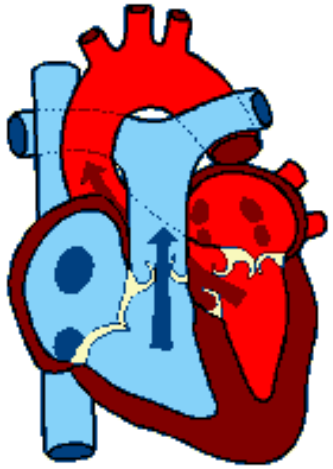
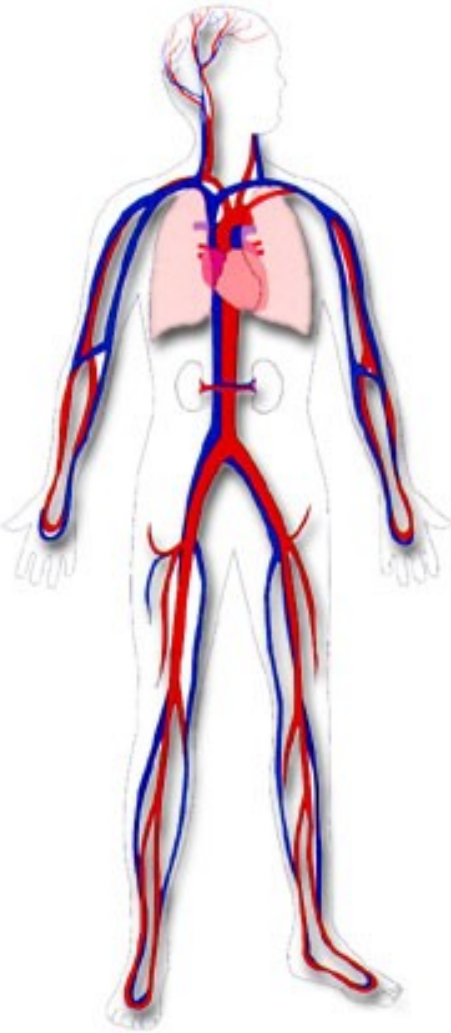
MUNI
MED



# Přednášky z lékařské biofyziky



## Biofyzika kardiovaskulárního systému


Biofyzikální ústav Lékařské fakulty Masarykovy univerzity, Brno

# Obsah přednášky

Mechanické vlastnosti cév
Reynoldsovo číslo
Proudění krve v cévách
Periferní odpor krevního řečiště
Mechanická práce a výkon srdce
Kapilární ultrafiltrace
Ledviny: práce ledvin a glomerulární ultrafiltrace
Měření tlaku krve

# Mechanické vlastnosti kardiovaskulárního systému

**Uzavřený oběhový a transportní systém**

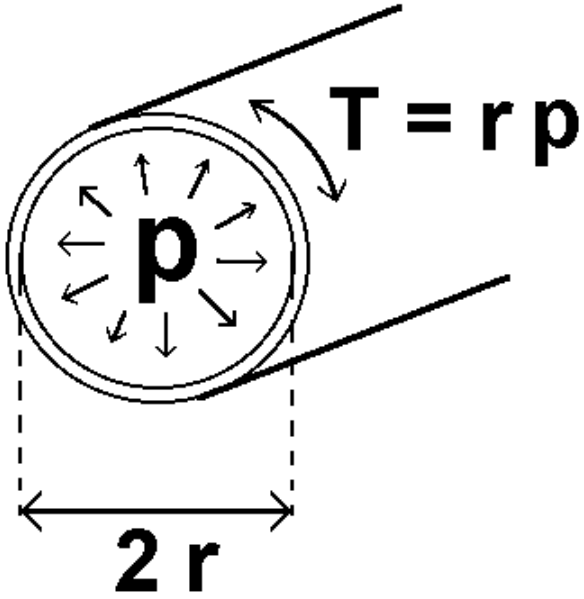
Hlavní části:

- Srdeční sval
- Uzavřený systém cév
- Krev

Hlavní funkce:

- Dodávání výživy a kyslíku buňkám,
- Transport hormonů a jiných chemických signálů,
- Odstraňování odpadních a vedlejších produktů z buněk (tkání)
- Přenos tepla

# Mechanické vlastnosti cév

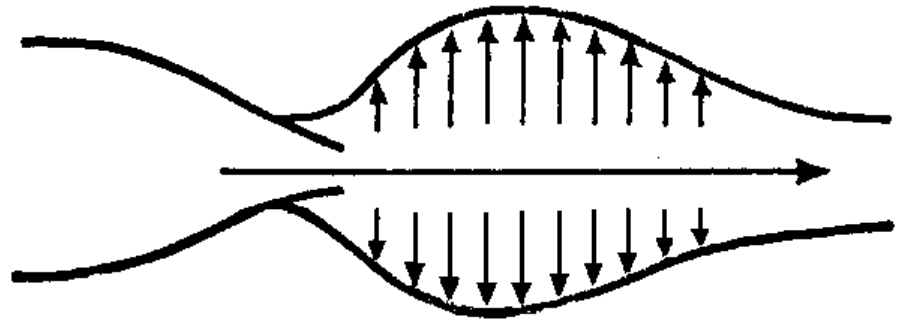



**Laplaceův zákon** – mechanické namáhání stěn cév *T* je přímo úměrné tlaku *p* a **poloměru cévy** *r*

**Porovnejme hodnoty mechanického napětí ve stěnách některých cév:**

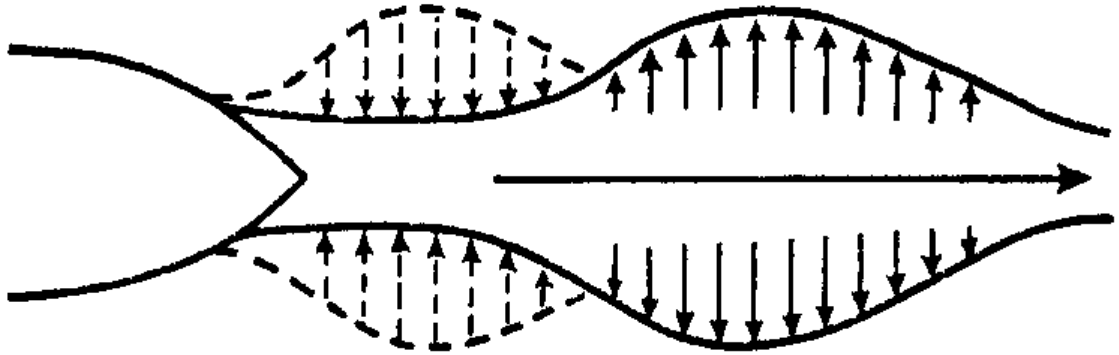
| céva | *r*(m) | *p*(kPa) | *T*(N·m$^{-1}$) |
|---|---|---|---|
| aorta | 0,012 | 13 | 156 |
| artérie | 0,005 | 12 | 60 |
| kapilára | 6 x 10$^{-6}$ | 4 | 0,024 |
| véna | 0,005 | 2 | 10 |
| vena cava | 0,015 | 1,3 | 20 |

# Pružníkové a muskulární cévy



Část energie krve vypuzené ze srdce se ukládá do přechodné elastické deformace stěn pružníkových cév.

Aorta se chová jako typická **pružníková céva** (svými mechanickými vlastnostmi připomíná gumovou hadičku).



