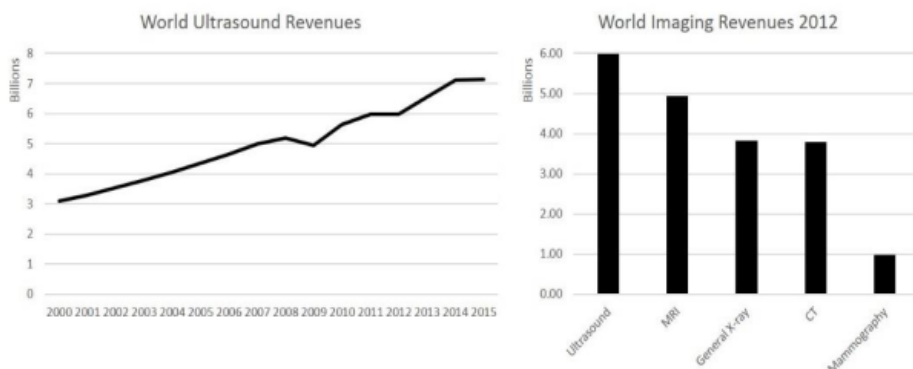


# Biofizika gyakorlat Ultrahang jegyzőkönyv:

## A gyakorlat célja

Ha vetünk egy pillantást az alábbi ábrára rögtön megértjük miért olyan fontos az ultrahang megismerése az orvostechnológiában.



Forrás: Ultrasound: Case Histories of Significant Medical Advances, Harvard Business School Accounting & Management Unit, Working Paper No. 20-003 (2019)

A gyakorlat során tehát jobban megismertük az ultrahang tulajdonságait, valamint felhasználását az orvosi képalkotásban.

## Gyakorlaton elvégzett feladatok

1. Az ultrahang terjedési sebességének meghatározása levegőben.
2. Eltérő közegekkel töltött fantom vizsgálatok.
3. Carotis érátmérő mérése.

## Használt anyagok és eszközök, fontos körülmények

Egy ultrahang adóvevő, egy reflektáló felület, gumikesztyűk különböző közegekkel töltve és végül egy orvosi ultrahang készülék.

## Rövid elméleti összefoglalás

A levegőben terjedő hang longitudinális nyomáshullám, amely ott körülbelül  $340 \frac{m}{s}$  sebességgel terjed. A vízben

ennél gyorsabban,  $1500 \frac{m}{s}$  körüli sebességgel halad. A szilárd anyagokban transzverzális és longitudinális

hullámok is terjedhetnek, ezek közül az utóbbit nevezzük hangnak. Az ultrahang az emberek számára ugyan nem, de többféle állat számára hallható, közismert, hogy a kutyák reagálnak rá. A denevérek és a delfinek azonban maguk is állítanak elő ultrahangot, amit a tájékozódáshoz használnak fel. Ultrahangnak a 20 kHz-nél nagyobb frekvenciájú hangot, azaz a nagyfrekvenciás hanghullámot nevezzük.

## Az ultrahang-diagnosztikában szerepet játszó szöveti tulajdonságok

### 1. Terjedési sebesség (c)

A képző ultrahang-diagnosztikában a léptékhelyes, aránytartó ábrázolást az a körülmény teszi lehetővé, hogy a lágyrészekben és folyadékokban az ultrahang terjedési sebessége közel állandó:  $1540 \frac{m}{s}$ . Csontokban ez a terjedési sebesség lényegesen nagyobb, ezért a csont valódi méretéhez képest vékonyabbnak látszik (pl.: magzati koponyacsont). Gázokban, folyadékokban és lágyrészekben az ultrahang longitudinális hullámként, azaz sűrűsödések és ritkulások sorozataként terjed. A terjedési sebesség és az ultrahang frekvenciája meghatározza a hullámhosszt. A kisebb hullámhossz, vagy ami ugyanaz, a nagyobb frekvencia jobb felbontóképességet eredményez, mert egymáshoz közelebb eső képelemek válnak megkülönböztethetővé. Így a keletkező kép részletgazdagabb és pontosabb lesz.

