

**VŠB - Technická univerzita Ostrava**  
**Fakulta elektrotechniky a informatiky**  
Katedra kybernetiky a biomedicínského inženýrství

**Topografické mapování pulsní vlny**  
Topographic Mapping Pulse Wave

2014

Jan Foltyn

VŠB - Technická univerzita Ostrava  
Fakulta elektrotechniky a informatiky  
Katedra kybernetiky a biomedicínského inženýrství

## Zadání bakalářské práce

Student: **Jan Foltyn**  
Studijní program: B2649 Elektrotechnika  
Studijní obor: 3901R039 Biomedicínský technik  
Téma: **Topografické mapování pulsní vlny**  
**Topographic Mapping Pulse Wave**

Zásady pro vypracování:

1. Rešerše problematiky rychlosti šíření pulsní vlny.
2. Tvorba multikanálového hardware pro měření pulsní vlny.
3. Tvorba software pro vizualizaci a určení rychlosti šíření pulsní vlny.
4. Zhodnocení dosažených výsledků práce.

Seznam doporučené odborné literatury:

- [1] PENHAKER, Marek, et al. *Lékařské diagnostické přístroje: učební texty*. 1. vyd. Ostrava: VŠB - Technická univerzita Ostrava, 2004, 320 s. ISBN 80-248-0751-3.
- [2] JIRÁK, Zdeněk. *Fyziologie pro bakalářské studium na ZSF OU*. 2., přeprac. vyd. Ostrava: Ostravská univerzita v Ostravě, Zdravotně sociální fakulta, 2007, 249 s. ISBN 978-80-7368-234-7.
- [3] SALVI, Paolo. *Pulse Waves: How Vascular Hemodynamics Affects Blood Pressure*. Springer, 2012, XII, 138p. 125 illus.. ISBN 978-88-470-2438-0.

Formální náležitosti a rozsah bakalářské práce stanoví pokyny pro vypracování zveřejněné na webových stránkách fakulty.

Vedoucí bakalářské práce: **Ing. Lukáš Peter**

Datum zadání: 01.09.2013

Datum odevzdání: 07.05.2014

doc. Ing. Jiří Koziorek, Ph.D.  
vedoucí katedry



prof. RNDr. Václav Snášel, CSc.  
děkan fakulty

## **Prohlášení**

*„Prohlašuji, že jsem tuto bakalářskou/diplomovou práci vypracoval samostatně. Uvedl jsem všechny literární prameny a publikace, ze kterých jsem čerpal.“*

Datum odevzdání bakalářské práce: 7.5.2014



Jan Foltyn

## **Poděkování**

Tímto bych chtěl poděkovat vedoucímu práce Ing. Lukáši Peterovi za trpělivé vedení, vstřícný přístup a poskytnuté informace k mé práci.

Rovněž bych chtěl poděkovat Ing. Martinu Černému, Ph.D. za konzultace při vývoji softwaru a ochotu při zapůjčení vybavení.

## **Abstrakt**

Měření rychlosti šíření pulsní vlny (PWV) je neinvazivní metoda, sloužící k posuzování arteriální tuhosti. Slouží především k prevenci onemocnění kardiovaskulárního systému. Tato práce popisuje vývoj a funkci zařízení pro měření PWV. Zařízení se skládá z dvoukanálového hardwaru pro úpravu signálů z fotopletysmografů, USB měřicí karty pro kontinuální převod měřených dat do PC a softwaru v programu LabView, zpracovávajícího naměřená data. Výstupem softwaru je uživatelské rozhraní, na kterém jsou v reálném čase graficky zobrazovány naměřené signály a vypočtené hodnoty PWV.

## **Klíčová slova**

Rychlost šíření pulsní vlny, pulsní vlna, fotopletysmograf, předzpracování signálu, LabView

## **Abstract**

Pulse wave velocity measurement (PWV) is non-invasive method to assess arterial stiffness. It is useful as a prevention of cardiovascular system diseases. This project describes development and function of device for PWV measurement. Device consists of dual channel hardware for pletysmograph signal preprocessing, USB workstation for continuous conversion of measured data and data analysing LabView software. Output of the software is user interface, which displays measured signals and calculated values of pulse wave velocity.

## **Key words**

Pulse wave velocity, pulse wave, photopletysmograph, signal preprocessing, LabView

## Seznam použitých symbolů a zkratk

|     |                      |
|-----|----------------------|
| DP  | Dolní propust        |
| DPS | Deska plošných spojů |
| EKG | Elektrokardiograf    |
| HP  | Horní propust        |
| HW  | Hardware             |
| OZ  | Operační zesilovač   |
| PTT | Pulse transit time   |
| PW  | Pulse wave           |
| PWV | Pulse wave velocity  |
| SW  | Software             |

## Obsah

|   |    |
|---|----|
| Úvod.....   | 1  |
| 1 Teoretický rozbor .....   | 2  |
| 1.1 Krevní oběh.....  | 2  |
| 1.1.1 Hemodynamika krevního oběhu.....  | 3  |
| 1.1.2 pulsní vlna, vlastnosti, vznik, význam.....                             | 4  |
| 1.2 Detekce pulsní vlny.....  | 5  |
| 1.3 Pletysmograf .....  | 5  |
| 1.3.1 Fotopletysmograf (PPG).....   | 6  |
| 1.4 Současné poznatky z problematiky měření PWV.....                          | 7  |
| 1.4.1 Dvoukanálový systém pro měření PWV .....                                | 7  |
| 1.4.2 Analogové předzpracování signálu v reflexního fotopletysmografu.....    | 8  |
| 1.4.3 Změny PWV v závislosti na charakteristických bodech pulzní křivky. .... | 8  |
| 1.5 Rychlost pulzní vlny (současně používané přístroje).....                  | 10 |
| 1.5.1 PulsePen .....  | 10 |
| 1.5.2 Complior.....   | 11 |
| 1.5.3 Sphygmo Cor.....  | 12 |
| 1.5.4 Srovnání, zhodnocení rešerše .....                                      | 12 |
| 2 Realizace měřicího řetězce, hardware .....                                  | 13 |
| 2.1 Hardwarový přípravek .....  | 13 |
| 2.1.1 Test hardwarové části .....   | 16 |
| 2.1.2 Vzdálenost senzorů.....   | 19 |
| 3 Softwarový sběr a zpracování dat.....                                       | 21 |
| 3.1.1 Sběr dat.....   | 22 |
| 3.1.2 Určení specifického bodu pulsní vlny .....                              | 23 |
| 3.1.3 Detekce špiček, gate, výpočet PWV.....                                  | 24 |
| 3.1.4 Grafické zobrazení naměřených a vypočtených hodnot.....                 | 25 |
| 4 Výsledky měření.....  | 27 |
| 5 Závěr.....  | 29 |
| Použitá literatura: .....   | 30 |
| Seznam obrázků: .....   | 31 |
| Seznam příloh na CD: .....  | 32 |

## Úvod

Činnost kardiovaskulárního systému je nezbytně důležitá pro lidský organismus a jeho funkci. Není tedy divu, že je zapotřebí znát jeho stav, ať už kvůli včasné predikci, či posouzení charakteru a závažnosti jeho onemocnění. Nejpoužívanějším ukazatelem k posouzení stavu kardiovaskulárního systému je krevní tlak, jehož historie měření sahá ke konci 19. století, kdy byl sestrojen první rtuťový tonometr schopný ho měřit. Diagnostické metody moderní medicíny se stále vyvíjejí a umožňují nám předcházet mnoha onemocněním.

Jednou z těchto metod je měření rychlosti šíření pulsů vlny, která je dnes standardem při vyšetřování arteriální tuhosti. Arteriální tuhost je významným faktorem k posouzení onemocnění kardiovaskulárního systému, jako je například hypertenze nebo ateroskleróza. Ateroskleróza se velmi dlouho vyvíjí, než se klinicky projeví. Vyšetřování arteriální tuhosti pomocí PWV ji dokáže včas identifikovat a nasadit protipatření.

Měření PWV vyžaduje elektronický přístroj schopný detekce pulsů vln (jako je například pletysmograf) a výpočtu PWV z naměřených parametrů. Zařízení pro měření PWV se dnes běžně vyrábějí, ovšem vyžadují zkušenou obsluhu. Účelem této práce je posbírat poznatky ze současně používaných metod měření a podle nich vytvořit zařízení schopné měřit PWV, případně se ho pokusit inovovat tak, aby se proces měření PWV zjednodušil.

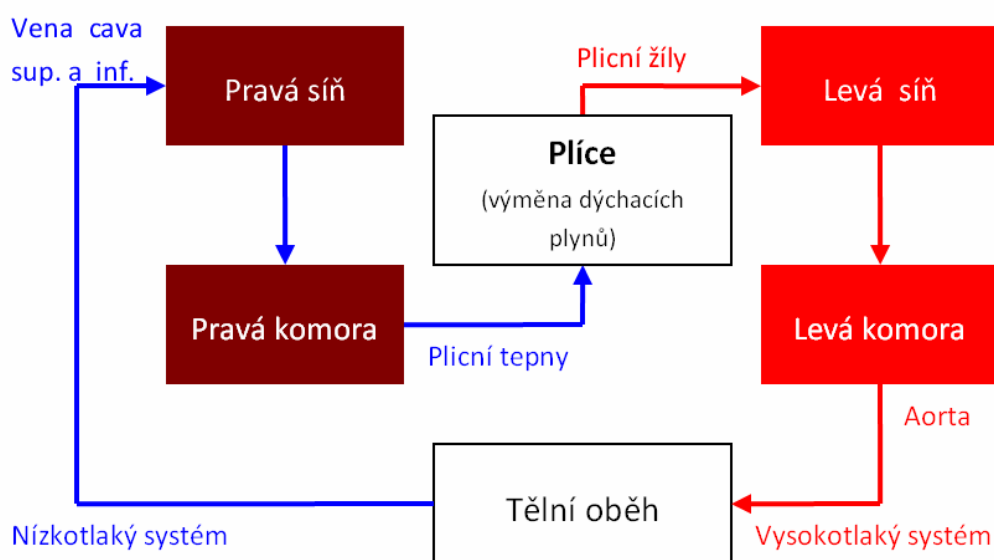


# 1 Teoretický rozbor

## 1.1 Krevní oběh

Úkolem krevního oběhu je především transport kyslíku do tkání a oxidu uhličitého do plic. Dále pak zajišťuje transport hormonů, produktů látkové výměny ledvinám a rozvod tepla vzniklého ve svalech a játrech. Krevní oběh dělíme na velký a malý. Velký krevní oběh začíná v levé srdeční komoře, odkud je okysličená krev vypuzována do aorty, tepen, tepének a následně kapilár. Tam probíhá výměna látek mezi krví a mezibuněčnou tekutinou. Z tkání se krev pohybuje tenkými žilkami do velkých žil, které ústí do pravé srdeční síně a tím uzavírají velký krevní oběh. Malý krevní oběh zajišťuje okysličení krve a odevzdání oxidu uhličitého do plic. Krev je vypuzována srdečními stahy z pravé komory do plicních tepen, pak do plic, kde dochází k výměně kyslíku a oxidu uhličitého a poté plicními žilami do levé síně.

Podle rozdělení tlaku a objemu krve dělíme krevní oběh na vysokotlaký a nízkotlaký systém. Tepenné řečiště je vysokotlaký odporový systém a žilní řečiště nízkotlaký kapacitní systém. V žilním řečišti se krev může shromažďovat podle potřeby organismu a její jednosměrný tok zajišťují chlopně [1].



Obr. 1 Blokové schéma oběhového systému.

## 1.1.1 Hemodynamika krevního oběhu

Krev se obecně pohybuje z míst s vyšším tlakem do míst s tlakem nižším. Tento rozdíl tlaku je způsoben činností srdce a umožňuje krvi překonat odpory v krevním řečišti. Odpor závisí na průsvitu cév, na jejich délce, elasticitě, šířce stěn a na viskozitě krve. Krev se v proximálním směru rozděluje z tepen do mnoha cév s menším průměrem, ale celkový průměr řečiště se zvětšuje. Proto v periferním řečišti klesá rychlost krevního toku. V žilním řečišti je největší plocha v průřezu řečiště v kapilárách a směrem k velkým žilám se rychlost toku krve zvyšuje. Pomalý tok krve v kapilárách zajišťuje dostatek času pro látkovou výměnu.

Obecně je tedy proudění kapaliny způsobeno rozdílem tlaku mezi dvěma místy. Velikost průtoku je vyjádřena ohmovým zákonem:

$$Q = \frac{\Delta P}{R} \quad (1)$$

Kde

Q: průtok krve [ $ml \cdot s^{-1}$ ]

$\Delta P$ : rozdíl tlaků (tlakový spád) [ $Pa$ ]

R: odpor v cévním systému [ $Pa \cdot ml^{-1} \cdot s$ ]

Velikost průtoku závisí na průřezu, délce trubice, viskozitě kapaliny a je vyjádřena Poiseuilleovým zákonem. Poiseuilleův zákon říká, že objemový průtok je přímo úměrný rozdílu tlaků na začátku a konci trubice a čtvrté mocnině jejího poloměru. To sice platí jen u pevných trubic, ovšem cévy mají podobné vlastnosti. V systému trubic, jako je cévní řečiště, můžeme uplatnit několik tvrzení:

**1. Průtok krve** je přímo úměrný čtvrté mocnině poloměru cévy (protéká-li cévou například 1ml/s, tak při zdvojnásobení průsvitu cévy jí bude protékat krev rychlostí 16ml/s).