**Muskulární cévy** jsou arterioly, schopné vasokonstrikce a vasodilatace

# Reynoldsovo číslo

Proudění krve: laminární

turbulentní

Reynolds (1883)

Reynoldsovo číslo:

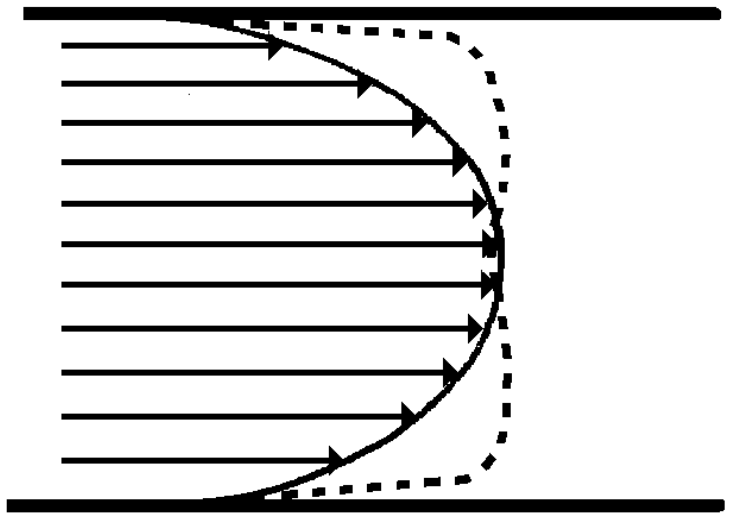
$$R_e = \frac{r\, v_s\, \rho}{\eta}$$

($\rho$ – hustota kapaliny, $v_s$ – střední rychlost toku, $r$ – poloměr cévy, $\eta$ – koeficient dynamické viskozity)

Kritická rychlost:

$$v_k = \frac{1000\eta}{r\rho}$$

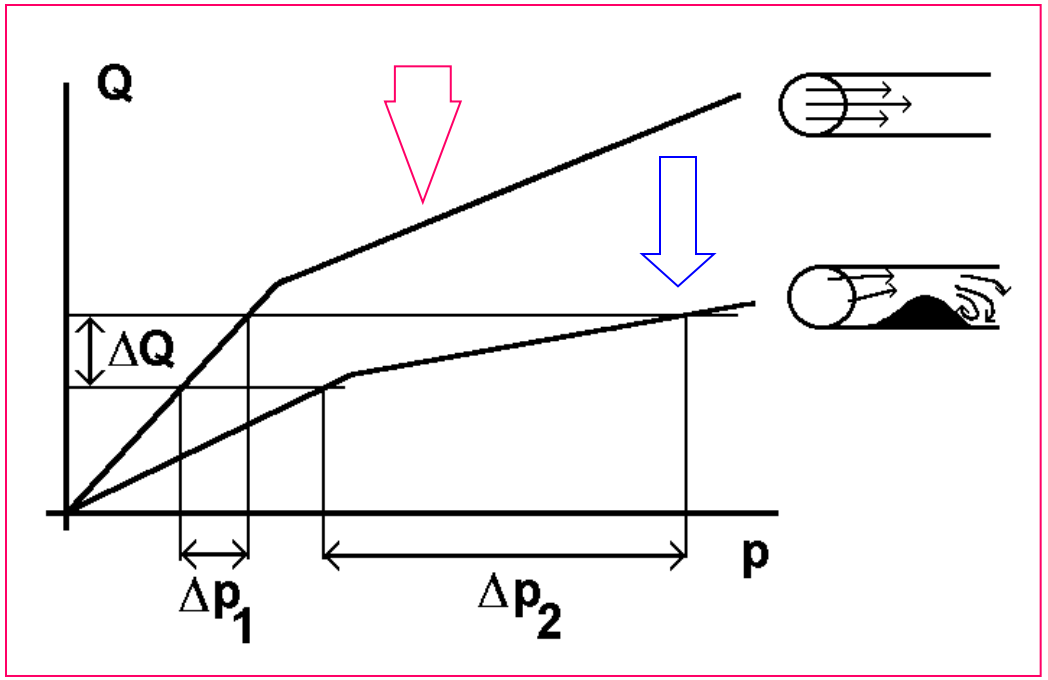
# Teoretický a skutečný rychlostní profil toku krve v cévě



