



ČESKÉ VYSOKÉ UČENÍ  
TECHNICKÉ V PRAZE  
FAKULTA ELEKTROTECHNICKÁ  
KATEDRA TEORIE OBVODŮ  
BIOMEDICÍNSKÉ INŽENÝRSTVÍ

Diplomová práce

NÁVRH A REALIZACE ZAŘÍZENÍ PRO  
SNÍMÁNÍ OSCILOMETRICKÝCH PULSACÍ

-

DESIGN AND REALIZATION OF A DEVICE FOR  
OSCILLOMETRIC PULSATION SENSING

Bc. Jana Ortová

květen 2019

Vedoucí práce:  
Studijní program:  
Studijní obor:

Ing. Jan Havlík, Ph.D.  
Biomedicínské inženýrství a informatika  
Biomedicínské inženýrství



## I. OSOBNÍ A STUDIJNÍ ÚDAJE

Příjmení: **Ortová** Jméno: **Jana** Osobní číslo: **405360**  
Fakulta/ústav: **Fakulta elektrotechnická**  
Zadávající katedra/ústav: **Katedra teorie obvodů**  
Studijní program: **Biomedicínské inženýrství a informatika**  
Studijní obor: **Biomedicínské inženýrství**

## II. ÚDAJE K DIPLOMOVÉ PRÁCI

Název diplomové práce:

**Návrh a realizace zařízení pro snímání oscilometrických pulsací**

Název diplomové práce anglicky:

**Design and Realization of a Device for Oscillometric Pulsation Sensing**

Pokyny pro vypracování:

1. Seznamte se s problematikou stanovení hemodynamických parametrů, měření krevního tlaku a snímání oscilometrických pulsací pomocí okluzní techniky.
2. Navrhněte zařízení umožňující záznam oscilometrických pulsací pomocí okluzní techniky s využitím diferenciálního senzoru tlaku.
3. Realizujte navržené zařízení a připravte nutný minimální firmware umožňující provedení měření.
4. Provedte 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 oscillometry 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-Jung and 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) diplomové práce:

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

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

Datum zadání diplomové práce: **06.02.2019**

Termín odevzdání diplomové práce: **24.05.2019**

Platnost zadání diplomové práce: **30.09.2020**

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

doc. Ing. Radoslav Bortel, Ph.D.  
podpis vedoucí(ho) ústavu/katedry

prof. Ing. Pavel Ripka, CSc.  
podpis děkana(ky)

## III. PŘEVZETÍ ZADÁNÍ

Diplomantka bere na vědomí, že je povinna vypracovat diplomovou práci samostatně, bez cizí pomoci, s výjimkou poskytnutých konzultací. Seznam použité literatury, jiných pramenů a jmen konzultantů je třeba uvést v diplomové práci.

\_\_\_\_\_  
Datum převzetí zadání

\_\_\_\_\_  
Podpis studentky



## PROHLÁŠENÍ

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

V Praze dne .....

.....

podpis autora práce



## PODĚKOVÁNÍ

Ráda bych poděkovala svému vedoucímu Ing. Janu Havlíkovi, Ph.D. za vedení mé diplomové práce, za trpělivost, odborné rady a podnětné připomínky, které vedly k úspěšnému dokončení této práce.

Poděkování patří také mým rodičům, kteří mi byli oporou během celého studia.





# ANOTACE

Tato práce se zabývá návrhem a realizací zařízení k automatickému měření oscilometrických pulzací z pažní manžety natlakované na suprasystolický tlak. Z naměřených oscilometrických pulzací je možné detekovat časové zpoždění mezi přímou a odraženou pulzní vlnou, určit rychlost šíření pulzní vlny a na základě této rychlosti pak hodnotit arteriální tuhost jako významný prediktivní faktor kardiovaskulárních onemocnění.

Z manžety natlakované na suprasystolický tlak se tlakové pulzace přenášejí do pneumatického obvodu, sestaveného z dostatečně rigidních hadiček. Pneumatický obvod je během měření rozdělen ventilem na část dynamickou, do které se skrze pažní manžetu propagují oscilace způsobené pulzacemi tlaku krve a na část statickou, ve které je pomocí rezervoáru udržován střední (referenční) tlak. Tlakový rozdíl mezi těmito částmi je snímán diferenciálním senzorem MPX7002. Mikroprocesorem realizovaného zařízení je vývojová deska Arduino Nano, která také zprostředkovává komunikaci s počítačem skrze navržený řídicí a měřicí software.

Pomocí simulátoru tlaku byla ověřena statická přesnost realizovaného měřicího zařízení a těsnost pneumatického okruhu. Vzorovým měřením bylo ověřeno, že oscilometrické pulzace naměřené realizovaným zařízením jsou v dostatečné kvalitě, a tudíž vhodné pro následný výpočet rychlosti šíření pulzní vlny.

---

## KLÍČOVÁ SLOVA

Oscilometrické pulzace \* Rychlost šíření pulzní vlny (PWV) \* Arteriální tuhost \*  
Diferenciální tlakový senzor \* Suprasystolický tlak



# ANNOTATION

This paper presents the design and realization of the device for measurement of the oscillometric pulsations in arm cuff pressurized to suprasystolic pressure. The obtained oscillometric pulsations allow a determination of the delay between straight and reflected pulse wave, pulse wave velocity (PWV) and according to this to take knowledge about arterial stiffness as a significant predictive factor of cardiovascular disease.

A suprasystolic pressure pulsations are transferred from the arm cuff to the pneumatic circuit created from sufficiently rigid tubing. While measuring, the pneumatic circuit is separated into the dynamic and static part. While the dynamic part represents oscillometric pulsations transferred from the cuff, the static part holds the suprasystolic pressure as a reference. The pressure difference between those parts is measured by the differential sensor MPX7002. A controlling of the device and communication with the PC is through an own software application supported by Arduino Nano board.

A static accuracy of the sensors and tightness of the pneumatic part was evaluated by pressure simulator FLUKE ProSim8. The quality of obtained oscillometric pulsations has been verified by the test measurement and is sufficient and suitable for later calculation of PWV.

---

## KEYWORDS

Oscillometric pulsations \* Pulse wave velocity (PWV) \* Arterial stiffness \* Differential pressure sensor \* Suprasystolic pressure



# OBSAH

---

<b>1 ÚVOD .....</b>	<b>1</b>
<b>2 HEMODYNAMICKÉ PARAMETRY .....</b>	<b>3</b>
2.1 KREVŇNÍ TLAK.....	3
2.1.1 <i>Suprasystolický tlak</i> .....	5
2.1.2 <i>Metody měření krevního tlaku</i> .....	5
2.1.2.1 INVAZIVNÍ METODY.....	5
2.1.2.2 NEINVAZIVNÍ METODY.....	6
2.1.3 <i>ABI index</i> .....	10
2.2 SRDEČNÍ VÝDEJ .....	11
2.2.1 <i>Metody měření srdečního výdeje</i> .....	11
2.2.1.1 <i>Diluční a termodiluční metody</i> .....	11
2.2.1.2 <i>Ultrazvuk</i> .....	11
2.2.1.3 <i>Fickova metoda</i> .....	12
2.3 RYCHLOST ŠÍŘENÍ PULZNÍ VLNY .....	13
2.3.1 <i>Metody měření rychlosti šíření pulzní vlny</i> .....	14
2.3.1.1 <i>Parametr cfPWV</i> .....	14
2.3.1.2 <i>Parametr baPWV</i> .....	15
2.3.1.3 <i>Parametr hfPWV</i> .....	16
2.3.1.4 <i>PWV z oscilometrických pulzací</i> .....	17
2.4 ARTERIÁLNÍ TUHOST .....	18
2.4.1 <i>Metody měření arteriální tuhosti</i> .....	19
2.4.1.1 <i>Parametr <math>\beta</math></i> .....	19
2.4.1.2 <i>CAVI</i> .....	20
2.4.1.3 <i>Index tuhosti arterií (ASI)</i> .....	21
2.4.1.4 <i>Index zesílení AI</i> .....	22
<b>3 PROTOTYP PŘÍSTROJE .....</b>	<b>24</b>
3.1 HARDWARE .....	24
3.1.1 <i>Návrh</i> .....	24
3.1.2 <i>Základní funkční bloky</i> .....	25
3.1.2.1 <i>PNEUMATICKÁ ČÁST</i> .....	25
3.1.2.2 <i>ELEKTRONICKÁ ČÁST</i> .....	29
3.1.3 <i>Postup oživení</i> .....	31
3.1.4 <i>Kalibrace</i> .....	32
3.1.5 <i>Konstrukční řešení</i> .....	35
3.2 SOFTWARE.....	37

3.2.1 Stavový automat .....	37
3.2.2 Aplikace.....	40
3.3 OVĚŘENÍ FUNKČNOSTI.....	42
3.3.1 Test těsnosti.....	42
3.2.2 Statický test .....	43
3.2.3 Vzorové měření .....	44
<b>4 VÝSLEDKY .....</b>	<b>45</b>
<b>5 DISKUZE .....</b>	<b>47</b>
<b>4 ZÁVĚR .....</b>	<b>49</b>
<b>REFERENCE.....</b>	<b>51</b>
<b>PŘÍLOHY .....</b>	<b>55</b>

# SEZNAM OBRÁZKŮ

---

OBRÁZEK 1: ROZLOŽENÍ KREVNIHO TLAKU V TĚLE. PŘEVZATO A UPRAVENO Z [3] .....	4
OBRÁZEK 2: PRINCIP AUSKULTAČNÍ METODY. PŘEVZATO A UPRAVENO Z [3] .....	6
OBRÁZEK 3: PRINCIP OSCILOMETRICKÉ METODY. PŘEVZATO A UPRAVENO Z [23] .....	7
OBRÁZEK 4: PRINCIP IMPEDANČNÍ REOGRAFIE. PŘEVZATO A UPRAVENO Z [8] .....	9
OBRÁZEK 5: ŠÍŘENÍ PULZNÍ VLNY. PŘEVZATO A UPRAVENO Z [1] .....	13
OBRÁZEK 6: PRINCIP MĚŘENÍ PARAMETRU CFPWV. PŘEVZATO A UPRAVENO Z [20] .....	14
OBRÁZEK 7: PRINCIP MĚŘENÍ PARAMETRU BAPWV. PŘEVZATO A UPRAVENO Z [22] .....	16
OBRÁZEK 8: PULZNÍ KŘIVKA A VÝZNAMNÉ BODY [1] .....	17
OBRÁZEK 9: ARTERIÁLNÍ TUHOST. PŘEVZATO A UPRAVENO Z [14] .....	18
OBRÁZEK 10: VÝVOJ SBP A DBP V PRŮBĚHU ŽIVOTA. PŘEVZATO A UPRAVENO Z [6] .....	18
OBRÁZEK 11: (A) ZÁVISLOST TLAKU KRVE NA PRŮMĚRU CÉVY, (B) ZÁVISLOST LOGARITMU POMĚRU SYSTOLICKÉHO A DIASTOLICKÉHO TLAKU NA ARTERIÁLNÍ PODDAJNOSTI. PŘEVZATO A UPRAVENO Z [15] .....	19
OBRÁZEK 12: PRINCIP MĚŘENÍ CAVI. PŘEVZATO A UPRAVENO Z [7] (LEVÁ ČÁST OBRÁZKU) A [1] (PRAVÁ ČÁST OBRÁZKU) .....	21
OBRÁZEK 13: KLASIFIKACE TVARU OBÁLEK PŘÍSTROJEM CARDIOVISION. PŘEVZATO A UPRAVENO Z [16] .....	21
OBRÁZEK 14: VÝPOČET AI Z PLETYSMOGRAFICKÉ KŘIVKY. PŘEVZATO A UPRAVENO Z [21] .....	22
OBRÁZEK 15: BLOKOVÉ SCHÉMA ZAŘÍZENÍ .....	25
OBRÁZEK 16: TRANZISTOROVÝ SPÍNAČ PRO SPÍNÁNÍ VZDUCHOVÉ PUMPY .....	26
OBRÁZEK 17: PRINCIP PWM MODULACE. PŘEVZATO A UPRAVENO Z [24] .....	26
OBRÁZEK 18: SCHÉMA PŘEVODNÍKU NAPĚTÍ - PROUD S VYUŽITÍM D/A PŘEVODNÍKU MCP4921 .....	28
OBRÁZEK 19: SCHÉMA ZAPOJENÍ DP FILTRU K SENZORU MPX5050 [25] .....	29
OBRÁZEK 20: PINOUT ARDUINO NANO [26] .....	30
OBRÁZEK 21: PINOUT ARDUINO - REALIZOVANÉ ZAŘÍZENÍ .....	30
OBRÁZEK 22: TESTOVÁNÍ NA NAPÁJIVÉM POLI .....	31
OBRÁZEK 23: OSAZENÁ A ZAPÁJENÁ DESKA PLOŠNÝCH SPOJŮ .....	31
OBRÁZEK 24: PŘEDNÍ A ZADNÍ PANEL PŘÍSTROJE .....	35
OBRÁZEK 25: SCHÉMA STAVOVÉHO AUTOMATU .....	37
OBRÁZEK 26: STAV NAFUKOVÁNÍ PNEUMATICKÉHO OBVODU. MODŘE VYZNAČENA TLAKOVANÁ ČÁST .....	38
OBRÁZEK 27: STAV „MĚŘENÍ“. MODŘE A ČERVENĚ ZNÁZORNĚNO PNEUMATICKÉ ODDĚLENÍ ...	39
OBRÁZEK 28: STAV „POMALÉ VYFUKOVÁNÍ“. MODŘE ZNÁZORNĚNO VYPOUŠTĚNÍ PŘES REGULAČNÍ VENTIL A ČERVENĚ PNEUMATICKY ODDĚLENÁ ČÁST. ....	39

OBRÁZEK 29: STAV „STOP“. MODŘE ZNÁZORNĚNO VYPOUŠTĚNÍ PNEUMATICKÉHO OBVODU PŘES REGULAČNÍ A VYPOUŠTĚCÍ VENTIL.....	40
OBRÁZEK 30: OVLÁDACÍ APLIKACE .....	41
OBRÁZEK 31: VZOROVÉ MĚŘENÍ OSCILOMETRICKÝCH PULZACÍ.....	44

## SEZNAM TABULEK

---

TABULKA 1: FYZIOLOGICKÉ HODNOTY TLAKU U ČLOVĚKA .....	4
TABULKA 2: REFERENČNÍ HODNOTY ABI. PŘEVZATO Z [9].....	10
TABULKA 3: REFERENČNÍ HODNOTY AI. PŘEVZATO Z [6] .....	23
TABULKA 4: NAMĚŘENÁ DATA PRO KALIBRACI SENZORU A .....	33
TABULKA 5: NAMĚŘENÁ DATA PRO KALIBRACI SENZORU B.....	34
TABULKA 6: NAMĚŘENÁ DATA PRO KALIBRACI DIFERENCIÁLNÍHO SENZORU.....	34
TABULKA 7: ROZHODOVACÍ PODMÍNKY VE STAVU „KONTROLA TLAKU“ .....	38
TABULKA 8: MĚŘENÍ TĚSNOSTI SYSTÉMU.....	42
TABULKA 9: OVĚŘENÍ PŘESNOSTI SENZORU A .....	43
TABULKA 10: OVĚŘENÍ TĚSNOSTI SENZORU B.....	43



# 1 ÚVOD

---

Kardiovaskulární onemocnění jsou v současné době nejčastější příčinou úmrtí v rozvinutých zemích. Za významný prediktivní faktor kardiovaskulárních chorob, především aterosklerózy, je považována arteriální tuhost. Základní metodou k hodnocení arteriální tuhosti je měření rychlosti šíření pulzní vlny (PWV).

Většina metod, které se v současné době k měření PWV používají, je založena na principu aplanační tonometrie. Ta vychází z časového zpoždění mezi signály současně měřenými ze dvou různých míst. Pro správné výsledky takového měření musí měření provádět proškolený personál a pacient musí být během měření ve speciální poloze.

