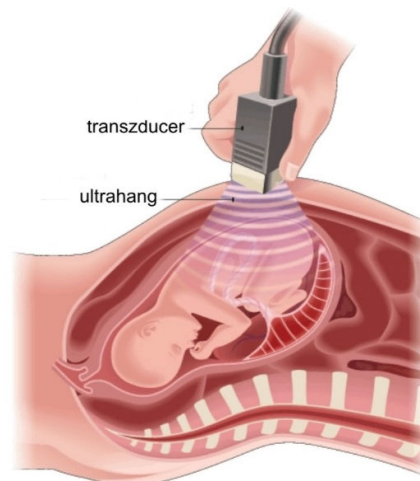
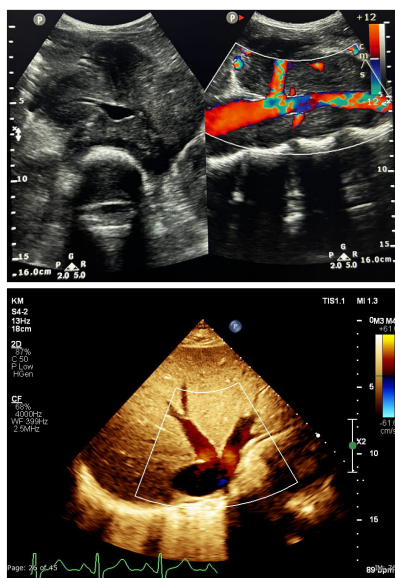


ULTRAHANG

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.

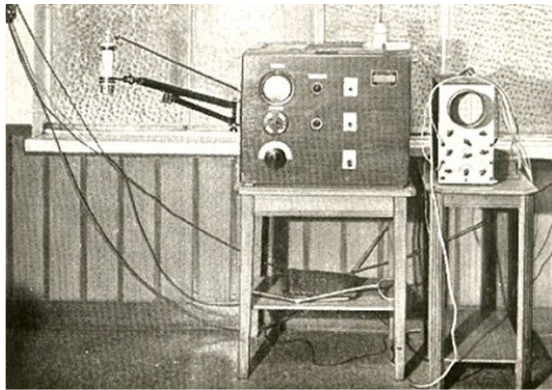
TRANZDUCER: Itt: olyan jelátalakító eszköz, amely elektromos jelből mechanikai jelet hoz létre és fordítva.

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

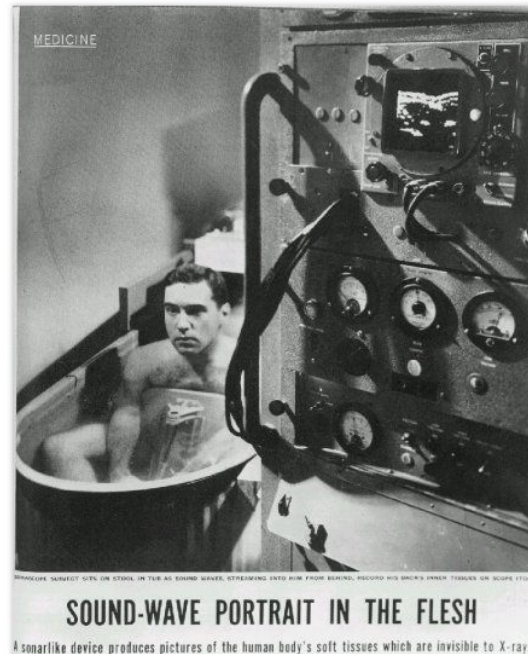
REFLEXIÓKÉPESSÉG: A különböző **akusztikus impedanciájú** közegek határfületének jellemzője, a reflektált és a beeső intenzitások hányadosa. A határfület reflexióképessége: $R = \frac{J_R}{J_0} = \left(\frac{Z_1 - Z_2}{Z_1 + Z_2} \right)^2$, ahol Z_1 ill. Z_2 a határoló közegek akusztikus impedanciája (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 határfületről visszaverődő visszhang érkezése között eltelt időből (Δt) kiszámítható a transzducer és a határfület 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).

