



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

Лекция №3

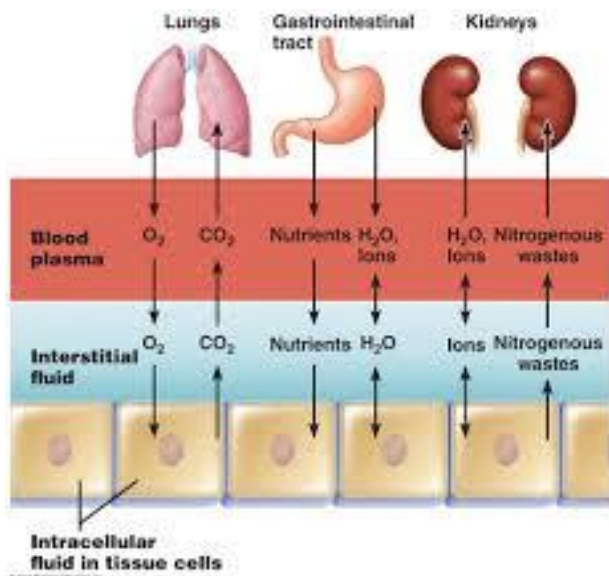
Физика и биофизика

Движение на идеални флуиди - непрекъснатост на потока, закон на Бернули, разходомери. Реални флуиди – закони на Нютон и Поазъой. Ламинарно и турбулентно движение. Измерване на кръвно налягане.

Движение на хетерогенни среди – видове ненютоново поведение и микрореологични процеси. Ротационни вискозиметри. Реологични свойства на мази и прахове.

Проф. Константин Балашев, дхн

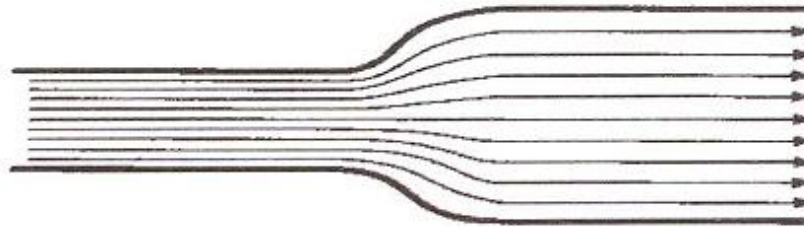
МОЛЕКУЛНИ ТРАНСПОРТНИ ПРОЦЕСИ



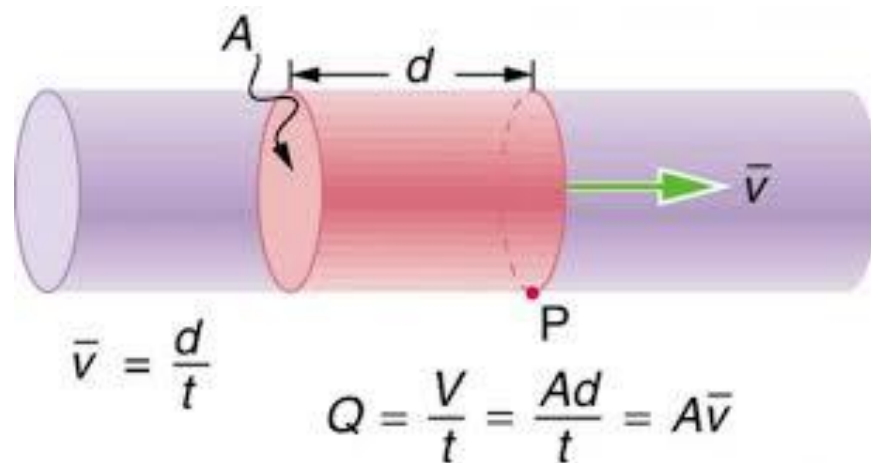
Флуидите (течности и газове) имат определящо значение за всички процеси, които обезпечават обмяната на веществата в човешкия организъм. Снабдяването на всяка клетка с кислород и метаболити, както и отделянето на въглероден диоксид и катаболитни продукти от нея силно зависи от природата и свойствата на флуидната среда, в която става това.

Когато върху флуидите действат външни сили, те започват да текат. При това се пренася материя на *макрониво* – т.е. чрез видимо движение на флуида. Механичното поведение и свойства на флуидите се описва от механиката на флуидите, която има два главни раздела – динамика и статика. Когато флуидите са в покой, в тях също могат да протичат процеси на пренос, но на *микрониво* - без видимо движение на флуида. Такива са дифузията и нейните разновидности - осмоза, трансфузия, диализа.

Стационарно движение на флуидите.



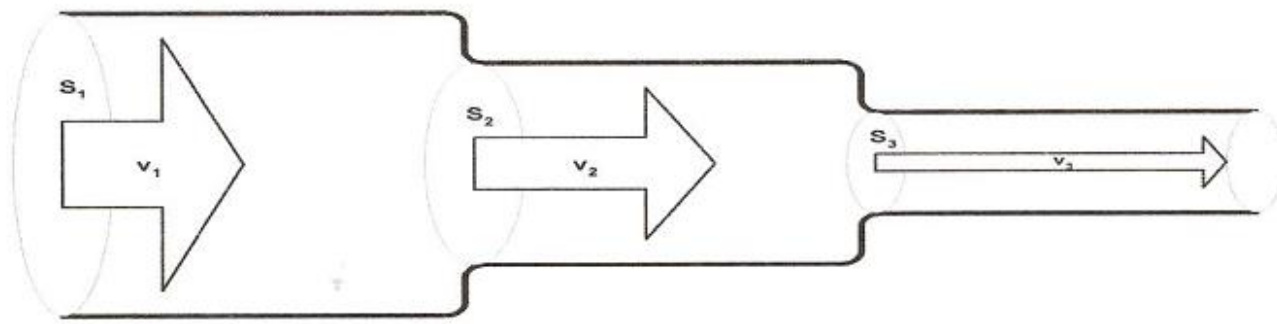
Ако скоростта в коя да е точка от движещ се идеален флуид не се изменя с времето, неговото движение се нарича **стационарно движение**. Стационарно движещ се флуиден поток може да бъде представен с мрежа от токови линии, представляващи траекториите на въображаеми частици, потопени във флуида и движещи се заедно с него. При стационарното движение флуидът е в движение, но токовите линии са неизменни. Там, където те са разположени по-гъсто, скоростта на флуида е по-висока и обратно.



