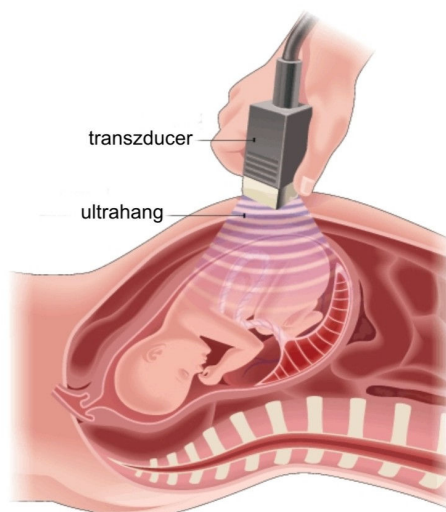
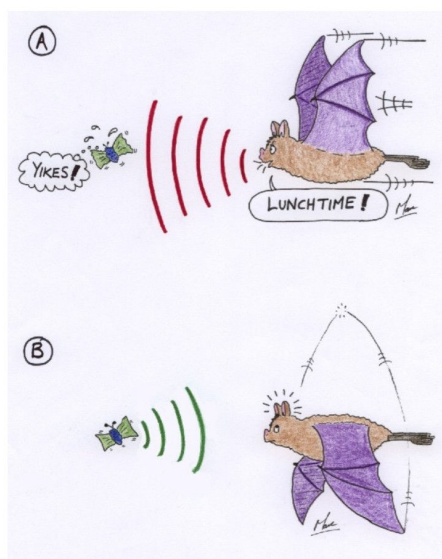


# ULTRAHANG

## AZ ULTRAHANG DIAGNOSZTIKAI ÉS TERÁPIÁS ALKALMAZÁSA



## ALAPFOGALMAK

**ULTRAHANG:** Az emberi fül hallástartományánál magasabb, azaz 20 000 Hz-et meghaladó frekvenciájú mechanikai rezgés, ill. hullám.

**DIREKT PIEZOELEKTROMOS HATÁS:** Piezoelektromosságot mutató szigetelőanyagok (pl. kristályok) mechanikai deformáció (nyomás, húzás) hatására fellépő elektromos polarizációja. Az így létrejövő töltésmegoszlás a kristály lapjain kiképzett elektródokon elektromos feszültség formájában jelentkezik.

**INVERZ PIEZOELEKTROMOS HATÁS:** Ha a piezoelektromos anyag elektródjaira elektromos feszültséget kapcsolunk deformáció (összenyomódás, tágulás) jön létre.

**TRANSDUCER:** Itt: olyan jelátalakító eszköz, amely elektromos jelből mechanikai jelet hoz létre és fordítva.

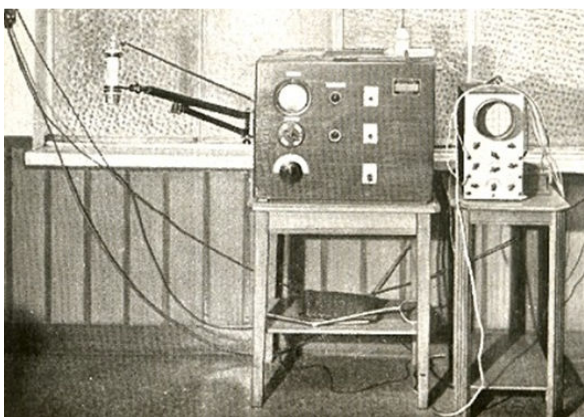
**CSILLAPÍTÁS:** Az **ultrahang** gyengülésére jellemző paraméter  $\alpha = 10 \lg \frac{J_0}{J}$  (dB), ahol  $J_0$  a beeső,  $J$  a tovahaladó intenzitás.

**AKUSZTIKUS IMPEDANCIA:** Az **ultrahang** terjedése szempontjából fontos, a közeg akusztikus minőségére jellemző paraméter. A közeg sűrűségének ( $\rho$ ) és a közegben terjedő hang sebességének ( $c$ ) szorzata ( $Z = \rho \cdot c$ ). Amennyiben az **akusztikus impedancia** megváltozik, határfelületről beszélünk.

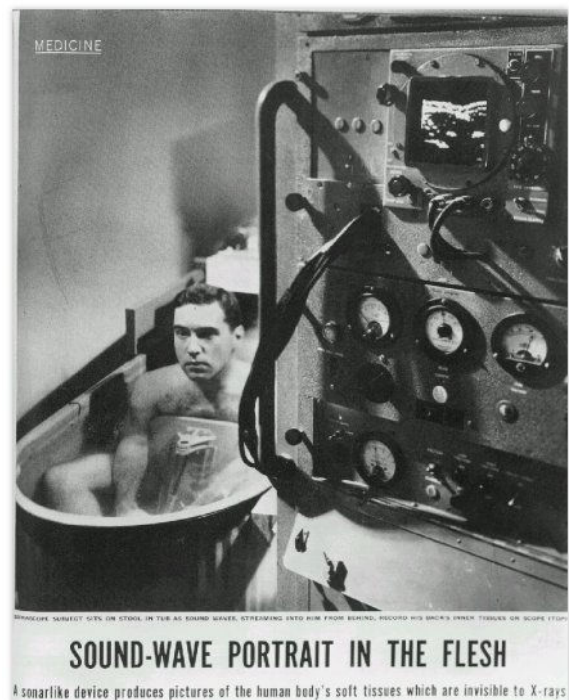
**REFLEXIÓKÉPESSÉG:** A különböző **akusztikus impedanciájú** közegek határfelületének jellemzője, a reflektált és a beeső intenzitások hányadosa. A határfelület reflexióképessége:  $R = \frac{J_R}{J_0} = \left( \frac{Z_1 - Z_2}{Z_1 + Z_2} \right)^2$ , ahol  $Z_1$  ill.  $Z_2$  a határoló közegek akusztikus impedanciája (ha  $R = 0$ , nincs reflexió, ha  $R = 1$ , teljes a reflexió).

