

## Speciális fényforrások: lézerek

**LASER: Light Amplification by the Stimulated Emission of Radiation**

indukált  $\longleftrightarrow$  spontán emisszió

### Spontán emissziós fény :

Az egyes elektronátmenetek térben és időben rendezetlenül, véletlenszerűen történnek.

Az egyes hullámvonulatok fázisa egymástól független.

A fény „inkohereus”

### Indukált emissziós fény:

A fényfotonok emisszióját az emittálandó fotonenergiával azonos energiájú foton jelenléte indukálja.

A kibocsátott hullámvonulat a kiváltóval azonos fázisban lép ki, együtt koherensek

**Lézerek** –témakör ami lemaradt az előző előadásról

2018 Febr.28

Prof. Fidy Judit

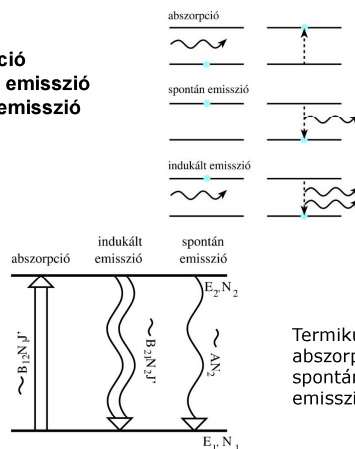
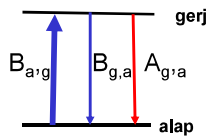
1

A lézerek működési elve – indukált fényemisszió

### Elektronátmenetek fotonsugárzás jelenlétében

Átmeneti valószínűségek

Einstein együtthatók:  $B_{ag}$  abszorpció  
 $B_{ga}$  indukált emisszió  
 $A_{ga}$  spontán emisszió



Termikus egyensúly:  
abszorpciók száma =  
spontán és indukált  
emissziók száma/idő

**Feltétel:**  $hf = \Delta E_{ga}$

**fotonsugárzás jelenléte**

$$B_{1,2}N_1J' = B_{2,1}N_2J' + AN_2$$

$$B_{1,2} = B_{2,1}$$

**$J'$  fotonszámban megadott intenzitás**

### Fényerősítés indukált emisszióban --- populáció inverzió

Feltesszük, hogy a spontán emisszió elhanyagolható

$$\Delta J' = K_1(hf)[B_{21}N_2 - B_{12}N_1]J'\Delta t$$

$$\Delta J' = K_1(hf)B[N_2 - N_1]J'\Delta t$$

$$\Delta t = \frac{\Delta x}{c}$$

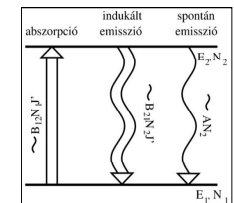
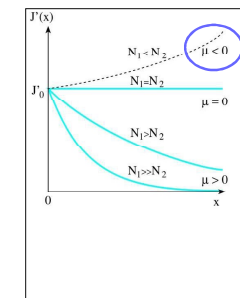
$$\Delta J' = K[N_2 - N_1]J'\Delta x$$

$$J' = J'_0 e^{-\mu x} \quad \mu = K(N_1 - N_2)$$

Ha  $N_2 > N_1$ ,  $\mu < 0 \Rightarrow$

$$J' = J'_0 e^{-\mu x} \quad \text{Pozitív!}$$

$\Rightarrow$  fényerősítés



**Populáció-inverzió  $\rightarrow$   
fényerősítés**

**2 állapotú rendszerben  
nem alakul ki**

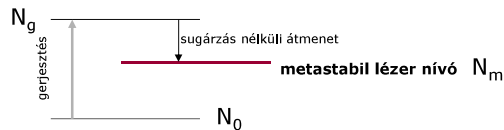
**LASER: Light Amplification by the Stimulated Emission of Radiation**  
 1961, Rubin-lézer

**HOGYAN VALÓSÍTHATÓ MEG a fényerősítés (populáció inverzió)?**

### A lézer anyaga

Gáz, folyadék, szilárd test

Követelmény: a gerjesztési és emissziós elektron-átmenetek **három energiaállapoton belül** történjenek, amelyek közül az egyik magasabb nívónak legyen hosszú az élettartama – **lézer-nívó**



### Fényerősítés indukált emisszióval

Populáció inverzió mellett a rendszer

a  $hf = E_m - E_0$  fotonenergiájú sugárzást

erősíti, ilyen foton **indukálja** az emissziót

$N_m$  nagy  $\longrightarrow$  néhány spontán emisszió  $E_0$ -ra

$\longrightarrow$  fényerősítés

### A lézer anyag gerjesztése

Az elektronok gerjesztése külső forrásból:

Pl. gázkisülés, fényimpulzus

Intenzív gerjesztés  $\longrightarrow$  a felső nívó populálása

átmenet a metastabil nívóra  $\longrightarrow$   $N_m$  a hosszú élettartam

miatt megnő, az alsó nívó kiürül:  $\longrightarrow$

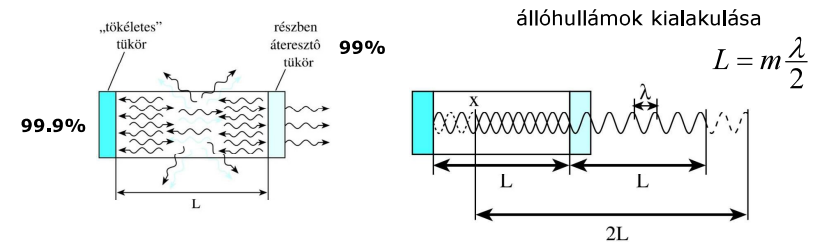
$$N_m \gg N_0$$

**populáció inverzió: a fényerősítés feltétele**

### Az optikai rezonátor

Erősíti a lézer tengelyével egyirányú sugárzást

Leszűkíti az emisszió hullámhossztartományát



### A lézerfény speciális tulajdonságai

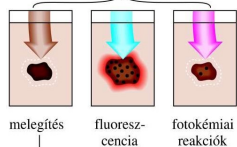
- Nagy intenzitás
- Kis divergencia - Paralel nyalábok – lencsével jól fókuszálható, száloptikával jól vezethető
- Monokromatikus – meghatározott hullámhossz – hangolható lézerek
- Folytonos és impulzus üzemmódú lézerek
- Nagy koherencia-hosszú fény-nyaláb – interferenciára képes

