

Sugárterápiai módszerek

(Az EM sugárzások témakör kiegészítése)

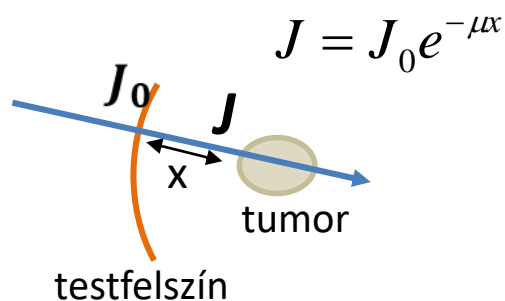
2023 április 5
Prof. Emeritus Fidy Judit

A sugárterápia szempontjai

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

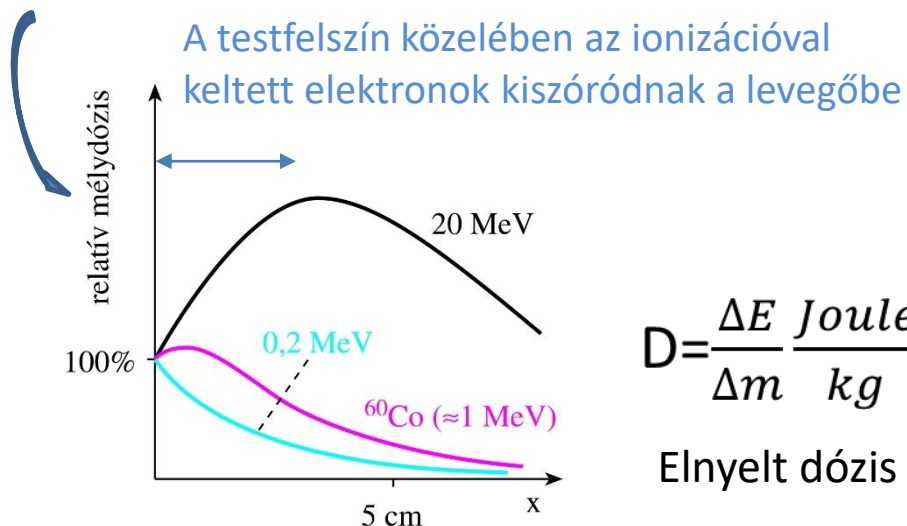
Feladat: energiát juttatni a tumoros tartományba úgy, hogy egészséges szövet ne
sérüljön jelentősen

Foton-sugárzás (rtg. és γ) alkalmazása



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

Fotonsugárzásból felvett energia (relatív elnyelt dózis) a testfelszíntől távolodva

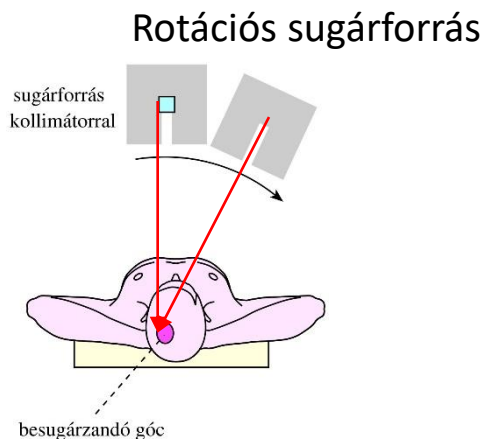


$$D = \frac{\Delta E}{\Delta m} \frac{\text{Joule}}{\text{kg}}$$

Elnyelt dózis

Megoldás: kisebb intenzitású besugárzás több egymást metsző irányból → a metszéspontban az intenzitások összeadódnak. Főként γ -sugárzó izotópokkal és lineáris e⁻ gyorsítóval előállított nagy energiájú rtg. nyalábbal (OOI).

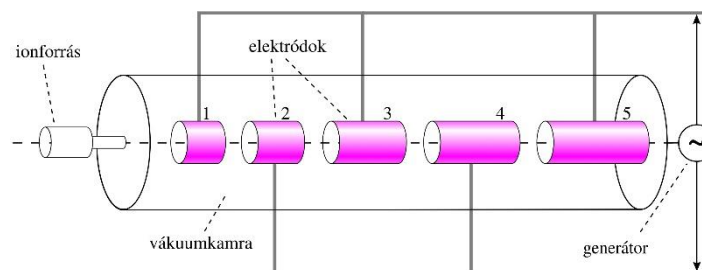
Agytumor kezelése:



γ -"kés"

„Sapkában” 200 db ^{60}Co izotóp 1.17 MeV γ

Országos Onkológiai Intézetben alkalmazott megoldások



Lineáris gyorsító:

Elektromosan töltött részecskék gyorsítása → rtg. sug. keltése

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 rádioaktivitás lehetőségei

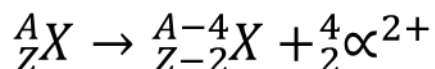
oka: atommag instabilitása (p, n szám aránya)

fajtái: α, β, γ sugárzás

α - sugárzás: nagy sebességű He-ionok

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

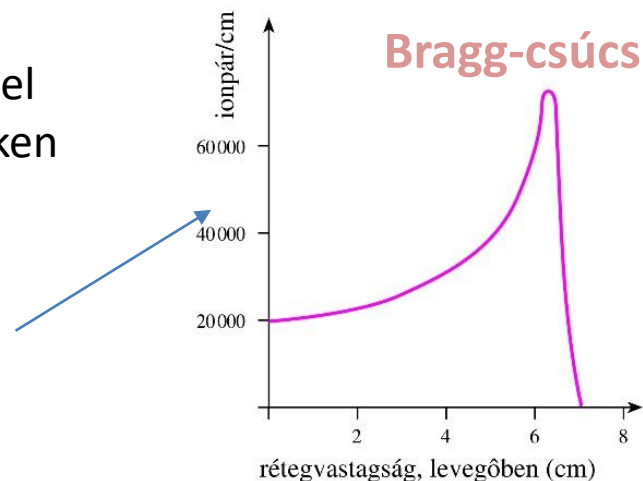
Monoenergetikus sugárzás



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

Hatékonyság mértéke: **Linear Energy-Transfer**

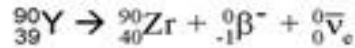
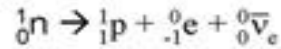
$$LET \left[\frac{\text{keltett ionpár száma}}{\text{ionizációs úthossz (cm)}} \right]$$



Hatótávolság szövetben: néhány x 10 micrometer!

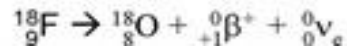
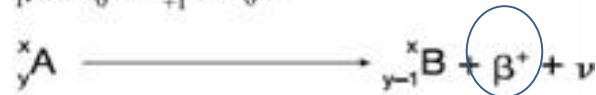
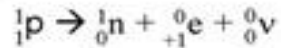
β – sugárzás

A



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

B

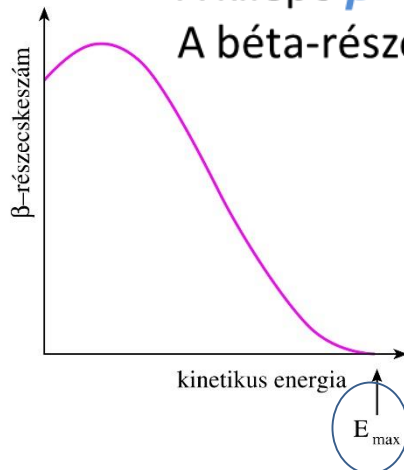


Pozitív béta-bomlás- \rightarrow e+ és neutrínó
Mesterséges folyamat

$$m_n > m_p$$

A kilépő β -részecskék energiája folytonos eloszlású.

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

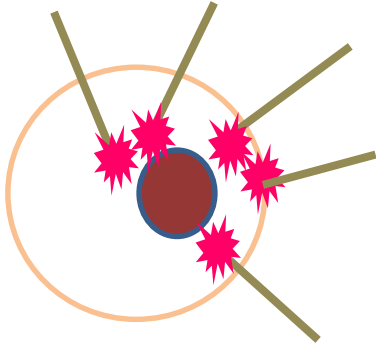


Hatótávolság szövetben \sim néhány mm

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

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

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 nanorészecskékbe inkorporált izotóppal \rightarrow
szelektív kötődés tumorsejtekhez -- a bomlástermék mérgező lehet!

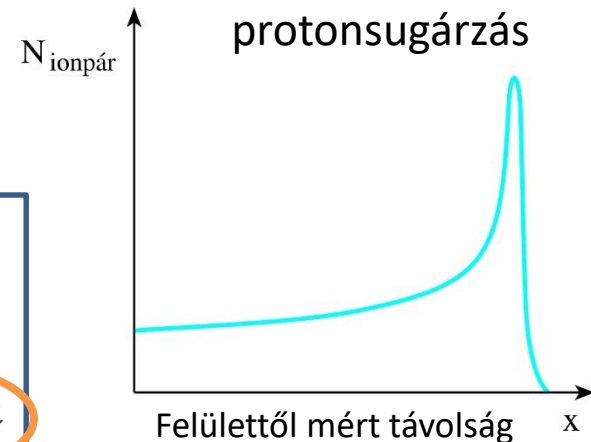
2. Részecskegyorsítókkal előállított nehéz-ion sugárzások

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)
 $^{12}\text{C} - \text{ion}$





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

2023 április 5
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?



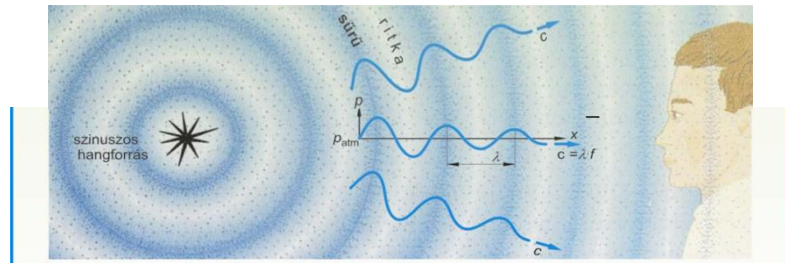
Hang: mechanikai hullám

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**

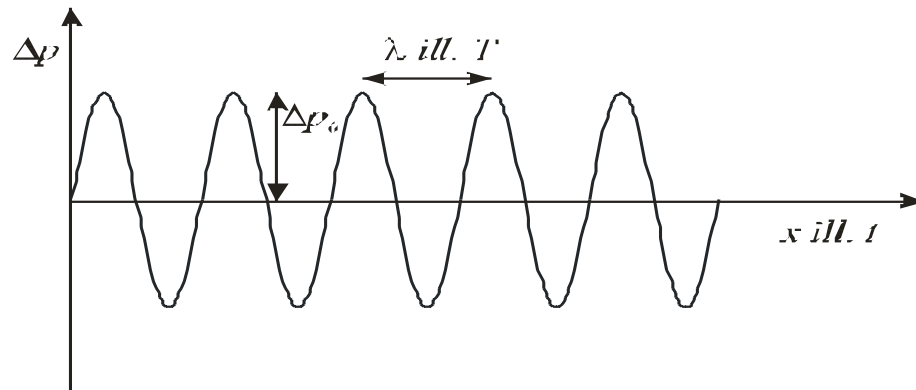
$$\frac{1}{2}mv^2$$



Mire írjuk fel a hullámfüggvényt?

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

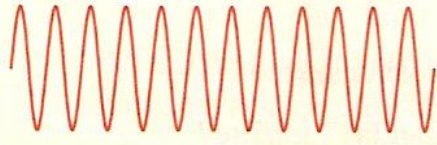
A nyomásváltozásra felírt hullám-függvény



A „hangok” hullámfüggvényei többnyire összetettek



hangvilla

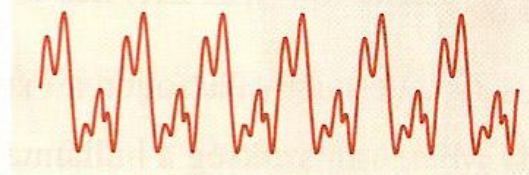


Adott frekvenciájú „tiszt” hang

oboa



klarinét

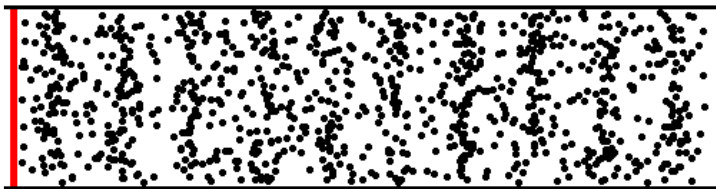


Zenei hangok – több komponens

zaj, zörej



Nagy amplitudó, széles tartományban előforduló frekvenciák, fázisok



longitudinális hullám

(folyadékokban, lágy szövetben, gázokban csak ilyen) – az elmozdulás az energiaterjedés irányával párhuzamos



transzverzális hullám

(szilárd testekben, pl. csontban mind longitudinális, mind transzverzális) – az elmozdulás az energiaterjedés irányára merőleges

hidrosztatikai
nyomás

nyomásváltozás
hang-nyomás

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

amplitúdó

fázis

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

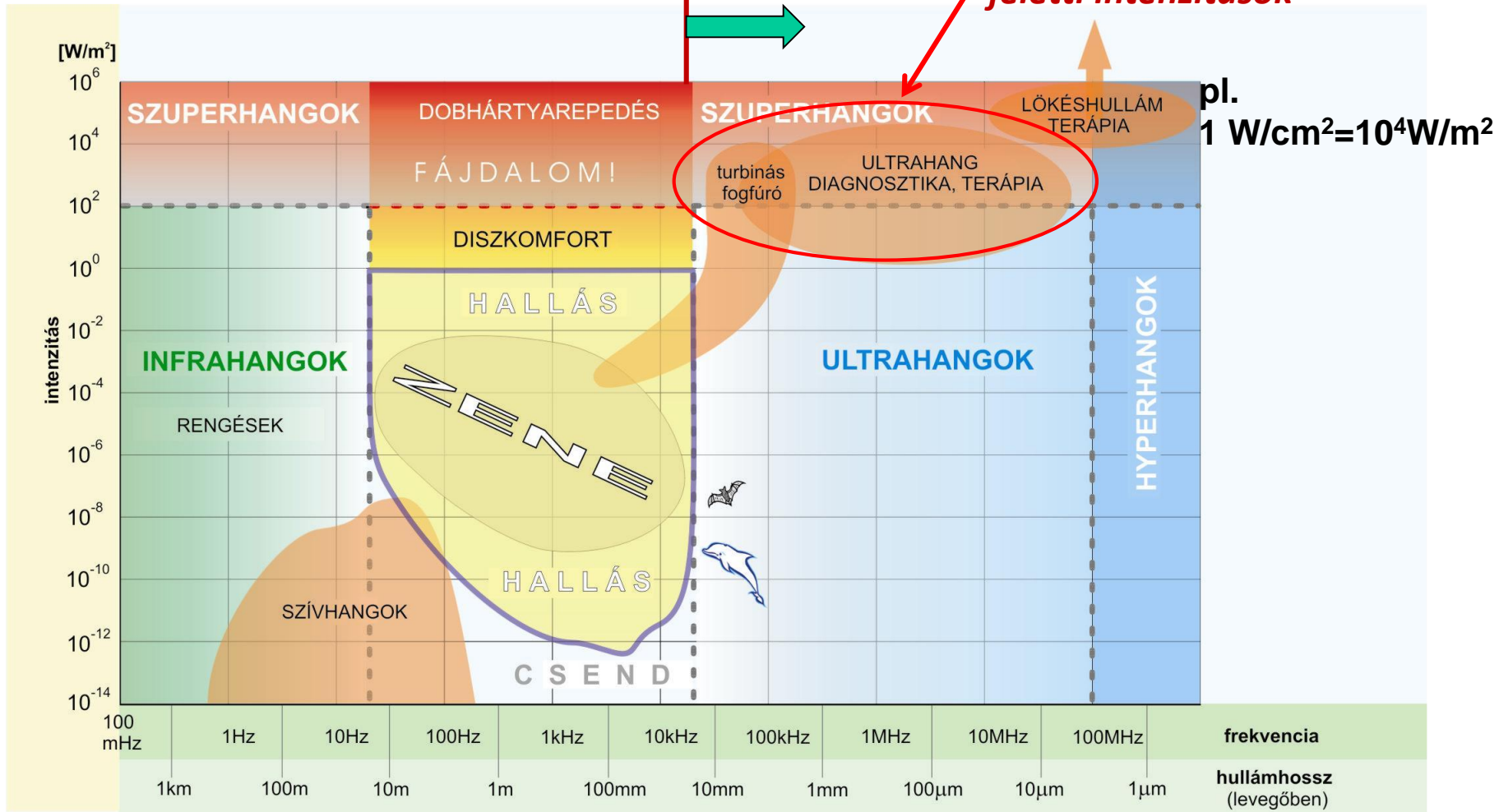
$$c \cdot T = \lambda, \quad c = f \cdot \lambda$$

Nem fénysebesség!

