



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

2014 Február 12  
Prof. Fidy Judit

1



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

### perkusszió orvosi alkalmazása

kocsmai kérdés: mennyi bor van a hordóban?

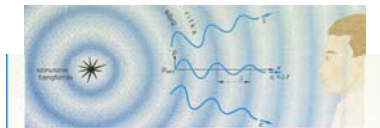


## Hang: mechanikai hullám

**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**

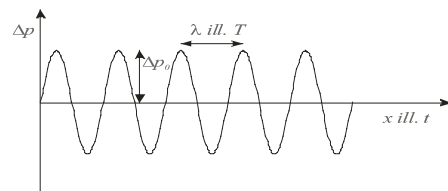
Mechanikai hullám terjedéséhez **közegre van szükség**



**Mire írjuk fel a hullámfüggvényt?**

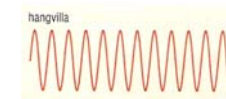
- **Sűrűség**
- **Elmozdulás az egyensúly körül**
- **Nyomás**

**A nyomásváltozásra  
felírt hullám-függvény**

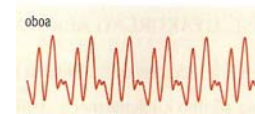


3

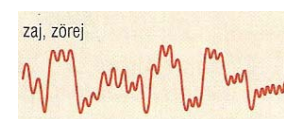
## A „hangok” hullámfüggvényei többnyire összetettek



Adott frekvenciájú „tisztá” hang

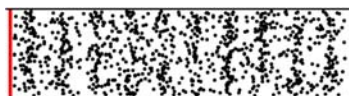


Zenei hangok – több komponens



Nagy amplitudó, széles tartományban előforduló frekvenciák, fázisok

4



### longitudinális hullám

(folyadékokban, lágy szövetben, gázokban csak ilyen)



### transzverzális hullám

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

hidrosztatikai  
nyomás

nyomásváltozás  
hang-nyomás

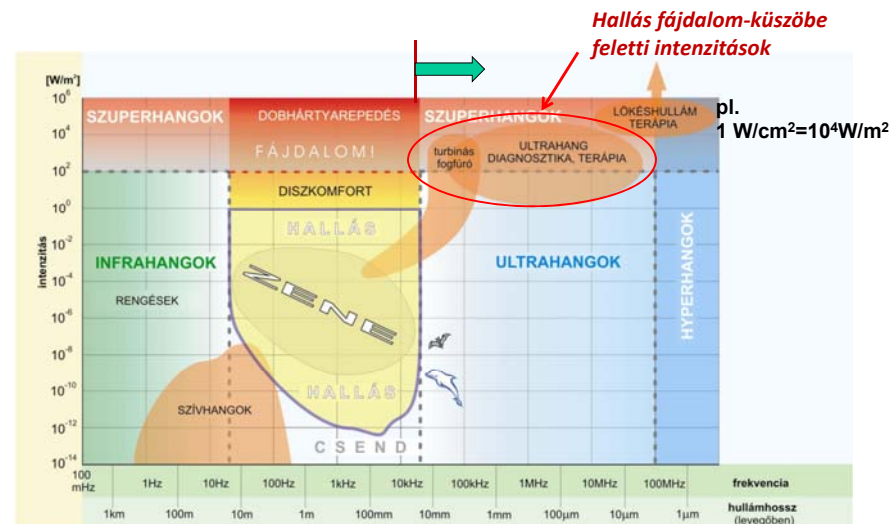
$$p_{\text{teljes}} = p_{\text{hidrosztat}} + \Delta p$$

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

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

Nem fénysebesség!

## Ultrahang: 20 kHz feletti frekvenciájú hanghullámok



6

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

Terápiai szempontból is jelentős.

## Hogyan keltsünk ultrahangot?

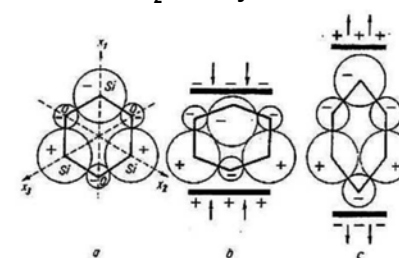
### Piezelektromos jelenség

(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.

