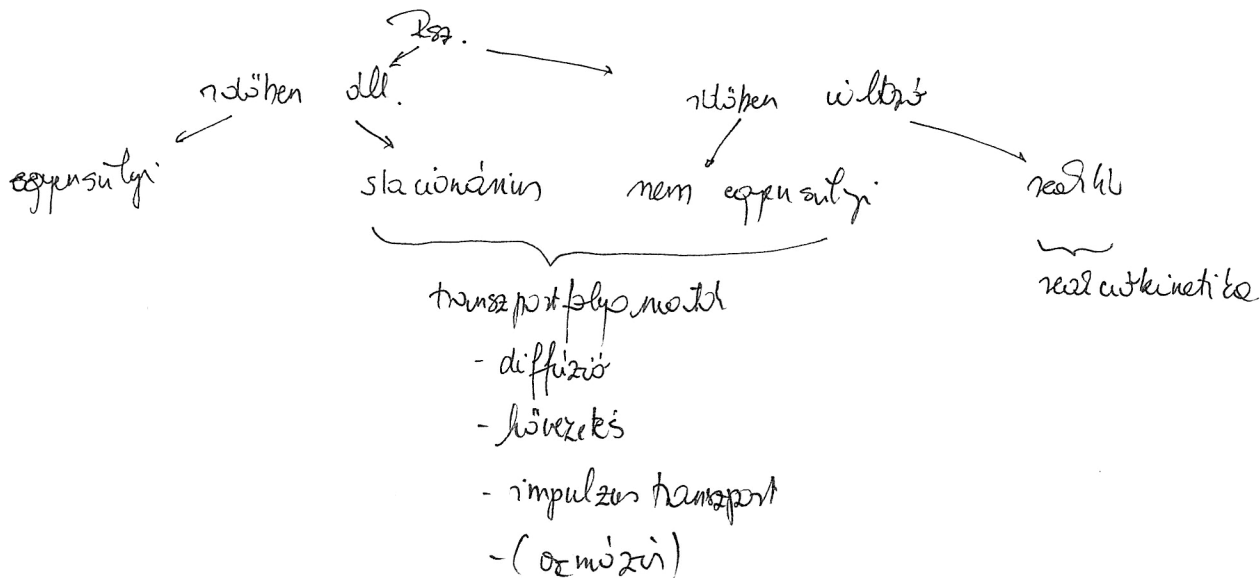


Transzport jelenség az élő szervezetben!

Zrínyi Miklós

Rendszer hiánya



Ha a ΔG nincs egyensúlyban \rightarrow entropia nincs egyensúlyban
 \rightarrow kiegyenlítődézi folyamat - azaz transzport folyamat

ndőhen állandó és ndőhen változó ΔG
a változó az egyensúly felé való törekvés
stacionárius: Járulékal nélküle minora időfüggőre a
unszájt mennyiség, felület arában változó
bővebb

reaktív nem egyensúlyi ΔG \rightarrow éterben van az egyensúly
felé \rightarrow a kémia Jörke katasz

Transzport folyamatok

- Sir Isaac Newton (1642 - 1727)
- Jean-Baptiste-Joseph Fourier (1768 - 1830)
- Adolf Eugen Fick (1829 - 1901)
- Lars Onsager (1903 - 1976)

Nagy emleke β gallérozól a transport folyamatoknál

Foures \rightarrow Jöveletis

Fid. \rightarrow diffúzió

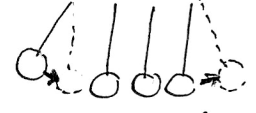
Onsager \rightarrow lentle β gallérozól nem egyensúlyi termodinamika
nelen

Azokat a folyamatokat, amelyek során energia, anyag, töltés vagy
velanulépés más extenzív jellegű mennyiség egy helyről egy
másra helyre jut el, transport folyamatokként nevezzük

- Hordozók:
- részecskék (atomok, molekulák és ionok), amelyek
anyagot, energiát, impulzust és töltést hordozhatnak
 - elektrónok, amelyek energiát impulzust és töltést
hordozhatnak
 - fotonok, amelyek energiát hordozhatnak

Többféle transportot beszélünk (anyag / energia / impulzus / töltés)
az impulzus htransport β gallérozól a reológia

Reológia: az anyagok folyási tulajdonságainak vizsgálata
 β gallérozól

Impulzus htransportra volt példa: egymás mellett 
fel függenként folyók, amelyekből az egyik szilót megkötjük...

A htransport \rightarrow mindig v. melyen extenzív mennyiség az egyik
helyről a másikra jut
 \rightarrow ennek a hordozója lehet. részecskék / elektrónok / foton

Transport lehet le'nyegesen β gallérozól β gallérozól
konvekció / konduktív

Konvekció: molekulahalmaz együttes elmozdulása

Áram súrlódás: egy sávnyi felületen egy sávnyi réteg alatt

dinamított anyagmennye'g

$$\frac{dm}{dt} = A_s \rho v$$

ρ sű'nse'g \rightarrow helyette lehet c- Jövevény "c- Jövevény" u.
 v sebesség u.

Kondutív anyagtranszport : molekular elemzésre "nyugaló Jövevény" vezetési transzport - amikor a Jövevény láthatóság del
delut : vezetési \rightarrow a teljes Jövevény töltés \rightarrow vezetési átadás \rightarrow udel egy határfelületen jövevény del

Alepusztó mennyiségek - az extenzív mennyiség drame
- az intenzív mennyiség hatéereje

Vagyis, hogy mi dramlit is mitol dramlit

Az extenzív mennyiségek dramlit a hatéereje mindig inhomogenis az intenzív mennyiségben, \rightarrow

az dramlit során az intenzív mennyiség Jövevény "b" dramlit

	drame	hatéere'
komponensdrame sű'nse'g	$j_n \left[\frac{\text{mol}}{\text{m}^2 \text{s}} \right]$	∇c
energiadrame sű'nse'g	$j_u \left[\frac{\text{J}}{\text{m}^2 \text{s}} \right]$	∇T
impulzusdrame sű'nse'g	$j_i \left[\frac{\text{kg}}{\text{m} \text{s}} \right]$	∇v
töltésdrame sű'nse'g	$j_Q \left[\frac{\text{C}}{\text{m}^2 \text{s}} \right]$	$\nabla \Psi$

$$\nabla : \text{graditens} \rightarrow \nabla = \frac{\partial}{\partial x} e_x + \frac{\partial}{\partial y} e_y + \frac{\partial}{\partial z} e_z$$

\rightarrow ker (x, y, z) koordinatitot függő skalar mennyiség (mint ρ -t) mindhárom irányban definiáljuk \rightarrow az eredmény három komponens lesz \rightarrow udeli udelit képerit

A gradiens a koncentráció Gradiensrejellet jellemzői (4)

- minél nagyobb \Rightarrow Gradiens, annál intenzívebb az áram - vagyis minél nagyobb a gradiens, annál nagyobb az áram

Az áramlás lehet:
diffúzió
hővezetés
felületi áramlás
villás áramlás
áramlás hurok pont

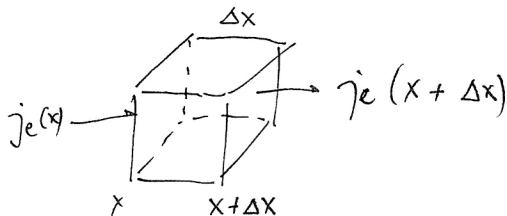
Kezmenedő extenzív mennyiség globális és lokális mérlegegyenlete

$$\frac{dE}{dt} = J_{ke} + J_{ki} = J$$

Egy térszerben egy extenzív mennyiség változása abból függ, hogy az adott mennyiségből mennyi megy be és mennyi megy ki a térszerből.

(Kezmenedő extenzív mennyiségnél nem kell figyelembe venni a felületet és a nyelvéket.)

Ha a mennyiség egyezményi térfogatra vonatkozó mennyiségeit nézzük, az a a áramlás



A lokális egyenlet átlátszó:

$$J = \frac{dE}{dt} \Big|_{(\Delta x)^3} = -(\Delta x)^2 (J_e(x + \Delta x) - J_e(x))$$

Az extenzív mennyiség változása átlátszó átlátszó alakban:

$$\frac{d\rho_e}{dt} = \frac{1}{\Delta x^3} \frac{dE}{dt} = \frac{1}{\Delta x^3} \frac{dE}{dt}$$

A kérdés egyenlete:

$$\frac{dp_E}{dt} = - \frac{j_E(x-\Delta x) - j_E(x)}{\Delta x}$$

ha $\Delta x \rightarrow 0$, akkor ez átmeny az x koordináta szerinti deriváltba \rightarrow megkaphatjuk a kontinuitási egyenletet

$$\frac{\partial p_E}{\partial t} = - \nabla \cdot j_E = - \text{div } j_E$$

divergencia

∇ : ~~grad~~ operátor

$$\nabla = \frac{\partial}{\partial x} e_x + \frac{\partial}{\partial y} e_y + \frac{\partial}{\partial z} e_z$$

u'gy is lehet írni, hogy $\text{div} : \nabla = \text{div}$

A mérleg egyenlet és a helybeni kapcsolata a diffúzió példáján (Fick-törvények)

p_E rini'eg helyett c_A koncentrációt írunk

$$\frac{\partial c_A(x,t)}{\partial t} = - \nabla \cdot j_A = - \text{div } j_A$$

j_A -re vonatkozóan Fick I. törvénye:

$$j_A = -D \nabla c_A = -D \text{grad } c_A$$

azaz az x irányú áramlás a koncentráció x irányú változásától függ, azaz a koncentráció gradiensét az irány

Fick I. törvényét helybe a kontinuitási egyenletbe

$$\frac{\partial c_A}{\partial t} = - \text{div} (-D \text{grad } c_A) = - \nabla \cdot (-D \nabla c_A)$$

$$\frac{\partial c_A}{\partial t} = D \text{div}(\text{grad } c_A) = D \nabla^2 c_A$$

Fick II. törvénye

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

grad: skálár mennyiségből vektort (három komponense a három irányú derivált)

div: utolsó két sorból származó mennyiség

(a utolsó sorban szereplő ~~mennyiség~~ a ρ képletben a
néhány megfelelő négyzetes denzációt, és a denzációt
értékelés összeadja)

div $q_{\text{rad}} = \nabla^2$ → származó mennyiség két sorból
(a két sorban négyzetes denzációt elvegyez egy
jelölés denzációt, és ezeket az értékeket összeadja)

Fick II. törvény: $\frac{\partial c}{\partial t} = D \nabla^2 c$ egy dimenzióban:

$$\left(\frac{\partial c}{\partial t}\right)_x = D \left(\frac{\partial^2 c}{\partial x^2}\right)_t$$

konduktív	hővezetés	diffúzió	energia áram	impulzus áram
drum	komponens drum (hőmérséklet drum)	energia drum	relatív	

Állapot	∇c	∇T	∇v
áramlás	$j_n = -D \nabla c$	$j_q = -k \nabla T$	$j_i = -\eta \nabla v$
állapot	$\frac{\partial c}{\partial t} = D \nabla^2 c$	$\frac{\partial T}{\partial t} = \alpha \nabla^2 T$	
	(Fick)	(Fourier)	(Newton)

Fick törvényei a diffúzió mechanikájához → pl: Jelleme
alapot adnak, és kevesebb négyzetes denzációt a
koncentráció Jelleme →
a koncentráció Jelleme a Jelleme →
a mozgás

Fick volt, aki a fizika törvényeit először állapította meg

a biológiában

Mellette (vagy még melle'ken) megalkotta a diffúzió töne'nyeit is

(Majd nem minden hárszopt folyamatosan két töne'nye van.)