Ultrahang: 20 kHz feletti frekvenciájú hanghullámok

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

Hallás fájdalom-küszöbe feletti intenzitások

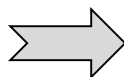


Hogyan keltsünk és detektáljunk ultrahangot?

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)

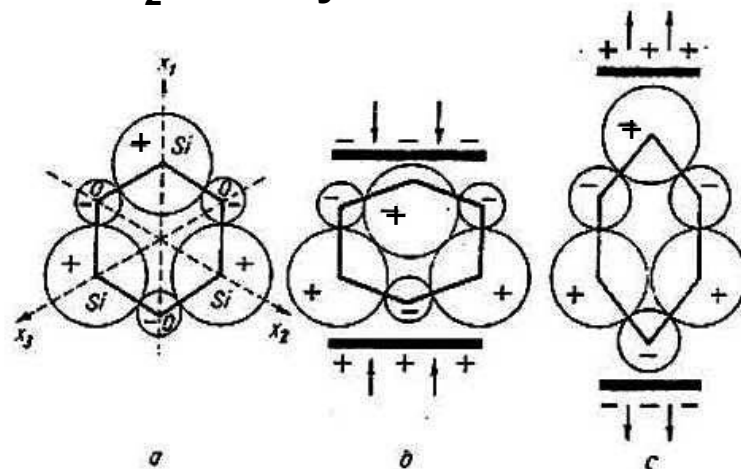


inverz effektus: feszültség hatására a kristály deformálódik.

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

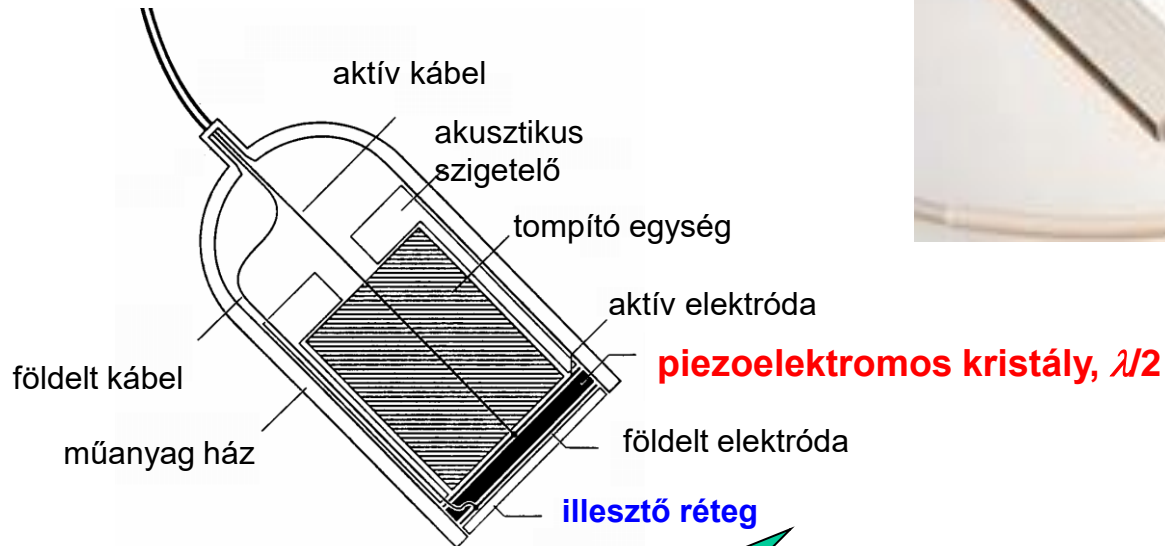


Elektromos dipólus-egységekből álló szilárd fázisú anyagok

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)

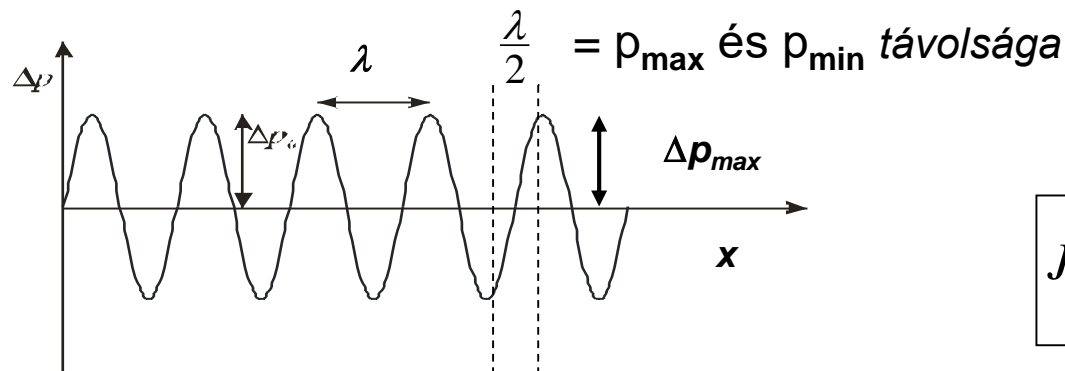
akusztikai fogalmakkal – teljesítmény-sűrűség

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

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



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

Terápia: $f = 0.5 - 1 \text{ MHz}$ Pl. $c_{izom} = 1600 \text{ m/s}$

$$\lambda = c/f$$

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

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

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

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

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*

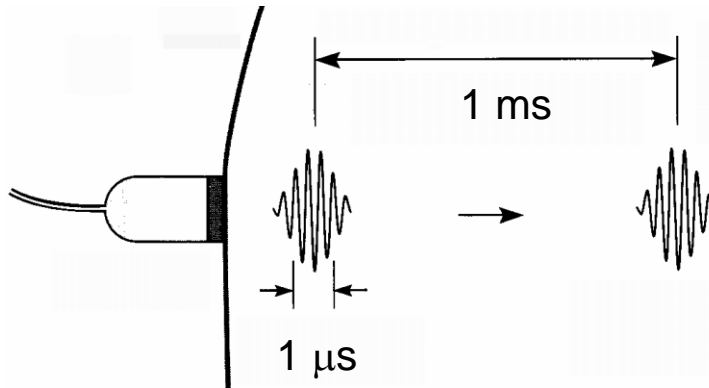
???

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

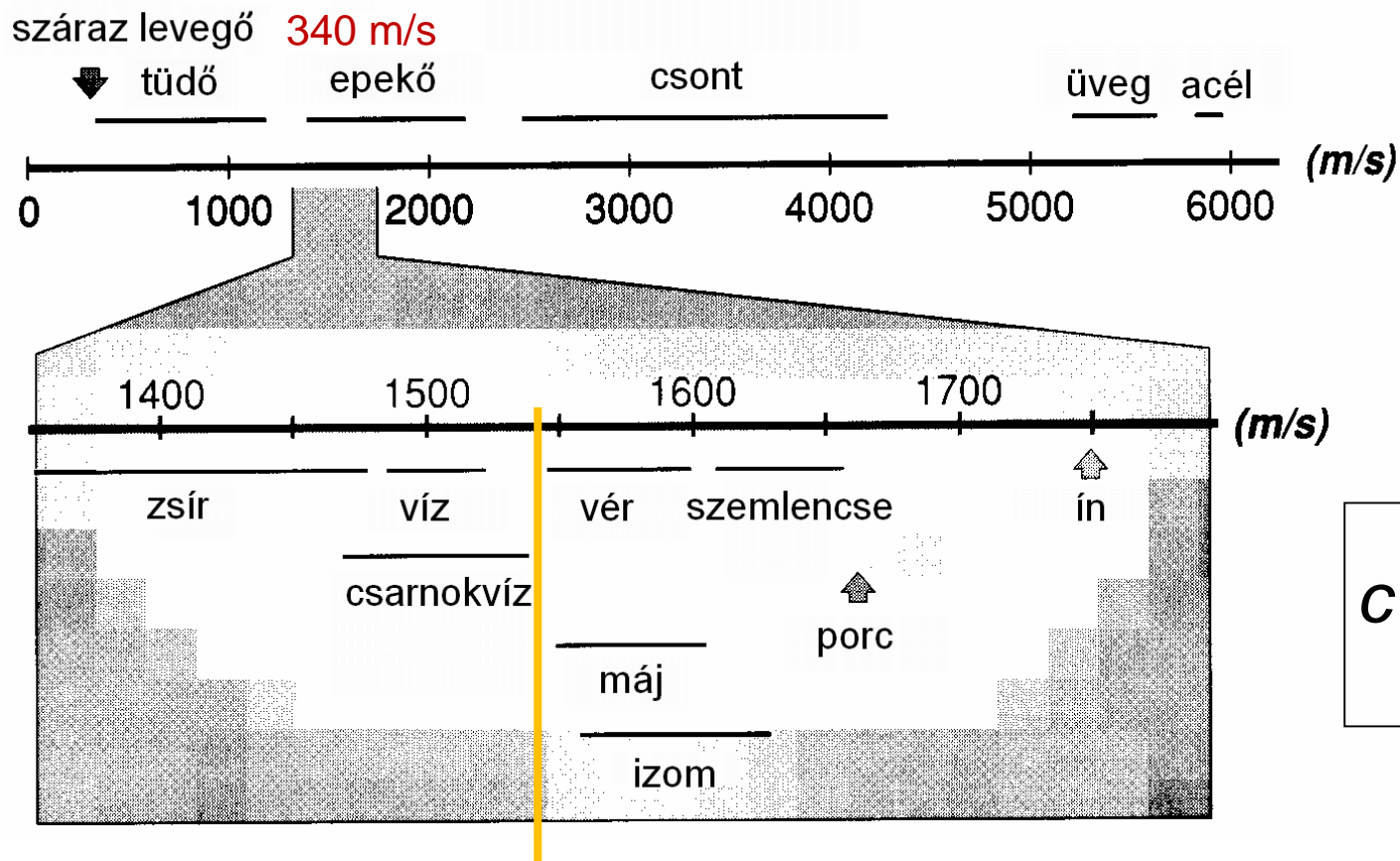
relatív térfogat csökkenés per nyomás-növekedés

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

terjedési sebesség, ρ -sűrűség

Az UH sebessége testszövetekben

A sebesség nem függ a frekvenciától → = hangsebesség



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

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

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

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

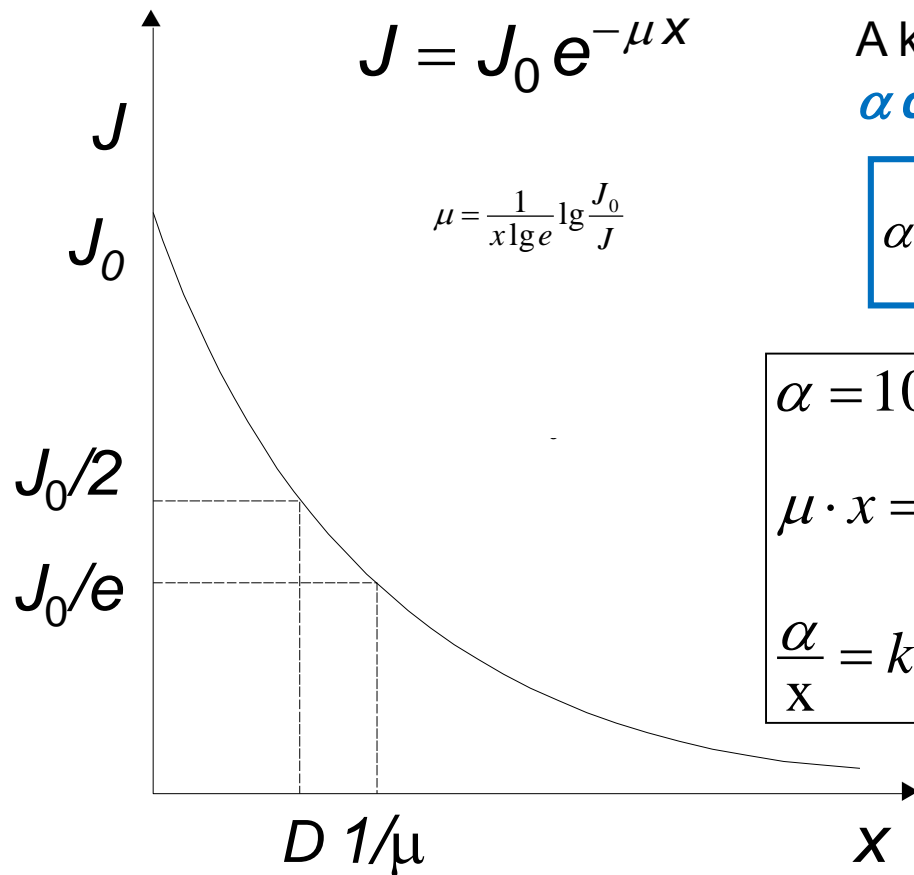
A közeget a μ helyett az **α csillapítási tényező**vel jellemzik

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

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

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

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



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!



