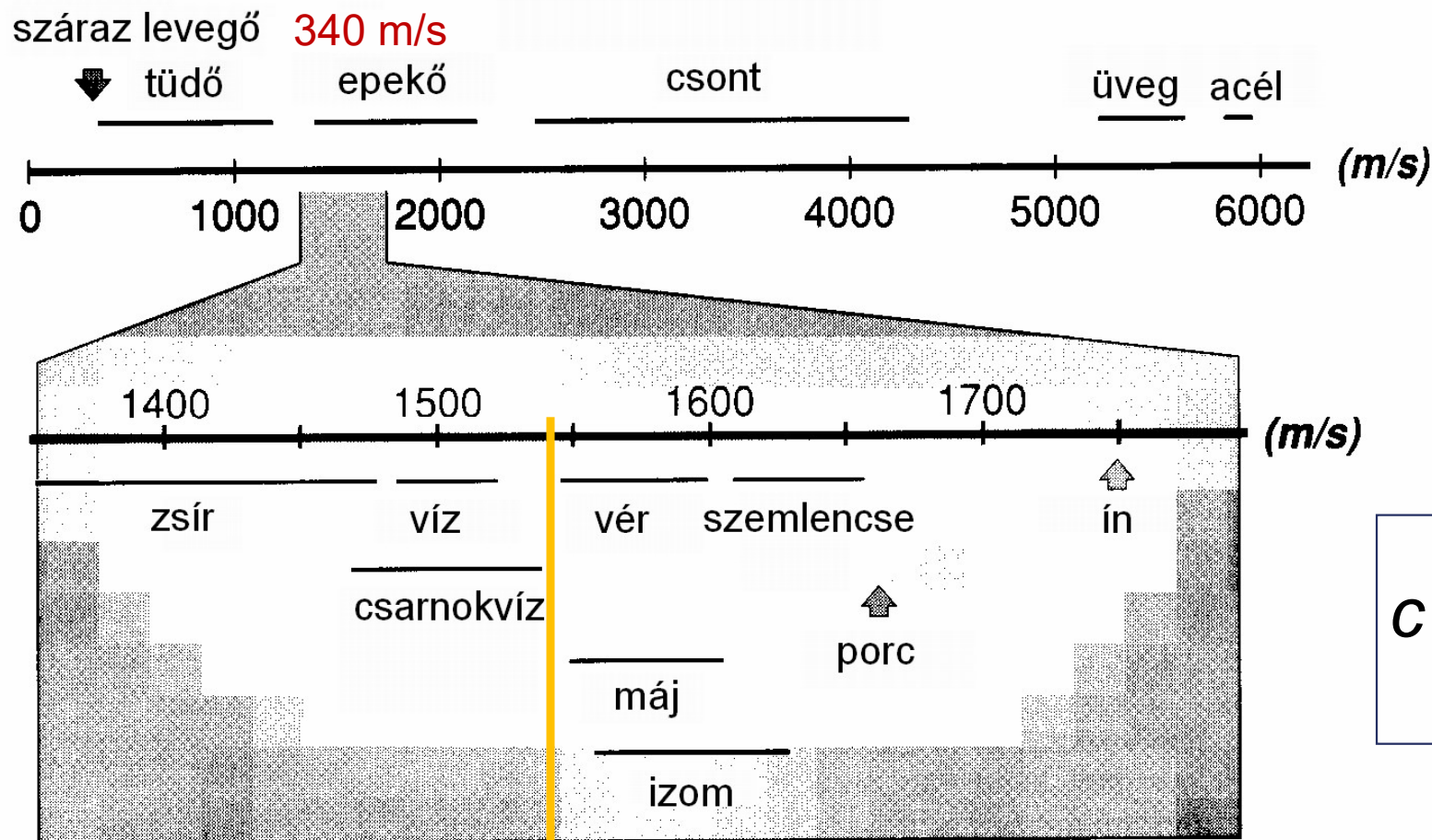
*relatív térfogat csökkenés per nyomás-növekedés*

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

**terjedési sebesség,  $\rho$ -sűrűség**

# Az UH sebessége testszövetekben

A sebesség nem függ a frekvenciától → = hangsebesség



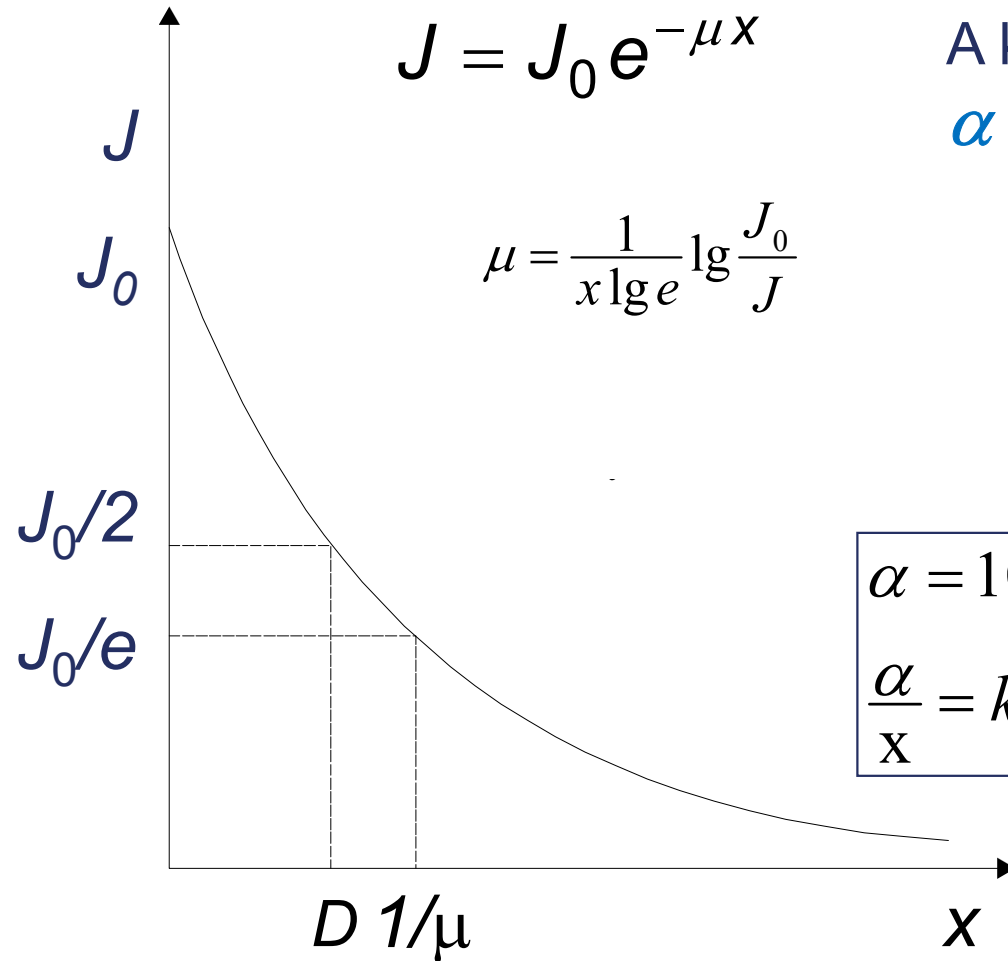
$$c = \frac{1}{\sqrt{\rho \kappa}}$$

átlagos lágy szövet: 1540 m/s (!)

anyag	$\rho$ sűrűség [kg/m <sup>3</sup> ]	$\kappa$ kompresszi- bilitás [1/GPa]	$c$ terjedési sebesség [m/s]	$Z$ akusztikus impedancia [kg/(m <sup>2</sup> ·s)]	$\alpha(f,x)$ fajlagos csillapítás [dB/(cm·MHz)]
levegő	1,3	7650	331	430 = 0,00043·10 <sup>6</sup>	1,2
tüdő	400	5,92	650	0,26·10 <sup>6</sup>	
zsír	925	0,51	1470	1,42·10 <sup>6</sup>	0,63
víz, 20°C	998		1492	1,49·10 <sup>6</sup>	0,0022
víz, 36°C	994		1530	1,53·10 <sup>6</sup>	
agy	1025		1530	1,56·10 <sup>6</sup>	0,85
lágyszövet	1060		1540	1,63·10 <sup>6</sup>	0,3 – 1,7
máj	1060	0,38	1549–1570	1,65·10 <sup>6</sup>	0,94
vese	1040	0,40	1560	1,62·10 <sup>6</sup>	1,0
lép	1060		1566	1,64·10 <sup>6</sup>	
izom	1040–1080		1568	1,63·10 <sup>6</sup>	1,3 – 3,3
vér	1060	0,38	1570	1,61 – 1,66·10 <sup>6</sup>	0,18
szemlencse			1620	1,84·10 <sup>6</sup>	2,0
csontvelő	970		1700	1,65·10 <sup>6</sup>	
csont, porózus	1380	0,08	3000	2,2 – 2,9·10 <sup>6</sup>	
csont, tömör	1700	0,05	3600	6,12·10 <sup>6</sup>	20,0
aluminium	2700	0,009	6400	17,28·10 <sup>6</sup>	
csatoló gél				6,5·10 <sup>6</sup>	
ólom-cirkonát- titanát	7650		3791	29·10 <sup>6</sup>	
kvarc	2650		5736	15,2·10 <sup>6</sup>	

# 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  $\mu$  helyett az  **$\alpha$  csillapítási tényezővel** jellemzik