Az impulzus drám töne'nyeit Newton írta le

rológia: anyagok folyóni tulajdonságait írja le

általán teszt is tud ut. folyóni, ~~amennyiben~~ amennyiben deformálhatóak → összehason meg tudják változtatni az alakjukat

Az egyenletben szereplő η mennyiség a viszkozitás

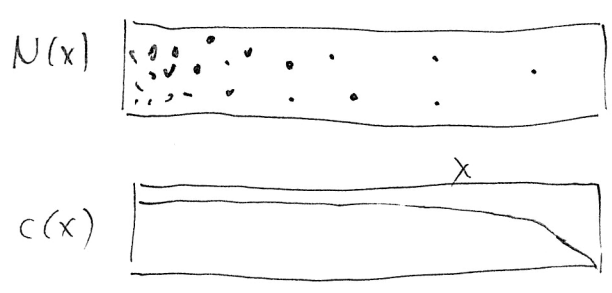
- az Newton - fényes v. Newton - test → viszkozus folyadék v. test

$\frac{dv}{dx}$ → nyíróerő sebesség - egy irányú sebesség (v) kérelmi megváltozása

pl: vöben laminárisan áramló folyadék sebessége a cső közepén a legnagyobb, a cső felé felé nulla

A diffúzió elmélete: Fick-törvények

A diffúziós folyamat mikroszkopikus leírása az N részecske számával és a makroszkopikus leírásához használt $c(x)$ lokális koncentráció eloszlással



megoldás $c(x, t)$ v. $c(r, t)$
→ a koncentráció a helyen és az idő függvénye

Fick I. törvénye

$$\left. \begin{aligned} j_A &= -D \text{grad } c_A \\ j_A &= -D \nabla c_A \end{aligned} \right\} \xrightarrow{1D} j_A = -D \frac{dc_A}{dx}$$

a diffúziós anyagáram a koncentrációt térbeli változására
 a meredekségével arányos
 a diffúziós áram a növekvő koncentráció irányába folyik
 $D > 0$

Cyphran azonban előfordul, hogy van koncentrációs gradiens,
 mégis nincs áram - éppen úgy van

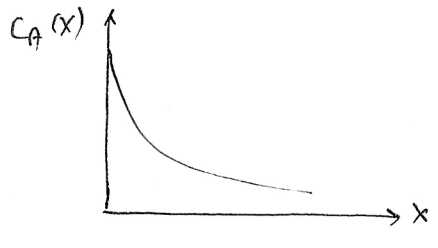
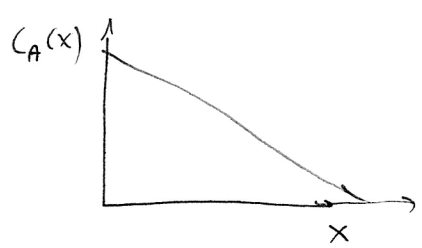
pl: adszorpció (gáz, gőz v. folyadék megkötése egy szilárd felületen) vagy

pl: kémiai megkötés két nem elegyedő folyadék között

→ Van más hatás is - nem ∇c az yosi hatás

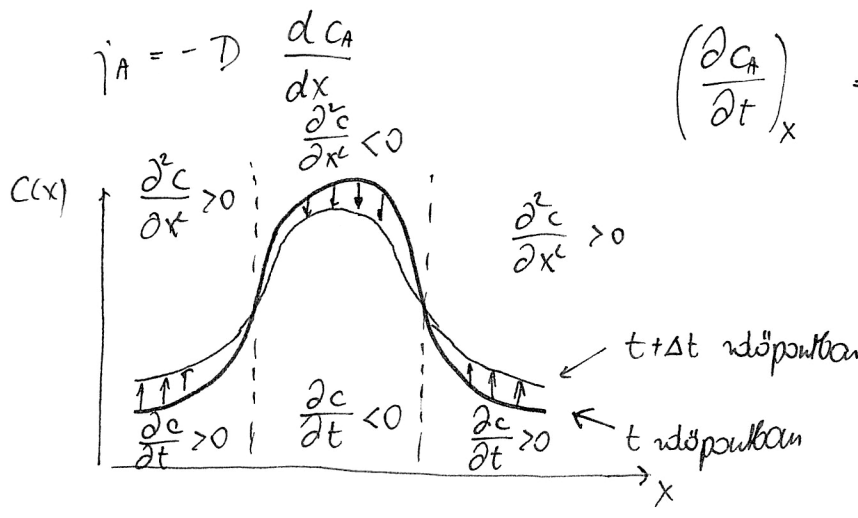
A komponens áramsűrűsége és a koncentrációt elváltás kapcsolata

$$j_A = -D \frac{dc_A}{dx} \quad - \text{egyrányú transzport}$$



Stacionárius eset

↑
 koncentrációs lineáris → egyenes
 áramlási sebesség x mentén



$$\left(\frac{\partial c_A}{\partial t}\right)_x = D \left(\frac{\partial^2 c_A}{\partial x^2}\right)_t$$

Ahamot növekszik mértéke,
mint a koncentrációt

Koncentrációt növelni való-
zóságra lett átkelése az érem-
sűrűség (γ_A)

A 2. derivált a görbület

Ahol a 2. derivált zérus, ott reflexió pont van

(ahol a szögletű van) → konc. nem vált. az időben

Ahol a 2. derivált pozitív (görbület pozitív → konvex a görbe)

→ a koncentráció az időben nőni fog

Ahol a 2. derivált negatív (görbület negatív → konkáv görbe)

→ koncentráció az időben csökkenni fog

A stacionárius esetben $c-x$ görbe egyenes volt

→ a második derivált végig zérus volt...

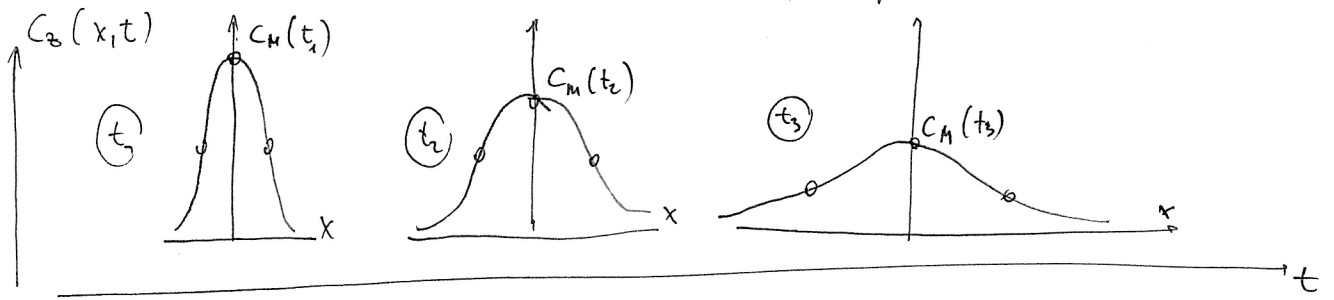
$$\frac{d}{dt} \left[\frac{\partial^2 c}{\partial x^2} \right] < 0$$

A diffúzió nem fejez a mitózisok
hialalulizációját!

Sokáig úgy gondolták, hogy a biológiai örengyet nem
lehet létrehozni a fizika örengyével

Azokban amennyiben hozzájárul a kémiai örengyet is,
megjelenik a mitózisok.

Koncentráció zóna egydimenziós szabad diffúziója



$$c_M(t) = \frac{c_0 \delta_x}{(4\pi D)^{\frac{1}{2}}} \cdot t^{-\frac{1}{2}}$$
 enisput megamódosul időbeli változással

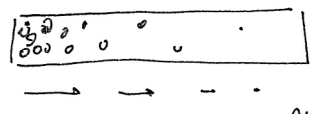
$$x_i(t) = \sqrt{2D} \cdot t^{\frac{1}{2}}$$
 hulló szélessége

$$c_i(t) = c_M(t) \cdot \frac{1}{\sqrt{e}}$$
 a hulló szélességet a magasság $\frac{1}{\sqrt{e}}$ -ed részére mérik

$$c_z(x, t) = \frac{n}{A_s (4\pi D t)^{\frac{1}{2}}} e^{-\frac{x^2}{4Dt}} = \frac{c_0 \delta_x}{(4\pi D t)^{\frac{1}{2}}} e^{-\frac{x^2}{4Dt}}$$

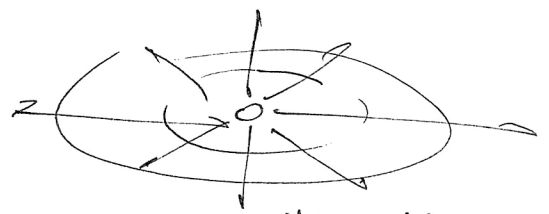
Történ diffúziós jelenségnek a koncentrációs kiértékelés az idő négyzetgyökével arányosan változik!

Fiz. II. b) rész



Egydimenziós diffúzió

$$\left(\frac{\partial c_A}{\partial t}\right)_x = D \left(\frac{\partial^2 c_A}{\partial x^2}\right)_t$$



Radialis diffúzió

$$\left(\frac{\partial c}{\partial t}\right)_r = D \left(\frac{\partial^2 c}{\partial r^2} + \frac{2}{r} \frac{\partial c}{\partial r}\right)$$

Stacionárius diffúzió : $\left(\frac{\partial c_A}{\partial t}\right)_x = 0$

Diffúzió eh. meghatározás - stacionárius értéket hozunk létre, és arányosságát mérjük

→ a koncentráció profilt lineárisan keressük →

az lineáris egyenes megoldásaitól tudom a diffúziós egyenletet meghatározni

A radiális diffúzió nem lineáris, csak az egydimenziós szimulációs

erék az egyenletek csak speciális peremfeltételek mellett oldható meg analitikusan

pl: egydimenziós diffúzió végtelen hosszú térfelben

$$c_j(x,t) = c_0 \left(1 - \operatorname{erf} \left(\frac{x}{2\sqrt{Dt}} \right) \right)$$

egydimenziós diffúzió véges ról-hen

$$c_1(x,t) = \frac{c_0}{2} \left(1 - \operatorname{erf} \left(\frac{x}{2\sqrt{Dt}} \right) \right)$$

erf: error függvény $\rightarrow \operatorname{erf}(x) = \frac{2}{\sqrt{\pi}} \int_0^x e^{-s^2} ds$

Reálisan perem és kezdőfeltételek mellett numerikusan lehet megoldani

A diffúziós egyenlet meghatározásához szükséges szimulációs erék szerinti, mert "környék" eldőltem

- itt látnálam nincs idő függés, mert a koncentráció nem változik az időben

Memberségi

- szintikus
- bológrai

Az iparban is használunk szintikus membránokat

pl: más: kisebb részletek átmenet, de a többi nem

az újat is olyan diffúzós módonel dűnűjű, amhez szintetikus membránok hasonlóak

A biológiai membránok nagyon hasonlóak egymáshoz

A legújabb a fosfolipid molekulaiból felépített modellt használják.

A fosfolipidnek van egy vízre szerető poláros feje, és van nem szerető apoláros farka (hidrofób)



ezek felületaktív anyagok - a víz felületén

elhelyezkedve - nagyon mértékben a felületi feszültség ellenében

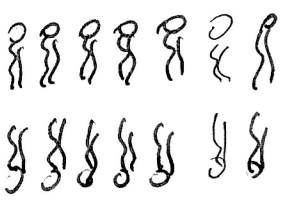
Ha nagy a felület - mielőtt alakulna

széles lapra, hanem lehet gömbösködni is

számos gyökere nem oldódik vízben

→ mielőtt bár szubtilizálják

Ha tovább növeljük a felületet, nemcsak gömbösködni kezd, hanem kialakul egy kétféle réteg



dekoráció → olyan gömb, aminek a feje egy kétféle réteg

Kezdetben a membrán és az oldat között

A biológiai membránok két oldalán között nagyon sok a biológiai folyamat

Ami a vízben jól oldódik, az a membránban jár el, és

írdja.

$$K_m = \frac{C_d h}{C_d} \text{ Mészérii lényeg}$$

K_m az első oldalról adódik

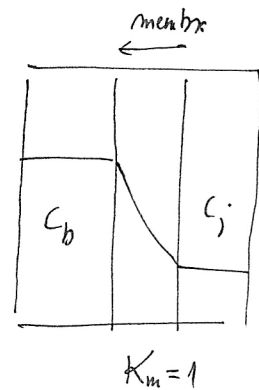
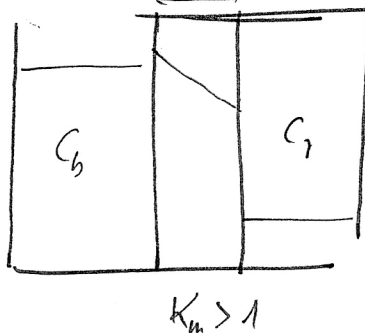
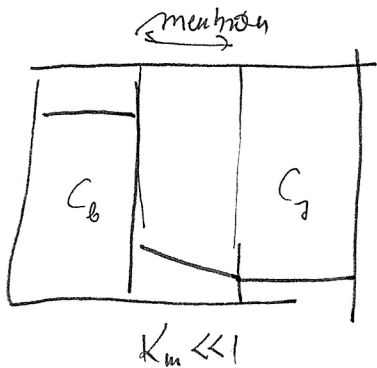
ha $x=0$ pontban az anyag \rightarrow az

egyik oldalán C_m , a másik oldalán C_0 a koncentráció

$$C_m(x=0) = K_m C_0(x=0)$$

A koncentráció eloszlás:

$$C(x) = -K_m \frac{C_b - C_j}{d} x + K_m C_b$$



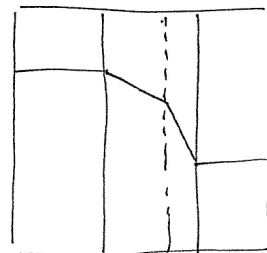
$K_m = 0$ egyáltalán nem oldódik az anyag a membránban

$K_m \gg 1$ feloldul az anyag a membránban

$K_m = 1$ pont ugyanannyi a membránban, mint kívül

gyakorlatban több részről áll a membrán

\rightarrow mindkétoldalon más a diffúzió egyenlete



Membrán permeabilitás P_{em}

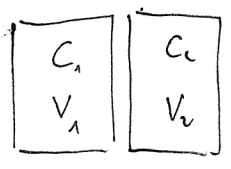
koncentrációkülönbség hatására milyen anyagáram jön létre

$$J_n = -D \nabla C \quad \nabla C = \frac{K_m (C_j - C_b)}{d} = - \frac{K_m \Delta C}{d}$$

$$P_{em} = \frac{J_n}{\Delta C} = \frac{K_m \cdot D}{d} \quad D: \text{membránon belüli diff. ek.}$$

anyagáram és koncentrációkülönbség lényeg

A permeabilitás a membrán vezetőképességére jellemző.



