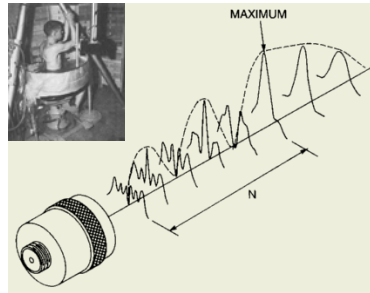
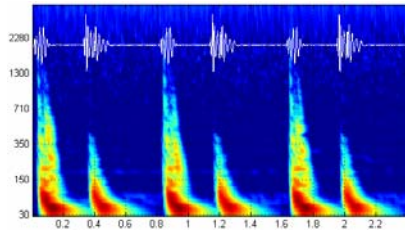


Ultrahang orvosi alkalmazásairól



KAD 2011.05.11

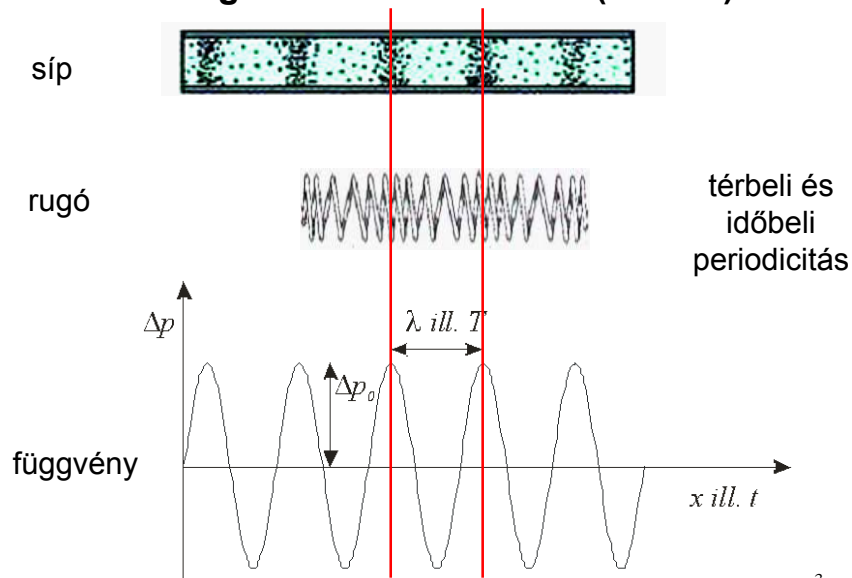


kocsmai kérdés: mennyi bor van a hordóban?
orvosi kérdés: mennyi levegő van a tüdőben?

Augenbrugger (grazi kocsmáros orvos fia, 1761):
perkusszió üreges szervek légtartalmának a vizsgálatára

2

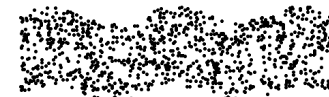
Hang: mechanikai hullám (modell)



3



longitudinális hullám
(gázokban és folyadékok
belsejében csak ilyen)



transzverzális hullám

hidrosztatikai nyomás + nyomásváltozás, hangnyomás

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

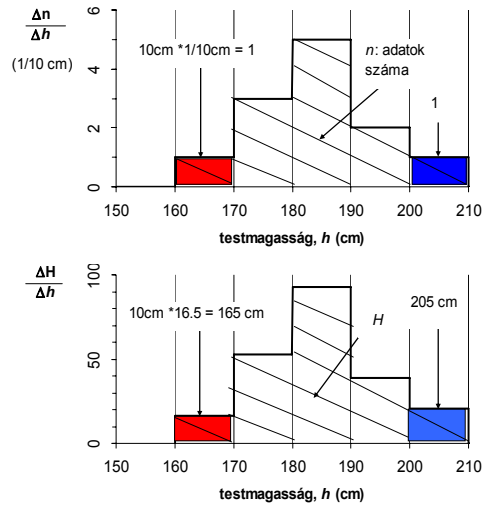
nyomás DC + AC amplitúdó fázis

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

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

4

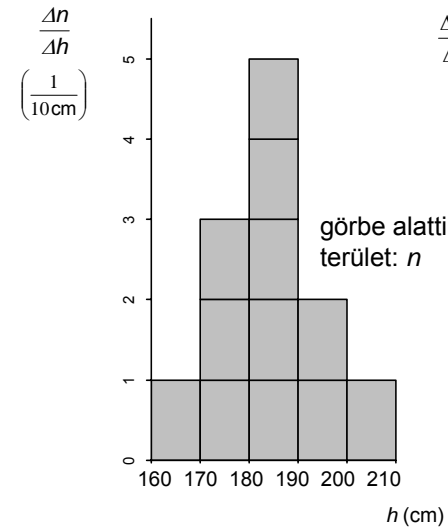
Gyakorisági eloszlás sűrűségfüggvény


$$H$$
 h

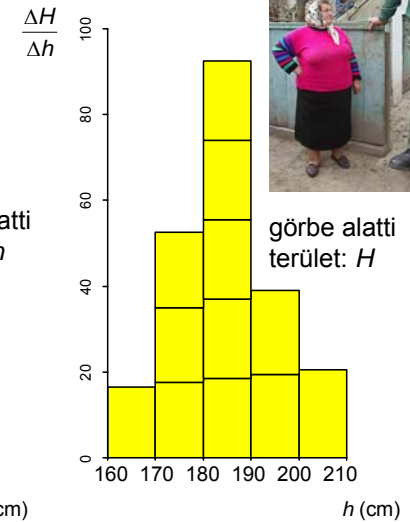
Spektrum, mint speciális gyakorisági eloszlás

5

Sűrűségfüggvény

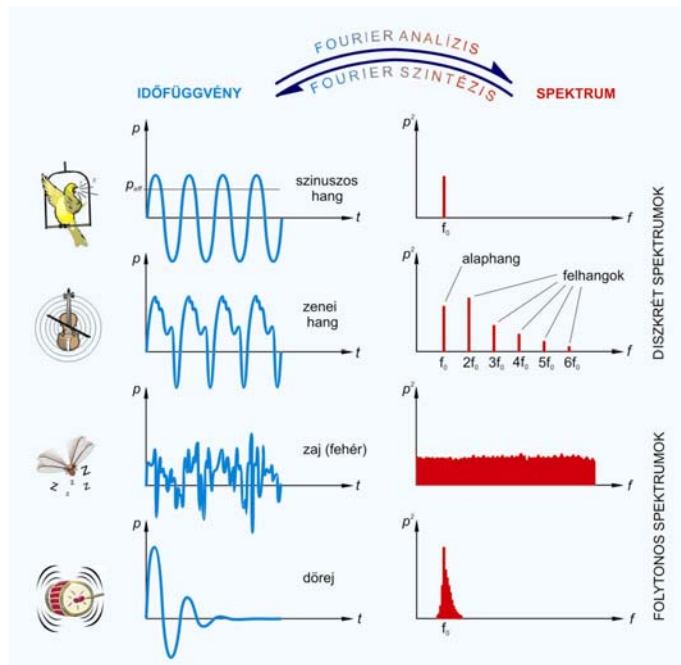


Spektrum



görbe alatti
terület: H

6



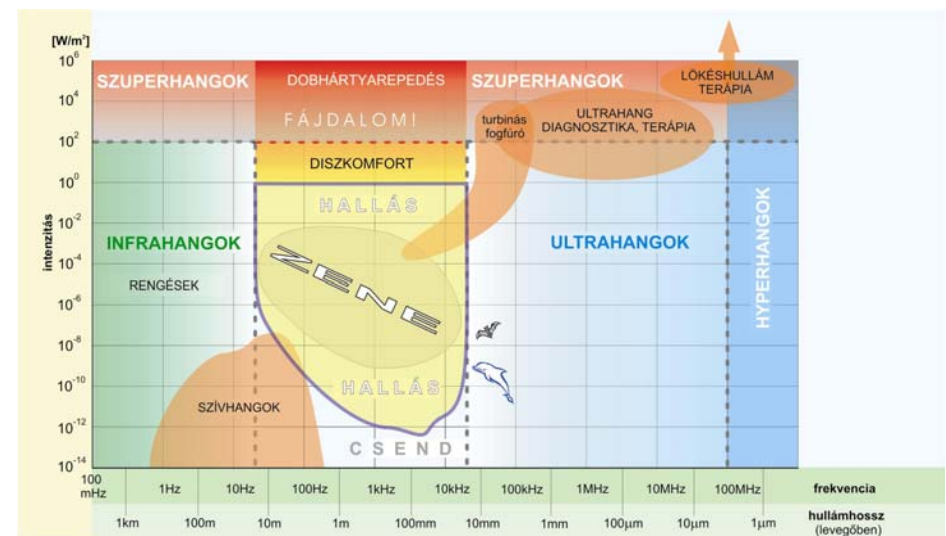
hangmagasság:
alaphang
frekvenciája

hangszín:
felhangok aránya
(spektrum)

Tkv. IV.23. ábra.

7

Mechanikai hullámok tartományai frekvencia és intenzitás alapján



Tkv. IV.24. ábra.