При стационарния тип движение, през което и да е напречно сечение на потока за равни интервали от време Δt преминава еднакъв обем флуид ΔV (и маса, защото е несвиваем). С други думи, интензитетът I на течащия флуид е: $I = \Delta V / \Delta t = \text{const}$. Отношението $\Delta V / \Delta t$ се нарича още **дебит** или **интензитет на флуидния поток**.

Условие за непрекъснатост на потока.

Нека идеален флуид се движи стационарно през тръбопровод с променливо напречно сечение. В такъв случай, поради това, че неговият интензитет I е постоянен и тъй като $\Delta V/\Delta t = S \cdot v$, за всяко сечение на потока произведението на скоростта v и площта на сечението S ще бъде едно и също: $I = S_1 \cdot v_1 = S_2 \cdot v_2 = S_3 \cdot v_3 \dots$

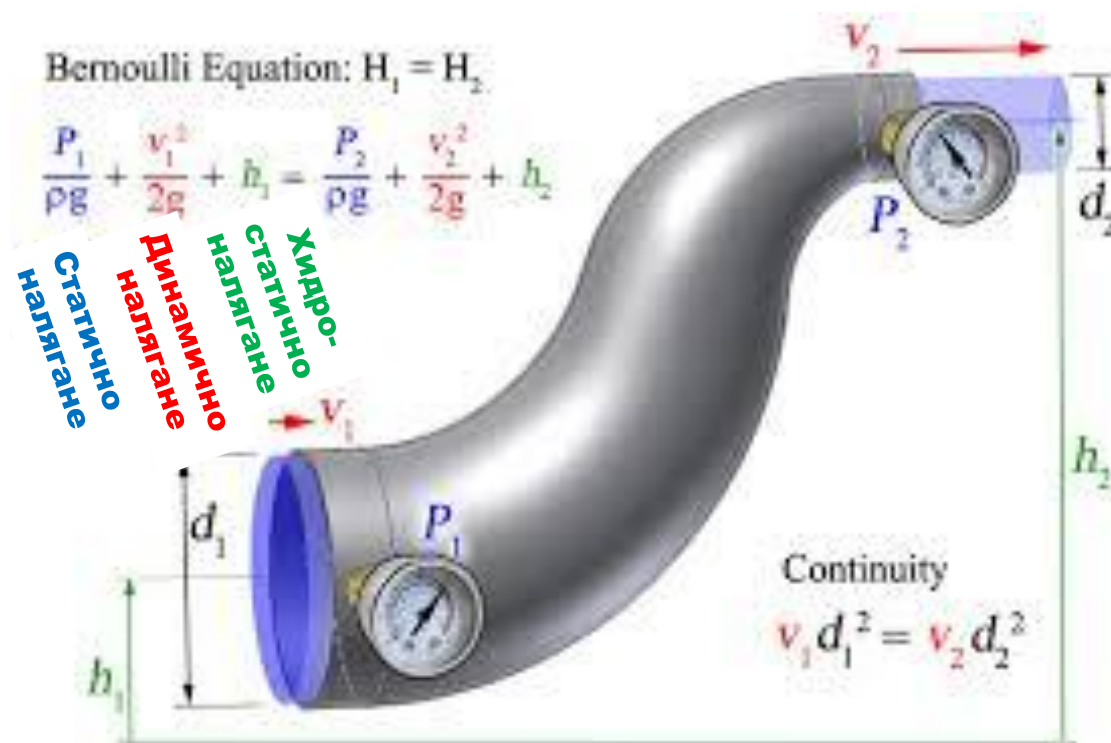


За стационарно движение на флуид в тръба с променливо сечение е изпълнено условието

$$S \cdot v = \text{const}$$

Това уравнение носи наименованието *условие за непрекъснатост на флуидния поток*. От него следва, че при стационарно движение на флуид, намаляването на площта на напречното сечение води до увеличаване скоростта на течене, и обратно.

Закон на Бернули



Един от основните закони в динамиката на флуидите е законът, открит от швейцарския математик и физик Даниел Бернули. Този закон гласи, че при стационарно движение на флуиди за всяко сечение на потока сумата от статичното, хидростатично и динамично налягания е постоянна величина:

$$p_{\text{ст}} + p_{\text{хст}} + p_{\text{дин}} = \text{const.}$$

$$\frac{P_1}{\rho g} + \frac{v_1^2}{2g} + h_1 =$$

Статично налягане Динамично налягане Хидростатично налягане

Статичното налягане $p_{ст}$ е външно налягане, което, приложено към течността, обуславя нейното движение. Дължи се на работата, която външни сили извършват за преместването на течността. Статично налягане е налягането върху повърхност, успоредна на движещата се течност. То може да бъде измерено с манометър, потопен в течността и движещ се заедно с нея.