**IMPULZUS-ECHO ELV:** A **transzducerből** a közegbe irányított ultrahangimpulzus indítása és az útba kerülő határfelületről visszaverődő visszhang érkezése között eltelt időből ( $\Delta t$ ) kiszámítható a transzducer és a határfelület távolsága ( $d$ ), ha ismerjük az ultrahang sebességét ( $c$ ) az adott közegben  $d = \frac{c \cdot \Delta t}{2}$ .

**DOPPLER-ELV:** Ha a hullámforrás és a megfigyelő egymáshoz képest mozog, a hullámhossz és ezzel együtt a frekvencia megváltozik.



A. Denier ultrahang készüléke 1946-ból.



Emberi vese ultrahang képe 1954-ből (Life magazin).

*Elengedően nagy frekvenciájú mechanikai rezgések, ultrahangok az **orvosi gyakorlatban** mind diagnosztikai, mind pedig terápiás célra felhasználhatók.*

*A **diagnosztikai** célú ultrahangos eljárások noninvazívak, az utóbbi évtizedekben hatalmas fejlődésen mentek keresztül (2D, 3D, 4D, Doppler technikák, stb.)*

*A **terápiás** alkalmazás elsősorban a reumatológiában fordul elő (főleg ízületi kopások esetén), de például a fogkő eltávolítására alkalmas készülék is 20 000 Hz feletti rezgéseket állít elő.*

## ELMÉLETI ÖSSZEFOGLALÁS

### AZ ULTRAHANG TERJEDÉSE, CSILLAPODÁSA ÉS REFLEXIÓJA

Az ultrahang légnemű és folyékony közegek belsejében longitudinálisan, szilárd anyagokban mind longitudinálisan, mind transzverzálisan terjedő mechanikai hullám.

#### Az ultrahang terjedése

Az ultrahang egy közegben a közegre jellemző terjedési sebességgel ( $c$ ) halad, a hullámokra vonatkozó általános törvényszerűségek szerint (lásd fénytörés).

#### Az ultrahang csillapodása

Az ultrahang energiájának egy része a testekben elnyelődik, **hővé** alakul. A sugárzások gyengülésének általános törvénye szerint:

$$J = J_0 e^{-\mu \cdot x}, \quad (1)$$

ahol  $J$  és  $J_0$  az intenzitás  $x$ , ill.  $x=0$  távolságban,  $\mu$  pedig az **abszorpció**s együttható.

A **csillapítás** az optikai, vagy röntgen denzitáshoz hasonló fogalom:

$\alpha = 10 \lg \frac{J_0}{J} \text{ (dB)} = 10 \mu \cdot x \cdot \lg e$ . Mivel  $\mu$  arányos a frekvenciával ( $f$ ), ez  $\alpha$ -ra is igaz. A szövetek abszorpció

#### Az ultrahang visszaverődése

Különböző akusztikus impedanciájú közegek **határfelületén** az ultrahang részben **visszaverődik (reflexió)**, részben behatol a határfelület utáni közegbe (1. ábra). Amennyiben az ultrahang terjedési iránya nem merőleges a határfelületre, az ultrahang az újabb közegben (a fény töréséhez hasonlóan) irányt változtat, **megtörik (refrakció)**.

Az ultrahang terjedése szempontjából fontos, a közeg akusztikus minőségét jellemző paraméter az **akusztikus impedancia** ( $Z$ ):

$$Z = \rho \cdot c, \quad (2)$$

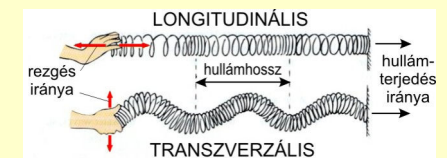
ahol  $\rho$  a közeg sűrűsége és  $c$  az ultrahang terjedési sebessége az adott közegben. A különböző akusztikus impedanciájú közegek határfelületéről visszavert intenzitás ( $J_R$ ) és a beeső intenzitás ( $J_0$ ) hányadosa a határfelület **reflexióképessége** ( $R$ ), amit a határoló közegek akusztikus impedanciájának ( $Z_1, Z_2$ ) ismeretében meghatározhatunk:

$$R = \frac{J_R}{J_0} = \left( \frac{Z_1 - Z_2}{Z_1 + Z_2} \right)^2, \quad (3)$$

Kapcsolódó részek: Damjanovich-Fidy-Szöllösi: II / 2.4., VII / 1. 2. 4., VII / 1. 7., VIII. / 4.2., IX / 5. 1.

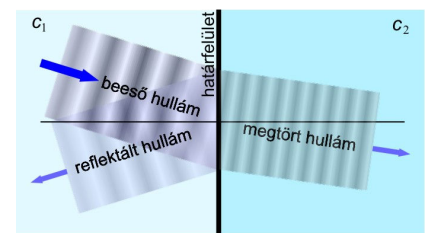
**Ultrahangnak** nevezzük az emberi fül hallástartományánál magasabb, azaz 20 000 Hz-et meghaladó frekvenciájú hangot (lásd 25. AUDIOMETRIA).

