

Měření tepenné pulsové vlny člověka

Bronislav Balek

e-mail: bbalek@seznam.cz

Střední škola dopravy, obchodu a služeb Moravský Krumlov

Klíčová slova

Srdeční revoluce, velké tepny, EKG, tep, hemodynamická tepenná pulsová vlna, rychlost pulsové vlny, fotoplethysmografický snímač průchozí a reflexní, cévní Doppler, invazivní měření krevního tlaku

I Úvod

Hemodynamické tepenné pulsové vlny člověka vznikají v krevním řečišti jako odezva na srdeční revoluci (plnění – diastola a vyprazdňování – systola srdečních komor krví). Tyto pulsové vlny lze snímat z velkých tepen jako je tepna krční (karotida), vřetenní (radiální), stehenní (femorální) atd. různými způsoby. Jeden z nich je snímání pulsové vlny ultrazvukem pomocí ultrazvukového rychloměru (cévní Doppler) a druhý snímání pulsové vlny opticky pletysmografickým transmisním nebo reflexním snímačem. Pulsové vlny lze také získat invazivním (přímým) měřením krevního tlaku. Dle tvaru (morfologie) pulsové vlny, rychlosti této vlny atd. lékaři diagnostikují zanešení tepen tukovými pláty. Tyto pláty zvyšují tuhost cévních stěn a tím hemodynamický odpor krevního řečiště což vyžaduje zvýšenou srdeční práci. Dvoukanálový měřicí systém ISES-USB (inteligentní školní experimentální systém) umožňuje současně na jedné tepně sledovat tutéž pulsovou vlnu ultrazvukovým cévním Dopplerem (1. kanál) a optickým reflexním snímačem (2. kanál). Současným snímáním EKG a pulsových vln z karotidy nebo femorální tepny lze měřit a vypočítat tzv. karoticko – femorální rychlost pulsové vlny (RPVcf), která vypovídá o stupni tuhosti cévních stěn, a tedy stupni kornatění tepen (ateroskleróza).

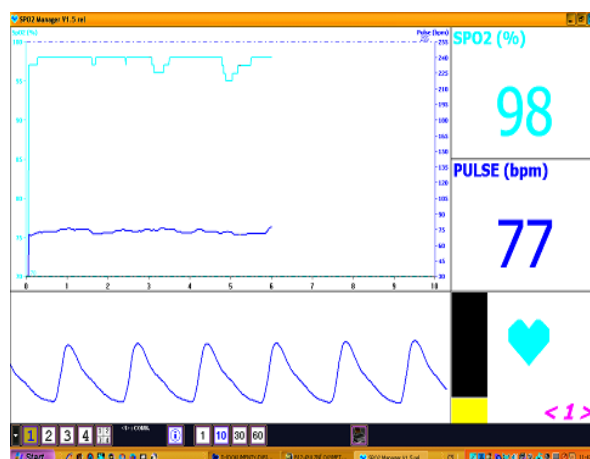
Ve workshopu budou vysvětleny principy popsaných metod a účastníci si budou moci sami na sobě změřit tyto pulsové vlny pomocí: a) pulsních oxymetrů prstových nebo zabudovaných v lůžkovém kardiomonitoru b) cévního Doppleru (rychloměru krve) a systému ISES, c) invazivního (přímého) měření krevního tlaku se systémem ISES.

2 Měření hemodynamické tepenné pulsové vlny pulsními oxymetry

Měří se prstovými pulsními oxymetry nebo pulsními oxymetry jako součást lůžkového kardiomonitoru. Na obrázku 1 je prstový pulsní oxymetr a na obrázku 2 jsou grafické trendy nasycení krve kyslíkem a pulsu, dole je pulsová vlna.



Obr. 1: Prstový pulsní oxymetr (Contec)