Хидростатичното налягане $p_{хст} = \rho \cdot g \cdot h$ (за единица обем от флуида) е допълнително външно налягане, обусловено от масата на флуида. Дължи се на потенциалната енергия, която притежава масата флуид, намираща на определена височина над земното равнище. Хидростатичното налягане оказва влияние върху движението на флуида само ако има участъци от потока, разположени на различна височина от земната повърхност.

Динамичното налягане $p_{дин}$ е налягане, обусловено от движението на флуида и се проявява при неговото спиране. Равно е на кинетичната енергия, притежавана от приведения в движение флуид (за единица обем от флуида $p_{дин} = \frac{1}{2} \cdot \rho \cdot v^2$). Дължи се на инертността на масата на движещия се флуид. Динамичното налягане се определя от натиска на флуида. То може да бъде измерено с манометър, потопен в движещия се поток, но неподвижен спрямо него.



Когато флуид се движи по хоризонтално разположена тръба $p_{\text{хст}} = \text{const}$. В такъв случай законът на Бернули придобива по-прост вид: $p_{\text{ст}} + p_{\text{дин}} = \text{const}$. Това означава, че в участъците с по-висока скорост на потока (т.е. с по-голямо динамично налягане) статичното налягане ще е по-ниско, и обратно.

Ламинарно и турбулентно движение

По своя характер движението на реалните флуиди може да бъде ламинарно или турбулентно.

Ламинарно (слоесто) е движението, когато отделните слоеве на флуида се движат успоредно един на друг, без да се смесват. Обикновено такава е движението при ниски скорости. Ламинарното движение не изисква голяма загуба на енергия за придвижване на флуида. Стационарното движение е ламинарно, но ламинарното не винаги е стационарно.



При *турбулентното* (вихрово) движение различните слоеве на флуида се завихрят и смесват. Този тип движение се дължи на вискозитета.



Движение на вискозна течност по тръба (закон на Хаген-Поазьой).

Освен вискозитета и други фактори повлияват протичането на флуидите през тръби: разликата в налягането от единия край до другия, дължината на тръбата и нейния радиус.

Оказва се, че интензитетът (I) на флуидния поток през една тръба (т.е. обемът флуид, протичащ за единица време) зависи от разликата в наляганията между единия и другия край ($\Delta p = p_1 - p_2$), дължината (L) на тръбата, нейния радиус (R) и вискозитета (η) на флуида:

$$I = (\pi \cdot \Delta p \cdot R^4) / (8 \cdot \eta \cdot L).$$

Тази зависимост е открита през XIX век независимо един от друг от френския лекар и физиолог Жан-Луи-Мари Поазьой и независимо от него - от немския хидравличен инженер Готхилф Хаген и затова е известна като **закон на Хаген-Поазьой**.

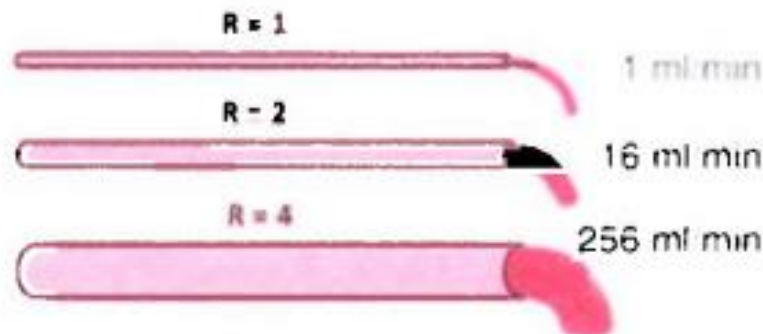
Съгласно закона на Хаген-Поазьой

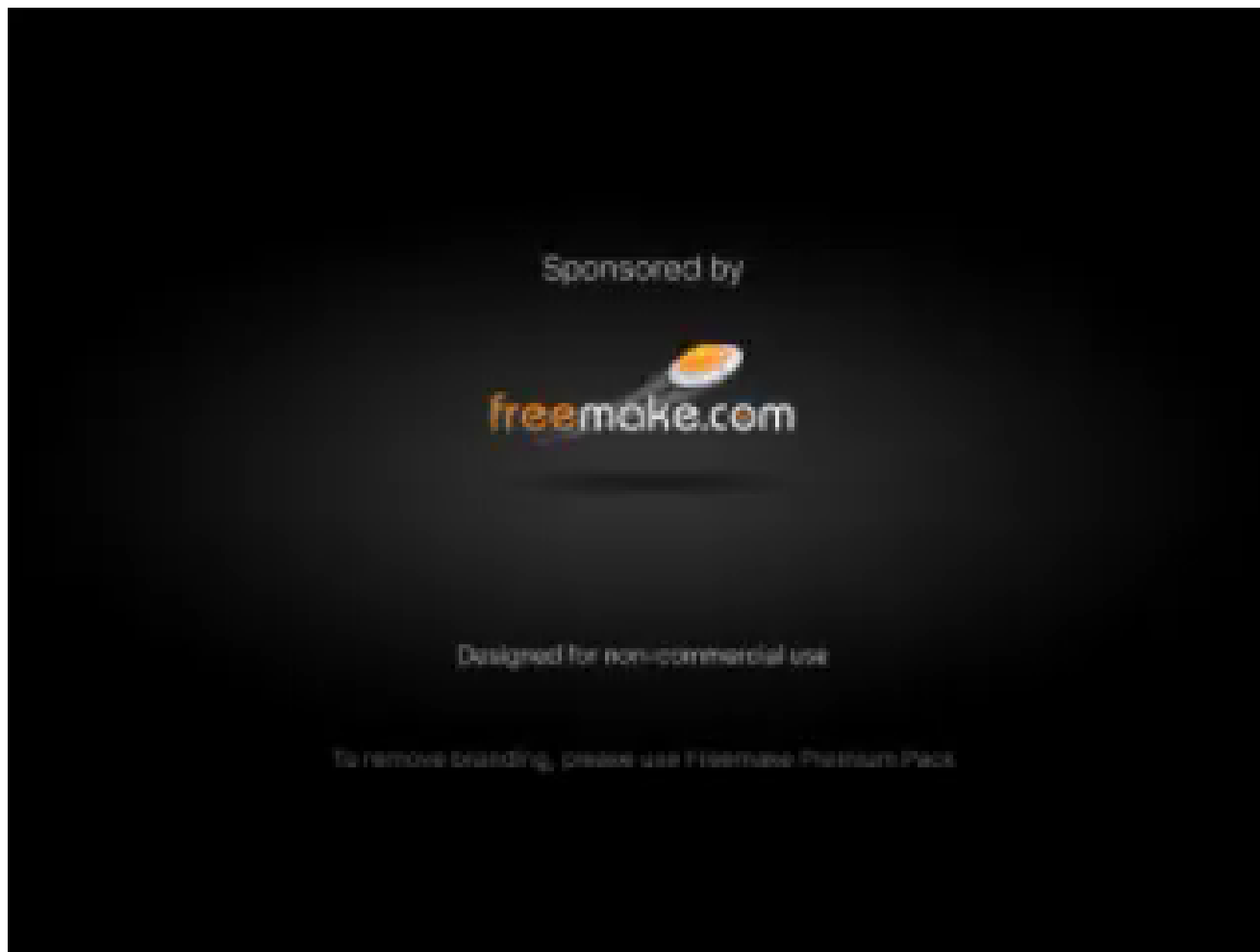
$$I \propto \Delta p \cdot R^4 / \eta \cdot L$$

