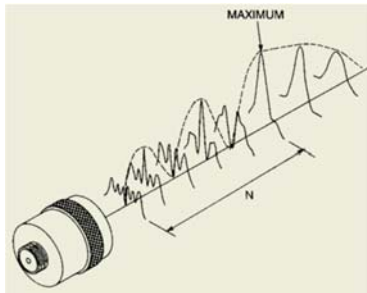
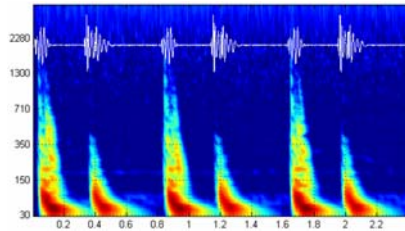


Ultrahangos képalkotó módszerek



KAD 2015.09.23

Hang: mechanikai hullám (modell)

síp

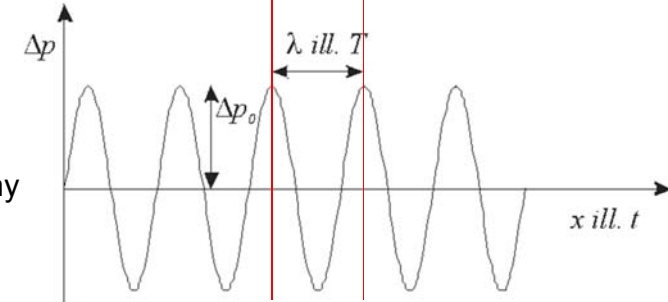


rugó



térbeli és
időbeli
periodicitás

függvény



2



longitudinális hullám
(gázokban és folyadékok
belsejében csak ilyen)



transzverzális hullám

hidrosztatikai nyomás + nyomásváltozás,
hangnyomás

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

nyomás DC + AC amplitúdó fázis

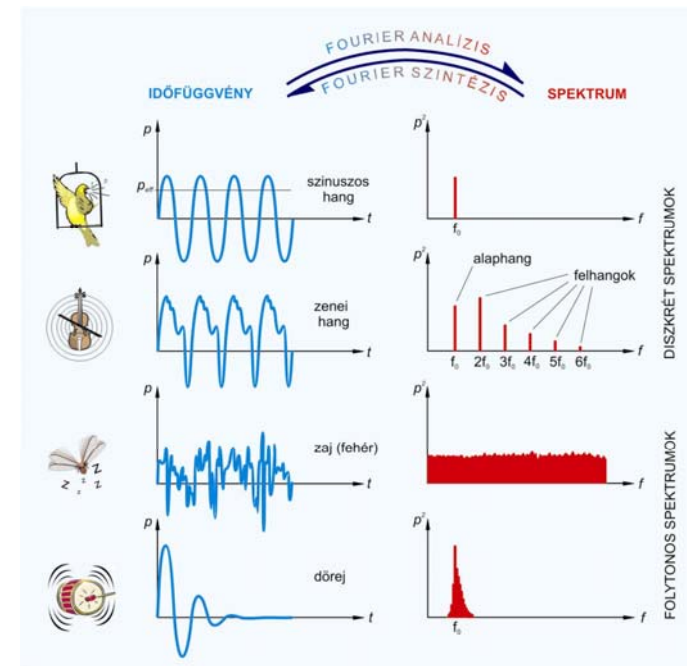
$$\Delta p(t, x) = \Delta p_{\text{max}} \sin \left[2\pi \left(\frac{t}{T} - \frac{x}{\lambda} \right) \right]$$

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



3

Tkv. II.45. ábra.



hangmagasság:
alaphang
frekvenciája

hangszín:
felhangok aránya
(spektrum)

4

Tkv. IV.23. ábra.

A log-log plot showing sound intensity (W/m²) on the y-axis (from 10⁻¹⁴ to 10⁶) versus frequency (Hz) on the x-axis (from 100 mHz to 100 MHz). The plot is divided into several color-coded regions:

- INFRAHANGOK** (green, 100 mHz to 10 Hz): Includes **RENGÉSEK** (seismic waves) and **SZÍVHANGOK** (heart sounds).
- HALLÁS** (yellow, 10 Hz to 10 kHz): The range of human hearing. It contains a yellow oval labeled **NEVE** (speech) and a blue oval labeled **HALLÁS** (hearing). Below this is the **C SEND** (silence) region.
- DISZKOMFORT** (orange, 10 Hz to 10 kHz): The range of sound that is uncomfortable.
- FÁJDALOMI** (red, 10 Hz to 10 kHz): The range of sound that is painful.
- SZUPERHANGOK** (orange, 10 kHz to 100 MHz): Includes **turbinás fogfűró** (turbo drill) and **ULTRAHANG DIAGNOSZTIKA, TERÁPIA** (ultrasound diagnostics and therapy).
- HYPERHANGOK** (blue, 100 MHz to 100 GHz): Includes **LÖKÉSHULLÁM TERÁPIA** (shock wave therapy).

 The x-axis also shows corresponding wavelengths (hullámhossz) in meters (m), millimeters (mm), and micrometers (μm). An upward arrow indicates increasing intensity.

kompresszibilitás
relatív térfogat csökkenés
per nyomás

terjedési **sebesség**

akusztikus impedancia/
akusztikus ellenállás/
akusztikus keménység
(definíció)

akusztikus impedancia
(hasznos alak)

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

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

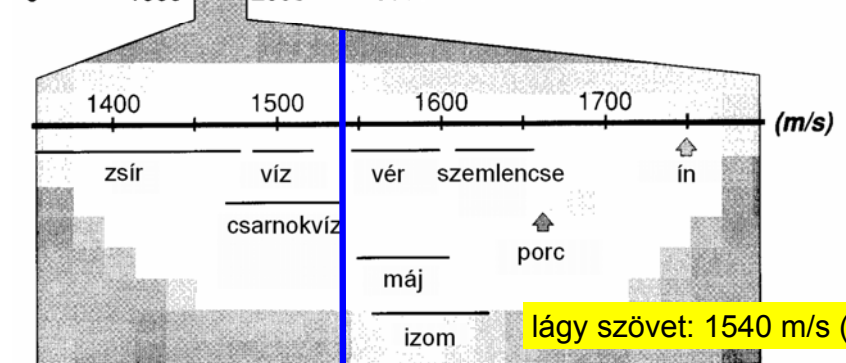
$$\rho y_{\max} \omega^2 \sin \left[\omega \left(t - \frac{x}{c} \right) \right] = \frac{\Delta p}{\Delta x}$$

$$p_{\max} = \rho y_{\max} \omega C = \rho V_{\max} C$$

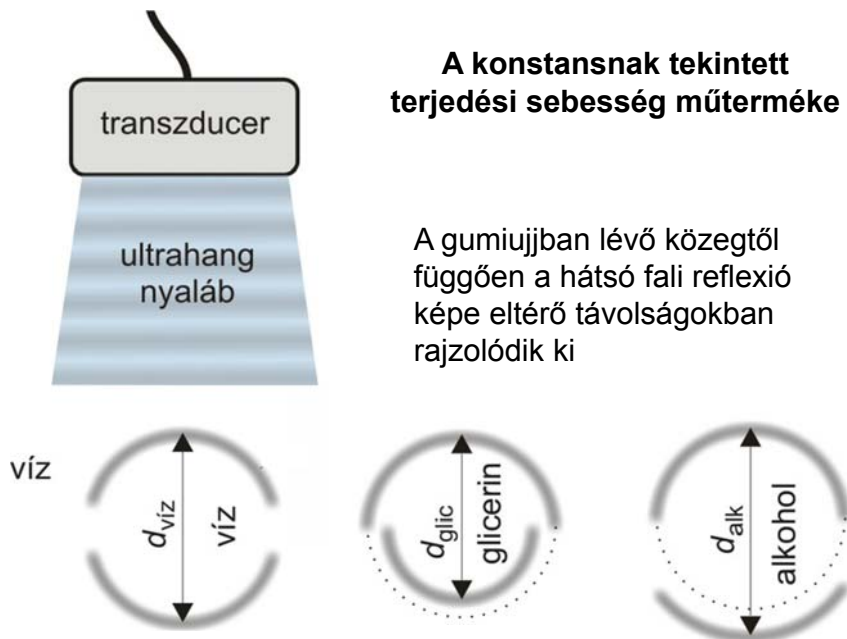
$$\rho a = -\frac{\Delta p}{\Delta x}$$

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

↓ tűdő epekő csont üveg acél
 0 1000 2000 3000 4000 5000 6000 (m/s)



vö. Tkv. II.4. táblázat



gyakorlati jegyzet, 15. ábra

A gumiujjban lévő közegtől függően a hátsó fal reflexió képe eltérő távolságokban rajzolódik ki

Az ultrahang intenzitása

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

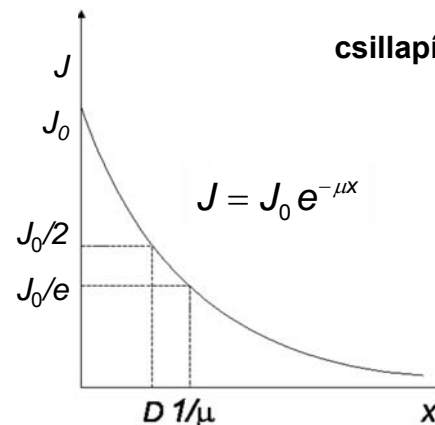
intenzitás =

energia-áram sűrűség

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

elektromos analógia

Intenzitásgyengülés terjedés közben (abszorpció)