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

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

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



# $\mu$ 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!

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

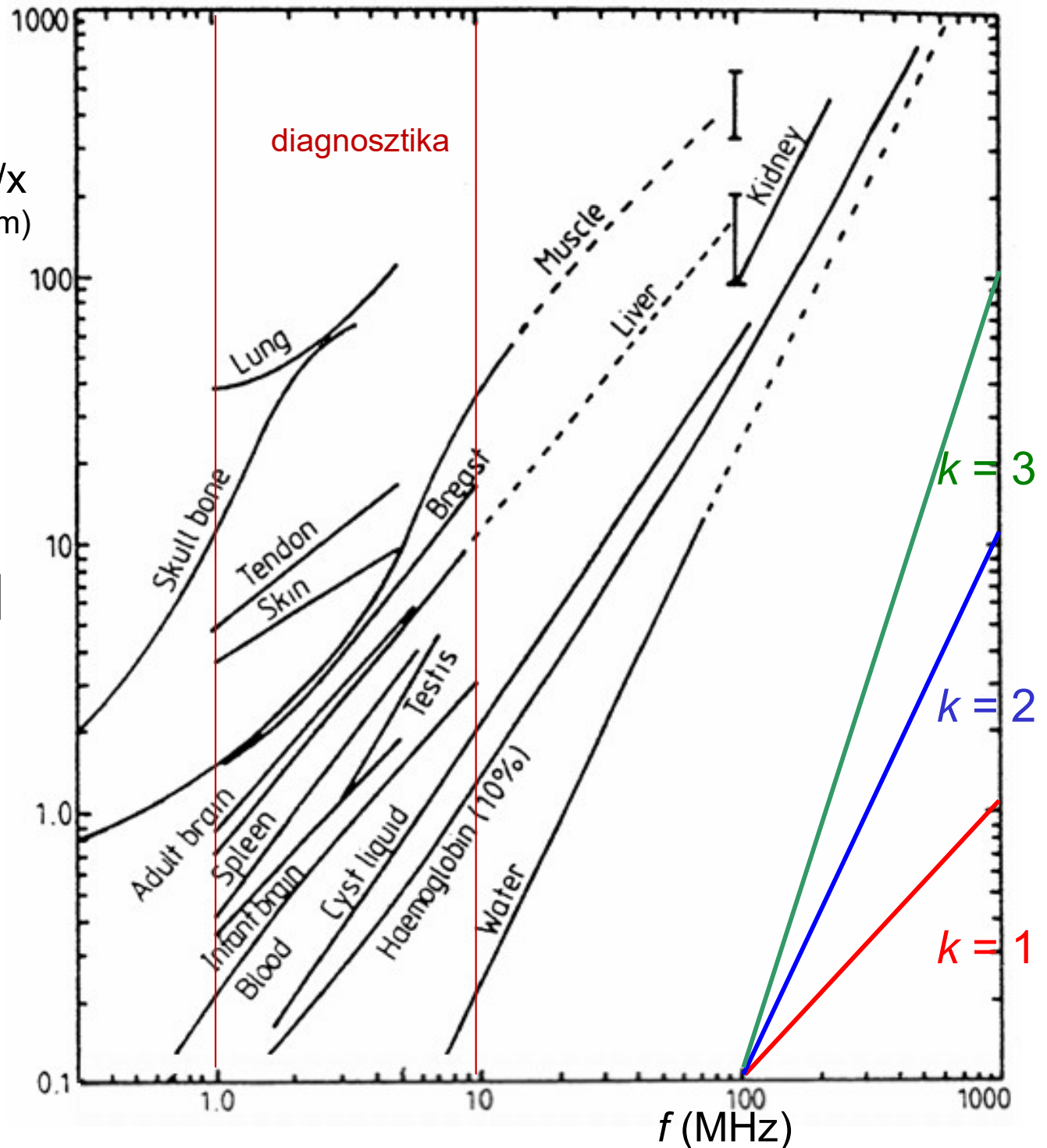
**fajlagos csillapítás:** csak a közegre jellemző

pl. lágy szövetre:

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

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

(dB/cm)



# 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

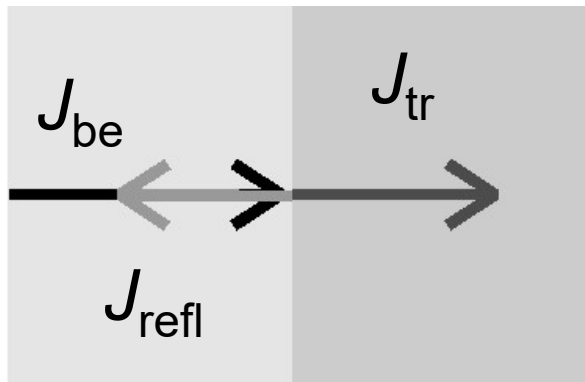
A reflexiós irányok megfelelő megválasztásával metszeti síkokban a szervek (és eltérő szöveti tartományok) körvonalai kirajzolódnak

Tomográfiai adatgyűjtés → ***anatómiai információ***

# Az UH diagnosztika alapja a UH visszaverődése

## különböző közegek határán

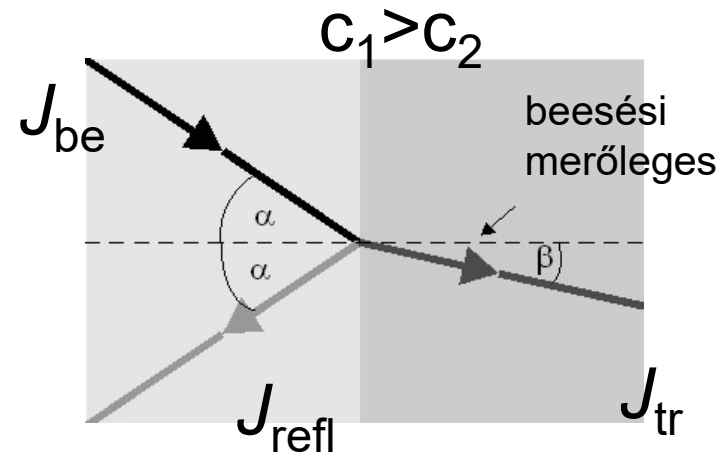
merőleges beesés



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

reflexió és transzmisszió

ferde beesés



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

irányváltás: Snellius-Descartes  
törvény

# Milyen szöveti tulajdonság okoz határfelületi reflexiót?

## reflexióképesség

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

*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 !**

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

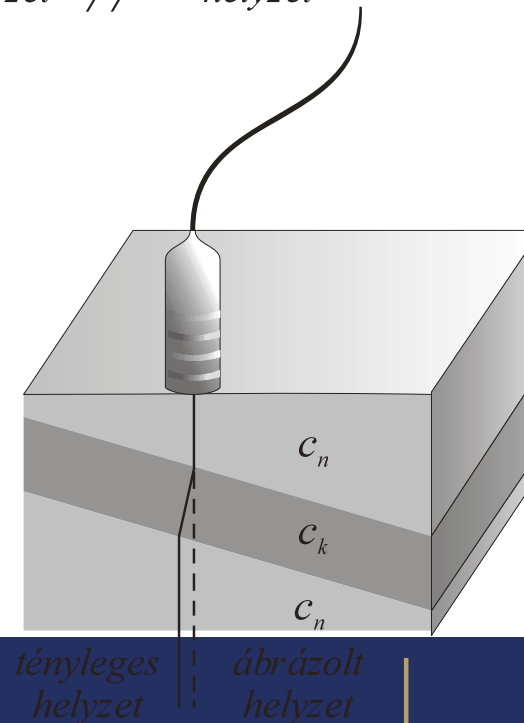
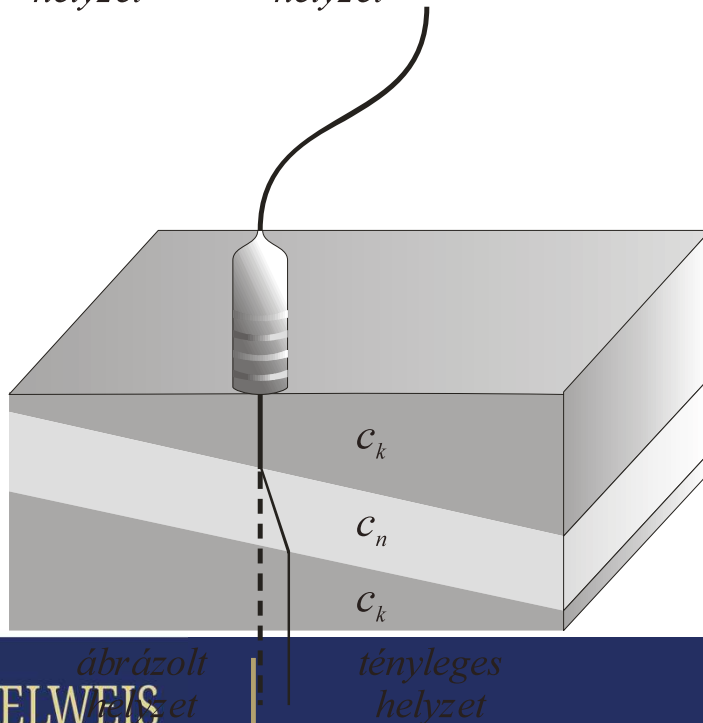
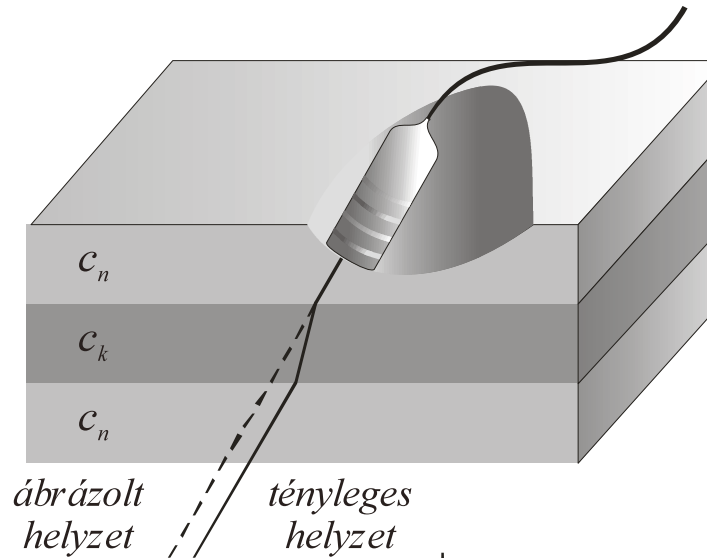
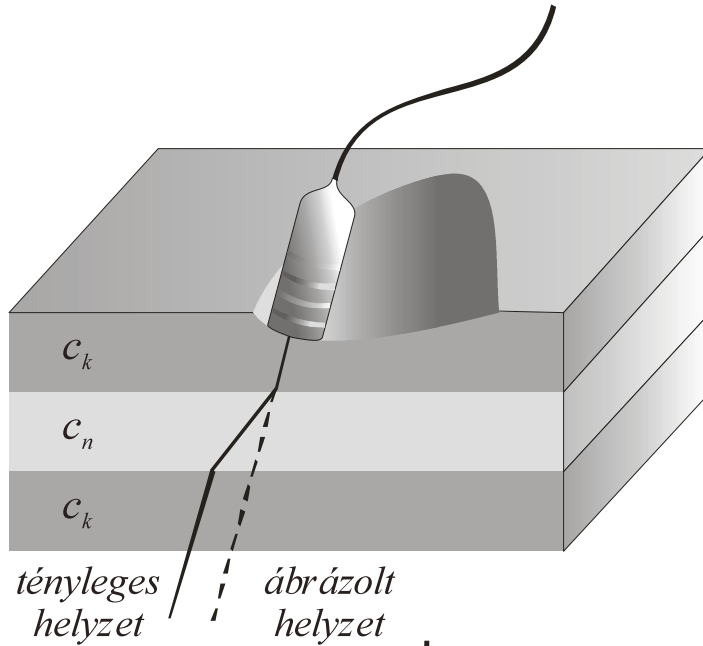