- Следователно, ако разликата в наляганията Δp се удвои, дебитът I също се удвоява.

- Интензитетът на потока I се изменя обратно пропорционално на дължината на тръбопровода L и на вискозитета на флуида η . Ако някоя от двете величини се увеличи двойно, дебитът намалява двойно.

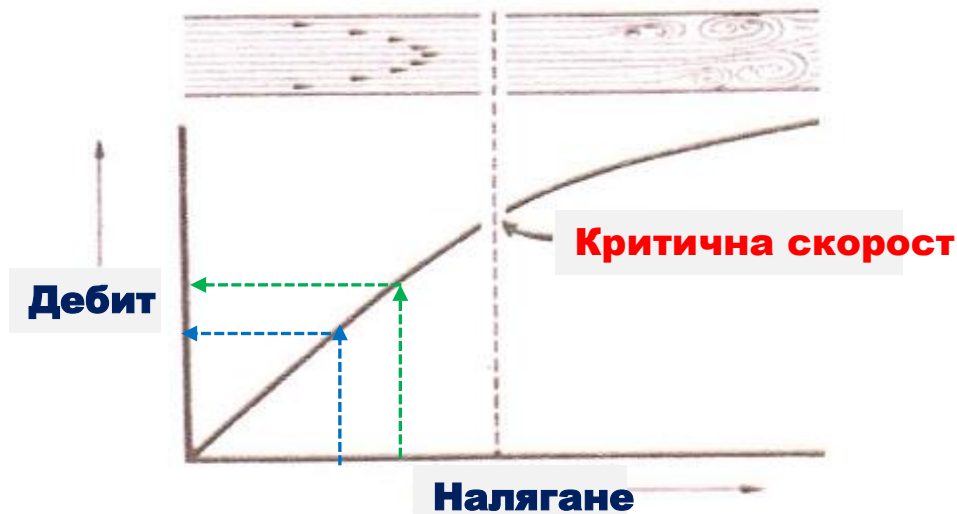
- Зависимостта на дебита I от радиуса на тръбата R е много по-силна. Увеличението е право пропорционално на четвъртата степен на радиуса. Ако радиусът се увеличи 2 пъти, дебитът на потока ще се увеличи 16 пъти (2^4), а ако се увеличи 4 пъти, дебитът се увеличава 256 пъти (4^4) !





От ламинарно към турбулентно движение се преминава когато скоростта на флуида надмине някаква гранична стойност. Турбулентното движение изисква по-голяма работа за задвижването на флуида в сравнение с ламинарното.

Ламинарен пото Турбулентен поток



Ако скоростта на един флуид се увеличава плавно, тя ще достигне една критична стойност v_c , над която ламинарният поток преминава в турбулентен. Английският физик Осборн Рейнолдс е изследвал това свойство през 1883 г. Той е установил, че критичната скорост v_c е право пропорционална на вискозитета на флуида (η) и обратно пропорционална на неговата плътност (ρ) и диаметъра (d) на тръбата:

$$v_c = Re \cdot \eta / \rho \cdot d.$$



Константата на пропорционалност Re се нарича *число на Рейнолдс*.

Числото на Рейнолдс се пресмята по някоя от следната формула:

$$Re = \frac{\rho v_s L}{\mu}$$

Където:

- v_s - скорост на флуида,
- L - размер (диаметър на тръба),
- μ – (абсолютен) динамичен вискозитет на флуида,
- ρ – плътност на флуида.

Потокът в тръби с кръгло сечение е:

ламинарен ако $Re < 2300$

преходен ако $2300 < Re < 2600$

Ако има стеснения или грапавини по стените то числото на Рейнолдс има по-ниска стойност. *За потока на кръвта* стойността на $Re = 2000$

Физични основи на клиничния метод за измерване на кръвното налягане.