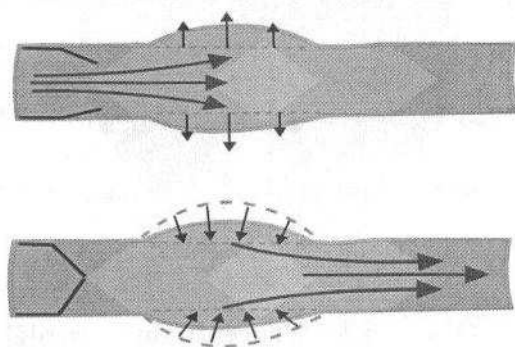
**2. Periferní odpor** v cévním systému je nepřímo úměrný čtvrté mocnině poloměru cévy (u předchozího příkladu by se zvýšením průtoku snížil odpor z 1  $Pa \cdot ml^{-1} \cdot s$  na  $1/16 Pa \cdot ml^{-1} \cdot s$ ).

**3. Odpor cévního systému** je přímo úměrný viskozitě krve a délce cévy (z hlediska řízení odporu nemá závislost délky cévy praktický význam) [1].

### 1.1.2 pulsní vlna, vlastnosti, vznik, význam

Pulsní vlna je jev vznikající vypuzení krve do oběhu. Při srdeční kontrakci je krev vypuzena z levé komory do aorty, tím dojde k jejímu roztážení. Vlivem jevu, který se nazývá pružník se energie vypuzené krve rozdělí na kinetickou, která žene krev do řečiště, a energii potenciální. Potenciální energie, se přenesou do stěn aorty a při diastole jí pomůže se vrátit na svůj původní průsvit a krevní sloupec je tlačěn dál do arteriálního řečiště. Střídáním systoly a diastoly nastává v krevním řečišti změna tlaku. Změny tlaku na stěnách cév se projevují jako objemový a tlakový puls. Rychlost pulsní vlny (Pulse wave velocity) se s věkem zvyšuje vlivem zhoršující se elasticity tepen. Ve věku 5-ti let dosahuje periferní PWV  $5,2 m \cdot s^{-1}$ , ve 20ti letech  $6,2 m \cdot s^{-1}$  ve 40ti letech  $7,2 m \cdot s^{-1}$  A v 70ti  $8,2 m \cdot s^{-1}$ .

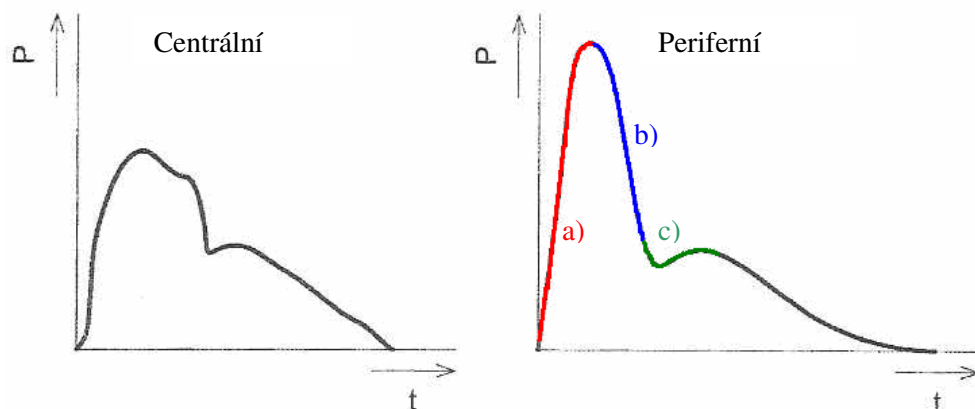
Při jejím šíření dochází také k útlumu a odrazům (odrazy na konci řečiště, na odstupech z hlavního kmene). Tvar pulsní vlny je tedy ovlivněn součtem dalších postupujících a odražených vln. Rychlost proudění krve je nižší než rychlost pulsní vlny, průměrná rychlost krevního proudu v aortě je přibližně  $20 cm \cdot s^{-1}$  [1][2][3].



Obr. 2 Pružník[1]

Na tvaru pulsní křivky rozlišujeme tyto části:

- Anakrotická část:** prudký vzestup, odpovídá srdeční systole.
- Katakrotická část:** zobrazuje stav po průchodu vlny, je přerušena dikrotickým zářezem a po něm opět klesá. Vlivem vibrací chlopní může být zvlněna.
- Dikrotický zářez:** je způsoben uzavřením poloměsíčitých chlopní. Odrazem krve od nich je pak způsoben i další mírný nárůst na pulsní křivce.



Obr. 3 Centrální a periferní pulsů vlna + části [3]

Příčemž rozlišujeme dva základní tvary pulsů křivky:

- **Centrální:** lze měřit neinvazivně na krkavici, či invazivně pomocí katétru.
- **Periferní:** má strmější vzestupné raménko, více zaoblený dikrotický zářez i dikrotickou vlnu. Měříme ji neinvazivními metodami v periferním řečišti (prst, ušní lalůček, atd...) [2].

## 1.2 Detekce pulsů vlny

Podle snímané fyzikální veličiny dělíme pulsů vlny na tlakovou, objemovou a proudovou.

**Tlakovou** vlnu lze snímat pouze invazivně zavedením katétru do tepny. Jedná se tedy o invazivní měření krevního tlaku. Výsledná hodnota závisí na místě zavedení katétru, jeho orientaci vůči směru proudění krve a jeho vlastním průměru k průměru tepny. Důsledkem zúžení cévy při zavedení katétru může dojít ke zrychlení proudu krve kolem něj. Z tlakové vlny vzniká následkem distenzibility vlna objemová, kdyby byla roztažnost cévy lineární tlaková i objemová vlna by se sobě rovnaly.

**Proudová vlna** udává informaci o urychlení krevního sloupce během pulzu. Při malé cévní roztažnosti dochází ke zvětšení podílu proudové vlny (zrychlení postupu vlny objemové).

**Objemovou vlnu** je možné snímat neinvazivními metodami za použití pletysmografů. Je snímáno roztažení cévy při průchodu pulsů vlny. Tedy změnu jejich objemu, kterou lze měřit zařízením zvaným pletysmograf [2][3].

## 1.3 Pletysmograf

Je zařízením snímající objemové změny tkáně, v závislosti na procházející krvi. Výsledkem měření je pulsů křivka (popsaná blíže v kap. 1.1.2). Jsou děleny podle použité metody převodu objemové změny na elektrickou energii. Je možné rozlišit tedy tyto základní druhy: kapacitní, impedanční, pneumatický, mechanické (piezoelektrický, tenzorový) a fotoelektrické, Fotoelektrické

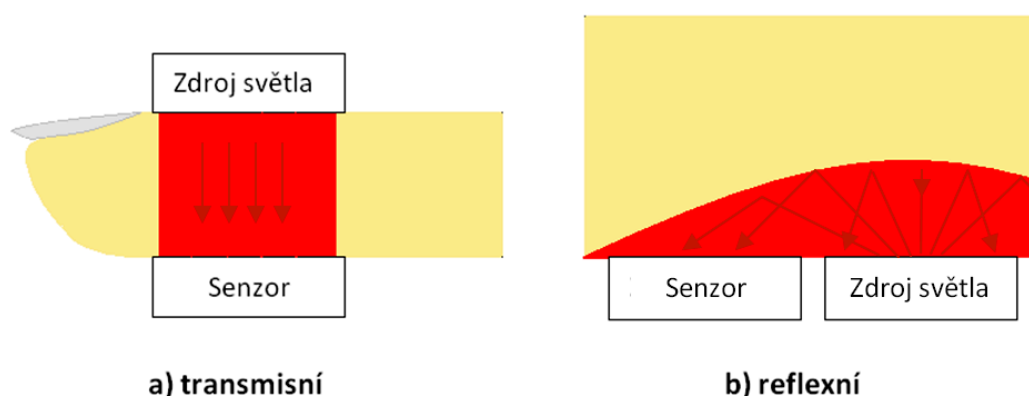
pletysmografy jsou hojně používány především díky jednoduché konstrukci a univerzálnosti (upravený senzor lze použít i pro oxymetrii) [2].

### 1.3.1 Fotopletysmograf (PPG)

K měření objemové vlny využívá absorpce světla při průsvitu tkáně nebo odrazu světla od cév při změně jejich objemu. Podle toho dělíme fotoelektrické pletysmografy na transmisní (průsvitové) a reflexní (odrazové). Fotopletysmograf se vždy skládá z vysílače, tedy zdroje světelného záření a přijímače. Tento způsob měření je náchylný na pohybové artefakty, ty lze omezit použitím zdroje světla s velkou vlnovou délkou. Jako zdroj světla bývá obvykle použita LED dioda vysílající světlo o vlnové délce okolo 940nm, tedy infračervené světlo. Jako fotodetektor bývá použita fotodioda nebo fototranzistor.

**Transmisní** (Obr. 4 a). fotopletysmografy fungují na principu prosvěcování tkání a jejich změn absorpce světla při změně objemu krve v tkáních. Zdroj světla je tedy umístěn na jedné straně tkáně a fotodetektor na druhé straně. Používají se především na konečku prstu, či ušním lalůčku.

**Reflexní** fotopletysmografy (Obr. 4 b) využívají odrazu světla od tkáně, zdroj světla i snímač jsou umístěny vedle sebe, hloubka vniku světelných paprsků je 0,5 – 1 cm. Pulsní křivku zaznamenáváme na základě úbytku intenzity odražených paprsků, která je způsobena proměnlivým množstvím krve v kůži. Senzor lze umístit kamkoliv na tělo, je ovšem velmi náchylný na pohybové artefakty [2][3].



**Obr. 4** Fotoelektrické pletysmografy a) transmisní b) reflexní

## 1.4 Současné poznatky z problematiky měření PWV

Z prohledávání celosvětové databáze bylo vybráno několik článků týkajících se dané problematiky. V následující kapitole je uveden stručný popis vybraných článků. Týkají se především způsobů měření, použitých senzorů k měření PWV, popřípadě jeho dopočtu a předzpracování signálu.

### 1.4.1 Dvoukanálový systém pro měření PWV

**Název článku:** A new dual channel pulse wave velocity measurement system

**Autoři:** Yung-Kang Chen; Hsien-Tsai Wu; Chih-Kai Chi; Wei-Chuan Tsai; Ju-Yi Chen; Ming-Chun Wang.

**Publikováno:** Bioinformatics and Bioengineering, 2004.

Rychlost pulsní vlny je velmi dobrý ukazatel pro zjištění ztráty elasticity cév. Je známo, že rychlost pulsní vlny je závislá na jejím průsvitu, při onemocněních jako je ateroskleróza, dojde v jejím místě k zúžení tepny a tedy ke zrychlení pulsní vlny. Tato metoda je alternativou, jak měřit tento parametr bez použití složitějšího zařízení obsahující elektrokardiograf.

Doposud jsou známy tři kategorie senzorů pro neinvazivní měření rychlosti pulsní vlny. Jsou to senzory ultrazvukové, tlakové (mechanické) a infračervené.

Jedním ze standardů v měření PWV je přístroj SphygmoCorVx<sup>1</sup> (starší přístroje SphygmoCor). K měření bylo využito tonometru a tří svodů EKG. K odvození PWV bylo rovněž nutné provést dvě měření a při měření na femorální artérii musel být pacient bez kalhot.

Dvoukanálový systém měření PWV využívá dvou infračervených fotopletysmografů (s vlnovou délkou 940nm) umístěných na konečku prstu ruky a palce nohy. Při záznamu je měřena časová prodleva mezi příchodem pulzu do prstu ruky a palce nohy v každém jednom srdečním cyklu, což je rovněž velká výhoda oproti měření s EKG a jedním tonometrem. Po naměření je signál upraven základními filtry a pak dále převeden na digitální signál pro zpracování v PC. Ze záznamu obou křivek, program počítá časové zpoždění mezi příchodem pulsu do prstu ruky a palce nohy. K tomu je nutné najít dva charakteristické body na křivkách k určení intervalu odkud má měřit čas a kde má skončit. Systém proto detekuje body, kde je na pulsní křivce nejprudší vzrůst.

Pro určení rychlosti je nutné znát rovněž vzdálenost mezi prstem a palcem, kterou je potřeba změřit manuálně. Známe-li časové zpoždění i vzdálenost, PWV lze dopočíst dle následujícího vztahu [7]:

$$PWV = \frac{d}{PTT} \quad (2)$$

---

<sup>1</sup> <http://atcormedical.com/sphygmocor.html>

### 1.4.2 Analogové předzpracování signálu v reflexního fotoplethysmografu

**Název článku:** Analog signal preprocessing in reflected Plethysmography

**Autoři:** Prauzek, M.; Peterek, Tomas; Adamec, O.; Penhaker, M.

**Publikováno:** *Signal Processing Systems (ICSPS), 2010.*

Článek popisuje úpravu (předzpracování) signálu fotoplethysmografu na hardwarové úrovni, před převodem na digitální signál a následným zpracováním. Cílem práce bylo vytvořit jednoduchý přípravek pro vzdělávání a výzkum. Celý systém pro naměření a předzpracování signálu pulsní křivky je rozdělen do pěti sériově spojených bloků. Na počátku signálové cesty je IR vysílač, pak IR přijímač, převodník proud/napětí, blok s filtry a zesilovači a nakonec A/D převodník.

