

MUNI
PHARM

Hydromechanika, biofyzika krve a dýchání

Vlastnosti plynů a kapalin

- Mechanika tekutin

- Aeromechanika

- Aerostatika

- Aerodynamika

- Hydromechanika

- Hydrostatika

- Hydrodynamika

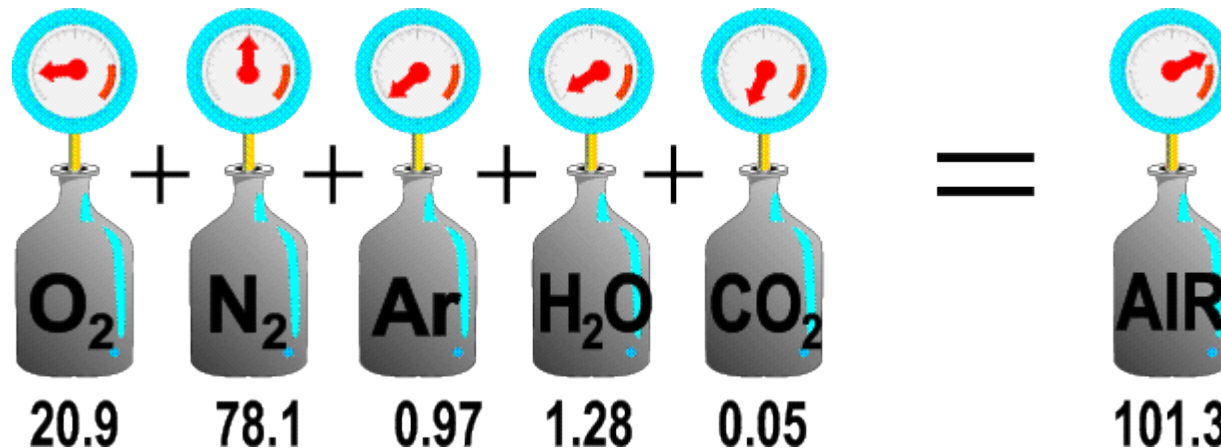
Vlastnosti plynů

- Nemají vlastní tvar
- Jsou stlačitelné
 - ideální plyn = zanedbáváme velikost a interakce molekul (dokonale stlačitelný)
- $E_k > E_p$
- Přenos tepla prouděním
- Objem plynu
 - Při 0 °C a 101 325 Pa je objem 1 molu roven 22,414 dm³
 - Podmínky IUPAC: při 0 °C a 100 000 Pa je objem 1 molu roven 22,71 dm³

Vlastnosti plynů

- Daltonův zákon
 - Ve směsi nereagujících plynů je celkový tlak plyné směsi roven součtu parciálních tlaků jednotlivých plynů

$$P = p_1 + p_2 + p_3 + \dots + p_n$$



Vlastnosti plynů

– Proudění vzduchu



Laminární proudění

The diagram illustrates laminar flow between two horizontal black lines. Blue arrows of varying lengths point from left to right, with the longest arrows in the center and the shortest near the boundaries, representing a parabolic velocity profile.



Turbulentní proudění

The diagram illustrates turbulent flow between two horizontal black lines. Blue arrows show a chaotic, swirling pattern of movement, with arrows of various lengths and directions, representing irregular and mixed flow.



Biofyzika dýchání

Dýchání

- Přívod O_2 do tkání a odvod CO_2 z organismu
- Vnitřní dýchání
 - Výměna plynů mezi tkáněmi a krví
- Vnější dýchání
 - Výměna plynů mezi alveolárním vzduchem a krví
 1. Plicní ventilace
 2. Distribuce
 3. Difuze
 4. Perfuze