**Sok esetben a víz is lehet jó csatoló  
közeg**



# Ferde beesés ill. külső felülethez képest ferde helyzetű réteg



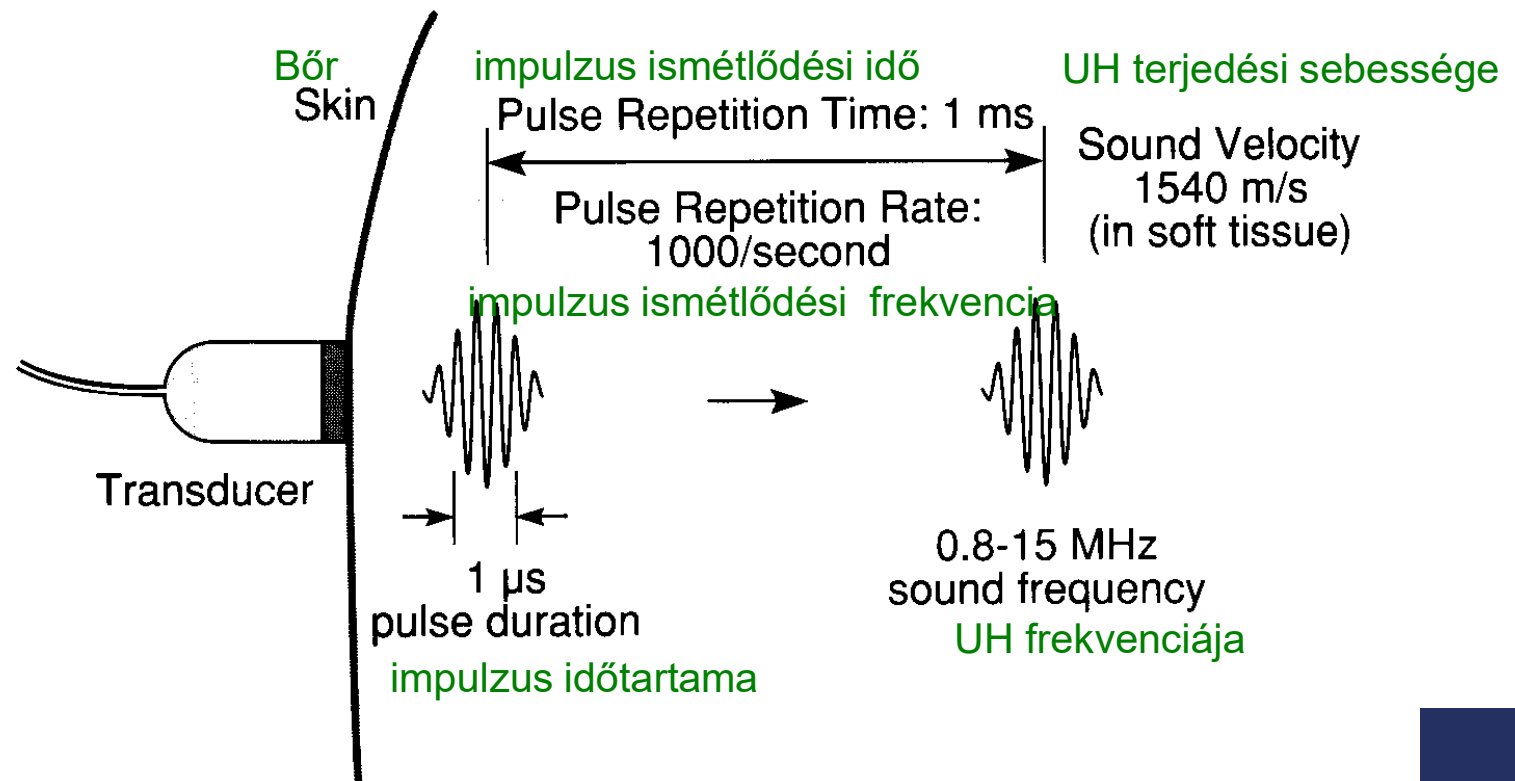
# Milyen UH impulzust alkalmaznak?

transzducer: adó és vevő egyben

időbeli szétválasztás – folyamatos hullám helyett impulzusok

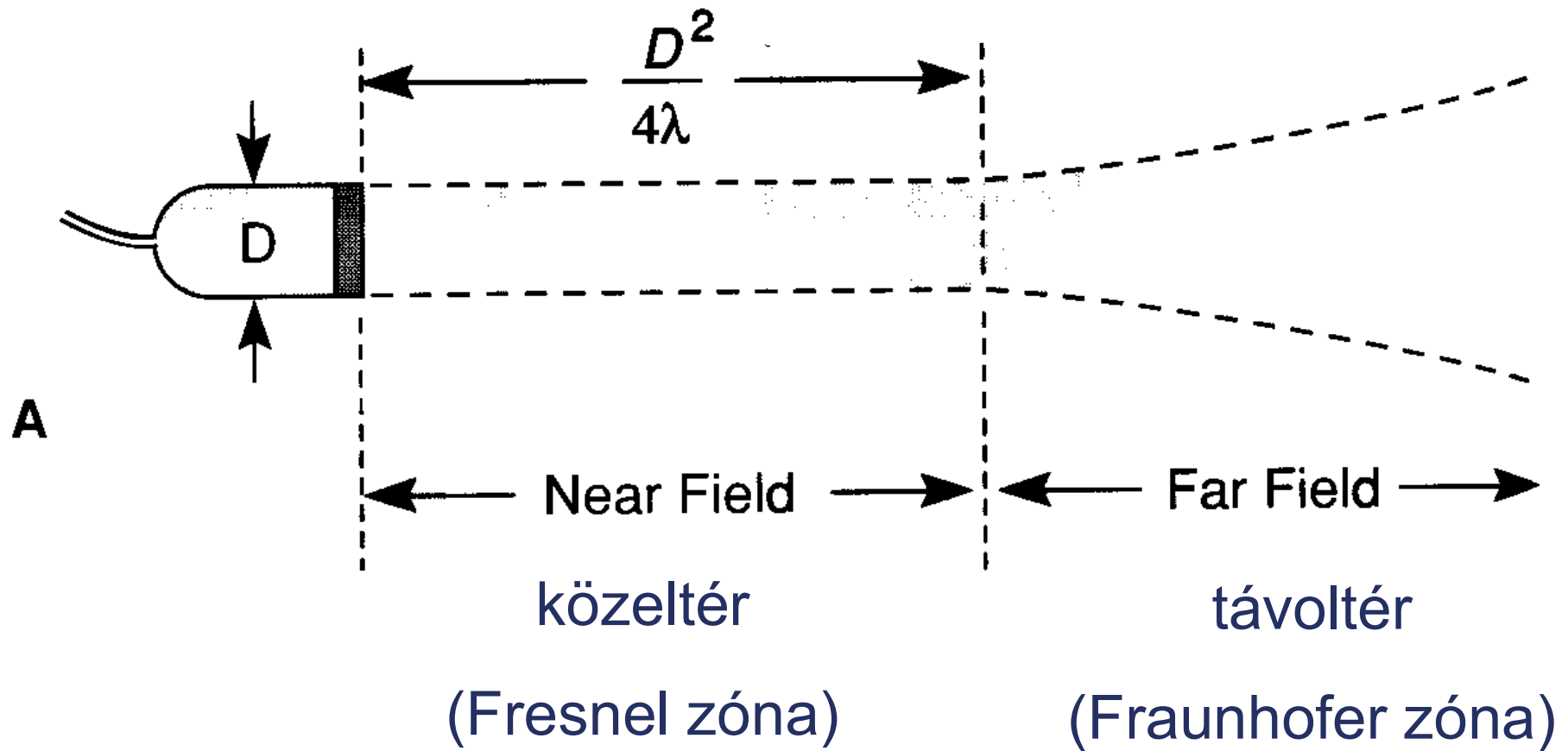
*Milyen távolra jut a rövid impulzus az 1 ms ismétlődési idő alatt?*

*$l = 1.5 \text{ m}$  ! 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.

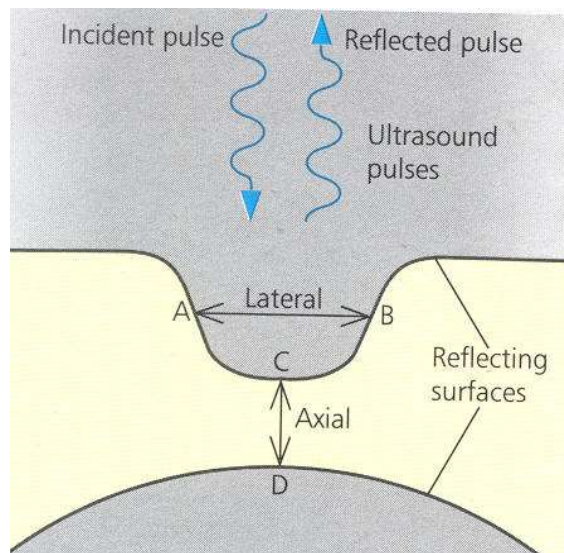
A sugárirányú (**axiális**) feloldási határ az impulzushossztól ( $\Delta t$ ) függ, azzal arányos.

