



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

2013 Május 5  
Prof. Fidy Judit

1

Mai kérdés:

"Soroljon fel minimum 3 jellegzetes különbséget a technikai és az élő anyag között."

2



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

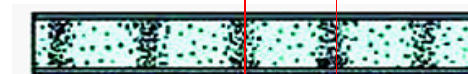
### perkusszió orvosi alkalmazása

kocsmai kérdés: mennyi bor van a hordóban?



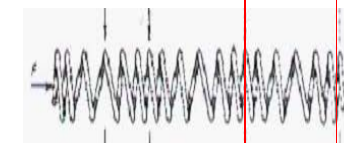
### Hang: mechanikai hullám

síp

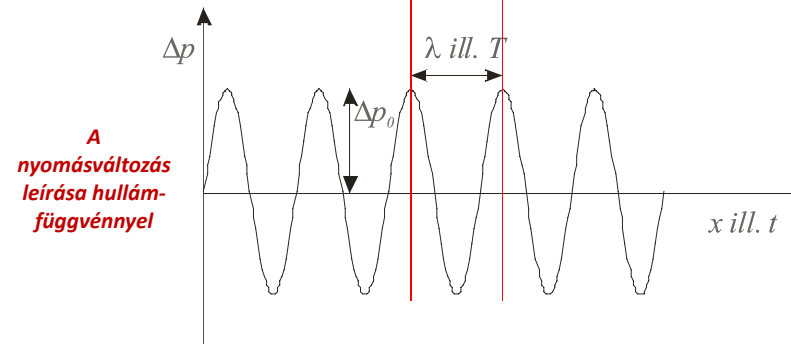


Levegő sűrűségének  
periodikus változása

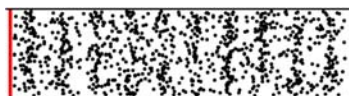
rugó



térbeli és  
időbeli  
periodicitás



4



### longitudinális hullám

(folyadékokban, lágy szövetben, gázokban csak ilyen)



### transzverzális hullám

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

hidrosztatikai  
nyomás

nyomásváltozás  
hang-nyomás

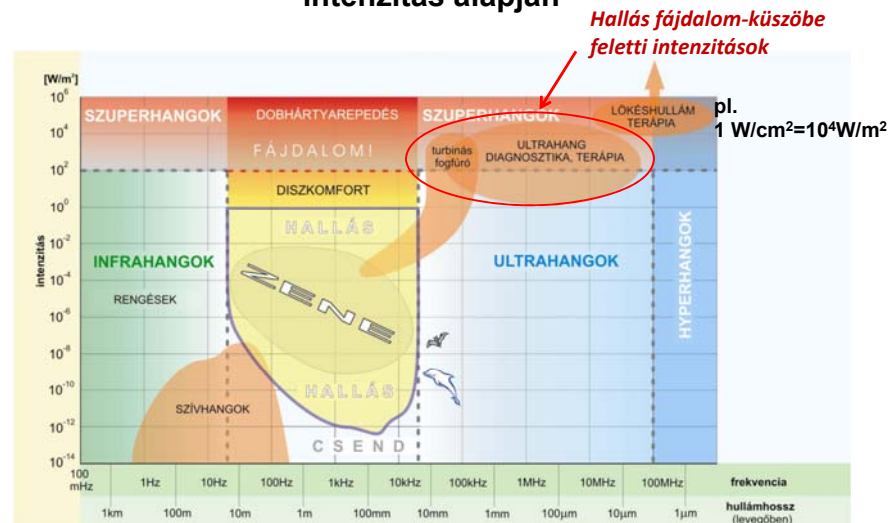
$$p_{\text{teljes}} = p_{\text{hidrosztat}} + \Delta p$$

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

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

Nem fénysebesség!

## Hang hullámok tartományai frekvencia és intenzitás alapján



6

## Az ultrahang intenzitása

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

elektromos analógia -- teljesítmény

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

akusztikai fogalmakkal – teljesítmény-sűrűség

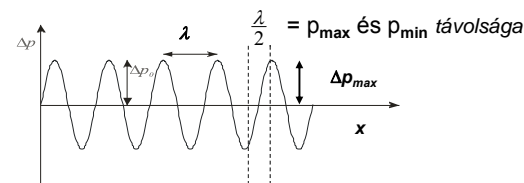
$$J = \frac{1}{Z_{\text{akuszt}}} \Delta p_{\text{eff}}^2 = \frac{1}{2Z_{\text{akuszt}}} \Delta p_{\text{max}}^2$$

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

Nagy intenzitás nagy nyomásfluktuációt jelent  
(Z-től függ)

7

## Az UH intenzitást limitálni szükséges



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

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

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

Dilatáció és kompresszió mértéke ~ 1 mm-en belül!