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

A **diagnosztikai** célú ultrahangos eljárások noninvazivak, 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). A terjedési sebesség a közeg sűrűségétől (ρ) és kompresszibilitásától (κ) függ:

$$c = \frac{1}{\sqrt{\rho \cdot \kappa}}. \quad (1)$$

Az ultrahang csillapodása

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

$$J = J_0 e^{-\mu \cdot x}, \quad (2)$$

ahol J és J_0 az intenzitás x , ill. $x = 0$ távolságban, μ pedig a **gyengítési 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 μ arányos a frekvenciával (f), ez α -ra is igaz.

A szövetek ultrahang-elnyelő (abszorpciós) tulajdonságát gyakran az ún. **fajlagos csillapítás** nevű mennyiséggel jellemzik ($\alpha/(f \cdot x)$, melynek mértékegysége: dB/(cm·MHz)).

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 , mértékegysége a rayl):

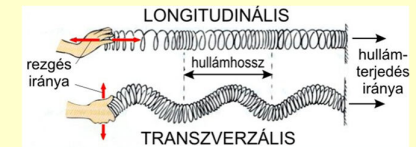
$$Z = \rho \cdot c, \quad (3)$$

ahol ρ 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:

$$R = \frac{J_R}{J_0} = \left(\frac{Z_1 - Z_2}{Z_1 + Z_2} \right)^2, \quad (4)$$

Ultrahangnak nevezzük az emberi fül hallástartományánál magasabb, azaz 20 000 Hz-et meghaladó frekvenciájú hangot. A **diagnosztikai** célból alkalmazott ultrahang jellemző frekvenciatartománya **1 - 40 MHz**, a **terápiás** ultrahangé pedig jellemzően **0,75 - 3 MHz** közötti. (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).

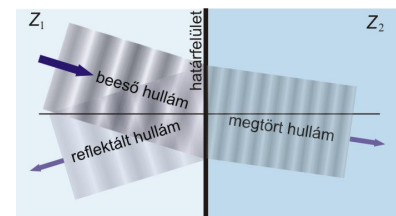


A **transzverzális** hullám terjedési iránya merőleges a rezgés irányára. Ilyen pl. a húron terjedő rezgés.

A **kompresszibilitás** (κ) az egységnyi nyomásváltozás hatására bekövetkező relatív térfogatcsökkenést adja meg az adott közeg esetében:




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

A gázoknak jellemzően nagy, míg folyadékoknak és homogén szilárd anyagoknak jellemzően kicsi a kompresszibilitása.



1. ábra. Ultrahanghullám visszaverődése és törése ($Z_1 > Z_2$; $c_1 > c_2$). A hanghullámokra is igaz a Snellius–Descartes törvény.

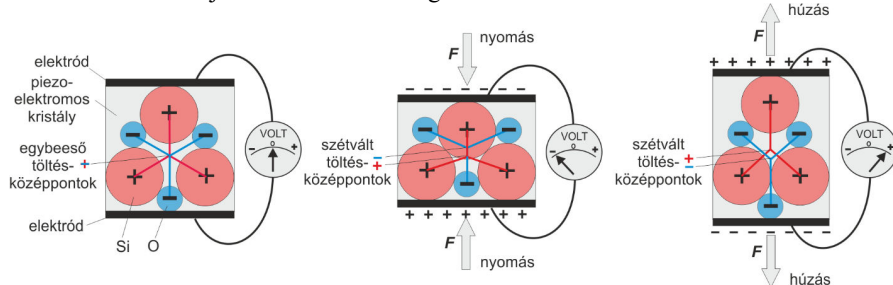
Minél nagyobb a határoló közegek közötti akusztikus impedancia-különbség, annál nagyobb a reflektált ultrahang intenzitása. **Folyadék–gáz, vagy szilárd–gáz határfelületen az ultrahang csaknem teljesen visszaverődik.** Ezért, ha ultrahangot akarunk pl. az emberi testbe juttatni, a transzducer és a test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