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

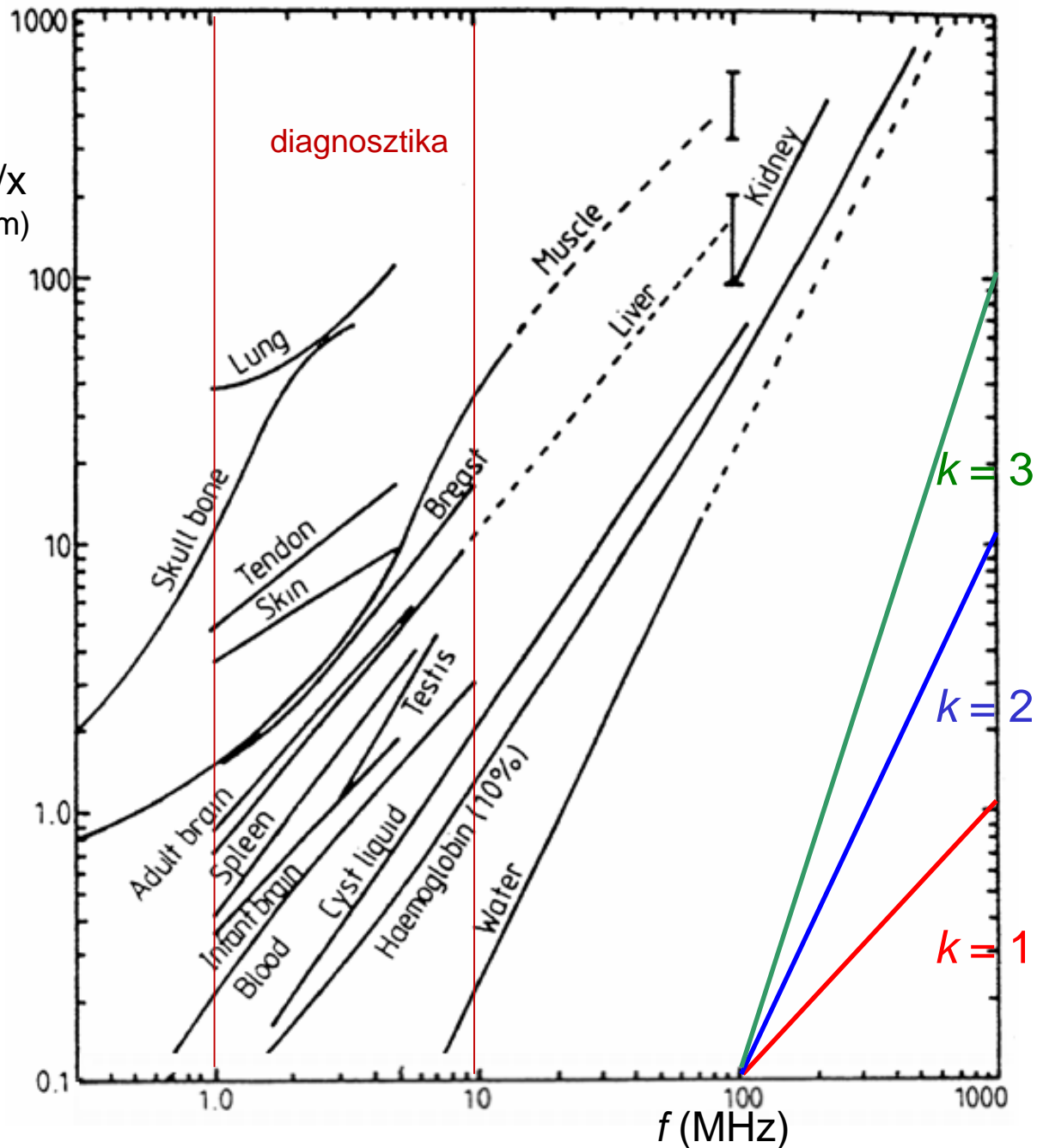
fajlagos csillapítás: csak a közegre jellemző

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

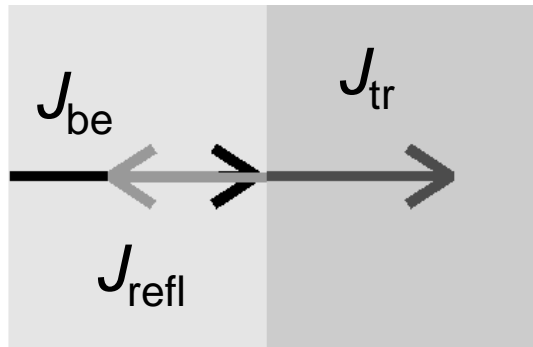
A reflexiós irányok megfelelő megválasztásával metszeti síkokban a szervek (és eltérő szöveti tartományok) körvonalai kirajzolódnak

Tomográfiai adatgyűjtés → **anatómiai információ**

Az UH diagnosztika alapja a UH visszaverődése

különböző közegek határán

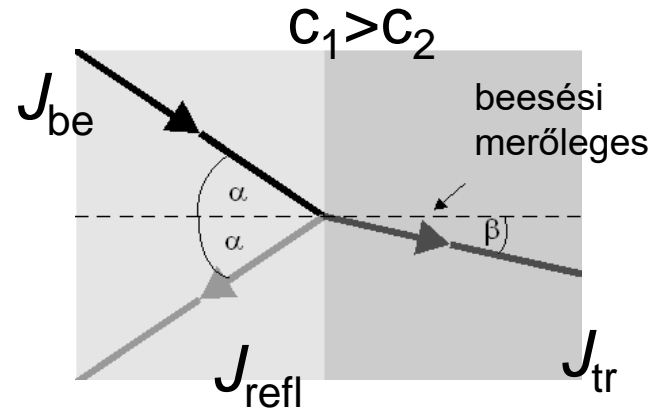
merőleges beesés



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

reflexió és transzmisszió

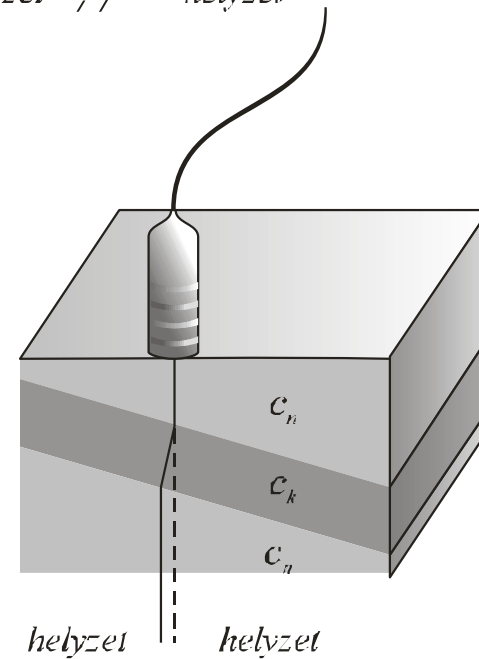
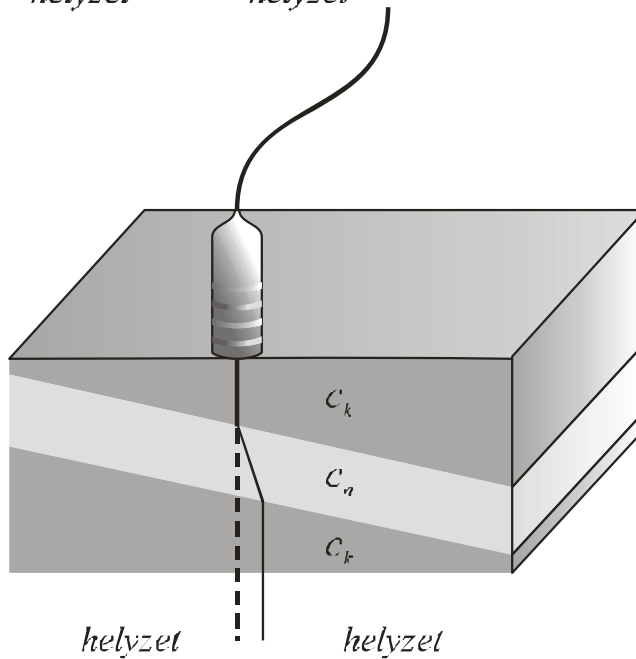
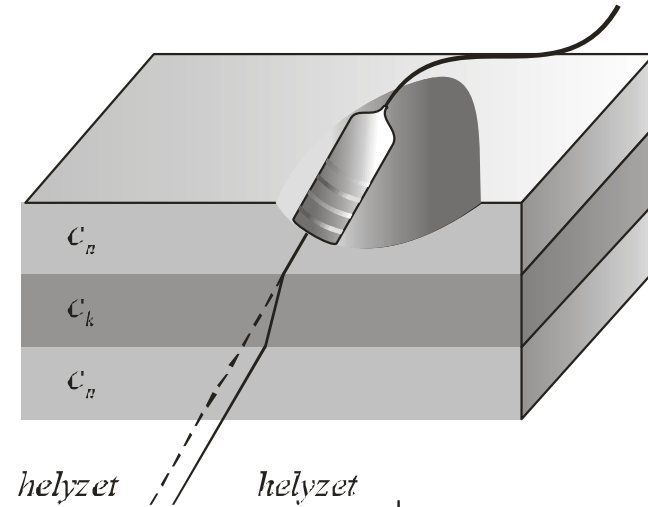
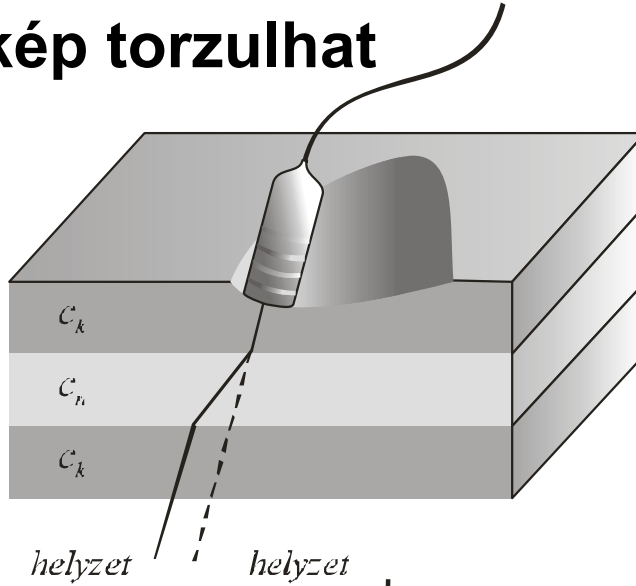
ferde beesés



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

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	

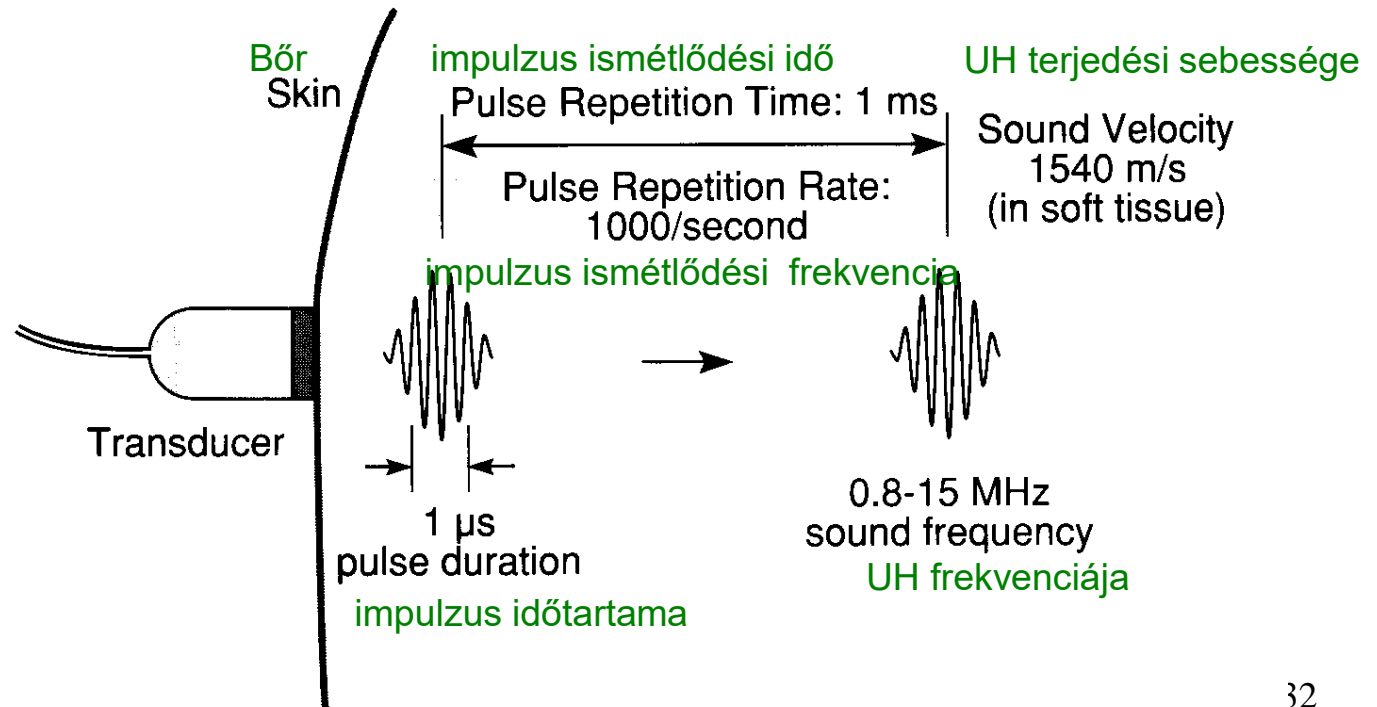
Milyen UH impulzust alkalmaznak?

transzducer: adó és vevő egyben

időbeli szétválasztás – folyamatos hullám helyett impulzusok

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

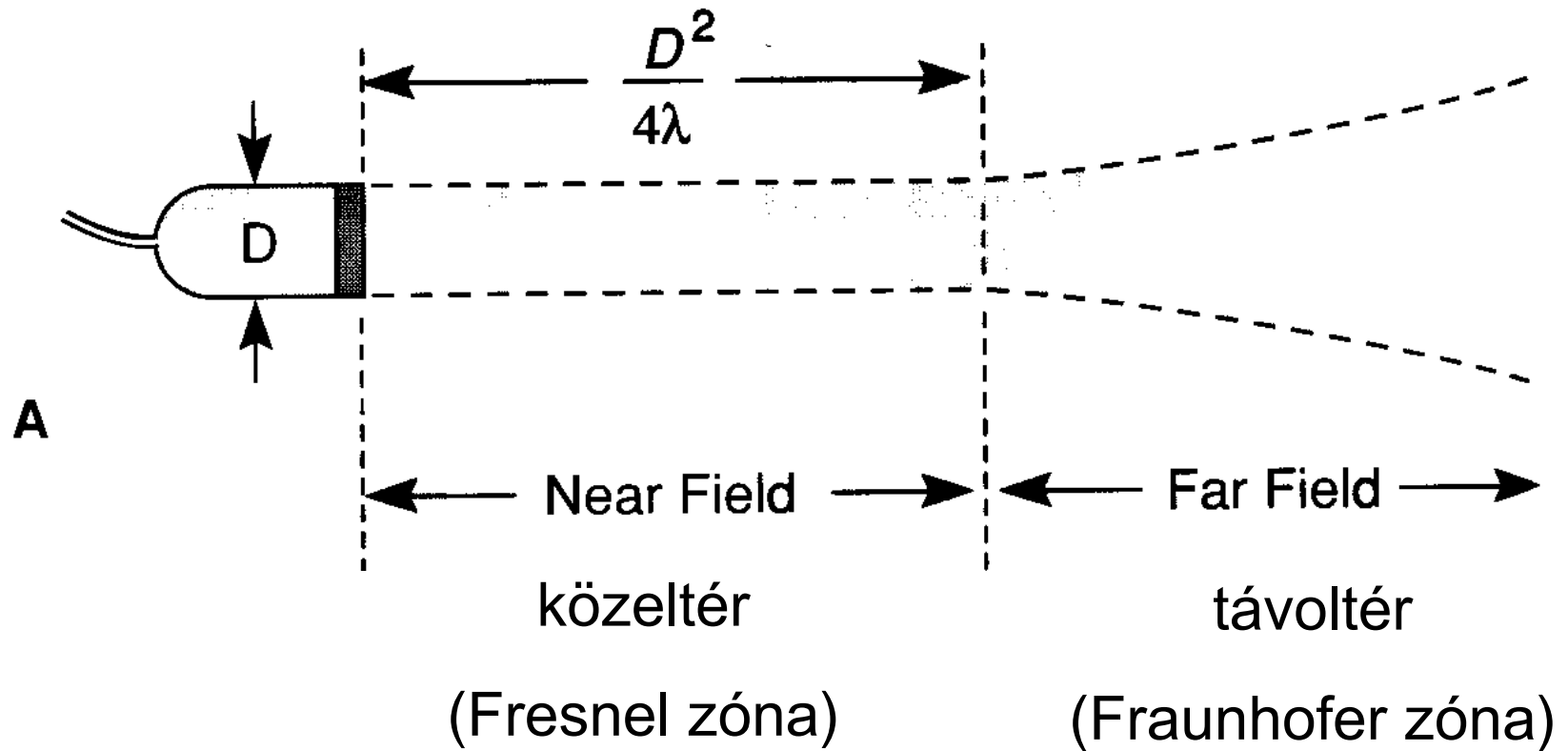
$l = 1.5 \text{ m}$! Van ideje oda-vissza átjárni az emberi testet!