A **longitudinális** hullám terjedési iránya megegyezik a rezgés irányával. Ilyen pl. a hanghullám a levegőben, vagy a vízben (itt nem az ún. felületi hullámokra gondolunk).



A **transzverzális** hullám terjedési iránya merőleges a rezgés irányára. Ilyen pl. a húron terjedő rezgés.

viszaverődés  
reflection  
Reflexion



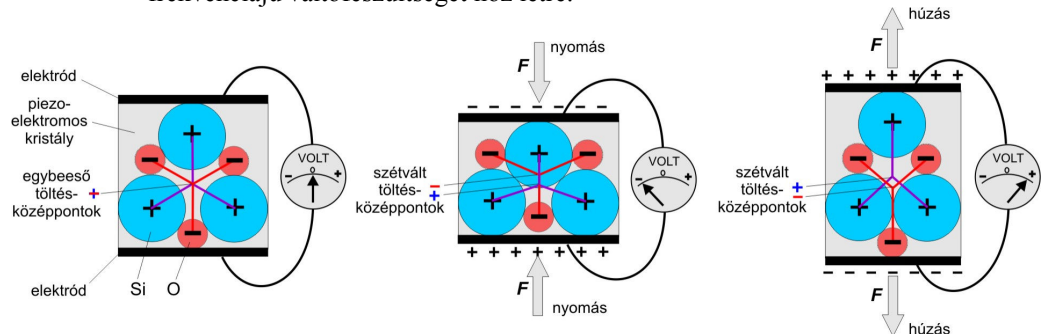
**1. ábra.** Ultrahanghullám visszaverődése és törése ( $c_1 > c_2$ ). A hanghullámokra is igaz a Snellius–Descartes törvény.

Minél nagyobb a határoló közegek közötti akusztikus impedancia különbség, annál nagyobb a reflektált ultrahang intenzitása. **Folyadék–gáz, vagy szilárd–gáz határfelületen az ultrahang csaknem teljesen visszaverődik.** Ezért, ha ultrahangot akarunk pl. az emberi testbe juttatni, a transzducer és a test közötti légrést valamilyen csatoló közeggel (zsélé, víz, vagy olaj) kell kitölteni.

## AZ ULTRAHANG KELTÉSE ÉS DETEKTÁLÁSA

### Direkt piezoelektromos hatás

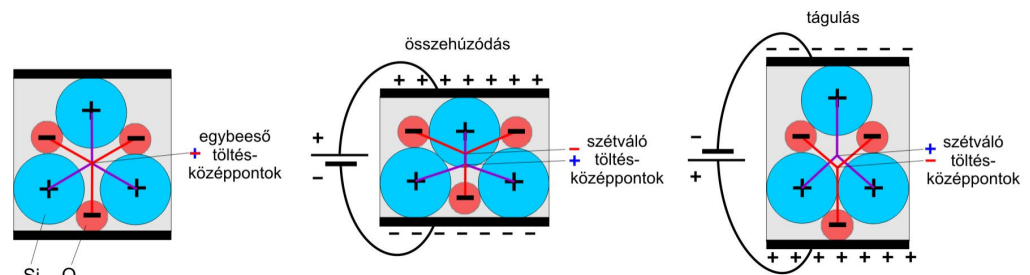
Bizonyos anyagok (pl. kvarc,  $\text{BaTiO}_3$ ) **mechanikai deformáció** (nyomás, húzás) hatására **elektromosan polarizálódnak**. Ilyenkor a kristály átellenes felületeire helyezett fémlektrodákon elektromos feszültség mérhető (2. ábra). Ezen a jelenségen alapul a mechanikai rezgések, pl. az ultrahang detektálása, azaz elektromos jellé alakítása is. A kristályra érkező ultrahang ugyanis a kristályt periodikusan deformálja, ami az elektródokon az ultrahang frekvenciájával azonos frekvenciájú váltófeszültséget hoz létre.



2. ábra. A direkt piezoelektromos hatás szemléltetése.

### Inverz piezoelektromos hatás

A piezoelektromos hatás megfordítható. Ha az **elektródokra elektromos feszültséget kapcsolunk**, a **piezoelektromos anyag deformálódik** (összehúzódás, tágulás) (3. ábra). Ezen a jelenségen pedig az ultrahang előállítása alapul. Ha ugyanis a kristályra adott frekvenciájú váltófeszültséget kapcsolunk, a kristály periodikusan összehúzódik és tágul, azaz ugyanakkora frekvenciával rezgésbe jön.



3. ábra. Az inverz piezoelektromos hatás szemléltetése.

Minden merev testnek, így a piezoelektromos anyagoknak is létezik tömegüktől, méretüktől, rugalmasságuktól függően ún. saját-, vagy **rezonanciafrekvenciájuk** (lásd 21. REZONANCIA), amelyen a legnagyobb amplitúdójú rezgésre képesek (pl. hangvilla). A jobb ultrahangképzési, ill. detektálási hatások érdekében a piezoelektromos anyagot a mechanikai rezonanciájának megfelelő frekvenciájú elektromos rezgésekkel gerjesztik.

A **transzducer** olyan jelátalakító eszköz, amely a jel energiáját elektromos energiává alakítja, ill. megfordítva. Pl. az ultrahang előállításakor az elektromos rezgés a transzducerben ultrahanggá, az ultrahang detektálásakor a reflektálódott ultrahang ugyanabban a transzducerben pedig elektromos rezgéssé alakul.