Két azonos térfogat ($V_1 = V_2 = V$) egy d vastagságú A_s felületű membránnal elválasztva egymástól.

Kereshetjük ($t=0$) $C_2 = 0$

Amennyivel az egyik oldal koncentrációja csökken,

annyival nő a másik $\frac{dc_1}{dt} = - \frac{dc_2}{dt}$

cV az anyag mennyisége

$$-V \frac{dc_1}{dt} = j_n A_s = -A_s \frac{D}{d} (c_2 - c_1) = -A_s P_{em} (c_2 - c_1)$$

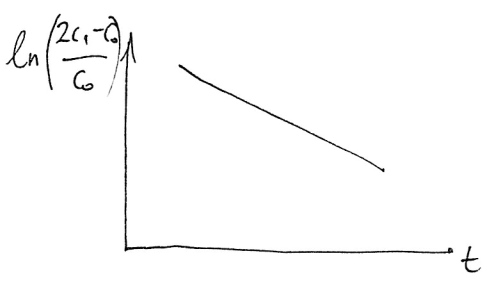
$$c_0 = c_1 + c_2$$

$$-V \frac{dc_1}{dt} = A_s P_{em} (2c_1 - c_0)$$

ennek a differenciál egyenletnek a megoldása:

$$\ln \left(\frac{2c_1 - c_0}{c_0} \right) = - \frac{2 A_s P_{em}}{V} \cdot t$$

A permeabilitás Járuléki meghatározása



Ismerjük a Járuléki térfogatot és a felületet

→ Mennyi a koncentráció változása

$\ln \left(\frac{2c_1 - c_0}{c_0} \right)$ időbeli változására

egyenest illeszkedik → meredekség ...

Stokes - Einstein - össze függés

$$D = \frac{k_B T}{6 \pi \eta R}$$

T: hőmérséklet
 η : viszkozitás

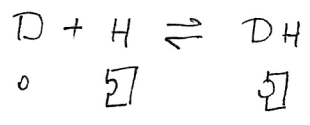
R: részecske átmérője
(ami diffundál)
(gömbök térfogata)

Mivel η is hőfüggő - nem lesz lineáris a hőfüggés

Közvetített diffúzió

A biológiai membránban van egy fehérje \rightarrow az adott molekulát elkapja \rightarrow komplexet képez az anyaggal \rightarrow
 a komplex átmejj a másik oldalra és ott elengedi a molekulát

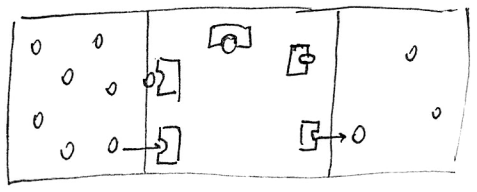
o diffundáló molekula C_d



[] komplex képzés C_h

[] molekula komplex C_{dh}

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



Van olyan fehérje, ami egy az egyben elkapja a molekulát és átviszi \rightarrow carrier

Ion transzport molekuláris esetében át

- a waterus egy nonocó, ami azért használható

Aktív és passzív transzport

Passzív transzport \rightarrow a diffúzió dram a növekvő koncentráció irányába folyik

Aktív transzport \rightarrow anyagtranszport a koncentráció gradiens irányában

A diffúzió dram a növekvő koncentráció irányába folyik

- ez plusz energiát igényel

pl: nátrium- kálium pumpa

A Röntgen-sugárzás kenne'szete, forása és
biológiai hatásai

Wilhelm Konrad Röntgen (1845 - 1923) 1895-ben fedezte fel,
miközben katódsugárcsővel kísérletezett

A sugárzás a cső felében keletkezett.

X-Ray-nel nevezték először az UV sugárzásra hasonlított

- de optikai eszközökkel nem tudták ellenőrizni

- ezen kívül az áthatolása nagyobb volt

Ezért felfedezéséért 1901-ben fizikai Nobel-díjat kapott

A Angolországban leírták az X-ray-vel lenyomat, majd mi
nevezik Röntgen-sugárzásnak

Az elhőmágneses sugárzások közé tartozik. A leghatásosabb frekvenciájú, az energiájú, leghatásosabb hullámhosszú

10 eV - 150 keV között van az energiája

az hullámhosszban kb. 10³ pm - 10 pm

Az UV sugárzással összehasonlítva a hatása

A diagnosztikai dózismennyiség: 20 keV - 150 keV

Nagyobb energiás dózismennyiség is lehet alkalmazni

resecta gyorsított - ezt a terápiás célra használják

A hatásmechanizmus felülélelőleg a γ -sugárzás hatásműködéséhez hasonlít, azaz a Röntgen-sugárzással az elvált energiák meg, hogy megfigyelhetően jön létre

(2)
A Röntgen-sugárzást mindig az elektronok elbuktatásánál előidézett
időközökben állíthatjuk elő

A Jelenleg energiaközlő mennyiségű Röntgen-sugárzást
Röntgen-csővel állíthatjuk elő

Röntgen-cső

Röntgen-sugárzás keletkezése, ha nagy sebességű elektronok
nagy rendszámú anyagban lefékeződnek.

Reigen ritkított gázkatódumát csövet használnak, mely vákuum
csövet. Eredetileg két elektróda közül nagy feszültséget
jelöltök, és ezzel gyorsított fel az elektronokat.

A cső üvegből van, de a komputertomográfiában hengeres acélból a
külső felületét kerámia - nagyobb hővezetőképességű üvegből el

A katódból a gyorsított elektronok hatására keletkező - fényerősség
30-65% - ára felgyorsított - elektronok fékeződés utáni
lecsapódás az anódba, ahol lelassulnak

A lassulás során az elektronok energiájának kevesebb, mint
1% - a Röntgen-sugárzás, 99% - a pedig hővé alakul.

- emiatt az üvegekben nagy a hőfoknövekedés

- ezért anódnak meg kell oldani a hővezetési problémát

hullamhosszai: Wolfram (W) v. Molibden (Mo)

De még ez is megoldható -

- egyik megoldás, hogy kőanyag alatti anódnak
széles csapódási hely az elektronok, és az anódnak
fog

- másik: hűtés vízzel vagy olajjal

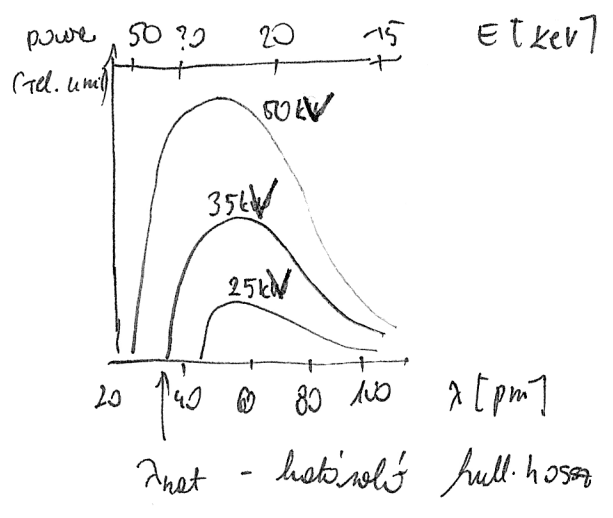
Akkor, hogy a fotódból elegen nagy számú elektron lépjen ki, annak hőmérsékletét növelni kell (termikus emisszió)

Ezt a leggyorsabbban egy izzószál (fűtőszál) segítségével lehet elérni - az adott Julepő elektronok száma annak hőmérsékletével növekszik - a fűtő kör hővezetőképessége szelvényre az elektronok nyelődésére drasztikusan

Az az a fűtő fűtőszálban van elhelyezve az elektronnyelők mennyisége - így adott a Julepő nyelők felülménye a szuperszt - amennyi idővel van fűtőszál a cső

A Röntgen-sugárzás keletkezésének mechanizmusa

Emisszió's spektrumok növekvő gyorsító feszültség mellett



Az össz- teljesítmény erősen nő a feszültséggel

A spektrum a rövid hullámhossz oldalon élesen szélesedik -> λ_{hat} : határoló hullámhossz λ_{hat} csökken, ha U nő

Folytatólagos emisszió's spektrumot Julepő

20 kV alatt elhal a jelenlég

$m_e v^2 = \frac{1}{2} m_e v^2$ -> a feszültségtől származó energia az elektron mozgási energiájává alakul

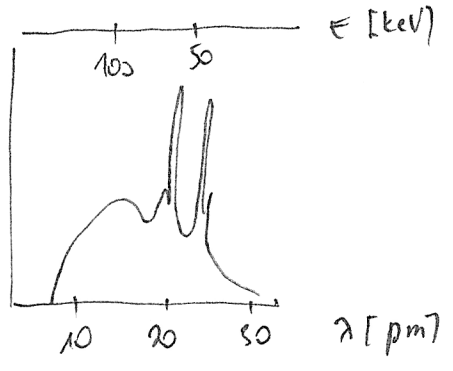
Az elektron tömege adott - így egy adott feszültségen egy elektronhoz adott a sebessége ->

ennel az energiával nem tud kibráni az elektron a Röntgen-fótonnal → elbit szimuláció egy két hullámhossz:

$$q_e u = \frac{1}{2} m_e v^2 = h f_n = h \frac{c}{\lambda_n}$$

$$\rightarrow \lambda_n = \frac{h \cdot c}{q_e} \frac{1}{u} \rightarrow \text{Duane-Hunt-törvény}$$

Ha több növelem a gyorsító feszültség, akkor a foton spektruma szélesebb lesz és a minimális



Képlek mechanizmus

1) Fe-kérsi röntgensugárzás

A felgyorsított elektronok áthaladnak az elektronfelhőn
 - az elektronok eltolódnak és lassúak → energiavesztés
 → sugárzás kibocsátása

A fótonok a pályájukon elmozdítottak lépnek ki.

