



МЕДИЦИНСКИ УНИВЕРСИТЕТ – ПЛОВДИВ
ФАКУЛТЕТ „Фармация“
ЦЕНТЪР ЗА ДИСТАНЦИОННО ОБУЧЕНИЕ

Лекция №3 *Медицинска физика*

Дифузия - същност и видове.

Свободна дифузия (закон на Фик). Фактори, от които зависи скоростта на свободна дифузия. Несвободна дифузия.

Осмоза, осмотично налягане. Диализа.

Приложения на несвободната дифузия в биологията и медицината.

Вискозитет на флуидите - същност и фактори, от които зависи (закон на Нютон).

Вискозитет на кръвта.

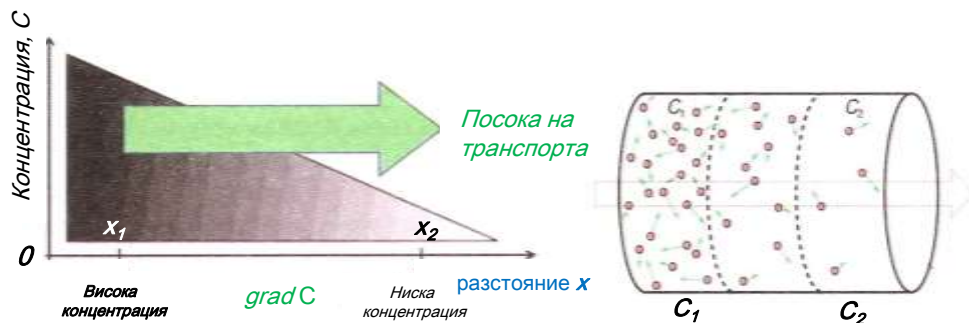
Скорост на утаяване на еритроцитите.

проф. Константин Балашев, д.х.н.

ТРАНСПОРТ НА МОЛЕКУЛИ И ЙОНИ

Дифузия

Дифузията е спонтанен пренос на частици (молекули, йони, атоми) от област с по-висока към област с по-ниска тяхна концентрация. Тя е спонтанен и необратим процес. Дифузията се извършва в посока към намаляване разликите в концентрацията на веществото и довежда до неговото равномерно разпределяне в заемания от него обем. Движеща сила на дифузията са концентрационните градиенти.



Концентрационен градиент е отношение между разликата в концентрациите $\Delta C = C_2 - C_1$ в две точки с координати x_1 и x_2 и разстоянието $\Delta x = x_2 - x_1$ между тези точки:

$$\text{grad } C = \frac{C_2 - C_1}{x_2 - x_1} = \frac{\Delta C}{\Delta x}$$

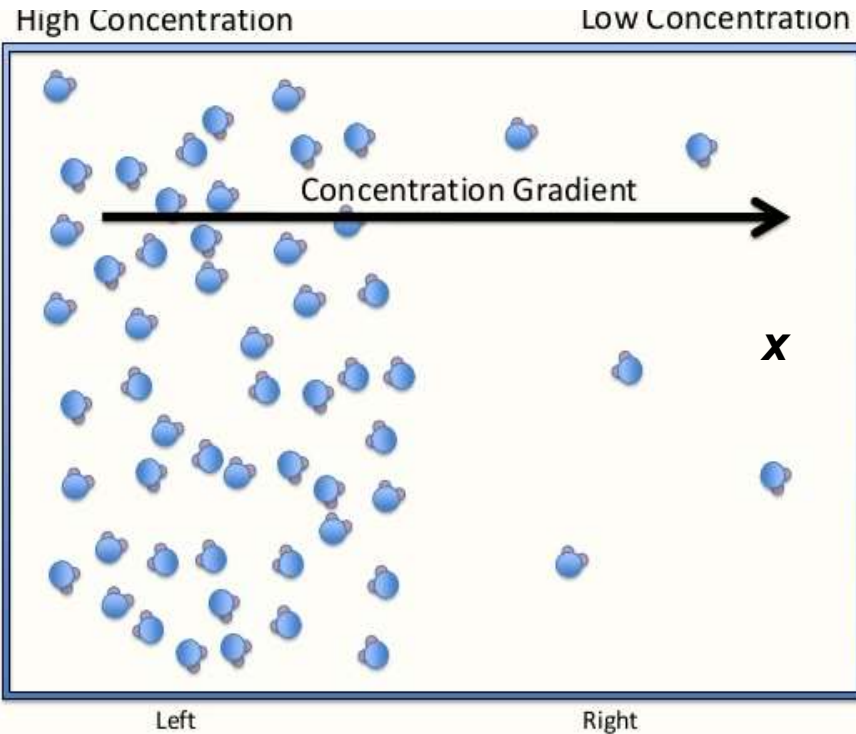


Енергията, която използва дифузията, е топлинната енергия на хаотично движение на частиците, изграждащи веществата. Тези частици нормално извършват хаотично **ненасочено** движение. Вероятността за такова движение във всички посоки е еднаква. Ако обаче частиците са по-концентрирани, локално някъде в пространството, дифузията ще ги разпредели по-равномерно. *Макроскопски*, това означава **насочено** движение към областите с по-ниска плътност. Как **ненасоченото** движение води до **насочено** преместване? Въпреки че вероятността за хаотично движение във всички посоки е еднаква, повече частици ще се преместват насочено към областите с по-малко частици, защото в тази посока те срещат по-малка съпротива (ще се удрят с по-малко частици с по-малка средна честота).



Има два основни вида дифузия - *свободна* и *несвободна*. Когато хаотичното топлинно движение на дифундиращите частици не е затруднено от външни фактори процесът се нарича **свободна дифузия**. Ако обаче, някаква преграда с различна пропускливост за различните частици затруднява това движение, тогава процесът се нарича **несвободна дифузия**. Например, такава дифузия се извършва през липидния бислой на биологичните мембрани или през техни канали. Несвободната дифузия от своя страна се разделя на **проста** (когато частиците дифундират *самостоятелно*) и **улеснена** (когато частиците дифундират с помощта на други частици - *преносители*).

Свободна дифузия



Нека приемем, че в затворена флуидна система концентрацията c на молекули се променя само в едно направление ($0x$) и че дифузията протича в тази посока. Нека в един начален момент на разстояние $\Delta x = x_2 - x_1$ концентрационната разлика е $\Delta C = C_2 - C_1$. Отношението $\frac{\Delta C}{\Delta x} = \mathit{grad} C$ е концентрационния градиент



A. Fick.

Процесът на дифузия се описва количествено от **закона на Фик** (*Adolf Fick*, германски физиолог):

$$I = -D \text{grad } C$$

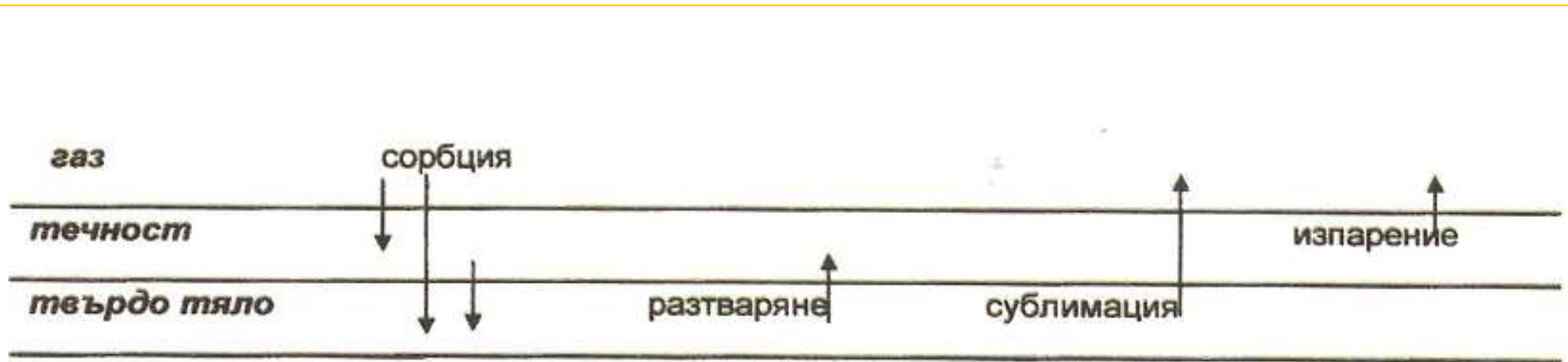
$I = \frac{1}{S} \left(\frac{\Delta m}{\Delta t} \right)$ е интензитетът на дифузионния поток (скоростта на пренос на маса Δm за време Δt през площ S , разположена напречно на посоката на пренос), **grad C** е концентрационния градиент, а D - коефициент на дифузия.