Veszélyek: kavitáció, kémiai reakciók indukciója

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

### Az UH intenzitást limitálni szükséges

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

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

???

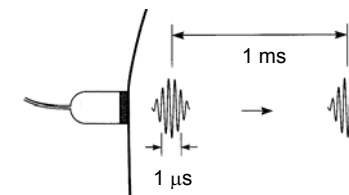
9

### 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** **átlagos  $J$  lecsökken**



$J_{\text{átlag}} = 10 \text{ mW/cm}^2$

10

### Az akusztikus impedancia és a rugalmas közeg paramétere

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

**kompresszibilitás**

relatív térfogat csökkenés per nyomás-növekedés

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

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

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

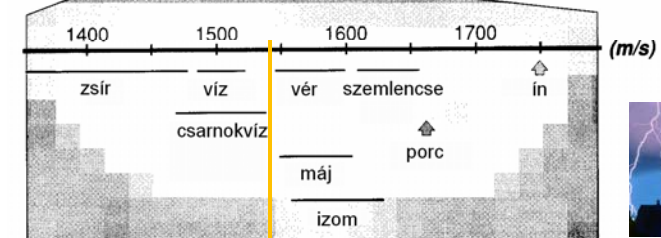
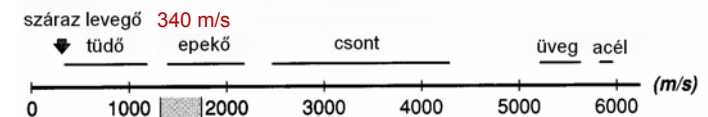
**akusztikus impedancia**

/ellenállás/keményység

11

### Az UH sebessége különféle közegekben

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



átlagos lágy szövet: 1540 m/s (!)



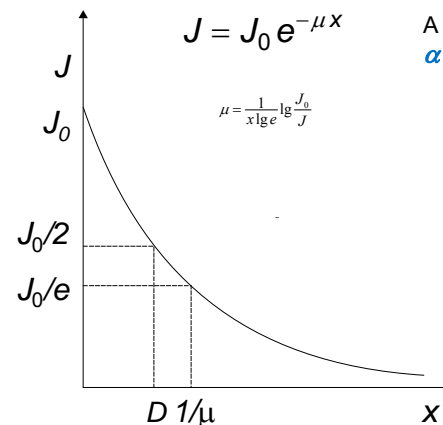
12

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>	

13

## Energiavesztesség terjedés közben (abszorpció)

Érvényes az exponenciális sugárgyengülési törvény



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

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

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

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

14

$\mu$  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

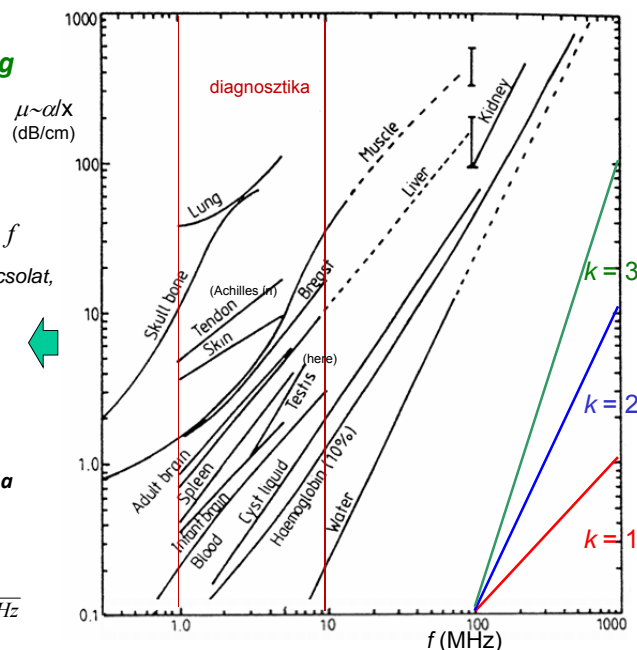
Jó közelítés!

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

fajlagos csillapítás: csak a  
közegre jellemző

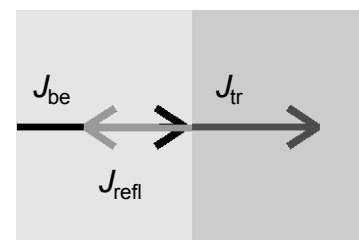
pl. lágyszövetre:

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



## Közeg határán lejátszódó jelenségek

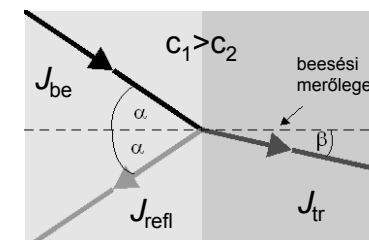
merőleges beesés



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

reflexió és transzmisszió

ferde beesés



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

irányváltás: Snellius-Descartes  
törvény

16

## 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:

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



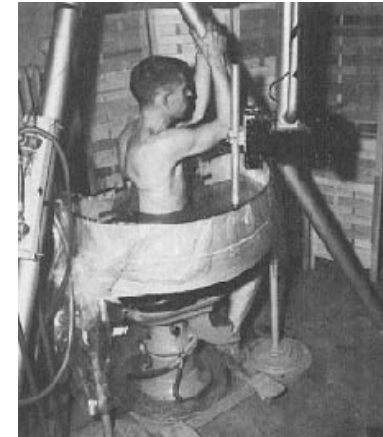
csatoló közeg szükséges !