Az elektronok mozgási energiájuk alatt a fotonok a spektrum energiájukat veszik el → fotonok a spektrum

A kérsi sugárzás teljesítménye:

$$P_{\text{rtg}} = \text{const.} \cdot u^2 \cdot I \cdot Z$$

u - feszültség - azonos mértékben függ

I - áramerősség

Z - anyagnévszáma - minél több elektron van

egy atomban, amint jobban működik
Ebből a kéjszámme'nyből függ, hogy milyen jól látnak
a Röntgen- kép

A képlet alapján a kéjszámme'nyt leginkább a fényképezés
növelésével lehet lefeljebb (negyretes összehajgós)

- azonban a fényképezés növelése a hatás hullámhosszát
is megváltoztatja (a spektrum is megváltozik)

- ez pedig a hatást is megváltoztatja

- ezért azért a fényképezés növelésével emelni a
kéjszámme'nyt

Egyes mértékben az áramerősség növelésével is lehet

2, Karakterisztikus Röntgen- sugárzás

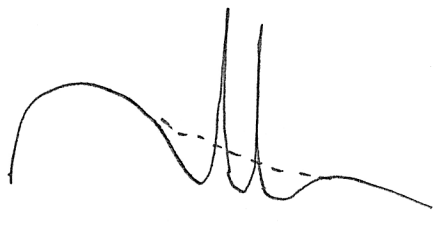
Egy nagy gyorsító fényképezés miatt meg

- a spektrum sokkal rosszabb

Amennyiben megváltoztatjuk a gyorsító fényképezést, ugyan
megváltozik a spektrum alakja, azonban a sokkal
jobb nem változik

- a sokkal jobb az az az anyagokhoz is jellemző

- ezért nevezik karakterisztikusnak



A sokkal megváltoztatásával a spektrum
össze képlete nem változik meg

- a sokkal mellett felépül a spektrum

A sokkal jobb energiaszintűvel felül meg →
ezért jól definiált elektronátmeneteket jelentenek

az energiát λ -ra fordít

(2)

A nagy energiájú gyorsított elektronok az atomok felé
a kelet felől érkező fotonok \rightarrow a legelső lévő $n=1$ -es
héjra lépve egy elektron - alul marad egy

lyél \rightarrow kibocsátja az elektronok

\rightarrow a kibocsátott energia főleg megjelenni a vonalrendszer

A karakterisztikus röntgen sugárzás által mérései

Több elemzés és pontos kémiai analízis

\rightarrow az anyag helyre teszi a vizsgálható anyagot

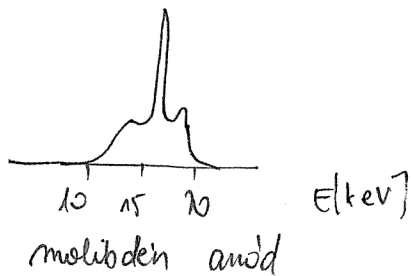
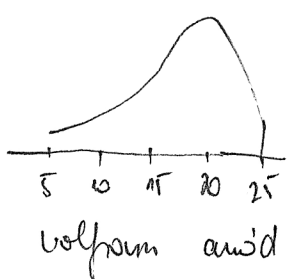
\rightarrow Röntgen-fluoreszcencia

Működési analízis: A spektrumokból fotonenergia alapján
a rendszer azonosítható

Kémiai analízis: megadhatjuk, hogy lehet mutatni az
anyagot - mennyiség meghatározása

Működési jellemzők:

A kelet felől érkező Röntgen-intenzitás alapján lehet
ad a karakterisztikus vonalok \rightarrow általában elhanyagolható



nagy rész struktúrát leírhatja alacsony \rightarrow legmagasabb

az alacsony energiájú, 14-20 keV-es energiaterület

Mammográfia: emlő - röntgenfelvétel, jó áteresztés és nagy kontraszt

embóliumok 40%-a tartalmaz mikrokalcifikációt ⁽⁷⁾
→ Ca rendszáma: 20 (Kisrönt, hátsó, minipállomány
átlagos rendszáma: 6-8)

A Ca K-héj kötés energiája 4,04 keV → 17-20 keV összérték
erő az átlagos főenergia környezetben megfelelő a
Ca K-héj kötés energiáját → így a főelektronok
abszorpció nagy valószínűséggel jöhet létre

A hágmányos Röntgen cső értéke nagy mennyiségben
kelekedik a mammográfiában Jellemző 17-20 keV
belsőmennyben kívül

Ha a Röntgen-sugárzás nagyobb energiájú, akkor a főelektronok
különbözően penetrálnak, szóródnak, és ezáltal a kontakt
csökkeni fog

A molibdeen target és molibdeen szűrő esetén a karakterisztikus
főelektronok mennyisége jellemzően a 17-24 keV tartományban.
Ennél az erősödés a jellemzően Röntgen-sugárzás
vesztés jellemzőitől part ebbe a tartományba
erős. → kis energiájú monokromatikus
sugárzás van part a mammográfiához
szűrővel tartományban

Röntgen-diagnosztikai alkelmaradást
(fizikai sugárzás)

A diagnosztikai alkelmaradást a Röntgen-sugárzás
szűrő elnyelődésén alapulnak

Ezenél az exponenciális abszorpció következik

$$I = I_0 e^{-\mu x} = I_0 e^{-\mu_m \rho x}$$

μ : abszorpciós együttható

→ az határozza meg, hogy mennyire lesz gyengébb a fény

$\mu = \mu_m \cdot \rho$ az abszorpciós együttható mértéke az anyag sűrűségétől és a kompozíciójától is függ

ρ : sűrűség - (Mennyi van ott az anyagból)

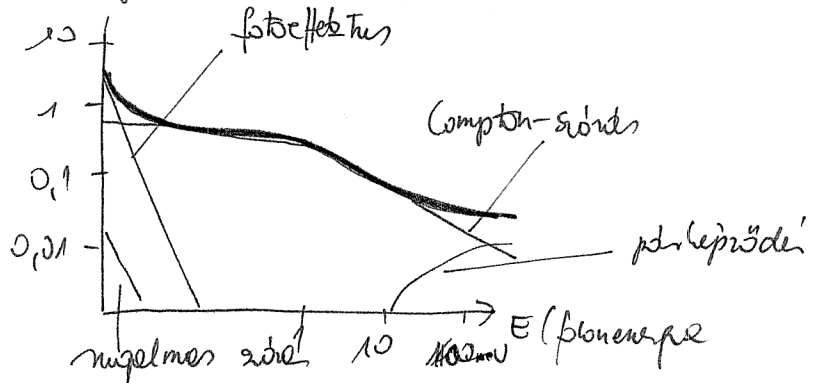
→ mértéke kompozíciójától is függ

μ_m : tömeggyengítési együttható - mértéke jellemző

a ρ -tól is az anyag típusától és a kölcsönhatás típusától is

→ függ az abszorbeáló anyagtól és a sugárzás fotonenergiajától (hullámhosszától)

Tömeggyengítési együttható vázlat:

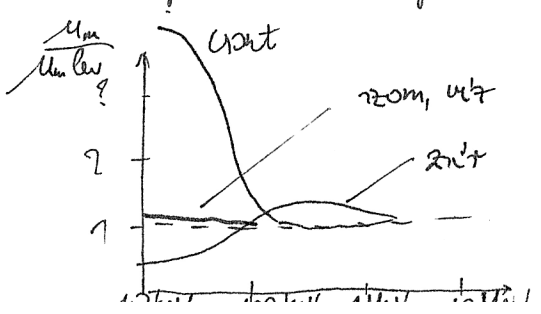


pair production: megkezdődik E két $m_0 c^2$ -es fotonra jellemző

μ_m → a fotonenergiaval csökken

hisz fotonenergiaval nő a kölcsönhatás valószínűsége a μ -val egyaránt

levegőhatás viszonyára az egyes anyagok:



μ_{lead} a legmagasabb a legkisebb energiánál, utána az μ_{air} és végül a μ_{water} a legnagyobb energiánál

Nem, ut is lugo jöveit konstant a Röntgen-fluxus (9)
 nem ömöggyengik ei - 4 Jutöbrög, hanem a sörny-
 Jutöbrög miatt lötök

100 keV alatt a vout / nom, ut, levegő / zür könygyengik
 egyillasi elvélud

→ ez a diagnosztikai tartomány

A magasabb energiájú Röntgen-sugárzást tenápisz alokre
 használják

A diagnosztikai alkalmazások a Röntgen-sugárzás sörvői elnyelődésén
 alapulud

A Röntgen-sugárzás ionizáló sugárzás

A Röntgen-sugár energiatarományában ($< 200 \text{ keV}$):

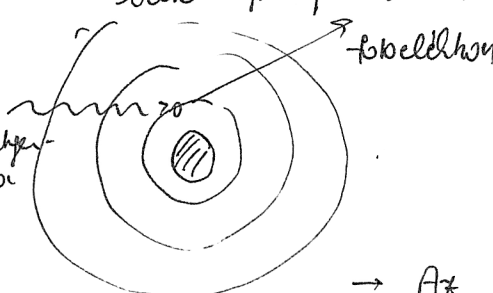
0% elnyelt fotonenergia ionizáló mechanizmusok Jöve

- alatt: - fotoeffektus is
- Compton-sugárzás

Fotoeffektus. Röntgen-foton

az ~~ionizáló~~ elektron által az atom elektronfelhőjén és a
 belső pályánál ionizál egy elektronat vagy Jöveit azt

A Jutöpi elektron az az is a
 belső ~~elektron~~ foton rögve
 nem ent egyk.



→ Az impulzusmegmaradás itt is érvényesül

- az atommag is elmoz egy kis impulzust
- ezert van az, hogy a mag Jöveiben luo (belső pályán mozog) elektronok löködik ki ebben az effektusban

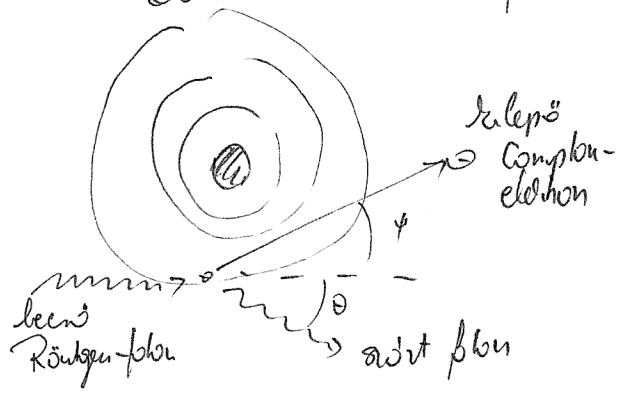
A ~~mag~~ belső foton energiája teljes mértékben átadódik
 a fotoeffektus révén a belső Röntgen-sugárzást

(A határfrekvencia alatt nincs elnyelés. Ez a határfrekvencia ⁽¹⁰⁾ megfelel annak az energiaszintnek, ami az elektron kelése'hez szükséges. A Röntgen-sugárzás viszont a határfrekvencia felett van.)

A másik mód, ahogy a Röntgen-sugárzás elnyelődhet az anyagban:

Compton-Szórás

Először a beeső foton energiája olyan nagy, hogy nem a teljes energiája nyelődik el az ionizálásra, hanem az elektron kelésére



Külső elektron pályáját rombolja el a foton

Nem csak elektron lép ki, hanem a beeső foton energiájának kisebb energiájú másik foton is.

- A külső foton és a külső foton részecskéket az elektron - ezért mindig szórásról

Impulzusmegmaradás: a külső foton impulzusa megegyezik a külső foton és a külső elektron impulzusának összegével.

A fennállóan felelő jellet a beeső sugárzás intenzitásának exponenciális csökkenésére:

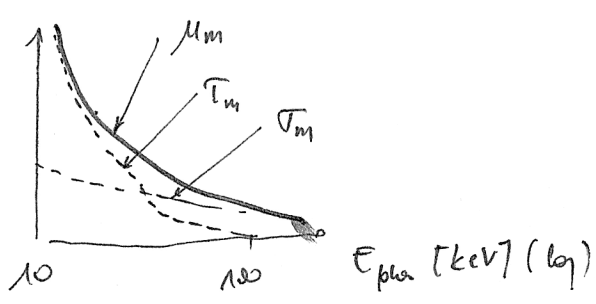
$$I = I_0 e^{-\mu x} = I_0 e^{-\mu_m \rho x} \quad \mu = \mu_m \rho \quad \mu_m: \text{tömeggyengeítési eh.}$$

Az elnyelés két típusúval megfelelően a tömeggyengeítési együtthatóval két komponense van

$$\mu_m = \tau_m + \sigma_m$$

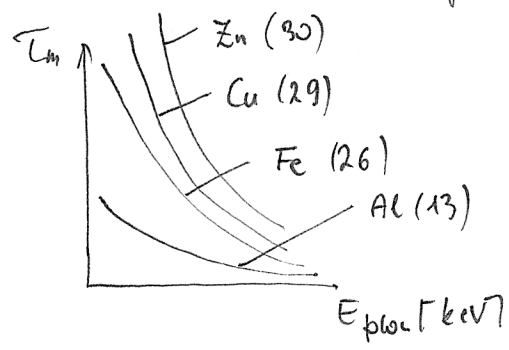
- τ_m : a befektetett fűggs ~~effektív~~ komponens
 → erősen függ Z -től és a foton energiától
- σ_m : a Compton-szórásból fűggs komponens
 → valószínűsége kevésbé függ a rendszámától és a foton energiától
 → nagy sűrűtekre állandó

Foton energiától való függés:



Az elnyelésben a befektetés dominál:
 $\mu_m(hf) \approx \tau_m(hf)$

Rendszámától való függés



abszorpciós egyenlet
nyelvényes szórás

μ_m függése a Z rendszámától
 $\mu_m \sim Z^2$

μ_m függése az E foton energiától
 $\mu_m \sim \frac{1}{E^2} \sim \lambda^2$

befektetés

$\mu_m \sim Z^3$

$\mu_m \sim \frac{1}{E^3} \sim \lambda^3$
enykeń nötkensű

Compton-szórás

Jörel független

A rendszámától a Compton szórás nagyon gyengén függ, viszont a befektetés erősen (Z -adós határvány)