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

$\alpha = 10 \cdot \mu \cdot x \cdot \lg e$ dB

μ a diagnosztikai frekvencia tartományban arányos a frekvenciával

fajlagos csillapítás: $\frac{\alpha}{f \cdot x}$

10

μ a diagnosztikai frekvencia tartományban arányos a frekvenciával

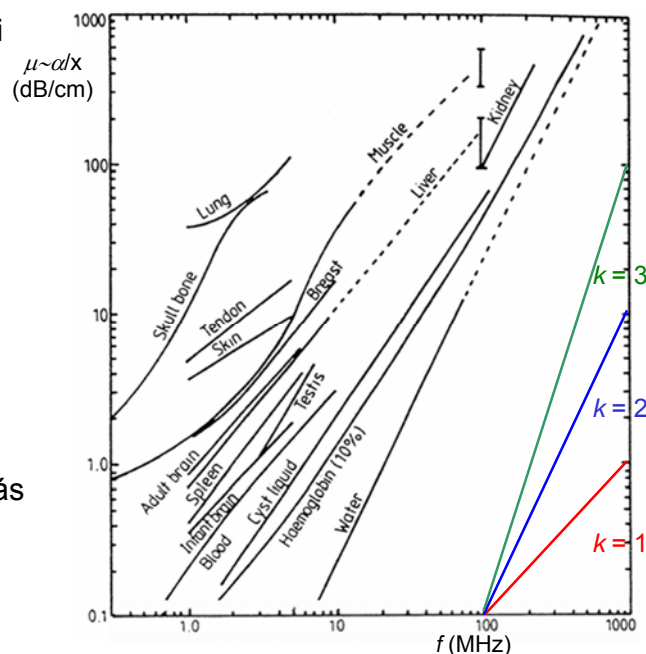
$\mu \sim f^k, \quad k \sim 1(?)$

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

ha egyenest kapunk, akkor jó a hatványfüggvény közelítés

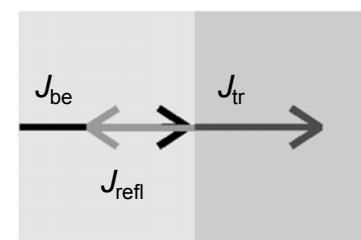
fajlagos csillapítás lágy szövetre:

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



Közeg határán lejátszódó jelenségek

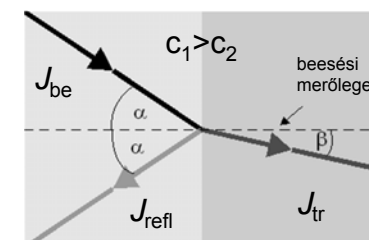
merőleges beesés



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

reflexió és transzmisszió

ferde beesés



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

Snellius-Descartes

Reflexió (merőleges beesés)

reflexióképesség:

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

határfelület	R
izom/vér	0.001
zsír/máj	0.006
zsír/izom	0.01
csont/izom	0.41
csont/zsír	0.48
lágyszövet/levegő	0.99

“teljes” visszaverődés:

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

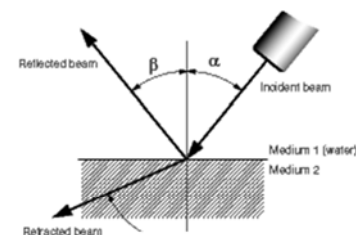
optimális csatolás:

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



13

Kiegészítés érdeklődőknek



Nem merőleges beesés

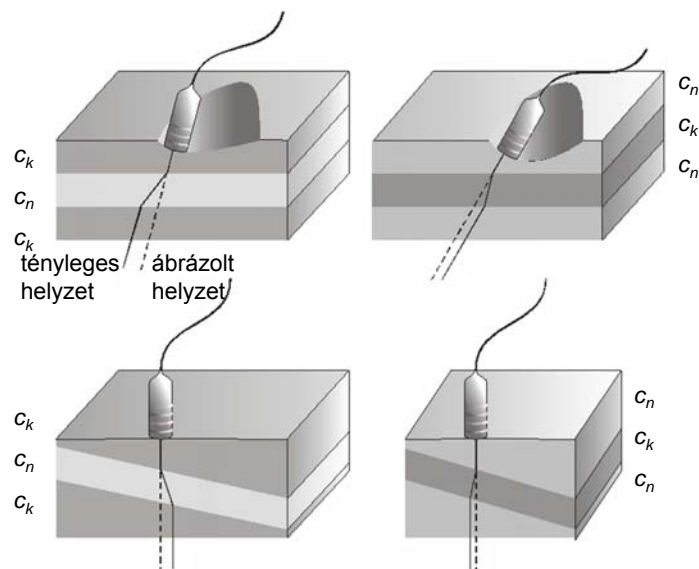
$$\text{Reflexion coefficient} = R = \left[\frac{Z_2 \cos \alpha - Z_1 \cos \gamma}{Z_2 \cos \alpha + Z_1 \cos \gamma} \right]^2$$

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

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

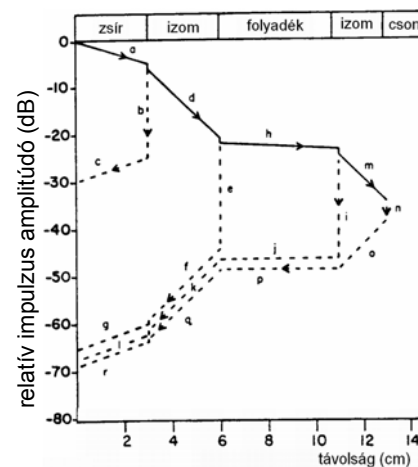
14

Ferde beesés ill. külső felülethez képest ferde helyzetű réteg



15

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	10lgR (dB)	T	10lgT (dB)
zsír/izom	0.01	-20.0	0.990	-0.044
izom/vér	0.001	-30.0	0.999	-0.004
izom/cson	0.41	-3.9	0.590	-2.291

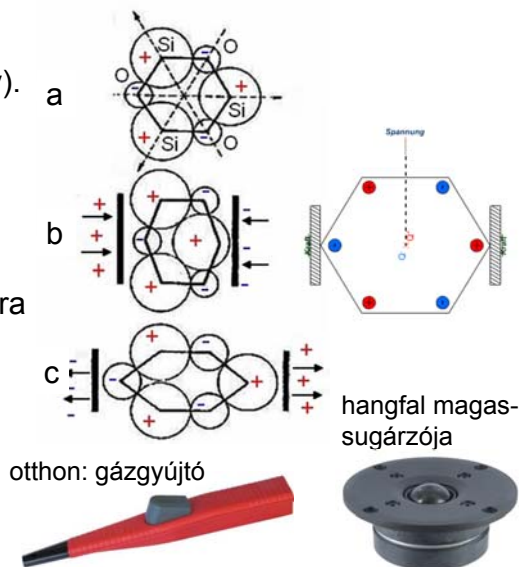
16

UH keltés. Piezoelektromos jelenség

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 ~).



UH keltés: inverz ~
UH detektálás: direkt ~

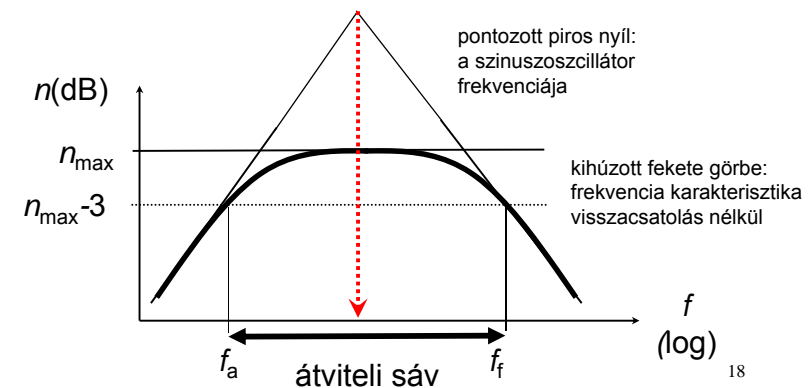
vö. Tkv. VIII.29. ábra

Elektromos jelforrás: szinuszoszcillátor

pozitív módon
visszacsatolt erősítő

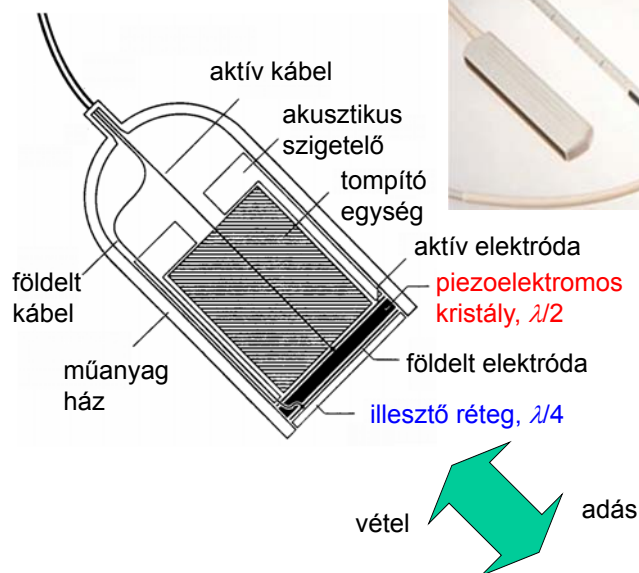
$$A_{U, \text{visszacsatolt}} = \frac{A_U}{1 - \beta A_U}$$