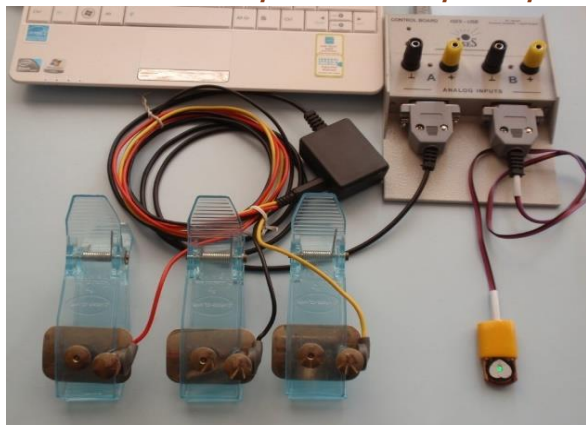


Obr. 2: St. trend saturace, st. trend pulsu a st. pulsová vlna

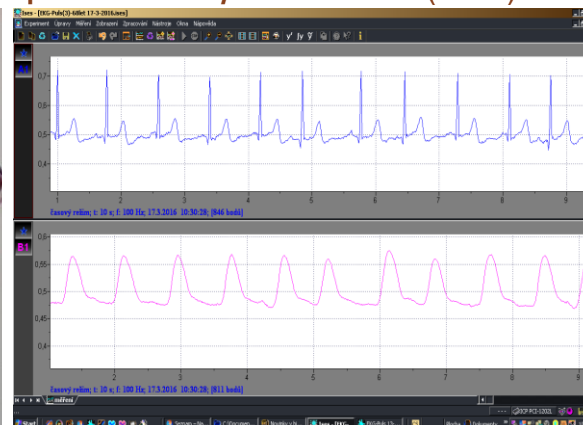
Nejvyšší vlna EKG – QRS komplex vybudí vypuzení krve z levé srdeční komory v době systoly (ejekční fáze) o objemu cca 80 ml. Tato pulsová hemodynamická tlaková vlna se přes aortu šíří do jednotlivých končetin našeho těla až k periférii, a tedy i do konečků prstů i ucha. Změny objemu periferie (např. konečků prstů) v závislosti na naplnění tkání krví při srdeční revoluci (pulsní periferní vlně) se nazývají pletysmografie.

Tyto změny se snímají opticky fotoelektrickým snímačem metodou transmisní (průsvitovou) nebo také nazývanou transparentní (průchozí). Pak tento snímač srdečního pulsu nazýváme fotoplethysmografickým snímačem. Skládá se ze zdroje světla o vlnové délce 660 nm (červená část spektra) a 940 nm (infračervená část spektra) a fotodetektorů v podobě fotorezistorů, fotodiod nebo fototranzistorů.

3 Pulsové hemodynamické vlny velkých tepen měřené systémem ISES (autor)

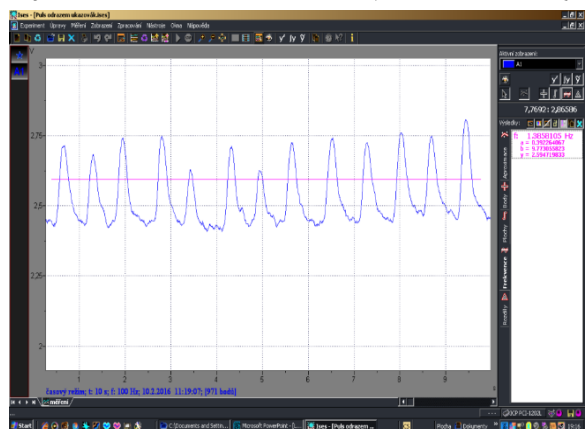


Obr. 3: Vlevo EKG elektrody a EKG modul
Vpravo ISES-USB a reflexní fotosnímač (autor)

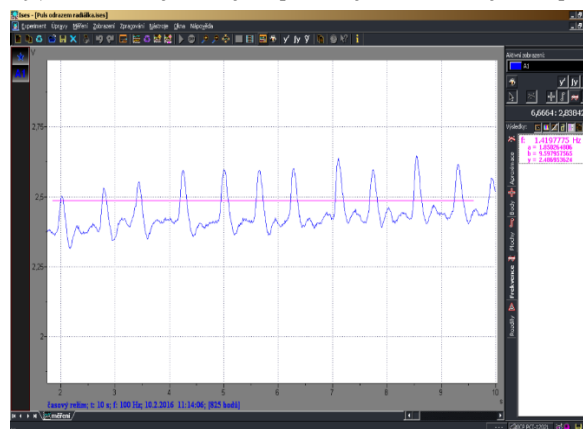


Obr. 4: Stopa EKG (modře),
stopa KTG karotidogram (fialově) (autor)

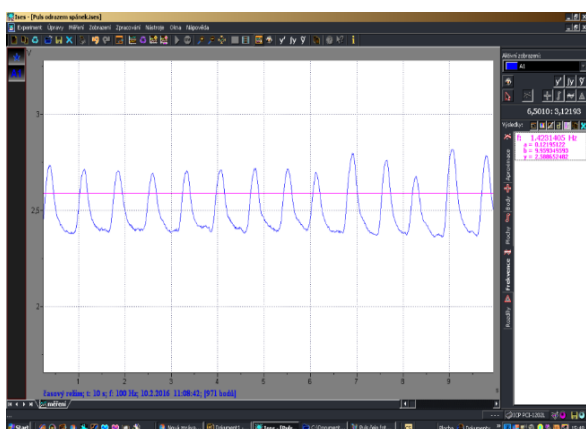
Pulsové vlny se také snímají reflexním fotoplethysmografickým snímačem emitujícím zelené světlo. Na obr. 3 je černá krabička nový EKG modul ISES. Vpravo dole na obr. 3 je fotoplethysmografický reflexní snímač (žluté pouzdro, zelená LED dioda). Na obr. 4 je nahoře první stopa EKG (modře) a dole druhá stopa KTG karotidogram snímáný z krční tepny–krkavice (fialově). KTG je důležitý signál pro polygrafii hemodynamiky krevního řečiště. Na následujících obrázcích (5–8) jsou ukázky různých pulsových vln velkých tepen.



