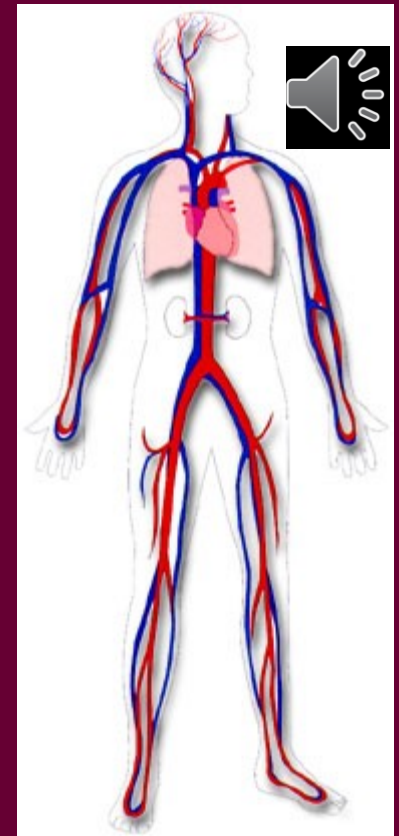
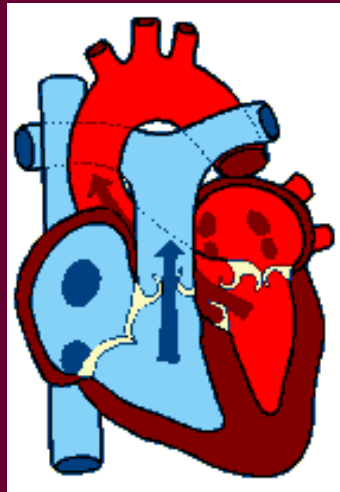


Přednášky z lékařské biofyziky

Biofyzikální ústav Lékařské fakulty
Masarykovy univerzity, Brno



**Biofyzika
kardiovaskulárního
systému**

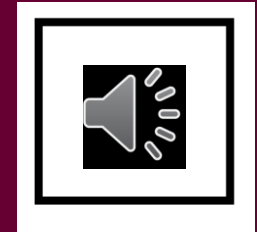
Obsah přednášky

- 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

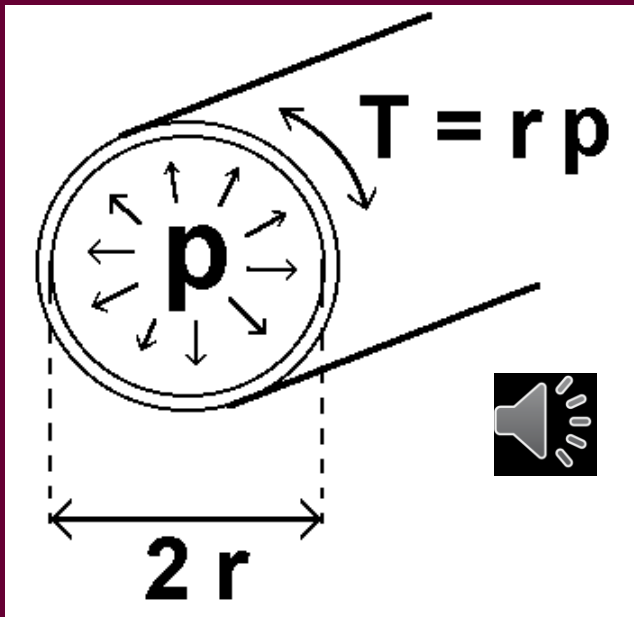
Mechanické vlastnosti kardiovaskulárního systému