A rugalmas közeg szerepe

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

kompresszibilitás
relatív térfogat csökkenés per
nyomás

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

terjedési **sebesség**

$$Z = \frac{p}{v} = \frac{p_{\max}}{v_{\max}}$$

akusztikus impedancia/
akusztikus ellenállás/
akusztikus keménység
(definíció)

$$Z_{\text{el}} = \frac{U}{I}$$

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

akusztikus impedancia
(hasznos alak)

9

$$y = y_{\max} \sin\left[\omega\left(t - \frac{x}{c}\right)\right]$$

$$p = p_{\max} \sin\left[\omega\left(t - \frac{x}{c}\right)\right]$$

$$\frac{\Delta y}{\Delta t} = v = y_{\max} \omega \cos\left[\omega\left(t - \frac{x}{c}\right)\right]$$

$$Z = \frac{p}{v} = \frac{p_{\max}}{v_{\max}}$$

$$\frac{\Delta v}{\Delta t} = a = -y_{\max} \omega^2 \sin\left[\omega\left(t - \frac{x}{c}\right)\right]$$

$$ma = F$$

$$\rho y_{\max} \omega^2 \sin\left[\omega\left(t - \frac{x}{c}\right)\right] = \frac{\Delta p}{\Delta x}$$

$$\frac{1}{V} ma = \frac{1}{A \Delta x} F$$

$$-\rho y_{\max} \omega c \cos\left[\omega\left(t - \frac{x}{c}\right)\right] = p$$

$$\rho a = -\frac{\Delta p}{\Delta x}$$

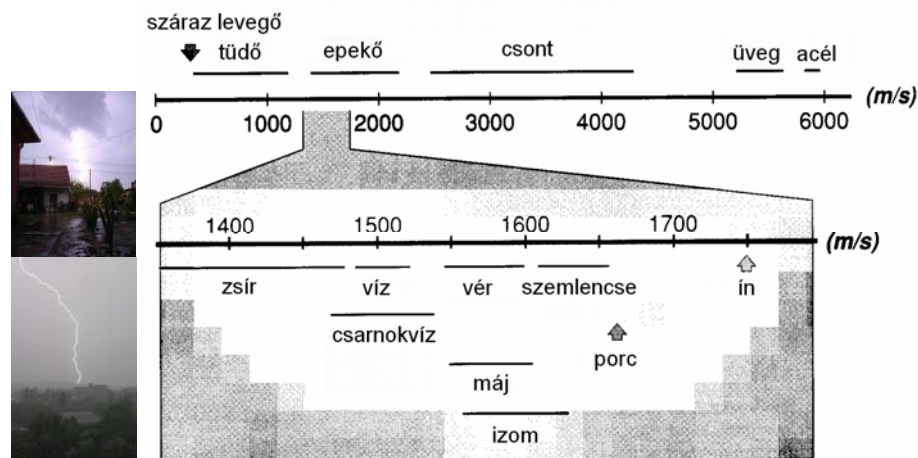
$$p_{\max} = \rho y_{\max} \omega c = \rho v_{\max} c$$

akusztikus impedancia
(def.-tól a hasznos alakig)

$$\frac{p_{\max}}{v_{\max}} = \rho c = Z$$

10

A hang/UH sebessége különféle közegekben



11

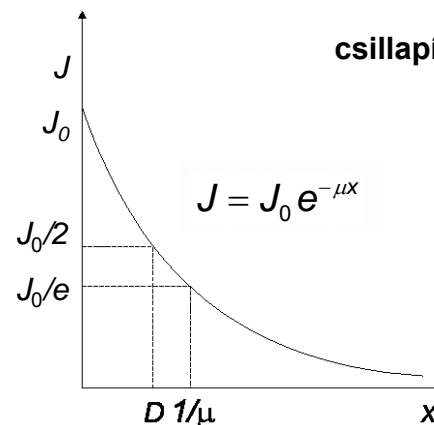
Az ultrahang intenzitása

$$J = \frac{1}{Z} \Delta p_{\text{eff}}^2$$

$$P_{\text{el}} = \frac{1}{Z_{\text{el}}} U_{\text{eff}}^2$$

intenzitás =
energia-áram sűrűség elektromos analógia

Intenzitásgyengülés terjedés közben (abszorpció)



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

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

μ a diagnosztikai
frekvencia tartományban
arányos a frekvenciával

fajlagos csillapítás:

$$\frac{\alpha}{f \cdot x}$$

12

μ a diagnosztikai
frekvencia
tartományban
arányos a
frekvenciával

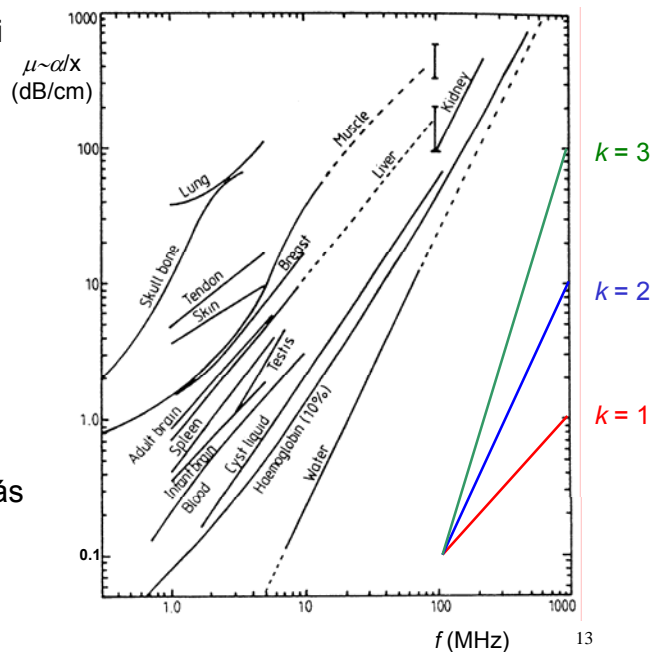
$$\mu \sim f^k, \quad k \sim 1(?)$$

$$\log \mu \sim k \log f$$

ha egyenest
kapunk, akkor jó a
hatványfüggvény
közelítés

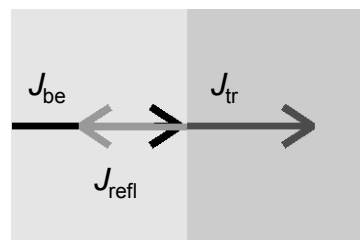
fajlagos csillapítás
lágy szövetre:

$$\frac{\alpha}{f x} \sim 1 \frac{\text{dB}}{\text{cm MHz}}$$



Közeg határán lejátszódó jelenségek

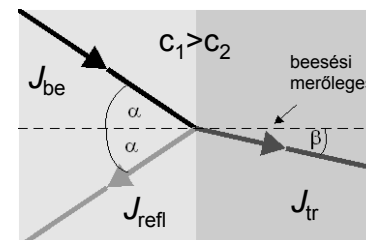
merőleges beesés



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

reflexió és transzmisszió

ferde beesés



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

Snellius-Descartes

Tkv. II.47. ábra

14

Reflexió (merőleges beesés)

reflexióképesség:

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

“teljes” visszaverődés:

$$Z_1 \ll Z_2, \quad R \approx 1$$

optimális csatolás:

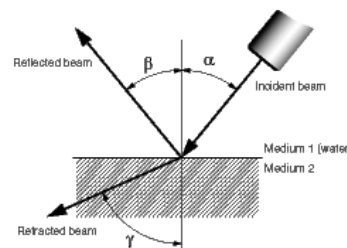
$$Z_{\text{csatoló}} \approx \sqrt{Z_{\text{forrás}} Z_{\text{bőr}}}$$



| határfelület | R |
|--------------------|-------|
| izom/vér | 0.001 |
| zsír/máj | 0.006 |
| zsír/izom | 0.01 |
| csont/izom | 0.41 |
| csont/zsír | 0.48 |
| lágy szövet/levegő | 0.99 |

15

Nem merőleges beesés

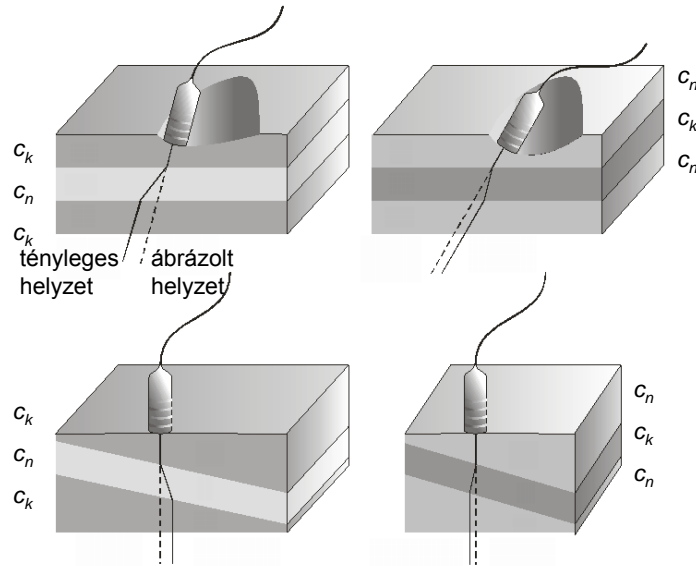


$$\text{Reflexion coefficient} = R = \left[\frac{Z_2 \cos \alpha - Z_1 \cos \gamma}{Z_2 \cos \alpha + Z_1 \cos \gamma} \right]^2$$

$$\text{Refraction coefficient} = D = \frac{4 Z_1 Z_2 \cos^2 \alpha}{(Z_2 \cos \alpha + Z_1 \cos \gamma)^2}$$

$$\text{Refraction angle} = \gamma = \arcsin \left(\frac{c_2 \sin \alpha}{c_1} \right)$$

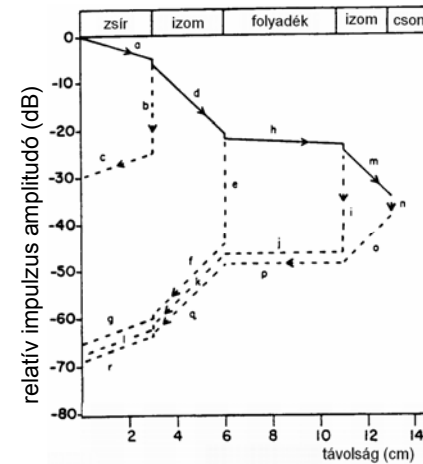
Ferde beesés ill. külső felülethez képest ferde helyzetű réteg



17

Tkv. 153.o.

Abszorpció és reflexió



minél később/ minél mélyebbről
érkezik vissza a reflexió, annál
gyengébb a reflektált intenzitás
visszaverődési idő függő erősítés

TGC: time gain compensation

DGC: depth gain control

| határfelület | R | $10\lg R$ (dB) | T | $10\lg T$ (dB) |
|--------------|-------|----------------|-------|----------------|
| zsír/izom | 0.01 | -20.0 | 0.990 | -0.044 |
| izom/vér | 0.001 | -30.0 | 0.999 | -0.004 |
| izom/csont | 0.41 | -3.9 | 0.590 | -2.291 |

18

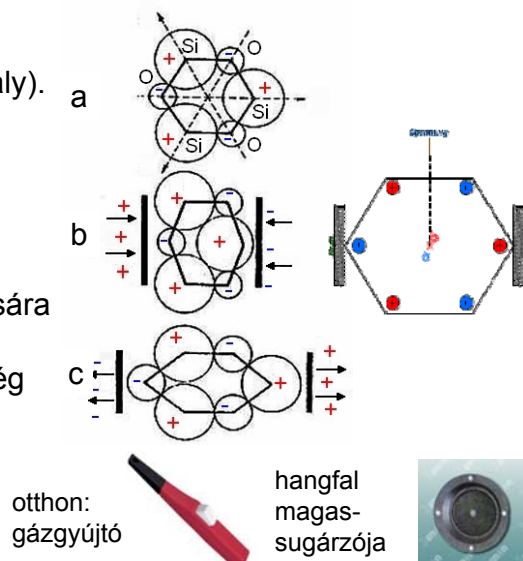
UH keltés. Piezoelektromos jelenség

UH keltés: inverz ~
UH detektálás: direkt ~

Elektromos jelforrás
(szinuszoszcillátor)+
transzducer (piezokristály).