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



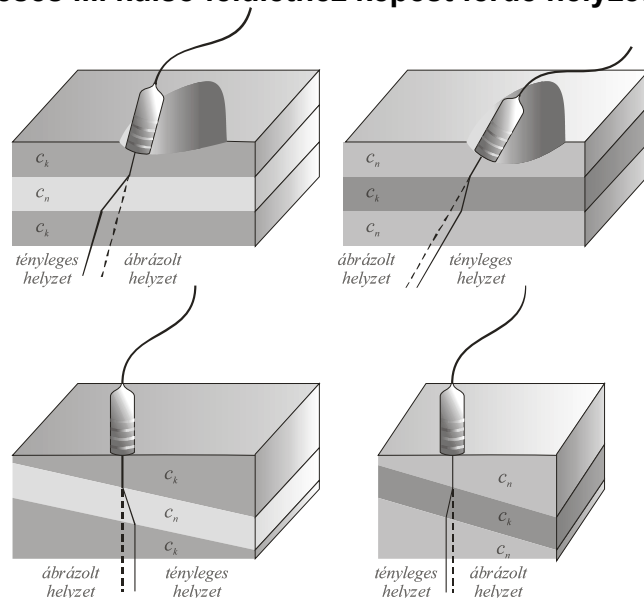
17

Sok esetben a víz is lehet jó  
csatoló közeg



18

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



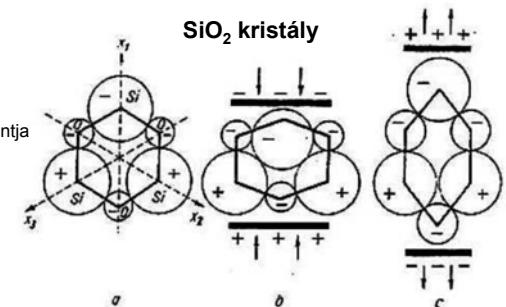
19

## UH keltés - detektálás.

### 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

### 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

gázgyújtó



20



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>	

21

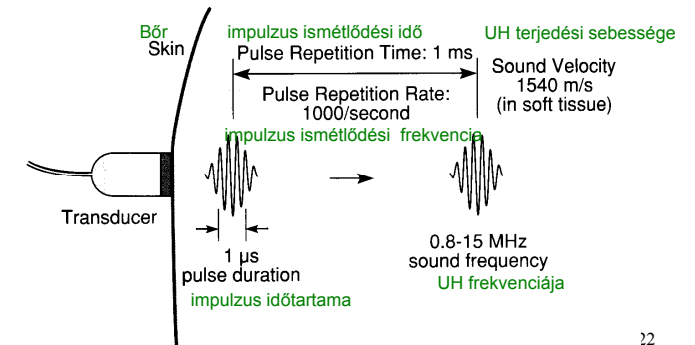
## A diagnosztikai UH impulzusok jellemzői

transzducer: adó és vevő egyben

időbeli szétválasztás – folyamatos hullám helyett impulzusok

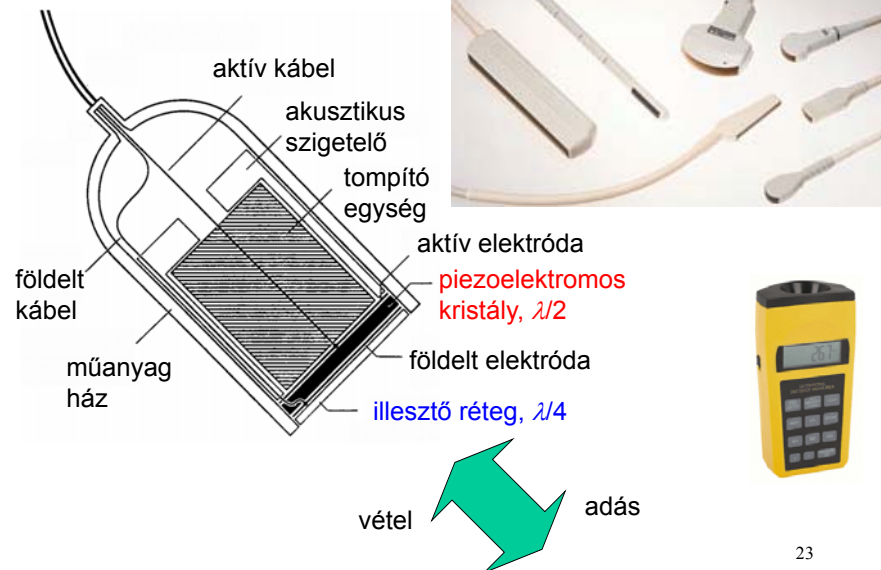
*Milyen távolra jut a rövid impulzus az 1 ms ismétlődési idő alatt?*

