

Fényforrások – 2. *Hőmérsékleti sugárzás*

Ultrahang terjedése szövetekben, az orvosi alkalmazások szempontjai.

2017, április 26
Dr. Fidy Judit
egyetemi tanár

Folytatás - fényforrások

- 1. Spontán fotonemisszió gerjesztett elektronállapotból:
Lumineszcencia
- 2. Hőmérsékleti sugárzás
- 3. Fény-emisszió indukált emisszió révén: LASER
- 4. LED : elektronok és lyukak elektromos tér által indukált rekombinációja szilárd (kristályos) félvezető diódákban

Mai kérdés:

Maximálisan mekkora lehet a röntgensövből kilépő röntgen-foton energiája?

Fényforrások – 2. *Hőmérsékleti sugárzás*

Minden test bocsát ki elektromágneses sugárzást mivel az alkotó részecskék vibrációs mozgásai során gyorsuló töltések és rezgő dipólusok keletkeznek, amely jelenségek elektromágneses sugárzás forrásai.

Kirchhoff törvény : a hőmérsékleti sugárzás emisszióképessége és abszorpcióképessége összefügg, hányadosuk minden testnél (i és j) minden λ -án állandó

$$\frac{M_{\lambda,i}}{\alpha_{\lambda,i}} = \frac{M_{\lambda,j}}{\alpha_{\lambda,j}} = \text{const.}$$

$$M_{\lambda} = \frac{\Delta P}{\Delta A} = (J_{\text{emitted}})$$

A teljes térszögben λ hullámhosszon emittált intenzitás

$$\alpha = \frac{E_{\text{abszorbeált}}}{E_{\text{teljesbeeső}}}$$

Abszorpcióképesség



Abszolút fekete test: minden energiát elnyel

$\alpha = 1$ (maximum) \Rightarrow M kibocsátott teljesítmény is maximális

Az emberi test 95% fekete test

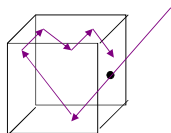
Stefan-Boltzmann törvény:

$$M_{\text{összes}} = \sigma \cdot T^4$$

$$\sigma = 5.7 \cdot 10^{-8} \frac{W}{m^2 \cdot K^4}$$

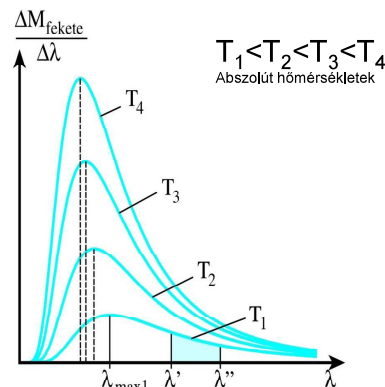
Wien-féle eltolódási törvény:

$$\lambda_{\text{max}} \cdot T = \text{const}$$



Fekete test: fémdoboz egy kis nyílással.

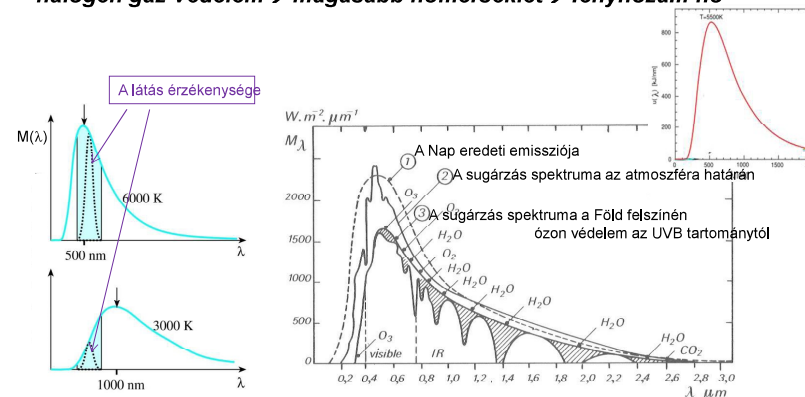
A belépő fénysugár reflexió útján soha nem tud kilépni: „teljesen elnyelődik”



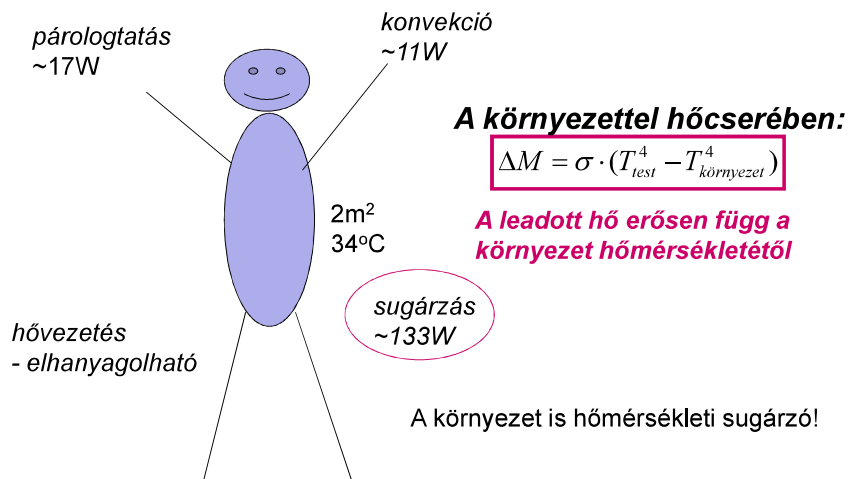
Hőmérsékleti sugárzás a gyakorlatban

Fényforrások

- Nap 5500-6000 K** es fekete test + ózon védelem (UVB -!)
- izzószálas égők (~3000 K):** energia nagy része nem a VIS tartományban halogén gáz-védelem \rightarrow magasabb hőmérséklet \rightarrow fényhozam nő

