



## Az ultrahang, mint fizikai jelenség; előállítása, tulajdonságai, diagnosztikai alkalmazásának fizikai alapjai

2013 Február 12  
Prof. Fidy Judit

1



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

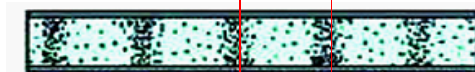
### perkusszió orvosi alkalmazása

kocsmai kérdés: mennyi bor van a hordóban?



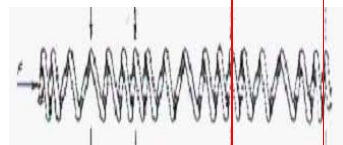
### Hang: mechanikai hullám

síp

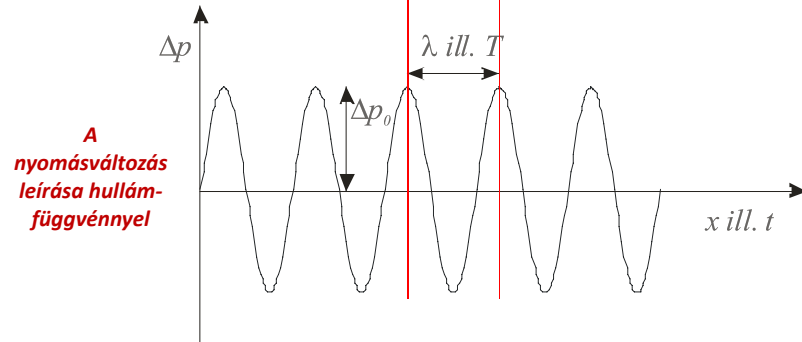


Levegő sűrűségének  
periodikus változása

rugó



térbeli és  
időbeli  
periodicitás



3



### 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

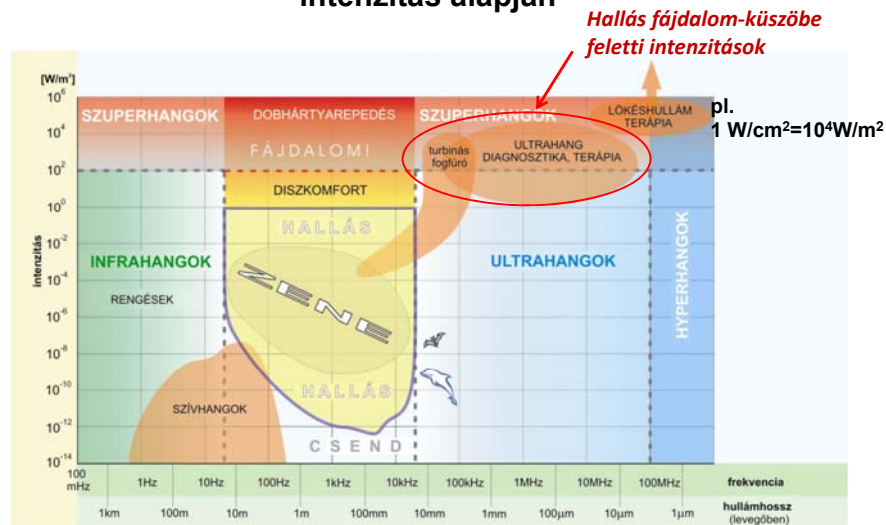
fázis

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

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

Nem fénysebesség!

## Hang hullámok tartományai frekvencia és intenzitás alapján



5

## Az ultrahang intenzitása

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

elektromos analógia -- teljesítmény

$$P_{el} = \frac{1}{Z_{el}} U_{eff}^2 \quad \text{AC- körben}$$

akusztikai fogalmakkal – teljesítmény-sűrűség

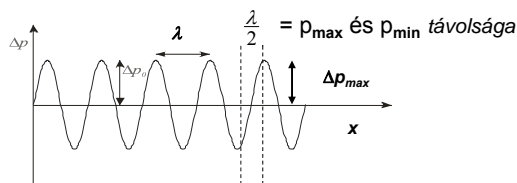
$$J = \frac{1}{Z_{akuszt}} \Delta p_{eff}^2 = \frac{1}{2Z_{akuszt}} \Delta p_{max}^2$$

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

Nagy intenzitás nagy nyomásfluktuációt jelent (Z-től függ)

6

## Az UH intenzitást limitálni szükséges



**Terápia:**  $f = 0.5 - 1 \text{ MHz}$   $Pl. c_{izom} = 1600 \text{ m/s}$   
 $\lambda = c/f$   $\lambda = 3.2 - 1.6 \text{ mm} \rightarrow \lambda/2 = 1.6 - 0.8 \text{ mm}$

**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 ~ 1 mm-en belül!**

**Veszélyek:** kavitáció, kémiai reakciók indukciója

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

## Az UH intenzitást limitálni szükséges

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

**A gyakorlatban szükséges J magasabb: 10 W/cm²**

???