Jako IR vysílač byla použita LED IRL81a zářící na vlnové délce 870nm, což je vhodné pro plethysmografická měření. Jako přijímač byl použit NPN fototranzistor LPT80a, protože spektrum jeho citlivosti je na stejné vlnové délce jako u použité LED. Jako převodník proud/napětí byl vybrán operační zesilovač OPA2350 (Texas Instruments) pro dobrou teplotní a napěťovou stabilitu. Zapojen je s hornopropustním filtrem 1. řádu.

Pro další filtraci jsou použity Butterworthovy filtry 2. řádu, kde u hornopropustního filtru je nastaven dolní mezní kmitočet na 0,3Hz a u hornopropustního filtru je nastaven horní mezní kmitočet na 10Hz. Toto řešení je vhodné také jako anti-aliasing filtr, v případě následného použití vzorkovací frekvence vyšší než 150Hz. Filtry jsou aktivní, použitý operační zesilovač je opět OPA 2530. Díky dostatečně zvolenému hraničnímu kmitočtu dolnopropustního filtru, systém nepotřebuje notch filtr k potlačení síťového rušení (50 popř. 60Hz) [8].

### 1.4.3 Změny PWV v závislosti na charakteristických bodech pulsní křivky.

**Název článku:** Changes of Pulse Wave Velocity in Arm According to Characteristic Points of Pulse Wave.

**Autoři:** Dong-keun Jung; Gi-ryon Kim; Kwang-nyeon Kim; Byeong-cheol Choi; Duk-joon Suh; Gye-rok Jeon; Soo-young Ye,

**Publikováno:** *Convergence Information Technology, 2007.*

PWV je odvozována z podílu vzdálenosti dvou senzorů a časového intervalu za který pulsní vlna dorazí od jednoho ke druhému. Značíme jej PTT (pulse transit time). V praxi není snadné určit místa, mezi kterými máme měřit PTT, protože pulsní křivka při postupu mění svůj tvar i amplitudu a mimo to ji technicky nedokážeme naměřit na dvou místech úplně stejně.

Při měření PWV je nutné určit charakteristický bod na pulsní křivce, který bude použit pro určení PTT. Tento článek porovnává sedm metod určení charakteristického bodu:

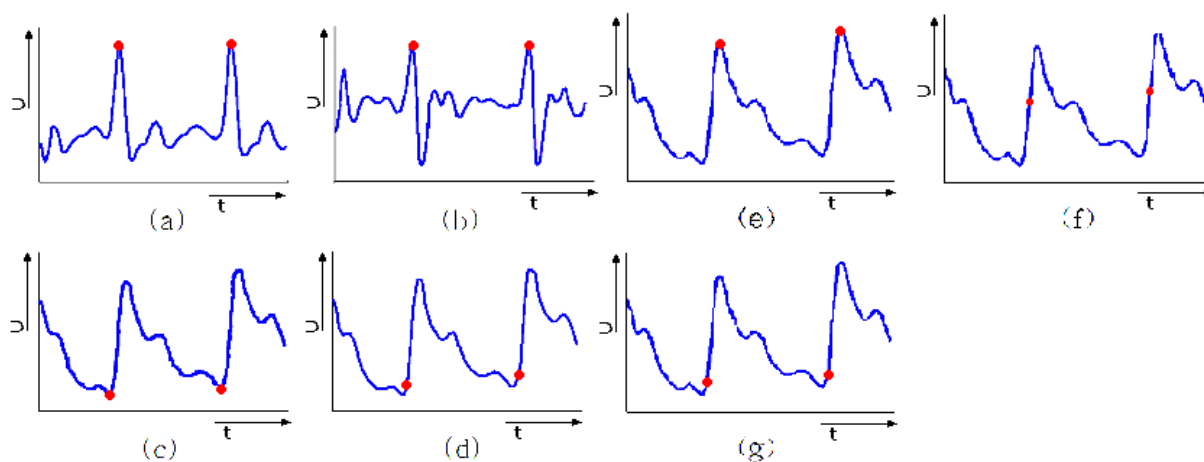
- maximální první derivaci,
- max. druhou derivaci,
- minimální amplitudu,
- průsečík tečny,
- maximální amplitudu,
- střed mezi maximální a minimální amplitudou,
- průsečík dvou tečen

K naměření dat byly využity dva tlakové senzory (na brachiální a radiální tepně) a I. Einthovenova svodu EKG.

## Jan Foltyn: Topografické mapování pulsů vlny

Změnu tvaru pulsů vlny na cestě od srdce k periférii ovlivňuje několik faktorů, jakými jsou útlum vlny způsobený elastickými vlastnostmi cévní stěny a viskozitou krve, „rozptyl“ vlny v důsledku různých rychlostí jejich jednotlivých frekvenčních složek, odrazy předešlých vln z periférie, přítomnost přirozených vibrací (bývá důsledkem ztráty elasticity).

Tyto faktory se obvykle neprojevují v anakrotické části vlny. Proto se k určení časového intervalu mezi proximální a distální vlnou využívá charakteristických bodů právě v anakrotické části Obr. 5.



**Obr. 5** Charakteristické body v PPG záznamu [9]

ad a) Bod maximální první derivace (největší strmota) mezi počátkem a polovinou anakrotické části.

ad b) Bod pro maximum druhé derivace se nachází okolo úpatí PW.

ad c) Nejnižší bod PW (v jednom srdečním cyklu).

ad d) Protnutí tečny anakrotické části s horizontální přímkou procházející minimem PW. Místo protnutí těchto přímk je pod PPG křivkou na Obr. 5 d) je tento bod znázorněn v onom čase na křivce.

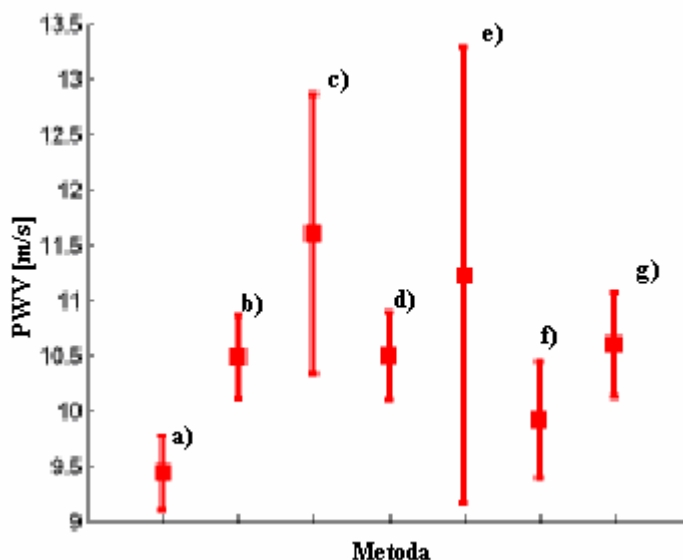
ad e) Maximum PW.

ad f) Bod v půli vzdálenosti mezi maximem a minimem.

ad g) Průsečík tečny anakrotické části a tečny předcházející katakrotické části.

Bylo provedeno měření na pěti pacientech a současně porovnáno těchto sedm metod, výsledky ukázaly velké rozdíly PWV v závislosti na použitých metodách viz Obr. 6. Při použití metody maximální druhé derivace a průsečíků tečen byly naměřené hodnoty PWV velmi podobné. V případě použití první derivace (největší strmosti) byly naměřené PWV v porovnání s ostatními metodami nižší. A u metod c) a e), maximum a minimum na pulsů křivce, byly největší chyby i rozptyl naměřených hodnot. V uvedeném článku nejsou tyto metody pro přesná měření doporučovány [9].





Obr. 6 Výsledek porovnání metod měření PWV [9]

## 1.5 Rychlost pulsní vlny (současně používané přístroje)

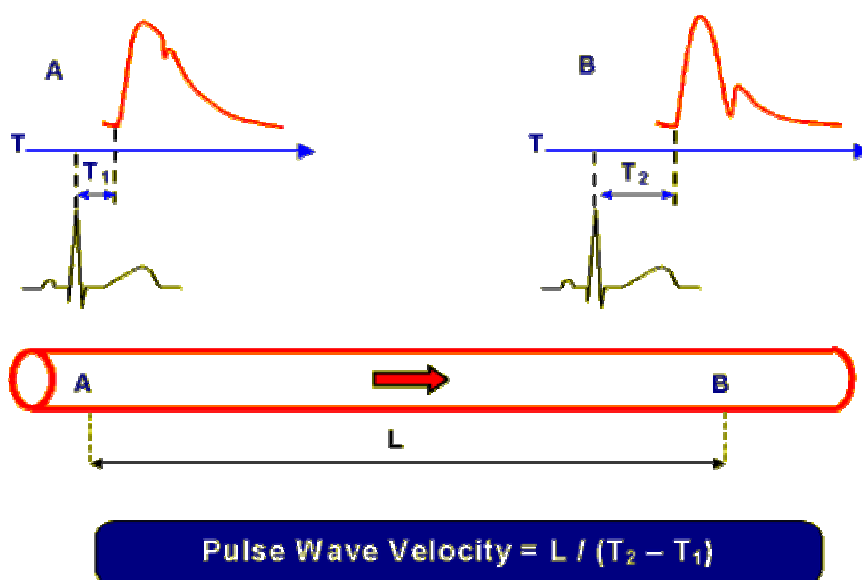
Pulsní vlna se šíří cévními stěnami od centrálního do periferního řečiště. Rychlost jejího šíření závisí na průsvitu cévy, na její elasticitě, tlakovém gradientu. Je-li elasticita cévy zhoršena jejím onemocněním, projeví se to na rychlosti průchodu pulsní vlny touto cévou, a to jejím zrychlením. Tedy velká rychlost obvykle poukazuje na onemocnění cév, příčinou pak může být například Hypertenze nebo diabetes. Jako příklad postupu měření (pulse wave velocity) PWV budou uvedeny tři běžně používané přístroje a jejich způsob měření PWV:

### 1.5.1 PulsePen

PulsePen<sup>2</sup> se skládá z třísvodového EKG, pro časovou synchronizaci a tonometru, na měření pulsní vlny. Oba přístroje jsou spojeny do jednoho rozhraní, kde jsou měřené signály převedeny na digitální formu a odesílány do PC ke zpracování. K odhadu PWV potřebuje dvě měření. Na záznamu EKG je detekována R-vlna, po které téměř okamžitě nastane kontrakce komor a je měřen čas, za jak dlouho se následující pulsní vlna dostane k místu, kde je snímána tonometrem. Toto měření se provede dvakrát pro umístění tonometru na krkavici a femorální artérii a naměřené časy se od sebe odečtou. Získáme tak čas, za který pulsní vlna urazí vzdálenost mezi dvěma body, kde byl přiložen tonometr. Vzdálenost je potřeba změřit. Měření vzdálenosti mezi měřicími body je provedena manuálně za použití „křejčovského metru“, kterou je ovšem potřeba změřit odborným zdravotnickým personálem,

<sup>2</sup> [www.diategne.com](http://www.diategne.com)

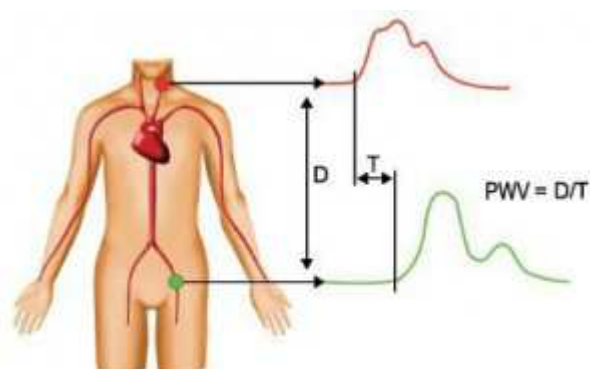
který musí rovněž najít tepny k měření. Vzdálenost podělíme časem a dostaneme PWV, celý postup je znázorněn na Obr. 7. Nejčastější místa pro měření jsou na karotidě a femorální artérii. [4] [10].



Obr. 7 Princip měření přístrojem PulsePen

### 1.5.2 Complior

Přístroj Complior<sup>3</sup> k měření PWV nevyužívá EKG, ale jen dvou piezoelektrických pletysmografů umístěných opět na karotidě a femorální artérii. Od přístroje PulsePen se liší tím, že dokáže změřit PWV v jednom srdečním cyklu, tedy nehrozí, že by se měřená veličina v průběhu měření změnila. Vzdálenost mezi senzory je potřeba opět změřit manuálně. Princip měření je znázorněn na Obr. 8 [5].



Obr. 8 Princip měření přístroje Complior

<sup>3</sup> [www.complior.com](http://www.complior.com)

### 1.5.3 Sphygmo Cor

Využívá k měření opět tonometru na karotidě a manžety k měření pulsí vlny na femorální artérii. Způsob výpočtu PWV je obdobný jako u přístroje Complior. SphygmoCor<sup>4</sup> nepotřebuje EKG a vzdálenost mezi senzory je třeba měřit manuálně.

Starší verze tohoto přístroje (SphygmoCorVx) využívala k měření PWV jednoho tonometru a EKG podobně jako PulsePen. Bylo zjištěno, že takto nelze měřit pacienty se srdeční arytmií, kdežto dvoukanálovým systémem (měření dvou pulsí vln současně) to lze [6] [7].