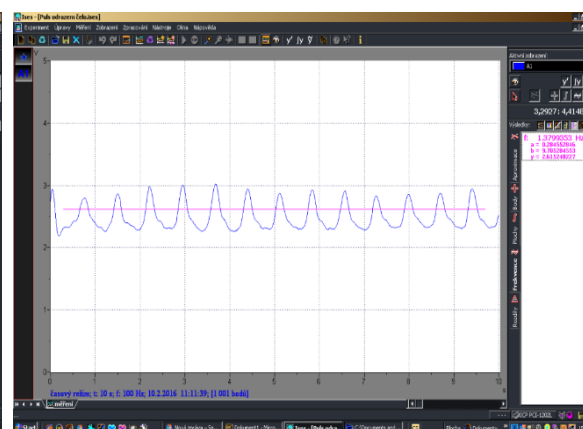
Obr. 5: Pulsová vlna z ukazováku (autor)



Obr. 6: Pulsová vlna z arterie radialis (vřetenní tepny) (autor)



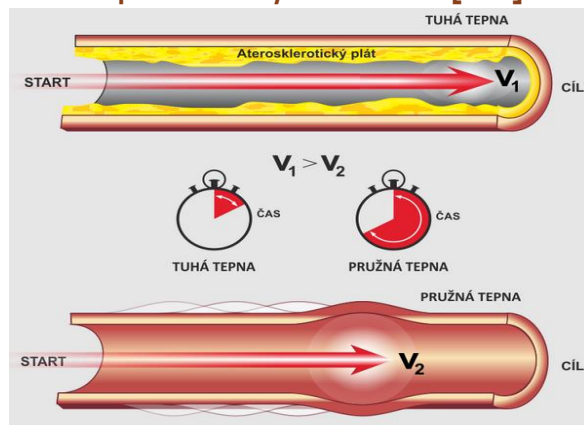
Obr. 7: Pulsová vlna ze spánku (autor)



Obr. 8: Pulsová vlna z čela – palencefalogram (autor)

Pro snímání výše uvedených pulsových vln je použit reflexní fotoplethysmografický snímač obr. 3 vpravo dole, (žluté pouzdro, zelená LED dioda). Pulsová vlna z ukazováku obr. 5 je u běžných patientských monitorů snímána průchozím (transmisním) fotoplethysmografickým snímačem umístěným v příslušném klipsu, a navíc se měří nasycení krve kyslíkem SpO_2 [%].

4 Rychlost hemodynamické pulsové vlny $v = RPV$ [m/s] a tuhost aorty [I]



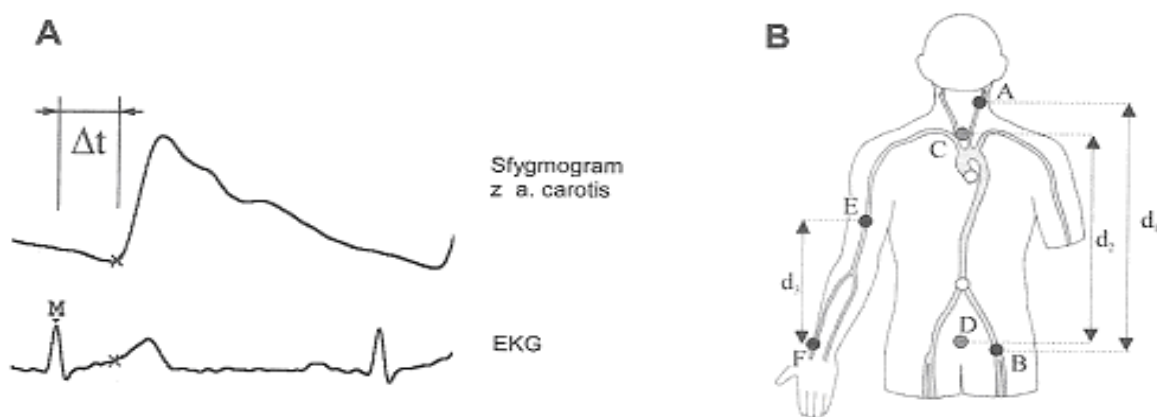
Obr. 9: Srovnání tuhé a pružné tepny. Zdroj ICRC-FNUSA Brno

$$\text{Rovnice continuity: } S_1 \times V_1 = S_2 \times V_2$$

Tuhá tepna je zanesena tukovými pláty způsobujícími tuhost cévních stěn. Má menší průřez S_1 [m²], tím větší rychlost v_1 [m/s], větší hemodynamický odpor a kratší čas. Typické pro starší osoby.

Pružná tepna nemá tukové pláty, má větší průřez S_2 [m²], nižší rychlost v_2 [m/s], menší hemodynamický odpor, delší čas díky pružným stěnám. Typické pro mladší osoby.

Rychlost pulsové vlny RPV předpovídá kardiovaskulární riziko úmrtnosti ze všech příčin, zvláště u choroby ledvin v posledním stádiu, u pacientů s hypertenzí, u pacientů s cukrovkou a u seniorů. K určení tuhosti aorty se v klinické praxi jako „zlatý standard“ používá karoticko-femorální (krkavico-stehenní) RPV (**RPVcf**). Měří se tranzitní čas jako rozdíl (a. carotis – a. femoralis) a vzdálenost mezi oběma místy, viz obrázek 8. Na základě této metody byla z několika klinických studií sestavena tabulka referenčních hodnot, viz tab. 10. RPVcf je větší u tuhých tepen, proto roste s věkem a s hodnotami krevního tlaku. Vyšší RPVcf vztažené k věku představuje zvýšené riziko výskytu hypertenze, která je hlavní příčinou úmrtí pro infarkt myokardu a cévní mozkovou příhodu



Obr. 10A: Měření zpoždění Δt mezi R-kmitem EKG (bod M) a nástupem pulsové vlny (viz. sfygmogram) krční tepny [1].