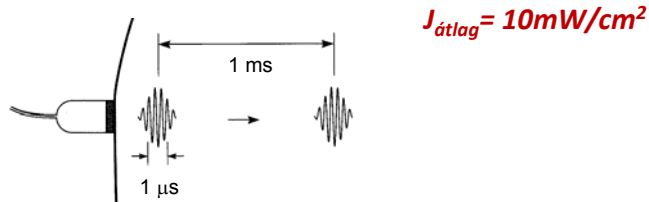
8

## 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**



9

## Az akusztikus impedancia és a rugalmas közeg paraméterei

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

**kompesszibilitás**

relatív térfogat csökkenés per nyomás-növekedés

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

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

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

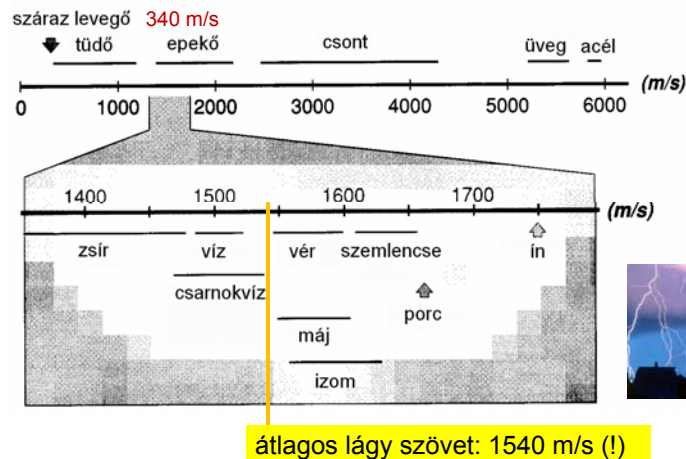
**akusztikus impedancia**

/ellenállás/keményység

10

## Az UH sebessége különféle közegekben

A sebesség nem függ a frekvenciától  $\rightarrow$  = hangsebesség



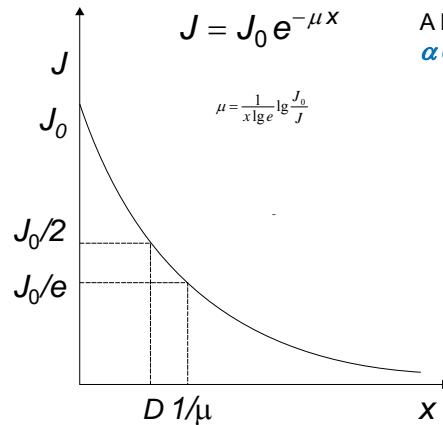
11

anyag	$\rho$ sűrűség [kg/m³]	$\kappa$ kompresszi- bilitás [1/GPa]	$c$ terjedési sebesség [m/s]	$Z$ akusztikus impedancia [kg/(m²·s)]	$\alpha(f;x)$ fajlagos csillapítás [dB/(cm·MHz)]
levegő	1,3	7650	331	430 = $0,00043 \cdot 10^6$	1,2
tüdő	400	5,92	650	$0,26 \cdot 10^6$	
zsír	925	0,51	1470	$1,42 \cdot 10^6$	0,63
víz, 20°C	998		1492	$1,49 \cdot 10^6$	0,0022
víz, 36°C	994		1530	$1,53 \cdot 10^6$	
agy	1025		1530	$1,56 \cdot 10^6$	0,85
lágyszövet	1060		1540	$1,63 \cdot 10^6$	0,3 – 1,7
máj	1060	0,38	1549–1570	$1,65 \cdot 10^6$	0,94
vese	1040	0,40	1560	$1,62 \cdot 10^6$	1,0
lép	1060		1566	$1,64 \cdot 10^6$	
izom	1040–1080		1568	$1,63 \cdot 10^6$	1,3 – 3,3
vér	1060	0,38	1570	$1,61 - 1,66 \cdot 10^6$	0,18
szemlencse			1620	$1,84 \cdot 10^6$	2,0
csontvelő	970		1700	$1,65 \cdot 10^6$	
csont, porózus	1380	0,08	3000	$2,2 - 2,9 \cdot 10^6$	
csont, tömör	1700	0,05	3600	$6,12 \cdot 10^6$	20,0
aluminium	2700	0,009	6400	$17,28 \cdot 10^6$	
csatoló gél				$6,5 \cdot 10^6$	
ólom-cirkonát-titanát	7650		3791	$29 \cdot 10^6$	
kvarc	2650		5736	$15,2 \cdot 10^6$	

12

## Energiavesztés terjedés közben (abszorpció)

Érvényes az exponenciális sugáryengülési törvény



A közeg a  $\mu$  helyett az  **$\alpha$  csillapítási tényező**vel jellemzik

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

$$\alpha = 10 \cdot \mu \cdot x \cdot \lg e \text{ dB}$$

$$\frac{\alpha}{x} = \text{konst.} \cdot \mu$$

13

## $\mu$ a diagnosztikai tartományban függ a frekvenciától

Próba:

