

1, Folyadékok jellemzői ,newtoni, barotróp folyadékok, gázok tulajdonságai, kavitáció

Folyadékok – Cseppfolyós, Légnemű

Tetszőleges mértékben deformálható anyagszerkezet változás nélkül

Newtoni folyadék – Newton-féle viszkozitási törvény (csúsztatófesz. – egys. idire jutó deform.

seb.): $\tau = \mu \cdot \frac{\partial \gamma}{\partial t}$

Dinamikai viszkozitás: μ ; Kinematikai viszkozitás: ν

$$\nu = \mu / \rho$$

Barotróp: $\rho = \rho(p)$

Pl. víz, levegő, gyakorlatban előforduló kis viszkozitású

Viszkózus anyagok (pl. méz) – reológia

Kis viszkozitás: felületre merőleges erő nagyobb

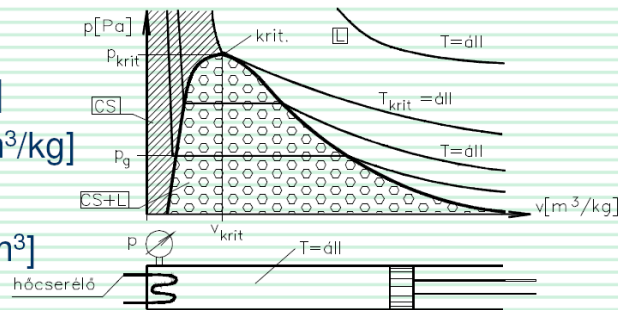
Folyadékok jellemzői:

- Sűrűség: ρ [kg/m³]
- Nyomás: p [Pa] = [N/m²]
- Hőmérséklet: T [K] { t [°C] }
- Abszolút nyomás (gázegyenlet!)
- Túlnyomás (könnyen mérhető)
- Légköri nyomás? Később pl. Toricelli cső



Folyadékok tulajdonságai

- Térfogat: V [m^3]
- Tömeg: m [kg]
- Fajtérfogat: v [m^3/kg]
- Sűrűség:
 - $\rho = 1/v$ [kg/m^3]
- Nyomás:
 - p [Pa] = [N/m^2]
- Hőmérséklet: T [K] { t [$^\circ\text{C}$] }
- $T=\text{áll}$ mellett dugattyút nyomjuk befelé (kondenzáció)
- T_{krit} hőmérséklet, nincs hőfelszabadulás



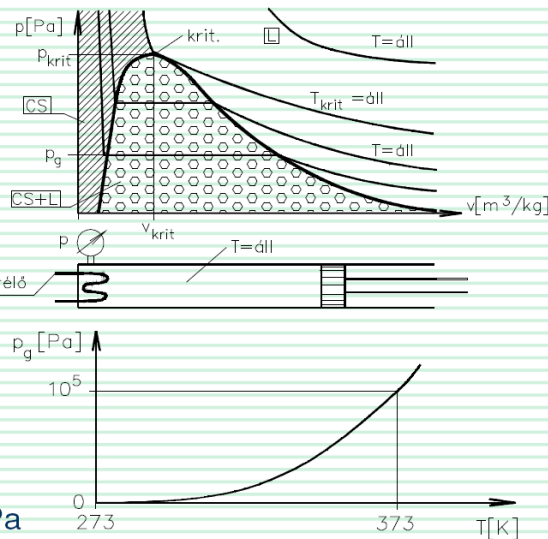
7

Áramlástan alapok



Folyadékok tulajdonságai

- Víz: $T_{\text{krit}} = 647 \text{ K}$
- $p_{\text{krit}} = 2.25 \cdot 10^7 \text{ Pa}$
- Telített gőz
- Túlhevített gőz
- Levegő:
 - O_2 : $T_{\text{krit}} = 154 \text{ K}$
 - N_2 : $T_{\text{krit}} = 126 \text{ K}$
- Víz: tenziógörbe
 - $t=20^\circ\text{C}$ $p_g = 2400 \text{ Pa}$
 - $t=100^\circ\text{C}$ $p_g = 10^5 \text{ Pa}$
 - $t=220^\circ\text{C}$ $p_g = 22 \cdot 10^5 \text{ Pa}$



8

Áramlástan alapok

Kapcsolat a jellemzők (p , ρ , T) között

$$p = f(\rho, T) \quad E = \rho \cdot \left. \frac{\partial p}{\partial \rho} \right|_{T=\text{áll}} \quad \beta = \frac{1}{\rho} \cdot \left. \frac{\partial \rho}{\partial T} \right|_{p=\text{áll}}$$

Ideális gáz:

$$p = \rho RT$$

Valós: van der Waals

$$p = \rho \cdot \frac{\rho RT}{1 - b\rho} - a\rho^2$$

Cseppfolyós: $d = d_0 = 3 \cdot 10^{-5}$ m

Gáz sűrűség kb. 103 kisebb

Kb. $d = 10 \cdot d_0$, vonzás elhanyagolható

Gáz viszkozitása: gázmozgás közbeni molekuláris impulzuscsere, hőmérséklet növelésével mozgás sebessége és ezzel a viszkozitás nő, nyomástól nem függ

Cseppfolyós: molekulák közötti erő domináns, hőmérséklet növekedésével intenzívebb a hőmozgás, nő a d_0 távolság, viszkozitás csökken

Molekulák közötti távolág	cseppfolyós kicsi $\approx d_0$	légnemő nagy $\approx 10 d_0$
Molekulák közötti erő szerepe	nagy szabad felszint képez	kicsi kitölti a rendelkezésre álló teret
Nyomás növekedés hatása a térfogatra	kicsi 1000 bar 5% térf. csökkenést okoz	nagy T=áll. esetén v az 1/p-vel arányos
A viszkozitás forrása	molekulák közötti vonzóerő	molekulák hőmozgása miatti impulzuscsere
A viszkozitás a hőmérséklet növekedésével a nyomástól	csökken nem függ	nő nem függ