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



18

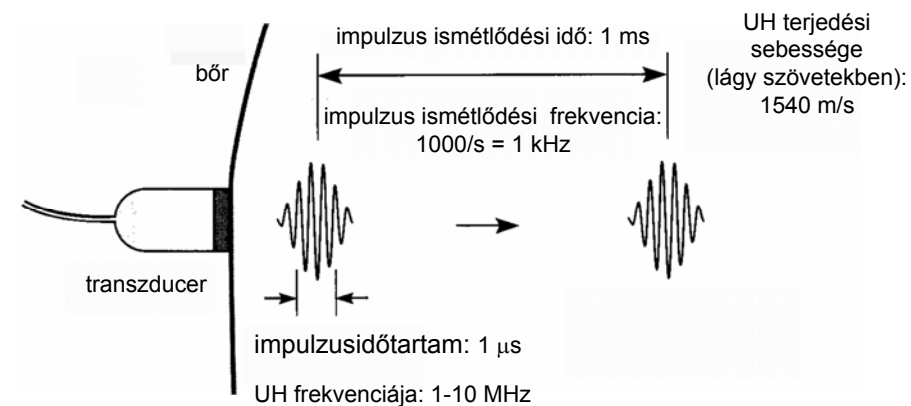
Az UH forrás felépítése



19

Az UH impulzusok jellemzői

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



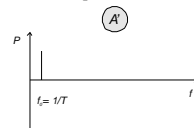
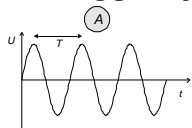
Tkv. VIII.32. ábra

20

Időfüggvény

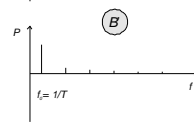
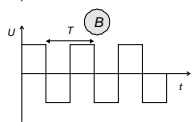
Spektrum

szinusz
függvény



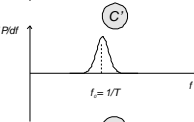
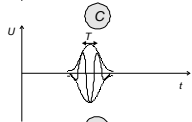
vonalas sp. (1 vonal)

periodikus
függvény



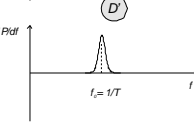
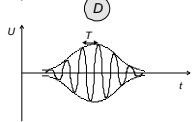
vonalas spektrum

egy pár
periódus



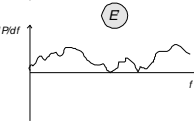
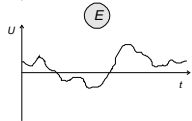
sávós spektrum

kicsit több
periódus



sávós spektrum

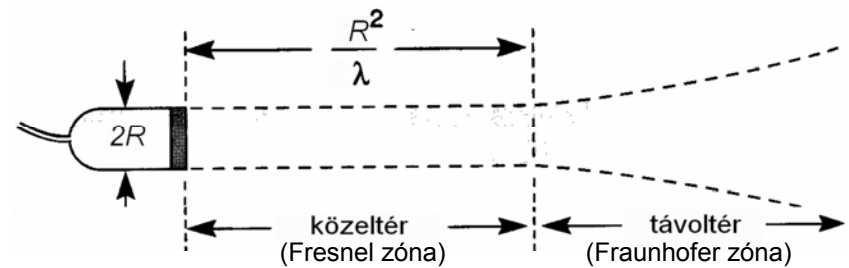
aperiodikus
függvény



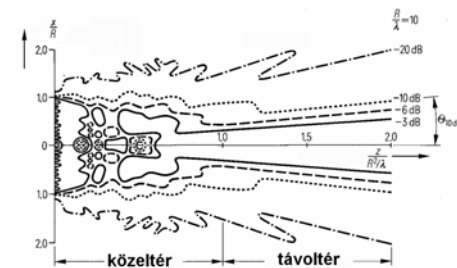
folytonos spektrum

21

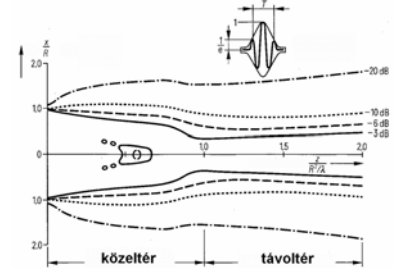
Az UH nyaláb kialakulása (egyszerűsített kép)



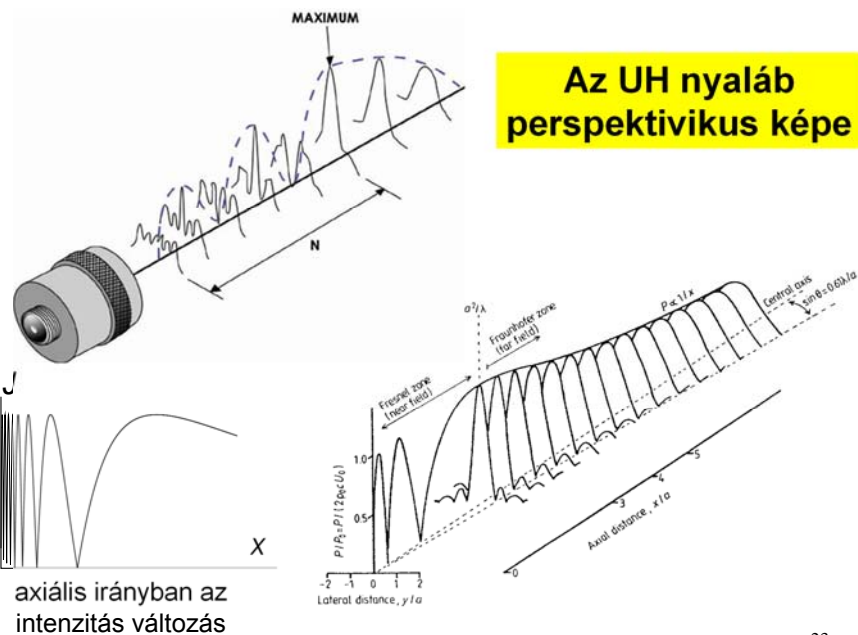
Nyalábforma folytonos sugárzó esetén



~ impulzus(üzemű) sugárzó esetén



Az UH nyaláb perspektivikus képe



23

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 nyalábtér mérete 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

24

Axiális feloldási határ

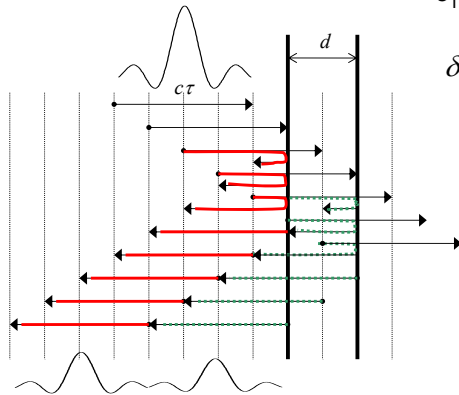
τ : impulzusidő

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

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

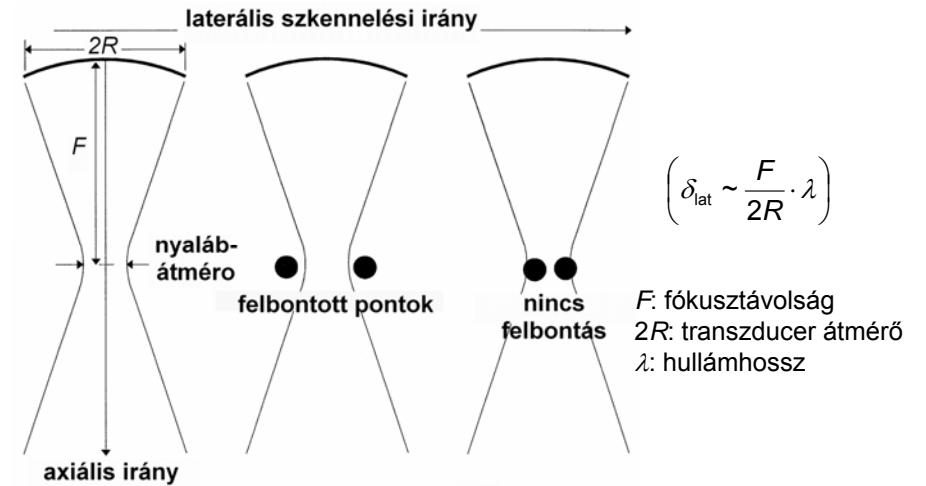
Az impulzushossz fele az axiális feloldás határa, mivel ekkor éppen érintik egymást az egymás mögötti helyekről induló echók.