Odchylky od teoretického rychlostního profilu jsou dány průřezem cévy, charakterem její stěny a především tím, že krev je nenewtonská kapalina

- V malých tepnách má rychlostní profil parabolický tvar, ve velkých pak pístový tvar.
- Rychlostní profil se mění v průběhu tepové vlny
- Z jeho tvaru a absolutních hodnot naměřené rychlosti lze získat významné diagnostické informace

# Průtok krve v cévě s překážkou

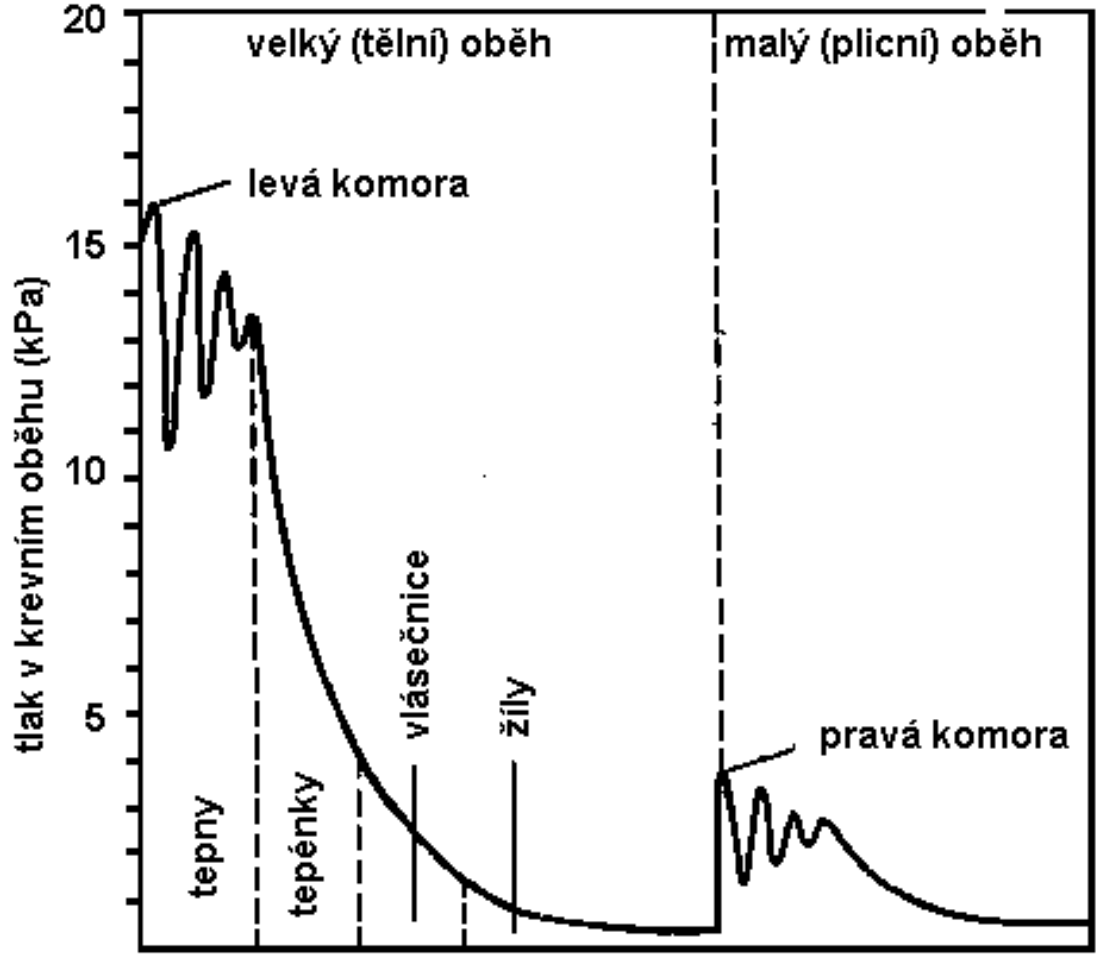



Obr. Dle Camerona a kol., 1999

•Horní křivka popisuje průtok krve v cévě bez obstrukce, dolní křivka v cévě s aterosklerotickým zúžením (stenózou).