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



22

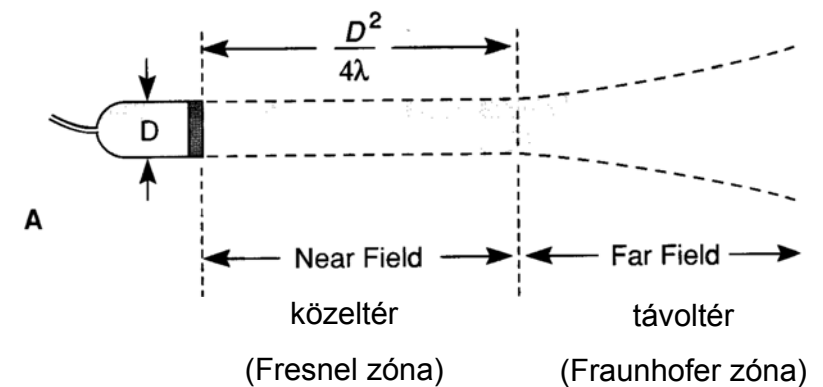
## Az UH forrás felépítése



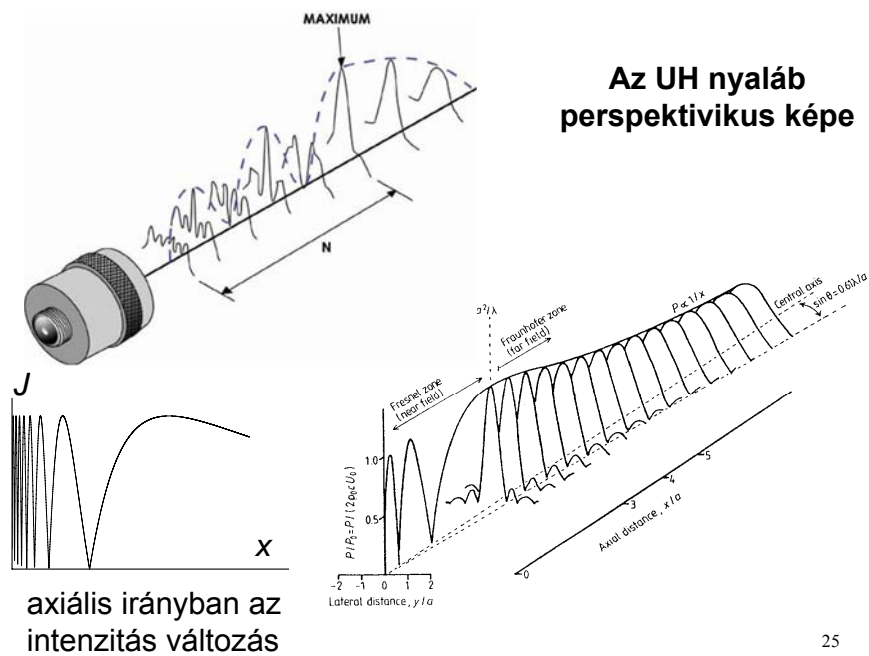
23

## Az UH nyaláb kialakulása

(egyszerűsített kép)