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

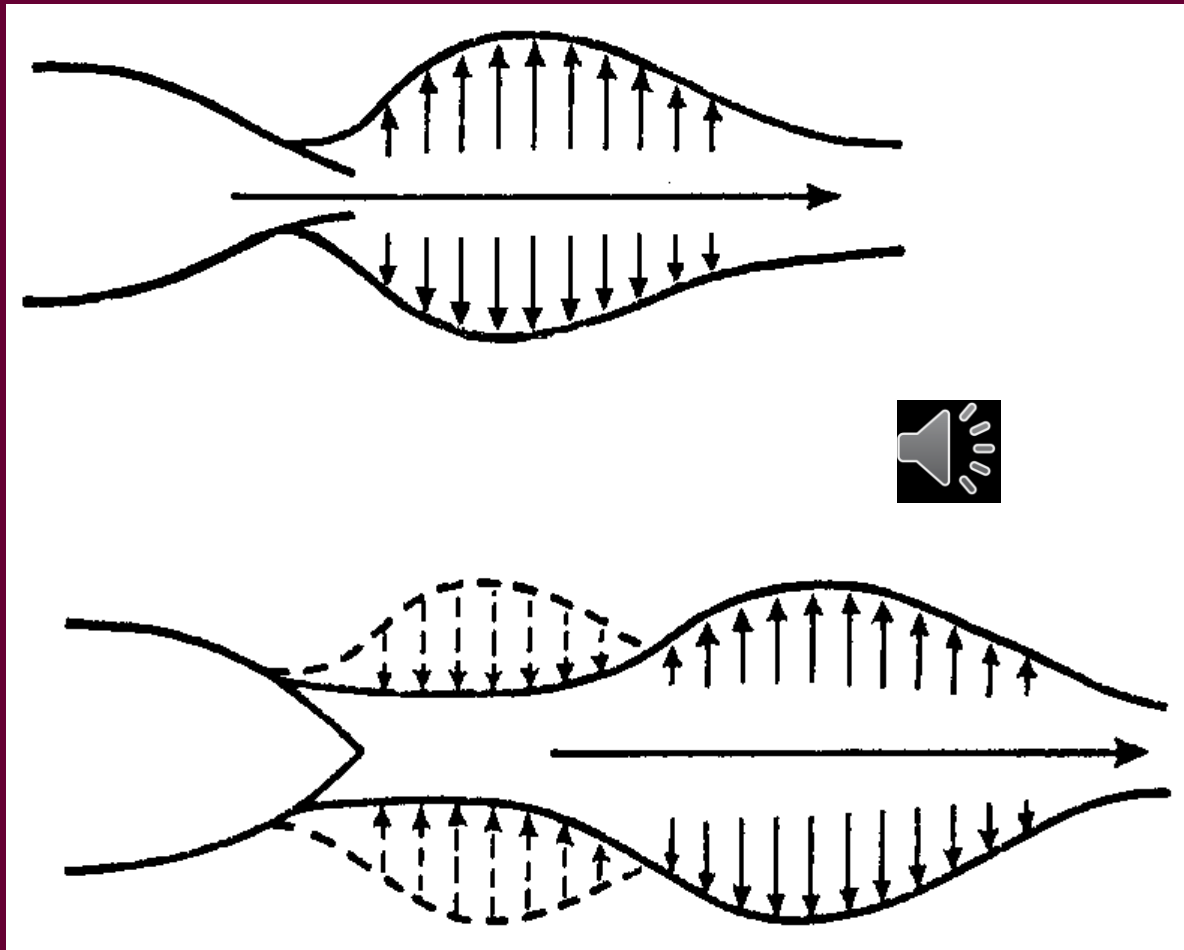


Porovnejme hodnoty napětí ve stěnách některých cév:

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	6×10^{-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

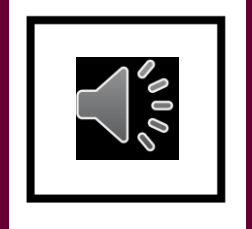
Pružníkové a muskulární cévy



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:

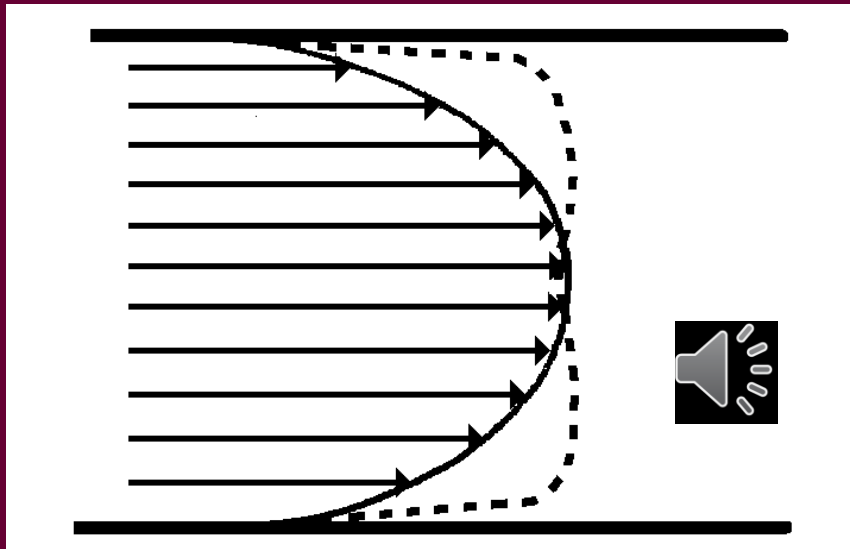
$$R_e = \frac{r v_s \rho}{\eta}$$

(ρ – hustota kapaliny, v_s – střední rychlost toku, r – poloměr cévy, η – koeficient dynamické viskozity)

- Kritická rychlost:

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

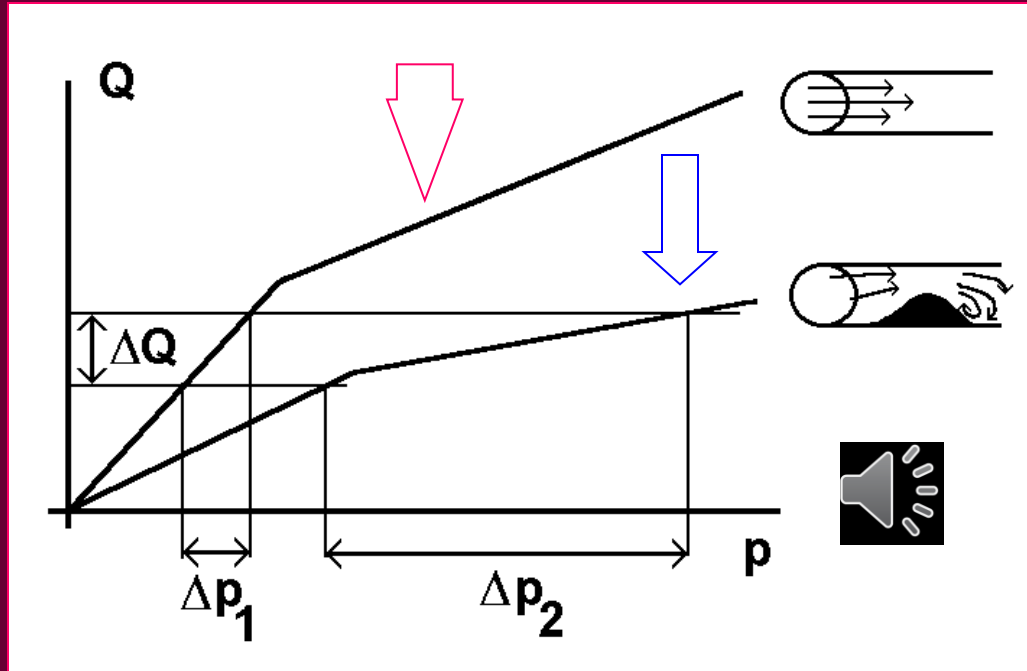
Teoretický a skutečný rychlostní profil toku krve v cévě