Význam zařízení, které by dokázalo měřit rychlost šíření pulzní vlny neinvazivně, zcela automaticky a pomocí jedné manžety, by byl obrovský.

Cílem této práce bylo navrhnout a realizovat zařízení pro automatické snímání oscilometrických pulzací z pažní manžety, která bude natlakována na suprasystolický tlak. Snímání oscilometrických pulzací bude probíhat pomocí diferenciálního senzoru.



## 2 HEMODYNAMICKÉ PARAMETRY

---

### 2.1 KREVNÍ TLAK

Krevní tlak patří mezi základní a zároveň nejdůležitější neinvazivně měřitelné hemodynamické parametry. Svůj význam nalézá především v monitoraci celkového stavu krevního řečiště, neboť jeho hodnota je závislá právě na stavu cév (tj. jejich rezistenci) a na minutovém srdečním výdeji, viz rovnice (1). Rezistence cév závisí na mnoha faktorech, především však poddajnosti velkých cév nebo vasodilataci a vazokonstrikci cév v periférii. [1]

$$MAP = CO \cdot SVR \quad (1)$$

Kde  $CO$  je minutový srdeční výdej [l/min] a  $SVR$  je odpor cévního řečiště [mmHg·min/l].

Krevní tlak můžeme charakterizovat hodnotami systolického (SBP), diastolického (DBP) a středního arteriálního tlaku (MAP). Zatímco SBP je maximální tlak po srdečním stahu, diastolický je naopak nejnižší tlak při srdeční diastole, tedy při plnění srdečních komor. [1]

MAP je pak střední hodnota tlaku za jednu srdeční periodu a jeho hodnotu lze odhadnout ze znalosti systolického a diastolického tlaku na základě rovnice

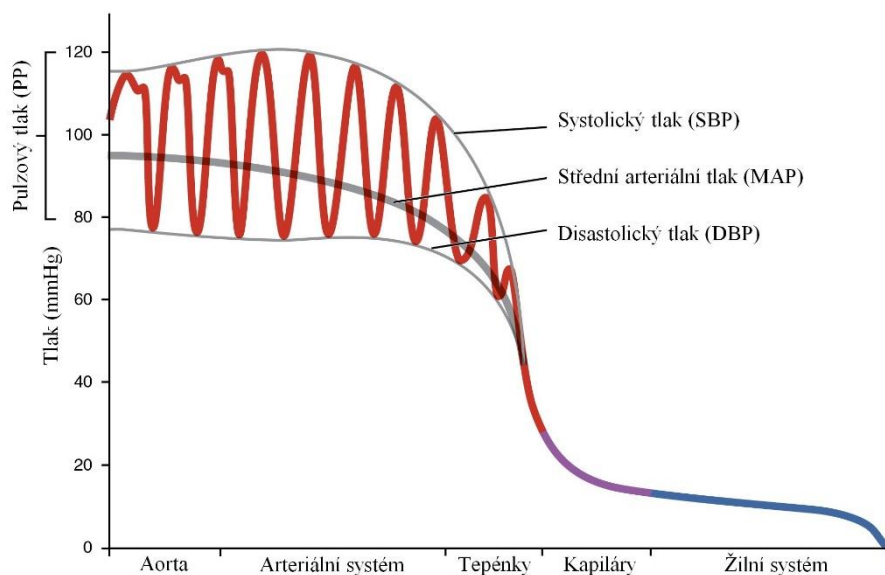
$$MAP = \frac{1}{T} \int_t^{t+T} p(t) dt, \quad (2)$$

kde  $T$  je délka jedné srdeční periody [s] a  $p(t)$  je časový průběh pulzní tlakové vlny. [2]

Mezi další parametry, vztahující se ke krevnímu tlaku, můžeme zařadit pulzový tlak (PP), který je definován jako rozdíl systolického (SBP) a diastolického (DBP) tlaku. [1]

$$PP = SBP - DBP \quad (3)$$

Tlak samozřejmě není v celém kardiovaskulárním systému stejný. Ve velkých arteriích je podobný tlaku v aortě a směrem k periferiím postupně klesá, viz Obrázek 1.



Obrázek 1: Rozložení krevního tlaku v těle.  
Převzato a upraveno z [3]

Za obvyklou jednotku používanou při měření krevního tlaku je považován milimetr rtuťového sloupce (mmHg). Přepočítání na základní jednotku Pascal (Pa), pak lze provést dle rovnice

$$P = h \cdot \rho \cdot g, \quad (4)$$

kde  $P$  je tlak [Pa],  $h$  je výška sloupce rtuti [m],  $\rho$  je hustota rtuti [ $\text{kg}/\text{m}^3$ ] a  $g$  je gravitační zrychlení [ $\text{m}/\text{s}^2$ ].

Za fyziologické hodnoty tlaku u člověka je považováno [4]:

Tabulka 1: Fyziologické hodnoty tlaku u člověka

<b>Systolický tlak</b>	120 mmHg
<b>Diastolický tlak</b>	70 mmHg
<b>Střední arteriální tlak</b>	90 mmHg
<b>Pulzový tlak</b>	50 mmHg

### **2.1.1 Suprasystolický tlak**

Suprasystolický tlak je tlak o 20 – 40 mmHg vyšší než je tlak systolický. Pokud je manžeta natlakována na suprasystolický tlak, dojde k úplnému uzavření arterie a neproudí v ní žádná krev. Tohoto principu můžeme využít při neinvazivním měření pulzní vlny, kdy z takto natlakované manžety dokážeme snímat pulzace přímé a odražené pulzní vlny, a následně z těchto dat dopočítat další hemodynamické parametry. [7]

Tohoto principu je využíváno i u prototypu přístroje vyrobeného v této diplomové práci.

### **2.1.2 Metody měření krevního tlaku**

#### **2.1.2.1 INVAZIVNÍ METODY**

Invazivní měření krevního tlaku je doposud nejpřesnější metodou pro stanovení tlaku krve. Vzhledem k náročnosti zákroku a existenci metod neinvazivních, které dosahují při běžných vyšetřeních dostatečné přesnosti, nejsou tyto metody standardně využívány. [5]

Pro invazivní měření se používají dva přístupy. Buď je do těla pacienta zaveden katetr přímo se senzorem tlaku na jeho hrotu nebo je zaveden katetr napuštěný fyziologickým roztokem, kterým je tlak následně přenesen až k senzoru umístěnému mimo tělo pacienta. [5]

#### **Katetr vyplněný tekutinou**

Katetr je zaveden do plicní žíly pacienta, zatímco všechny měřicí části na něj napojené zůstávají vně pacienta. Přenos tlaku do tlakové komůrky se snímačem, fungujícím na principu piezoelektrického jevu, je zajištěn dutou trubicí katetru, která je vyplněna fyziologickým roztokem. Pro přesné měření musí být trubice katetru z dostatečně rigidního materiálu a fyziologický roztok nesmí obsahovat bubliny. [4]

#### **Katetr se snímačem na hrotu**

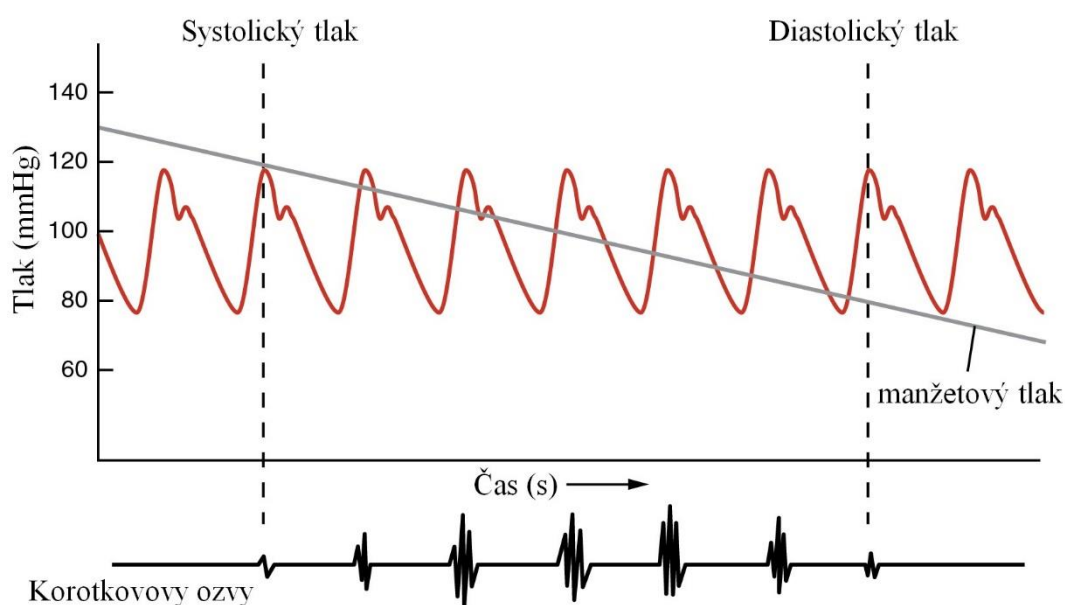
Ještě přesnějším je proto měření pomocí katetru se snímačem přímo na jeho hrotu. Snímač díky tomu může být zaveden přímo na požadované místo, kde je potřeba provést měření. Na hrotu katetru je tenzometrický senzor, který může fungovat na piezoelektrickém, kapacitním nebo optickém principu. [4]

## 2.1.2.2 NEINVAZIVNÍ METODY

### Auskultační metoda

Auskultační metoda je jednou z nejběžněji používaných metod pro neinvazivní měření krevního tlaku.

Základem pro měření touto metodou je fonendoskop, manžeta s balonkem a sfygmomanometr. Princip spočívá v detekování Korotkovových ozev, které jsou slyšitelné při vzniku turbulentního proudění ve zúžené tepně. Nejprve je laminární proudění krevním řečištěm zastaveno nafouknutím manžety. Při následném pomalém vypouštění jsou fonendoskopem zaznamenány Korotkovovy ozvy, způsobené turbulentním prouděním, které vzniká v důsledku zúžení cévy. Okamžik, kdy se Korotkovovy ozvy objeví, detekujeme jako systolický tlak a okamžik jejich vymizení jako tlak diastolický, viz Obrázek 2. V těchto momentech je nutné odečíst hodnoty tlaku ze sfygmomanometru. [5] [6]



Obrázek 2: Princip auskultační metody.  
Převzato a upraveno z [3]

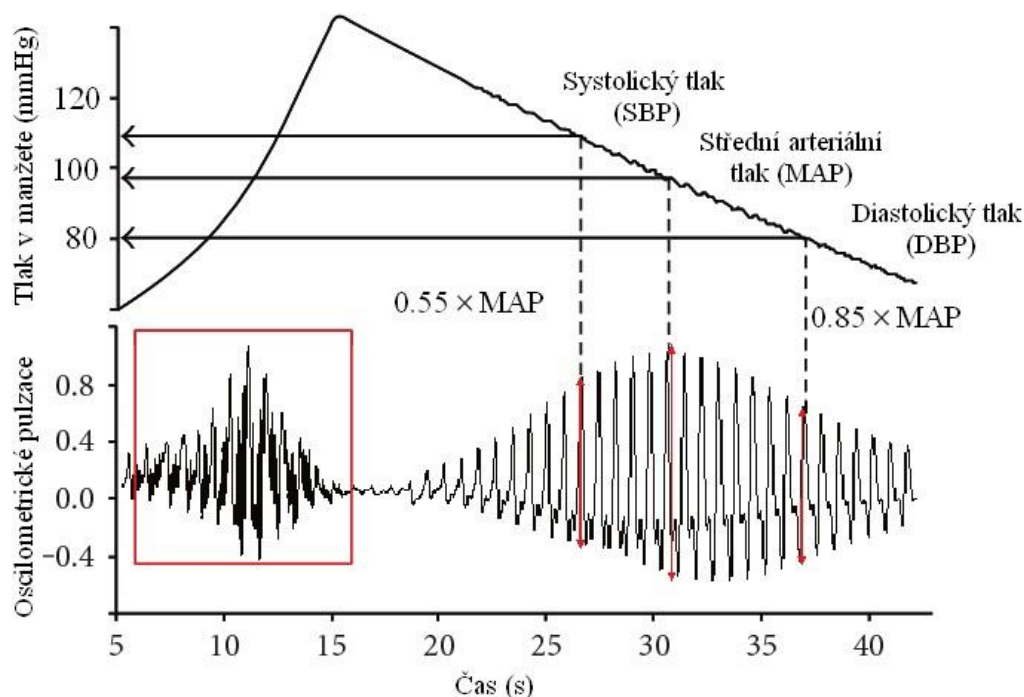
### Oscilometrická metoda

Oscilometrická metoda měření krevního tlaku je nejčastější metodou dnešních elektronických tonometrů. Je založena na snímání a vyhodnocování oscilometrické křivky nasnímané z pulzaci tlaku v manžetě. [1]

Digitálním tonometrem je manžeta nafouknuta vysoko nad hranici systolického tlaku a poté je tlak postupně vyfukován rychlostí 2-3 mmHg/s. Při postupném uvolňování manžety se objevují oscilace, které s postupným vyfukováním narůstají až po dosažení maximální hodnoty, která odpovídá střednímu arteriálnímu tlaku (MAP), a poté zase odeznívají, až úplně vymizí. [1]

Hodnota systolického a diastolického tlaku je z naměřené hodnoty MAP dopočítána algoritmem. Obvykle se vychází z předpokladu, že hodnota systolického tlaku je stanovena momentem, kdy amplituda oscilací nabývá 55 % maxima (před jeho dosažením) a diastolický tlak pak momentem, kdy amplituda nabývá 85 % maxima (po jeho dosažení). [1]

Tato metoda je z důvodu algoritmického zpracování velmi náchylná k pohybovým artefaktům.



Obrázek 3: Princip oscilometrické metody.  
Převzato a upraveno z [23]

### **Fotopletysmografie**

Fotopletysmografie je jedinou z neinvazivních metod, která pro měření nevyžaduje zastavení průtoku danou cévou. Funguje na principu tzv. odtížené arterie.

Při měření digitální fotopletysmografií je na poslední článek prstu (obvykle ukazováček nebo prsteníček) umístěna pletysmografická manžeta s diodou. Principem je pak tzv. Peňázova metoda, založená na dynamickém nafukování a vyfukování manžety kolem prstu tak, aby průměr arterie zůstal konstantní, tedy aby byla arterie neustále v tzv. odtíženém stavu. Průměr arterie je kontinuálně měřen umístěnou diodou, protože množství světla, které je tkání absorbováno, je přímo úměrné objemu této tkáně. [4]

Maximální a minimální tlak manžety pak odpovídá systolickému a diastolickému arteriálnímu tlaku.

