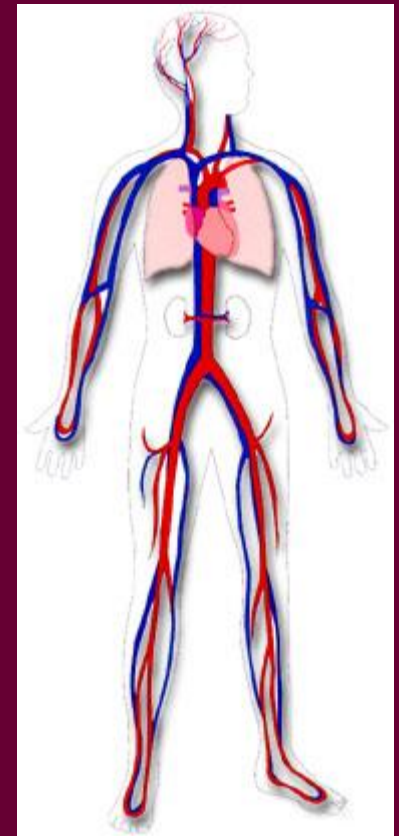


# Přednášky z lékařské biofyziky

Biofyzikální ústav Lékařské fakulty  
Masarykovy univerzity, Brno



**Biofyzika  
kardiovaskulárního  
systému**

# Obsah přednášky

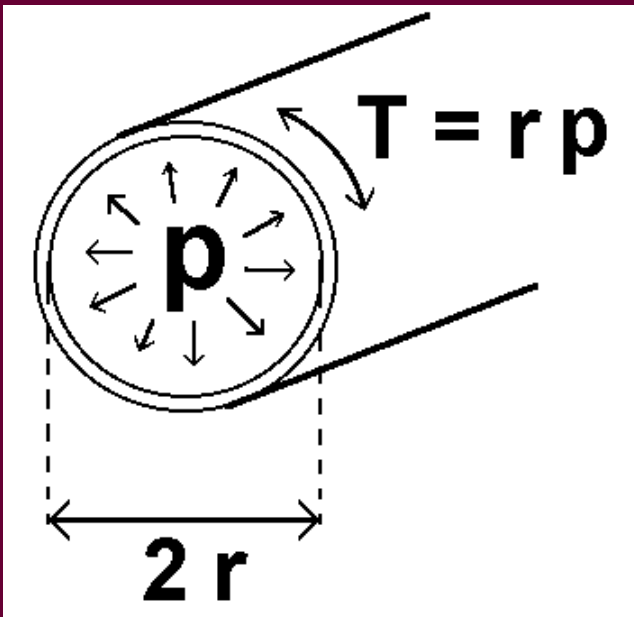
- Mechanické vlastnosti cév
- Reynoldsovo číslo
- Proudění krve v cévách
- Periferní odpor krevního řečiště
- Mechanická práce a výkon srdce
- Kapilární ultrafiltrace
- Ledviny: práce ledvin a glomerulární ultrafiltrace
- Měření tlaku krve

