

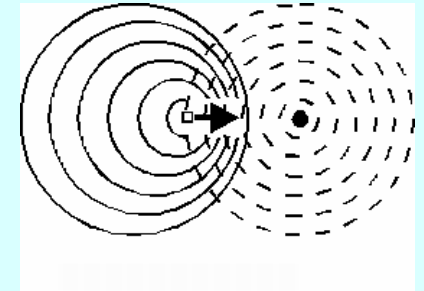
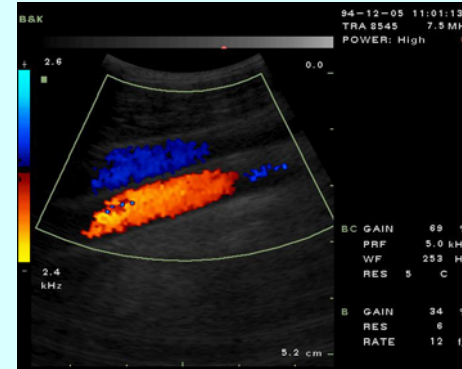
Hang

és

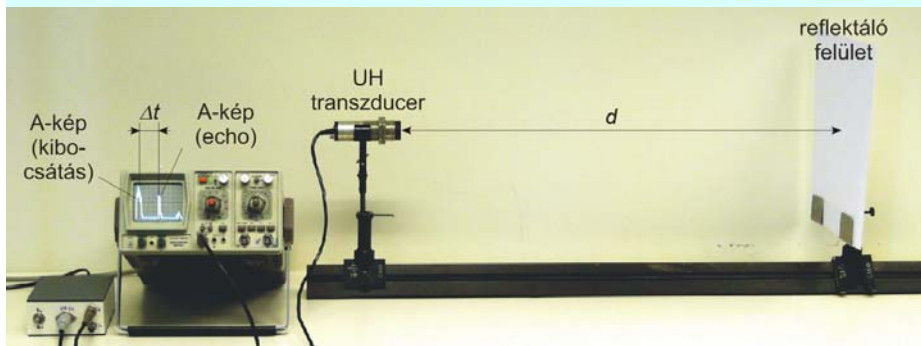
ultrahang



Az ultrahangos képalkotás, A-, B- és M-képek. Doppler-echo

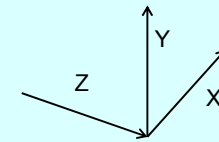
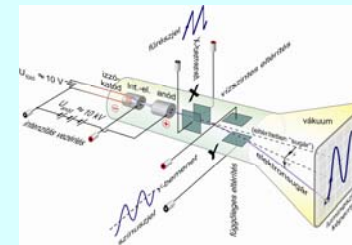


Echo elv - képalkotás



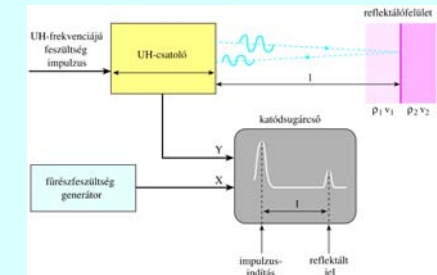
$$c\Delta t = d + d = 2d$$

speciális transzducerből levegőbe is kicsatolható az UH intenzitás egy része

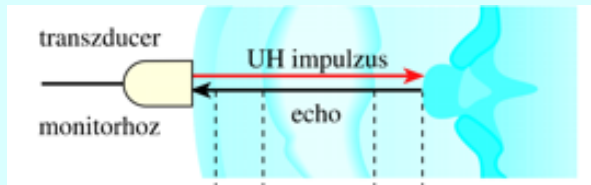


Eltérítés / szabályozás A-kép

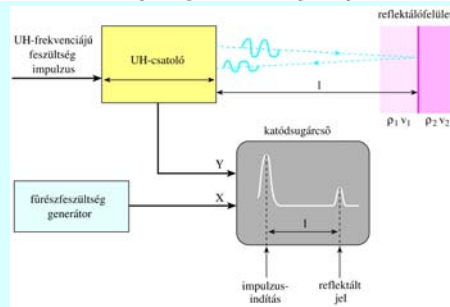
- X Idő (→ axiális távolság)
- Y Amplitúdó (→ I_{ref})
- Z (Fényesség)