1. Plicní ventilace

- Inspirace – aktivní děj; kontrakce dýchacích svalů (pracuje i bránice)
 - Tlakový spád do plic; vzduch nasáván
 - Probíhá vždy proti odporu – 3 složky
 - Elasticita plicních tkání
 - Neelastický odpor tkání (= tkáňový viskózní odpor) - tření plicní tkáně, hrudníku, dýchacích svalů a orgánů dutiny hrudní
 - Proudový odpor dýchacích cest – soubor několika typů odporů, kladou je dýchací cesty (turbulence, viskozita)
- Expirace – pasivní děj
 - Tlakový spád z plic; vzduch vypuzován
 - Probíhá samovolně
 - Pružnost tkání
 - Po uvolnění svalů
 - Jen u usilovného výdechu pracují svaly – výdech se stává aktivním dějem

1. Plicní ventilace

- Elasticita plic a povrchové napětí alveolů
 - Způsobuje retrakční sílu = tendence zmenšit objem
 - Zvětšení plic je tedy podmíněno růstem tlaku
 - Poddajnost plic – plicní compliance/elasticita
Statická x dynamická (kontinuální záznam)

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

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

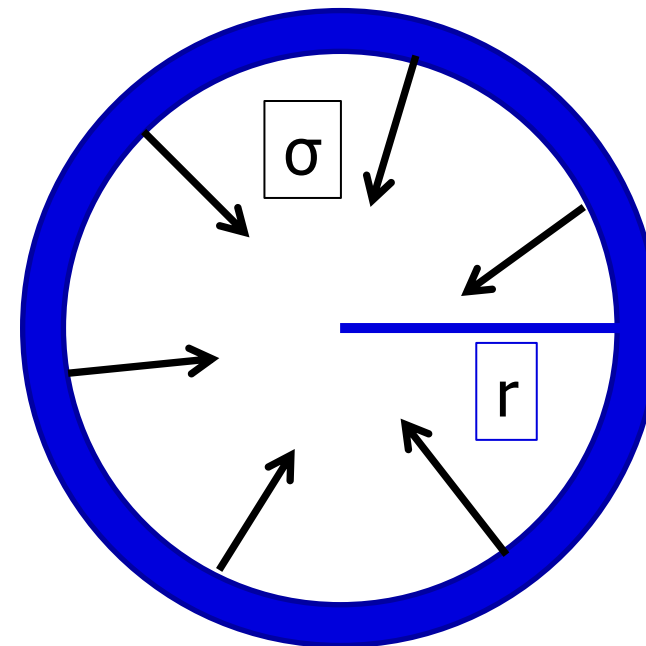
I/kPa

1. Plicní ventilace

– Retrakční síly plic

- Compliance závisí na povrchovém napětí mezi plynem a tekutinou na vnitřní membráně alveolu
- Laplaceův zákon:

$$\Delta p = \frac{2\sigma}{r}$$



1. Plicní ventilace

– Negativní pleurální tlak

- Tlak v prostoru mezi pohrudnicí a poplicnicí

Inspirace: - 0,8kPa

Expirace: - 0,33 kPa

- Vliv má také rigidita hrudníku
- Plíce jsou rozepjaté, sledují pohyb dýchacích svalů
- Při porušení = pneumotorax – kolaps plíce (retrakční síla plic)

2. Distribuce

- Přívod vzduchu do plic a jeho promíchání se vzduchem, který v plicích zbyl po předchozí expiraci
- Mrtvý prostor – objem dýchacích cest, kde se neuskutečňuje výměna plynů (150 ml)
 - Končí u terminálních bronchiolů
 - Celkový funkční mrtvý prostor = anatomický + nefunkční alveolární

3. Difuze

- Přestup plynů přes alveolární membránu ve směru tlakového gradientu (z místa o vysoké koncentraci do míst o nízké koncentraci)
- difuze -> Fickovy difúzní zákony

3. Difuze

– 1. Fickův zákon

- Difuzní tok je přímo úměrný koncentraci látky (klidový stav)

$$J = -D \frac{\Delta c}{\Delta x}$$

$$\frac{\Delta n}{S \cdot \Delta t} = -D \frac{\Delta c}{\Delta x}$$

J ... difúzní tok [mol.m⁻².s⁻¹]

n ... látkové množství [mol]

x ... vzdálenost [m]

t ... čas [s]

D ... difúzní koeficient [m².s⁻¹]

c ... koncentrace [mol.m⁻³]