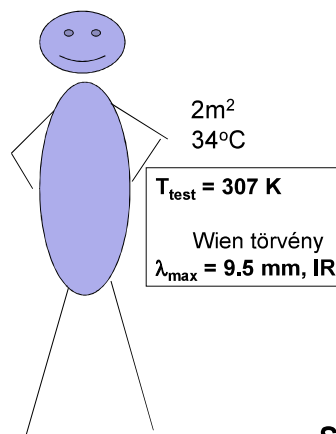


Az emberi szervezet hőegyensúlya



Diagnosztikai alkalmazások

700 K (430 C) alatt a sugárzás az IR tartományba esik



Teletermográfia

Adott felület felett IR kamerával 2D intenzitás térkép felvétele \rightarrow hőmérsékleti eloszlás \rightarrow szinkódolt hőmérséklet térkép az adott felületről

Gyulladásos góccok, vérellátási változások, anyagcserezavarok tumoros szövetekben \rightarrow hőmérsékletváltozások \rightarrow diagnosztika

Szín-kódolt hőmérsékleti térképek

Példák



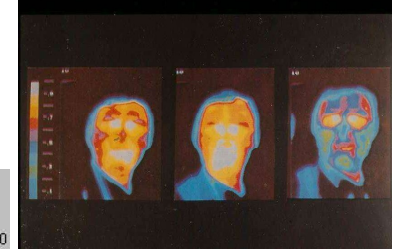
Egy egészséges kutya.....

Példák

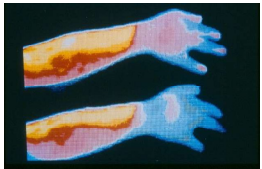


Kamionsofőr fáradása a vezetésben

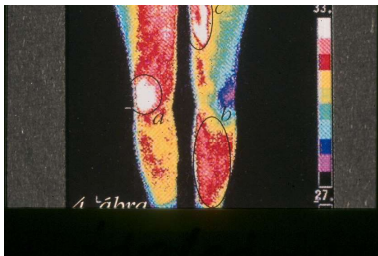
reggel délben este



Diagnosztika teletermográfia alapján



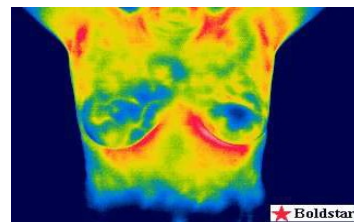
Cigarettázás: beszűkült vérerek



Gyulladások és trombózis



Mellrák



**Az ultrahang, mint fizikai jelenség;
előállítása, tulajdonságai, diagnosztikai
alkalmazásának fizikai alapjai**



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

perkusszió orvosi alkalmazása

kocsmai kérdés: mennyi bor van a hordóban?

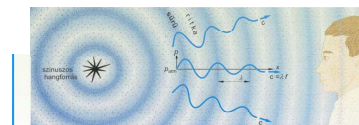


Hang: mechanikai hullám

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**

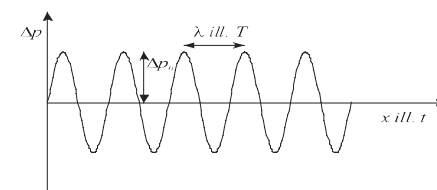
Mechanikai hullám terjedéséhez **közegre van szükség**



Mire írjuk fel a hullámfüggvényt?

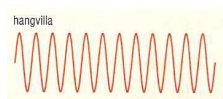
- **Sűrűség**
- **Elmozdulás az egyensúly körül**
- **Nyomás**

A nyomásváltozásra felírt hullám-függvény

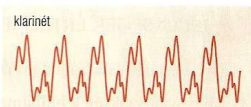
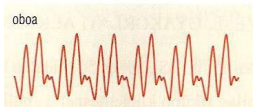


14

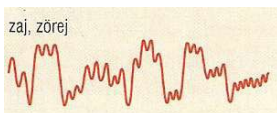
A „hangok” hullámfüggvényei többnyire összetettek



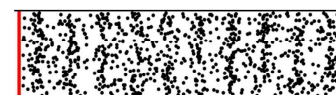
Adott frekvenciájú „tiszt” hang



Zenei hangok – több komponens

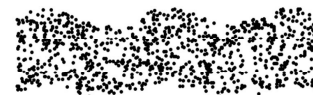


Nagy amplitudó, széles tartományban előforduló frekvenciák, fázisok



longitudinális hullám

(folyadékokban, lágy szövetben, gázokban csak ilyen)



transzverzális hullám

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

hidrosztatikai
nyomás

nyomásváltozás
hang-nyomás

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

amplitúdó

fázis

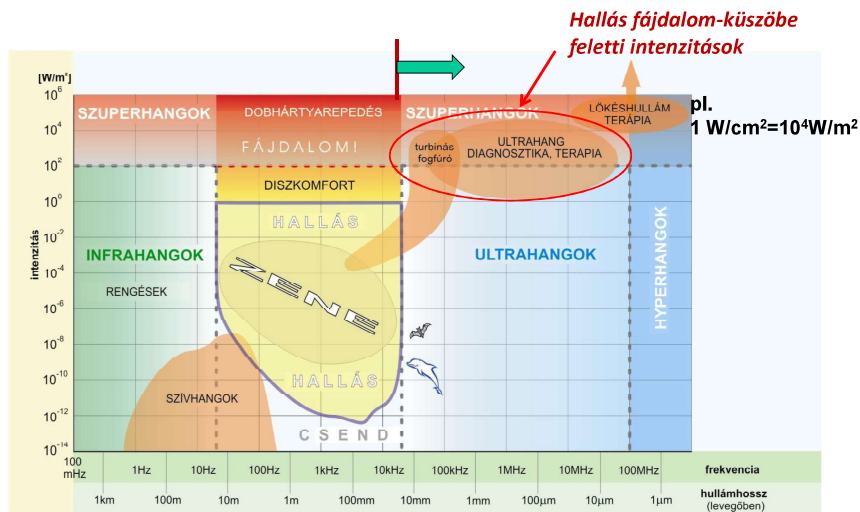
$$\Delta p(t, x) = \Delta p_{\text{max}} \sin \left[2\pi \left(\frac{t}{T} - \frac{x}{\lambda} \right) + \phi \right]$$

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

Nem fénysebesség!