## Lézerek sebészeti alkalmazása: „fénykés”

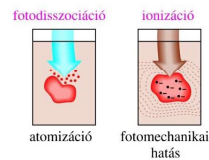
elnyelés → energia → felmelegedés → karbonizáció → vágás

Molekuláris sebészet multiphoton megvilágítással : egyetlen sejtfal/vezikula átvágása

### Szemészeti/orvosi alkalmazások

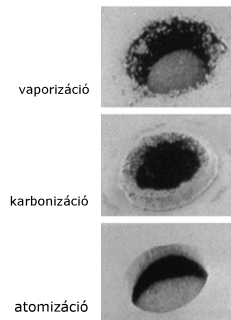


lézertermia: ~ 40 °C  
koaguláció: 60–90 °C  
vaporizáció: 100–150 °C  
karbonizáció: 300 °C fölött



IR lézerek: szöveti víztartalom elnyelése → izomszöveti műtétek

UV-lézerek: felületi szerves molekulák elnyelése



### Látáskorrekciós műtétek

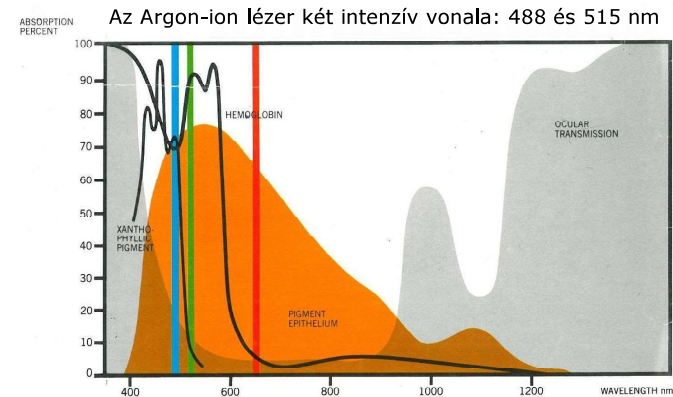


**LASEK**  
Laser Epithelial Keratomileusis  
A szaruhártya felső rétegének felhajtása, látáskorrekció alatta

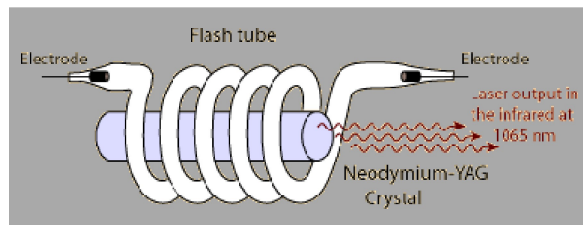
UV lézerek, fs lézer

## Szemészeti alkalmazások

Vérerek koagulálása cukorbetegségben  
UV lézerek látáskorrekciós műtétekben

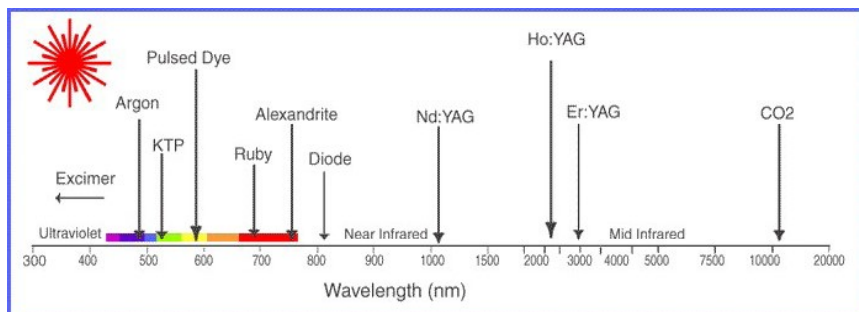


## Lézerek



Szemészeti alkalmazás

← Általános sebészeti alkalmazás →



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

2018 Febr.28



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

### perkusszió orvosi alkalmazása

kocsmai kérdés: mennyi bor van a hordóban?

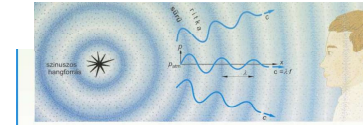


## Hang: mechanikai hullám

**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**

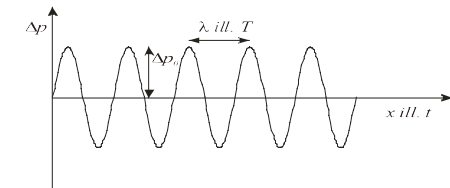
Mechanikai hullám terjedéséhez **közegre van szükség**



**Mire írjuk fel a hullámfüggvényt?**

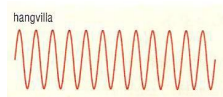
- **Sűrűség**
- **Elmozdulás az egyensúly körül**
- **Nyomás**

**A nyomásváltozásra felírt hullám-függvény**

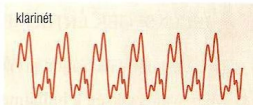
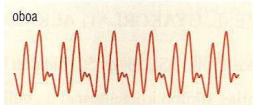


14

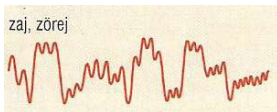
### A „hangok” hullámfüggvényei többnyire összetettek



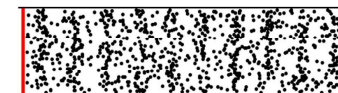
Adott frekvenciájú „tisztá” hang



Zenei hangok – több komponens

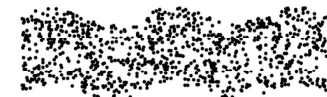


Nagy amplitudó, széles tartományban előforduló frekvenciák, fázisok



### longitudinális hullám

(folyadékokban, lágy szövetben, gázokban csak ilyen)