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



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

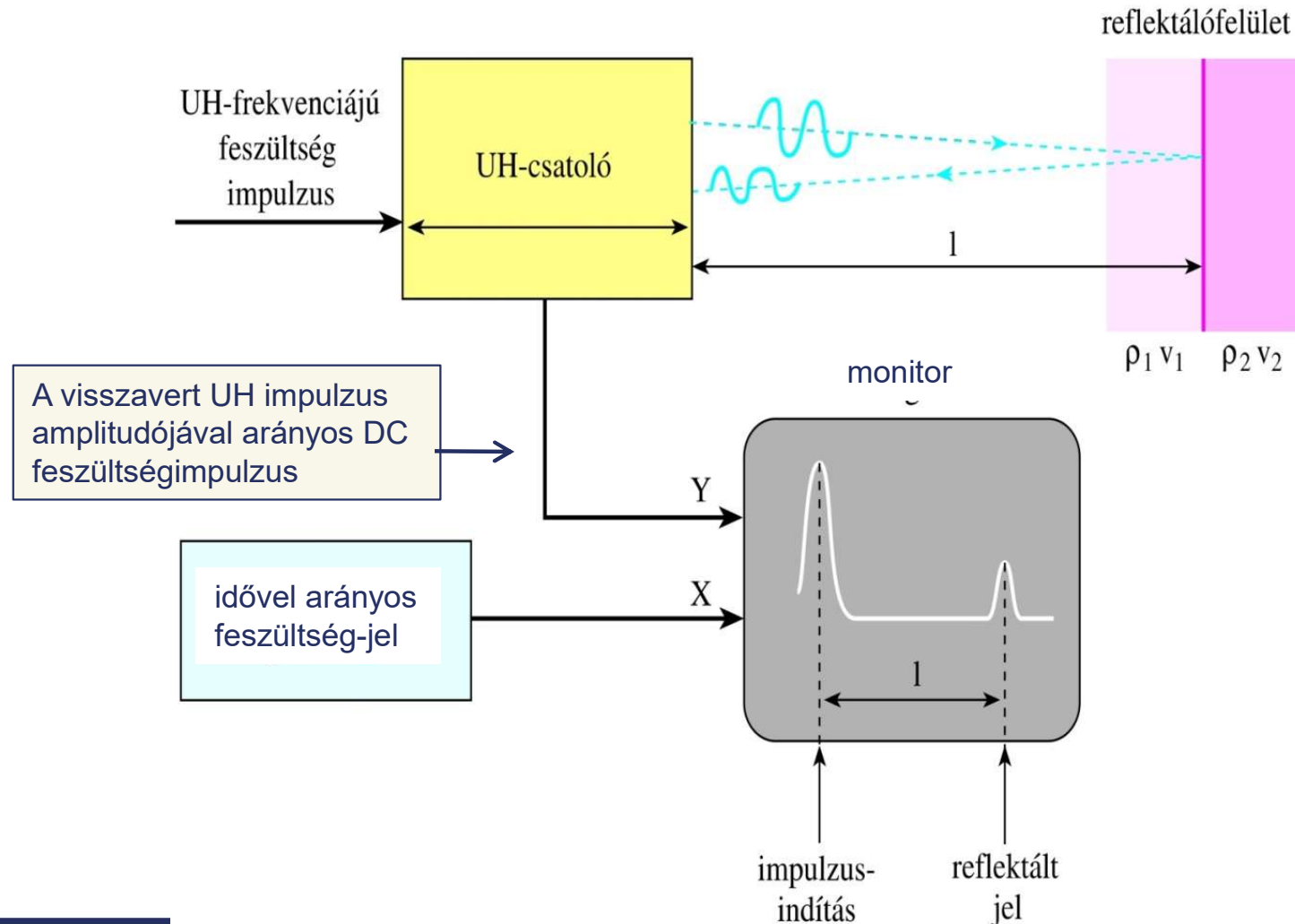
## Jellemző mért értékek

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

# Az ultrahangos diagnosztika módszerei

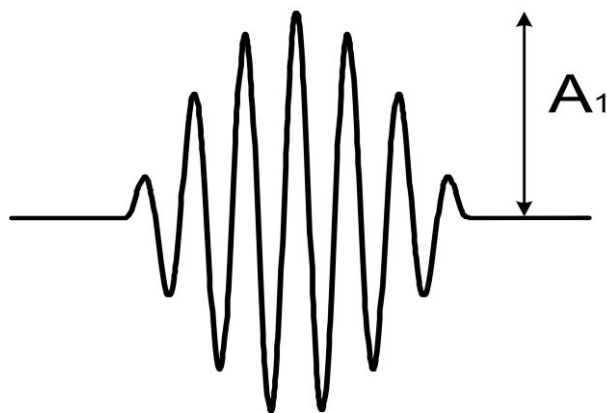
## A (amplitude) - képek





## *Jelátalakítás a megjelenítés előtt*

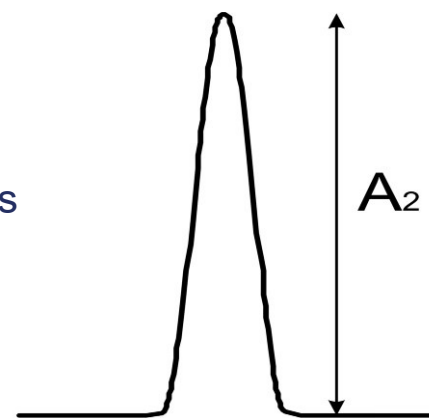
UH transducer által detektált  
visszavert UH pulzus



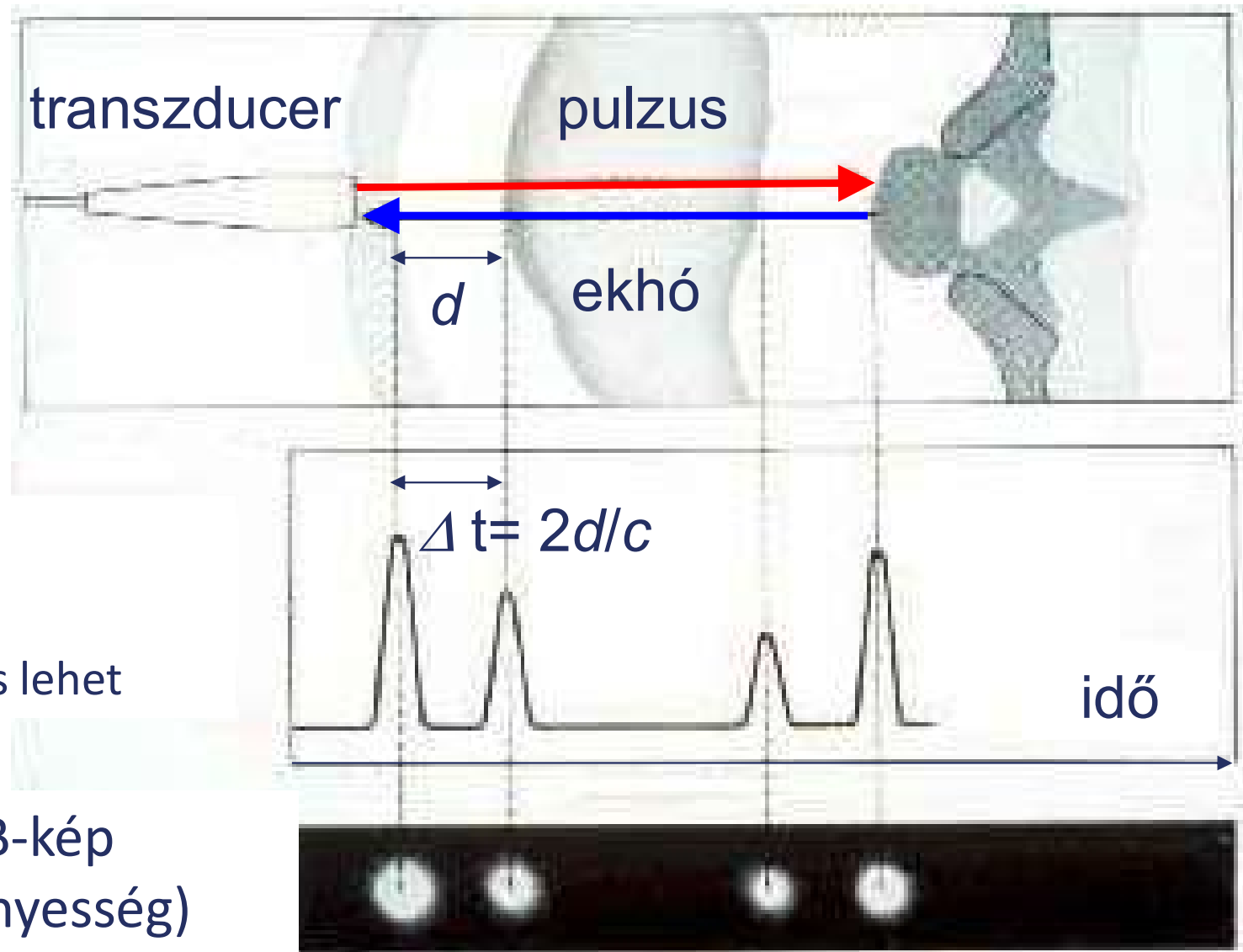
egyenirányítás  
szűrés  
erősítés



A monitort Y-irányban  
vezérlő feszültség-impulzus



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



A-kép

(**A**mplitúdó)

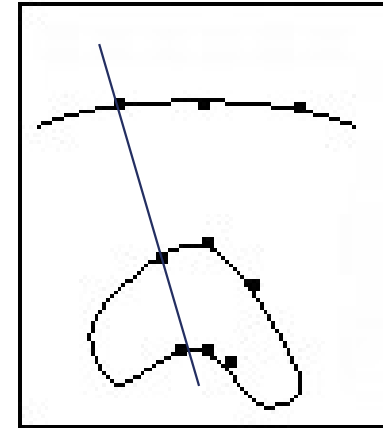
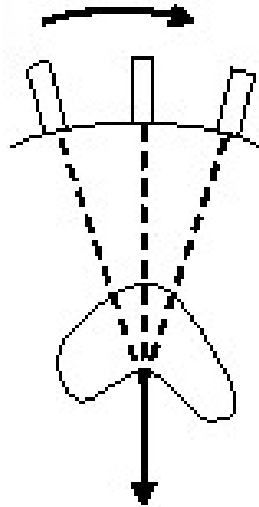
csak egydimenziós lehet

egydimenziós B-kép

(**B**rightness=fényesség)

# Kétdimenziós B-kép

mozgatott  
transzducer

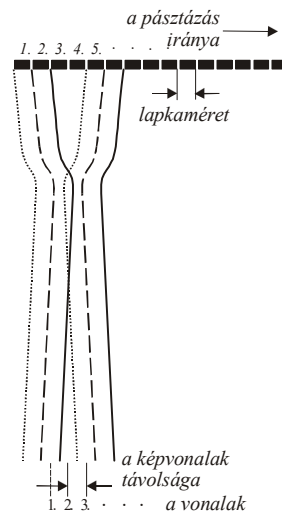


B-mód  
kijelző

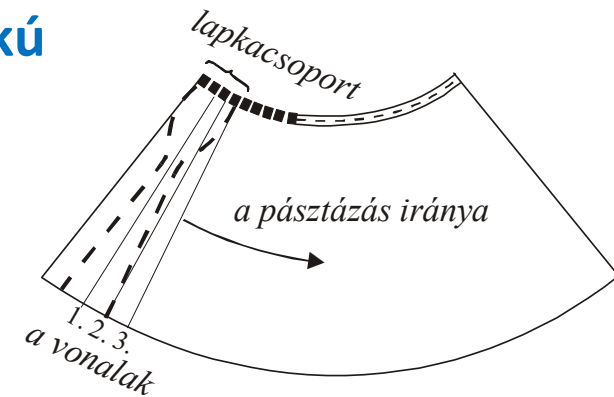
A fényes pontok a mérési irányoknak  
megfelelően kerülnek a kijelzőre → 2D ábrázolás

Detektor-sorok (array)