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

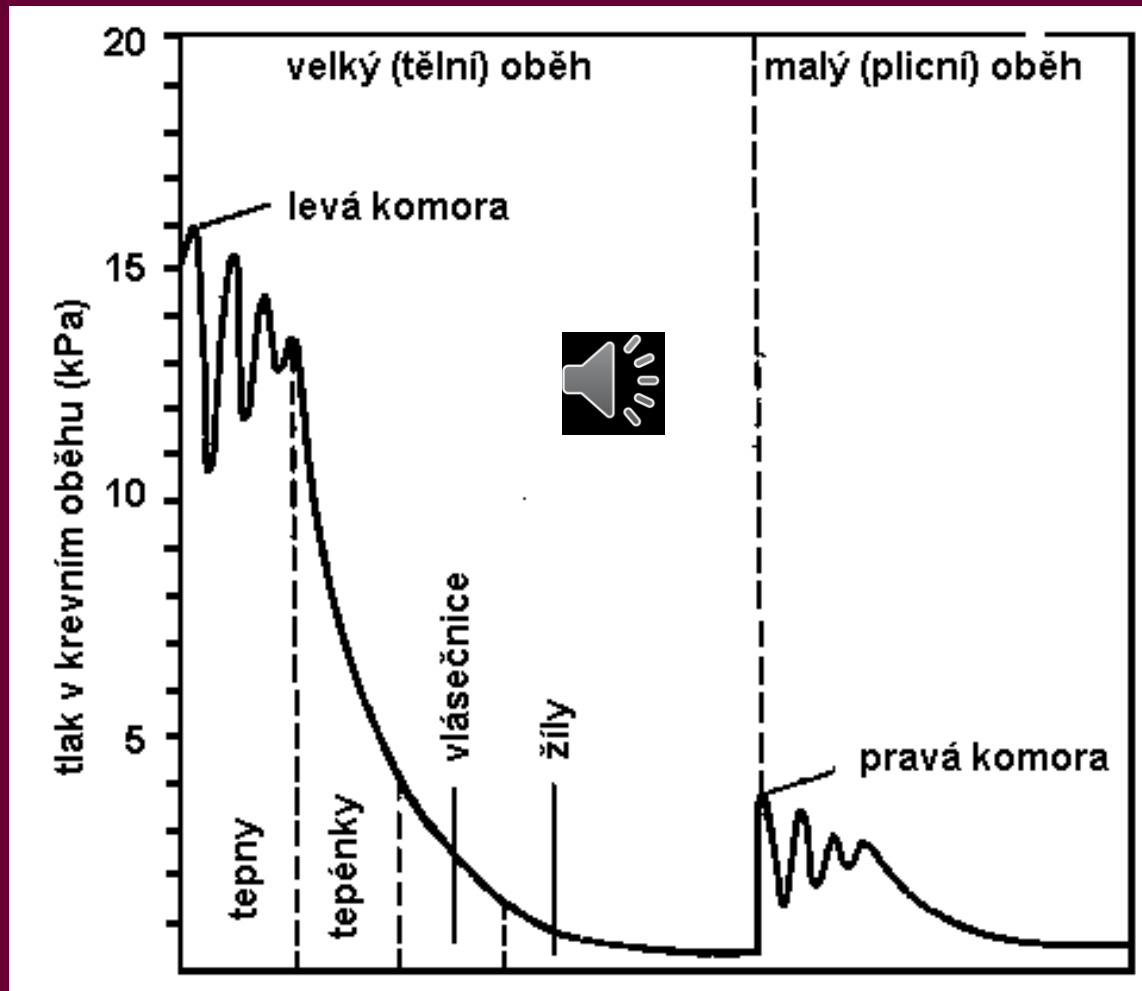
Průtok krve v cévě s překážkou



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 ΔQ je třeba většího zvýšení tlaku Δp .