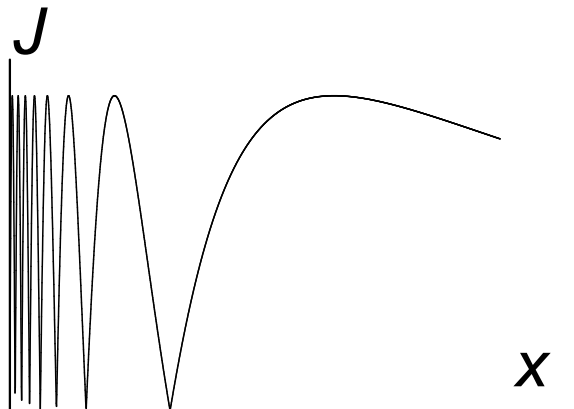
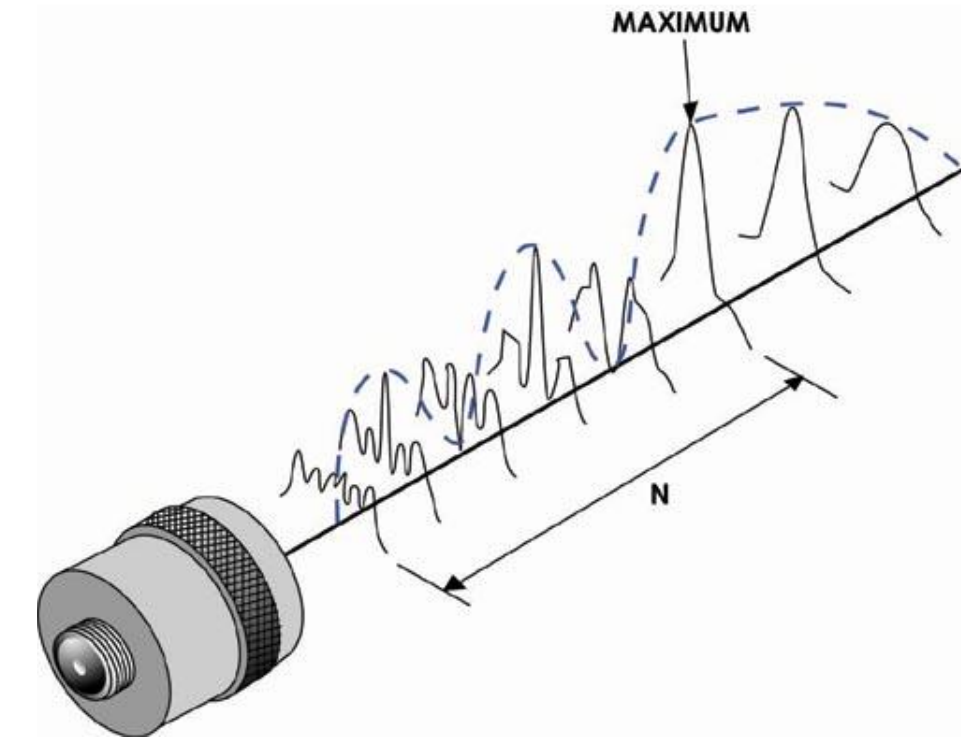
Az UH nyaláb valódi jellemzői mérés technikai problémákat vetnek fel – tájékoztató információk

Egyszerűsített ábra

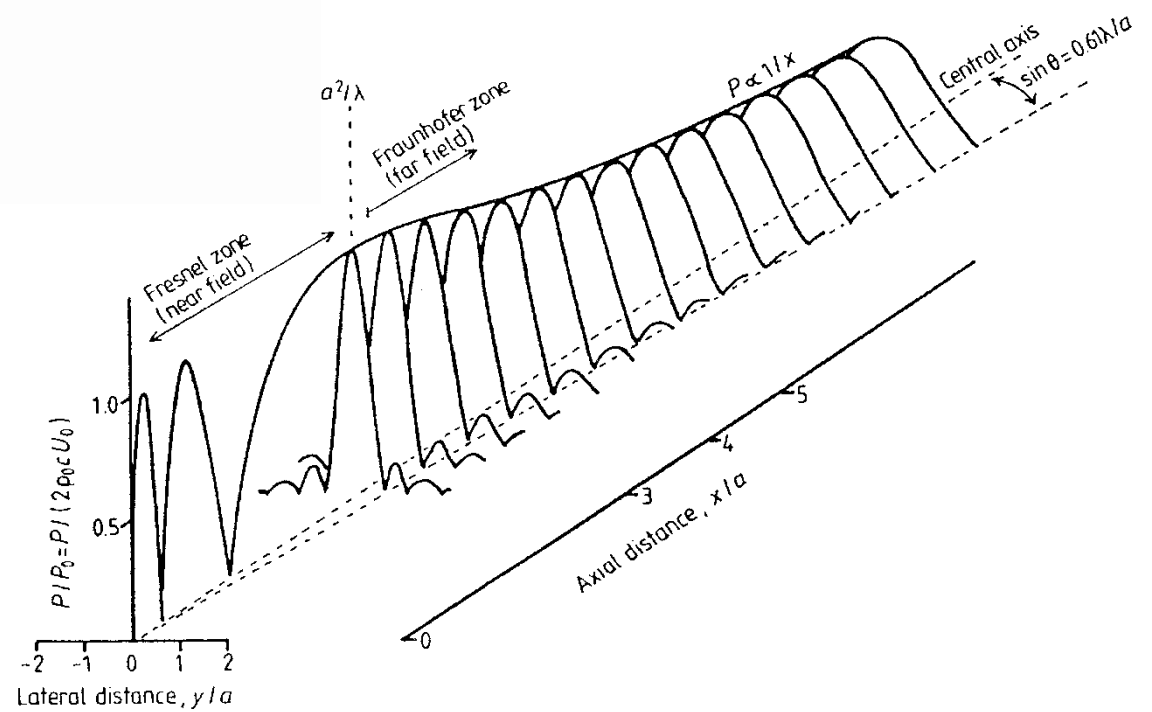




Az UH nyaláb perspektivikus képe részletesebben



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.

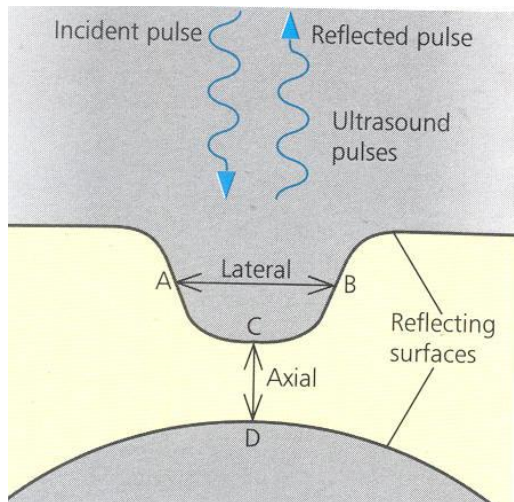
A sugárirányú (**axiális**) feloldási határ az impulzushossztól (Δt) függ, azzal arányos.

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



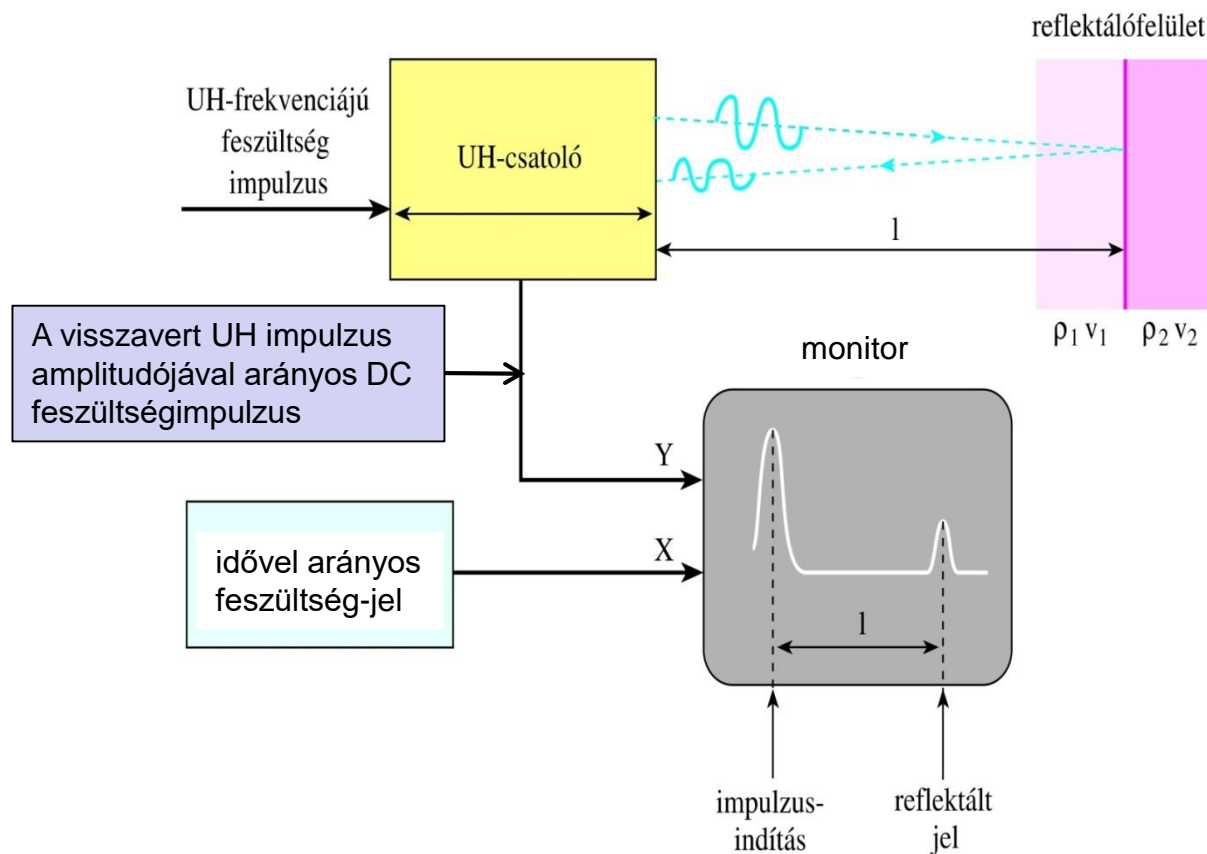
$$f = 2 - 15 \text{ MHz}$$

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

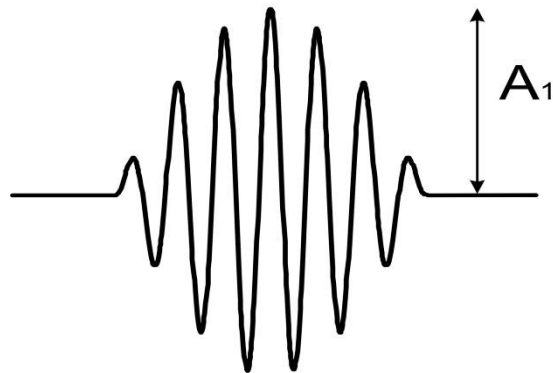
Az ultrahangos diagnosztika módszerei

A (amplitude) – kép (egy irány mentén)



Jelátalakítás a megjelenítés előtt

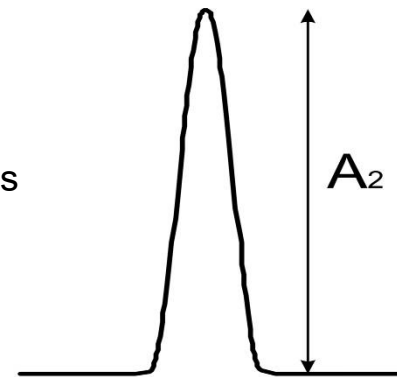
UH transducer által detektált
visszavert UH pulzus