$$\mu = a \cdot f^k$$

$$\log \mu = \log a + k \log f$$

$k = 1 \rightarrow$  lineáris kapcsolat, arányosság

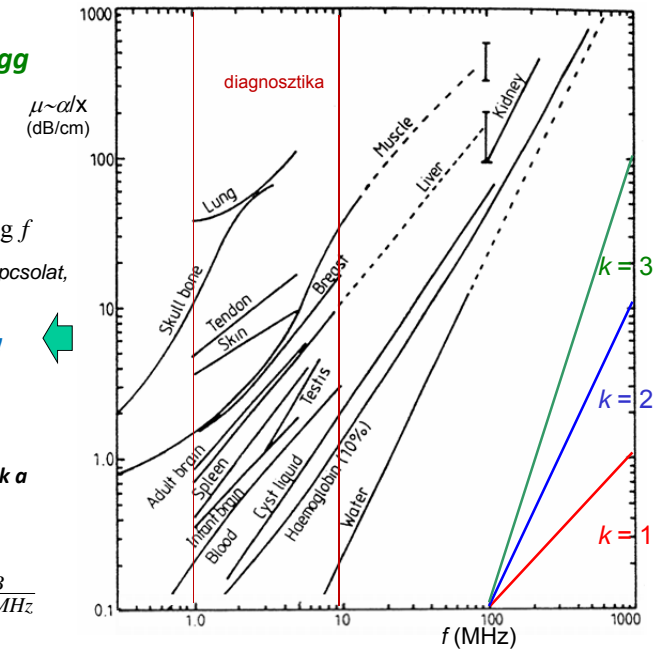
Jó közelítés!

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

**fajlagos csillapítás:** csak a közegre jellemző

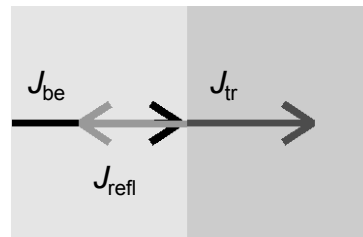
pl. lágy szövetre:

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



## Közeg határán lejátszódó jelenségek

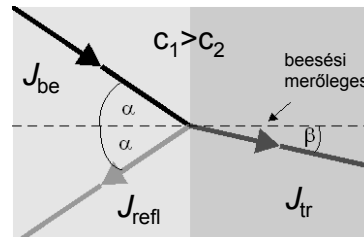
merőleges beesés



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

reflexió és transzmisszió

ferde beesés



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

irányváltás: Snellius-Descartes törvény

15

## Reflexió: az UH diagnosztika alapja

### 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:

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



csatoló közeg szükséges!

