

Mai kérdés:

Nevezzen meg két tulajdonságot, vagy jelenséget, ami megkülönbözteti a röntgensugárzást és a gamma-sugárzást. Emelje ki a különbséget.

1



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

2014 Március 12
Prof. Fidy Judit

2



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

perkusszió orvosi alkalmazása

kocsmai kérdés: mennyi bor van a hordóban?

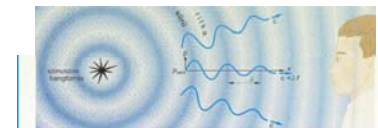


Hang: mechanikai hullám

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**

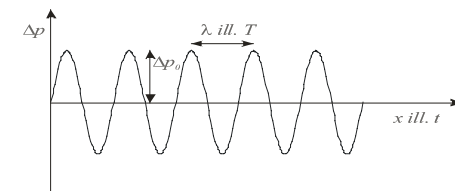
Mechanikai hullám terjedéséhez **közegre van szükség**



Mire írjuk fel a hullámfüggvényt?

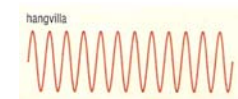
- **Sűrűség**
- **Elmozdulás az egyensúly körül**
- **Nyomás**

A nyomásváltozásra felírt hullám-függvény

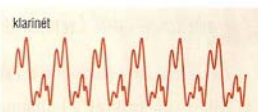


4

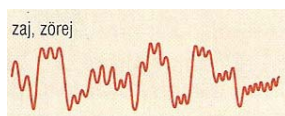
A „hangok” hullámfüggvényei többnyire összetettek



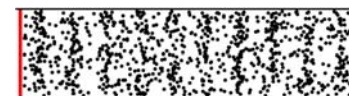
Adott frekvenciájú „tisztá” hang



Zenei hangok – több komponens

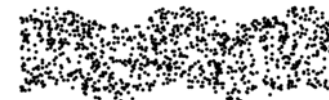


Nagy amplitudó, széles tartományban előforduló frekvenciák, fázisok



longitudinális hullám

(folyadékokban, lágy szövetben, gázokban csak ilyen)



transzverzális hullám

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

**hidrosztatikai
nyomás**

nyomásváltás
hang-nyomás

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

amplitúdó

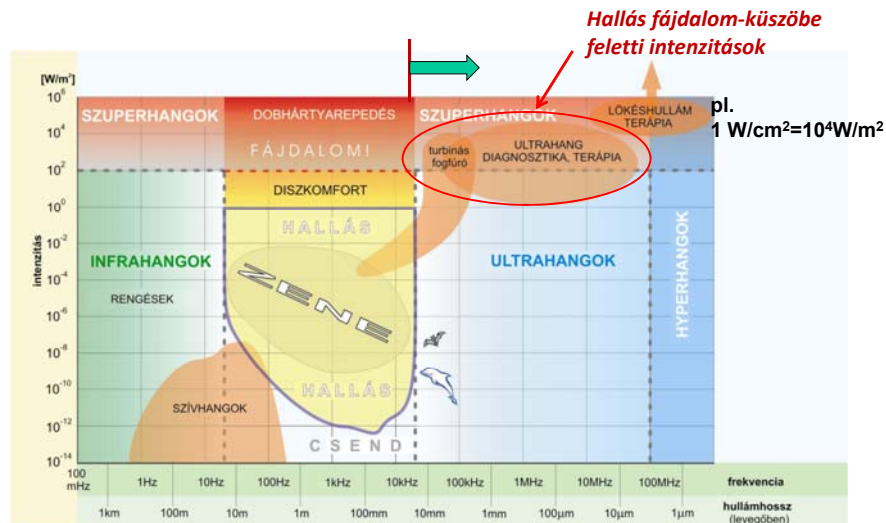
fázis

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

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

Nem fénysebesség!

Ultrahang: 20 kHz feletti frekvenciájú hanghullámok



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

Terápiai szempontból is jelentős.

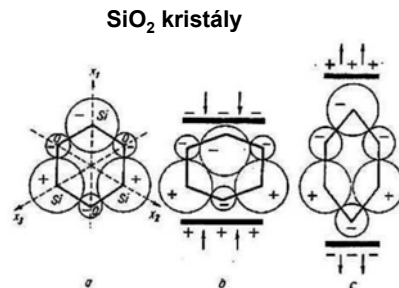
Hogyan keltsünk ultrahangot?