Коефициентът на дифузия D характеризира скоростта на процеса в зависимост от спецификата на веществата. Той зависи от средната скорост на топлинното движение на молекулите на веществото (v_{cp}) и от средното разстояние, изминавано между ударите помежду им (λ_{cp}): $D = \frac{1}{3} v_{cp} \lambda_{cp}$. И двата параметъра са различни при различни вещества и агрегатни състояния. Върху тях влияят и външни условия, например температурата T ($v_{cp} \propto T$), налягането p ($v_{cp} \propto \frac{1}{p}$).

На макрониво дифузионният коефициент зависи от:

- (1) **молекулния строеж и агрегатното състояние** на веществата (поради различните размери на молекулите, разстояния между тях и различната свобода на тяхното движение),
- (2) **температурата** (различната средна скорост на топлинното движение),
- (3) **налягането** (различната дължина на средния свободен пробег на молекулите).

По-малките частици дифундират по-бързо поради по-голямата им подвижност. Например **калиевите йони** имат по-малък диаметър от **натриевите** и дифундират около 30 пъти по-бързо от тях. Скоростта на дифузия е най-ниска в твърдите тела и най-висока в газовете, течностите заемат междинно положение. В течностите свободната дифузия е около сто хиляди пъти по-бавна спрямо газовете, а в твърдите тела - над сто милиарда пъти, т.е. практически не протича. Скоростта на дифузия нараства с повишаване на температурата и намаляване на налягането.



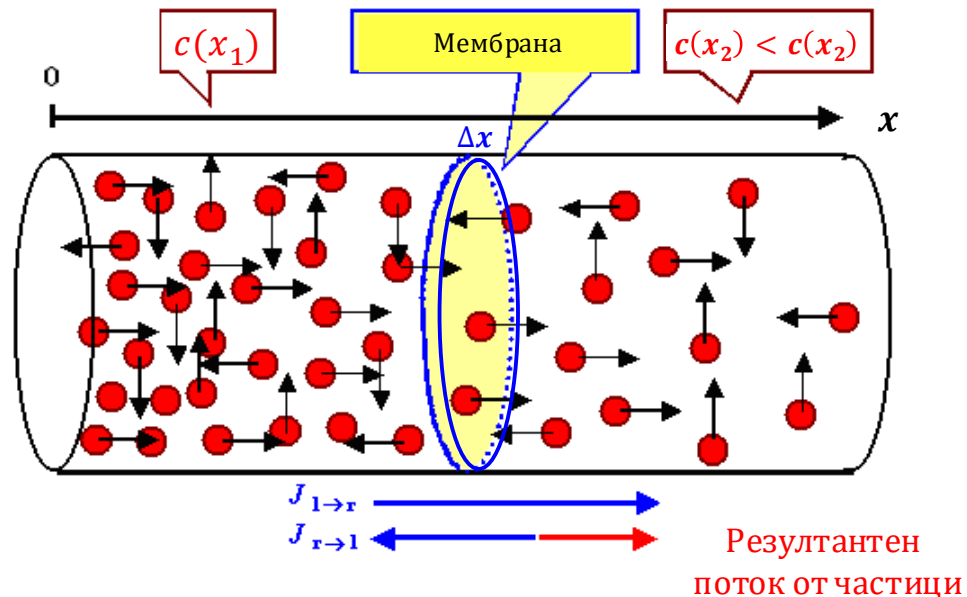
Свободна дифузия протича и когато два флуида в еднакво агрегатно състояние (които се смесват добре, но не реагират химически помежду си) са в контакт. Освен взаимното *дифундиране* на молекулите на вещества в еднакво агрегатно състояние (газ в газ, течност в течност), дифузия е възможна и между вещества в различно агрегатно състояние, например: газ в течност (което се нарича *сорбция*: обемна - абсорбция или повърхностна - адсорбция), газ в твърдо тяло (абсорбция или адсорбция), течност в газ (изпарение), твърдо тяло в течност (разтваряне), твърдо тяло в газ (сублимация).

Несвободна дифузия

Когато процесът на дифузия протича през някаква преграда с пропускливост, различна за различните дифундиращи частици, тогава той се нарича *несвободна дифузия*. Такива прегради (мембрани) се наричат селективно проницаеми (полупропускливи) и затрудняват протичането на дифузията. Скоростта на несвободна дифузия е много по-малка от тази на свободната и се определя главно от проницаемостта на преградата за дифундиращите частици.

При газовете несвободната дифузия носи името *трансфузия*, а при течностите - *осмоза* и *диализа*. Трансфузията, осмозата и дифузията са в основата на жизнено важни физиологични процеси - обмяната на газове в белия дроб, обмяната на вещества през клетъчните мембрани и пр.

Проста несвободна дифузия

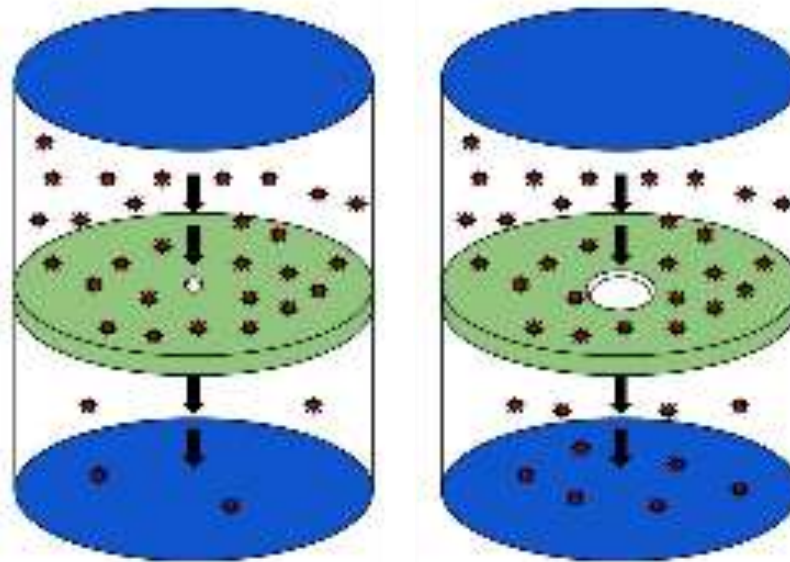


Нека две области от разтвор на дадена субстанция са разделени от мембрана с определена дебелина Δx , а разликата в концентрациите е ΔC . Съгласно закона на Фик интензитетът на дифузионния поток през мембраната е:

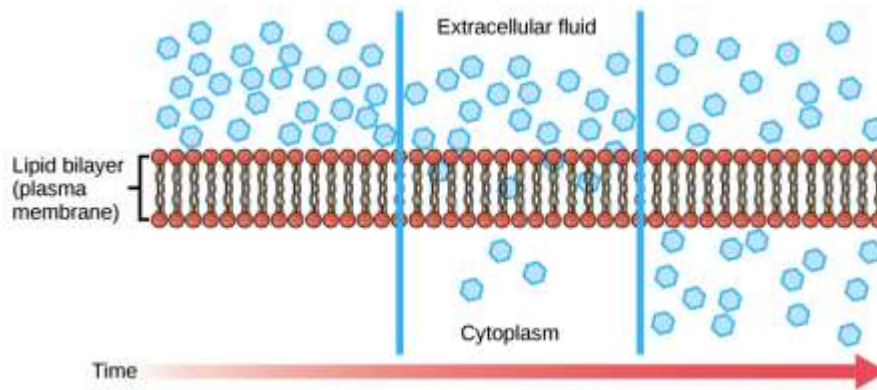
$$I = D \frac{\Delta C}{\Delta x}$$

където $\frac{\Delta C}{\Delta x}$ е концентрационият градиент, а D - коефициент, зависещ от природата на дифундиращите частици и температурата.

Ефузия (effusion)



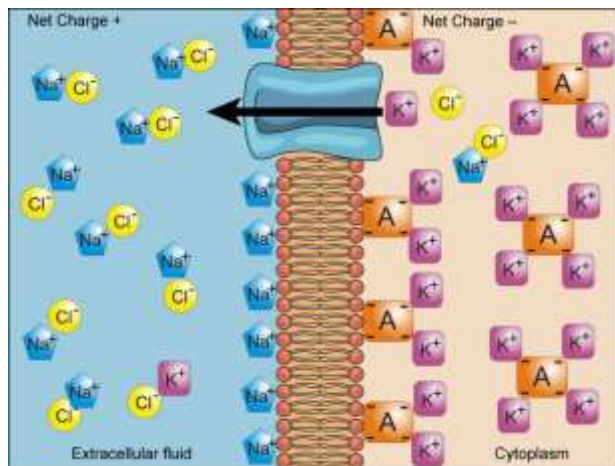
Изображението вляво показва процеса ефузия (effusion), докато изображението вдясно показва процеса дифузия. Ефузията се осъществява през отвор, който е по-малък от дължината на средния свободен пробег на частиците, докато дифузията се осъществява през отвор, през който едновременно могат да преминават множество частици.