Az ultrahang keltésének és kvázi azonos idejű detektálásának az orvosi diagnosztikában van jelentősége.

### Az ultrahang keltése

Az ultrahang keltésére használt váltakozó feszültséget a kívánt rezonancia frekvenciára beállítható elektromos rezgéskeltővel (oszillátorral, lásd 19. SZINUSOSZCILLÁTOR) állítják elő.

Az ultrahang keltéséhez használt elektromos jel több MHz frekvenciájú szinuszosan változó, néhány periódust tartalmazó rövid hullámcsomag, impulzusszerű elektromos rezgés (4. ábra). Az elektromos rezgéseket elektromos kábelben vezetik a célnak megfelelően kiképzett sugárzó és egyben detektáló fejbe, az ún. **transzducerbe**. Ebben foglal helyet az elektródokkal ellátott piezoelektromos anyag.

A transzducer az elektromos energiát ultrahang rezgésekké alakítja (inverz piezoelektromos hatás) amely a vizsgált testrészt szervei felé sugárzódik. Mint említettük ez az **ultrahang impulzus („adás”)** csak rövid ideig, néhány periódusig tart (hullámcsomag), hasonlóan a denevér impulzusszerű ultrahang-fütyteléhez.

### Az ultrahang detektálása

Az **ultrahang impulzus** megszűnte után bekövetkező „csendben” a transzducer **„vételre kapcsol”** és a vizsgált testrészt szerveiről reflektált visszhangokra (echo) vár. Egy bizonyos idő elteltével a gyengült intenzitású „visszhang” eléri a transzducert és deformálja azt (hasonlóan a denevér ultrahangra érzékeny füléhez). A transzducerben bekövetkező elektromos polarizáció következtében az ultrahang

visszaalakul elektromos rezgéssé (direkt piezoelektromos hatás), ami az elektródákon és a kábelén keresztül visszavezetődik egy elektromos jelerősítőbe (lásd 18. ERŐSÍTŐ).

## AZ ULTRAHANG ORVOSI DIAGNOSZTIKAI ALKALMAZÁSA

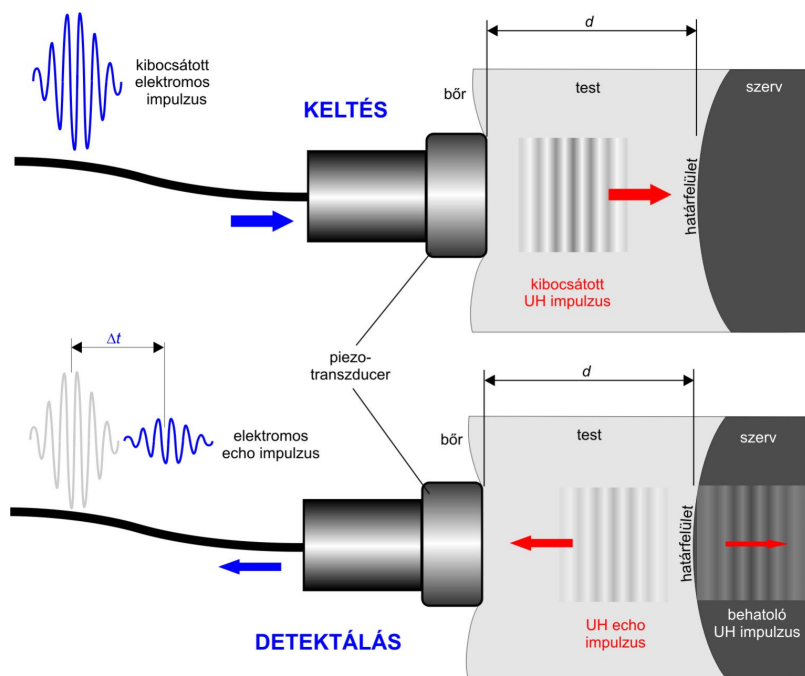
Az utóbbi évtizedekben az ultrahang diagnosztikai felhasználása jelentős fejlődésen ment keresztül. Az eljárás alapja az ultrahang visszaverődése a **különböző akusztikus impedanciájú biológiai szövetek határfelületeiről**. Az ultrahang kibocsátása és a visszhang közötti időt megmérve megállapítható, ill. grafikusan rekonstruálható a határfelületek távolsága.

Mivel a **mozgó határfelületekről** visszaverődő ultrahang frekvenciája megváltozik (Doppler-effektus, lásd később), a visszhang spektrumának analízise segítségével funkcionális információkat is nyerhetünk.

### Impulzus-echo elv

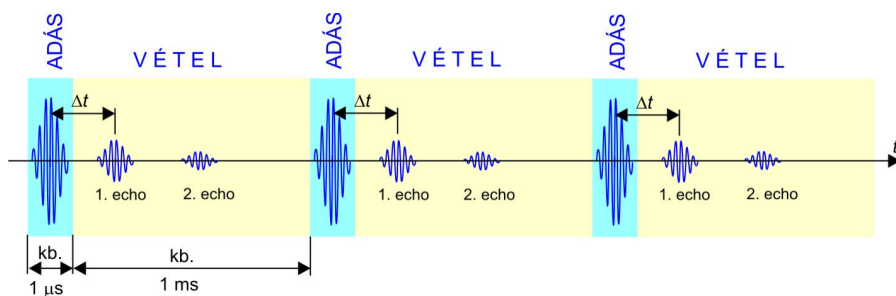
A transzducerből a közegbe irányított hullámcsoomag jellegű **ultrahangimpulzus indítása** és az útba kerülő határfelületről visszaverődő **visszhang érkezése** között eltelt **időből ( $\Delta t$ )** kiszámítható a transzducer és a határfelület **távolsága ( $d$ )**, ha ismerjük az ultrahang sebességét ( $c$ ) az adott közegben (4. ábra):

