

## ZAŘÍZENÍ PRO MĚŘENÍ HEMODYNAMICKÝCH PARAMETRŮ

JAN DVOŘÁK<sup>1</sup>, JAN HAVLÍK<sup>1</sup>, VRATISLAV FABIÁN<sup>2</sup>

<sup>1</sup> Katedra teorie obvodů, Fakulta Elektrotechnická, ČVUT v Praze

<sup>2</sup> Katedra fyziky, Fakulta Elektrotechnická, ČVUT v Praze

### Abstrakt

*Příspěvek se zabývá možnostmi měření hemodynamických parametrů kardiovaskulárního systému neinvazivními metodami. První část je věnována teoretickému rozboru problematiky, metodice měření, zpracování signálů a jejich vyhodnocení. Je stručně popsáno několik parametrů, které jsou podstatné pro určení míry postižení cév aterosklerózou. Dále je čtenář stručně seznámen s návrhem vlastního zařízení a jeho konkrétní realizací v podobě funkčního vzorku na FEL ČVUT. Toto zařízení umožňuje synchronní měření všech potřebných biologických signálů, které jsou nezbytné pro vyhodnocení stavu kardiovaskulárního systému popsány metodami a výzkum dalších významných parametrů.*

**Klíčová slova:** hemodynamika – EKG – PPG – CAVI index – ASI index – pulzní vlna – oscilometrická metoda – pletysmografická křivka – krevní tlak

### Abstract

#### Device for measurement of hemodynamic parameters

*This contribution deals with the methods of non-invasive measurement of hemodynamic parameters. The first part is dedicated to theoretical analysis of the problem, the methodology of measurement and signal processing. It concisely describes several parameters that are important for determination of the extent to which the veins were affected by atherosclerosis. After that, the reader is briefly introduced to the project of the device itself and to its working model made at FEE CTU in Prague. This device enables synchronous measurement of all of the necessary biological signals required for the evaluation of the cardiovascular system condition and for the research of other significant parameters.*

**Key words:** hemodynamic measurement – ECG – PPG – CAVI index – ASI index – pulse wave – oscilometry measurement – plethysmographic curve – blood pressure

### ÚVOD

Jednou z nejčastějších příčin úmrtí jsou v dnešní době choroby kardiovaskulárního systému. Základním předpokladem pro pokles mortality je jejich včasné odhalení a léčba. Mezi základní rizikové faktory těchto chorob patří obvykle vysoký věk, kouření, poruchy metabolismu, hypertenze, či diabetes mellitus.

Celkový stav kardiovaskulárního systému je v současné době možné monitorovat buď invazivní cestou, nebo neinvazivními zobrazovacími metodami (CT, MRI). Jiné neinvazivní metody měření (např. přístroje řady VaSera) nám dávají pouze částečnou informaci, avšak jsou pro lékaře obvykle prvotním vodítkem k tomu, že není vše v pořádku. Jejich výhodou je především nízká cena vyšetření ve srovnání s pokročilými zobrazovacími metodami a tedy i širší dostupnost v ordinacích lékařů i domácí péči.

Snahou dnešní doby je maximalizovat množství informací, které lze neinvazivními metodami získat. Ukazuje se, že při měření krevního tlaku oscilometrickou metodou je možné při vhodném uspořádání měření získat další hemodynamické parametry kardiovaskulárního systému. Mezi tyto parametry patří rychlost šíření pulzní vlny, index zesílení pulzní vlny a další odvozené parametry.

Praktická část se zabývá návrhem a realizací zařízení pro

monitorování hemodynamických parametrů. To se skládá z několika nezávislých funkčních bloků propojených do jednoho celku. Navržené zařízení obsahuje: modul EKG, modul FKG (snímání pomocí fonendoskopu s integrovaným mikrofonem a přímým výstupem na sluchátka), dvoukanálový PPG, dva moduly pro měření krevního tlaku oscilometrickou metodou, z toho jeden umožňuje měření nejen při vypouštění, ale také napouštění manžety.

Zařízení je možné použít pro snímání běžně nedostupných signálů a jako nástroj při vývoji robustních algoritmů signálového zpracování. Všechna data přenášená do PC jsou v surové podobě, bez filtrace. Signálové zpracování a výpočty hodnot se provádí v softwarové aplikaci pro Windows, a dále v jakémkoliv výpočetním prostředí, například MATLAB.

### HEMODYNAMICKÉ PARAMETRY

Tato kapitola se stručně zabývá jednotlivými hemodynamickými parametry, které je možné měřit neinvazivní cestou a na jejichž základě lze včasné indikovat a monitorovat vývoj onemocnění, typicky projevů arteriosklerózy. V současné literatuře se často zaměňují termíny arterioskleróza a ateroskleróza. Proces arteriosklerózy je typický pro arteriální hypertenzi a fyziologicky provází stárnutí, zatímco

ateroskleróza má řadu komplexních příčin, kde hypertenze je pouze jeden z patogenetických faktorů.