(a) A pozitív és negatív
töltések súlypontja
egymásba esik.

(b) és (c) Nyomás hatására
a töltések súlypontja
szétválik, azaz feszültség
keletkezik (direkt ~) ill.
feszültség hatására a
kristály deformálódik
(inverz ~).



otthon:
gázgyújtó

hangfal
magas-
sugárzója



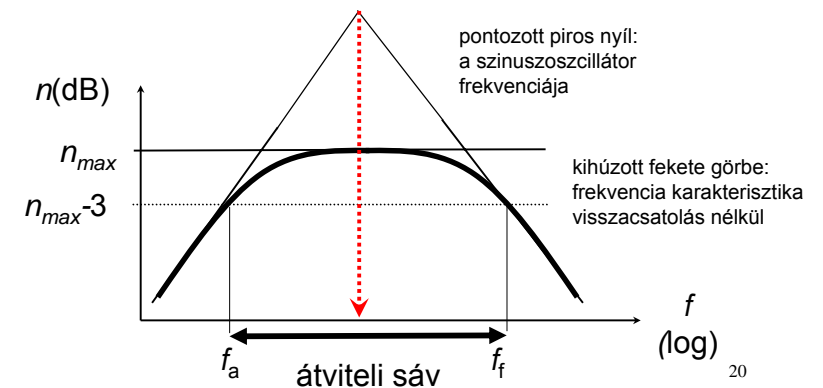
vö. Tkv. VIII.29. ábra

Elektromos jelforrás: szinuszoszcillátor

pozitív módon
visszacsatolt erősítő

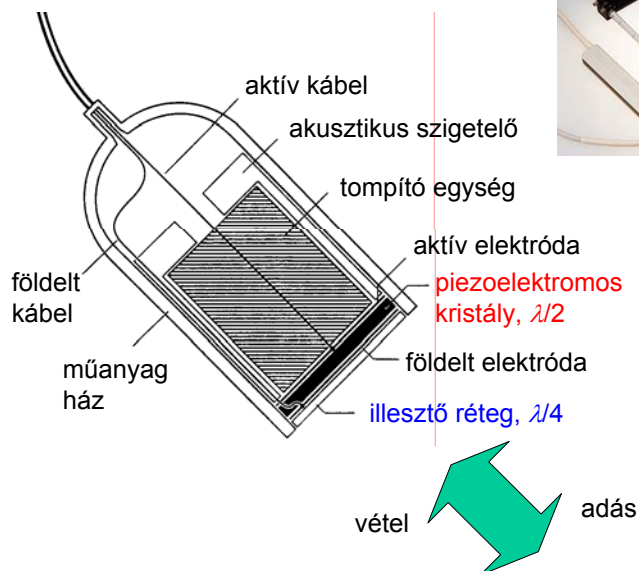
$$A_{U, \text{visszacsatolt}} = \frac{A_U}{1 - \beta A_U}$$

$\beta A_U = 1$, erősítés= „végtelen” ➡ szinuszoszcillátor
bemenő jel: nincs, kimenet: szinuszos feszültség



20

Az UH forrás felépítése

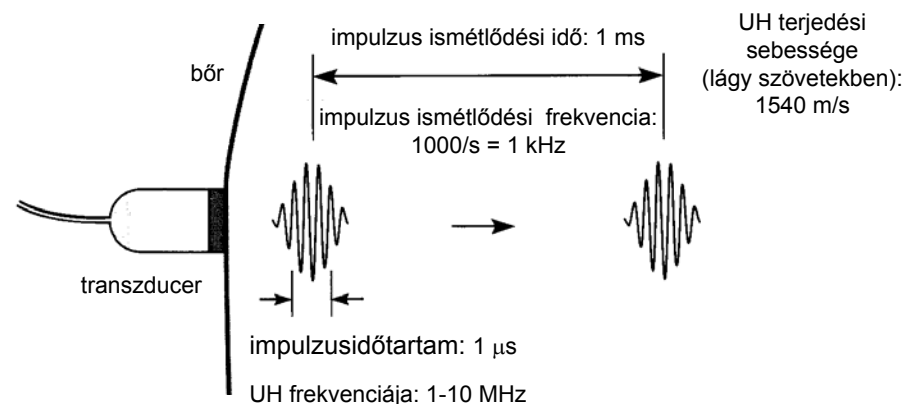


21

Az UH impulzusok jellemzői

transzducer: adó és vevő egyben

időbeli szétválasztás – folyamatos hullám helyett impulzusok



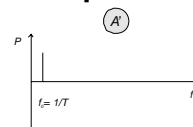
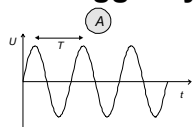
Tkv. VIII.32. ábra

22

Időfüggvény

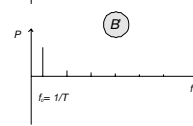
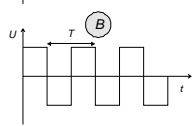
Spektrum

szinusz függvény



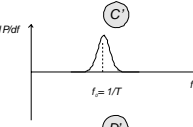
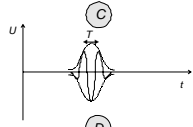
vonalas sp. (1 vonal)

periodikus függvény



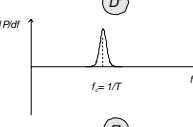
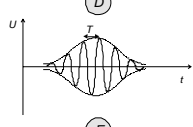
vonalas spektrum

egy pár periódus



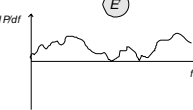
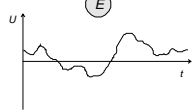
sávós spektrum

kicsit több periódus



sávós spektrum

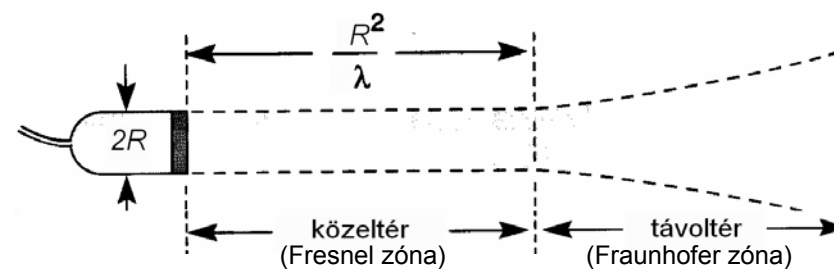
aperiodikus függvény



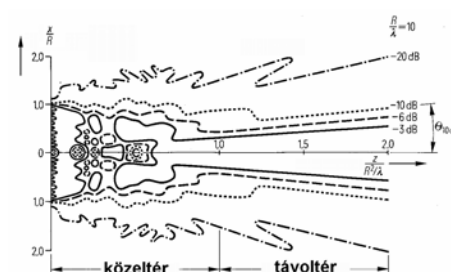
folytonos spektrum

23

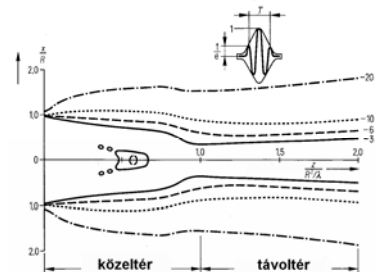
Az UH nyaláb kialakulása (egyszerűsített kép)

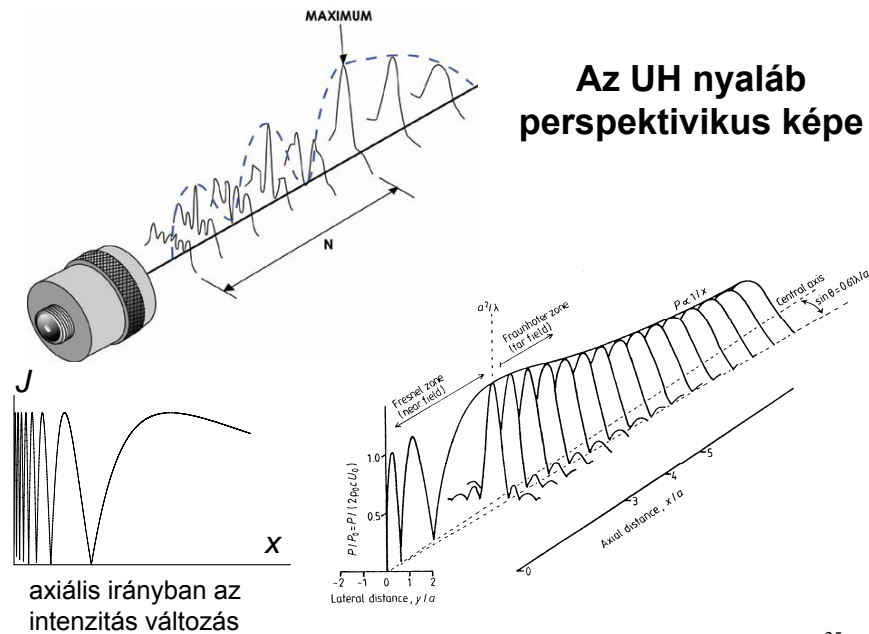


Nyalábforma folytonos sugárzó esetén



~ impulzus(üzemű) sugárzó esetén





vö. Tkv. 499.o.

25

Feloldási határ, feloldóképesség

A feloldási határt ama két pont közötti távolsággal jellemezhetjük, amelyeket az UH segítségével még különálló pontokként detektálhatunk (minél nagyobb az értéke, annál rosszabb a helyzet).

Felbontóképesség: a feloldási határ reciproka.

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

Az impulzushossz fordítottan arányos a frekvenciával.