Tlak v jednotlivých částech krevního oběhu

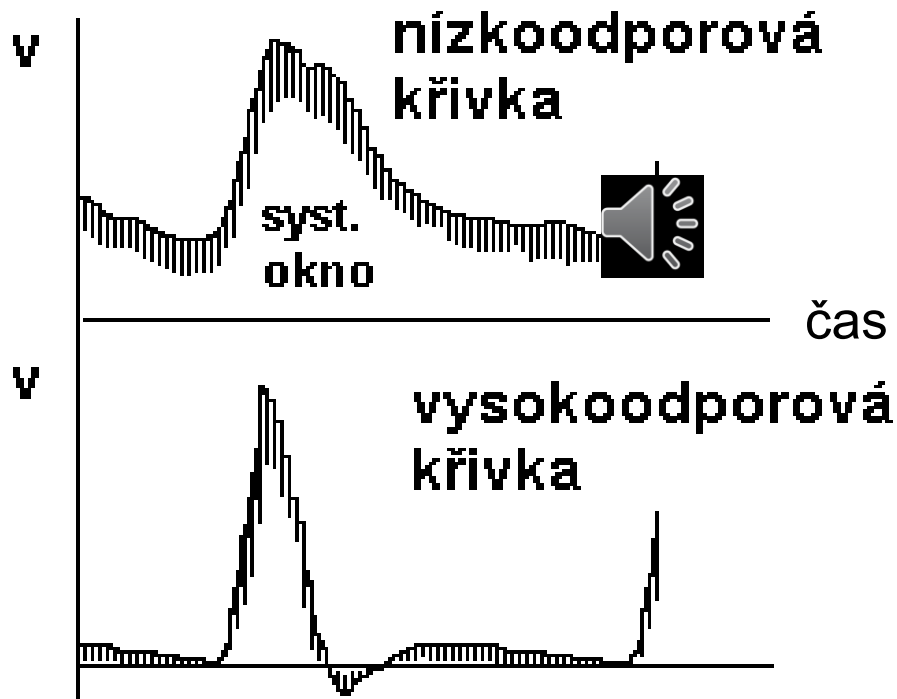


Periferní odpor cév

- 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

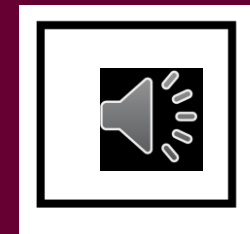


Nízká cévní impedance je typická pro mozkové tepny a tepny parenchymatosních orgánů (jater, sleziny, ledvin). Rychlost toku na konci diastoly nikdy neklesá k nule

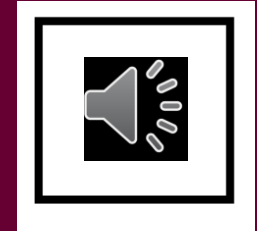
Vysoká cévní impedance (např. v kosterních svalech) způsobuje, že rychlost toku na konci diastoly klesá k nule

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



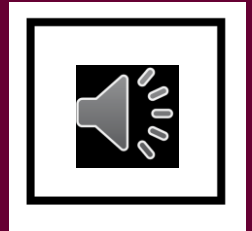
Pro srdeční sval platí:
mechanická práce:

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

??????

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)



- $p = \text{konst.} \Rightarrow W = p\Delta V$

- *Levá komora* *Pravá komora*

$$p_{\text{stř.}} = 13,3 \text{ kPa}$$

$$p_{\text{stř.}} = 2,7 \text{ kPa}$$

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

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

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

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

- Z toho W_k (kinetická energie):

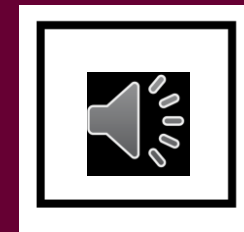
$$= 0,009 \text{ J}$$

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

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

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

Výkon srdce



- **Mechanický výkon srdce**
(pro tepovou frekvenci 70 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

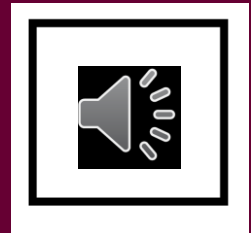
- Energie potřebná k udržování tonu srdečního svalu:

$$\alpha \int T dt$$


- 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 %)