Jelentős különbség, sok egyezés (pl. Newton viszkozitási törvény)

Gyűjtőfogalom: ideális folyadék

Valóságos folyadék

molekuláris szerkezetű

súrlódásos ($\mu \neq 0$)

összenyomható ($r \neq \text{áll.}$)

Ideális folyadék

homogén (kontinuum)

súrlódásmentes ($\mu = 0$)

összenyomhatatlan ($r = \text{áll.}$)

2, Hidrosztatika alapegyenlete, kontinuitás egyenlete, mozgásegyenlet, Euler-egyenlet, Bernoulli-egyenlet jelentése, alkalmazása

Hidrosztatika: Nincs elmozdulás, átadott erő merőleges a felületre

- Egységnyi felületre: p (hidrosztatikai) nyomás
- Folyadék tömegével arányos erők: g térerősség
- Térfogati és felületi erők egyensúlya:

$$0 = -\oint_A p dA + \int_V g \rho dV$$

Hidrosztatika alapegyenlete:

$$0 = -\frac{1}{\rho} \text{grad } p + g$$

Kontinuitás:

$$\frac{\partial}{\partial t}(\rho A) + \frac{\partial}{\partial x}(\rho A v) = 0$$

Mozgásegyenlet:

$$\frac{\partial v}{\partial t} + v \frac{\partial v}{\partial x} + \frac{1}{\rho} \frac{\partial p}{\partial x} + g \frac{\partial z}{\partial x} + \frac{\lambda}{2D} \cdot |v| \cdot v = 0$$

Euler egyenlet:

$$\frac{\partial v}{\partial t} + v \frac{\partial v}{\partial x} = -\frac{1}{\rho} \frac{\partial p}{\partial x}$$

3, Bernoulli entalpia és alkalmazása

$$\text{Entalpia: } i_B = \frac{v^2}{2} + gz + \frac{p}{\rho}$$

Állandósult folyadékáramlás, veszteségmentes

Mindig az alacsonyabb entalpiaszint felé indul meg az áramlás

Alkalmazása: vérnyomás mérés során

4, Allievi elmélet jelentősége, alkalmazása

Ha a folyadék tökéletesen összenyomhatatlan, akkor a csap zárásakor vagy nyitásakor a cső hossza mentén mindenütt azonos időpontban változik meg a folyadékrészek sebessége és nyomása úgy, hogy ez a változás zárszerkezet állításának ideje alatt jelentkezne. Ekkor a csap állítása alatti sebesség és nyomásváltozásokat *Bernoulli* egyenlet összenyomhatatlan közegre érvényes alakja segítségével határozhatjuk meg. Valóságban a zárszerkezet állításának következtében a fentiektől eltérően alakulhatnak a folyadék jellemzői. Az eltérés annál nagyobb, minél gyorsabban változtatjuk a csap állását. Gyors változtatás esetén gyorsulás értékek nagyobbak lesznek, minek következtében a nyomásváltozások nagyságai nagyok lesznek. Ekkor a folyadék összenyomhatósága már jelentősen befolyásolja a jelenséget. A csővezetékben fellépő nagy mértékű nyomásváltozások a csőfal rugalmas alakváltozását is elő. Ezért az áramlási jellemzők meghatározásánál ezt a körülményt is figyelembe kell venni. A fenti jelenségre *Allievi* dolgozott ki a műszaki gyakorlat számára is alkalmas számítási eljárást.

$$\frac{\partial p}{\partial t} + \rho a^2 \cdot \frac{\partial v}{\partial x} = 0$$

$$\frac{\partial p}{\partial t} = \frac{\Delta p}{\Delta t} \quad \Delta p = \rho a \cdot \Delta v \quad a = \text{hullámsebesség}$$

5, Hullámsebesség, redukált rugalmassági modulus, alkalmazás

$$a = \sqrt{\frac{E_r}{\rho}} \quad \text{hullámsebesség}$$

Redukált rugalmassági modulus:

$$E_r = \frac{1}{\frac{1}{E_f} + \frac{D}{\delta E_{cső}}}$$

Főidő:

$$T_f = \frac{2L}{a}$$

Megengedett max. sebesség vált.:

$$\Delta v = \frac{\Delta p}{\rho a}$$

6, Hurkolt csőhálózatok stacionárius vizsgálata, alapegyenletek jelentése, mátrix felépítése Instacioner áramlások modellezési eljárásai, alapgondolat

Alapegyenletek:

- Ágegyenletek: $P_j - P_i + A_k Q_k + B_k Q_k^2 + C_k Q_k |Q_k| + D_k = 0$
- Csomóponti egyenletek: $\sum Q_k \rho_k = f_i$

Egyenletek és ismeretlenek száma

- ágegyenlet n_{ag}
- csomóponti egyenlet n_{cp}
- folyadékáram ismeretlen n_{ag}
- nyomás ismeretlen n_{cp}

A megoldást $A \cdot x = b$ alakban keressük, ahol

$$b = \begin{bmatrix} Q_1 \\ \dots \\ Q_{n_{ag}} \\ p_1 \\ \dots \\ p_{n_{cp}} \end{bmatrix} \quad x = \begin{bmatrix} f_1 \\ \dots \\ f_{n_{cp}} \\ \alpha_1 \\ \dots \\ \alpha_{n_{ag}} \end{bmatrix}$$

7, Vérnyomás fogalma, meghatározások: mérnöki/orvosi

Def.: az érben lévő folyadék érfalra kifejtett nyomása

Fizikai tartalma:

- systole: a nyomásgörbe maximuma Hgmm-ben
- diastole: a nyomásgörbe minimuma Hgmm-ben

$$p_t = p_h + p_d$$

$$p_h = \rho_{\text{vér}} g \Delta h$$

$$p_d = K Q^2$$

8, Erek viselkedése, ellenállásának változása, modellezése (összefüggések nélkül)

Hagen-Poiseuille törvény:

$$R = \left(\frac{p_1 - p_2}{Q} \right) = \left(\frac{8\mu l}{\pi \cdot R^4} \right)$$

Vérkör: csővezeték analógia

Könnyen deformálódó cső → jelentős nyomásváltozás → nagy D változás → nagy R változás

9, Hullámterjedés az érhálózatban (könnyen deformálódó csőbeli hullámfront deformációja)

10, Érhálózat modellezésének alapja, (pulzálás eltűnése a kapillárisokig), modellek

11, Vérnyomásmérési módszerek csoportosítása és a módszerek (mandzsetta, oszcillometria, invazív technikák) működése.