### transzverzális hullám

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

**hidrosztatikai nyomás** **nyomásváltozás hang-nyomás**

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

amplitúdó fázis

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

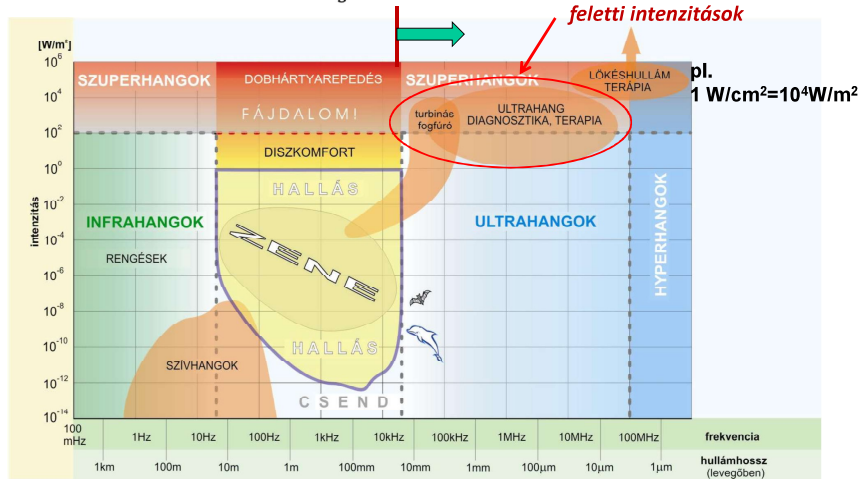
$$c \cdot T = \lambda, \quad c = f \cdot \lambda$$

**Nem fénysebesség!**

15

## Ultrahang: 20 kHz feletti frekvenciájú hanghullámok

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



17

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

Terápiai szempontból is jelentős.

18

## Hogyan keltsünk ultrahangot?

### Piezoelektromos jelenség

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

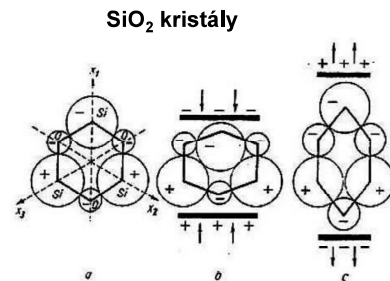
(b) és (c) : Nyomás hatására a töltések súlypontja szétválik, feszültség keletkezik (direkt hatás)

ill. feszültség hatására a kristály deformálódik.

**UH keltés: inverz effektus**

**UH detektálás: direkt effektus**

**ugyanazon kristály forrás és detektor**



gázgyújtó

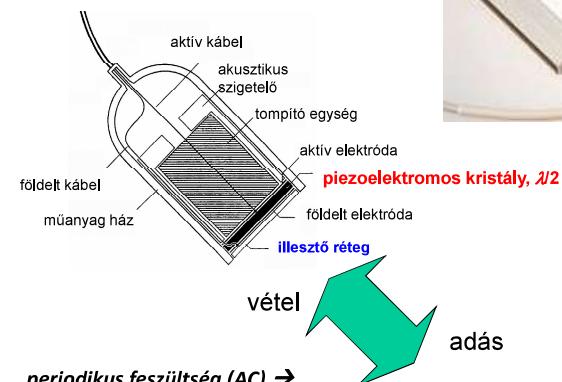
### Elektro/magneto-strikció: kerámiák

Elektromos /mágneses dipólus-egységekből álló szilárd fázisú anyagok  
Dipólusok periódikusan változó elektromos/mágneses térben átrendeződnek → méretváltozás (inverz effektus is)

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

19

## Az UH forrás felépítése



periodikus feszültség (AC) →  
→ periodikus méretváltozás  
azonos frekvenciával



20

## 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

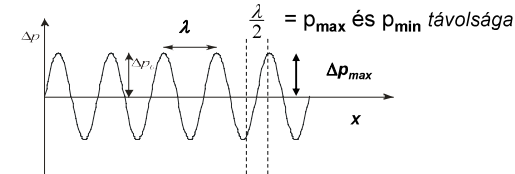
$$J = \frac{1}{Z_{akuszt}} \Delta p_{eff}^2 = \frac{1}{2Z_{akuszt}} \Delta p_{max}^2$$

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

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

21

## Az UH intenzitást orvosi alkalmazásokban limitálni szükséges



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

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

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

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

**Dilatáció és kompresszió mértéke ~ 1 mm-en belül!**

**Veszélyek: kavitáció, kémiai reakciók indukciója**

Terápiás hatás: kisebb intenzitásoknál belső súrlódás dominál → hőterápia

22

## Az UH intenzitást limitálni szükséges

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

**A képalkotáshoz szükséges jelek nagyobb intenzitást kívánnak meg:  $10 \text{ W/cm}^2$**

???

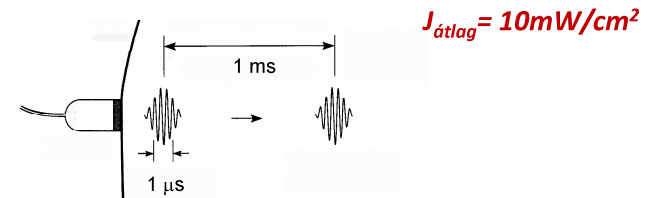
23

## Az UH intenzitást limitálni szükséges

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

**A gyakorlatban szükséges  $J$  magasabb:  $10 \text{ W/cm}^2$**

**Megoldás: rövid UH impulzusok → átlagos  $J$  lecsökken**



24

## 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

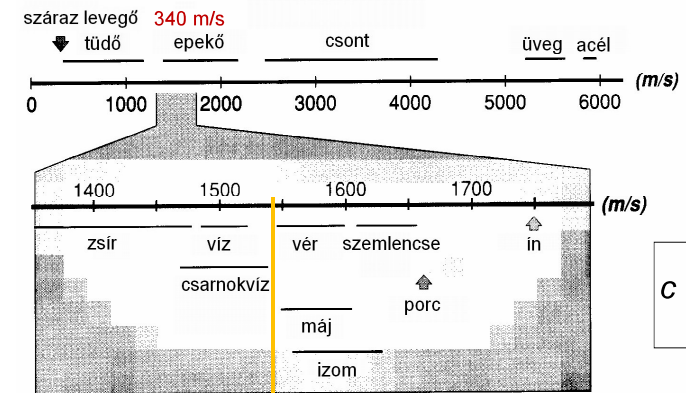
$$c = \frac{1}{\sqrt{\rho\kappa}}$$

terjedési sebesség,  $\rho$ -sűrűség

25

## Az UH sebessége testszövetekben

A sebesség nem függ a frekvenciától  $\rightarrow$  hangsebesség



átlagos lágy szövet: 1540 m/s (!)