$\text{SiO}_2$  kristály



UH keltés: inverz effektus

UH detektálás: direkt effektus

ugyanazon kristály forrás és detektor

### Elektro/magneto-strikció: kerámiák

gázgyújtó



Elektromos /mágneses dipólus-egységekből álló szilárd fázisú anyagok

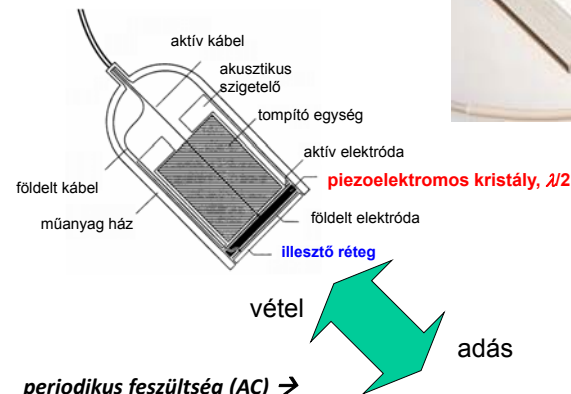
Dipólusok periódikusan változó elektromos/mágneses térben átrendeződnek → méretváltozás (inverz effektus is)

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

8

7

## Az UH forrás felépítése



periodikus feszültség (AC) →  
→ periodikus méretváltozás  
azonos frekvenciával



9

## 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

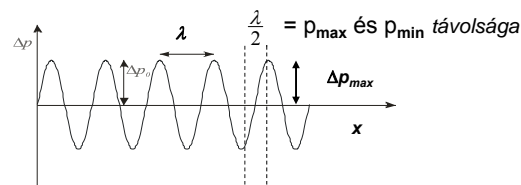
$$J = \frac{1}{Z_{akuszt}} \Delta p_{eff}^2 = \frac{1}{2Z_{akuszt}} \Delta p_{max}^2$$

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

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

10

## 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

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

???

