

Biofizika: Zrínyi tétel kidolgozás

12. Transzportfolyamatok általános jellemzése

- Azokat a folyamatokat, amelyek során energia, anyag, töltés vagy valamilyen más extenzív jellegű mennyiség egyik helyről egy másik helyre jut el, **transzportfolyamatoknak** nevezzük.
- Hordozók:
 - Részecskék (atomok, molekulák és ionok) Anyagot, energiát, impulzust, töltést hordoznak.
 - Elektronok: Energiát, impulzust és töltést hordozhatnak
 - Fotonok: Energiát, impulzust hordozhatnak
- A transzportfolyamatokban a szállítás mechanizmusa kétféle lehet:
 - **Konvektív** anyagtranszport: a mennyiséget hordozó részecskék kollektíven vándorolnak
 - **Konduktív** anyagtranszport: a részecskék „egyéni”, egymástól lényegében független mozgásai
- Bármely mennyiség transzportja egyúttal energiatranszportot is jelent.
- Termodinamikai szempontból minden transzportfolyamatot valamilyen inhomogenitás okoz, és maga a transzport a homogén állapot várható eléréséért folyik.
 - Az **inhomogenitást** az intenzív mennyiségek különbségével mérhetjük.
 - Általánosan azt mondhatjuk, hogy a transzportfolyamatokban valamilyen **intenzív** mennyiség különbségének kiegyenlítődés érdekében **extenzív** mennyiségek árama indul el.
- Az intenzív állapotváltozók kiegyenlítődésére való törekvése maga után vonja az extenzív jellegű mennyiségek áramlását.
- A transzportfolyamatok jellemzésénél alapvető fontosságú mennyiségek:
 - Az extenzív mennyiség árama és
 - áramsűrűséggel (fluxussal) jellemezhetjük (vektor mennyiség)
 - $$j_i = \frac{1}{A} \cdot \frac{dE_i}{dt}$$
 - A = áram irányára merőleges keresztmetszet nagysága
 - egységnyi keresztmetszeten(áram irányára merőleges), egységnyi idő alatt átáramló áram
 - az áramot létrehozó termodinamikai hajtóerő.
- A konvektív (áramlásos) anyagtranszport: az anyagot tartalmazó térrész bizonyos külső behatásra v sebességgel elmozdul, és viszi magával az anyagot a komponenseivel, és természetesen a többi, anyaghoz kötött extenzív mennyiséggel(hőt, mozgásmennyiséget).
 - A konvektív áramsűrűség a szóban forgó extenzív mennyiség sűrűségének és az áramlási sebességnek a szorzata: $j_i^k = p_i v$
 - p_i = az i-edik extenzív mennyiség sűrűsége
- konduktív (vezetéses) transzportnál maga a fázis nyugalomba van, csak az extenzív mennyiségek áramolhatnak.
 - Ilyen konduktív transzportfolyamat a hővezetés és a diffúzió.
- Transzportfolyamatok nem csak homogén fázisban, hanem heterogén rendszerek esetén, a fázisok között is lejátszódhatnak.
 - Átadásos transzportról beszélünk, ha az extenzív mennyiségek határfelületen keresztül áramlanak.
- Transzportfolyamatok leírásakor a mérlegegyenletek alapvető szerepet játszanak.

- A transzportfolyamatokat megkülönböztethetjük aszerint, hogy együtt járnak-e makroszkopikus mozgással vagy sem. Eszerint beszélhetünk áramlásos (konvektív) és vezetési (konduktív) transzportfolyamatokról.
- A **mérlegegyenlet** bármely extenzív mennyiségre a következő alakú:
 - $\frac{dE_i}{dt} = Q + I$
 - Q : forrás (negatív értéknél a nyelő)
 - I: az extenzív mennyiség árama
- Megmaradó extenzív mennyiségek esetén Q mindig zérus.
 - Az áramot pozitívnak tekintjük, ha az extenzív mennyiség a környezetből rendszerbe áramlik,
 - negatívnak pedig az ellentétes folyamat során.
- Mivel a fenti egyenlet a teljes rendszerre vonatkoztatva adja meg a mérleget, ezért ezt szokás globális, vagy integrális mérlegegyenletnek nevezni.
- Amikor csak a homogén rendszert ért külső hatásokra vagyunk kíváncsiak, és nem kell a rendszer belső állapotváltozásainak helyfüggését vizsgálnunk, az integrális mérlegegyenleteket használjuk.
- Lokális leírásnál arra a kérdésre keressük a választ, hogy egy adott helyen hogyan változik egy tetszőleges extenzív mennyiség sűrűsége az idő függvényében.
- A $\rho(r,t)$ sűrűség függvény meghatározásához az áramló komponensre vonatkozó lokális mérlegegyenletet használjuk fel.