Obr. 10B: d_1 =vzdálenost (AB) mezi krční a stehenní tepnou, d_2 = vzdálenost (CD) mezi horním okrajem manubrium sterny (C) a symfýzou (D) [1].

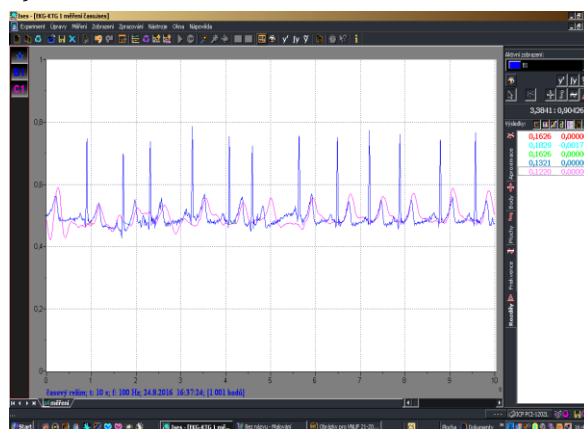
Měří se časový úsek Δt mezi kmitem $R \equiv M$ (EKG) a nástupem pulsové vlny krční tepny označený křížkem. Dále se změří čas mezi kmitem $R \equiv M$ (EKG) a nástupem pulsové vlny stehenní tepny. Také se změří vzdálenost mezi krční a stehenní tepnou. Z měření se pak určí karoticko-femorální rychlost pulsové vlny **RPVcf**. U mladých lidí je **RPVcf** nižší, protože mají pružnější tepny a nemají tepny zaneseny tukovými pláty a také mají menší hemodynamický odpor krevního řečiště. Měření se provádí novinkou fotoplethysmografickým reflexním snímačem pulsové vlny. Tímto snímačem lze měřit pulsové vlny většiny velkých podpovrchových tepen.

Věk (roky)	Rychlost pulsové vlny (m/s)							
	2,5	5	10	50	75	90	95	97,5
20	5,93	6,31	6,76	8,36	9,28	10,27	10,94	11,58
30	5,72	6,15	6,66	8,45	9,47	10,58	11,33	12,05
40	5,59	6,07	6,63	8,63	9,75	11,02	11,86	12,66
50	5,57	6,10	6,71	8,90	10,14	11,51	12,43	13,30
60	5,70	6,27	6,94	9,33	10,68	12,17	13,18	14,13
70	6,01	6,63	7,36	9,96	11,38	13,06	14,15	15,19
80	6,48	7,15	7,93	10,72	12,27	14,04	15,21	16,32
90	7,15	7,87	8,70	11,68	13,39	15,23	16,48	17,67

Tab. 1: Referenční intervaly rychlosti pulsové vlny RVPcf pro vybrané percentily [1].

4.1 Měření zpoždění Δt_1 mezi R-kmitem EKG a a. carotis (krkavici)

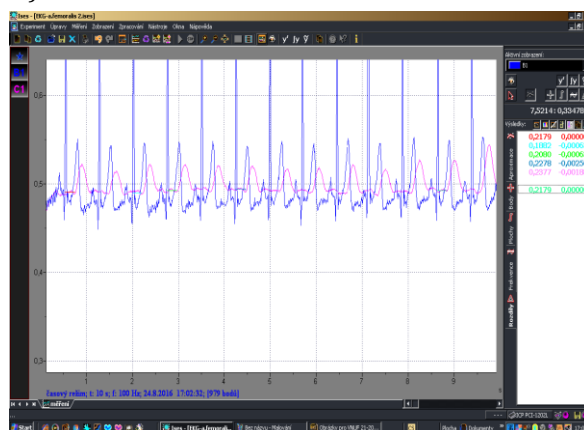
Průměr $\Delta t_1 = 0,152$ s (obr.11) – autor.



Obr. 11: Měření zpoždění Δt_1 mezi R-kmitem EKG a a. carotis (krkavici) (autor).

4.2 Měření zpoždění Δt_2 mezi R-vlnou EKG a a. femoralis (stehenní tepnou)

Průměr $\Delta t_2 = 0,216$ s (obr. 12) – autor



Obr. 12: Měření zpoždění Δt_2 mezi R-vlnou EKG a a. femoralis (stehenní tepnou) (autor)

4.3 Výpočet karoticko-femorální rychlosti pulsové vlny (RPVcf) a rychlosti pulzové vlny v aortě RPVa

a) Výpočet rychlosti karoticko-femorální pulzové vlny RPVcf [m/s]

Podle obr. 11 je $\Delta t_1 = 0,152$ s a podle obr. 12 je $\Delta t_2 = 0,216$ s, podle obr. 10B je $d_1 = 0,67$ m, pak platí:

$$RPVcf = d_1 / (\Delta t_2 - \Delta t_1) = 0,67 / (0,216 - 0,152) = 10,5 \text{ m/s}$$