### 1.5.4 Srovnání, zhodnocení řešení

Je zřejmé, že přístroje Complior a SphygmoCor mají oproti přístroji Pulse Pen výhodu. Nevyžadují časovou synchronizaci pomocí EKG, a tudíž jsou schopny změřit PWV pro jeden každý srdeční cyklus. Toto je vhodné, při měření pacientů trpících arytmiemi, které přístrojem PulsePen měřit nelze. Tyto přístroje neměří pouze PWV, ale nepřímými metodami také neinvazivní centrální krevní tlak, který je velmi důležitý pro posouzení funkce kardiovaskulárního systému. Nevýhodou těchto přístrojů je ale měření vzdálenosti mezi senzory. Krom toho, že vyžadují odborný personál k umístění senzorů a změření vzdálenosti mezi nimi, největší chyby a rozdíly mezi měřeními těchto přístrojů bývají způsobené právě jejím špatným určením. Přeci jen nelze přesně měřit délku tepny, která je schována pod povrchem lidského těla. Doposud neexistuje žádný přístroj schopný měřit PWV elegantně, bez určování vzdálenosti mezi senzory s jednoduchou obsluhou a aplikací senzorů, který by se přesností vyrovnal již zmíněným přístrojům.

Cílem této práce je vytvořit dvoukanálový přípravek pro měření PWV a software pro zpracování naměřených dat, tedy měření latence mezi signály ze senzorů a výpočet PWV. A dále se pokusit změřit PWV se senzory ve vzdálenosti jen několik centimetrů od sebe, případně jejich fixaci k hardwaru, což by vyloučilo nutnost zjišťovat tuto vzdálenost před každým přemístěním senzorů.

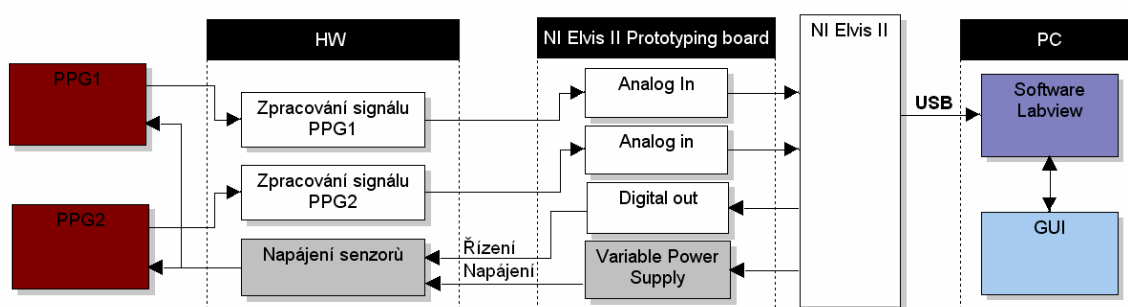
---

<sup>4</sup> <http://atcormedical.com/sphygmocor.html>

## 2 Realizace měřicího řetězce, hardware

Navrhovaný systém pro měření PWV se skládá z HW (hardware) a SW (software) části. HW část obsahuje analogový přípravek pro nezávislé zpracování signálu ze dvou PPG sensorů, který je následně přiveden do analogových vstupů měřicí karty NI Elvis II. Napájení přípravku a sensorů je řízeno opět prostřednictvím měřicí karty NI Elvis II.

SW část byla vytvořena v programovém prostředí LabView 2011, které nabízí velmi intuitivní ovládání zařízení ELVIS. SW část slouží ke grafickému zobrazení měřených signálů a k automatické detekci PWV.



Obr. 9 Blokové schéma měřicího řetězce (Variable power supply - regulovatelný napájecí zdroj, GUI - grafické uživatelské rozhraní)

### 2.1 Hardwarový přípravek

Na začátku měřicího řetězce je reflexní PPG sensor Masimo LNCS TF-I (pro pulsní oxymetrii). V senzoru je umístěna fotodioda a 2 LED o nominálních vlnových délkách 660nm a 880nm, zapojené antiparalelně.<sup>5</sup> To znamená, že LED jsou spojeny paralelně a s opačnou polaritou, proud proto protéká vždy jen jednou diodou v závislosti na polaritě napětí mezi vývody. Polaritou napájecího napětí tak určíme LED (červenou nebo infračervenou), která bude osvětlovat tkáň. Senzor je k přípravku připojen prostřednictvím konektoru CAN9, jehož propojení s vnitřními obvody senzoru je znázorněno na Obr. 10.

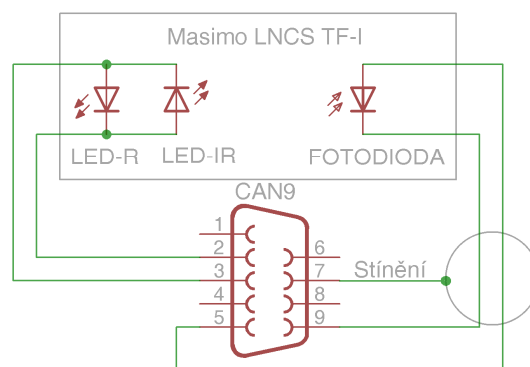
Světlo o větší vlnové délce má větší prostupnost tkání. Pro osvit tkáně bylo tedy využito infračervené LED (880nm), která narozdíl od červené LED není závislá na okysličení krve.

LED jsou napájeny přes spínací tranzistor řízený vstupem Enable. Při měření PWV je vstup Enable připojen na 5V zdroj a LED jsou spínány samotným napájením přípravku. Při měření ovlivňování sensorů (kap. 2.1.2) bylo potřeba vypínat osvit jednoho senzoru. Obvod byl proto

<sup>5</sup> Produktový katalog. Dostupné z: <http://www.draeger.net/media/10/08/42/10084262/mcable-masimo-9066250-ds-en.pdf>

## Jan Foltyn: Topografické mapování pulsní vlny

upraven, tak aby vstup Enable řídil pouze jeden tranzistor a druhý byl přes bázevý odpor připojen na zdroj.



**Obr. 10** Vnitřní zapojení senzoru Masimo LNCS TF-I

Předzpracováním signálu fotopletysmografu je myšlen jeho převod na požadovanou měřenou veličinu, odfiltrování nežádoucích rušení a zesílení signálu na úroveň, kdy je možné jej bez dalších úprav převést nezkraslený na digitální formu.

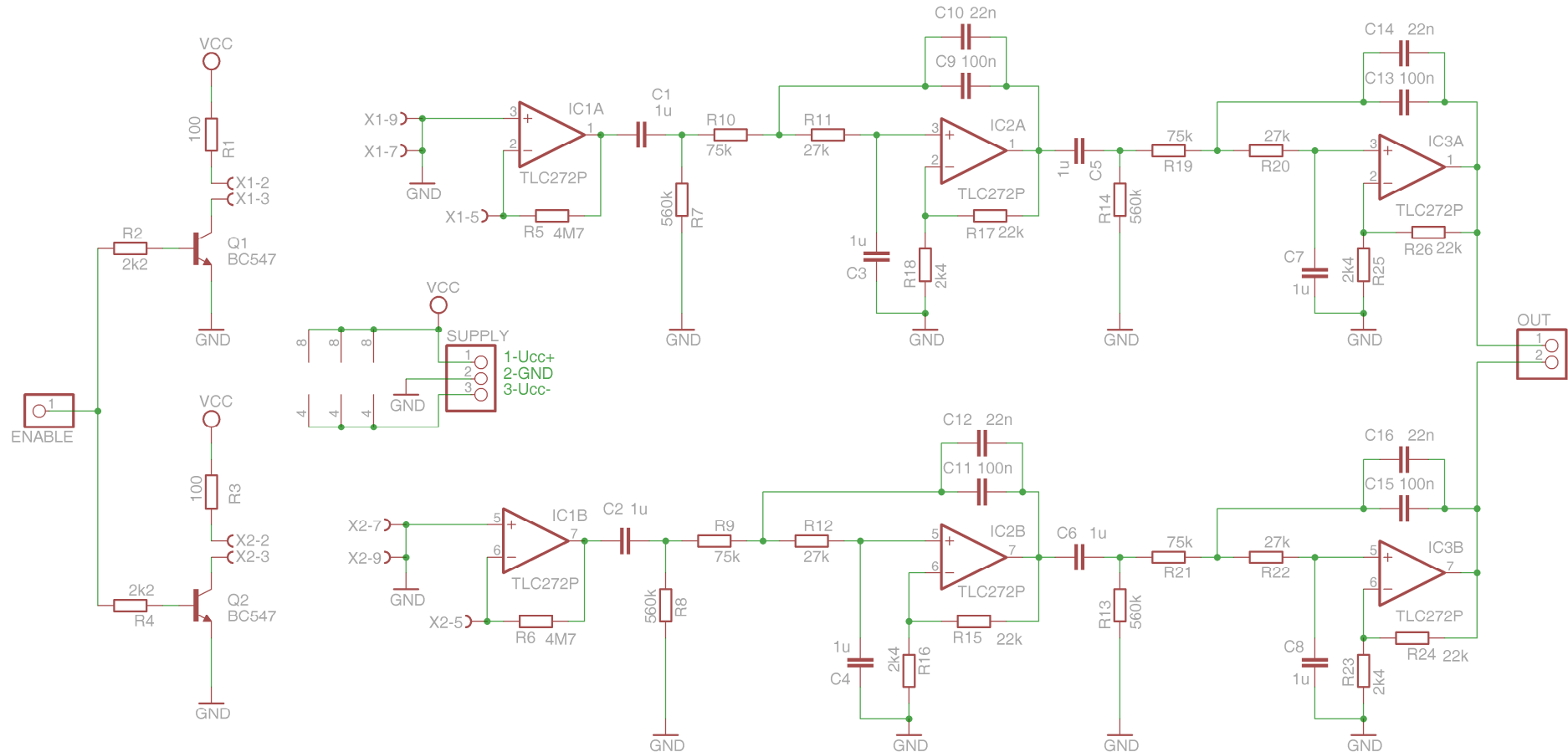
Přijímačem je fotodioda. Ta je do přípravku zapojena jako zdroj proudu, který je v HW přípravku převáděn na napětí. Požadovaná pulsní křivka o frekvenci  $f \approx 1 \text{ Hz}$  je v signálu namodulována na stejnosměrné složce 1,2V (zjištěno experimentálním měřením). Stejnosměrná složka je proto odfiltrována pasivním hornopropustním RC filtrem o dolním mezním kmitočtu 0,3 Hz. Dalším blokem je Butterworthův aktivní dolnoproputní filtr 2. řádu topologie Sallen – Key s horním mezním kmitočtem 10 Hz a zesílením 10. Tyto hodnoty byly zvoleny podle publikované práce [8], s ohledem na odfiltrování rušení a zachování důležitých složek PW, jako je například dikrotický zářez, jehož kmitočet je vyšší než kmitočet samotné PW. Proto je signál potřeba filtrovat až nad 10-ti Hz. Na výstupu DP filtru stále není dostatečně odfiltrována střídavá složka ze sítových 50-ti Hz a plovoucí napětí o nízkých frekvencích, způsobené pohybovými artefakty. Signál je tedy znovu filtrován a zesílen stejnými obvody jako v předchozím bloku. Filtry 2. řádu byly navrženy pomocí softwaru FilterPro<sup>6</sup>. Hodnoty filtru 1. řádu byly určeny pomocí vztahu (3).

$$f_d = \frac{1}{2 \cdot \pi \cdot R \cdot C} \quad (3)$$

Na výstupu analogového přípravku je měřena PW s amplitudou do 2V „špička – špička“ při umístění senzoru nad radiální artérií. Použité operační zesilovače TLC 272CP jsou napájeny symetricky z měřicí karty NI Elvis II napětím  $\pm 5 \text{ V}$ . Tedy nehrozí, že by byl výstupní signál zkraslen saturací OZ.

<sup>6</sup> <http://www.ti.com/tool/filterpro>

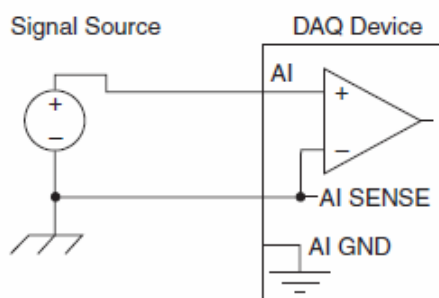
# Jan Foltyn: Topografické mapování pulsní vlny



**Obr. 11** Schéma přípravku pro předzpracování signálu PPG.

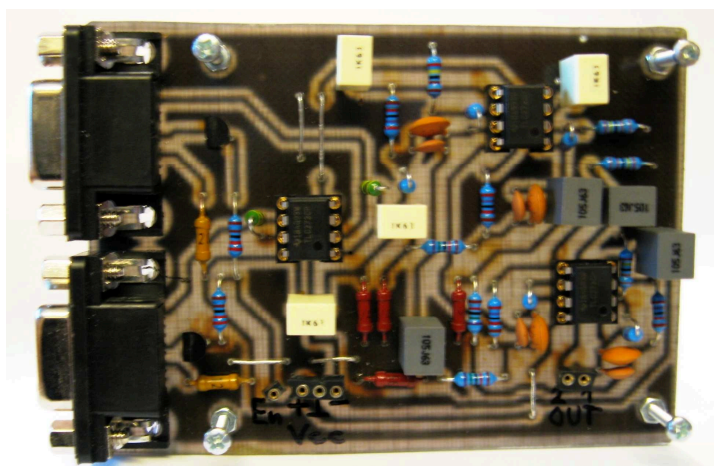
## Jan Foltyn: Topografické mapování pulsní vlny

Výstupy přípravku jsou zapojeny do analogových vstupů měřicí karty NI Elvis II podle schématu na Obr. 12, což je manuálem doporučeno v případě napájení zdroje signálu přímo z desky měřicí karty.