15

Ultrahang: 20 kHz feletti frekvenciájú hanghullámok



17

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

Terápiai szempontból is jelentős.

18

Hogyan keltsünk ultrahangot?

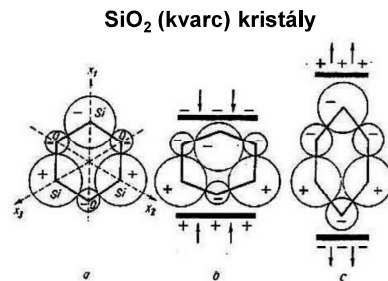
Piezeoelektromos jelenség

- (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



gázgyújtó



Elektro/magneto-strikció: kerámiák

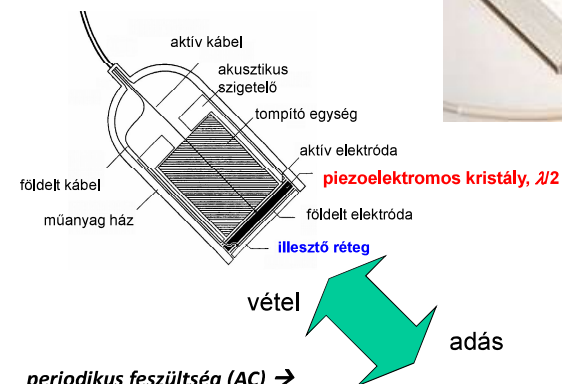
PI. ólom-cirkonát-titanát (OZT)

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

19

Az UH forrás felépítése



periodikus feszültség (AC) →
 → periodikus méretváltozás
 azonos frekvenciával



20

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

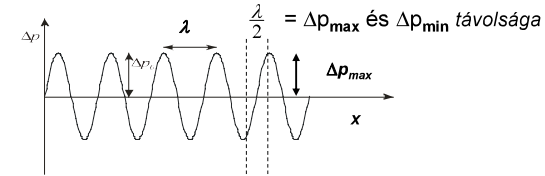
$$J = \frac{1}{Z_{akuszt}} \Delta p_{eff}^2 = \frac{1}{2Z_{akuszt}} \Delta p_{max}^2$$

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

Nagy intenzitás nagy nyomásfluktuációt jelent (Z-től függ)

21

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

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

Dilatáció és kompresszió mértéke ~ 1 mm-en belül!

Veszélyek: kavitáció, kémiai reakciók indukciója

Terápiás hatás: kisebb intenzitásoknál belső súrlódás dominál \rightarrow hőterápia

22

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 W/cm^2

???

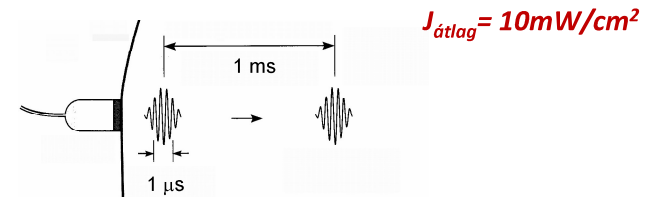
23

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



24

Hogyan terjed az UH szövetekben?

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

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

akusztikus impedancia

/ellenállás/keményység

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

kompresszibilitás

relatív térfogat csökkenés per nyomás-növekedés

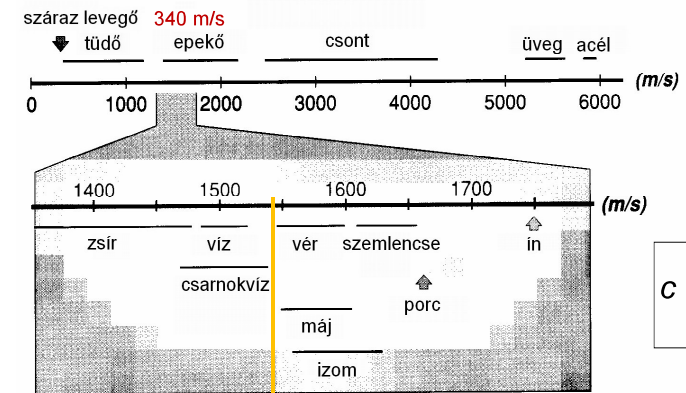
$$c = \frac{1}{\sqrt{\rho\kappa}}$$

terjedési sebesség, ρ -sűrűség

25

Az UH sebessége testszövetekben

A sebesség nem függ a frekvenciától \rightarrow hangsebesség



átlagos lágy szövet: 1540 m/s (!)