Parallel pásztázás

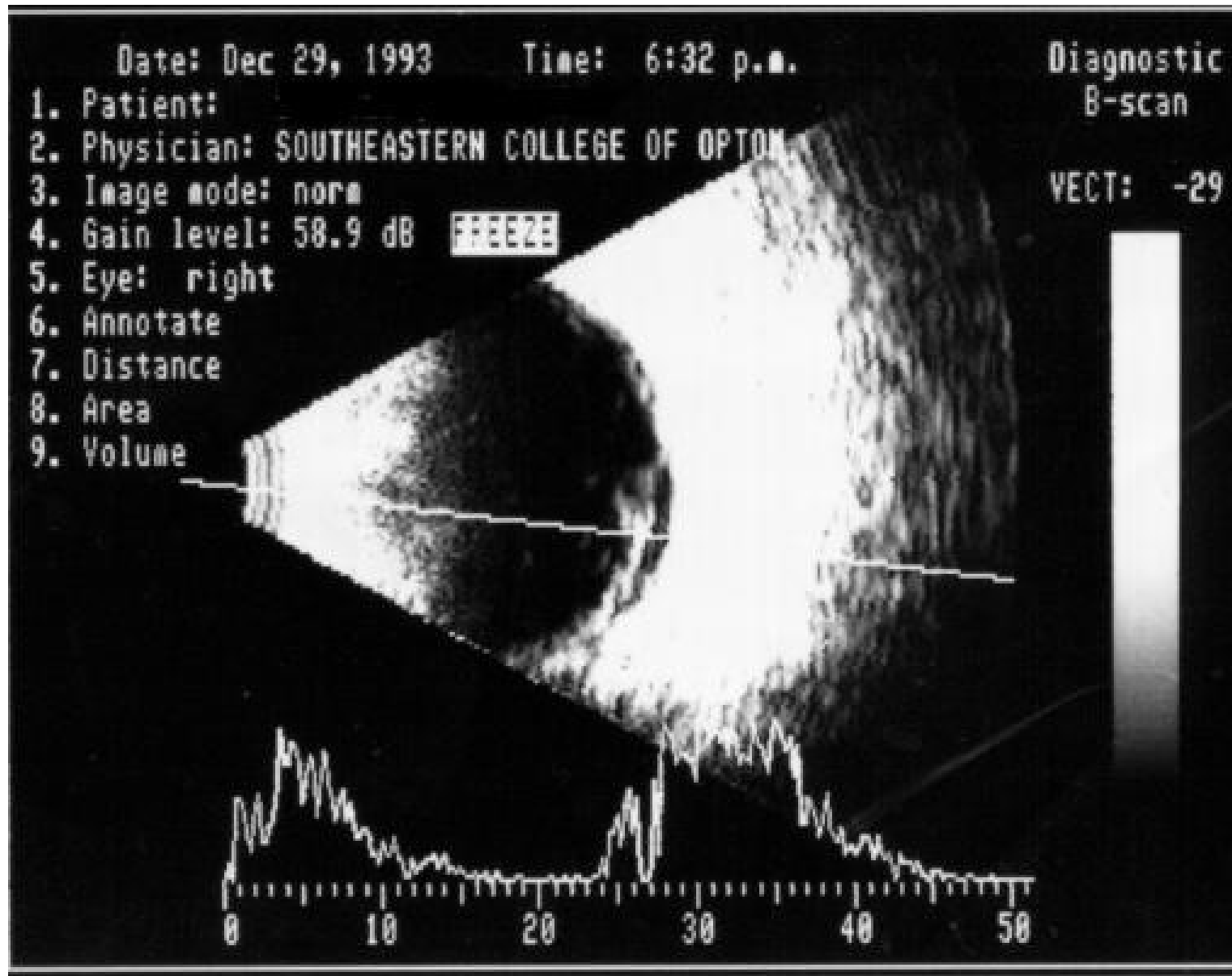


Legyező alakú  
pásztázás



# Kétdimenziós B-kép és A-kép

(szemészeti alkalmazás)



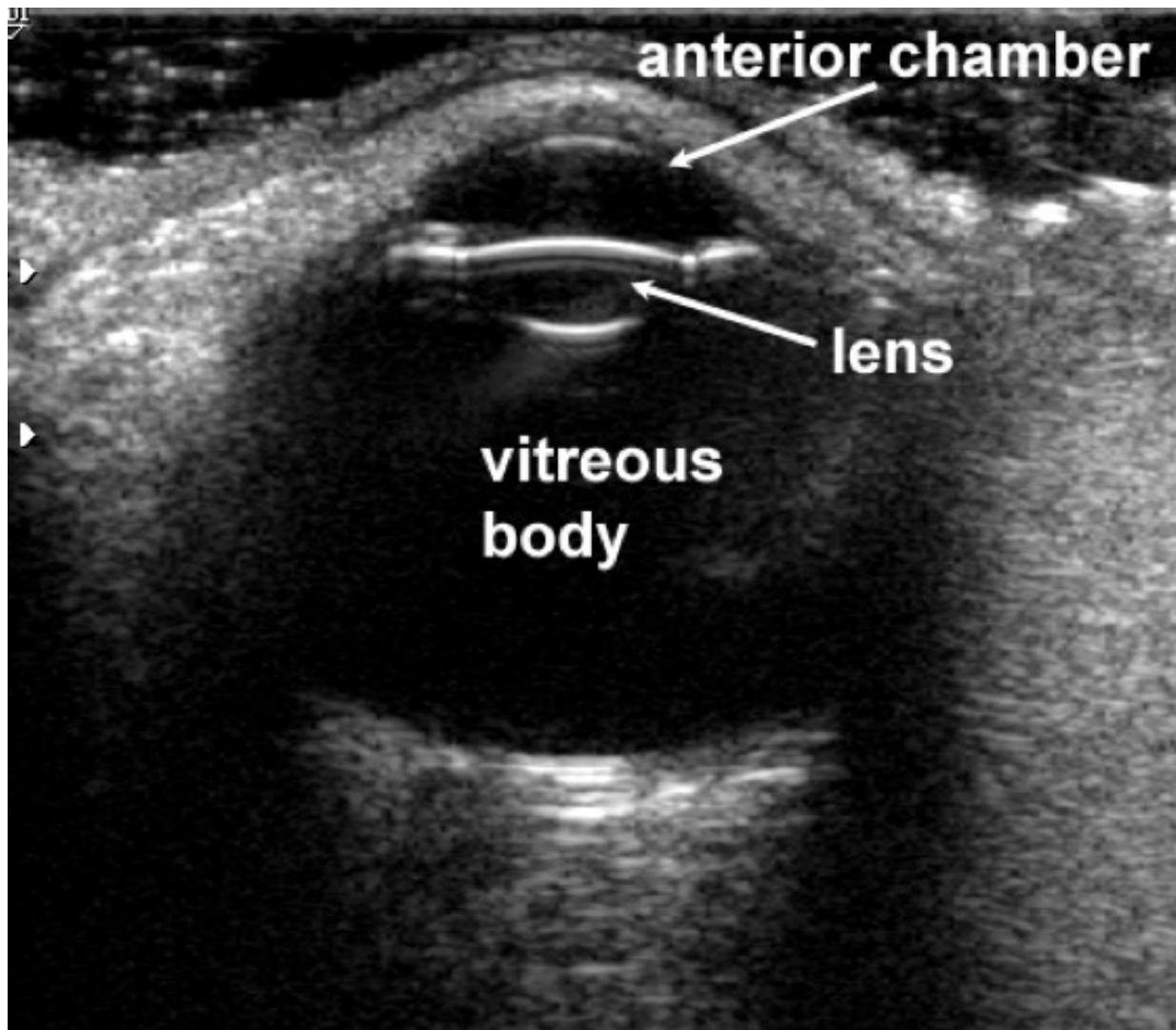
Terjedési  
sebesség  
figyelembe-  
vétele pontos  
távolságok  
meghatáro-  
zására:

cornea: 1641  
m/s

csarnokvíz:  
1532 m/s

humán  
szemlencse:  
1641 m/s

üvegtest: 1532  
m/s



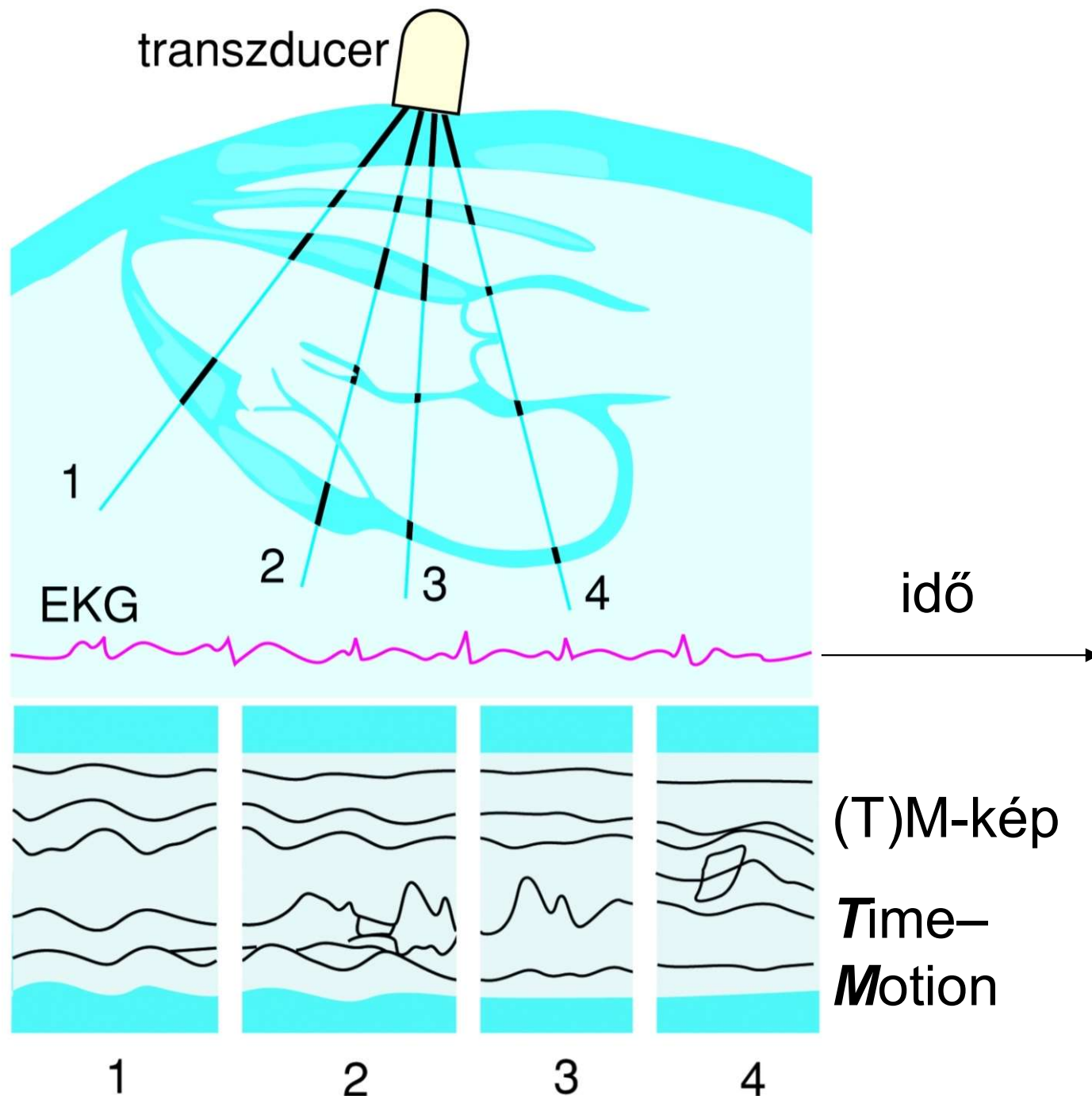


# TM-kép

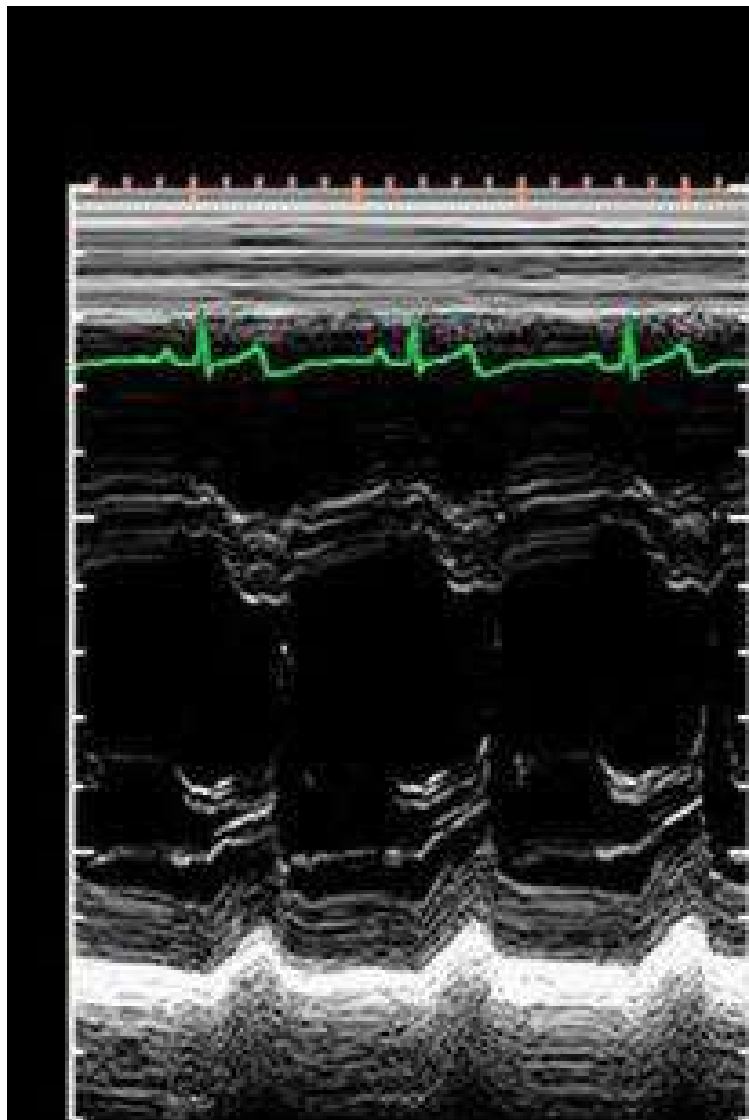
(Time – Motion)