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

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 |

26

Axiális feloldási határ

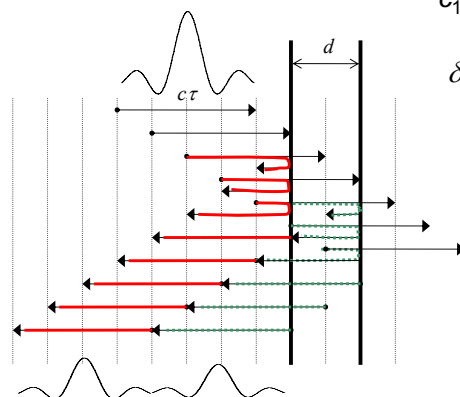
τ : impulzusidő

$c_1\tau \cong c_2\tau = c\tau$ impulzushossz

$\delta_{ax} = d = \frac{c\tau}{2}$ feloldási határ

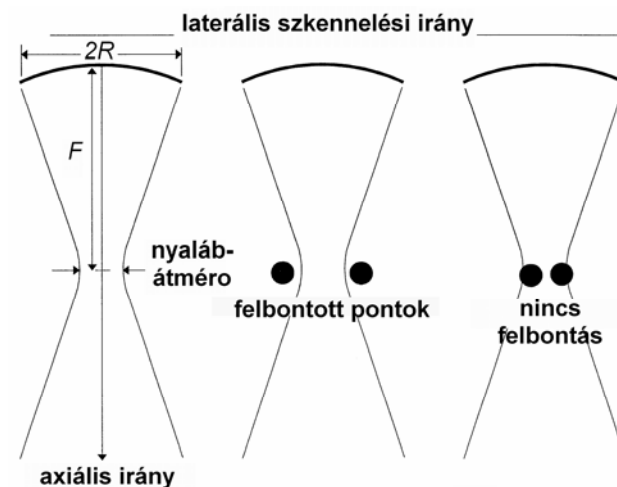
Az impulzushossz fele az axiális feloldási határa, mivel ekkor éppen érintik egymást az egymás mögötti helyekről induló echók.

$$\tau \sim T = \frac{1}{f}$$



27

Laterális feloldási határ

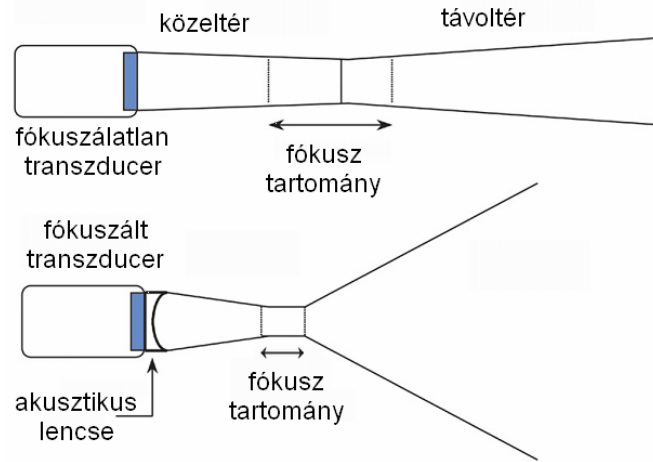


$$\delta_{lat} \sim \frac{F}{2R} \cdot \lambda$$

F : fókusztávolság
 $2R$: transzducer átmérő
 λ : hullámhossz

28

Fókuszálás

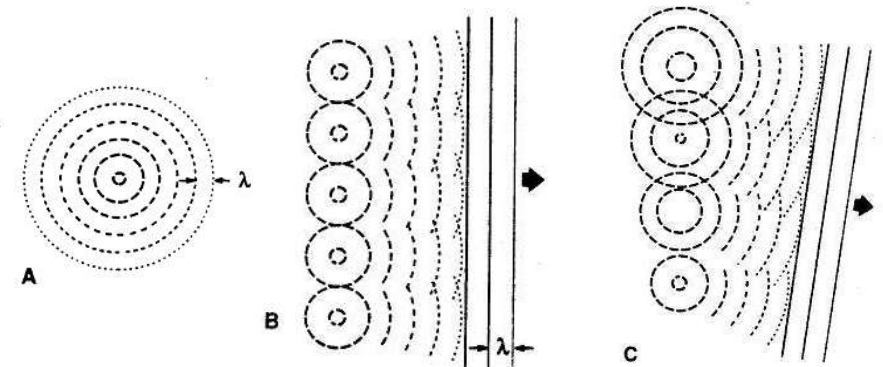


Fókuszáláskor a nyaláb divergenciája nő a távolterben és romlik a mélységélesség.

29

Vö. Tkv. 500.o. 1. ábra

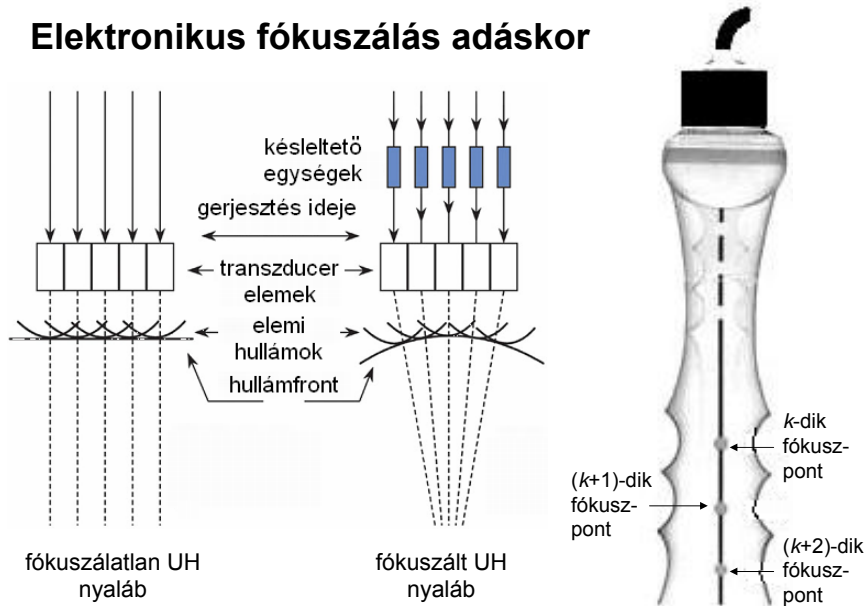
Huygens elv



A hullámfront minden pontja elemi hullámok kiindulópontjának tekinthető. Az új hullámfront ezen elemi hullámok burkológörbéje.

30

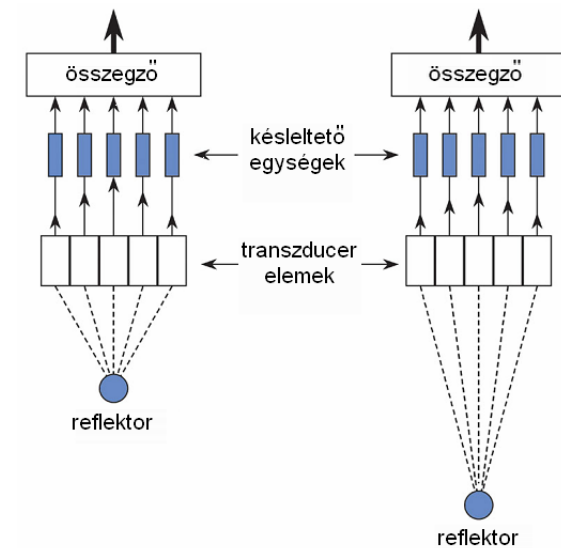
Elektronikus fókuszálás adáskor



31

vö. Tkv. 501.o. 2. ábra

Elektronikus fókuszálás vételkor

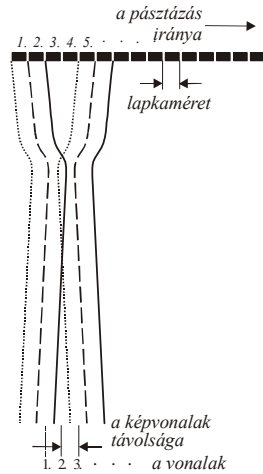


32

vö. Tkv. 501.o. 3. ábra

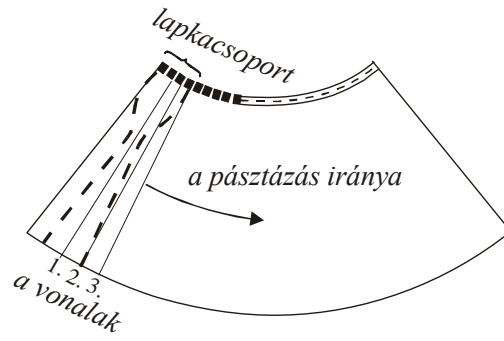
Pásztázás

sokelemes lineáris lapkacsoport
("linear array")

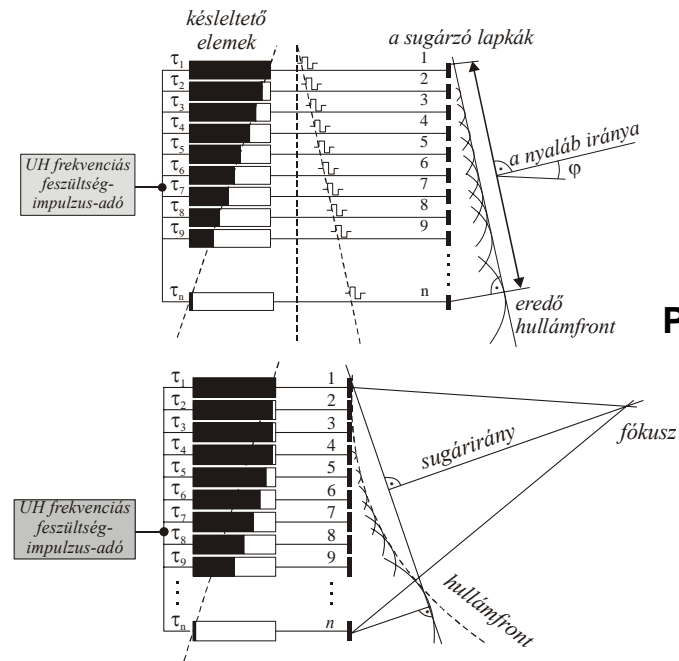


vö. Tkv. VII. 36-37. ábrák

sokelemes íves lapkacsoport
("curved array")



33

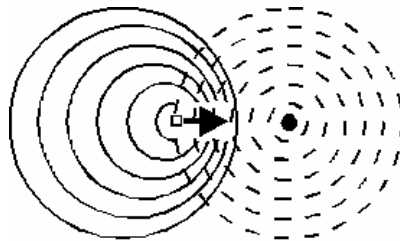
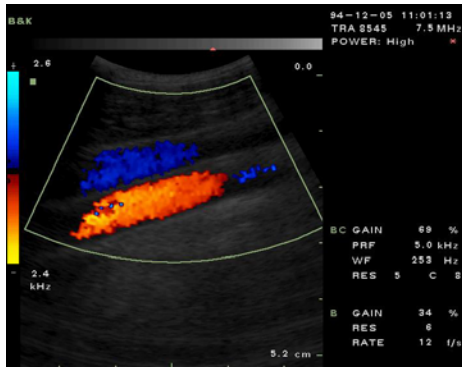


vö. Tkv. 507.o.