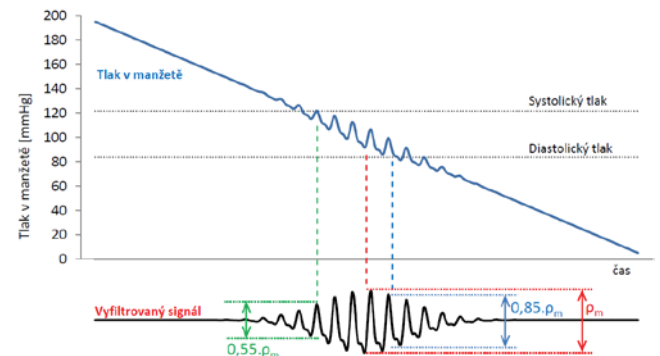
### Krevní tlak

Krevní tlak je jedním ze základních a nejdůležitějších neinvazivně měřitelných hemodynamických parametrů. Jeho význam je především při sledování celkového stavu krevního řečiště, protože je jeho hodnota závislá právě na celkové rezistenci cév a minutovém srdečním výdeji. Rezistenci cév pak ovlivňuje mnoho faktorů, především ale poddajnost velkých cév a vasodilatace či vazokonstrikce cév v periferních oblastech.

Většina standardních tonometrů udává jako výsledek měření pouze systolický (SBP) a diastolický (DBP) krevní tlak. Systolický tlak je maximální tlak v krevním řečišti po srdečním stahu (systole), diastolický potom nejnižší tlak po naplnění srdce žilní krví (diastole). Dalším hemodynamickým parametrem, který je možné jednoduše získat, je střední arteriální tlak (MAP). Jeho význam je popsán dále.

Významným prediktorem kardiovaskulárního rizika především u jedinců po 55. roce života je pulzový tlak (PP). Je to rozdíl systolického a diastolického krevního tlaku a je tedy nezávislý na ostatních tlakových hodnotách. Po 55. roce života dochází ke snižování diastolického tlaku, což znesnadňuje predikci rizika srdečních a mozkových příhod. Za hraniční hodnotu normálního pulzového tlaku je považována hodnota 50 mmHg, vyšší hodnota je patologická. [1] Většina elektronických tonometrů dnes používá oscilometrickou metodu měření krevního tlaku. Tato metoda je založena na měření a vyhodnocování rytmických oscilací tlaku v manžetě. Během srdečního cyklu dochází k objemovým změnám zaškrčeného místa (paže), které se přenáší na změnu tlaku v manžetě. Vysoko nad hranicí systolického tlaku se vlivem zaškrčení objem paže, tedy ani tlak v manžetě, nemění. Při snižování tlaku v manžetě postupně oscilace narůstají a pod hranicí diastolického tlaku opět odeznívají. Maximální naměřené oscilace pak odpovídají střednímu arteriálnímu tlaku, ze kterého se dále vypočítají hodnoty tlaku systolického a diastolického. Bylo zjištěno, že s přijatelnou chybou lze hodnotu systolického tlaku určit jako tlak v manžetě, ve kterém amplituda oscilací nabývá 55% svého maxima (v části před dosažením maxima). Diastolický tlak se pak určí v momentě, kdy oscilace nabývají 85% maxima (v části po dosažení maxima). Obrázek Obr. 1 znázorňuje princip této metody.

Obr. 1: Princip měření oscilometrickou metodou



Zpracování signálů z oscilometrických tonometrů je velmi obtížné, neboť není jednoduché nalézt algoritmus, který by byl schopen vypočítat krevní tlak u nemocných pacientů. Tato metoda je také velmi náchylná na pohybové artefakty, které část oscilometrického signálu znehodnotí, a je pak velmi obtížné automatickou metodou nalézt systolický a diastolický tlak.

### Parametry pulzní vlny

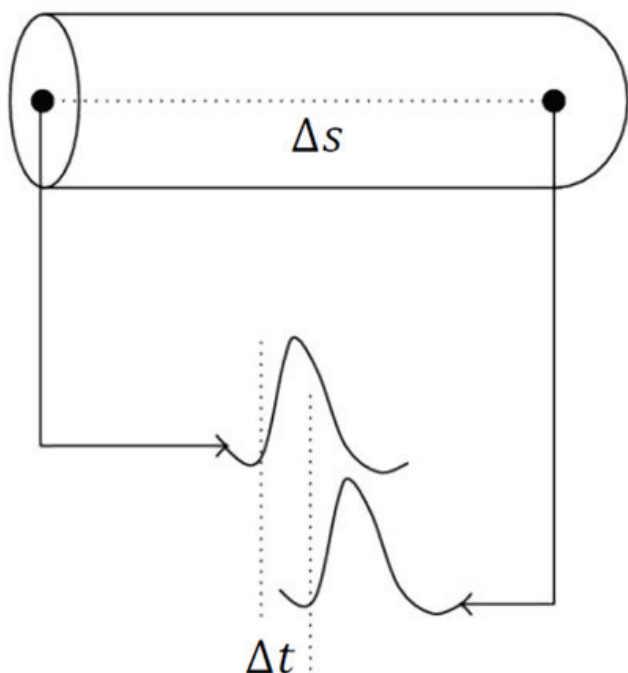
Z průběhu oscilací můžeme zaznamenat a vypočítat nejen krevní tlak, ale i další hemodynamické parametry, např. index zesílení pulzní vlny (označováno AI, z anglického Augmentation Index) a rychlost šíření pulzní vlny (označováno PWV, z anglického Pulse Wave Velocity). Jednou z neinvazivních metod pro snímání těchto parametrů je měření pulzní vlny při tzv. suprasystolickém tlaku. Suprasystolický tlak je tlak v manžetě vyšší než systolický tlak měřené osoby (typicky o 20 mmHg až 40 mmHg), při němž je tepna zcela uzavřena a neprotéká jí tedy žádná krev. V tomto případě pulzace z aorty narazí na manžetu, která je přenáší přímo na tlakový senzor.