При дифузия през биологичните мембрани трябва да се има пред вид, че те имат определена дебелина и поради това в този случай концентрационният градиент може да бъде заменен просто с трансмембранната разлика в концентрациите. Дебелината на мембраните Δx е от 6 до 8 nm. Най-често тя не е точно известна, но винаги има някаква постоянна стойност. Ето защо е удобно константата Δx да бъде поставена в коефициента на пропорционалност като се дефинира нов коефициент - коефициент на проницаемост $P_D = \frac{D}{\Delta x}$. Тогава *транспортът на неутрални молекули през мембраната* може да се опише с една опростена форма на закона на Фик, предложена от Колендър и Берлунд:

$$P_D = D\Delta C$$

За разлика от коефициента на свободна дифузия D , който зависи само от природата на дифундиращото вещество и температурата, коефициентът на проницаемост на мембраната P_D зависи и от нейните свойства и функционалното ѝ състояние.



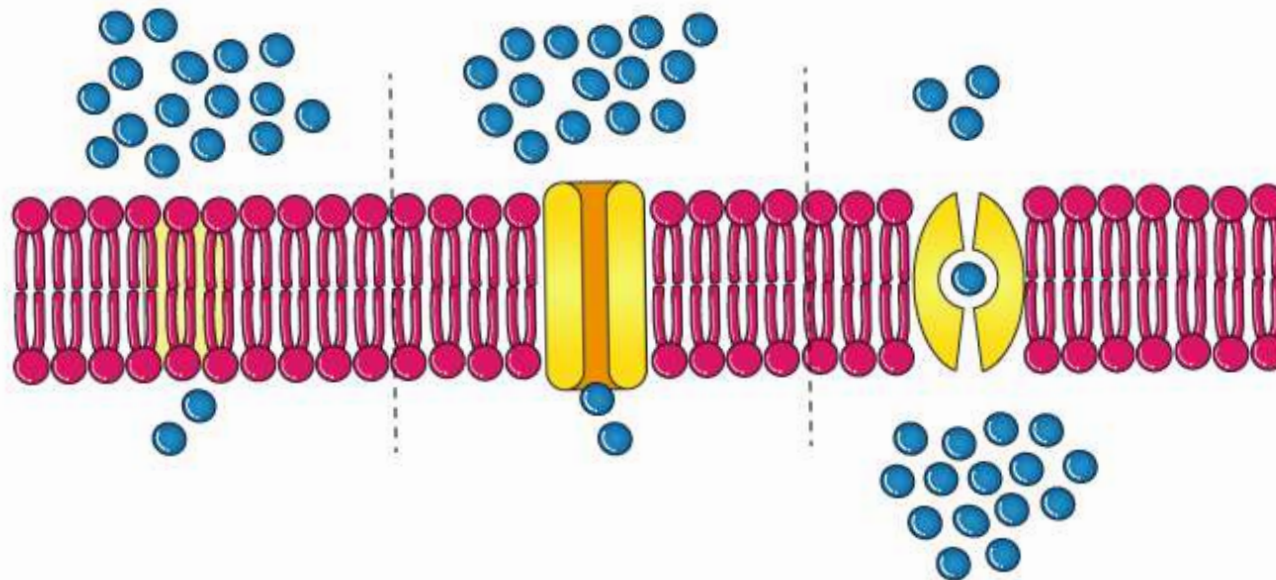
Йонните концентрации от двете страни на биологичните мембрани винаги са различни. По тази причина между двете им страни съществуват освен концентрационни, и електричен градиенти. Ето защо *транспортът на йони* през мембраните се обуславя не само от концентрационния им градиент ($\frac{\Delta C}{\Delta x}$), но и от електричен ($\frac{\Delta \varphi}{\Delta x}$), които действат едновременно. В този случай йонният дифузионен поток през мембраната се описва от друга опростена форма на уравнението на Фик:

$$I = P_0 \left[\Delta C + \left(\frac{cZF}{RT} \right) \Delta \varphi \right]$$

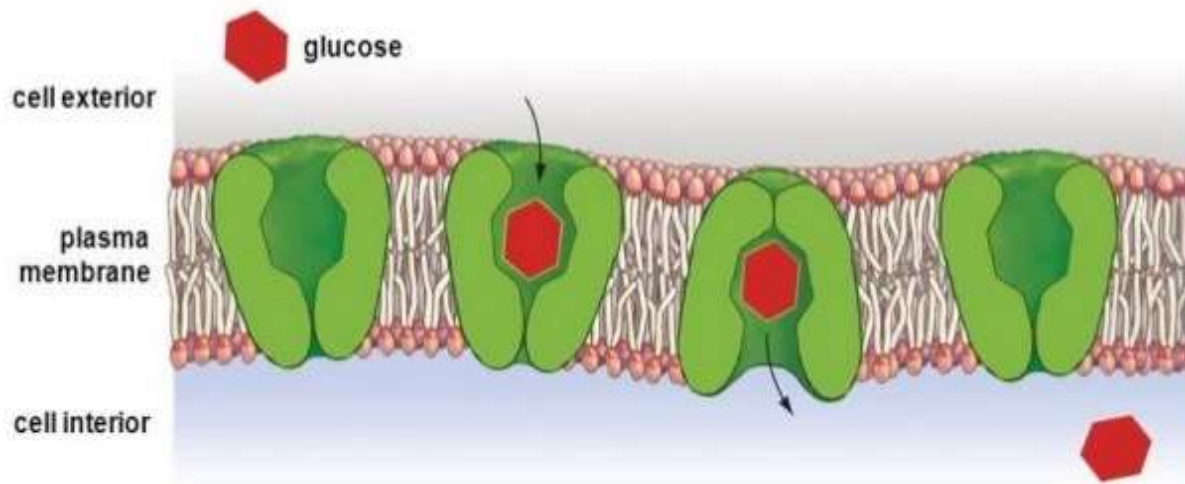
където F е Фарадеевата константа, c - моларната концентрация, а Z - валентността на йоните. (Фарадеевата константа представя електричния товар на един мол електрони; $F = 9,65 \times 10^4 \text{ C/mol}$)

Улеснена несвободна дифузия

Много субстанции могат да дифундират самостоятелно *твърде слабо* през клетъчните мембрани или въобще не могат да преминават през тях (например захари, аминокиселини, някои йони). Такива жизнено важни вещества обаче могат да дифундират през мембраната с помощта на разположени в нея молекули- преносители. Освен чрез проста несвободна дифузия неутрални молекули и йони могат да се пренасят и чрез улеснена несвободна дифузия. Процесът е дифузия, тъй като транспортираните молекули или йони се движат по техния концентрационен градиент - от по-висока към по-ниска тяхна концентрация, но е улеснена, защото се извършва с помощта на преносители, които го улесняват. За активирането на преносителя не е необходима никаква друга енергия, освен тази за химичното свързване на транспортираните частици с него.



Преносителите обикновено са *интегрални трансмембранны протеини*. Те притежават рецепторни участъци, разположени от едната страна на мембраната, към които пренасяните молекули или йони се свързват. Мястото за свързване е високо специфично - често само един единствен тип молекула (йон) може да се свърже към него. След свързване с рецептора на преносителя, молекулата (йона) се пренася през мембраната и освобождава от другата страна.



Пример за добре изучена система за улеснена дифузия е *улеснената дифузия на глюкоза*. Тази специфична за глюкозата транспортна система не е просто мембранен канал. **Първо**, за разлика от канала тя не пропуска избирателно в зависимост от размера на частиците. **Второ**, тя работи много по-бавно, отколкото повечето канали. Най-важната разлика между мембрания канал и глюкозния преносител е, че **молекулата на последния претърпява конформационни промяна** като пренася глюкозата през мембраната. Сменяйки две конформации тя придвижва глюкозо-свързващото място от едната страна на мембраната към другата. Прескачайки между тези две състояния преносителят улеснява дифузията на глюкозата, т.е. той позволява на глюкозата да преодолее бариерата на хидрофобния мембранен интериор, движейки се спонтанно по нейния концентрационен градиент. Когато глюкозната концентрация достигне равновесие от двете страни на мембраната сумарното движение на глюкозата се прекратява.