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



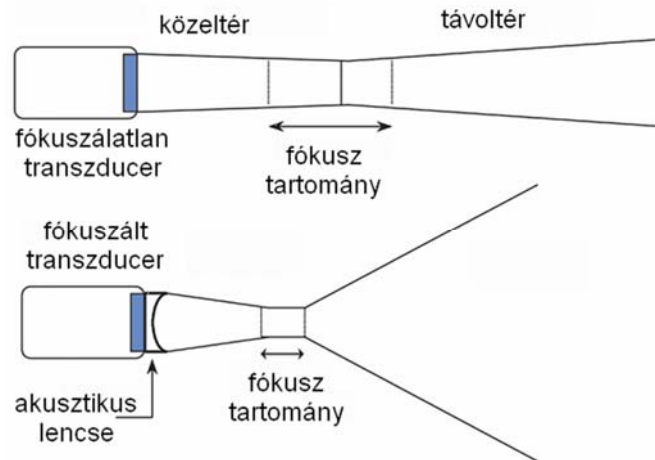
25

Laterális feloldási határ



26

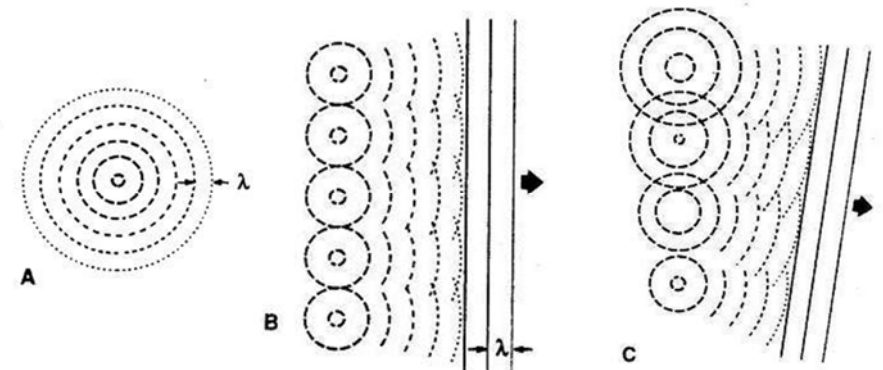
Fókuszálás



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

27

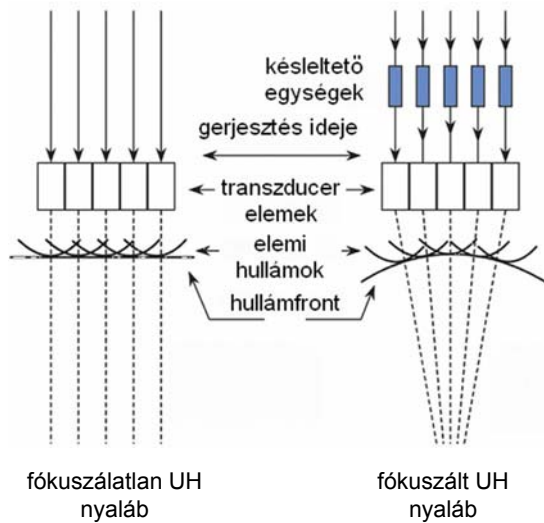
Huygens elv



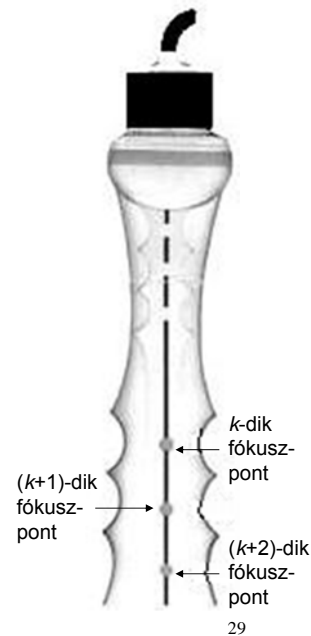
A hullámfront minden pontja elemi hullámok kiindulópontjának tekinthető. Az új hullámfront ezen elemi hullámok burkológörbéje.

28

Elektronikus fókuszálás



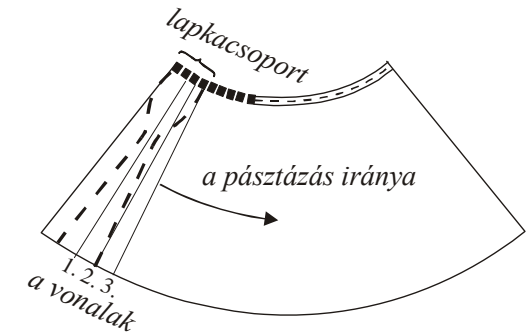
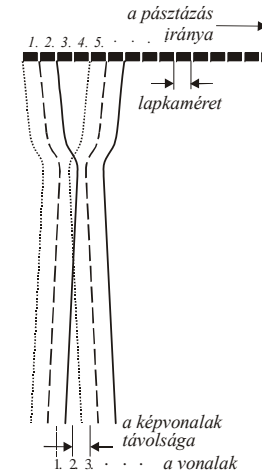
vö. Tkv. 501.o. 2. ábra



Pásztázás

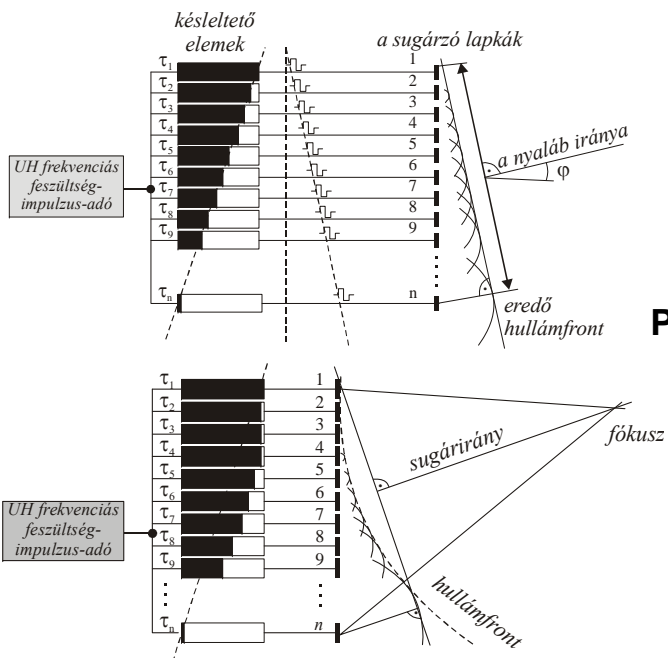
sokelemes lineáris lapkacsoport
("linear array")

sokelemes íves lapkacsoport
("curved array")



vö. Tkv. VII. 36-37. ábrák

30



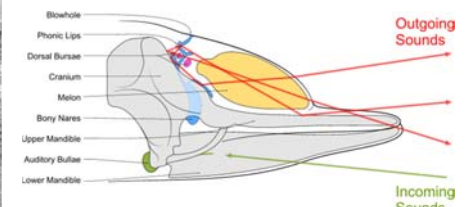
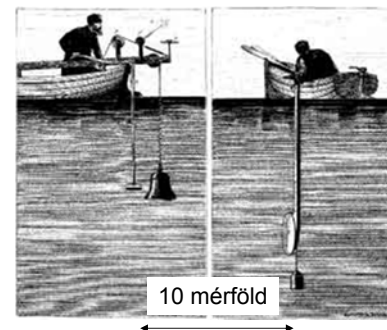
vö. Tkv. 507.o.

31

Echo elv

1794 Spallanzani:
denevérek tájékozódása

1822 Colladen megméri
a hang terjedési
sebességét

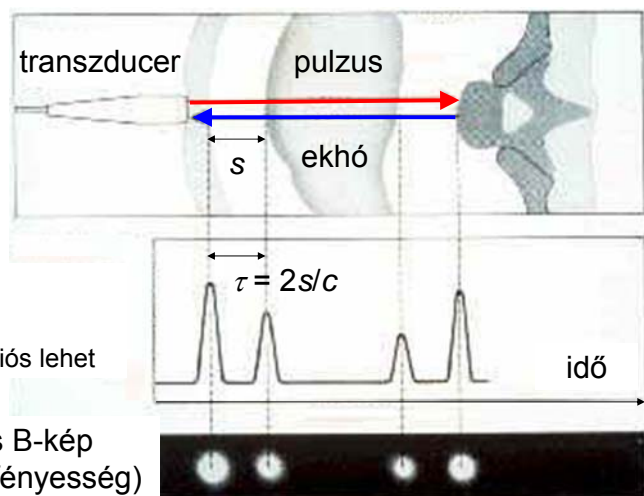


palackorrú delfin

32



Echo elv, UH képek



A-kép
(**A**mplítúdó)
csak egydimenziós lehet

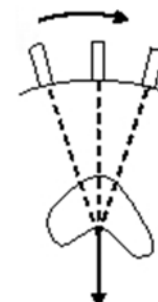
egydimenziós B-kép
(**B**rightness=fényesség)

33

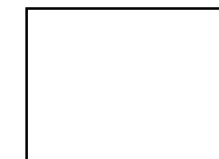
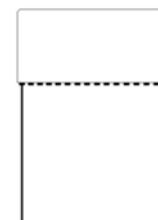
vö. Tkv. VIII.33. ábra