Invazív

- Stephen Hales 1773 (Ló nyaki ütér)
- Katéteres technika

Non-invazív

- Mandzsetta (auszkultációs módszer)
- Oszcillometria
- Tonometria
- stb



Ló nyaki ütőér

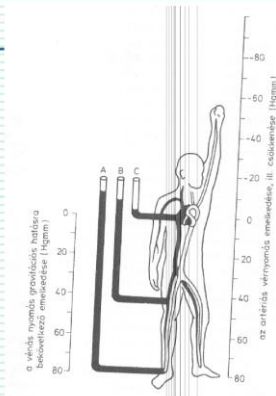
- Veszteségmentes esetben Bernoulli entalpia állandó

$$i_B = \frac{v^2}{2} + gz + \frac{p}{\rho}$$

- Változás: veszteség

$$\frac{v_a^2}{2} + gz_a + \frac{p_a}{\rho} = \frac{v_b^2}{2} + gz_b + \frac{p_b}{\rho} + gh_{ab}$$

$$\frac{v_b^2}{2} + gz_b + \frac{p_b}{\rho} = \frac{v_c^2}{2} + gz_c + \frac{p_c}{\rho} + gh_{bc}$$



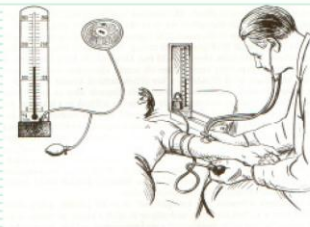
130

Áramlási alapok



Manométeres vérnyomásmérés

- Elszorítjuk, ha a vérnyomás nagyobb, mint a mandzsettanyomás, átfolyik
- Riva-Rocci f. módszer (1896)
- 2-3 Hgmm/s
- Korotkov hangok



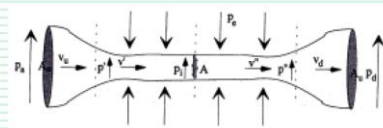
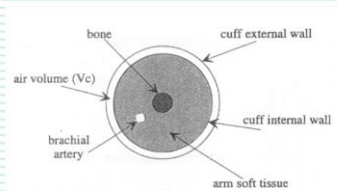
133

Áramlási alapok



Mandzsetta

- Nyomást mérek a mandzsettában
- Mekkora a nyomás az érben?
- Részben szövetet deformálok!



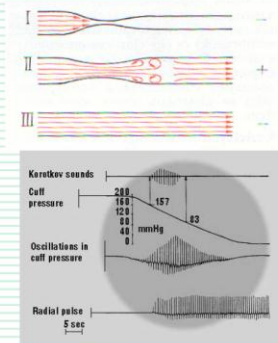
134

Áramlási alapok



Korotkov – hangok

- Érfal összenyomódik
- Nyomás csökkenésével áramlás megindul
- Fojtás, utána bővülés
- Leválási zóna
- Zajhatás
- Ezt hallgatom



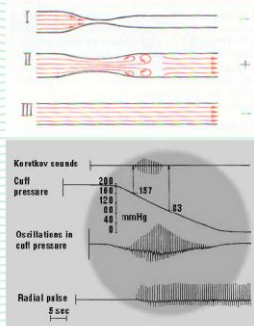
135

Áramlási alapok



Oscillometriás vérnyomásmérés

- Maximális oszcilláció a közepes nyomásnál
- Szisztolés és diasztolés meghatározása konstansokkal (tapasztalati tényezők)