## 2. Akusztikus impedancia (Z)

Bármely közeg akusztikus impedanciája: a sűrűség és terjedési sebesség szorzata:  $Z = \rho \cdot c$ . Reflexió kizárólag két különböző akusztikus impedanciájú közeg határfelületéről jön létre. (Ez egészen általánosan értendő: határfelület van egy oldat különböző koncentrációjú rétegei között is.) Minél nagyobb a két akusztikus impedancia közötti különbség, az ultrahangnyaláb annál nagyobb hányada reflektálódik, és annál kisebb hányada hatol át a határfelületen. Minden határfelületre meghatározható a reflexió együttható:

$$\alpha = \frac{\text{reflektáltintenzitás}}{\text{kisugárzottintenzitás}}$$

A készülékekben feldolgozásra kerülő echók amplitúdója a reflektált intenzitással

arányos. Echószegény területeknél viszonylag homogén, echódús területeknél viszonylag inhomogén, sok határfelületet tartalmazó közegre kell következtetni. A lágyrész-levegő határfelület akkora reflexiót okoz, hogy a mögöttes területek nem vizsgálhatók. Ezért:

- zavarják a gázos belek a pancreas vizsgálatánál,
- (és a nagy csillapítás miatt) nem vizsgálható a légtartó tüdő. Ugyancsak a rendkívül nagy reflexiók miatt láthatók „akusztikus árnyékok” a bordák és egyes epekövek mögött.

## 3. Ferde beesés

Ha az ultrahang változó vastagságú rétegeken halad át, lehetnek határfelületek, melyek nem párhuzamosak és az áthaladás nem merőleges. Ilyenkor az ultrahangnyaláb beesési szöge a határfelületen eltér a kilépési szögtől (a beesési merőlegeshez mérve). E két szög közötti összefüggést a határfelület két oldalán érvényes terjedési sebességek határozzák meg. Kis méretű cysták pungálásakor (a laza tömeg vezetésén és a tő elgörbülésén túl) gondot okozhat, hogy a cysta nem pontosan ott van, ahol a képen látszik. Ezért punkciónál mindig az ernyőn kell megfigyelni, hogy merre halad a tő hegye.

## 4. Csillapítás

A szöveteken való áthaladásakor az ultrahang intenzitása az abszorpció, a szóródás, a nyaláb széttartása és sok egyéb nehezen tisztázható körülmény miatt csökken. Ez a csökkenés – melyet pontatlanul nevezünk abszorpciónak – szövetspecifikus, de a hangút hosszán (cm) kívül a frekvenciával is nő. Ezért kell az áttekintő, nagyobb mélységekre irányuló vizsgálatokat alacsonyabb frekvenciájú transzducerekkel (pl. 3,5 MHz) végezni. A nagyobb mélységből jövő echók abszorpcióját nagyobb erősítéssel kompenzálják: ez a TGC = time gain compensation (mélységfüggő erősítés).

Gyengülési törvény:  $J = J_0 e^{-\mu x}$

Csillapítási tényező:  $\alpha = 10 \cdot \lg \frac{J_0}{J} [\text{dB}] = 10 \cdot \mu \cdot x \cdot \lg(e)$

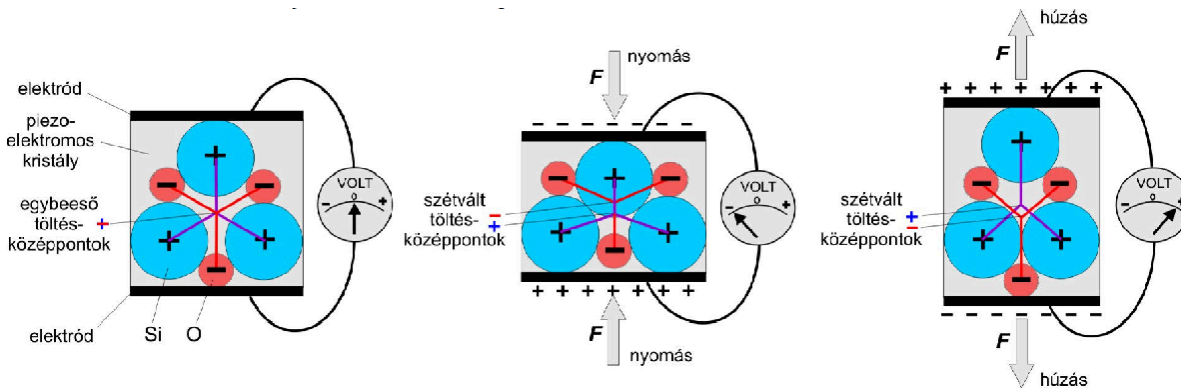
Reflexió:  $R = \frac{J_R}{J_0} = \left( \frac{Z_1 - Z_2}{Z_1 + Z_2} \right)^2$

### Az ultrahangyaláb előállítás

A diagnosztikai készülékek transzducereiben az ultrahangot ólom-zirkonát-titanát (PbZT) vagy poliviniliden-fluorid (PVDF) alapú piezotárcsák, ill. szeletkék állítják elő. Ezek úgynevezett vastagsági rezgők, melyek a rájuk kényszerített elektromos rezgéscsomagnak megfelelően csillapodó mechanikus vastagsági rezgést végeznek.