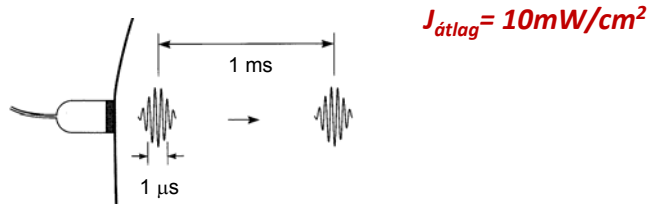
12

## 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



13

## Hogyan terjed az UH szövetekben?

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

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

akusztikus impedancia

/ellenállás/keményység

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

kompesszibilitás

relatív térfogat csökkenés per nyomás-növekedés

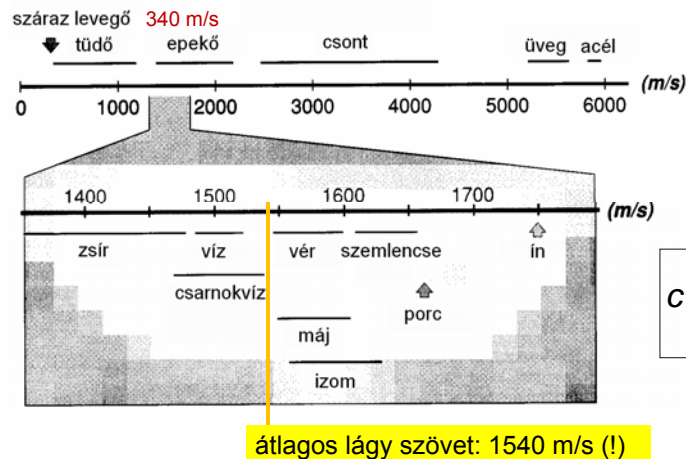
$$c = \frac{1}{\sqrt{\rho\kappa}}$$

terjedési sebesség,  $\rho$ -sűrűség

14

## Az UH sebessége testszövetekben

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



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

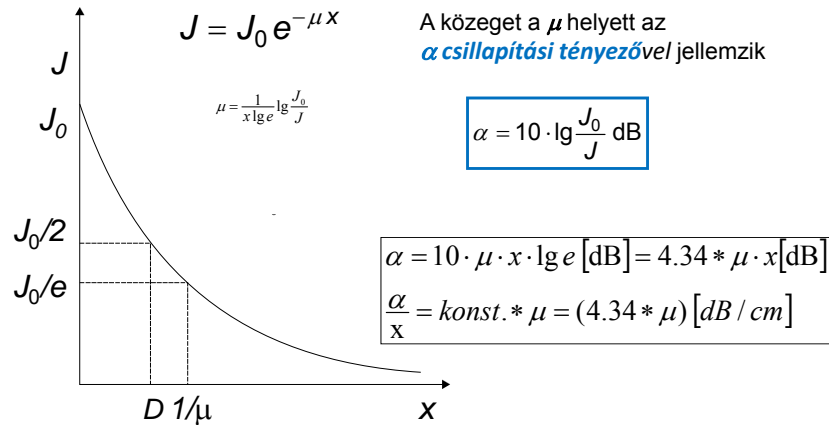
15

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>	

16

## Szövetekben az UH intenzitása gyengül: abszorpció

Érvényes az exponenciális sugárgyengülési törvény



17

## $\mu$ 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

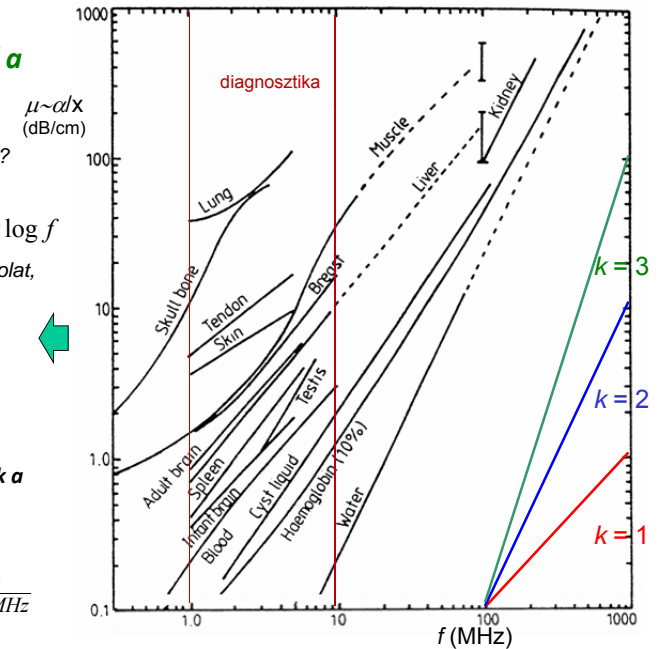
Jó közelítés!

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

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

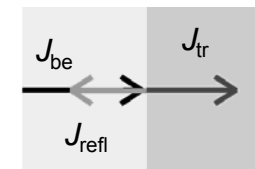
- kiválasztott irányok mentén
- UH impulzusokat juttatunk a szervezetbe
- mérjük a bejuttatás és a reflexió között eltelt időt
- a terjedési sebesség ismeretében
- a reflektált impulzus visszaérkezési ideje alapján
- **a reflektáló felület távolsága** a kibocsátás helyétől meghatározható

A reflexió 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

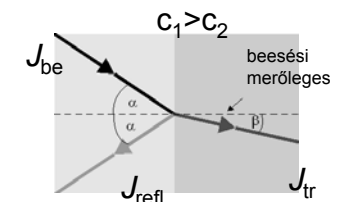
merőleges beesés



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

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!

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



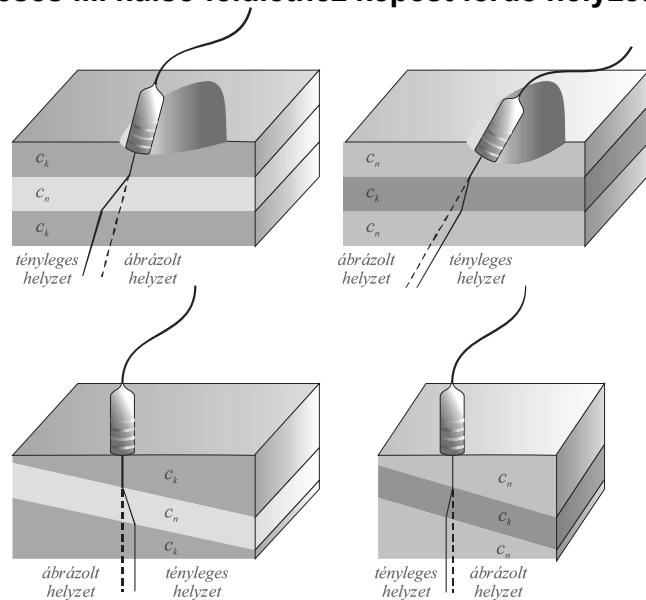
21

Sok esetben a víz is lehet jó  
csatoló közeg



22

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



23

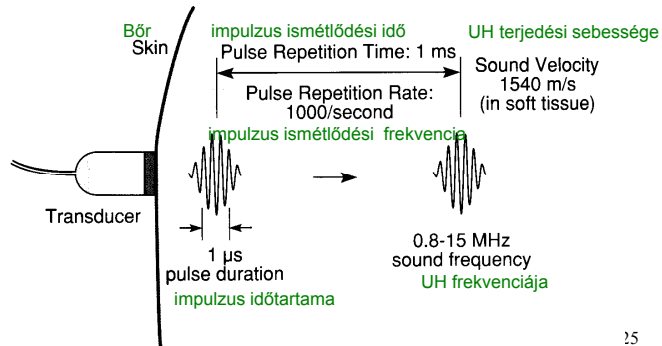
anyag	$\rho$ sűrűség [kg/m <sup>3</sup> ]	$\kappa$ kompresszi- bilitás [1/GPa]	$c$ terjedési sebesség [m/s]	$Z$ akusztikus impedancia [kg/(m <sup>2</sup> ·s)]	$\alpha(f;x)$ fajlagos csillapítás [dB/(cm·MHz)]
levegő	1,3	7650	331	430 = 0,00043·10 <sup>6</sup>	1,2
tüdő	400	5,92	650	0,26·10 <sup>6</sup>	
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
lég	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>	