Трансфузия

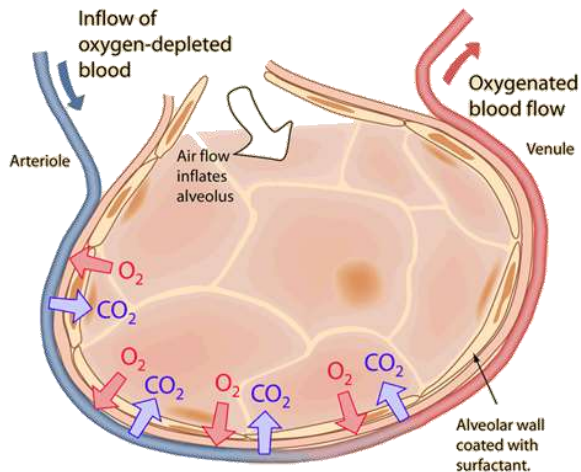
Трансфузията е несвободна дифузия на газове през мембрани. Въпреки че като разновидност на дифузията се описва от закона на Фик, тя е по-сложен процес, защото нейната скорост зависи и от разтворимостта и парциалните налягания на газовете.

Когато един газ е в контакт с повърхността на течност, броят на неговите молекули, които навлизат в течността, е пропорционален на налягането му. При два пъти по-високо налягане, два пъти повече молекули ще удрят повърхността на течността за единица време и съответно два пъти повече молекули ще отидат в нея. При газова смес количеството от всеки газ, което ще навлезе в течността, е пропорционално на парциалното му налягане.



Съгласно **закона на Далтон** в смес от няколко газа *парциално налягане* на един от тях е онова налягане, което съответният газ би имал, ако само той би заемал същия обем. Парциалното налягане на дадения газ е пропорционално на неговата концентрация в сместа. Например, ако от затворен съд със сух въздух при атмосферно налягане **760 Torr** се премахнат всички молекули с изключение на кислородните, налягането ще падне до **159 Torr** (концентрацията на кислорода във въздуха е 21 %, а 159 е 21 % от 760). Това е парциалното (или частично) налягане на кислорода, т.е. онази част от общото налягане на газовата смес, с която само кислородните молекули действат върху стените на съда. Отбелязва се с p_{O_2} .

В съответствие със закона на Фик, скоростта на несвободна дифузия през мембрана на един газ от газова смес ще бъде право пропорционална на разликата между парциалните налягания на този газ от двете страни на мембраната ($\Delta p_{\text{газ}}$) и обратно пропорционална на дебелината на мембраната (Δx): $I \propto \frac{\Delta p_{\text{газ}}}{\Delta x}$.



$$\frac{v_{CO_2}}{v_{O_2}} = \frac{S_{CO_2}}{S_{O_2}} \sqrt{\frac{MW_{O_2}}{MW_{CO_2}}}$$

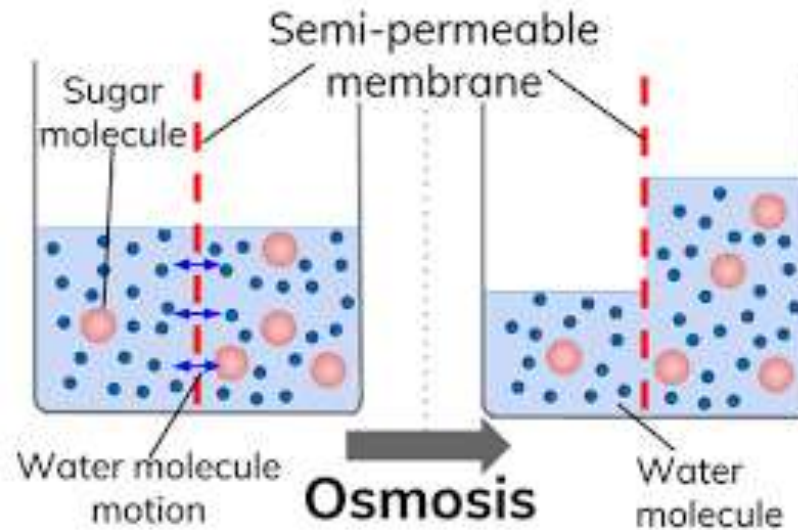
v_{CO_2}, v_{O_2} скорост на дифузия на газовете

S_{CO_2}, S_{O_2} разтворимост на газовете

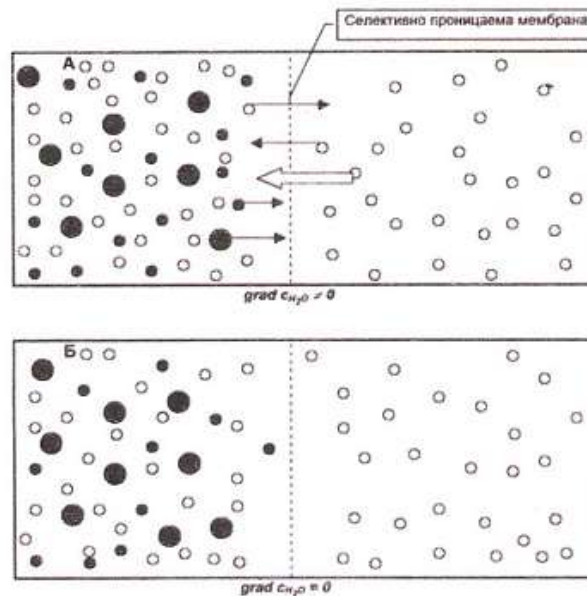
MW_{CO_2}, MW_{O_2} молекулни тегла на газовете

Но различните газове в сместа имат различна разтворимост и това оказва силно влияние върху резултантната скорост на тяхната дифузия. Нека илюстрираме това с пример за трансфузия на респираторните газове CO_2 и O_2 в кръвта през алвеоларните мембрани. Съгласно **закона на Грахам**, когато газ се разтваря в течност, скоростта на неговата дифузия в нея е пропорционална на разтворимостта му в течността и обратно пропорционална на квадратния корен от неговата молекулна маса. Масата на въглеродния диоксид е 44 атомни единици за маса, а на кислорода - 32. Следователно, трябва да се очаква, че поради по-малката си маса молекулите на O_2 ще дифундират по-бързо от тези на CO_2 . Но въглеродният диоксид е 22 пъти по-разтворим от кислорода в кръвната плазма. Като се имат пред вид тези данни по закона на Грахам може да се пресметне, че отношението между скоростите на трансфузия на CO_2 и O_2 е $22 \times (32/44)^{1/2} = 19$. Оказва се, че поради по-високата разтворимост на CO_2 в кръвната плазма, трансфузията му ще бъде 19 пъти по-бърза тази на O_2 .

Осмоза



Осмозата е несвободна дифузия на течности през селективно проницаема преграда. Това е преграда, пропускаща избирателно само определени видове частици. Например, такава свойство има пореста мембрана с определен диаметър на порите. Наличието на селективно проницаема преграда не пречи на свободната дифузия на частиците, които тя пропуска, но е непреодолимо препятствие за преминаването на останалите. С други думи, *осмозата е процес на селективна дифузия*. Селективността се определя както от свойствата на частиците, така и от тези на преградата.



Да разгледаме затворен съд, съдържащ вода и воден разтвор на NaCl, разделени от мембрана, пропускаща само молекулите на водата **(А)**. В единица обем от разтвора на NaCl ще има по-малко водни молекули в сравнение със същия обем във водата поради това, че там присъстват и йони на разтвореното вещество, които заемат известен обем. Следователно за молекулите на водата съществува концентрационен градиент от двете страни на мембраната, който обуславя тяхната дифузия в посока към разтвора. Тя ще продължава докато концентрациите на водните молекули от двете страни на мембраната се уеднаквят **(Б)**. За по-големите частици на разтвореното вещество, йоните на натрия и хлора, очевидно също съществува градиент, но тяхната дифузия през мембраната е невъзможна поради това, че тя е непроницаема за тях.

Осмозата също черпи енергия *от концентрационни градиенти*. Молекулите на разтворителя преминават през мембраната от област с по-малко концентриран към област с по-концентриран разтвор. Фактически това е дифузия на разтворителя от област с по-висока към област с по-ниска негова концентрация, т.е. *дифузия по концентрационния градиент на разтворителя*.

След установяването на равновесие, в единица обем от разтвора на $NaCl$ ще има повече частици, защото там допълнително ще са преминали молекули на разтворителя (водата), а йоните на разтвореното вещество са останали. Поради това там ще се създаде допълнително налягане, дължащо се на частиците на разтвореното вещество, които са в повече. Това налягане се нарича **осмотично налягане** и най-често се обозначава с π . Неговата посока е обратна на тази, в която протича осмозата. Налягането е средната сила, с която частиците на флуида, движейки се хаотично и удряйки стените на съда, в който той се намират, действат върху единица площ. *То зависи от броя на частиците в единица обем и от средната скорост на топлинното им движение.*



За разтвори на неелектролити (вещества, недисоцииращи на йони) осмотичното налягане π е пропорционално на моларната концентрация на разтвореното вещество c и абсолютната температура T :

$$\pi = cRT$$

където R е универсалната газова константа. Това е **уравнение на Вант-Хоф** (*Jacobus Hendricus vant Hoff*, нидерландския физико-химик, Нобелов лауреат по химия за 1901 г.).