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

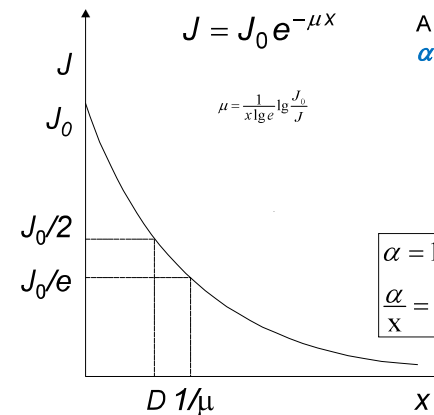
26

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>	
agv	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>	

27

## Szövetekben az UH intenzitása gyengül: abszorpció

Érvényes az exponenciális sugárgyengülési törvény



A közeg a  $\mu$  helyett az  $\alpha$  csillapítási tényezővel jellemzik

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

$$\alpha = 10 \cdot \mu \cdot x \cdot \lg e \text{ [dB]} = 4,34 * \mu \cdot x \text{ [dB]}$$

$$\frac{\alpha}{x} = konst. * \mu = (4,34 * \mu) \text{ [dB / cm]}$$

28

## $\mu$ a diagnosztikai tartományban nő a frekvenciával

Milyen függvény szerint?

$$\mu = \text{konst} \cdot f^k$$

$$\log \mu = \log(\text{konst}) + k \log f$$

$k = 1 \rightarrow$  lineáris kapcsolat, arányosság

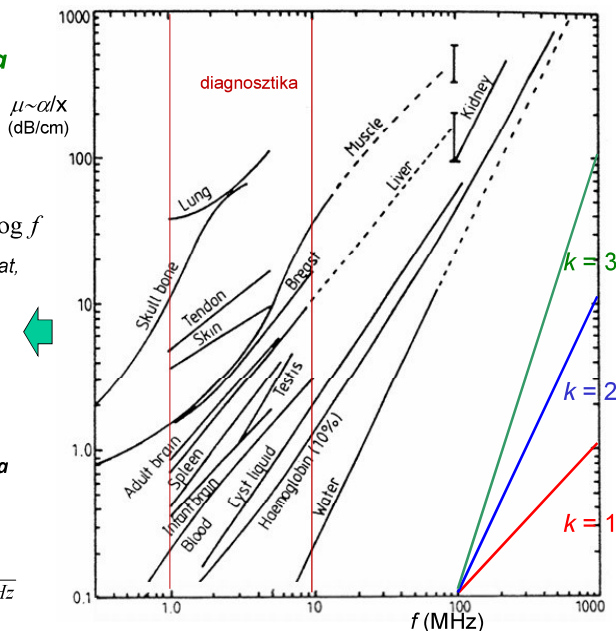
Jó közelítés!

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

fajlagos csillapítás: csak a közegre jellemző

pl. lágy szövetre:

$$\alpha_{\text{fajl}} = 1 \frac{\text{dB}}{\text{cm} \cdot \text{MHz}}$$



## Az UH diagnosztika alapja a UH visszaverődése különböző közegek határán

A diagnosztikai mérés koncepciója

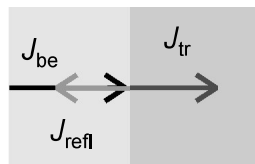
- kiválasztott irányok mentén
- UH impulzusokat juttatunk a szervezetbe
- mérjük a bejuttatás és a reflexió között eltelt időt
- a terjedési sebesség ismeretében
- a reflektált impulzus visszaérkezési ideje alapján
- **a reflektáló felület távolsága** a kibocsátás helyétől meghatározható

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

Tomográfiai adatgyűjtés  $\rightarrow$  **anatómiai információ**

## Az UH diagnosztika alapja a UH visszaverődése különböző közegek határán

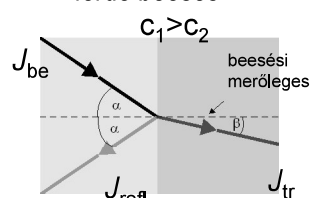
merőleges beesés



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

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!

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

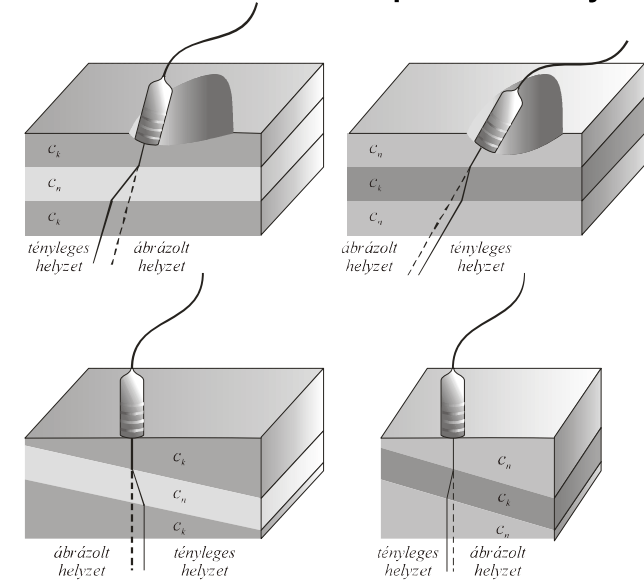


Sok esetben a víz is lehet jó csatoló közeg



33

## Ferde beesés ill. külső felülethez képest ferde helyzetű réteg



34

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>	
agv	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>	

35

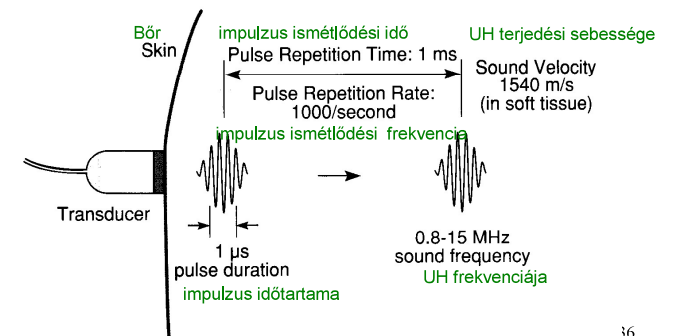
## Milyen UH impulzust alkalmaznak?

transzducer: adó és vevő egyben

időbeli szétválasztás – folyamatos hullám helyett impulzusok

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

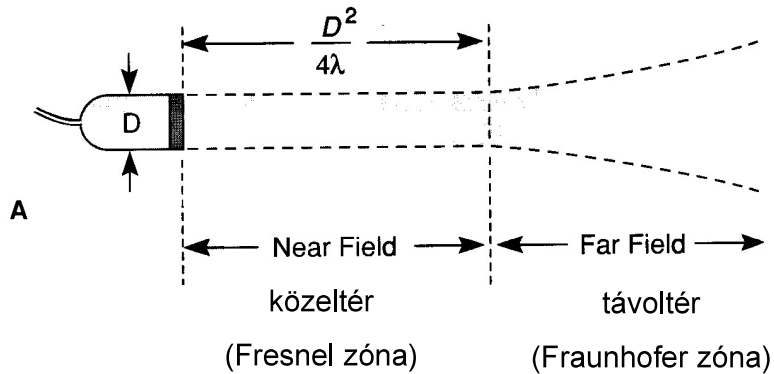
$l = 1.5 \text{ m}$  ! Van ideje oda-vissza átvérni az emberi testet!