### **Ultrazvuková metoda**

Ultrazvuková metoda využívá Dopplerův jev spolu s manžetou, čímž zachovává výhodu přesnosti měření pomocí Korotkovových ozev, ale zároveň snižuje vliv okolního rušení. Metoda funguje na principu ultrazvukového měření otevírání a zavírání arterie pomocí Dopplerovské metody. Touto metodou se dá krevní tlak měřit již během nafukování manžety. [5]

Ultrazvukový vysílač i přijímač je přímo integrovaný ve speciální manžetě a jeho frekvence je obvykle nastavena na 8 MHz. Ve chvíli, kdy tlak v manžetě překročí hodnotu diastolického tlaku, frekvence se při vymizení a následném obnovení průtoku skokově mění. Naopak ve chvíli překročení systolické hodnoty snímá přijímač přesně vysílanou frekvenci. [7]

Tento způsob měření krevního tlaku se využívá především u kojenců, dětí nebo u pacientů, u kterých jsou Korotkovovy ozvy velmi slabé. [4]

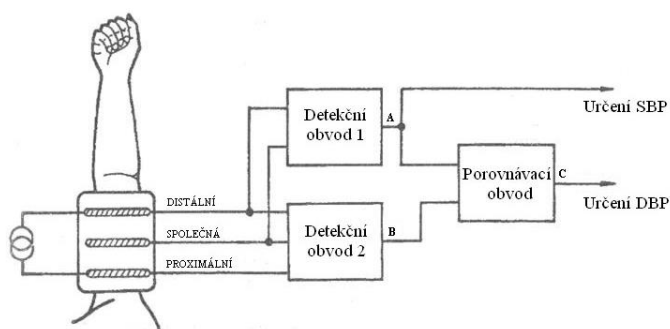


## Impedanční reografie

Tato metoda využívá změn impedance mezi 3 elektrodami, umístěnými pod manžetou. Změny průtoku v cévním řečišti způsobují změnu impedance mezi elektrodami. [4]

Jakmile je manžeta natlakována a průtok zastaven, impedance se nemění. Následkem klesajícího tlaku se obnovuje průtok krve a v obvodu 2 (viz Obrázek 4) se objeví změna impedance. Jakmile je průtok zcela obnoven, projeví se změna impedance i v obvodu 1. [4]

Zatímco systolický tlak lze určit celkem přesně, přesnost detekce diastolického tlaku významně klesá s degenerativními změnami kardiovaskulárního systému. Proto je tato metoda pro pacienty s kardiovaskulárními problémy prakticky nepoužitelná. [7]



Obrázek 4: Princip impedanční reografie.  
Převzato a upraveno z [8]

### 2.1.3 ABI index

ABI index (ankle-brachial index) neboli index kotníkových tlaků je bezrozměrný, neinvazivně získaný parametr, který slouží k hodnocení stenózy bérkových tepen. [9]

ABI index je vypočten z poměru systolických tlaků naměřených na kotníku a paži ležícího pacienta, viz rovnice (5). Měří se zvlášť pro pravou a levou stranu těla a slouží např. k hodnocení stenózy či uzávěru bérkových tepen. [1]

$$ABI = \frac{SBP_{kotník}}{SBP_{paže}} \quad (5)$$

Normální hodnoty ABI indexu jsou uvedeny v Tabulce 2.

Tabulka 2: Referenční hodnoty ABI. Převzato z [9]

$1.3 \leq ABI$	Krevní tlak na kotníku je vysoký
$1.0 \leq ABI < 1.3$	Normální hodnota
$0.9 \leq ABI < 1.0$	Hraniční stav
$0.4 \leq ABI < 0.9$	Lehká ucpávka nebo stenóza
$ABI < 0.4$	Více ucpávek a stenóza

## 2.2 SRDEČNÍ VÝDEJ

Srdeční výdej (CO) popisuje objem krve, který je přečerpán srdcem za jednu minutu. Je definován rovnicí

$$CO = SV \cdot HR, \quad (6)$$

kde  $SV$  je tepový objem, resp. objem krve vypuzený během jedné srdeční systoly [1] a  $HR$  je tepová frekvence [tep/min]. [6]

Klidová hodnota je 4 – 6 l za minutu, zatímco při zátěži může stoupnout až na 20 l za minutu. [6]

### 2.2.1 Metody měření srdečního výdeje

#### 2.2.1.1 Diluční a termodiluční metody

Diluční princip je minimálně invazivní metodou měření srdečního výdeje. Do žíly je vstříknuto známé množství indikátoru (barvivo nebo radioaktivní izotop) a následně se sleduje časový průběh koncentrace této látky pár centimetrů za místem aplikace. [6] Srdeční objem je dán poměrem celkového množství podaného indikátoru a průměrnou naměřenou koncentrací této látky ve sledované tepně během jednoho oběhu. [6]

Termodiluční princip je kontinuální, invazivní metoda měření srdečního výdeje. Pravá síň je katetrizována Swanovým-Ganzovým katetrem, pomocí kterého je sem vstříknut fyziologický roztok o teplotě kolem 4° Celsia. V plicnici je pak umístěno čidlo, kterým se kontinuálně registruje změna teploty. Srdeční výdej je pak nepřímo úměrný naměřeným teplotním změnám. [6]

#### 2.2.1.2 Ultrazvuk

Ultrazvuková metoda je neinvazivní metodou měření srdečního výdeje, při které se vychází z měření rychlosti průtoku a změn průřezu v nejužším místě aorty. Rychlost průtoku krve měřenou cévou je získána díky Dopplerova jevu. [10]

Protože pro určení srdečního výdeje je potřeba znát změny průměru aorty, k pulsnímu dopplerovskému zobrazení je přidán ještě M-mód ultrazvuku, který měří vzdálenost proximální a distální strany cévy.

Vycházíme-li z rovnice (6), vypočítáme tepový objem (SV) jako součet veškerého objemu, který protekl měřeným řezem za jeden tep, dle rovnice (7). Počítáme s kruhovým průřezem cévy. [11]

$$SV = \int_t^{t+T} V(\tau) d\tau = \int_t^{t+T} S(\tau)v(\tau) d\tau = \int_t^{t+T} \frac{\pi d^2}{4}(\tau)v(\tau) d\tau, \quad (7)$$

Kde  $V(t)$  je objem, který protekl v daném okamžiku [l],  $T$  je perioda jednoho tepu [s],  $S$  je průřez aorty [m],  $v$  je naměřená rychlost průtoku krve [m/s] a  $d$  je naměřený průměr cévy [m].

### 2.2.1.3 Fickova metoda

Fickova metoda je prakticky aplikací zákona zachování hmoty, jejíž předpoklad přinesl v roce 1870 Adolf Fick. Srdeční výdej je počítán z množství kyslíku, které se za jednu minutu spotřebuje z dýchaného vzduchu. [10]

Metoda vychází z úvahy, že množství kyslíku v krvi vytékající z plic (arteriální krev) musí být rovno množství kyslíku, které do plic přiteče (smíšená venózní krev) plus množství kyslíku, které přejde do krve z plicních alveol (náhrada spotřebovaného kyslíku vnitřním dýcháním). [12] [13]

Pak lze psát, že

$$CO = \frac{V_{O_2}}{ca_{O_2} - cv_{O_2}}, \quad (8)$$

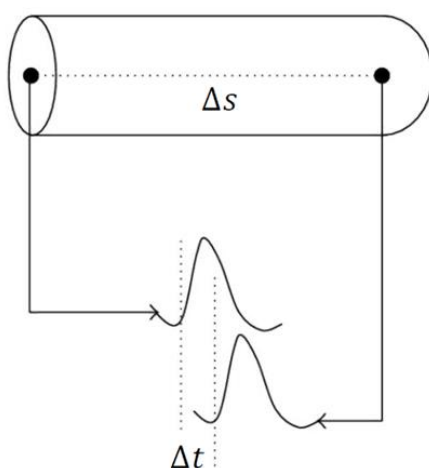
kde  $V_{O_2}$  je množství kyslíku, které je za minutu spotřebováno vnitřním dýcháním, resp. objem kyslíku přijatý za jednotu času [l/min],  $ca_{O_2}$  je koncentrace kyslíku v arteriální krvi a  $cv_{O_2}$  je koncentrace kyslíku ve smíšené venózní krvi. [11]

Úbytek kyslíku z vdechované směsi je měřen spirometrem. Nasycení krve kyslíkem je pak měřeno ze vzorků krve pomocí analyzátoru krevních plynů. Opět je tedy v případě přesného měření nutná katetrizace a jde tak o invazivní způsob měření. Zákrok je zároveň časově náročný, a tak přesto, že jde o jednu z nejpřesnějších metod, není v praxi běžně využívána. [10]

### 2.3 RYCHLOST ŠÍŘENÍ PULZNÍ VLNY

Pulzní vlna vzniká stahem srdce a vypuzením objemu jeho krve do cévního řečiště. Rychlost šíření pulzní vlny je mnohem vyšší než tok krve a závisí především na elasticitě cév. Čím je elasticita cév menší, tj, čím je céva rigidnější, tím se šíří pulzní vlna rychleji. Rychlost šíření pulzní vlny je tedy významným indikátorem stavu cévního řečiště a slouží např. k monitorování a hodnocení kardiovaskulárních onemocnění. [6]

Rychlost šíření pulzní vlny se dá určit jako podíl vzdálenosti, kterou pulzní vlna urazí ( $\Delta s$ ) a času, za který tuto vzdálenost urazí ( $\Delta t$ ).



Obrázek 5: Šíření pulzní vlny.  
Převzato a upraveno z [1]

Rychlost šíření pulzní vlny (PWV) je přímo závislá na elasticitě arteriální stěny, tedy nepřímě úměrná její tuhosti, lze ji vypočítat z Moensovy-Kortewegovy rovnice

$$PWV = \sqrt{\frac{E \cdot h}{d \cdot \rho}}, \quad (9)$$

kde  $E$  je Youngův modul pružnosti cévní stěny,  $h$  je tloušťka cévní stěny,  $d$  je vnitřní průměr cévy a  $\rho$  je hustota krve. [9]

Další pohled na PWV nám může dát Bramwell-Hillova rovnice (10), která dává PWV do souvislosti s cévní roztažností.

$$PWV = \sqrt{\frac{1}{\rho \cdot D}} \quad (10)$$

Kde  $\rho$  je hustota krve a  $D$  je roztažnost cévy. [9]

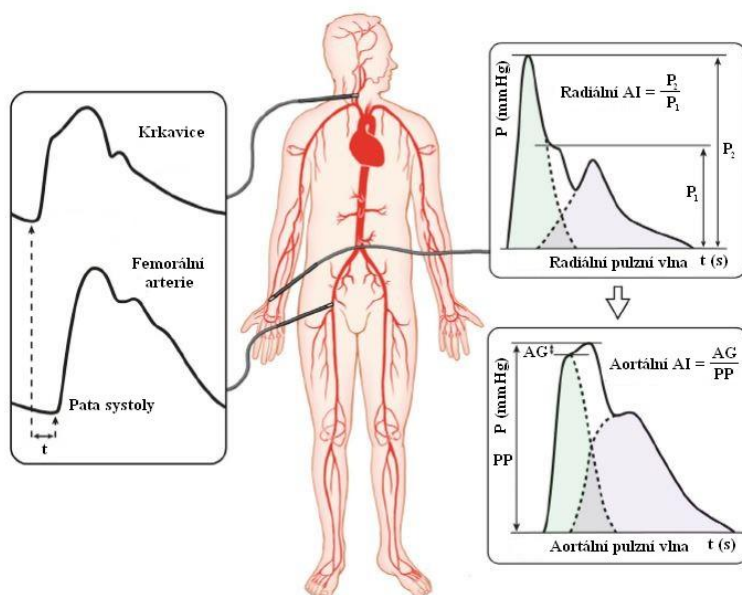
Standardní hodnoty PWV jsou 3-5 m/s v aortě a 5-12 m/s v a. radialis. [27]

### 2.3.1 Metody měření rychlosti šíření pulzní vlny

V současné době existuje několik metod, jak PWV měřit. Většina je založena na principu aplanační tonometrie, která vychází z časového zpoždění mezi signály současně měřenými ze dvou různých míst.

#### 2.3.1.1 Parametr cfPWV

Parametr cfPWV (carotid-femoral PWV) je rychlost šíření pulzní vlny měřená mezi karotidou a femorální tepnou. Tato metoda je považována za tzv. zlatý standard v neinvazivním měření arteriální tuhosti. [6]



Obrázek 6: Princip měření parametru cfPWV.  
Převzato a upraveno z [20]

Za současného měření EKG je na karotidě a femorální arterii měřen tlak. Díky synchronizaci tlakových křivek s EKG je vypočten časový posun ( $\Delta t$ ). Za nejlépe odpovídající vzdálenost mezi karotidou a femorální arterií byla z praxe zjištěna vzdálenost dle rovnice

$$\Delta s = s_A - s_B, \quad (11)$$

kde  $s_A$  je naměřená vzdálenost mezi jugulem a femorální arterií a  $s_B$  je naměřená vzdálenost mezi jugulem a karotidou. [6]

Parametr  $cfPWV$  pak získáme již známým poměrem vzdálenosti a času, tedy

$$cfPWV = \frac{\Delta s}{\Delta t}. \quad (12)$$

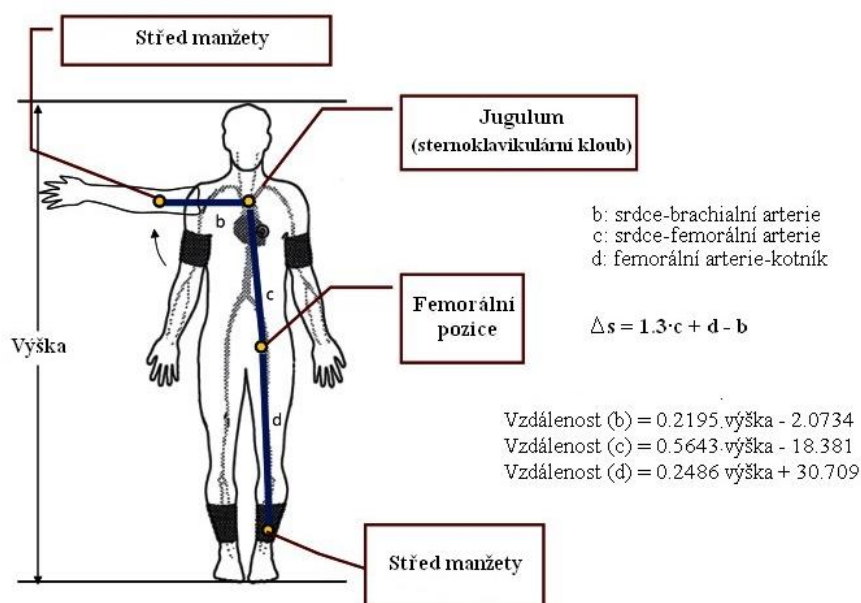
#### 2.3.1.2 Parametr $baPWV$

Jednou z dalších metod je měření parametru  $baPWV$ , tedy měření rychlosti šíření pulzní vlny mezi brachiální arterií a kotníkem (brachial-ankle PWV).

Při měření se využívá 4 tlakových manžet umístěných na všech končetinách, viz Obrázek 7. Výpočet rychlosti pulzní vlny vychází opět ze základního poměru uražené dráhy za čas, viz rovnice (13). Vzdálenost je počítána ze zadané výšky pacienta použitím experimentálně zjištěného algoritmu a čas je zpoždění mezi patami dvou naměřených vln. [6]

$$baPWV = \frac{\Delta s}{\Delta t} \quad (13)$$

Měření probíhá v ideálním případě pro každou polovinu těla zvlášť.



Obrázek 7: Princip měření parametru baPWV.  
Převzato a upraveno z [22]

### 2.3.1.3 Parametr hfPWV

Parametr hfPWV je parametr měřený mezi srdcem a femorální arterií (heart-femoral PWV). Tento parametr je na rozdíl od ostatních závislý na krevním tlaku. Z toho důvodu je prováděna korekce dle rovnice

$$hfPWV = \frac{1,3 \cdot L}{t_c + \Delta t}, \quad (14)$$

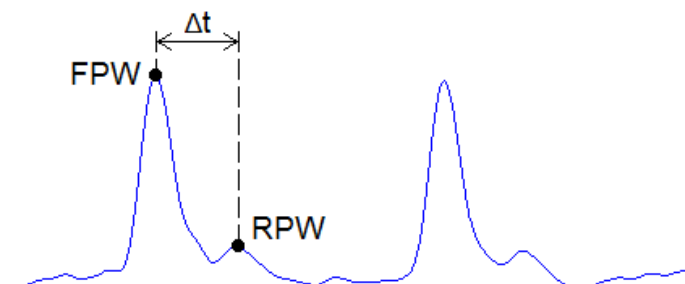
kde  $L$  je vzdálenost mezi druhým mezižebřím a femorální arterií [m],  $\Delta t$  je časové zpoždění mezi patou pulzní vlny na karotidě a femorální arterii a  $t_c$  je časové zpoždění mezi druhou srdeční ozvou a systolickým vrcholem pulzní vlny měřené v karotidě. [6]

Pro přesné výsledky této metody je vyžadována vysoká odbornost provádějícího lékaře. [6]



### 2.3.1.4 PWV z oscilometrických pulzací

Prototyp zařízení sestavovaný v této diplomové práci bude vycházet z měření oscilometrických pulzací z pažní manžety natlakované na suprasystolický tlak. Z takto získaných pulzací bude PWV následně vypočítána pomocí detekce maxima přímé (FPW) a odražené (RPW) pulzní vlny.