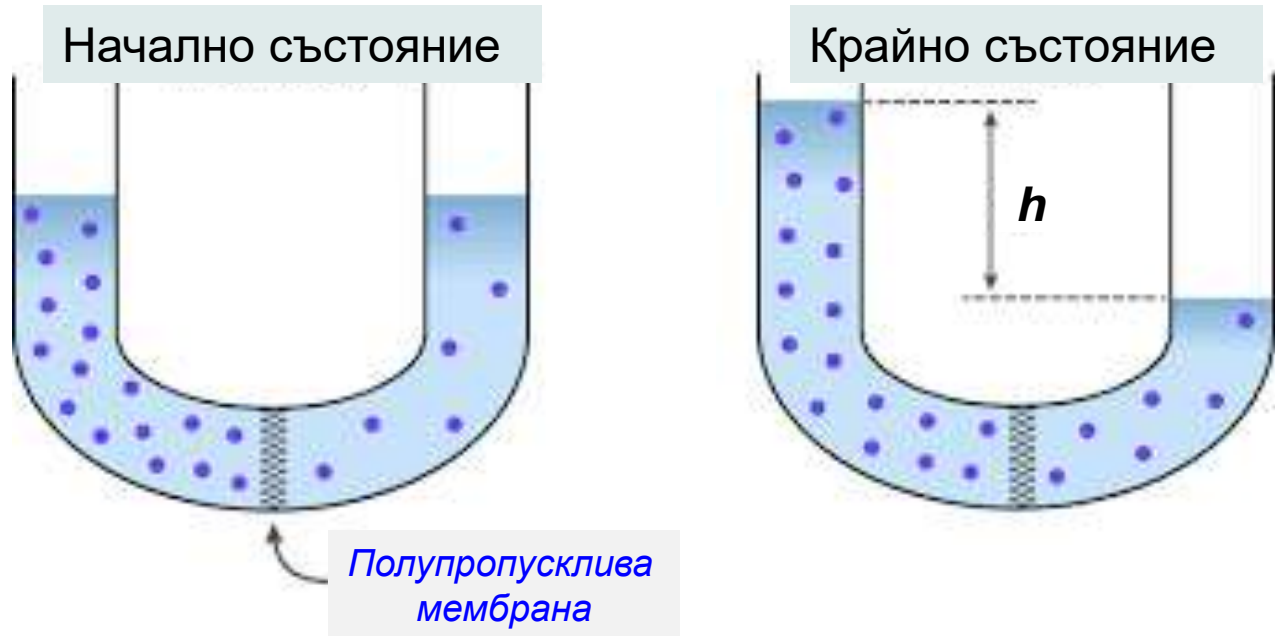
За разредени разтвори на електролити осмотичното налягане π е:

$$\pi = icRT$$

Коефициентът i се нарича *изотоничен коефициент*. Той показва колко пъти се увеличава броят на частиците при дисоциация на молекулата на разтваряното вещество, затова i зависи от степента на електролитна дисоциация и от броя на йоните, на които се дисоциира всяка негова молекула.

За концентрацията на разтвори се използва термина **моларност**, който се дефинира като **брой молове** разтворено вещество на килограм разтворител (вода). Свързаният с него термин **осмоларност** е броят на частиците разтворено вещество в килограм вода, независимо от тяхната маса, размери и йонна активност.

Връзката между моларността и осмоларността зависи от броя на йоните, на които дисоциира молекулата на разтвореното вещество. Например, един едномоларен разтвор на глюкоза е също едноосмоларен, тъй като глюкозната молекула не дисоциира на йони. Обаче едномоларен разтвор на $NaCl$ е двуосмоларен, тъй като $NaCl$ дисоциира на два йона- натриев катион и хлорен анион.



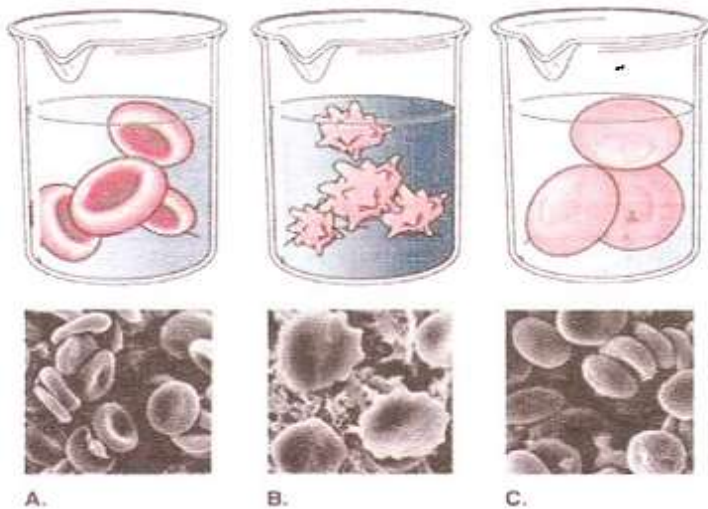
Осмотичното налягане може да бъде точно измерено, тъй като е равно на хидростатичното налягане, необходимо за спиране на осмозата, т.е. на дифузията на разтворителя (например водата) през мембраната. Това е илюстрирано на Фигурата, където е показано осмотичното налягане в *U-образна тръба*, двете половини на която са разделени от мембрана, пропусклива за водата, но не и за частиците на разтвореното вещество. Водният разтвор е поставен в лявата част на тръбата, а в дясната се намира чиста вода. При равновесие, осмотичното движение на разтворителя към страната на разтвора увеличава хидростатичното налягане от лявата страна и го намалява от дясната. Тази разлика в наляганията от двете страни на мембраната е осмотичното налягане.

Винаги, когато два разтвора с различни концентрации са разделени с мембрана, позволяваща преминаването на молекулите на разтворителя, между тях ще протича осмоза в посока към разтвора с по-високо осмотично налягане (концентрация на разтвореното вещество). Осмотичният трансмембранен поток на вода може да се опише с уравнението:

$$I = P_0 \Delta \pi$$

в което $\Delta \pi$ е разликата в осмотичните налягания от двете страни, на мембраната, а P_0 - осмотичният коефициент на проницаемост на мембраната.

Осмотичното налягане не зависи от вида на разтвореното вещество, а само от концентрацията му. Затова разтвори на различни вещества могат да имат еднакви осмотични налягания. Разтвори с еднакви осмотични налягания се наричат *изотонични*. Ако един разтвор има по-високо осмотично налягане от друг, то той е *хипертоничен* спрямо него, и обратно - вторият разтвор е *хипотоничен* по отношение на първия.

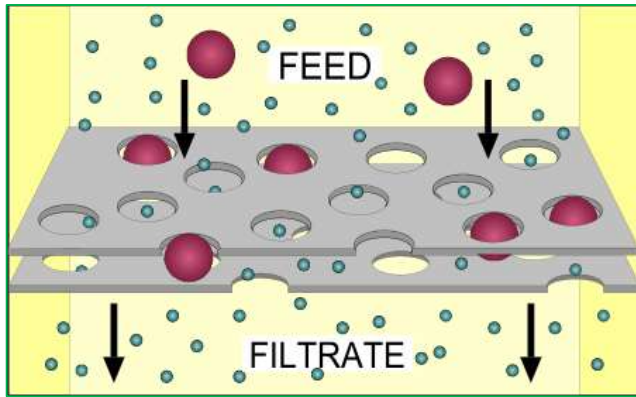


В медицината, като временни заместители на кръвта се използват разтвори, изотонични на кръвната плазма. Най-простият такъв разтвор е 0,9% воден разтвор на $NaCl$. В изотонична среда еритроцитите запазват своя обем и нормалната си двойно вдлъбната форма **(A)**, в хипотонична те се раздуват и могат да лизират **(C)**, а в хипертонична се свиват **(B)**. И в двата случая се нарушават техните функции.

Осмозата играе важна роля в растителните и животински организми, способствайки за движението на водата през клетъчните мембрани, които са селективно проницаеми. Едно от условията за нормална жизнена дейност на всички клетки е изотоничност на екстрацелуларната среда, в която те се намират.

Измервания на осмотичното налягане се използват в клиничната практика за определяне осмоларността на биологични флуиди като серум, плазма, урина, ликвор. В такива важни от клинична гледна точка течности, осмоларността се обуславя главно от няколко вида малки молекули и йони. В серума например това са **електролитите, глюкозата и уреята**. По-големите белтъчни молекули присъстват в серума в много по-високи концентрации (тегло/обем), но тъй като имат висока молекулна маса и не дисоциират на по-малки частици, техният брой е много по-малък от този на натриевите йони например.