S ... plocha průřezu [m²]

3. Difuze

- Rychlost difuze plynů přes alveokapilární membránu
 - odvozeno z Fickova zákona

$$V/t = \frac{(p_1 - p_2) \cdot S \cdot K}{d}$$

- K = difúzní konstanta (přímo úměrná koeficientu rozpustnosti alfa, nepřímo úměrná druhé mocnině molekulové hmotnosti)

$$K = \frac{\alpha}{\sqrt{m_h}}$$

3. Difuze

- Množství plynu rozpuštěného v kapalině = Henryho zákon
- Množství rozpuštěného plynu je přímo úměrné parciálnímu tlaku plynu nad kapalinou a jeho koeficientu rozpustnosti

$$V = \frac{\alpha \cdot p_t \cdot 1000}{P_B}$$

V ... objem

P_t ... parciální tlak plynu

α ... koeficient rozpustnosti

P_B ... celkový barometrický tlak

3. Difuze

- Bunsenův koeficient rozpustnosti α (Bunsenův absorpční koeficient)
 - Množství plynu rozpuštěné v 1 ml tekutiny při teplotě 0 °C a tlaku 101,3 kPa
 - Pro lidské tělo $t = 37$ °C

O₂	0,022
CO₂	0,52
N₂	0,013 (0.066 tuk. tkáň)
CO	0.018

3. Difuze

O₂

- 98,6 % vázáno na hemoglobin
- 1,4 % fyzikálně rozpuštěno

CO₂

- v krvi 20x rozpustnější než O₂ a 46x rozpustnější než N₂
- 94 % chemicky vázáno jako HCO₃⁻ CO₃²⁻
- 6 % fyzikálně rozpuštěno

N₂

- 100 % fyzikálně rozpuštěno (inertní plyn)
- Rozpustnější v tukové tkáni

4. Perfúze

- Stálé prokrvení plicní tkáně
 - Bohaté prokrvení včetně kapilár obklopujících alveoly pomáhá udržovat tlakový gradient plynů

Dekompresní syndrom

- Vyrovnání parciálních tlaků zajišťuje difuze
- N_2 rozpustnější v tukové tkáni než v krvi
- Vyrovnání u dusíku trvá déle
- Při rychlé dekompresi difuze nestačí
- Vznik vzduchových bublin
- Vzduchová embolie

- Přetlaková komora (barokomora)
 - Využívá kyslíkového přetlaku
 - Popáleniny
 - Otrava CO_2
 - Šokové stavy



Horská nemoc

- Snížení atmosferického tlaku
 - při běžném barometrickém tlaku
 - $p_i \text{O}_2 = 21,3 \text{ kPa}$
 - v nadmořské výšce 4 000 m
 - $p_i \text{O}_2 = 13,3 \text{ kPa}$
- Snížení sycení kyslíkem
- Výšková hypoxie
- Kompenzace