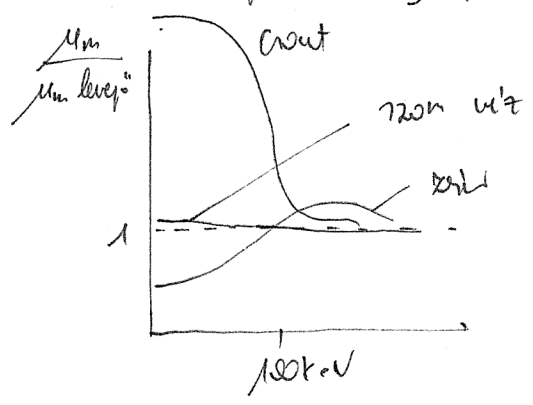
Contrastból ben - a diagnosztikai kéto növényben nagy lesz az elnyelés - a Ca rendszáma miatt

Akkorban az anyag összetétel alapján Jönnek létre egy effektív rendszámot, ami az anyagban lévő atomok rendszámával súlyozott átlag

$$Z_{eff} = \sqrt[3]{\sum_{i=1}^n w_i Z_i^3}$$

w_i - mólfrakt (súlyozó szám)

A levegő hővezetési mérték - relatív tömeggyűrűségi együttható:



anyag	Z_{eff}	ρ [$\frac{g}{cm^3}$]
levegő	7,3	$1,3 \cdot 10^{-3}$
u'z	4,7	1
lagy sötet	4,4	1
ront sötet	13,8	1,7-2

Ugyan az anyagban is a u'z-vel a tömeggyűrűségi együtthatója ~~szintén~~ ugyanolyan, mint a levegőé, viszont a sűrűségrel jelentősen eltér \rightarrow így mégis lehet a lét anyag hatása a Röntgen-felvételen

$$I = I_0 e^{-\mu x} = I_0 e^{-(\tau_m - \sigma_m) \cdot \rho x}$$

$$\tau_m = const \cdot \lambda^3 Z^3$$

\rightarrow Röntgen-kép jóhatású függ - sűrűség különbségektől
 - rendszám különbségektől

Negatív kontraszt anyagok: amikor a jóhatású sűrűség különbségektől függ (pl. - lagy sötet hatás)

Posztív kontraszt anyagok: amikor a jóhatású rendszám különbségektől függ (ront - lagy sötet hatás)

A sugárzásról van szó energiájú és nagy energiájú ⁽¹³⁾
nem

Sugárzás lágy xre - kis energiájú xre
→ rögtön elnyelődik, nem megy mélyre

Kemény sugárzás - nagy energiájú sugárzás
- mélyre megy

A kilepő Röntgen-sugárzás inkább Al lóment anyagok
körüli → ez a sugárzás lágy xre-t (a kis
energiájú fotonokat) nagy mértékben elnyeli
(a nagy energiájúakból is elnyel, de jóval
kevésbé)

→ 1cm 0 páciens körülbelül kemény (nagy energiájú)
sugárzás eléri el.

(A lágy sugárzásról van szó a páciens felületét körül-
vevő felületen.)

A Röntgen-sugárzás diagnosztikai határmélysége 150 keV
alatt van.

→ Itt azt használjuk fel, hogy a sugárzás jól elnyelődik,
amint ez az elnyelődés a nagy mélységig

A magasabb energiájú fotonok elnyelődésének
általában az emberi testen.

Ha ez a nagy energiájú foton megpályáztatásból
lelkesed - radioaktív anyagból,
akkor ~~radioaktív~~ γ - sugárzást bocsát ki.

Elkor lehetne ud hehur a nagy dthetlo sepeszet.

Radioktvi motopit jultatink az embeni szervezetbe

- ont alant tudni, hogy az embeni test melyik resen van az utop

-> melyik a helyes n- plouhet

Elben az embeni szervezetten elnyos, hogy nem nyelodott el az embeni testen.

Röntgenkristallográfia

A Röntgen-sugárzás egy másik alhel maximi módja

A biológiai macromolekulák atomi felbontási szerkezetének meghatározására a Röntgen-sugárzás diffrakciós módszer alapján

A mest a macromolekulák egykristályos anyagok.

(Anyagi minőség meghatározására)

Az atomi jövekedés károsága a Röntgen-sugárzás hullámhossza káros anyagok felül meg

Ha a kristályos anyagok Röntgen-sugár haldat, az egy sugár az atomokba, molekulákba, ionokba ütődnek, és energiát elhajtának, → kristályos átlátszó sugárnyelőkben üldözve plólemet helyeznek

A plólemet előhívva a Röntgen-diffrakciós képen a felcsődött sugárnyelők helyen sötétedés, a jövekedés helyen világosság látható

A kristály szerkezetének megkötésén a világos és a sötét részek a lemezen sajátos szimmetria szerint helyezkednek el.

Különböző anyagok jövekedésű jövekedés mutatók

- amorf anyag (pl. plólemet) → szerkezet nélküli, jövekedésű kép

- Kristályos anyag próbát készítettünk
→ koncentrikus sötét-vörös gyűrűk → polarizációs diagram
- Egész kristályos anyag → párhuzamos egyenesen felvett pontok → rétegdiagram
- Egy darab kristály → kristálydiagram

Hogyan készült egy képlet szerkezete?

Exerbit a képletből matematikai műveletekkel következtetni lehet a kristály szerkezetére

Ahhoz, hogy fehérje polipeptid láncot vagy nukleinsav polinukleotid láncot felépítve atomok elrendezését nézve megismerjük egy kis fehérje molekula esetén is legelőbb tiszta feltevést kell tesztelni, és kiegészíteni.

Az első fehérje, aminet sikerült megjelölni a szerkezet a myoglobin (a hemoglobinhoz hasonló, romban oldható) volt.

A mai technikával főszökevényben a gépezet számítógépekkel összekötve, aminek a számítógépek sokkal gyorsabbak, gyorsabb a különböző fehérjék szerkezetének a meghatározása.

A DNS szerkezetét is így határoztuk meg.

A Bragg - reflexiók esetén az atomok közötti távolság: $\approx 150 \text{ pm}$

Interferencia → bizonyos szögben erősíteni maximumok keletkeznek, ha az elvett fény, jelen esetben az anyagot érő szerkezet

$$2d \sin \theta = n \lambda$$

A molekulák kristályos állapotba hozható

→ endi huzuel le'ne diffractio' k'epet

→ a r'eni' p'et' j'ozvelen uil me'p'sp'at

→ modelli'lent'e'ssel ebbol' s'urk'utet' d'lepi't'at'unk' me'p'

A diffractio' fel' lelut' hamud'lu' me'p'

→ monokromatikus nyel'el'bol' el'od'le'k'and'o - spek'troskopi'ai' cel'd'oz'o

A l'ut'on' k'o's' hull'a'm' h'o's's'u' s'egy' R'at'ya - nyel'el' uol' me's' s'oz'g'ben' len'z' az' e'v'it'eni' ma'xi'm'u'm'e

→ Polikromatikus k'ent' s'uper - u's's'u'v'e't' / el'h'e'y'l'k'o'tt' s'uper'ei' l'oz'it' r'oz'd'le'k'unk' egy' r'oz'ny'o' → monokromatikus hull'a'm'ot' k'ut'unk' l'ez'ni' ...

Az MR(1) módszer elve

(Nuclear) Magnetic Resonance Imaging

mág (atommag) mágneses rezonancia alapú képalkotó módszer

A 'nuclear' szót elhagyjuk az elejéről, mert elvontabb
c pácienseket

Non-invasive diagnosztika

1. A Mág Mágneses Rezonancia jelensége

1) Az atommagok alkotói:

protonok (P) és neutronok (N)

Rendelkeznek saját impulzusmomentummal: Spinnel

$S_p = S_n = \frac{1}{2}$ - mint az elektron (kvantumszám 1/2)

A protonok miatt pályamomentummal is rendelkezik

2) A kvantumos viselkedésű részecskék impulzusmomentuma

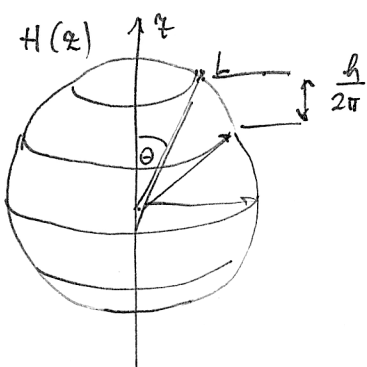
Pályamomentum vektor L és mellékvantumszám

Naqyráge kvantált

$|L| = L = \frac{h}{2\pi} \sqrt{l(l+1)} \approx \frac{h}{2\pi} l$ $l = 0, 1, 2, \dots, n-1$

Az elektron kvantált állapotú részecske

L iránya is kvantált. "mágkvantálás"



Kvantált az elektron iránya is

Egy kihintekelt irány-

pl. H(z) mág. térhez viszonyítva csak

meghatalosított irányok

$L \cos \theta = L_z = \frac{h}{2\pi} m_l$

3. Az elektronban töltött részecskék impulzusmomentumához
mágneses momentum tartozik

pl. az atomban kötött elektron pályáé impulzusmomentuma
Klasszikus leírásban (Jöránam) az impulzus - momentum és
a mágneses momentum vektorok kapcsolata:

$$\underline{\mu}_e = - \frac{e}{2m} \underline{L}$$

e: elektron töltése

m: elektron tömege

$\underline{\mu}_e$: mágneses momentum \underline{L} : impulzusmomentum

$$\underline{L} = \underline{r} \times m \underline{v}$$

Tény: párhuzamos az impulzusmomentummal
→ iránykvantálás

Az elektron pályáé impulzusmomentumhoz tartozó mágneses
momentum nagysága

$\underline{\mu}_e$ nagysága kvantált

korábban volt: $|\underline{L}| = \frac{h}{2\pi} m_e v r$

$$|\underline{\mu}_e| = \frac{e}{2m} |\underline{L}| = \frac{e h}{4\pi m_e} l$$

Bohr - magneton $\mu_B = \frac{e h}{4\pi m_e}$

$$|\underline{\mu}_e| = \mu_B l$$

4) Az elektron saját impulzusmomentumához is tartozik
mágneses momentum -

saját saját mágneses momentum: $\underline{\mu}_s$

$$|\underline{\mu}_s| = \frac{e}{2m} 2 |\underline{S}|$$

Spinmomentumhoz is lehet mágneses momentumot rendelni

A spin momentum „hatékonyabban” megmutatja a mágneses momentumot, (19)
 mint a pályamomentum \rightarrow ezért van a 2-es sorozat

$$|\underline{\mu}_s| = \frac{e}{2m} 2 |\Sigma| = \frac{e}{2m} 2 \frac{h}{2\pi} \sqrt{s(s+1)}$$

$$\left[\sqrt{s(s+1)} \approx s = \frac{1}{2} \right]$$

$$|\underline{\mu}_s| \approx \frac{e h}{4\pi m} = \mu_B \rightarrow \text{Bohr-magneton}$$

\uparrow Az elektron saját mágneses momentumának megfelelő

5) Mágneses dipólus energiája mágneses térben

Klasszikus közelítésű mágneses momentum

 Mágneses tér orientálva a mágneses momentumot

$$E = E_0 - \underbrace{|\underline{H}| |\underline{\mu}| \cos \phi}$$

A mágneses momentum \underline{H} irányú vetülete

E_0 : az energia a mágneses tér nélkül

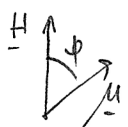
H_0 $\phi \rightarrow 0$, akkor az energia (E) nő

A mágneses dipólusok orientációjának a mágneses térben

A klasszikus szemlélet szerint: ~~par~~ a mágneses térrel párhuzamosan állnak le (parallel orientáció)

Kvantumos közelítésű mágneses momentum

\rightarrow az elektron saját mágneses momentum



Szokásos jelölés

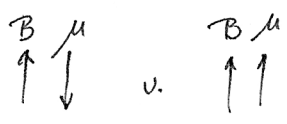
H: mágneses térerősség

B: mágneses indukció

} mindig \uparrow \neq kiegészít

nagy kvantálás: $(2s+1)$ -féle állás $- s = \frac{1}{2}$

→ 2-féle orientáció
parallel és anti-parallel orientáció



$$\mu_z = m_s \frac{h}{2\pi} = m_s \hbar \quad m_s = \pm \frac{1}{2}$$

6) A nukleonok saját mágneses momentum
- a magy nukleon, ahhoz rendelt spinállapot
(neutron és proton)

protonok: töltékük is van → polyamozgásból származó momentum is

$\downarrow \uparrow$ - neutron és proton irányítottága ellentétes
n p
és $\mu_n < \mu_p$

$$|\underline{\mu}_e| = 2 s \mu_B = \mu_B \quad \mu_g = \frac{e \hbar}{4\pi m_p} \quad \text{gromágneses Gaussem}$$

$$|\underline{\mu}_n| = 2 s (1.91) \mu_g \quad \mu_B = \frac{e \hbar}{4\pi m_e}$$

$$|\underline{\mu}_p| = 2 s (2.49) \mu_g \quad m_p \approx 1840 m_e$$

$$\rightarrow \mu_g \ll \mu_B$$

! A nukleonok mágneses momentumai sokkal kisebbek, mint az elektrone'

7) Az atommagok saját mágneses momentum
A maghoz mágneses momentum rendelhető
- a spin állapot alapján

Ez javára, ei figy az anyagi részecskéktől

neutron $\downarrow \uparrow$ proton $\uparrow \uparrow = 0$

A páros számú nukleonok ellentétes momentumai
összeadhatnak egymást → mineres érték
momentumuk

A mag momentum nem zérus, ha a protonok v. a neutronok száma páratlan szám.