A-kép - Amplitúdó

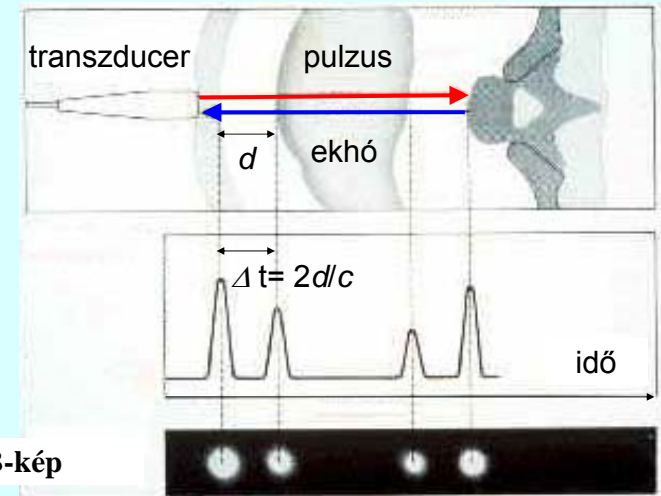


csak egydimenziós lehet



$$c\Delta t = d + d = 2d$$

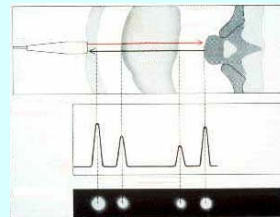
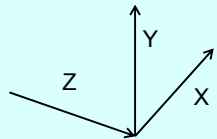
B-kép - Brightness=fényesség



A-kép

egydimenziós B-kép

vő. Tkv. VIII.33. ábra



Eltérítés /
szabályozás

A-kép

egydimenziós B-kép

X

Idő (→ axiális
távolság)

Idő (→ axiális
távolság)

Y

Amplitúdó (→ I_{refl})

-

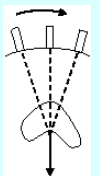
Z

(Fényesség)

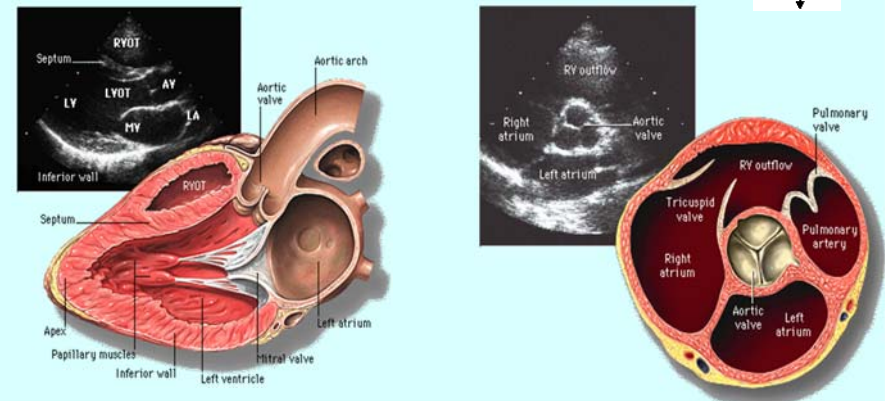
Fényesség (→ I_{refl})

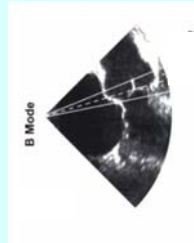
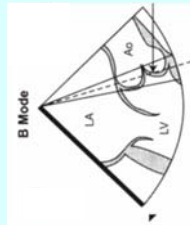
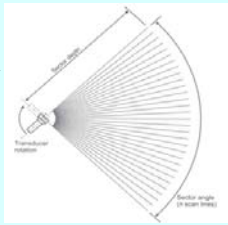
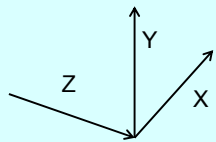
B-kép - Brightness=fényesség

mozgó
transzducer



kétdimenziós B-kép – direkt tomográfia





Eltérítés /
szabályozás

X

Y

Z

kétdimenziós B-kép

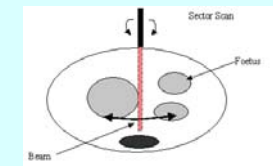
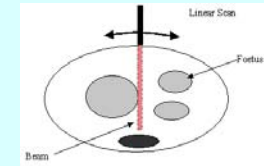
Idő (\rightarrow axiális
távolság)

Laterális távolság

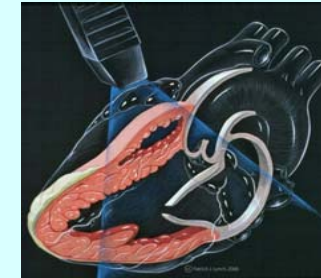
Fényesség ($\rightarrow I_{\text{refl}}$)