24



25

## 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 nyalábátmérő szabja meg.

Az axiálisnál kb. 10x nagyobb

26

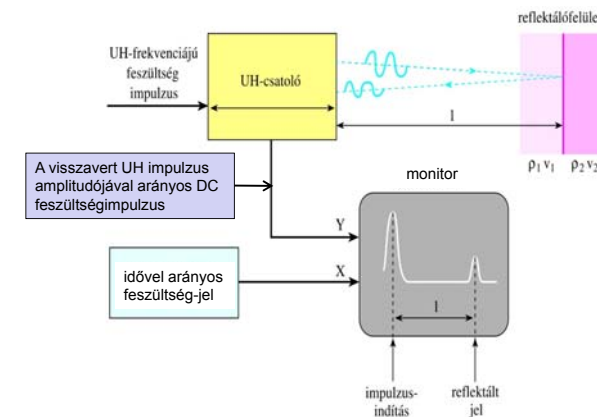
## Jellemző értékek

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

27

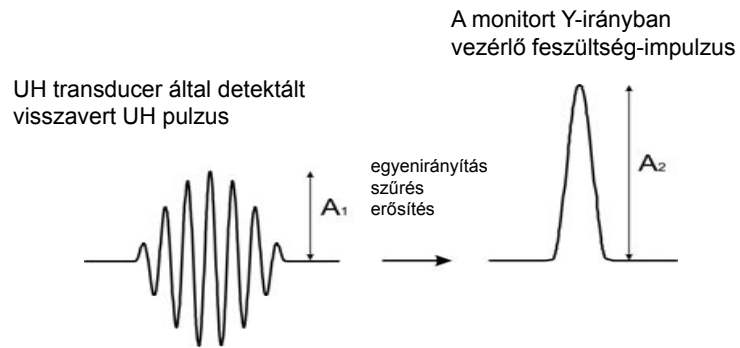
## Az ultrahangos diagnosztika módszerei

### A (amplitude) - képek



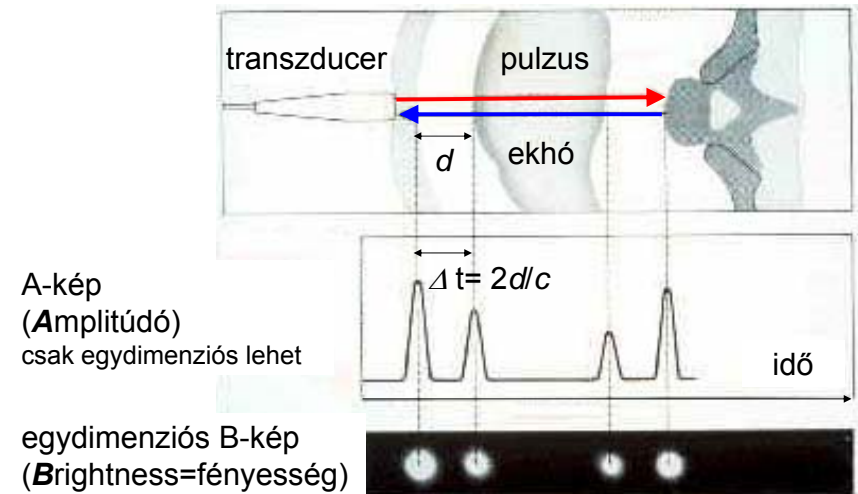
28

## Jelátalakítás a megjelenítés előtt



29

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

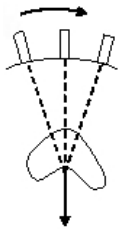


30

vő. Tkv. VIII.33. ábra

## Kétdimenziós B-kép

mozgatott  
transzducer

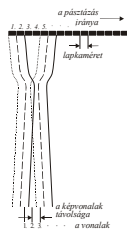


B-mód  
kijelző

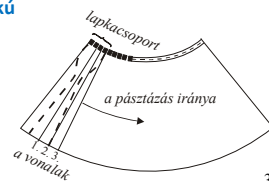
A fényes pontok a mérési irányoknak megfelelően kerülnek a kijelzőre → 2D ábrázolás

Detektor-sorok (array)