Kétdimenziós B-kép

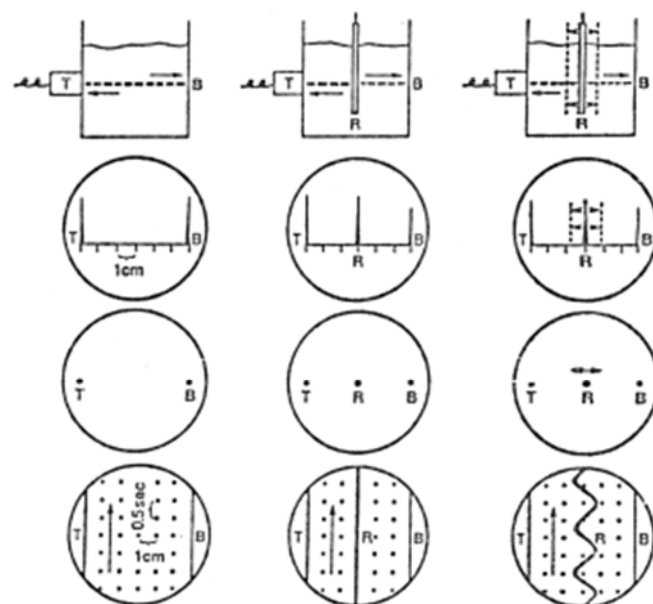
mozgatott
transzducer



B-mód
kijelző



34

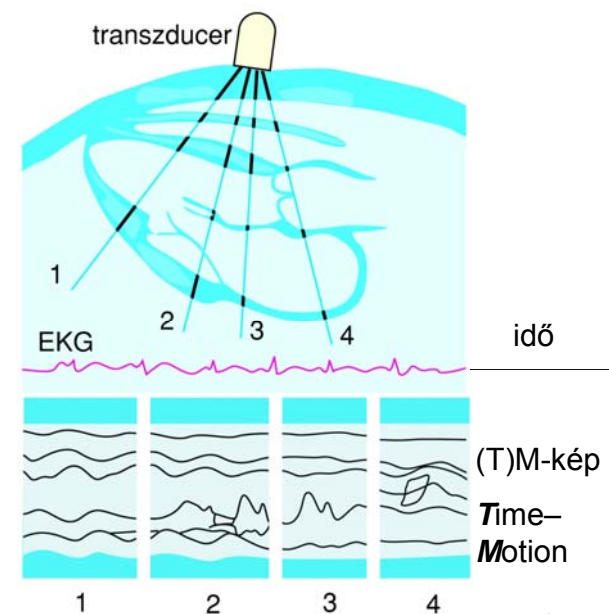


35

TM-kép

EKG jel
referenciaként

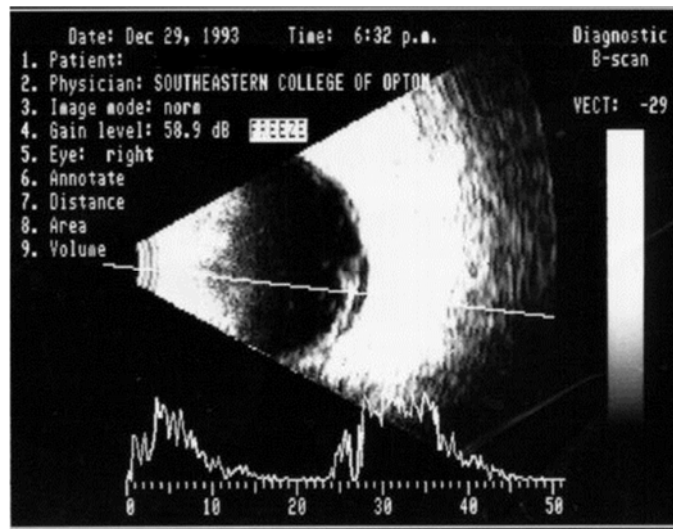
(függőleges)
egydimenziós
B-kép időbeli
változása



36

Tkv. VIII.34. ábra

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



Terjedési
sebesség
figyelembe-
vétele
pontos
távolságok
meghatáro-
zására:

cornea:
1641 m/s

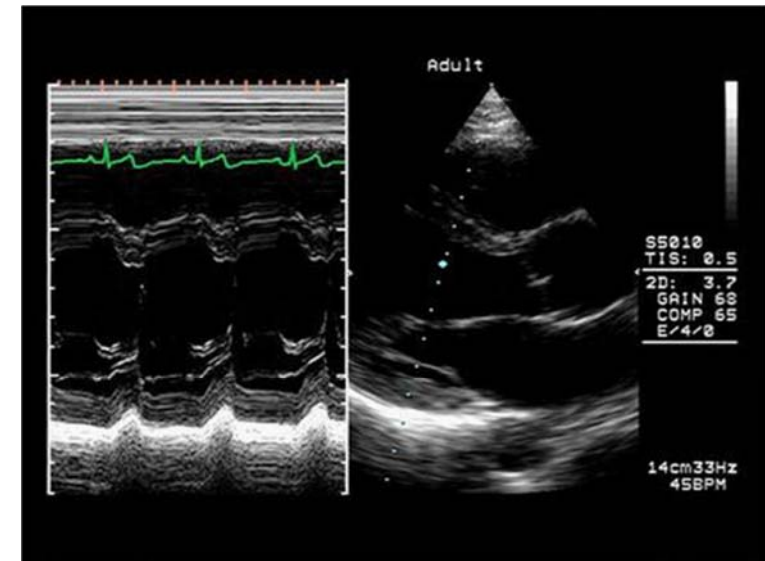
csarnokvíz:
1532 m/s

humán
szemlencse:
1641 m/s

üvegtest:
1532 m/s

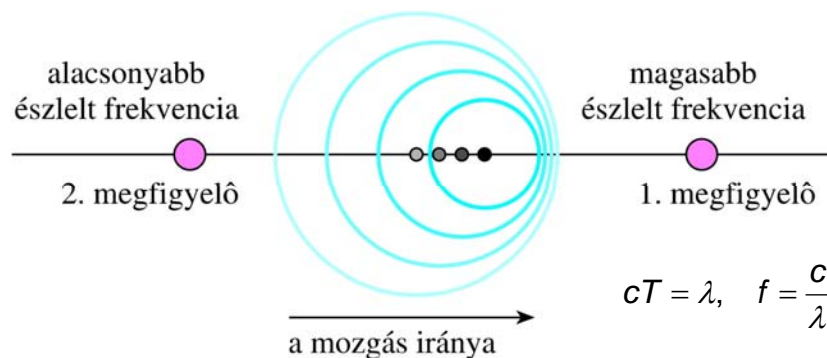
TM-kép

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)



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 $v_R \ll c$)

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

Doppler frekvencia = frekvencia változás = fr. eltolódás

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)

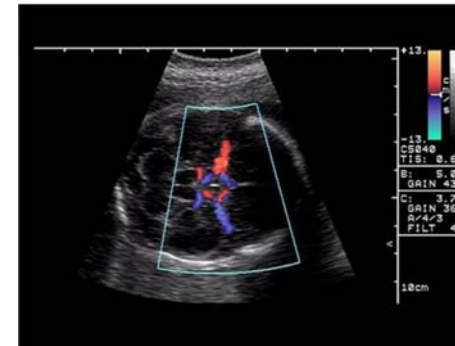
$$\Delta f = f_D = \pm 2 \frac{v_R}{c} f$$

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

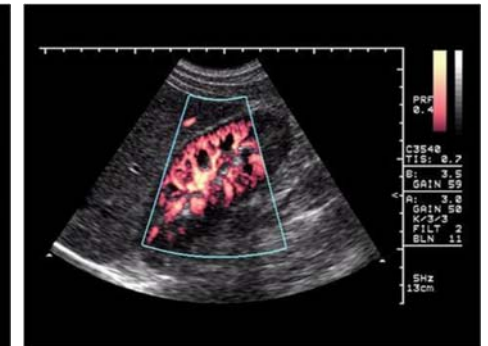
41

Színkódolás

transzducer felé: meleg színek,
transzducertől elfelé: hideg színek



BART: Blue Away Red Towards

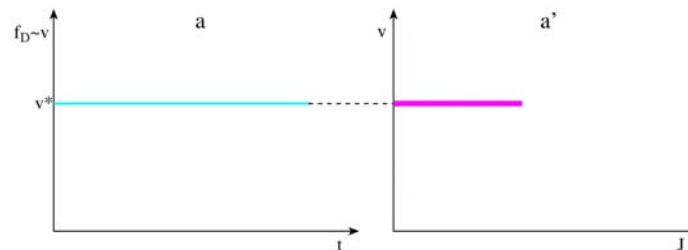


power Doppler

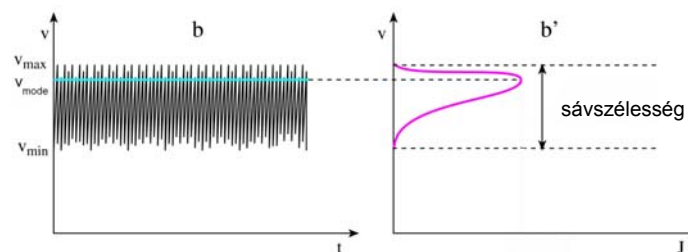
42

Doppler görbék

egy állandó
sebesség
(v^*)



