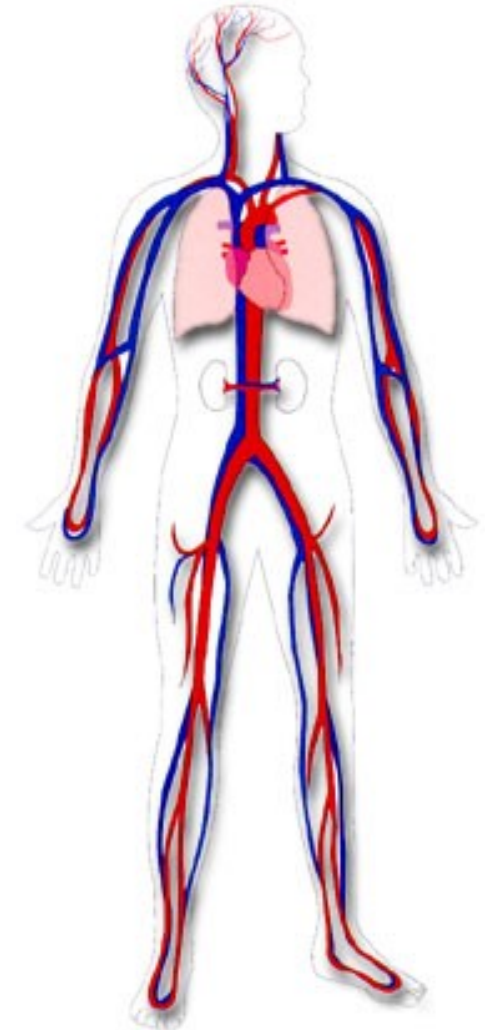


# Přednášky z lékařské biofyziky

## 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:

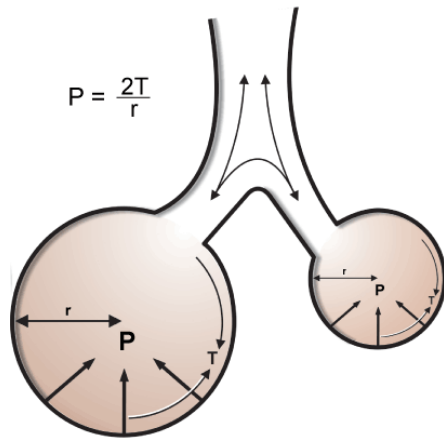
- Dodávání výživy a kyslíku buňkám,
- Transport hormonů a jiných chemických signálů,
- Odstraňování odpadních a vedlejších produktů z buněk (tkání)
- Přenos tepla

# Mechanické vlastnosti cév

Duté kulovité objekty možno popsat Laplaceovým zákonem:

## Lékařský slovník:

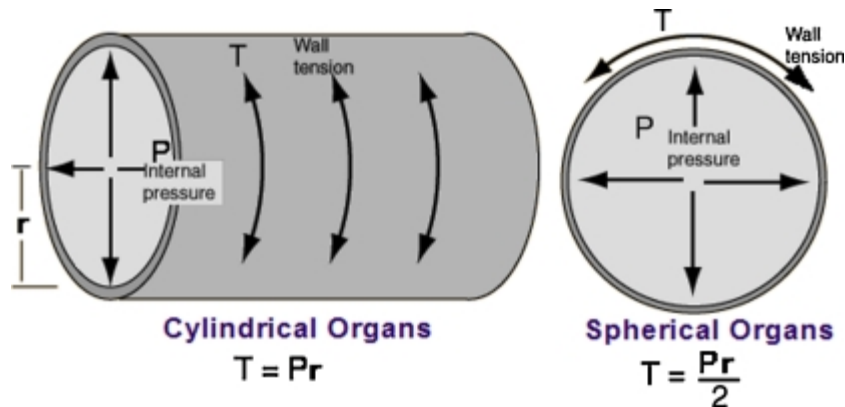
LZ: zákon vyjadřující vztah povrchového napětí, tlaku a poloměru v kulovitých objektech. *Tlak je přímo úměrný povrchovému napětí a nepřímo úměrný poloměru. Předměty s vysokým povrchovým napětím a malým poloměrem mají tendenci ke kolapsu (např. u plicních alveolů, které se zmenšují výdechem, brání kolapsu surfaktant, který povrchové napětí snižuje)*



$$P \sim T/r \longrightarrow T \sim Pr$$

**Přesnější výpočet počítá s tloušťkou stěny**

# Mechanické vlastnosti cév



Porovnejme hodnoty mechanického napětí ve stěnách některých cév:

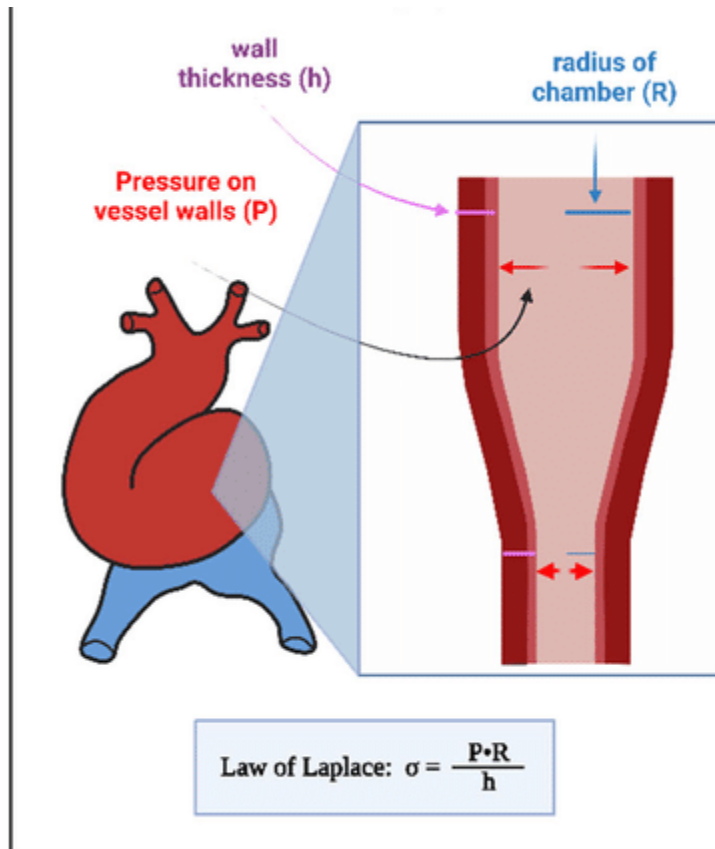
céva	$r(\text{m})$	$p(\text{kPa})$	$T(\text{N} \cdot \text{m}^{-1})$
aorta	0,012	13	156
artérie	0,005	12	60
kapilára	$6 \times 10^{-6}$	4	0,024
véna	0,005	2	10
vena cava	0,015	1,3	20

**Laplaceův zákon** – mechanické namáhání stěn cév  $T$  je přímo úměrné tlaku  $p$  a **poloměru cévy**  $r$  (tloušťka stěny zanedbána)