$$d = \frac{c \cdot \Delta t}{2} \quad (4)$$

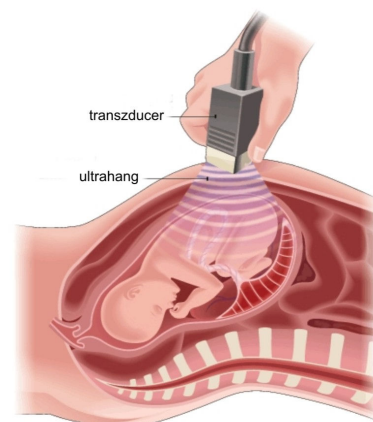


4. ábra. Impulzus-echo elv.

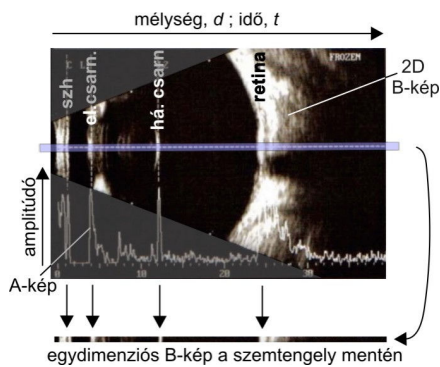
A detektált elektromos jelnek a gerjesztő jelhez viszonyított időbeli késése és amplitúdó-csökkenése képezi a testrészen vizsgált szervek elhelyezkedésére vonatkozó információt (5. ábra). A transzducerben a **hullámcsoomag kibocsátás** (adás) és a **detektálási időszakasz** (vétel) periodikusan ismétlődik. Az alkalmazott ultrahang hullámcsoomag alulfrekvenciája általában néhány MHz, így a kibocsátott hullámcsoomag néhány szinuszos periódusa mintegy 1  $\mu$ s-ig tart. A hullámcsoomag kibocsátás és a detektálási időszakasz ismétlődési frekvenciája kb. 1 kHz (6. ábra).



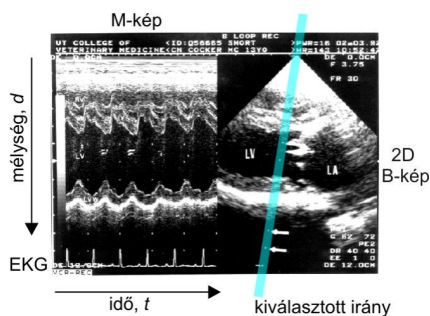
6. ábra. Ultrahang kibocsátásának és detektálásának időszekvenciája két, különböző távolságra elhelyezkedő határfelület esetén.



5. ábra. Az ultrahang transzducer ebben a tipikus alkalmazásban térbeli információt szolgáltat a magzat elhelyezkedéséről.



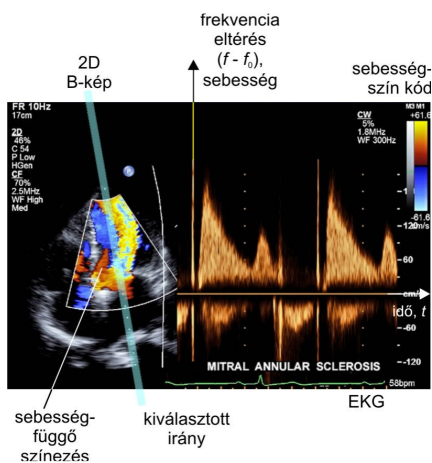
7. ábra. Kecseszem tengelyirányú ultrahang A-képe (középen) és 2D B-képe (felül) és a szentengely menti egydimenziós B-kép (alul). A főbb visszhangok: szaruhártya, elülső csarnok, hátulsó csarnok, retina.



8. ábra. M-kép (balra) az idő függvényében ábrázolja a szívbillentyű mozgását a 2D B képen (jobbra) kiválasztott irányban.



9. ábra. Magzati 3D-kép és az újszülött hasonlósága.



11. ábra. Szívbillentyű 2D B-képpel kombinált színes Doppler képe (balra). A kiválasztott irányban (vonallal jelölve) érzékelt frekvencia-eltolódás (sebesség) időfüggvénye (jobbra).

## Diagnosztikus ultrahang üzemmódok

**A-kép (Amplitúdómodulált):** Egyetlen transzducert és vonalban terjedő ultrahang nyalábot alkalmazunk. A vízszintes tengely az időt, ill. az ennek megfelelő távolságot mutatja, a függőleges tengely pedig a reflektált echojel intenzitását (7. ábra, középen).

**Egydimenziós B-kép (Brightness, fényességmodulált):** Egyetlen transzducert és vonalban terjedő ultrahang nyalábot alkalmazunk. A vízszintes időtengelyen ábrázolt pontok fényessége a reflektált ultrahang amplitúdójával arányos, ún. szürkiskálával (grayscale) van kódolva a képernyőn (7. ábra, alul, pl. a vízszintes kék vonal menti fényességváltozás).