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

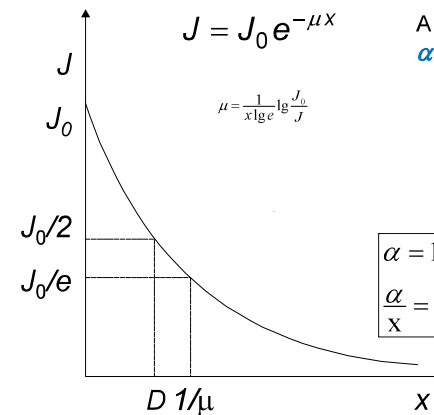
26

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	

27

Szövetekben az UH intenzitása gyengül: abszorpció

Érvényes az exponenciális sugárgyengülési törvény



A közeg a μ helyett az α csillapítási tényezővel jellemzik

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

$$\alpha = 10 \cdot \mu \cdot x \cdot \lg e \text{ [dB]} = 4,34 \cdot \mu \cdot x \text{ [dB]}$$

$$\frac{\alpha}{x} = konst. \cdot \mu = (4,34 \cdot \mu) \text{ [dB/cm]}$$

28

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

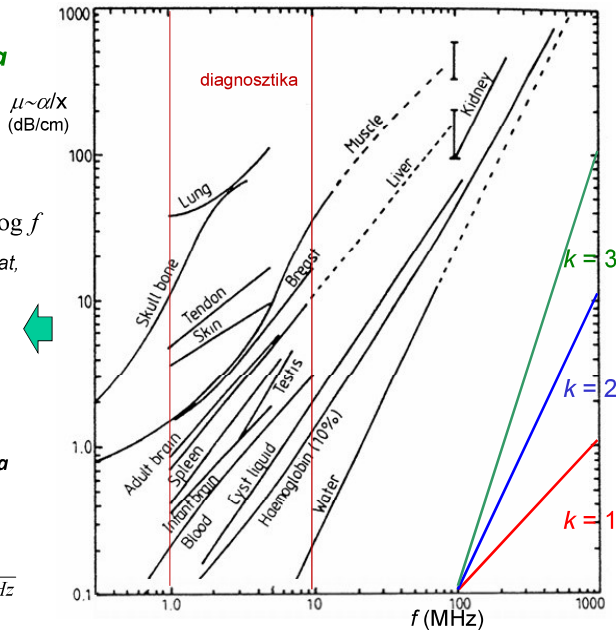
Jó közelítés!

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

fajlagos csillapítás: csak a közegre jellemző

pl. 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

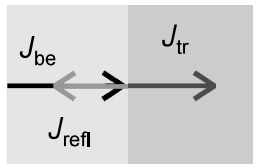
A reflexiók irányok megfelelő megválasztásával metszeti síkokban a szervek (és eltérő szöveti tartományok) körvonalai kirajzolódnak

Tomográfiai adatgyűjtés \rightarrow **anatómiai információ**

Az UH diagnosztika alapja a UH visszaverődése

különböző közegek határán

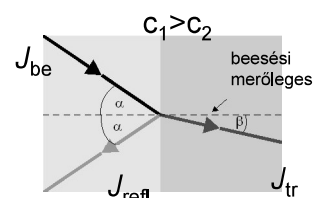
merőleges beesés



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

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!

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

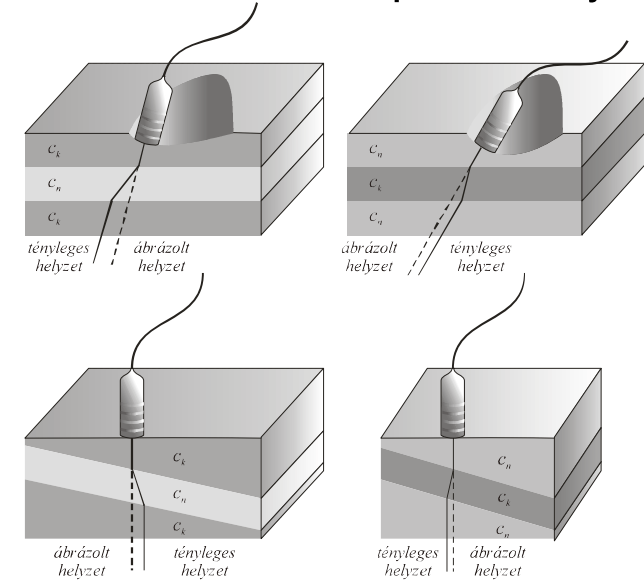


Sok esetben a víz is lehet jó csatoló közeg



33

Ferde beesés ill. külső felülethez képest ferde helyzetű réteg



34

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	

35

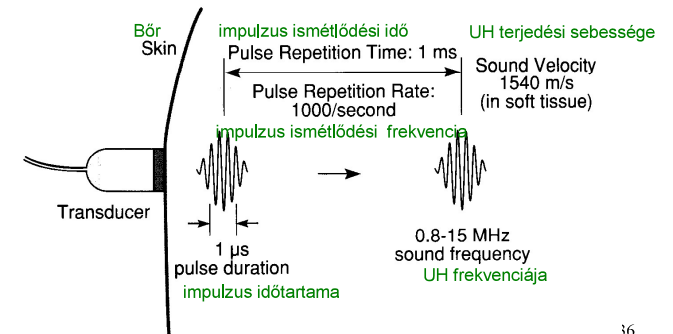
Milyen UH impulzust alkalmaznak?

transzducer: adó és vevő egyben

időbeli szétválasztás – folyamatos hullám helyett impulzusok

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

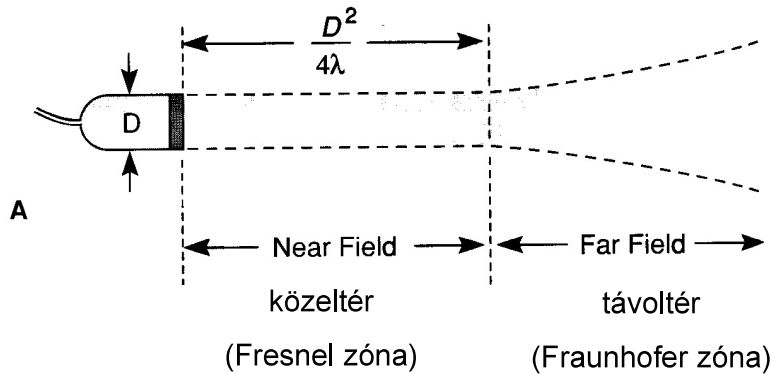
$l = 1.5 \text{ m}$! Van ideje oda-vissza átvérni az emberi testet!