36

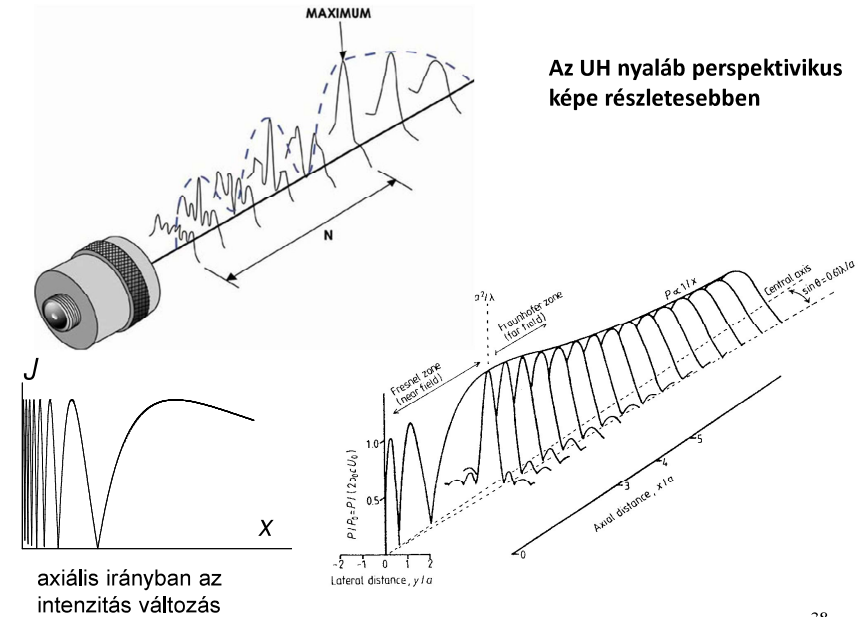
## Az UH nyaláb valódi jellemzői mérés technikai problémákat vetnek fel – tájékoztató információk

Egyszerűsített ábra



37

Az UH nyaláb perspektivikus képe részletesebben



38

## 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 függ, azzal arányos.

Az impulzushossz fordítottan arányos a frekvenciával.

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

Az axiálisnál kb. 10x nagyobb

## Jellemző értékek

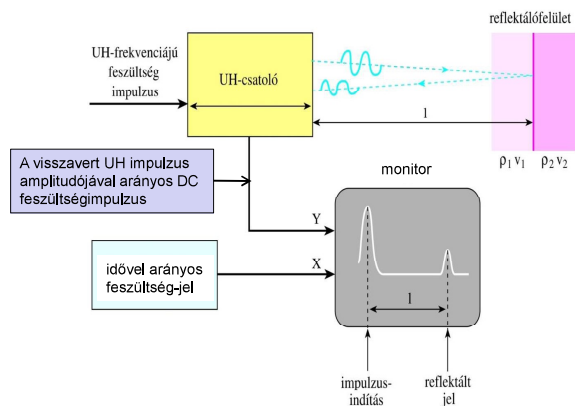
frekvencia (MHz):	2	15
hullámhossz (izomban) (mm):	0.78	0.1
behatolási mélység (cm):	12	1.6
laterális feloldási határ (mm):	3.0	0.4
axiális feloldási határ (mm):	0.8	0.15

