



České  
vysoké  
učení technické  
v Praze

**F3**

Fakulta elektrotechnická  
Katedra teorie obvodů

**Bakalářská práce**

## Návrh a realizace zařízení pro snímání suprasystolických oscilací

Author: **Filip Šlapal**

Školitel: **Ing. Jan Havlík, Ph.D.**

Odevzdání práce: **Květen 2020**





## I. OSOBNÍ A STUDIJNÍ ÚDAJE

Příjmení: **Šlapal** Jméno: **Filip** Osobní číslo: **474446**  
Fakulta/ústav: **Fakulta elektrotechnická**  
Zadávající katedra/ústav: **Katedra řídicí techniky**  
Studijní program: **Kybernetika a robotika**

## II. ÚDAJE K BAKALÁŘSKÉ PRÁCI

Název bakalářské práce:

**Návrh a realizace zařízení pro snímání suprasystolických oscilací**

Název bakalářské práce anglicky:

**Design and realization of a device for suprasystolic oscillations sensing**

Pokyny pro vypracování:

1. Seznamte se s problematikou snímání oscilometrických pulsací pomocí okluzní techniky a stanovení rychlosti šíření pulsní vlny v krevním řečišti.
2. Navrhněte zařízení umožňující záznam suprasystolických oscilací s využitím diferenciálního senzoru tlaku. Při návrhu vycházejte z dříve realizovaného zařízení. Optimalizujte jeho hardwarovou i softwarovou část.
3. Realizujte navržené úpravy hardwarové části a implementujte firmware umožňující ovládání zařízení a provedení měření.
4. Proveďte vzorovou sérii měření a ověřte použitelnost zařízení v reálných podmínkách.

Seznam doporučené literatury:

- [1] SAJGALIK, P., KREMEN, V., CARLSON, A., FABIÁN, V., CHUL-HO, K., WHEATLEY, C., GERLA, V., SCHIRGER, J., OLSON, T. and JOHNSON, B., D. „Non-invasive Assessment of Cardiac Output by Brachial Cuff Technique; Comparison to the Open Circuit Acetylene Washin Method“ Journal of Applied Physiology. 2016. doi: 10.1152/jappphysiol.00981.2015.
- [2] FABIÁN, V., HAVLÍK, J., DVOŘÁK, J., KREMEN, V., SAJGALIK, P., BELLAMY, V., SCHIRGER J., A., SOVKA, P., JOHNSON, B., D. „Differences in mean arterial pressure of young and elderly people measured by oscilometry during inflation and deflation of the arm cuff“ v Biomed. Tech.. Berlin 2016. doi: 10.1515/bmt-2015-0098.
- [3] GEDDES, L. A., et al. Characterization of the Oscillometric Method for Measuring Indirect Blood Pressure. Annals of Biomedical Engineering, 1982, vol. 10, no. 6. pp. 271-280. ISSN 0090-6964.
- [4] LIU, Shing-Hong; WANG, Jia-Jungand WEN, Zu-Chi. Extraction of an Arterial Stiffness Index from Oscillometry. Journal of Medical and Biological Engineering, 2007, vol. 23, no. 3. pp. 116-123.

Jméno a pracoviště vedoucí(ho) bakalářské práce:

**Ing. Jan Havlík, Ph.D., katedra teorie obvodů FEL**

Jméno a pracoviště druhé(ho) vedoucí(ho) nebo konzultanta(ky) bakalářské práce:

Datum zadání bakalářské práce: **28.01.2020**

Termín odevzdání bakalářské práce: **22.05.2020**

Platnost zadání bakalářské práce:

**do konce letního semestru 2020/2021**

Ing. Jan Havlík, Ph.D.  
podpis vedoucí(ho) práce

prof. Ing. Michael Šebek, DrSc.  
podpis vedoucí(ho) ústavu/katedry

prof. Mgr. Petr Páta, Ph.D.  
podpis děkana(ky)

### III. PŘEVZETÍ ZADÁNÍ

Student bere na vědomí, že je povinen vypracovat bakalářskou práci samostatně, bez cizí pomoci, s výjimkou poskytnutých konzultací.  
Seznam použité literatury, jiných pramenů a jmen konzultantů je třeba uvést v bakalářské práci.

\_\_\_\_\_  
Datum převzetí zadání

\_\_\_\_\_  
Podpis studenta

## Poděkování

Děkuji vedoucímu práce Ing. Janu Havlíkovi, Ph.D. za vedení bakalářské práce a ochotu vždy pomoci. Také děkuji rodině za podporu při studiu.

## Prohlášení

Prohlašuji, že jsem předloženou práci vypracoval samostatně a že jsem uvedl veškeré informační zdroje v souladu s Metodickým pokynem o dodržování etických principů při přípravě vysokoškolských závěrečných prací.

V Praze, dne \_\_\_\_\_

\_\_\_\_\_  
Podpis

## Abstrakt

Tato bakalářská práce se zabývá návrhem a realizací zařízení pro snímání suprasystolických pulsací za účelem získání rychlosti šíření pulzní vlny. Ta je považována za významný neinvazivně měřitelný parametr odrážející stav kardiovaskulárního systému a usnadňující prevenci kardiovaskulárních onemocnění. V klinické praxi se pro vyhodnocení stavu cév používají experimentálně získané referenční hodnoty specifické pro věk a pohlaví, se kterými lze naměřenou hodnotu porovnat. Práce navazuje na diplomovou práci Ing. Jany Ortové obhájenou v roce 2019, v rámci které bylo realizováno obdobné zařízení. To je dále rozšířeno o novou funkcionalitu a jsou odstraněny některé jeho dílčí nedostatky. Základním principem činnosti zařízení je natlakování pažní manžety na suprasystolický tlak a následné snímání superponovaných tlakových oscilací. Zařízení využívá dvě větve, které jsou po nafouknutí odděleny ventilem. V jedné větvi je v rezervoáru udržován stabilní suprasystolický tlak z počátku měření. Do druhé větve se přes manžetu přenášejí tlakové vlny z cévního systému. Zařízení je vybaveno diferenciálním senzorem, který umožňuje přesné snímání oscilací. Signály jsou zaznamenávány mikroprocesorem Arduino Nano s integrovanými AD převodníky.

V rámci této práce došlo k vylepšení systému napájení původního zařízení. Místo původního DC zdroje a 9V baterie je nyní zařízení napájeno pouze z jednoho DC zdroje. Je také méně náchylné k přehřívání ztrátovým výkonem napájecích obvodů díky přidaným spínaným zdrojům a aktivnímu chlazení. Zařízení dostalo kryt na míru vytvořený metodou 3D tisku. Původní stavový automat byl zcela přepracován a byly do něj přidány další funkce jako kontrola těsnosti okruhů nebo regulátor rychlosti nafukování manžety. Dále je k dispozici ovládací aplikace v jazyce Processing, kterou je možno spustit z PC nebo z Raspberry Pi. V prostředí MATLAB byl naprogramován skript, který z dat umožňuje vypočítat rychlost šíření pulzní vlny a srdeční tep.

**Klíčová slova:** stav kardiovaskulárního systému, suprasystolické pulzace, rychlost šíření pulzní vlny, 3D tisk

## Abstract

This bachelor's thesis focuses on the design and realization of a device for suprasystolic oscillation sensing in order to acquire pulse wave velocity. This parameter is held as an important noninvasive tool for obtaining information about the state of the cardiovascular system and can help prevent cardiovascular diseases. Age and sex specific values are experimentally acquired and used to evaluate the health of vessels in clinical practice. This thesis follows up on Ing. Jana Ortová's master's thesis defended in 2019 within which a similar device was constructed. This device is further developed and some of the partial deficiencies are removed. The basic principle of the device is pressurizing a brachial occlusion cuff to suprasystolic pressure and consequently detecting superimposed pressure oscillations. The device consists of two branches that are separated by a valve after pressurizing is finished. From the beginning of the measurement, stable suprasystolic pressure is maintained in a reservoir in one branch. Pressure waves from the vascular system are transferred to the other branch via the cuff. The device is equipped with a differential pressure sensor that enables the precise detection of oscillations. Signals are recorded by the Arduino Nano microprocessor with integrated AD converters.

As part of the thesis the power supply system of the original device was enhanced. Instead of two independent sources (DC supply and a 9V battery) only one (DC supply) is now present. The device is also less susceptible to overheating caused by power dissipation thanks to added switching regulators and active cooling. It also possesses a new tailored case created by 3D printing. The original state machine was completely reworked and other functions such as a leak test or a regulator of inflation speed were introduced. The device can be controlled from an application programmed in the Processing language either from a PC or Raspberry Pi. In the MATLAB environment a script was made to compute pulse wave velocity and heart rate.

**Keywords:** cardiovascular system health, suprasystolic oscillations, pulse wave velocity, 3D printing

# Obsah

<b>1 Úvod</b>	<b>1</b>
1.1 Motivace	1
1.2 Stanovené cíle	1
1.3 Struktura práce	1

## Část I

### Kardiovaskulární systém

#### Anatomický popis a základní funkční princip srdečního oběhu

<b>2 Anatomie srdce</b>	<b>5</b>
<b>3 Krevní oběh</b>	<b>6</b>
<b>4 Krevní tlak</b>	<b>7</b>
4.1 Analogie elektrického obvodu	8
4.2 Změna krevních tlaků	8
4.3 Pulzový tlak	9
4.4 Oscilometrická metoda	9
<b>5 Elasticita tepen</b>	<b>10</b>
5.1 Analogie hydraulického okruhu	10
5.2 „Windkessel efekt“	11
5.3 Elastické vlastnosti tepen	12
5.4 Arteriální tuhost	12
5.4.1 Parametr $\beta$	12
5.4.2 CAVI index	13
5.4.3 ASI index	14
5.4.4 AI index	17
5.5 Rychlost pulzní vlny	18
5.6 Důležité části těla pro měření PWV	19
5.7 Výpočet PWV	19
5.8 cfPWV	20
5.9 aoPWV a oscilometrické pulzace	21

## Část II

### Snímání oscilometrických pulzací Popis součástí a funkčnosti zařízení

<b>6 Navržené změny</b>	<b>27</b>
<b>7 Konstrukce zařízení</b>	<b>28</b>
7.1 Mechanická konstrukce	28
7.2 Elektrická část	28
7.2.1 Modul napájení	29
7.2.2 Modul tlakových senzorů	30
7.2.3 Modul mikrokontroléru	31
7.2.4 Modul řízení dvoustavových ventilů a pumpy	33
7.2.5 Modul řízení regulačního ventilu	33
7.2.6 Modul indikačních LED diod a ovládacích tlačítek	33
7.3 Pneumatická část	34

7.3.1 Pumpa .....	34
7.3.2 Dvoustavové ventily .....	34
7.3.3 Regulační ventil .....	34
7.3.4 Tlakové senzory .....	35
7.3.5 Tlakový rezervoár .....	36
7.4 Firmware .....	36
7.5 Pracovní cyklus zařízení .....	38
<b>8 Zpracování signálů</b>	<b>39</b>
8.1 Ovládací aplikace .....	39
8.2 Vyhodnocení parametrů KV systému .....	39
8.2.1 Filtrace .....	39
8.2.2 Určení srdečního tepu .....	40
8.2.3 Určení aoPWV .....	41
8.3 Srovnání signálů .....	42
<b>9 Závěr</b>	<b>44</b>
9.1 Budoucí vývoj .....	44
<b>Seznam použité literatury</b>	<b>45</b>
<b>Přílohy</b>	
<b>A Obsah přiloženého CD</b>	<b>51</b>
<b>B Fotodokumentace</b>	<b>53</b>

## Obrázky

2.1 Anatomický popis srdce. Modrá barva odpovídá místům s krví neokysličenou a červená barva místům s okysličenou. Převzato a upraveno z [2]. . . . .	5
2.2 Průběh akčního potenciálu srdeční buňky. Převzato z [3]. . . . .	6
3.1 Schéma oběhu krve v lidském těle. Převzato a přeloženo z [2]. . . . .	7
4.1 Analogie systémového oběhu jako elektrického okruhu. Převzato z [4]. . . . .	8
4.2 Srovnání hodnot krevních tlaků v těle. Převzato a přeloženo z [4]. . . . .	8
4.3 Signál získaný z manžety při měření tlaku oscilometrickou metodou. Převzato a upraveno z [9]. . . . .	10
5.1 Průběh krevního tlaku v levé komoře a aortě. Převzato a upraveno z [4]. . . . .	11
5.2 Schematický obrázek funkce hasičské pumpy založené na „Winkessel efektu“. Převzato z [4]. . . . .	11
5.3 Vztah mezi arteriálním objemem a tlakem v manžetě. Převzato a přeloženo z [11]. . . . .	13
5.4 (A) Závislost tlaku krve v arterii na jejím průměru. (B) Závislost přirozeného logaritmu poměru SP a DP na arteriální roztažnosti (pro zdravou a poškozenou arterii). Převzato a přeloženo z [13]. . . . .	14
5.5 Způsob získávání CAVI indexu. Převzato a přeloženo z [13]. . . . .	15
5.6 Hodnoty CAVI indexu pro muže a ženy závislé na stáří získané při studii zdravých jedinců v Japonsku. Převzato a přeloženo z [12]. . . . .	16
5.7 Oscilometrické obálky pro pacienty s (A) normální funkčností kardiovaskulárního systému, (B) aterosklerózou a (C) vysokým krevním tlakem. Převzato a přeloženo z [14]. . . . .	16
5.8 Určení ASI indexu u (A) zdravého člověka a (B) pacienta s vysokým tlakem a aterosklerózou. Hodnota ASI u (A) 30 mmHg a (B) 49 mmHg. Převzato a přeloženo z [14]. . . . .	17
5.9 Stanovení AI indexu z tlakových pulzací. Převzato a upraveno z [18]. . . . .	18
5.10 Nákres Newtonovy houpačky. Převzato z [4]. . . . .	18
5.11 Významné body při měření PWV. Převzato a upraveno z [19]. . . . .	20
5.12 Princip měření cfPWV. Převzato a přeloženo z [22]. . . . .	21
5.13 Percentilové hodnoty cfPWV pro muže a ženy. Převzato a přeloženo z [4]. . . . .	22
5.14 Oscilometrické pulzace z brachiální arterie. Převzato a přeloženo z [24]. . . . .	23
5.15 Oscilometrické pulzace mění se s věkem. Převzato a přeloženo z [24]. . . . .	23
6.1 Fotografie původního zařízení. Převzato z [18]. . . . .	27
7.1 Blokové schéma elektrické části zařízení. Modrou barvou jsou označeny napájecí vedení, oranžovou barvou řídicí signály a zelenou signály z tlakových senzorů. . . . .	29
7.2 Schéma napájecího modulu. . . . .	30
7.3 Schéma modulu tlakových senzorů. . . . .	30
7.4 Schéma modulu mikroprocesoru. . . . .	31
7.5 Ilustrace komunikace pomocí SPI. Převzato a upraveno z [31]. . . . .	32



7.6 Schéma propojení vodičů sériové linky a ukázka dvou za sebou posílaných slov. Převzato z [32].	32
7.7 Schéma modulu řízení dvoustavových ventilů a pumpy.	33
7.8 Schéma modulu regulačního ventilu.	34
7.9 Schéma modulu indikačních LED diod a ovládacích tlačítek.	35
7.10 Blokové schéma pneumatického části systému.	36
8.1 Nezpracovaný signál z původního zařízení.	40
8.2 Nezpracovaný signál z upraveného zařízení.	41
8.3 Spektrum filtrovaného a normovaného signálu z diferenciálního senzoru (z původního zařízení).	41
8.4 Spektrum filtrovaného a normovaného signálu z diferenciálního senzoru (z upraveného zařízení).	42
8.5 Detekované špičky přímých a odražených vln ve zpracovaném signálu (z původního zařízení).	42
8.6 Detekované špičky přímých a odražených vln ve zpracovaném signálu (z upraveného zařízení).	43
B.1 Konstrukce upraveného zařízení.	53
B.2 Použitá pumpa z tonometru Omron M4.	53
B.3 Použité vícecestné spojky.	54
B.4 Použitý regulační ventil.	54
B.5 Použité dvoustavové ventily Koge.	54
B.6 Modul mikroprocesoru.	55
B.7 Modul LED diod a tlačítek.	55
B.8 Modul napájení.	55
B.9 Modul regulačního ventilu.	56
B.10 Modul tlakových senzorů.	56
B.11 Modul spínání pumpy a dvoustavových ventilů.	56

## Tabulky

5.1 Hodnoty ASI indexu a jejich význam .....	15
5.2 Hodnoty ABI indexu a jejich význam.....	16
5.3 Hodnoty AI indexu a jejich význam .....	17
7.1 Hodnoty odporů .....	29
7.2 Převodní charakteristika pro první senzor MPX5050 .....	37
7.3 Převodní charakteristika pro druhý senzor MPX5050 .....	37

## Použité zkratky

- ABI** Ankle-Brachial Index – index kotníkových tlaků. 15, 16
- AD** Analog-Digital – analogově-digitální. 22
- AI** Augmentation Index – index zesílení. 17
- aoPWV** aortic Pulse Wave Velocity – rychlost šíření pulzní vlny v aortě. 22, 23, 39, 41–43, 51
- AP** Action potential – akční potenciál. 5
- ASI** Arterial Stiffness Index – index arteriální tuhosti. x, xii, 15, 17
- AV** atrioventrikulární. 6
- cfPWV** carotid-femoral Pulse Wave Velocity – rychlost šíření pulzní vlny mezi karotickou a femorální tepnou. 20
- CO** Cardiac Output – srdeční výdej. 8
- DA** Digital-Analog – analogově-digitální. 31, 33
- DC** Direct Current – stejnosměrný proud. 27, 29
- DP** Diastolic Pressure – diastolický tlak. x, 8, 9, 12, 14
- DW** Diastolic Wave – diastolická vlna. 22
- ECG** Electrocardiograph – elektrokardiograf. 14
- FW** firmware. 31, 37, 38
- HR** Heart Rate – srdeční tep. 8, 39–41, 43, 51
- HW** hardware. 28, 37
- KV** kardiovaskulární. 9
- LSB** Least Significant Bit – nejméně významný bit. 31, 43
- MAP** mean arterial pressure – střední arteriální tlak. 8, 9
- PCB** Printed Circuit Board – deska plošných spojů. 27, 28, 30
- PCG** Phonocardiograph – fonokardiograf. 14
- PO** pneumatický okruh. 34, 38
- PP** Pulse Pressure - pulzový tlak. 8, 9, 13, 17, 18
- PWM** Pulse Width Modulation – pulzně-šířková modulace. 31, 33

**PWV** Pulse Wave Velocity – rychlost šíření pulzní vlny. x, 13, 14, 18–22

**PZ** původní zařízení sestavené v Diplomové práci Janou Ortovou. 27, 42, 43

**RW** Returned Wave – odražená systolická vlna. 22

**SP** Systolic Pressure – systolický tlak. x, 8, 9, 12, 14

**SPI** Serial Peripheral Interface – sériově periferní rozhraní. x, 31–33, 37

**SV** Systolic Volume – množství krve vypuzené během jedné systoly. 8

**SVR** Systemic Vascular Resistance – celkový odpor cév. 8

**SW** Systolic Wave – přímá systolická vlna. 22, 37, 38, 43

**UZ** upravené zařízení sestavené v rámci této práce. 27, 42, 43

# Kapitola 1

## Úvod

### 1.1 Motivace

V posledních dekádách jsou pod drobnohledem lékařů kardiovaskulární choroby, které jsou zodpovědné za velký počet úmrtí nebo sníženou kvalitu života mnoha pacientů. Ke včasné detekci poruch oběhové soustavy potřebujeme jednoduché diagnostické přístroje, které nemusí být obsluhovány specializovaným zdravotnickým personálem. Toho lze dosáhnout například vývojem neinvazivních metod, které jsou sice méně přesné, ale pro pacienty příjemnější a dostupnější. Pokud bude zařízení schopno ovládat i běžný uživatel z pohodlí domova, bude mít více lidí přístup k základním informacím o stavu svého kardiovaskulárního systému a následně bude k dispozici více času předejít vážným formám onemocnění. Mezi významné ukazatele stavu oběhového systému patří arteriální tuhost, o níž získáváme informace například z rychlosti šíření pulzní vlny. Tomuto přístupu se bakalářská práce věnuje. Jejím hlavním tématem je konstrukce zařízení na neinvazivní získání oscilometrických pulzací okluzní technikou z pažní manžety a následné zpracování signálů k odhadu rychlosti šíření pulzní vlny. Tato práce navazuje na diplomovou práci obhájenou v roce 2019 Ing. Janou Ortovou.