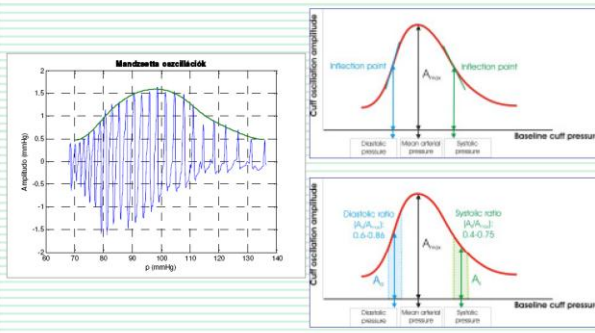


140

Áramlási alapok



Oscillometriás vérnyomásmérés

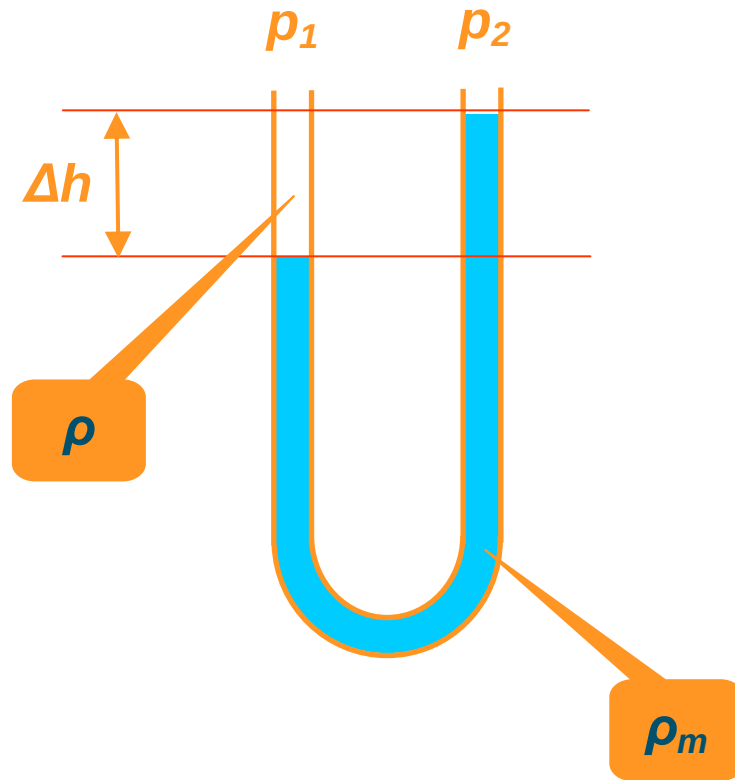


141

Áramlási alapok

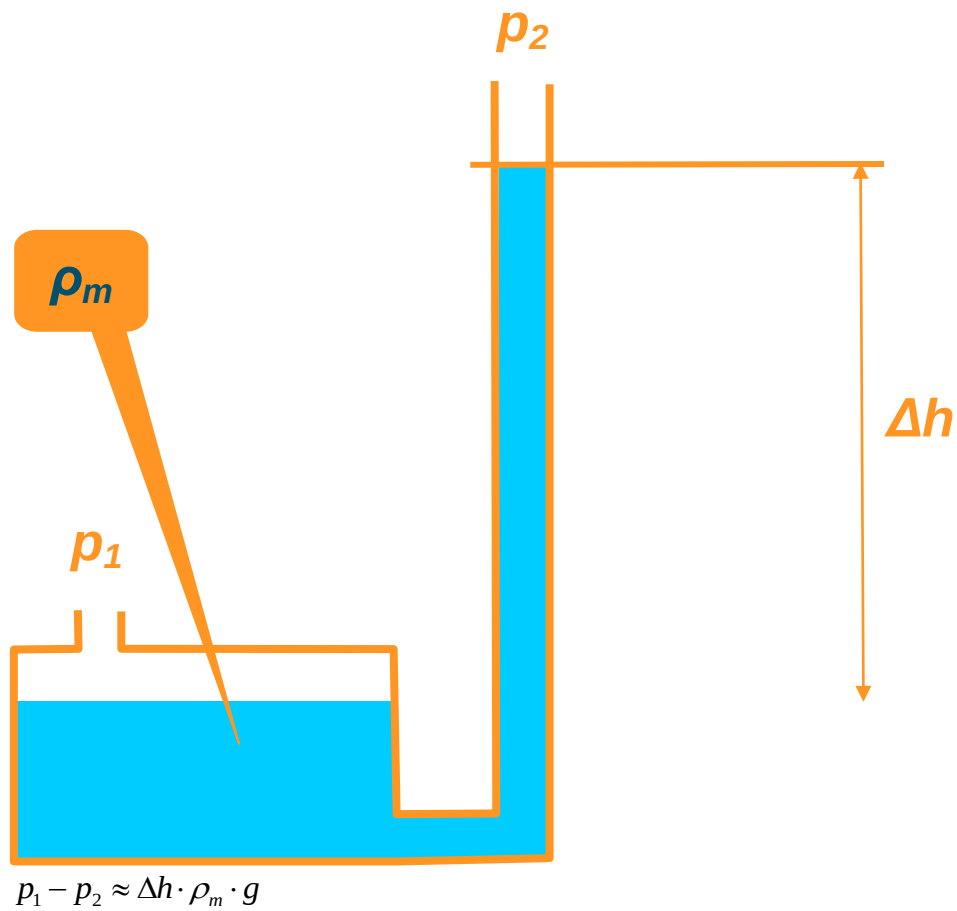
12, Nyomásmérő eszközök és működésük

U csöves manométer

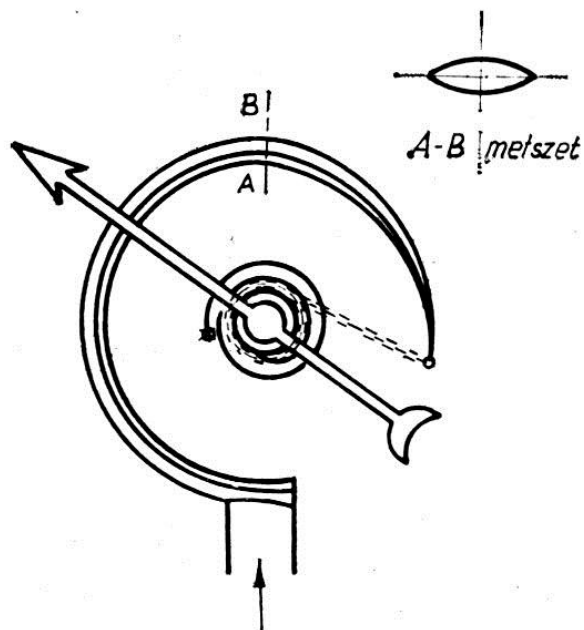


$$p_1 - p_2 \approx \Delta h \cdot \rho_m \cdot g$$

Egy csöves manométer



Dobozos manométer



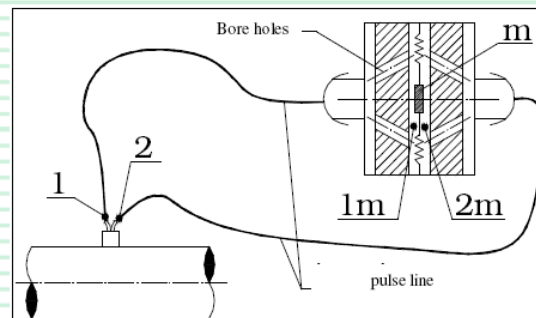
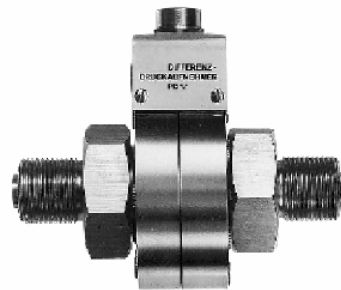
A belső túlnyomás hatására a körív formára meghajlított, belül üreges, a végén lezárt cső (Bourdon-cső) görbületi sugara nő, a végpont elmozdul. Az elmozduló végpont a mutató elfordulását eredményezi.