Dle tabulky 1 se blíží s $RPVcf = 10,5$ m/s percentilu 50 pro věk 70 let. Nedosahuji šedého pole pro percentily 95,0–97,5. Kdo přesahuje percentilu 90 měl by si měřit krevní tlak alespoň dvakrát ročně.

b) Výpočet průměrné hodnoty MRPVcf [m/s] pro věk 70 let

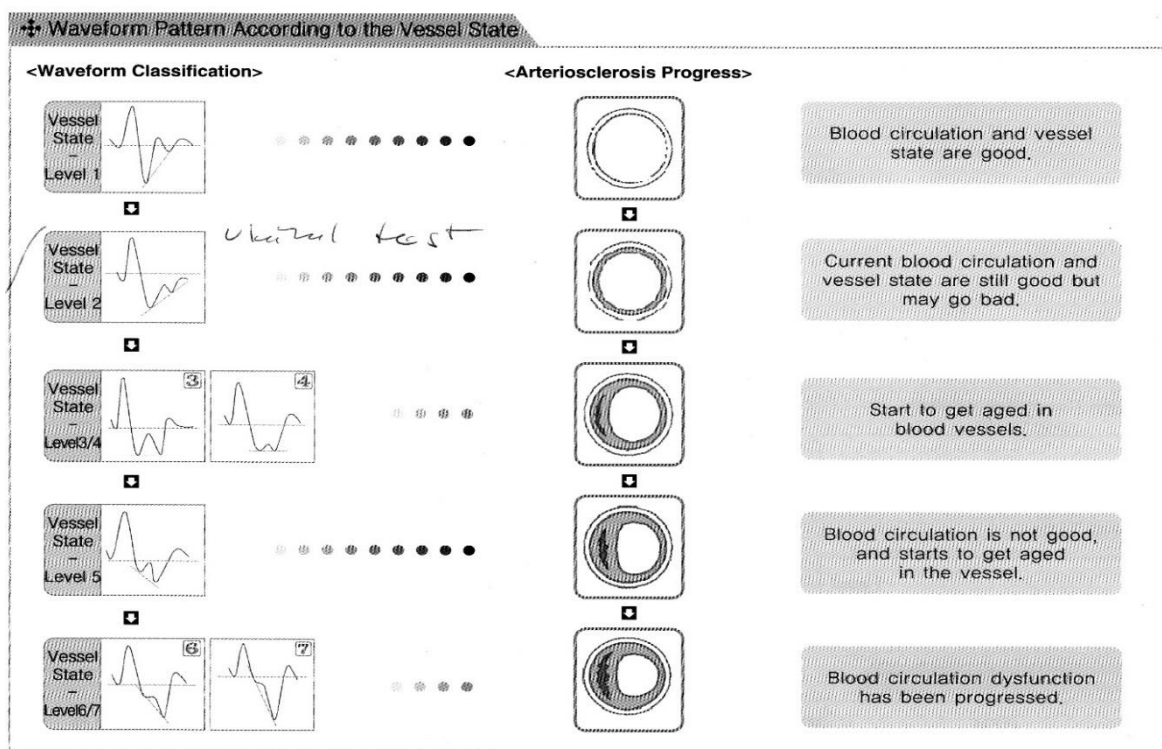
$$MRPVcf = 8,325 + 0,005 \times (\text{věk} / 10)^3 = 10,04 \text{ m/s}$$

Srovnání hodnot měřením $RPVcf = 10,5$ m/s a výpočtem $MRPVcf = 10,04$ m/s se hodnoty téměř neliší.

c) Výpočet skutečné rychlosti pulzové vlny v aortě RPVa pro $d_2 = 0,45$ m

$$RPVa = (d_2 - 0,05\text{m}) / (\Delta t_2 - \Delta t_1) = (0,45 - 0,05) / (0,216 - 0,152) = 6,25 \text{ m/s}$$

4.4 Pulzové vlny v závislosti na stavu tepen (Měřeno na autorovi)



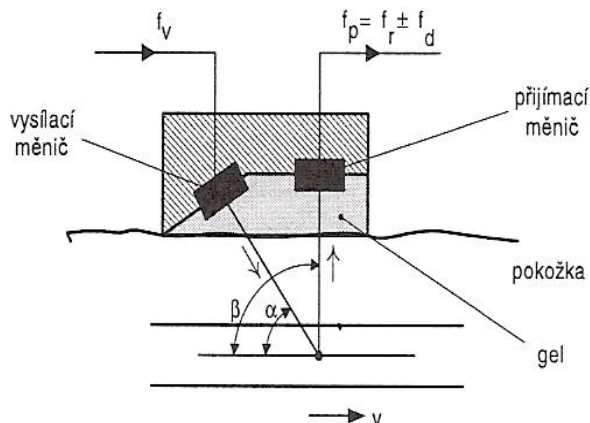
Obr. 13: Pulzové vlny v závislosti na stavu tepen (autor)
Levý sloupec – klasifikace pulsových vln. Pravý sloupec – stupeň arteriosklerózy.