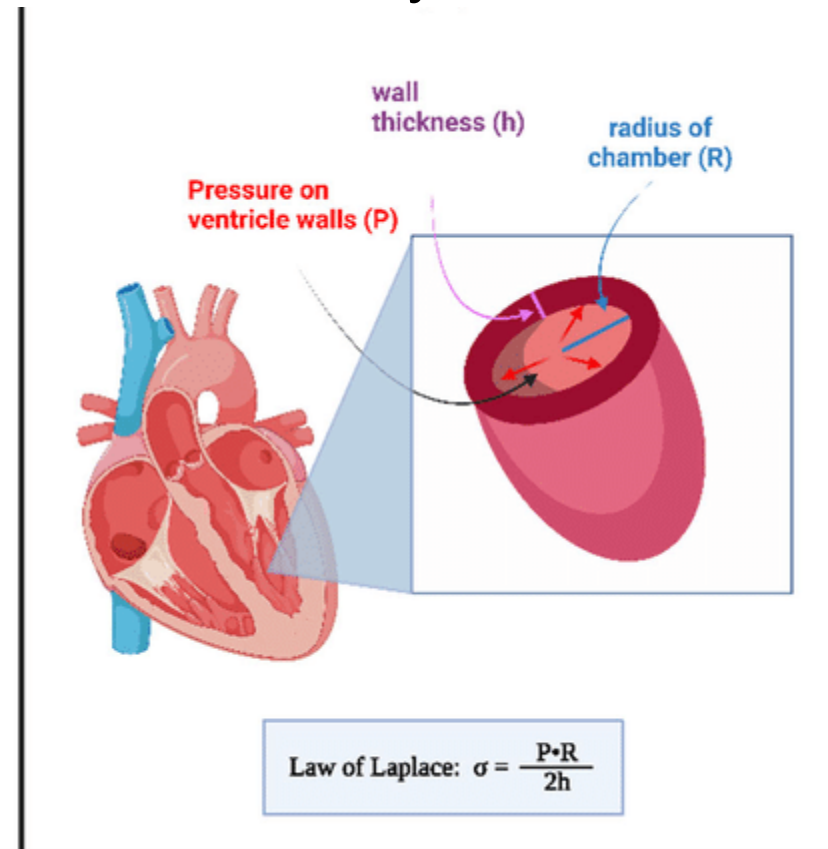
# Mechanické vlastnosti cév

Konkrétní příklad aplikace

Cévní stěna

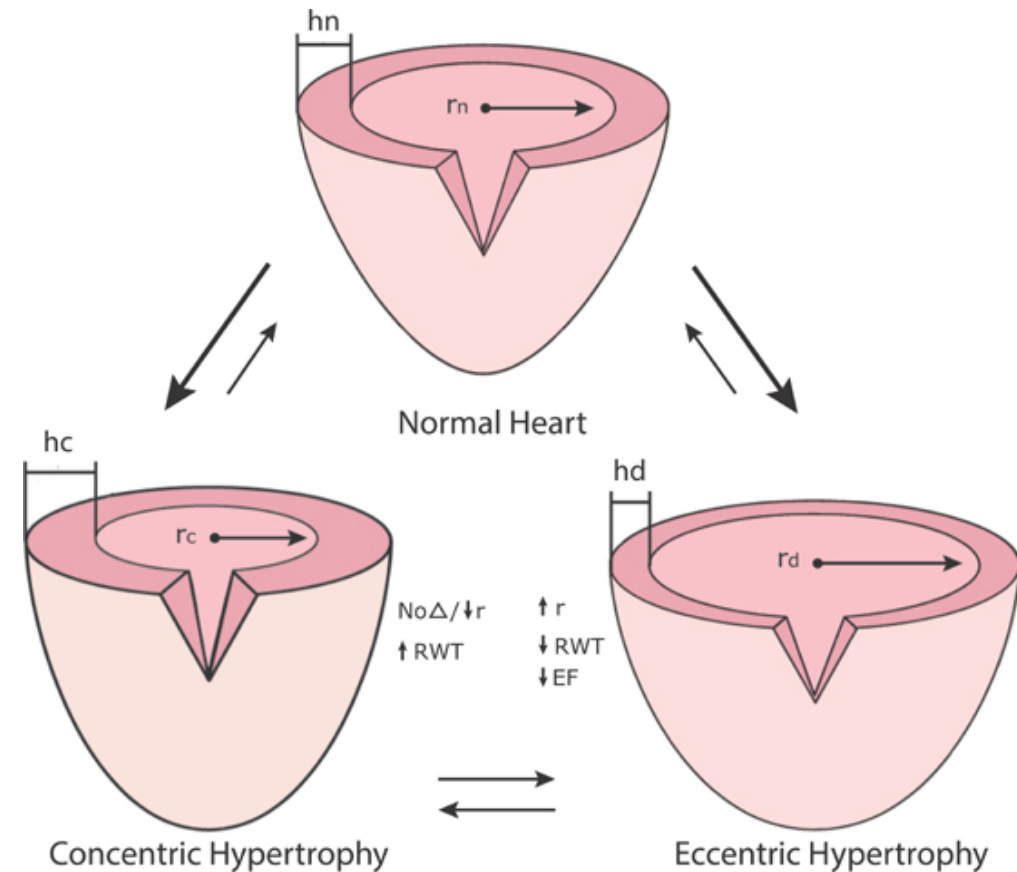


Stěna komory

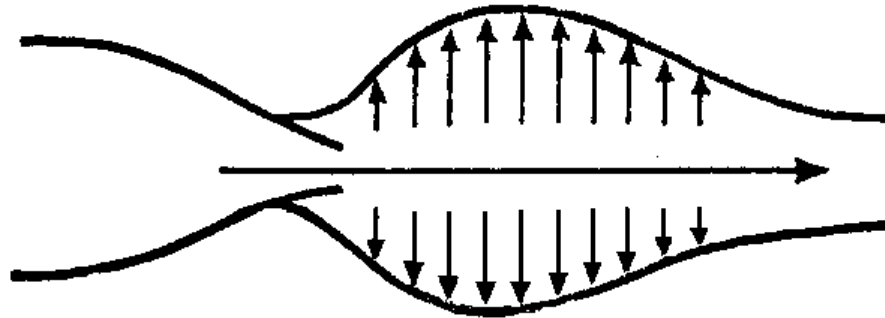


# Mechanické vlastnosti cév

Znalosti nutné pro návaznost na další studium a praxi ....

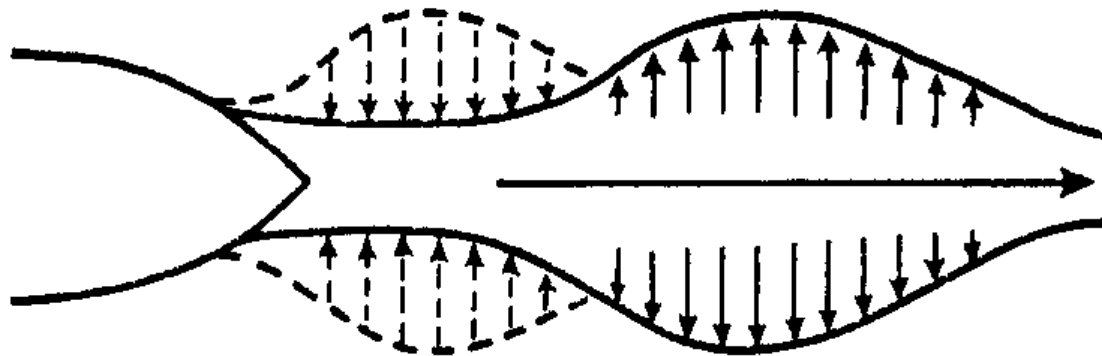


# Pružníkové a muskulární cévy



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)