•Ke stejnému zvýšení průtoku $\Delta Q$ je třeba většího zvýšení tlaku $\Delta p$.

# Tlak v jednotlivých částech krevního oběhu




Malá záhada: Co je na ose x tohoto grafu?

# Periferní odpor cév

Analogie elektrického odporu či spíše impedance

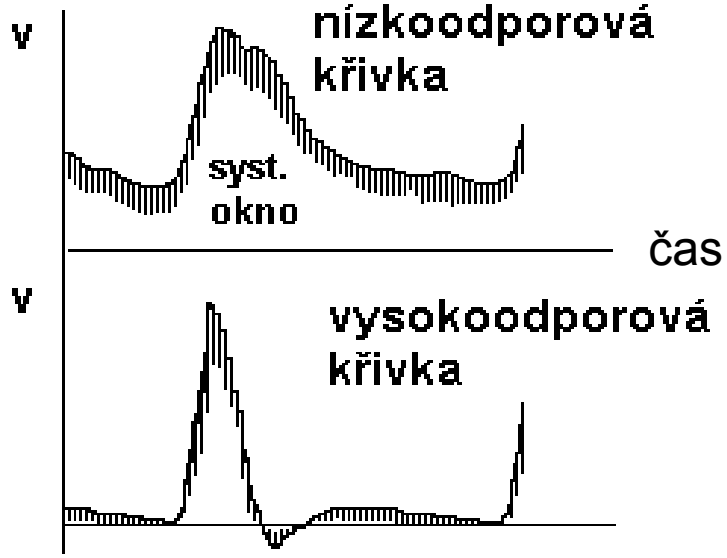
$R = U/I$

napětí $U$ odpovídá tlak $p$, proudu I odpovídá průtočný objem $Q$

$R = \Delta p/Q$

Vycházíme z **Hagen-Poiseuilleova vzorce** pro průtočný objem:

# Periferní odpor cév




**Nízká cévní impedance je typická pro mozkové tepny a tepny parenchymatosních orgánů (jater, sleziny, ledvin). Rychlost toku na konci diastoly nikdy neklesá k nule**

**Vysoká cévní impedance (např. v kosterních svalech) způsobuje, že rychlost toku na konci diastoly klesá k nule**

Podíl jednotlivých úseků krevního oběhu na celkovém periferním odporu:

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

Při **vasodilataci** *R* klesá - zátěž srdce se snižuje

Při **vasokonstrikci** *R* roste - zátěž srdce se zvyšuje

# Mechanická práce srdce

Pro srdeční sval platí:
**mechanická práce**:

$W = \int p(V)\mathrm{d}V$ ?????

Práce se koná při vypuzení objemu krve d$V$ proti vnějšímu tlaku $p$. Z malé části se mění též v kinetickou energii krve.

# Práce srdce při jedné systole (odhad)

$p$ = konst. $\Rightarrow W = p\Delta V$

| Levá komora | Pravá komora |
| --- | --- |
| $p_{stř.}$ = 13,3 kPa | $p_{stř.}$ = 2,7 kPa |
| $\Delta V$ = 70 ml | $\Delta V$ = 70 ml |
| **$W$ = 0,93 J** | **$W$ = 0,19 J** |

Z toho $W_k$ (kinetická energie):

| | |
| --- | --- |
| **= 0,009 J** | **= 0,0018 J** |

(dle vzorce $1/2\rho v^2 \Delta V$, $\rho = 1{,}06 \cdot 10^3$ kg·m$^{-3}$,
$v_{stř.}$ = 0,3 m·s$^{-1}$, resp. 0,22 m·s$^{-1}$)