Obr. 12 Schéma zapojení analogového vstupu do NI Elvis II

Zapojení přípravku na Obr. 11 bylo zrealizováno na DPS, která byla navržena v softwaru EAGLE 6.3.0. Pomocí virtuálních nástrojů měřicí karty byla provedena měření jako test správné funkce HW.



Obr. 13 HW přípravek pro analogové předzpracování snímaného signálu, pohled na DPS

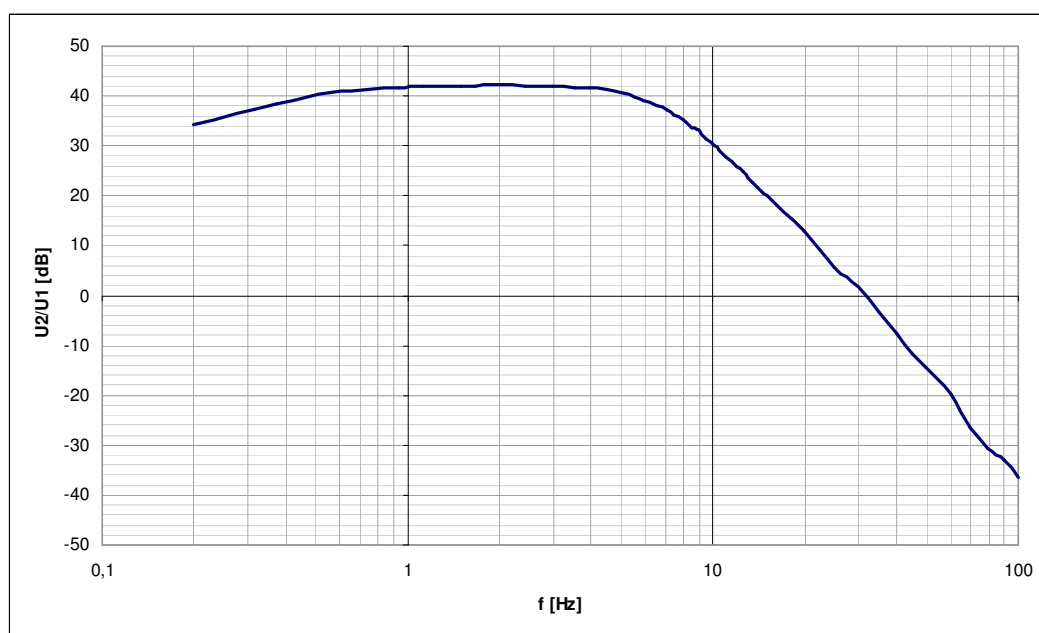
### 2.1.1 Test hardwarové části

Protože přípravkem jsou měřeny stochastické biologické signály, jejichž přesné parametry předem neznáme, bylo nutné provést měření, které by porovnálo reálné vlastnosti obvodu s jejich teoretickými předpoklady. Z práce [8] vyplývá, že jako dolnoproustní filtr pro předzpracování PPG signálu je dostačující aktivní DP 2. řádu s mezní frekvencí 10Hz. Nicméně po experimentálním měření, se tento filtr ukázal být nedostačující a byl nahrazen filtrem 4. řádu. Měření kmitočtových charakteristik, pomocí generátoru a osciloskopu dále posloužilo k ověření teoretických výpočtu a potvrzení faktu, že nedostatečnost filtru 2. řádu nebyla jen chybou v obvodu.

## Jan Foltyn: Topografické mapování pulsní vlny

Pro test kmitočtových filtrů byly využity virtuální nástroje karty Elvis II: osciloskop, laboratorní zdroj a generátor funkcí. Zařízení obsahuje i nástroj Bode analyzér, ale ten dokáže proměřit Bodeho charakteristiku až od 1Hz, kdežto na generátoru funkcí lze nastavit i kmitočet 0,2 Hz, díky čemuž můžeme ověřit funkci HP filtru. Naměřený přenos soustavy v propustném pásmu je +42dB, což přibližně odpovídá zvolenému napětíovému zesílení  $U_2/U_1=100$ .

$$\frac{U_2}{U_1} (dB) = 20 \cdot \log\left(\frac{U_2}{U_1}\right) = 20 \cdot \log(100) = 40dB$$



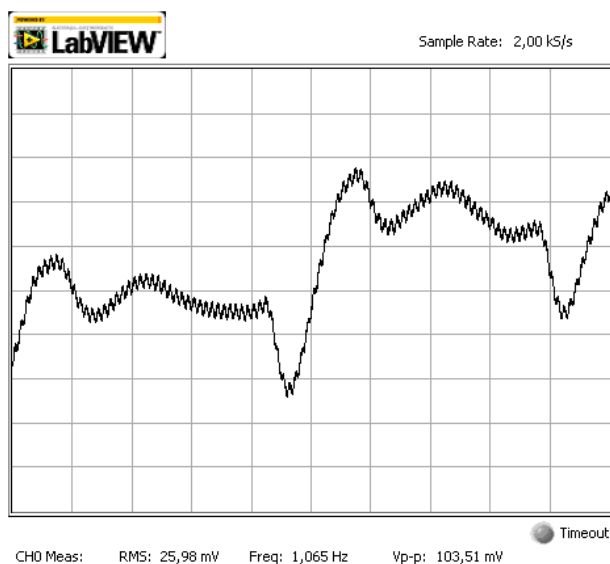
**Obr. 14** Naměřený Bodeho diagram přípravku pro předzpracování signálu

Po připojení senzoru MASIMO LNCS TF-I na vstup přípravku a osciloskopu na výstup, bylo provedeno experimentální měření. Na Obr. 15 je pro srovnání uveden naměřený výstup z nedokončeného přípravku, po filtraci pouze DP filtrem 2. řádu a HP filtrem 1. řádu. Obraz je zkruslen síťovým rušením 50 Hz a „plovoucím“ napětím. Na Obr. 16 jsou zobrazeny naměřené pulsní vlny hotového obvodu, jsou dostatečně zbavené rušení z rozvodné sítě a stejnosměrné složky.

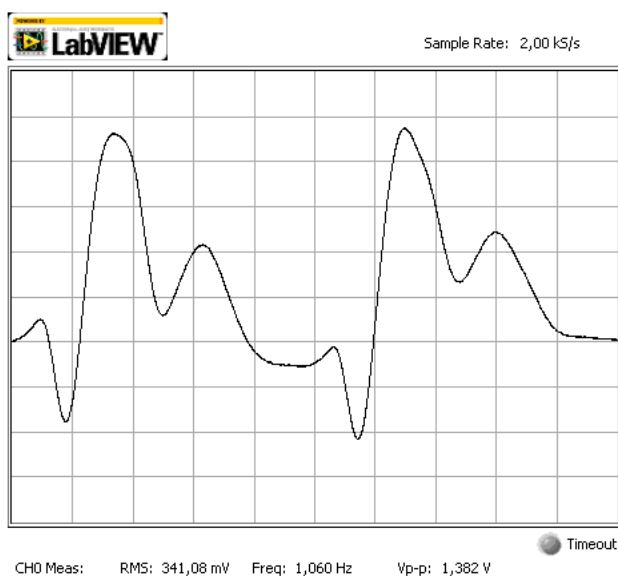
Pulsní křivky jsou naměřeny senzorem nad radiální artérií přibližně 4cm od zápěstí. Jejich tvar se liší od periferní pulsní vlny popsané v kap. 1.1.2. Za dikrotickým zářezem se nachází vždy ještě jeden zákmit. Tento zákmit se zvětšuje (současně s katakrotickou částí a dikrotickým zářezem), čím víc se senzor blíží zápěstí. Tyto zákmity jsou způsobeny odrazy z periferie. Pokusnými měřeními u čtyř osob byla zjištěna závislost těchto zákmitů na krevním tlaku. U osob s vyšším krevním tlakem, či až hypertenzí, byly tyto zákmity mnohem výraznější než u osob s krevním tlakem nižším.



## Jan Foltyn: Topografické mapování pulsní vlny



**Obr. 15** Naměřené PW za HP 1. řádu a DP 2. řádu, 10x zesíleno



**Obr. 16** Naměřené PW za HP 2. řádu a DP 4. řádu, 100x zesíleno

Po ladění a testování HW přípravku bylo tedy ověřeno, že splňuje požadavky pro měření PW a jeho výstupní signál je vhodný k převodu na digitální formu a následné softwarové zpracování.

## 2.1.2 Vzdálenost senzorů

Součástí měření rychlosti šíření pulsní vlny je manuální měření vzdálenosti mezi senzory. Nejčastěji se senzory umísťují nad karotidou a femorální tepnou, nebo nad karotidou a radiální tepnou. Vzdálenost mezi senzory je u těchto umístění řádově v desítkách centimetrů a její manuální měření je nepraktické a může vnést do vyhodnocení rychlosti pulsní vlny značnou chybu. Proto bylo vyzkoušeno měření PWV na krátké vzdálenosti na předloktí, snadno přístupném pro umístění PPG senzoru. K tomuto účelu byl vytvořen držák na senzory. Jsou-li senzory umístěny v držáku, je mezi nimi pevná vzdálenost a netřeba ji po umístění senzoru měřit.

Světlo z PPG senzorů se ve tkáni odráží různými směry a pokud jsou senzory umístěny příliš blízko sebe, mohou se navzájem ovlivňovat odraženými paprsky. Před vytvořením držáku bylo nutné zjistit, jak se senzory ovlivňují v různých vzdálenostech. Proto byla provedena měření u 4 osob různých tělesných proporcí. U jednoho senzoru byl vypnut osvit a pak, pro vzdálenosti 2-6cm mezi nimi, byl měřen poměr amplitud signálu A1 (zapnutého senzoru) a A2 (vypnutého senzoru). Minimální vzdálenost vymezuje velikost senzoru MASIMO LNCS TF-I a maximální vzdálenost byla určena měřením. Při vzdálenosti 6cm a více, byl signál s amplitudou A2 tvořen převážně rušením a PW byla těžko rozeznatelná. Do tabulky bylo zaznamenáno, kolik procent amplitudy původního signálu je v dané vzdálenosti od zdroje světla.

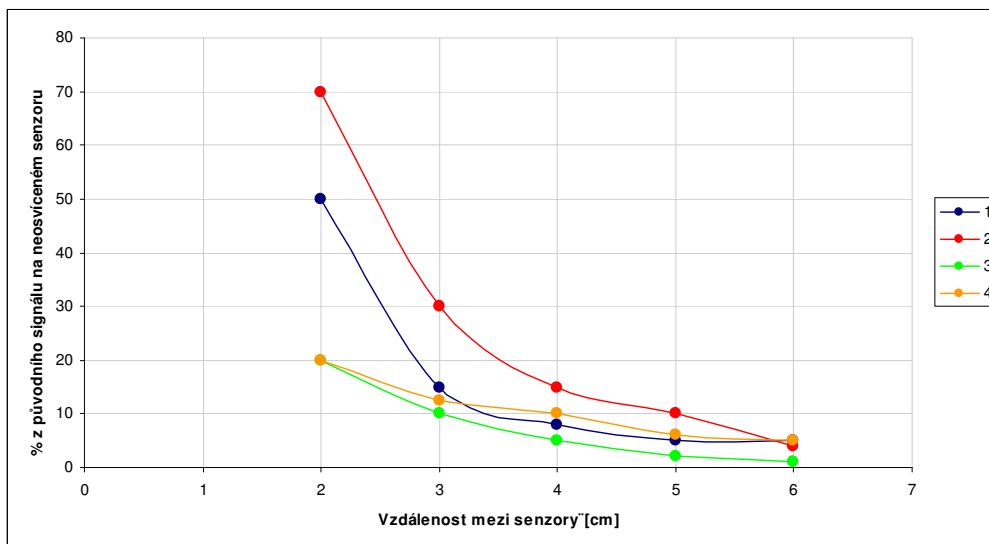
**Tabulka 1 Úbytek signálu v závislosti na vzdálenosti senzorů u 4 dobrovolníků**

|           |         |     |      |       | (A2/A1) · 100 [%] pro vzdálenost senzorů: |      |     |     |     |
|-----------|---------|-----|------|-------|---|------|-----|-----|-----|
| měření č. | pohlaví | věk | váha | výška | 2cm                                       | 3cm  | 4cm | 5cm | 6cm |
| 1         | muž     | 22  | 63   | 185   | 50  | 15   | 8   | 5   | 5   |
| 2         | žena    | 55  | 55   | 158   | 70  | 30   | 15  | 10  | 4   |
| 3         | muž     | 58  | 87   | 173   | 20  | 10   | 5   | 2   | 1   |
| 4         | žena    | 76  | 58   | 156   | 20  | 12,5 | 10  | 6   | 5   |

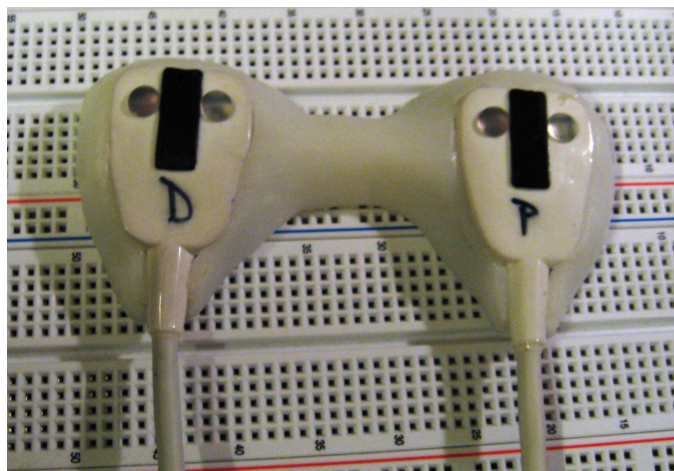
V senzoru LNCS TF-I je fotodioda vzdálena 12mm od LED. Měřením bylo zjištěno, že při umístění senzorů 5cm od sebe je A2 10% z A1 nebo méně. Při vzdálenosti 6cm již naměříme vypnutým senzorem převážně rušení z okolního světla a pohybů, popřípadě velmi slabou pulsní vlnu, je-li měřený subjekt v klidu.