36

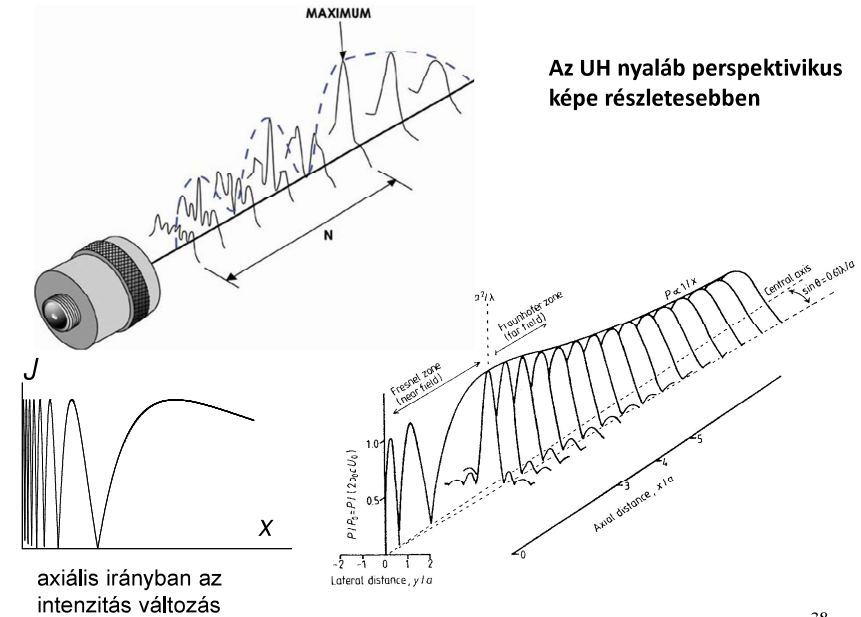
Az UH nyaláb valódi jellemzői mérés technikai problémákat vetnek fel – tájékoztató információk

Egyszerűsített ábra



37

Az UH nyaláb perspektivikus képe részletesebben



38

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 nyalábméret szabja meg.

Az axiálisnál kb. 10x nagyobb

Jellemző értékek

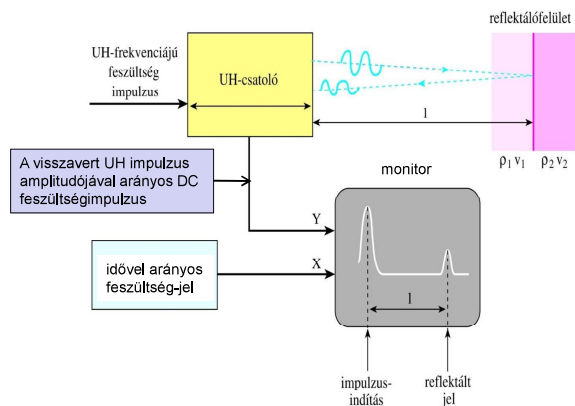
frekvencia (MHz):	2	15
hullámhossz (izomban) (mm):	0.78	0.1
behatolási mélység (cm):	12	1.6
laterális feloldási határ (mm):	3.0	0.4
axiális feloldási határ (mm):	0.8	0.15