Кръвта се движи по кръвоносните съдове под действие на налягането, създавано от сърцето. В различните фази на сърдечния цикъл това налягане има различна стойност - то е пулсиращо. Максимална стойност се достига при систола на сърцето (систолично налягане), а минимална - при диастола (диастолично налягане). Пулсациите на налягането се поемат от еластичните стени на кръвоносните съдове и постепенно, с отдалечаването от сърцето, почти напълно изчезват.

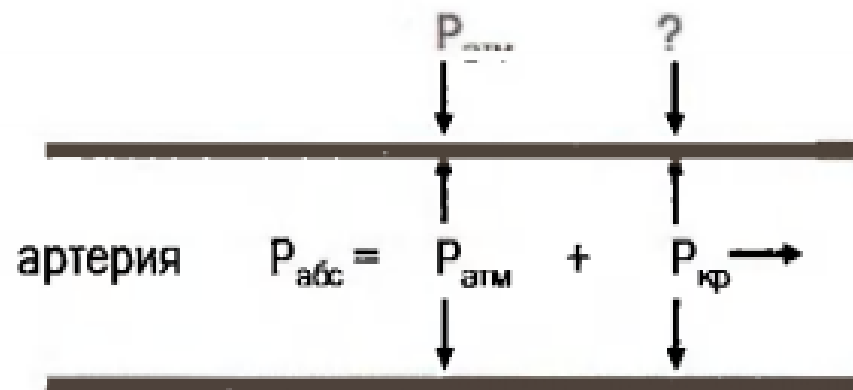


В различните участъци на кръвоносната система налягането е различно.

ИЗМЕРВАНЕ НА КРЪВНОТО НАЛЯГАНЕ

Едно от най-честите клинични измервания е измерването на артериалното кръвно налягане. Налягането на кръвта в сърдечно-съдовата система е важен диагностичен показател.

Абсолютната стойност на артериалното кръвно налягане може да бъде измерена посредством манометър, свързан непосредствено с артерията, например посредством игла или катетър. Този начин обаче е увреждащ и сравнително сложен. Поради това се прилага само в специални случаи. Макар да е по-точен директният метод на измерване не се прилага за рутинни цели, тъй като достатъчно точни измервания могат да бъдат направени и по индиректен начин. В медицинската практика широко се използва един *косвен* метод – **метода на Рива-Рочи**. Въпреки, че не е достатъчно прецизен, той има предимствата, че е неинвазивен и много прост за изпълнение, поради което е намерил широко приложение.

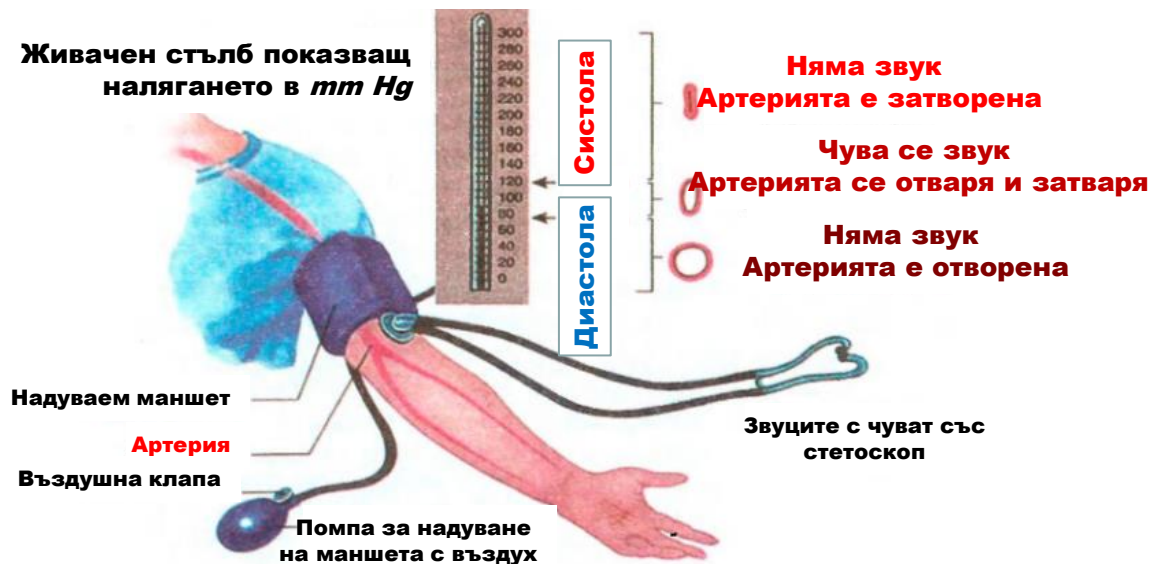


Измерваното с този метод артериално кръвно налягане ($P_{кр}$) не е абсолютното налягане на кръвта ($P_{абс}$), а разликата между него и атмосферното налягане ($P_{атм}$): $P_{кр} = P_{абс} - P_{атм}$. Това кръвно налягане всъщност е онази част от цялото абсолютно налягане, която движи кръвта в кръвоносната система. Останалата част (която е равна на атмосферното налягане) само противодейства на атмосферното налягане отвън, защото в противен случай последното би притискало така съдовете, че движението на кръвта през тях би било невъзможно.



Измерването се осъществява по следния начин. Посредством напompване на въздух в гумената маншета, обхващаща отвън ръката между рамото и лакътя, върху вътрешните кръвоносни съдове (*arteria brachialis*) към постоянно действащото отвън атмосферно налягане $P_{\text{атм}}$ се прилага и допълнително налягане P . Сумата от тези две налягания действа отвън навътре като външно налягане срещу вътрешното налягане на кръвта в кръвоносната система, което е насочено отвътре навън. Когато чрез промяна на допълнителното налягане P общото външно налягане ($P_{\text{атм}} + P$) се изравни с общото вътрешно ($P_{\text{атм}} + P_{\text{кр}}$), тогава допълнителното налягане P ще е равно на кръвното налягане $P_{\text{кр}}$, тъй като наляганията и отвътре и отвън имат една еднаква компонента - атмосферното налягане $P_{\text{атм}}$.