B) ¹⁴H Jelenlétét mágneses momentummal bíró atommagok Milyen atommagok lehetnek jelen a mágneses Jötevényekben?

Diagnostika → előfordulnak-e a szervezetben páratlan atomszámú atommagok?

¹H ¹³C ¹⁹F ²³Na ³¹P

↑ Az is fontos, hogy sok legyen belőle

Atomok 2/3-a H! → Nagy mágneses momentum!

→ Proton MRI

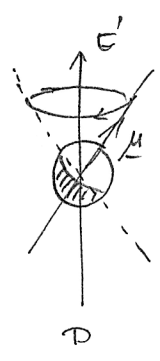
A proton momentumja kiemelkedően nagy

9, Proton momentumok mágneses térben

iránykvantálás → az orientáció precessió mozgást jelent

Nem csak felül, hanem precessió is van

→ Jóllehet a mágneses tér irányába Jöni



"parallel" orientáció : E₁ állapot

"antiparallel" orientáció : E₂ állapot

E₁ < E₂ (két állapot energiája nem egyenlő)

E₁: energetikailag kedvezőbb

Zeeman - effektus - Zeeman - felhasadás

az iránykvantálás energia felhasadást jelent

Jóllehet orientáció → Jóllehet energia állapot

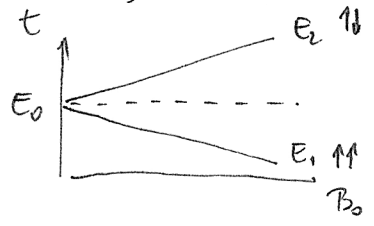
$$\Delta E = E_2 - E_1 = (E_0 - E_{\text{mag} \uparrow}) - (E_0 - E_{\text{mag} \downarrow}) = \left. \begin{aligned} &= \mu_z B \cos \phi + \mu_z B \cos \phi \approx 2\mu_z B \end{aligned} \right| \begin{aligned} &\phi: \text{precessió szöge} \\ &\phi \approx 0 \rightarrow \omega, \phi \approx 1 \end{aligned}$$

$$\Delta E \sim 2\mu_B B$$

Ha nincs mágneses tér, a két energia megegyezik

Ha mágneses térbe helyezük különböző lesz a két energia

lévőt \rightarrow felhasad az állapot J -re



Mivel nagyobb a mágneses tér megegyező,
 annál nagyobb a két állapot
 közötti energiókülönbség

A mágneses frekvenciától a Zeeman-felhasadás nagysága
 függően meg

$$\Delta E = 2\mu_B B = hf$$

f : mágneses frekvencia
 Larmor-frekvencia

Milyen frekvenciával gerjeszhető az $E_1 \rightarrow E_2$ átmenet?

$$\Delta E = 2\mu_B B = hf$$

- A két frekvencia azonos!
- lineárisan arányos B -vel

9, Spin momentumok mágneses térben
 összehasonlítás

A protonok mágneses momentumai mágneses térben

- B -vel párhuzamos és anti-párhuzamos állások lehetnek
- a párhuzamos orientációnál kisebb az energiája
- mindkét orientációban precessálnak

$$f = \frac{1}{h} 2\mu_B B \text{ frekvenciával}$$

- a két orientáció energiakülönbsége lineárisan nő B -vel

10, A proton momentumok orientációja mágneses térben megoszlik a két műó között

Boltzmann-eloszlás

E_1 műó kisebb energiájú N_1 számú proton parallel orientációval

$$\frac{N_2}{N_1} = e^{-\frac{\Delta E}{kT}}$$

N_2 számú antiparallel orientációval

proton, $B = 0.5 T$

$\rightarrow \Delta E \approx 10^{-7} \text{ eV} \rightarrow$ Nagyon kicsi!

$$kT (310 K) = 0,027 \text{ eV}$$

$\rightarrow N_2 \sim N_1$

Az antiparallel orientációk száma alig kisebb, mint a parallel orientációké

- A mágneses momentumok csaknem teljesen körbemosódnak egy másikat

A nagy mágneses momentumoknál alacsony mágneses térben igen kis effektus várható

$$\frac{N_1 - N_2}{N} \approx 10^{-8}$$

pl: E_2 : 1 millió proton

E_1 : 1 millió + 4 proton

De: a gazdaság információkért alom miatt mérési eredményeket lehetetlen

11, A nagy mágneses rezonancia jelensége

- maghoz rendelt mágneses momentumot

- mágneses tér jelenlétében

- "nemesnem adla" hozzás
- Gyűlés elerhomágnerez supdnánal

Genesük az $E_1 \rightarrow E_2$ átmenetet

→ A parallel orientációjú mágneseket antiparallel orientációba visszük át

A páciens mesterségesen fennkötött első mágneses tőrde helyzik. Ez az első mágdönti a protonok tengelye'nek irányát a hidrogen atomokban.

Öröklet a szkenelés alatt - r'egyenként - plusz energiával "bombázzal", ezzel megváltoztatja a tengelyek dőlé'zet.

Erőtel a proton, miközben "igyernek" visszadől'beni eredeti dőlé'szögét, a kapott energiát visszacsugdózzó

Ezt a visszacsugdított energiát képes mérni a Jeszülék, és ez alapján rekonstruálhat a három dimenziós kép is.

Transzportjelenségek az élő szervezetben II.

Konduktív	transzport folyamatainak diffúziós	egyrészes	híngyalós
irány	komponens áram (hőáram)	energiá áram	impulzus áram

hajtóerő	∇c	∇T	∇v
----------	------------	------------	------------

áramlási sebesség $j_a = -D \nabla c$ $j_e = -k \nabla T$ $j_i = -\eta \nabla v$ 1. törvény

utómozás $\frac{\partial c}{\partial t} = D \nabla^2 c$ $\frac{\partial T}{\partial t} = \alpha \nabla^2 T$ 1. törvény

Fick Fourier Newton

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

általában ^{jelenségek} különböző r egyforma módon kinyilvánulnak

Extrem ^{erős} mennyiség áramlását hajtóerő: egy intenzív menny. gradiense

Reológia: impulzus transzport \rightarrow lamináris áramlások

\rightarrow az egyes rétegek közötti áramlási sebesség

Juacppulálódásuk való törvény

$j_i = -\eta \nabla v$ Newton-törvény

η : viszkozitás

v : áramlási irányba mutat sebesség

A II. törvény az intenzív mennyiség utómozásának utómozás

A diffúzió molekuláris elmélet

Brown-mozgás -

Brown botanikus volt → mikroszkóp alatt vizsgálta a pollen szemcséket oldószerben → geometriusan ütköztek egymással

véletlen szerinti impulzusokat kap a részecské

- kérdés: adott időmúti útés után hogyan változik meg a részecske helye?

kontrollálhatlan impulzusok

Matematikailag megoldott a probléma → stochasztikus jelenség → van egy eloszlás → dt-eg menynyel

Jell vizsgálni

$\langle x^2 \rangle$ elmozdulás, x dt-eg $\langle x^2 \rangle$ lesz, ezért

x^2 dt-egét Jell vizsgálni $\langle x^2 \rangle$

egyrészi mozgásból $\langle x^2 \rangle = 2Dt$

laterális (2D) $\langle x^2 \rangle = 4Dt$

radiális (3D) $\langle x^2 \rangle = 6Dt$

$\langle x^2 \rangle$ elmozdulás négyzetek $\langle x^2 \rangle$ idővel arányos

→ a diffúzió jellege $\langle x^2 \rangle$ idő gyökével arányosan változik

→ A Brown-mozgás stochasztikus mechanikája jól jellemezhető

Stokes-Einstein-összefüggés

$$D = \frac{k_B T}{\zeta} = \frac{k_B T}{6\pi\eta R}$$

Konvekció vagy diffúzió?

$\langle x^2 \rangle$ anyagtranszportra két fontos tényező van

Konvekció: a közeg viszi a lenne lehet

A konduktív során a közeg nem változik → ez a diffúzió jelensége

Az a kérdés, hogy melyik a hatékonyabb anyagtransport.

Konduktív anyagtransport esetén adott L távolság megtételehez szükséges idő: $t_{konv} = \frac{L}{v}$

Konduktív anyagtransport esetén adott L távolság megtételehez szükséges idő: $t_{diff} = \frac{L^2}{D}$

és méretarányban a konduktív (diffúzió) a gyorsabb. Ha nagy távolságokat kell megtenni, akkor a konvekció.

Pe'let-szám: $Pe = \frac{t_{diff}}{t_{konv}} = \frac{Lv}{D}$

egység	méret (m) - L
Protein és nukl. szavak	10^8
organellák	10^7
sejtek	10^6
kapillárisok	10^{-4}
szemek	10^{-1}
test	10^0

ha $Pe \ll 1$ diff a gyorsabb
 ha $Pe \gg 1$ konvekció a gyorsabb

pl: glükóz diffúziója és áramlata sejten

$L = 10^{-6} m$ $D = 7 \cdot 10^{-8} \frac{m^2}{s}$ $v = 10^{-2} \frac{m}{s}$ $\rightarrow Pe = \frac{10^{-8}}{7 \cdot 10^{-8}} = 0.13$

→ a diffúzió gyorsabb, mint anyagtransport

Konduktív transport folyamata

Gyakran egymást követik a transport folyamatok → a legkisebb folyamat határozza meg a sebességet

diffúzió - konduktív $Pe = \frac{t_{diff}}{t_{konv}} = \frac{Lv}{D}$ (Pe'let-szám)

Eddig a diffúzió kárpót transport folyamatát volt szó...

Most a deformációkkal kapcsolatban fontos paraméterek
emlékeztető.