Piezelektromos jelenség

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

(b) és (c) : Nyomás hatására a töltések súlypontja szétválak, 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 periódikusan változó elektromos/mágneses térben átrendeződnek → méretváltozás (inverz effektus is)

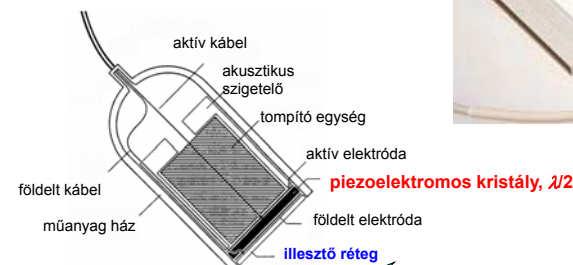
- Anyaguk mechanikailag ellenállóbb
- Alacsonyabb frekvenciák: 20-40 kHz → fogköeltávolítás

gázgyújtó



9

Az UH forrás felépítése



vétel

adás

**periodikus feszültség (AC) →
→ periodikus méretváltozás
azonos frekvenciával**



10

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

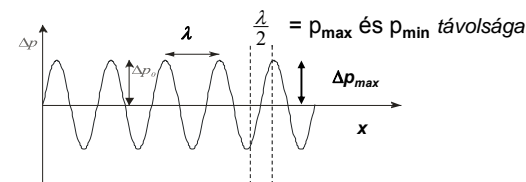
$$J = \frac{1}{Z_{akuszt}} \Delta p_{eff}^2 = \frac{1}{2Z_{akuszt}} \Delta p_{max}^2$$

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

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

11

Az UH intenzitást orvosi alkalmazásokban 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 $J_{\text{átlag}} = 1 \text{ W/cm}^2$

($Z = Z_{izom}$) →

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

Dilatáció és kompresszió mértéke ~ 1 mm-en belül!

Veszélyek: kavitáció, kémiai reakciók indukciója

Terápiás hatás: kisebb intenzitásoknál belső súrlódás dominál → hőterápia

12

Az UH intenzitást limitálni szükséges

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

A képképzőhöz szükséges jelek
nagyobb intenzitást kívánnak meg: 10 W/cm^2

???

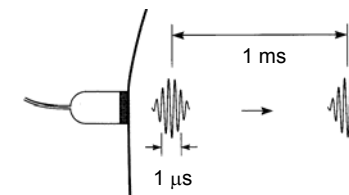
13

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/cm^2

Megoldás: rövid UH impulzusok \rightarrow átlagos J lecsökken



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

14

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

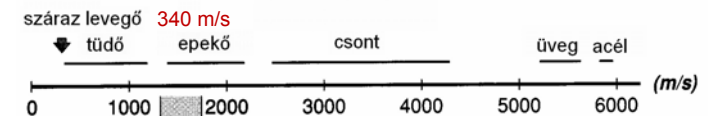
$$c = \frac{1}{\sqrt{\rho\kappa}}$$

terjedési sebesség, ρ -sűrűség

15

Az UH sebessége testszövetekben

A sebesség nem függ a frekvenciától \rightarrow = hangsebesség



átlagos lágy szövet: 1540 m/s (!)

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

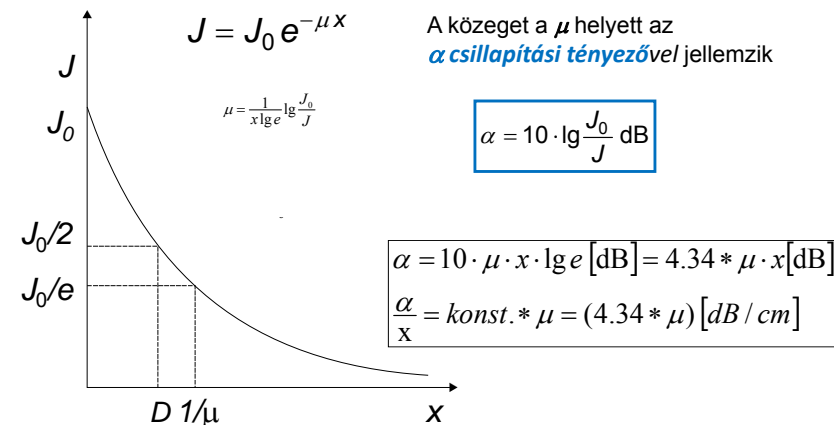
16

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

17

Szövetekben az UH intenzitása gyengül: abszorpció

Érvényes az exponenciális sugárgyengülési törvény



18

μ 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

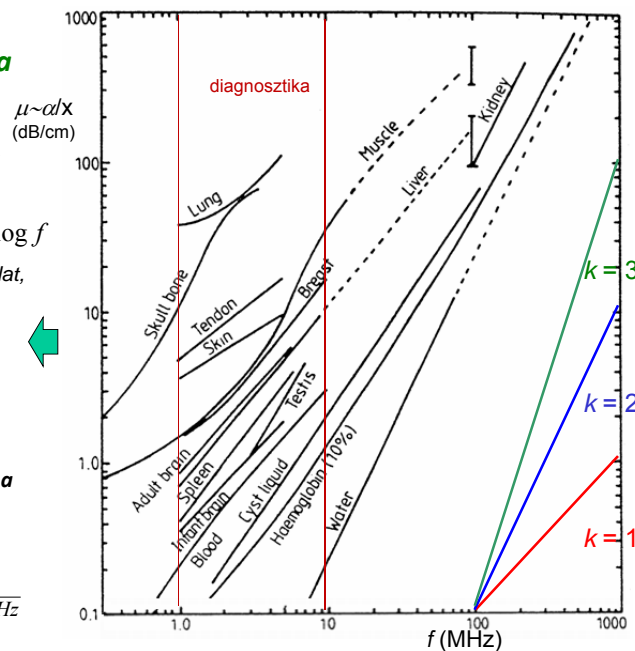
Jó közelítés!