Vlastnosti kapalin

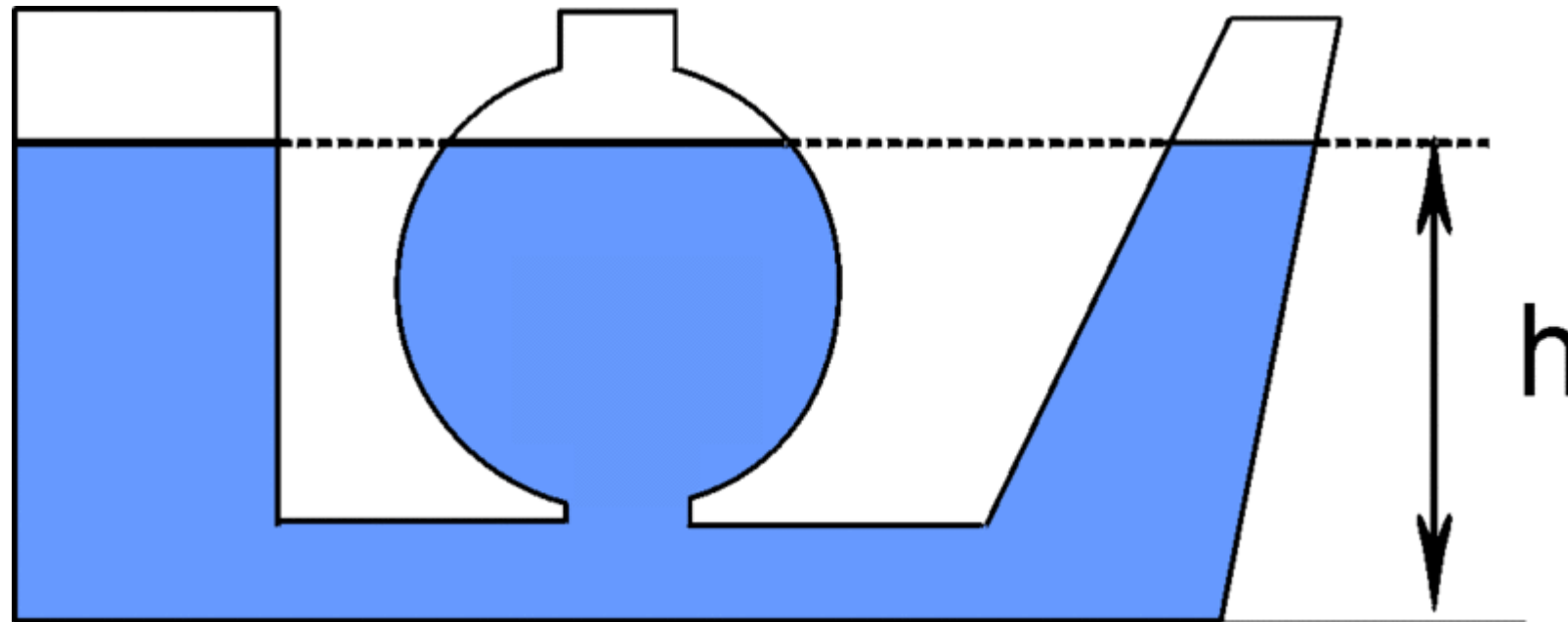
- Nemají vlastní tvar
- Mají vlastní objem
- Tvoří hladinu
- Jsou těžko stlačitelné
- Přenos tepla prouděním
- Pokud obsahuje ionty, vede el. proud

- Ideální kapalina
 - má nulovou viskozitu = dokonale tekutá
 - absolutně nestlačitelná

Hydromechanika

- Hydrostatický tlak $p_h = h \cdot \rho \cdot g$
 - je tlak, kterým působí tíha kapaliny na těleso ponořené v určité hloubce (popř. na stěny nádoby, ale i na sebe samotnou); způsoben gravitační silou
- Hydrostatická tlaková síla $F_h = p_h S (h \cdot \rho \cdot g \cdot S)$
 - tlaková síla, kterou tlačí kapalina na tělesa ponořené v určité hloubce (popř. na stěny nádoby, ale i na sebe samotnou)
- Pascalův zákon
 - Tlak vyvolaný vnější silou, která působí na kapalinu v uzavřené nádobě, je ve všech místech kapaliny stejný.

Hydromechanika



Výška hladin ve spojených nádobách je důsledkem hydrostatického tlaku, jehož velikost závisí na hloubce a ne na množství kapaliny.

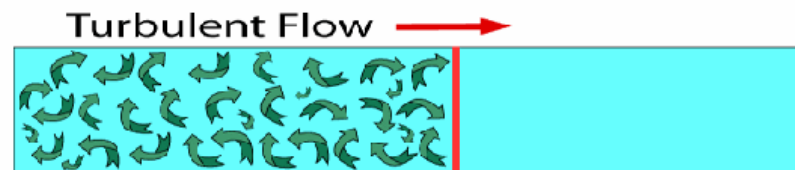
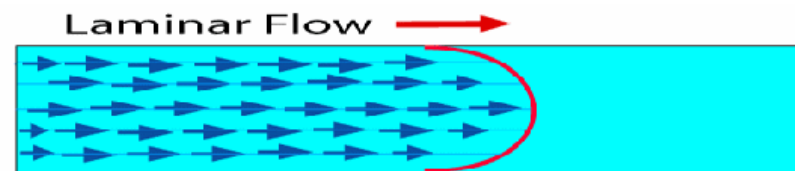
Hydromechanika