### 1.2 Stanovené cíle

Cílem práce je seznámit se s problematikou měření oscilometrických pulzací pomocí pažní manžety a optimalizovat a vylepšit zařízení sestavené v předcházející diplomové práci po softwarové i hardwarové stránce. Důraz je kladen zejména na zdokonalení napájecího systému a zefektivnění řídicího stavového automatu. Díky technologii 3D tisku je možné optimalizovat také velikost samotného zařízení.

### 1.3 Struktura práce

Práce je rozdělena do dvou částí. První část se zabývá teoretickým úvodem do problematiky srdečního oběhu a pulzní vlny. Druhá část je věnována konstrukci a funkčnosti upraveného zařízení.





# Část I

## Kardiovaskulární systém

Anatomický popis a základní funkční princip srdečního oběhu



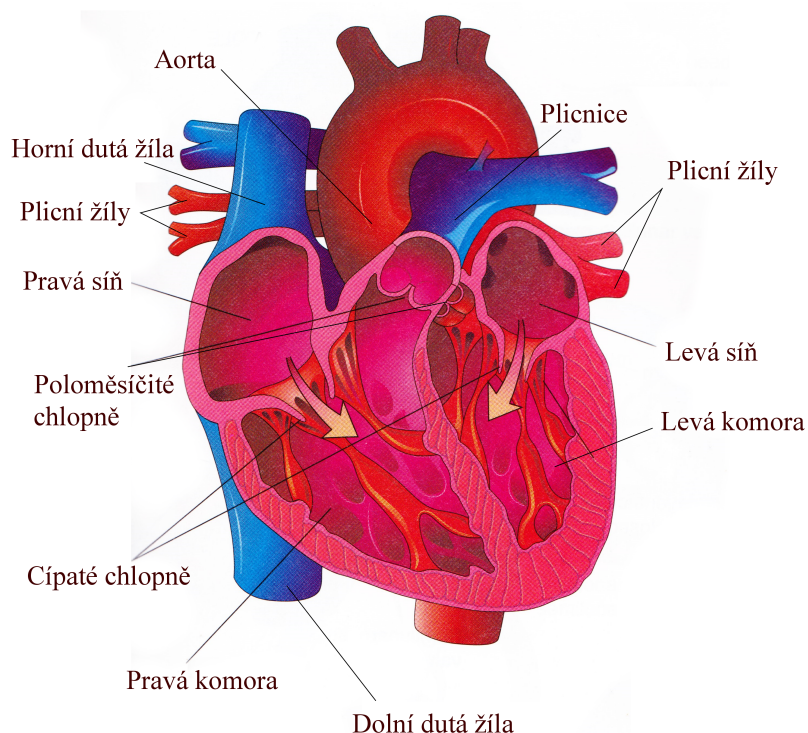


## Kapitola 2

### Anatomie srdce

Hnacím motorem oběhové soustavy je srdce. Skládá se ze srdečních buněk o rozměrech 50–100  $\mu\text{m}$  na 10–20  $\mu\text{m}$ , které jsou vázány řídkým vazivem a propojeny strukturami s velmi nízkým elektrickým odporem nazývanými interkalární disky.<sup>1,2</sup>

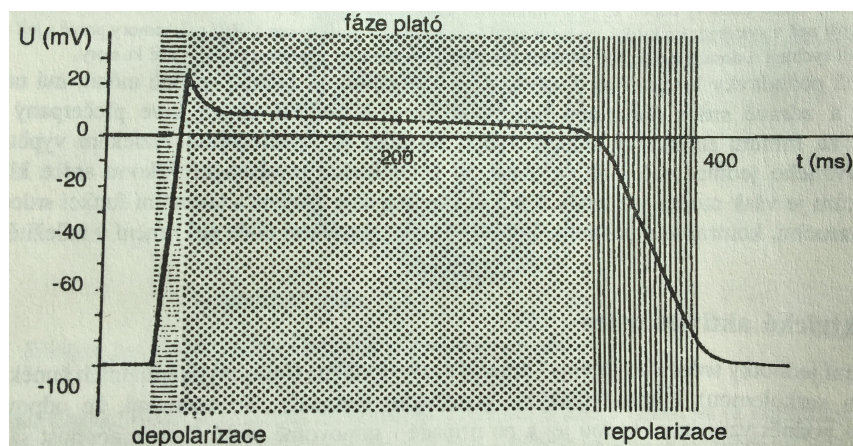
Srdce se dělí na levou a pravou část, které se několik měsíců po narození plně oddělí. Každá část má svoji síň (neboli předsíň) a komoru, mezi kterými se nachází cípatá chlopeň. Ta brání zpětnému toku krve z komor do síní a pomáhá lepšímu vypuzení krve do oběhu. V pravé části se chlopeň označuje jako trojcípá (trikuspidální) a v levé jako dvojcípá (mitrální). Mezi komorami a navazujícími tepnami jsou chlopně poloměsíčitě. V pravé části se chlopeň nazývá pulmonární a v levé aortální.<sup>2</sup>



**Obrázek 2.1:** Anatomický popis srdce. Modrá barva odpovídá místům s krví neokysličenou a červená barva místům s okysličenou. Převzato a upraveno z [2].

Srdeční buňky se od ostatních somatických liší rozdílným průběhem akčního potenciálu (AP). Po dokončení depolarizace buňka setrvává v depolarizovaném stavu

několik stovek milisekund (viz obrázek 2.2). Tato fáze se nazývá plató a zabezpečuje, aby byly buňky déle nedráždivé. V této fázi buňky nereagují na žádný nadprahový podnět a nemůže dojít k další depolarizaci. Kontrakce je tedy dokončena dříve, než jsou buňky drážditelné. Nemůže tak dojít ke stavu podobnému křeči kosterního svalstva. Vzruch také nemůže kroužit, nebo se vrátit.<sup>3</sup>



**Obrázek 2.2:** Průběh akčního potenciálu srdeční buňky. Převzato z [3].

Jakmile je jednou nadprahově podrážděna srdeční buňka, dojde k šíření vzruchu po celém srdci. Tuto vlastnost nazýváme „vše nebo nic“. Opakující se podněty k depolarizaci si srdce vytváří samo. Primárním zdrojem spontánních vzruchů je sinoatriální uzel, který se nachází ve stěně pravé předsíně blízko ústí horní duté žíly. Z něho se vzruch šíří dále k buňkám zodpovědným za kontrakci předsíní. Vodivé spojení mezi předsíněmi a komorami zajišťuje atrioventrikulární (AV) uzel, který velmi pomalu šíří akční potenciál, a Hisův svazek. Zpomalení šíření vzruchu AV uzlem způsobuje, že stah komor následuje až po stahu síní. AP je po komorách šířen rychle díky Tawarovým raménkům a Purkyňovým vláknům. K zobrazení elektrické srdeční aktivity se používá elektrokardiograf.<sup>3</sup>

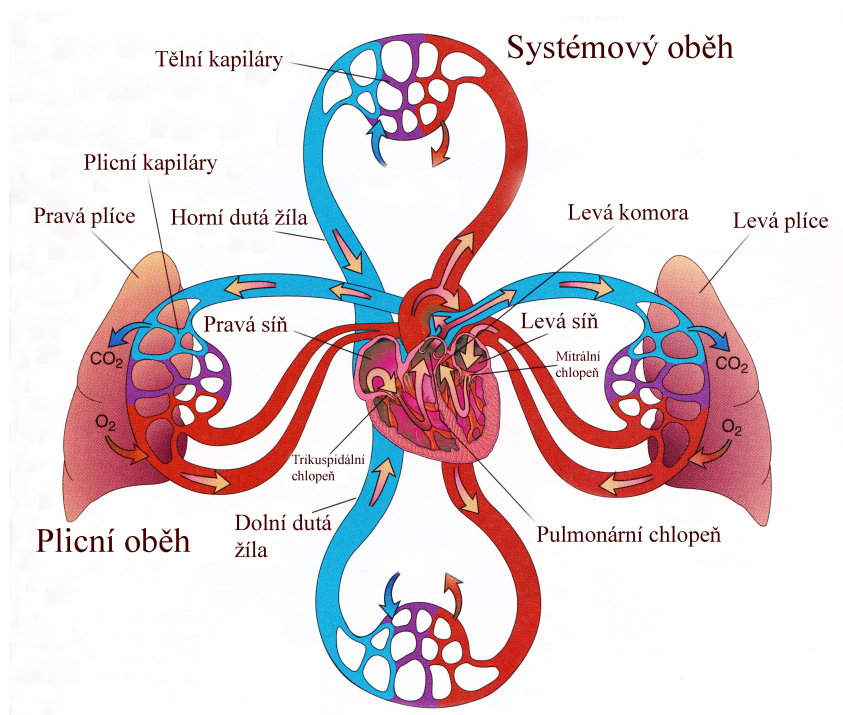
## Kapitola 3

### Krevní oběh

Srdeční činnost je charakteristická zejména pravidelným střídáním kontrakce (systoly) a relaxace (diastoly), které probíhají zároveň v pravém i levém srdci. Při diastole síní dochází k jejich plnění krví, která při následné systole proudí do komor. Při systole komor je krev vypuzena z komor do tělních oběhů. Levé srdce je zodpovědné za zásobování velkého srdečního (systémového) oběhu, zatímco pravé srdce má za úkol udržovat funkci malého srdečního (plicního) oběhu. Levé srdce má tlustší stěnu

a operuje s vyššími tlaky.

Do srdce přichází neokysličená krev z tělních periferií a orgánů systémovým oběhem. Vtéká do pravé síně horní a dolní dutou žilou. Po přechodu do pravé komory je krev při systole vypuzena plicnicí do plic, kde je okysličená. Poté je okysličená krev přiváděna do levé síně plicními žilami. Dále je při systole vypuzena z levé komory aortou do systémového oběhu, kde zajišťuje výživu a okysličení tkání.



**Obrázek 3.1:** Schéma oběhu krve v lidském těle. Převzato a přeloženo z [2].

Otevření aortální chlopně při systole lze na fonokardiogramu zaznamenat jako první srdeční ozvu. V tomto okamžiku také dochází ke vzniku pulzní vlny. Ta se pohybuje krevním řečištěm násobně rychleji ( $4\text{--}30 \text{ m} \cdot \text{s}^{-1}$ ) než krev (desítky  $\text{cm} \cdot \text{s}^{-1}$ ).<sup>4</sup> Zavření aortální chlopně při diastole se označuje jako druhá srdeční ozva.<sup>3,5,6</sup>

## Kapitola 4

### Krevní tlak

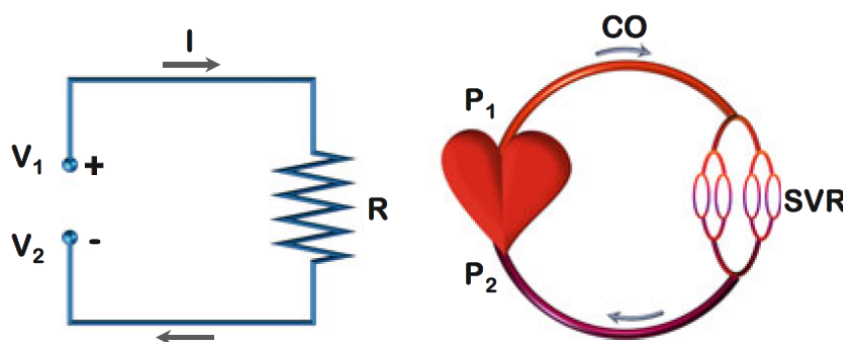
Zde načrtnu úvod do problematiky krevních tlaků a představím srdeční oběh jako analogii k elektrickému obvodu, lze tak dobře získat fyzikální představu o jeho funkci. Nadefinuji ještě základní hodnoty krevních tlaků užívaných v praxi. Maximální krevní

tlak během systoly se označuje jako systolický (SP) a minimální tlak během diastoly jako diastolický (DP). Jejich rozdíl se nazývá pulzovým tlakem (PP).<sup>4</sup>

## 4.1 Analogie elektrického obvodu

Systémový oběh je možné zjednodušeně připodobnit k elektrickému obvodu skládajícímu se ze zdroje napětí a sériově připojeného rezistoru. Zdroji napětí ( $\Delta U = U_1 - U_2$ ) odpovídá rozdíl tlaků extrémních bodů oběhu ( $\Delta P = P_1 - P_2$ ). Proud ( $I$ ) odpovídá srdeční výdeji ( $CO$ ). Odporu ( $R$ ) odpovídá celkový odpor cév ( $SVR$ ). Při uvažování nulového nejnižšího tlaku krve v srdci a srdečního výdeje jako součinu hodnoty srdečního tepu ( $HR$ ) a množství krve vypuzené během jedné systoly ( $SV$ ), platí pro střední arteriální tlak ( $MAP$ ) následující vzorec<sup>4</sup>

$$MAP = SV \cdot HR \cdot SVR. \quad (4.1)$$



Obrázek 4.1: Analogie systémového oběhu jako elektrického okruhu. Převzato z [4].

## 4.2 Změna krevních tlaků

Krevní tlak se mění s postupem krve krevním řečištěm. Směrem od aorty k perifériím se zvětšuje systolický tlak a naopak může dojít ke snížení diastolického tlaku (viz obrázek 4.2). Střední arteriální tlak tak zůstává velmi podobný a není dostatečný pro určení stavu KV systému pacienta.<sup>4</sup>



Obrázek 4.2: Srovnání hodnot krevních tlaků v těle. Převzato a přeloženo z [4].

## 4.3 Pulzový tlak

S rostoucím věkem (zhruba od věku 55 let) dochází v důsledku snižování diastolického tlaku k růstu pulzového tlaku. Tento parametr je klíčový v rámci časné identifikace rizika kardiovaskulárních (KV) onemocnění. Za hraniční se považuje hodnota 50 mmHg. Pokud je PP vyšší, jedná se o indikaci patologického stavu.<sup>4,5</sup>

Pulzový tlak lze při zanedbání složitějších interakcí rozdělit na dvě součásti:<sup>4</sup>

1. Přímou tlakovou vlnu pocházející z interakce levé komory a navazujících velkých arterií.
2. Odražené tlakové vlny.

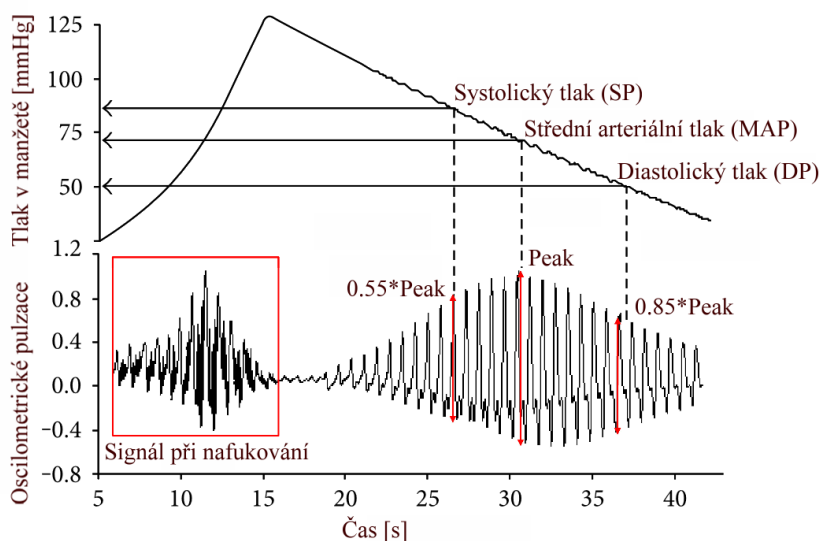
## 4.4 Oscilometrická metoda

Nejběžnější metodou měření krevního tlaku v digitálních tonometrech je metoda oscilometrická. Principem této metody je sledování tlakových pulzací v pažní manžetě umístěné na nadloktí. Metoda se řadí mezi okluzní techniky, během měření je totiž znemožněn průtok krve brachiální arterií. Je citlivá na úmyslné i nevědomé pohyby pacienta (zatnutí svalů paže, rychlý pohyb ruky s manžetou).<sup>5</sup>

V průběhu srdečního cyklu dochází k pravidelným objemovým změnám zaškracené paže, které jsou pomocí manžety zaznamenatelné. Na začátku měření je manžeta natlakována na suprasystolický tlak (zhruba o 30 mmHg vyšší tlak než SP), průtok krve brachiální arterií tak vzhledem k přetlaku v manžetě není možný. Poté je manžeta postupně vypouštěna stálou rychlostí zhruba  $3 \text{ mmHg} \cdot \text{s}^{-1}$ . Na signálu z manžety je patrný náhlý nárůst tlakových oscilací, když je dosaženo tlaku, při kterém část krve začne turbulentně proudit arterií. Vymizení oscilací poté následuje při dosažení tlaku, kdy krev začne arterií proudit opět laminárně. Experimentálně se zjistilo, že tlak v manžetě odpovídající maximální amplitudě oscilací je příslušný MAP. Systolického tlaku v manžetě je dosaženo, když amplituda oscilací odpovídá 50–55 % maximální amplitudy před jejím dosažením. Diastolického tlaku je dosaženo, když amplituda oscilací odpovídá přibližně 80–85 % maximální amplitudy po jejím dosažení. Obě procentuální hodnoty se ale ukazují jako závislé na aktuální hodnotě SP a DP.<sup>5,7</sup>

Podle zjištění výzkumníků<sup>8</sup> je možné zjistit krevní tlak oscilometrickou metodou již při nafukování manžety. Vzhledem k rušení a šumu zanesenému do měření turbulencemi vzduchu a elektrickým signálem generovaným pumpou se však jedná o náročnější proces. Provedená studie ukázala, že MAP změřený při nafukování manžety byl vyšší u 74 % zkoumaných mladých a 80 % postarších účastníků. Průměrně se lišil u mladých o  $1,7 \pm 3,6 \text{ mmHg}$  (průměr  $\pm$  směrodatná odchylka) a o  $4,6 \pm 6,8 \text{ mmHg}$  (průměr  $\pm$  směrodatná odchylka) u starších.<sup>8,9</sup>





**Obrázek 4.3:** Signál získaný z manžety při měření tlaku oscilometrickou metodou. Převzato a upraveno z [9].

## Kapitola 5

### Elasticita tepen

Dále se věnuji popisu proudění krve v kardiovaskulárním systému. Pro lepší představu ukáži, že systém lze do značné míry připodobnit k jednoduchému hydraulickému okruhu.