Fyziologický princip je takový, že po srdečním stahu je od srdce šířena pulzní vlna, označovaná jako přímá pulzní vlna (FPW, z anglického Forward Pressure Wave). Jestliže tato vlna narazí na překážku, typicky v místech kde se aorta dělí, dochází k jejímu odrazu, a nazpět se šíří odražená pulzní vlna (RPW, z anglického Reflected Pressure Wave). Pokud jsou stěny tepny pružné, absorbují většinu energie této odražené vlny, a my naměříme pouze vlnu s malou amplitudou ve srovnání s přímou vlnou. V opačném případě, tedy pokud jsou stěny rigidní, rychlost šíření je vyšší, a energie je stěnami absorbována jen minimálně. To má za následek, že měříme odraženou pulzní vlnu superponovanou na přímou pulzní vlnu. U osob s rigidními tepnami (typicky se jedná o diabetiky, jedince s těžkou aterosklerózou, uremií, sklerodermií nebo osoby těžce manuálně pracující) se také falešně diagnostikuje zvýšený krevní tlak a ke zjištění jeho skutečné hodnoty je nutné invazivní měření. [2]

Rychlost šíření pulzní vlny je rychlost, kterou se přímá pulzní vlna šíří z aorty vaskulárním systémem. Lze ji vypočítat například jako čas šíření mezi dvěma body (zobrazo-

no na obrázku Obr. 2) nebo porovnáním záznamu pulzací s pevným časovým bodem srdečního cyklu, typicky s R-vlnou v EKG křivce.

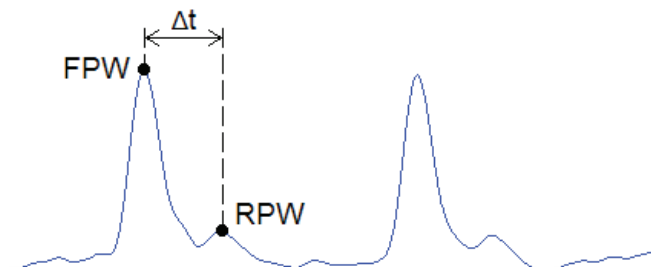
**Obr. 2: Šíření pulzní vlny [3]**



Rychlost pulzní vlny (PWV) poskytuje informaci o roztažnosti (angl. distensibility) měřené cévy, což je veličina nepřímo úměrná tuhosti (angl. stiffness).

Abychom však mohli vypočítat PWV z oscilometrických pulzací, potřebujeme naměřit několik period signálu při suprasystolickém tlaku a detekovat maxima přímé (FPW) a odražené (RPW) pulzní vlny. Tato maxima jsou znázorněna na obrázku Obr. 3.

**Obr. 3: Pulzace a významné body**



Protože přímou i odraženou pulzní vlnu detekujeme v jednom místě, pak je zřejmé, že čas, kdy je detekována odražená vlna, je roven dvojnásobku času šíření k nejbližší překážce. Touto překážkou je v případě neinvazivního měření manžetou na paži pánevní symfýza.

**CAVI (Cardio-Ankle Vascular Index)**

CAVI index je hodnota vyjadřující tuhost tepen mezi srdcem a kotníkem. Hodnota CAVI se měří zejména pro sledování arteriosklerózy a jejího postupu, protože při zhoršování stavu pacienta se zvyšuje CAVI index. Přílišná tuhost aorty zapříčiňuje vznik srdečních onemocnění a zvláště u starších pacientů je tak vyšetření CAVI velmi přínosné. Výpočet této veličiny vychází z indexu tuhosti (označováno  $\beta$ ) měřeného typicky ultrazvukem, nezávisle na krevním tlaku.

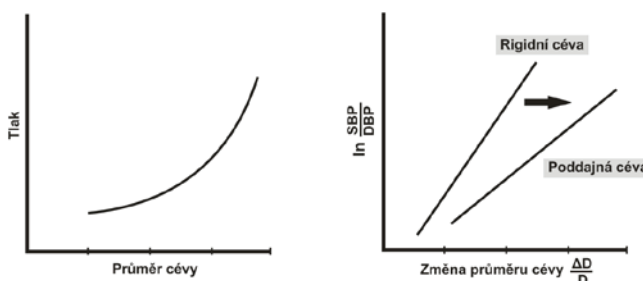
Výpočet indexu CAVI

Parametr tuhosti  $\beta$  lze obecně vyjádřit výrazem

$$\beta = \ln\left(\frac{SBP}{DBP}\right) \cdot \frac{D}{\Delta D}$$

kde D je průměr cévy a  $\Delta D$  je změna v průměru cévy během srdečního cyklu, měřené typicky pomocí ultrazvukového zobrazení, SBP vyjadřuje systolický tlak, DBP diastolický tlak. Protože mezi krevním tlakem a průměrem cévy je při stabilním stavu pacienta přibližně exponenciální závislost, parametr tuhosti tuto závislost linearizuje. To je zřejmé z obrázku Obr. 4, kde index tuhosti odpovídá směrnici přímky.