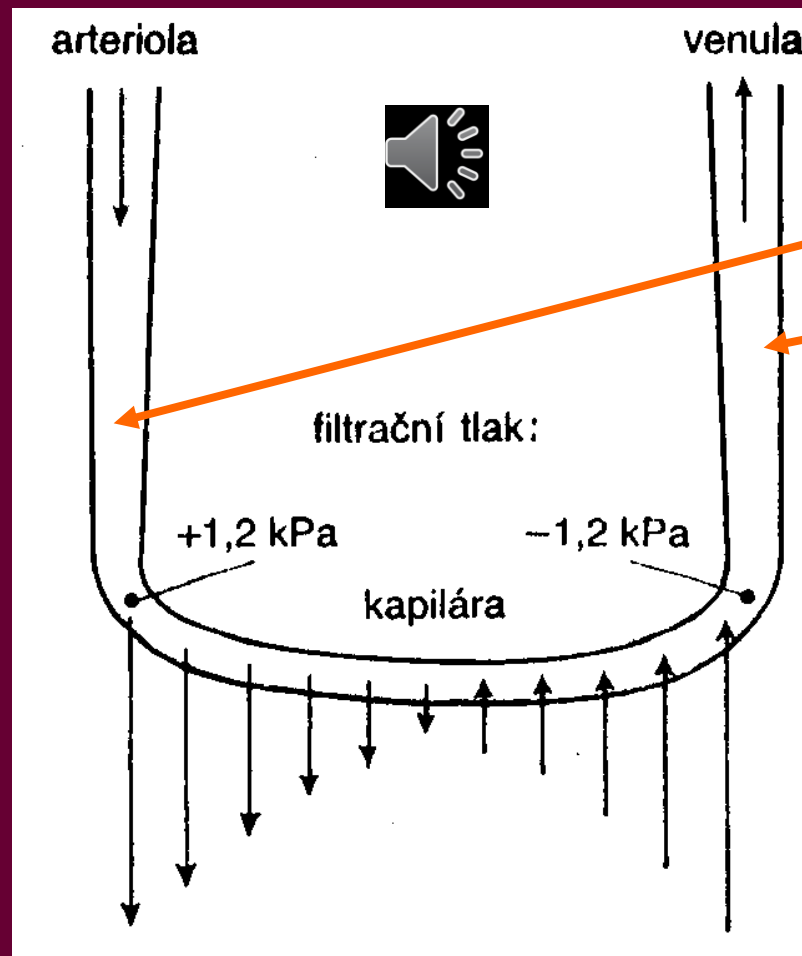


Kapilární ultrafiltrace

	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



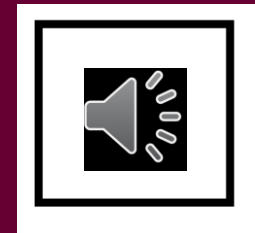


Otoky vznikají v důsledku nízké hladiny bílkovin v krevní plazmě, která způsobuje nízký onkotický tlak a tím zvyšuje filtrační tlak.

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.