#### 5.1 Analogie hydraulického okruhu

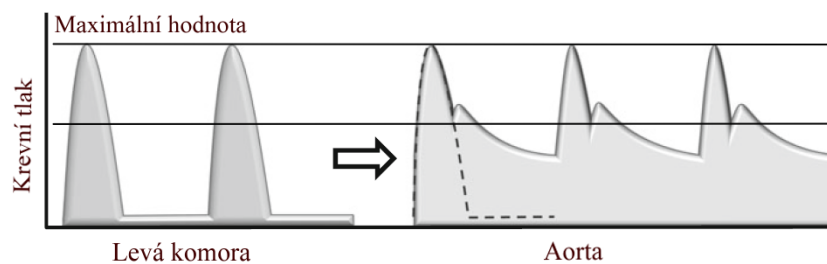
Systémový oběh je možné v rámci popisu dynamiky krve přirovnat k hydraulickému systému. Při letmém pohledu bychom si mohli v rámci analogie myslet, že se oběh skládá výhradně z jedné pumpy (srdce), tekutiny (krve) a vedení (cív). Tento pohled převládá ještě v průběhu 20. století. Podrobnější zkoumání ale potvrdila, že systém zajišťující zásobování tkání kyslíkem a živinami je principiálně založen na dvou pumpách:

1. Levá srdeční komora jako pumpa, která zajišťuje tok v systolické fázi srdečního cyklu.

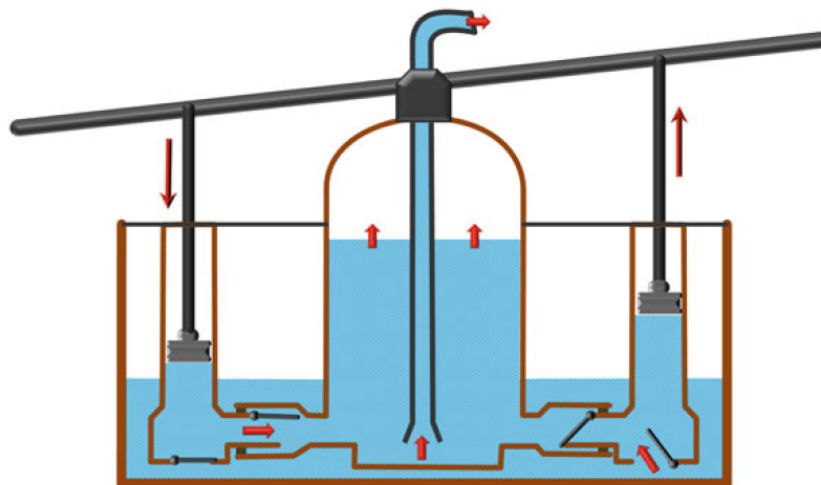
2. Aorta a další velké arterie jako pumpy, které zajišťují plynulý tok i v diastolické fázi srdečního cyklu.

## 5.2 „Windkessel efekt“

Velké arterie hrají významnou roli při regulaci krevního tlaku a toku krve v perifériích. Fungují totiž jako zásobník, který při systolickém vypuzení krve z levé komory zvětší svůj průměr a nafoukne se. Absorbuje tak do sebe velký systolický tlakový nárůst. Ten je poté v průběhu diastoly, kdy z levé komory není pumpována krev, uvolněn do oběhu. Změny tlaku jsou díky nim v průběhu cyklu pozvolnější a tok krve plynulejší. Naprostá tuhost arterií by měla za následek velké výkyvy tlaku, větší namáhání tkání a nárazové proudění krve. Souhrnně se tento jev nazývá „Windkessel efekt“. V doslovném překladu z němčiny znamená efekt vzduchové komory. Ten se využíval zejména ve starých hasičských pumpách, kde napomáhal plynulému stříkání vody. Část pumpovaného tlaku se využívá k přímému pumpování vody a část se v přístroji ukládá právě do vzduchové komory.<sup>4</sup>



**Obrázek 5.1:** Průběh krevního tlaku v levé komoře a aortě. Převzato a upraveno z [4].



**Obrázek 5.2:** Schematický obrázek funkce hasičské pumpy založené na „Windkessel efektu“. Převzato z [4].

## 5.3 Elastické vlastnosti tepen

Za schopnost tepen převést přerušovaný tok krve z levé komory na plynulý tok v orgánech a tkáních vděčíme viskoelastickým vlastnostem aorty a velkých tepen. Pokud si tepna zachová správné viskoelastické parametry, tak během systoly pouze část objemu (40 %) vypuzeného levou komorou při systole přímo proudí do periferií. Větší část (60 %) je aortou zachycena a dochází ke zvětšení jejího objemu. Zároveň roste potenciální energie, která je při diastole přeměněna současně se zmenšením průměru aorty na kinetickou energii proudící krve, která je urychlena směrem k periferiím.<sup>4</sup>

Viskoelastické vlastnosti tepen závisí na poměru vláken elastinu a kolagenu. Čím více elastinu je zastoupeno, tím je tepna pružnější. To ji umožňuje zvětšit svůj objem a uchovat více krve. S věkem se viskoelastické vlastnosti mění. Dnes jsou již dobře prozkoumány histologické změny velkých tepen v důsledku stárnutí, které způsobuje zvýšená hydrolýza elastinu a snížená produkce samotných elastinových vláken. Následkem je ztenčení a lámání elastinových vláken, podíl elastinu vůči kolagenu klesá. Dalším faktorem, který způsobuje strukturální změny cév, je vysoký krevní tlak. Aby cévy ustály celkový nárůst tlaku, tělo přistupuje ke zvýšené syntéze kolagenu.<sup>4</sup>

V důsledku strukturálních změn aorty může dojít k tomu, že je propuštěno přímo více než 60 % a zachyceno je pouze méně než 40 % příchozí krve. Následkem je nárůst SP a pokles DP. Hodnota pulzového tlaku tak stoupá. To může vést k nadměrnému toku krve, překrvení orgánů (například jater nebo mozku) a snížení celkového cévního odporu.<sup>4</sup>

## 5.4 Arteriální tuhost

Pro objektivní popis biomechanických vlastností tepenných cév slouží arteriální tuhost. Ta popisuje vztah mezi změnou tlaku ( $\Delta P$ ) a změnou objemu ( $\Delta V$ ) a je definována jako okamžitá strmota křivky  $\frac{\Delta P}{\Delta V}$ . Lze ji měřit invazivně pomocí zavedeného katetru, ale také neinvazivně díky pokročilým zobrazovacím metodám (například magnetickou rezonancí) nebo pomocí tonometrů s manžetami.<sup>10</sup>

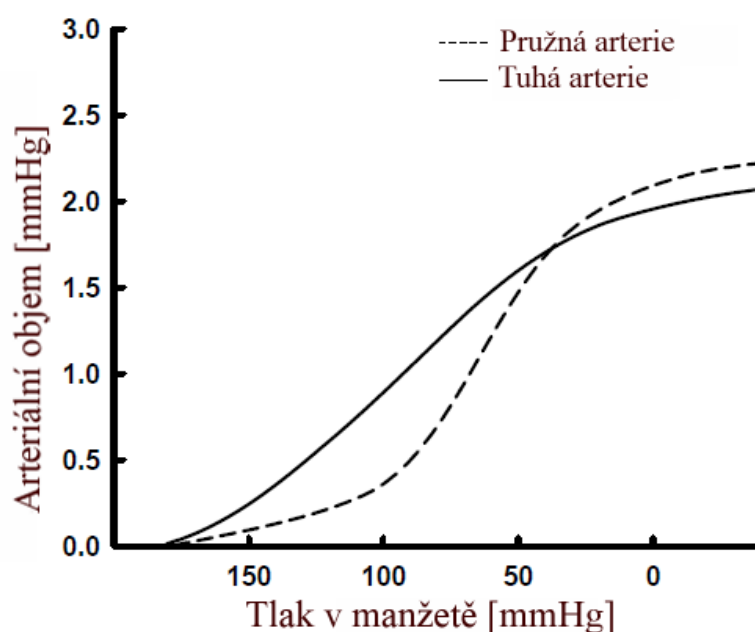
### 5.4.1 Parametr $\beta$

Existuje vícero ukazatelů, které postihují arteriální tuhost. Parametr  $\beta$  využívá toho, že přibližně exponenciální závislost mezi krevním tlakem a průměrem cévy (u pacienta ve stabilním fyziologickém stavu) lze snadno převést na lineární. Pro systolický tlak ( $SP$ ), diastolický tlak ( $DP$ ), průměr cévy po diastole – minimální průměr v průběhu srdečního cyklu – ( $D_d$ ) a změnu průměru arterie způsobenou změnou tlaku ( $\Delta D$ ) je parametr  $\beta$  definován takto:

$$\beta = \ln \frac{SP}{DP} \frac{D_d}{\Delta D} \quad (5.1)$$

Protože parametr reprezentuje logaritmičnou změnu krevního tlaku, která je nutná pro zvětšení průměru arterie, je teoreticky nezávislý na momentální hodnotě krevního





**Obrázek 5.3:** Vztah mezi arteriálním objemem a tlakem v manžetě. Převzato a přeloženo z [11].

tlaku v arterii při měření. V praxi je ovšem velmi obtížné jej získat přesně. Je možné ho vyhodnotit pouze na lokálním segmentu arterie a také je nutné přesně znát hodnotu průměru cévy.<sup>5,12,13</sup>

Pokud je arterie postižena aterosklerózou, tak je její pružnost omezena, to se odrazí také ve zvýšeném parametru  $\beta$ . Sklon úsečky na grafu 5.4 odpovídající poškozené arterii je strmější.<sup>13</sup>

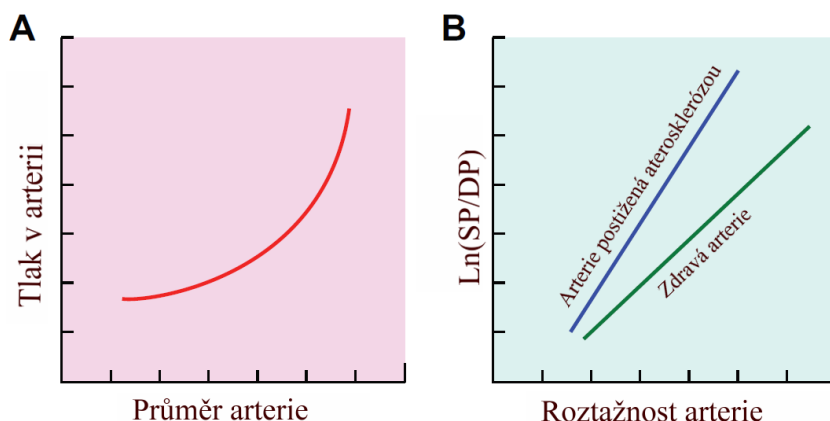
#### 5.4.2 CAVI index

Kvůli problémům popsaným výše je využívanějším ukazatelem v praxi CAVI (Cardio-Ankle Vascular Index) index, který v sobě nese informaci nejen o tuhosti aorty, ale také o tuhosti femorálních a tibiálních arterií. Tuhost vztahuje k rychlosti šíření pulzní vlny (PWV). Jak již název napovídá, je měřen mezi srdcem a kotníkem. Protože je index jen velmi málo korelovaný s krevním tlakem, lze ho dobře využít jako srovnávací parametr stavu kardiovaskulárního systému napříč populací. Jeho normální hodnoty se liší pro různé věkové skupiny a také pro muže a ženy. Pro jeho výpočet lze využít Bramwell-Hillovu rovnici ve vhodném tvaru vyjadřující obtížně prakticky měřitelný poměr průměru arterie ( $D$ ) a změny průměru arterie ( $\Delta D$ ) způsobené změnou tlaku:

$$\frac{D}{\Delta D} = \frac{2\rho}{\Delta P} PWV^2, \quad (5.2)$$

kde  $\rho$  je hustota krve a  $\Delta P$  pulzový tlak (PP). Po zpětném dosazení rovnice 5.4.2 do rovnice 5.4.1 vychází nový vztah pro arteriální tuhost:

$$\beta = \frac{SP}{DP} \frac{2\rho}{\Delta P} PWV^2. \quad (5.3)$$



**Obrázek 5.4:** (A) Závislost tlaku krve v arterii na jejím průměru. (B) Závislost přirozeného logaritmu poměru SP a DP na arteriální roztažnosti (pro zdravou a poškozenou arterii). Převzato a přeloženo z [13].

Pro změření CAVI-indexu je nutné provést polykardiografické vyšetření, jehož výstupy jsou také fonokardiogram (PCG) a elektrokardiogram (ECG). Dále se využívá tlakových manžet ke snímání tlaků na kotníku a brachiální tepně na stejné straně těla. Měření pro druhou stranu těla je prováděno zvlášť (u zdravého jedince by měly být hodnoty velmi blízké). Manžety jsou natlakované zhruba na 40 mmHg, aby tlak nepoznamenal hemodynamiku. Pro zjištění rychlosti šíření pulzní vlny jsou potřeba následující parametry:

- Časový rozdíl mezi první srdeční ozvou (otevření aortální chlopně zaznamenané na fonokardiogramu) a patou pulzní vlny na kotníku (zaznamenané díky tlakové manžetě na kotníku) –  $T$ .
- Vzdálenost mezi aortální chlopní a kotníkem. Nejpřesněji je to možné pomocí ultrazvuku nebo magnetické rezonance. Využívá se ale také empiricky získaný poměr výšky pacienta a této vzdálenosti –  $L$ .

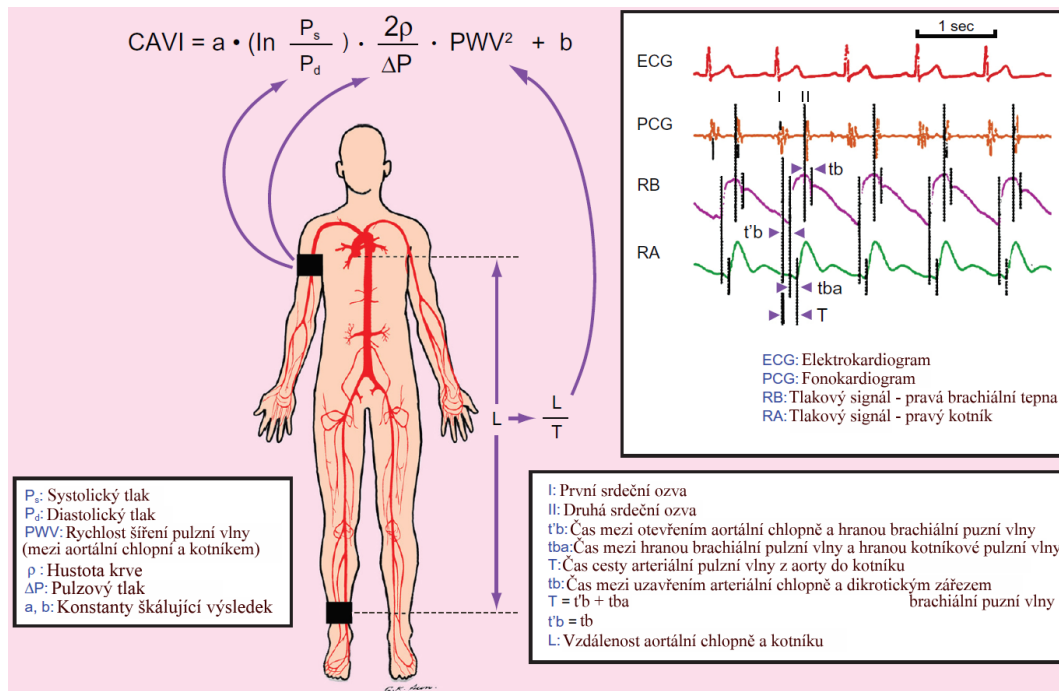
Z těchto údajů je PWV určena podle fyzikálního vztahu pro rychlost.  $PWV = \frac{L}{T}$ . Systolický a diastolický tlak jsou získávány z pažní manžety až po skončení měření rychlosti pulzní vlny. Z nich je vypočten také tlak pulzový.<sup>5,13</sup>

### 5.4.3 ASI index

Dalším neinvazivně získatelným parametrem odrážejícím tuhost cév je index tuhosti arterií (zkratka pochází z anglického Arterial Stiffness Index). Vychází z toho, že zdravá a zkrvnatělá céva mají různou roztažnost (Compliance –  $C$ ) definovanou jako podíl změny objemu cévy ku změně tlaku:

$$C = \frac{\Delta V}{\Delta P} \quad (5.4)$$

Index je vyhodnocován na základě tvaru obálky oscilometrických pulzací. Mezi pacienty se vyskytují tři základní tvary obálek podle stavu kardiovaskulárního



Obrázek 5.5: Způsob získávání CAVI indexu. Převzato a přeloženo z [13].

systému: normální obálka zdravého jedince, obálka při vysokém tlaku a obálka při ateroskleróze. U zdravých jedinců má obálka běžně tvar trojúhelníku. Pacienti s vysokým tlakem mají obálku podobnou, avšak posunutou do vyšších hodnot tlaku. U pacientů s aterosklerózou je obálka obvykle více zploštěná. Hodnota ASI je definována jako tlakové rozpětí mezi 80 % maximální roztlačnosti.<sup>14</sup>

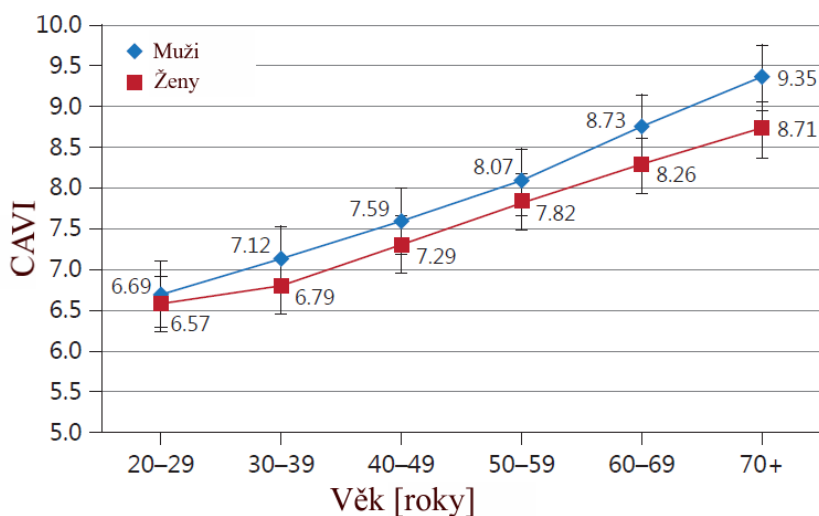
Normální hodnoty ASI indexu s odpovídajícím rizikem kardiovaskulárních chorob:<sup>8</sup>

Hodnota ASI [mmHg]	Riziko KV chorob
ASI < 80	žádné
80 ≤ ASI ≤ 210	mírné riziko
210 ≤ ASI ≤ 310	vysoké riziko
310 ≤ ASI	velmi vysoké riziko

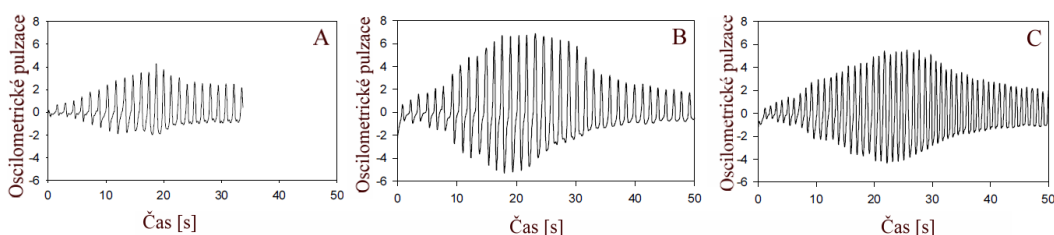
Tabulka 5.1: Hodnoty ASI indexu a jejich význam

## ABI index

V rámci vyhodnocení zúžení tepen vedoucích krev do spodní části těla například v důsledku aterosklerózy lze využít ABI index (zkratka pochází z anglického Ankle-Brachial Index). Parametr je možné vyhodnotit neinvazivně jako poměr systolických tlaků změřených na kotníku ( $SP_{kotník}$ ) a paži ( $SP_{paže}$ ). Měření je pro obě poloviny těla zvlášť. Čím je hodnota nižší, tím je větší pravděpodobnost, že pacienta trápí bolestí končetin při cvičení a také že dochází k jejich nebezpečně nízkému prokrvení.<sup>5, 15</sup>



**Obrázek 5.6:** Hodnoty CAVI indexu pro muže a ženy závislé na stáří získané při studii zdravých jedinců v Japonsku. Převzato a přeloženo z [12].