A hullámok detektálása, direkt piezoelektromos hatás: elektromos polarizáció (P), amely bizonyos kristályokban mechanikai deformáció hatására lép fel:

$P = d \times \frac{F}{A}$  d = piezoelektromos együttható (m/V), F/A = feszülés



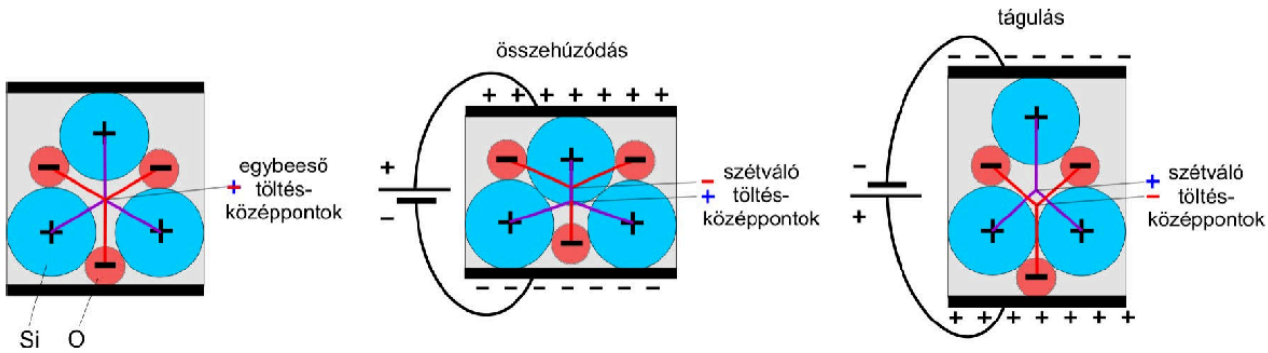
2. ábra. A direkt piezoelektromos hatás szemléltetése.

A hullám keltése során pedig, Inverz piezoelektromos hatás: elektromos tér hatására fellépő alakváltozás, deformáció:

$\frac{\Delta l}{l} = E \times d$   $\Delta l$  = megnyúlás, E = elektromos tér, d = piezoelektromos együttható

Rezonancia lép fel, ha az alkalmazott váltófeszültség frekvenciája megegyezik a kristály saját frekvenciájával (rezonancia frekvencia). Típusos ultrahang frekvencia >1 MHz. Gyakran használt piezoelektromos kristályok:

kvarc ( $d = 3 \times 10^{-12} \frac{m}{V}$ ), ammónium-dihidrogén foszfát, ólom-cirkónium-titanát (PbZT), stb.



3. ábra. Az inverz piezoelektromos hatás szemléltetése.

## Első mérés

Az ultrahang terjedési sebességének meghatározása levegőben A-módú felvétel segítségével. Távmérés az impulzus-echo elv alapján.

$\Delta t$  idő alatt az UH impulzus  $2d$  utat tesz meg, tehát  $d$  távolság:  $d = \frac{c \cdot \Delta t}{2}$

```
aHangsebsegek = table([346;1482;1540], 'VariableNames', ...
    {'Hangsebesség'}, 'RowNames', {'Levegő (25 °C)', 'Víz (20 °C)', 'Lágy szövet'});
aHangsebsegek.Properties.VariableUnits = {'m/s'};
disp(aHangsebsegek)
```

	Hangsebesség
Levegő (25 °C)	346
Víz (20 °C)	1482
Lágy szövet	1540

```
terjedesiSebessegek = table([50e-2;60e-2;70e-2;80e-2], ...
    [2.86e-3;3.44e-3;4.04e-3;4.62e-3], 'VariableNames', {'d', 'dt'});
disp(terjedesiSebessegek)
```

d	dt
0.5	0.00286
0.6	0.00344
0.7	0.00404
0.8	0.00462

A fenti egyenlet alapján:  $c = \frac{2 \cdot d}{\Delta t}$

Ez alapján az illesztés:

```
terjedesiSebessegek.c = (2 * terjedesiSebessegek.d)./(terjedesiSebessegek.dt);
disp(terjedesiSebessegek)
```

d	dt	c
0.5	0.00286	349.65

```
0.6 0.00344 348.84
0.7 0.00404 346.53
0.8 0.00462 346.32
```

```
[illesztes, gof] = fit(terjedesiSebesegek.dt, terjedesiSebesegek.d, 'c/2 * x + b');
```

Warning: Start point not provided, choosing random start point.

```
disp(illesztes)
```