B-kép - *B*rightness=fényesség

kétdimenziós B-kép



mozgatott
transzducer

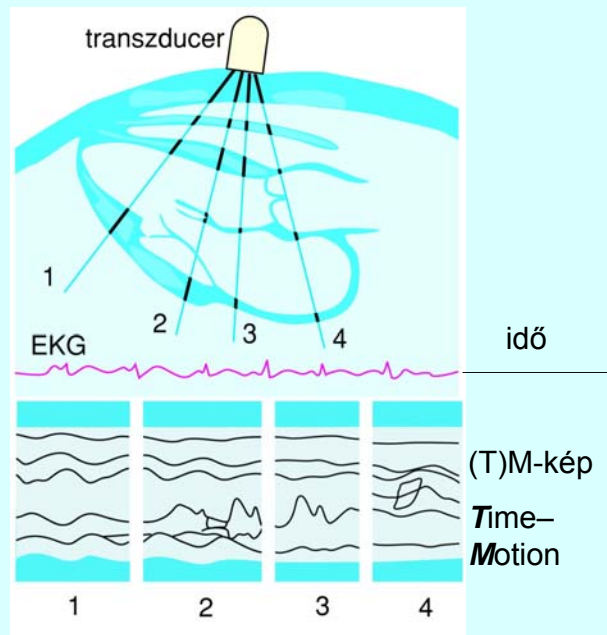


TM-kép

Time Motion

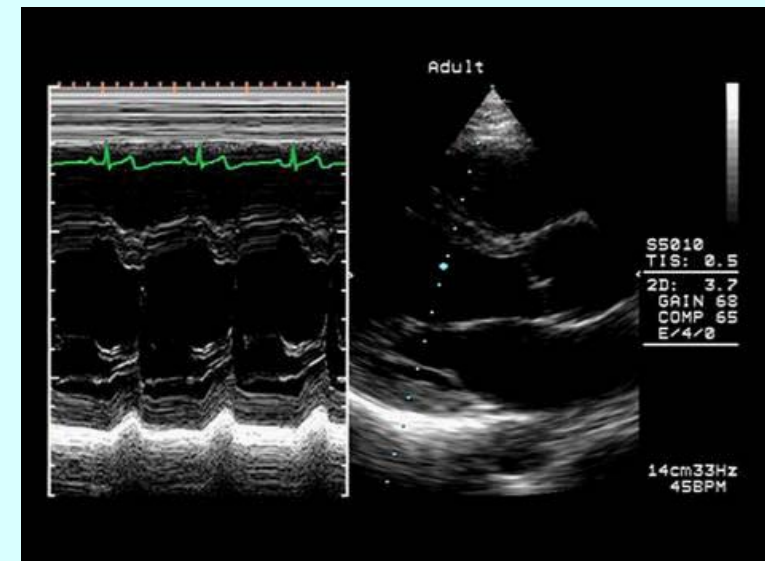
EKG jel
referenciaként

(függőleges)
egydimenziós B-kép
időbeli változása



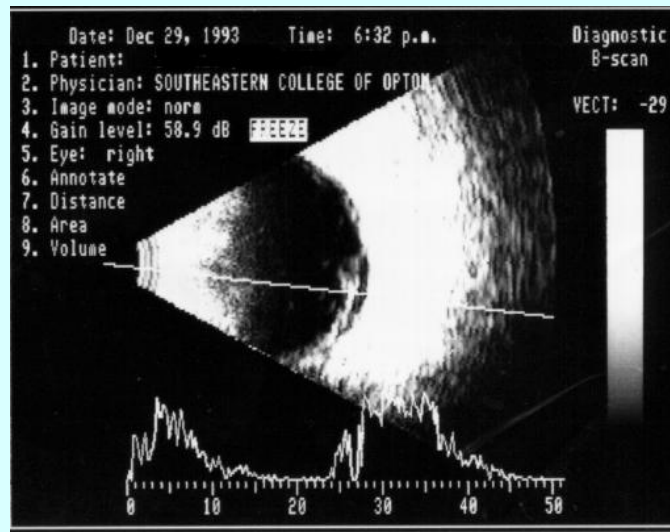
TM-kép

B-kép



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

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.