Свигмоманометър



Тъй като кръвното налягане $P_{кр}$ е пулсиращо и в различните фази на сърдечния цикъл има различни стойности, то винаги се измерват две стойности - максималната, достигана при систола (систолично налягане - $P_{кр}^{сист}$), и минималната - при диастола (диастолично налягане - $P_{кр}^{диаст}$).

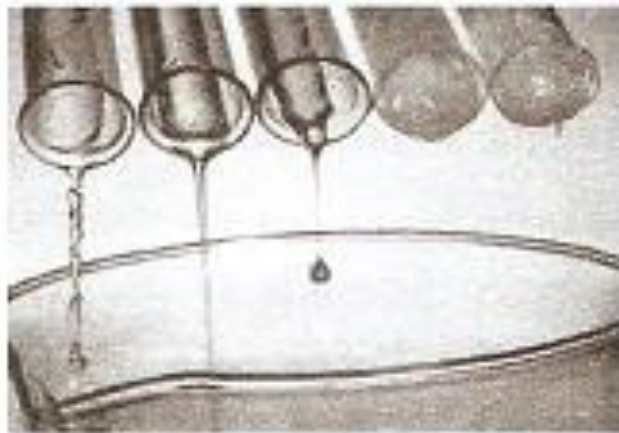
Маншетата се надува до налягане P , достатъчно да спре потока кръв през брахиалната артерия и след това въздухът постепенно се изпуска. Първоначално допълнителното налягане е високо и притиска артерията така, че през нея не протича кръв. След това с изпускането на въздуха то постепенно започва да намалява. Стойността му непрекъснато се следи с помощта на манометъра. Когато общото приложено външно налягане ($P_{атм} + P$) стане равно на систоличното ($P_{атм} + P_{кр}^{сист}$), кръвта започва да си пробива път през притиснатата артерия и поради високата си скорост се движи турбулентно. Характерните звуци, съпровождащи този процес и синхронни със сърдечните систоли, могат да се чуят със стетоскопа. Стойността на допълнителното налягане P в маншетата, съответстваща на тяхната поява, се регистрира като систолично налягане $P_{кр}^{сист}$.

Продължавайки намаляването на допълнителното налягане в маншетата се достига до ламинарност на потока кръв в артерията, при което тези звуци престават да се чуват. Стойността на допълнителното налягане P в маншетата, съответстваща на тяхното изчезване, се регистрира като диасистолично налягане $P_{кр}^{диаст}$.

$P > P_{кр}^{сист}$	$P - P_{кр}^{сист}$	$P_{кр}^{сист} > P > P_{кр}^{диаст}$	$P = P_{кр}^{диаст}$	$P < P_{кр}^{диаст}$
	тесен лумен; висока скорост на кръвта; турбулентен поток	широк лумен; по-ниска скорост на кръвта; турбулентен поток	преход от турбулентен към ламинарен поток	
няма звук	чува се специфичен звук			няма звук

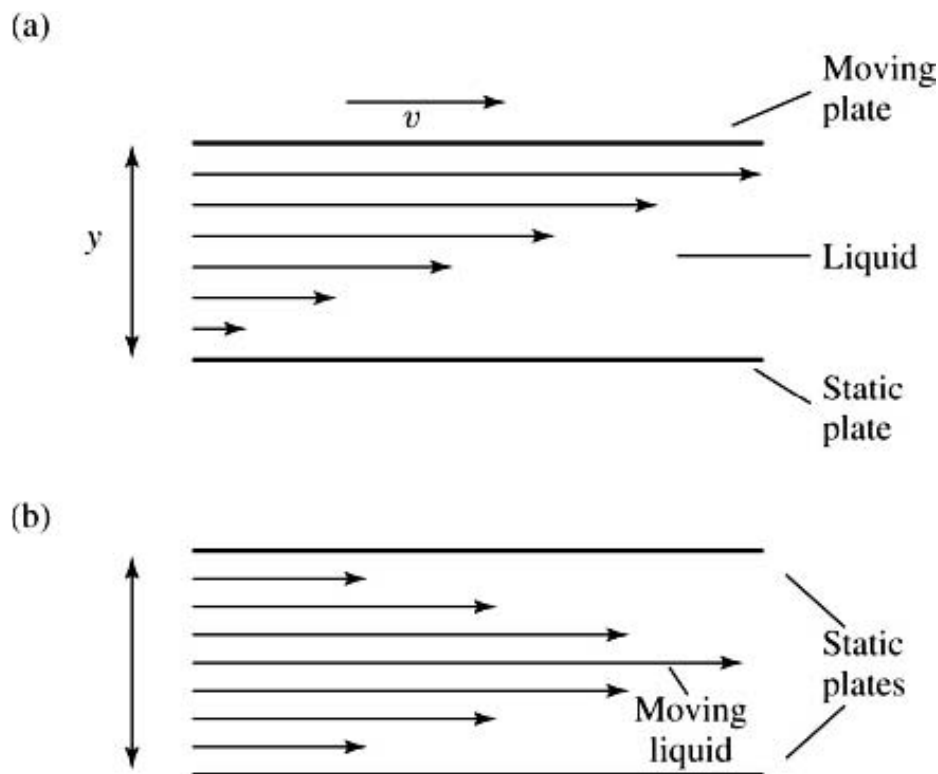
Вискозитет на реалните флуиди

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.