EKG jel  
referenciaként

(függőleges)  
egydimenziós  
B-kép időbeli  
változása

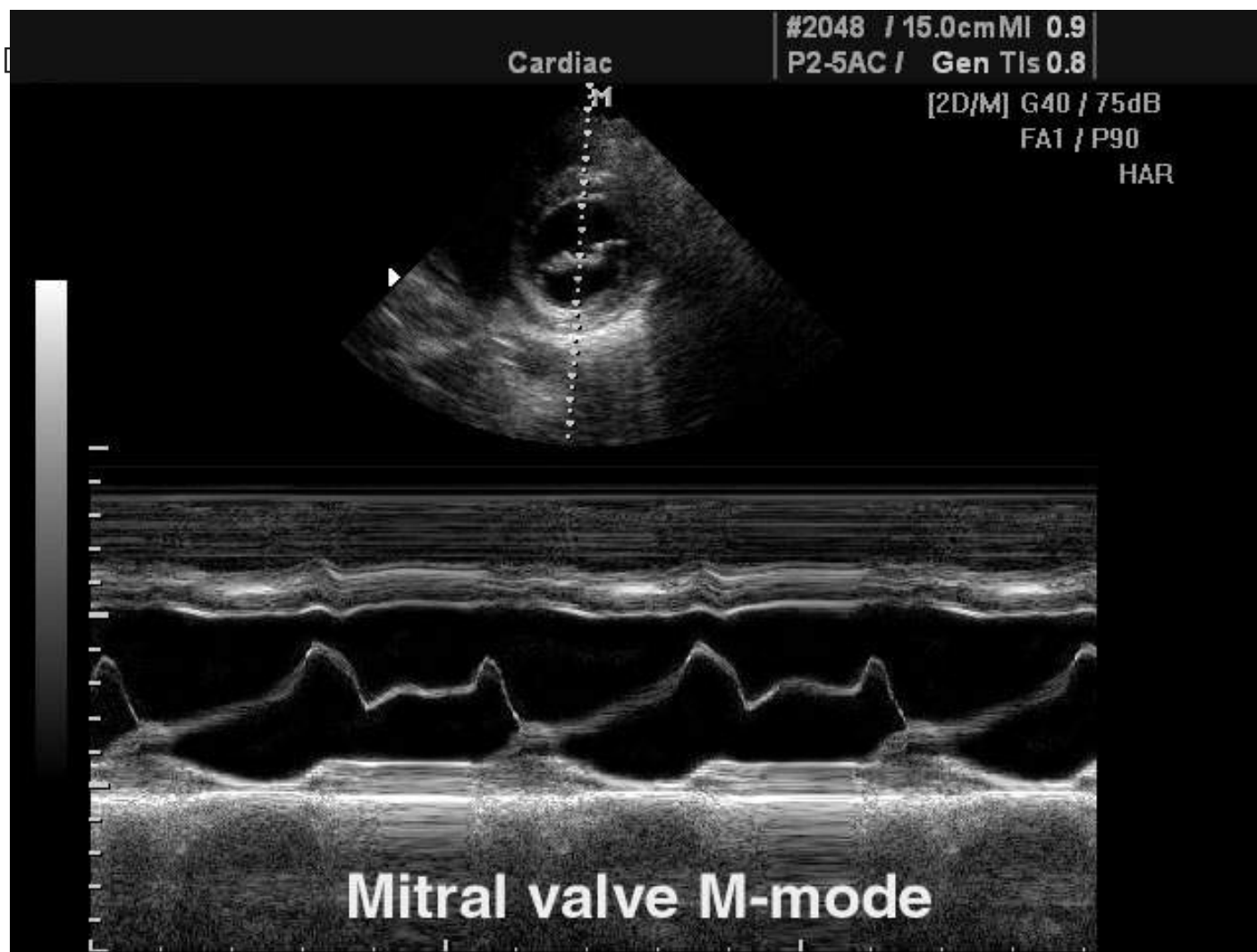


TM-kép



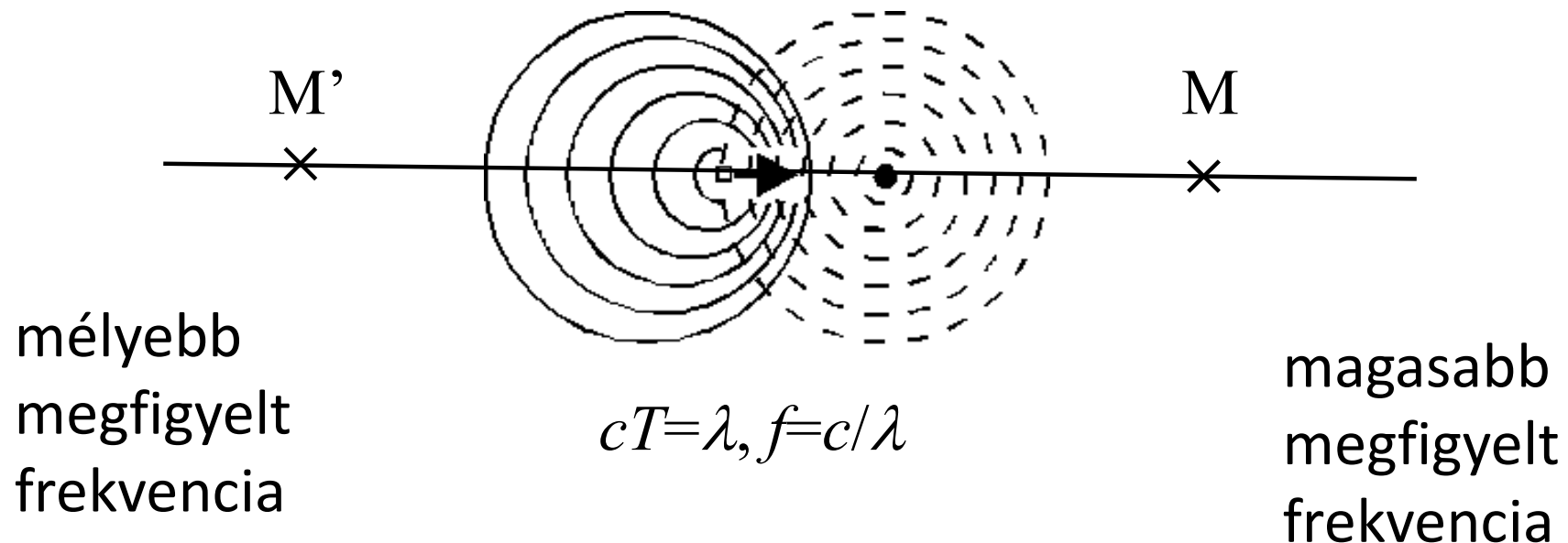
B-kép





# 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

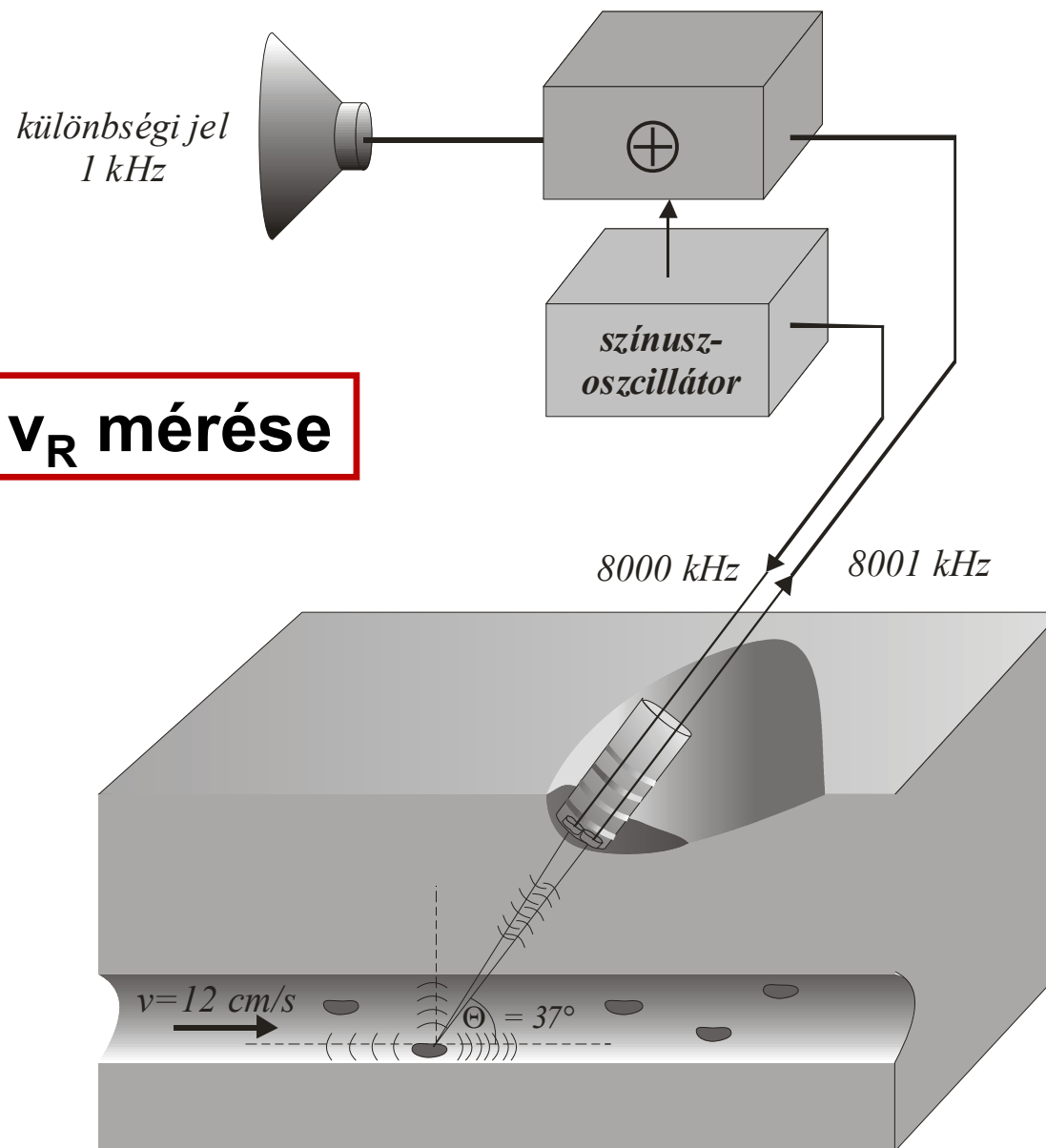
$v=12$  cm/s

$c=1600$  m/s

$\theta = 37^\circ$

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

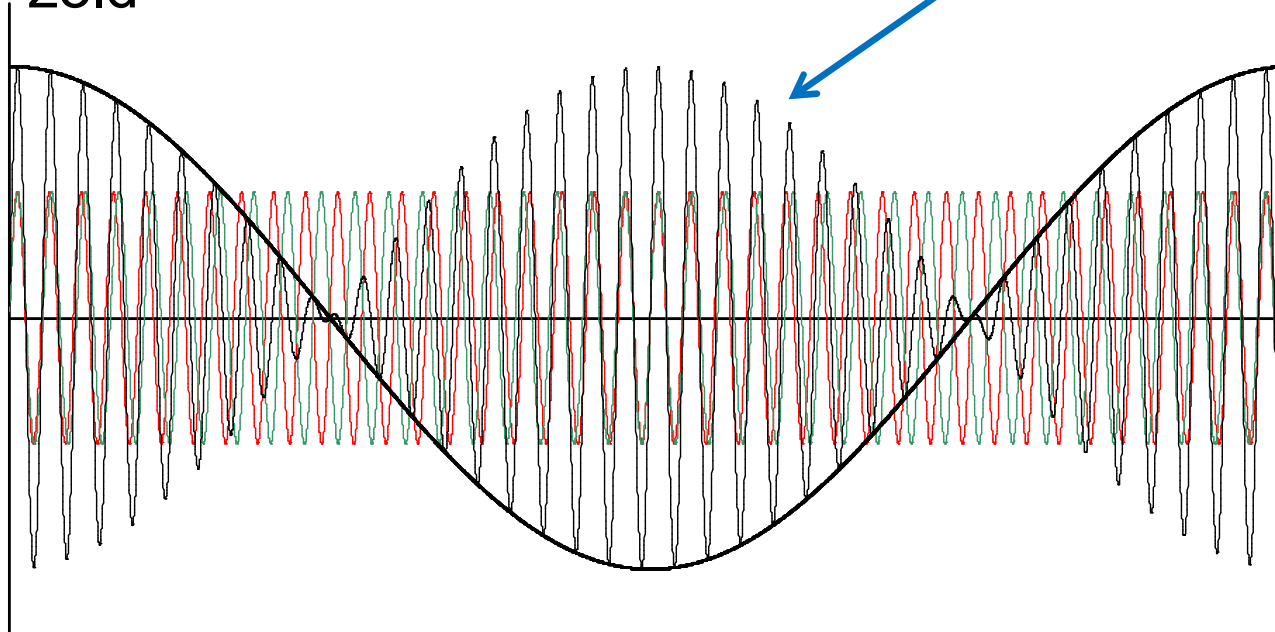
Leválasztva: *Hallható hang*



## 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-S PVasc/Ven

27 Jun 00

5:25:42 pm

TIs 0.2 MI 0.2

F# 73

3.0 cm

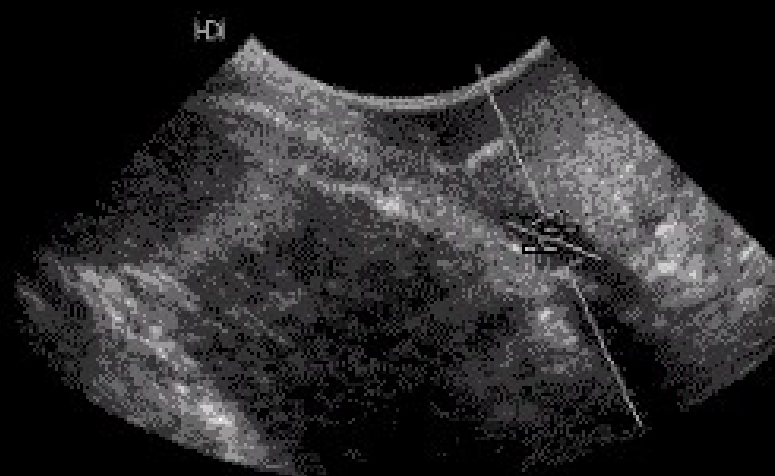
Map 8

DynRg 50dB

Persist Med

Fr Rate Med

2D Opt:Res



SV Angle -46°

Dep 1.5 cm

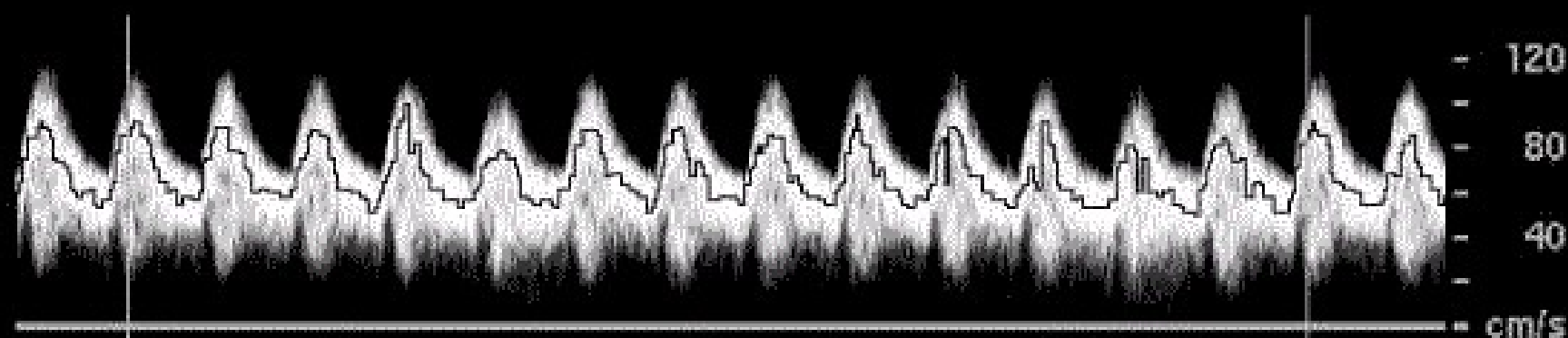
Size 4.0 mm

Freq 5.0 MHz

WF Low

Dop 68% Map 2

PRF 10000Hz



+

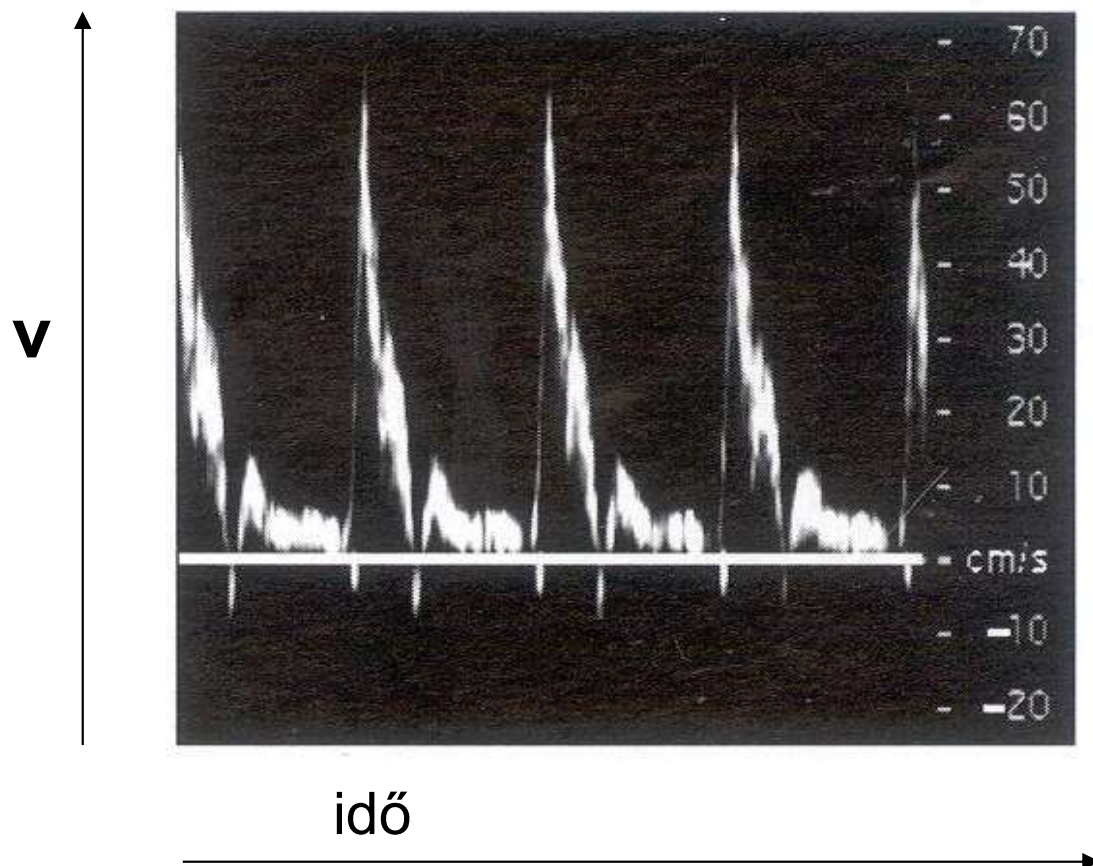
0.21cm

0.03cm<sup>2</sup>

TAM 65.8cm/s

VF 118.4ml/min