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



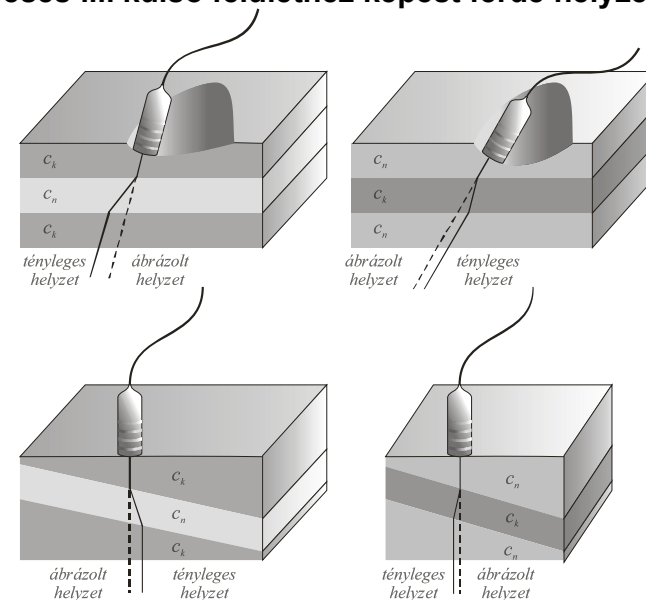
16

Sok esetben a víz is lehet jó csatoló közeg



17

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



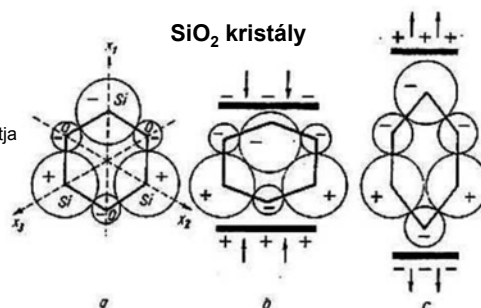
18

## UH keltés - detektálás.

### Piezelektromos 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

### Elektro/magneto-strikció: kerámiák

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

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

19

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>	

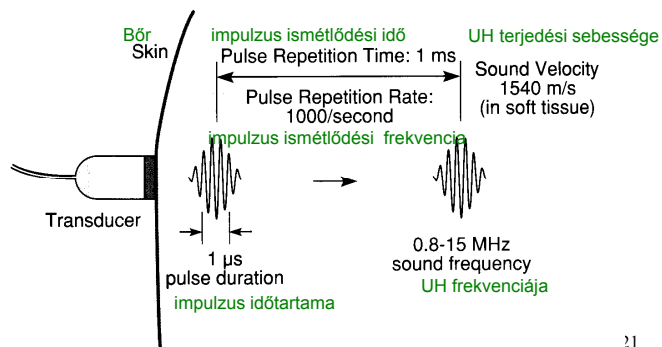
20



## A diagnosztikai UH impulzusok jellemzői

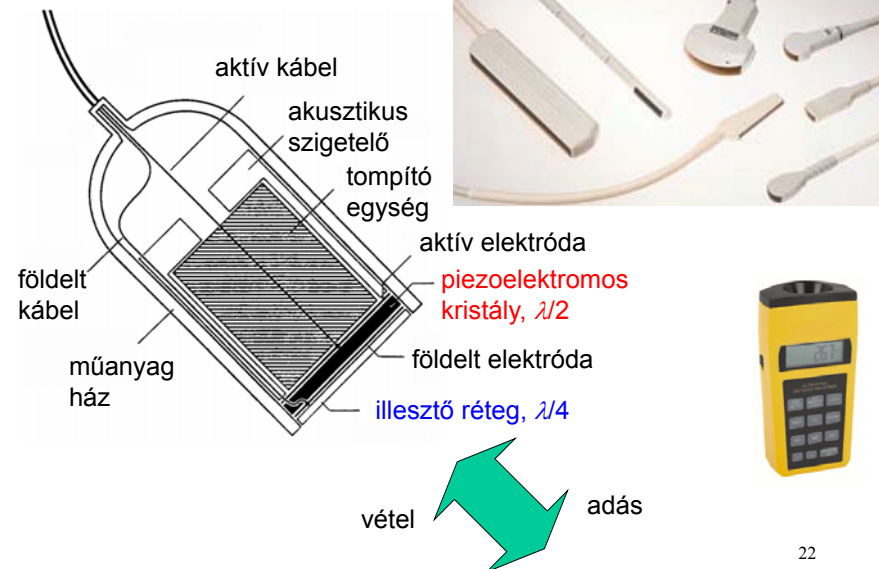
transzducer: adó és vevő egyben  
időbeli szétválasztás – folyamatos hullám helyett impulzusok

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!



21

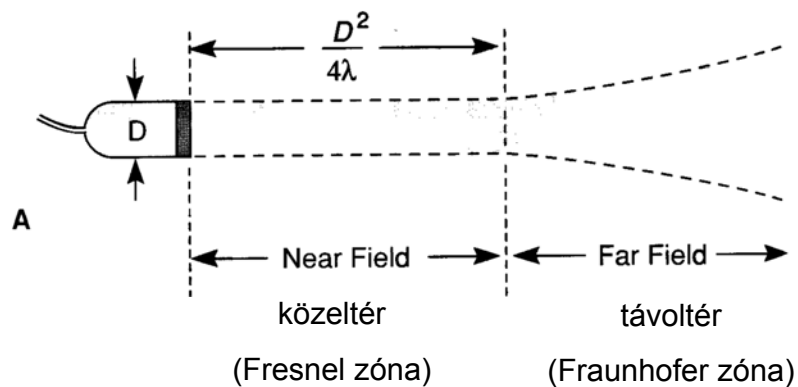
## Az UH forrás felépítése



22

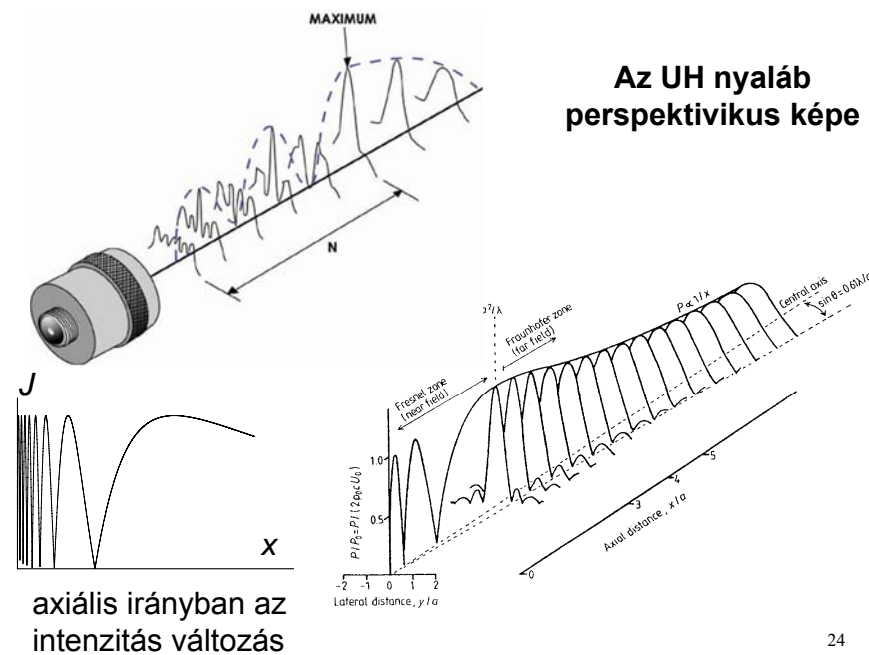
## Az UH nyaláb kialakulása

(egyszerűsített kép)



23

## Az UH nyaláb perspektivikus képe



24

## Feloldási határ, feloldóképesség

A **feloldási határt** ama két pont közötti távolsággal jellemezhetjük, amelyeket az UH segítségével még különálló pontokként detektálhatunk

**Felbontóképesség:** a feloldási határ reciproka.

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

Az impulzushossz fordítottan arányos a frekvenciával.