24

## Milyen UH impulzust alkalmaznak?

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

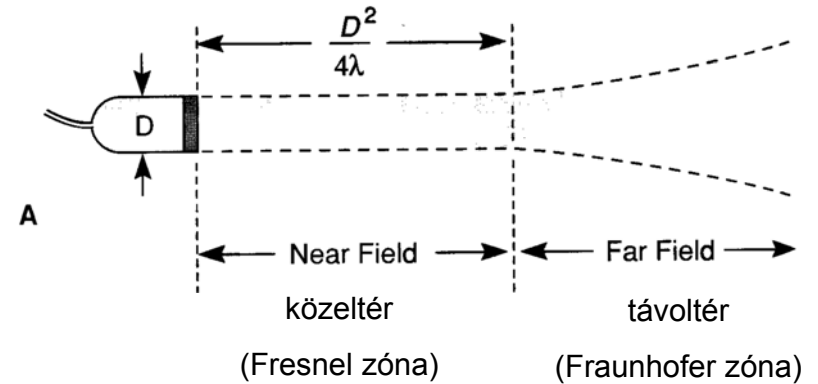
Milyen távolra jut a rövid impulzus az 1 ms ismétlődési idő alatt?  
 $l = 1.5 \text{ m}$  ! Van ideje oda-vissza átjárni az emberi testet!



25

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

Egyszerűsített ábra



26

## Az UH-os képalkotás feloldási határa

A **feloldási határ** : ama két pont közötti távolság, amelyeket az UH reflexióban még különálló pontokként detektálhatunk

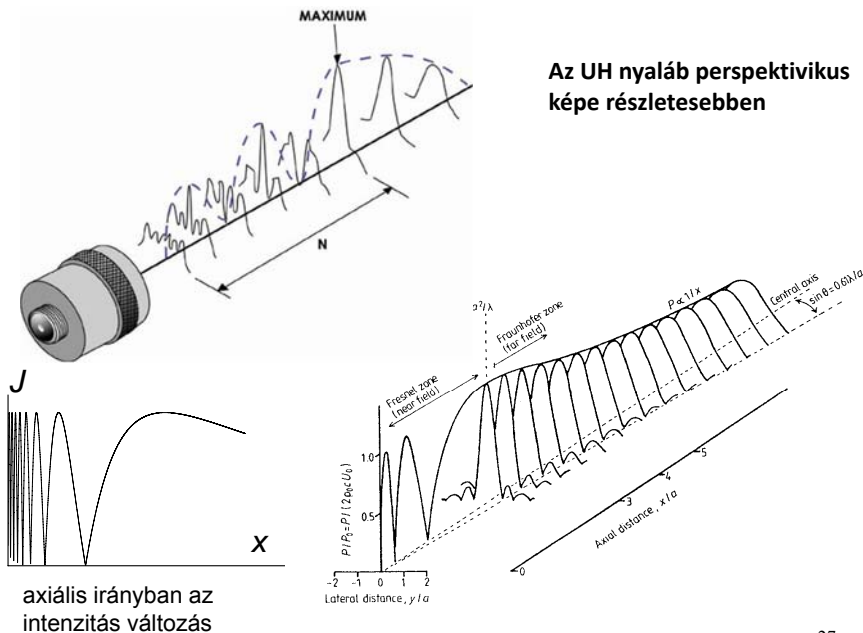
**Felbontóképesség**: a feloldási határ reciproka.

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

Az impulzushossz fordítottan arányos a frekvenciával.