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

fajlagos csillapítás: csak a közegre jellemző

pl. lágyszövetre:

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



Az UH diagnosztika alapja a UH visszaverődése

különböző közegek határán

A diagnosztikai mérés koncepciója

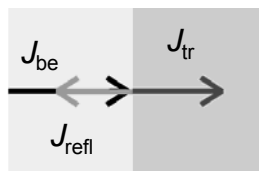
- kiválasztott irányok mentén
- UH impulzusokat juttatunk a szervezetbe
- mérjük a bejuttatás és a reflexió között eltelt időt
- a terjedési sebesség ismeretében
- a reflektált impulzus visszaérkezési ideje alapján
- a reflektáló felület távolsága a kibocsátás helyétől meghatározható

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

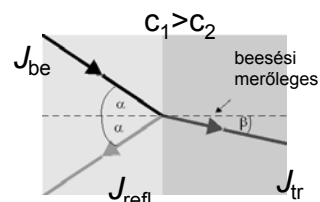
merőleges beesés



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

reflexió és transzmisszió

ferde beesés



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

irányváltás: Snellius-Descartes
törvény

21

Tkv. II.47. ábra

Milyen szöveti tulajdonság okoz határfelületi reflexiót?

reflexióképesség

$$R = \frac{J_{visszavert}}{J_{bejövő}} = \left(\frac{Z_1 - Z_2}{Z_1 + Z_2} \right)^2$$

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 !

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



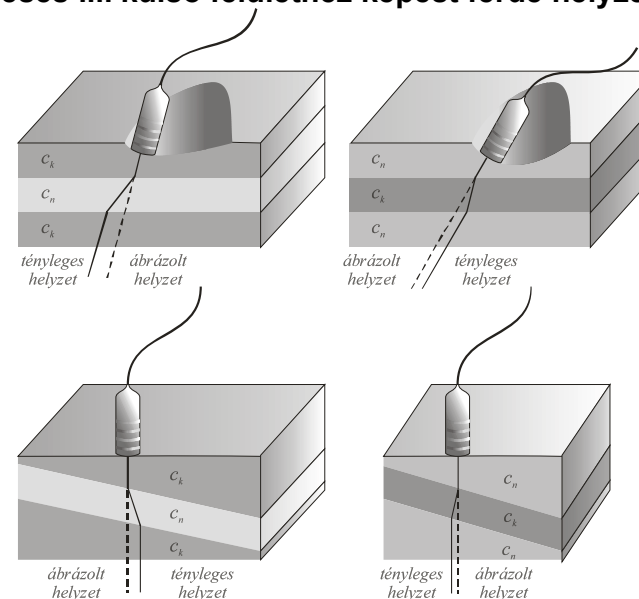
22

Sok esetben a víz is lehet jó
csatoló közeg



23

Ferde beesés ill. külső felülethez képest ferde helyzetű réteg



24

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

25

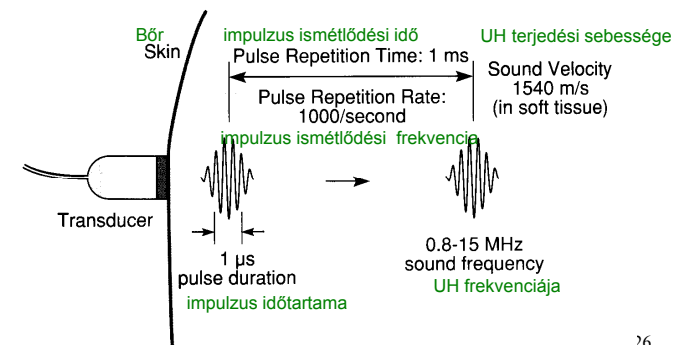
Milyen UH impulzust alkalmaznak?

transzducer: adó és vevő egyben

időbeli szétválasztás – folyamatos hullám helyett impulzusok

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

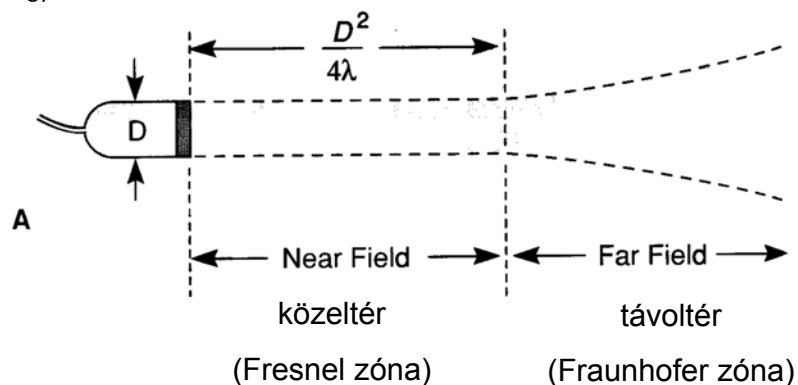
≈ 1.5 m ! Van ideje oda-vissza átjárni az emberi testet!