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

**Reynoldsovo číslo:**

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

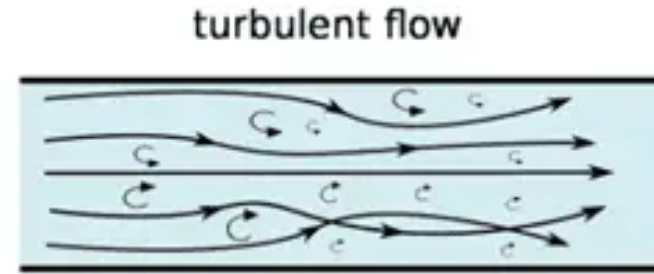
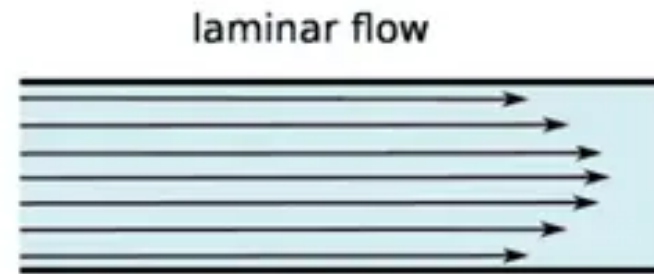
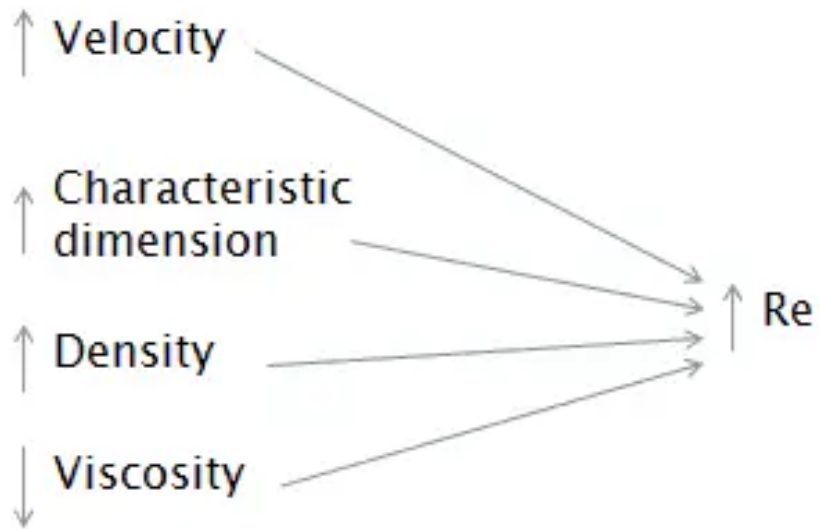
**Kritická rychlost:**

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

$Re \geq 2000$  (1000) turbulentní proudění

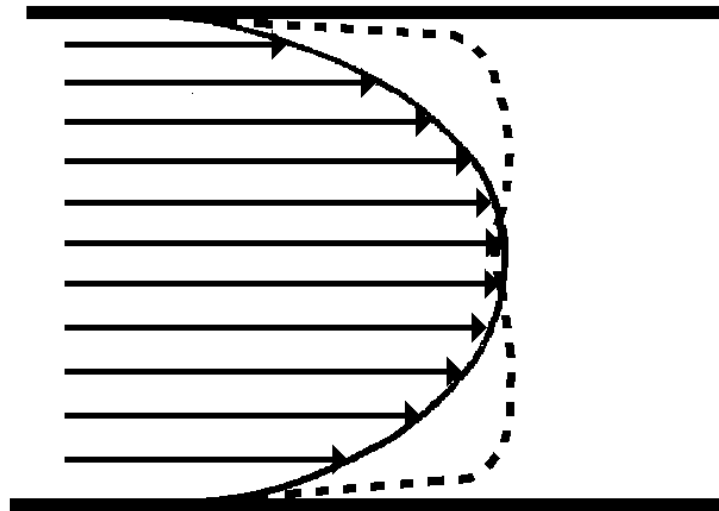
Čím je Reynoldsovo číslo vyšší, tím nižší je vliv třecích sil částic tekutiny na celkový odpor.

$$Re = \frac{\text{inertia forces}}{\text{viscous forces}} = \frac{\rho \cdot V \cdot D}{\mu}$$



<https://www.nuclear-power.com>

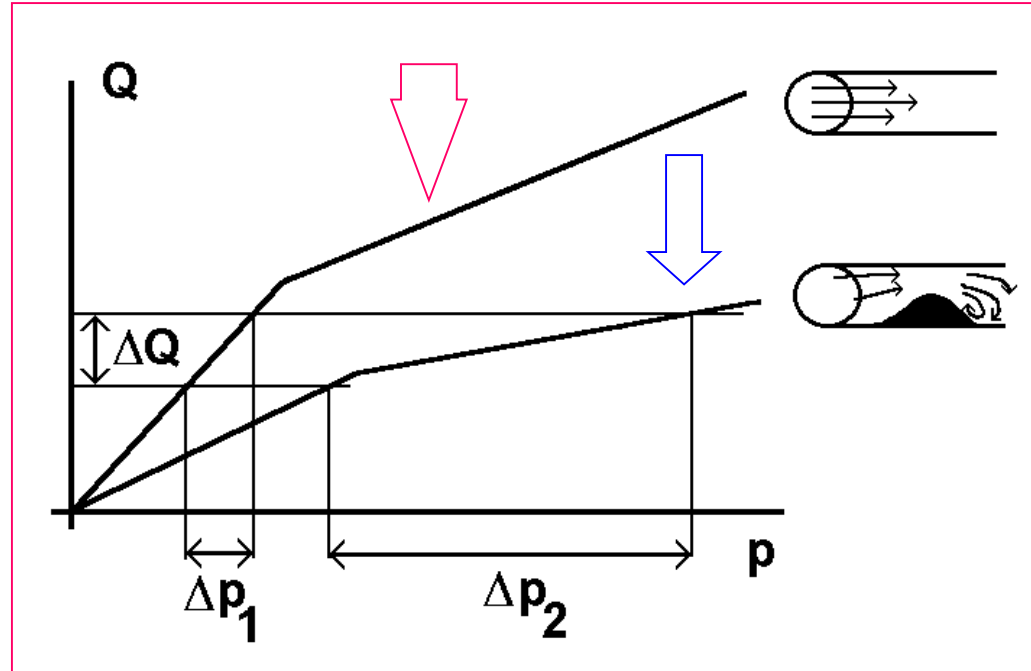
# Teoretický a skutečný rychlostní profil toku krve v cévě