39

40

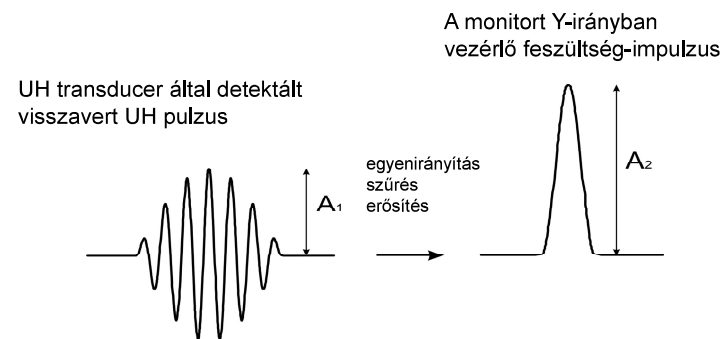
Az ultrahangos diagnosztika módszerei

A (amplitude) - képek



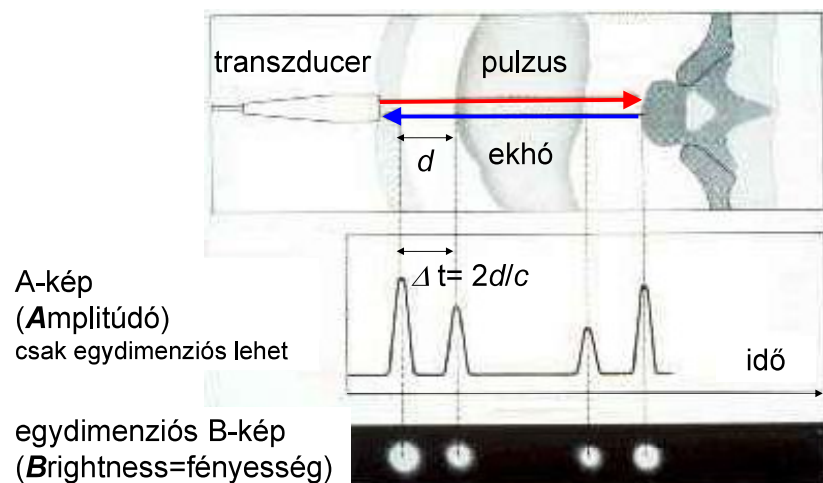
41

Jelátalakítás a megjelenítés előtt



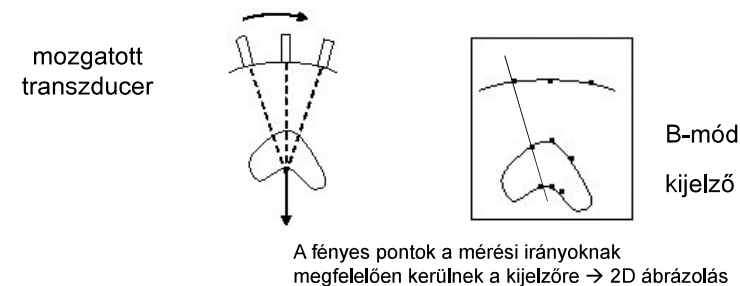
42

A – képek transzformálása B (brightness)-képbe



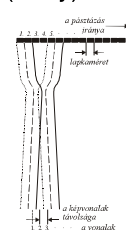
43

Kétdimenziós B-kép

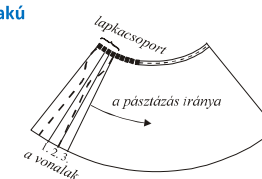


Detektor-sorok (array)

Parallel pásztázás



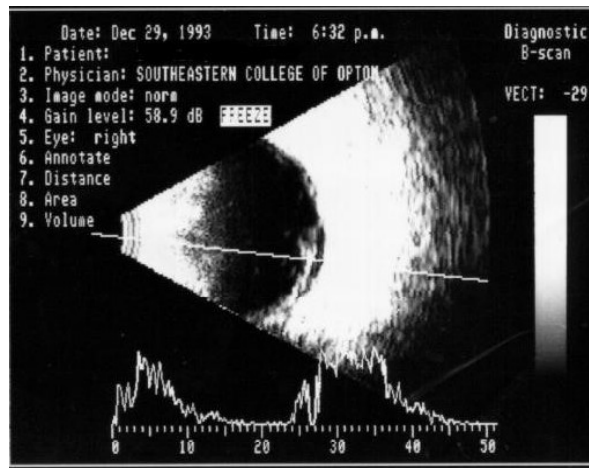
Legyező alakú pásztázás



44

Kétdimenziós B-kép és A-kép

(szemészeti alkalmazás)



Szemgolyó mérete ~ 24 mm

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

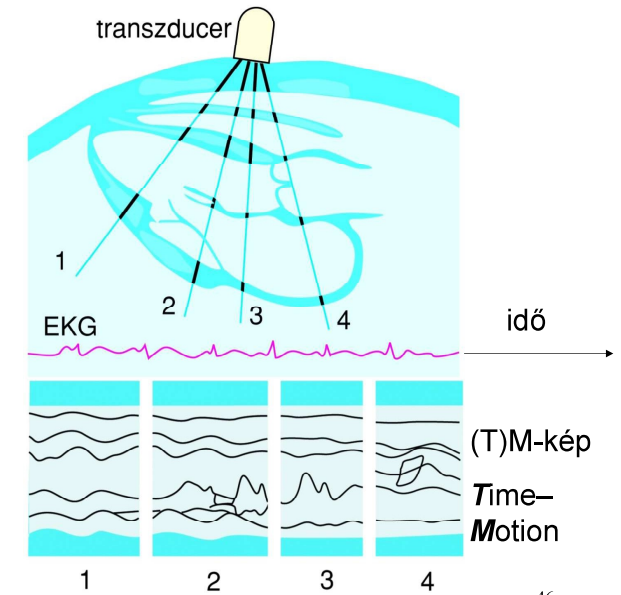
45

TM-kép

(Time – Motion)

EKG jel
referenciaként

(függőleges)
egydimenziós
B-kép időbeli
változása

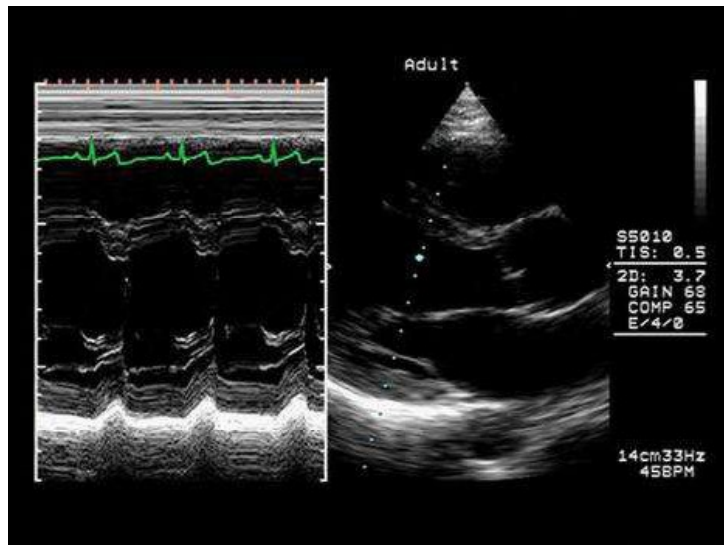


46

Tkv. VIII.34. ábra

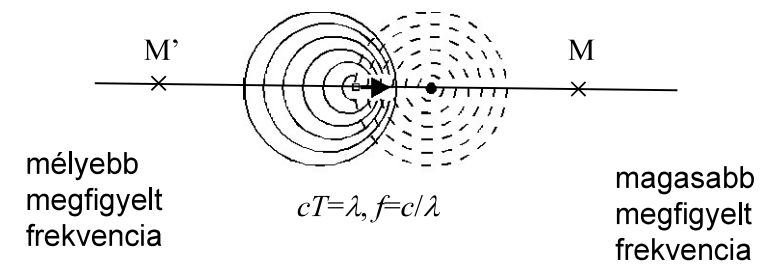
TM-kép

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)