– Proudění

- Pohyb tekutiny, při kterém se částice tekutiny pohybují neuspořádaným pohybem a pohybem ve směru proudění
- Tekutina proudí z míst vyššího tlaku do míst s nižším tlakem
- Trajektorie pohybu částic = proudnice
- Stacionární x nestacionární proudění

– Proudění vazkých kapalin

- Laminární – proudnice jsou rovnoběžné a trajektorie se neprotíná
- Turbulentní – trajektorie se protíná

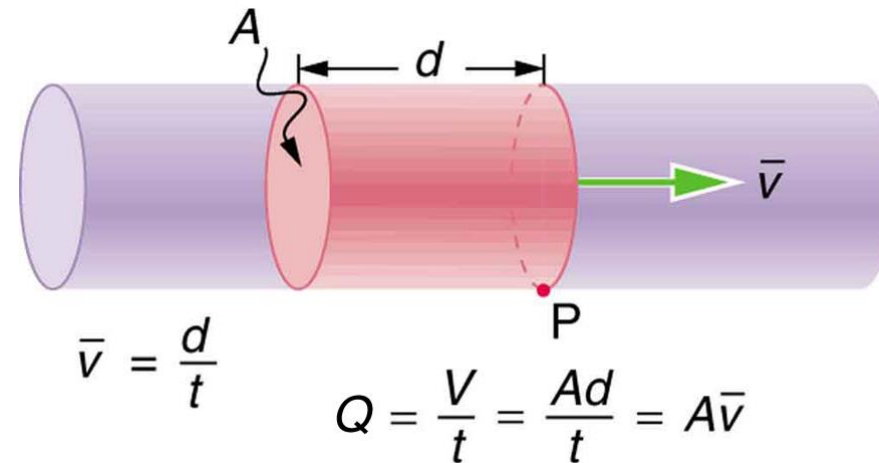


Objemový tok, rovnice kontinuity

- Objem kapaliny, který proteče průřezem trubice za daný čas

$$Q_v = \frac{\Delta V}{\Delta t}$$

$$Q_v = S \cdot v$$



- V případě uzavřené trubice bude objemový průtok celou trubicí konstantní i při různých průřezech. Musí tedy platit rovnice kontinuity:

$$S_1 \cdot v_1 = S_2 \cdot v_2$$

Hagen-Poiseuillův zákon

Reálná kapalina

- Objemový tok Q je přímo úměrný rozdílu tlaků na začátku a na konci trubice a čtvrté mocnině jejího poloměru