Филтрация



Филтрацията е движение на течност (най-често вода) през порите на мембрана под въздействие на градиент на хидравличното налягане. Скоростта на филтрация се описва от уравнение, което е следствие от **закона на Хаген-Поазьой**:

$$I = P_F \Delta p$$

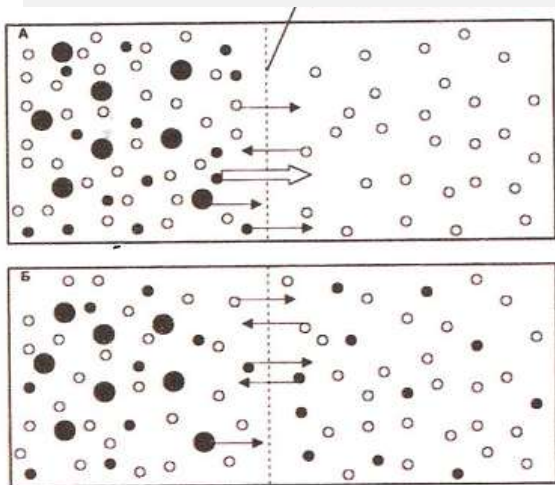
P_F е филтрационен коефициент на проницаемост на мембраната. Неговата стойност зависи от свойствата на мембраната (брой, радиус и дължина порите) и на течността (вискозитет и плътност): $P_F \propto \frac{npr^4}{\eta\Delta x}$, където n , r и Δx са съответно броят, радиусът и дължината на мембранните пори, а η и ρ - вискозитетът и плътността на филтрираната течност.

Най-често потокът на вода през биологичните мембрани се определя от два типа градиенти - на осмотично ($\Delta\pi$) и хидравлично (Δp) налягания:

$$I = P_{HD} (\Delta\pi \pm \Delta p)$$

Диализа

Селективно проницаема мембрана



Да разгледаме затворен съд, съдържащ вода и воден разтвор на NaCl, разделени от мембрана, пропускаща *не само молекулите на водата, но и натриевите йони* (A). В такъв случай освен водните молекули през мембраната ще могат да дифундират (в противоположни посоки) и натриевите йони. След установяването на равновесие (B), в обема, в който е имало само молекули на водата, ще има вече и йони на натрия в концентрация, равна на тази от другата страна на мембраната. С други думи, там допълнително ще са преминали натриеви йони. Ако водата от тази страна на мембраната тече и постоянно отнася със себе си дифундираните в нея йони на натрия, това ще поддържа постоянно концентрационен градиент за тях, докато те постепенно напълно бъдат изведени от разтвора.



Чрез диализа може да бъде извършено разделяне на частиците на различни разтворени вещества. Това зависи от техните размери (маса) и проницаемостта на диализната мембрана (главно от размерите на нейните пори). Диализата се използва най-често за разделяне на високомолекулни от нискомолекулни вещества (например на белтъци от минерални соли).

Такъв процес протича и в бъбреците. Чрез диализа в бъбреците нискомолекулните продукти на катаболитните процеси преминават от кръвта в урината (хемодиализа) и чрез нея извеждат от организма.

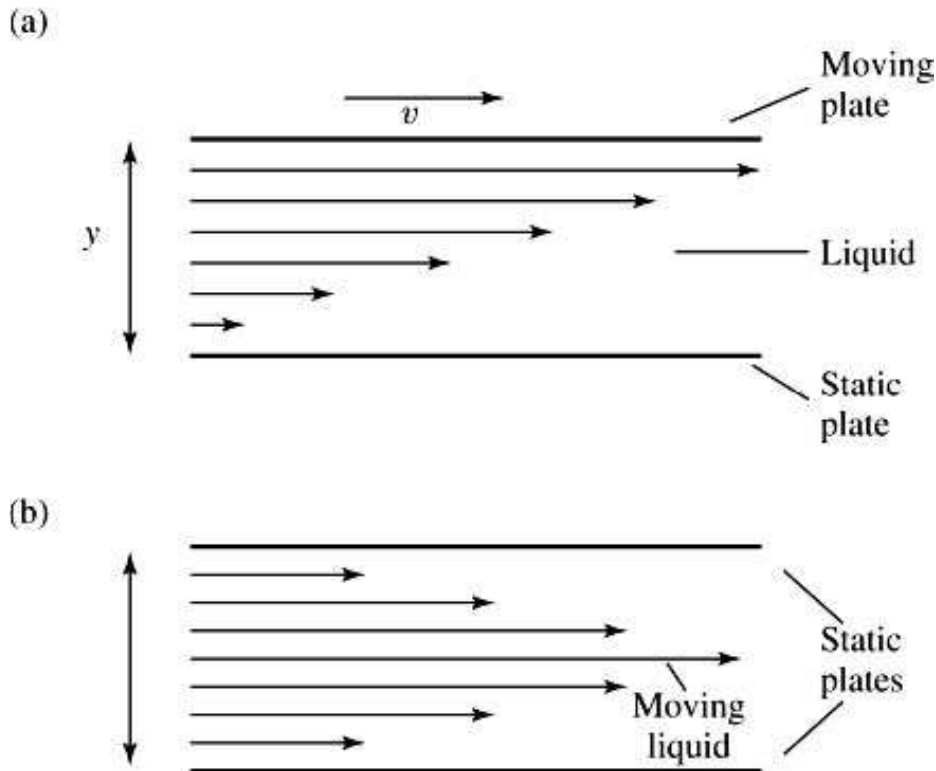
Вискозитет на реалните флуиди

Вискозитетът е свойство на флуидите да оказват съпротивление при придвижване на техните молекули една спряма друга, т.е. при движение на флуида. Обусловен е от действието на междумолекулните кохезионни сили и влияе силно както върху характера на движение на самите флуиди, така и на други тела в тях. Поради междумолекулните сили на взаимодействие, ако една молекула се движи с някаква скорост, тя ще се задържа от околните молекули, или с други думи казано, тя ще ги увлича със себе си.



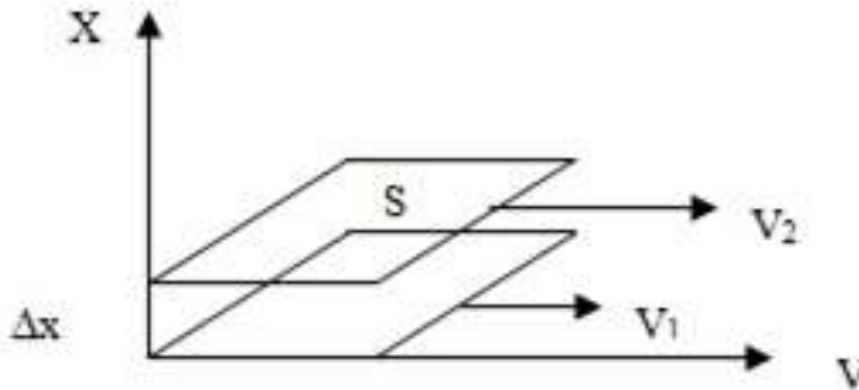
Дефиниция за вискозитет.

Вискозитет (вътрешно триене) е свойството на флуиди (течности и газове) да оказват съпротивление при преместване на една част от тях спрямо друга. При малки скорости на движение на флуидите се движат слоесто (ламинарно).



Вискозитет **а)** Линеен срязващ градиент $\frac{dv}{dy}$ се установява между две съседни равнини, едната от които се движи със скорост v , докато другата е неподвижна, **б)** Параболичен срязващ градиент се образува, когато течността тече между две неподвижни една спрямо друга равнини.

Силата на триене, която възниква между два успоредни слоя от течността, зависи от площта на слоя S , от градиента на скоростта $\Delta v/\Delta x$ и от свойствата на течността. Зависимостта от свойствата на течността се изразява чрез въвеждане на величината коефициент на динамичен вискозитет (или само вискозитет) η . Следователно



$$F = \eta \frac{\Delta v}{\Delta x} S$$

Закон на Нютон за вътрешното триене.

$$\eta = \frac{F}{\frac{\Delta v}{\Delta x} S}$$

Коефициентът на динамичен вискозитет е равен на силата на триене, която възниква между два слоя течност с площ единица при градиент на скоростта единица.

Единици за измерване на вискозитета.