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

Az axiálisnál kb. 5 - 10x nagyobb

25

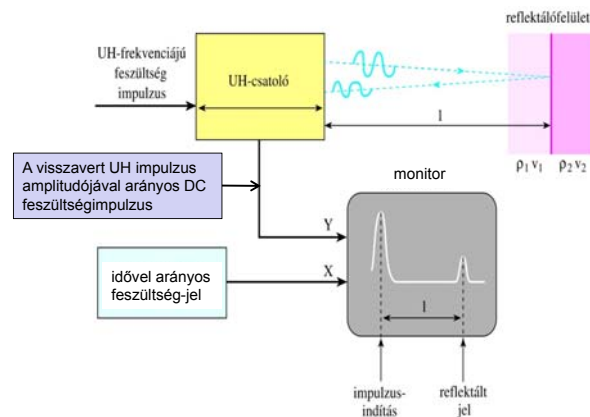
## Jellemző értékek

frekvencia (MHz):	<b>2</b>	<b>15</b>
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

26

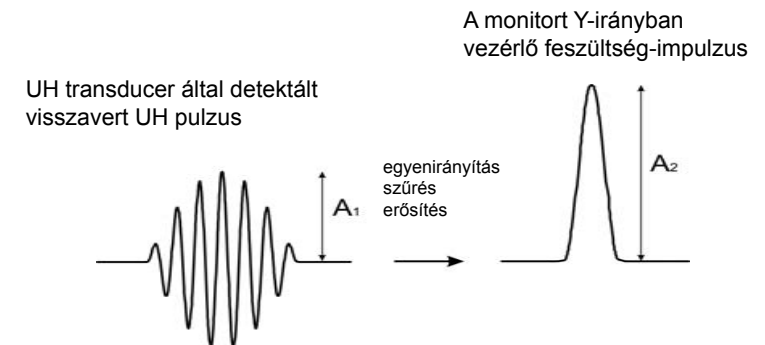
## Az ultrahangos diagnosztika módszerei