Konduktív transzportfolyamatok egységes leírása

	diffúzió	hővezetés	reológia
ÁRAM:	komponens áram (tömeg áram)	energia áram	impulzus áram
HAJTÓERŐ:	∇c	∇T	∇v
ÁRAMSŰRŰSÉG:	$j_n = -D\nabla c$	$j_Q = -k\nabla T$	$j_i = -\eta\nabla v$
VÁLTOZÁS:	$\frac{\partial c}{\partial t} = D\nabla^2 c$	$\frac{\partial T}{\partial t} = \alpha\nabla^2 T$	

Fick

Fourier

Newton

Laplace operátor: $\nabla^2 = \frac{\partial^2}{\partial x^2} + \frac{\partial^2}{\partial y^2} + \frac{\partial^2}{\partial z^2}$

- Az élő szervezet a környezetétől felvett tápanyagok kémiai energiáját a működéséhez szükséges folyamatok fenntartására, a sejtekben végbemenő és a szervezet egészét érintő munkavégzésre használja fel.
- Az életfolyamatokat energiaátalakulásokkal, energiacserekkel járó anyagtranszport, töltésáramlás, stb. kíséri,
- de közben időlegesen helyi egyensúlyok is kialakulhatnak.

13. A Diffúzió törvényei

- **Diffúzió** azt a homogén rendszerben lejátszódó anyagtranszportot nevezzük, amely során kémiai potenciál gradiens hatására komponensáram jön létre.
- A diffúzió alaptörvényei megadják:
 - a komponensek áramlását
 - komponensek lokális koncentrációjának tér- és időbeli változását
- A diffúzió termikus egyensúly esetén addig tart, amíg a részecskék eloszlása többé-kevésbé egyenletes nem lesz az egész térfogatban.
- Brown-mozgás: (molekulák össze vissza, rendszertelen mozgása)
- A diffúzió jelensége és a Brown-mozgás között nincs lényegi különbség. A jelenség oka a hőmozgás, véletlen jellegét pedig a részecskékkel való rendszertelen ütközések magyarázzák.

- Egy részecske átlagos kinetikus energiája: $\overline{\epsilon_{kin}} = \frac{1}{2} m \overline{v^2} = \frac{2}{3} kT$

- részecskék átlagos sebessége: $\overline{v} = \sqrt{\frac{3kT}{m}}$

- két ütközés között megtett átlagos út = szabad úthossz(l): $l = v \cdot \tau$

- $\tau = 2$ ütközés között eltelt átlagos idő

- mozgékonyság(u): mozgóerő hatására elért sebesség és az erő hányadosa:

$$u = \frac{v_{drift}}{F} = \frac{\tau}{m}$$

- A molekulák szakadatlan lökdösődése következtében ezek minden irányba egyforma valószínűséggel diffundálnak. Ennek a makroszkopikus következménye pedig az, hogy előbb-utóbb a részecskék kitöltik a rendelkezésre álló teret → a koncentráció eloszlás egyenletes lesz.
- Ha nem az egyes molekulák mozgását vizsgáljuk, akkor a diffúzió makroszkopikus elméletéhez a Fick-féle törvényekhez kell fordulnunk.

- részecske-áramerősség: $I_N = \frac{\Delta N}{\Delta t}$

- $t =$ idő alatt $N =$ átvándorló részecskék száma A felületen

- anyagáram-erősség: $I_v = \frac{\Delta v}{\Delta t}$ (mol/s)

- $v =$ átáramló részecskék anyagmennyisége

- Diffúziós együttható: $D = \frac{1}{3} v l = u k T$ (m^2/s)