# Výkon srdce

**Mechanický výkon srdce**

(pro tepovou frekvenci 70 $min^{-1}$) ..... 1,3 W

**Celkový výkon srdce – ekvivalent příkonu**

(za klidových podmínek) .....13 W

**Celkový výkon lidského organismu**

(v klidu) .....115 W

# Práce a účinnost srdečního svalu

Energie potřebná k udržování tonu srdečního svalu:

$$\alpha \int T dt$$

$T$ – mechanické napětí srdeční stěny (tonus) [N·m$^{-1}$], $t$ - čas

Celková potřebná energie:

$$E_c = \int p dV + \alpha \int T dt$$

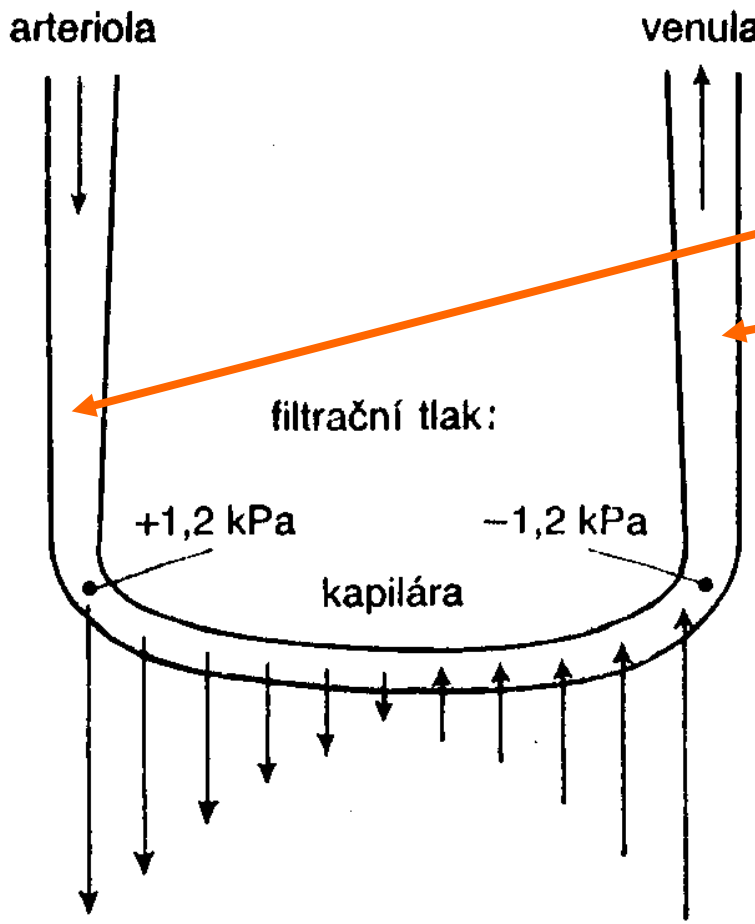
Mechanická účinnost: $W/E_c$ (max. 10 %)

# Kapilární ultrafiltrace

| | tlak [kPa] | |
|---|---|---|
| | Arteriální konec | Žilní konec |
| hydrostat. tlak | 4,7 | 2,3 |
| onkotický tlak | -3,5 | -3,5 |
| Filtrační tlak | 1,2<br>Filtrát vstupuje do intersticia | -1,2<br>Filtrát opouští intersticium |

# Filtrační pochody v kapilární kličce

Onkotický tlak
= 3,5 kPa




Hydrostatický tlak:

= 4,7 kPa

= 2,3 kPa

# !!!!!!!!!!!

Otoky vznikají v důsledku nízké hladiny bílkovin v krevní plazmě, která způsobuje nízký onkotický tlak a tím zvyšuje filtrační tlak.