 piezoelektromos hatás
 piezoelectric effect
 piezoelektrischer Effekt

AZ ULTRAHANG KELTÉSE ÉS DETEKTÁLÁSA

Direkt piezoelektromos hatás

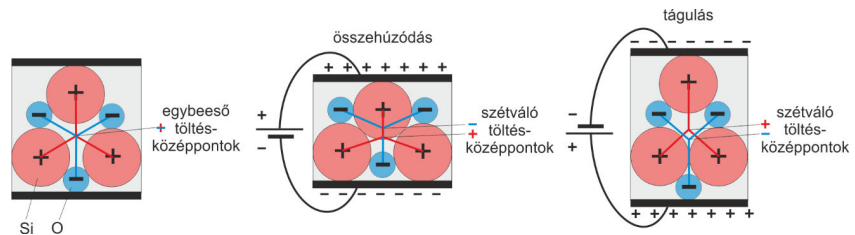
Bizonyos anyagok (pl. kvarc, BaTiO_3) **mechanikai deformáció** (nyomás, húzás) hatására **elektromosan polarizálódnak**. Ilyenkor a kristály átellenes felületeire helyezett fémlektrodokon elektromos feszültség mérhető (2. ábra). Ezen a jelenségen alapul a mechanikai rezgések, pl. az ultrahang detektálása, azaz elektromos jellé alakítása is. A kristályra érkező ultrahang ugyanis a kristályt periodikusan deformálja, ami az elektrodokon az ultrahang frekvenciájával azonos frekvenciájú váltakozó feszültséget hoz létre.



2. ábra. A direkt piezoelektromos hatás szemléltetése.

Inverz piezoelektromos hatás

A piezoelektromos hatás megfordítható. Ha **az elektrodokra elektromos feszültséget kapcsolunk, a piezoelektromos anyag deformálódik** (összehúzódás, tágulás) (3. ábra). Ezen a jelenségen pedig az ultrahang előállítására 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 jelalakító eszköz, amely a jel energiáját elektromos energiává alakítja, ill. megfordítja.

Pl. az ultrahang előállításakor az elektromos rezgés a transzducerben ultrahanggá, az ultrahang detektálásakor a reflektálódott ultrahang ugyanabban a transzducerben pedig elektromos rezgéssé alakul.

 visszhang, ekhó, echo
 echo
 Echo

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

Az ultrahang keltése

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

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

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

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. A transzducerben bekövetkező elektromos polarizáció következtében az ultrahang visszaalakul elektromos rezgéssé (direkt

piezoelektromos hatás), ami az elektródákon és a kábelben keresztül visszavezetődik egy elektromos jelerősítőbe (lásd 18. ERŐSÍTŐ).

AZ ULTRAHANG ORVOSI DIAGNOSZTIKAI ALKALMAZÁSA

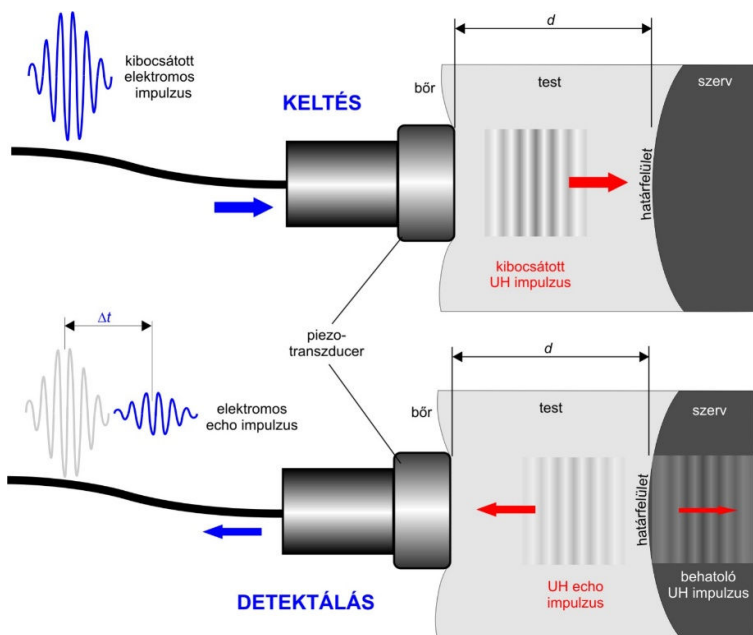
Az utóbbi évtizedekben az ultrahang diagnosztikai felhasználása jelentős fejlődésen ment keresztül. Az eljárás alapja az ultrahang visszaverődése a **különböző akusztikus impedanciájú biológiai szövetek határfelületeiről**. Az ultrahang kibocsátása és a visszhang közötti időt megmérve megállapítható,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