48

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 $v_R \ll c$)

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

49

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

50

Vörösvértetek, mint szórócentrumok. CW Doppler berendezés áramlási átlagsebesség mérésére

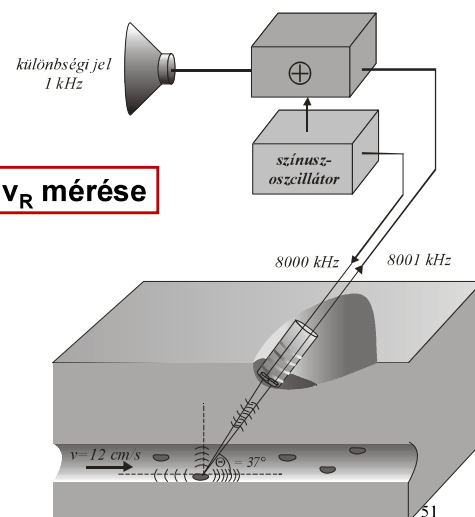
CW: folyamatos hullámú

adó és vevő
 különválasztva

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

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

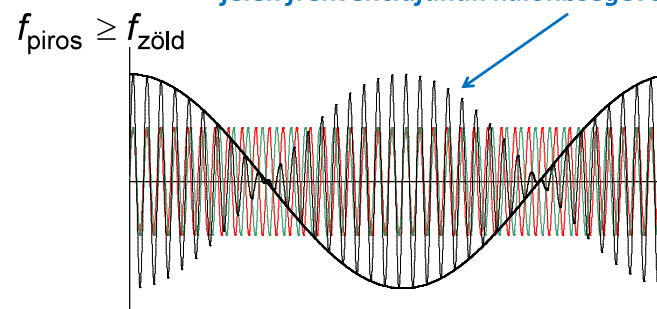
$\Rightarrow f_D = 1$ kHz **kis változás!**
 (lebegés jelensége)



51

Lebegés: két kicsit eltérő frekvenciájú hullám interferenciájakor

*a lebegés frekvenciája megegyezik az interferáló
 jelek frekvenciájának különbségével*

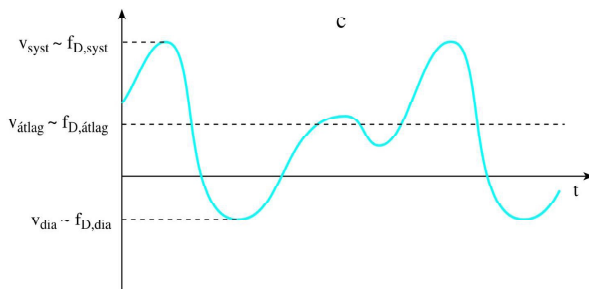


emlékeztető: $\sin \alpha + \sin \beta = 2 \sin \frac{\alpha + \beta}{2} \cos \frac{\alpha - \beta}{2}$

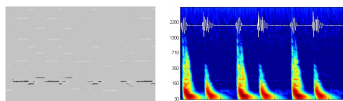
52

Doppler görbék

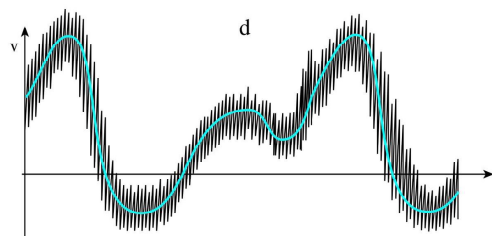
minden időpillanatban egy sebességgel jellemezhető áramlás



minden időpillanatban egy sebességeloszlással jellemezhető áramlás



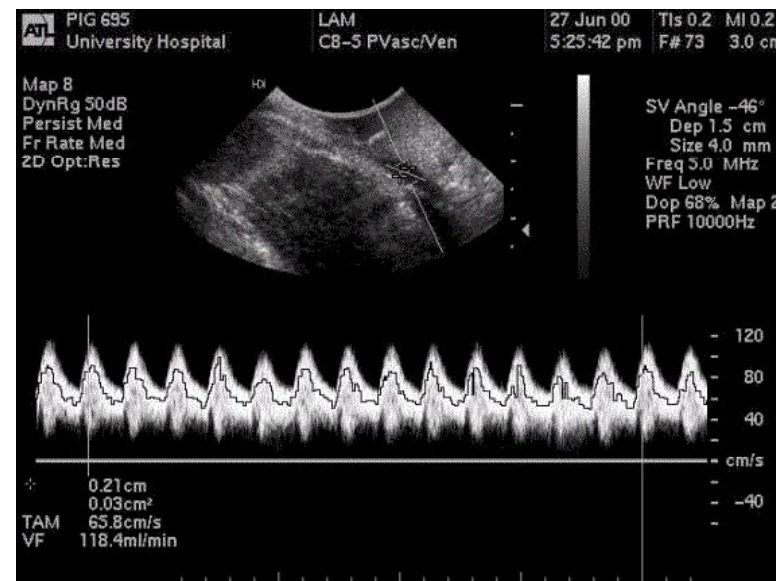
vő. zene/szívhangok
idő-fr. reprezentációban