**Obr. 4: Vzájemné závislosti měřených parametrů v CAVI [4]**



Protože měříme tuhost mezi srdcem a kotníkem, je index tuhosti nazýván CAVI

$$CAVI = \ln\left(\frac{SBP}{DBP}\right) \cdot \frac{2\rho}{PP} \cdot PWV^2$$

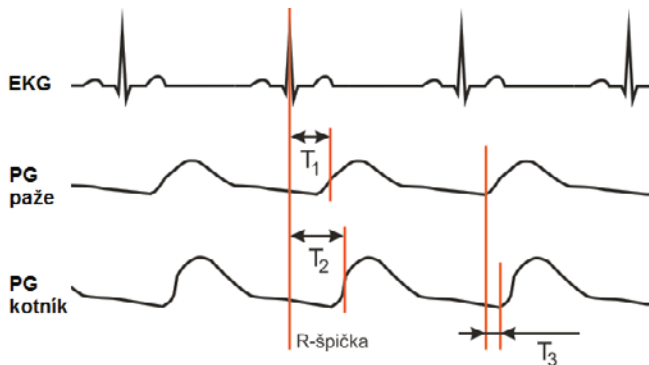
PWV zde označuje naměřenou rychlost šíření pulzní vlny mezi srdcem a kotníkem. Krevní tlak se měří na paži. [9]

Měření indexu CAVI

K měření indexu CAVI je třeba znát systolický a diastolický krevní tlak, a rychlost šíření pulzní vlny mezi brachiální tepnou a kotníkem. Pro automatizované měření je výhodné zadat jako vstupní parametr výšku pacienta, a ostatní vzdálenosti dopočítat.

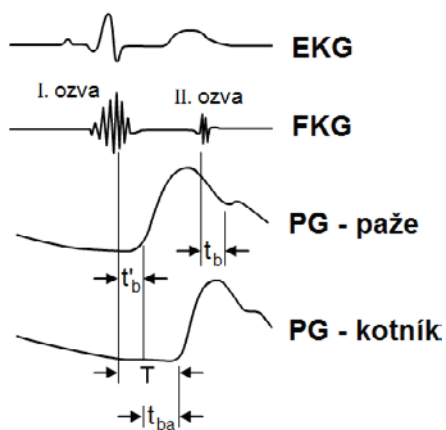
Typicky se měří PWV mezi srdcem, paží a kotníkem (v angl. označováno jako ankle-brachial). Způsobu měření je několik, první z nich vyžaduje k výpočtu PWV záznam EKG a dva pletysmografické záznamy z paže a kotníku, kde jsou nasazeny manžety. Typické průběhy a parametry jsou ilustrovány na obrázku Obr. 5.

**Obr. 5: Typické průběhy signálů a jejich parametrizace**



Další možností je provádět synchronizaci na základě FKG záznamu, kde detekujeme významné body v podobě ozvev při otevření a zavření chlopní. Na obrázku Obr. 6 je znázorněn vztah měřených signálů.

**Obr. 6: Vztah měřených signálů k FKG [5]**



Na obrázku jsou vyznačeny tyto časové úseky:  $t_b$  označuje čas mezi zavřením aortální chlopně (II. ozva) a zářezem v pulzní vlně na pažní tepně,  $t'_b$  označuje dobu mezi otevřením aortální chlopně (I. ozva) a patou pulzní vlny na pažní tepně a  $t_{ba}$  je doba mezi patami obou pulzních vln. Čas  $T$  je potom celkový čas šíření pulzní vlny od srdce (resp. aortální chlopně) ke kotníku. Dobu  $T$  je těžké přesně změřit, protože z I. srdeční ozvy nelze přesně určit čas, kdy začne proudit krev. Proto se určí jako součet  $T=t_b+t_{ba}$  nebo  $T=t'_b+t_{ba}$ , protože časy  $t_b$  a  $t'_b$  jsou v teoretickém případě totožné. [5]

Při snímání pulzní vlny na kotníku i paží je v obou manžetách udržován nízký tlak, přibližně mezi 30 mmHg a 50 mmHg, aby tlak manžety měl minimální vliv na hemody-

namiku. Krevní tlak se měří až po získání těchto signálů. [5] Protože PWV je obecně velmi závislá na krevním tlaku, je nepoužitelná jako komparativní parametr kardiovaskulárního systému. Proto přecházíme k CAVI, který je s krevním tlakem korelovaný jen velmi málo. CAVI index se měří a počítá zvlášť pro pravou a levou polovinu těla, v literatuře i protokolu o měření jsou pak tyto CAVI indexy označovány jako R-CAVI (pro pravou polovinu) a L-CAVI (pro levou polovinu). U zdravého člověka by měly být obě hodnoty totožné.