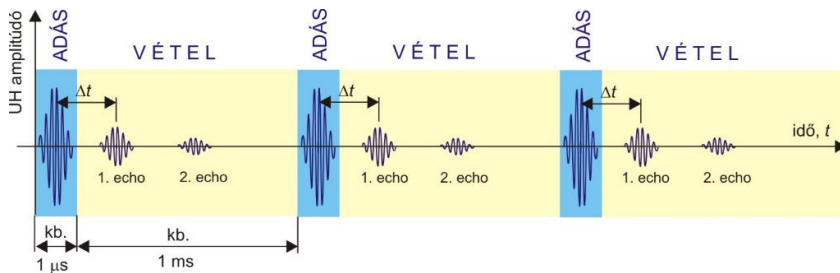
A transzducerből a közegbe irányított hullámcsomag-jellegű **ultrahangimpulzus indítása** és az útba kerülő határfelületről visszaverődő **visszhang érkezése** között eltelt **időből (Δt)** kiszámítható a transzducer és a határfelület **távolsága (d)**, ha ismerjük az ultrahang sebességét (c) az adott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

$$d = \frac{c \cdot \Delta t}{2} \quad (5)$$

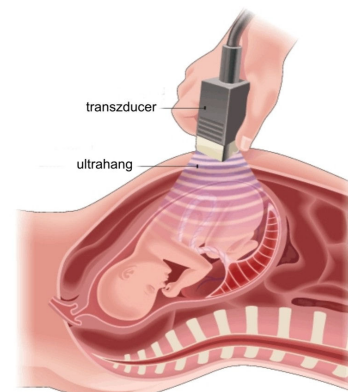


4. ábra. Impulzus-echo elv.

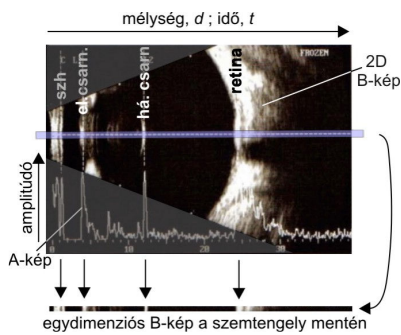
A detektált elektromos jelnek a gerjesztő jelhez viszonyított időbeli késése és amplitúdó-csökkenése képezi a testrészen vizsgált szervek elhelyezkedésére vonatkozó információt (5. ábra). A transzducerben a **hullámcsomag kibocsátás** (adás) és a **detektálási időszakasz** (vétel) periodikusan ismétlődik.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



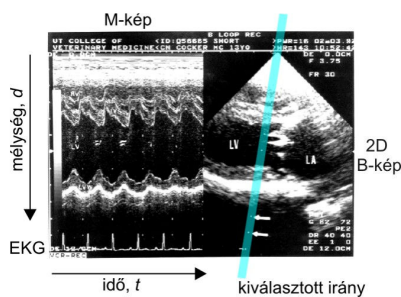
6. ábra. Ultrahang kibocsátásának és detektálásának időszekvenciája két, különböző távolságra elhelyezkedő határfelület esetén.



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



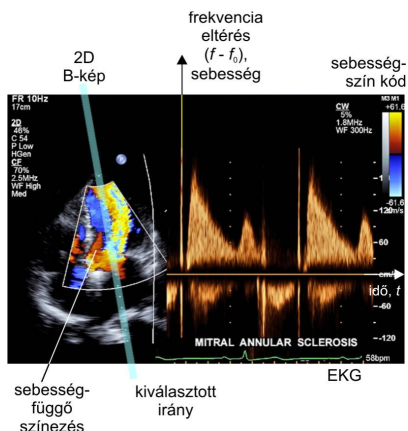
7. ábra. Kecskeszem tengelyirányú ultrahang A-képe (középen) és 2D B-képe (felül) és a szemtengely menti egydimenziós B-kép (alul). A főbb visszhangok: szaruhártya, elülső csarnok, hátsó csarnok, retina.