5 Měření pulsové vlny ultrazvukovým rychloměrem toku krve (cévní doppler)

Cévní doppler obr. 14 umožňuje diagnostikovat stav cév nemocných. Princip cévního doppleru znázorňuje obr. 15. Vysílací ultrazvuková sonda vysílá ultrazvukový signál o kmitočtu f_v [MHz].



Obr. 14: Cévní doppler (Huntleigh)



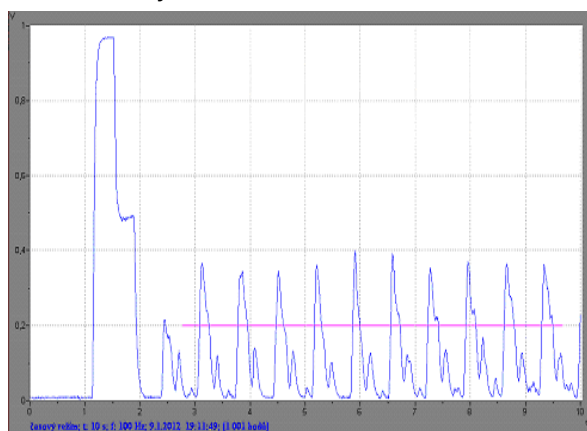
Obr. 15: Princip cévního doppleru. [3]

Signál f_v se odrazí od proudících erytrocytů v cévě ale s jiným kmitočtem f_p [MHz]. Rozdíl obou kmitočtů vytvoří tzv. Dopplerův frekvenční zdvih, který je dán vztahem:

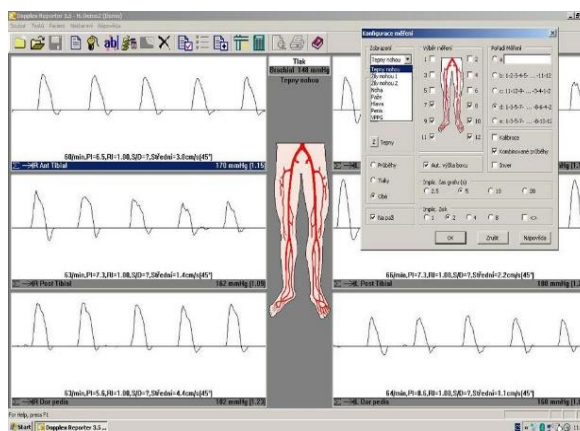
$$f_d = f_v \pm f_p = 2f_v \times (v / c) \times \cos \alpha$$

kde v je rychlost erytrocytů v cévě, c průměrná rychlost ultrazvuku ve tkáni, α úhel, který svírá vysílací ultrazvukový měnič s osou cévy. Tento frekvenční zdvih f_d je úměrný rychlosti toku krve v [m/s] v cévě.

Příklad toku krve radiální tepnou je na obr. 16. Kmitočty ultrazvukových sond bývají 2 MHz pro hloubkové cévy a 8 MHz pro povrchové cévy. K zobrazení toku krve radiální tepnou byl užít cévní doppler Huntleigh MD1 a měřicí systém ISES.



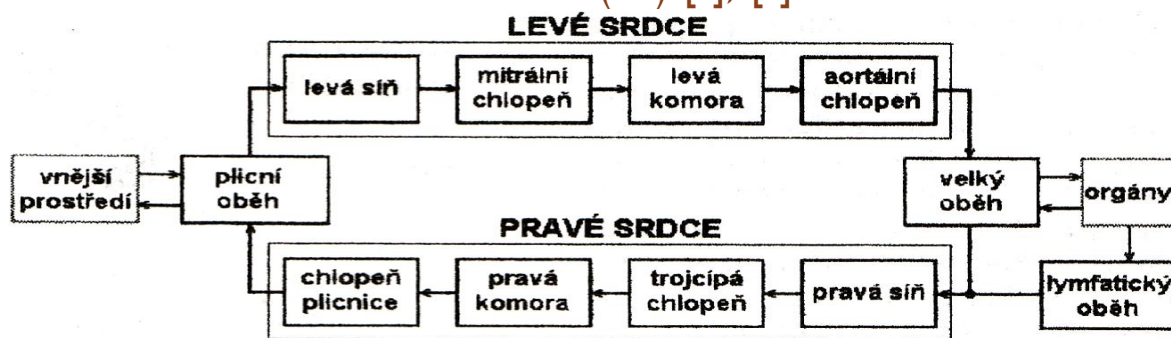
Obr. 16: Tok krve radiální tepnou (autor).