Parallel pásztázás



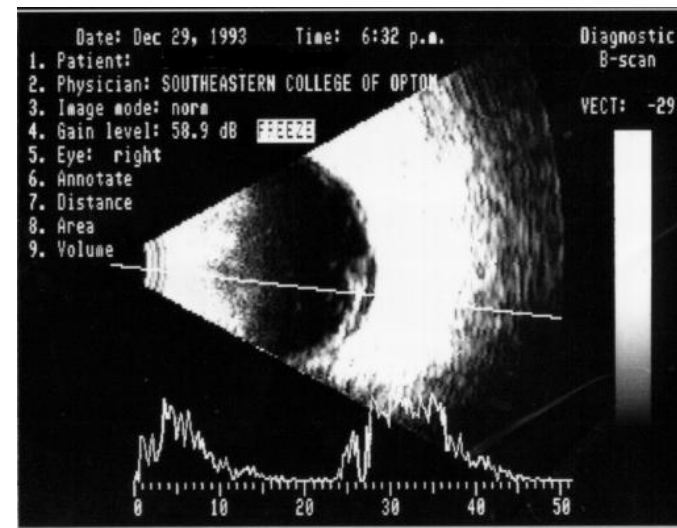
Legyező alakú  
pásztázás



31

## 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

32

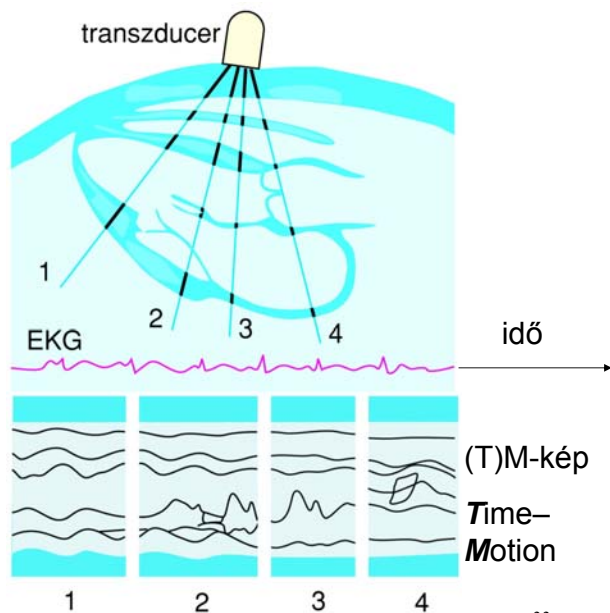


## TM-kép

(Time – Motion)

EKG jel  
referenciaként

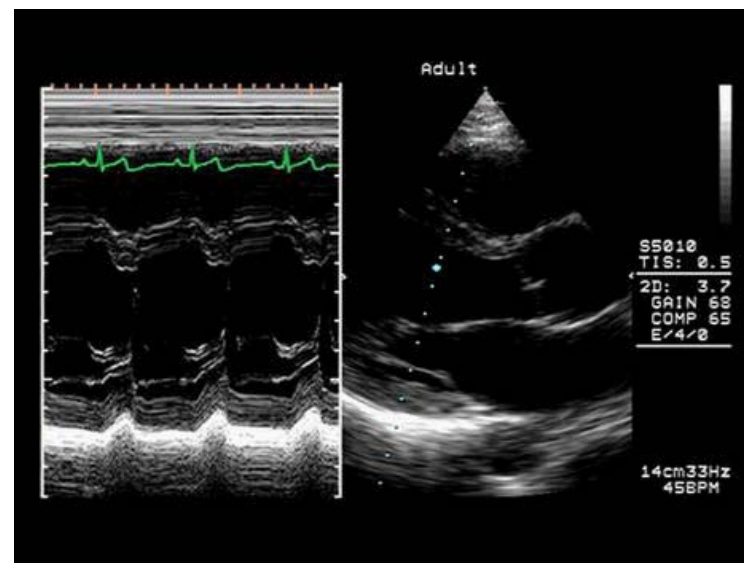
(függőleges)  
egydimenziós  
B-kép időbeli  
változása



Tkv. VIII.34. ábra

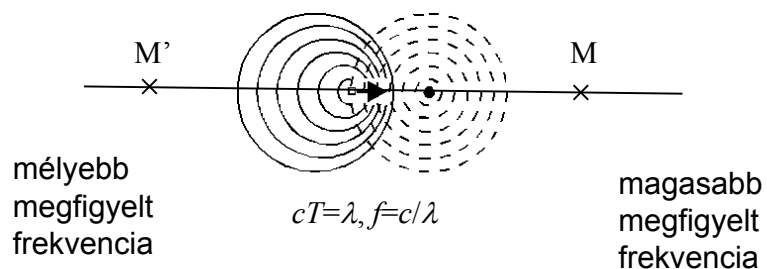
TM-kép

B-kép



## Doppler jelenség

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



35

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

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

36

**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

37

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

CW: folyamatos hullámú

adó és vevő  
különválasztva

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

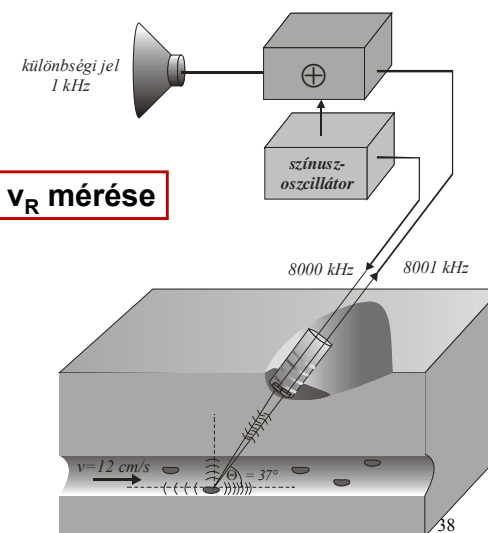
pl.  $f = 8000 \text{ kHz}$

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

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

$\theta = 37^\circ$

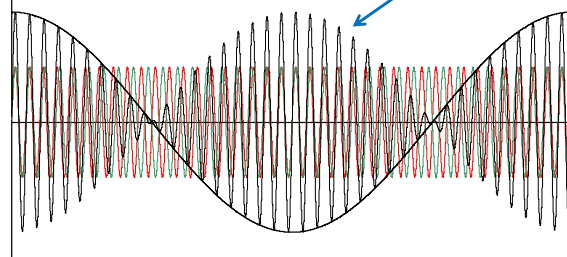
$\Rightarrow f_D = 1 \text{ kHz}$  *kis változás!*  
(lebegés jelensége)