**2D B-kép (kétdimenziós, fényességmodulált):** Sok egymás mellett elhelyezkedő transzducer működésének speciális időzítése segítségével az UH nyaláb irányát változtathatjuk, amellyel így egy síkot (legyezőformában) tapogatunk le. Így egydimenziós B-képek egymáshoz képest szögben elmozdított sorozata jelenik meg a képernyőn (7. ábra középen vagy 8. ábra, jobb oldal). A biológiai mintának így az ultrahang pásztázási síkjába eső metszetéről kapunk képet.

**M-kép (Motion):** A 2D B-képen kiválasztott irányban egymás utáni időpillanatokban rögzített egydimenziós B-képek sorozata a vízszintes időtengelyen ( $t$ ) egymáshoz képest eltolva jelenik meg a megosztott képernyőn (8. ábra, bal oldal). Tehát az idő függvényében a megfigyelt határfelület helyzetéről kapunk információt.

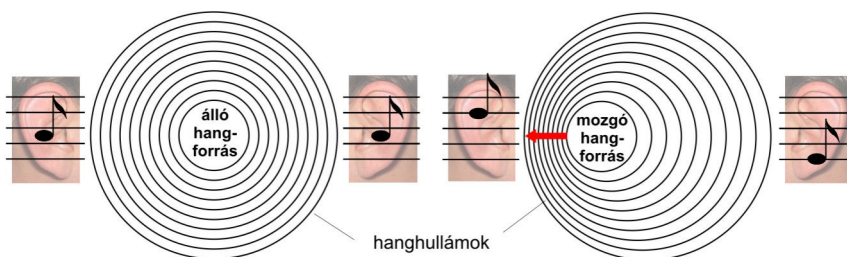
**3D-kép:** Sok, egymással párhuzamosan eltolva pásztázási sík 2D B-képe alapján számítógép segítségével rekonstruálható a biológiai minta 3D-képe (9. ábra), amely a számítógép segítségével tetszés szerint elforgatható és így különböző irányokból megfigyelhető.

**4D-kép:** Sok, egymás után készített 3D-kép sorozata, amely az időt, mint 4. dimenziót használva ultrahang alapú mozgóképet, „filmet” alkot.

## Doppler-módszerek

### Doppler-effektus:

A Doppler-effektus a hullám frekvenciájában és ezzel együtt hullámhosszában megjelenő változás, mely amiatt alakul ki, hogy a hullámforrás és a megfigyelő egymáshoz képest mozog (10. ábra).



10. ábra. Doppler-effektus: közeledő hangforrás hangját magasabbnak, a távolodóét mélyebbnek halljuk.

A fenti jelenséghez hasonlóan a mozgó határfelületről (melyet hangforrásnak tekinthetünk) visszaverődött ultrahang frekvenciája is eltér az eredeti frekvenciától:

$$f \cong f_0 \left( 1 \pm 2 \frac{v}{c} \right), \quad (5)$$

ahol  $f$  a reflektált,  $f_0$  az eredeti ultrahang frekvenciája,  $c$  az ultrahang terjedési sebessége a közegben és  $v$  a reflektáló felület sebességének az ultrahang nyaláb irányába eső komponense. Közeledés esetén a +, távolodás esetén a - előjel érvényes. Mozdulatlan felületről visszavert ultrahang frekvenciája változatlan. Az ún. **Doppler-eltolódás** ( $f - f_0$ ) a relatív sebességgel ( $v/c$ ) és magával az eredeti frekvenciával ( $f_0$ ) arányos. Ez utóbbit úgy állítják be, hogy a Doppler-eltolódás a hallható frekvenciatartományba (néhány kHz) essen, így az egy hangszóró segítségével hallhatóvá tehető.

**Doppler idő-sebesség kép:** A 2D B-képen kiválasztott irány egy kijelölt szakaszában az M-képhez hasonlóan az **idő függvényében** ábrázoljuk a **Doppler-frekvenciaeltolódást**, azaz a megfigyelt **határfelületek sebességét** (11. ábra jobbra).

**Színkódolt Doppler-kép:** A biológiai minta 2D B-képét (szűrkeskála) és a mozgó képletek (színekkel kódolt) sebességinformációját ugyanazon a képen jelenítik meg (11. ábra, balra)

**Doppler-áramlásmérő:** Lehetőséget ad a vér áramlási sebességének megmérésére a nagyobb erekben:

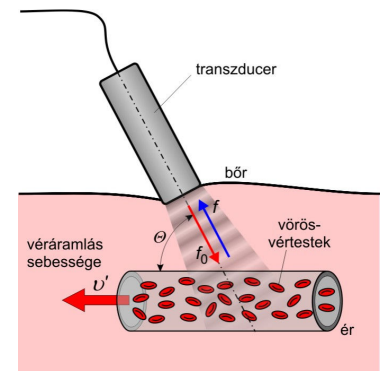
$$v' = \frac{c(f - f_0)}{2f_0 \cos \Theta}, \quad (6)$$

ahol  $v'$  a vér áramlási sebessége,  $c$  az ultrahang terjedési sebessége a közegben,  $f - f_0$  a Doppler-eltolódás, és  $\Theta$  az ultrahang-nyaláb és a véráram tengelye által bezárt szög (12. ábra).