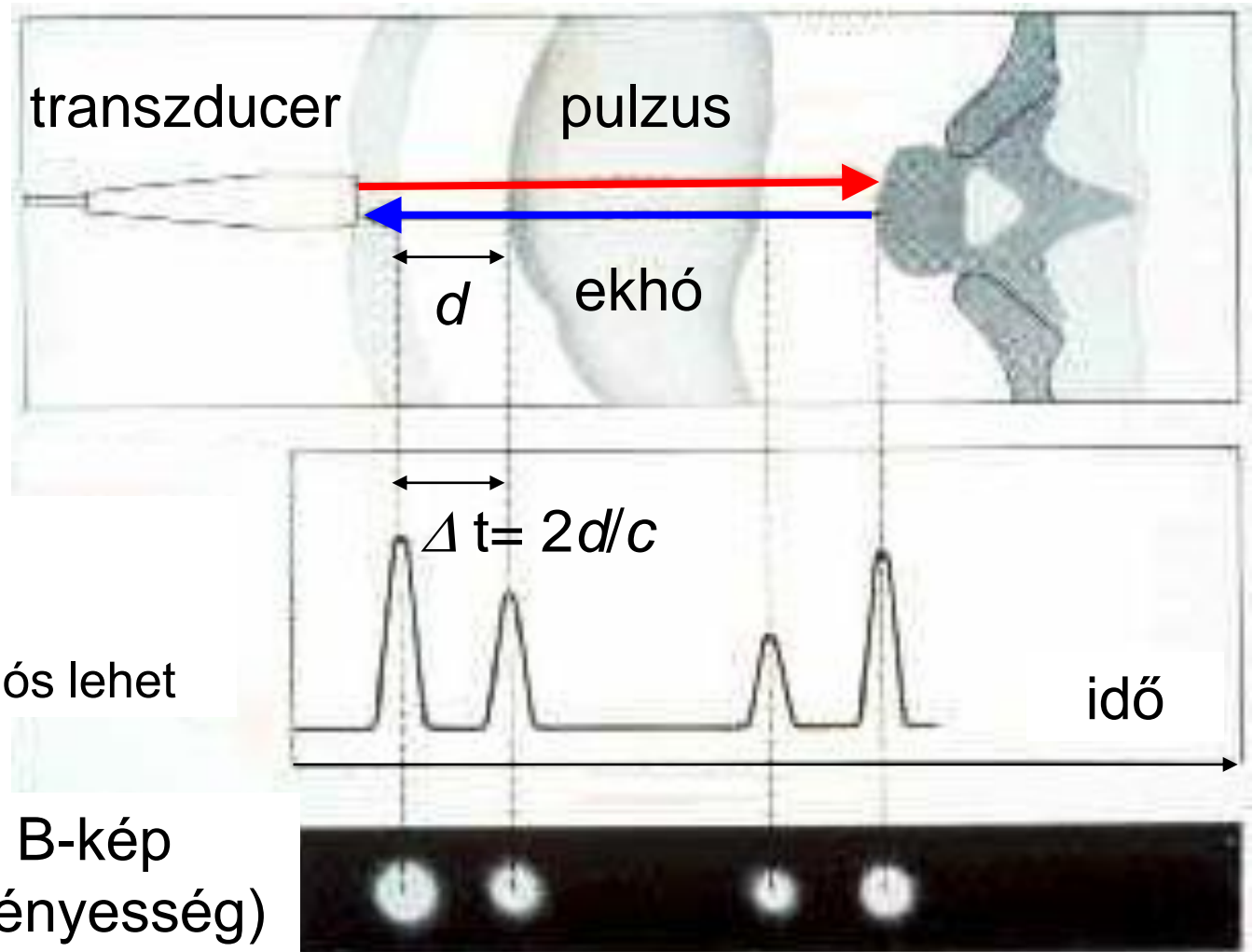
egyenirányítás
szűrés
erősítés



A monitort Y-irányban
vezérlő feszültség-impulzus



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

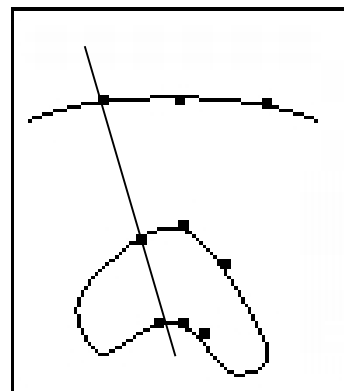
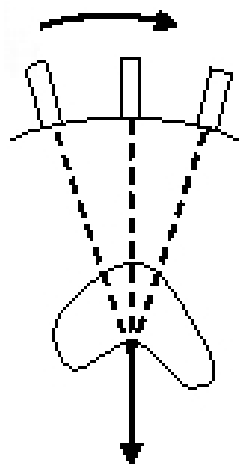


A-kép
(**A**mplitúdó)
csak egydimenziós lehet

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

Kétdimenziós B-kép

mozgatott
transzducer

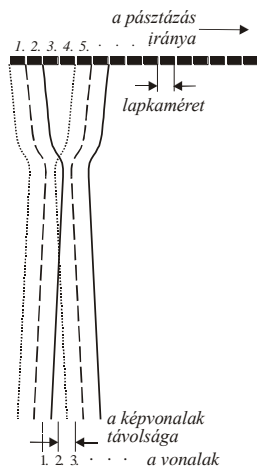


B-mód
kijelző

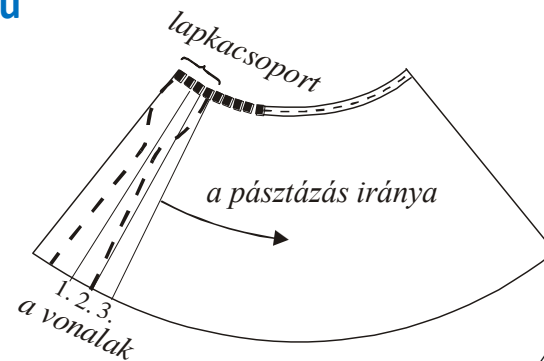
A fényes pontok a mérési irányoknak
megfelelően kerülnek a kijelzőre → 2D ábrázolás

Detektor-sorok (array)

Parallel pásztázás

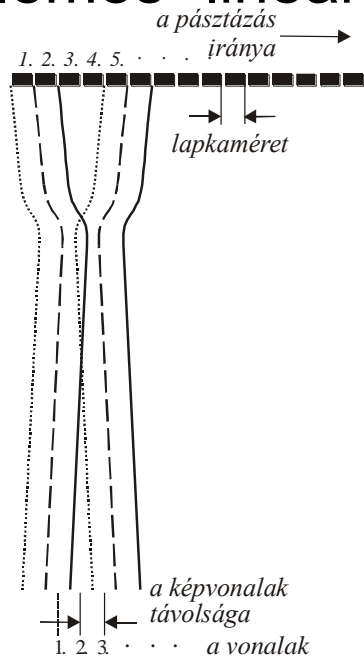


Legyező alakú
pásztázás

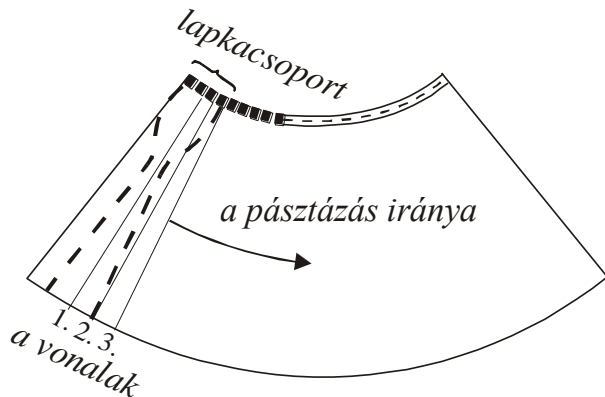


Pásztázás

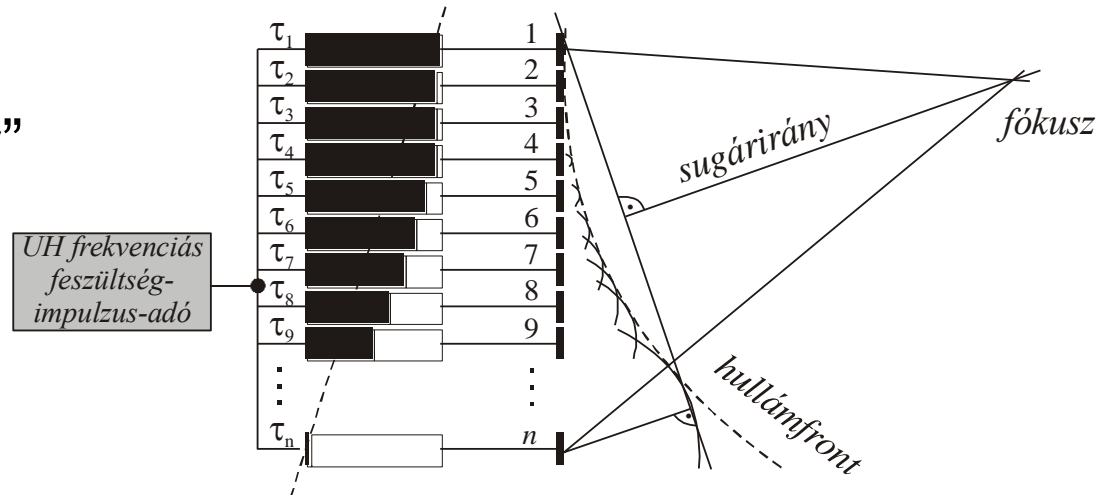
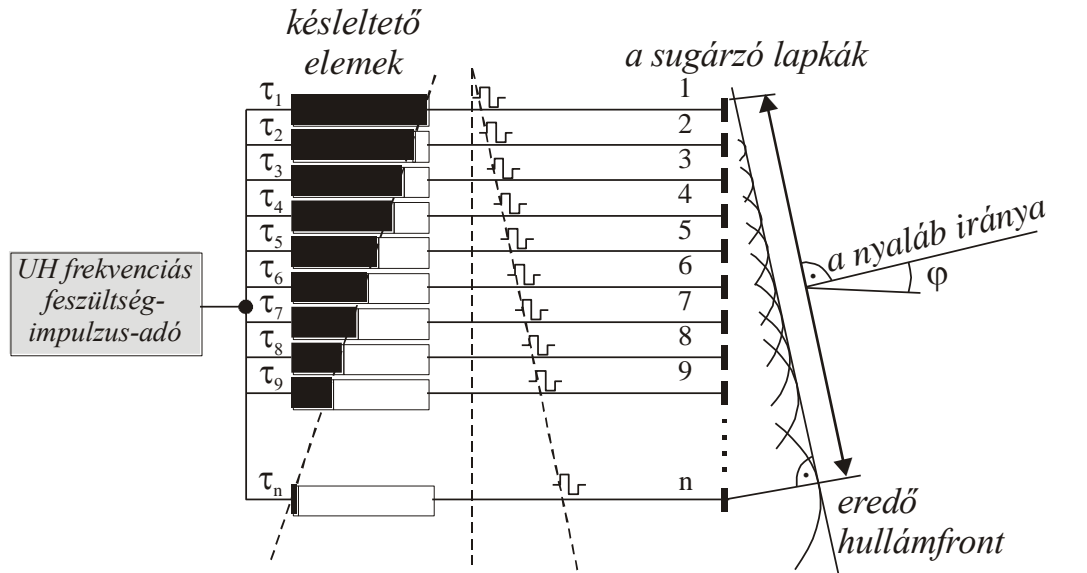
sokelemes "linear array"



sokelemes "curved array"

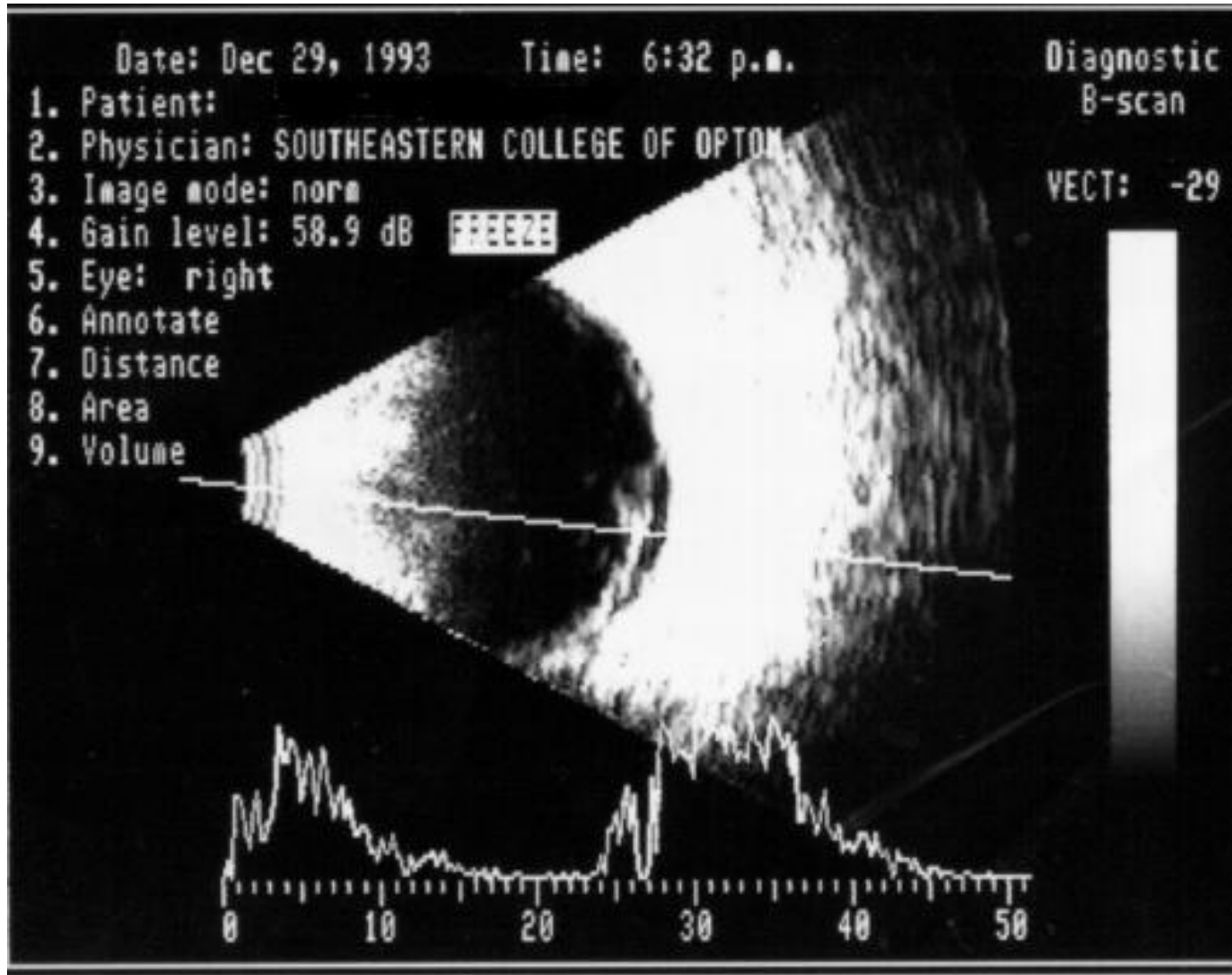


Pásztázás és fókuszálás



Kétdimenziós B-kép és A-kép

(szemészeti alkalmazás)