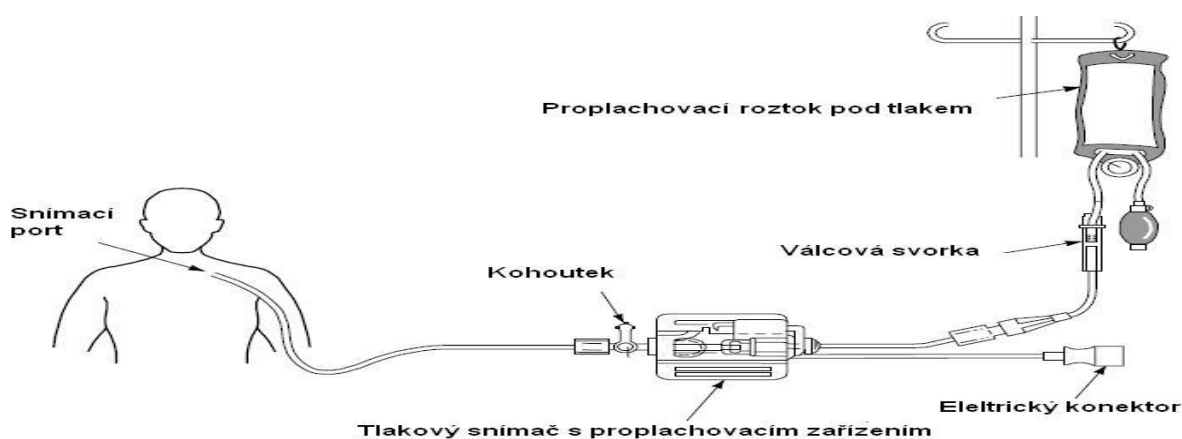
Obr. 17: Počítačový protokol dolních končetin (Huntleigh)

Cévní doppler je spojen s počítačem pro vyhodnocení naměřených křivek, uložení do paměti a tisk protokolu.

6 Invazivní monitorování krevního tlaku (IBP) [3], [4]

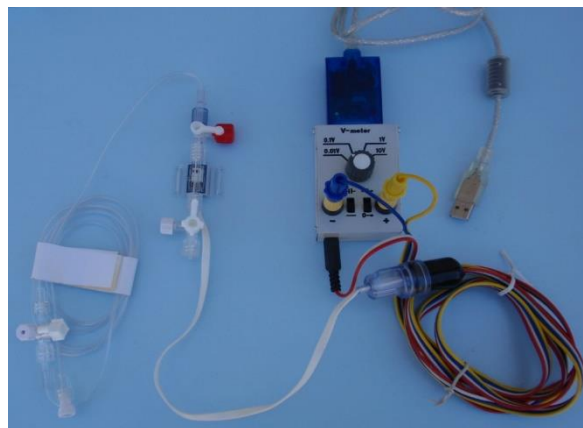


Obr. 18: Blokové schema kardiovaskulárního systému [4]

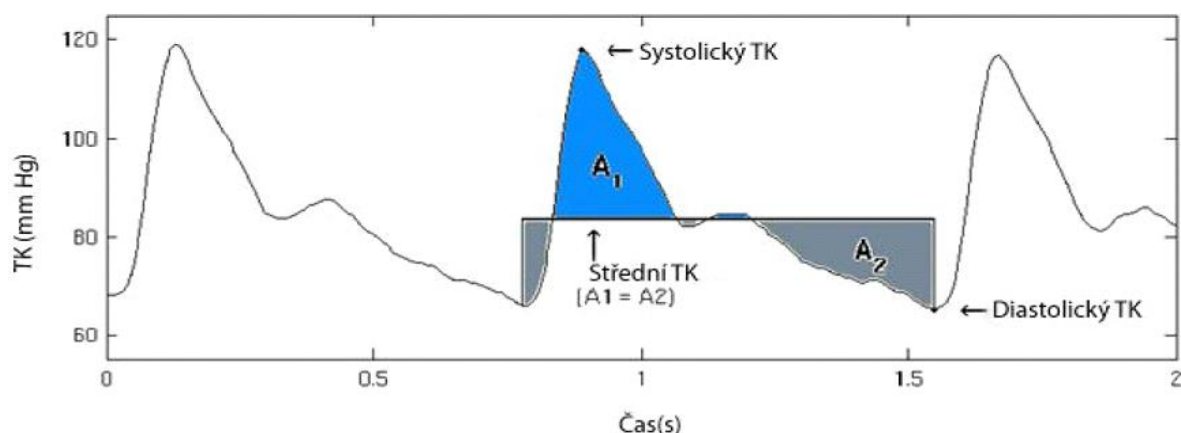


Obr. 19: Schéma měření krevního tlaku invazivní (IBP) metodou [5].