#### Normální hodnoty a stáří cév

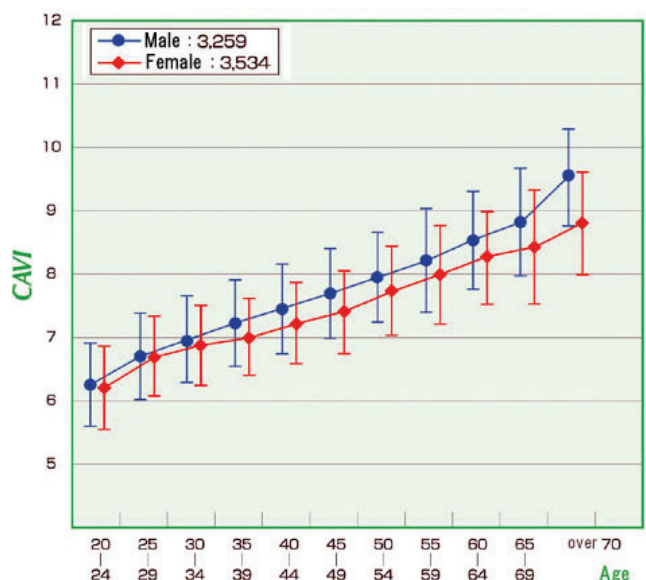
Normální hodnoty CAVI indexu jsou uvedeny v tabulce Tab. 1.

**Tab. 1: Hodnoty CAVI indexu**

| CAVI                  | Popis                        |
|-----------------------|------------------------------|
| $CAVI < 8.0$          | Normální hodnota             |
| $8.0 \leq CAVI < 9.0$ | Hraniční stav                |
| $9.0 \leq CAVI$       | Podezření na arteriosklerózu |

CAVI index je však závislý na mnoha faktorech, především na věku pacienta. Normální hodnoty pro různé věkové kategorie v populaci zdravých lidí jsou zobrazeny na obrázku Obr. 7. Křivka je vynesena zvlášť pro muže (male) a ženy (female), protože se normální hodnota CAVI indexu pro obě pohlaví lehce odlišuje.

**Obr. 7: Normální hodnoty CAVI indexu napříč věkovými skupinami [6]**



Ze znalosti CAVI pacienta lze jeho srovnáním s průměrem v populaci bez rizikových faktorů aterosklerózy přibližně určit fyziologické stáří cév. Pokud je CAVI vyšší než průměr zdravé populace ve stejné věkové skupině, pak lze zvažovat možnost počínající arteriosklerózy a je třeba upravit životní styl tak, aby se snížila pravděpodobnost vzniku

dalších komplikací. Příkladem významných skupin, které mají typicky zvýšený CAVI index, jsou pacienti trpící hypertenzí a hyperglykemií.

### ABI (Ankle-Brachial Index)

Ankle-Brachial Index je velmi užitečný parametr pro hodnocení stenózy a uzávěru bérkových tepen. ABI se měří neinvazivně a vypočte se jako poměr systolických krevních tlaků naměřených na kotníku a na paži u ležícího pacienta.

$$ABI = \frac{SBP_{\text{kotník}}}{SBP_{\text{paže}}}$$

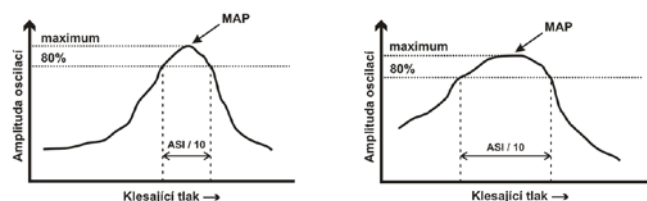
Stejně jako u CAVI se měří zvláště pro pravou a levnou polovinu těla, a označuje se v literatuře jako R-ABI a L-ABI.

### ASI (Arterial Stiffness Index)

ASI je další z ukazatelů poddajnosti cévní stěny. Je ho možné určit z průběhu oscilometrických pulzací, známé-li obálka pulzací a korespondující tlak v manžetě. U zdravého jedince má obálka ostřejší špičku v místě středního arteriálního tlaku (MAP). Pokud jsou však cévy rigidní, obálka je v místě MAP spíše plochá. To je znázorněno na obrázku Obr. 8.

Algoritmus výpočtu ASI indexu funguje tak, že nejprve najde maximální amplitudu obálky oscilací (při MAP). Poté vyhodnotí tlaky v manžetě, a rozdíl korespondujících tlaků v manžetě ve chvíli 80% amplitudy před a po výskytu maxima považujeme za  $0,1 \times ASI$ . [8]

**Obr. 8 Grafické porovnání vysokého a nízkého ASI**



Míra rizika výskytu kardiovaskulárních chorob je uvedena v tabulce Tab. 2.

**Tab. 2 Hodnoty ASI indexu [7]**

| ASI                  | Riziko kardiovaskulárních chorob |
|----------------------|----------------------------------|
| ASI < 80             | Žádné                            |
| $80 \leq ASI < 210$  | Mírné riziko                     |
| $210 \leq ASI < 310$ | Vysoké riziko                    |
| $310 \leq ASI$       | Velmi vysoké riziko              |

### Rozdíl MAP při nafukování a vyfukování manžety

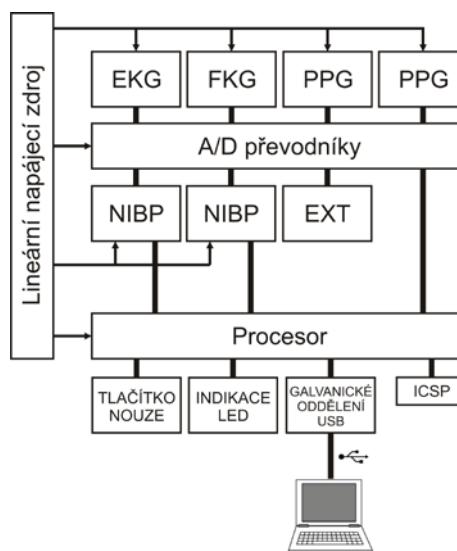
Na signálech naměřených pomocí navrženého zařízení byl zkoumán vliv postupu měření na hodnotu středního arteriálního tlaku (MAP). Podle prvotních výsledků je patrné, že

MAP není shodný při měření při nafukování a vyfukování manžety, a tento rozdíl koreluje s mírou poškození cév.