**Pásztázás és
fókuszálás**

34

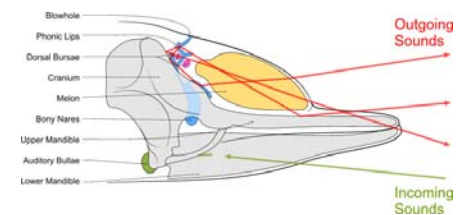
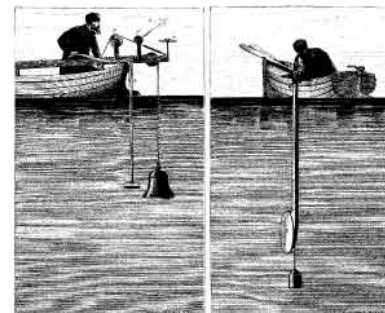
**Az ultrahangos képalkotás, A-, B- és M-képek.
Doppler-echo, színkódolás. UH terápia**



Echo elv

1794 Spallanzani:
denevérek tájékozódása

1822 Colladen megméri
a hang terjedési
sebességét

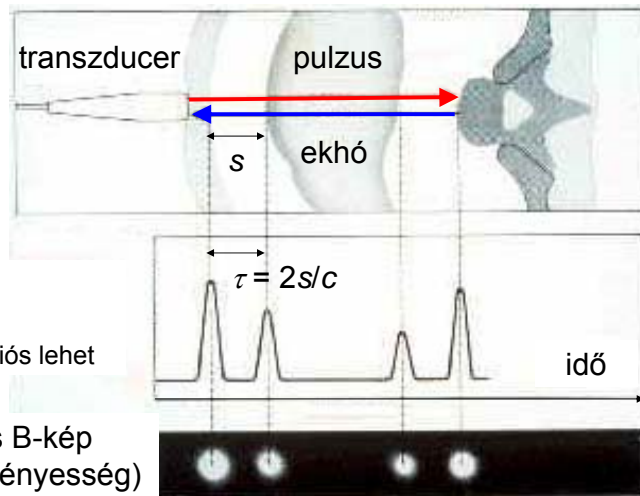


palackorrú delfin

36



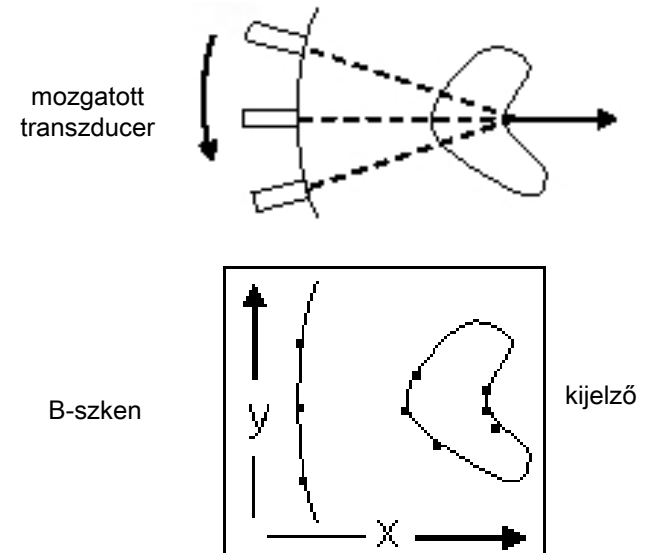
Echo elv, UH képek



37

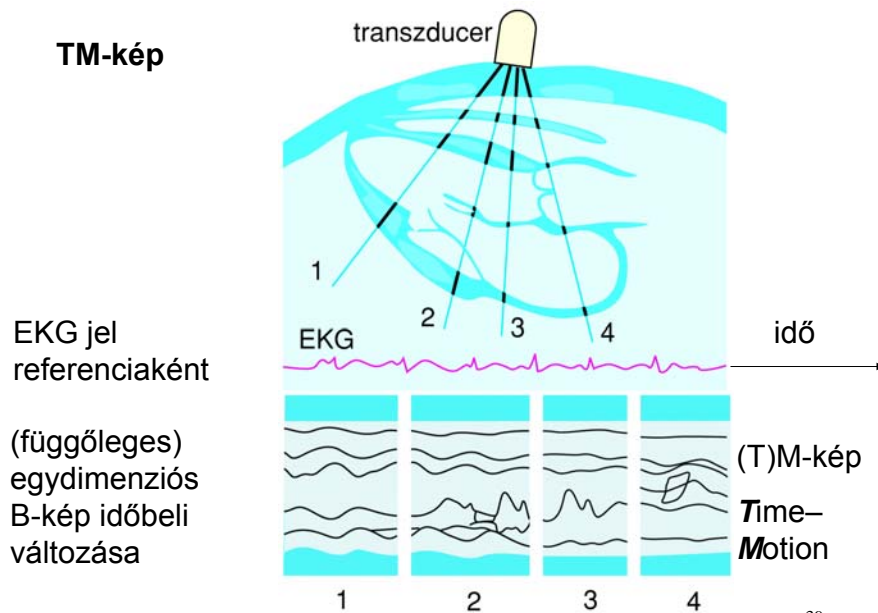
vö. Tkv. VIII.33. ábra

Kétdimenziós B-kép



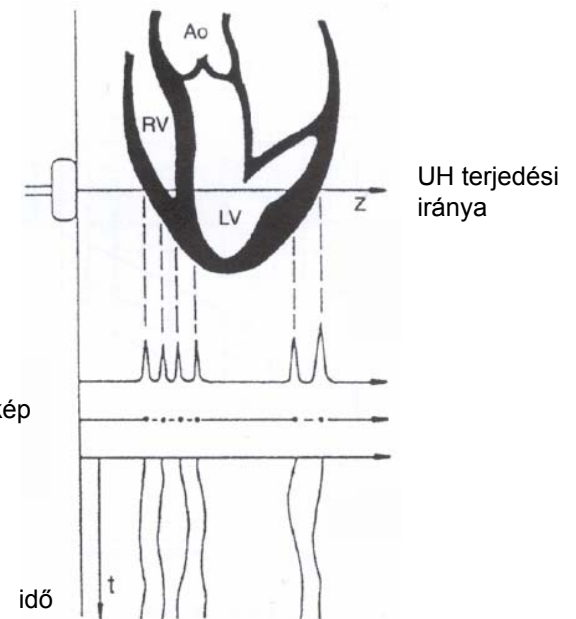
38

TM-kép



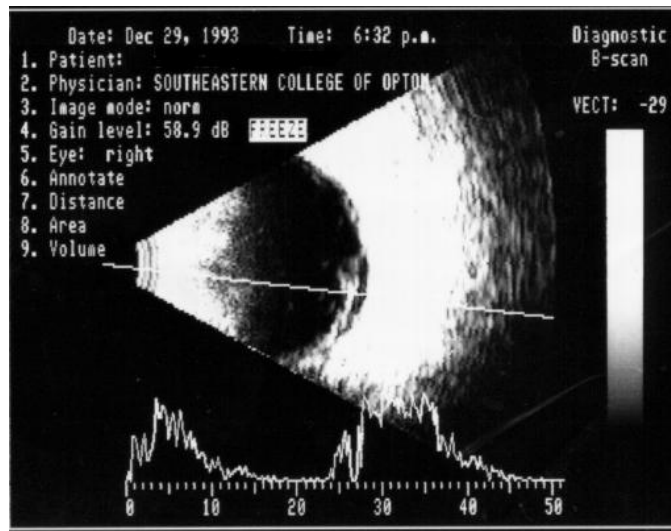
39

Tkv. VIII.34. ábra



40

Kétdimenziós B-kép és A-kép (szemészeti alkalmazás)



Terjedési
sebesség
figyelembe-
vétele
pontos
távolságok
meghatáro-
zására:

cornea:
1641 m/s

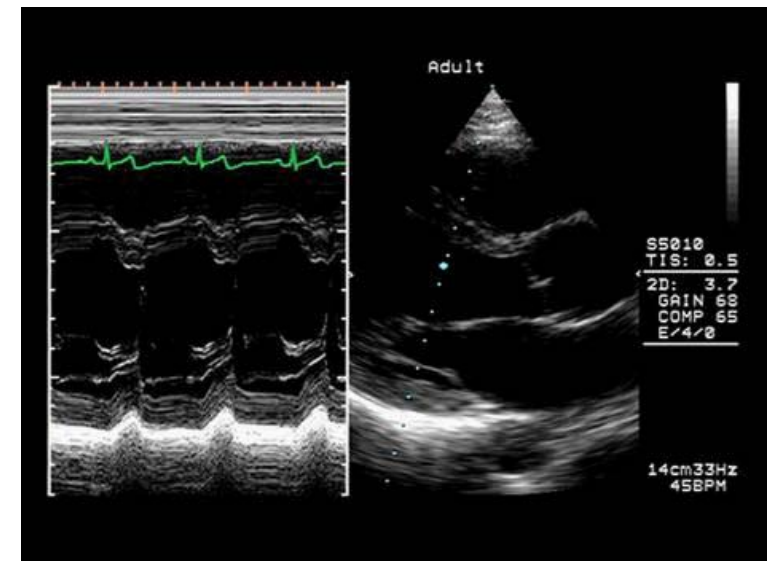
csarnokvíz:
1532 m/s

humán
szemlencse:
1641 m/s

üvegtest:
1532 m/s

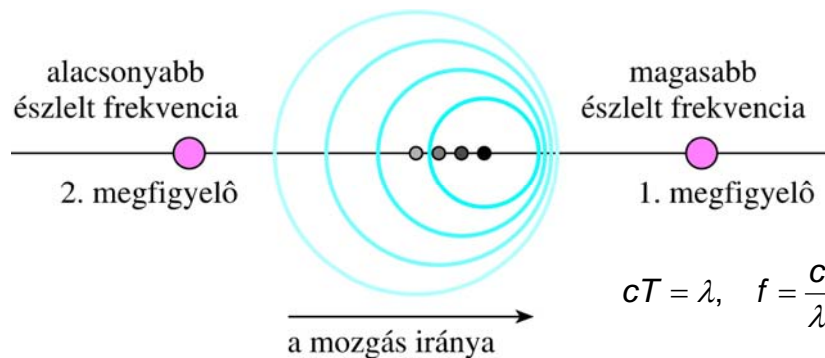
TM-kép

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)