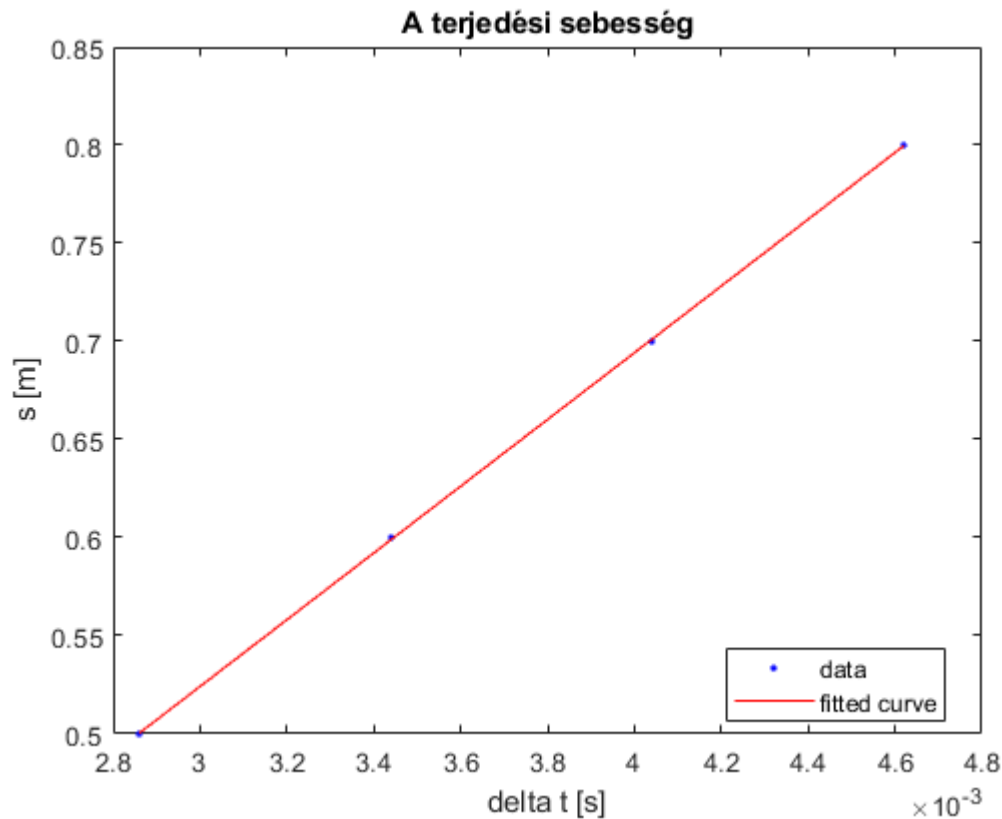
```
General model:
illesztes(x) = c/2 * x + b
Coefficients (with 95% confidence bounds):
b = 0.01398 (0.0006095, 0.02734)
c = 340.1 (333.1, 347.2)
```

```
disp(gof)
```

```
sse: 2.3137e-06
rsquare: 1.0000
dfe: 2
adjrsquare: 0.9999
rmse: 0.0011
```

Ábrázolva:

```
figure
plot(illesztes,terjedesiSebesegek.dt,terjedesiSebesegek.d)
title('A terjedési sebesség')
xlabel('delta t [s]')
ylabel('s [m]')
legend('Location','best')
```



A terjedési sebesség:

```
disp(illesztés.c)
```

```
340.1203
```

Ez nagyságrendileg meg is felel a hang terjedési sebességének levegőben.

Most számítsuk ki egy ismeretlen távolságra lévő elem távolságát.

```
deltaT_ismeretlen = 4.32e-3;
d_ismeretlen = (illesztés.c * deltaT_ismeretlen) / 2
```

```
d_ismeretlen = 0.7347
```

Vagyis 73.47 cm-re helyezték el a tárgyat.

## Második mérés

Eltérő közegekkel töltött fantom vizsgálata B-módban és a közegekre vonatkozó hangsebességek meghatározása.

$$c_{\text{közeg}} = c_{\text{viz}} \cdot \frac{d_{\text{viz}}}{d_{\text{közeg}}}$$

```
d_viz = 18.5e-3;
d_glicerín = 15.3e-3;
d_alkohol = 22.8e-3;
```

Ez alapján a hangsebességek:

A terjedési sebesség glicerinben:

```
C_glicerin = aHangsebessegek{"Víz (20 °C)", "Hangsebesség"} * (d_viz/d_glicerin);  
disp(C_glicerin)
```

1.7920e+03

A terjedési sebesség alkoholban:

```
C_alkohol = aHangsebessegek{"Víz (20 °C)", "Hangsebesség"} * (d_viz/d_alkohol);  
disp(C_alkohol)
```

1.2025e+03

## Harmadik mérés

Carotis érátmérő mérése 2D B-módban

Ezt a mérést sajnos csak megtekintettük a videóban.