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

Az axiálisnál kb. 10x nagyobb



27

28

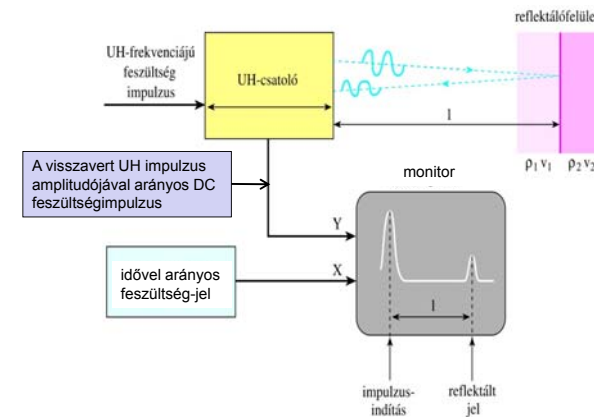
### Jellemző értékek

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

29

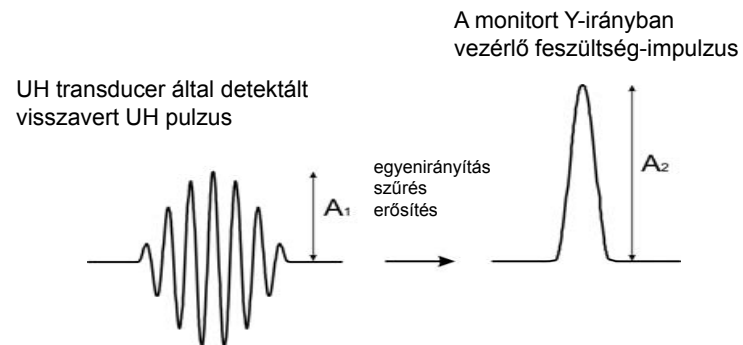
## Az ultrahangos diagnosztika módszerei

### A (amplitude) - képek



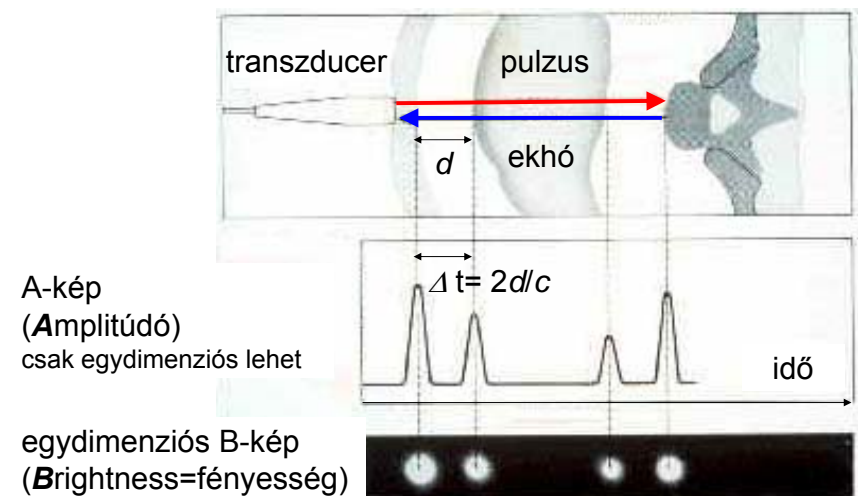
30

### Jelátalakítás a megjelenítés előtt



31

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

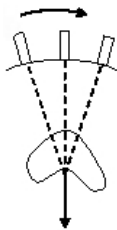


32



## Kétdimenziós B-kép

mozgatott  
transzducer

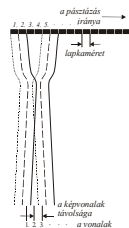


B-mód  
kijelző

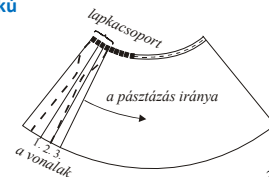
A fényes pontok a mérési irányoknak  
megfelelően kerülnek a kijelzőre → 2D ábrázolás

Detektor-sorok (array)

Parallel pásztázás



Legyező alakú  
pásztázás



33

## Az UH forrás felépítése



vétel

adás

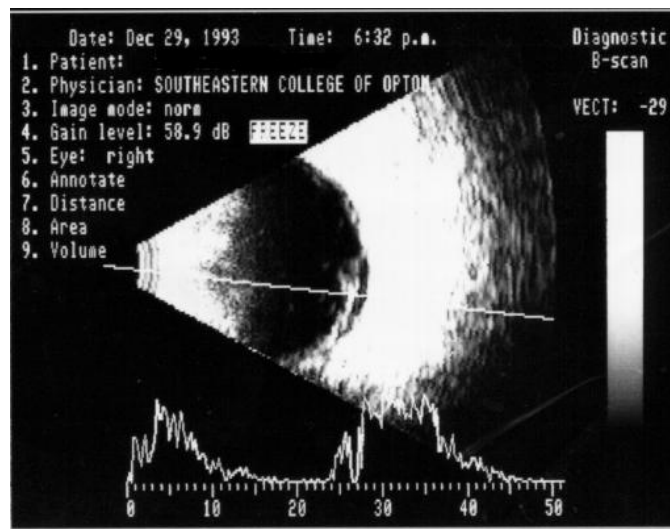
periodikus feszültség (AC) →  
→ periodikus méretváltozás  
azonos frekvenciával