Feloldási határ, feloldóképesség

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

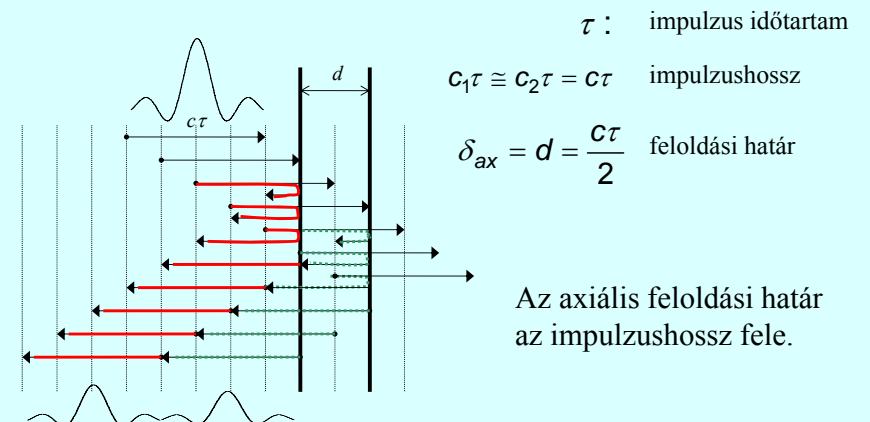
Az impulzushossz fordítottan arányos a frekvenciával.

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

Jellemző értékek

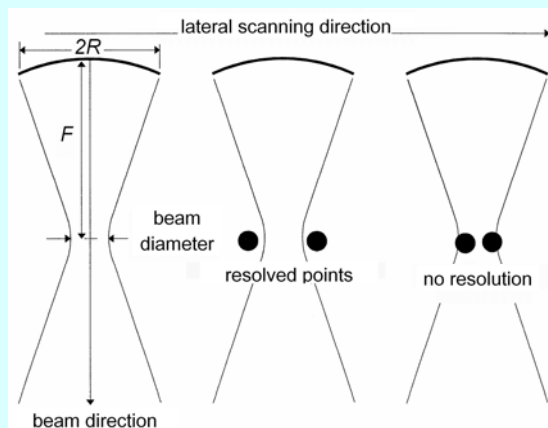
| | | |
|---------------------------------|------|------|
| frekvencia (MHz): | 2 | 15 |
| hullámhossz (izomban) (mm): | 0.78 | 0.1 |
| behatólási mélység (cm): | 12 | 1.6 |
| laterális feloldási határ (mm): | 3.0 | 0.4 |
| axiális feloldási határ (mm): | 0.8 | 0.15 |

A sugárirányú (axiális) feloldási határ



Az axiális feloldási határ az impulzushossz fele.

Laterális feloldási határ



$$\left(\delta_{\text{lat}} \sim \frac{F}{2R} \cdot \lambda \right)$$

F : fókusz távolság

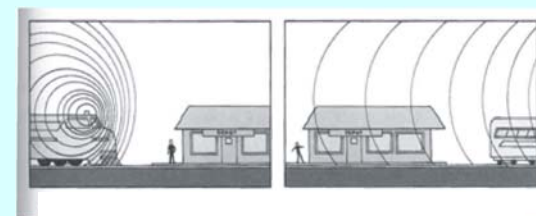
$2R$: a transzducer átmérője

λ : hullámhossz

Doppler-effektus

A forrás és észlelés közeledése vagy távolodása esetében a frekvencia megváltozik.

A forrás mozog



$$f' = f \cdot \left(1 \pm \frac{v}{c} \right)$$

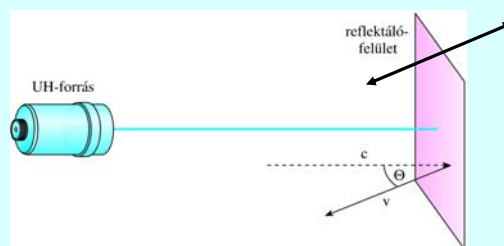
f : eredeti frekvencia

f' : megváltozott frekvencia

v : a forrás sebessége

c : az ultrahang sebessége

Az ultrahang reflexiója mozgó felszínről



$$f' = f_0 \cdot \left(1 \pm \frac{2v}{c} \right)$$

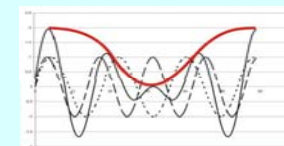
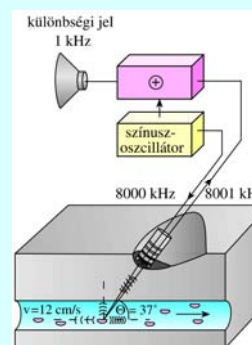
A frekvencia megváltozása arányos a reflektáló felület sebességével.

Doppler-eltolódás

$$f_D = f' - f_0$$

Áramlási sebesség mérése

Vörösvértestek, mint szórócentrumok.