Na Obr. 18 je vytvořený držák na senzory odlitý z materiálu podobnému nylonu. Senzory jsou od sebe vzdáleny 6cm, tím je zabezpečeno, že se nebudou navzájem ovlivňovat, rovněž v držáku nejsou napevno a lze je libovolně vytáhnout.

## Jan Foltyn: Topografické mapování pulsí vlny



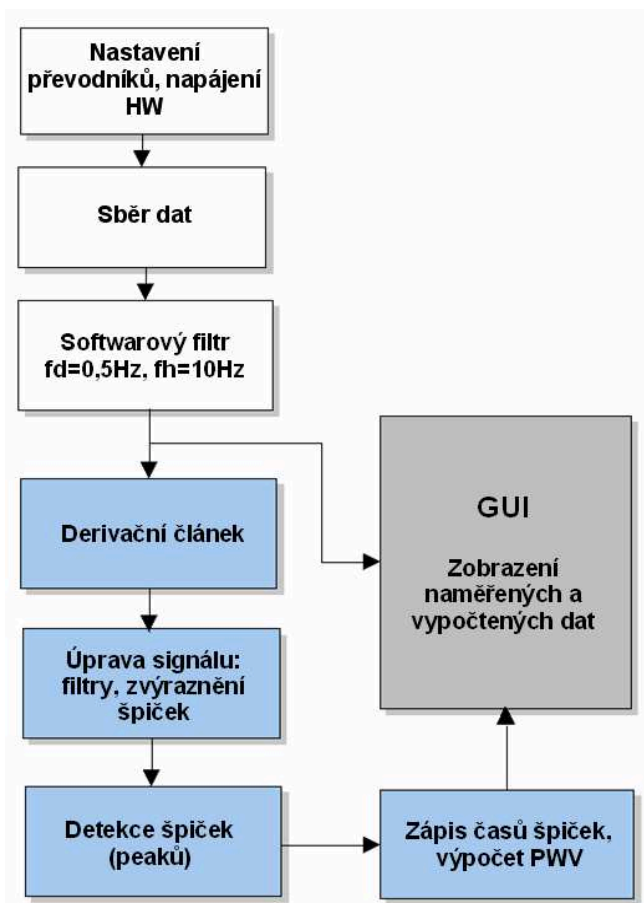
Obr. 17 Úbytek signálu v závislosti na vzdálenosti senzorů u 4 dobrovolníků



Obr. 18 PPG senzory upevněné v držáku (P-proximální senzor, D-distální senzor)

### 3 Softwarový sběr a zpracování dat

Software pro sběr dat z převodníků měřící karty ELVIS II byl zrealizován v prostředí LabView 2011, v němž je program tvořen pospojováním a nastavením předpřipravených programových bloků. Velkou výhodou tohoto programového prostředí je tvorba GUI (graphic user interface) pro které LabView rovněž obsahuje připravené komponenty, jako jsou bloky pro grafické zobrazení signálu, spínací prvky, textová pole a podobně. Pulsní křivky se při měření zobrazují neustále, rychlost šíření pulsní vlny je vypočtena pokaždé, když program na křivkách určí dva body. Časový interval mezi nimi se vykresluje nezávisle na pulsních křivkách. Naměřené signály jsou před zpracováním filtrovány softwarovými FIR filtry. Při testování na měřící kartě ELVIS II nebylo možné zobrazit PW ve více než dvou srdečních cyklech. Při vykreslování většího množství dat je v signálu vidět nezanedbatelné plovoucí napětí a to je třeba odfiltrovat. Dolní mezní kmitočet byl při ladění posunut z 0,3Hz na 0,5Hz.

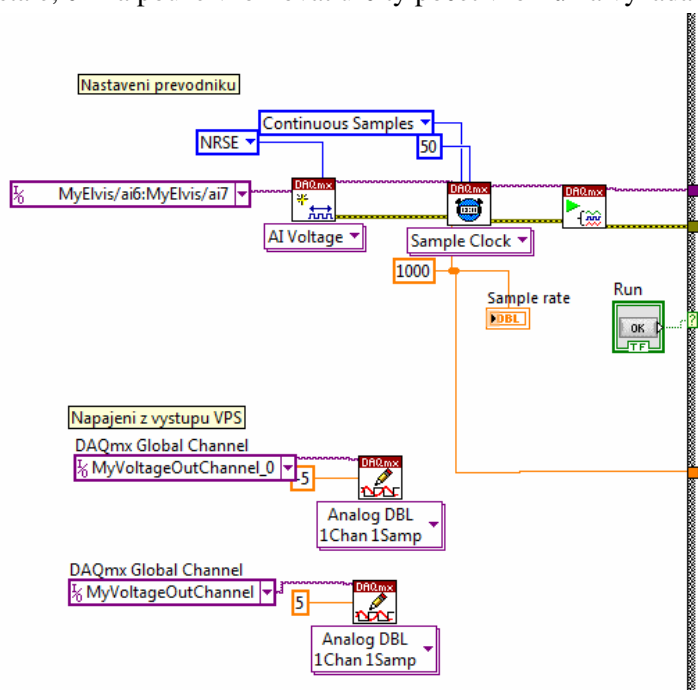


Obr. 19 Blokové schéma měřícího a výpočetního softwaru

Pro snadnější demonstraci funkce byl program rozdělen do několika bloků, které budou podrobně popsány v následujících kapitolách.

## 3.1.1 Sběr dat

Převodníky jsou řízeny pomocí bloků DAQmx softwaru LabView 2011. Před začátkem měření je potřeba nastavit parametry převodníku. Těmi jsou vzorkovací frekvence, zapojení vstupu převodníku, velikost bufferu, snímané vstupy měřicí karty, maximální a minimální hodnota napětí na vstupu převodníku a mód vzorkování. Mód vzorkování udává měřicí kartě informaci o tom, zda má převodník vzorkovat neustále, či má pouze vzorkovat určitý počet vzorků na vyžádání programu.



Obr. 20 Nastavení převodníku a napájení z měřicí karty

Pro toto měření byla zvolena vzorkovací frekvence 1kHz, což mnohonásobně převyšuje vzorkovací teorém vzhledem k povaze měřeného signálu, jehož užitečné spektrum je mezi 0,3 a 10Hz. Důvod zvolení takto vysoké vzorkovací frekvence je měření časových intervalů řádově v desítkách milisekund. Přesnost měření časového zpoždění je tedy na jednu milisekundu, což alespoň pro vývoj zařízení stačí. Minimální a maximální hodnota na převodníku byla zvolena -5V a +5V, tedy napájecí napětí, které výstup z přípravku nemůže přesáhnout.

Pro vzorkování byl zvolen mód continuous samples. Po nastavení převodníku a startu vzorkování bude převodník pořád vzorkovat nová data až do ukončení cyklu SW. Velikost bufferu je nastavena na 50 vzorků, přesto, že softwarové řešení vyžaduje zpracování signálu bod po bodu. Vstupy na měřicí kartě byly zvoleny s ohledem na jejich blízkou pozici vůči konektoru SENSE, společnému pro všechny vstupy měřicí karty. Důvodem bylo vytvoření konektoru pro výstupy z analogového přípravku zalitého do plastického materiálu, kvůli snadnějšímu připojování k měřicí kartě. Vstupy měřicí karty byly nastaveny jako NSRE (non-referenced single ended output) podle jejich spojení s výstupy analogového přípravku na Obr. 12.

## Jan Foltyn: Topografické mapování pulsní vlny

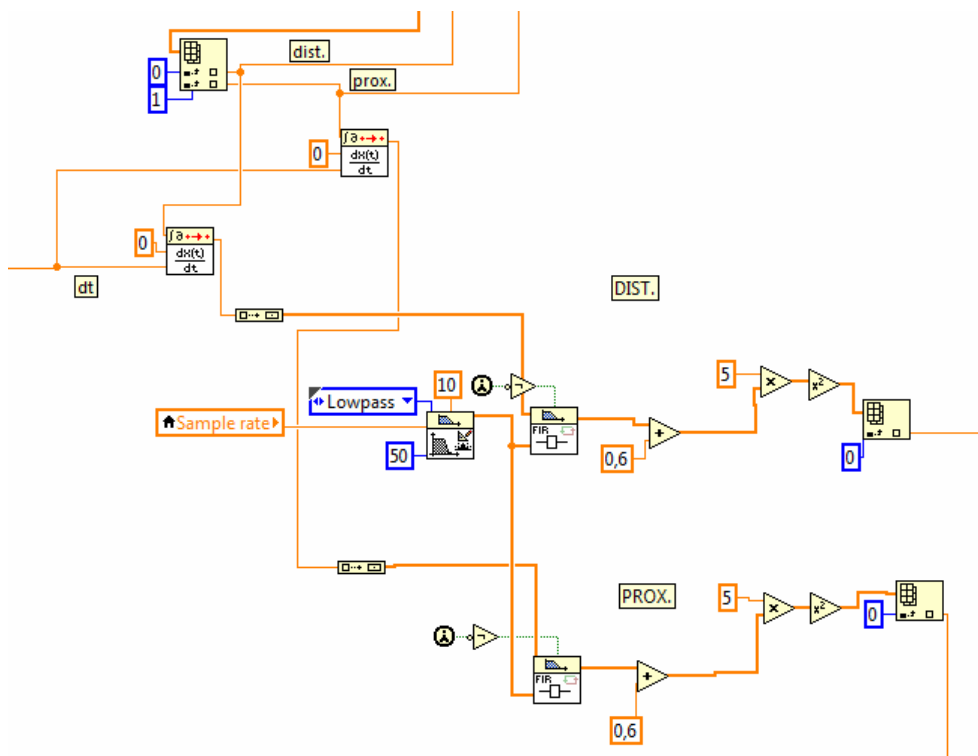
Napájení analogového HW přípravku je rovněž nastaveno pomocí DAQmx. K tomuto účelu byly zvoleny výstupy měřicí karty VPS (variable power supply). Před měřením software nastaví hodnoty symetrického napájení na kladném výstupu VPS na +5V a na záporném výstupu VPS na -5V.

### 3.1.2 Určení specifického bodu pulsní vlny

Jak bylo zmíněno v kap. 1.4.3, k určení časového rozdílu mezi příchodem PW do různých míst je potřeba najít specifický bod PW, který se při jejím šíření co nejméně mění a lze ho opakovaně detekovat. Po porovnání dostupných metod byla vybrána metoda 1. derivace pulsní křivky. Podle publikované práce [9] je u ní velmi malý rozptyl naměřených hodnot a v LabView ji lze s výhodou aplikovat pomocí již připravených programových bloků. Program zpracovává signál vzorek po vzorku a jeho výstupem jsou hodnoty okamžité derivace pulsní křivky v čase. Velké rozdíly mezi naměřenými vzorky znamenají vzestup signálu 1. derivace. Bod největšího vzrůstu PW je pak v signálu 1. derivace jejím maximem. Tyto maxima je nutné detekovat v každém srdečním cyklu, proto bylo využito detektoru špiček (peak detector).

Ke stabilnímu vyhledávání špiček bylo nutné ze signálu odfiltrovat nežádoucí složky pomocí softwarového dolnopropustního FIR filtru s mezním kmitočtem  $f_d=10\text{Hz}$  a následně ho upravit tak, aby žádoucí špičky co nejvíce vyčnívaly oproti zbytku signálu. Proto byl signál posunut o offset a zesílen tak, aby hodnoty vzorků žádoucích špiček byly větší než jedna a hodnoty zbytku signálu mezi nulou a jednou. Parametry posunutí a zesílení jsou závislé na amplitudě signálu a byly doladěny experimentálně po několika měřeních. Následně je signál umocněn na druhou, což špičky větší než 1 zesílí a zbytek zeslabí. Posloupnost těchto kroků je znázorněna na Obr. 21.

V levém horním rohu Obr. 21 je blok, rozdělující data z převodníku na dva samostatné signály. Ty jsou označeny jako distální a proximální, podle umístění senzoru na lidském těle a jsou zpracovávány samostatně. Použité SW FIR filtry jsou rozděleny na dva bloky, z nichž jeden zpracovává signál a druhý slouží k nastavení parametru filtru. K nastavení filtrů obou kanálů stačí pouze jeden blok. Po úpravě jsou signály převedeny na formát single scalar a vedou do další části programu, k detekci špiček.