### Zařízení pro měření hemodynamických parametrů

Zařízení se skládá z několika samostatných funkčních bloků, které se starají o měření a zpracování biologických signálů. Celkové blokové schéma zařízení je na obrázku Obr. 9. Jednotlivé funkční bloky slouží k měření signálů, tyto jsou dále A/D převodníkem digitalizovány a procesor je přenáší přes galvanicky oddělené USB rozhraní do PC. Stav zařízení jsou indikovány LED diodami, a je zde také tlačítko „Emergency“ pro rychlé vypnutí měření v případě, že pro pacienta začne být měření bolestivé. To může být způsobeno například použitím nevhodné manžety, kdy vysoký tlak v manžetě pacientovi paži nepříjemně zaškrtí.

**Obr. 9 Blokové schéma zařízení**

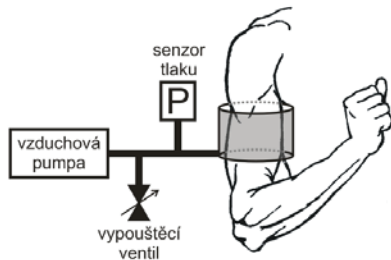


V navrženém zařízení jsou dva shodné moduly PPG, u obou je možné obsluhou nastavit zesílení výstupního zesilovače. To je výhodné zejména při výměně prstového senzoru (tzv. kolíčku) za jiný typ (například reflektivní senzor) nebo při snímání PPG na jiných částech těla. EKG modul je řešen standardním způsobem a umožňuje snímání EKG křivky pomocí dvou nebo 4 elektrod. Jeden modul pro měření krevního tlaku a oscilometrických pulzací je klasického uspořádání, druhý je speciální.

### Měření krevního tlaku a oscilací při vypouštění manžety

Klasické měření krevního tlaku probíhá tak, že se nejprve nafoukne manžeta na tlak vyšší než je očekávaný systolický, a poté se rychlostí přibližně 2 mmHg/s až 3 mmHg/s vypouští. Při vypouštění se zaznamenávají oscilace v manžetě a korespondující tlak v manžetě. Oba signály se snímají z jediného tlakového senzoru a jsou separovány jednoduchým analogovým filtrem. Pro toto měření je zapotřebí pouze vzduchová pumpa a elektricky ovladatelný vypouštěcí ventil. Blokové schéma uspořádání je na obrázku Obr. 10.

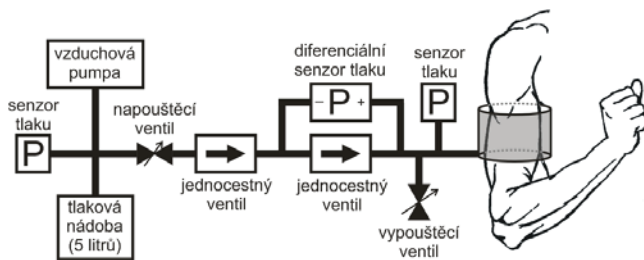
**Obr. 10** Blokové schéma klasického uspořádání měření



Měření krevního tlaku a oscilací při napouštění i vypouštění manžety

Na rozdíl od klasického typu měření, popsaném v předcházející kapitole, tento modul umí měřit oscilace při nafukování i vyfukování manžety. Skládá se z tlakové nádoby, která je vzduchovou pumpou udržována pod tlakem minimálně o 50 mmHg vyšším než je tlak, na který nafukujeme manžetu, dvou jednocestných ventilů a dvou elektricky regulovatelných ventilů. Blokové schéma je znázorněné na obrázku Obr. 11.

**Obr. 11:** Řešení pro měření oscilací při nafukování i vyfukování manžety



Diferenciální senzor na jednocestném ventilu má za úkol naměřit tvar oscilací co nejméně tak, aby signál nebyl zkreslen filtrací. Tím můžeme měřit oscilace nejen při suprasystolickém tlaku, ale i při nafukování a vyfukování manžety.