34

## 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

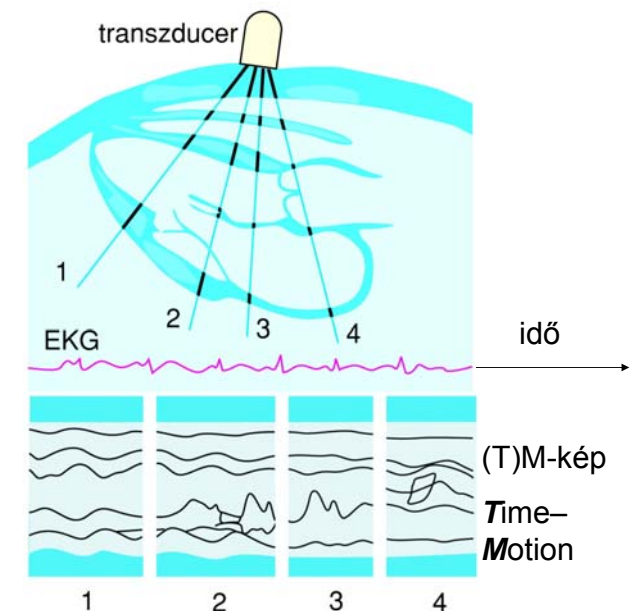
35

## TM-kép

(Time – Motion)

EKG jel  
referenciaként

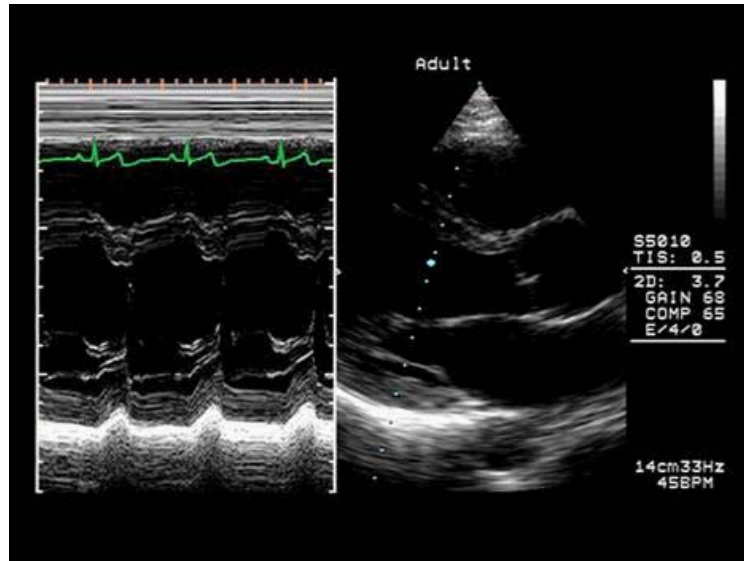
(függőleges)  
egydimenziós  
B-kép időbeli  
változása



36

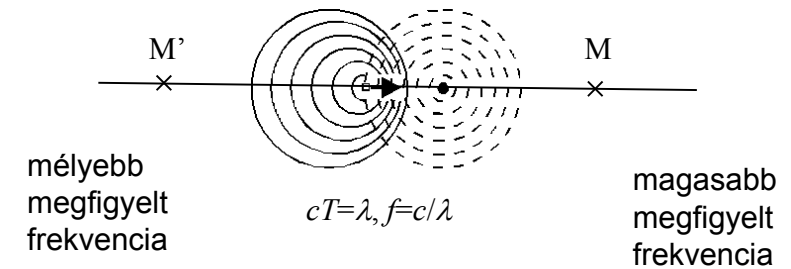
TM-kép

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)



38

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

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

39

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

40

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

CW: folyamatos hullámú

adó és vevő  
különválasztva

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

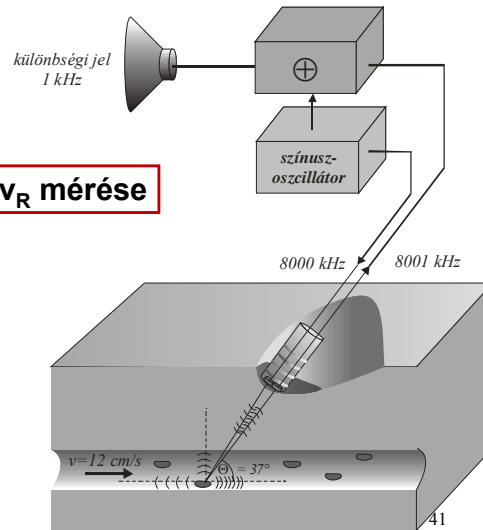
pl.  $f = 8000 \text{ kHz}$

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

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

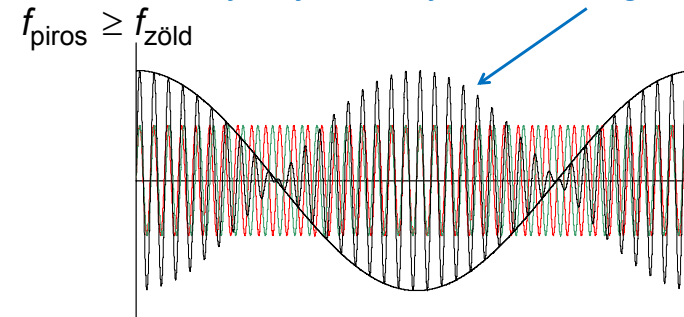
$\theta = 37^\circ$

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



## Lebegés: két kicsit eltérő frekvenciájú hullám interferenciájakor

*a lebegés frekvenciája megegyezik az interferáló  
jelek frekvenciájának különbségével*