Nyomástávadó



Nyomástávadó

- ❑ Nyomással arányos villamos mennyiség
- ❑ Oszcillometriás eszközök „lelke”
- ❑ Kalibrálás: mért érték és fizikai mennyiség közötti kapcsolat



13, Térfogatáram mérése, mérőeszközök, alkalmazásunk az orvostudományban

Köbözés

- Edény töltése,
- Szintváltozás és idő
- tartályállandó
- Átlagos térfogatáram: $Q = \alpha \frac{\Delta h}{\Delta t}$



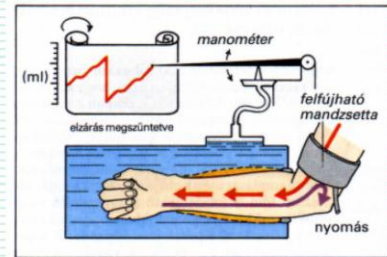
147



Áramlástan alapok

Pletizmográfia

- Köbözés
- Vénás elfolyás elzárva
- Mérem a kar térfogat változását

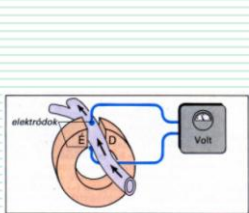


148

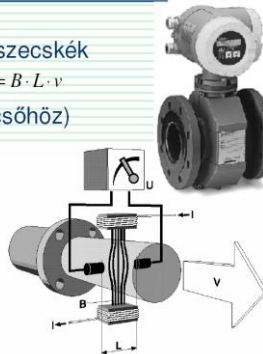
Áramlástan alapok

Elektromágneses indukció

- Folyadékban levő töltött részecskék
- Mozgási indukció: $U_e = B \cdot L \cdot v$
- Invaszív (hozzá kell férni a csőhöz)



149

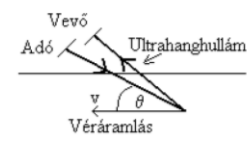


Áramlástan alapok

Doppler - elven

- Általában Ultrahang – gyógyászatban
- Ezt használják lézerrel – LDA
- Frekvencia eltolódás a besugárzott és vett jel között
- Kapcsolat a sebességgel:

$$\Delta f = \frac{c}{c + v \cos \theta}$$

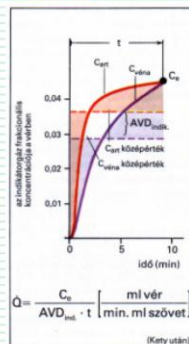
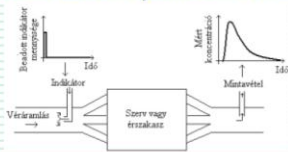


150

Áramlástan alapok

Indikátoros módszerek

- Festék dilúció
- Termodilúció – Femoralis katéter
- Alkalmazott gáz belégzése (pl. Argon)
- Vérmintákból a gáz koncentrációjának változása



151

Áramlástan alapok

Mérőperem

- Kis helyigény
- Utólagosan is beépíthető
- Hosszú egyenes cső
- Beszívott levegő mérése
- Fleisch-cső



$$\Delta p = \alpha \frac{\rho}{2} v^2$$

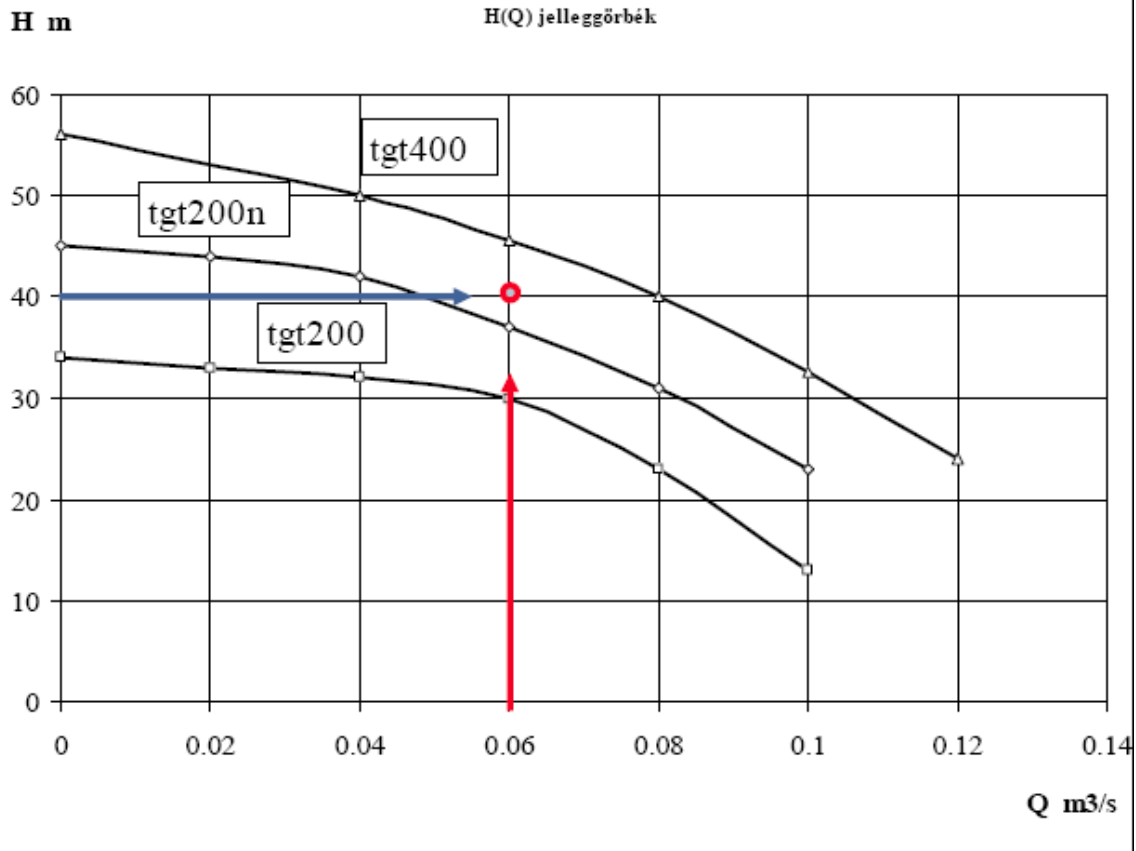
153

Áramlástan alapok

14, Szivattyú jelleggörbék, csővezeték veszteségek, szivattyú választása adott üzemi ponthoz