# 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

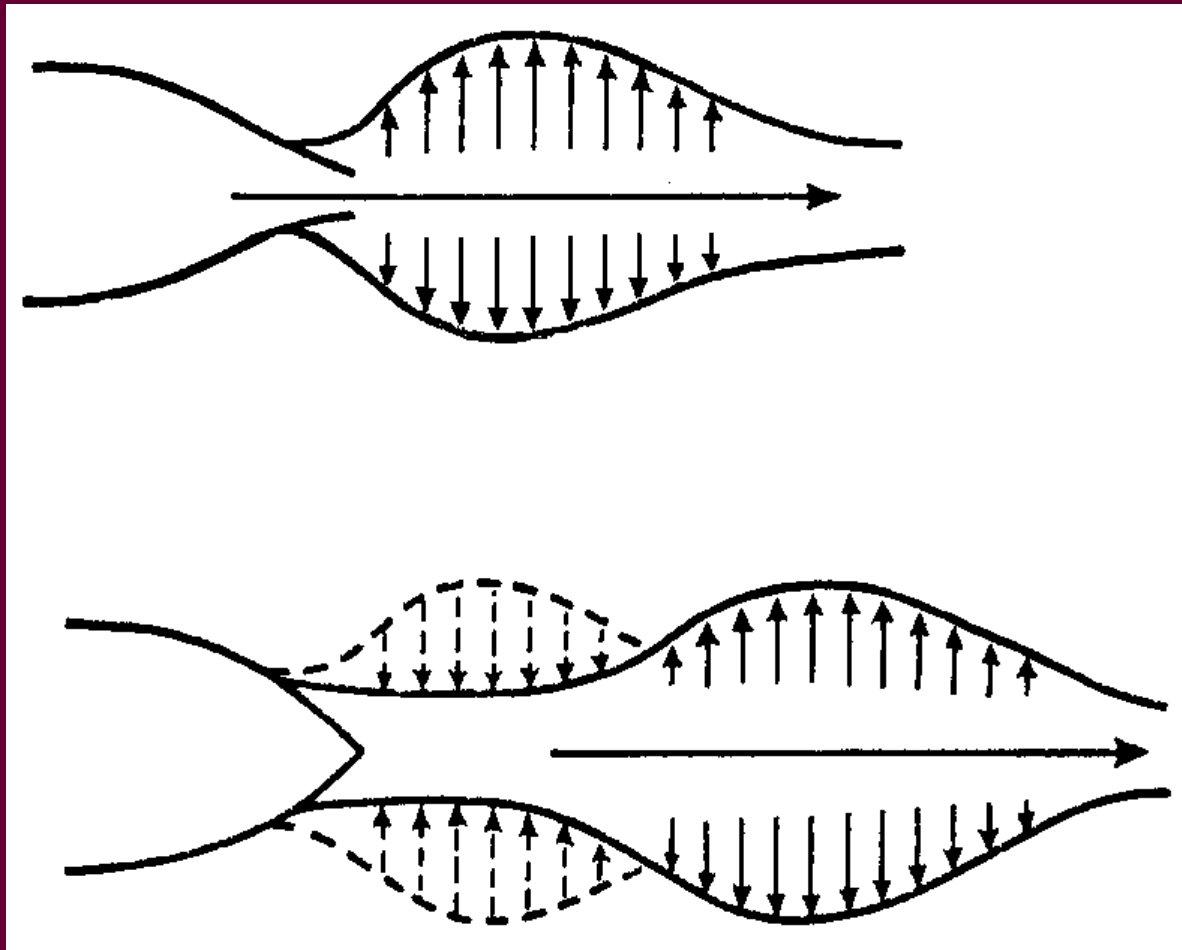


Napětí ve stěnách některých cév:

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

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

# Pružníkové a muskulární cévy



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:

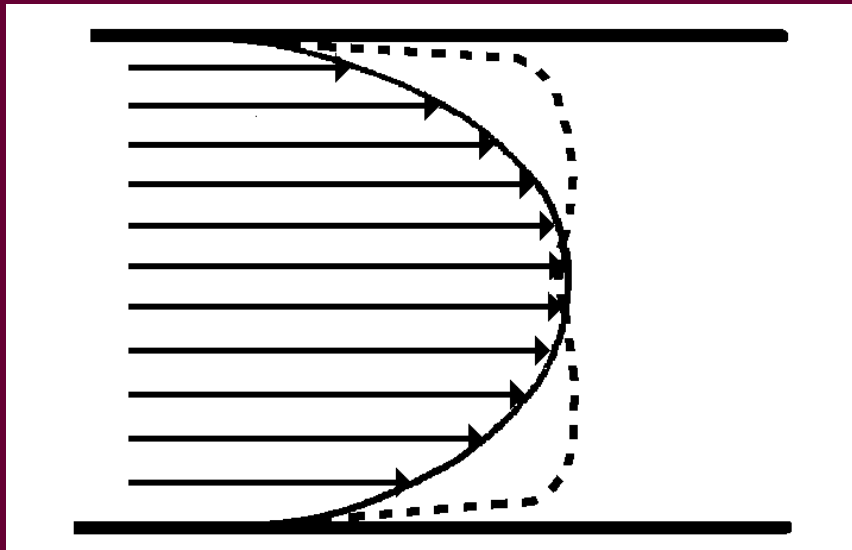
$$R_e = \frac{r v_s \rho}{\eta}$$

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

- Kritická rychlost:

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

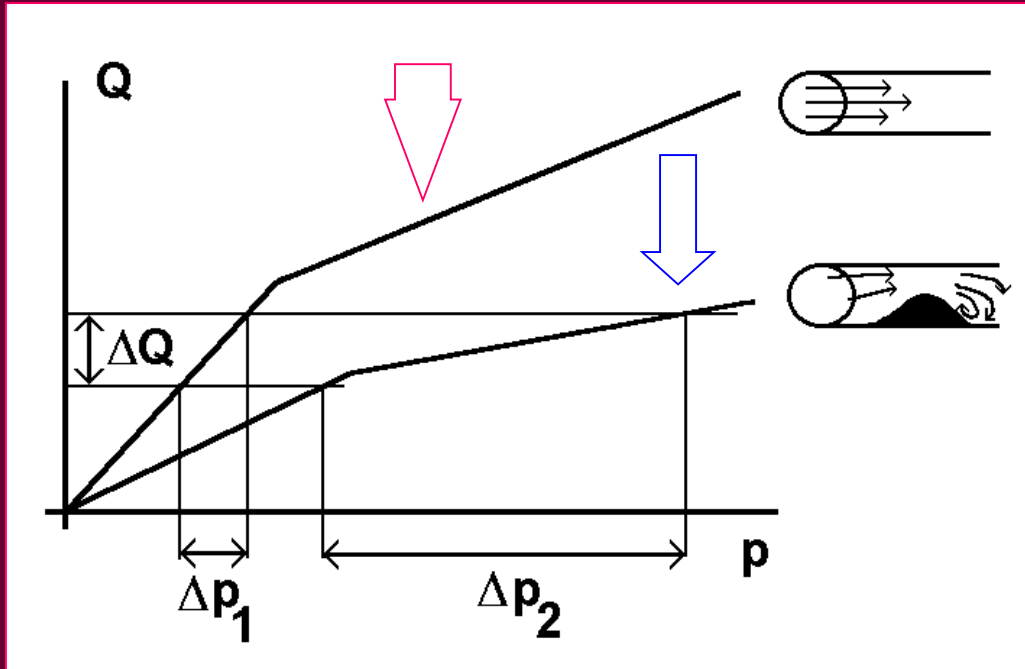
# Teoretický a skutečný rychlostní profil toku krve v cévě



- Odchytky od teoretického rychlostního profilu jsou dány průřezem cévy, charakterem její stěny a především tím, že krev je neneutonská 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