43

- (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 $v_R \ll c$)

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

44

ha $v_i, v_R \ll c$ (i=M vagy F)

- átrendezésével
a frekvencia változás
(Doppler frekvencia, f_D)

$$\Delta f = f_D = \pm \frac{v_i}{c} f$$

- (d) átrendezésével
a frekvencia változás
(Doppler frekvencia, f_D)

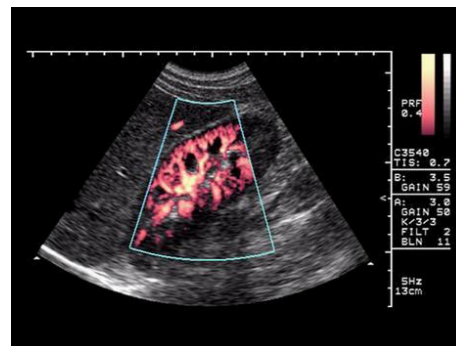
$$\Delta f = f_D = \pm 2 \frac{v_R}{c} f$$

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

45

Színkódolás

transzducer felé: meleg színek,
transzducertől elfelé: hideg színek



BART: Blue Away Red Towards

46

Vörösvértestek, mint szórócentumok. CW Doppler berendezés áramlási átlagsebesség mérésére

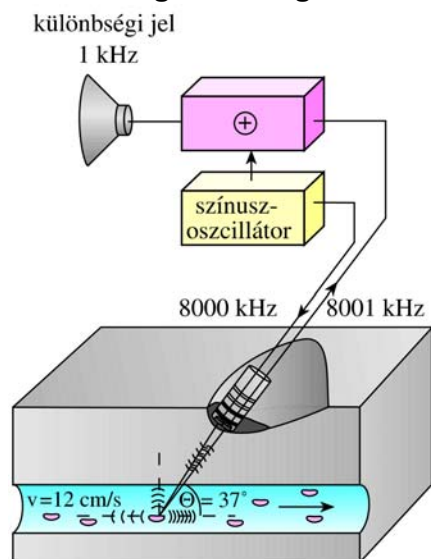
CW: folyamatos hullámú

adó és vevő különválasztva
(egymás mellett)

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

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

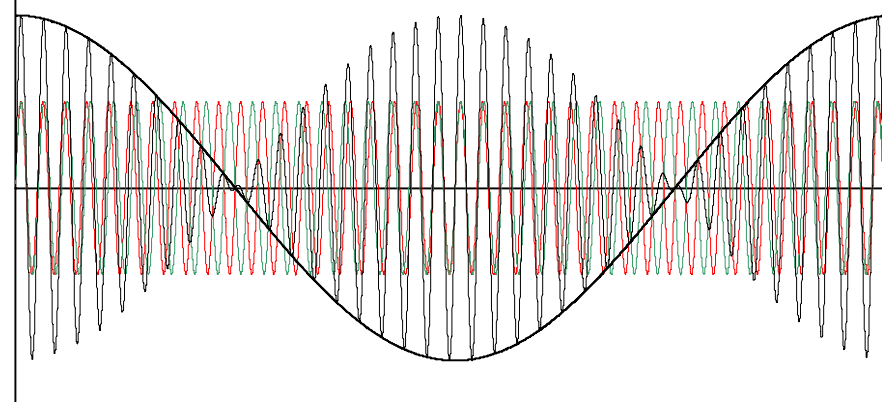
$\Rightarrow f_D = 1$ kHz
(lebegés jelensége)



Tkv. VIII.41. ábra

Lebegés

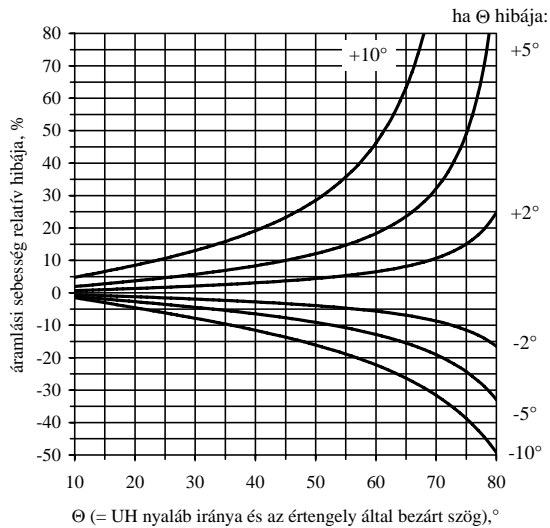
$f_{\text{piros}} \geq f_{\text{zöld}}$ a lebegés frekvenciája megegyezik az
interferáló jelek frekvenciájának különbségével



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

48

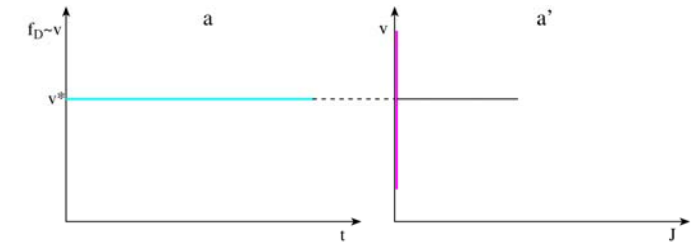
Az UH nyaláb-értengely szögének hibás mérése hogyan befolyásolja az ármalási sebesség hibáját



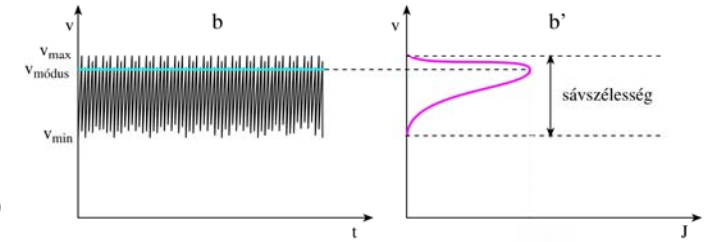
49

Doppler görbék

egy állandó
sebesség
(v^*)



egy
sebesség-
eloszlás
($v_{\text{módus}}$ -sal)



sebességeloszlás TM-képe

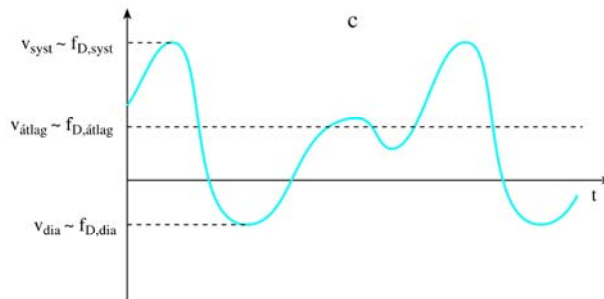
eloszlásfüggvény egy
időpillanatban

50

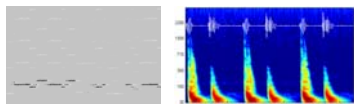
Tkv. VIII.42. ábra

Doppler görbék

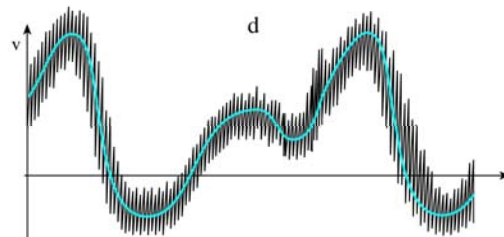
minden
időpillanatban egy
sebességgel
jellemezhető áramlás



minden időpillanatban egy
sebességeloszlással
jellemezhető áramlás



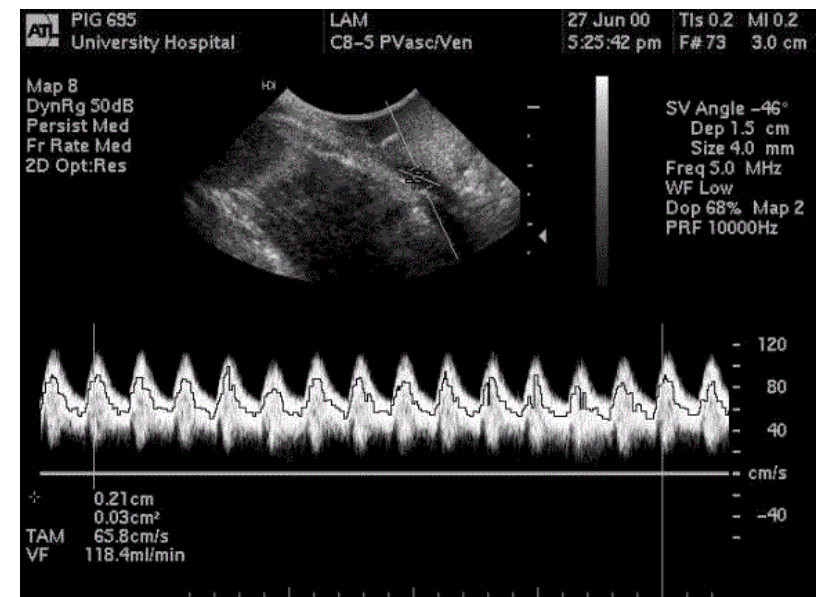
vő. zene/szívhangok
idő-fr. reprezentációban