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

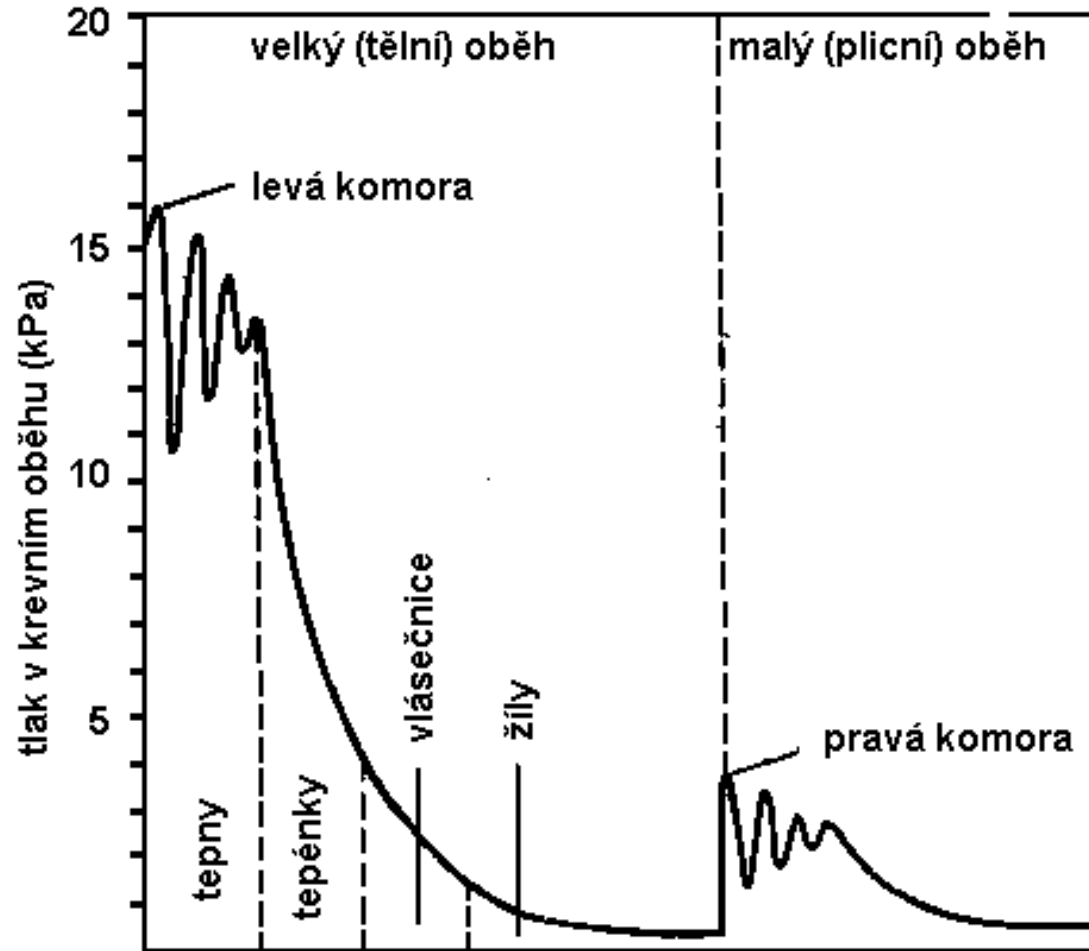
# Průtok krve v cévě s překážkou



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  $\Delta Q$  je třeba většího zvýšení tlaku  $\Delta p$ .

# Tlak v jednotlivých částech krevního oběhu



Arteriální krevní tlak v průběhu velkých, středních a až po počátky malých arterií zůstává téměř nezměněn (pulzový tlak může lehce stoupat). Krevní tlak začíná klesat až v průběhu malých arterií a v arteriolách (odporové arterie, nízký celkový průřez), takže na konci arteriol tlak dosáhne 5 kPa. Rovněž se ztrácí pulzační charakter tlaku.

Pružníkové arterie přeměňují nárazový tok krve na kontinuální. Malé arterie a arterioly (odporové cévy) regulují tlak, s jakým krev přitéká do cílových tkání.

Arterioly, které jsou konečnou složkou arteriálního řečiště, pak řídí distribuci krve do tkání.

Setrvačnost krve a pružnost cév je příčinou, proč tepový objem vypuzený najednou během ejekční fáze nezrychlí pohyb veškeré krve.

V absolutních číslech je nutno přičíst či odečíst hydrostatický tlak krve – např. efekt tlaku v nohou při dlouhém stání.

# Periferní odpor cév

Analogie elektrického odporu či spíše impedance

$$R = U/I$$

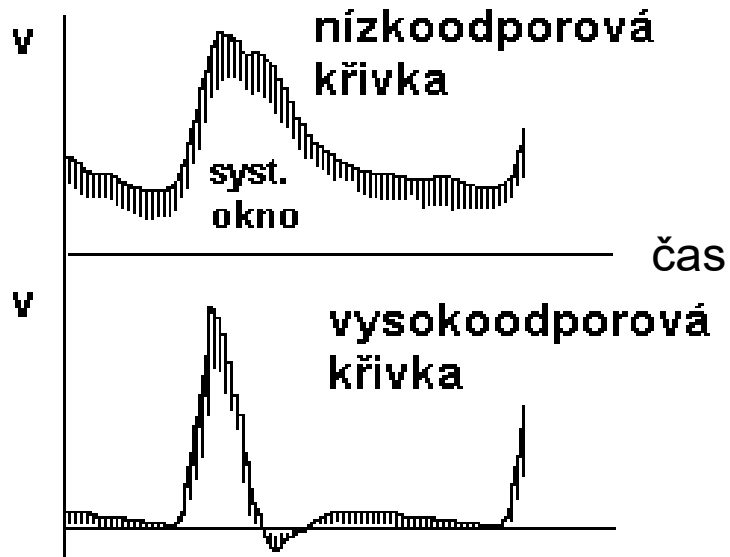
napětí  $U$  odpovídá tlak  $p$ , proudu  $I$  odpovídá průtočný objem  $Q$