39

40

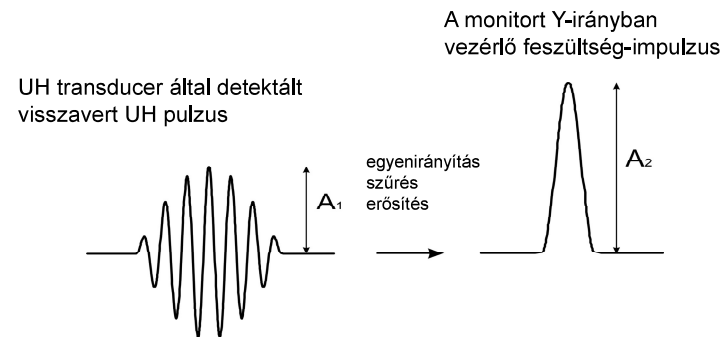
# Az ultrahangos diagnosztika módszerei

## A (amplitude) - képek



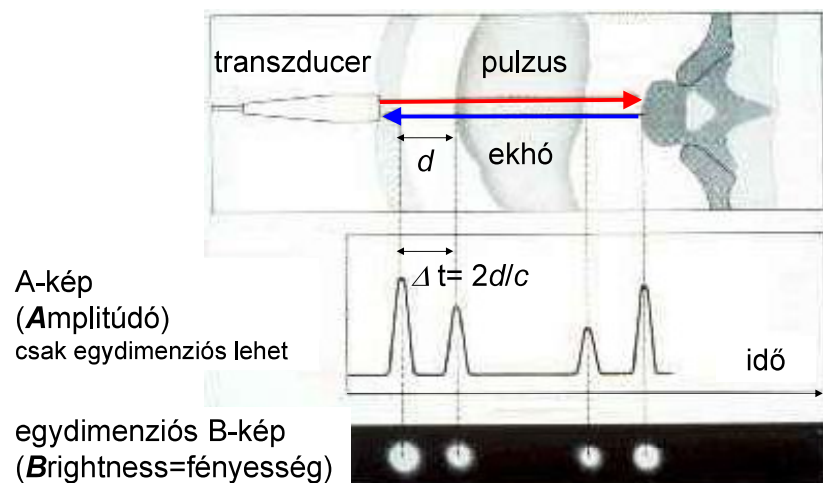
41

## Jelátalakítás a megjelenítés előtt



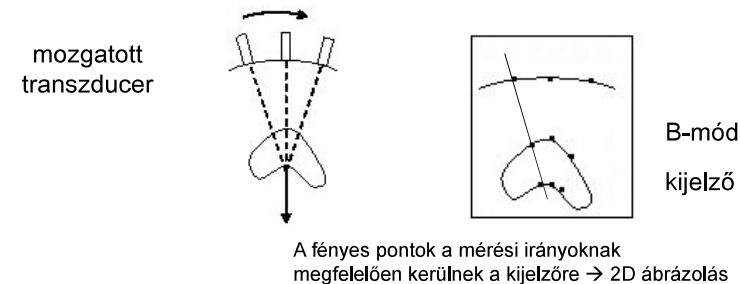
42

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



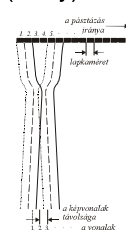
43

## Kétdimenziós B-kép

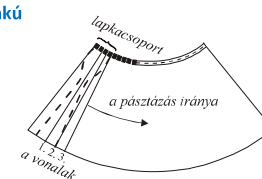


## Detektor-sorok (array)

### Parallel pásztázás



### Legyező alakú pásztázás



44

## Az UH forrás felépítése



vétel → adás

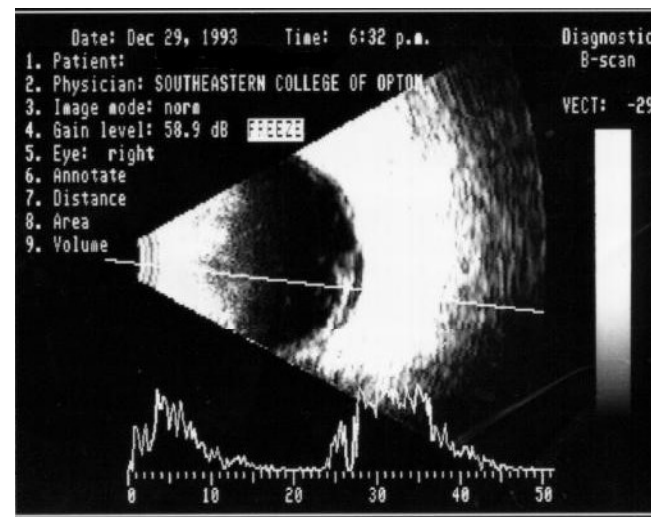
periodikus feszültség (AC) →  
→ periodikus méretváltozás  
azonos frekvenciával



45

## 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

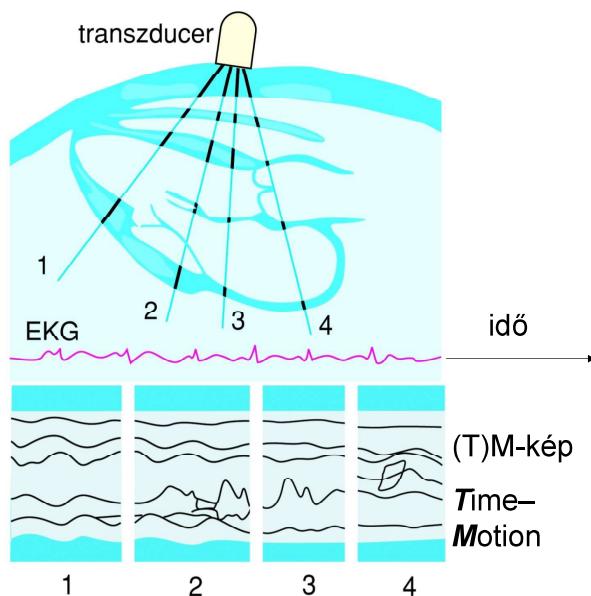
46

## TM-kép

(Time – Motion)

EKG jel  
referenciaként

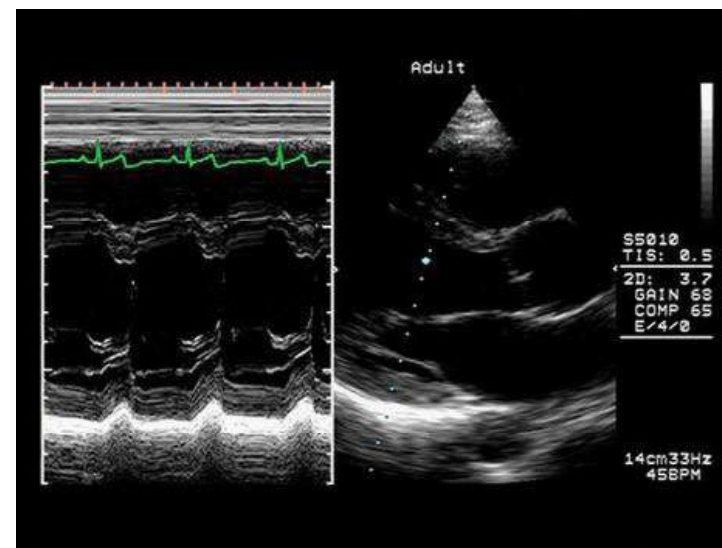
(függőleges)  
egydimenziós  
B-kép időbeli  
változása



47

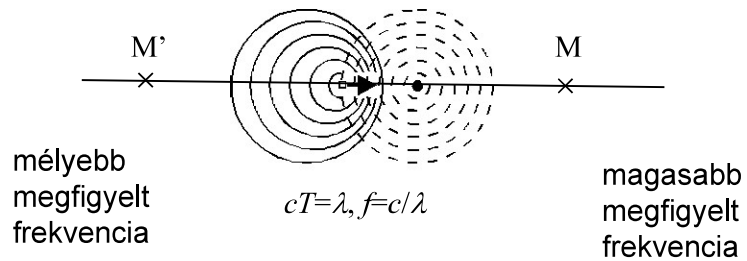
TM-kép

B-kép



## Doppler jelenség

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



49

**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

51

$f'$ : 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))

$$f' = \frac{f}{1 \pm \frac{v_F}{c}}$$

- (c) mozgó forrás és mozgó megfigyelő

$$f' = f \frac{1 \pm \frac{v_M}{c}}{1 \pm \frac{v_F}{c}}$$

- (d) mozgó reflektáló tárgy (felület),  
 (ha  $v_R \ll c$ )