sebességeloszlás TM-képe

53

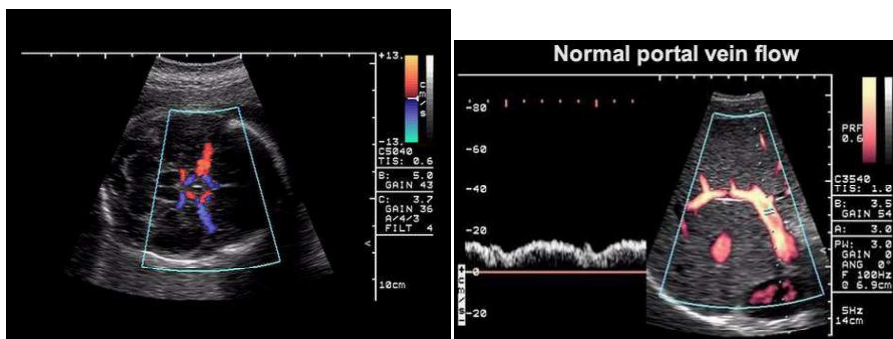
Tkv. VIII.42. ábra



54

Δf előjele a véráramlás *irányára* jellemző → Színkódolás

transzducer felé: meleg színek,
transzducertől elfelé: hideg színek

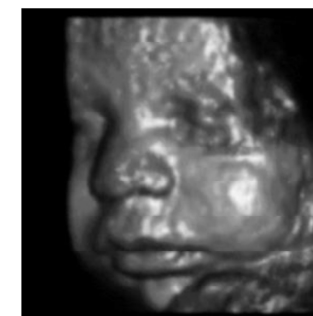


BART: Blue Away Red Towards

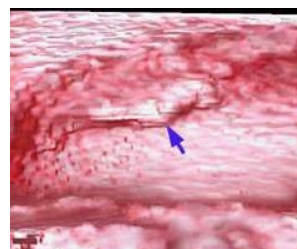
55

3D rekonstrukció

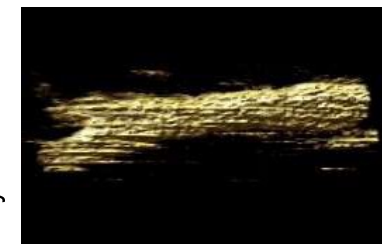
magzat arca



húgyhólyag



nyaki verőér



56

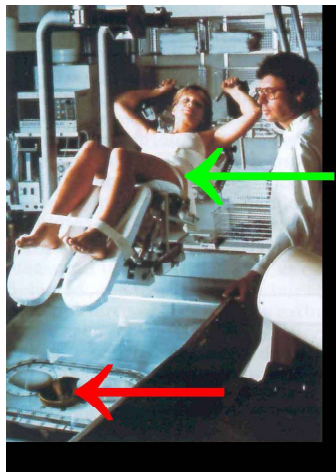
UH terápia

mechanikai és/vagy hőhatás

- kis intenzitás: mikromassázs
- nagy intenzitás: roncsoló hatás
sejtállományt fenntartó kötőerők 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 Δp (!)
-100 és +300 kPa között változik a p

57



59

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

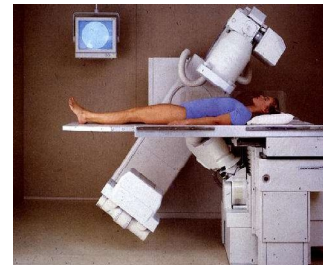
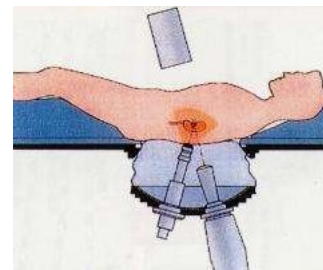
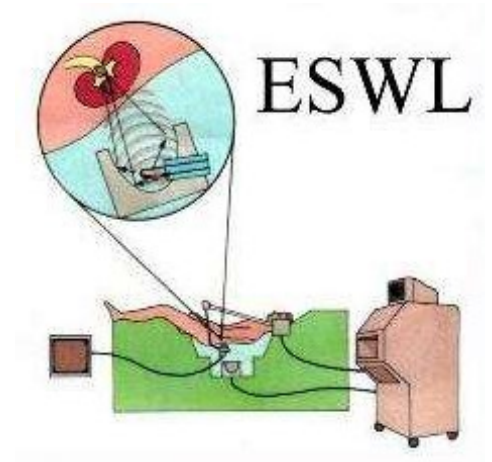
kövek non-invazív törése (vese, epe, ...)

kb. 20 kV-os kondenzátor víz alatti elektródapáron kisütve



nyomásimpulzus, fókuszálás
a kő helyére elliptikus tükörrel

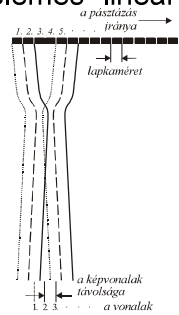
*röntgen és/vagy UH képalkotóval
követik a kezelés előrehaladtát*



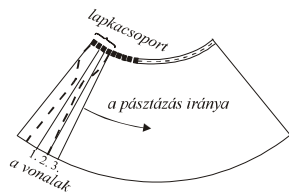
60

Pásztázás

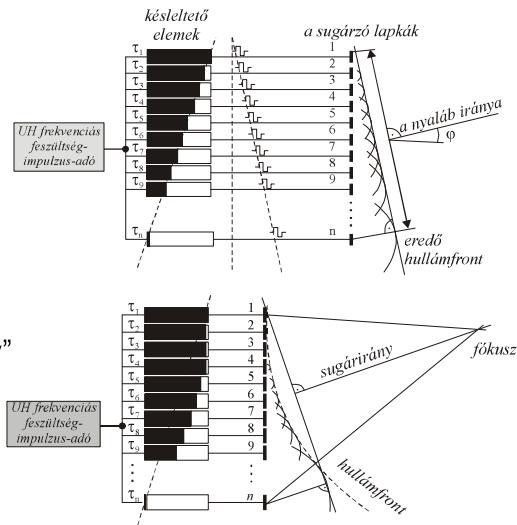
sokelemes "linear array"



sokelemes "curved array"



Pásztázás és fókuszálás



61

Vége

Köszönöm a figyelmet!



62