$$Q = \frac{\pi r^4 \Delta p}{8\eta \Delta l}$$

Hydromechanika

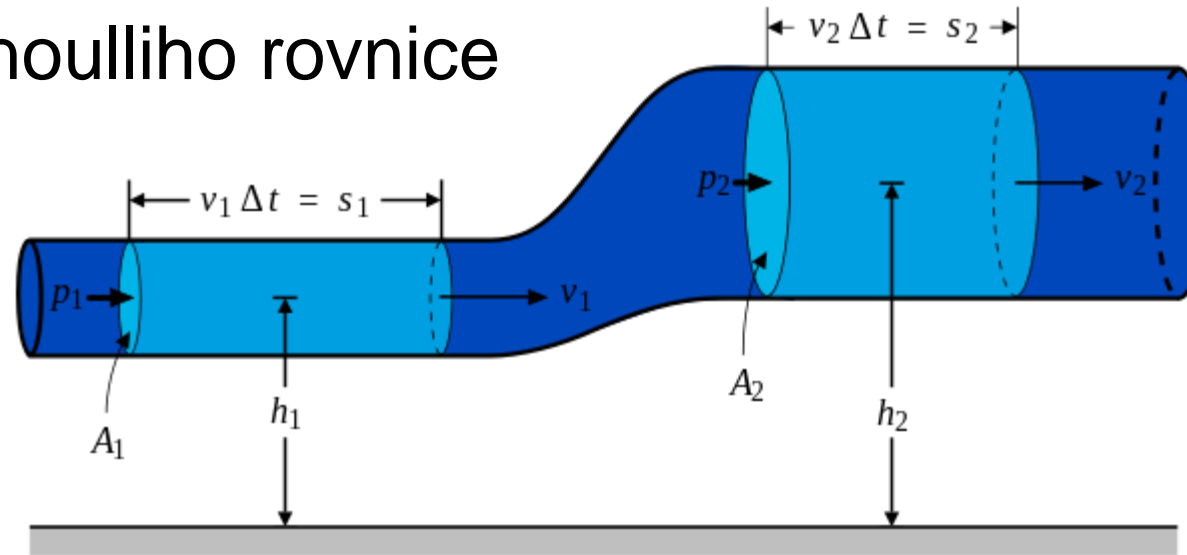
– Bernoulliho rovnice

- Zákon zachování mechanické energie pro ustálené proudění ideální kapaliny
- Součet objemové hustoty kinetické energie (dynamický tlak), potenciální energie objemové jednotky kapaliny v silovém poli, a tlakové potenciální energie objemové jednotky je v každém bodě tekutiny konstantní

$$\frac{1}{2} \cdot \rho \cdot v^2 + h \cdot \rho \cdot g + p = konst.$$

Hydromechanika

- Bernoulliho rovnice



- V místě s větším průřezem má proudící kapalina větší tlak, ale menší rychlost, v místě s menším obsahem průřezu má menší tlak, ale větší rychlost = tlak klesá se zvyšující se rychlostí

Biofyzika krevního oběhu

Biofyzika krevního oběhu

- Oběhový systém

Srdce

Cévy

Krev

- Cévy – artérie, kapiláry, žíly

Mají možnost jisté objemové roztažnosti (elasticity), která je dána koeficientem objemové roztažnosti E :

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

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

Biofyzika krevního oběhu

Cévy – periferní odpor cév

- Síla, která působí proti toku krve v cévách
- Analogie elektrického odporu ($R = U/I = p/Q$)
- Vycházíme z Hagen-Poiseuilleova vzorce pro průtočný objem:

$$Q = \frac{\pi r^4 \Delta p}{8 \eta \Delta l} \Rightarrow \frac{\Delta p}{Q} = \frac{8 \eta \Delta l}{\pi r^4}$$

Podíl jednotlivých úseků cévního systému na celkovém periferním odporu:

- artérie 66 % (arterioly 40 %)
- kapiláry 27 %
- vény 7 %

Biofyzika krevního oběhu

Cévní systém

– Artéřiová část

- Artérie, arterioly, metarterioly
 - Aorta a tepny velký obsah pružné tkáně => na tepnách vzniká pružníkový efekt => pulz
 - Srdce pracuje diskontinuálně, ale pro správný průběh difuze ve tkáních je pulzace nevhodná
 - pružníkové arterioly – podobně jako arterie a aorta = velký obsah elastických vláken – při systole se roztáhnou
 - muskulární arterioly – značný obsah hladkosvalových vláken – udržují tlak při diastole
- = střídáním obou se odstraní nebo alespoň minimalizuje vliv pulzace v kapilárách, kde je pak přítomen tlak o stálé hodnotě

Biofyzika krevního oběhu

– Kapilární část

- Zajišťuje výměnné děje mezi cévním oběhem a tkáněmi

Difuze – probíhá přes póry kapilární membrány (látky rozpustné ve vodě) nebo celou membránou kapiláry (látky rozpustné v tucích; jev popisuje první Fickův zákon)

$$J = -D \frac{\Delta c}{\Delta x}$$

$$\frac{\Delta n}{S \cdot \Delta t} = -D \frac{\Delta c}{\Delta x}$$

J ... difúzní tok [$\text{mol} \cdot \text{m}^{-2} \cdot \text{s}^{-1}$]

n ... látkové množství [mol]

x ... vzdálenost [m]

t ... čas [s]