Obrázek 8: Pulzní křivka a významné body [1]

Vzhledem k tomu, že bude měření probíhat jen pomocí jedné manžety, je zřejmé, že čas, za který je detekováno maximum odražené vlny musí být roven času šíření vlny k nejbližší překážce a zpět, tj. dvojnásobku času šíření k překážce. [7]

Za nejbližší překážku je považována pánevní symfýza. Ze znalosti této vzdálenosti a naměřené pulzní vlny dokážeme tímto způsobem určit PWV jako

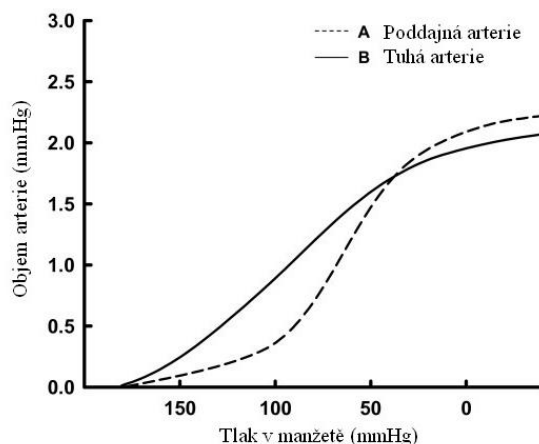
$$PWV = \frac{\Delta s}{\Delta t} = \frac{2 \cdot s}{t_2 - t_1}, \quad (15)$$

kde  $\Delta s$  je uražená dráha,  $\Delta t$  je časové zpoždění mezi maximem přímé a odražené pulzní vlny,  $s$  je vzdálenost mezi začátkem brachiální tepny a pánevní symfýzou,  $t_1$  a  $t_2$  jsou časy detekce maxima přímé (FPW) a odražené (RPW) pulzní vlny. [7]

## 2.4 ARTERIÁLNÍ TUHOST

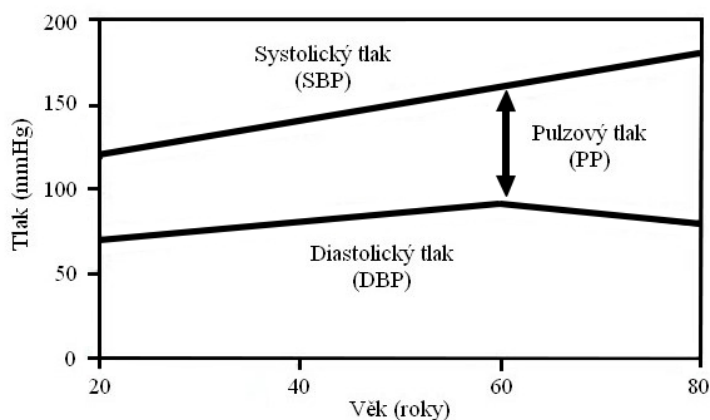
Arteriální tuhost patří mezi nejběžněji používaný parametr pro popis biomechanických vlastností arteriální stěny. Viskoelastické vlastnosti arterie lze vyjádřit jako vztah mezi změnou tlaku ( $\Delta P$ ) a změnou objemu ( $\Delta V$ ). [6]

Arteriální tuhost pak představuje okamžitou hodnotu sklonu křivky  $\Delta P/\Delta V$ .



Obrázek 9: Arteriální tuhost. Převzato a upraveno z [14]

Aortální tuhost vede k významným patofyziologickým změnám v cévním řečišti. Pokud totiž aorta není schopna pojmout objem krve, který je vypuzen levou komorou, narůstá tlak v systole, což má za následek hypertrofii a fibrózu levé komory. Snížená elasticita aorty zároveň vede k poklesu diastolického tlaku, tedy se zvyšující se aortální tuhostí můžeme pozorovat zvyšování pulzového tlaku v závislosti na věku pacienta, viz Obrázek. [6]



Obrázek 10: Vývoj SBP a DBP v průběhu života. Převzato a upraveno z [6]

Následkem větších výkyvů tlaku je zvýšené riziko mozkové příhody nebo poškození ledvin.

### 2.4.1 Metody měření arteriální tuhosti

Arteriální tuhost se měří jak invazivně, ze vztahu tlaku a změny průměru cévy pomocí katetru, tak neinvazivně, pomocí ultrazvuku, magnetické rezonance nebo nejčastěji pomocí aplanačních tonometrů a manžet. [6]

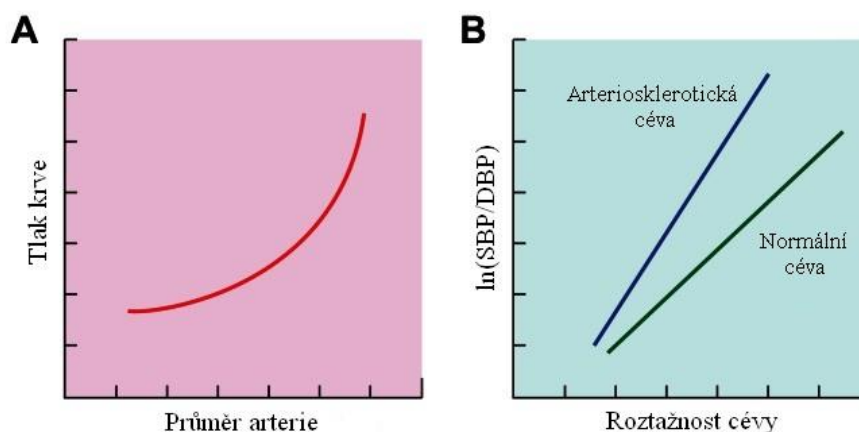
#### 2.4.1.1 Parametr $\beta$

Vztah pro tuhost cévní stěny vychází z rovnice

$$\beta = \ln \frac{SBP}{DBP} \cdot \frac{D}{\Delta D}, \quad (16)$$

kde  $SBP$  je systolický tlak,  $DBP$  je diastolický tlak,  $D$  je vnitřní průměr cévy a  $\Delta D$  je změna průměru cévy během jednoho srdečního cyklu. [1]

Logaritmus převádí exponenciální závislost mezi krevním tlakem a průměrem cévy na závislost lineární. Parametr  $\beta$  je díky tomu v momentě měření nezávislý na velikosti krevního tlaku. [5]



Obrázek 11: (A) Závislost tlaku krve na průměru cévy, (B) Závislost logaritmu poměru systolického a diastolického tlaku na arteriální poddajnosti. Převzato a upraveno z [15]

Vzhledem k faktu, že pro výpočet parametru tuhosti je potřeba znát průměr cévy, je třeba změřit její tloušťku. To je možné pouze pomocí ultrazvuku nebo magnetické rezonance, a tak tento parametr není přímo automatizovaně měřitelný. Navíc se měření průměru cévy provádí v jednom bodě, což může vnést do výsledku značnou chybu. [5]

#### 2.4.1.2 CAVI

V praxi se proto setkáváme častěji s tzv. CAVI indexem, který převádí závislost parametru tuhosti na průměru cévy na závislost na rychlosti šíření pulzní vlny (PWV). [5]

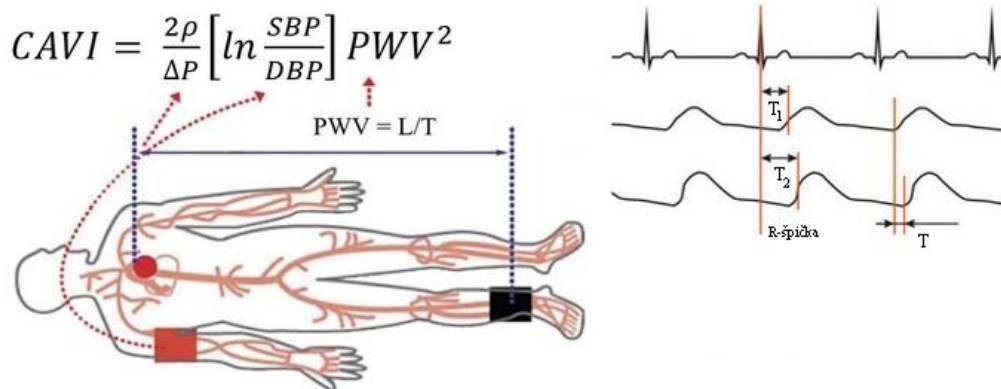
Sloučíme-li upravenou Bramwell-Hillovu rovnici [15]

$$PWV^2 = \frac{\Delta P}{2 \cdot \rho} \cdot \frac{D}{\Delta D'} \quad (17)$$

kde  $PWV$  je rychlost šíření pulzní vlny [m/s],  $\rho$  je hustota krve [kg/m<sup>3</sup>],  $\Delta P$  je změna pulsního tlaku [mmHg] a  $D$  je průměr cévy [m] a rovnici (16), dostaneme jejich substitucí rovnici [10]

$$\beta = \ln \frac{SBP}{DBP} \cdot \frac{2 \cdot \rho}{SBP - DBP} \cdot PWV^2. \quad (18)$$

Takto vypočtený bezrozměrný parametr  $\beta$  odráží nejen tuhost aorty, ale i tuhost femorálních a tibiálních arterií. Protože se rychlost šíření pulzní vlny měří mezi srdcem (EKG) a kotníkem, je tento index tuhosti označován CAVI (Cardio-Ankle Vascular Index). [1]



Obrázek 12: Princip měření CAVI. Převzato a upraveno z [7] (levá část obrázku) a [1] (pravá část obrázku)

### 2.4.1.3 Index tuhosti arterií (ASI)

Index tuhosti arterií (ASI) je dalším ukazatelem stavu poddajnosti cévní stěny. Funguje na principu hodnocení tvarových vlastností obálky oscilometrických pulzací, získané při měření oscilometrickou metodou. Vzhledem k vývoji této metody ještě neexistuje jednotná metodika a neustále se vyvíjí nové algoritmy. Všechny metody však vychází z faktu, že obálka oscilometrických pulzací u zdravého jedince má v místě středního arteriálního tlaku (MAP) ostrou špičku, zatímco pokud jsou cévy rigidní, obálka je i v oblasti MAP spíše plochá. [1] [5]

Pro příklad uvádím klasifikaci přístrojem CardioVision Japonské firmy Osachi (Obrázek 13), která se na základě studie na zvířatech opírá o fyzikální vlastnosti cév.

TYP	TYP OBÁLKY	DATA	STAV
A			Normální stav
B			Normální stav Anémie Šok
C			Arterioskleróza Diabetes, Obezita Stáří, Intenzivní stres
D			Arytmie
E			Jiný kardiiovaskulární stav

Obrázek 13: Klasifikace tvaru obálek přístrojem CardioVision. Převzato a upraveno z [16]

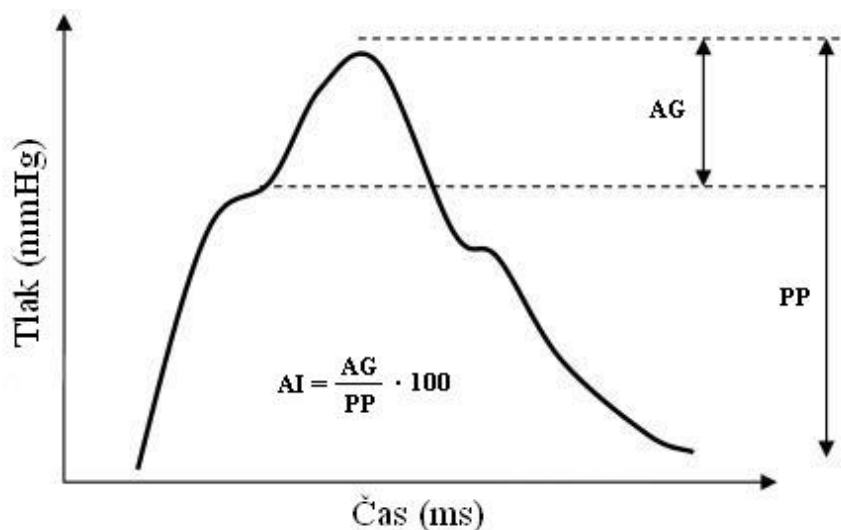
#### 2.4.1.4 Index zesílení AI

Index zesílení (AI, augmentation index) definuje velikost přírůstku tlaku, který vzniká v důsledku návratu odražené tlakové vlny od arteriálního větvení. Přírůstek tlaku způsobený přidáním odražené vlny k vlně primární nazýváme augmentační tlak. Poměr augmentačního a pulzního tlaku je označován jako augmentační index, tj. index zesílení (AI). [5] [18]

$$AI = \frac{AG}{PP} \cdot 100 = \frac{P_2 - P_1}{SBP - DBP} \quad (19)$$

Kde  $AI$  je index zesílení [%],  $AG$  je augmentační tlak [mmHg],  $P_1$  je systolický tlak,  $P_2$  tlak odražené vlny,  $PP$  je pulzový tlak [mmHg],  $SBP$  a  $DBP$  je systolický a diastolický tlak [mmHg]. [18]

Zatímco v případě elastických cév je odražená vlna v důsledku jejich poddajnosti utlumena a přírůstek tlaku je tak minimální, v případě rigidních cév se energie odražené vlny vrací téměř neztlučená, a tím pádem je přírůstek tlaku odražené vlny mnohem větší.



Obrázek 14: Výpočet AI z pletysmografické křivky.  
Převzato a upraveno z[21]

Platí tedy, že čím je hodnota indexu zesílení vyšší, tím je stav cévního řečiště horší, viz Tabulka 3. Fyziologicky má odražená vlna nižší amplitudu, proto jsou referenční hodnoty v optimálním případě záporné. [5] [18]

*Tabulka 3: Referenční hodnoty AI. Převzato z [6]*

AI	<	AI	<	-30	Optimální stav
-30	≤	AI	≤	0	Hraniční stav
0	<	AI			Abnormální stav

Index zesílení se ukazuje jako významný prediktor kardiovaskulárních onemocnění. [6]

# 3 PROTOTYP PŘÍSTROJE

---

## 3.1 HARDWARE

Sestavovaný přístroj má sloužit k přesnému automatickému neinvazivnímu snímání krevní pulzní vlny s využitím pažní manžety a diferenciálního snímače tlaku.

Při natlakování pažní manžety na suprasystolický tlak (tlak o 20-40 mmHg vyšší, než tlak systolický) je tok krve v dané cévě úplně zastaven a z manžety měříme nárazy tlakové vlny přímé a odražené. Ty jsou přeneseny na diferenciální tlakový senzor, kterým jsou zaznamenávány.

### 3.1.1 Návrh

Přístroj využívá diferenciálního senzoru, který porovnává tlaky ze dvou vstupů. Po natlakování celého systému na suprasystolický tlak je pneumatický obvod oddělen uzavíracím ventilem a probíhá měření mezi větví se statickou složkou suprasystolického tlaku (strana rezervoáru) a větví se superponovanými tlakovými pulzacemi měřenými na suprasystolickém tlaku z manžety (strana manžety).

Vzhledem k velikosti tlakových pulzací, které jsou v řádech desetin (max. jednotek) mmHg, je k jejich snímání potřeba použít velmi citlivý diferenciální senzor tlaku.

Z důvodu úniků v obvodu je na každé větví odděleného obvodu zároveň normální tlakový senzor k měření aktuální hodnoty tlaku. Hodnoty těchto tlaků jsou neustále porovnávány a ve chvíli, kdy jejich rozdíl přesáhne 3 mmHg, je uzavírací ventil otevřen, čímž se tlak v obvodu vyrovná a ventil je okamžitě znovu uzavřen. Toho je využíváno především k ochraně citlivého diferenciálního senzoru, u kterého by překročení měřicího rozsahu  $\pm 4$  mmHg mohlo způsobit jeho zničení.