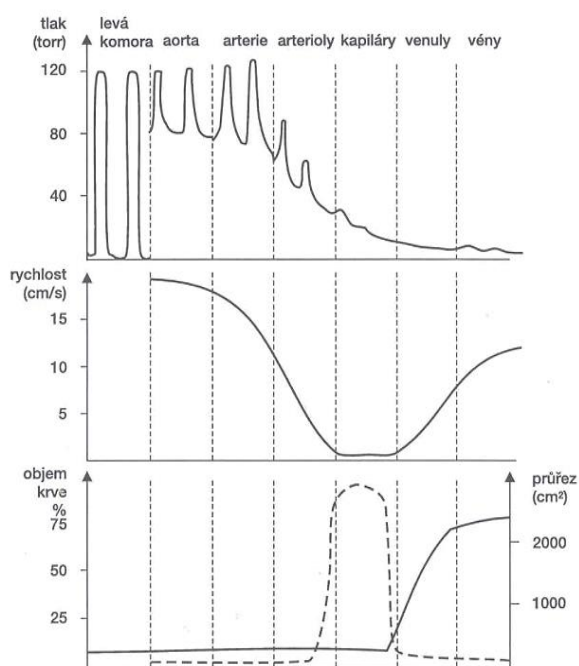
Invazivní měření krevního tlaku (IBP) (obr. 19) se nejčastěji používá, mimo jiné u kardiokirurgických operací a následně na kardiokirurgických „jipkách“. Jehla nebo katétr se zavádí na zápěstí do arteria radiális (vřetenní tepny). To se pak připojuje do kohoutku tlakového snímače. Tlakové snímače jsou konstruovány jako drátové nebo polovodičové tenzometry (nanesené na titanové membráně). Tenzometry jsou vždy čtyři zapojené do můstku. Dva jsou měřicí a dva pro kompenzaci vlivu teploty. Měřicí komůrka tlakového snímače je napojena na tlakové proplachovací zařízení skládající se tlakového vaku s ručkovým manometrem a nafukovacím balonkem. V síťce tlakového vaku je umístěn vak s fyziologickým sterilním roztokem. Vak s fyziologickým roztokem je propojen s tlakovým snímačem infuzním setem skládajícího se z kapkovací komůrky, hadičky s tlačkou (regulující průtok) a koncovkou Luer Lock napojenou do komůrky tlakového snímače. Fyziologický roztok v infuzní soupravě slouží k tlakovému proplachu celé měřicí linky. To proto, aby se krev nevracela do této linky. Kdyby se dlouhodobě dostaly krevní částice na membránu tlakového snímače, znehodnotilo by se měření.



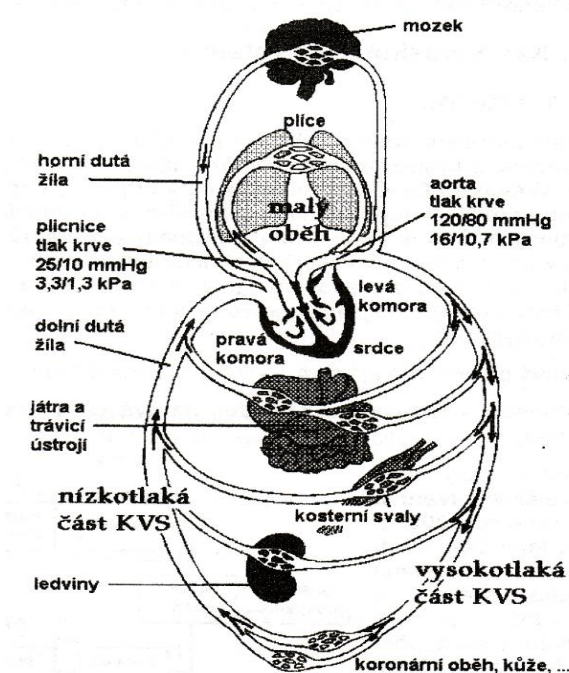
Obr. 20: Invazivní měření krevního tlaku (IBP). Vlevo snímač IBP s měřicí linkou. Vpravo ISES-Link (modrá barva) a voltmetr ISES (autor)



Obr. 21: Průběh tepenného krevního tlaku měřeného invazivně (IBP). [3]



Obr. 22: Tlaky, rychlosti, objemy krevního řečiště [2, 4]



Obr. 23: Kardiovaskulární systém [4]

Minutový srdeční výdej (Cardiac Output) $V_m = 66,67 \times f \times (P_s + 2 \times P_d) / (P_s + P_d) = f \times V_s$

Objem jedné systoly (Stroke Volume) $V_s = (60-80) \text{ ml}$, při zátěži $(100-150) \text{ ml}$

Objem krve u dospělého člověka bývá cca 5 litrů. Z toho vyplývá, že minutový srdeční výdej V_m [l / min.] bude cca 5 litrů / min. Vzorec pro V_m je jen empirický a tedy informativní. Vysvětlení veličin ve vzorcích: f [tepů / min] je srdeční frekvence (tep), P_s [mmHg = torr] systolický tlak, P_d [mmHg = torr] diastolický tlak. Příklad: minutový srdeční výdej V_m pro $f = 60$ tepů / min, $P_s = 120$ mmHg, $P_d = 80$ mmHg je 5,6 l / min.

7 Závěr

Všechna výše uvedená zapojení a měření provedl autor tohoto příspěvku. Detailní vysvětlení jednotlivých principů je uvedeno v literatuře [2]. Protože autor tohoto příspěvku je biomedicínský inženýr nepouští se do rozborů diagnostikování naměřených výsledků. Toto nechává lékařům. Autor se zaměřil jen na měření hemodynamických tepenných pulsových vln několika, pro něho, dostupnými metodami.

Literatura

- [1] Nováková Z. a kol.: *Praktická cvičení z fyziologie*, Masarykova univerzita Brno 2011
- [2] Balek B.: *Biologické experimenty se systémem ISES*. Návod pro laboratorní cvičení: skripta Ivančice 2012
- [3] Rozman J. a kol.: *Elektronické přístroje v lékařství*. Academia Praha 2006
- [4] Trojan, S. a kol.: *Lékařská fyziologie*, GRADA AVICENUM, Praha 1994,
- [5] Holčík J.: *Bionika*, skripta ÚBMI VUT Brno 2000