### A (amplitude) - képek



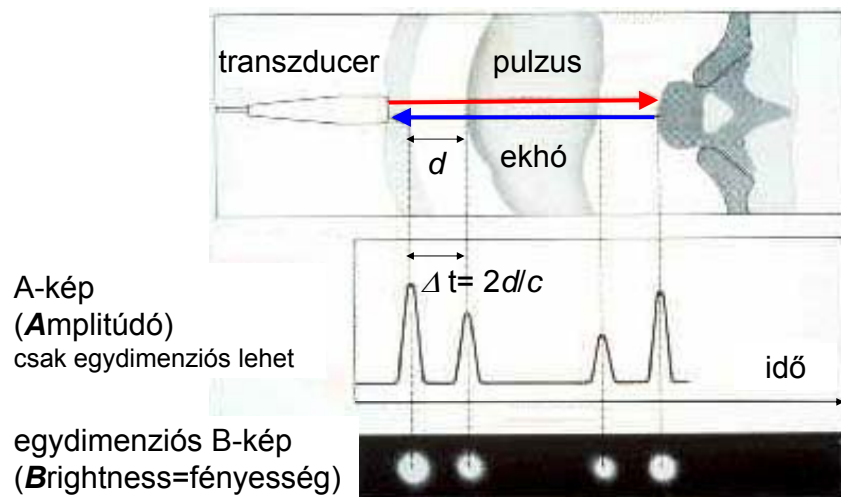
27

### Jelátalakítás a megjelenítés előtt



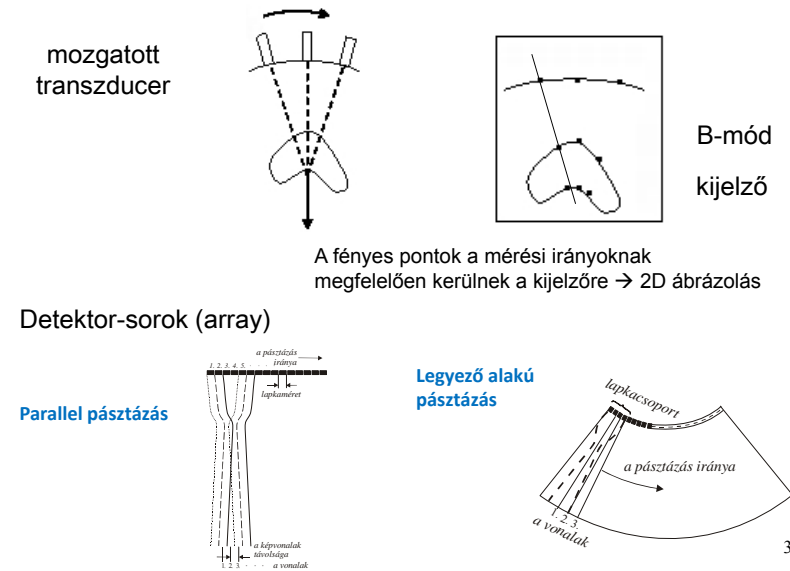
28

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



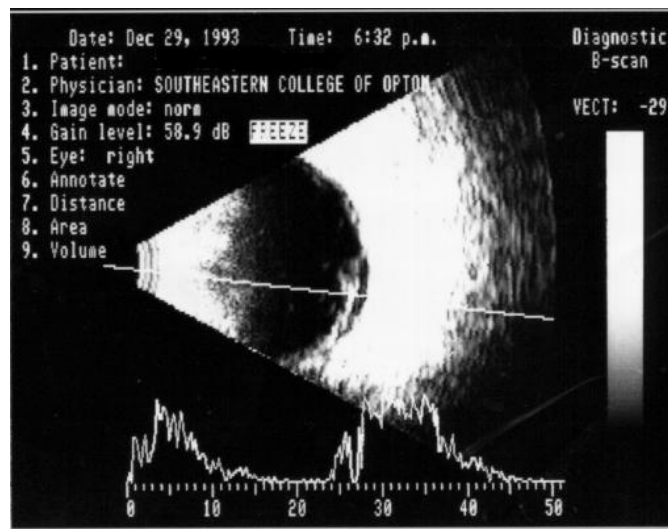
vö. Tkv. VIII.33. ábra

### Kétdimenziós B-kép



## 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

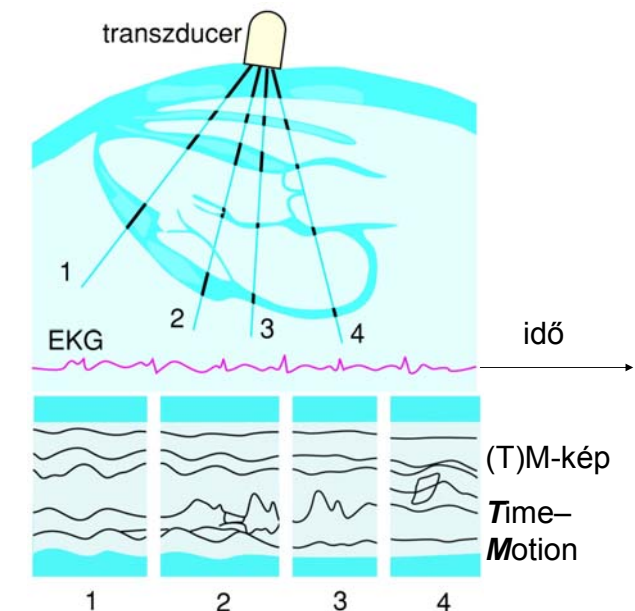
31

**TM-kép**

*(Time – Motion)*

EKG jel  
referenciaként

(függőleges)  
egydimenziós  
B-kép időbeli  
változása

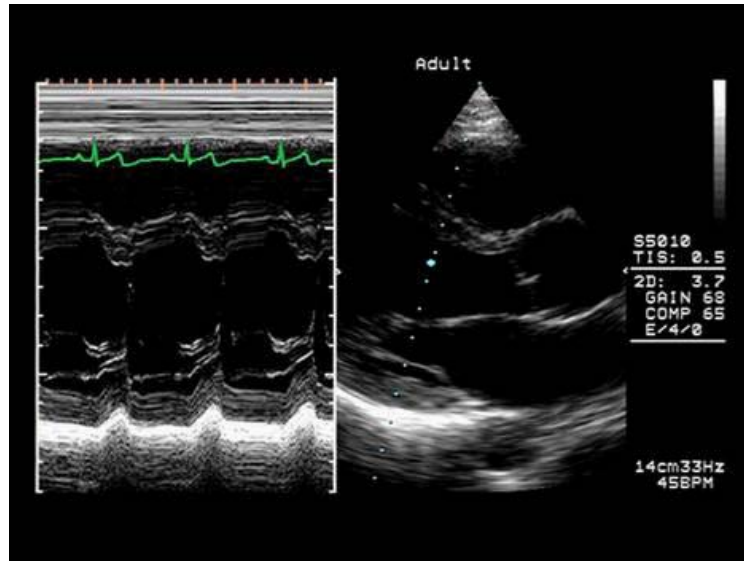


Tkv. VIII.34. ábra



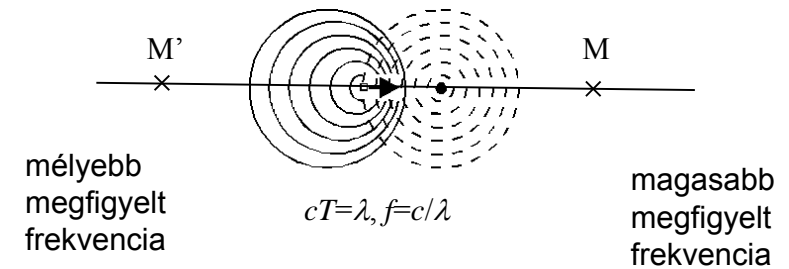
TM-kép

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)



34

$f'$ : 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  $v_R \ll c$ )

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

35

**Doppler frekvencia** = frekvencia változás = fr. eltolódás

- (d) Átrendezésével mozgó reflektáló felület esetén: a frekvencia változás (Doppler frekvencia,  $f_D$ )