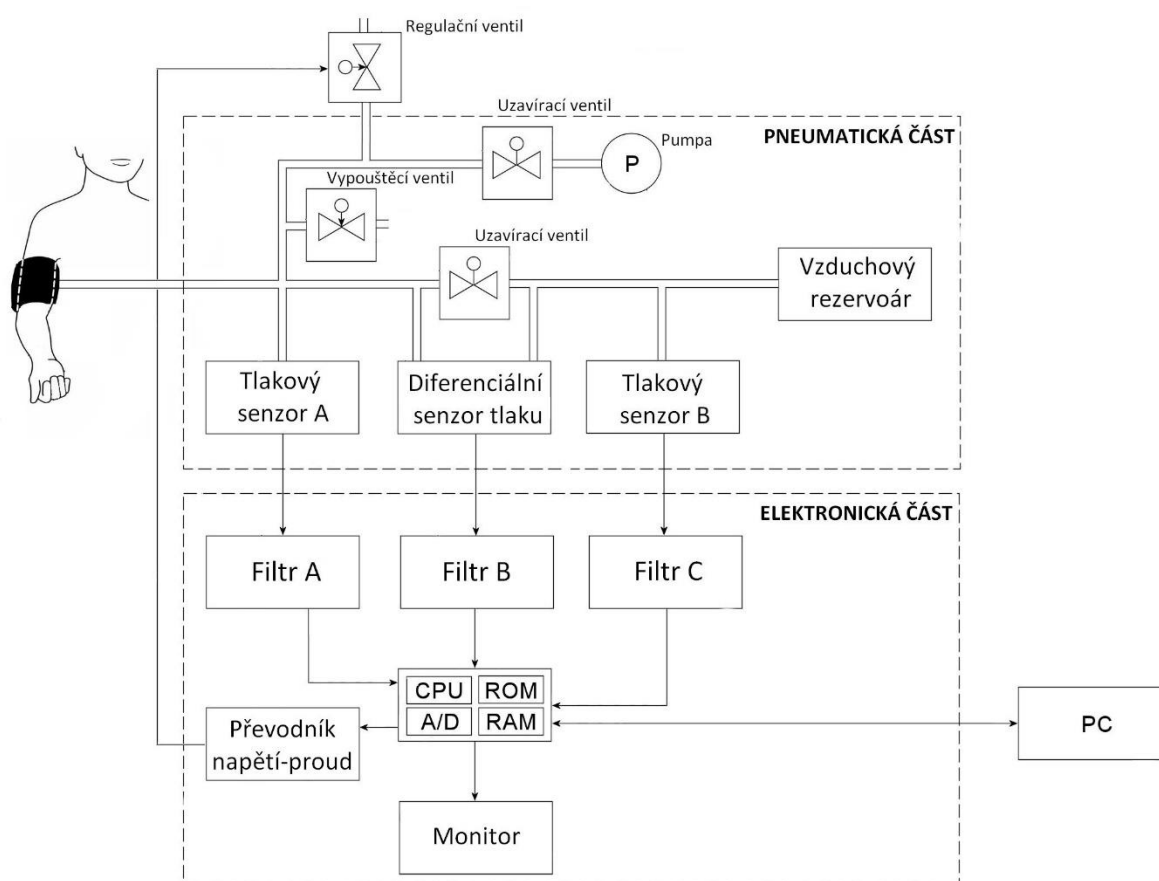
Po ukončení měření oscilometrických pulzací je tlak z pneumatického obvodu vypuštěn v závislosti na vybraném typu měření buď regulačním ventilem (pomalu) nebo vypouštěcím ventilem (rychle).

Výstupní analogové signály jednotlivých senzorů jsou vyvedeny na port 9-pinový CANON port, ze kterého jsou následně data přenášena do přístroje Biopac StudentLab.



### 3.1.2 Základní funkční bloky

V rámci výše zmíněného patentu bylo navrženo blokové schéma, které definovalo základní funkční bloky sestavovaného zařízení. Toto schéma bylo během realizace upraveno a jeho finální verzi zobrazuje Obrázek 15. Schéma je rozděleno na pneumatickou a elektronickou část. Popišme si nyní jednotlivé bloky.

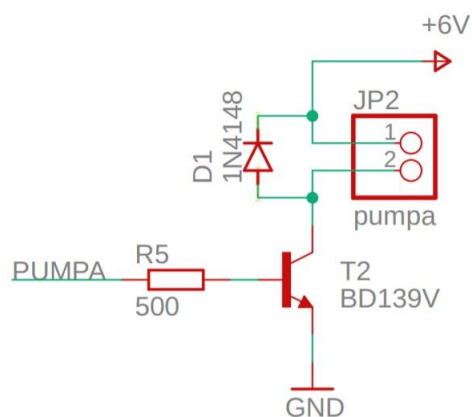


Obrázek 15: Blokové schéma zařízení

#### 3.1.2.1 PNEUMATICKÁ ČÁST

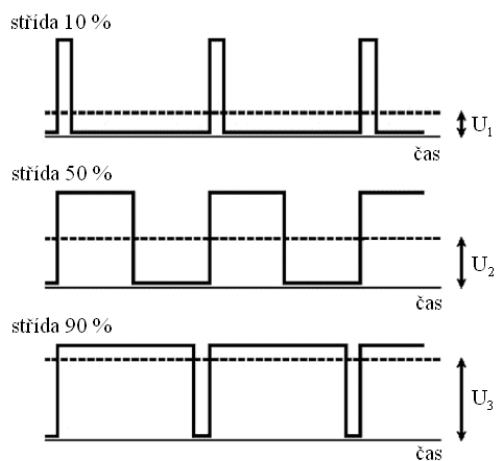
##### Vzduchová pumpa

Vzduchová pumpa slouží k natlakování celého obvodu. Elektronické spínání zajišťuje tranzistorový spínač ovládaný z Arduina, viz Obrázek 16. Stejným způsobem je řešeno spínání obou uzavíracích ventilů a vypouštěcího ventilu.



Obrázek 16: Tranzistorový spínač pro spínání vzduchové pumpy

Rychlost nafukování je řízena pulzní šířkovou modulací (PWM) vstupního napětí. To znamená, že se v určitém poměru rychle střídá 0 V a 5 V. Nastavením tohoto poměru, tj. střídavy, je definována střední hodnota vstupního napětí pumpy, viz Obrázek 17. V závislosti na střední hodnotě vstupního napětí se mění rychlost otáček motoru pumpy, což reguluje rychlost nafukování.



Obrázek 17: Princip PWM modulace.  
Převzato a upraveno z [24]

### Vypouštěcí ventil

Vypouštěcí ventil slouží k rychlému vypuštění celého systému. Je dvoustavový, napěťově řízený. Normálně otevřen, při napětí 6 V uzavřen.

### **Uzavírací ventil**

Uzavírací ventil, který se nachází hned za pumpou slouží k utěsnění pneumatického obvodu. Při testování bylo zjištěno, že na pumpě dochází k únikům v řádu několika jednotek-desítek mmHg/min. Ventil je proto uzavřen okamžitě po nafouknutí obvodu. Druhý uzavírací ventil pak slouží k oddělení obvodu pro měření diferenciálním senzorem. Jeho uzavřením zůstane statická část suprasystolického tlaku na straně rezervoáru, zatímco na straně manžety můžeme měřit tlakové pulzace na suprasystolickém tlaku.

### **Regulační ventil**

Regulační ventil je řízen proudově. Bylo tedy potřeba vytvořit převodník napětí/proud a pomocí D/A převodníku pak nastavovat řídicí napětí. Byl použit 12-bitový D/A převodník MCP4921, který je k Arduinu připojen přes sériové periferní rozhraní, tj. SPI.

Sběrnice SPI slouží k řízení D/A převodníku na principu Master - Slave, kdy mikroprocesor, tj. Arduino je typu Master a D/A převodník je typu Slave. Slave je připojen na pinu SS (Slave Select). V případě nastavení logické 0 na tomto pinu Slave komunikuje s Masterem, naopak v případě logické 1 komunikace neprobíhá. Dále jsou připojeny kanály:

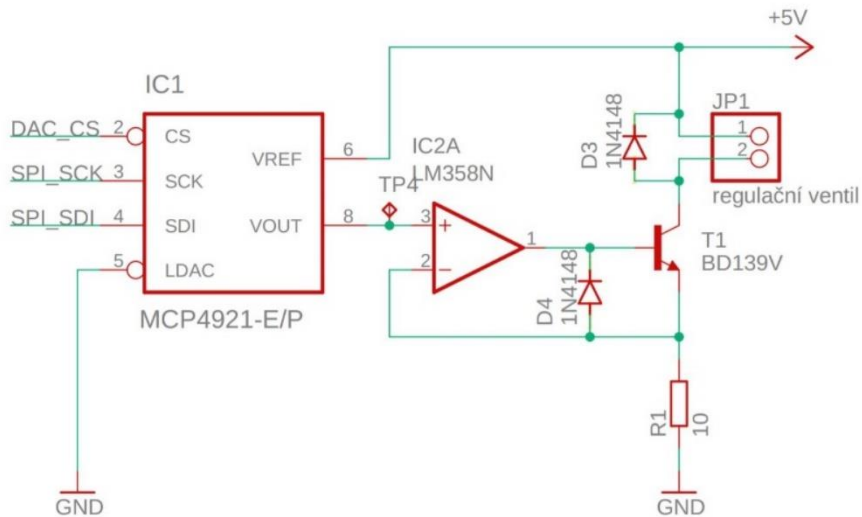
MISO (Master In Slave Out) - Slave vysílá data, Master přijímá

MOSI (Master Out, Slave In) – Master vysílá data, Slave přijímá

SCK (Seriál Clock) – hodinový signál vysílaný Master obvodem pro synchronizaci dat

Pro řízení D/A převodníku MCP4921 byla využita externí knihovna MCP492X. [28]

Regulační ventil byl získán ze starého přístroje Omron a tedy experimentálně bylo zjištěno, že ventil je zcela uzavřen při procházejícím proudu 100 mA a pomalé vypouštění rychlostí zhruba 2-3 mmHg/s nastane při proudu zhruba 50 mA. Při napětí přivedeném na referenční vstup převodníku o velikosti 5 V a použití snímacího rezistoru o velikosti 10  $\Omega$  je maximální proud 500 mA, což zajistí, že ventil je s jistotou zavřen.



Obrázek 18: Schéma převodníku napětí - proud s využitím D/A převodníku MCP4921

### Tlakový senzor

Jako měřicí tlakový senzor byl zvolen MPX5050, s výstupním napěťovým rozsahem 0,2 V (při 0 kPa) a 4,7 V (při 50 kPa). Tlakový rozsah senzoru je tedy 0-375 mmHg, což je dostatečná rezerva pro naše použití. Převodní charakteristika je lineární, dle rovnice

$$U = 0,012 \cdot P + 0,2, \quad (20)$$

kde  $P$  je tlak [mmHg] a  $U$  je naměřená hodnota napětí [V].

Napájecí napětí je 5 V a maximální odběr proudu 7 mA.

### Diferenciální tlakový senzor

Ve fázi ověřování funkčnosti byl použit diferenciální tlakový senzor MP3V5004G, který má rozsah 0 – 30 mmHg, při výstupním napětí 0,6 – 3 V.

Převodní charakteristika vyplývá z rovnice

$$U = 0,08 \cdot P + 0,6, \quad (21)$$

kde  $P$  je tlak [mmHg] a  $U$  je naměřená hodnota napětí [V].

Následně ve fázi testování byl nejprve přesnější senzor MPX7002, který má při výstupním napětí 0,5 – 4,5 V rozsah  $\pm 15$  mmHg.

Převodní charakteristika je

$$U = 0,133 \cdot P + 2,5, \quad (22)$$

kde  $P$  je tlak [mmHg] a  $U$  je naměřená hodnota napětí [V].

Napájecí napětí je 5 V a maximální odběr proudu 10 mA.

Při testování v rámci klinické studie bude použit ještě přesnější senzor od firmy Honeywell s rozsahem  $\pm 3,7$  mmHg. Z toho důvodu jsou veškeré ochranné algoritmy v softwarovém řízení nastavené právě pro tento senzor. Napájecí napětí je 5 V a maximální odběr proudu 2,7 mA.

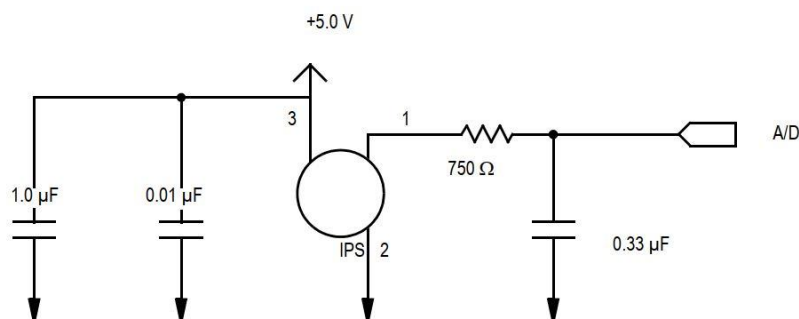
### Vzduchový rezervoár

Vzduchový rezervoár slouží k udržení suprasystolického tlaku ve chvíli pneumatického oddělení obvodu a zajistí, že úniky systému nejsou tolik znatelné.

### 3.1.2.2 ELEKTRONICKÁ ČÁST

#### Filtrace

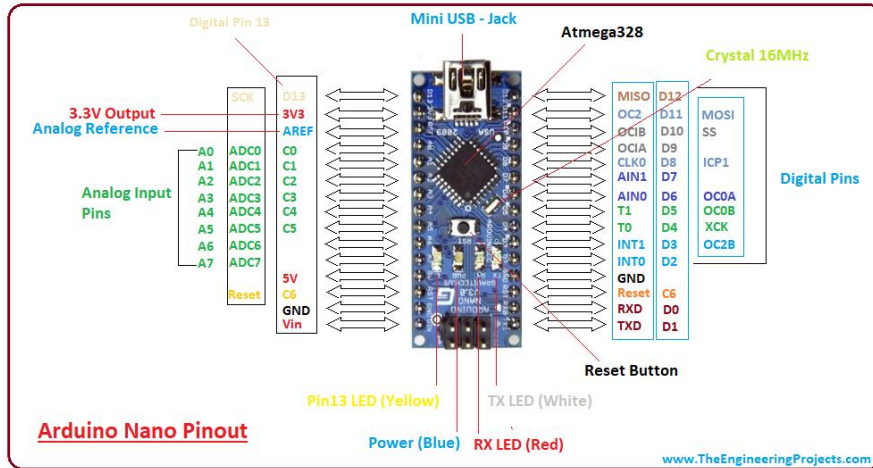
Signály z jednotlivých senzorů jsou před vstupem do mikrokontroleru filtrovány dolní propustí. Mezní frekvence je díky použití  $750 \Omega$  rezistoru a  $0,33 \mu\text{F}$  kapacitoru nastavena na 650 Hz, dle doporučení výrobce. [25]



Obrázek 19: Schéma zapojení DP filtru k senzoru MPX5050 [25]

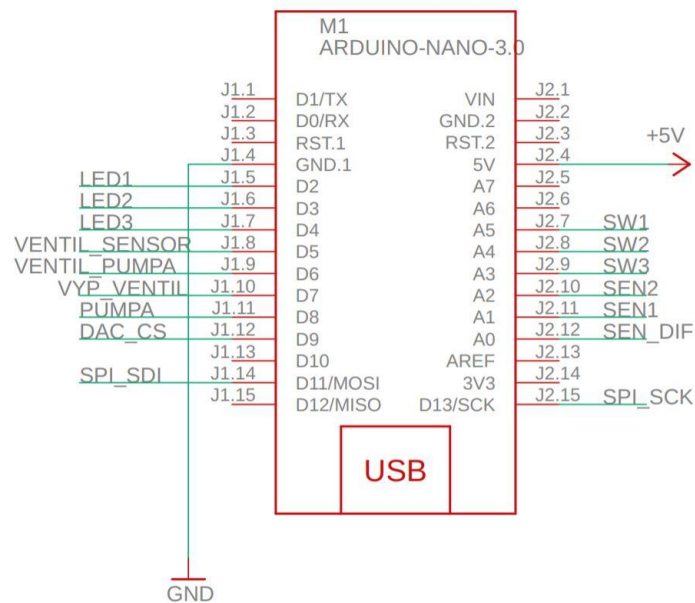
## Mikrokontroler

Jako mikrokontroler slouží Arduino Nano s procesorem ATmega328. Arduino má 14 digitálních vstupů/výstupů, z toho 6 s řízením PWM, a 8 analogových vstupů. A/D převodník Arduina je 10-bitový, tj. má k dispozici 1024 úrovní. Rychlost procesoru je 16 MHz. Napájecí napětí vývojového modulu je 5 V.