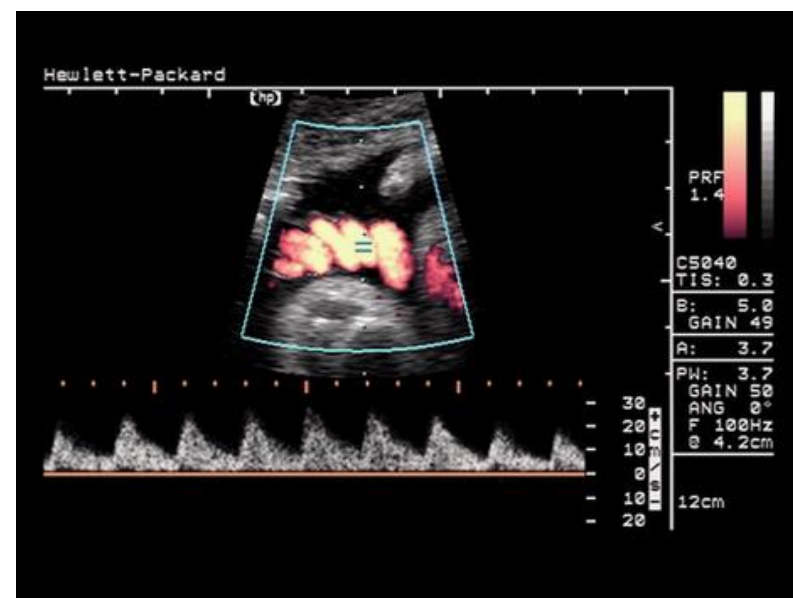
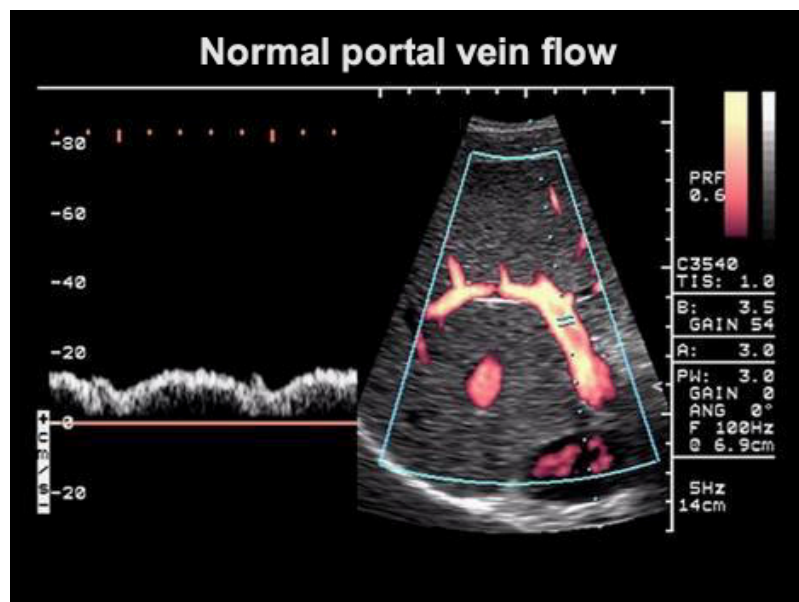
sebességeloszlás TM-képe

51

Tkv. VIII.42. ábra



52

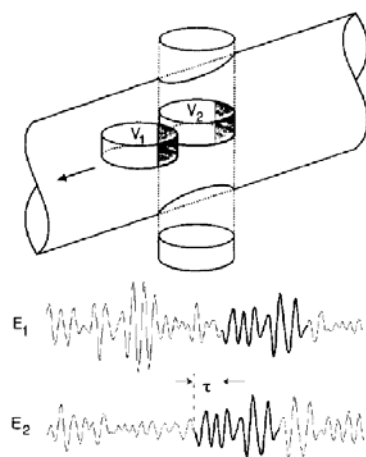


Időkorrelációs módszer (time domain correlation method, CVI)

Ha a reflektáló felület/szórócentrum mozog, akkor a detektált UH jel a helyet rögzítve időben változik.

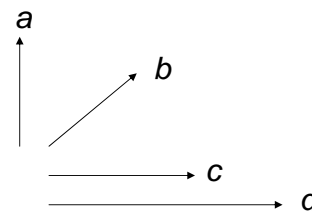
Hasonló mintázatú UH jelet észlelünk viszont kicsit távolabb (ahova a reflektáló felület/szórócentrum elmozdult).

Hogyan lehet, a függvény mintázatának hasonlóságát kezelni?



Digitalizált jelek esetén a probléma megfelel két vektor összehasonlításának.

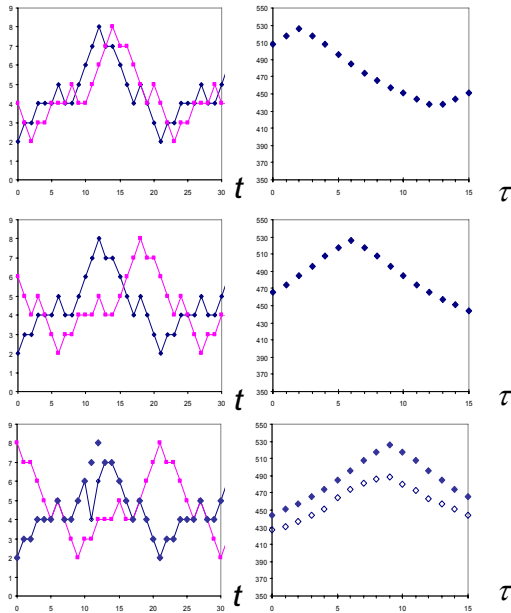
Két vektor akkor hasonlít legjobban egymásra, ha az irányuk azonos (**c** és **d**) és ha a hosszuk egyforma. Legjobban akkor különböznek, ha merőlegesek egymásra (**a** és **c** vagy **d**). A két vektor skaláris szorzata pontosan ezzel a tulajdonsággal rendelkezik.



$f = g$: autokorreláció, $f \neq g$: keresztkorreláció

| a korrelációs függvény változója | a korrelációs függvény értéke (skaláris szorzat) |
|----------------------------------|--------------------------------------------------|
| 0 | $\sum_i f_i g_i$ |
| 1 | $\sum_i f_i g_{i+1}$ |
| 2 | $\sum_i f_i g_{i+2}$ |
| k | $\sum_i f_i g_{i+k}$ |

időfüggvény korrelációs függvény



$$f_{\text{kék}}(t) = f_{\text{rózsa}}(t + \tau^*)$$

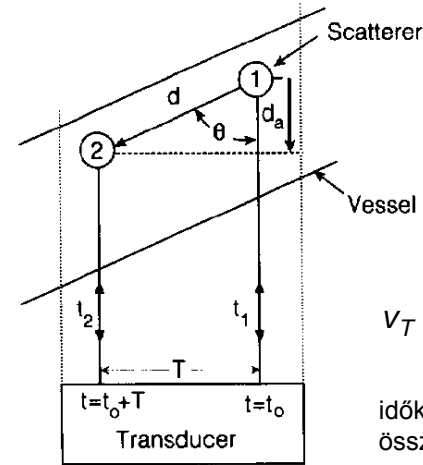
$$\tau^* = 2 \text{ e.}$$

$$\tau^* = 6 \text{ e.}$$

$$\tau^* = 9 \text{ e.}$$

$$f_{\text{üres}}(t) \cong f_{\text{kék}}(t)$$

57



$$d_a = \frac{(t_1 - t_2)c}{2}$$

$$d = \frac{(t_1 - t_2)c}{2 \cos \theta}$$

$$v_T = \frac{(t_1 - t_2)c}{2T \cos \theta}$$

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

időkorrelációs
összefüggés

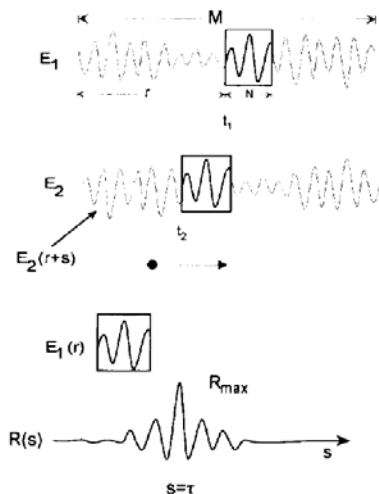
v.ö.: Doppler
módszer

T : pulzus
ismétlődési idő

f : UH frekvencia

IEEE TRANSACTIONS ON ULTRASONICS, FERROELECTRICS, AND FREQUENCY CONTROL, VOL. 40, NO. 6, NOVEMBER 1993

58

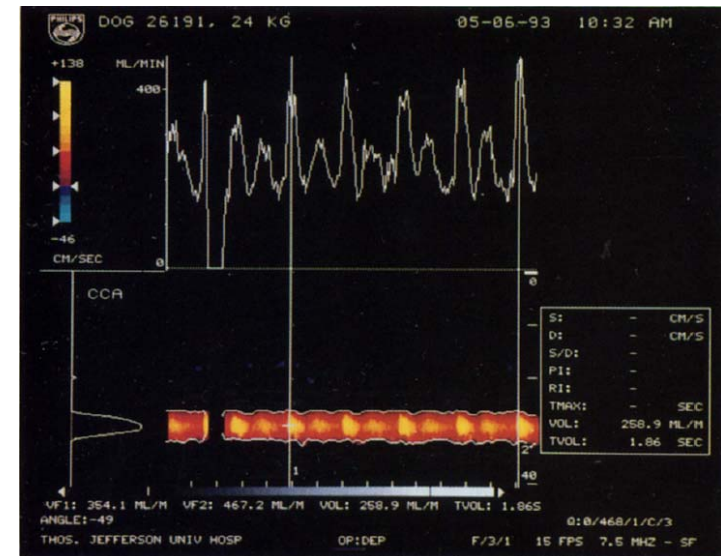


egy N szélességű ablak
kitüntetése (kivétele) az E_1
echo jelből

ennek korreláltatása az E_2
echo jellel

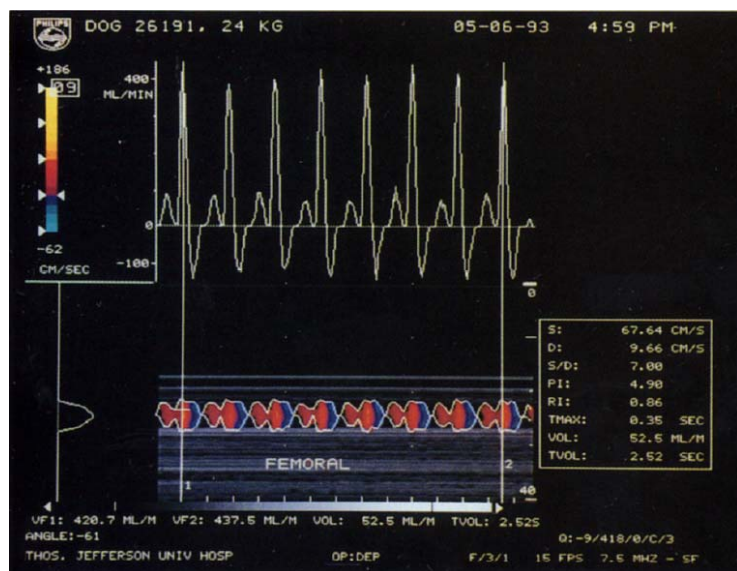
ahol a korrelációs
függvénynek maximuma
van: τ