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

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

A frekvenciaváltozás **előjele a véráramlás irányára jellemző**

36

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

CW: folyamatos hullámú

adó és vevő  
különválasztva

$$|f_D| = 2 \frac{v_R \cos \theta}{c} f \rightarrow \boxed{v_R \text{ mérése}}$$

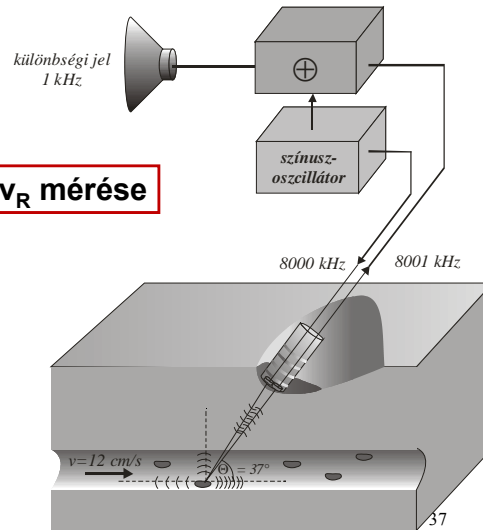
pl.  $f = 8000 \text{ kHz}$

$v = 12 \text{ cm/s}$

$c = 1600 \text{ m/s}$

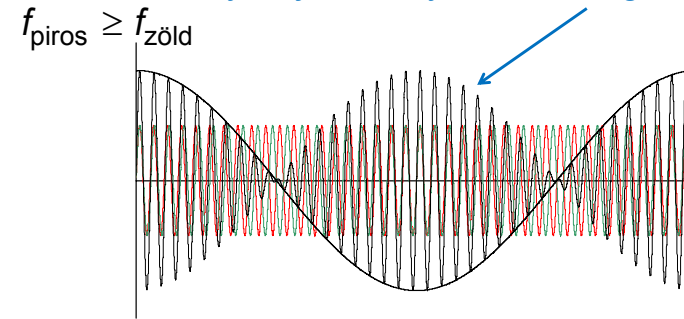
$\theta = 37^\circ$

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



## Lebegés: két kicsit eltérő frekvenciájú hullám interferenciájakor

*a lebegés frekvenciája megegyezik az interferáló  
jelek frekvenciájának különbségével*

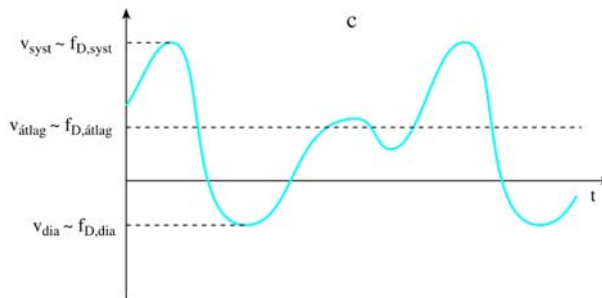


emlékeztető:  $\sin \alpha + \sin \beta = 2 \sin \frac{\alpha + \beta}{2} \cos \frac{\alpha - \beta}{2}$

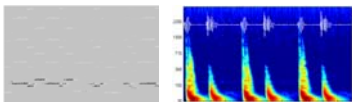
38

## Doppler görbék

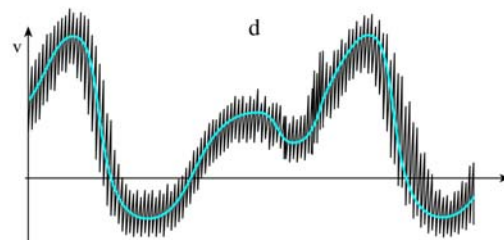
minden  
időpillanatban egy  
sebességgel  
jellemozhető áramlás



minden időpillanatban egy  
sebességeloszlással  
jellemozhető áramlás



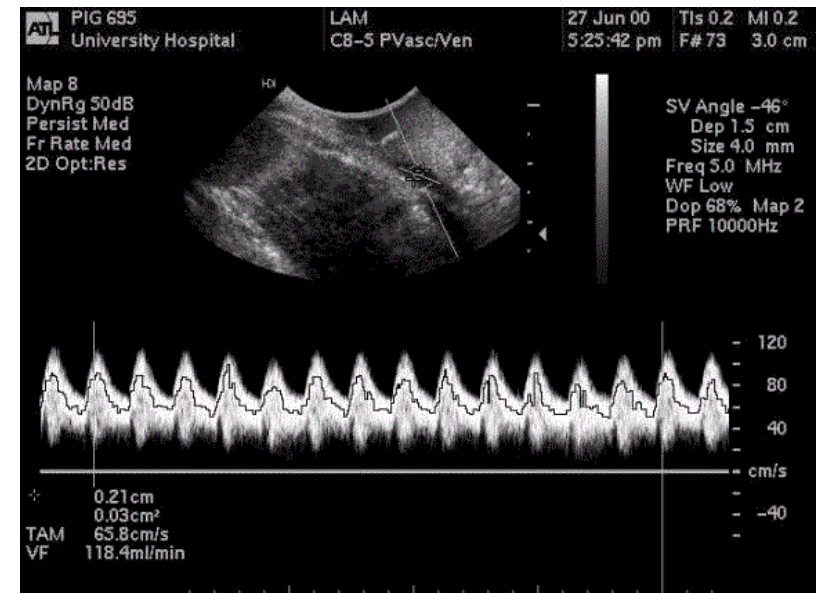
vö. zene/szívhangok  
idő-fr. reprezentációban