Obrázek 20: Pinout Arduino nano [26]

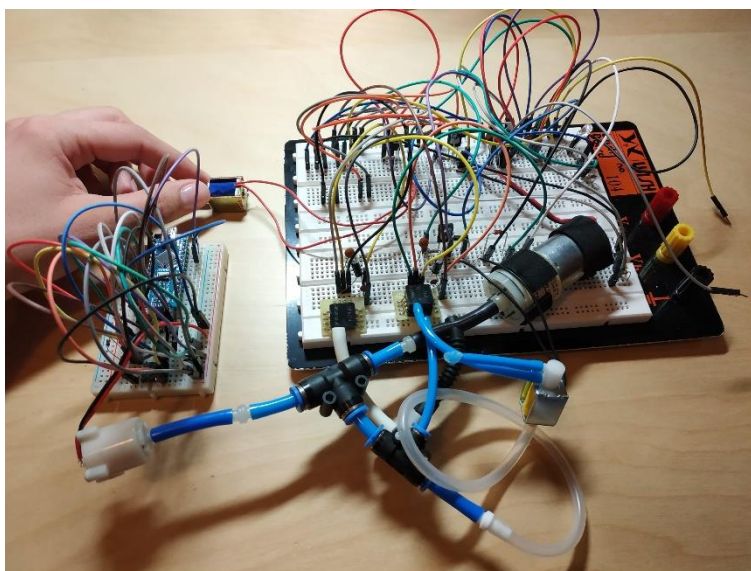
Pro použité rozhraní SPI jsou důležité piny 9 (SS), 11 (MOSI) a 13 (SCK). Dále bylo nutné neopomenout připojení motoru na pin, který umí PWM. Zapojení pinů v realizovaném zařízení, viz Obrázek 21. Komunikace Arduina s PC probíhá přes rozhraní USB mini.



Obrázek 21: Pinout Arduino - realizované zařízení

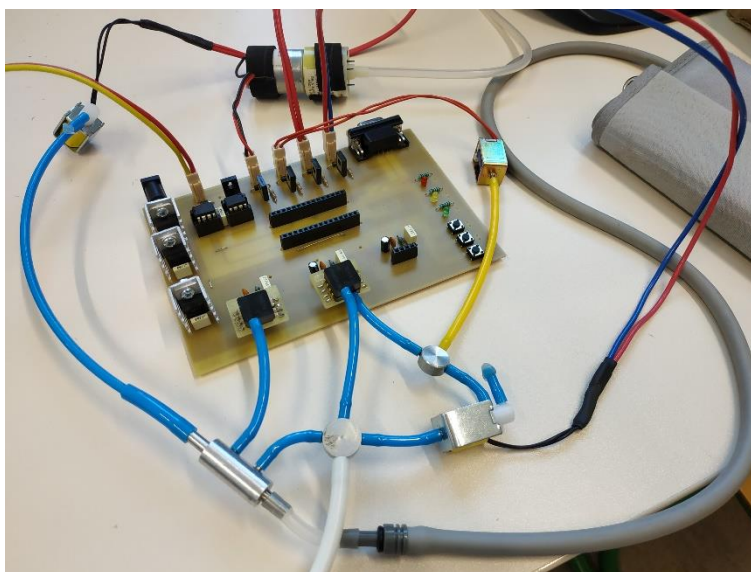
### 3.1.3 Postup oživení

Hardware byl nejprve realizován na nepájivém poli, kde bylo otestováno, že jednotlivé funkční celky fungují a komunikují.



Obrázek 22: Testování na napájecím poli

Po ověření zapojení byla navržena deska plošných spojů, která byla osazena a oživena.



Obrázek 23: Osazená a zapájená deska plošných spojů

Při prvním oživení bylo nejprve opět ověřeno, že všechny komponenty fungují a komunikují. Diody byly ověřeny intervalovým blikáním. Tlačítka následovně pomocí diod, kdy se dioda rozsvěcela v závislosti na stisku tlačítka. Vzduchová pumpa byla ověřena natlakováním manžety a vypouštěcí ventil pak manžetu vypustil.

Při nafukování manžety byl následně monitorován i analogový signál z tlakového senzoru. Současným připojením na manometr byly nalezeny koeficienty kalibrační rovnice pro převod naměřených hodnot v rozmezí 0 – 1024 (Arduino používá 10-bitový A/D převodník) na tlak, viz. kapitola Kalibrace.

Uzavírací ventil byl ověřen sepnutím, které je zřetelně slyšitelné. Následně bylo vyzkoušeno rozepnutí pneumatického obvodu pomocí tohoto ventilu a proběhlo měření změn tlaku na jedné straně pomocí diferenciálního senzoru. V tomto případě byl ještě použit z bezpečnostních důvodů diferenciální senzor MPX5004 s rozsahem  $\pm 30$  mmHg. Obvod byl natlakován na 25 mmHg, poté byl uzavírací ventil sepnut a obvod na straně manžety byl vypuštěn. Po celou dobu byl sledován průběh analogového signálu z diferenciálního senzoru.

Ověření řízení regulačního ventilu proběhlo nastavováním různého vstupního napětí při současném měření protékajícího proudu, který při znalosti použitého snímacího rezistoru jasně vychází z Ohmova zákona.

V případě jakékoliv nefunkčnosti ověřovaných prvků, bylo postupně proměřeno napětí na jednotlivých prvcích snímaného obvodu a následně nalezen problém. Ten se obvykle nacházel pouze v softwarové části.

### **3.1.4 Kalibrace**

Kalibrace byla provedena pomocí přístroje FLUKE Biomedical ProSim 8, a to především u normálních tlakových senzorů.

Co se týče diferenciálních senzorů, byla kalibrace provedena jen u senzoru MPX5004, který nám to jako jediný svým rozsahem dovoluje. To proto, že nejmenší hodnota, na kterou kalibrační zařízení (přístroj FLUKE ProSim8) umožňuje tlakovat pneumatický systém, je 15 mmHg.



Vzhledem k účelu použití naměřených dat z diferenciálního senzoru, kdy se bude vypočítávat časové zpoždění mezi přímou a odraženou vlnou, je zřejmé, že hodnota tlaku není úplně zásadní. Proto můžeme kalibraci diferenciálních senzorů s malým rozsahem prozatím zanedbat.

Při kalibraci normálních tlakových senzorů byl systém postupně tlakován referenčním přístrojem na hodnoty 50 až 250 mmHg s krokem 50 mmHg a sledována odpovídající úroveň snímaná A/D převodníkem Arduina. Pro každý senzor tak vznikla lineární převodní charakteristika, viz rovnice (25) a (26), na základě naměřených dat, viz Tabulka 4 a Tabulka 5.

*Tabulka 4: Naměřená data pro kalibraci senzoru A*

<b>Hodnota tlaku na referenčním přístroji [mmHg]</b>	<b>Nasnímaná úroveň x A/D převodníkem Arduina</b>
<b>0</b>	44
<b>51,3</b>	168
<b>101,1</b>	290
<b>151,3</b>	412
<b>201,2</b>	535
<b>251,0</b>	657

Převodní charakteristika tlakového senzoru A (viz Obrázek 15) je

$$P = \frac{x - 43,17}{2,44}, \quad (23)$$

kde  $x$  je naměřená úroveň z A/D převodníku a  $P$  je odpovídající hodnota tlaku.

Tabulka 5: Naměřená data pro kalibraci senzoru B

Hodnota tlaku na referenčním přístroji [mmHg]	Nasnímaná úroveň x A/D převodníkem Arduina
0	44
51,3	168
101,1	290
151,3	412
201,2	535
251	657

Převodní charakteristika pro tlakový senzor B (viz Obrázek 15) je

$$P = \frac{x - 44,22}{2,44}, \quad (24)$$

kde  $x$  je naměřená úroveň z A/D převodníku a  $P$  je odpovídající hodnota tlaku.

V případě diferenciálního senzoru byl systém tlakován na hodnoty 15 až 30 mmHg s krokem 5 mmHg, viz Tabulka 6.

Tabulka 6: Naměřená data pro kalibraci diferenciálního senzoru

Hodnota tlaku na referenčním Přístroji [mmHg]	Nasnímaná úroveň x A/D převodníkem Arduina
0	223
16,9	679
22	820
26,9	953
31,8	1024

Převodní charakteristika pro diferenciální senzor MPX5004 (viz Obrázek 15) je

$$P = \frac{x - 229,89}{26,06} \quad (25)$$

kde  $x$  je naměřená úroveň z A/D převodníku a  $P$  je odpovídající hodnota tlaku.

Dále byla během kalibrace ověřována rychlost nafukování a vyfukování. Resp. bylo hledána taková PWM pro řízení vzduchové pumpy, aby odpovídala rychlost nafukování 2-3 mmHg/s, obdobně byla hledána taková hodnota vstupní úrovně napětí na D/A převodníku, aby rychlost vyfukování regulačním ventilem odpovídala rychlosti 2-3 mmHg/s.

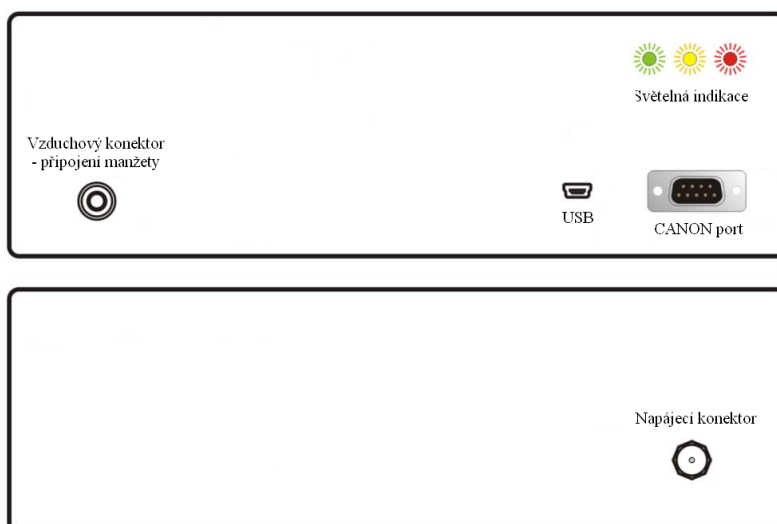
Vzhledem k tomu, že nafukování i vyfukování má exponenciální průběh, nastavením jedné hodnoty se nedá zajistit konstantní průběh. Řešení je dále diskutováno v kapitole Diskuze.

### 3.1.5 Konstrukční řešení

Zařízení je realizováno v plastové krabici, ve které je integrována jak pneumatická, tak elektronická část.

Veškeré hadičky použité v pneumatické části byly vybrány dostatečně rigidní, aby svou pružností netlumily snímaný signál, který je v rozsahu desetin – jednotek mmHg.

Na přední panel jsou přes 9-pinový CANON konektor vyvedeny analogové signály ze všech 3 tlakových senzorů. Dále je na panel vyveden vzduchový konektor na připojení manžety, USB port pro komunikaci s počítačem a 3 diody, které indikují stav měření. Na zadní panel je pak přiveden konektor na napájení.



Obrázek 24: Přední a zadní panel přístroje

Zařízení je napájeno 9V síťovým adaptérem, jehož napětí je následně stabilizováno na 5 a 6 V a tlakové senzory jsou napájeny externě z vestavěné 9V baterie se stabilizací na 5 V.

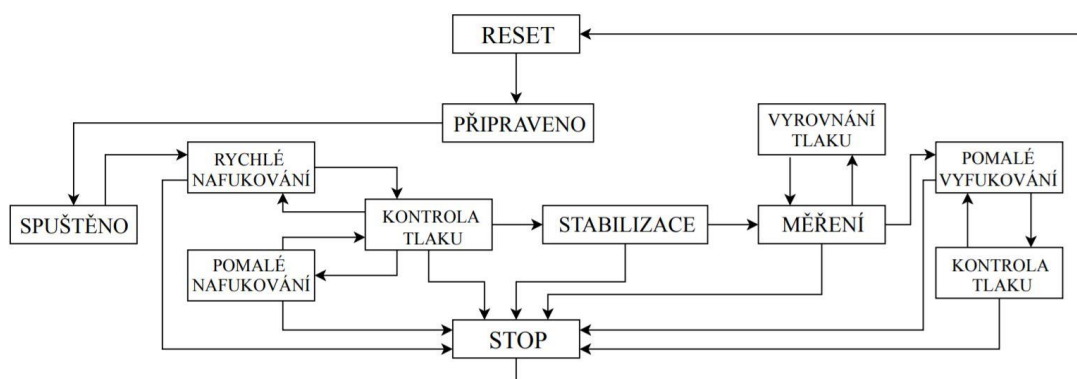
Baterie pro napájení senzorů je uložena uvnitř krabičky. Deska plošných spojů je jednovrstvá s externími chladiči, které jsou upevněny na všechny 3 stabilizátory napětí.

## 3.2 SOFTWARE

Pro vývoj softwaru bylo využito prostředí Arduino IDE 1.8.8, které je dostupné ke stažení zdarma. Softwarová aplikace řídí celý proces měření. Pro nahrávání naměřených dat je potřeba mít zařízení připojené přes USB rozhraní k PC nebo vést analogová data z CANON zásuvky do zařízení Biopac. popř. obojí.

### 3.2.1 Stavový automat

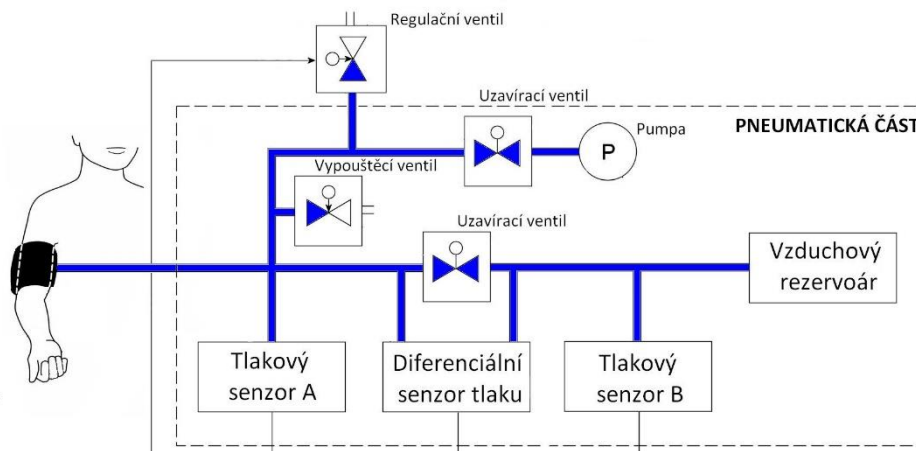
Řízení funguje na principu stavového automatu, tedy zařízení se vždy nachází v jednom stavu, ze kterého přechází do stavu jiného pouze v případě, že nastane měnící podmínka. V případě, že taková podmínka nenastane, setrvává systém v aktuálním stavu.



Obrázek 25: Schéma stavového automatu

Po zapnutí přístroje se nachází ve stavu „Spuštěno“ ve kterém systém čeká na výběr režimu (pomalý/rychlý) a stisk tlačítka START.

Po stisknutí tlačítka systém přechází do stavu „Rychlé nafukování“ kdy se zavrou regulační a vypouštěcí ventil a spustí se vzduchová pumpa, která tlakuje celý pneumatický obvod, viz Obrázek 26.