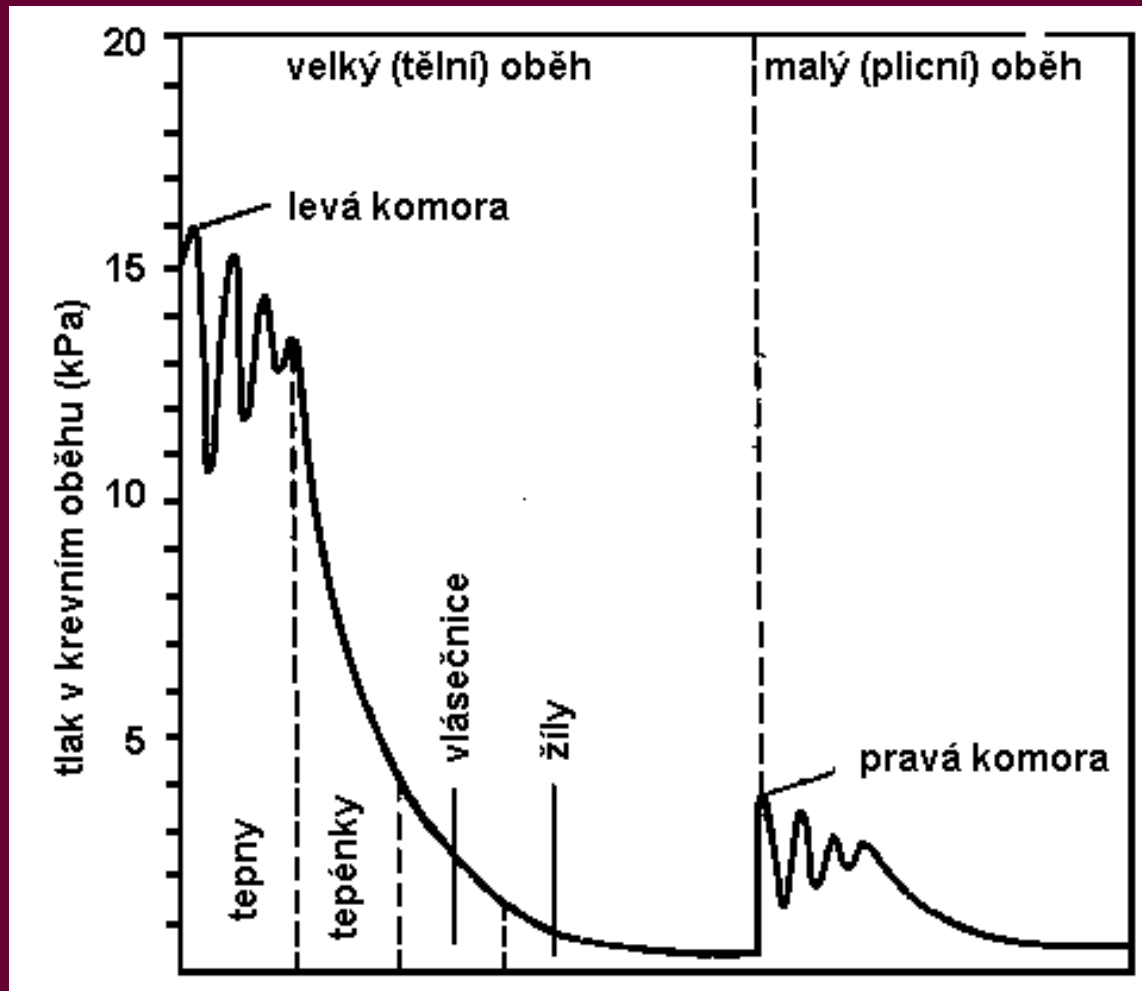


Obr. Dle Camerona  
a kol., 1999

- **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

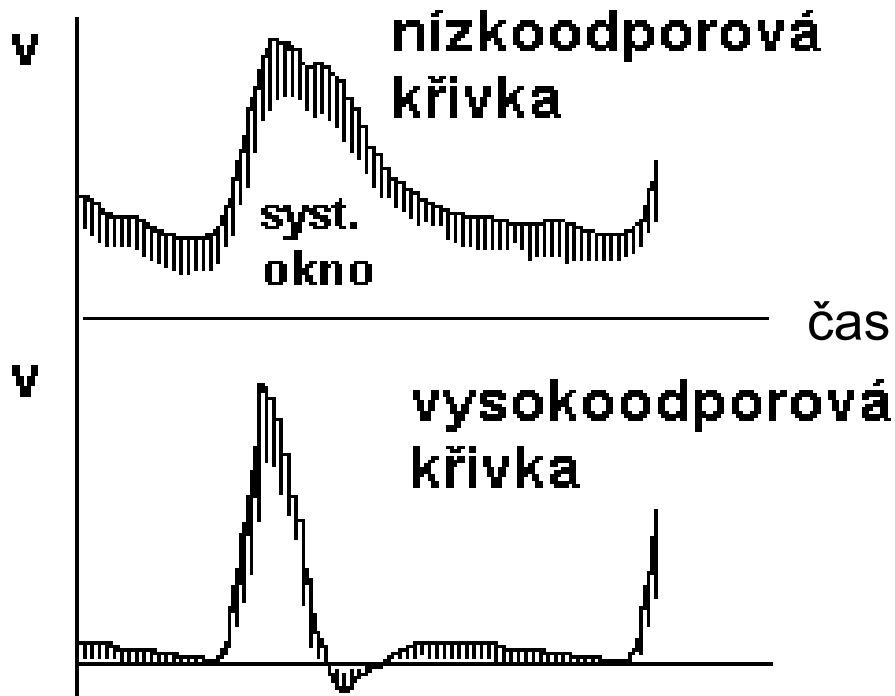


# Periferní odpor cév

- 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:

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

# 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

# Periferní odpor cév

- 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:**

$$W = \int p(V) dV$$

?????

Práce se koná při vypuzení objemu krve  $dV$  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*

$$p_{stř.} = 13,3 \text{ kPa}$$

$$p_{stř.} = 2,7 \text{ kPa}$$

$$\Delta V = 70 \text{ ml}$$

$$\Delta V = 70 \text{ ml}$$

$$W = 0,93 \text{ J}$$

$$W = 0,19 \text{ J}$$

- Z toho  $W_k$  (kinetická energie):

$$= 0,009 \text{ J}$$

$$= 0,0018 \text{ J}$$

(dle vzorce  $1/2\rho v^2\Delta V$ ,  $\rho = 1,06 \cdot 10^3 \text{ kg}\cdot\text{m}^{-3}$ ,

$v_{stř.} = 0,3 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ , resp.  $0,22 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ )

# Výkon srdce

- **Mechanický výkon srdce**  
(pro tepovou frekvenci  $70 \text{ min}^{-1}$ ) ..... 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) [ $\text{N} \cdot \text{m}^{-1}$ ],  $t$  - čas
- Celková potřebná energie:

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

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

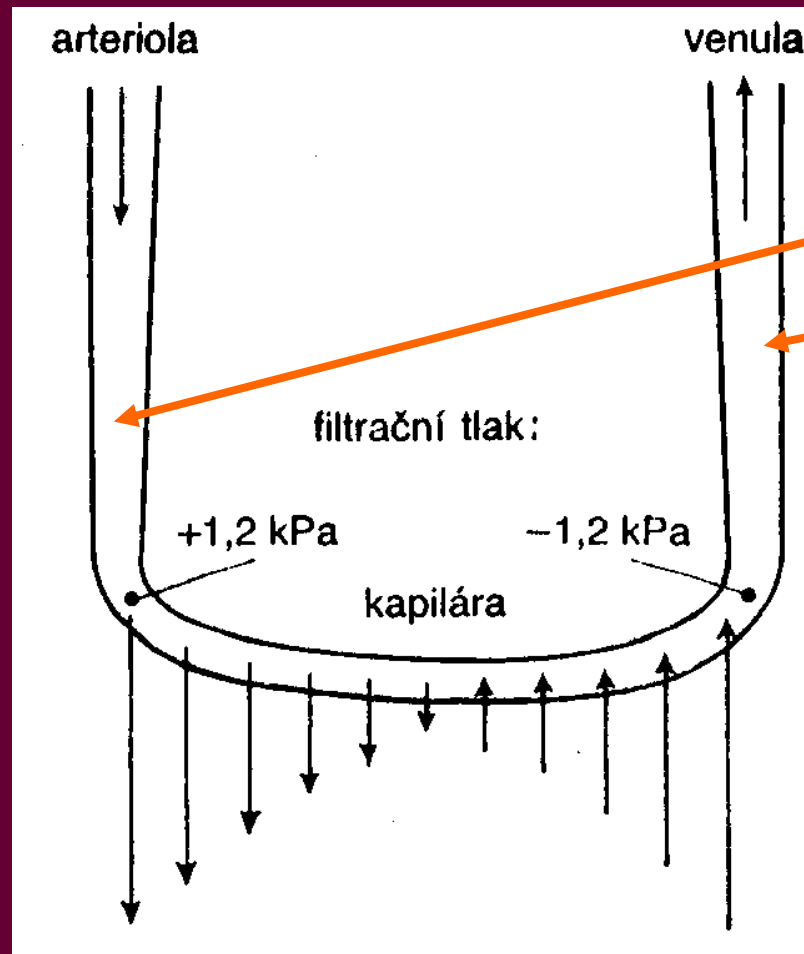


# Kapilární ultrafiltrace

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

# 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.

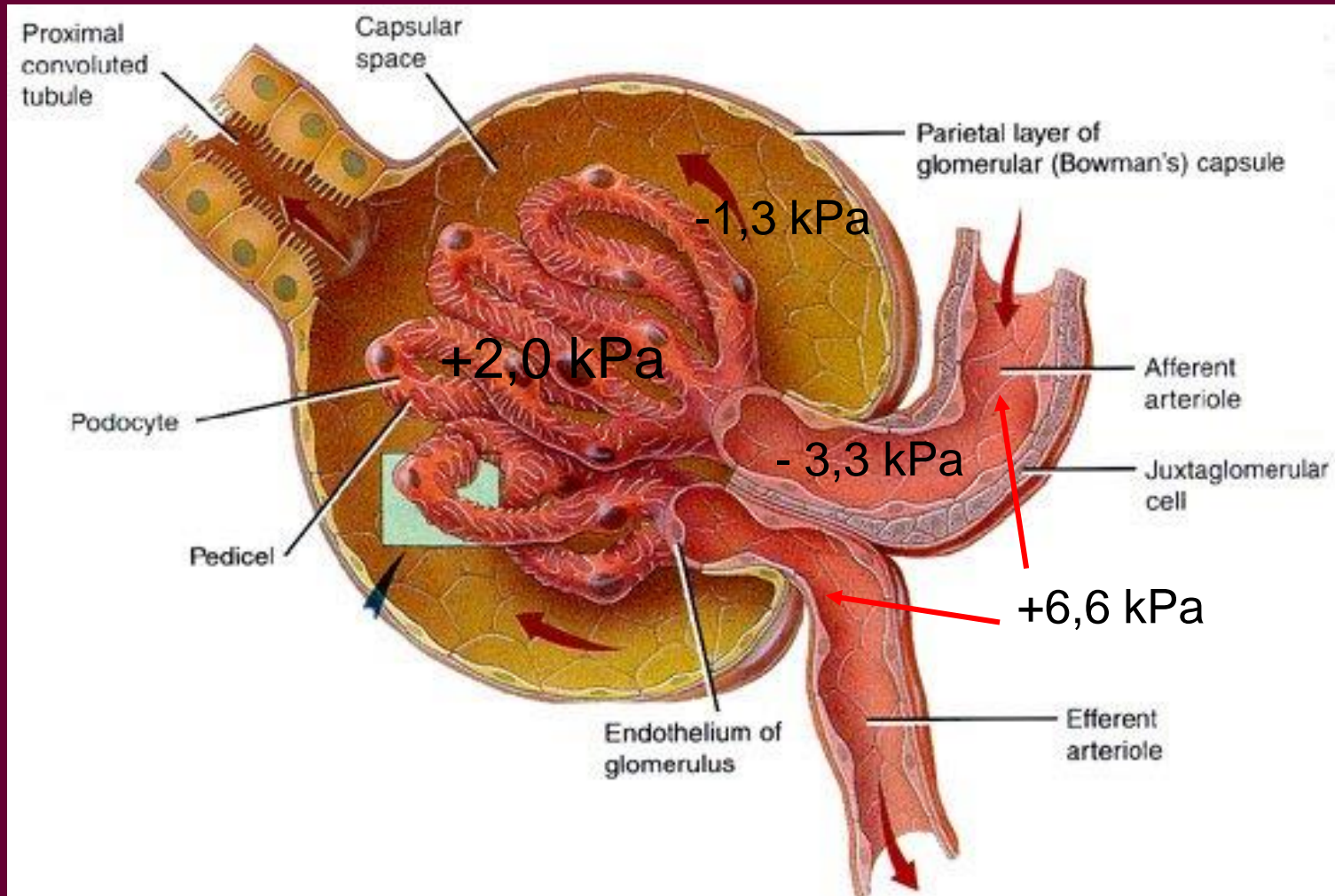
$$W = 2,3 nRT \log C_1/C_2$$

- 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  $S$ .

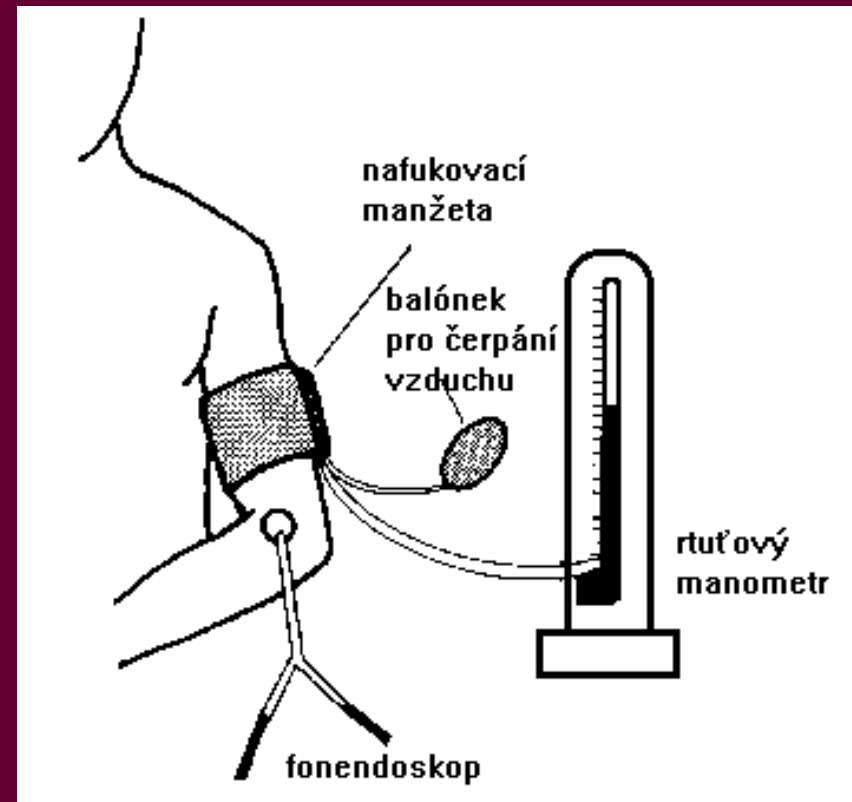
- V soustavě SI je tlak měřen v  $\text{N}\cdot\text{m}^{-2}$ , jednotka se nazývá pascal [Pa].
- V medicíně je TK nejčastěji udáván jako výška rtuťového sloupce v milimetrech - mmHg.
- $1 \text{ mmHg} = 1 \text{ torr} = 133,3 \text{ Pa}$

# 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. Manžeta je pravidelně nafukována pomocí malého kompresoru (např. každých deset minut) a Korotkovovy zvuky jsou snímány mikrofonem. 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 metoda nazývá **Holterovo monitorování TK**.
- U malých dětí může auskultační metoda 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 invazivní. Do cévy se zavádí ohebný katétr. Jeho volný konec je připojen k měniči (kapacitnímu nebo piezoelektrickému) avšak je možné zavést piezoelektrický 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: listopad 2018