- Fick 1. törvénye: Egységnyi távolságra eső koncentrációváltozást adja meg

- $J_A = -D \cdot grad c_A = -D \frac{dc_A}{dx}$

- diffúziós folyamatok mikroszkopikus leírása
- $N =$ részecskeszám
- $c(x) =$ lokális-koncentráció eloszlás
- $J_A =$ diffúzió anyagáram
- J_A arányos a konc. térbeli változásának meredekségével
- diffúziós áram a csökkenő konc. irányába folyik
- Diffúzió erőssége: (anyagáramsűrűséggel jellemezhetjük)

$$- J_v = \frac{\Delta v}{\Delta t \Delta A} \quad [mol/m^2 s]$$

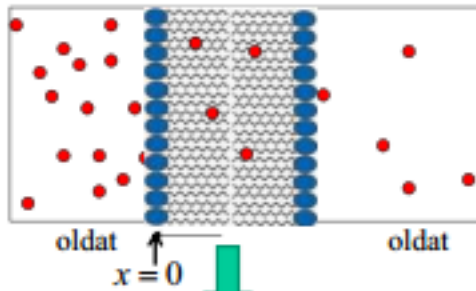
- Fick II. törvénye: A koncentráció térbeli-időbeli változását írja le
 - Koncentráció időbeli változása (parciális deriválttal kifejezve) = koncentráció hely szerinti parciális deriváltja.
 - $\frac{\partial c}{\partial t} = D \nabla^2 c = D \left(\frac{\partial^2 c}{\partial x^2} \right)$
- A koncentráció idő szerinti parciális deriváltja egyenesen arányos a hely szerint vett 2. parciális deriváltjával.
- Fick II. törvényéből az alábbiak olvashatók ki: Mivel a diffúziós együttható mindig pozitív, ott
 - ahol a $c(x)$ függvény görbülete pozitív (homorú) a koncentráció az idővel nő,
 - ahol a $c(x)$ függvény görbülete negatív (domború) ott a koncentráció csökken,
 - ahol a $c(x)$ függvénynek inflexiós pontja van, a görbület zérus, a koncentráció időben nem változik.
 - a görbület az idővel csökken, a koncentrációeloszlás tehát kisimul, tehát a diff sebessége is csökken az idővel
 - A diff nem kedvez a mintázatok kialakulásának
- Ozmózis: Diffúzió útján történő egyirányú anyagáramlás
 - dinamikus egyensúlyi állapot beálltáig tart -> tehát amíg edőegység alatt ugyanannyi oldószer diffundál ki, mint amennyi be $J_{v \text{ be}} = J_{v \text{ ki}} =$ ozmotikus egyensúly
 - nyomáskülönbség = ozmózisnyomás $\otimes p_{ozmózis} = cRT$
 - $c =$ oldat koncentrációja

14. Stacionárius és nem-stacionárius diffúzió

- A stacionárius állapot időtől független, nemegyensúlyi állapotot jelent. Ennek fenntartása csak külső beavatkozással, anyag és energiaáram betáplálásával érhető el.
 - minden helyen teljesül, hogy $\frac{\partial c}{\partial t} = 0$
 - $\frac{dm}{dt} = -DA \frac{dc}{dx}$
 - Diffúzió = időegység alatt egységnyi felületen, egységnyi koncentráció gradiens hatására átáramló anyagmennyiség
 - $dm/dt =$ diffúziós áram
 - $D =$ diffúziós állandó
 - $A =$ felület
 - Fick 1. törvénye
- Fick II. törvénye alapján levonhatjuk azt a következtetést, hogy:
- amennyiben a diffúziós együttható nem függ a koncentrációtól, egyirányú stacionárius diffúzió esetén a koncentráció a hely függvényében lineárisan változik.
- Nem stacionárius diffúzió (Fick 2. törvénye alapján)
 - $\frac{\partial c}{\partial t}$ x szerinti parciális deriváltja = $D \frac{\partial^2 c}{\partial x^2}$ t szerinti parciális deriváltjával
 - Megadja, hogy amennyiben a koncentráció térbeli eloszlását ismerjük egy adott t időpillanatban, akkor egy kicsit később milyen lesz az új eloszlás

15. Megoszlás és diffúzió

Megoszlás a membrán és az oldat között

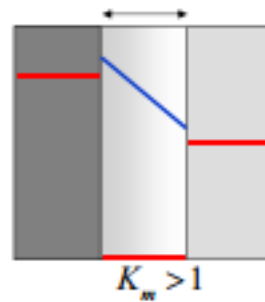
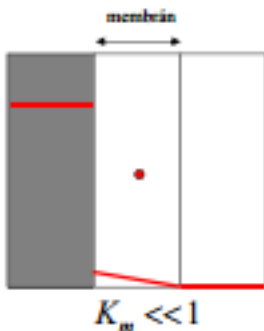


$$K_m = \frac{c_m}{c_b} \text{ Megoszlási hányados}$$

$$c_m(x=0) = K_m \cdot c_b(x=0)$$

Eltérő oldhatóság K_m

$$c(x) = -K_m \frac{c_b - c_j}{d} x + K_m \cdot c_b$$



$c(x)$ = koncentráció eloszlás a membránban

16. Membrán permeabilitás

- Membrán:

- sejtet határolja, elválaszt és összeköt
- csak bizonyos anyagok számára átjárható -> akadály a makromolekuláris diffúzióban
- **transzport** a membránon keresztül:
 - **aktív** (ATP)(pl.: Na-K pumpa)
 - diffúziós áramlás a növekvő koncentráció irányába
 - **passzív**:
 - diffúziós áramlás a csökkenő koncentráció irányába
 - diffúzió (nem töltött részecskék), és
 - facilitált diffúzió (csatorna és karrier fehérjéken át, ionok)

$$- K_k = \frac{[DH]}{[D][H]}$$

- D=diffundáló molekula

- H=komplekképző

- DH=komlex

• alkotói:

- lipid kettős réteg
- fehérjék
 - sokféle funkció
 - lipid fehérje kapcsolattal épül be

• permeabilitási együtttható:

- Megadja, hogy egységnyi keresztmetszeten egységnyi koncentrációkülönbség hatására mekkora az adott típusú részecskék árama a membránon keresztül.
- **permeabilitás (P):** egységnyi koncentrációkülönbségre vonatkozó áramsűrűség
 - A membrán csak töltéssel nem rendelkező részecskék számára átjárható
 - diffúziós együttható / membrán vastagság
 - $$P = \frac{J_n}{\Delta c} = \frac{D}{L} = \frac{K_m D}{d}$$
 - K_m = megoszlási hányados
 - $$\ln\left(\frac{2c_1 - c_o}{c_o}\right) = \frac{2A_s P_{permeab}}{V} \cdot t$$
 - Stokes-Einstein összefüggés:
$$D = \frac{k_B T}{6\pi\eta R}$$
- membránok szárazanyag-tartalom:
 - 40–60%-a lipid,
 - 30–50%-a fehérje,
 - 10%-a pedig szénhidrát.
 - lipidek: amfipatikus molekulák → hidrofil és hidrofób molekularészek

17. A hőszugárzás és hővezetés

- Hő: A rendszer határfelületén, hőmérséklet különbség miatt fellépő energiátanszport.
- Hőszugárzás:
 - az energiaátadás elektromágneses sugárzás formájában történik.
 - ilyenkor nincs szükség közegre az energia átadásához.
 - a test hőveszteségének ~60%-ért felelős
 - testek energiát emittálnak (elektromágneses sugárzás formájában).
 - Az emberi test által emittált sugárzás maximuma az infravörös tartományba esik.
 - A teljes emittált teljesítményt a Stefan-Boltzmann törvény adja.
 - Stefan-Boltzmann törvény: A kibocsátott összenergia az abszolút hőmérséklet negyedik hatványával arányos
 - $$R = \varepsilon\sigma \left(T_{test}^4 - T_{kornyezet}^4\right)$$
 - $\sigma = 5,67 \cdot 10^{-8} \text{ W/m}^2\text{K}^4$
 - $\varepsilon \cong 1$ → emberi bőr emissziója
 - R: egységnyi felületen egységnyi idő alatt kibocsátott energia [W/m²]sugárzási teljesítmény
- Hővezetés:
 - az energia részecskéről – részecskére átadódva terjed
 - nincs anyagáramlás (részecskeáramlás)
 - szilárd anyagokra jellemző.
 - termikus kölcsönhatás következtében valósul meg,
 - energiaáramlást jelent a magasabb hőmérsékletű helyről az alacsonyabb hőmérsékletű helyre.
 - konvektív hővezetés:
$$-\frac{1}{A_s} \cdot \frac{dQ_{konvektiv}}{dt} = h_c \cdot (T_{bor} - T_{levego})$$

- Testen belül: $-\frac{1}{A_s} \cdot \frac{dQ_{konvektív}}{dt} = h_c \cdot (T_{ver} - T_{testresz})$

- h_c : egységnyi felületre vonatkozó konvektív hővezetési tényező (W/m^2C^o)

- hőveszteség **légzés** során (párolgással)

• $-\frac{dQ}{dt} = \rho_l c_{p,l} (T_{ki} - T_{br}) \frac{dV_1}{dt}$

- hőveszteség izzadás során (párolgással)

• $-\frac{dQ}{dt} = \Delta h_{parolgas} (\rho_{lev}^{ki} - \rho_{lev}^{be}) \frac{dV_{izz}}{dt}$

18. A konduktív hővezetés törvényei

- Konduktív hővezetés:

• A hő terjedésének azon módja, amikor a hő terjedése a közeg elmozdulása nélkül, a testben lévő részecskék közvetítésével valósul meg:

- ekkor a hőt vezető közzettestben a molekulák, ill. atomok a rendezetlen hőmozgásuk során energiájuk egy részét a velük szomszédos részecskéknek ütközések révén adják át.