Obr. 21 Vytvoření a úprava signálu derivace pulsní křivky

### 3.1.3 Detekce špiček, gate, výpočet PWV

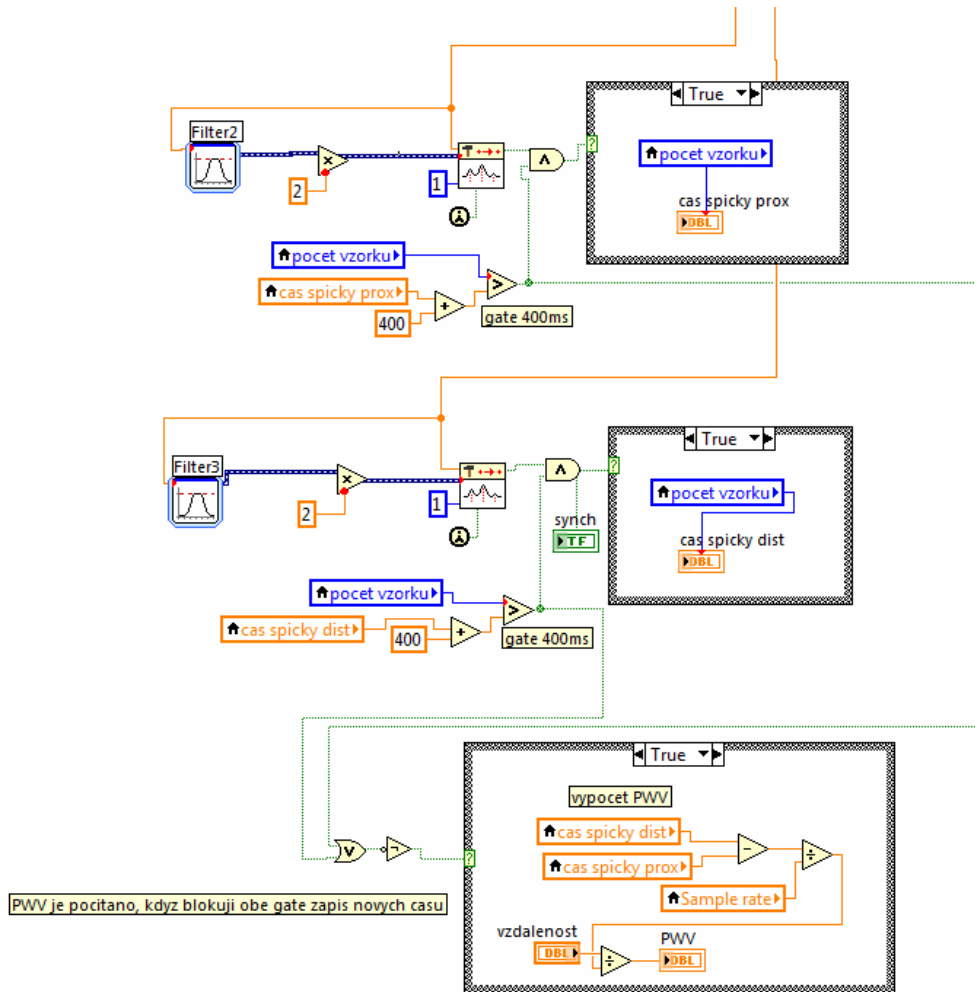
Tyto bloky programu budou popsány v jedné kapitole, kvůli jejich vzájemnému propojení, nezbytnému k chodu celého programu. V případě, že se na měřené PW vyskytnou artefakty, nebo u pacientů se strmým dikrotickým zářezem může i přes předchozí zpracování dojít k výskytu více než jedné špičky na signálu 1. derivace v jednom srdečním cyklu.

Nejjednodušším způsobem jak předejít detekci nežádoucích špiček je využití tzv. gate. Gate je signálový procesor, který propustí pouze signály amplitudy vyšší, než je nastavený treshold (práh) a po jeho překročení zůstane po nastavenou dobu otevřený, než se vrátí do původního stavu, kdy nepropouští signál. Spuštěn je opět, když amplituda signálu překročí treshold. Gate v softwaru této práce používá jiný algoritmus, nicméně funkci plní stejnou, a to ve správnou dobu nepropustit na výstup nežádoucí signál. V části programu na Obr. 22, detektory špiček povolují podmínku case, ve které se do pole, čas špičky dist./prox., zapíše okamžitý čas. Gate se stará o to, aby 400ms po detekci špičky nebylo možné zapsat další čas. Předpokládá se, že po zvolených 400ms od detekce špičky nenastane další srdeční cyklus. V opačném případě by musel mít pacient 150 nebo více tepů za minutu. Vstupem peak detectoru je předem upravený signál 1. derivace a treshold, který je vypočítán z průměrné hodnoty signálu ve kterém vyhledáváme špičky. Průměr je získán pomocí smoothing filtru. Parametry výpočtu treshold byly doladěny podle pokusných měření.

Samotný výpočet PWV je proveden v době, kdy obě gate blokují zápis nových hodnot do polí čas špičky dist./prox. Je tak zajištěno, že výpočet PWV proběhne pouze, když program najde oba dva nové body. V opačném případě by mohl detekovat pouze jeden nový bod a druhý by byl stále ten

## Jan Foltyn: Topografické mapování pulsní vlny

z předchozího srdečního cyklu. Časové zpoždění by bylo mnohem větší a každá druhá vypočtená hodnota by byla chybná. Časové zpoždění je přímo odvozeno z počtu iterací cyklu programu. Data jsou zpracovávána vzorek po vzorku se vzorkovací frekvencí 1kHz. Cyklus se tedy opakuje každou milisekundu.



Obr. 22 Detekce špiček, gate, výpočet PWV

### 3.1.4 Grafické zobrazení naměřených a vypočtených hodnot

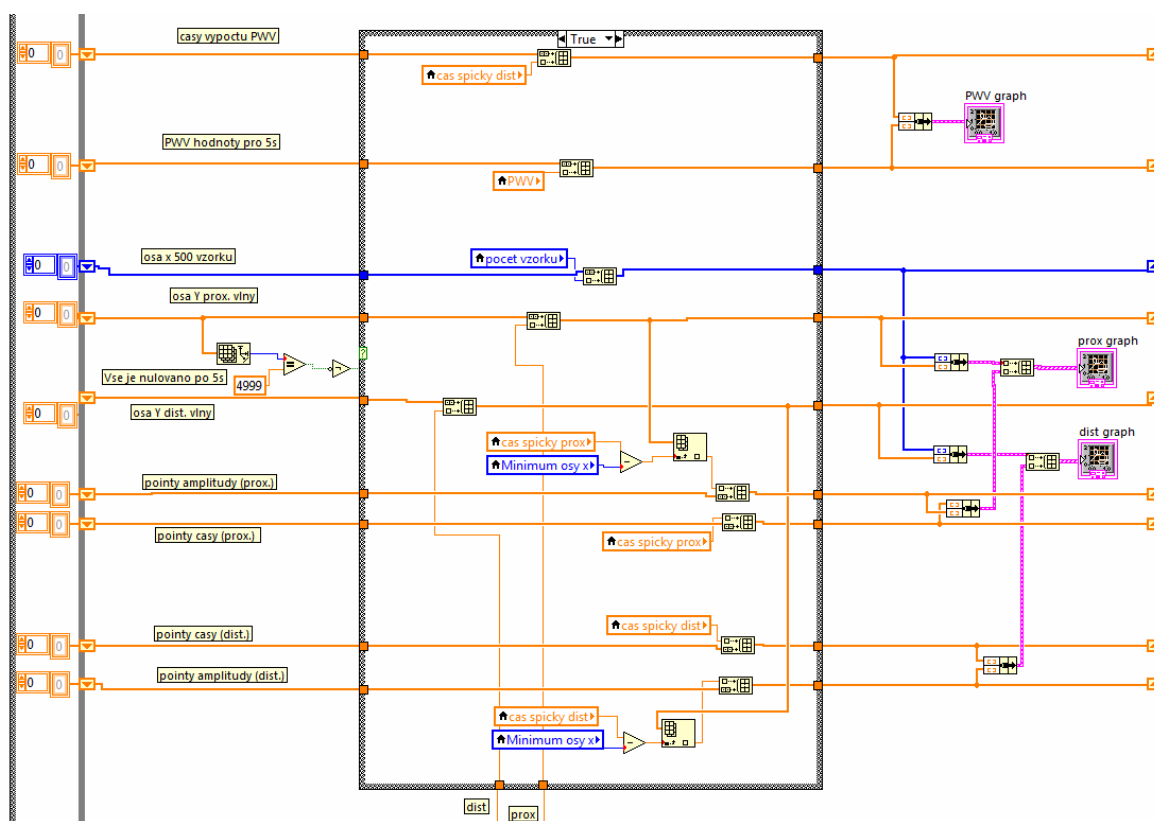
Záznam naměřených a vypočtených hodnot je ukládán do operační paměti pro každých pět vteřin měření tedy 5000 vzorků. Po nashromáždění a vykreslení pěti tisíce vzorků, se pole vynulují a program ukládá a vykresluje dalších 5000 vzorků měřených signálů.

Data jsou zobrazována pomocí XY grafů. Tyto bloky pro grafické zobrazení signálu vykreslují data vstupující ve formátu cluster, což je zjednodušeně řečeno více datových formátů v jednom. Pole (array) s hodnotami osy X je naplňováno ve struktuře true case, na Obr. 23, hodnotou počtu iterací smyčky while, která je při měření prováděna každou milisekundu. Pole s hodnotami osy Y je plněno zpracovanými vzorky naměřených hodnot. Po každých pěti vteřinách je potřeba znova nastavit osy

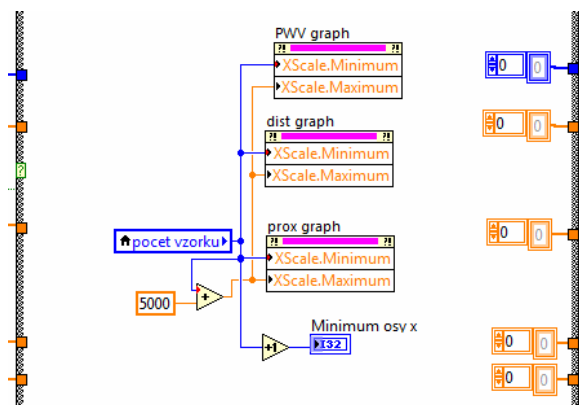


## Jan Foltyn: Topografické mapování pulsů vlny

grafických zobrazovačů a vymazat hodnoty zapsané v minulých pěti vteřinách. Toto zajišťuje struktura false case a její schéma je na Obr. 24. Na záznamech naměřených pulsů se rovněž zobrazují body největšího vzrůstu PW. Jejich čas známe, ten odpovídá vypočteným hodnotám čas špičky prox./dist. Ale k vykreslení bodu na pulsů křivku je nutné znát i její amplitudu v daném čase. Ve struktuře true case je od času nalezené špičky odečteno minimum osy X, tím dostaneme číslo udávající pozici vzorku v poli hodnot naměřené PW. Poté je vzorek v poli vyhledán a vykreslen v XY grafu dané křivky.



Obr. 23 Ukládání naměřených a vypočtených hodnot k vykreslení



Obr. 24 Přenastavení os X grafických zobrazovačů

## 4 Výsledky měření

Po odladění softwaru i hardwaru byla provedena měření na pěti dobrovolnících různých věkových kategorií. Naměřené hodnoty PWV v Tabulka 2 jsou průměrem výsledků z deseti, po sobě jdoucích, srdečních cyklů. U každého dobrovolníka byla provedena vždy dvě měření v časovém rozmezí přibližně patnácti minut. Senzory byly upevněny v plastovém držáku ve vzdálenosti 6 cm od sebe a všechna měření byla provedena se senzory na předloktí nad radiální artérií. Vypočtené hodnoty PWV se výrazně liší, proto byl před prvním i druhým měřením kontrolován krevní tlak, automatickým přístrojem OMRON M4. Nicméně krevní tlak se nijak výrazně nelišil od prvního měření (ne více než o 5mmHg). Hodnoty tlaku v tabulce jsou orientační, protože se nejedná o přesný profesionální přístroj. Různé PWV hodnoty jsou tedy způsobeny nepřesností měřicího řetězce. Menší vzdálenost mezi senzory vede k menší přesnosti měření. Rovněž použitá vzorkovací frekvence 1kHz je malá, protože naměřené časové intervaly jsou pouze několik desítek milisekund. Při testování bylo vyzkoušeno zvýšení vzorkovací frekvence, které ale vedlo ke zpomalení a chybám softwaru.