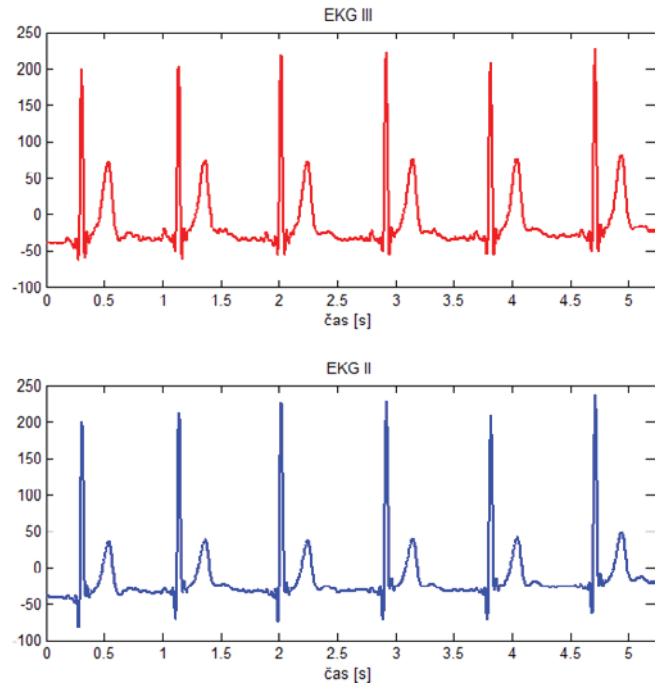
**METODIKA MĚŘENÍ**

Automatické měření oscilací pro kompletní screening se sestává z pomalého napouštění a pomalého vypouštění manžety. Ve chvíli, kdy je manžeta nafouknutá na maximální nastavený tlak, jsou snímány suprasystolické pulzace. Všechna data jsou do CSV souboru zapisována v surové podobě s vzorkovací frekvencí 400Hz, bez filtrace a přepočtu na mmHg. Je to proto, abychom pro následné zpracování používali data bez zkreslení, a bez přítomnosti desetinné čárky, která často komplikuje zpracování. SW aplikací je také přepočítán vztah mezi surovou hodnotou a veličinou v daných fyzikálních jednotkách (po kalibraci).

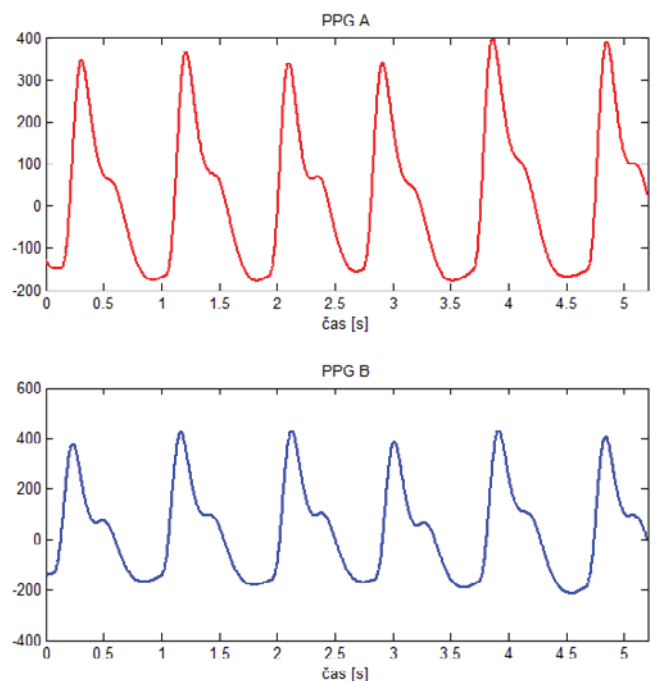
Naměřené signály je možné jednoduše zobrazit a zpracovat například v systému MATLAB. Ukázka naměřených signálů je na obrázcích Obr. 12 až Obr. 15. Naměřené signály jsou zobrazené v surové podobě pro další zpracování.

U měření FKG je zobrazen příklad velmi jednoduchého vyhodnocení doby první a druhé srdeční ozvy na základě prahování a energie signálu.

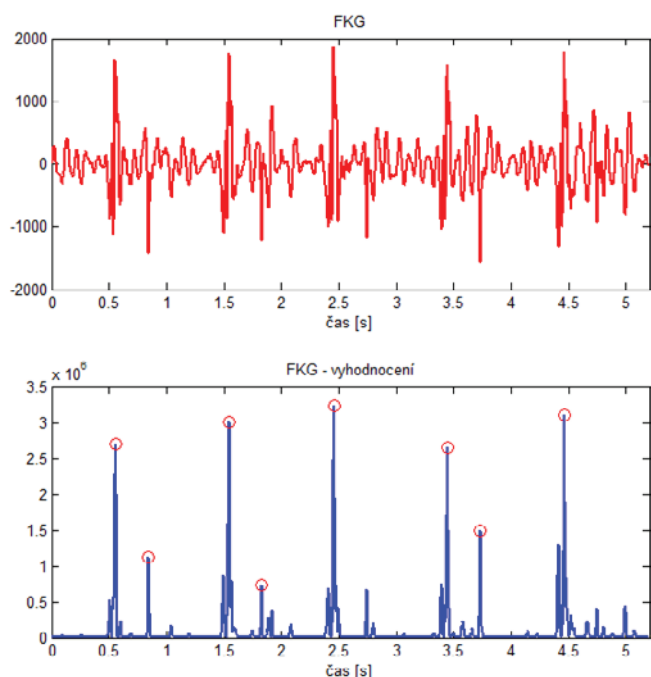
**Obr. 12** Zobrazení signálu EKG (dva svody)



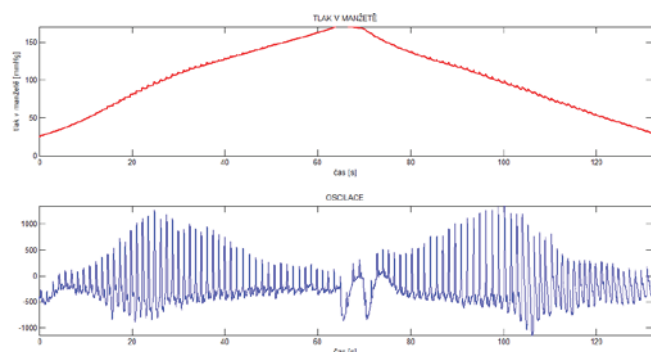
**Obr. 13:** Zobrazení signálu PPG (oba kanály)