- Belső energia hő transzportja a szervezetben belül:

• mert a testben a hőmérséklet eloszlás nem homogén

• hő keletkezik:

- 25% agyvelő
- 25% vázizom
- 25% hasi zsigerek
- 15% szív
- 6% vese
- 4% bőr

• hő elvesz: $Q_{veszteseg} = Q_{sugarzo} + Q_{konvektiv} + Q_{konduktiv} + Q_{parolgasi} + Q_{legzesi}$

- 54-60% sugárzó
- 25% konvektív + konduktív
- 7% párolgási
- 14% légzés

Konduktív transzportfolyamatok egységes leírása

	diffúzió	hővezetés	reológia
ÁRAM:	komponens áram (tömeg áram)	energia áram	impulzus áram
HAJTÓERŐ:	∇c	∇T	∇v
ÁRAMSŪRÚSÉG:	$j_n = -D\nabla c$	$j_q = -k\nabla T$	$j_i = -\eta\nabla v$
VÁLTOZÁS:	$\frac{\partial c}{\partial t} = D\nabla^2 c$	$\frac{\partial T}{\partial t} = \alpha\nabla^2 T$	

Fick

Fourier

Newton

$$\text{Laplace operátor: } \nabla^2 = \frac{\sigma^2}{\sigma x^2} + \frac{\sigma^2}{\sigma y^2} + \frac{\sigma^2}{\sigma z^2}$$

$$\bullet \text{ Furier törvények!! } \alpha = \frac{k_T}{\rho \cdot C_p}$$

19. Biológiai hőtranszport

- Biológiai hőtranszport mérése:
 - direkt kalimetriá
 - csak a kezdeti és a végállapottól függ
 - $\Delta Q = Q_{\text{metabolizmu}} + Q_{\text{veszteseg}}$
 - $Q_{\text{veszteseg}} = Q_{\text{sugarzo}} + Q_{\text{konvektiv}} + Q_{\text{konduktiv}} + Q_{\text{parolgasi}} + Q_{\text{legzesi}}$
 - indirekt kalimetriá
 - Oxigén fogyasztásból, vagy CO₂ termelésből következtetni
 - mert ezek arányosak a hőtermeléssel
- Általában a hő 3 féle módon terjedhet:
 - vezetéssel,
 - áramlással,
 - sugárzással,
 - vagy ezek keverékével.
- Minden esetben csak akkor jöhet létre hő-transzport, ha a rendszeren belül hőmérséklet gradiens ébred
- A hő-transzport folyamatok hajtóereje a hőmérséklet különbség.
- A hőátvitel lényege nem az egyensúlyi állapot megteremtése, hanem a hő gradiens állandósítása a folyamat alatt.
- Metabolizmus (anyagcsere)hővesztesség
- A hőmérséklet különbség és a normáltávolság arányának a határértékét hőmérséklet gradiensnek nevezzük.
- Az egységnyi időben átadott hőmennyiséget hő áramnak nevezzük
- BMR (Basal metabolic rate = alap-energiaforgalom)
 - a korral csökken az értéke
 - $BMR = \frac{dQ}{dt}$
 - fizikai aktivitás mellett: $BMR \cdot f = \frac{dQ}{dt}$
- átlagos ember termikus jellemzői:
 - $Q = C \cdot m_b \cdot \Delta T$
 - $\frac{dT}{dt} = \frac{BMR}{C \cdot m_b}$