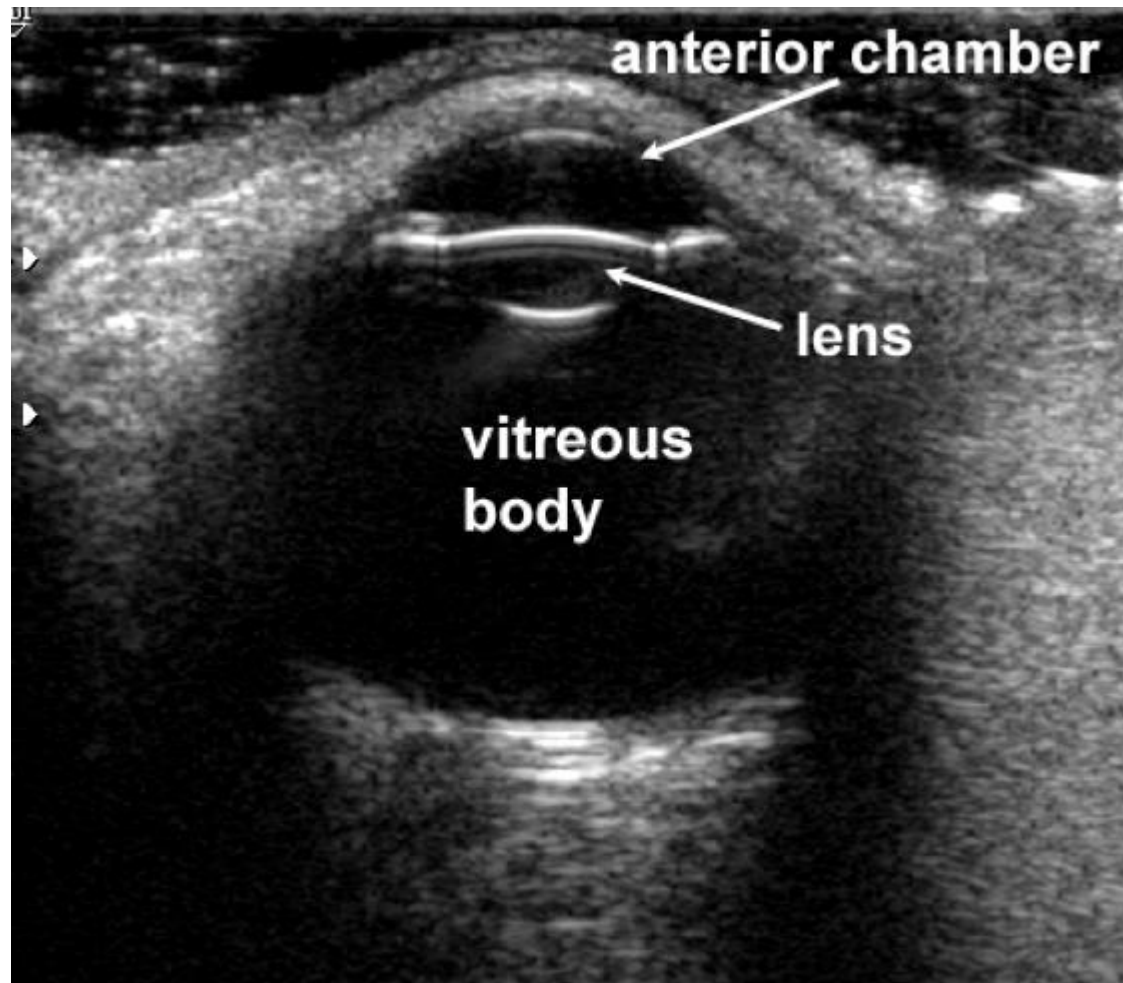
Terjedési
sebesség
figyelembe-
vétele pontos
távolságok
meghatáro-
zására:

cornea: 1641
m/s

csarnokvíz:
1532 m/s

humán
szemlencse:
1641 m/s

üvegtest: 1532
m/s

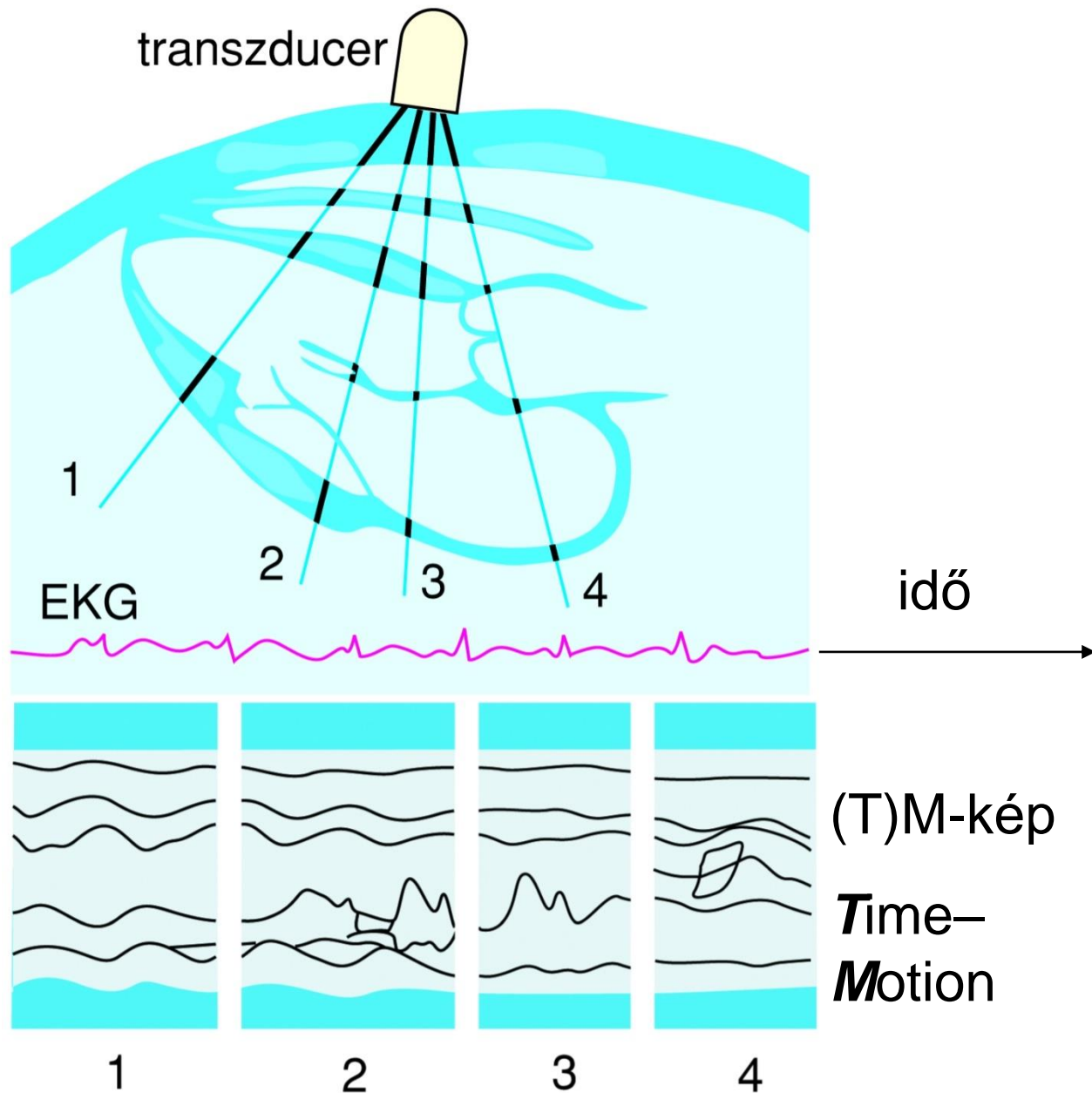


TM-kép

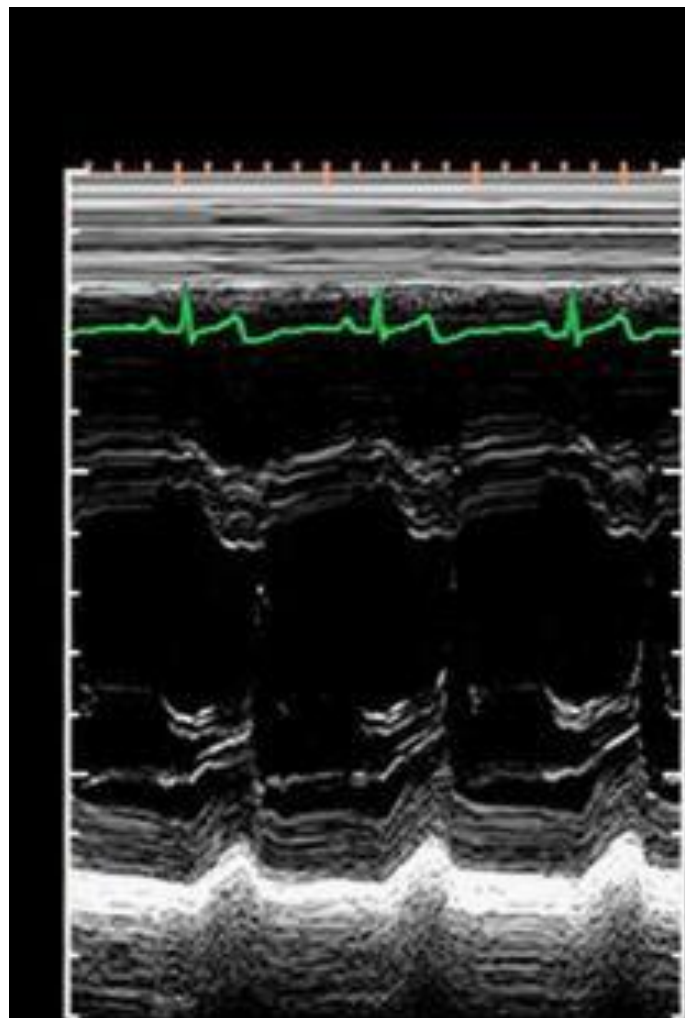
(Time – Motion)