$$R = \Delta p/Q$$

Vycházíme z **Hagen-Poiseuilleova vzorce** pro průtočný objem, který je úměrný tlakovému spádu:

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

# 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

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*

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

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

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

*Pravá komora*

$$p_{\text{stř.}} = 2,7 \text{ kPa}$$

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

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

*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  $70 \text{ min}^{-1}$ ) ..... 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:

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

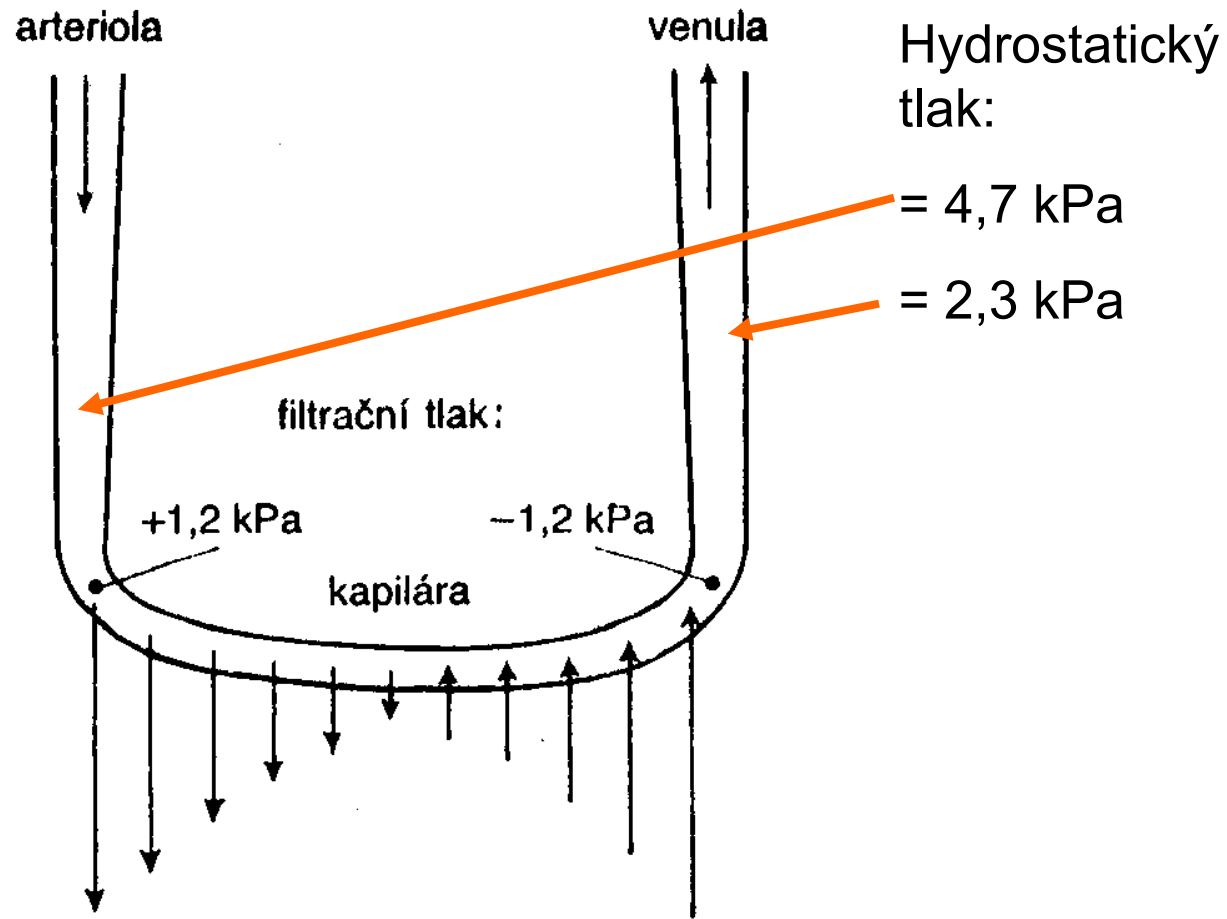
Mechanická účinnost:  $W/E_c$  (max. 10 %)

# 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





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.