20. A reológia alapösszefüggése

- Rheos logos = áramlástan
 - légzésnél, vérkeringésnél

- a térfogatáram hajtóereje a nyomáskülönbség $Hgmm$ -ben, vagy atm -ben
- Alapfogalmak:
 - vérkeringés:
 - kis vérkör: O_2 szegény vért: szív \rightarrow tüdő, O_2 dús vér tüdőből \rightarrow szívbe
 - nagy vérkör: O_2 dús: szív \rightarrow szervekhez, majd O_2 szegény vissza
 - O_2 megkötése: hemoglobinnal
 - lamináris áramlás: A folyadékrétegek egymással párhuzamosak $Re < 2100$
 - turbulens áramlás: A folyadékrétegek összemósódnak $Re > 2300$
 - elágazódások, anasztomózisok, erős görbület, szűkületek
 - nyírás: nyíróerő (F) által létrejött deformáció (tiszta/rotációs)
 - nyírófeszültség: (τ) $\tau = \frac{F}{A_s}$ (A_s : felület)
 - deformáció: $\gamma = \frac{du_x}{dy}$
 - deformáció sebessége: $\frac{d\gamma}{dt}$
 - sebesség gradiens: $G = \frac{dv_x}{dy} = \frac{\Delta v_x}{r}$
 - Newton egyenlet: Kapcsolat a nyírófeszültség és sebességgradiens között:
 - $\tau = \eta \frac{dv_x}{dy} \implies \tau = \eta \cdot G \rightarrow$ egyenes arányosság
 - áramlási profil: áramlás sebessége a cső közepe felé folyamatosan nő
 - viszkózus:
 - rotáló:
- Test válasza erő hatására
 - helyváltoztatás
 - alakváltoztatás \rightarrow fluidumok áramlása
 - fluid fázis = folyadék és gáz haémazállapot összefoglaló neve
 - az ide tartozó anyagok könnyen változtatják alakjukat, könnyen folynak
- Deborah-szám: $D_e = \frac{\tau}{t}$
 - relaxációs idő/megfigyelés ideje
 - szilárd: $D_e > 1$
 - viszkoelasztikus: $D_e \approx 1$
 - folyékony: $D_e < 1$
- A reológia az anyagoknak külső erőhatásokra az idő függvényében létrejövő változásaival foglalkozó tudomány.
- Alakváltozás (deformitás) akkor jön létre, ha az egymáshoz kapcsolódó anyagi pontok közötti távolságok az eltolódások következtében megváltoznak.
 - Ez bekövetkezhet mind a felületre merőleges (normál),
 - mind a felülettel párhuzamos (nyíró-) erő hatására.
- A reológia az anyagok folyását és deformációját tanulmányozza külső feszültségek (erők) hatására.
- Deformáció a test pontjainak relatív elmozdulása, két típus:
 - Folyás a deformáció irreverzibilis része: amikor a feszültség megszűnése után az anyag nem nyeri vissza az eredeti alakját (a munka hővé alakul).

- Elasztikus vagy reverzibilis deformáció. (A munkát visszanyerjük, és a test felveszi eredeti alakját.)

21. Newtoni- és nem-newtoni folyadékok folyásgörbéi

- Newton-féle súrlódási törvény: $F = \eta \cdot A \cdot \frac{\Delta v}{\Delta h}$
 - F = folyadékrétegek közötti súrlódási erő = viszk. * felület * sebességcsökkenés nagysága ($\frac{\Delta v}{\Delta h}$)
- Folyadékok fajtái:
 - Ideális folyadékok
 - súrlódásmentes
 - nem összenyomható
 - Q =konstans, $\eta = 0$
 - Nem ideális = Reális folyadékok
 - **Newtoni**
 - igaz rá a Newton-féle súrl.-törvény
 - mert a súrlódási erő arányos a sebességcsökkenéssel —> viszkozitása állandó
 - viszkózus
 - η független a nyírófeszültségtől
 - pl.: víz, vizelet
 - **Nem-newtoni**
 - nem igaz rá a Newton-féle súrl.-törvény
 - mert a súrlódási erő nem arányos a sebességcsökkenéssel —> viszkozitása nem állandó
 - anomális
 - η a nyírófeszültséggel változik
 - pl.: vér
 - Amely folyadékra igaz a newton féle súrlódási törvény

22. Az áramlás típusai

- Stacionárius: A csőkeresztmetszeten időegység alatt átáramló folyadékmennyiség konstans
- Lamináris áramlás: A folyadékrétegek egymással párhuzamosak, nem keverednek $Re < 2100$
- Turbulens áramlás: A folyadékrétegek összemossódnak $Re > 2300$
- Kontinuitás = keresztmetszet (A) * áramlási sebesség (v) konstans
 - $A_1 \cdot v_1 = A_2 \cdot v_2 = konstans$
- Bernoulli-törvény: $P_{sztatikus} + P_{dinamikus} + P_{hidrosztatikai} = konstans$
 - Ebből következik, hogy az áramlás csökken értágulatokban, aneurizmákban
 - Így a nyomás nő —> tárgulat fokozódik
- A 2 áramlás típust a Reynolds számmal különítjük el
 - $Re = \frac{v \cdot d \cdot \rho}{\eta}$
 - Re függ:

- a cső átmérőjétől (d), áramlási sebességtől (v), a közeg sűrűségétől (ρ), az áramló folyadék viszkozitásától (η)
- nincs mértékegysége
- Hagen-Poiseuille törvény:
 - $Q = \frac{V}{t} = \frac{\pi r^4}{8\eta} \frac{dp}{dl}$
 - Q=térfogati áramerősség, V=térfogat, t=idő
 - r=cső sugara, η =viszkozitás, p=nyomás, l=cső hossza (dp/dl=nyomásgradiens)
 - ebből következik, hogy az átáramló vérmennyiség drasztikusan csökken pathológiás állapotokban: érszűkület, vér-viszkozitás változás (láz, anaemia)

23. A viszkozitás

- A viszkozitás = belső súrlódás $\eta = \frac{\tau}{D} \quad D = \frac{\Delta v}{\Delta y} = \text{sebesség gradiens}$
- Folyadékokk viszkozitása csökken hőmérsékletnövekedés hatására
- Dinamikai viszkozitás és kinematikai viszkozitás
 - mértékegysége: Pascal secundum (Pa*s)
 - régebben: 1poise(P) = 100 centipoise(cP) = 0,1 Pa*s
- fluiditás: a viszkozitás reciproka
- kinematikai viszkozitás:
 - dinamikai viszkozitás és a sűrűség hányadosa
 - mértékegysége: Stoke (St)
- Relatív viszkozitás: $\eta_{rel} = \frac{\eta_o}{\eta_{o.sz.}} = \frac{t_o}{t_{o.sz.}}$
- Specifikus viszkozitás: $\eta_{spec} = \eta_{rel} - 1$
- Redukált viszkozitás: $\eta_{red} = \frac{\eta_{spec}}{c}$
- Stokes-törvény: $f_\eta = 6\pi\eta R v_x = \text{Stokes erő} \rightarrow \text{nem más, mint hidrodinamikai húzóerő}$
- Vér viszkozitás meghatározói: $\text{Hematokrit} = \frac{\text{sejtek}}{\text{összterfogat}}$
 - normál érték: 0,4-0,5

24. Az áramlási profil és a térfogatáram kapcsolata az áramlást előidéző nyomáskülönbségekkel

- Newton egyenlet: Kapcsolat a nyírófeszültség és sebességgradiens között:
 - $\tau = \eta \frac{dv_x}{dy} \implies \tau = \eta \cdot G \rightarrow \text{egyenes arányosság}$
- áramlási profil: áramlás sebessége a cső közepe felé folyamatosan nő \rightarrow parabolikus
- Áramlást előidéző nyomáskülönbségek: $\tau = \frac{r}{2} \cdot \frac{\Delta P}{L}$

- r = cső sugara
- ΔP = nyomáskülönbség az adott csőszakasz 2 végpontja között
- L = csőszakasz hossza

- Térfogatáram és áramlási profil kapcsolata: $v_{max} = \frac{R^2}{4\eta} \cdot \frac{\Delta P}{L}$

25. A víz különleges tulajdonságai

- H₂O
- Minden szervezet alapvető anyaga a víz. Felnőtt ember 50-60%-a
 - Napi vízfelvétel/vízleadás kb.: 2,5l
 - felvétel:
 - fele táplálékból, másik fele H₂O
 - leadás:
 - vizelet, párolgás, széklet, izzadás
 - 0 és 100 C-on fázisátalakulás, látenshő...
- Földfelszín 71%-a víz
- Édesvíz 70%-a hó és jég
- A H₂O molekulák H-híd kötéssel kapcsolódnak egymáshoz
 - jég, folyadék, vízgőz
 - moláris térfogata 4C-on minimális → sűrűsége tehát ilyenkor maximális (ami furcsa, mert ilyenkor folyékony halmazállapotú → általában szilárdan)
 - nyomás növelése → olvadás elősegítése
- többi anyaghoz képest lényegesen nagyobb a hőkapacitása
 - testhőmérséklet szabályozása
 - egységnyi térfogat több energiát tárol
 - hatékony hűtőfolyadék → izzadás
- Poláros
- Nagy felületi feszültség → intenzívebb folyadék felszívódás
- jó oldószer (gázokkal, poláros molekulákkal jól elegyednek)
 - nagy dielektromos állandó → jó oldó
- hidratáció: ionok körül hidrát réteget alkotnak
- nagy a relatív permeabilitása
- oldatok tulajdonságai:
 - izotóniás: 2 kül. oldat ozmózisnyomása megegyezik
 - hipotóniás: Ha az oldat koncentrációja kisebb, mint az izotóniásé
 - ha sejtet rakunk bele, akkor az kipukkad
 - hipertóniás: Ha az oldat koncentrációja nagyobb, mint az izotóniásé
 - ha sejt kerül bele → összezsugorodik