59



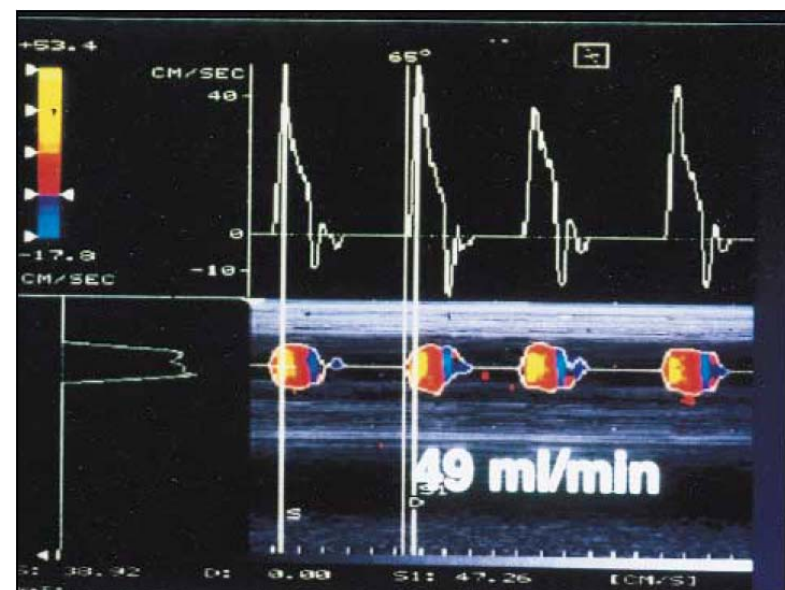
Ultrasound in Med. & Biol., Vol. 21, No. 8, pp. 1037-1045, 1995

60



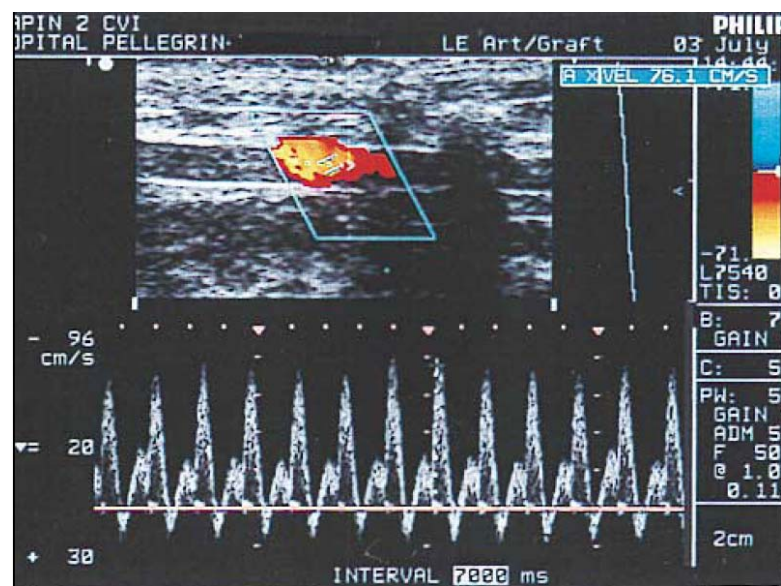
Ultrasound in Med. & Biol., Vol. 21, No. 8, pp. 1037-1045, 1995

61



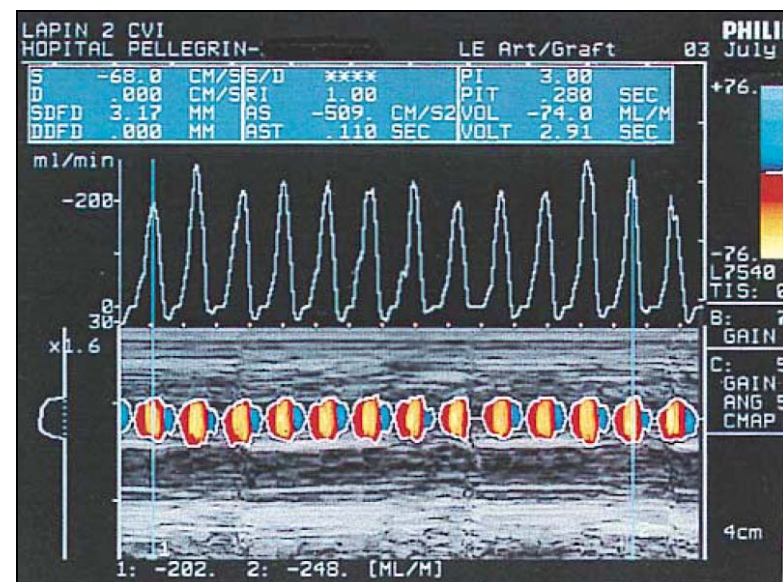
J Ultrasound Med 17:759-763, 1998

62



J Ultrasound Med 19:171-176, 2000

63



J Ultrasound Med 19:171-176, 2000

64

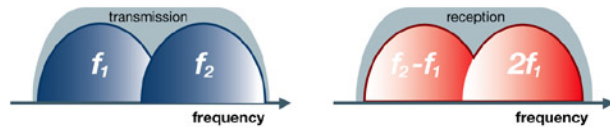
Speciális módszerek

Principle:

- Simultaneous transmission of 2 pulses at different frequencies
- Reception of signals at harmonic and differential frequencies
- Cancellation of fundamental signals using Pulse Subtraction

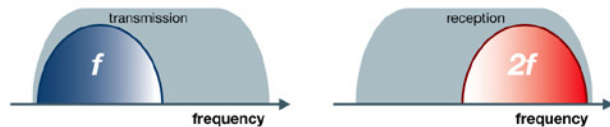
Toshiba

Differential Tissue Harmonic Imaging



All Other Tissue Harmonic Imaging Methods

Philips



65

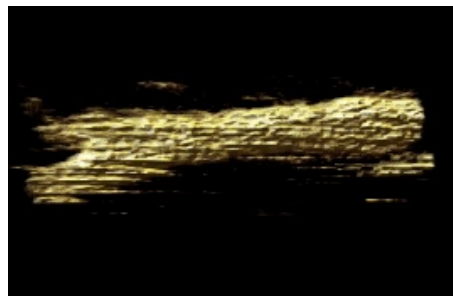
Magzat arcfelületének rekonstrukciója



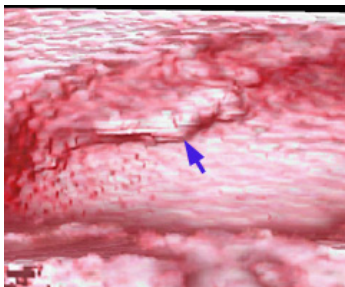
66

3D rekonstrukció

nyaki verőér



húgyhólyag



Intenzitás

diagnosztika:

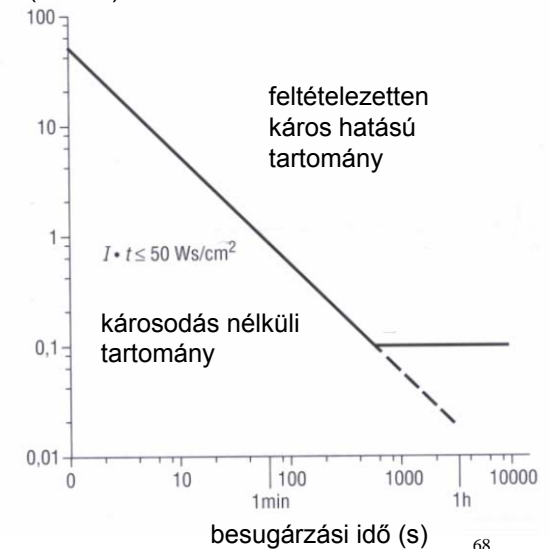
$$10 \text{ mW/cm}^2 = 100 \text{ W/m}^2$$

vő. fájdalomküszöb: 10 W/m^2

terápia: 1 W/cm^2

spatial average temporal average (SATA) intensity;
spatial peak temporal peak (SPTP) intensity;
spatial peak temporal average (SPTA) intensity;
spatial peak pulse average (SPPA) intensity;
spatial average pulse average (SAPA) intensity

intenzitás
(W/cm^2)



68

UH terápia

mechanikai és/vagy hőhatás

kis intenzitás: mikromasszázs

nagy intenzitás: roncsoló hatás

sejtállományt fenntartó kötőerők legyőzése
(szabad gyökök, H_2O_2 , DNS lánctörések)

hipertermiás kezelés

abszorpció – hővé alakul az energia

kavitáció (üregesedés)

fogászat: fogköeltávolítás (20-40 kHz)

rezgő fémcsőcs közvetlenül adja át a rezgési energiát a fogkőnek

tisztítás: pl. festéklézer spriccelő, mosógép(?)

példa:

1 MHz, 1 W/cm²
izomban 200 kPa a Δp (!)
-100 és +300 kPa között
változik a p

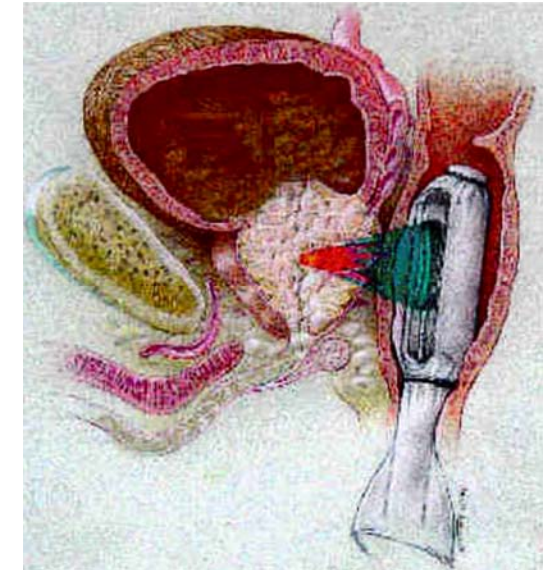
69

HIFU- terápia (High Intensity Focussed Ultrasound)

az UH
fókuszálásával
kavitáció és helyi
melegedés

sejtpusztító hatás
csak a fókusz-
pontban

prosztatadaganat
kezelése a végbélbe
helyezett forrással



Tkv. IX.27. ábra

Lökéshullám terápia (nem UH!) ESWL (Extracorporeal Shockwave Lithotripsy)

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

kb. 20 kV-os kondenzátor
víz alatti elektródapáron
kisütve

nyomásimpulzus
keletkezik ráfókuszálva a
kő helyére (ellipszis, 2
fókusz)

röntgen és/vagy UH
egyidejű követés