$$f' = f \left( 1 \pm \frac{2v_R}{c} \right)$$

50

## Vörösvértetek, mint szórócentrumok. CW Doppler berendezés áramlási átlagsebesség mérésére

CW: folyamatos hullámú

adó és vevő különválasztva

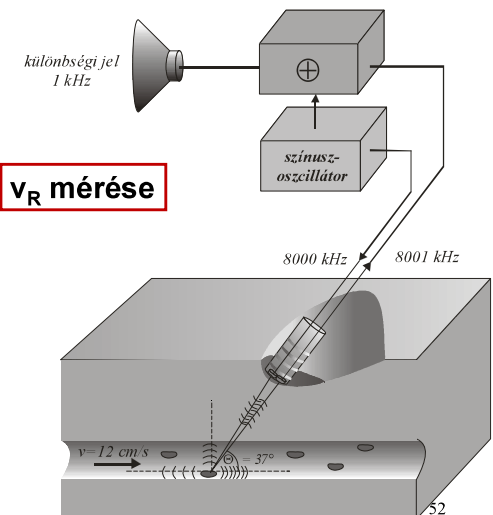
$$|f_D| = 2 \frac{v_R \cos \theta}{c} f$$

**$v_R$  mérése**

pl.  $f = 8000$  kHz  
 $v = 12$  cm/s  
 $c = 1600$  m/s  
 $\theta = 37^\circ$

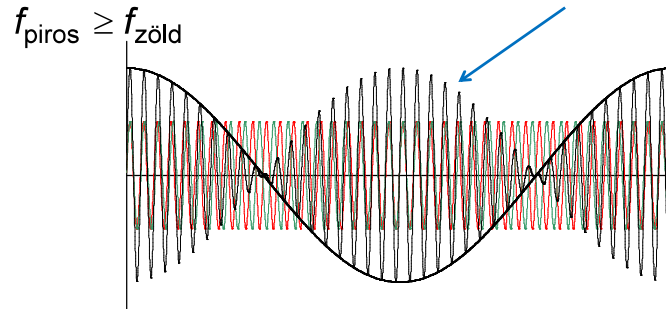
$\Rightarrow f_D = 1$  kHz **kis változás!**  
 (lebegés jelensége)

Leválasztva: **Hallható hang**



## Lebegés: két kicsit eltérő frekvenciájú hullám interferenciájakor

*a lebegés frekvenciája megegyezik az interferáló jelek frekvenciájának különbségével*

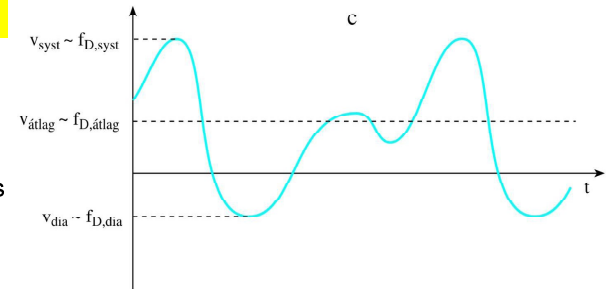


emlékeztető:  $\sin \alpha + \sin \beta = 2 \sin \frac{\alpha + \beta}{2} \cos \frac{\alpha - \beta}{2}$

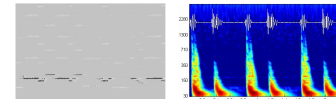
53

## Doppler görbék

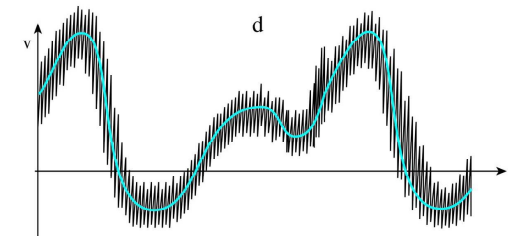
minden időpillanatban egy sebességgel jellemezhető áramlás



minden időpillanatban egy sebességeloszlással jellemezhető áramlás



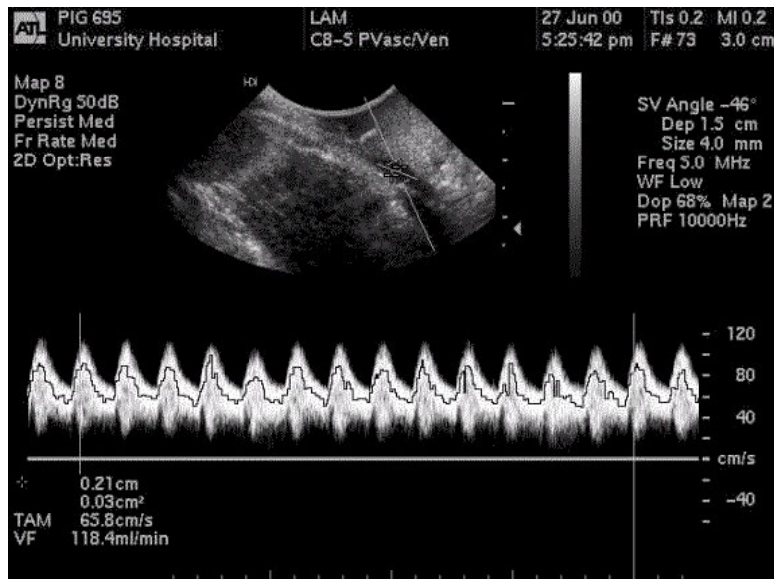
vö. zene/szívhangok idő-fr. reprezentációban