Obrázek 26: Stav nafukování pneumatického obvodu. Modře vyznačena tlakovaná část

Přístroj okamžitě přechází do stavu „Kontrola tlaku“. V tomto stavu proběhne rozhodnutí na základě aktuální hodnoty tlaku senzoru A. Rozhodovací tabulka viz. níže.

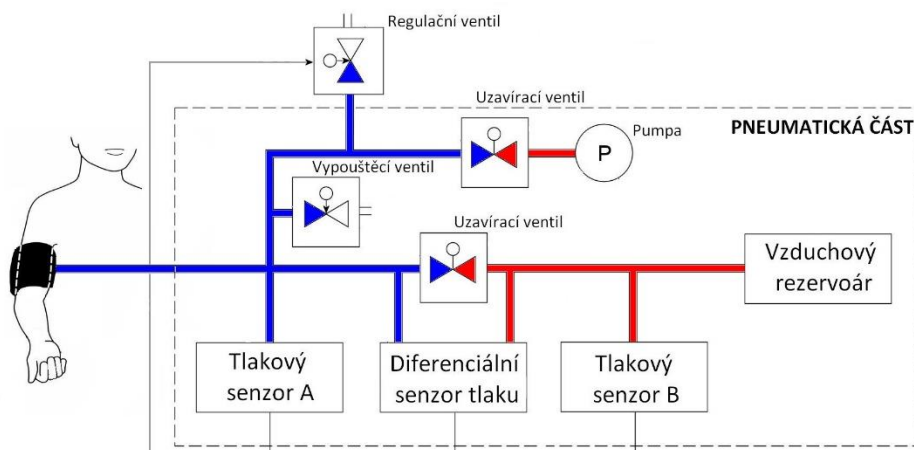
Tabulka 7: Rozhodovací podmínky ve stavu „Kontrola tlaku“

POMALÝ REŽIM		RYCHLÝ REŽIM	
Hodnota tlaku	STAV	Hodnota tlaku	STAV
tlak < 30	RYCHLÉ NAFUKOVÁNÍ	Tlak < suprasystolický tlak	RYCHLÉ NAFUKOVÁNÍ
tlak > 30 < suprasystolický tlak	POMALÉ NAFUKOVÁNÍ	Tlak > suprasystolický tlak	STABILIZACE
tlak > suprasystolický tlak	STABILIZACE		

V případě stavu „Pomalé nafukování“ je obdobně regulační i vypouštěcí ventil uzavřen, ale motor je PWM nastaven na pomalejší nafukování. Opět se z tohoto stavu okamžitě přechází do stavu „Kontrola tlaku“.

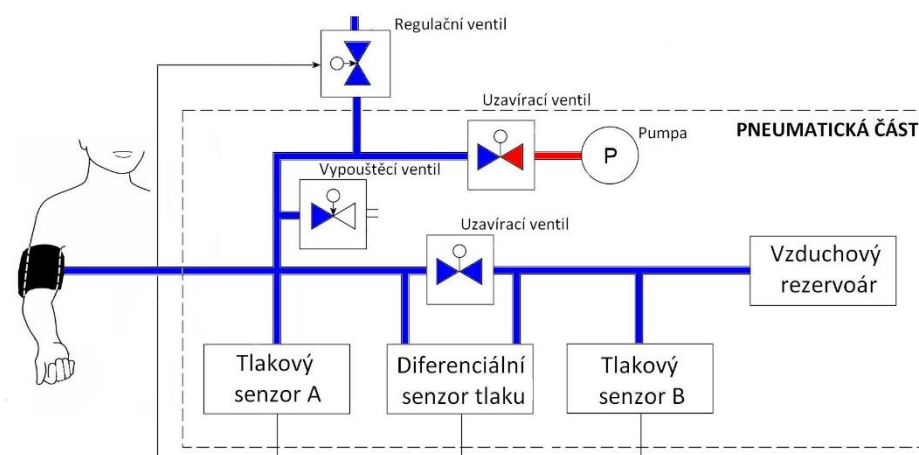
Až je pneumatický obvod natlakován na suprasystolický tlak, přejde systém do stavu „Stabilizace“ kdy se zavírá uzavírací ventil za motorem a probíhá stabilizace systému po dobu 15 sekund.

Po uplynutí této doby systém přechází do stavu „Měření“ kdy se zavírá druhý uzavírací ventil, tj. ventil oddělující obvod a probíhá měření diferenciálním senzorem, které trvá 30 sekund.



Obrázek 27: Stav „Měření“. Modře a červeně znázorněno pneumatické oddělení

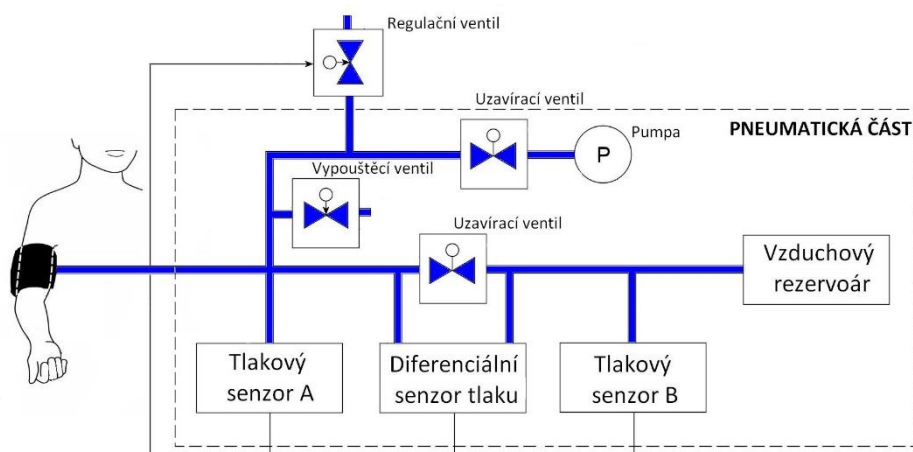
Po ukončení měření se stav mění dle zvoleného režimu. V případě pomalého režimu nastává stav „Pomalé vyfukování“ kdy se v prvé řadě otevře uzavírací ventil rozdělující pneumatický obvod a následně částečně otevře regulační ventil a celý obvod se začne pomalu vyfukovat.



Obrázek 28: Stav „Pomalé vyfukování“. Modře znázorněno vypouštění přes regulační ventil a červeně pneumaticky oddělená část.

Tento stav se opět střídá se stavem „Kontrola tlaku“ až do chvíle, kdy hodnota tlaku klesne pod 30 mmHg.

V takovou chvíli systém přechází do stavu „Stop“, kterým celý proces končí a obvod se okamžitě vyfukuje otevřením vypouštěcího i regulačního ventilu.



Obrázek 29: Stav „STOP“. Modře znázorněno vypouštění pneumatického obvodu přes regulační a vypouštěcí ventil.

Jak je vidět ze schématu (Obrázek 25), z jakéhokoliv stavu se dá přímo dostat do stavu „Stop“ a to stisknutím „STOP“ tlačítka, které slouží v případě nouze k okamžitému ukončení měření a vyfouknutí celého obvodu.

### 3.2.2 Aplikace

Nad rámec zadání diplomové práce byla ve spolupráci se zahraničním studentem kolegou Valentinem Perrierem vytvořena aplikace k jednoduchému ovládní realizovaného zařízení.

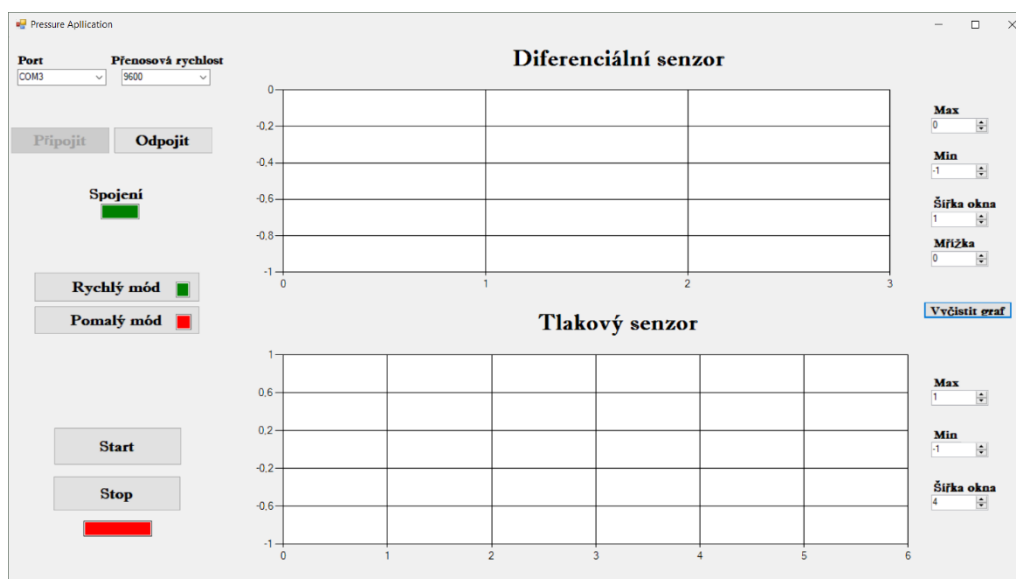
Aplikace byla vytvořena ve vývojovém prostředí Microsoft Visual Studio, které je standardem pro programování aplikací pro Windows. Byl použit programovací jazyk C, který patří mezi vestavěné jazyky Visual Studia.



Aplikace se skládá ze 3 sekcí: levý panel slouží k zajištění spojení, výběru, spuštění a popř. ukončení měření, uprostřed jsou 2 grafy, které zobrazují aktuální hodnoty diferenciálního tlakového senzoru a tlakového senzoru A a nakonec panel vpravo slouží k nastavení dimenzí grafu.

Pro zajištění komunikace aplikace s Arduinem, je nejprve zapotřebí vybrat port, na kterém je Arduino k počítači připojeno a zvolit přenosovou rychlost. Tato volba se nachází v aplikaci v levém panelu nahoře, viz Obrázek 30. Poté je po stisknutí tlačítka „Připojit“ navázáno spojení a kontrolka „Spojení“ se rozsvítí zeleně.

Dále je jednoduše vybrán režim měření (rychlý/pomalý) a po stisku tlačítka „Start“ začne probíhat měření. Stiskem tlačítka „Stop“ naopak měření kdykoliv ukončíme. Kontrolka pod těmito tlačítky indikuje stav „Spuštěno/Zastaveno“.



Obrázek 30: Ovládací aplikace

### 3.3 Ověření funkčnosti

#### 3.3.1 Test těsnosti

Těsnost systému byla velmi důležitým bodem konstrukčního řešení sestrojovaného zařízení. Test těsnosti probíhal pomocí Leak Testu přístroje FLUKE Biomedical ProSim8, který natlakoval pneumatický obvod sestrojeného zařízení na hodnotu 200 mmHg a následně sledoval pokles tlaku po dobu 1 minuty. Toto měření bylo zopakováno desetkrát po sobě. Výsledky můžeme vidět v tabulce.

V době měření těsnosti byl uzavírací ventil oddělující pumpu od zbytku obvodu, z již dříve zmíněných úniků tlaku na tomto prvku, uzavřen. Dále byl uzavřen vypouštěcí a regulační ventil. Druhý uzavírací ventil, tj. ventil oddělující pneumatický obvod v době měření, byl otevřen.

Tabulka 8: Měření těsnosti systému

Měření	Těsnost [mmHg/min]
1	1,6
2	1,3
3	1,4
4	1,2
5	1,1
6	0,9
7	1,0
8	0,8
9	0,9
10	1,2

Průměrný únik pneumatického obvodu je tedy 1,14 mmHg se směrodatnou odchylkou 0,238 mmHg.

### 3.2.2 Statický test

V rámci statického testu byla testována přesnost měření senzoru A a B. Test proběhl opět pomocí přístroje FLUKE Biomedical ProSim8, tentokrát pomocí testu Pressure Source. Pro testování každého senzoru byla nastavena hodnota referenčního tlaku od 60 mmHg do 200 mmHg s krokem 20 mmHg. Výsledky testu viz Tabulka.

Tabulka 9: Ověření přesnosti senzoru A

Referenční hodnota tlaku [mmHg]	Naměřená hodnota tlaku Senzor B [mmHg]	Hodnota odchylky $x_i$ [mmHg]
201,1	201,70	0,60
181,3	181,64	0,34
161,1	161,18	0,08
141,1	141,13	0,03
121,1	121,07	-0,03
101,3	100,61	-0,69
81,1	80,97	-0,13
61,1	60,91	-0,19

Průměrná absolutní odchylka je 0,26 mmHg.

Tabulka 10: Ověření těsnosti senzoru B

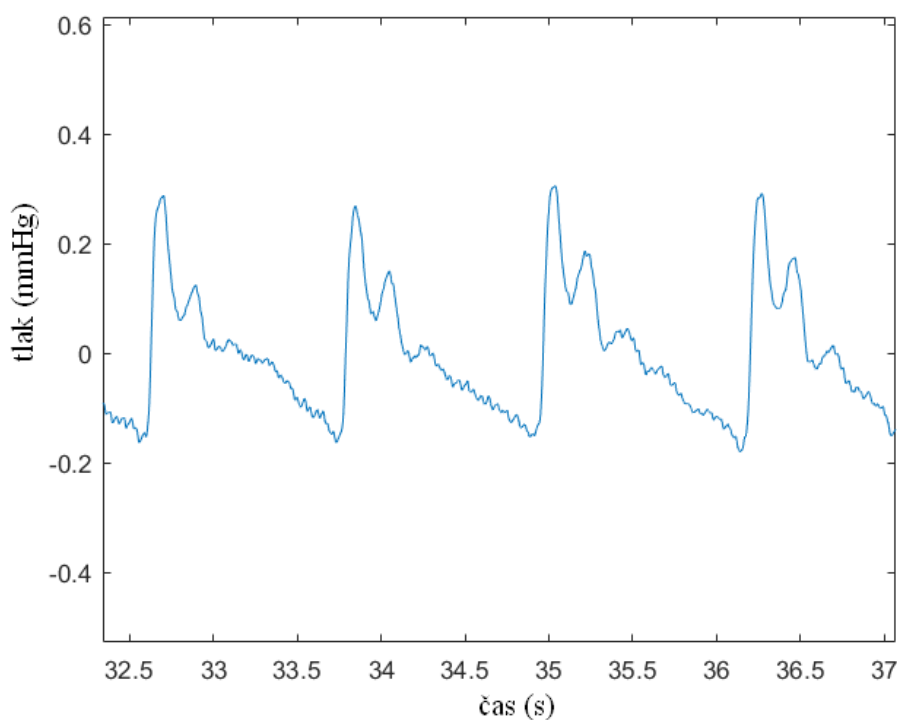
Referenční hodnota tlaku [mmHg]	Naměřená hodnota tlaku Senzor B [mmHg]	Hodnota odchylky $x_i$ [mmHg]
201,1	200,88	-0,22
181,3	180,83	-0,47
161,1	160,33	-0,77
141,2	140,72	-0,48
121,2	120,66	-0,54
101,2	100,61	-0,59
81,1	80,97	-0,13
61,2	60,91	-0,29

Průměrná absolutní odchylka je 0,44 mmHg.

### 3.2.3 Vzorové měření

Vzorové měření bylo provedeno na dobrovolníkovi k ověření, že naměřené oscilometrické pulzace jsou zaznamenány v dostatečné kvalitě pro budoucí použití k výpočtu rychlosti pulzní vlny z detekovaných špiček přímé a odražené tlakové vlny.

Obrázek 31 ukazuje tlakové oscilace naměřené vytvořeným přístrojem za použití diferenčního senzoru MPX7002. Z obrázku je patrné, že v naměřeném a zpracovaném signálu jsou jednotlivé tlakové pulzace jasně rozeznatelné a jejich časové rozlišení je dostatečné pro potřeby měření časového zpoždění jednotlivých vln.



Obrázek 31: Vzorové měření oscilometrických pulzací

Pro účel zobrazení bylo potlačeno kolísání izolínie a naměřený signál byl vyfiltrován klouzavým průměrem o velikosti okna  $n = 10$ .