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

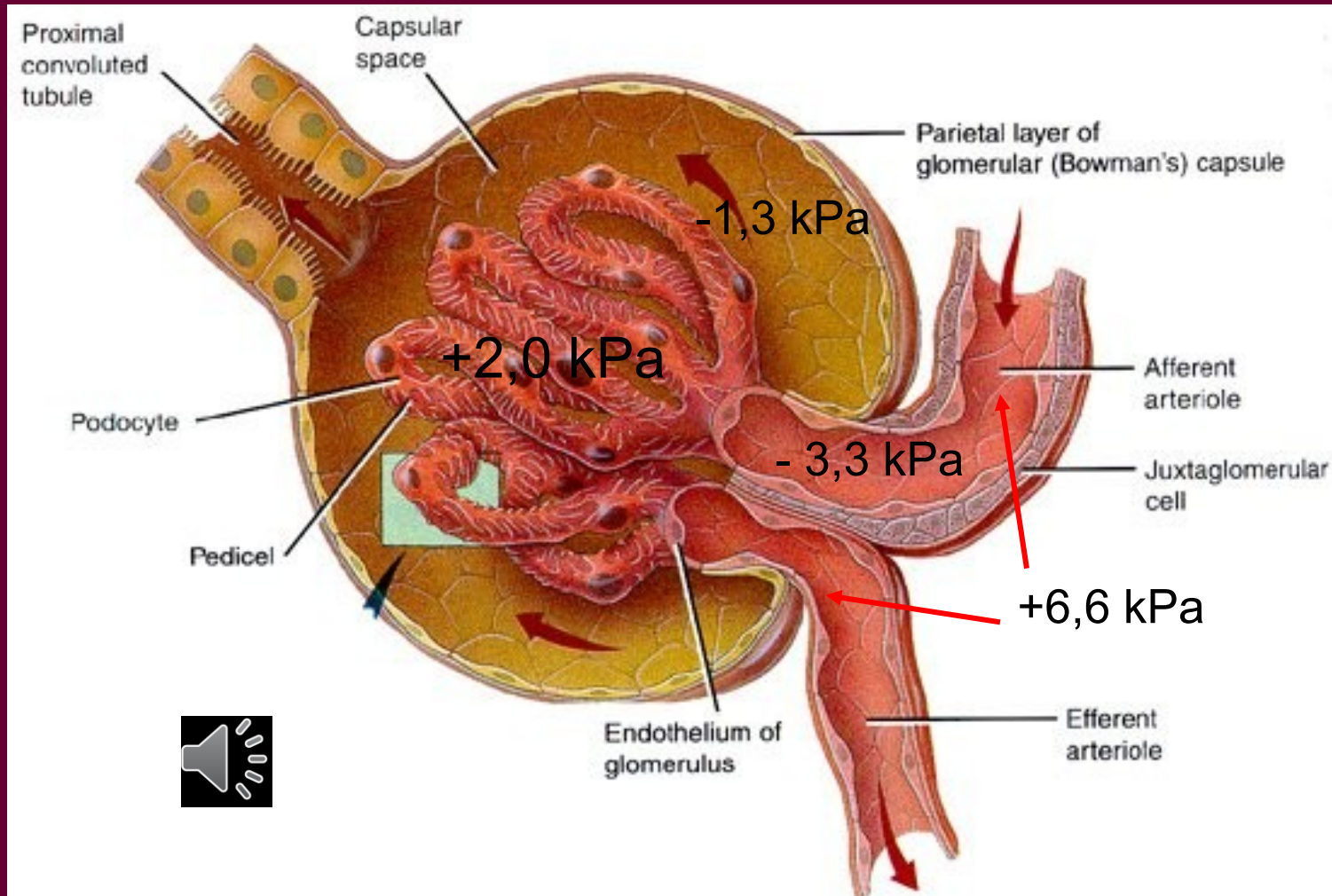


- Glomerulární ultrafiltrace:

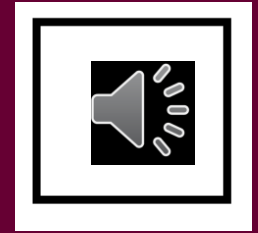
Hydrostatický tlak v glomerulárních kapilárách je asi 6,6 kPa (50 mm Hg). Proti tomuto tlaku působí hydrostatický tlak v Bowmanově pouzdře - 1,3 kPa (10 mm Hg) a onkotický tlak plasmatických bílkovin - 3,3 kPa (25 mm Hg), takže výsledný filtrační tlak v glomerulu je za normálních okolností 2 kPa (15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

Glomerulus

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



Měření tlaku krve (TK)