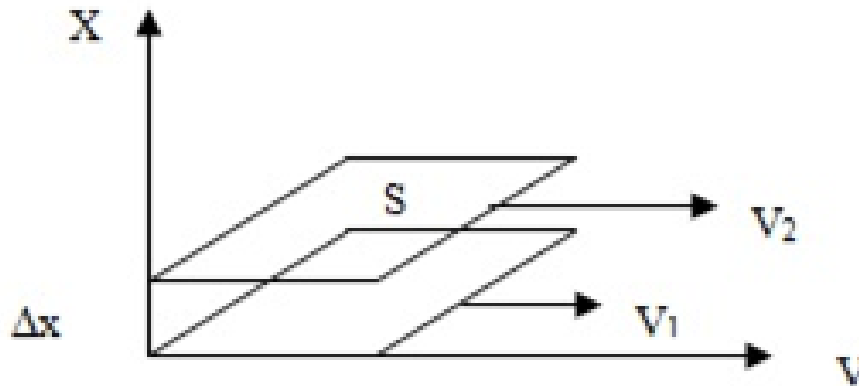
Дефиниция за вискозитет.

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.

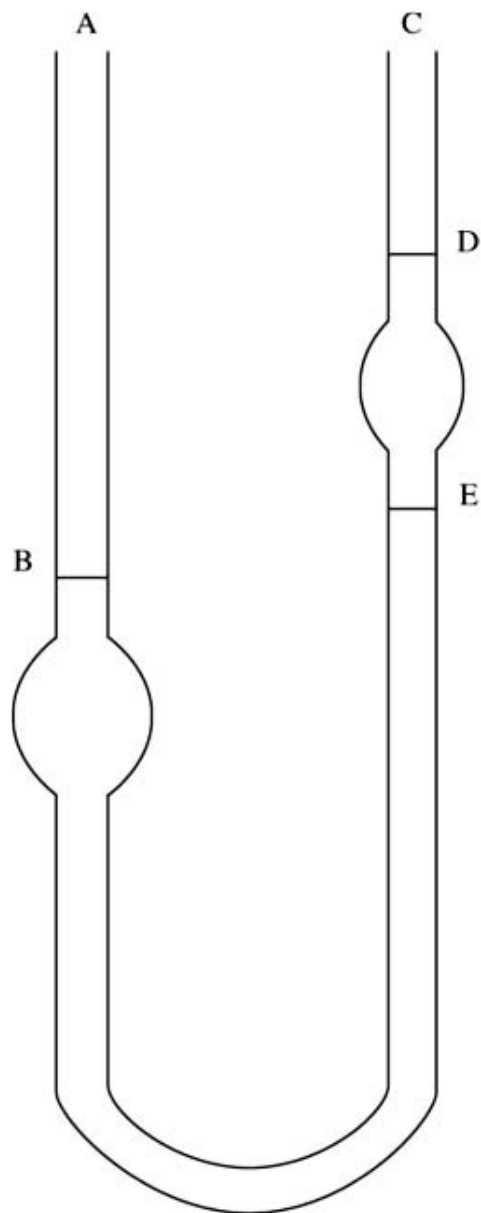
$$\eta = \frac{F}{\frac{\Delta v}{\Delta x} S}$$

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



Пример за течности с различен вискозитет

Методи за измерване на вискозитета по метода на Оствалд

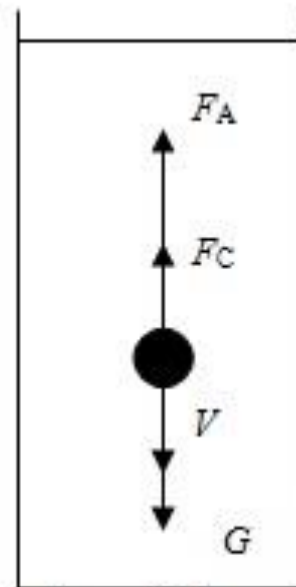


Вискозиметър на Ostwald. Разтворът се добавя през отвора А, докато менискусът достигне точка В. След което през С се изсмуква, докато нивото на течността достигне над точка D. Измерва се времето, необходимо за изтичането на меникуса на течността от точка D до точка E

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 израз $F = 6\pi\eta r v$ където η е коефициентът на динамичен вискозитет на течността, в която пада тялото, а v е скоростта, с която пада.

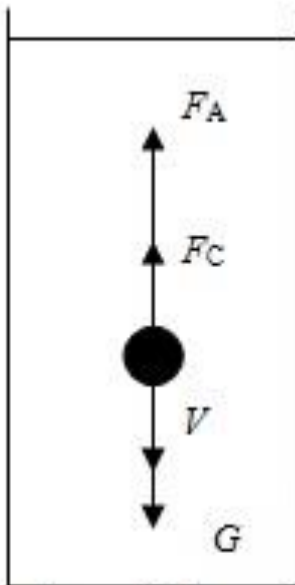
Ако тялото пада с постоянна скорост $v = \text{const}$, то следователно се движи равномерно и векторната сума на всички сили, които му действат – силата на тежестта, Архимедовата изтласкваща сила и силата на триене, ще бъде равна на нула (Фиг. 2.3.). Като имаме предвид посоките на силите

$$G = F_A + F_C$$



Фиг. 2.3.

$$G = F_A + F_C$$



Фиг. 2.3.

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

=

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

+

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

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

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.