D ... difúzní koeficient [$\text{m}^2 \cdot \text{s}^{-1}$]

c ... koncentrace [$\text{mol} \cdot \text{m}^{-3}$]

S ... plocha průřezu [m^2]

Biofyzika krevního oběhu

– Kapilární část

- Zajišťuje výměnné děje mezi cévním oběhem a tkáněmi

Filtrace – závisí na hydrostatickém a koloidně osmotickém tlaku; filtrovaný objem je dán vztahem:

K ... filtrační koeficient

p_k ...krevní tlak

p_{iF} ...tlak intersticiální tekutiny

π_k ...koloidně osmot. tlak krve

π_{iF} ...kol. osm. tlak interst. tek.

$$V = K \cdot (p_k - \pi_k + \pi_i - p_i)$$

Biofyzika krevního oběhu

– Žilní část

- Méně elastická, nižší podíl svaloviny
- Na žilním návratu se podílí chlopně, svalstvo dolních končetin, negativní tlak v pohrudniční dutině

Krev

- Krevní plazma – koloidní roztok; viskoelastická tekutina
- Krvinky
 - Červené krvinky – adheze při pomalejším proudění
- Viskozita – viskozita charakterizuje vnitřní tření v kapalině, závisí na přitažlivých silách mezi částicemi, udává poměr mezi tečným napětím a změnou rychlosti v závislosti na vzdálenosti mezi sousedními vrstvami
 - Dynamická viskozita

$$\eta = \frac{F}{S} \cdot \frac{\Delta x}{\Delta v} \quad \begin{matrix} \text{Pa} \\ \cdot \text{s} \end{matrix}$$

Kinematická viskozita

$$\nu = \frac{\eta}{\rho} \quad \text{St nebo } \text{m}^2 \cdot \text{s}^{-1}$$

Krev

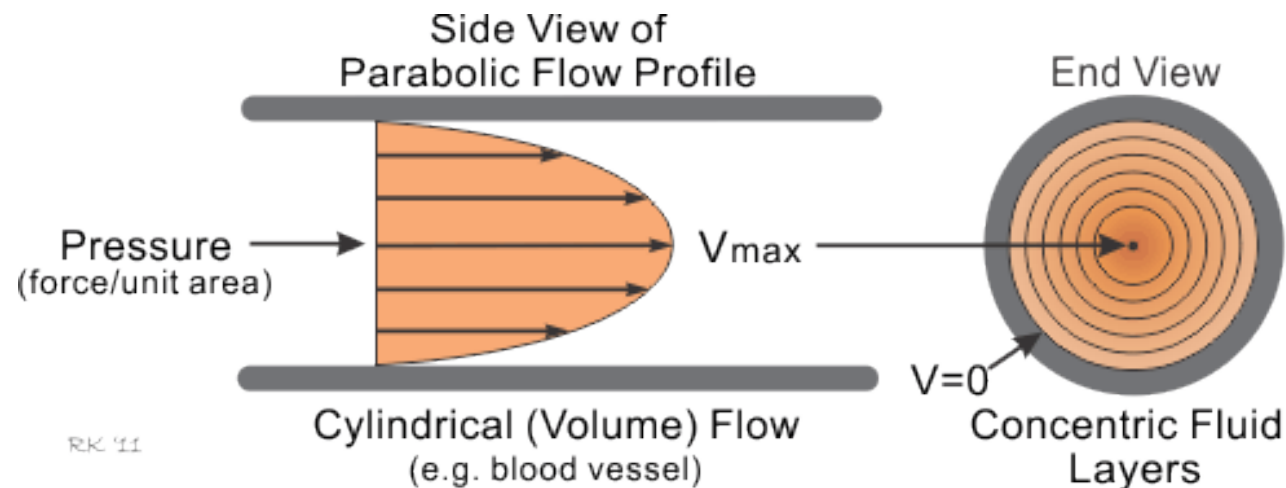
Viskozita krve: $\eta_s = \eta \cdot (1 + k \cdot c)$
(suspenze)

kde, η je viskozita kapaliny bez částic pevné fáze, k je konstanta charakterizující fyzikální vlastnosti částic a c je objemová koncentrace částic

viskozita krve je závislá na teplotě:
pro 37 °C přibližně $3 - 3,5 \cdot 10^{-3} \text{ Pa} \cdot \text{s}$
klinické stanovení = sedimentace krve