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 nyalábát alkalmazunk. A vízszintes tengely az időt, ill. az ennek megfelelő távolságot mutatja, a függőleges tengely pedig a reflektált echojel intenzitását (7. ábra, közepen).

Egydimenziós B-kép (Brightness, fényességmodulált): Egyetlen transzducert és vonalban terjedő ultrahang nyalábát alkalmazunk. A vízszintes időtengelyen ábrázolt pontok fényessége a reflektált ultrahang amplitúdójával arányos, ún. szürkescálával (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 vagy négyzög alakban) tapogatunk le. Így egydimenziós B-képek egymáshoz képest szögben vagy oldalirányban elmozdított sorozata jelenik meg a képernyőn (7. ábra közepén vagy 8. ábra, jobb oldal). A vizsgált testrésznek így az ultrahang pásztázási síkjába eső metszeteről 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.

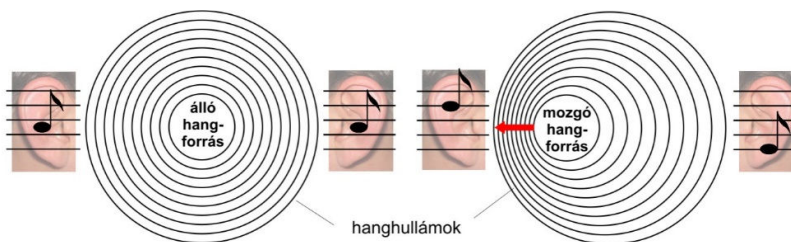
3D-kép: Sok, egymással párhuzamosan eltoló pásztázási sík 2D B-képe alapján számítógép segítségével rekonstruálható a biológiai minta 3D-képe (9. ábra), amely a számítógép segítségével tetszés szerint elforgatható és így különböző irányokból megfigyelhető.

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 távolodót mélyebbnek halljuk.

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

$$f \cong f_0 \left(1 \pm 2 \frac{v}{c} \right), \quad (6)$$

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. Mozdatlan 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 az emberi fül számára közvetlenül hallható.

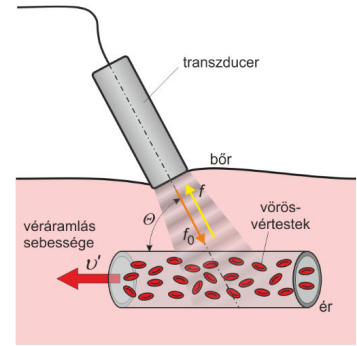
Doppler sebesség-idő kép: A 2D B-képen kiválasztott irány egy kijelölt szakaszában az M-képhez hasonlóan az **idő függvényében** ábrázoljuk a **Doppler-frekvenciaeltolódást**, azaz a megfigyelt **határfelületek sebességét** (11. ábra jobbra).

Színkódolt Doppler-kép: A biológiai minta 2D B-képét (szürkeskála) és a mozgó képletek (színekkel kódolt) sebességinformációját ugyanazon a képen jelenítik meg (11. ábra, balra). A **kék szín** megegyezés szerint a transzducertól **távolodó**, a **piros szín** pedig a transzducer felé **közeledő** ultrahangvisszaverő képletet jelent („BART” = Blue Away; Red Towards).

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

$$v' = \frac{c(f - f_0)}{2f_0 \cos \Theta}, \quad (7)$$

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

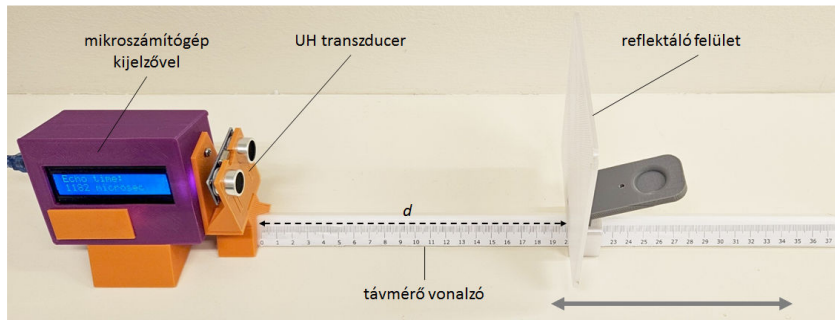


12. ábra. Doppler-áramlásmérő működési elve.