# Práce ledvin a glomerulární ultrafiltrace

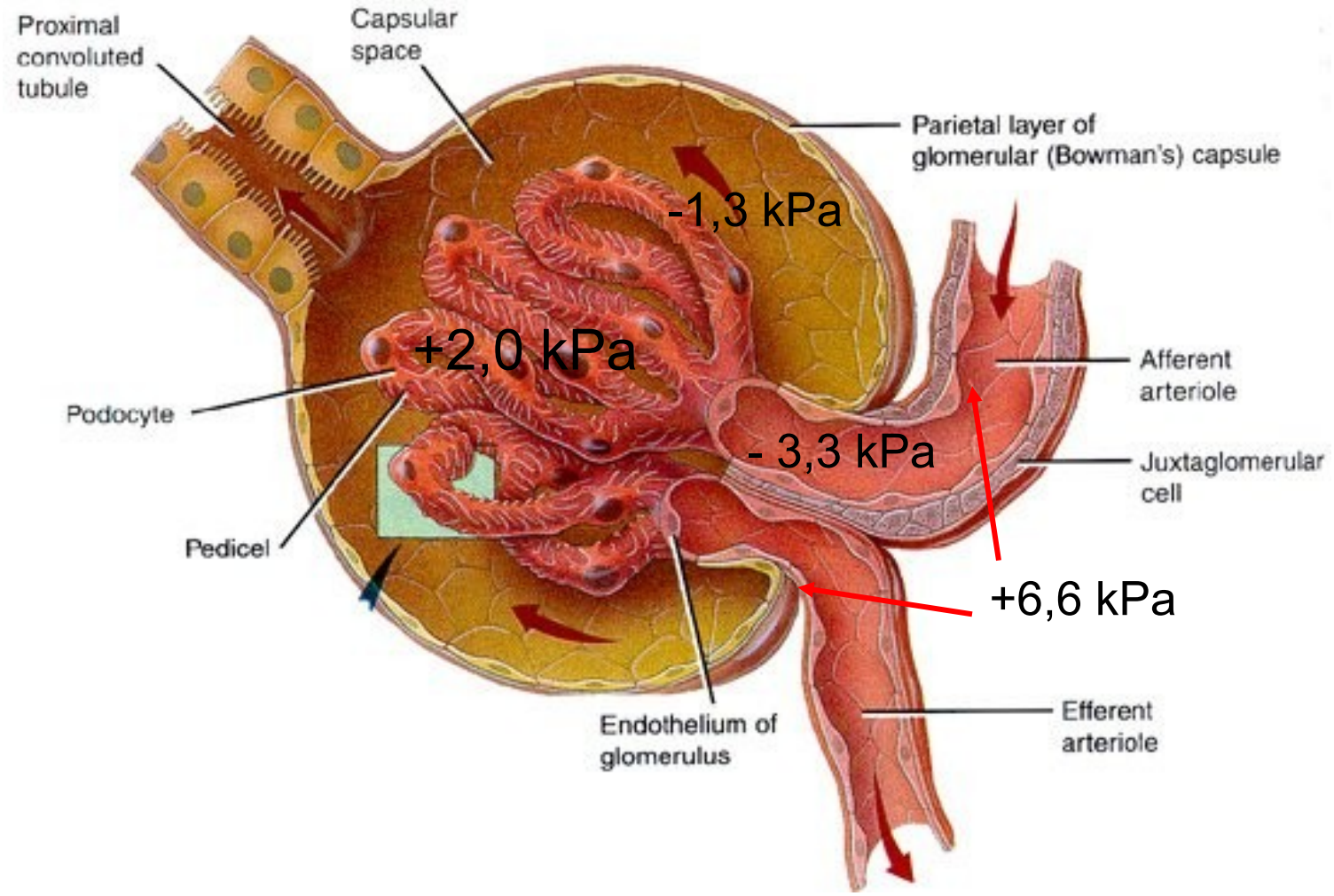
Osmotická práce potřebná pro přenesení látky z prostředí o koncentraci $C_2$ do prostředí o koncentraci $C_1$. Jedná se o přenos tělu potřebných látek z primární moči zpět do krve.

$$W = 2{,}3\ nRT\log C_1/C_2$$

**Glomerulární ultrafiltrace:**
Hydrostatický tlak v glomerulárních kapilárách je asi 6,6 kPa (50 mm Hg). Proti tomuto tlaku působí hydrostatický tlak v Bowmanově pouzdře - 1,3 kPa (10 mm Hg) a onkotický tlak plasmatických bílkovin - 3,3 kPa (25 mm Hg), takže výsledný filtrační tlak v glomerulu je za normálních okolností 2 kPa (15 mm Hg).