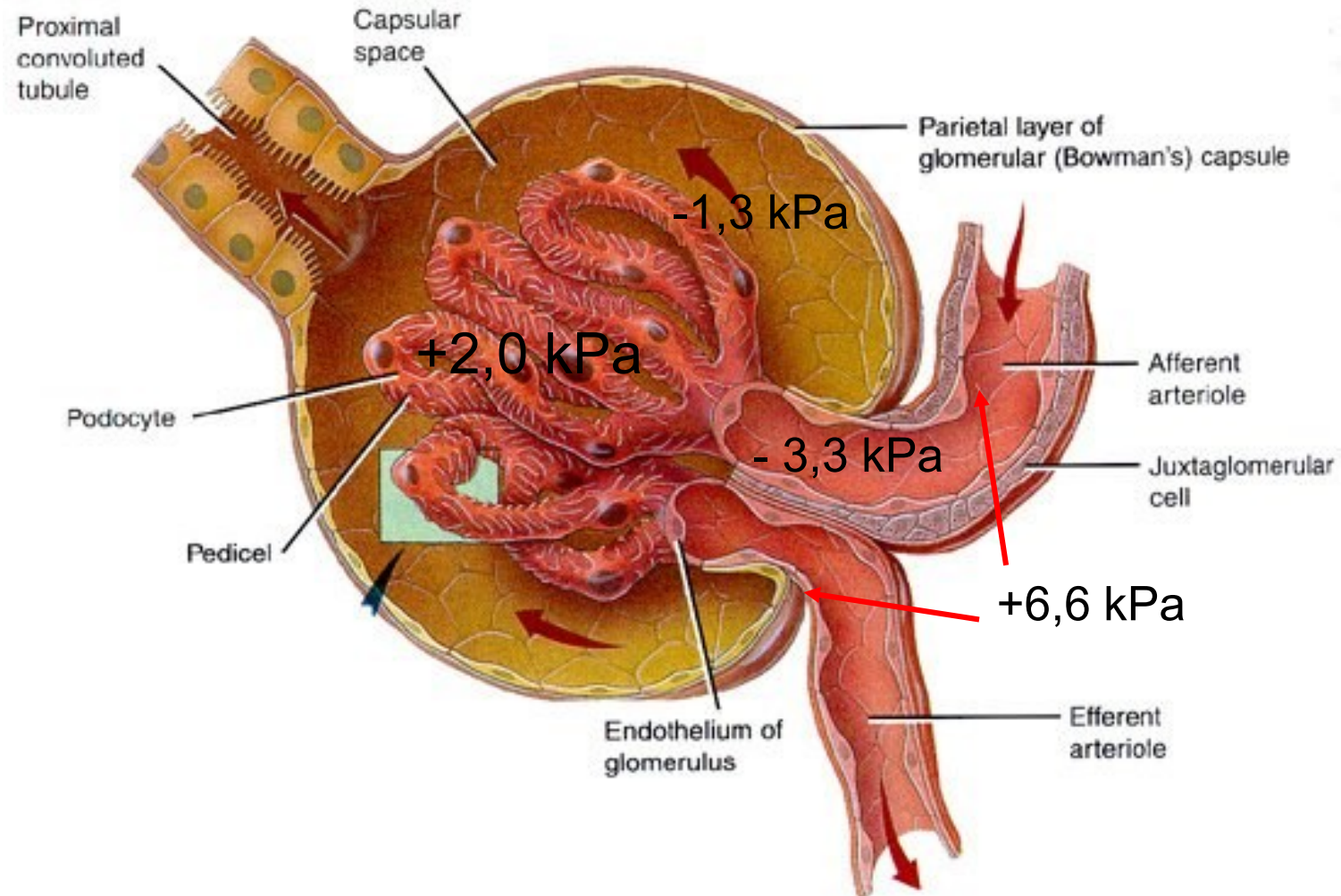
$$W = 2,3 nRT \log C_1/C_2$$

## **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).

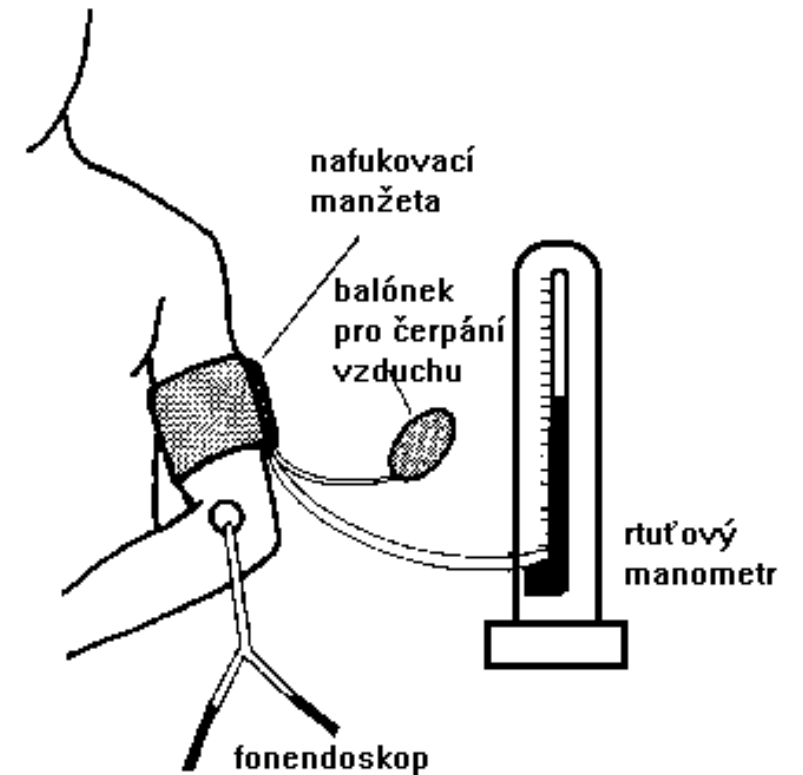
Křivka časového průběhu TK v tepně má periodický, avšak nesinusový průběh.