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



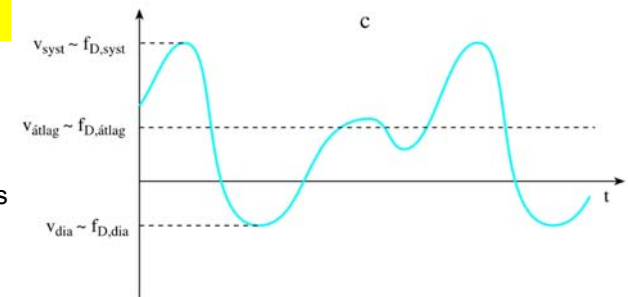
sebességeloszlásTM-képe

eloszlásfüggvény egy időpillanatban

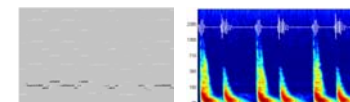
43

Doppler görbék

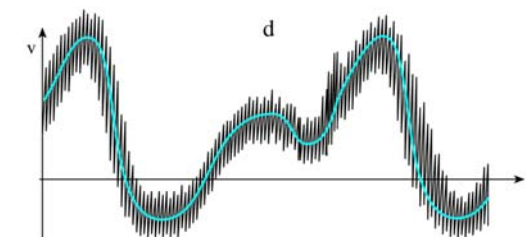
minden
időpillanatban egy
sebességgel
jellemzhető áramlás



minden időpillanatban egy
sebességeloszlással
jellemzhető áramlás

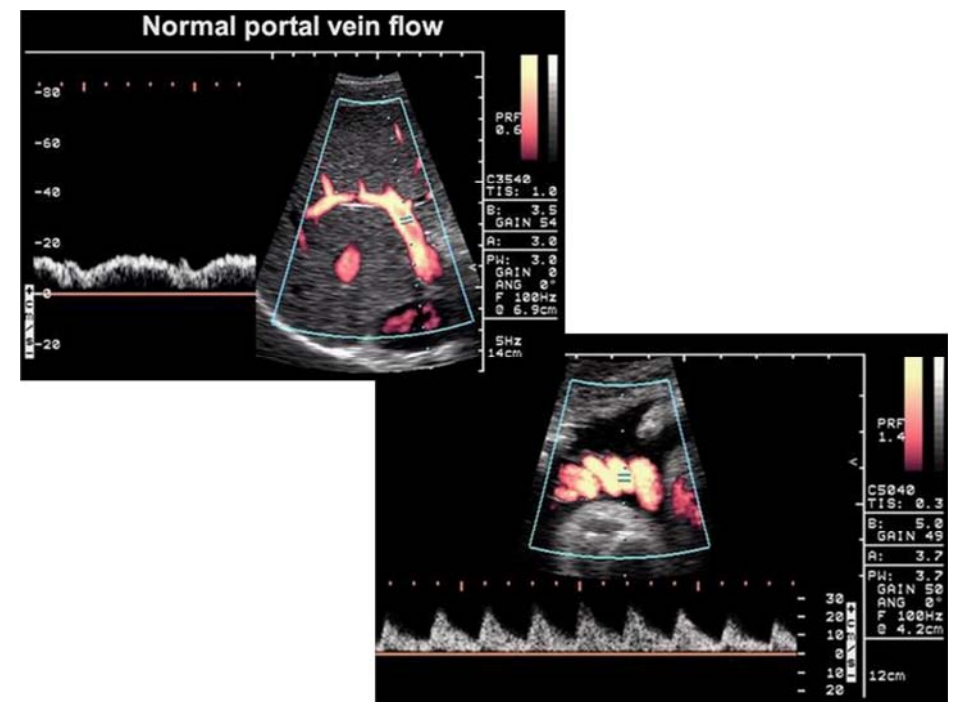
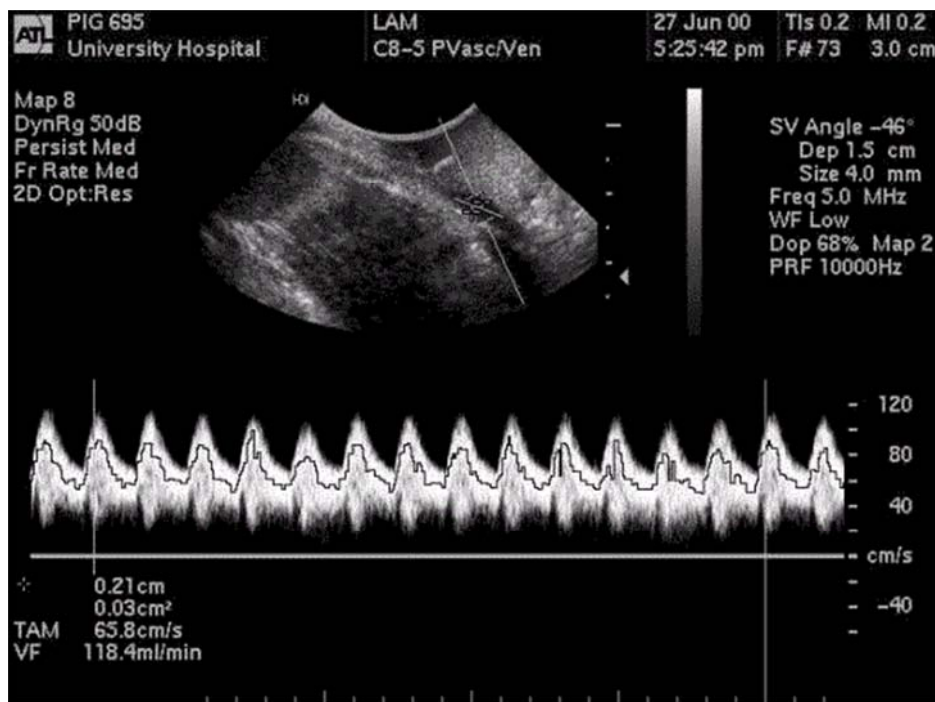


vő. zene/szívhangok
idő-fr. reprezentációban

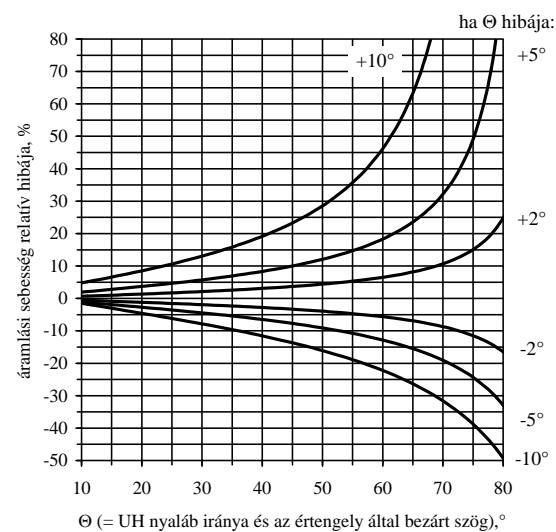


sebességeloszlásTM-képe

44



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



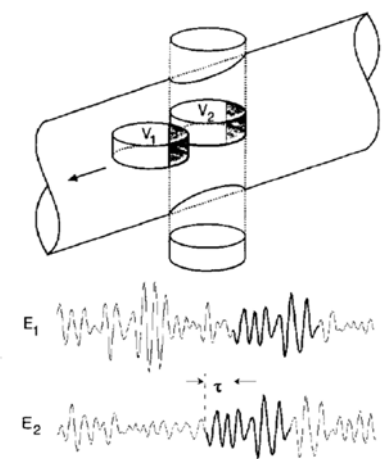
Időkorrelációs módszer

(time domain correlation method, CVI = color velocity imaging)

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

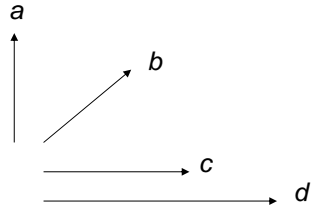
Hasonló mintázatú UH jelet észlelünk viszont kicsit távolabb (ahova a reflektáló felület/szórócentrum elmozdult).

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

0

1

2

k

a korrelációs függvény értéke (skaláris szorzat)

$$\sum_i f_i g_i$$

$$\sum_i f_i g_{i+1}$$

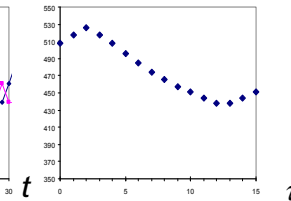
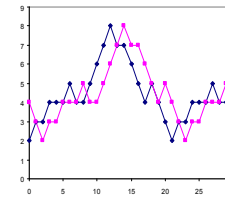
$$\sum_i f_i g_{i+2}$$

$$\sum_i f_i g_{i+k}$$

49

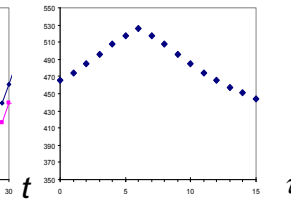
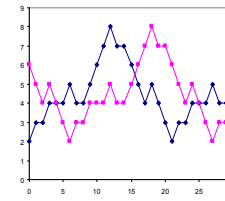
időfüggvény

korrelációs függvény

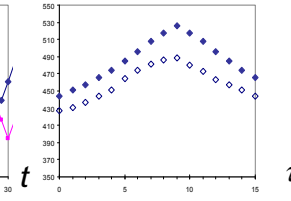
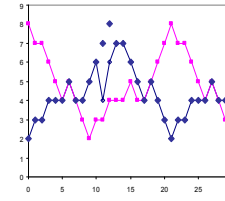