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

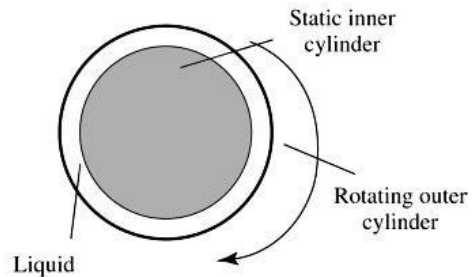
$$\eta_s = \frac{\eta}{\eta^*} - 1$$

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

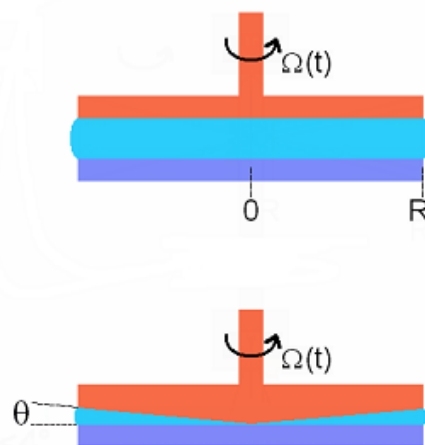
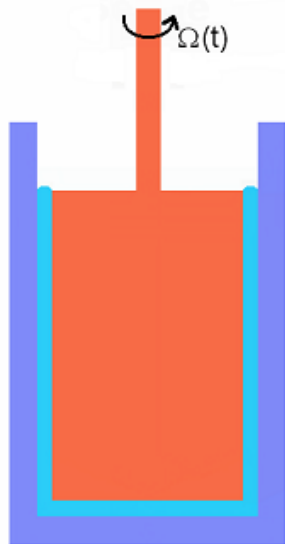
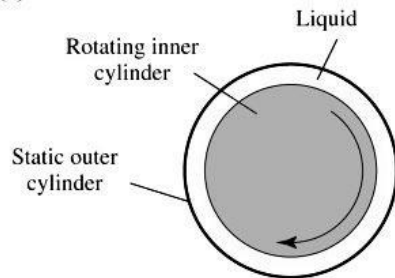
$$[\eta] = \lim_{c \rightarrow 0} \frac{\eta_s}{c}$$

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.

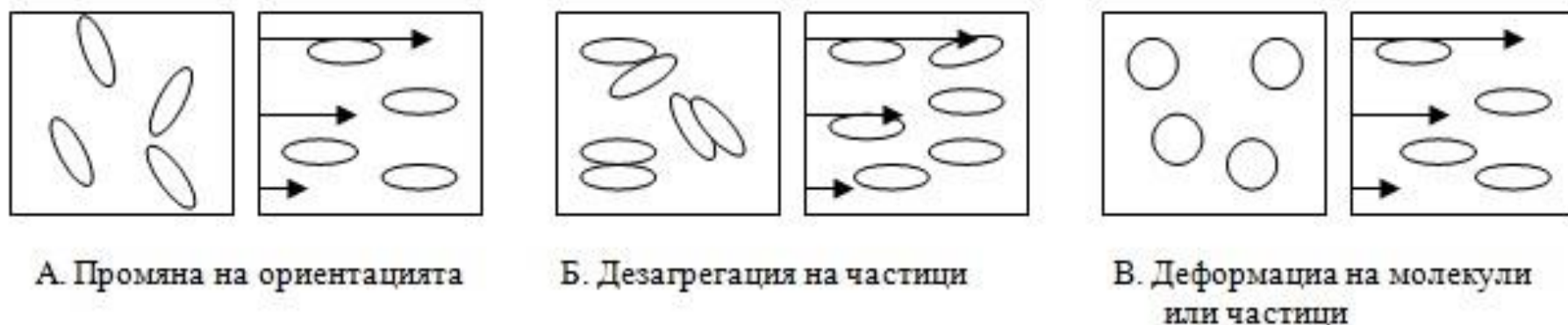
Вискозитет на колоидна суспензия

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

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

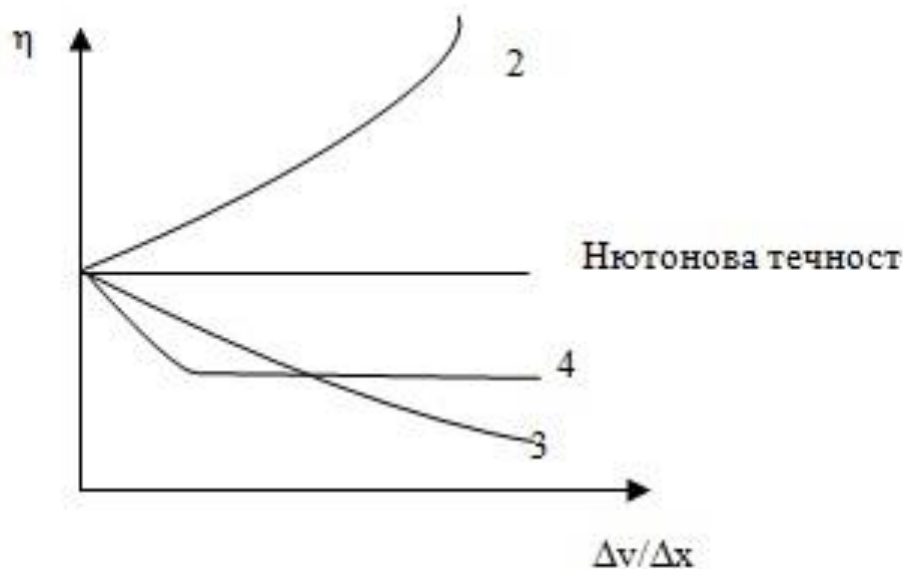
В това уравнение η_s е вискозитета на суспензията, η е вискозитета на суспензионната среда, k е коефициент на пропорционалност, който зависи от геометричната форма на диспергираните частици (например за сфера $k = 2.5$), $\phi = \frac{V_1}{V_2}$ е отношение на сборния обем на диспергираните частици V_1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



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

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

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.