A MÉRÉS MENETE

Ultrahang terjedési sebességének mérése levegőben

A mérési elrendezés egy kijelzővel ellátott mikroszámítógépből áll, mely egy 40 kHz frekvenciájú UH transzducer modult vezérel (13. ábra).



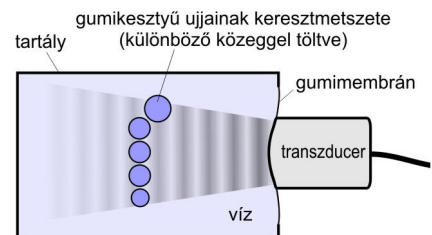
13. ábra. Mérőrendszer az ultrahang levegőben mért terjedési sebességének meghatározásához.

1. A transzducertől egy adott (min. 15 cm, max. 45 cm) távolságra egy reflektáló felületet helyezünk el, melynek d távolságát a vonalzón pontosan leolvassuk. A mikroszámítógép mikroszekundumos pontossággal méri az ultrahangimpulzusok echoidejét, mely a kijelzőn leolvasható. Az echoidő (Δt) és a reflektáló felület transzducertől beállított d távolságának ismeretében meghatározható az ultrahang levegőbeli terjedési sebessége ($c = 2d/\Delta t$).
2. Pontosabb számadathoz jutunk, ha különböző, ismert d távolságokhoz tartozó echoidőkből kalibrációs egyenest készítünk és annak meredekségét határozzuk meg.
3. Végül mérőpartnerünk egy számunkra ismeretlen d' távolságban helyezi el a reflektáló felületet és közli velünk az echoidőt. Feladatunk a hangsebesség ismeretében kiszámolni a reflektáló felület d' távolságát.

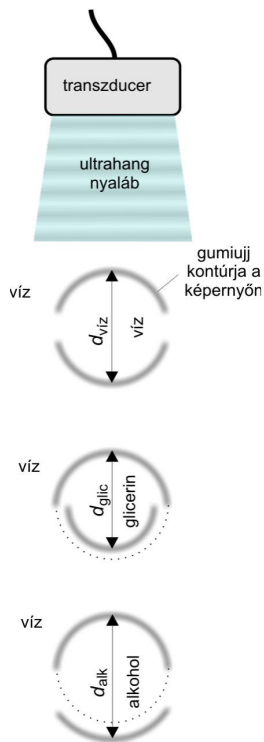
Mérések vízzel töltött fantommal

1. Süllyesszünk vízzel töltött gumikesztyűt a fantomba (14. ábra), melynek függőleges irányú mozgásával különböző rétegek **metszeti képét** figyelhetjük meg.
2. Süllyesszünk levegővel töltött gumikesztyűt a fantomba, figyeljük meg az **árnyékképződést!**
3. Süllyesszünk **glicerinnel**, majd **alkohollal töltött gumikesztyűt** a fantomba. Figyeljük meg a képernyőn a középső ujj alaktorzulásait (15. ábra). Adjunk magyarázatot a jelenségre! Mérjük meg az átmérők közegtől függő változását és becsüljük meg a **közegbeli hangsebességeket** a képlet alapján:

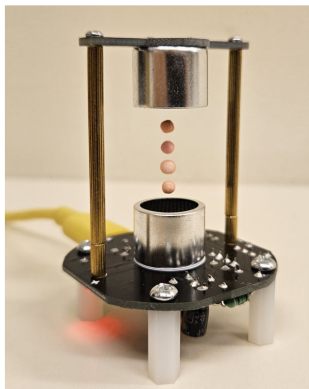
$$c_{\text{közeg}} = c_{\text{víz}} \frac{d_{\text{víz}}}{d_{\text{közeg}}}. \quad (8)$$