**Obrázek 5.7:** Oscilometrické obálky pro pacienty s (A) normální funkcí kardiovaskulárního systému, (B) aterosklerózou a (C) vysokým krevním tlakem. Převzato a přeloženo z [14].

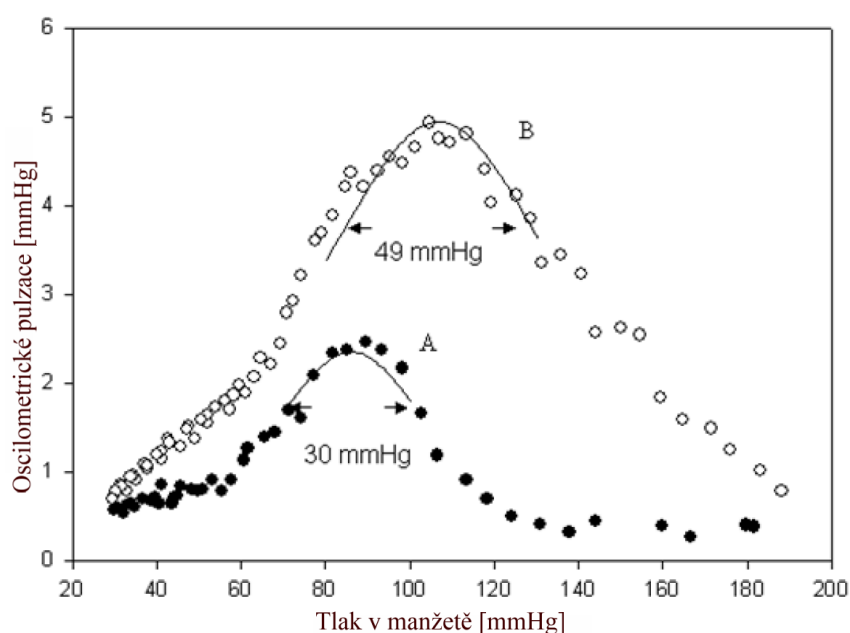
$$ABI = \frac{SP_{kotník}}{SP_{paže}} \quad (5.5)$$

Běžné hodnoty ABI indexu s odpovídajícím stavem arterií.<sup>15</sup>

Hodnota ABI [-]	Stav arterií
$ABI < 0,4$	závažné omezení průtoku
$0,41 \leq ABI \leq 0,9$	mírné omezení průtoku
$0,9 \leq ABI \leq 1,3$	normální stav
$1,3 \leq ABI$	tuhé zavadněné arterie

**Tabulka 5.2:** Hodnoty ABI indexu a jejich význam

Ve studii zahrnující téměř 50.000 mužů a žen bylo prokázáno, že ABI index nese také informaci o všeobecném stavu KV systému. Při snížené hodnotě indexu ( $ABI \leq 0,9$ ) se prokázala dvojnásobná pravděpodobnost, že pacienta během deseti let potká srdeční infarkt nebo mozková mrtvice.<sup>15</sup>



**Obrázek 5.8:** Určení ASI indexu u (A) zdravého člověka a (B) pacienta s vysokým tlakem a aterosklerózou. Hodnota ASI u (A) 30 mmHg a (B) 49 mmHg. Převzato a přeloženo z [14].

#### 5.4.4 AI index

Dalším indexem, který postihuje cévní tuhost je AI index (zkratka pochází z anglického Augmentation Index). V rámci jeho výpočtu je třeba stanovit PP a augmentační tlak (AG). Ten je definován jako rozdíl amplitudy tlaku způsobeného návratem pulzní vlny a systolického tlaku vlny přímé. Augmentační tlak s věkem a postupným tvrdnutím tepen roste stejně jako tlak pulzový. Vyšší hodnota signalizuje zvýšení celkového periferního odporu. Index se vyjadřuje v procentech a vypočte se následovně:

$$AI = \frac{AG}{PP} 100\% \quad (5.6)$$

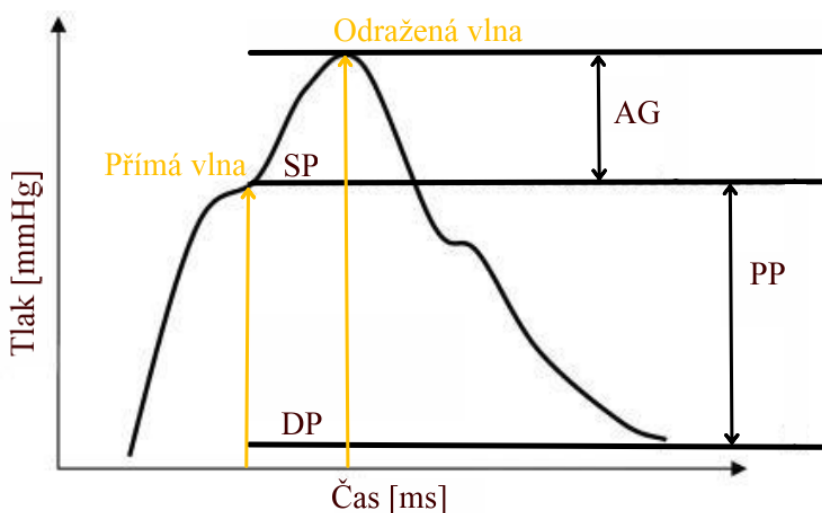
Běžné hodnoty AI indexu s odpovídajícím stavem arterií:<sup>16</sup>

Hodnota AI [%]	Stav arterií
$AI < -30$	optimální stav
$-30 \leq AI \leq 0$	hraniční stav
$0 < AI$	abnormální stav

**Tabulka 5.3:** Hodnoty AI indexu a jejich význam

Výzkumníci ve studii<sup>17</sup> zjistili, že AI index je nezávislý na věku ve skupině mužů i žen ve věkovém rozpětí 13 až 90 let. Index se zvyšoval do 55. roku života a potom se jeho růst zastavil. Augmentační tlak však s věkem rostl stále. Bylo zjištěno, že index byl zhruba o 7 % vyšší u žen nad 55 let než u mužů ve stejné věkové kategorii, což je částečně dáno nižší hodnotou PP u žen. Výzkumníci došli k závěru, že AI index není

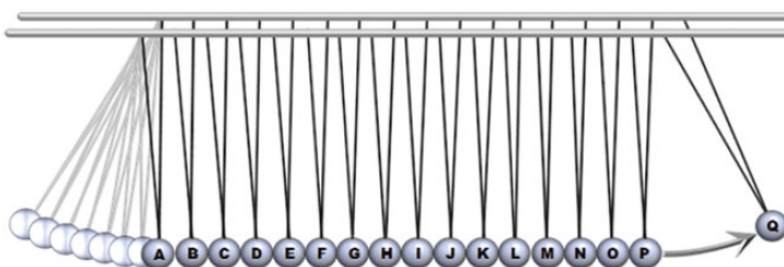
vhodný jako diagnostická náhrada arteriální roztažnosti u starších lidí. Místo toho navrhli s přihlédnutím ke zvyšujícímu se PP u této skupiny užití AG.<sup>16,17</sup>



Obrázek 5.9: Stanovení AI indexu z tlakových pulzací. Převzato a upraveno z [18].

## 5.5 Rychlost pulzní vlny

Pulzní vlna se ze srdce šíří aortou a dalšími arteriemi až do periferií. Její rychlost je nepřímo úměrná viskoelastickým vlastnostem cévních stěn. Čím jsou stěny elastičtější, tím je PWV nižší. Šíření pulzní vlny cévami je možné připodobnit k šíření nárazové vlny Newtonovou houpačkou. Jedná se o několik kovových dotýkajících se kuliček zavěšených za sebou na dvou kolejnicích. Když krajní kulička narazí do zbytku, kinetická energie se postupně přenáší přes všechny kuličky až k poslední. Ta se vymrští nahoru, ale díky gravitaci se vrátí zpět. Narazí do ostatních kuliček a děj se opakuje. Kvůli ztrátám nebude probíhat do nekonečna.



Obrázek 5.10: Nákres Newtonovy houpačky. Převzato z [4].

Kdybychom kovové kuličky nahradili například pěnovými, tak bude trvat výrazně déle, než se poslední kulička oddělí od zbytku po nárazu první kuličky. Při zvýšení energie, kterou je první kulička vyslána směrem k ostatním, lze pozorovat, že se

poslední kulička dostane výše. Čas mezi nárazem první kuličky a oddělením poslední ale zůstává stejný.<sup>4</sup>

Podobný vztah má také krevní tlak s rychlostí pulzní vlny. Hodnota krevního tlaku má spíše dlouhodobé účinky na strukturu cévy a podíl kolagenu a elastinu. Aktuální hodnota krevního tlaku ale ovlivňuje PWV pouze nepatrně. Pulzní vlna se šíří krevním řečištěm obdobným způsobem jako energie na kuličkách a odráží se od rozvětvení v cévním systému. Normální PWV v aortě je  $3\text{--}5 \text{ m} \cdot \text{s}^{-1}$  a  $5\text{--}12 \text{ m} \cdot \text{s}^{-1}$  v brachiální arterii.<sup>6</sup>

## 5.6 Důležité části těla pro měření PWV

V rámci měření PWV se při měření vzdáleností a umístování manžet využívá výhradně několik tělesných částí:

- jugulum (hrdlo),
- karotida (krkavice, největší krční tepna),
- brachiální tepna,
- aortální bifurkace (rozvětvení aorty na pravou a levou iliaca communis),
- pánevní symfýza (pánevní spona).

Všechny jsou zachyceny na obrázku 5.11.

## 5.7 Výpočet PWV

Nejjednodušší metoda výpočtu PWV vychází z fyzikální definice rychlosti. PWV se vypočte jako podíl vzdálenosti  $\Delta s$ , kterou vlna urazí, a času  $\Delta t$ , za který ji urazí.

$$PWV = \frac{\Delta s}{\Delta t} \quad (5.7)$$

Měření PWV však zatím není oficiálně standardizováno, a tak se velmi liší metody stanovení vzdálenosti i měření času.<sup>20</sup>

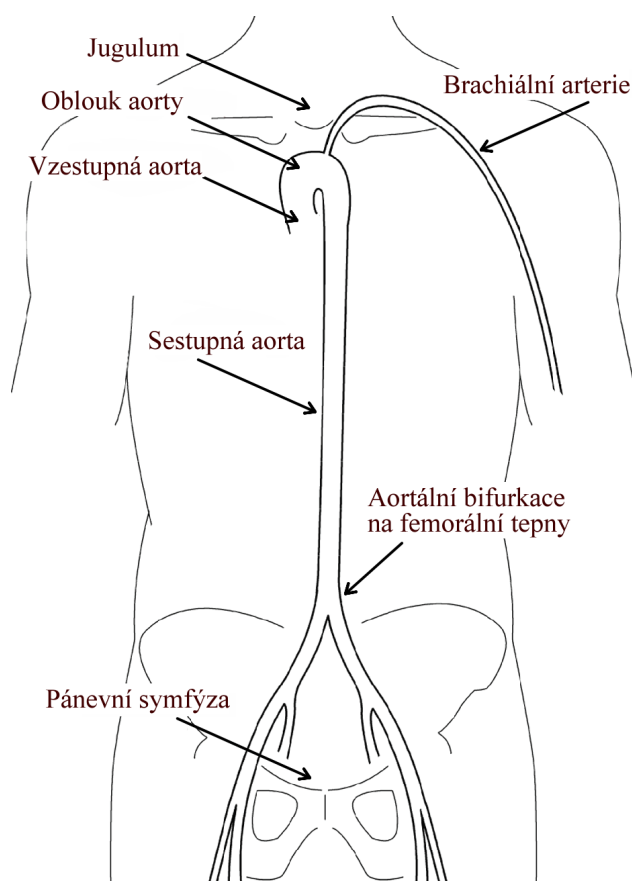
Jeden z výpočtů PWV vychází z Moensovy-Kortwegovy rovnice pro nekonečně dlouhou, tenkou a rovnou elastickou cévu:

$$PWV = \sqrt{\frac{E \cdot h}{2 \cdot r}} \rho, \quad (5.8)$$

kde  $E$  je Youngův modul pružnosti stěny,  $h$  je tloušťka stěny,  $r$  vnitřní poloměr cévy po skončení diastoly a  $\rho$  hustota cévní stěny.

Pro výpočet PWV v cévách se stěnami větší tloušťky lze využít následující rovnici:

$$PWV = \sqrt{\frac{\Delta P \cdot R \cdot (1 - \gamma)}{\Delta R \cdot 2\rho}}, \quad (5.9)$$



**Obrázek 5.11:** Významné body při měření PWV. Převzato a upraveno z [19].

kde  $R$  je průměrný poloměr cévy,  $\Delta R$  je změna vnějšího průměru cévy v důsledku změny tlaku  $\Delta P$  a  $\gamma$  je poměr mezi tloušťkou stěny a vnějším poloměrem.

Platnost obou rovnic nebyla zatím plně pozorována na pacientech, očekává se, že platí výhradně u cév, ve kterých nenastávají odrazy.<sup>21</sup>

Dalším přístupem k výpočtu může být již zmíněná Bramwell-Hillova rovnice:

$$PWV = \sqrt{\frac{D \cdot \Delta P}{\Delta D \cdot 2\rho}}, \quad (5.10)$$

kde  $D$  je průměr cévy,  $(\Delta D)$  změna průměru cévy způsobená změnou tlaku  $\Delta P$  – pulzovým tlakem – a  $\rho$  je hustota krve.<sup>13</sup>

## 5.8 cfPWV

Zlatým standardem při stanovování arteriální tuhosti je cfPWV. Jedná se o rychlost pulzní vlny mezi karotidou a femorální arterií (zkratka pochází z anglického carotid-femoral). V klinické praxi je toto neinvazivní vyšetření nejvyužívanější. Autoři studie<sup>20</sup> došli srovnáním s invazivním měřením pomocí katetru s doporučenou vzdáleností, které by se zařízení měřící cfPWV měla držet. Navrhují využívat subtraktivní metodu



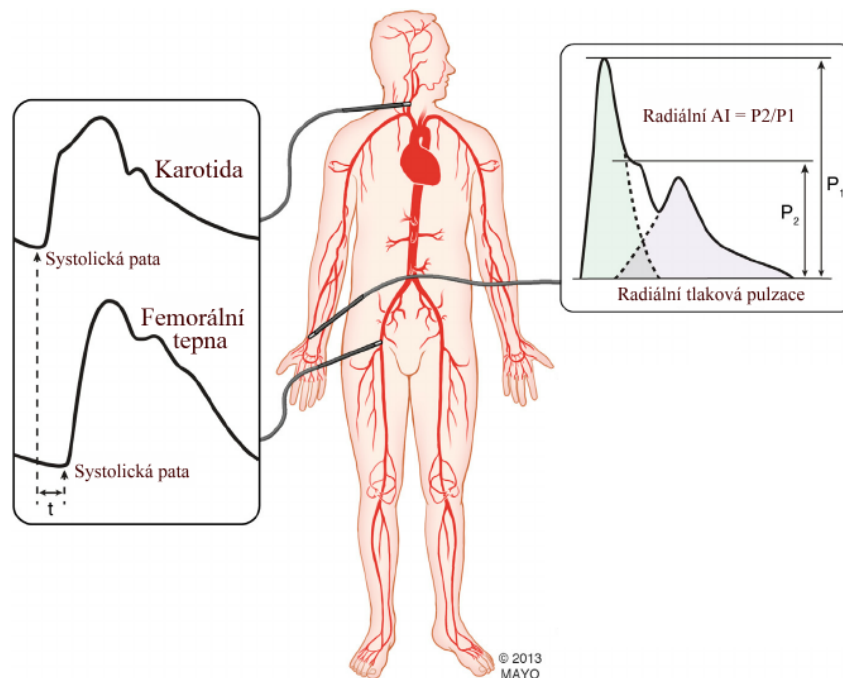
– ( $d_{cfPWV}$ ) jako rozdíl vzdálenosti mezi jugulem a femorální arterií ( $d_A$ ) a vzdálenosti mezi jugulem a karotidou ( $d_B$ ).

$$d_{cfPWV} = d_A - d_B \quad (5.11)$$

Při výpočtu PWV s přímo měřenou vzdáleností karodity a femorální arterie je hodnota o 2–3  $\text{m} \cdot \text{s}^{-1}$  vyšší než invazivně získaná. Alternativním postupem je stanovení vzdálenosti jako 80 % přímé vzdálenosti mezi karotidou a femorální arterií. K tomuto přístupu se také kloní část odborné veřejnosti.<sup>19</sup>

Měření se provádí na principu aplanační tonometrie, kdy se zaznamenávají tlakové pulzace na dvou místech zároveň. Z rozdílu časů doražené vlny ( $t$ ) se poté spočítá PWV. V tomto případě se konkrétně umístí sonda na femorální arterii a karotidu.<sup>20</sup>

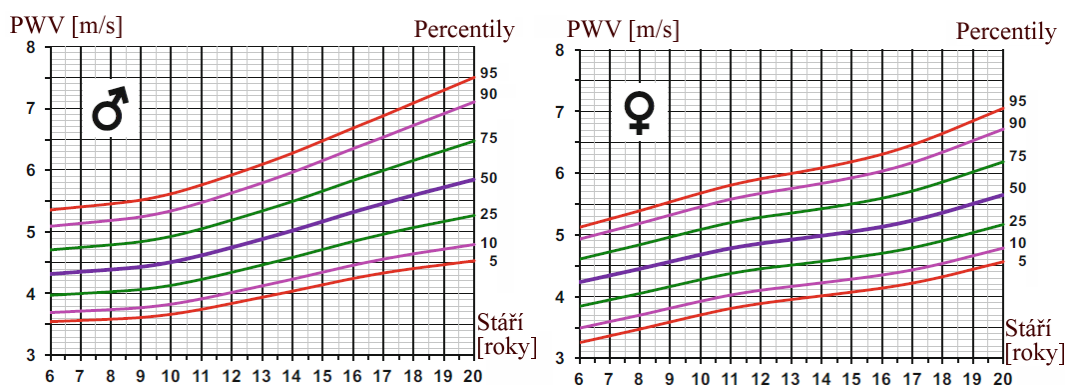
$$cfPWV = \frac{d_{cfPWV}}{t} \quad (5.12)$$



**Obrázek 5.12:** Princip měření cfPWV. Převzato a přeloženo z [22].

## 5.9 aoPWV a oscilometrické pulzace

Metoda, na které je založeno zařízení konstruované v rámci této práce, spočívá ve vyhodnocení oscilometrických pulzací suprasystolicky natlakovanou manžetou z brachiální arterie. Vychází z oscilometrické metody měření krevního tlaku. Měření probíhá po dobu několika sekund a je při něm zachyceno několik vln oscilometrických pulzací. Protože je brachiální arterie plně uzavřena, jsou veškeré systolické pulzní vlny přímo přenášeny na manžetu, respektive tlakový senzor.<sup>23</sup>



**Obrázek 5.13:** Percentilové hodnoty cfPWV pro muže a ženy. Převzato a přeloženo z [4].

Přímá systolická vlna se šíří sestupnou aortou a její největší odraz nastává na aortální bifurkaci. Zpětná vlna se šíří zpět aortou a do manžety je také zaznamenána její tlaková pulzace. Z rozdílu časů přímé a odražené vlny je zjištěna rychlost pulzní vlny v aortě (zkratka z anglického aortic PWV). Využívá se několika možností stanovení rozdílu časů ( $\Delta t$ ). Například na základě paty vln nebo maximální amplitudy.<sup>20</sup> Vzorový průběh pulzací je na obrázku 5.14. Patrné jsou:<sup>24</sup>

1. přímá systolická vlna pocházející z kontrakce levé komory (SW),
2. přímá vlna odražená od aortální bifurkace (RW),
3. dikrotický zářez – uzavření aortální chlopně,
4. přímá vlna odražená v dolní části těla (DW).