EKG jel
referenciaként

(függőleges)
egydimenziós
B-kép időbeli
változása

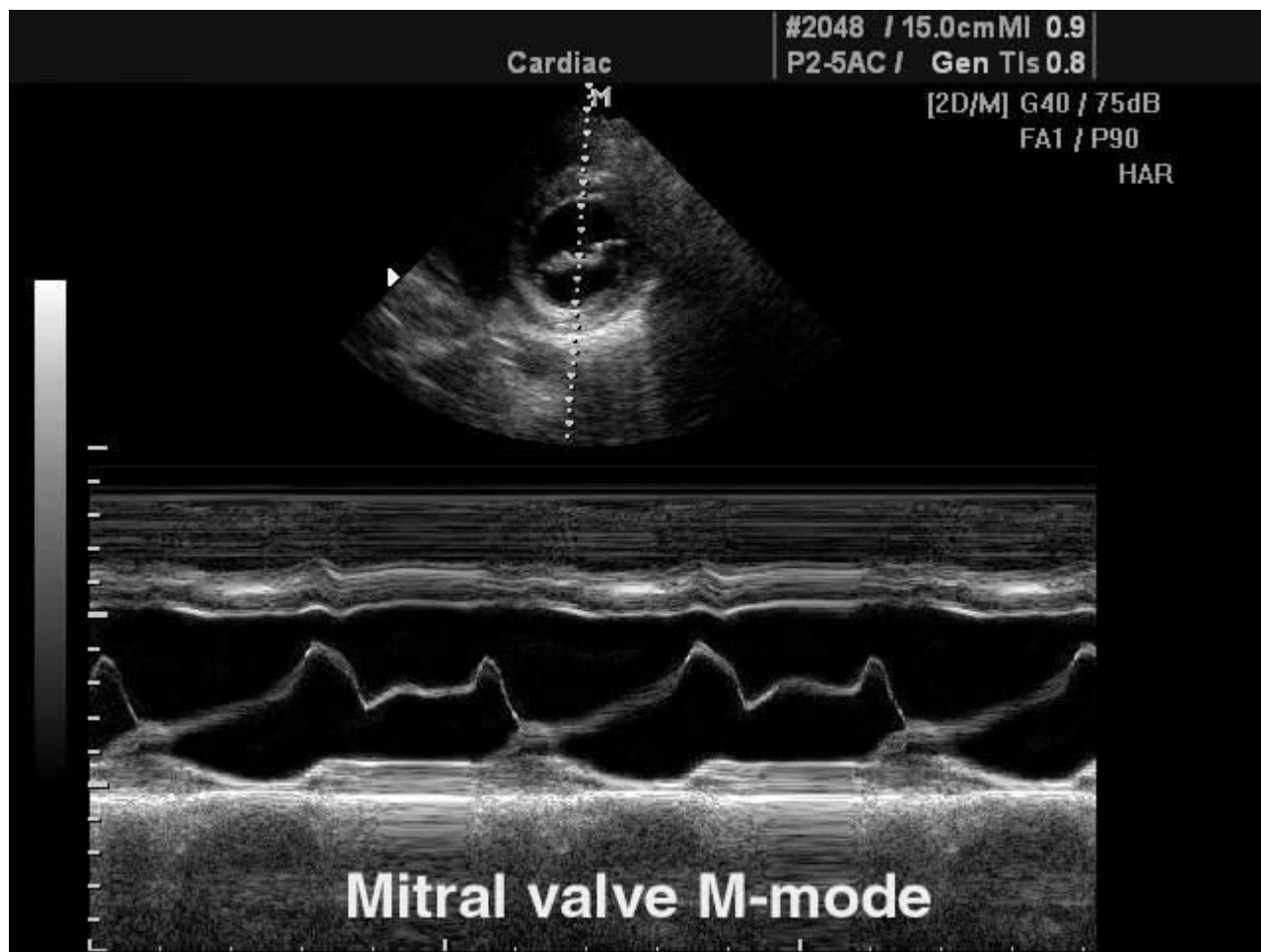


TM-kép



B-kép

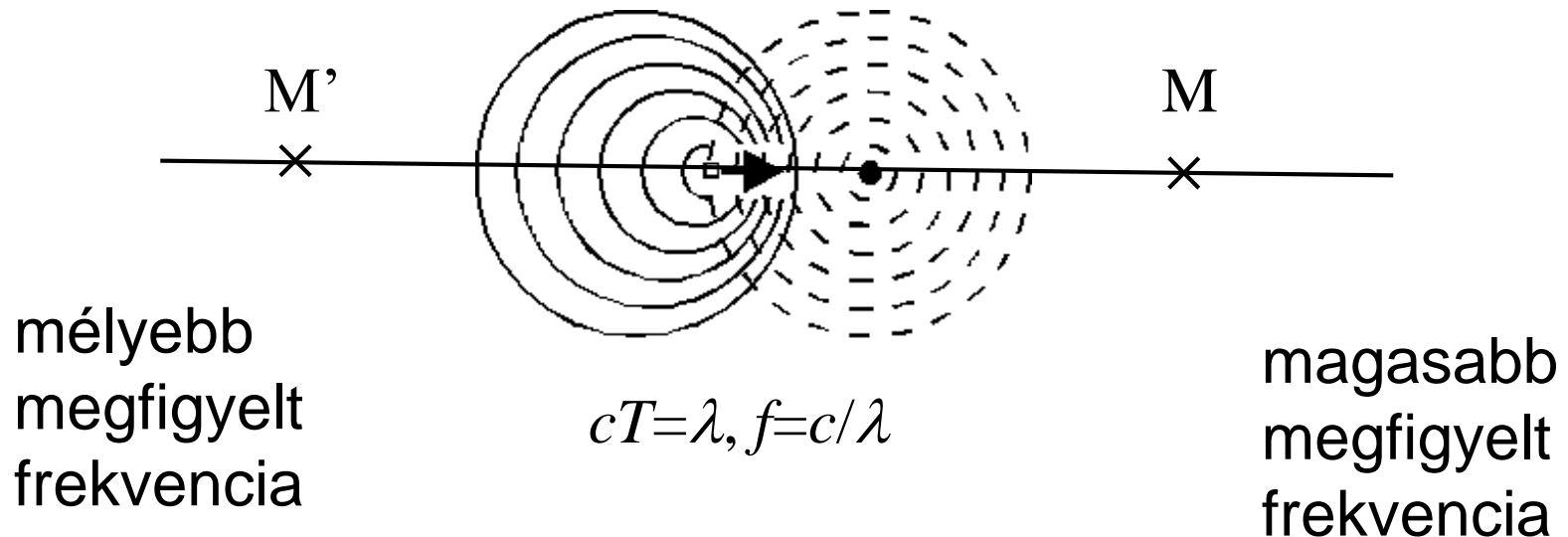




A bal pitvar és bal kamra közötti szívbillentyű mozgása TM képen

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

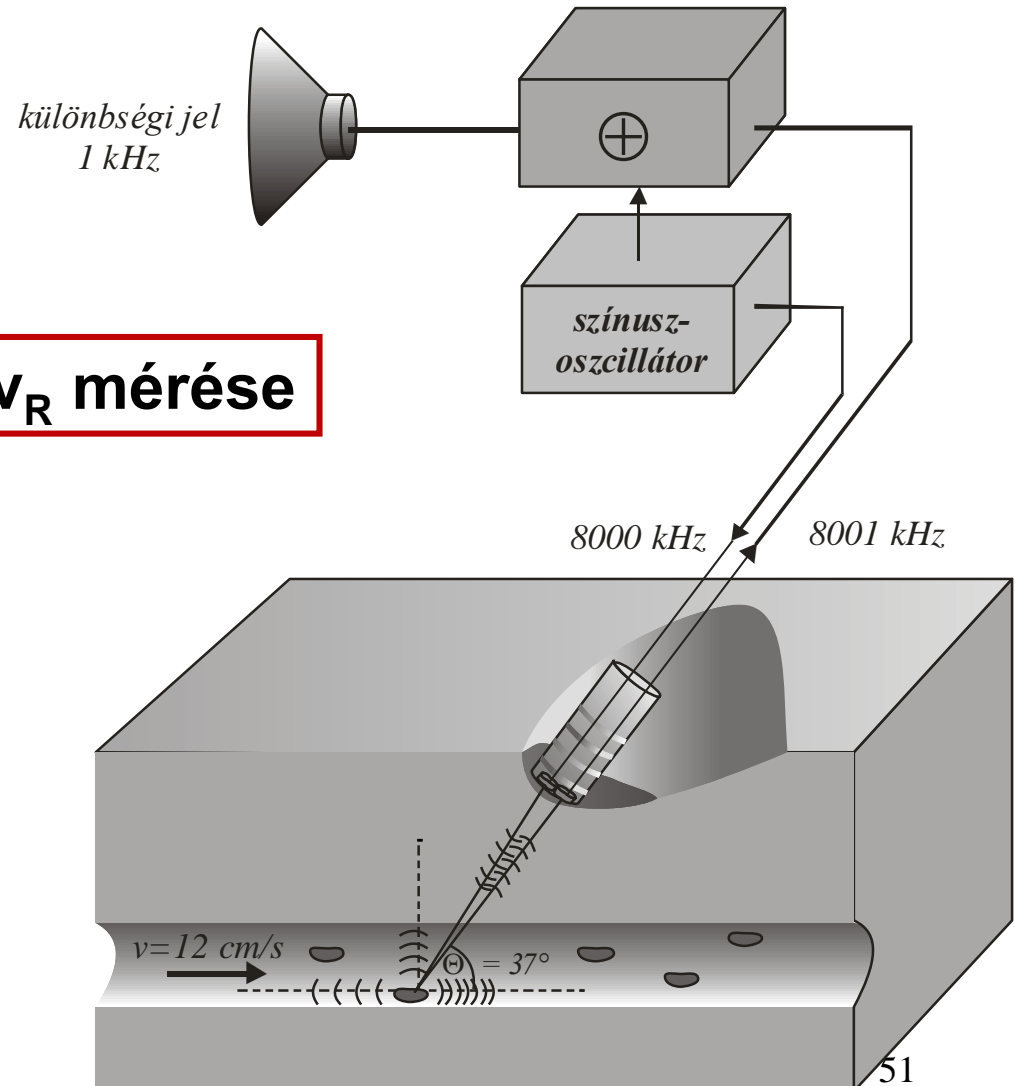
$v=12$ cm/s

$c=1600$ m/s

$\theta = 37^\circ$

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

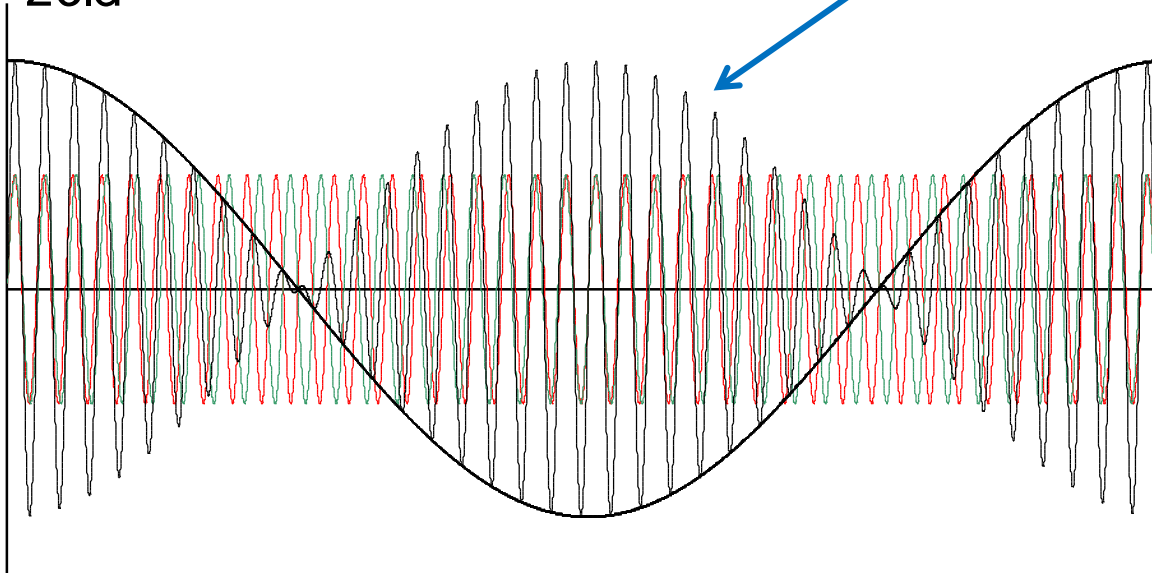
Leválasztva: *Hallható hang*



Lebegés: két kicsit eltérő frekvenciájú hullám interferenciájakor

a lebegés frekvenciája megegyezik az interferáló jelek frekvenciájának különbségével

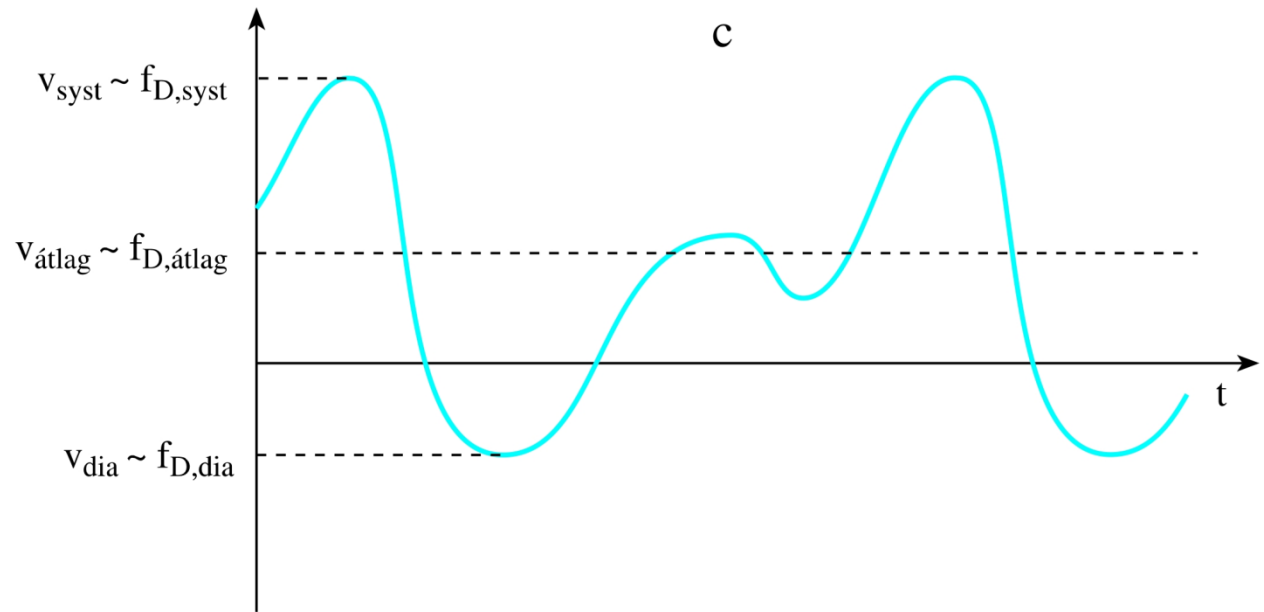
$$f_{\text{piros}} \geq f_{\text{zöld}}$$



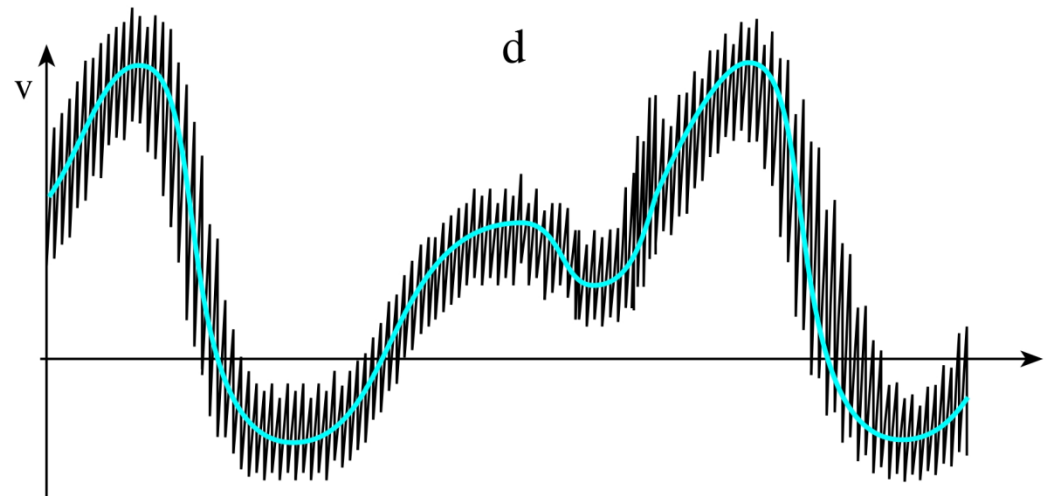
emlékeztető: $\sin \alpha + \sin \beta = 2 \sin \frac{\alpha + \beta}{2} \cos \frac{\alpha - \beta}{2}$