**Lebegés: két kicsit eltérő frekvenciájú hullám  
interferenciájakor**

*a lebegés frekvenciája megegyezik az interferáló  
jelek frekvenciájának különbségével*

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

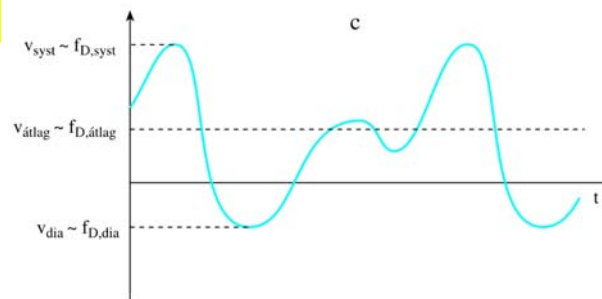


emlékeztető:  $\sin \alpha + \sin \beta = 2 \sin \frac{\alpha + \beta}{2} \cos \frac{\alpha - \beta}{2}$

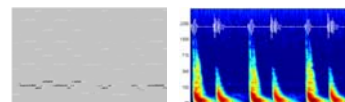
39

## Doppler görbék

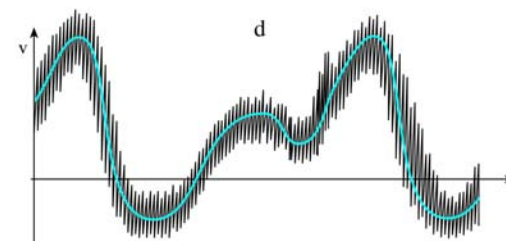
minden  
időpillanatban egy  
sebességgel  
jellemzhető áramlás



minden időpillanatban egy  
sebességeloszlással  
jellemzhető áramlás



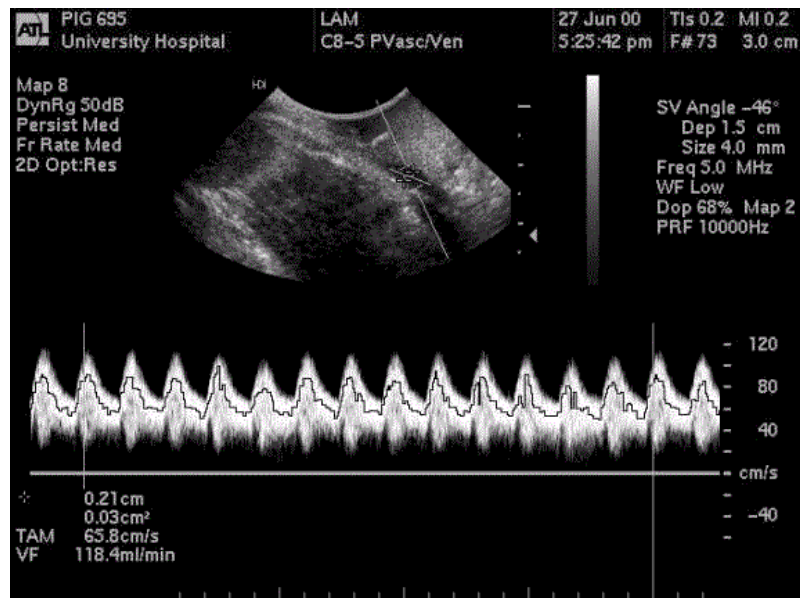
vő. zene/szívhangok  
idő-fr. reprezentációban