26

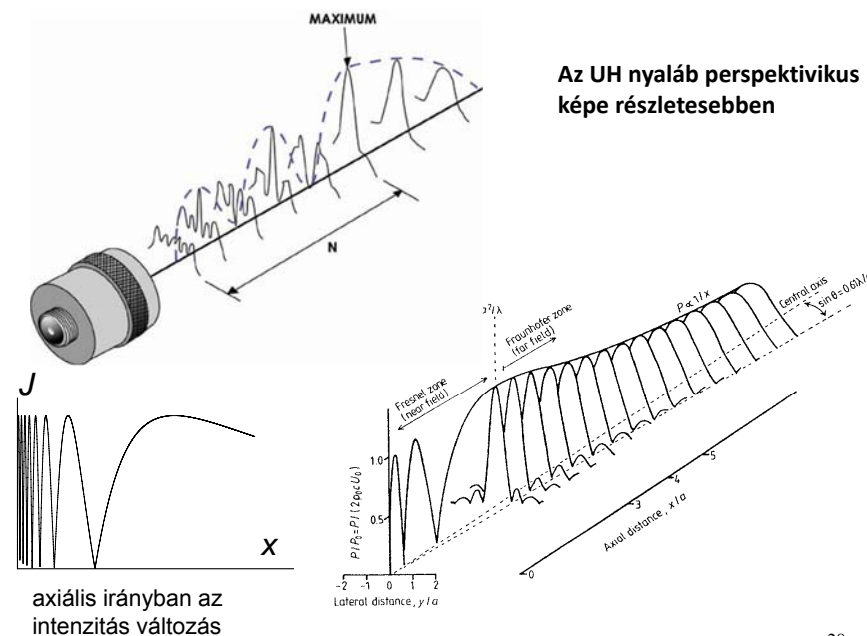
Az UH nyaláb valódi jellemzői mérés technikai problémákat vetnek fel – tájékoztató információk

Egyszerűsített ábra



27

Az UH nyaláb perspektivikus képe részletesebben



28

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 nyálábátmérő szabja meg.