Doppler görbék

minden
időpillanatban egy
sebességgel
jellemozhető áramlás



minden időpillanatban egy
sebességeloszlással
jellemozhető áramlás



sebességeloszlásTM-képe



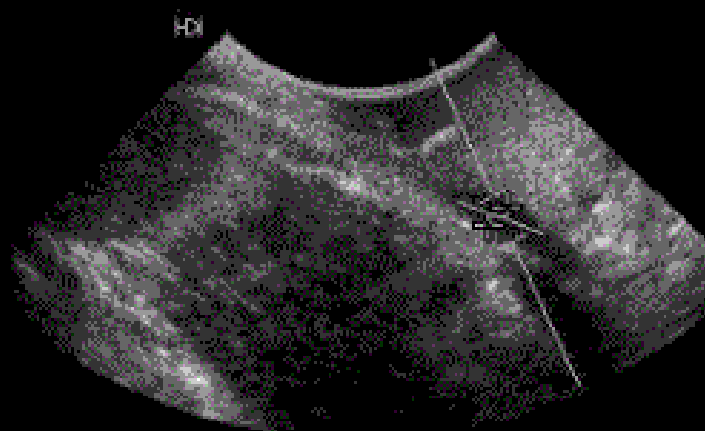
PIG 695
University Hospital

LAM
C8-5 PVasc/Ven

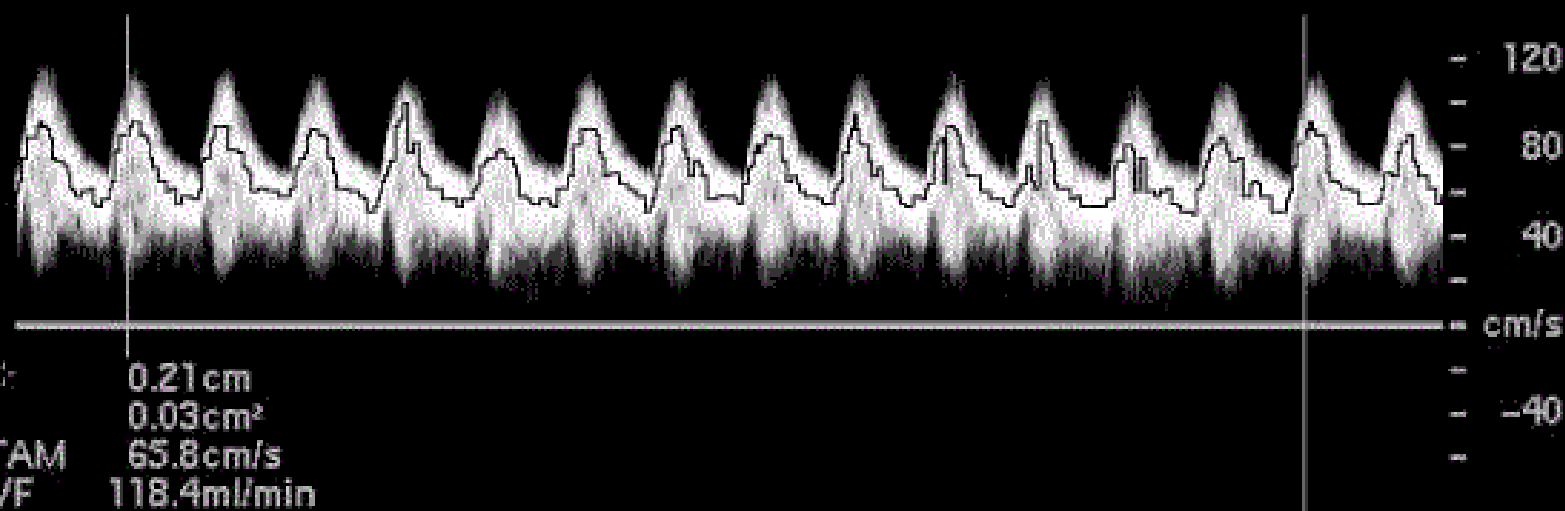
27 Jun 00
5:25:42 pm

TIs 0.2 MI 0.2
F#73 3.0 cm

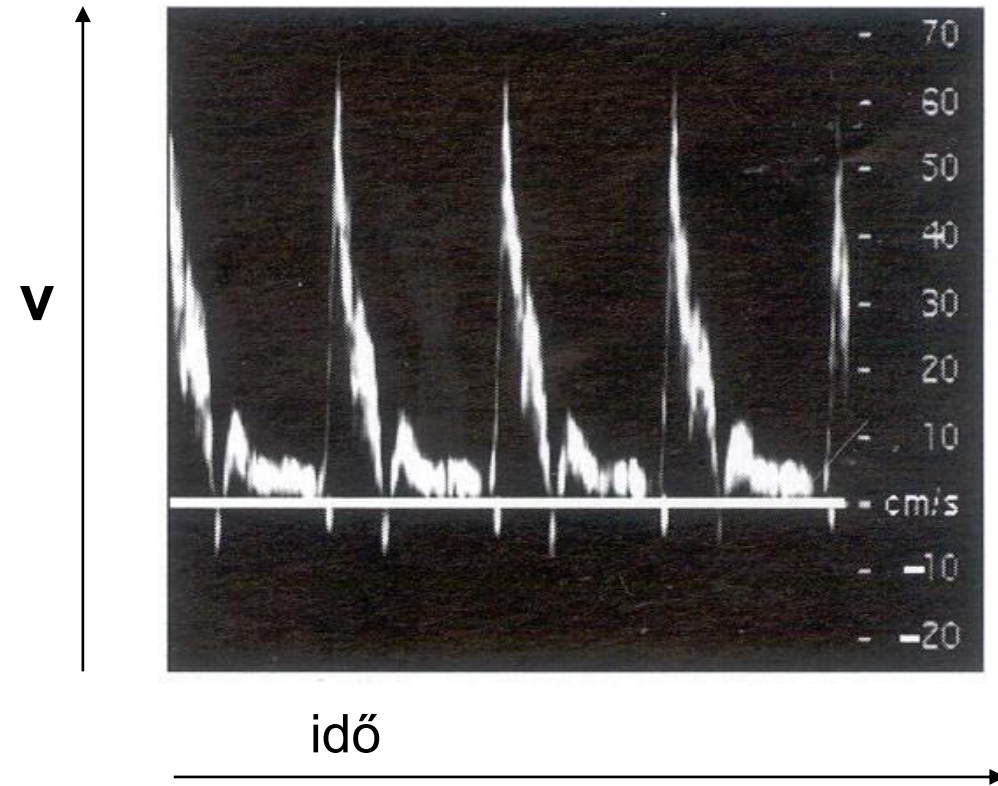
Map 8
DynRg 50dB
Persist Med
Fr Rate Med
2D Opt:Res



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



„Spectral Doppler display”



**A fényesség a reflektált jel
intenzitását mutatja**

A sebesség nagysága fluktuációt mutat
- összevetés az EKG jellel

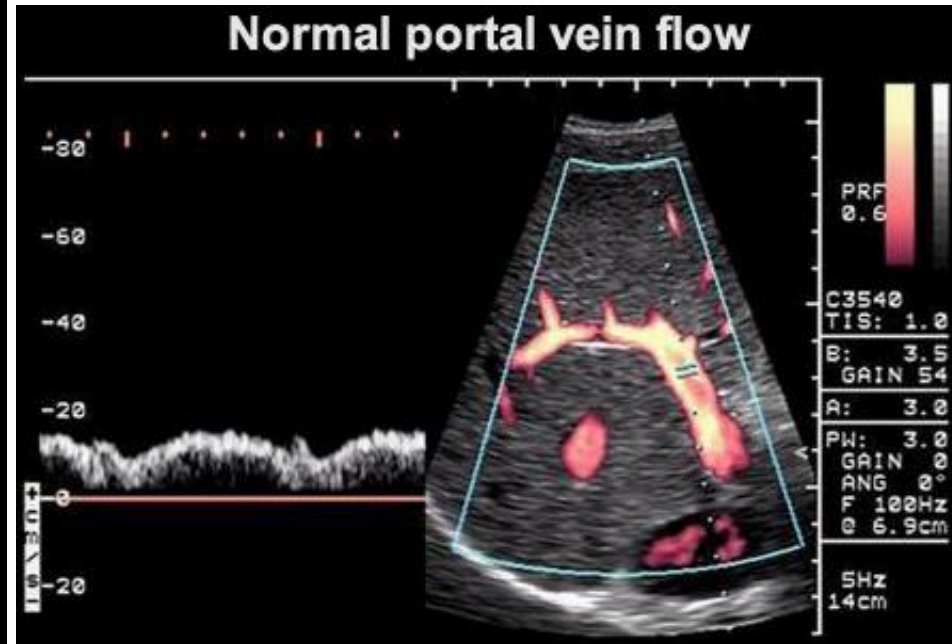
Δf előjele a véráramlás *irányára* jellemző → Színkódolás

transzducer felé: meleg színek,
transzducertól elfelé: hideg színek



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

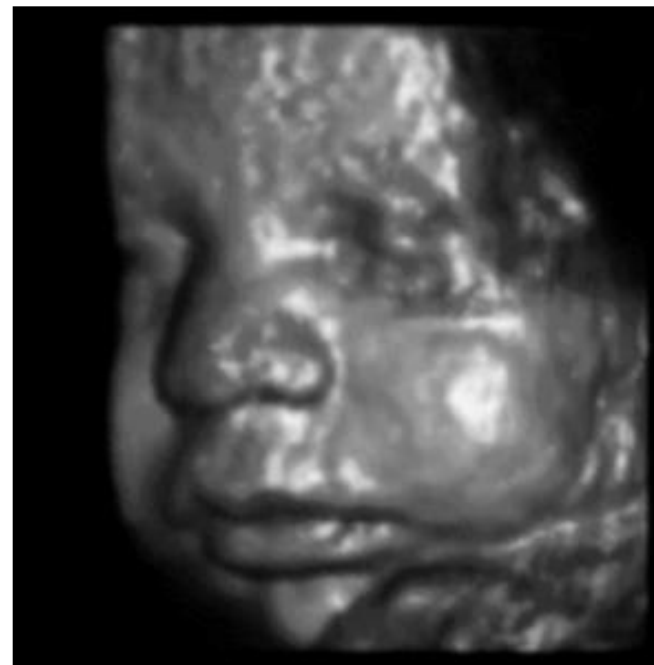
Máj kapuér



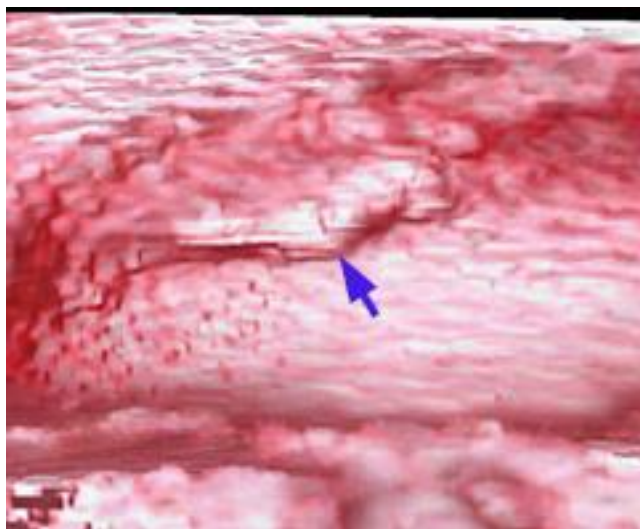
Szín ~ vénás - artériás áramlás
örvénylés - szűkületek

3D rekonstrukció

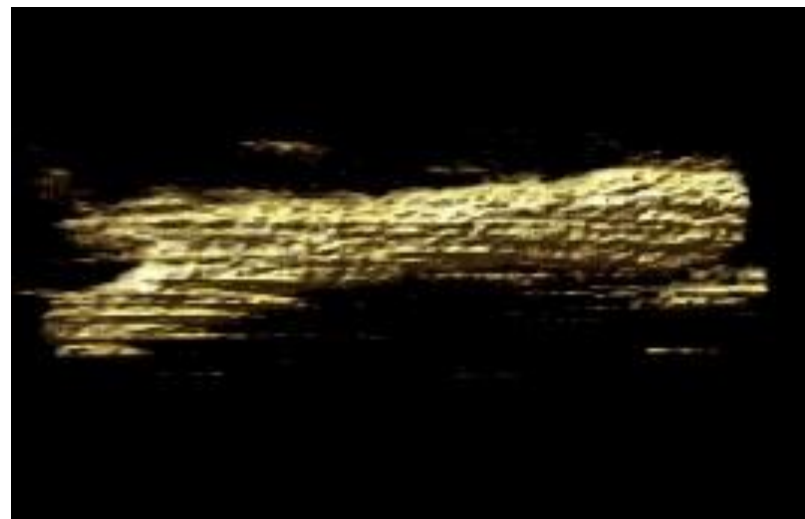
magzat arca



húgyhólyag



nyaki verőér

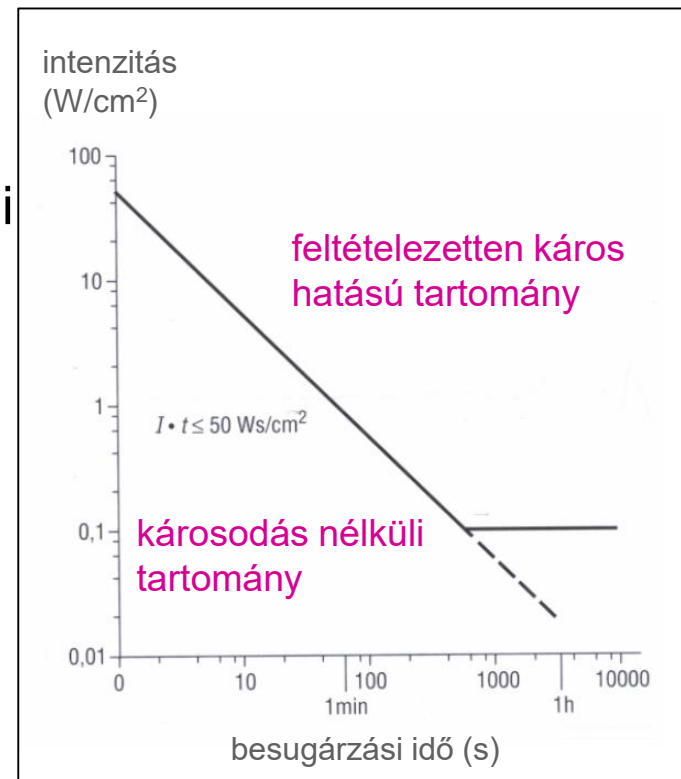


UH terápia

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)



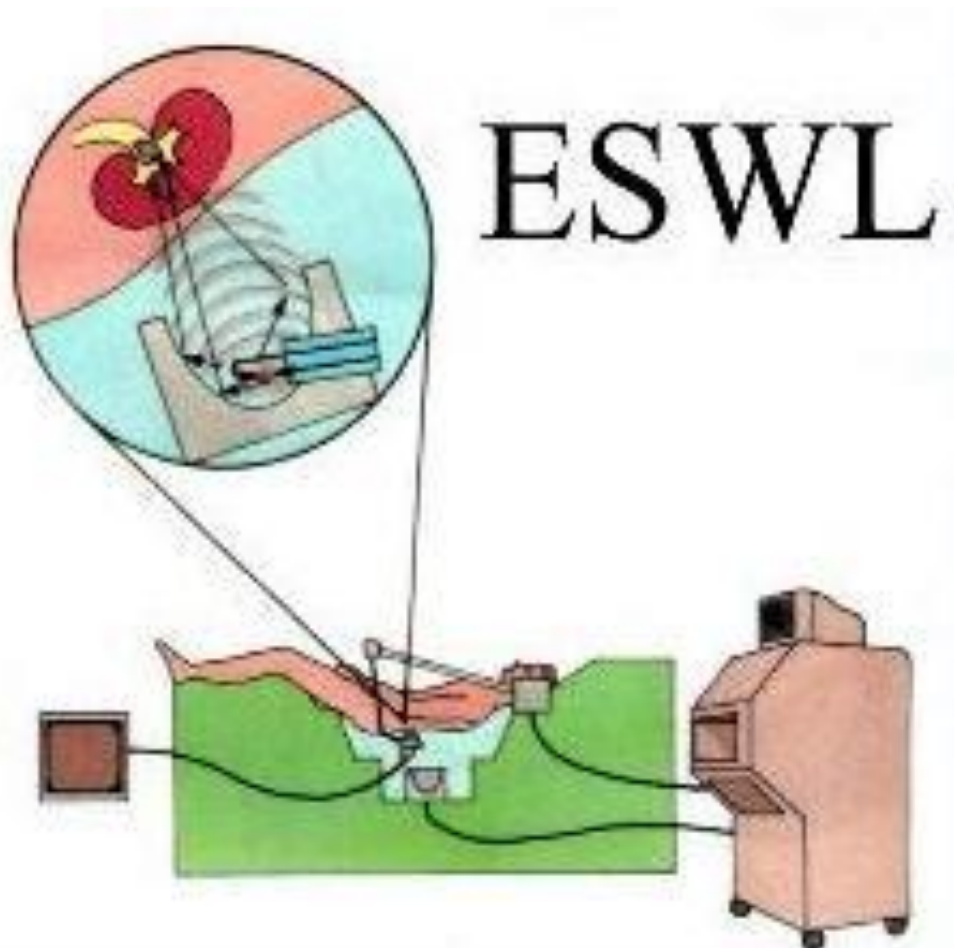
*kövek non-invazív törése
(vese, epe, ...)*

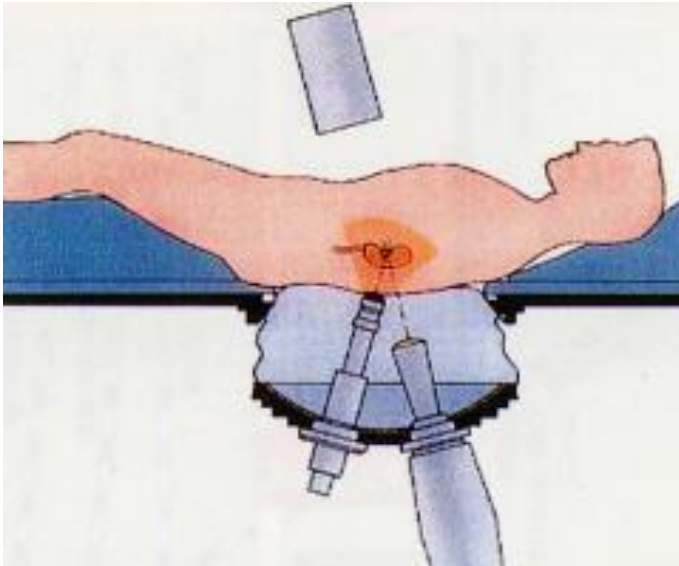
kb. 20 kV-os kondenzátor víz
alatti elektródapáron kisütve



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!