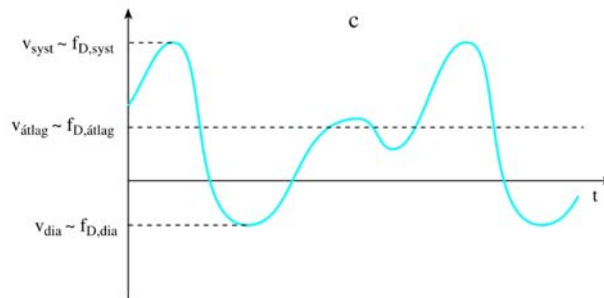


emlékeztető:  $\sin \alpha + \sin \beta = 2 \sin \frac{\alpha + \beta}{2} \cos \frac{\alpha - \beta}{2}$

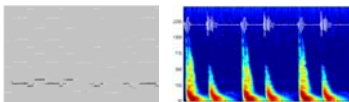
42

## Doppler görbék

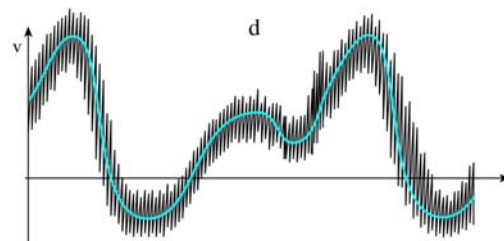
minden  
időpillanatban egy  
sebességgel  
jellemozhető áramlás



minden időpillanatban egy  
sebességeloszlással  
jellemozhető áramlás



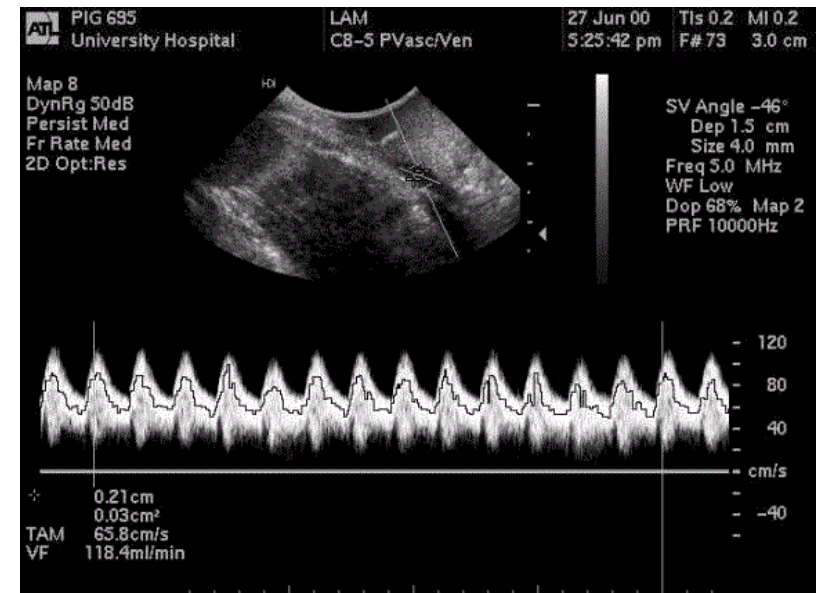
vö. zene/szívhangok  
idő-fr. reprezentációban