sebességeloszlás TM-képe

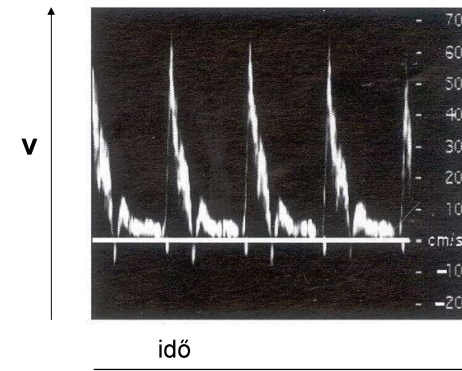
54

Tkv. VIII.42. ábra



55

## „Spectral Doppler display”

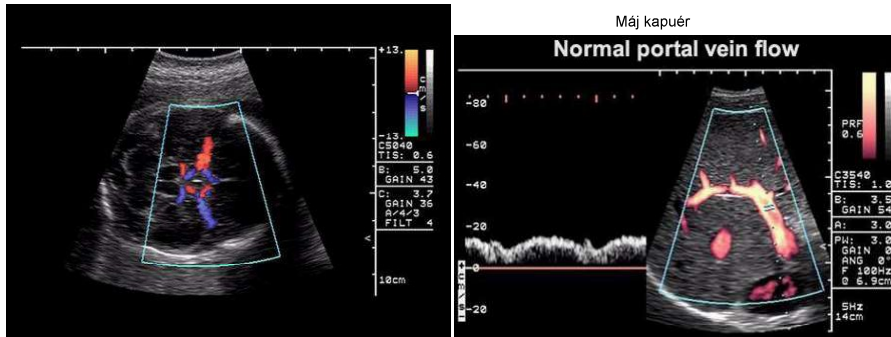


A fényesség a reflektált jel intenzitását mutatja

A sebesség nagysága fluktuációt mutat - összevetés az EKG jellel

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

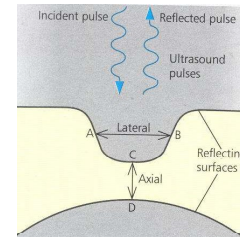
transzducer felé: meleg színek,  
transzducertól elfelé: hideg színek



BART: Blue Away Red Towards

Színek ~ vénás - artériás áramlás  
örvénylés - szűkületek

## Az UH-kép felbontása



**Axiális felbontás** = CD távolság

$CD > 0.5$  pulzushossz

Pl. 12 MHz, lágy szövet ( $c=1500$  m/s)  
3 periodusból álló pulzus  
pulzushossz =  $c \times$  (pulzus időtartama)  
=  $375 \mu\text{m}$   
→  $CD > 188 \mu\text{m}$

**Laterális felbontás** = AB távolság

$AB \sim 10 \times$  axiális felbontás

**Optimalizálás:**

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



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

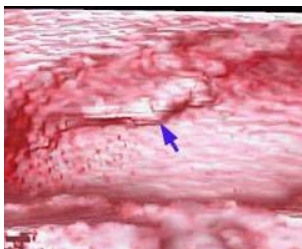
58

## 3D rekonstrukció

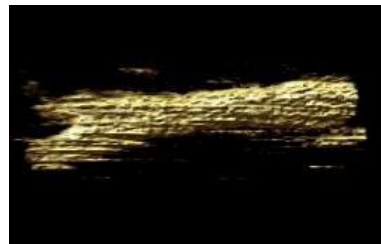
magzat arca



húgyhólyag



nyaki verőér



59

## UH terápia

### mechanikai és/vagy hőhatás

- kis intenzitás: mikromasszázs
- nagy intenzitás: roncsoló hatás  
sejtállományt fenntartó kötőerők legyőzése  
(szabad gyökök,  $\text{H}_2\text{O}_2$ , DNS lánctörések), kavitáció
- hipertermiás kezelés  
abszorpció – hővé alakul az energia
- fogászat: fogköeltávolítás (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,  $1 \text{ W/cm}^2$   
izomban 400 kPa a  $\Delta p$  (!)  
-100 és +300 kPa között változik a  $p$

60

## Lökéshullám terápia (nem UH!)

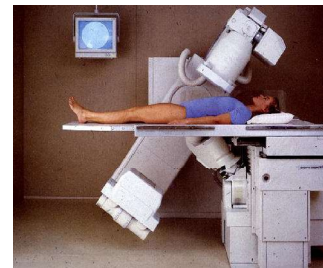
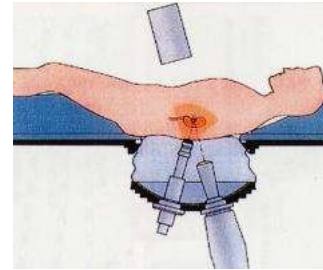
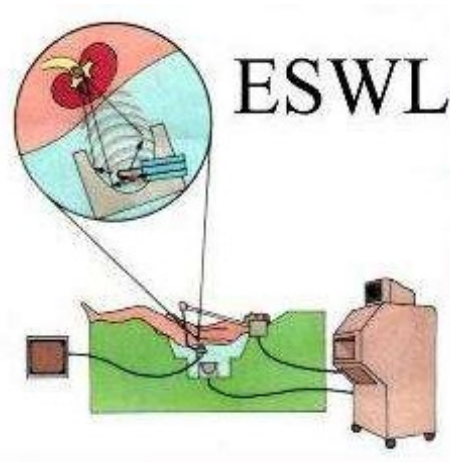
### ESWL (extracorporeal shockwave lithotripsy)

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

kb. 20 kV-os kondenzátor víz  
alatti elektródapáron kisütve

nyomásimpulzus, fókuszálás  
a kő helyére elliptikus tükörrel

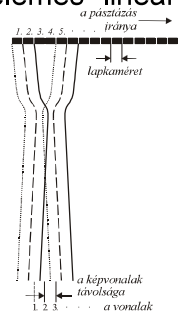
*röntgen és/vagy UH képalkotóval  
követik a kezelés előrehaladtát*



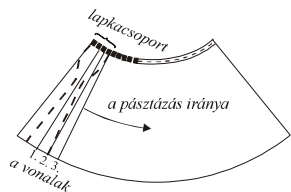
62

## Pásztázás

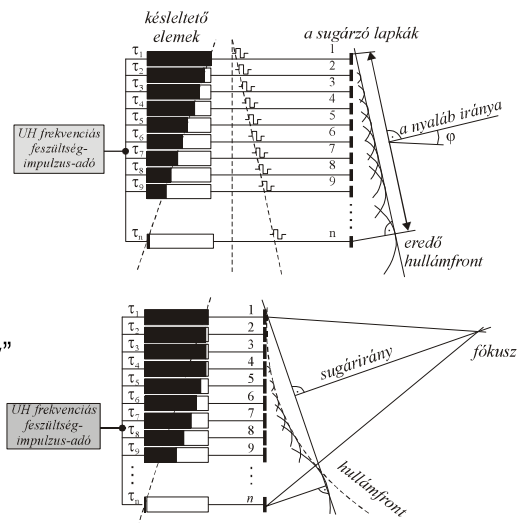
sokelemes "linear array"



sokelemes "curved array"



## Pásztázás és fókuszálás



63

Vége

Köszönöm a figyelmet!



64