Proudění krve

- Fyziologicky je proudění krve laminární, vrstva kapaliny u stěny cévy se pohybuje nejpomaleji, rychlost proudění vrstev se zvyšuje směrem do středu cévy; jediné místo s turbulentním prouděním lze nalézt za aortou



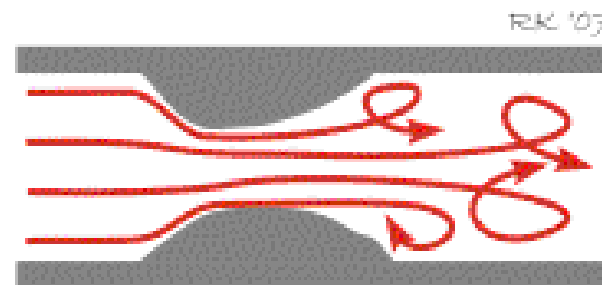
RK '11

Proudění krve

- Patofyziologicky vzniká turbulentní víření v místech, kde dochází k obstrukci cévy nebo vnitřnímu snížení jejího průsvitu – zvyšuje se rychlost proudění => vznik turbulentního proudění; turbulentní proudění se projeví jako šelest



Laminar Flow



Turbulent Flow

Reynoldsovo číslo

- Proudění zůstává laminárním jen do určité hodnoty rychlosti – kritická rychlost – poté se mění na turbulentní; hraniční hodnotu lze určit přes Reynoldsovo číslo

$$R = \frac{\rho dv}{\eta}$$

- Pro vodu **2320** < R < 4000
- Krev v aortě = cca 1000

Mechanická práce srdce

Srdce

– Pumpa

- Předsíně = rezervoáry
- Komory = principiálně pumpy
- Jednosměrné proudění krve = chlopně

- Stažením komor (systola) dochází k vypuzení určitého objemu krve (tepový objem) do krevního řečiště

Mechanická práce srdce

Srdce jako pumpa koná mechanickou práci

- Představíme-li si srdce jako píst, který koná objemovou práci, lze statickou práci srdce (pístu), kterou srdce vytlačí pod tlakem p objem krve ΔV zapsat:

$$W_p = p \cdot \Delta V$$

$$p = h \rho g$$

- Při vypuzení tepového objemu je zároveň tomuto objemu kapaliny udělena rychlost a je tedy vykonána i kinetická práce:

$$W_k = \frac{1}{2} \rho \cdot v^2 \cdot \Delta V$$

Mechanická práce srdce

Srdce jako pumpa koná mechanickou práci

- Celková mechanická práce je pak součtem statické a kinetické práce

$$W = W_p + W_k = p \cdot \Delta V + \frac{1}{2} \rho \cdot v^2 \cdot \Delta V$$

- Ke zjištění mechanické práce je potřeba znát tlak krve v systole, tepový objem a rychlost vypuzení krve

Za ideálních fyziologických podmínek ($p=13,3$ kPa, $V = 70$ ml, $v = 0,3$ m.s⁻¹, $\rho = 1,06 \cdot 10^3$ kg.m⁻³) je statická a kinetická práce **levé komory** rovna:

$$W_p = 0,93 \text{ J} \quad W_k = 0,009 \text{ J} \quad W = 0,94 \text{ J}$$

Mechanická práce srdce

- Pravá komora vykoná 20 % práce levé komory = 0,19 J
- Celková mechanická práce srdce v jedné systole = levá + pravá komora = 1,13 J
- Celková energie srdečního svalu rovna součtu mechanické práce a energie nutné k udržení svalového tonu
 - =Samotná mechanická práce představuje jen 10 %, zbytek energie se spotřebuje na udržení svalového napětí

Celkový výkon srdce 13 W, což je 13 % klidového výkonu organismu člověka