Az axiálisnál kb. 10x nagyobb

29

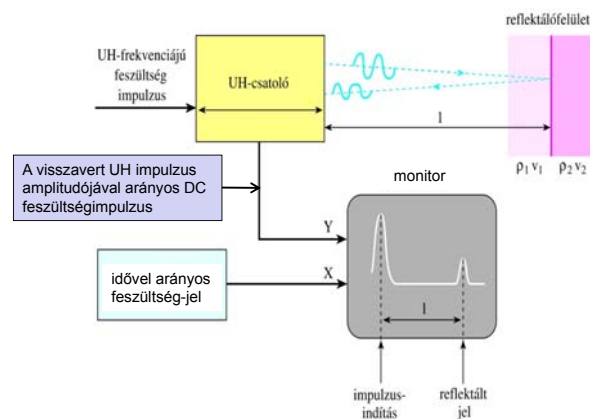
Jellemző értékek

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

30

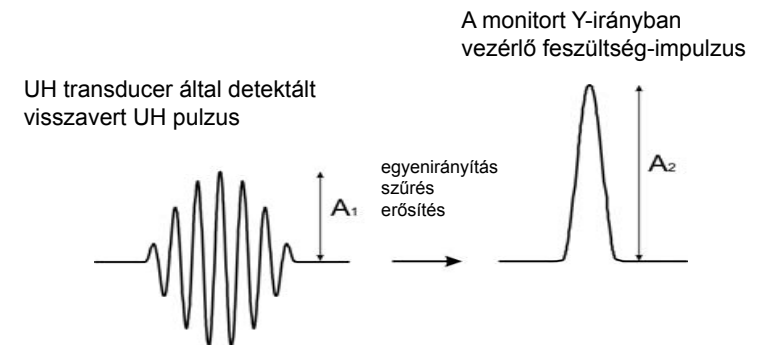
Az ultrahangos diagnosztika módszerei

A (amplitude) - képek



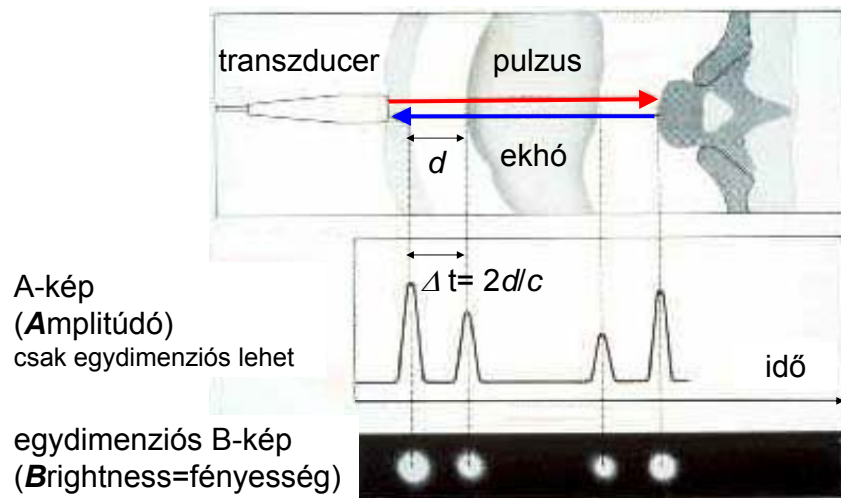
31

Jelátalakítás a megjelenítés előtt



32

A – képek transzformálása B (brightness)-képbe

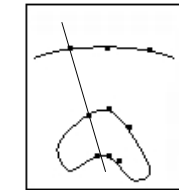
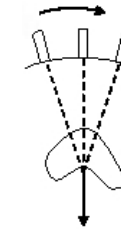


33

vö. Tkv. VIII.33. ábra

Kétdimenziós B-kép

mozgatott
transzducer

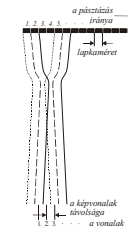


B-mód
kijelző

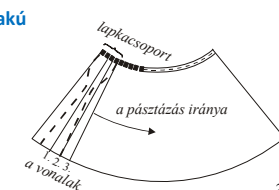
A fényes pontok a mérési irányoknak
megfelelően kerülnek a kijelzőre → 2D ábrázolás

Detektor-sorok (array)

Parallel pásztázás



Legyező alakú
pásztázás



34

Az UH forrás felépítése



vétel → adás

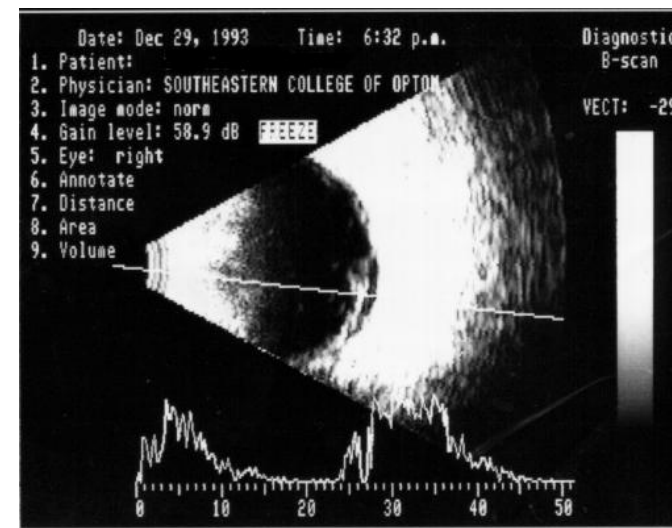
periodikus feszültség (AC) →
→ periodikus méretváltozás
azonos frekvenciával



35

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

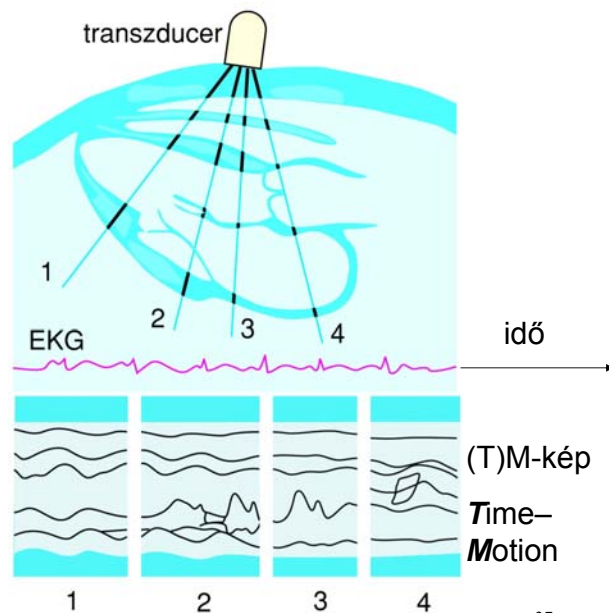
36

TM-kép

(Time – Motion)