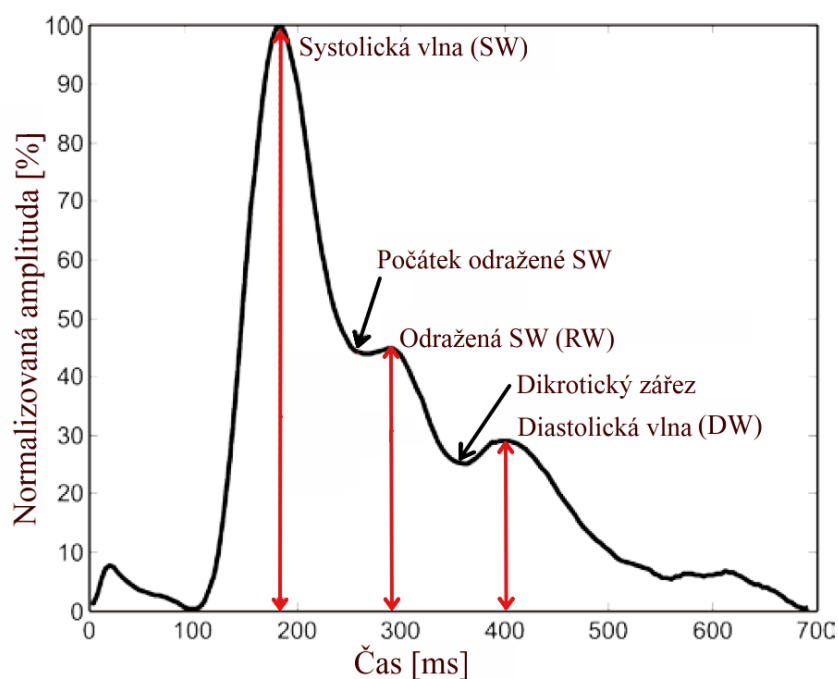
V ostatních komerčně dostupných zařízeních (například v zařízení Arteriograph od maďarské firmy TensioMed) se nachází tlakový senzor s rozsahem několika stovek mmHg. V práci je využit diferenciální tlakový senzor, díky kterému je možné dosáhnout až 40násobné citlivosti oproti ostatním zařízením. Zařízení využívá dvě větve, které jsou po nafouknutí odděleny ventilem. V jedné větvi je v rezervoáru uložen statický suprasystolický tlak z počátku měření. Do druhé větve se přes manžetu přenáší tlakové vlny z cévního systému. Diferenciální senzor měří oscilace z manžety vůči statickému tlaku z rezervoáru. Signály jsou následně převedeny do digitální podoby AD převodníkem a dále zpracovány.<sup>23,25</sup>

S věkem se výrazně mění křivka oscilometrických pulzací. Dochází ke zvyšování tuhosti cév a tedy ke zvýšení PWV. Vrchol RW přestává být znatelný a čím dál více se posouvá směrem k SW. Jako RWAT (Returned Wave Arrival Time) je na obrázku 5.15 uvažována doba mezi vrcholem SW a počátkem (patou) RW.<sup>5,23</sup>

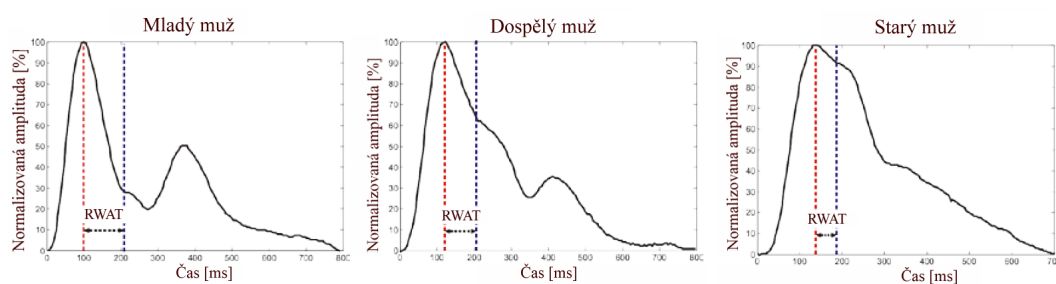
Jako vzdálenost v rámci výpočtu aoPWV z oscilometrických pulzací je uvažována následující<sup>23</sup>

$$d_{aoPWV} = |JUG - UMB| + \frac{|UMB - SYM|}{2}, \quad (5.13)$$

kde  $|JUG - UMB|$  je vzdálenost jugula a umbilicu (pupíku) a  $|UMB - SYM|$  vzdálenost mezi umbilicem a pánevní symfýzou.



**Obrázek 5.14:** Oscilometrické pulzace z brachiální arterie. Převzato a přeloženo z [24].



**Obrázek 5.15:** Oscilometrické pulzace měnící se s věkem. Převzato a přeloženo z [24].

Rychlost *aoPWV* se určuje opět z definičního vztahu rychlosti. Čas je naměřen pro cestu vlny tam i zpět, a proto při výpočtu rychlost musíme vynásobit dvěma:

$$aoPWV = \frac{2 \cdot d_{aoPWV}}{\Delta t} \quad (5.14)$$





## Část II

### Snímání oscilometrických pulzací

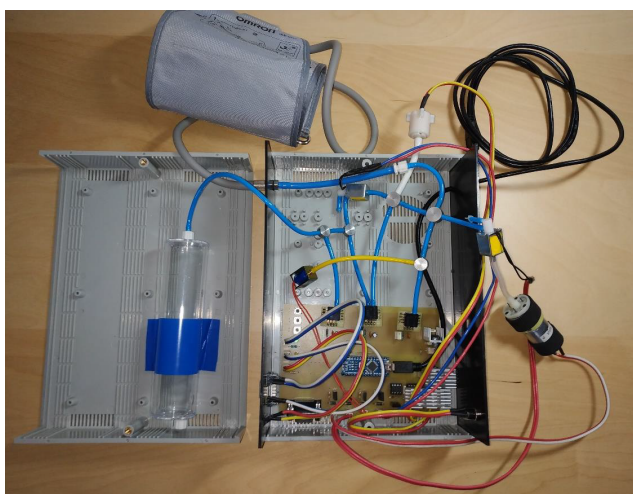
Popis součástí a funkčnosti zařízení



## Kapitola 6

### Navržené změny

Přístroj pracuje se dvěma základními fyzikálními doménami, které se v některých prvcích prolínají: elektrickou a pneumatickou. Elektrická pumpa nafukuje pažní manžetu na suprasystolický tlak, při kterém je měřena PWV pomocí diferenciálního senzoru. Vzduch je v pneumatické části usměrňován ventily, které usnadňují dosažení a nastavení požadovaných tlaků. Na základě zařízení sestrojeného v diplomové práci (PZ) byla navržena upravená verze (UZ). První změnou je přechod od dvou napájecích zdrojů na jeden. Původně byly senzory napájeny zvláštním zdrojem ve formě 9V baterie a zbytek zařízení síťovým 9V DC zdrojem. Další změna byla provedena v systému napájení, snížení napájecího napětí ze zdroje bylo původně zajišťováno pouze lineárními regulátory. Při dlouhodobějším používání zařízení docházelo k přehřátí kvůli jejich nízké účinnosti a bylo nutné je osadit pasivními chladiči. V novém zařízení jsou tepelné ztráty výrazně nižší a stálá teplota je zajištěna aktivním chlazením větrákem. Samotné zařízení bylo původně usazeno do větší krabičky a obsahovalo pouze jednu velkou desku plošných spojů (PCB). Pomocí modulárního přístupu a 3D tisku se podařilo vytvořit značně menší krabičku přímo na míru. Původní stavový automat obsahoval redundantní příkazy pro ovládání ventilů, byl kompletně přepracován a zefektivněn.<sup>18</sup>



Obrázek 6.1: Fotografie původního zařízení. Převzato z [18].

## Kapitola 7

### Konstrukce zařízení

Koncept stavby byl pojat modulárně, zařízení bylo rozděleno do vícero bloků, pro něž byly navrženy PCB v programu Eagle 9.5.1. Po osázení a připojení hardwarových (HW) součástí (ventily, pumpa, LED diody, tlačítka) byly PCB napojeny na příslušné napájecí obvody. Základními moduly jsou:

1. Modul napájení
2. Modul tlakových senzorů
3. Modul mikrokontroléru (Arduino Nano)
4. Modul řízení ventilů a pumpy
5. Modul řízení regulačního ventilu
6. Modul indikačních LED diod a ovládacích tlačítek

Všechny moduly i HW součástky použité v práci jsou vyfotografovány v příloze B.

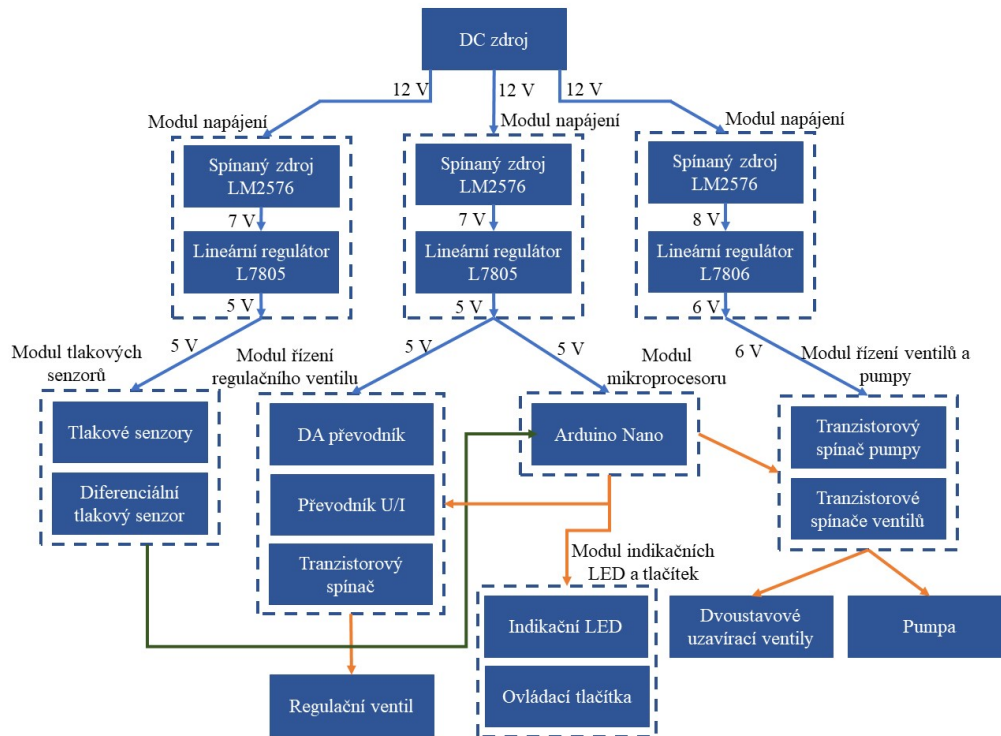
#### 7.1 Mechanická konstrukce

Každému modulu byl na míru navržen a na 3D tiskárně vytištěn držák, do kterého byl modul vsazen. Je tak zajištěna alespoň základní ochrana proti zkratování a také snadnější manipulace. Na držáky byly nalepeny trny (také vytištěné), pomocí kterých moduly drží v základní desce. Ta je tvořena dvěma k sobě připevněnými vnitřky krabiček na pipetovací špičky. Na závěr byla vytisknuta krabička s víčkem. Do víčka byly vyvrtány otvory na tlačítka, LED diody, napájecí konektor, manžetu a větrák. Do krabičky byly udělány otvory na připojení Arduina přes USB kabel a tlakového rezervoáru. Fotodokumentace k mechanické konstrukci se také nachází v příloze B.

#### 7.2 Elektrická část

Na obrázku 7.1 je nastíněno blokové schéma elektrické části zařízení. Modul tlakových senzorů je napájen samostatně 5 V, aby se předešlo rušení vznikajícímu proudovým odběrem mikrokontroléru nebo regulačního ventilu. Dvoustavové ventily i pumpa jsou konstruovány na napětí 6 V, mají tedy také svůj napájecí modul.





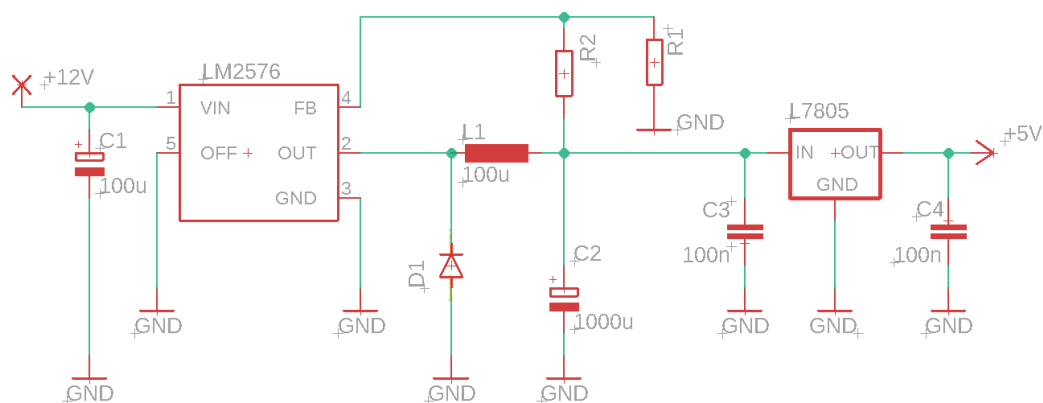
**Obrázek 7.1:** Blokové schéma elektrické části zařízení. Modrou barvou jsou označeny napájecí vedení, oranžovou barvou řídicí signály a zelenou signály z tlakových senzorů.

### 7.2.1 Modul napájení

Zařízení je napájeno 12V stejnosměrným (DC) síťovým zdrojem. Všechny komponenty v zařízení ale potřebují pro svoje fungování 5 V nebo 6 V. V rámci udržení nízké teploty zařízení a efektivního využití vstupního výkonu byly začleněny spínané zdroje LM2576T-ADJ, které dosahují účinnosti až 88 %.<sup>26</sup> Nastavením hodnoty odporů v zapojení lze jednoduše změnit jejich výstupní napětí. Sériově jsou za ně zařazeny lineární regulátory 7805 a 7806 s menší účinností, jejichž výstup však není tolik zašumělý. V katalogovém listu lineárního regulátoru<sup>27</sup> byl dohledán parametr dropout voltage. Pro oba modely je 2 V. Podle této hodnoty byly nastaveny pomocí zpětnovazebních odporů R1 a R2 výstupy z předřazených spínaných zdrojů o 2 V vyšší. Podle katalogového listu by se hodnota odporu R1 měla pohybovat mezi 1 k $\Omega$  až 5k $\Omega$ .<sup>26</sup> Hodnoty zvolených odporů jsou uvedeny v tabulce 7.1. Hodnoty ostatních prvků byly voleny taktéž podle katalogového listu. Pro minimalizaci oscilací signálu jsou před i za lineární regulátor přidány 100nF kondenzátory.

Výstupní napětí spínaného zdroje [V]	R1 [ $\Omega$ ]	R2 [ $\Omega$ ]
7	1k	4,7k
8	1k	5k

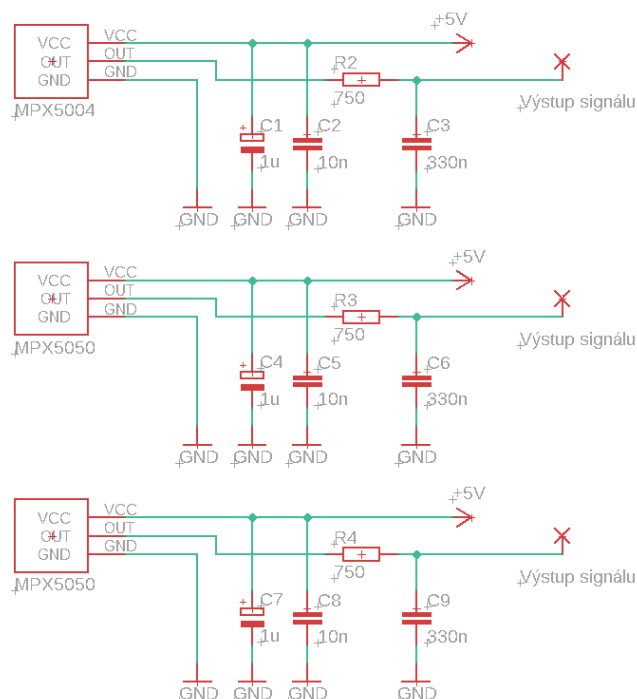
**Tabulka 7.1:** Hodnoty odporů



Obrázek 7.2: Schéma napájecího modulu.

## 7.2.2 Modul tlakových senzorů

Všechny tři senzory jsou osazeny na jednom PCB se společným napájecím vstupem. Kvůli vyfiltrování rušení byly podle doporučení výrobce<sup>28</sup> na vstupní napájecí signál každého senzoru zařazeny paralelně dva kondenzátory (elektrolytický 1  $\mu\text{F}$  a keramický 10 nF). Výstupní signál je filtrován dolní propustí tvořenou RC článkem s mezní frekvencí 650 Hz.



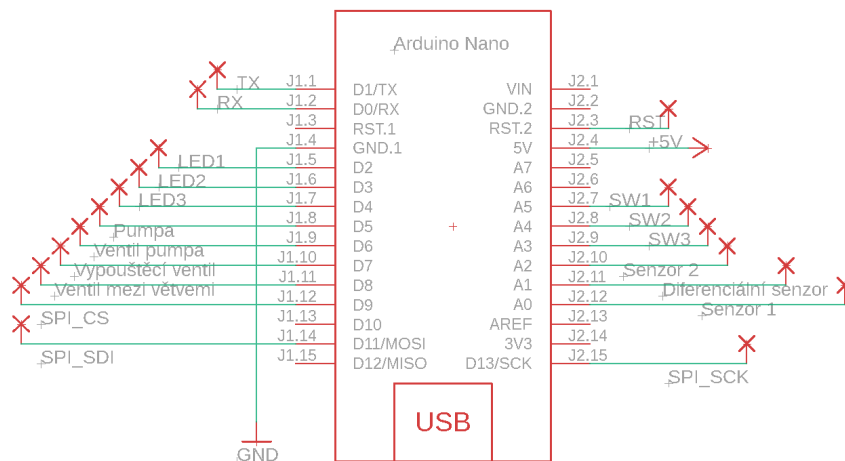
Obrázek 7.3: Schéma modulu tlakových senzorů.