**Obr. 14: Zobrazení signálu FKG s vyhodnocením**



**Obr. 15: Oscilace a korespondující tlak v manžetě při nafukování a vyfukování**



## ZÁVĚR

Cílem bylo seznámit čtenáře s problematikou měření hemodynamických parametrů kardiovaskulárního systému a navrženým zařízením, pomocí něhož je možné tyto parametry jednoduše měřit. Součástí jsou také příklady naměřených reálných signálů. Pomocí prezentovaného zařízení byla vytvořena databáze hemodynamických signálů obsahující záznamy EKG, PPG, FKG a oscilometrických pulzací. Část těchto signálů byla měřena zároveň přístrojem VaSera 1500N (Fukuda Denshi), některé parciální výsledky našich algoritmů lze takto validovat.

Signálová databáze bude dále využita k návrhu, implementaci a ověření algoritmů sloužících k diagnostice kardiovaskulárního systému, především pak k primárnímu screeningu aterosklerózy. Jako nejzajímavější parametry se v této souvislosti ukazují rozdíly hodnot středního arteriálního tlaku naměřeného při napouštění a vypouštění manžety,

časová vzdálenost mezi QRS komplexem (vlnou R) na EKG signálu a dobou odpovídající polovině vzdálenosti mezi maximem a minimem na PPG signálu (tento parametr v podstatě odpovídá parametru Pulse Transit Time) a tvar časového průběhu photoplethysmografického signálu.

## Literatura

- [1. ŠTEJFA, Miloš. *Kardiologie*. 3., přepr. a dopl. vyd. Praha: Grada, 2007, 722 s. ISBN 978-802-4713-854.
- [2. *Problematika měření krevního tlaku u seniorů*. *Zdravotnické noviny: Lékařské listy* 19/2008 [online]. 18.11.2008 [cit. 2012-04-18]. Dostupné z: <http://www.zdn.cz/clanek/priloha-lekarske-listy/problematika-mereni-krevniho-tlaku-u-senioru-389724>
- [3. MACKENZIE, I.S. *Assessment of arterial stiffness in clinical practice*. *QJM: An International Journal of Medicine* [online]. roč. 95, č. 2, s. 67–74 [cit. 2012-04-18]. ISSN 14602393. DOI: 10.1093/qjmed/95.2.67. Dostupné z: <http://www.qjmed.oupjournals.org/cgi/doi/10.1093/qjmed/95.2.67>
- [4. *Arterial Stiffness Index "CAVI"*. Fukuda Denshi [online]. 2008 [cit. 2012-04-18]. Dostupné z: [http://www.fukuda.co.jp/english/products/special\\_features/vasera/cavi.html](http://www.fukuda.co.jp/english/products/special_features/vasera/cavi.html)
- [5. Shirai K, Utino J, Otsuka K, Takata M: A novel blood pressure – independent arterial wall stiffness parameter; cardio-ankle vascular index (CAVI). *J Atheroscler Thromb*, 2006.
- [6. *Arteriosclerosis Exam: Clinical Usefulness*. Fukuda Denshi [online]. 2008 [cit. 2012-04-18]. Dostupné z: [http://www.fukuda.co.jp/english/products/special\\_features/vasera/clinical.html](http://www.fukuda.co.jp/english/products/special_features/vasera/clinical.html)
- [7. Greenwood J.R. : *Arterial Stiffness Index*. Cardiovision. Dostupné z: [http://www.newlinemedical.com/images/Medical/cardiovision\\_pdfs/ASI%20Explanation.PDF](http://www.newlinemedical.com/images/Medical/cardiovision_pdfs/ASI%20Explanation.PDF)
- [8. KAIBE, Masaharu, Mitsuru OHISHI, Norio KOMAI, Norihisa ITO, Tomohiro KATSUYA, Hiromi RAKUGI a Toshio OGIHARA. *Arterial stiffness index: A new evaluation for arterial stiffness in elderly patients with essential hypertension*. DOI: 10.1046/j.1444-1586.2002.00045.x. Dostupné z: <http://www.vital-age.de/Cardio%20Vision/Japanese%20Geriatric%20ASI.pdf>
- [9. KOTANI, Kazuhiko, Michiaki MIYAMOTO a Nobuyuki TANI-GUCHI. *Clinical Significance of the Cardio-Ankle Vascular Index (CAVI) in Hypertension*. DOI: 10.2174/157340210793611659. Dostupné z: <http://bentham-science.com/chr/openaccessarticles/CHR-6-4/D0004H.pdf>

## PODĚKOVÁNÍ

Předložená práce vznikla za podpory grantu č. SGS11/153/OHK3/3T/13 uděleného Českým vysokým učením technickým v Praze.

## Ing. Jan Dvořák

Volutová 2516/2, 158 00 Praha 13

e-mail: [dvoraj45@fel.cvut.cz](mailto:dvoraj45@fel.cvut.cz)

*Příspěvek je jednou z vítězných prací Ceny společnosti Medi-prax CB s.r.o. 2012, vyhlášené ve 4. čísle Urgentní medicíny v roce 2012 a byla vybrána odbornou porotou k otištění.*