Közeli frekvenciák szuperpozíciója (összegzése) esetén megjelenik – hallható – a különbségi frekvencia is.

Doppler frekvencia = frekvencia változás = fr. eltolódás

$$f' = f \cdot \left(1 \pm \frac{v_M}{c}\right)$$

álló forrás és mozgó megfigyelő

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

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

$$f' = f_0 \cdot \left(1 \pm \frac{2v_R}{c}\right)$$

mozgó reflektáló tárgy (felület),
(ha $v_R \ll c$)

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

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

CW Doppler berendezés

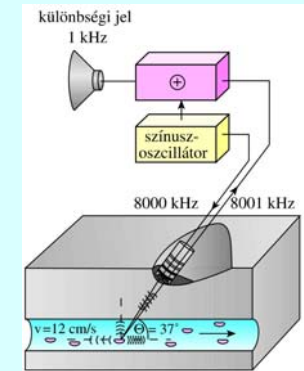
CW: (Continuous Wave) folyamatos
hullámú

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)



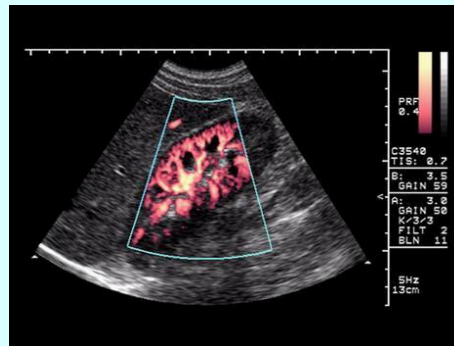
Tkv. VIII.41. ábra

Színkódolás

transzducer felé: meleg színek,
transzducertől elfelé: hideg színek



BART: Blue Away Red Towards



power Doppler

23

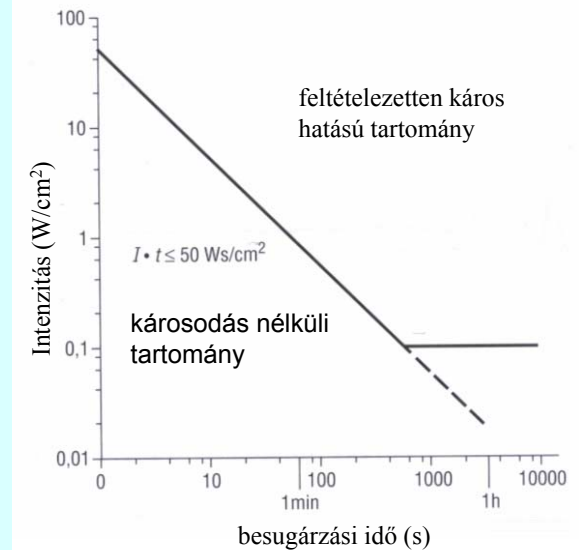
Intenzitás – biológiai hatás

diagnosztika:

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

vö. fájdalomküszöb: 10 W/m^2

terápia: 1 W/cm^2



UH (mellék)hatásai

Hőhatás

- Helyi termikus hatás arányos az UH intenzitásával
- $$\frac{dT}{dt} = \frac{2\alpha I}{\rho c}$$
- A sűrűbb izomszövet általában kevésbé melegszik, mint a zsír

Kavitációs hatás

Terápiás alkalmazások

- mikromasszázs - surlódás
- termikus hatás - súrlódás és abszorpció



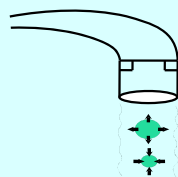
- izomlazítás
- fájdalomcsillapítás
- értágítás



Fogkő eltávolítás



frekvencia tartomány:
20 – 45 kHz



($J < 300 \text{ mW/cm}^2$)

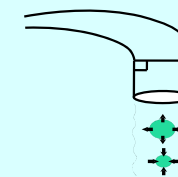
Gázbuborékok
összenyomódása és
kitágulása

A fogkő kavitáció hatására leválik a
fogfelszínről.



A hőhatást is figyelembe
kell venni.

HIFU – high intensity focused ultrasound



(J néhány W/cm^2)

Üregek keletkeznek
és omlanak össze.

Több forrásból származó UH nyaláb
fókuszában nagy intenzitás

(Lokálisan: $T \sim 8000 \text{ K}$
 $p \sim 109 \text{ Pa}$)

Sejtek roncsolása – daganatok eltávolítása

Kapcsolódó fejezetek:

Damjanovich, Fidy, Szöllősi: Orvosi Biofizika

II. 2.4.

VIII. 4.2.