### 7.2.3 Modul mikrokontroléru

Jako mikrokontrolér je v práci využito Arduino Nano. Založeno je na 8bitovém mikročipu Atmel ATmega168 s krystalem na frekvenci 16 MHz. Arduino umožňuje komunikovat s ostatními zařízeními nebo periferiemi přes

- UART sériovou linku (piny RX a TX a konektor USB mini) — využíváno při nahrávání firmware (FW) z počítače přes USB a následně k přenosu dat,
- SPI (piny SDI, SCK a CS) — využíváno při komunikaci s DA převodníkem pro řízení regulačního ventilu,
- I2C — v práci nevyužito.

Dále má 8 vstupních analogových a 22 digitálních vstupně/výstupních pinů. Šest z digitálních pinů podporuje výstup ve formě pulzně šířkové modulace (PWM). Díky změně střídy lze tímto způsobem dosáhnout různých napěťových výstupních úrovní pro řízení výkonu pumpy. Každý analogový pin disponuje 10b AD převodníkem. Je tedy možné rozlišit až  $2^{10}$  hodnot, hodnota LSB (nejmenšího rozlišitelného rozdílu napětí odpovídající jednomu bitu) je pro vstup v rozsahu 0 – 5 V zhruba 4,9 mV. <sup>29,30</sup>



Obrázek 7.4: Schéma modulu mikroprocesoru.

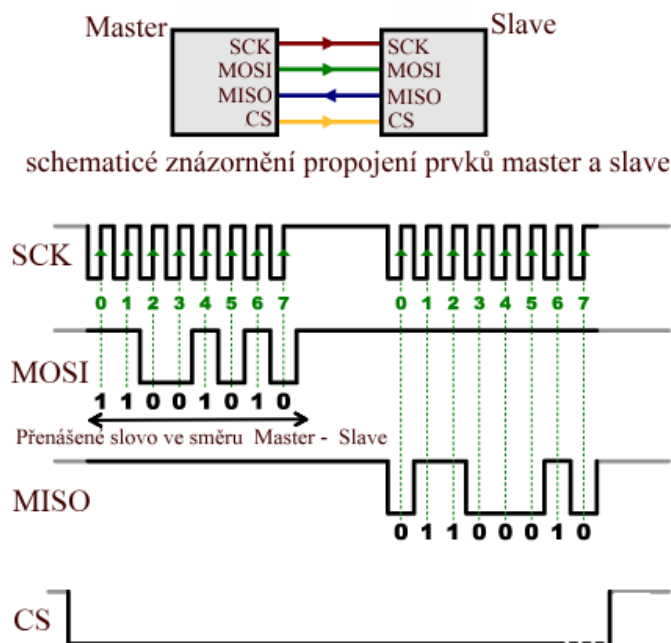
### Sběrnice

Pro komunikaci s mikrokontrolérem jsou v práci využity sériová linka a SPI. Jedná se o implementace sériové komunikace, v rámci které jsou bity řazeny za sebou a odesílány jediným vodičem. Oba kanály jsou také plně duplexní – umožňují současný přenos dat oběma směry mezi mikrokontrolérem a periferiemi.

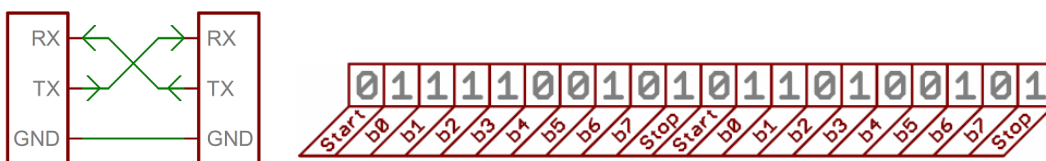
Sériová linka je asynchronní, nemá tedy vyhrazený zvláštní vodič na hodinový signál a synchronizace přijímače a vysílače je zajištěna počátečním a koncovým bitem (start a stop bity), které jsou součástí přenosu každého slova. Pokud nemají oba prvky nastavenou stejnou přenosovou rychlost (baudrate), tak komunikace neprobíhá správně. Přijímaná zpráva se jeví jako nesmyslný soubor znaků, protože přijímaný

signál není navzorkován ve správných momentech. SPI naopak využívá vodič SCK, který přenáší obdélníkový hodinový signál.

SPI funguje na principu přístupové metody master-slave. Mikrokontrolér je většinou master a řídí komunikaci. Jako jediný má možnost vysílat hodinový signál a vyzývat jednotlivé periferie slave k vysílání. Mezi řídicí jednotkou a řízenými periferiemi probíhá komunikace po dvou vodičích MISO (Master In Slave Out – řídicí jednotka přijímá a modul na periférii vysílá) a MOSI (Master Out Slave In – řídicí jednotka vysílá a modul na periférii přijímá). Signálem pro periferní moduly, že mohou začít vysílat, je logická nula na vodiči CS (Chip Select, někdy také označovaném jako SS – Slave Select). Každý slave má svůj vlastní CS vodič. Komunikace po sériové lince probíhá na vodičích TX (Transmitter – vysílač) a RX (Receiver – přijímač). Každý komunikující prvek vysílá na vodiči TX, který je zároveň vodičem RX pro prvek přijímající.<sup>31,32</sup>



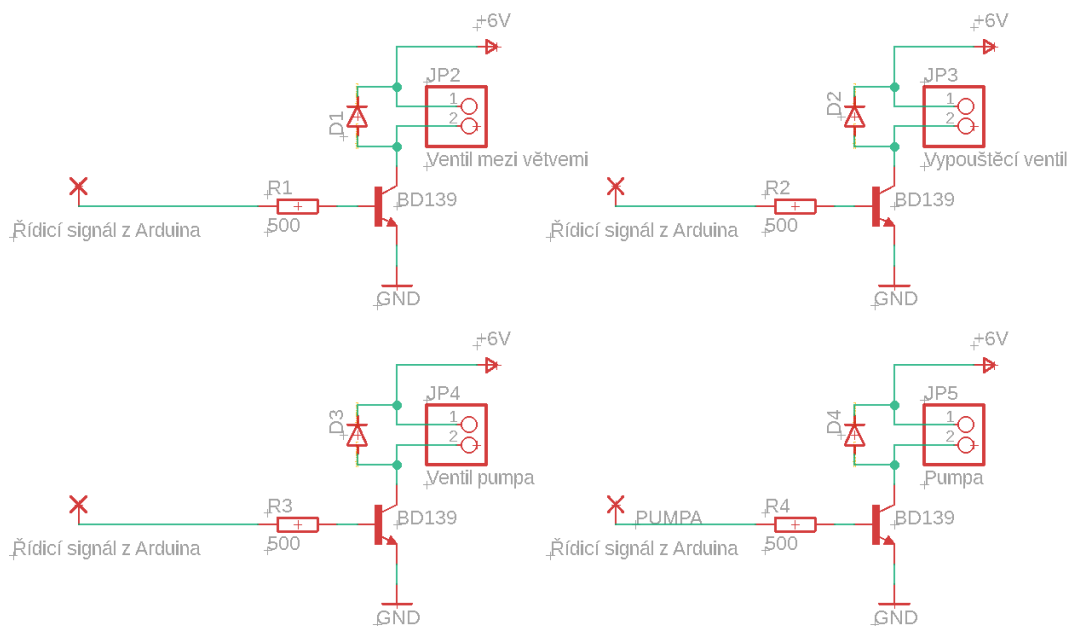
**Obrázek 7.5:** Ilustrace komunikace pomocí SPI. Převzato a upraveno z [31].



**Obrázek 7.6:** Schéma propojení vodičů sériové linky a ukázka dvou za sebou posílaných slov. Převzato z [32].

### 7.2.4 Modul řízení dvoustavových ventilů a pumpy

Pro spínání dvoustavových ventilů a pumpy jsou využívány tranzistorové spínače založené na NPN tranzistorech BD139. Na bázi spínače pumpy je přiváděn PWM signál a na bázi spínačů ventilů výstupní digitální signál z Arduina přes 500Ω odpor. Tak je otevírán přechod báze – emitor (B – E) a součástka je sepnuta. Paralelně k výstupu je umístěna ochranná dioda. Při spínání ventilů je použit maximální 5V výstup z Arduina, tranzistorem tak prochází veškerý napájecí výkon. Při kontrolovaném nafukování manžety je využíván regulátor, který mění střídu PWM v závislosti na vyžadovaném výkonu pumpy.



Obrázek 7.7: Schéma modulu řízení dvoustavových ventilů a pumpy.

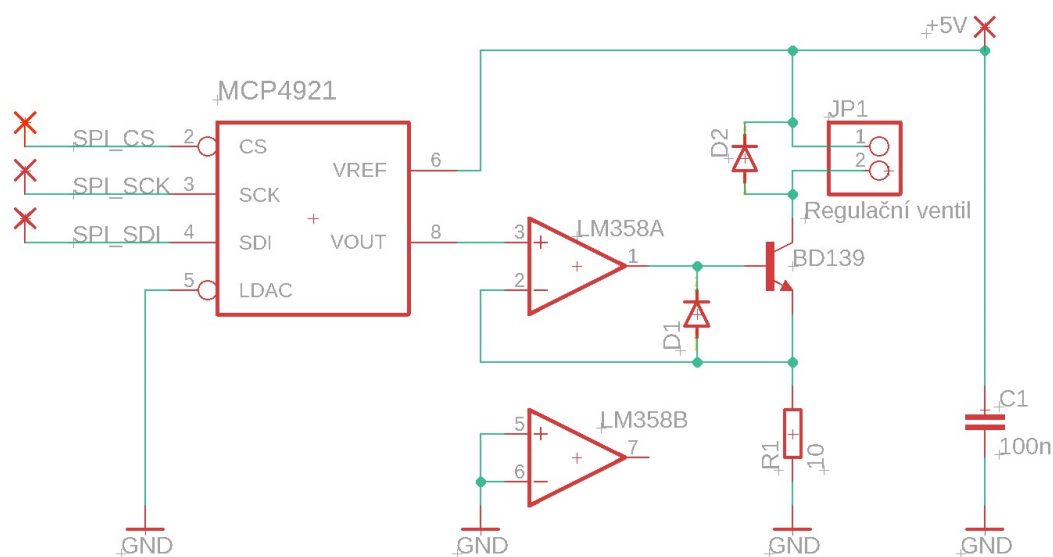
### 7.2.5 Modul řízení regulačního ventilu

Regulační ventil, který umožňuje kontrolovatelné vypouštění manžety určitou rychlostí, je řízen proudově. Proto byl zařazen 12bitový DA převodník MCP4921 (z Arduina řízený přes SPI a piny SCK, SDI a CS), na který navazuje převodník U/I.

Byl použit snímací odpor o velikosti 10 Ω, maximální proud je tak omezen na 500 mA. Experimentálně bylo zjištěno, že ventil je uzavřen již při 100 mA.<sup>18</sup>

### 7.2.6 Modul indikačních LED diod a ovládacích tlačítek

Indikační LED diody jsou připojeny k digitálním pinům Arduina, ze kterých jsou přes 500 Ω odpor rozsvíceny. Výstupy z tlačítek jsou přivedeny na analogové piny Arduina. Když uživatel tlačítko stiskne, tak dojde k propojení země a pinu. Ve firmwaru je implementován algoritmus, který zajišťuje tzv. debouncing. Jedno stisknutí tlačítka je tak zaznamenáno opravdu jenom jako jedno a ne více krátce po sobě následujících stisknutí.



Obrázek 7.8: Schéma modulu regulačního ventilu.

## 7.3 Pneumatická část

Na obrázku 7.10 se nachází blokové schéma pneumatické části zařízení. Zařízení je rozděleno na statickou větev, kam se před začátkem měření uloží suprasystolický tlak. V dynamické větvi se na suprasystolický tlak superponují tlakové oscilace z manžety. Komponenty jsou propojeny dostatečně rigidními hadičkami, aby nedocházelo ke zkreslení signálu. Dále jsou užity vícecestné spojky.

### 7.3.1 Pumpa

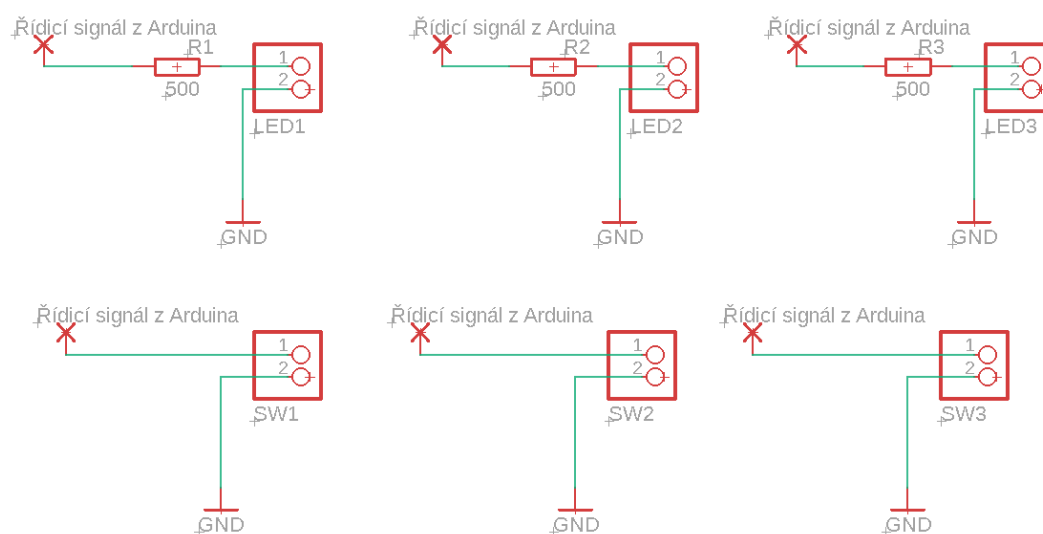
Byla využita 6V pumpa od firmy OKEN Seiko z digitálního tonometru Omron M4. Pneumatický okruh (PO) dokáže natlačit na suprasystolický tlak (cca 180 mmHg) během 15 vteřin. Má jediné dva přívodní vodiče plus a minus.

### 7.3.2 Dvoustavové ventily

Použil jsem 6V dvoustavové ventily od firmy Koge s označením FA0520A (vypouštěcí ventil) a FA0520C (dvoucestný ventil). Jedná se o normálně otevřené (normally opened – NO) solenoidní ventily. Když je ventil sepnut, prochází proud cívku, která přitáhne kotvu. Ta mechanicky přehradí vzduchu cestu a ventil je uzavřen. Když cívku přestane procházet proud, kotva se vrátí na původní místo a vzduch ventilem může zase normálně proudit. Ventily mají také dva přívodní vodiče plus a minus.

### 7.3.3 Regulační ventil

Ze starého tonometru Omron byl využit také regulační ventil. Díky němu lze manžetu vyfukovat požadovanou rychlostí. Toho se dá využít například při měření



Obrázek 7.9: Schéma modulu indikačních LED diod a ovládacích tlačítek.

krvního tlaku oscilometrickou metodou. Ventil má také dva přívodní vodiče plus a minus.

### 7.3.4 Tlakové senzory

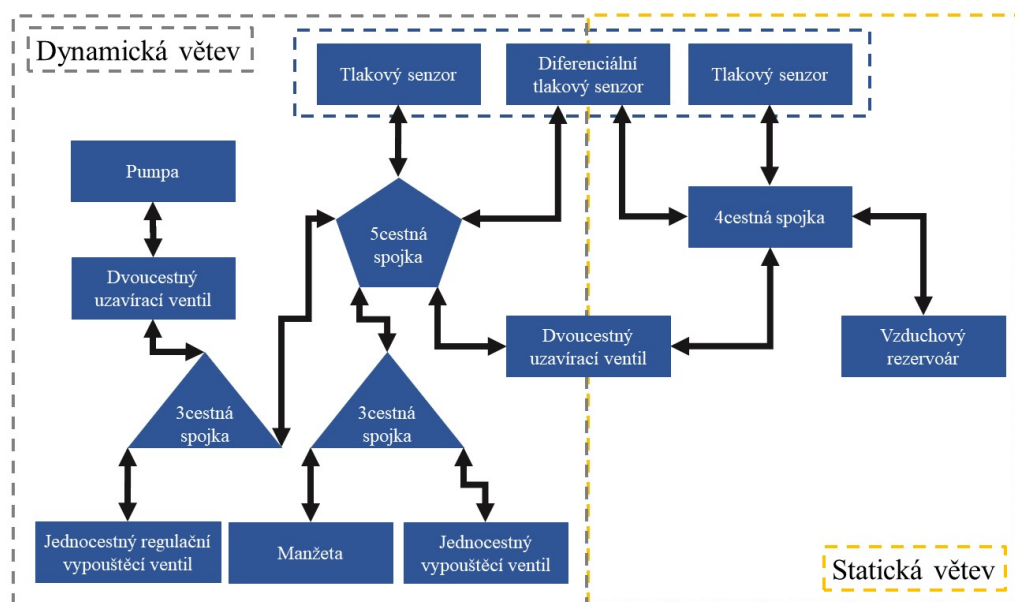
Pro měření tlaku byly použity 5V senzory od firmy NXP. Pro přímé měření tlaku konkrétně model MPX5050 a pro měření rozdílu tlaků model MPXV7002DP. Oba modely vychází z piezorezistivního jevu, kdy s měnícím se tlakem dochází ke změně odporu součástky. Oba senzory jsou také interně teplotně kompenzované.<sup>33,34</sup>

Model MPX5050 je schopen snímat tlak v rozmezí 0 – 50 kPa (0 – 375 mmHg) s odpovídajícím výstupním napětím 0,2 – 4,7 V.<sup>33</sup> Diferenciální senzor je stavěn na tlakový rozdíl –2 – 2 kPa (–15 – 15 mmHg) s odpovídajícím výstupním napětím 0,5 – 4,5 V.<sup>34</sup> Kalibrace senzorů MPX5050 proběhla pomocí přístroje FLUKE Biomedical ProSim 8. V několika bodech byla proměřena převodní charakteristika tlaku na výstupní napětí. Důraz byl kladen na tlaky, které budou v zařízení reálně přítomné (0 – 190 mmHg), aby byl senzor přesný zejména v této oblasti. Hodnoty byly pomocí lineární regrese proloženy přímkou. Její rovnice byla použita k převodu snímaného napětí na AD převodníku Arduina na odpovídající tlak. Naměřené hodnoty pro oba senzory jsou v tabulkách 7.2 a 7.3. Kalibraci diferenciálního senzoru není třeba provádět, protože převodní charakteristika je lineární a v rámci zjištění PWV není důležitá amplituda tlakové křivky, ale její tvar. Na základě katalogového listu byla pro rozdílový tlak  $P$  [mmHg] a výstupní napětí AD převodníku  $U$  [-] použita převodní rovnice<sup>34</sup>

$$P = 7,5 \cdot \frac{5 \cdot U}{1024} - 18,75. \quad (7.1)$$

Pro první senzor vyšla rovnice ( $P$  je hodnota tlaku [mmHg] a  $U$  je hodnota z AD převodníku Arduina [-])

$$P = 0,41 \cdot U - 17,32. \quad (7.2)$$



Obrázek 7.10: Blokové schéma pneumatického části systému.