sebességeloszlás TM-képe

39

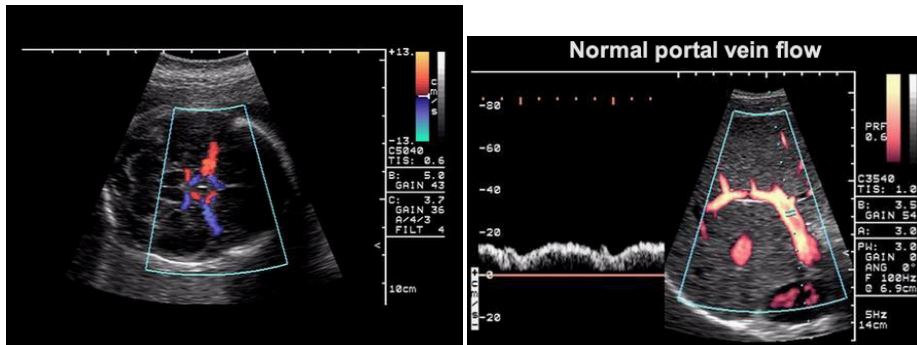
Tkv. VIII.42. ábra



40

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

transzducer felé: meleg színek,  
transzducertől elfelé: hideg színek

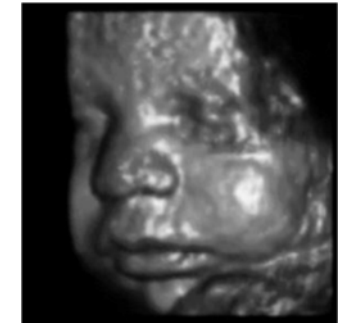


BART: Blue Away Red Towards

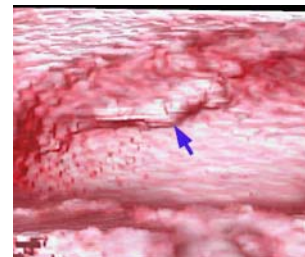
41

## 3D rekonstrukció

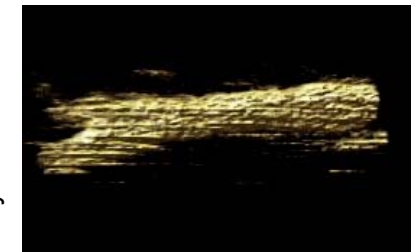
magzat arca



húgyhólyag



nyaki verőér



42

## UH terápia

### *mechanikai és/vagy hőhatás*

- kis intenzitás: mikromasszázs
- nagy intenzitás: roncsoló hatás
  - sejtállományt fenntartó kötőterek legyőzése (szabad gyökök,  $H_2O_2$ , DNS lánctörések), kavitáció
- hipertermiás kezelés
  - abszorpció – hővé alakul az energia
- fogászat: fogköeltávolítás (20-40 kHz)
  - rezgő fémcsőcs 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 200 kPa a  $\Delta p$ (!)  
-100 és +300 kPa között változik a  $p$

43

## Lökéshullám terápia (nem UH!)

### ESWL (extracorporeal shockwave lithotripsy)

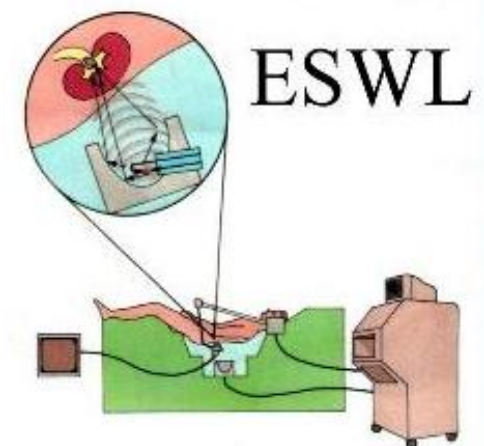
### *kövek non-invazív törése (vese, epe, ...)*

kb. 20 kV-os kondenzátor víz alatti elektródapáron kisütve

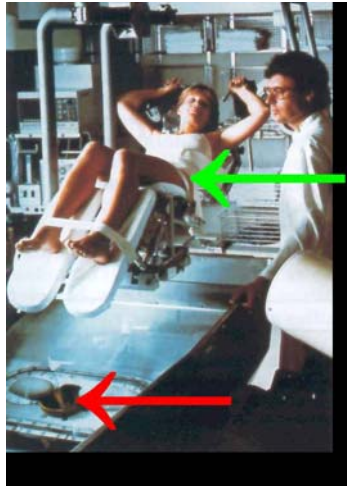


nyomásimpulzus , fókuszálás a kő helyére elliptikus tükörrel

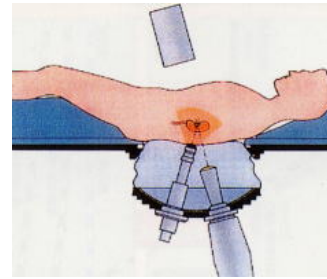
*röntgen és/vagy UH képalkotóval követik a kezelés előrehaladtát*



..



45



46