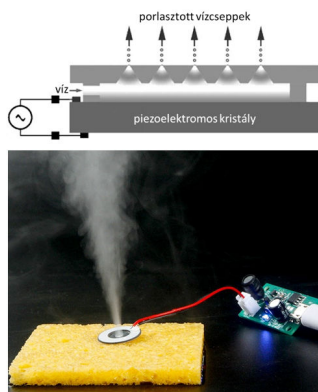
14. ábra. A vízzel töltött fantom felülnézeti képe.



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



17. ábra. Lebegtetés ultrahanggal.



18. ábra. Porlasztás ultrahanggal.

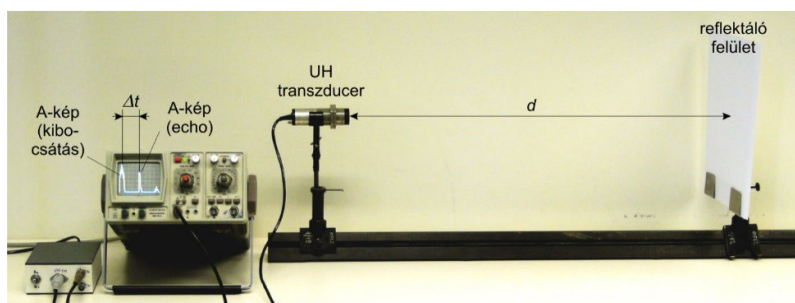
Mérések emberi testen

1. Önként vállalkozó **nyaki ütőérének** (*arteria carotis communis*) megfigyelése orvosdiagnosztikai ultrahangkészülék segítségével. A kép megfelelő pillanatban történő kimerevítése után a kurzor segítségével mérjük meg az ér belső átmérőjét.
2. Kapcsoljuk a készüléket **M-módba** és tanulmányozzuk az artéria lüktetésének időfüggvényét.
3. Kapcsoljuk a készüléket Doppler-üzemmódba. A transzducer dőlési szögének változtatásával tanulmányozzuk az artériában folyó vér **sebességnek időtől való függését, illetve a véráramlás színkódolásának változását** (a lüktetés hangszóró segítségével hallhatóvá is tehető).

BEMUTATÁSOK

Radarelv — UH-A-kép

Speciális transzducer segítségével rövid UH-impulzusokat küldünk levegőben egy reflektáló felület felé, majd ugyanazzal a transzducerrel érzékeljük a visszhangot. Mind az impulzus indítás, mind az echojel A-képe az oszcilloszkóp képernyőjén jelenik meg (16. ábra).



16. ábra. Radarelv – UH-A-kép bemutatása levegőben.

A reflektáló felület és a transzducer távolságának változtatásával megfigyelhető az oszcilloszkóp képernyőjén a kibocsátott ultrahangimpulzus és annak echojele között eltelt idő (Δt), valamint az echojel amplitúdójának változása.

Véráramlás detektálása Doppler-effektus alapján

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

Az ultrahang mechanikai hatásának bemutatása — lebegtetés

Két darab, egymással szemben megfelelő távolságban elhelyezett, 40 KHz frekvenciájú UH-transzducert azonos fázisban működtetve longitudinális állóhullámot hozhatunk létre levegőben. Az állóhullám hullámhegyeinek megfelelő térbeli pontokban könnyű hangvisszaverő tárgyak (pl. polisztirol golyócskák) csapdázhatóak a hangnyomás segítségével (17. ábra).

Az ultrahang mechanikai hatásának bemutatása — porlasztás

Egy 113 KHz frekvencián üzemelő piezoelektromos kristály egy lyukacsos szerkezetű fémlemezre hozt rezgésbe, a köztük lévő keskeny vízrétegen keresztül. A rezgések hatására a vízréteg fodrozódni kezd, annak felszínéről néhány mikrométer átmérőjű folyadékcseppek válnak le, melyek mérete a rezgés frekvenciájától függ (18. ábra).

Az ultrahang terápiás alkalmazása

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