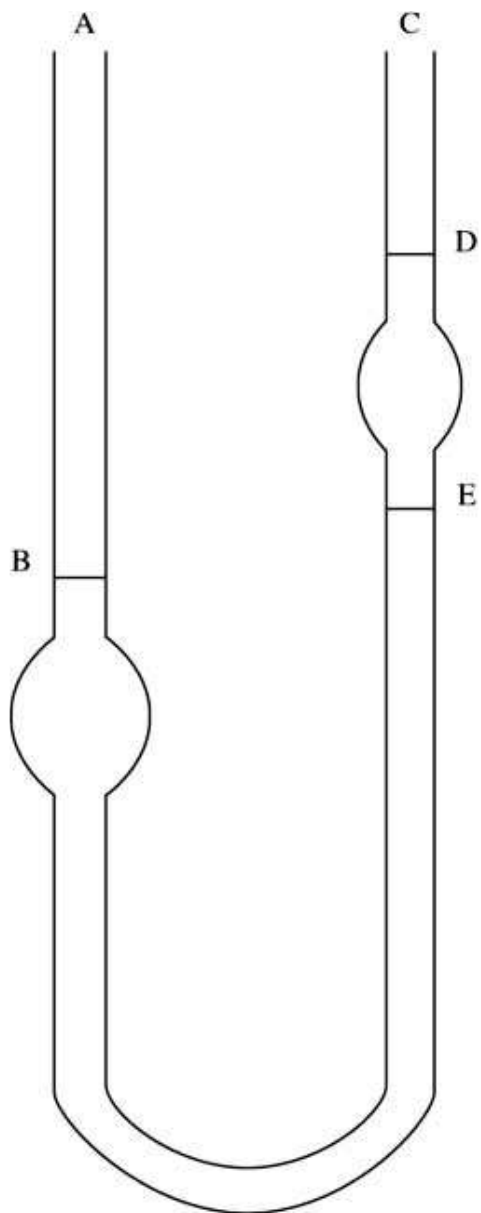
$$\eta = \frac{F}{\frac{\Delta v}{\Delta x} S}$$

$$[\eta] = \frac{N}{\frac{m \times s^{-1} \times m^2}{m}} = \frac{N \times s}{m^2} = [Pa \times s]$$



Пример за течности с различен вискозитет

Методи за измерване на вискозитета по метода на Оствалд

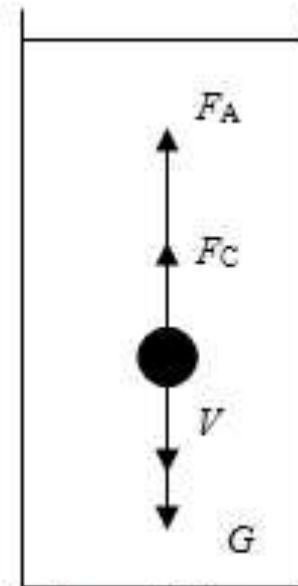


Вискозиметър на Ostwald. Разтворът се добавя през отвора А, докато менискусът достигне точка В. След което през С се изсмуква, докато нивото на течността достигне над точка D. Измерва се времето, необходимо за изтичането на меникуса на течността от точка D до точка E

Част от методите за измерване на вискозитета на силновискозни течности се основават на закона на Стокс. Според този закон при движение на малко сферично тяло с радиус r във вискозна среда, на тялото действа сила на съпротивление, определяща се от израза $F=6\pi\eta r v$ където η е коефициентът на динамичен вискозитет на течността, в която пада тялото, а v е скоростта, с която пада.

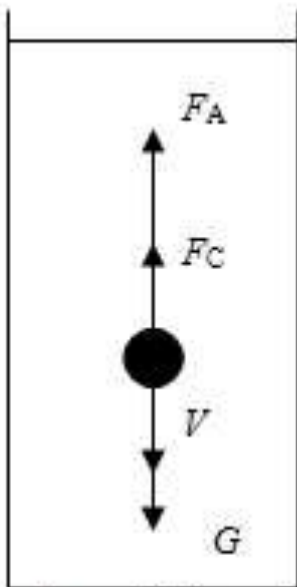
Ако тялото пада с постоянна скорост $v=\text{const}$, то следователно се движи равномерно и векторната сума на всички сили, които му действат – силата на тежестта, Архимедовата изтласкваща сила и силата на триене, ще бъде равна на нула (Фиг. 2.3.). Като имаме предвид посоките на силите

$$G = F_A + F_C$$



Фиг. 2.3.

$$G = F_A + F_C$$



Фиг. 2.3.

$$G = mg = \rho_T V_T g = \rho_T \frac{4\pi r^3}{3} g$$

=

$$F_A = \rho_{\text{Теч}} V_T g = \rho_{\text{Теч}} \frac{4\pi r^3}{3} g$$

+

$$F_C = 6\pi\eta r v$$

$$\eta = \frac{2}{9} g r^2 \frac{(\rho_T - \rho_{\text{Теч}})}{v}$$

Steel Ball Dropped in a Viscous Fluid

Вискозитет на разтвори и суспензии

Вискозитета на една течност се променя ако в нея се разтворят или се диспергират течни или твърди вещества. За описание на тези промени се въвеждат няколко нови величини – относителен η_0 , специфичен η_s , редуциран η_r и характеристичен $[\eta]$ вискозитет.

$$\eta_0 = \frac{\eta}{\eta^*}$$

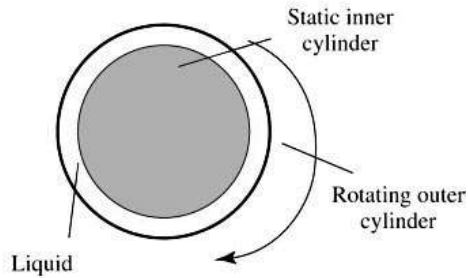
$$\eta_s = \frac{\eta}{\eta^*} - 1$$

$$\eta_r = \frac{\eta_s}{c}$$

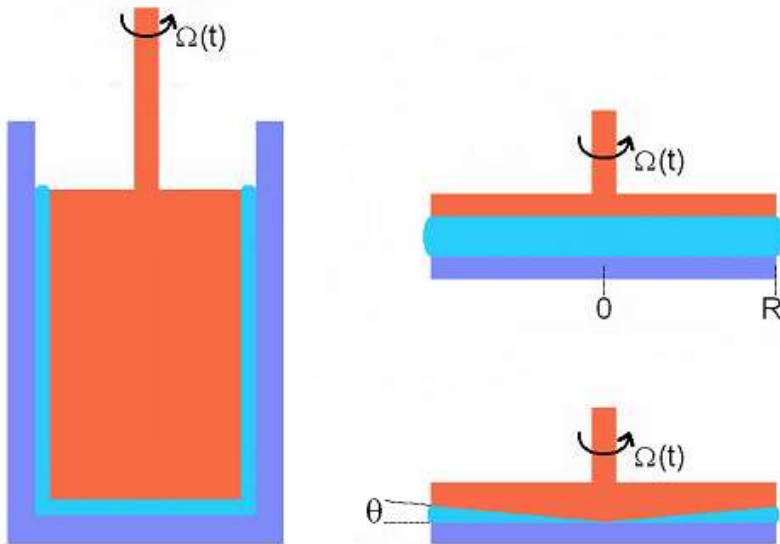
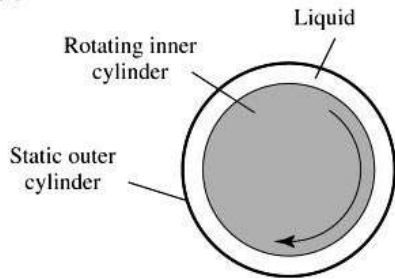
$$[\eta] = \lim_{c \rightarrow 0} \frac{\eta_s}{c}$$

η е вискозитета на разтвора или суспензията, η^* на разтворителя и c е моларната концентрация на разтвореното вещество.

(a)



(b)



Друг метод за определяне на вискозитета на силновискозни вещества е с помощта на ротационен вискозиметър. Изследваната течност се поставя между два цилиндъра или между тъп конус и плоска повърхност (Фиг. 2.4). Ако се върти едната част на уреда спрямо другата, то на неподвижната му част действа въртящ момент, пропорционален на вискозитета на изследваната течност. Този момент се регистрира от чувствителни датчици.