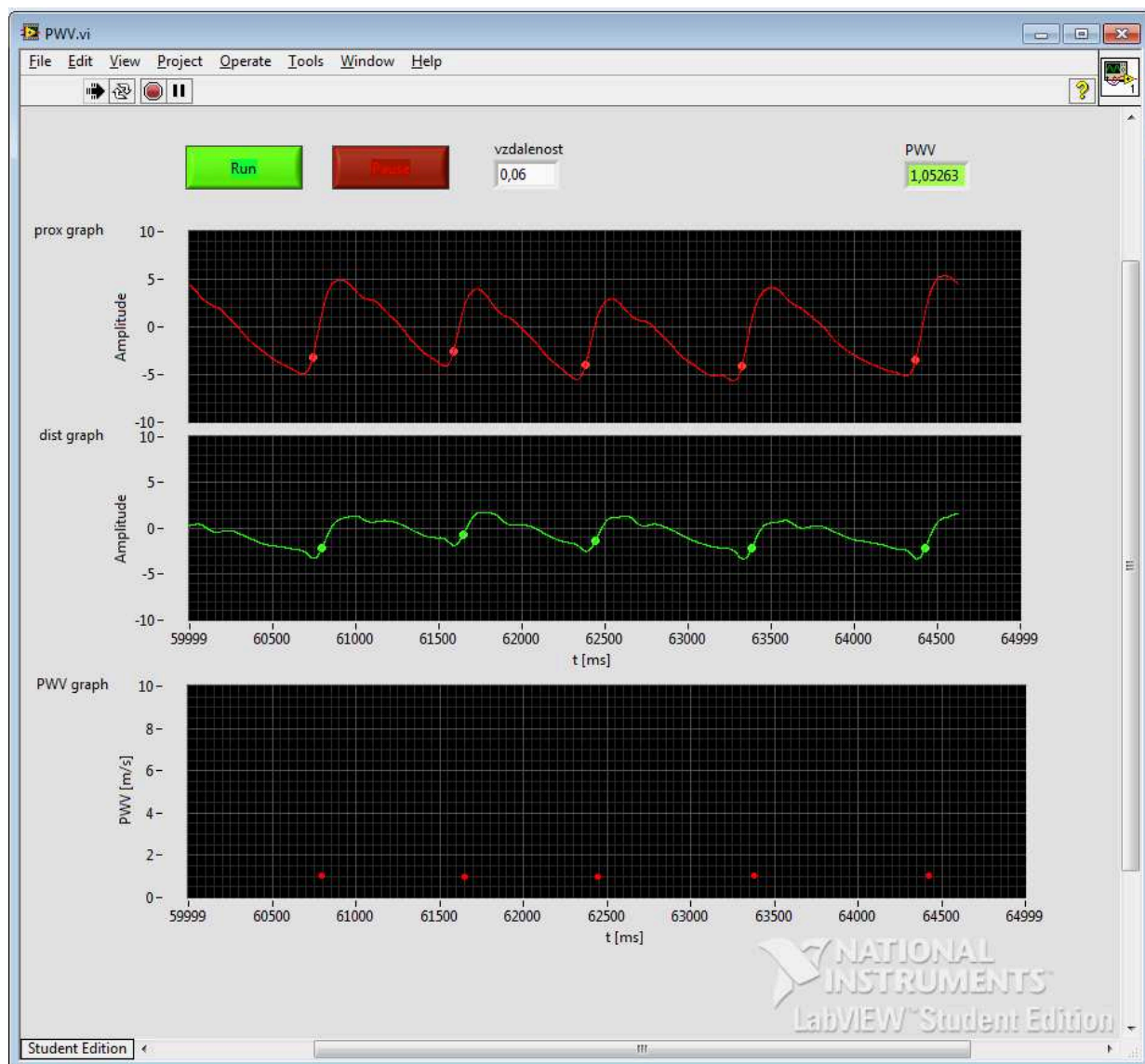
**Tabulka 2 Měření PWV u pěti dobrovolníků**

| měření č.: | pohlaví | věk | výška | váha | krevní tlak | PWV1 | PWV2 |
|------------|---------|-----|-------|------|-------------|------|------|
| 1          | žena    | 20  | 175   | 60   | 106/66      | 1,11 | 2,06 |
| 2          | muž     | 22  | 185   | 63   | 135/86      | 1,66 | 2,34 |
| 3          | žena    | 55  | 158   | 55   | 101/75      | 1,31 | 1,65 |
| 4          | muž     | 58  | 173   | 87   | 148/100     | 2,34 | 1,18 |
| 5          | žena    | 76  | 156   | 58   | 117/81      | 2,15 | 1,57 |

Měření je velmi závislé na umístění senzoru a citlivé na pohyby senzorů i pacienta. Amplituda i tvar měřených pulsních vln se také mění se silou přitlačení senzoru ke tkáni. Použitím držáku senzorů sice odpadla potřeba měřit vzdálenost mezi nimi, ovšem má i své nevýhody. Je to velký předmět z tvrdého materiálu, který na senzory přenáší pohyby z kabelů. Dále v případě špatné kvality jen jedné měřené PW musíme přemístit oba senzory. Reflexním fotopletysmografem sice lze měřit pulsní vlnu kdekoliv na těle, ale ne všude ve stejné kvalitě. Samotné umístění senzorů tedy rovněž není jednoduché a vyžaduje určité vědomosti a cvik obsluhy.

Na Obr. 25 je znázorněn vzhled grafického uživatelského rozhraní při měření. Na horních dvou grafech jsou zobrazovány měřené pulsní křivky z proximálního a distálního senzoru. Softwarově vypočtené specifické body pulsních vln jsou po jejich detekci vyznačovány na záznamech PW barevnými body. V bílé buňce nad grafy je zobrazena vzdálenost mezi senzory v metrech. Byla nastavena na 0,06m podle držáku senzorů, ale případě jejich přemístění ji lze v průběhu měření přepsat. V zelené buňce nad grafy je vždy hned po výpočtu zobrazena hodnota PWV. Tyto vypočtené hodnoty jsou pak zobrazovány podle času výpočtu na spodním grafu.

## Jan Foltyn: Topografické mapování pulsní vlny



Obr. 25 Grafické uživatelské rozhraní

## 5 Závěr

Přestože měření rychlosti šíření pulsní vlny doposud není součástí preventivní lékařské prohlídky, tak jako například vyšetření arteriálního tlaku, je PWV považována za důležitý faktor k posouzení stavu kardiovaskulárního systému. Přístroje jako je SphygmoCor jsou dnes považovány za standard pro měření PWV, ale i přesto jsou vyvíjeny a zdokonalovány nové metody, které by měření zpřesnily nebo zjednodušily proces měření. V této práci byla provedena rešerše popisující současně používané systémy pro měření PWV a jejich základní principy a porovnání.

Práce dále popisuje princip měření pulsních vln pomocí fotopletysmografu, zpracování jeho signálu a samotný výpočet PWV. Součástí je dokumentace potřebná k vytvoření dvoukanálového hardwaru pro analogové předzpracování signálu fotopletysmografu, včetně popisu funkce a jeho parametrů. K převodu měřených signálů na digitální formu a odeslání dat do PC bylo použito měřicí karty NI ELVIS II. Dále byl vytvořen software k automatickému výpočtu PWV v prostředí LabView 2011. Výsledkem je systém schopný měřit pulsní křivky, zobrazovat je na PC a v každém srdečním cyklu vypočítat rychlost pulsní vlny.

Při vývoji zařízení jsem postupoval podle použité literatury, prací zveřejněných na internetové databázi, svých dosavadních znalostí a informací od vedoucího práce. Vyrobené zařízení jsem testoval pro ověření jeho teoretických předpokladů a při nesplnění požadavků doladil. Zejména pak zesílení HW přípravku a parametry kmitočtových filtrů.

Tento měřicí systém jsem upravil držákem senzorů ke snadné aplikaci a odzkoušel na pěti dobrovolnících. Tím jsem ověřil jeho funkci, ale zároveň i nepřesnosti. Použité senzory jsou velmi citlivé na pohyby pacienta a otřesy v jejich kabelech, což na záznamu způsobuje zkreslení až úplné znehodnocení měřených dat pohybovými artefakty. To vede k chybným výpočtům PWV.

Vytvořený systém pro měření PWV je tedy funkční, ale nepřesný. Pro zdokonalení systému do té úrovně, aby mělo měření významnou hodnotu k diagnostickým účelům, by bylo nutné zvýšit jeho přesnost zvětšením vzorkovací frekvence a vzdáleností mezi senzory. Předmětem dalšího zkoumání by tedy mělo být zdokonalení systému co do přesnosti a stability, ale také i jeho porovnání se současně používanými přístroji. Výsledkem práce je hardware a software pro měření PWV, připravený k dalšímu měření, testování a vývoji, aby bylo v budoucnu možné zdokonalovat rychlost, přesnost a komfort současných metod měření PWV.

## Použitá literatura:

- [1] JIRÁK, Zdeněk. *Fyziologie pro bakalářské studium na ZSF OU*. 2., přeprac. vyd. Ostrava: Ostravská univerzita v Ostravě, Zdravotně sociální fakulta, 2007, 249 s. ISBN 978-80-7368-234-7.
- [2] MLEJNECKÁ, Šárka. VŠB-TU. *Vyhodnocení záznamů fotopletysmografie: Diplomová práce*. 2010.
- [3] PENHAKER, Marek. *Lékařské diagnostické přístroje: učební texty*. 1. vyd. Ostrava: VŠB - Technická univerzita Ostrava, 2004, 320 s. ISBN 80-248-0751-3.
- [4] DIATECNE S.R.L. *PulsePen* [online]. [cit. 2013-10-22]. Dostupné z: [www.diatecne.com](http://www.diatecne.com)
- [5] ALAM MEDICAL. *Complior* [online]. [cit. 2013-10-22]. Dostupné z: [www.complior.com](http://www.complior.com)
- [6] AT COR MEDICAL. *SphygmoCor* [online]. [cit. 2013-10-22]. Dostupné z: <http://atcormedical.com/sphygmocor.html>
- [7] Yung-Kang Chen; Hsien-Tsai Wu; Chih-Kai Chi; Wei-Chuan Tsai; Ju-Yi Chen; Ming-Chun Wang, "A new dual channel pulse wave velocity measurement system," *Bioinformatics and Bioengineering*, 2004. BIBE 2004. Proceedings. Fourth IEEE Symposium on , vol., no., pp.17,21, 19-21 May 2004  
doi: 10.1109/BIBE.2004.1317320  
URL: <http://ieeexplore.ieee.org/stamp/stamp.jsp?tp=&arnumber=1317320&isnumber=29175>
- [8] Prauzek, M.; Peterek, Tomas; Adamec, O.; Penhaker, M., "Analog signal preprocessing in reflected Plethysmography," *Signal Processing Systems (ICSPS), 2010 2nd International Conference on* , vol.1, no., pp.V1-358,V1-361, 5-7 July 2010 doi: 10.1109/ICSPS.2010.5555637  
URL: <http://ieeexplore.ieee.org/stamp/stamp.jsp?tp=&arnumber=5555637&isnumber=5555236>
- [9] Dong-keun Jung; Gi-ryon Kim; Kwang-nyeon Kim; Byeong-cheol Choi; Duk-joon Suh; Gye-rok Jeon; Soo-young Ye, "Changes of Pulse Wave Velocity in Arm According to Characteristic Points of Pulse Wave," *Convergence Information Technology, 2007. International Conference on* , vol., no., pp.821,826, 21-23 Nov. 2007 doi: 10.1109/ICCIT.2007.409  
URL: <http://ieeexplore.ieee.org/stamp/stamp.jsp?tp=&arnumber=4420361&isnumber=4420217>
- [10] SALVI, Paolo. *Pulse Waves: How Vascular Hemodynamics Affects Blood Pressure*. Springer, 2012, XII, 138p. 125illus.. ISBN 978-88-470-2348-0.

## Seznam obrázků:

|  |    |
|--|----|
| Obr. 1 Blokové schéma oběhového systému.....   | 2  |
| Obr. 2 Pružník[1].....   | 4  |
| Obr. 3 Centrální a periferní pulsní vlna + části [3].....  | 5  |
| Obr. 4 Fotoelektrické pletysmografy a) transmisní b) reflexní .....  | 6  |
| Obr. 5 Charakteristické body v PPG záznamu [9] .....   | 9  |
| Obr. 6 Výsledek porovnání metod měření PWV [9] .....   | 10 |
| Obr. 7 Princip měření přístrojem PulsePen.....   | 11 |
| Obr. 8 Princip měření přístroje Complior.....  | 11 |
| Obr. 9 Blokové schéma měřicího řetězce (Variable power supply - regulovatelný napájecí zdroj, GUI - grafické uživatelské rozhraní) ..... | 13 |
| Obr. 10 Vnitřní zapojení senzoru Masimo LNCS TF-I.....   | 14 |
| Obr. 11 Schéma přípravku pro předzpracování signálu PPG.....   | 15 |
| Obr. 12 Schéma zapojení analogového vstupu do NI Elvis II .....  | 16 |
| Obr. 13 HW přípravek pro analogové předzpracování snímaného signálu, pohled na DPS.....  | 16 |
| Obr. 14 Naměřený Bodeho diagram přípravku pro předzpracování signálu.....  | 17 |
| Obr. 15 Naměřené PW za HP 1. řádu a DP 2. řádu, 10x zesíleno .....   | 18 |
| Obr. 16 Naměřené PW za HP 2. řádu a DP 4. řádu, 100x zesíleno.....   | 18 |
| Obr. 17 Úbytek signálu v závislosti na vzdálenosti senzorů u 4 dobrovolníků.....   | 20 |
| Obr. 18 PPG senzory upevněné v držáku (P-proximální senzor, D-distální senzor) .....   | 20 |
| Obr. 19 Blokové schéma měřicího a výpočetního softwaru.....  | 21 |
| Obr. 20 Nastavení převodníku a napájení z měřicí karty .....   | 22 |
| Obr. 21 Vytvoření a úprava signálu derivace pulsní křivky .....  | 24 |
| Obr. 22 Detekce špiček, gate, výpočet PWV.....   | 25 |
| Obr. 23 Ukládání naměřených a vypočtených hodnot k vykreslení.....   | 26 |
| Obr. 24 Přenastavení os X grafických zobrazovačů.....  | 26 |
| Obr. 25 Grafické uživatelské rozhraní.....   | 28 |

### **Seznam příloh na CD:**

- Příloha č. 1: Schéma a navržená DPS v softwaru EAGLE
- Příloha č. 2: LabView VI k měření pulsních vln a výpočtu PWV
- Příloha č. 3: Náhled na programový kód LabView a GUI ve formátu PDF
- Příloha č. 4: Fotografie přípravku se zapojenými senzory