$$f_{\text{kék}}(t) = f_{\text{rózsa}}(t + \tau^*)$$

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



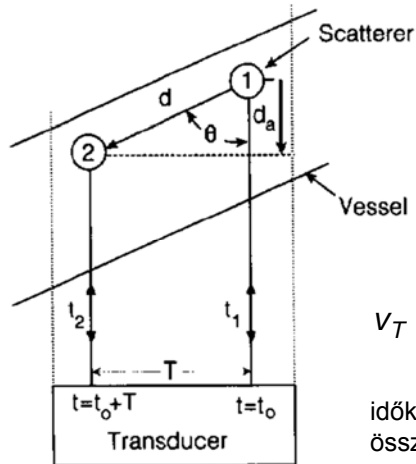
$$\tau^* = 6 \text{ e.}$$



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

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

50



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

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

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

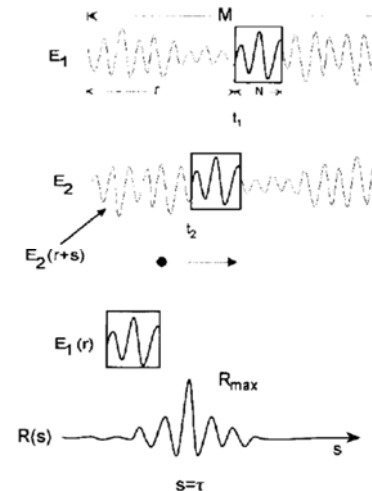
$$v_D = \frac{f_D c}{2f \cos \theta}$$

időkorrelációs összefüggés

v.ö.: Doppler módszer

T : pulzus ismétlődési idő

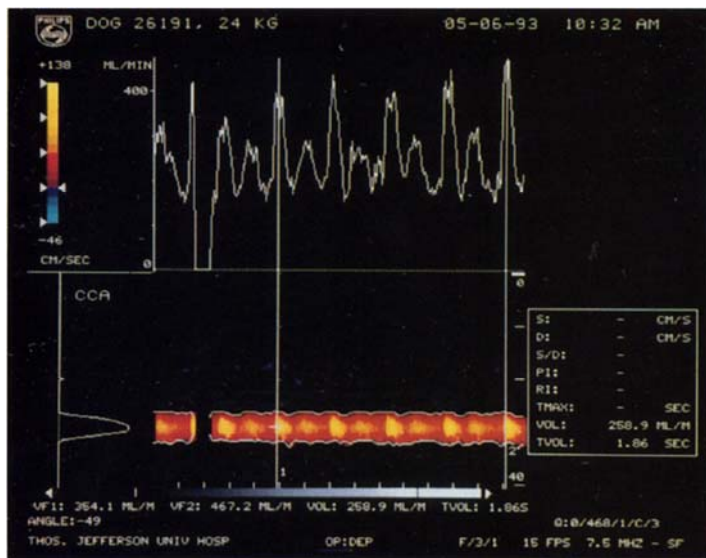
f : UH frekvencia



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

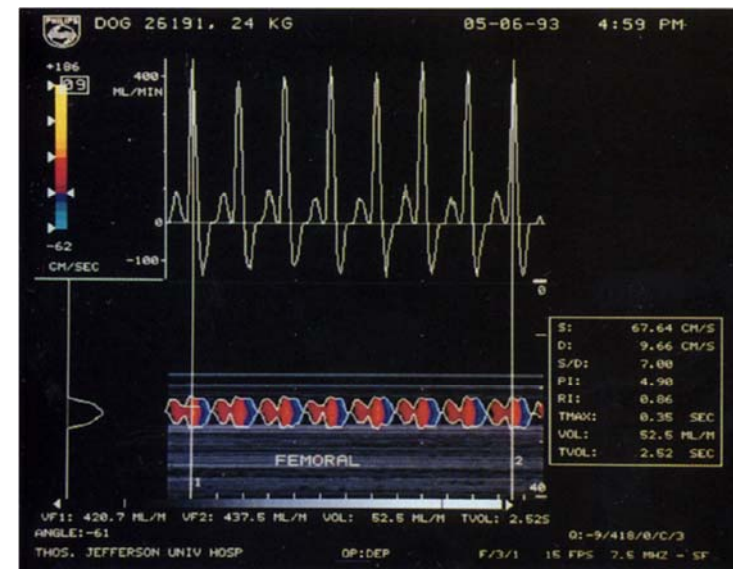
ennek korreláltatása az E_2 echó jellel

ahol a korrelációs függvénynek maximuma van: τ



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

53



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

54

Szono-CT

a megjelenített B-kép több különböző irányból felvett B-kép
összegzéséből épül fel

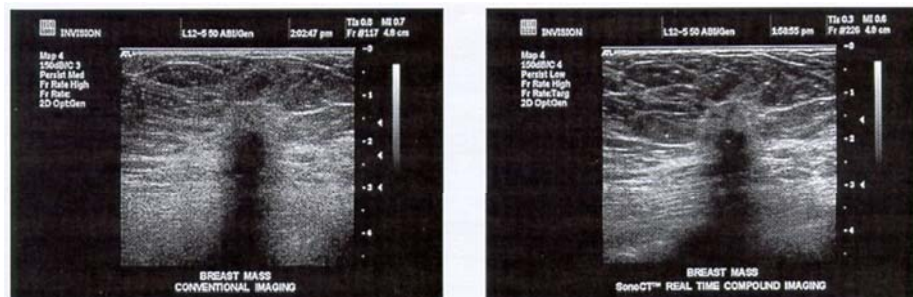


Figure 1. Breast fibroadenoma as shown on conventional ultrasound (left) and SonoCT ultrasound imaging (right).

Forrás: CancerNetwork, Multiple View Ultrasound Aids Breast Lesion Characterization and Biopsy Needle Tracking

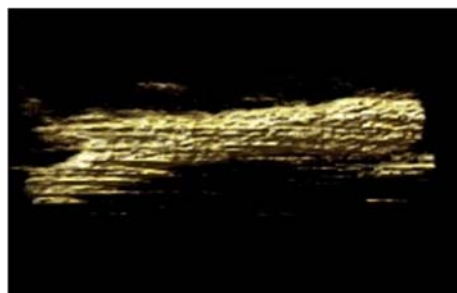
Magzat arcfelületének rekonstrukciója



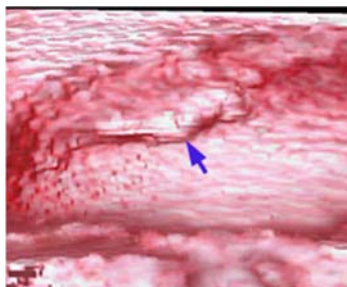
56

3D rekonstrukció

nyaki verőér

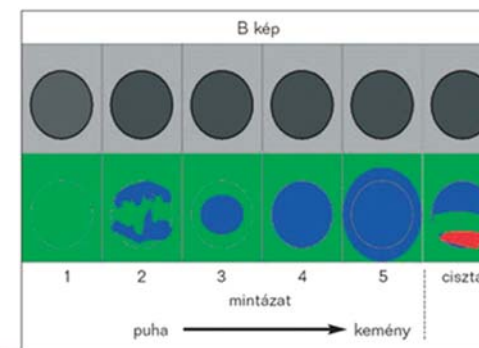


húgyhólyag

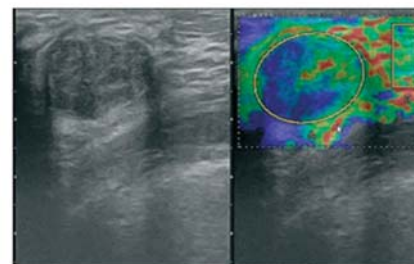


Szonoelasztográfia

(kiegészítő módszer)
körülrít elváltozások
rugalmasságának
ultrahangvizsgálata,



Elasztográfiás klasszifikáció Itoh és munkatársai szerint



Benignus phylloid tumor hagyományos és elastográfiás ultrahangképe (3-as mintázat)

képek forrása:
Magyar Radiológia - 2008;82(1-2)
Az emlő betegségeinek vizsgálata
szonoelasztográfiával. Kezdeti tapasztalatok,
Borbola György, Kardos Klára, Tasnádi
Tünde

58

Citoszkeletális filamentumok mint szilárd testek

Első megközelítésben a citoszkeletális filamentumok leírhatók szilárd testként, amire jellemző, hogy erő hatására az erő irányában bekövetkező deformációt, alakváltozást szenved. A szilárd testek rugalmasságát a Hooke-törvény írja le:

$$\frac{F}{A} = E \frac{\Delta L}{L}, \quad (\text{V.1})$$

ahol F az erő, A a test keresztmetszete, L a nyugalmi hossz, és ΔL a megnyúlás. Az F/A hányados a húzófeszültség (σ), és a $\Delta L/L$ a fajlagos megnyúlás (ϵ). A két hányados közötti nyomás dimenziójú (Pa) arányossági tényező (E) a Young-féle, vagy rugalmassági modulus. Homogén szerkezetű testek esetében a Young-modulus csak az anyagi minőségre jellemző, és nem függ a test alakjától, méretétől. A legmerevebb fehérjék rugalmassági modulusa igen nagy, a

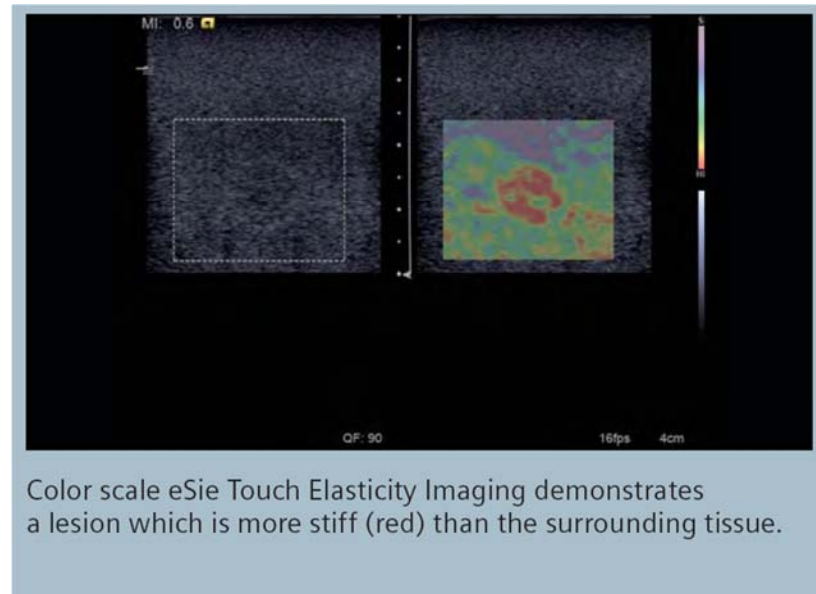
59

Tkv. 346. o.