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.

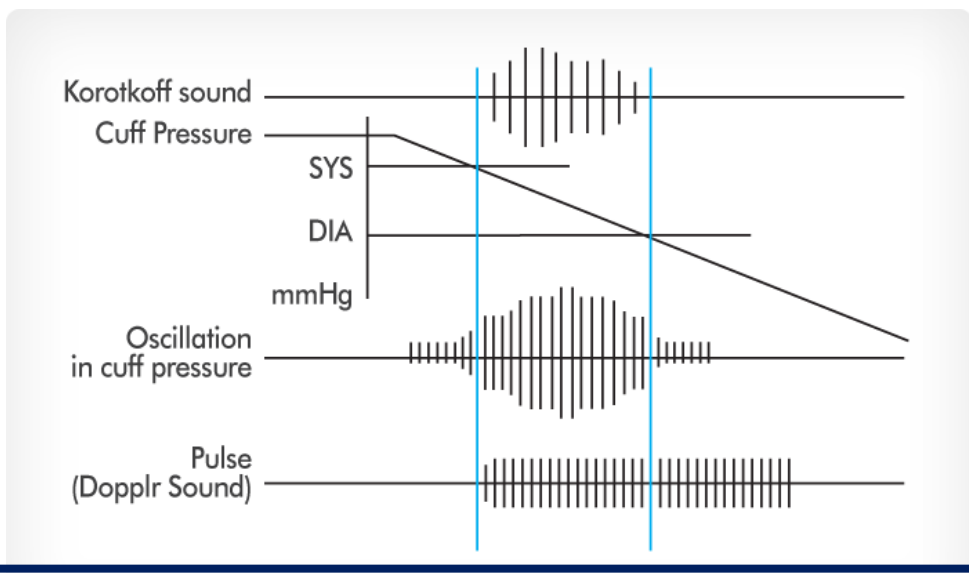


# Riva-Rocciho metoda

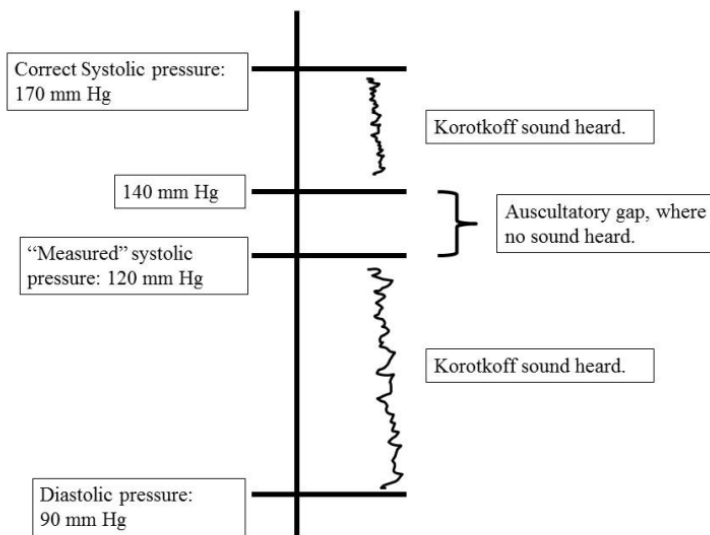
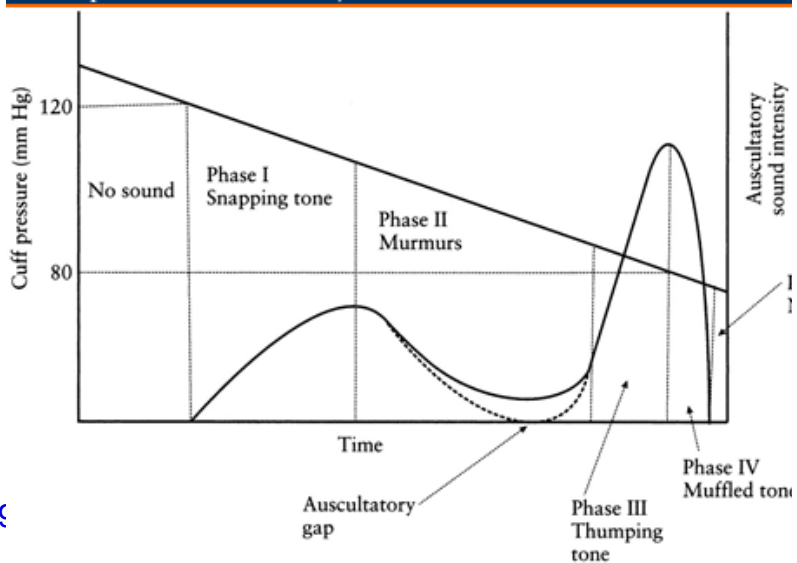
The Riva-Rocciho metoda může být objektivizována a automatizována pro monitorování pacientů. Elektronické přístroje pro měření TK pak nesnímají zpravidla Korotkovovy zvuky. Měří tlakové oscilace v manžetě, z níž lze vypočítat systolický i diastolický tlak. Naměřené hodnoty systolického a diastolického 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.

# Oscilometrie vs. Auskultační metoda



Medscape® www.medscape.com



Vliv „poslechové mezery“ - může vést k podcenění systolického krevního tlaku

# 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, Vladan Bernard**

Obsahová spolupráce:

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

Poslední revize: září 2024