Pro druhý senzor vyšla rovnice ( $P$  je hodnota tlaku [mmHg] a  $U$  je hodnota z AD převodníku Arduina [-])

$$P = 0,42 \cdot U - 19,39. \quad (7.3)$$

### 7.3.5 Tlakový rezervoár

Ve statické větvi je při měření potřeba dosáhnout co nejstabilnějšího tlaku, k tomu slouží tlakový rezervoár. Byl navržen 3D model válce s vnitřními výztuhami, který vydrží tlak 200 mmHg. Po vytištění ale při vyšších tlacích ucházel rychlostí zhruba mmHg za vteřinu, proto byl natřen lodním lakem, který únikům zabránil. V rámci testování byla také vyzkoušena varianta zaslepené hadičky jako rezervoáru, která se ukázala jako podobně funkční. Z krabičky je tak vyvedena rychlospojka, kam lze připojit jak vytištěnou nádobu, tak zaslepenou hadičku.

## 7.4 Firmware

Firmware byl naprogramován v jazyce C++ a prostředí Arduino IDE 1.8.9, ze kterého byl také průběžně kompilován a nahráván do zařízení.

Zařízení je postaveno na principu stavového automatu. Ve smyčce, jejíž rychlost opakování je dána hodinami Arduina, jsou neustále vyhodnocovány podmínky, podle nichž se zařízení přepíná do příslušného stavu. Součástí smyčky je také kontrola



Snímaný tlak [mmHg]	Výstup AD převodníku [-]	Odpovídající napětí [V]
21,4	94	0,46
31,7	120	0,59
41,5	142	0,69
51,2	164	0,8
78,5	232	1,13
104,7	295	1,44
112,8	314	1,53
124,3	343	1,67
135,4	369	1,8
154	414	2,02
170	453	2,21
190	502	2,45

**Tabulka 7.2:** Převodní charakteristika pro první senzor MPX5050

Snímaný tlak [mmHg]	Výstup AD převodníku [-]	Odpovídající napětí [V]
31,7	123	6
40	143	0,7
49,9	167	0,82
55,8	181	0,88
62,5	197	0,96
80,8	241	1,18
100,1	288	1,41
121,3	339	1,66
151	410	2,0
168	453	2,21
173,1	465	2,27
191	509	2,49

**Tabulka 7.3:** Převodní charakteristika pro druhý senzor MPX5050

případných zmáčknutí ovládacích tlačítek nebo příchozích pokynů po sériové lince. Zařízení tak lze během kterékoliv fáze měřicího cyklu zastavit pomocí HW tlačítka STOP nebo SW tlačítka aplikace. Arduino zvládne za sekundu 16 milionů taktů. Během reakční doby pacienta uvažované 0,1 s tak proběhne 1,6 milionu taktů. Prodleva před vypuštěním v případě nevolnosti nebo jiných komplikací tedy nebude způsobena zařízením. Aby bylo zabezpečeno, že jsou vzorky odebírány co nejpřesněji podle zvolené vzorkovací frekvence (200 Hz), je využita knihovna TimerOne.<sup>35</sup> Díky přidání a nastavení časovače jsou data ze senzorů čtena po 5 ms bez ohledu na aktuální stav zařízení nebo prováděný podprogram. Ovládání regulačního ventilu přes rozhraní SPI zprostředkovává knihovna SPI.h.<sup>36</sup>

Ve FW jsou implementovány také diagnostické a ochranné nástroje. Před zahájením měření je možné zkontrolovat těsnost obou větví. Tato procedura pomůže odhalit případné netěsnosti a špatné připojení hadiček. Od okamžiku, kdy je zařízení zapnuto, je také kontrolován tlakový rozdíl mezi větvemi, aby nedošlo k poškození diferenciálního senzoru.

## 7.5 Pracovní cyklus zařízení

Pacient si nasadí manžetu na levé předloktí a paži si položí s tupým úhlem v lokti nejlépe volně na stůl. Poté spustí zařízení. Napřed dojde k otevření všech ventilů a spuštění větráčku. Po stisknutí fyzického tlačítka start nebo SW tlačítka v aplikaci začíná pracovní cyklus.

První proběhne kalibrace výstupní hodnoty diferenciálního senzoru. Provede se několik desítek měření a výstupní hodnota senzoru se zkoriguje tak, aby aktuální hodnota odpovídala nulovému rozdílovému tlaku. Poté následuje nafukovací fáze, na jejímž počátku se ventily nakonfigurují následovně:

- otevřen ventil u pumpy a ventil mezi větvemi,
- uzavřen dvoustavový vypouštěcí ventil a regulační ventil.

Nastavením FW lze vybrat mezi dvěma variantami nafukování PO:

### 1. nafukování PO určenou rychlostí

Implementováno, aby zařízení bylo schopné při nafukování změřit alespoň přibližnou hodnotu systolického tlaku a tkáně se nepřetěžovaly vyšším tlakem, než je třeba. Pumpa je řízena z FW regulátorem výkonu, který se snaží udržet požadovanou rychlost napouštění. Měření SP není zatím ve FW implementováno.

### 2. co nejrychlejší nafukování PO

Pumpa začne tlakovat oba okruhy maximálním výkonem, aby se doba „přiškrcení“ pacientovy paže zkrátila na minimum.

Při nafukování je průběžně kontrolován tlak senzory v obou větvích. Poté, co tlak dosáhne nadefinované suprasystolické hodnoty, se začíná PO stabilizovat. Pumpa je vypnuta a konfigurace ventilů následující:

- otevřen ventil mezi větvemi,
- uzavřen ventil u pumpy, dvoustavový vypouštěcí ventil a regulační ventil.

Po stavenou dobu stabilizace se vyrovnávají tlaky v obou větvích. Další fází je samotné měření, kdy jsou uzavřeny všechny ventily a snímá se rozdíl tlaků mezi větvemi diferenciálním senzorem. Měření probíhá také po stavenou dobu. Po jejím uplynutí dochází k otevření všech ventilů a PO je zcela vypuštěn.

## Kapitola 8

### Zpracování signálů

Snadné ovládání zařízení je zajištěno pomocí aplikace naprogramované v jazyce Processing a prostředí Processing 3.5.3. Následné vyhodnocení signálů a výpočet PWV probíhá v programu MATLAB R2019a.

#### 8.1 Ovládací aplikace

Aplikace slouží k ovládání zařízení, zejména ke spuštění procesu měření. Zařízení posílá do aplikace nasnímané signály ze všech tří senzorů spolu s aktuálním stavem, ve kterém se nachází. Informace jsou zobrazené v grafickém okně aplikace. Lze nastavit měřítko osy  $y$  v mmHg nebo kliknutím na tlačítko příslušného senzoru zobrazit příslušný signál. S opakovaným kliknutím opět není signál zobrazován. V horní části okna je vidět aktuální stav, ve kterém se zařízení nachází. Ve fázi měření jsou signály ukládány do textového souboru pro pozdější vyhodnocení.

#### 8.2 Vyhodnocení parametrů KV systému

Skript v MATLABu dokáže po vhodném zpracování signálu z diferenciálního senzoru rozpoznat srdeční tep (HR) a aoPWV. V této sekci popíši funkci algoritmů a srovnám signály z původního a upraveného zařízení. Měření jsem prováděl sám na sobě v sedě u stolu bez předchozí fyzické námahy.

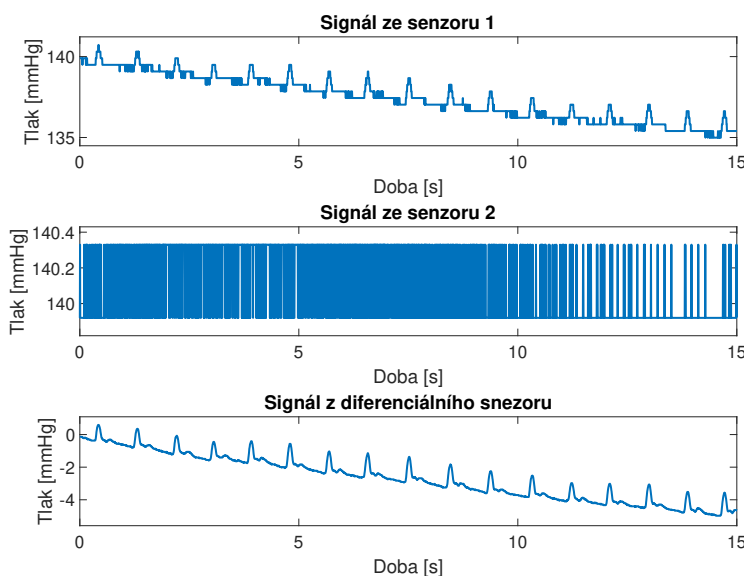
##### 8.2.1 Filtrace

Napřed je příchozí signál z diferenciálního senzoru (viz obrázky 8.1 a 8.2) ošetřen proti aliasingu podle vzorkovacího teorému. Jsou tedy odstraněny všechny frekvence vyšší než polovina vzorkovacího kmitočtu  $f_s = 200$  Hz. Nejvyšší zbylá frekvence je označena jako  $f_{max}$ .

$$f_s > 2 \cdot f_{max} \quad (8.1)$$

Dále je signál zbaven izolínie. Toho bylo dosaženo proložením signálu metodou lineární regrese (exponenciální nebo polynomem nízkého stupně) a následným odečtením prokladu od signálu. Další vyzkoušenou variantou odstranění stejnosměrné složky signálu je high-pass filtr (horní propust) s mezní frekvencí 0,5 Hz. Obě metody vykazují podobné výsledky. Podle spektra signálu bylo vyhodnoceno, že většina energie se soustřeďuje ve frekvenčním pásmu do 15 Hz, je tedy aplikován lowpass

filtr (dolní propust), který odstraní šумы na vyšších frekvencích, ale zachová nosnou informaci signálu. Nakonec je signál vyhlazen pomocí filtru moving average s délkou okna 2–10 vzorků. Pro snadnější stanovení detekčních hranic je signál normován dělením absolutní hodnotou maxima signálu na interval  $\langle -1; +1 \rangle$ .



**Obrázek 8.1:** Nezpracovaný signál z původního zařízení.

### 8.2.2 Určení srdečního tepu

Srdeční tep lze ze signálu získat několika různými způsoby. Jako nejspolehlivější při jeho určování se ukázala vzdálenost mezi špičkami přímých vln a frekvenční analýza signálu.

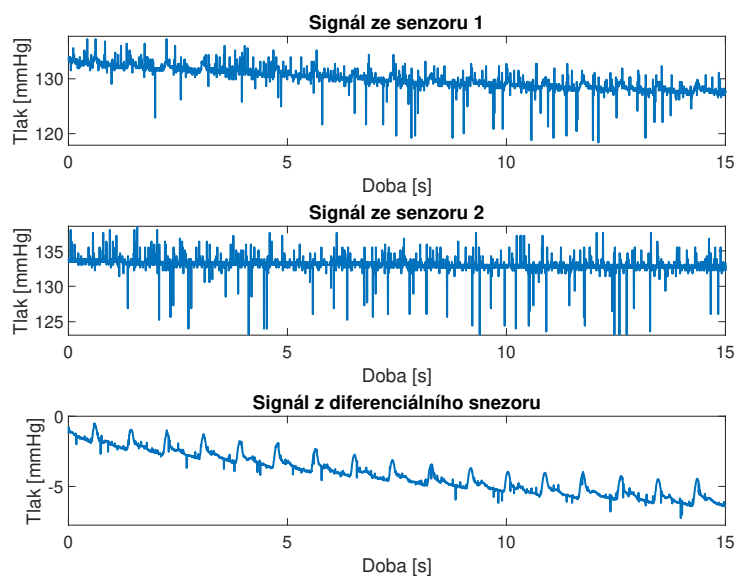
#### Vzdálenost mezi vlnami

V signálu lze snadno pomocí funkce `findpeaks()` nalézt nejvyšší špičky, které přísluší tlakovým pulzacím pocházejícím od přímých systolických vln. Po zaznamenání časů, kdy se v signálu objevily, snadno určíme průměrný čas mezi po sobě následujícími vlnami ( $t_{SW_{avg}}$ ). K vypočtení  $HR$  je využit vztah

$$HR = \frac{60}{t_{SW_{avg}}}. \quad (8.2)$$

#### Frekvenční analýza signálu

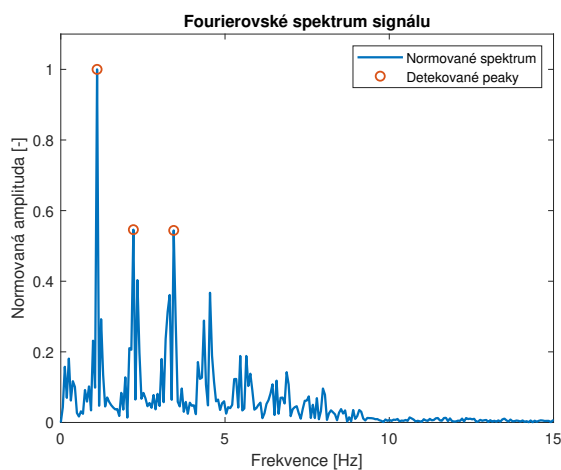
Další metodou je provedení frekvenční analýzy signálu pomocí rychlé Fourierovy transformace – funkce `fft()`. V energetickém spektru jsou nalezeny špičky, které odpovídají nejvíce energeticky významným frekvenčním složkám signálu (viz obrázky



**Obrázek 8.2:** Nezpracovaný signál z upraveného zařízení.

8.3 a 8.4). První větší špičky je identifikován jako příslušící frekvenci ( $f_{SW}$ ), se kterou se střídají přímé systolické vlny. Výpočet  $HR$  se provede podle vztahu

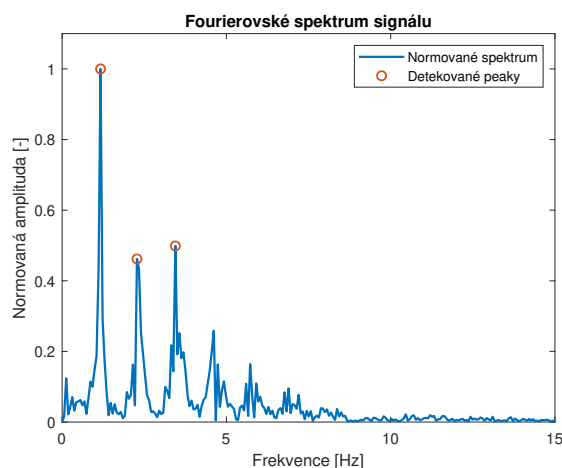
$$HR = 60 \cdot f_{SW}.$$



**Obrázek 8.3:** Spektrum filtrovaného a normovaného signálu z diferenciálního senzoru (z původního zařízení).

### 8.2.3 Určení aoPWV

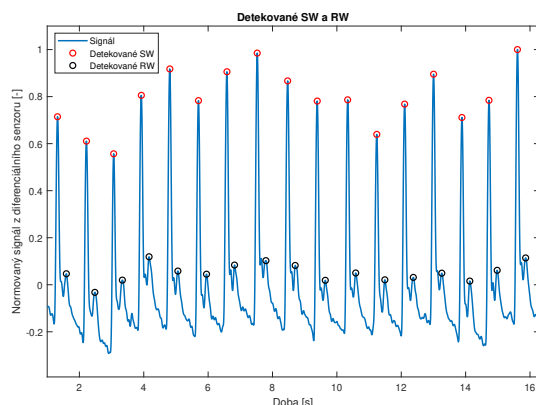
K určení aoPWV je nutné v signálu označit kromě přímých vln označit také vlny odražené (viz obrázky 8.5 a 8.5). Využity jsou opět špičky nalezené funkcí



**Obrázek 8.4:** Spektrum filtrovaného a normovaného signálu z diferenciálního senzoru (z upraveného zařízení).

`findpeaks()` se specifickým vztahem ke špičkám přímých vln. Jedná se o špičky následující po přímých vlnách ve vzdálenosti, která odpovídá smysluplné hodnotě  $aoPWV$  ( $2 - 15 \text{ m} \cdot \text{s}^{-1}$ ). Také je brán zřetel na to, aby špičky odražených vln měly podobnou amplitudu. Při finálním výpočtu  $aoPWV$  uvažujeme průměrný čas mezi přímou a odraženou vlnou v signálu ( $\Delta t_{SW-DW}$ ) a vzdálenost určenou vztahem 5.9

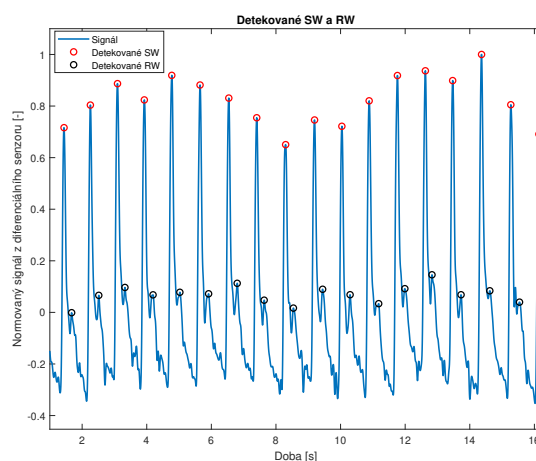
$$aoPWV = \frac{d_{aoPWV}}{\Delta t_{SW-DW}} \quad (8.3)$$



**Obrázek 8.5:** Detekované špičky přímých a odražených vln ve zpracovaném signálu (z původního zařízení).

### 8.3 Srovnání signálů

Z obrázků 8.1 a 8.2 je patrné, že z UZ jsou přijímány signály daleko více zašumělé než z PZ. Nejpatrnější je tento jev na signálu z druhého senzoru, tedy statické větve



**Obrázek 8.6:** Detekované špičky přímých a odražených vln ve zpracovaném signálu (z upraveného zařízení).

zařízení. V signálu z PZ se hodnota pohybuje pouze v rozmezí 1 LSB, který odpovídá zhruba 0,35 mmHg. V signálu z UZ je zaznamenán rozdíl až 15 mmHg, což odpovídá zhruba 40 LSB a téměř 200 mV. Signál z UZ pocházející z diferenciálního senzoru je zašumělý mnohem méně, ale stále znatelně více než signál z PZ.

V rámci vyhodnocení HR bylo zjištěno, že ze signálů z obou zařízení je hodnota velmi dobře zjistitelná. V případě, že je signál nasnímán bez významných pohybových artefaktů, tak se hodnota HR spočítaná pomocí spektra neliší od hodnoty spočítané na základě časových odstupů SW více než o jednotky tepů za minutu.

Při vyhodnocování  $aoPWV$  bylo zjištěno, že signály z obou zařízení vedou ke stanovení velmi podobné hodnoty. Ze signálů na obrázcích 8.5 a 8.6 vyšly při uvažování  $d_{aoPWV} = 0,5$  m hodnoty  $aoPWV = 3,98 \text{ m} \cdot \text{s}^{-1}$  (UZ), respektive  $aoPWV = 3,92 \text{ m} \cdot \text{s}^{-1}$  (PZ).

Nebylo provedeno dostatečné množství pokusů na více probandech, aby se jakékoliv výsledky daly prohlásit za staticky významné. Změřené hodnoty také nejsou srovnány s hodnotami získanými z certifikovaných zařízení.

## Kapitola 9

### Závěr

Hlavní náplní této práce byl návrh a realizace zařízení snímajícího oscilometrické pulzace. V části I jsem se věnoval teoretickému úvodu do problematiky a v části II jsem popsal sestavení upraveného zařízení. Zařízení bylo úspěšně sestaveno a bylo vyzkoušeno, že je schopné snímat oscilometrické pulzace v dostatečné kvalitě.