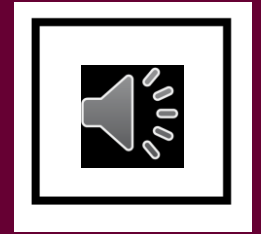
- Tlak je definovaný jako síla působící na jednotkovou plochu v plynu nebo kapalině.

$$p = F/S$$

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.
- $1 \text{ mmHg} = 1 \text{ torr} = 133,3 \text{ Pa}$

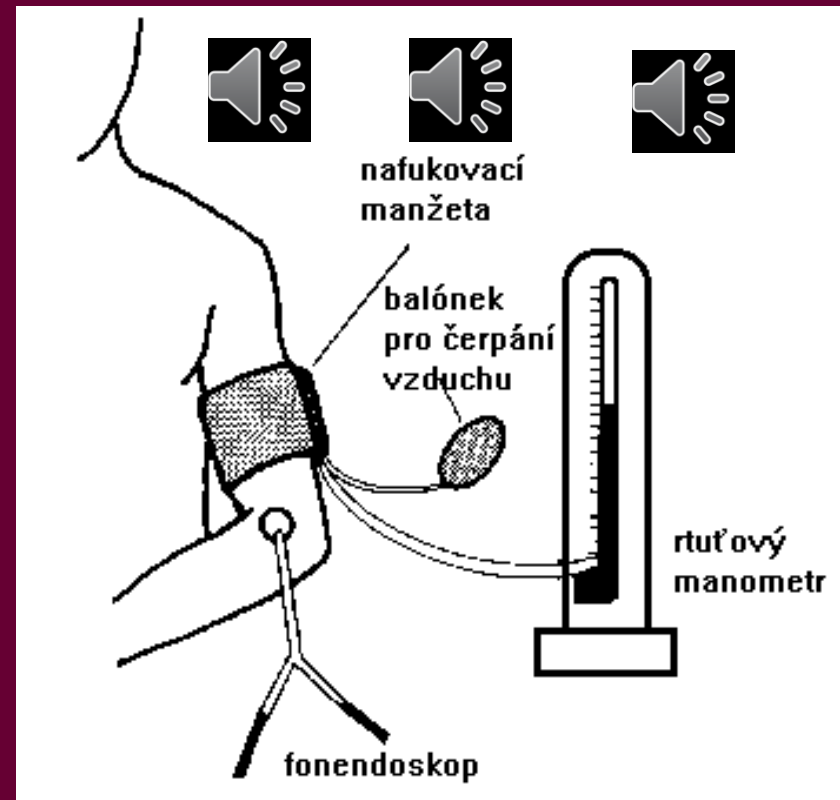
Měření TK



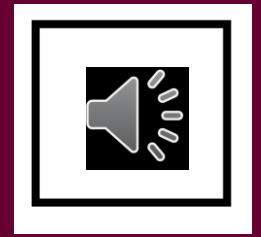
- V tepnách TK kolísá mezi hodnotou maximální (systolickou) a hodnotou minimální (diastolickou).
- Křivka časového průběhu TK v tepně má periodický, avšak nesinusový průběh.
- Rozdíl mezi systolickým a diastolickým tlakem je maximální na začátku aorty; tlak kolísá v rozpětí hodnot od 10,5 do 16 kPa,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

Riva-Rocciho metoda

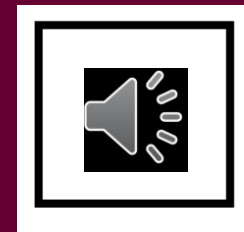
S manometrem spojená nafukovací manžeta je nasazena na paži nad loketní jamkou (úroveň srdce), nafouknuta na tlak, který je vyšší než systolický tlak v *a. brachialis*. Tím je zastaven tok krve. Tlak v manžetě je postupně snižován. Při **systolickém tlaku** začíná zúženým místem proudit krev. Turbulentní 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. Elektronické přístroje pro měření TK pak nesnímají zpravidla Korotkovovy zvuky. Měří tlakové oscilace v manžetě, z níž 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 invazivní. 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 2020