Példa:

Egy szivattyúval $Q=216 \text{ m}^3/\text{h}$ vízmennyiséget kívánunk $h=35 \text{ m}$ magasra szállítani. A csővezeték ellenállása ennél a térfogatáramnál $h'=5 \text{ m}$ veszteségmagasságot eredményez. Az alábbi diagram alapján válasszon szivattyút a rendszerhez, jelölje a munkapontot! Választását szövegesen indokolja!



$$Q = 216 \frac{\text{m}^3}{\text{h}} = 0.06 \frac{\text{m}^3}{\text{s}}$$

$$H = h + h' = 40 \text{ m}$$

→ tgt400 (ami egy szivattyú típus)

Csővezeték ellenállás:

$$h' = KQ^2$$

Geodetikus szállítómagasság:

$$H_g = h_2 - h_1 \cdot \left(\frac{p_t - p_0}{\rho g} \right)$$

Csővezeték jelleggörbe:

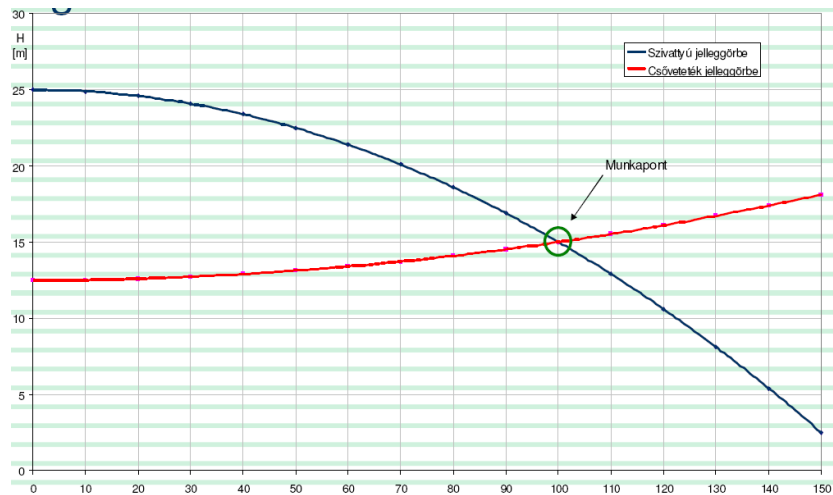
$$H = H_g + h' = H_g + KQ^2$$

Szivattyú jelleggörbe:

$$H = A - BQ^2$$

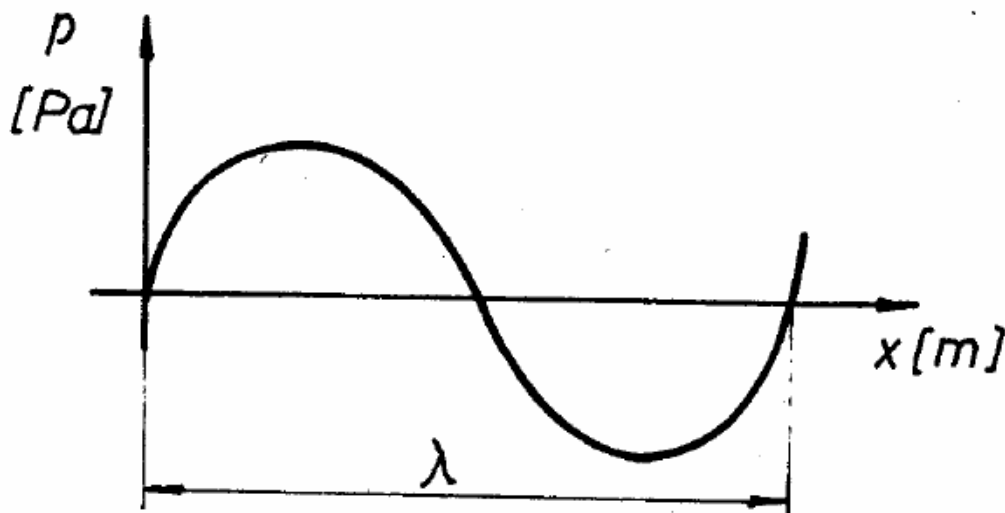
Munkapont:

$$Q = \sqrt{\frac{A - H_g}{K + B}}$$



15, Akusztika, hang tulajdonságai, akusztika alapegyenlete

- Vívőközeg állapotának elemi ingadozása
- Hullám alakban terjed
- Állapotjellemzők közül nyomásváltozás érzékelhető legjobban pl. mikrofonnal
- Hallásküszöb: $2 \cdot 10^{-5}$ Pa
- Fájdalomküszöb: 20 Pa
- Légköri nyomás: 105 Pa
- Igen kicsi ingadozások



$$P_a = p_0 + p$$

$$a = f \cdot \lambda$$

16, Objektív akusztikai mérőszámok, szintek, műveletek szintekkel

Objektív mérőszámok:

Hangenergia sűrűség: $\overline{E(x)} = \frac{p_{eff}^2}{\rho_l a_l^2}$

$$p_{eff}^2 = \frac{1}{T} \int_0^T p^2 dt$$

Hangteljesítmény: $P = A \frac{p_{eff}^2}{\rho a}$

Intenziás:

Felületegységre vonatkoztatott

Teljesítmény $I = \frac{p_{eff}^2}{\rho a}$

Széles tartomány:

- Hallásküszöb: 2.10-5 Pa
- Fájdalomküszöb: 20 Pa
- Logaritmikus skála
- Egység: dB - decibell

Teljesítmény:

- Csendes beszéd: 10-3 W
- Rakéta fellövés: 4.107 W

- Hangteljesítményszint: $P_0 = 10 \lg \frac{P}{P_0}$

$$L_I = 10 \lg \frac{I}{I_0}$$

- Intenzitásszint:

$$I_0 = 10^{-12} \frac{W}{m^2}$$

Hangnyomásszint:

- Hallásküszöb: 2.10-5 Pa $L = 10 \lg \left(\frac{p}{p_0} \right)^2 = 20 \lg \frac{p}{p_0} [dB]$

$$p_0 = 2 \cdot 10^{-5}$$

- Fájdalomküszöb: 20 Pa $L = 20 \lg \frac{20 Pa}{2 \cdot 10^{-5} Pa} = 20 \lg 10^6 = 120 dB$

Műveletek: Eltérő frekvencián sugárzó hangforrások L_w hangtelj. Szint

$$L_{we} = 10 \lg \frac{2P}{P_0} = 10 \lg 2 + 10 \lg \frac{P}{P_0} = 3dB + L_w$$

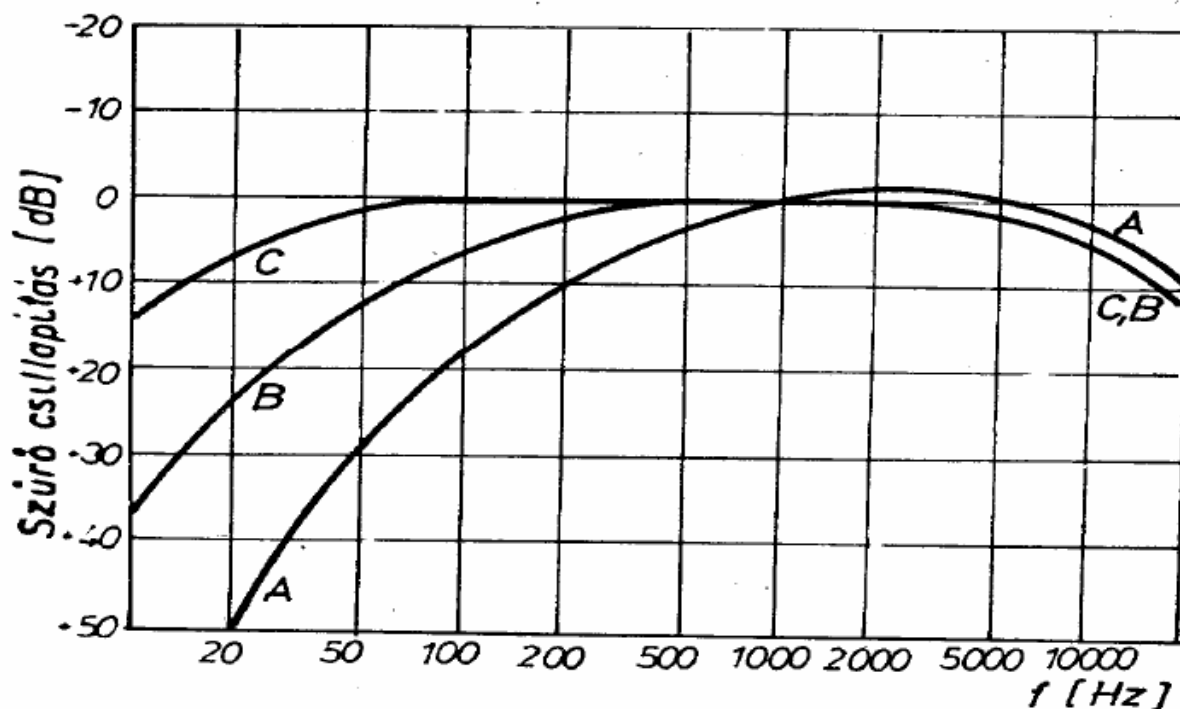
$$L_{we} = 3dB + 60dB = 63dB \neq 120dB$$

17, Szubjektív mérőszámok, eredete, dB(A) fogalma

Emberi hallás bizonyos frekvenciákat jobban hall (fül frekvenciaérzékeny)

Hozzáillesztjük a zajt (különböző komponensek) az emberi fülhöz

Így lesz dB(A)