sebességeloszlás TM-képe

40

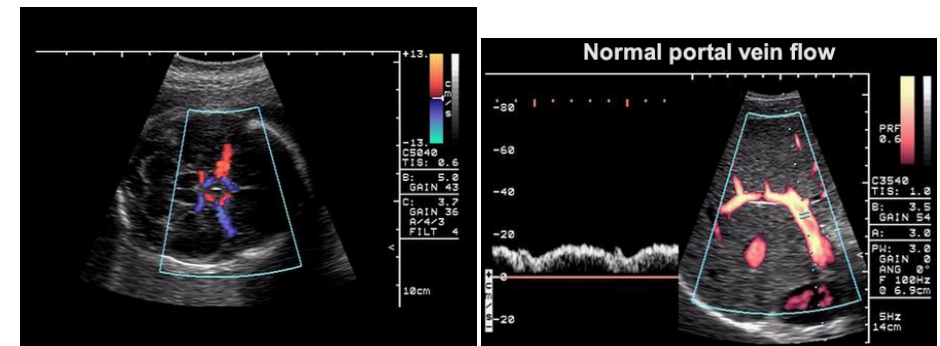
Tkv. VIII.42. ábra



41

$\Delta f$  előjele a véráramlás **irányára** jellemző → Színekódolás

transzducer felé: meleg színek,  
transzducertől elfelé: hideg színek



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

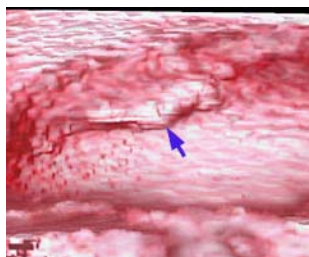
42

## 3D rekonstrukció

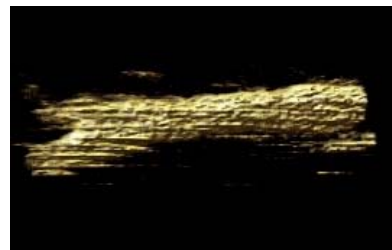
magzat arca



húgyhólyag



nyaki verőér



43

## 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 fogkönek
- 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  $p$

44

## Lökéshullám terápia (nem UH!)

### ESWL (extracorporeal shockwave lithotripsy)

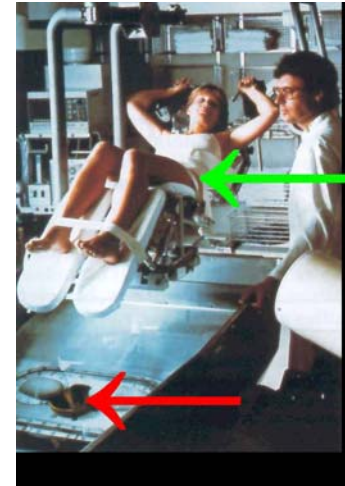
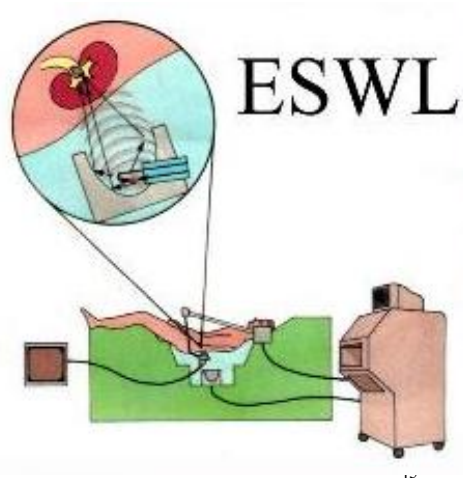
*kövek non-invazív törése  
(vese, epe, ...)*

kb. 20 kV-os kondenzátor víz  
alatti elektródapáron kisütve

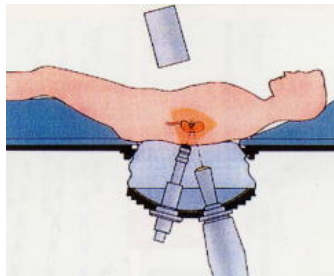


nyomásimpulzus, fókuszálás  
a kő helyére elliptikus tükörrel

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



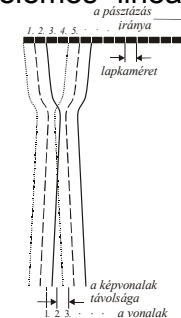
46



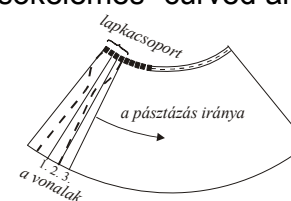
47

## Pásztázás

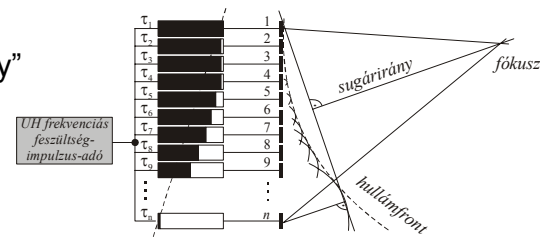
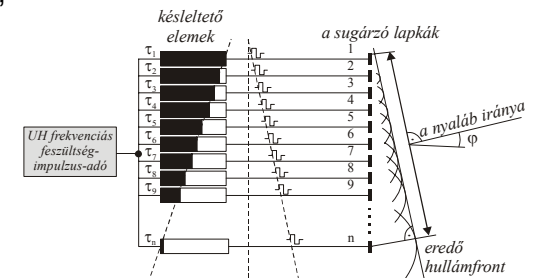
### sokelemes "linear array"



### sokelemes "curved array"



## Pásztázás és fókuszálás



48

## Színuszoscillátor

pozitív módon  
visszacsatolt erősítő

$$K_{U, \text{ visszacsatolt}} = \frac{K_U}{1 - VK_U}$$

$VK_U=1$ , erősítés: „végtelen” – színuszoscillátor  
bemenő jel: nincs