## „Spectral Doppler display”



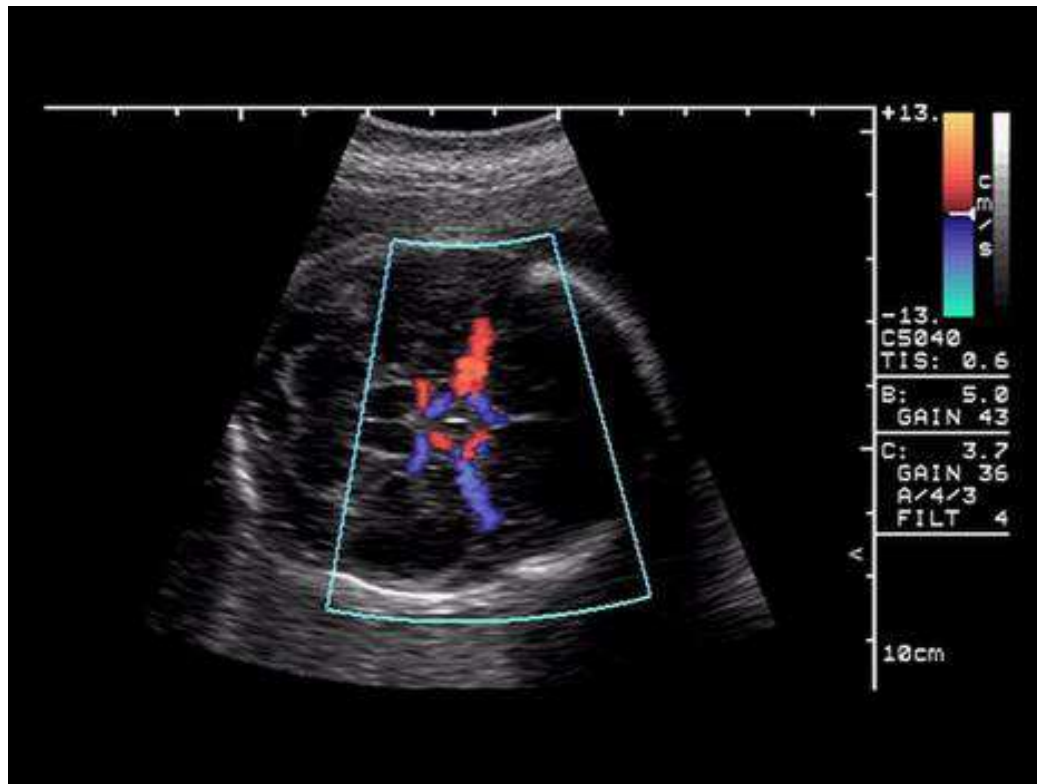
**A fényesség a reflektált jel  
intenzitását mutatja**

A sebesség nagysága fluktuációt mutat  
- összevetés az EKG jellel

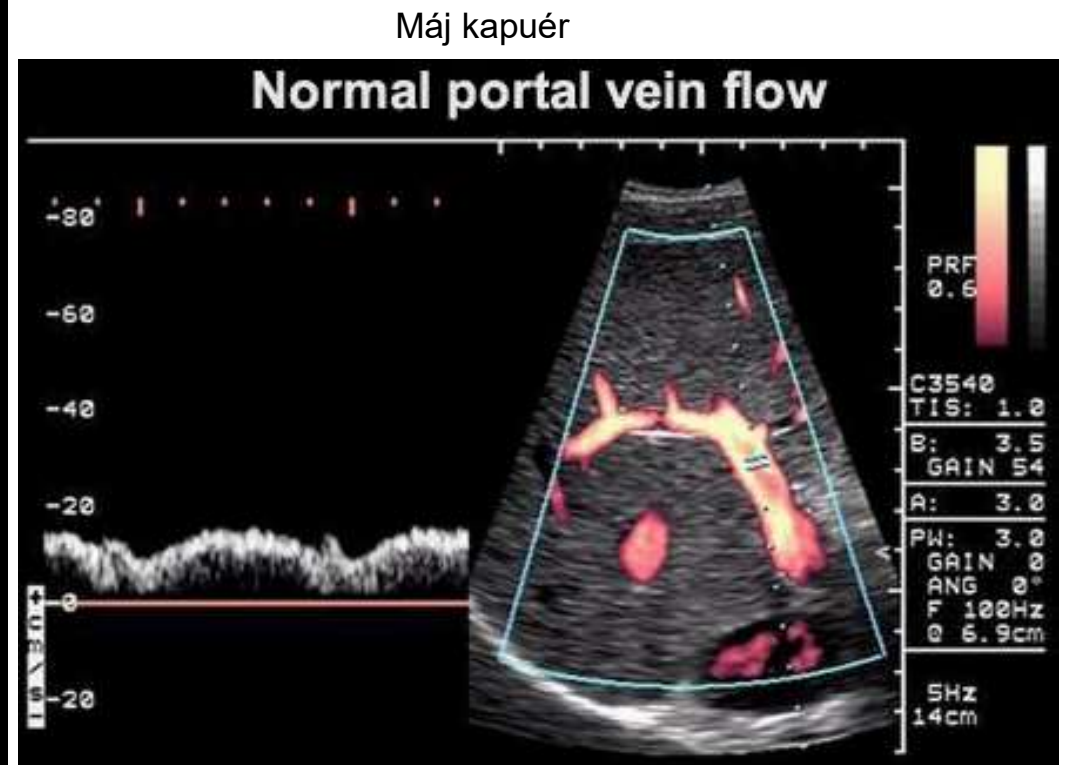


## $\Delta f$ előjele a véráramlás *irányára* jellemző → Színkódolás

transzducer felé: meleg színek,  
transzducertől elfelé: hideg színek



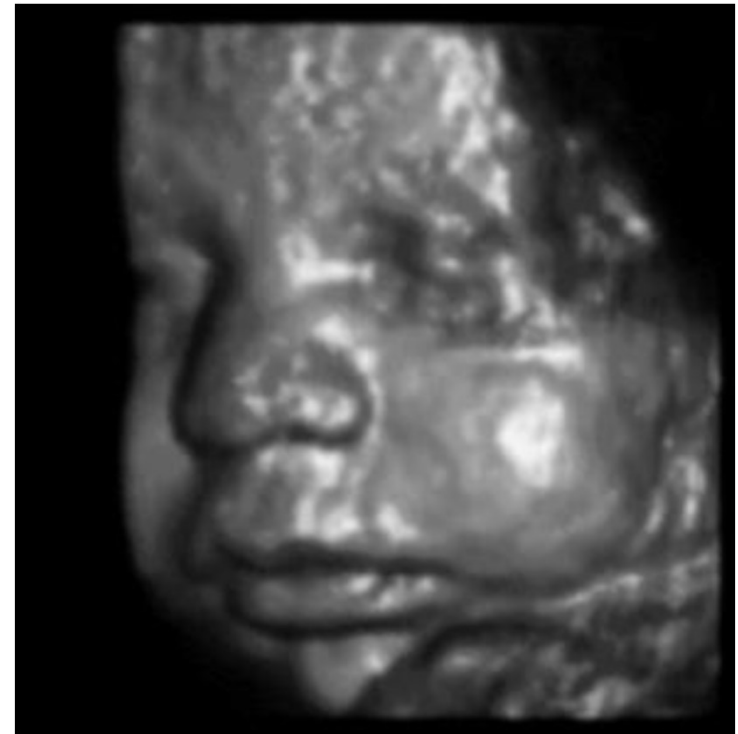
BART: **Blue** Away **Red** Towards



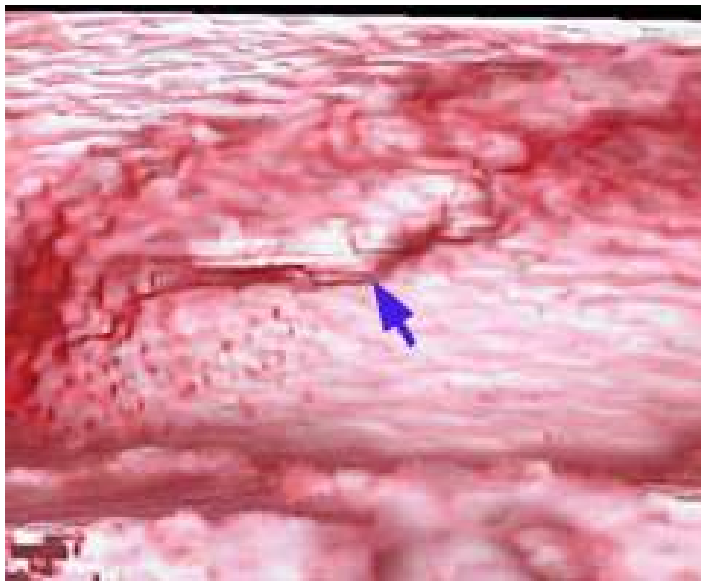
Színek ~ vénás - artériás áramlás  
örvénylés - szűkületek

# 3D rekonstrukció

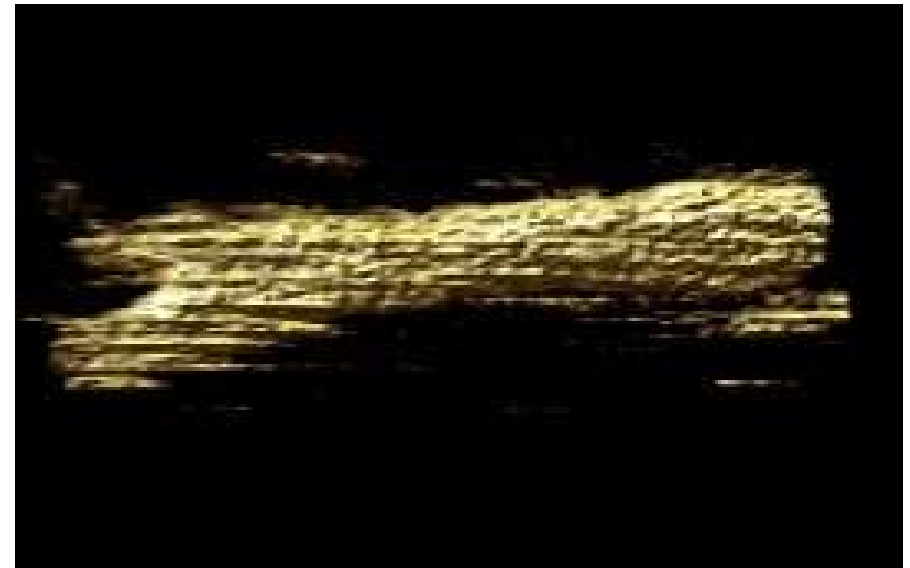
magzat arca



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/cm<sup>2</sup>

izomban 400 kPa a  $\Delta p$ (!)

-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  $\mu\text{m}$ )  $\rightarrow$  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  $\mu\text{m}$  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