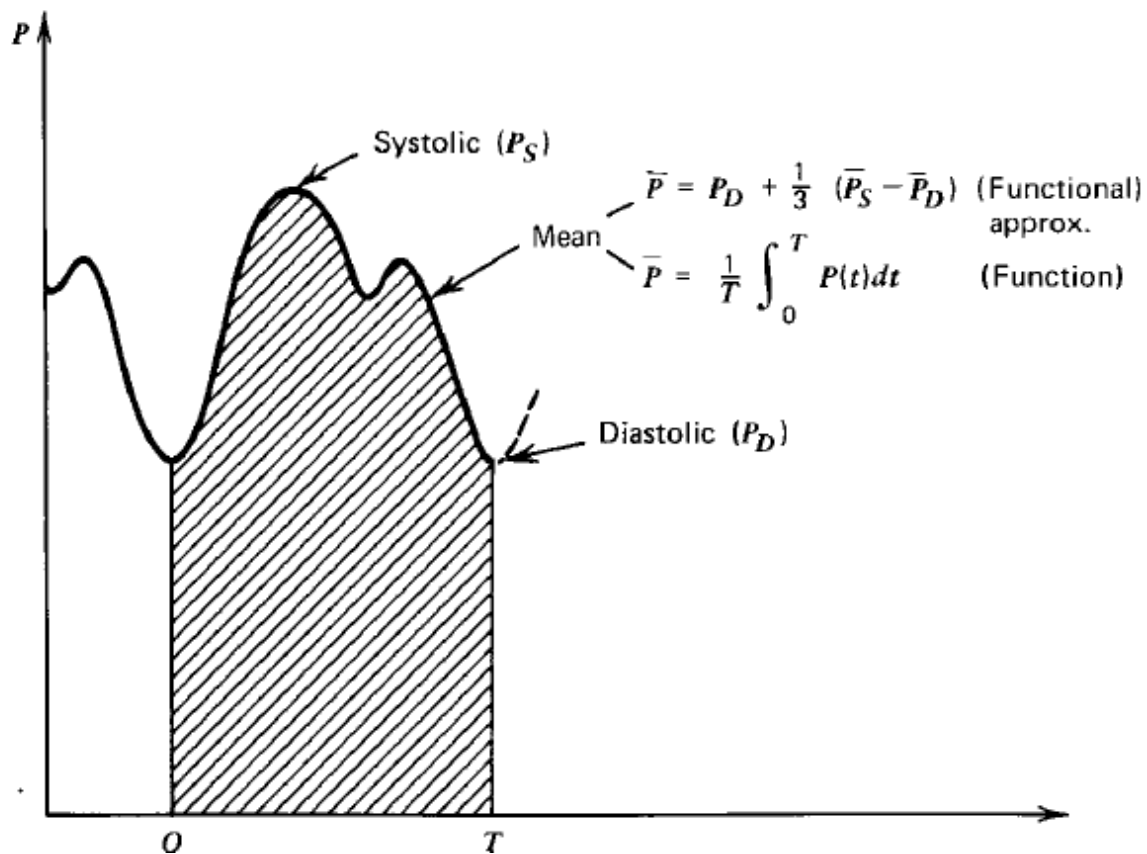


18, Diagnosztikai paraméterek

Orvosi diagnosztikai paraméterek:

Vérnyomás

MAP (Mean Arterial Pressure) – artériás középnyomás: az artériás nyomásgörbe integrálközepe



Vérnyomás görbe

A vérnyomás görbe $p(t)$ több információt hordoz, mint amennyi a két szélső vérnyomásértékből kiderül

Vizsgálni szokták:

- A görbe alakja (a nyomáscsúcsok elhelyezkedése és aránya)
- Inflexiós pont helyzete (a maximális kiáramlási pontnál)
- A billentyű zárás okozta „döccenés” a nyomásgörbén
- A szisztolés és diasztolés idő hossza
- A szisztolés nyomásgörbe kezdeti meredeksége
- ... stb.

HR (Heart Rate) - pulzusszám

Def.: az adott idő alatt bekövetkező szívütések száma

Fizikai tartalma: szívfrekvencia 1/min-ben

Mérése: a test bármely, jól tapintható pontján (nyak, kar) a szívütések számolása

SV (Stroke Volume) – lökettérfogat

Def.: az egy szisztolés fázis alatt az érpályába lökött vér mennyisége

Fizikai tartalma: az aorta elején mérhető térfogatáram görbe egy periódusra számolt integrálja, ml-ben

CO (Cardiac Output) – perctérfogat

Def.: egy perc alatt az érpályába lökött vér mennyisége

Fizikai tartalma: az aorta elején mérhető térfogatáram görbe integrálja 1 min hosszon, l-ben

$$CO = SV \cdot HR$$

PWV (Pulse Wave Velocity) – Pulzushullám terjedési sebesség

Def.: az a sebesség, amellyel egy zavarás (nyomáshullám) az érben terjed

Fizikai tartalma: az érben lévő folyadék hullámsebessége (a) m/s-ban

Intraartériális katéterrel az aortaív két pontján mért nyomásgörbéből

$$PWV = \frac{\Delta z}{\Delta t}$$

Diagnosztikában az aorta hullámsebessége az információhordozó!

Mérése:

akut esetben: invazív módon – intraarteriális katéterrel egyéb esetben: a test különböző pontjain – a felkaron és a comb felső szakaszán- ált. mandzsettás vérnyomásmérővel párhuzamosan mérik a nyomásgörbéket. A mért nyomásgörbe jellegzetes pontjainak (pl. kezdetének, v. maximumának) megjelenése közt eltelt időből, ismerve a két pont távolságát számítható a PWV.

PWV (az aortában):

- 7 m/s alatt optimális
- 7 m/s és 9.7 m/s között normális
- 9.7 m/s és 12 m/s között emelkedett
- 12 m/s fölött kóros

AIx (Augmentation Index) – augmentációs index

Fizikai tartalma: a nyomásgörbe adott pontjainak amplitúdó aránya %-ban

Az artériahálózat pontjairól visszaverődő reflektált hullámok megjelenése (amplitúdója és megjelenési pontja) az aorta nyomásgörbéjén függ az artériás rendszer állapotától.

C (Compliance) – „tágulékenység”

Def.: egységnyi nyomásváltozásra létrejövő ér-térfogat változás

$$C = \frac{\Delta V}{\Delta p}$$

Fizikai tartalma: a nyomás - ér térfogat görbe adott pontba húzott érintőjének meredeksége ml/mmHg-ben

D (Distensibility)

Def.: egységnyi térfogatra eső Compliance

$$C = \frac{\Delta V}{V \Delta p}$$

Fizikai tartalma: a nyomás – fajlagos ér térfogat változás görbe adott pontba húzott érintőjének meredeksége 1/Pa-ban

A compliance ill. distesibilitás mérése: szimultán felvett artérianyomás és átmérő görbékből számítható. Számértékének mérése a gyakorlatban nem jellemző, de az érfal rugalmasságának jellemzésére változását (csökkent v. nőtt az érfal tágulékonyasága) gyakran használják.

TPR (Total Peripheral Resistance) – teljes perifériás ellenállás

Def.: a teljes érpálya véráramlással szembeni ellenállása.

$$C = \frac{\Delta V}{V \Delta p}$$

Fizikai tartalma: a teljes artériás pályaszakasz áramlási ellenállása (az áramlási elemek –erek, érelágazások– és a kapillárisok ellenállásának összege) dyne-s/cm⁵-ben