sebességeloszlás TM-képe

43

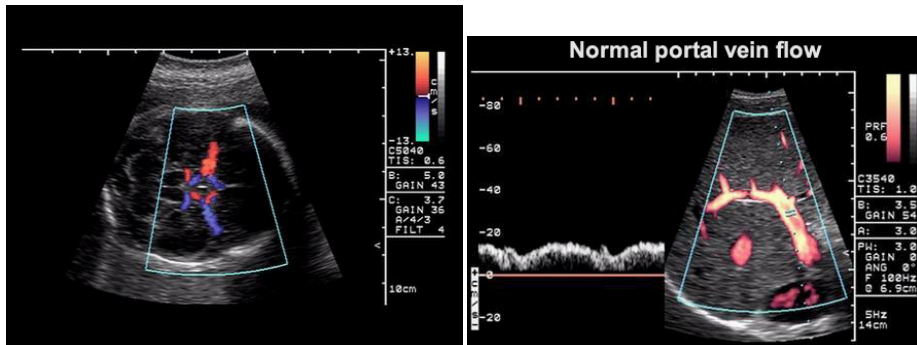
Tkv. VIII.42. ábra



44

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

transzducer felé: meleg színek,  
transzducertől elfelé: hideg színek

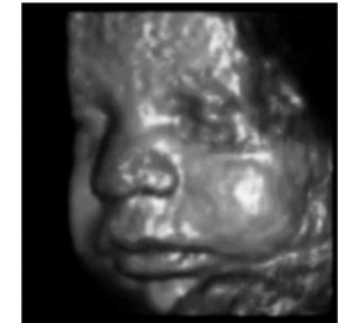


BART: Blue Away Red Towards

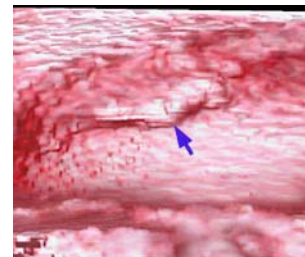
45

## 3D rekonstrukció

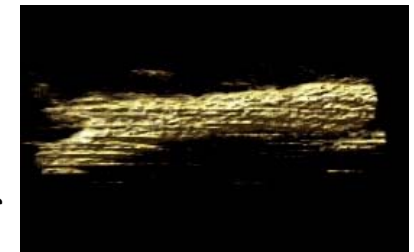
magzat arca



húgyhólyag



nyaki verőér



46

## 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 fémcső 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  $p$

47

## Lökéshullám terápia (nem UH!)

### ESWL (extracorporeal shockwave lithotripsy)

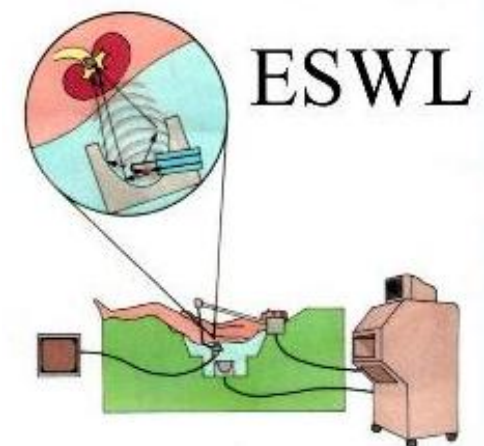
### *kövek non-invazív törése (vese, epe, ...)*

kb. 20 kV-os kondenzátor víz alatti elektródapáron kisütve



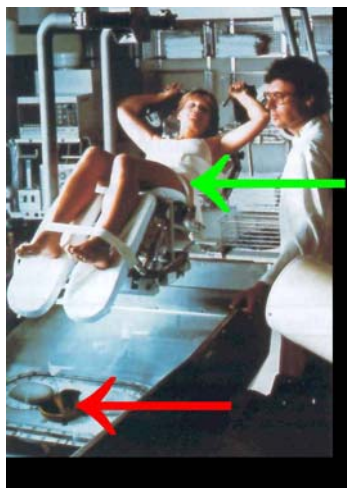
nyomásimpulzus , fókuszálás  
a kő helyére elliptikus tükörrel

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

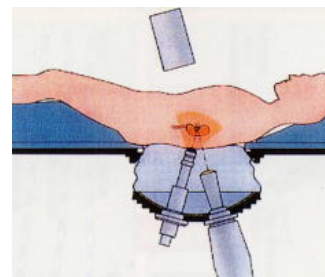


48





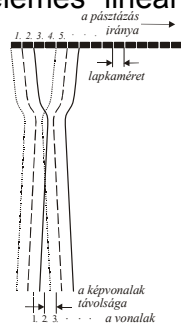
49



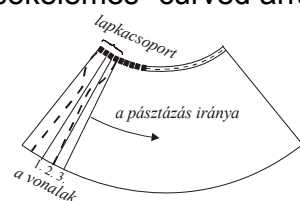
50

## Pásztázás

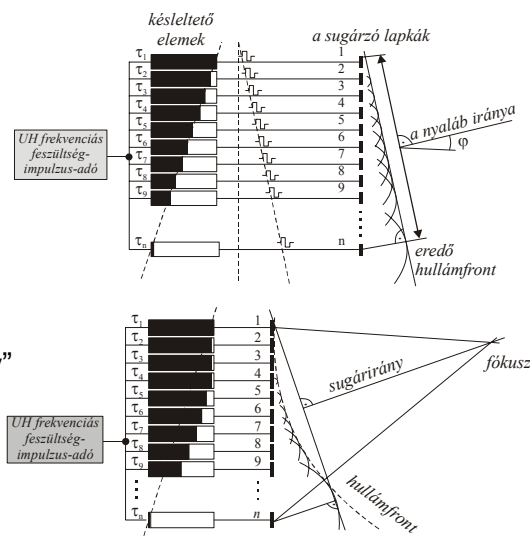
sokelemes "linear array"



sokelemes "curved array"



## Pásztázás és fókuszálás



51

Vége

Köszönöm a figyelmet!



52