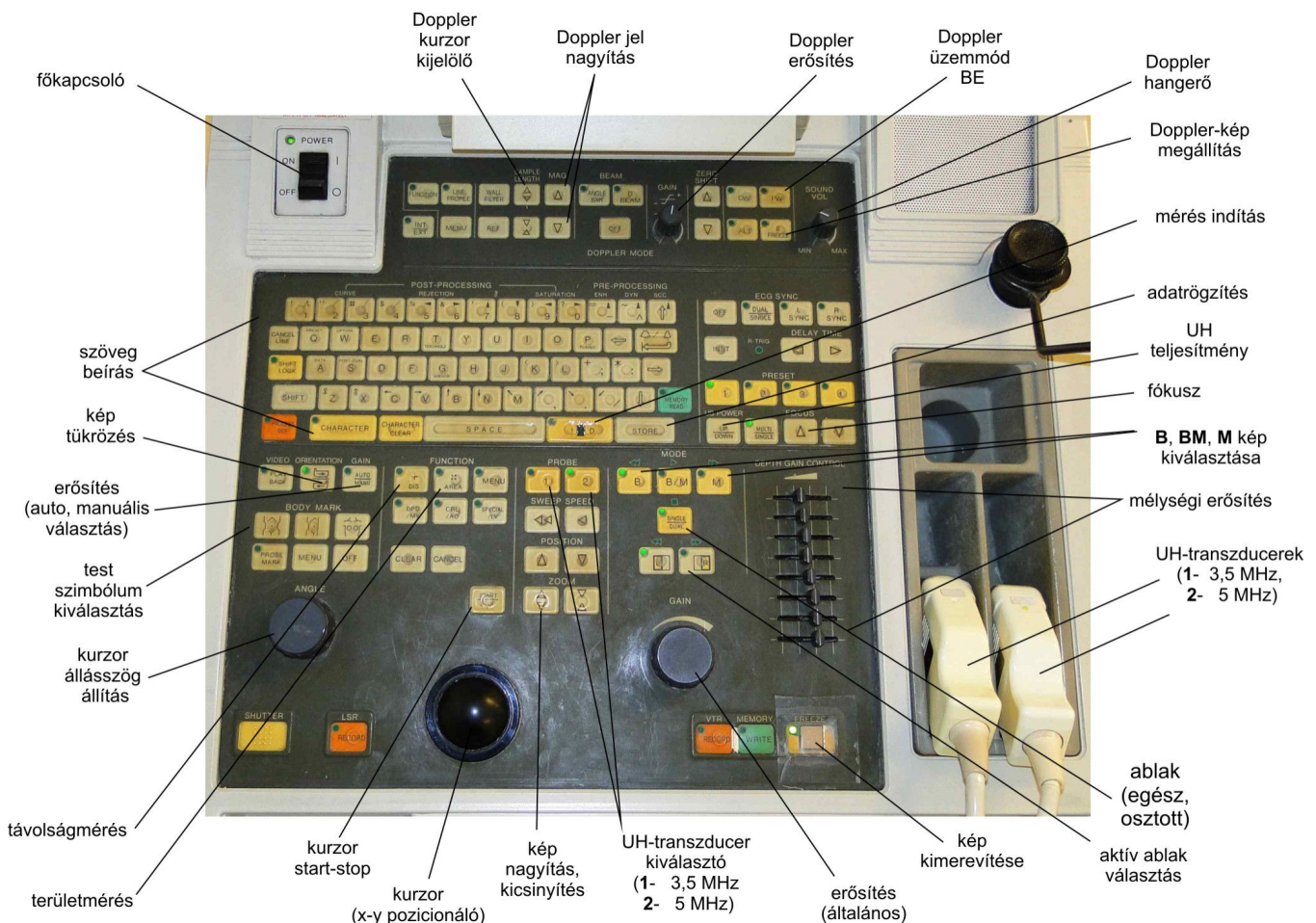
## A MÉRÉS MENETE

### A MÉRŐBERENDEZÉSEK ISMERTETÉSE

A HITACHI EUB-40 típusú diagnosztikai ultrahang készülék (lásd címlap) kezelőpultját és a fontosabb kezelő funkciók jelentését a 13. ábra mutatja.



12. ábra. Doppler-áramlásmérő.



13. ábra. A HITACHI EUB-40 diagnosztikai ultrahang készülék kezelőpultja.

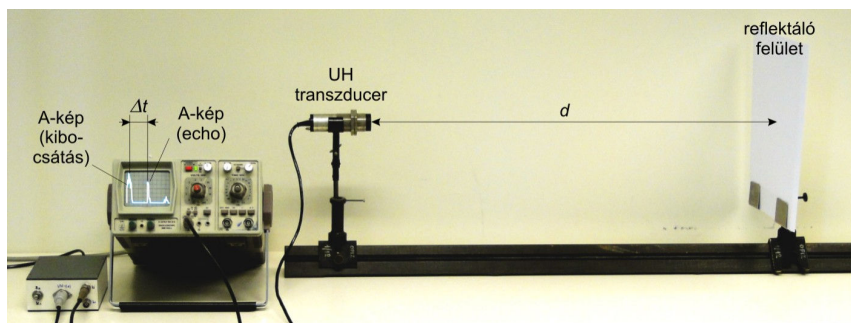
## BEMUTATÁSOK

### Véráramlás detektálása Doppler-effektus alapján

Az alkar, vagy a nyak verőereire megfelelő szögben elhelyezett transzducerből kilépő folytonos (CW, Continuous Wave) 8 MHz-es ultrahanggal történik a besugárzás. Az áramló vér alakos elemeiről visszaszóródott ultrahangot egy másik transzducer alakítja át elektromos jellé. A kibocsátott és a visszaszórt ultrahang **frekvenciája** között az áramlás **sebességével** arányos különbség észlelhető (Doppler-effektus). Ez a különbségi jel kellő erősítés után pl. hangszóró segítségével hallhatóvá tehető.