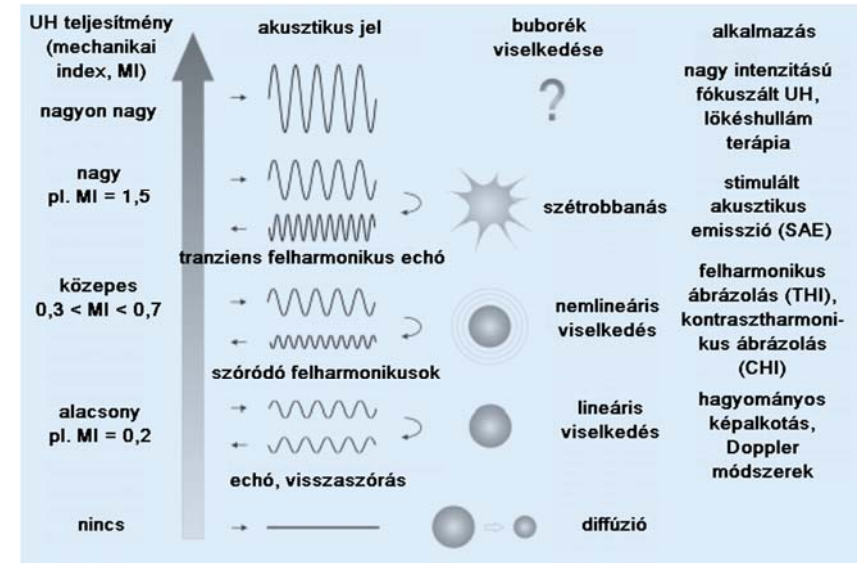
Kiegészítés érdeklődőknek



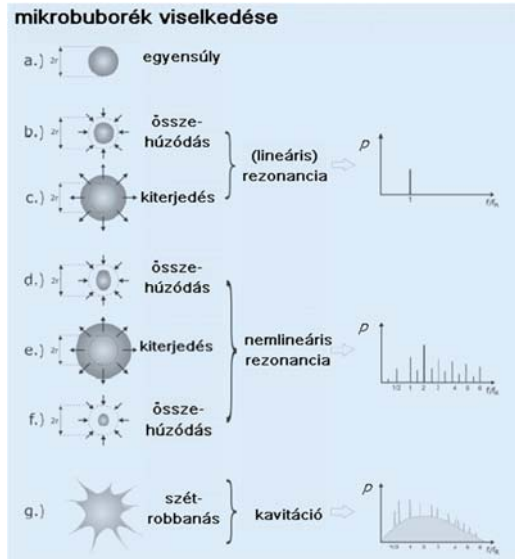
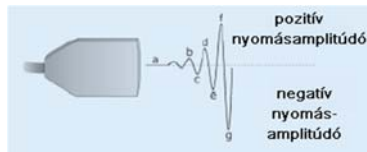
Grayscale eSie Touch Elasticity Imaging demonstrates a lesion which is more stiff (black) than the surrounding tissue. The conventional B-mode ultrasound is the same as displayed in the previous image.



Kontrasztanyagok



Kontrasztharmonikus ábrázolás contrast harmonic imaging = CHI



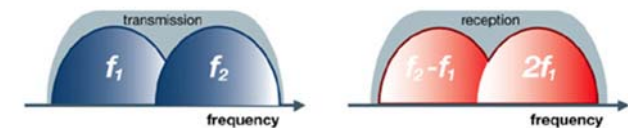
Felharmonikus ábrázolás (tissue harmonic imaging = THI)

Principle:

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

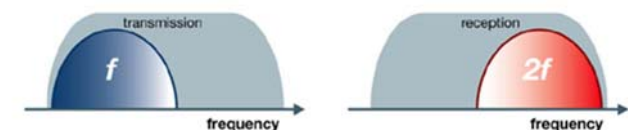
Toshiba

Differential Tissue Harmonic Imaging



Philips

All Other Tissue Harmonic Imaging Methods

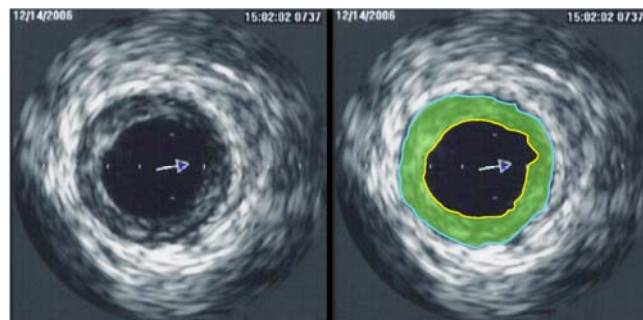
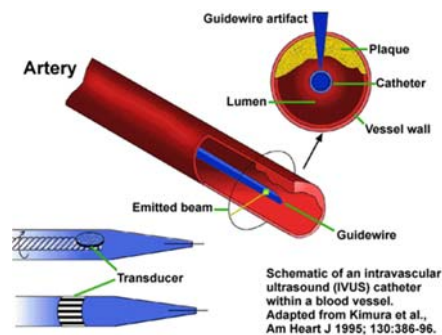


C. Kollmann · M. Putzer
**Ultraschallkontrastmittel –
 physikalische Grundlagen**
 Radiologe 2005 · 45:503–
 512

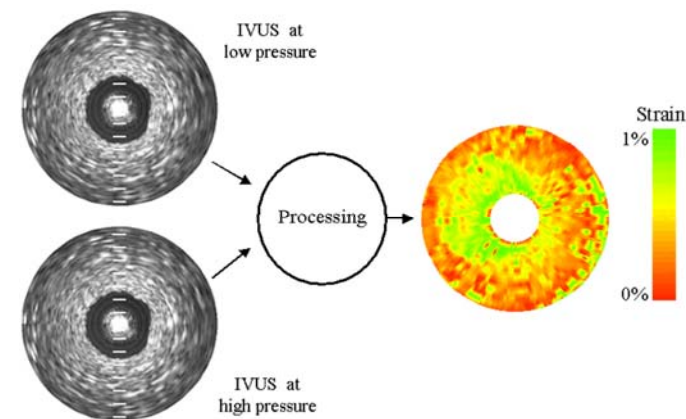
Intravaszkuláris ultrahang (IVUS)

20-40 MHz, frissítés: 30 Hz

koszorúér artéria
lumen: sárga
külső rugalmas membrán: kék



Intravaszkuláris ultrahang elasztográfia



virtuális hisztológia: plakkok minőségi elemzése
meszes, kollagén dús, lipid dús ill. nekrotizált
plakkszegmentumok
koronária intervenciók: sztent behelyezés

Echogram (left) and elastogram (right) of a vessel mimicking phantom containing an isoechoic soft lesion between 7 and 11 o'clock. The lesion is invisible in the echogram, while it is clearly depicted in the elastogram

Intenzitás

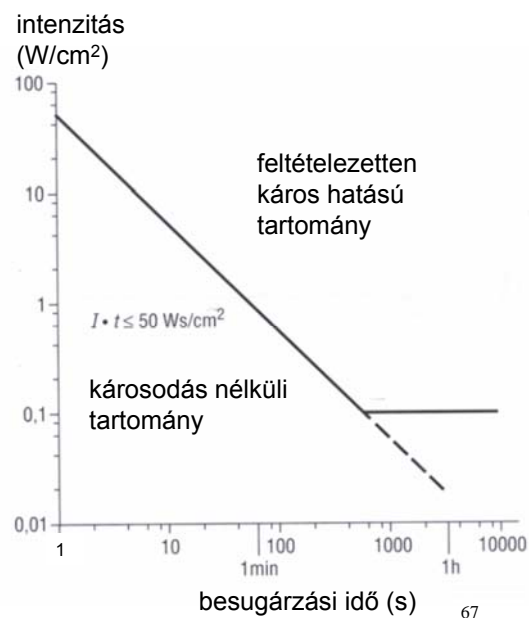
diagnosztika:

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

vö. 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



folytatás:
gyakorlaton