(4)

Ha egy testre erő hat \rightarrow helyváltoztatás
 \rightarrow alakváltoztatás

a deformáció lehet rugalmas
vagy nem rugalmas

a fluidfizikát vizsgáljuk

fluid fizika: a folyadék és gáz halmazállapot öszo foglaltó
neve, amely arra utal, hogy az anyagok mindkét
állapotban viszonylag könnyen alakíthatóak alakot,
könnyen folyódnak

Az anyagi rész-től nem függő tömegeket vizsgáljuk

Bio mechanika

A mechanika tömegeket alul mechanika élő rész-ek
És határolás behatolású mozgásokat tárgyalja a testen és
részeken

- a mechanika tömegei az élő rész-eknél jóval
másképpen mutatkoznak meg

Passzív komponensek: Ész határolás alakul, mint
pl: csont és izom \rightarrow Hooké-szerű mechanikai viselkedés

Aktív komponensek: Erőt generálnak, mint
pl az izmok \rightarrow komplex mechanikai viselkedés

A passzív komponensekkel ész határolás alakul a
mezőt, az aktív komponensekkel erőt generálnak, hiszen
nem alakulnak a mezőt

A két viselkedés között van a különbség

Passzív \rightarrow Hooké-t használja

Rugalmanig oka az energia a kristály rác - energetikai minimumától J_{min} -re átmeneténél J_i az enyhítés az az a felső energia megidőzítés

Az atom komponensek → az effektus az entropiában felel

Az atom elemi részecskéket → a részecskéket nem is van rugalmas kényszerítik

A részecskéket kénytelen szorítottak → könnyen megidőzítés lehet a J_{min} állapot → a J_{min} állapot alattihoz nem kényszer J_{min} energia

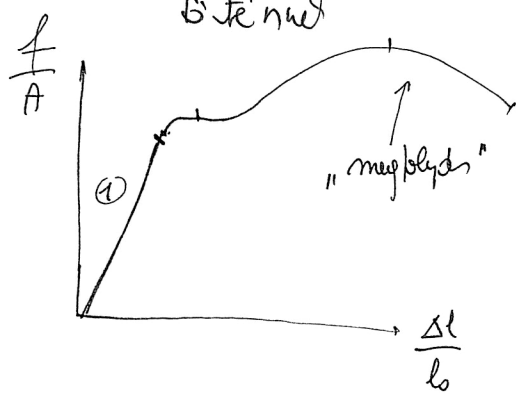
→ A J_{min} az entropiában van → azaz, hogy bizony mikros állapotok tudom megidőzítés az az az mikros állapotok

Ha a rugalmas állapot az J_{min} kényszerítéssel tudom megidőzítés, akkor nagy az entropia → pedig energetikai lag ugyanaz, mint a másik

Hooke - törvény ϵ nem teljes mértékű

$$\frac{F}{A} = E \frac{\Delta l}{l_0} \quad \left(\frac{\Delta l}{l_0} - \text{relatív megnyúlás} \right)$$

→ az egy lineáris összefüggés → az nem til nagy deformációig igaz - azaz J_{min} jelenlegi börtön



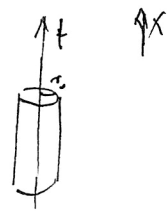
① - az az a Hooke - törvény → elasztikus tartomány

A jelölés:

E : Young - modulus

A nagy részlet nem lineáris a kapcsolat az az és a megnyúlás között

A neo-Hooke-törvény jobban leírja henger alakú kisméretű



$$\frac{F}{r_0^2 \pi} = G (\lambda - \lambda^{-2})$$

$\frac{F}{r_0^2 \pi}$: nominális feszültség

λ_x : deformációs arány

G : „nyíró” modulusz (nyíráshoz nincs köze)

Összefüggés a két modulusz között:

$$G = \frac{E}{2(1+\nu)} \quad \nu : \text{Poisson-arány}$$

ha $\nu = \frac{1}{2} \rightarrow$ az összes térfogat nem változik
 $\rightarrow E$ és G között egy 3-as faktor lesz

Poisson-arány: egyirányú deformációval a keresztirányú alakváltozás és a hosszirányú alakváltozás aránya

Young - modulusz

hegy	12 000 MPa	arckőr	0,3 MPa
combout	6 000 MPa	koronária	0,1 MPa
kollezen	2 000 MPa	szívizom	0,08 MPa
Achill. ín	250 MPa	nyelőkör	0,03 MPa
acél	200 MPa	keresztcs. csom	0,02 MPa
gumi	160 MPa		
izületi porc	24 MPa		
idegrost	10 MPa		
porckorong	6 MPa		

Reológia - Jülönköző anyagi η - α folyású
folyékonysági tudomány (nem logos = folyósan)

Egyik alapötönét Newton dolgozta ki

Az első sorban az emelkedésben ~~is~~ az áramlás is
így újat le \rightarrow hemoreológia

Áramlás típusa

Lehet turbulens vagy lamináris
a két áramlás gyakran átmenet egymásba
- lán úgyszólván füst: egy darabig egyenletesen adtál fel
majd utána meglobosult

A turbulens áramlás leírása bonyolultabb

A lamináris áramlás lényege, hogy a sík egymástól
függetlenül mozog

A Reynolds-szám mondja meg, hogy mikor alakul át a
turbulenssé a lamináris áramlás

$$Re = \frac{v d \rho}{\eta}$$

ρ : sűrűség

η : viszkozitás

v : sebesség

d : egy jellemző méret, ami jellemző
az áramláson belül

\rightarrow Ebből számítható egy kritikus sebesség

$$v_{kr} = Re \frac{\eta}{\rho d}$$

Azért függ, hogy d -t mivel választjuk.

$Re < 2300$ (?) esetén lamináris lesz az áramlás

A turbulens áramlással ~~is~~ mert nem beszélhetünk...

Ezen kívül a folyás során a folyadék lehet.

összenyomható vagy összenyomhatatlan

→ az összenyomhatatlansággal foglalkozunk

Ha elhanyagoljuk a viszkózitást: ez az az elv, ami leírja

ennek igazán a Bernoulli - egyenlet:

$$p + \frac{1}{2} \rho v_x^2 + \rho g h = \text{állandó}$$

→ ennek lesz a következménye, hogy egy áramlásnál
csökken, amikor leszűkül a cső → nő a keresztmetszet
+ összenyomhatatlan a folyadék → megnövekszik a sebesség
(kisebb keresztmetszet miatt ugyanannyi idő alatt több
folyadék megy át egyenlő keresztmetszeten)

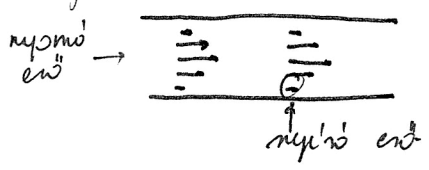
→ sebesség növekedése + Bernoulli - egyenlet → csökken a folyadék
levegő nyomása (→ a cső felső felé ható erő lesz
az erő)

Az áramlás lehet állandó vagy pulzáló vagy ritkább
(speciális esetekben)

A keringési rendszer (cardiovascularis) többrétegűen az áramlás lamináris.
Különböző rétegek az artériákban áramlás nem lamináris

A lepfogalmak

Először kell látni a fluidumra, hogy áramlásban
Hogyan alakul ki a nyomóerő és a nyíróerő



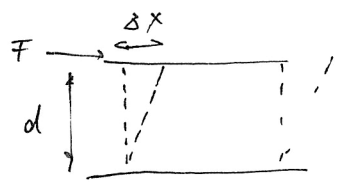
Nyíró: tengenyelvényen ható erő, a nyíró erő időt és
deformációt

A felületen minden áramlásnál az a felület, ahol a folyadék
a fluidummal → a felület közelében lépés az anyag

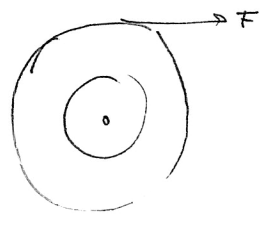
A munkavégzés miatt a felület mellett lekapadt anyag
"vissza fogja" a mellék drambó rétegeket...

A Jelfele és Jöszül a nyomaték a fluidumot mozgathat

Törés nyomaték:

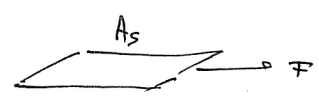


Rotációs nyomaték:



Ugyanúgy felülethez:

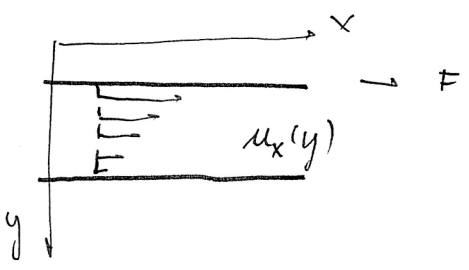
$$\tau = \frac{F}{A_s}$$



→ a felület oldal irányból ható erő
öréke a felület mérségével

Elmozdulás:

(2D-ka)



Az drambó réteg kialakulása
az egész réteget → mindegyikben
más lesz az elmozdulás

→ Deformáció

$$\gamma = \gamma' = \frac{du_x(y)}{dy}$$

Az elmozdulás mértékét a
váltás az deformáció

Deformáció sebesség

$$\frac{d\gamma}{dt}$$

→ a deformáció időbeli változása
felvesszük a differenciális szemléletet

$$\frac{d\gamma}{dt} = \frac{d}{dt} \left(\frac{du_x}{dy} \right) = \frac{d}{dy} \left(\frac{du_x}{dt} \right) = \frac{dV_x}{dy}$$

→ a deformáció sebesség megegyezik a sebességgradienssel

γ_i : impulzus drambó sebesség

→ erre ugyanakkor az összehingest lehet felírni; mint a

diffenziálolt volt Fél 1. b'ne'ye

$$\tau_i = -\eta \nabla v$$

Mivel a deformáció sebesség $\left(\frac{dv_x}{dt}\right)$ megegyezik a sebesség gradiensével $\left(\frac{dv_x}{dy}\right) \rightarrow$ ezért mondhatjuk azt is, hogy a nyíró feszültség (τ) megegyezik az impulzus áram sűrűségével (τ_i) (+ előjel)

$$\tau_i = -\tau \quad (\eta: \text{viszkozitás})$$

$$\rightarrow \tau = \eta \frac{dv_x}{dy} \quad \rightarrow \text{ez a Newton-egyenlet}$$

(vagy $\tau = \eta \nabla v$) ez a legalapvetőbb viszkozitás-egyenlet

Dokció: viszkozitás

\rightarrow Hogyan lehet mérni a viszkozitást?

Egy henger alakú edényben folyadék van, ezt befeljük ebbe brázák sávon beledugtuk egy másik henger

A brázák sávet elfordítja a gyors folyadék

(belső henger áll, a külső forgó - külső brázák folyadék \rightarrow benne nyíró feszültség lép fel

a feszültséget tudjuk a brázák sávet elfordulásából

a sebesség gradiensét a külső henger forgási sebességét

Dinamikus viszkozitás \rightarrow általában ezt értjük viszkozitással
mértékegysége Pa s (Pascal x seconds)

(Regényen Jean Louis Marie Poiseuille (1781 - 1842) utánára nevezték)

$$1 \text{ poise} = 0,1 \text{ Pa s}$$

Fluiditás: a viszkozitás reciproka: $\frac{1}{\eta}$

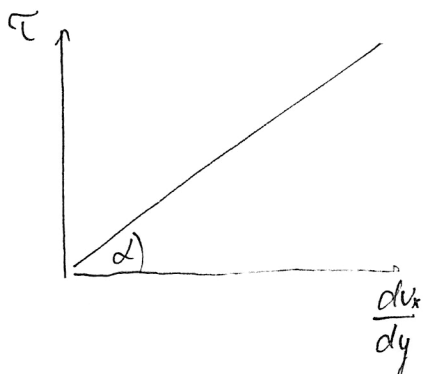
Kinematikai viszkozitás.

a dinamikai viszkozitás és a sűrűség hányadosa

$\frac{\eta}{\rho}$ mértékegysége: $\frac{m^2}{s}$ vagy St (Stoke)

Nem minden folyadékra igaz a Newton - egyenlet
amelyekre igaz, azt newtoni folyadéknak hívjuk

Newtoni folyadék folyásgörbéje



τ : nyírófeszültség

$\frac{dv_x}{dy}$: sebesség gradiens v. deformációs sebesség

$\eta = k \alpha$

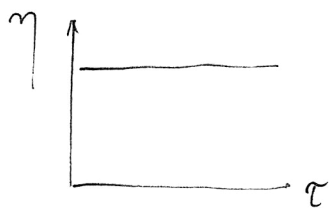
$\tau = \eta \frac{dv_x}{dy}$ Newton - 16 egyenlet

[Pa] [Pas] [$\frac{1}{s}$]

A newtoni folyadék folyásgörbéje egy lineáris összefüggés

→ a meredek az a viszkozitást adja meg

Ebben az esetben 0 viszkozitás nem függ a nyírástól:



csak a folyásgörbére igaz, hogy más a legkisebb
nyírási hatásra megindul a folyadék

Nem minden folyadékra igaz, de newtoni folyadéknak
hívjuk pl: víz, alkohol, tej, acérolaj, citrom

Néhány anyag viszkozitási értékei:

anyag	Temperatúra	viskozitás, [mPa s]
levegő	18°C	0,018
víz	0°C	1,8
	20°C	1
	100 °C	0,28
glicerin	20°C	1500
higany	20°C	1,6
m-Pectin	20°C	0,23
arany	85 K	0,28
He ⁴	4,2 K	0,033
He ⁴ (superfluidum)	< 2,1 K	0
űveg		> 10 ⁵
<u>lipid</u>		
víz	37°C	4 (nem newtoni)
víz plazma	37°C	1,5
Sólyom	37°C	0,43- 0,97
műtői lipid		> 3 · 10 ² (nem newtoni)
agár		1,02

Nem newtoni kesz folyásviszonyok

Sok esetben a viskozitás értéke nem is konstans, hanem a nem newtoni viskozitás, mint jellemző

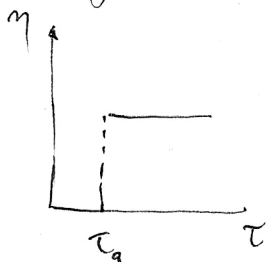
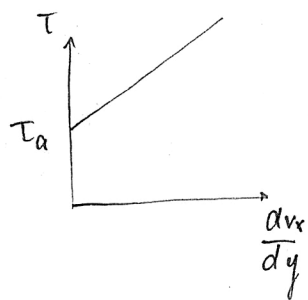
A viskozitás megváltozása az anyag minőségén kívül a deformáción is lehet megalapozott és ideiglenes is függ

Folyásviszonyok alapján megkülönböztetünk.