EKG jel
referenciaként

(függőleges)
egydimenziós
B-kép időbeli
változása

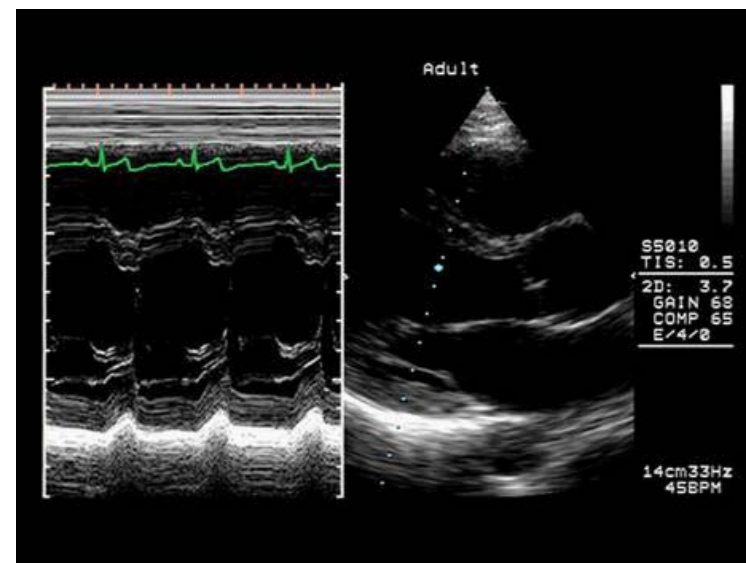


37

Tkv. VIII.34. ábra

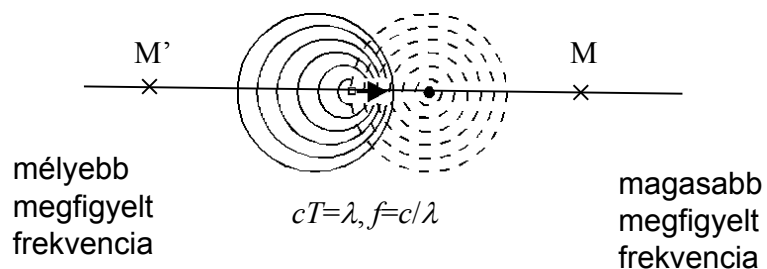
TM-kép

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)



39

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 $v_R \ll c$)

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

40

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

41

Vörösvértetek, mint szórócentumok. CW Doppler berendezés áramlási átlagsebesség mérésére

CW: folyamatos hullámú

adó és vevő különválasztva

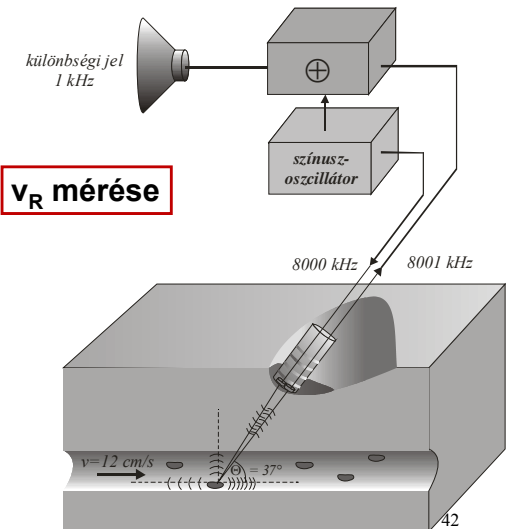
$$|f_D| = 2 \frac{v_R \cos \theta}{c} f$$

→ **v_R mérése**

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

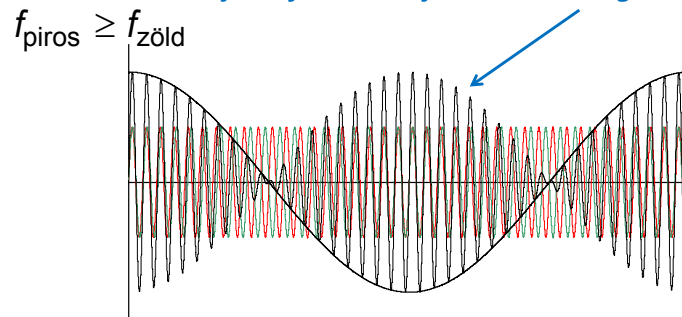
⇒ $f_D = 1$ kHz *kis változás!*
 (lebegés jelensége)

Leválasztva: *Hallható hang*



Lebegés: két kicsit eltérő frekvenciájú hullám interferenciájakor

a lebegés frekvenciája megegyezik az interferáló jelek frekvenciájának különbségével

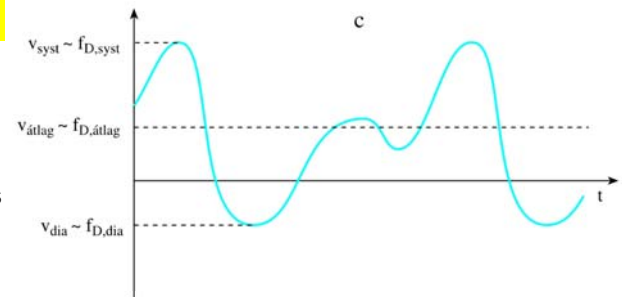


emlékeztető: $\sin \alpha + \sin \beta = 2 \sin \frac{\alpha + \beta}{2} \cos \frac{\alpha - \beta}{2}$