Návrh zařízení vycházel z diplomové práce Ing. Jany Ortové obhájené v roce 2019. Povedlo se nahradit dva napájecí zdroje jedním a také zařadit spínané zdroje pro vyšší efektivitu. Nejspíše v důsledku těchto kroků jsou naměřené signály ze senzorů daleko více zašumělé než v případě původního zařízení. Výrazné zašumění je ale patrné hlavně na signálech ze senzorů pro přímé měření tlaku. Ty jsou využívány primárně pro natlakování zařízení na správný suprasystolický tlak a nejsou tolik důležité pro samotné měření rychlosti šíření pulzní vlny. Ta se vyhodnocuje ze signálu z diferenciálního senzoru, který není šumem významně postižen. Při filtrování signálu z upraveného zařízení dolní propustí je výsledný signál velmi podobný signálu z původního zařízení. Určení rychlosti pulzní vlny i srdečního tepu je tedy dobře možné. Zařízení bylo umístěno do krabičky navržené na míru a vytištěné metodou 3D tisku. Je tedy velmi dobře přenosné a snadno manipulovatelné. V rámci udržení podobné teploty komponent po celou dobu činnosti zařízení bylo integrováno do konstrukce aktivní chlazení. Ovládaní zařízení je možné přes USB kabel a naprogramovanou aplikaci. Ta je k dispozici na počítač a také Raspberry Pi. Vyhodnocení rychlosti pulzní vlny a srdečního tepu probíhá ve vytvořeném skriptu, který také vykresluje signály ze všech senzorů a vyznačuje detekované vlny.

### 9.1 Budoucí vývoj

V rámci dalšího vývoje zařízení navrhuji ještě lépe oddělit napájecí systém senzorů od zbytku zařízení, aby signály ze senzorů nebyly tolik zašumělé. Dále navrhuji směřovat k tomu, aby zařízení bylo samostatně schopno určit z naměřených dat rychlost pulzní vlny. Zde vidím dva možné přístupy. První variantou je celé zpracování postavit na platformě Arduino. To by znamenalo minimálně nutnost přidání paměťového modulu pro uchování dat. Výpočty by byly vzhledem k frekvenci procesoru a malému množství paměti pomalé. Druhým přístupem je integrování výkonnější platformy typu Raspberry Pi. K takové platformě již není problém přidat dotykový displej pro komfortní ovládaní. Data lze také rychleji zpracovat. Pro úplný uživatelský komfort by zařízení mohlo obsahovat obrátkovou nápovědu, jak jej používat, doplněnou o hlasové pokyny.





## Seznam použité literatury

- [1] ŠTEJFA, M.: *Kardiologie*. Praha: Grada, třetí vydání, 2007, ISBN 9788024713854.
- [2] ETTINGER, A.: *Medical terminology for health careers*. St. Paul, MN: EMCPa-radigm, druhé vydání, 2007, ISBN 0763822701.
- [3] TROJAN, S.: *Lékařská fyziologie*. Praha: Grada, 1994, ISBN 8071690368.
- [4] SALVI, P.: *Pulse Waves*. Springer International Publishing, 2017, doi:10.1007/978-3-319-40501-8.
- [5] DVOŘÁK, J.; HAVLÍK, J.; FABIÁN, V.: Zařízení pro měření hemodynamických parametrů. *Urgentní medicína*, 2012 (citováno 29.4.2020).  
Dostupné z url: <https://docplayer.cz/15582556-Zarizeni-pro-mereni-hemodynamickych-parametru.html>
- [6] KITTNAR, O.: *Lékařská fyziologie*. Praha: Grada, 2011, ISBN 9788024730684.
- [7] GEDDES, L. A.; ET AL.: Characterization of the Oscillometric Method for Measuring Indirect Blood Pressure. *Annals of Biomedical Engineering*, ročník 10, č. 6, 1982: s. 271–280, ISSN 0090-6964.
- [8] FABIAN, V.; HAVLIK, J.; DVORAK, J.; ET AL.: Differences in mean arterial pressure of young and elderly people measured by oscilometry during inflation and deflation of the arm cuff. *Biomedical Engineering / Biomedizinische Technik*, ročník 61, č. 6, Leden 2016, doi:10.1515/bmt-2015-0098.
- [9] KUO, C.-H.; WU, C.-J.; CHOU, H.-C.; ET AL.: Development of a Blood Pressure Measurement Instrument with Active Cuff Pressure Control Schemes. *Journal of Healthcare Engineering*, ročník 2017, 2017: s. 1–15, doi:10.1155/2017/9128745.
- [10] QUINN, U.; TOMLINSON, L. A.; COCKCROFT, J. R.: Arterial stiffness. *JRSM Cardiovascular Disease*, ročník 1, č. 6, Zář 2012: s. 1–8, doi:10.1258/cvd.2012.012024.
- [11] KOMINE, H.; ASAI, Y.; YOKOI, T.; ET AL.: Non-invasive assessment of arterial stiffness using oscillometric blood pressure measurement. *BioMedical Engineering OnLine*, ročník 11, č. 1, 2012: str. 6, doi:10.1186/1475-925x-11-6.

- [12] MIYOSHI, T.; ITO, H.: Assessment of Arterial Stiffness Using the Cardio-Ankle Vascular Index. *Pulse*, ročník 4, č. 1, 2016: s. 11–23, doi:10.1159/000445214.
- [13] SUN, C.-K.: Cardio-ankle vascular index (CAVI) as an indicator of arterial stiffness. *Integrated Blood Pressure Control*, Duben 2013: str. 27, doi:10.2147/ibpc.s34423.
- [14] LIU, S.-H.; WANG, J.-J.; WEN, Z.-C.: Extraction of an Arterial Stiffness Index from Oscillometry. *Journal of Medical and Biological Engineering*, ročník 23, č. 3, 2007: s. 116–123.
- [15] UNIVERSITY, H.: Ankle-brachial index. 2008, aktualizováno 2016, (citováno 3.5.2020).  
Dostupné z url: [https://www.health.harvard.edu/newsletter\\_article/ankle-brachial-index](https://www.health.harvard.edu/newsletter_article/ankle-brachial-index)
- [16] FABIÁN, V.: Hemodynamika. online, 2011 (citováno 29.4.2020).  
Dostupné z url: <https://www.slideserve.com/regina/hemodynamika>
- [17] FANTIN, F.; MATTOCKS, A.; BULPITT, C. J.; ET AL.: Is augmentation index a good measure of vascular stiffness in the elderly? *Age and Ageing*, ročník 36, č. 1, Listopad 2006: s. 43–48, doi:10.1093/ageing/aff115.
- [18] ORTOVÁ, J.: *Návrh a realizace zařízení pro snímání oscilometrických pulsací*. Diplomová práce, ČVUT, Praha, vedoucí práce: Ing. Jan Havlík, PhD.
- [19] POSOKHOV, I.: Pulse wave velocity 24-hour monitoring with one-site measurements by oscillometry. *Medical Devices: Evidence and Research*, Únor 2013: str. 11, doi:10.2147/mder.s42082.
- [20] WEBER, T.; RAMMER, M.; EBER, B.; ET AL.: Determination of Travel Distance for Noninvasive Measurement of Pulse Wave Velocity: Case Closed? *Hypertension*, ročník 54, č. 5, Listopad 2009, doi:10.1161/hypertensionaha.109.139220.
- [21] NEWMAN, D. L.; GREENWALD, S. E.: Validity of the Moens-Korteweg Equation. In *The Arterial System*, Springer Berlin Heidelberg, 1978, s. 109–115, doi:10.1007/978-3-642-67020-6\_10.
- [22] COUTINHO, T.: Arterial Stiffness and Its Clinical Implications in Women. *Canadian Journal of Cardiology*, ročník 30, č. 7, Červenec 2014: s. 756–764, doi:10.1016/j.cjca.2014.03.020.
- [23] FABIAN, V.; MATERA, L.; BAYEROVA, K.; ET AL.: Noninvasive Assessment of Aortic Pulse Wave Velocity by the Brachial Occlusion-Cuff Technique: Comparative Study. *Sensors*, ročník 19, Srpen 2019: str. 3467, doi:10.3390/s19163467.
- [24] CLARA, F. M.; SCANDURRA, A. G.; MESCHINO, G. J.; ET AL.: Evaluation of arterial propagation velocity based on the automated analysis of the Pulse Wave Shape. *Journal of Physics: Conference Series*, ročník 332, Prosinec 2011: str. 012014, doi:10.1088/1742-6596/332/1/012014.

- [25] JEKELL, A.; KAHAN, T.: The usefulness of a single arm cuff oscillometric method (Arteriograph) to assess changes in central aortic blood pressure and arterial stiffness by antihypertensive treatment: results from the Doxazosin-Ramipril Study. *Blood Pressure*, ročník 27, č. 2, Říjen 2017: s. 88–98, doi: 10.1080/08037051.2017.1394791.
- [26] SEMICONDUCTOR COMPONENTS INDUSTRIES, L.: LM2576 - 3.0 A, 15 V, Step-Down Switching Regulator. online, 2006 (citováno 15.5.2020), katalogový list. Dostupné z url: <https://www.onsemi.com/pub/Collateral/LM2576-D.PDF>
- [27] STMICROELECTRONICS: L78 - Positive voltage regulator ICs - datasheet. online, 2018 (citováno 5.5.2020), katalogový list. Dostupné z url: <https://www.st.com/resource/en/datasheet/l78.pdf>
- [28] INC., F. S.: Noise Considerations for Integrated Pressure Sensors. online, 2005 (citováno 5.5.2020), dodatek k použití. Dostupné z url: <https://www.nxp.com/docs/en/application-note/AN1646.pdf>
- [29] Arduino Nano. online, 2018 (citováno 11.5.2020), webová stránka. Dostupné z url: <https://components101.com/microcontrollers/arduino-nano>
- [30] AnalogRead() - [Analog I/O]. online, 2019 (citováno 11.5.2020), dokumentace k funkci. Dostupné z url: <https://www.arduino.cc/reference/en/language/functions/analog-io/analogread/>
- [31] MIKEGRUSIN: Serial Peripheral Interface (SPI). online, (citováno 11.5.2020), webová stránka. Dostupné z url: <https://learn.sparkfun.com/tutorials/serial-peripheral-interface-spi/all>
- [32] JIMBLOM: Serial Communication. online, (citováno 11.5.2020), webová stránka. Dostupné z url: <https://learn.sparkfun.com/tutorials/serial-communication>
- [33] INC., F. S.: MPX5050 datasheet. online, 2010 (citováno 6.5.2020), katalogový list. Dostupné z url: <https://www.farnell.com/datasheets/673750.pdf>
- [34] INC., F. S.: MPX7002 Integrated Silicon Pressure Sensor On-Chip Signal Conditioned, Temperature Compensated and Calibrated. online, 2017 (citováno 15.5.2020).
- [35] STOFFREGEN, P.: TimerOne Library with optimization and expanded hardware support. online, 2019 (citováno 11.5.2020), sW knihovna. Dostupné z url: <https://github.com/PaulStoffregen/TimerOne>
- [36] SPI library. online, 2019 (citováno 11.5.2020), sW knihovna. Dostupné z url: <https://www.arduino.cc/en/reference/SPI>





## Přílohy





## Příloha A

### Obsah přiloženého CD

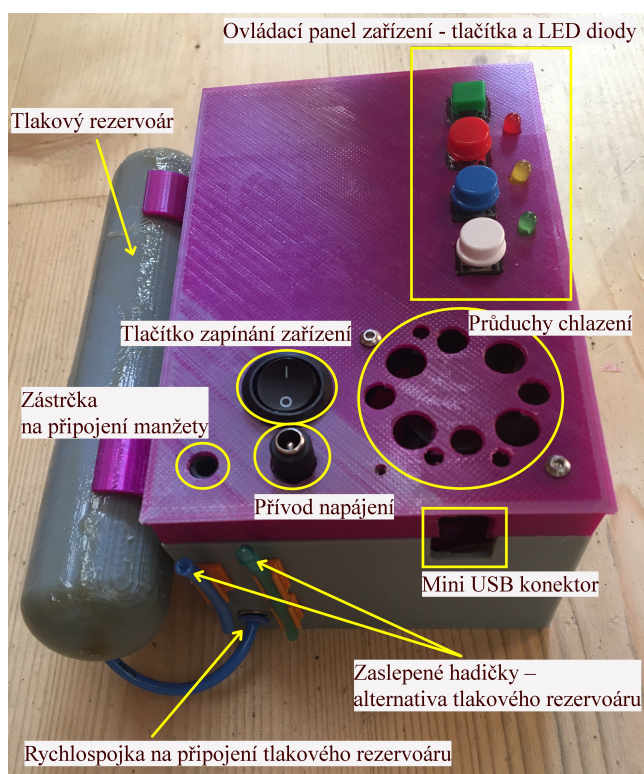
Složka	Obsah
<b>3D modely</b>	Navržené využití modely ve formátu <code>.stl</code>
<b>Aplikace</b>	Ovládací aplikace ve formátu <code>.pde</code>
<b>Bakalářská práce</b>	Bakalářská práce ve formátu <code>.pdf</code>
<b>Fotodokumentace</b>	Fotodokumentace zařízení
<b>Matlab</b>	Skript pro výpočet parametrů aoPWV a HR ve formátu <code>.m</code>



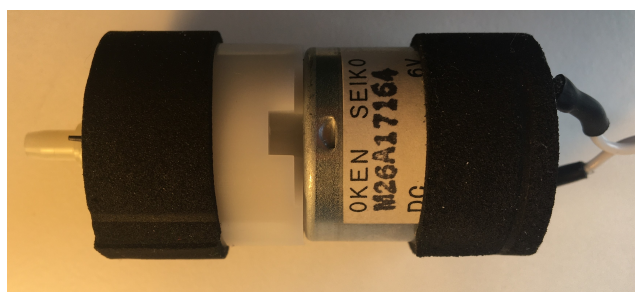


## Příloha B

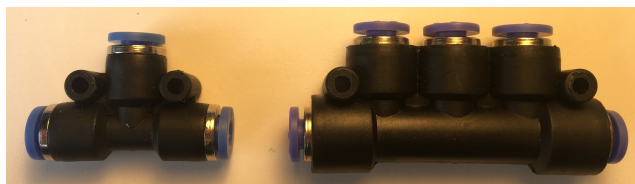
### Fotodokumentace



Obrázek B.1: Konstrukce upraveného zařízení.



Obrázek B.2: Použitá pumpa z tonometru Omron M4.



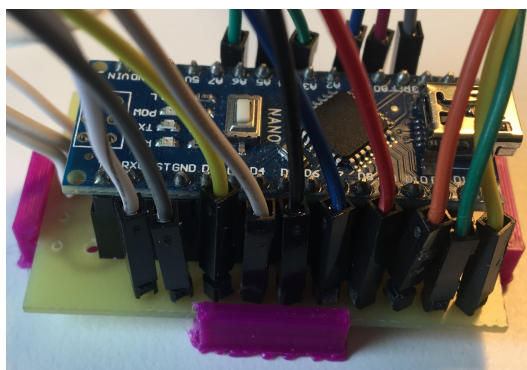
**Obrázek B.3:** Použité vícecestné spojky.



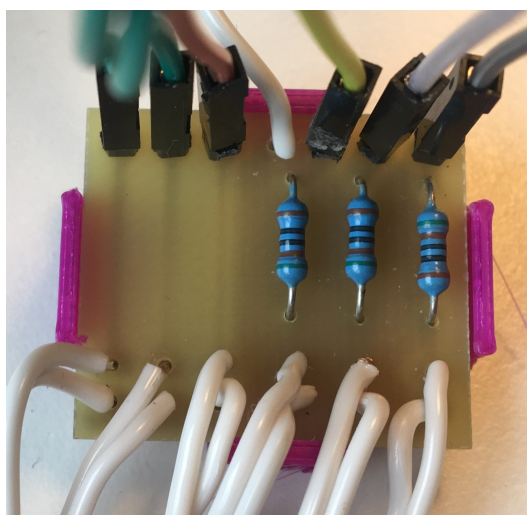
**Obrázek B.4:** Použitý regulační ventil.



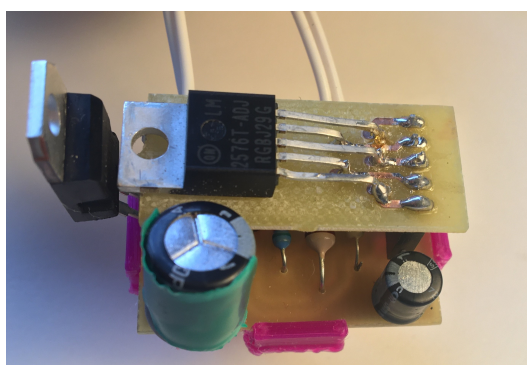
**Obrázek B.5:** Použité dvoustavové ventily Koge.



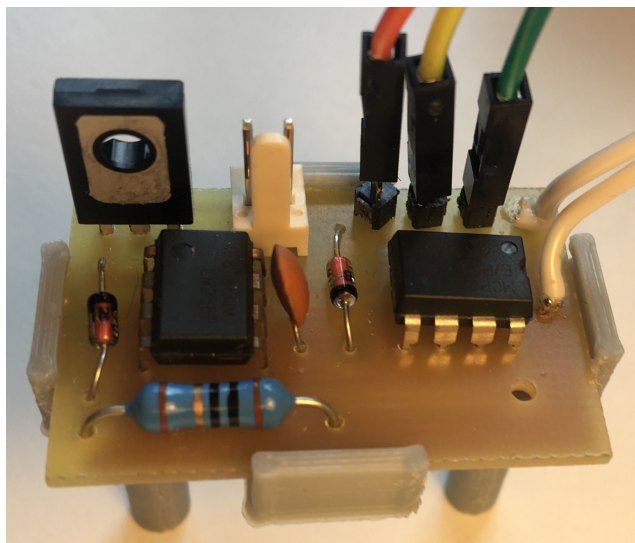
**Obrázek B.6:** Modul mikroprocesoru.



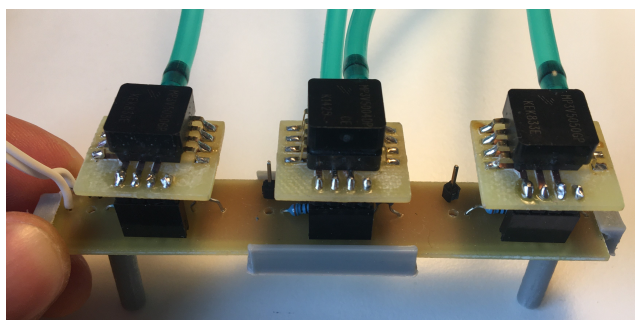
**Obrázek B.7:** Modul LED diod a tlačítek.



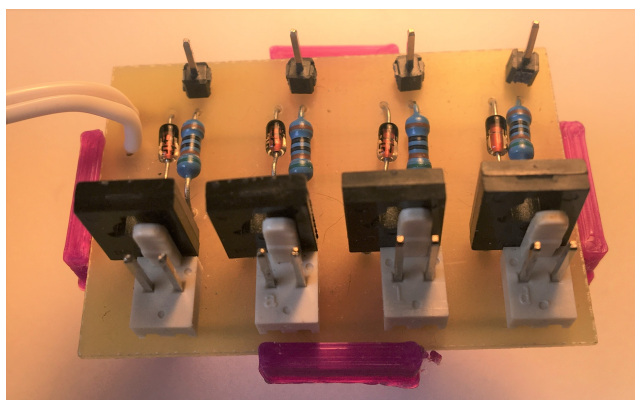
**Obrázek B.8:** Modul napájení.



**Obrázek B.9:** Modul regulačního ventilu.



**Obrázek B.10:** Modul tlakových senzorů.



**Obrázek B.11:** Modul spínání pumpy a dvoustavových ventilů.