- ideális plasztikus (Bingham - kesz)
- reális plasztikus tulajdonságú kesz

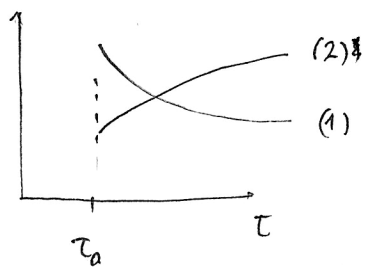
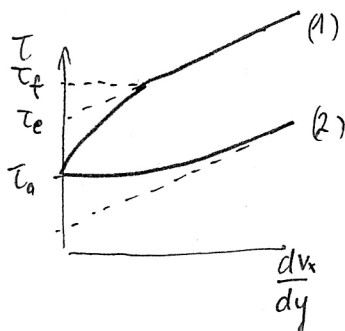
- szelektív viszkozitás

Ideális an plasztikus (Bingham- test)



Nem az anyagot mind
→ folyósítással rendelkező
köt

Reális an plasztikus testek



Főbb megítései, hogy miközben nem Newtoni egy folyadék

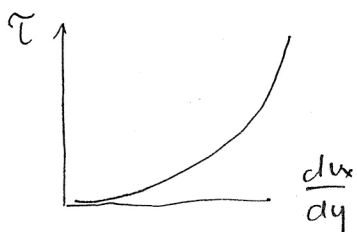
pl. jó az a szemcsés, ami nem folyik le könnyen,
azonban a porlasztók jól „cátrol”

→ ha nincs nyírás, akkor nagy legyen a viszkozitása
ha viszont nyírás esz eni - csökkenjen le

pl. a fűtővel ugyanilyen Ink'numaid vannak

- megdől ne folyjon le, viszont az eset alatt
könnyen lehetnek jenni

Dilatancia → viszkozitás növekszik a nyírás hatására



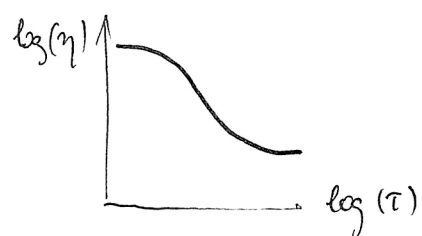
ilyen pl.:

- nedves homok
- keme'ny'ő szemcsés
- víz

Szelektív viszkozitás:

mel molekuláin oldószerben → próbált az eset

viszkozitás csökken a nyírás hatására



- pl: - polimer oldat
 - pasta
 - ketchup

Uyváros határára megpróbálják a monomolekulák térszerkezetét
 - ennek határára azé a viszkozitás

pl: ketchup-ot a fel kell rázni, hogy átpöccsön
 ha megpompom a flakon, hirtelen jön ki
 (Az ételműzei nagy része nem newtoni folyadék)

A nem newtoni folyadékok jelölés lehet az:

- nincs időfüggés
- van időfüggés

Ha van időfüggés, két típus jelenik meg:

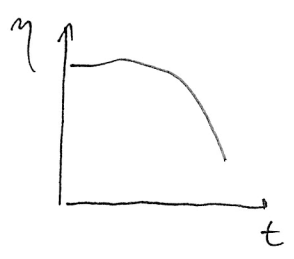
A **laxotípust** mutató testek **szűs** mechanikai erő határára
 (rázás, kérés, dörmölés), anyagilag is **munkabefektés**
 mellett elplýsodnak.

→ Az elplýsodás viszkozitás növekedésben nyilvánul meg
 (pasta, joghurt)

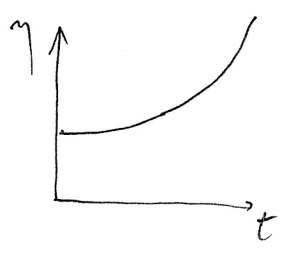
A **reopexiát** mutató testek **szűs** mechanikai erő határára
 (rázás, kérés, dörmölés), anyagilag is **munkabefektés**
 mellett reményednek.

→ Az elplýsodás viszkozitás növekedésben nyilvánul meg
 (gumó szuszpenzió)

laxotípia

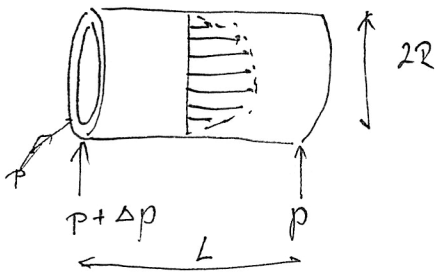


reopexia



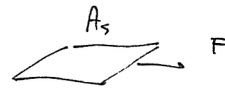
Folyadék áramlása csőben

→ áramlási profil



$$\tau = \eta \frac{dv_x}{dr} \quad \text{Newton-egyenlet}$$

$$\tau = \frac{F}{A_s}$$



\$A_s\$ - az a henger felület

\$F\$ - az \$L\$ hosszúsági szakasz egyenlő és minden vége fölötti nyomáskülönbségből adódik

→ \$A_s = 2\pi R \cdot L\$ → ha a hosszúságot \$r\$-re vesszük át

$$A_s = 2\pi R \Delta x$$

$$F = A_{cs} \cdot \Delta P = \pi R^2 \Delta P$$

$$\tau = \frac{\pi R^2 \Delta P}{2\pi R \Delta x} = \frac{R}{2} \frac{\Delta P}{\Delta x} \quad L\text{-re vesszük át:} \quad \tau = \frac{r}{2} \frac{\Delta P}{L}$$

Newton-egyenletből ~~deríthetjük~~ és ebből

$$\eta \frac{dv_x}{dr} = -\frac{r}{2} \frac{\Delta P}{L} \quad \rightarrow \quad dv_x = -\frac{\Delta P}{2L\eta} r dr$$

$$d(r^2) = 2r dr$$

differenciálással relatíve miatt: $d(r^2) = 2r dr$

$$\rightarrow dv_x = -\frac{\Delta P}{4L\eta} d(r^2)$$

$$\rightarrow v_x = -\frac{\Delta P}{4L\eta} r^2 + \text{konst}$$

peremfeltétel: a cső falán \$v_x(R) = 0\$

$$0 = -\frac{\Delta P}{4L\eta} R^2 + \text{konst} \quad \rightarrow \quad \text{konst} = \frac{\Delta P}{4L\eta} R^2$$

$$v_x(r) = \frac{\Delta P}{4L\eta} (R^2 - r^2) = \frac{\Delta P R^2}{4L\eta} \left(1 - \frac{r^2}{R^2}\right)$$

$$v_{\max} = \frac{R^2}{4\eta} \cdot \frac{\Delta P}{L} \quad \rightarrow \quad v_x(r) = v_{\max} \left(1 - \frac{r^2}{R^2}\right)$$

Az átlag sebesség Jurinimikrához először a cső keresztmetszetét

a szeletet \mathbb{R} felület integrálni

$J_v = 2\pi \int_0^R r v_x(r) dr$ - 2D-ben való kvadránsok felvétel

$J_v = 2\pi \int_0^R r v_{max} (1 - \frac{r^2}{R^2}) dr$ ~~felület az egész~~

J_v : időegység alatt átfolyó mennyiség v. térfogati áram

$J_v = \frac{\pi R^4}{8\eta} \frac{\Delta p}{L}$

az átlagsebesség - v orra - keresztmetszet:

$\bar{v}_x = \frac{J_v}{R^2 \pi} = \frac{R^2}{8\eta} \frac{\Delta p}{L} = \frac{1}{2} v_{max}$

Az áramlási profil parabolá alakú ($\sim r^2$)

Az első levezetéssel az is fel volt tételezve, hogy a nyomon lineárisan megy le \rightarrow ez is lehet dx-et helyettesíteni L-vel

A cső tengelyénél maximális a sebesség

\rightarrow a Bernoulli-t. miatt egy a cső keresztmetszeténél az első keresztmetszeten a sebesség a cső keresztmetszeténél

pl: $v_1 = v_2$ az az keresztmetszet az az keresztmetszet

A sebességprofil integrálásából a pont a kvadráns össze függést kapjuk az időegység alatt átfolyt mennyiség:

$J_v = \frac{\pi R^4}{8\eta} \frac{\Delta p}{L}$ Hagen-Biscuille-törvény

~~az áramlási sebesség~~ a cső átmérőjével 4. hatványal a térfogati áram függ

a nyomással egyenes irányban,

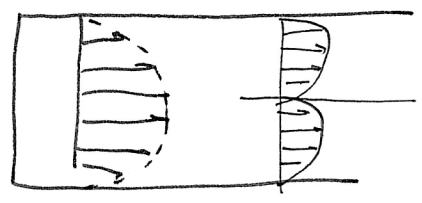
a cső hosszával felított irányban függ

Pici utborlás a cső átmenetén → nagy utborlást hoz az áramban

Az átlagos sebesség a maximális sebesség fele

Parabolikus sebességprofil módosulhat

pl. Jétekler hirtelen



nagy valószínűségi átlagok hirtelen a keresztmetszet
előtt → nő az áramlási sebesség
→ ennek hirtelen turbulenssé válhat az áramlás

Eddig egyetlen cső volt szó

A vér - egy csőrendszerben áramlik → komplexitás

A térfogatáram és a keletkező áramlás egyenes irányú vér

→ áram-területre hárul át → 200 és párhuzamos

szereplésű áramlást itt is fel lehet írni

$$R_{es}(szo) = \sum_i R_{r,i} \quad 1/R_{es}(\text{párhuzamos}) = \sum_i 1/R_{r,i}$$

<u>elem</u>	<u>átmérő</u>	<u>hossz</u>	<u>elágazások sz.</u>	<u>áramlási seb.</u>
aorta	2,4 cm	40 cm	1	23 $\frac{cm}{s}$
artériák	0,4 cm	15 cm	160	5 $\frac{cm}{s}$
kapillárisok	0,007 cm	0,07 cm	1,2 · 10 ¹⁰	0,022 $\frac{cm}{s}$
veinák	0,5 cm	15 cm	200	2,5 $\frac{cm}{s}$

Relatív viszkozitás

$$\eta_{rel} = \frac{\eta}{\eta_0} = \frac{t}{t_0}$$

← oldat
← oldószer

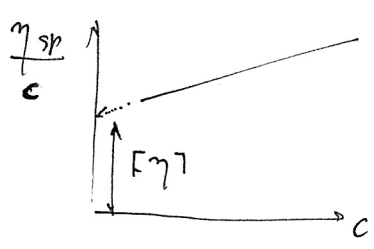
Specifikus viszkozitás

$$\eta_{sp} = \eta_{rel} - 1$$

Redukált viszkozitás

c: koncentráció

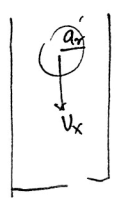
$$\eta_{red} = \frac{\eta_{sp}}{c}$$



Jellemző viszkozitás

$$[\eta] = \lim_{c \rightarrow 0} \eta_{rel}$$

Stokes - törvény



$$f_{\eta} = 6 \pi \eta a v_x$$

ezen alapon a Högpler-féle viszkoziméter

Hög oszlopnyi viszkozitási

→ általában Newtoni viselkedés

Einstein - egyenlet: $[\eta] = 2.5 \Phi$ Φ : térfogati frakció

$$\eta = \eta_0 (1 + 2.5 \Phi)$$

→ A viszkozitás függvény a részecskék méretétől

Einstein - egyenlet általánosított: $[\eta] = v_a \Phi$

$$\eta = \eta_0 (1 + v_a \Phi)$$

v_a : aszimmetria faktor

DUS-u $v_a = 65,2$ | $\frac{a}{b} = 27,3$

abból adódik, hogy nem jó a közelítés

Viszkozitás függése a hőmérséklettől

$$\eta(T) = \eta_0 e^{\frac{E_a}{RT}}$$

Stokes-Einstein - tv:

$$D = \frac{k_B T}{6 \pi \eta a}$$

η is függ a hőmérséklettől