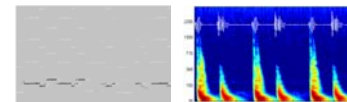
43

Doppler görbék

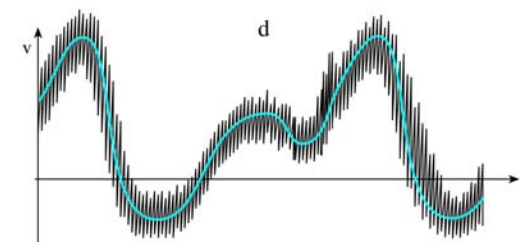
minden időpillanatban egy sebességgel jellemezhető áramlás



minden időpillanatban egy sebességeloszlással jellemezhető áramlás



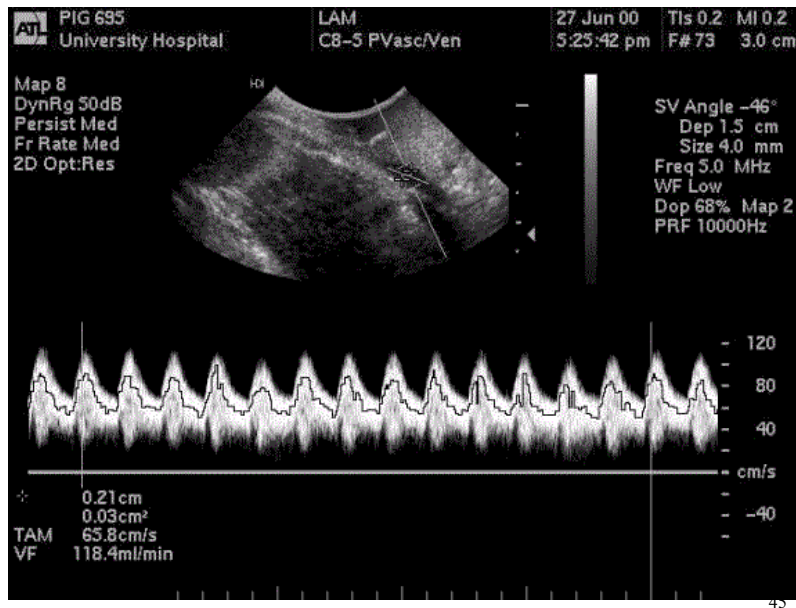
vő. zene/szívhangok idő-fr. reprezentációban



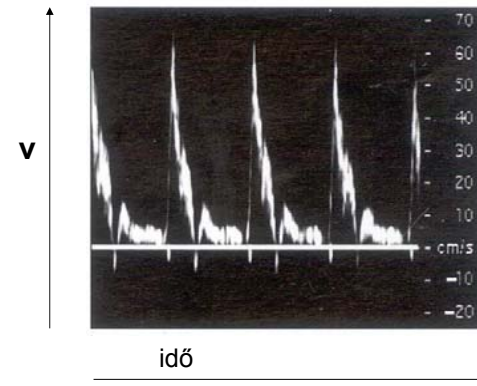
sebességeloszlás TM-képe

44

Tkv. VIII.42. ábra



„Spectral Doppler display”

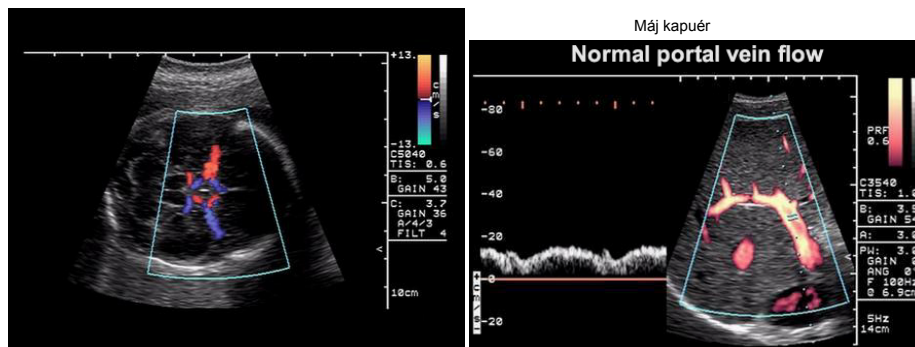


A fényesség a reflektált jel
intenzitását mutatja

A sebesség nagysága fluktuációt mutat
- összevetés az EKG jellel

Δf előjele a véráramlás *irányára* jellemző → Szinkódolás

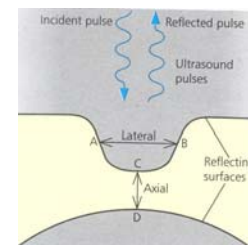
transzducer felé: meleg színek,
transzducertől elfelé: hideg színek



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 μ m
→ CD > 188 μ m

Laterális felbontás = AB távolság

AB ~ 10 x axiális felbontás

Optimalizálás:

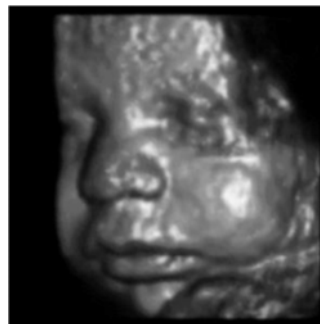
- nagy frekvencia (de elnyelés!)
- keskeny nyáláb - fókuszálás