# Glomerulus

**http://coe.fgcu.edu/faculty/greenep/kidney/Glomerulus.html**



# Měření tlaku krve (TK)

Tlak je definovaný jako síla působící na jednotkovou plochu v plynu nebo kapalině.

$$p = F/S$$

kde $F$ je síla působící na plochu $S$.
V soustavě SI je tlak měřen v $N \cdot m^{-2}$, jednotka se nazývá pascal [Pa].
V medicíně je TK nejčastěji udáván jako výška rtuťového sloupce v milimetrech - mmHg.
1 mmHg = 1 torr = 133,3 Pa

# Měření TK

V tepnách TK kolísá mezi hodnotou maximální (systolickou) a hodnotou minimální (diastolickou).
Křivka časového průběhu TK v tepně má periodický, avšak nesinusový průběh.
Rozdíl mezi systolickým a diastolickým tlakem je maximální na začátku aorty; tlak kolísá v rozpětí hodnot od 10,5 do 16 kPa, tj. od 80 do 120 mmHg.

Střední hodnota TK v plicní tepně představuje jen pětinu hodnoty středního tlaku v aortě.

# Riva-Rocciho metoda

S manometrem spojená nafukovací manžeta je nasazena na paži nad loketní jamkou (úroveň srdce), nafouknuta na tlak, který je vyšší než systolický tlak v *a. brachialis*. Tím je zastaven tok krve. Tlak v manžetě je postupně snižován. Při **systolickém tlaku** začíná zúženým místem proudit krev. Turbulentní proudění krve způsobuje akustický šum – **Korotkovovy zvuky**, slyšitelné ve fonendoskopu přiloženém k loketní jamce. Při snižování tlaku v manžetě se zvuky stávají hlasitějšími, kulminují a postupně slábnou. Při dosažení **diastolického tlaku** mizí (obnovení laminárního proudění). Max. hlasitost mají při hodnotě středního arteriálního tlaku.

# Riva-Rocciho metoda

The Riva-Rocciho metoda může být objektivizována a automatizována pro monitorování pacientů. Elektronické přístroje pro měření TK pak nesnímají zpravidla Korotkovovy zvuky. Měří tlakové oscilace v manžetě, z niž lze vypočítat systolický i diastolický tlak. Naměřené hodnoty systolického a diastolického tlaku jsou zobrazeny na displeji (u jednoduchých přístrojů) nebo uloženy do paměti přístroje a vyhodnoceny později. V druhém případě se měření periodicky opakuje a metoda se nazývá **Holterovo monitorování TK**.
U malých dětí může výše popsaná metoda i klasické měření dle Riva-Rocciho selhat. V takovém případě lze použít dopplerovské detektory toku krve v místech, kde došlo k zúžení cévy manžetou.

# Přímé měření TK

**Přímá metoda** měření TK je invazívní. Do cévy se zavádí ohebný katétr. Jeho volný konec je připojen k měniči (kapacitnímu nebo piezoelektrickému) avšak je možné zavést miniaturizovaný měnič přímo do cévy.
Metoda je poměrně riskantní, takže je relativně málo používána. Je to však jediná metoda, která umožňuje měřit tlak v žilách a v srdci.

Autor:

**Vojtěch Mornstein**

Obsahová spolupráce:

**C.J. Caruana, I. Hrazdira**

Poslední revize a ozvučení: březen 2021