26. Biokompatibilitás, polimerek orvosi biológiai felhasználása, kritériumai. Gélek típusai

- Természetes polimerek: cellulóz, keményítő, kitin
- Mesterséges polimerek:
 - természetes eredetű: poli-glikol-kotejsav, poli-kaprolakton

- mesterséges eredetű: poli-vinil-alkohol, poli-vinil-acetát, poli-akrilát/észterek/amidok/uretánok
- Polimerek :
 - felhasználása: kontakt lencse, pelenka, gumik, golyóálló mellény
 - orvosi felhasználásban fontos tulajdonságok:
 - biokompatibilis, lebomló=biodegradábilis, mechanikailag ellenálló, funkcionalizálható
 - szöveti regenerálás
 - mesterséges extracelluláris mátrix
 - 3D, folyadék felvétele képes, kis molekulák szabad diffúzióját engedi, funkcionalizálható, mechanikailag stabil, ellenálló
 - **gélek**
 - átmenet a szilárd és folyékony között
 - 3D
 - csoportosítás:
 - termikus stabilitás alapján:
 - termoverzibilis (fizikai)
 - permanens (kémiai)
 - gélesedés alapján:
 - viszkozitás (végtelen a gélpontnál)
 - modulusz (növekszik a gélponttól)
 - polimergélek:
 - sokféleképpen képes reagálni a környezeti változásokra
 - **orvosi alkalmazás:**
 - hidrogél: kontaktlencse, sebtapasz, gyógyszer vivőanyag (hatóanyag csapdázva),
 - stent (gyógyszeradagolás)
 - nem lebomló polimerek:
 - implantátumok: orvosi sérvháló (van lebomló is),
 - kölcsönhatás élő szervezettel:
 - nem tudnak felszívódni a gsztrointesztinális rendszeren keresztül, csak vesén, tüdőn, esetleg bőrön ciszta formájában
 - ahhoz, hogy kiürüljenek, monomer elemeire kell szétesniük = BIODEGRADÁCIÓ
 - függ az alapanyagok kémiai szerkezetétől és a termék végső összetételétől
- Biokompatibilis, biodegradábilis anyag követelmények:
 - ne legyen mérgező, allergén, gyulladáskeltő, immunválasz keltő, rákkeltő, szövetkárosító

27. Biodegradabilitás, a degradáció megvalósulási lehetőségei. Fizikai és kémiai gélek jellegzetes tulajdonságai

- **Biodegradábilis** anyag = élő rendszerrel kölcsönhatva, funkciója betöltése után a szervezetben le kell bomlania, úgy, hogy bomlástermékei semmilyen káros reakciót ne váltson ki, tehát ki kell ürülnie, vagy belépnie a normál anyagcsere körforgásába.
- Degradáció útjai: hő, fény, pH, vizes közeg, mikroorganizmusok, enzimatis utak (katabolizmus) során
 - lépcsőzetes:
 - fragmentálódás (kis darabokra bomlás)
 - fotokémiai reakció, hidrolízis, mikroorganizmusok által
 - asszimiláció (kis darabok további bomlása, majd ürülés/beépülés)
 - időben függ:

- kémiai összetételtől, molekula tömegétől, termék formulálásától, mechanikai tulajdonságoktól, tárolástól, öregedéstől,
 - aktuális környezeti körülményektől
 - természetes/mesterséges polimer
- **Gélképződés:**
 - **fizikai:**
 - kristályosodással, hélix képződéssel, H-hidakkal, Coulomb kölcsönhatással pl.: kocsonya, puding
 - **kémiai:**
 - térhálósítással pl.: DGGE, TGGE
 - térhálósító polimerek: keményítő