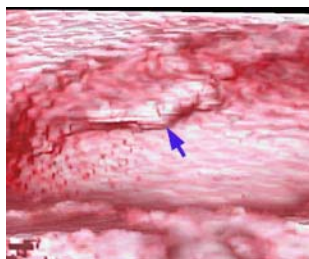
$f = 3 - 10$ MHz

3D rekonstrukció

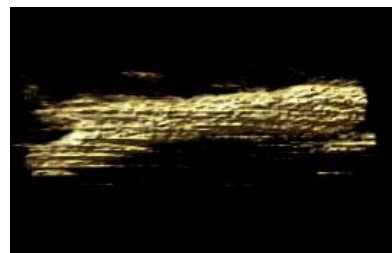
magzat arca



húgyhólyag



nyaki verőér



49

UH terápia

mechanikai és/vagy hőhatás

- kis intenzitás: mikromassázs
- nagy intenzitás: roncsoló hatás
sejtállományt fenntartó kötőterek legyőzése
(szabad gyökök, H_2O_2 , DNS lánc törések), 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 W/cm²
izomban 200 kPa a $\Delta p(l)$
-100 és +300 kPa között változik a p

50

Lökéshullám terápia (nem UH!) ESWL (extracorporeal shockwave lithotripsy)

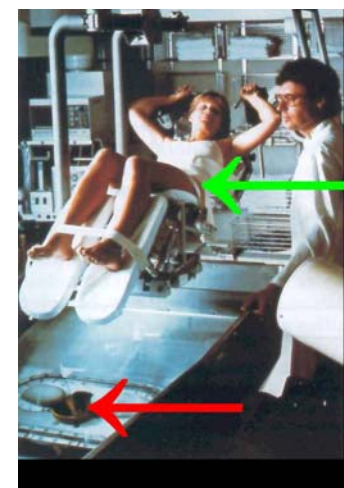
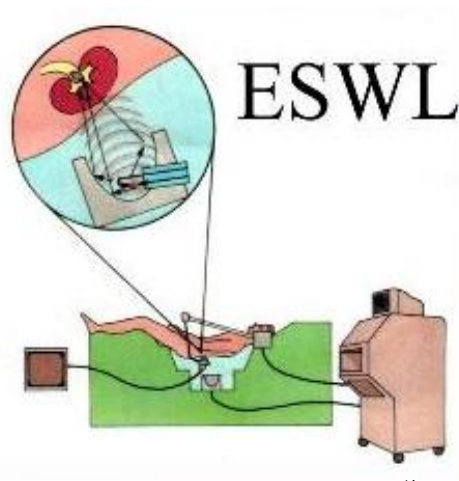
kövek non-invazív törése (vese, epe, ...)

kb. 20 kV-os kondenzátor víz alatti elektródapáron kisütve

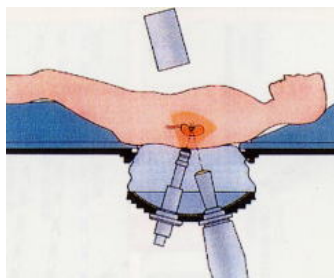


nyomásimpulzus, fókuszálás
a kő helyére elliptikus tükörrel

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



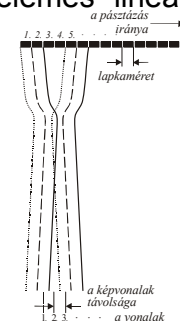
52



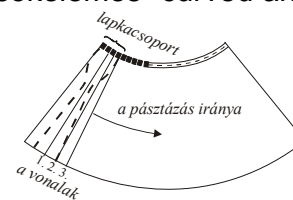
53

Pásztázás

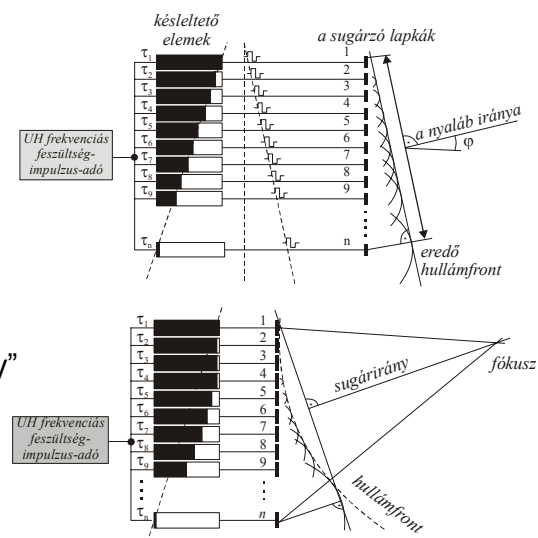
sokelemes "linear array"



sokelemes "curved array"



Pásztázás és fókuszálás



54

Vége

Köszönöm a figyelmet!



55