## Radarelv — ultrahangos távolságmérés — UH-A-kép

Speciális UH-fej segítségével rövid UH-impulzusokat küldünk levegőben egy reflektáló felület felé, majd ugyanazzal az UH-fejjel érzékeljük a visszhangot. Mind az impulzus indítás, mind az echojel A-képe az oszcilloszkóp képernyőjén jelenik meg (14. ábra).



14. ábra. Ultrahangos távolságmérés levegőben.

Megmérve a jelek között eltelt időt ( $\Delta t$ ), és ismerve a hang levegőbeli terjedési sebességét ( $c = 340 \text{ m/s}$ ), számoljuk ki a reflektáló felület távolságát ( $d = c \cdot \Delta t / 2$ ). A kapott értéket hasonlítsuk össze a transzducer és a reflektáló felület mérőszalaggal megmért ( $d$ ) távolságával!

### Mérések vízzel töltött fantommal

1. Mérjük meg a fantomban helyezett damilszálrendszer egyes szálainak transzducertól való távolságait a képernyőn (kurzor segítségével). Ábrázoljuk az adatokat a damilszálak transzducertól mért valós távolságának függvényében, készítsünk **kalibrációs diagramot**!
2. Mérjük meg a különböző transzducerek (3,5 MHz, 5 MHz) **hatótávolságát** a fantomban mozgatott pálca segítségével!
3. Mérjük meg a laterális, majd az axiális **felbontási határt** a változtatható távolságú damilszálak segítségével, a transzducertől különböző távolságokra.
4. Süllyesszünk vízzel töltött gumikesztyűt a fantomba (15. ábra), melynek függőleges irányú mozgásával különböző rétegek **metszeti képét** figyelhetjük meg.
5. Süllyesszünk levegővel töltött gumikesztyűt a fantomba, figyeljük meg az **árnyékképződést**!
6. Süllyesszünk glicerinnel, majd alkohollal töltött gumikesztyűt a fantomba. Készítsünk vázlatokat a középső ujj képernyőn megfigyelt alaktorzulásáról (16. ábra). Adjunk magyarázatot a jelenségre! Mérjük meg az átmérők közegetől függő változását és becsüljük meg a **közegbeli hangsebességeket** a képlet alapján:

$$c_{\text{közeg}} = c_{\text{víz}} \frac{d_{\text{víz}}}{d_{\text{közeg}}} \quad (7)$$

Kapcsoljuk a készüléket BM-módba és tanulmányozzuk egy a fantom vizében előre-hátra mozgatott vonalzó **M-képét**.

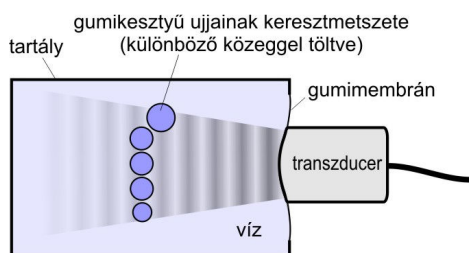
7. Kapcsoljuk a készüléket Doppler-üzemmódba és tanulmányozzuk a vonalzó **sebességének időtől való függését** (a mozgás hangszóró segítségével hallhatóvá is tehető).

### Mérések emberi testen

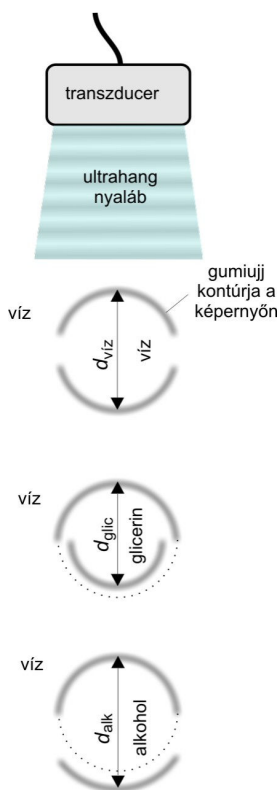
1. Önként vállalkozó kezének kinyújtott ujjait függőleges irányban lassan süllyesszük a fantom vizébe és figyeljük meg az **ujjak** elhelyezkedését a képernyőn.
2. Önként vállalkozó **nyaki ütőérének** (carotis arteria) megfigyelése. A kép megfelelő pillanatban történő kimerevítése után a kurzor segítségével mérjük meg az ér belső átmérőjét, a bőrfelszíntől való távolságát, majd kontúrját a kurzorral körberajzolva annak területét.
3. Kapcsoljuk a készüléket **BM-módba** és tanulmányozzuk az artéria lüktetésének időfüggvényét.
4. Kapcsoljuk a készüléket Doppler-üzemmódba. A transzducer dőlési szögét állítsuk kb.  $60^\circ$ -ra a nyaki ütőérhez képest és tanulmányozzuk az artériában folyó vér **sebességnek időtől való függését** (a lüktetés hangszóró segítségével hallhatóvá is tehető).

## AZ ULTRAHANG TERÁPIÁS ALKALMAZÁSA

Az ide vonatkozó rész a 19. SZINUSZOSZCILLÁTOR című fejezetben található.



15. ábra. A vízzel töltött fantom felülnézeti képe.



16. ábra. A gumiujjban lévő közegetől függően a hátsó fal reflexió képe eltérő távolságokban rajzolódik ki.