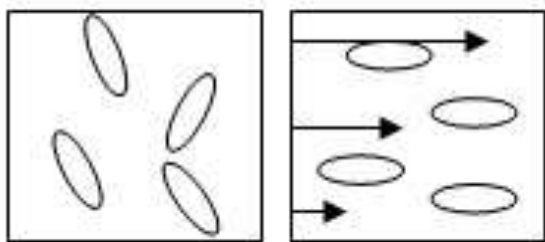
Вискозитет на колоидна суспензия

Вискозитетът на суспензия с равномерно разпределени частици може да се определи чрез уравнението на Айнщайн

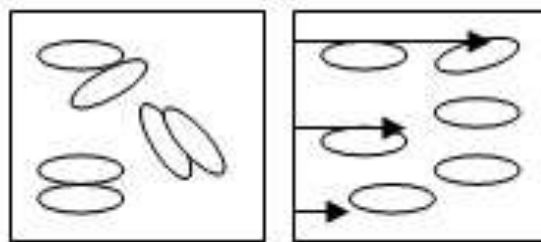
$$\eta_s = \eta(1 + k\phi)$$

В това уравнение η_s е вискозитета на суспензията, η е вискозитета на суспензионната среда, k е коефициент на пропорционалност, който зависи от геометричната форма на диспергираните частици (например за сфера $k = 2.5$), $\phi = \frac{V_1}{V_2}$ е отношение на сборния обем на диспергираните частици V_1 към общия обем на суспензията V_2 .

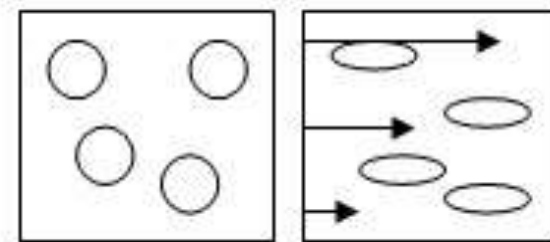
Разтворите на високомолекулни органични вещества и суспензиите са ненютонови течности, т.е. вискозитетът им зависи и от градиента на скоростта в потока. Причина за ненютоновия им характер е в причинените от градиента на скоростта промени в ориентацията, агрегацията и дезагрегацията на частиците или тяхната деформация (Фиг. 2.5).



А. Промяна на ориентацията



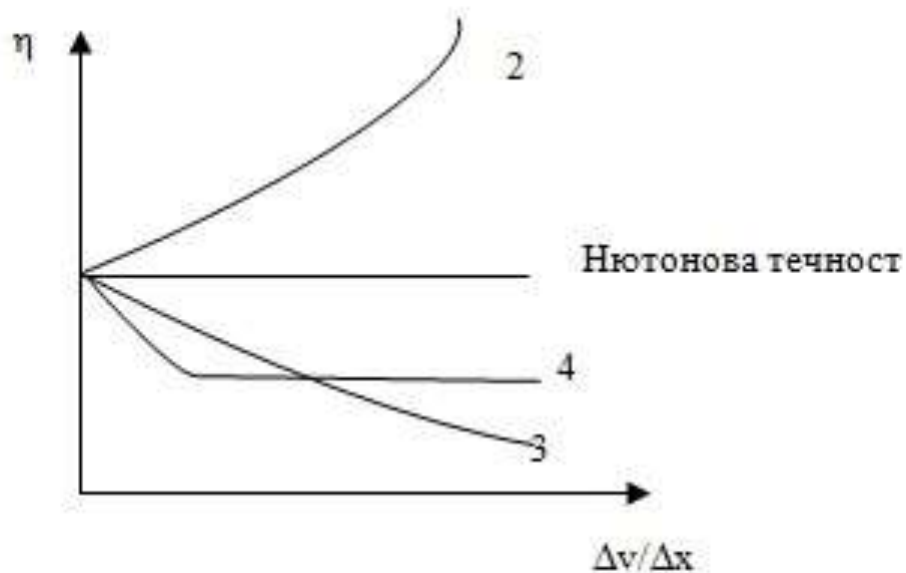
Б. Дезагрегация на частици



В. Деформация на молекули
или частици

Фиг. 2.5.

Зависимостта между вискозитета и градиента на скоростта не е еднозначна. В едни от случаите с увеличаване на градиента на скоростта вискозитета се увеличава, а в други намалява (Фиг. 2.6). Увеличаването на вискозитета с увеличение на градиента на скоростта се нарича дилатансия (крива 2). Това може да се обясни с удари между частиците.



При някои от течностите вискозитетът намалява с увеличаване на градиента на скоростта (крива 3). Те се наричат псевдопластични. Това е свързано с повишаване на степента на ориентираност на частиците, агрегация или дезагрегация и също така вероятно с деформацията на молекулите и частиците при увеличение на градиента на скоростта. Такъв характер имат повечето от биологичните течности.

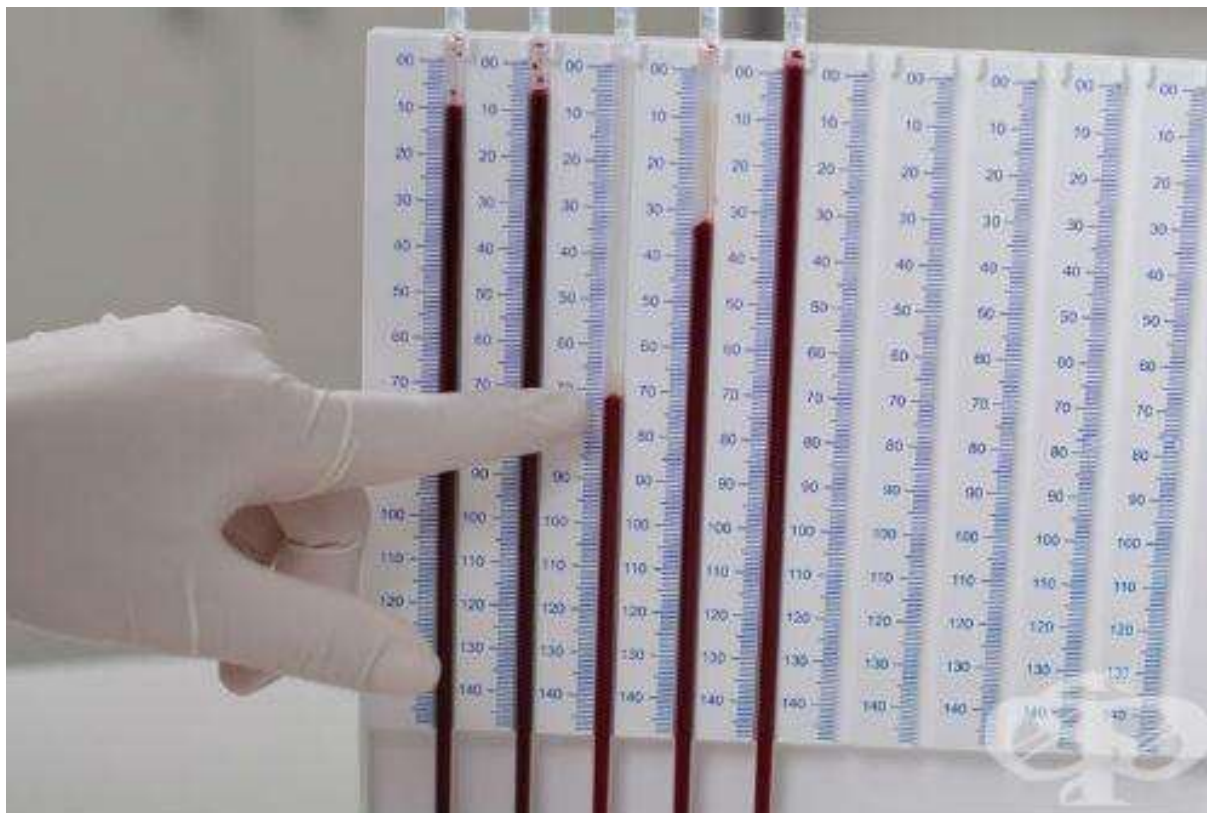
В друг случай вискозитетът първоначално намалява, а след това се установява една постоянна стойност (крива 4). Това се получава например в случаите, когато несферични частици се ориентират в потока. Такива течности се наричат течности на Бингам.

Вискозитет на кръвта. Скорост на утаяване на еритроцитите

Вискозитетът на кръвта косвено може да се определи като се определи т.н. скорост на утаяване на еритроцитите (СУЕ). Когато се прекрати движението на кръвта, кръвните клетки започват да се утаяват поради по-голямата си плътност. Скоростта на утаяване на отделен еритроцит, разглеждан като сферично тяло, можем да намерим от формулата, получена при определяне на вискозитета по метода на Стокс

$$\eta = \frac{2}{9} gr^2 \frac{(\rho_{\text{еритрозити}} - \rho_{\text{Кръвна плазма}})}{v}$$

Обикновено се следи скоростта, с която се движи разделителната повърхност между формените елементи на кръвта и кръвната плазма, а не на отделен еритроцит. Колкото е по-голям вискозитетът на кръвта, толкова СУЕ ще бъде по-малка (Фиг. 2.7).



Ускорено утаяване на еритроцитите се наблюдава при възпаления, деструкция, тъканни некрози, имунни нарушения, гнойни процеси и септични състояния, болестите на обмяната на веществата захарен диабет, тиреотоксикоза и др.