## 4 VÝSLEDKY

---

V rámci návrhu a realizace zařízení bylo navrženo funkční schéma zapojení elektrického obvodu, vytvořena deska plošných spojů a realizována konstrukce zařízení.

Pneumatický obvod realizovaného zařízení je tlakován pumpou na suprasystolický tlak, na kterém je uzavřen uzavírací ventil, který rozděluje pneumatický obvod na dvě větve. Na každé větvi je pak tlakový senzor pro měření aktuální hodnoty tlaku, které jsou neustále porovnávány v rámci ochrany citlivého diferenciálního senzoru. Obě větve následně vedou do diferenciálního senzoru, což umožňuje snímat oscilometrické pulzace z manžety natlakované na suprasystolický tlak. Po konstrukční realizaci zařízení byla provedena kalibrace, kterou byly nalezeny převodní charakteristiky pro jednotlivé senzory. V rámci ověření funkčnosti byla ověřena těsnost zařízení. Průměrný pokles tlaku v pneumatické části je 14 mmHg/min. Dále byl proveden statický test, kterým byla testována přesnost měření – u žádného senzoru nepřesáhla hodnota absolutní odchylky 1 mmHg, což lze považovat za dostatečné.

Zařízení je konstruováno do krabičky, která má vyvedený USB kabel pro komunikaci s počítačem, 9-pinový CANON port pro přenos analogových signálů jednotlivých senzorů do přístroje Biopac, napájecí konektor pro 9V síťový kabel a vzduchový konektor pro připojení manžety.

K zařízení byla vytvořena softwarová aplikace v prostředí Microsoft Visual Studio, která umožňuje jeho jednoduché ovládání z PC.

Vzorovým měřením bylo ověřeno, že naměřené oscilometrické pulzace jsou v dostatečné kvalitě, a tudíž vhodné pro následný výpočet rychlosti šíření pulzní vlny.



## 5 DISKUZE

---

Hlavním výsledkem této diplomové práce je návrh a realizace zařízení k měření oscilometrických pulzací pomocí diferenciálního tlakového senzoru, připojeného na manžetu natlakovanou na suprasystolický tlak. Zařízení bylo ověřeno na přesnost měření a těsnost a jeho funkčnost byla ověřena měřením na dobrovolníkovi a záznamem jeho oscilometrických pulzací v dostatečné kvalitě.

Realizovaný prototyp přístroje k měření oscilometrických pulzací bude součástí klinické studie, která proběhne letos v červnu ve Všeobecné fakultní nemocnici v Praze. Tato klinická studie probíhá v rámci testování patentu, který byl na metodu měření oscilometrických pulzací pomocí přesného diferenciálního senzoru získán týmem Ing. Vratislavem Fabiánem, Ph.D., Ing. Václavem Křemenem, Ph.D. a Ing. Martinem Dobiášem, Ph.D. pod záštitou Fakulty elektrotechnické Českého vysokého učení technického v Praze.

V rámci klinické studie budou oscilometrické pulzace z realizovaného zařízení synchronizovány s přesnými, invazivně získanými daty z katetru, zavedeného do kořene aorty. Takto získaná data budou následně použita k sestavení algoritmu, který pomůže v budoucnu vzniknout zařízení pro automatické neinvazivní snímání měření rychlosti pulzní vlny a centrálního aortálního tlaku.

První problematikou, která musela být řešena již při konstrukci realizovaného zařízení, byla těsnost. Vzhledem k použití diferenciálního senzoru, který má malý rozsah ( $\pm 3,7$  mmHg), bylo potřeba zajistit co nejmenší úniky. Toho bylo dosaženo nalezením největších netěsností a jejich minimalizací. Byla vybrána manžeta s co nejmenšími úniky (na základě měření), dále pumpa byla oddělena od zbytku obvodu ventilem, který je během měření uzavřen a v neposlední řadě byla zajištěna dokonalá těsnost spojů. Dokonalé těsnosti spojů bylo dosaženo použitím spojovacích trnů, které jsou záměrně o něco širší, než je vnitřní průměr použitých hadiček, přičemž hadičky byly nasazeny na trny pomocí horkovzdušné pistole. Takto realizovaný pneumatický obvod má úniky 1,14 mmHg/min.

V případě, kdy probíhá měření a obvod je rozdělen na dvě větve, jsou však úniky znatelnější, především z důvodu menšího objemu jednotlivých větví oproti celkovému objemu pneumatické části. Diferenciální senzor je proto dále chráněn ventilem, zajišťujícím vyrovnání tlaku mezi větvemi, pro případ, že rozdíl tlaků v těchto místech přesáhne hodnotu 3 mmHg.

Minimální rušení použitých senzorů bylo zajištěno jejich napájením z 9V baterie, místo společného napájení ze sítě.

V současnosti není časový průběh tlaku v manžetě při tlakování a vypouštění manžety lineární. Exponenciální průběh je způsoben absencí zpětnovazebního řízení tlakování a vypouštění manžety. Tato nelinearita nám pro účely této práce nevadí, nicméně v budoucnu je možné ji řešit softwarově, přidáním zpětnovazebního řízení použitých prvků.



## 4 ZÁVĚR

---

V rámci této diplomové práce bylo navrženo a realizováno zařízení pro automatické snímání oscilometrických pulzací pomocí diferenciálního senzoru, a to z pažní manžety natlakované na suprasystolický tlak.

Bylo ověřeno, že realizované zařízení splňuje všechny zadané požadavky, a že z výstupního signálu bude možné odečítat data pro přesný výpočet rychlosti šíření pulzní vlny.

Zařízení bude v následujících měsících testováno v rámci klinické studie na operačním sále Všeobecné fakultní nemocnice v Praze, kde budou data dále synchronizována s přesnými, invazivně získanými daty z katetru. V budoucnu by díky tomu mělo vzniknout zařízení, které bude umět zcela neinvazivně, automaticky měřit rychlost šíření pulzní vlny (PWV) a centrální krevní tlak.

Díky neinvazivnímu, automatickému měření těchto parametrů a jednoduché, levné realizaci přístroje, by byl význam takového zařízení v predikci kardiovaskulárních onemocněním obrovský.



## REFERENCE

---

- [1] J., Dvořák, Havlík J., Fabián V. Zařízení pro měření hemodynamických parametrů. *Urgentní medicína* [online]. 2012, , 7 [cit. 2019-05-05]. Dostupné z: <https://docplayer.cz/15582556-Zarizeni-pro-mereni-hemodynamickych-parametru.html>
- [2] JEŽEK, Filip. *Simulation of Flow and Pressure Pattern in Patients with Different Body Size Supported by Pulsatile Ventricular Assist Devices* [online]. Praha, 2010 [cit. 2019-05-05]. Dostupné z: <https://cyber.felk.cvut.cz/theses/papers/117.pdf>. Master thesis. Czech Technical University. Vedoucí práce MUDr. Ing. David Macků.
- [3] *Anatomy and Physiology* [online]. 2013. Texas: OpenStax, 2013 [cit. 2019-05-05]. ISBN 978-1-947172-04-3. Dostupné z: <https://cnx.org/contents/A4QcTJ6a@3/Blood-Flow-Blood-Pressure-and-Resistance>
- [4] BENEŠOVÁ, Lenka. *Oscilometrické měření krevního tlaku* [online]. Brno, 2017 [cit. 2019-05-05]. Dostupné z: [https://www.vutbr.cz/www\\_base/zav\\_prace\\_soubor\\_verejne.php?file\\_id=151248](https://www.vutbr.cz/www_base/zav_prace_soubor_verejne.php?file_id=151248). Bakalářská práce. Vysoké učení technické v Brně. Vedoucí práce Ing. Tomáš Šikner.
- [5] DAVID, Jakub. *Stanovení hemodynamických parametrů* [online]. Praha, 2014 [cit. 2019-05-05]. Dostupné z: <https://dspace.cvut.cz/handle/10467/24367>. Diplomová práce. ČVUT. Vedoucí práce Ing. Jan Havlík, Ph.D.
- [6] MATERA, Lukáš. *Analýza slabých tlakových pulzací při suprasystolickém tlaku* [online]. Praha, 2017 [cit. 2019-05-05]. Dostupné z: <https://dspace.cvut.cz/handle/10467/68535>. Diplomová práce. ČVUT. Vedoucí práce Ing. Vratislav Fabián, Ph.D.
- [7] TUČEK, Martin. *Studie objemově-tlakových charakteristik manžet pro měření krevního tlaku* [online]. Praha, 2014 [cit. 2019-05-05]. Dostupné z: <https://dspace.cvut.cz/handle/10467/24599>. Diplomová práce. ČVUT. Vedoucí práce Ing. Jan Havlík, Ph.D.
- [8] ROZMAN, Jiří. *Elektronické přístroje v lékařství*. Praha: Academia, 2006. Česká matice technická (Academia). ISBN 80-200-1308-3.

[9] DVOŘÁK, Jan. *Zařízení pro měření hemodynamických parametrů* [online]. Praha, 2012 [cit. 2019-05-05]. Dostupné z: <https://dspace.cvut.cz/handle/10467/10621>. Diplomová práce. ČVUT. Vedoucí práce Ing. Jan Havlík, Ph.D.

[10] SOUKUP, Ladislav. *Vyhodnocení srdečního výdeje bioimpedanční metodou u pacientů se stimulátorem* [online]. Brno, 2012 [cit. 2019-05-05]. Dostupné z: [https://www.vutbr.cz/www\\_base/zav\\_prace\\_soubor\\_verejne.php?file\\_id=51492](https://www.vutbr.cz/www_base/zav_prace_soubor_verejne.php?file_id=51492). Diplomová práce. Vysoké učení technické v Brně. Vedoucí práce Dr. Ing. Vlastimil Vondra.

[11] ŠNORIK, Jan. *Laboratorní úloha na měření srdečního výdeje* [online]. Ostrava, 2012 [cit. 2019-05-05]. Dostupné z: <http://dspace.vsb.cz/handle/10084/93238>. Bakalářská práce. Vysoká škola báňská - Technická univerzita Ostrava. Vedoucí práce Ing. Marek Penhaker, Ph.D.

[12] MACKOVÁ, Kateřina. *Minutový srdeční výdej, jeho regulace a principy měření* [online]. In: . 2009, s. 19 [cit. 2019-05-05]. Dostupné z: <https://slideplayer.cz/slide/3799975/>

[13] *Stanovení srdečního výdeje* [online]. In: . WikiSkripta, 2019 [cit. 2019-05-05]. ISSN 1804-6517. Dostupné z: [https://www.wikiskripta.eu/w/Stanoven%C3%AD\\_srde%C4%8Dn%C3%ADho\\_v%C3%BDdeje](https://www.wikiskripta.eu/w/Stanoven%C3%AD_srde%C4%8Dn%C3%ADho_v%C3%BDdeje)

[14] KOMINE, Hidehiko, Yoshiyuki ASAI, Takashi YOKOI a Mutsuko YOSHIZAWA. Non-invasive assessment of arterial stiffness using oscillometric blood pressure measurement. *BioMedical Engineering OnLine* [online]. 2012, 11(1) [cit. 2019-05-05]. DOI: 10.1186/1475-925X-11-6. ISSN 1475-925X. Dostupné z: <http://biomedical-engineering-online.biomedcentral.com/articles/10.1186/1475-925X-11-6>

[15] SUN, Cheuk-Kwan. Cardio-ankle vascular index (CAVI) as an indicator of arterial stiffness. *Integrated Blood Pressure Control* [online]. [cit. 2019-05-05]. DOI: 10.2147/IBPC.S34423. ISSN 1178-7104. Dostupné z: <http://www.dovepress.com/cardio-ankle-vascular-index-cavi-as-an-indicator-of-arterial-stiffness-peer-reviewed-article-IBPC>

[16] SHIMAZU, Hideaki. *Method for and Evaluation of the Indirect Measurement of Arterial Stiffness Index* [online]. In: . Department of Physiology, Kyorin University School of Health Sciences [cit. 2019-05-05]. Dostupné z: <http://www.osachi.jp/English/Technology/detail/ASI.html>

- [17] MIYOSHI, Toru a Hiroshi ITO. Assessment of Arterial Stiffness Using the Cardio-Ankle Vascular Index. *Pulse* [online]. 2016, 4(1), 11-23 [cit. 2019-05-05]. DOI: 10.1159/000445214. ISSN 2235-8676. Dostupné z: <https://www.karger.com/Article/FullText/445214>
- [18] GANGULY, Kajal, Pradip GHOSHAL, Santanu DE, Arindam BASU, Auriom KAR. Chapter-034 Central Hemodynamic Parameters as Additional Markers for Cardiovascular Risk Profiling. HIREMATH, Shirish a Niteen DESHPANDE. *CSI: Cardiology Update 2016* [online]. Jaypee Brothers Medical Publishers (P), 2017, 2017, s. 231-236 [cit. 2019-05-05]. DOI: 10.5005/jp/books/13035\_35. ISBN 9789386261922. Dostupné z: <http://www.jaypeedigital.com/Chapter/ChapterDetail/108286>
- [19] FABIÁN, Vratislav. Hemodynamika. In: *Fyzikální čtvrtek* [online]. Praha, 13.10.2011 [cit. 2019-05-05]. Dostupné z: <https://www.slideserve.com/regina/hemodynamika>
- [20] COUTINHO, Thais. Arterial Stiffness and Its Clinical Implications in Women. *Canadian Journal of Cardiology* [online]. 2014, 30(7), 756-764 [cit. 2019-05-05]. DOI: 10.1016/j.cjca.2014.03.020. ISSN 0828282X. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0828282X14001664>
- [21] LANE, H. A., J. C. SMITH a J. S. DAVIES. Noninvasive assessment of preclinical atherosclerosis. *Vascular Health and Risk Management* [online]. 2006 [cit. 2019-05-05]. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC1993970/>
- [22] MUNAKATA, Masanori. Brachial-Ankle Pulse Wave Velocity: Background, Method, and Clinical Evidence. *Pulse* [online]. 2016, 3(3-4), 195-204 [cit. 2019-05-05]. DOI: 10.1159/000443740. ISSN 2235-8676. Dostupné z: <https://www.karger.com/Article/FullText/443740>
- [23] KUO, Chung-Hsien, Chun-Ju WU, Hung-Chyun CHOU, Guan-Ting CHEN a Yu-Cheng KUO. Development of a Blood Pressure Measurement Instrument with Active Cuff Pressure Control Schemes. *Journal of Healthcare Engineering* [online]. 2017, 2017, 1-15 [cit. 2019-05-06]. DOI: 10.1155/2017/9128745. ISSN 2040-2295. Dostupné z: <https://www.hindawi.com/journals/jhe/2017/9128745/>
- [24] Řízení LED sestav. *WIRELI LED* [online]. [cit. 2019-05-11]. Dostupné z: <http://beta.wireliled.cz/aplikacni-poznamky/rizeni-led-sestav/>

[25] REODIQUE, Ador a Warren SCHULTZ. Noise Considerations for Integrated Pressure Sensors. Freescale semiconductor [online]. 2005, 2005(5), 7 [cit. 2019-05-11]. Dostupné z: [https://www.nxp.com/files/sensors/doc/app\\_note/AN1646.pdf](https://www.nxp.com/files/sensors/doc/app_note/AN1646.pdf)

[26] AQUEEL, Adnan. *Introduction to Arduino Nano* [online]. 2018 [cit. 2019-05-11]. Dostupné z: <https://www.theengineeringprojects.com/2018/06/introduction-to-arduino-nano.html>

[27] SILBERNAGL, Stefan a Agamemnon DESPOPOULOS. *Atlas fyziologie člověka: překlad 8. německého vydání*. 4. české vydání. Přeložil Kateřina JANDOVÁ, přeložil Miloš LANGMEIER, přeložil Otomar KITTNAR, přeložil Eduard KURIŠČÁK, přeložil Pavla MLČKOVÁ, přeložil Martina NEDBALOVÁ, přeložil Vladimír RILJAK, přeložil Michal WITTNER. Praha: Grada Publishing, 2016. ISBN 9788024742717.

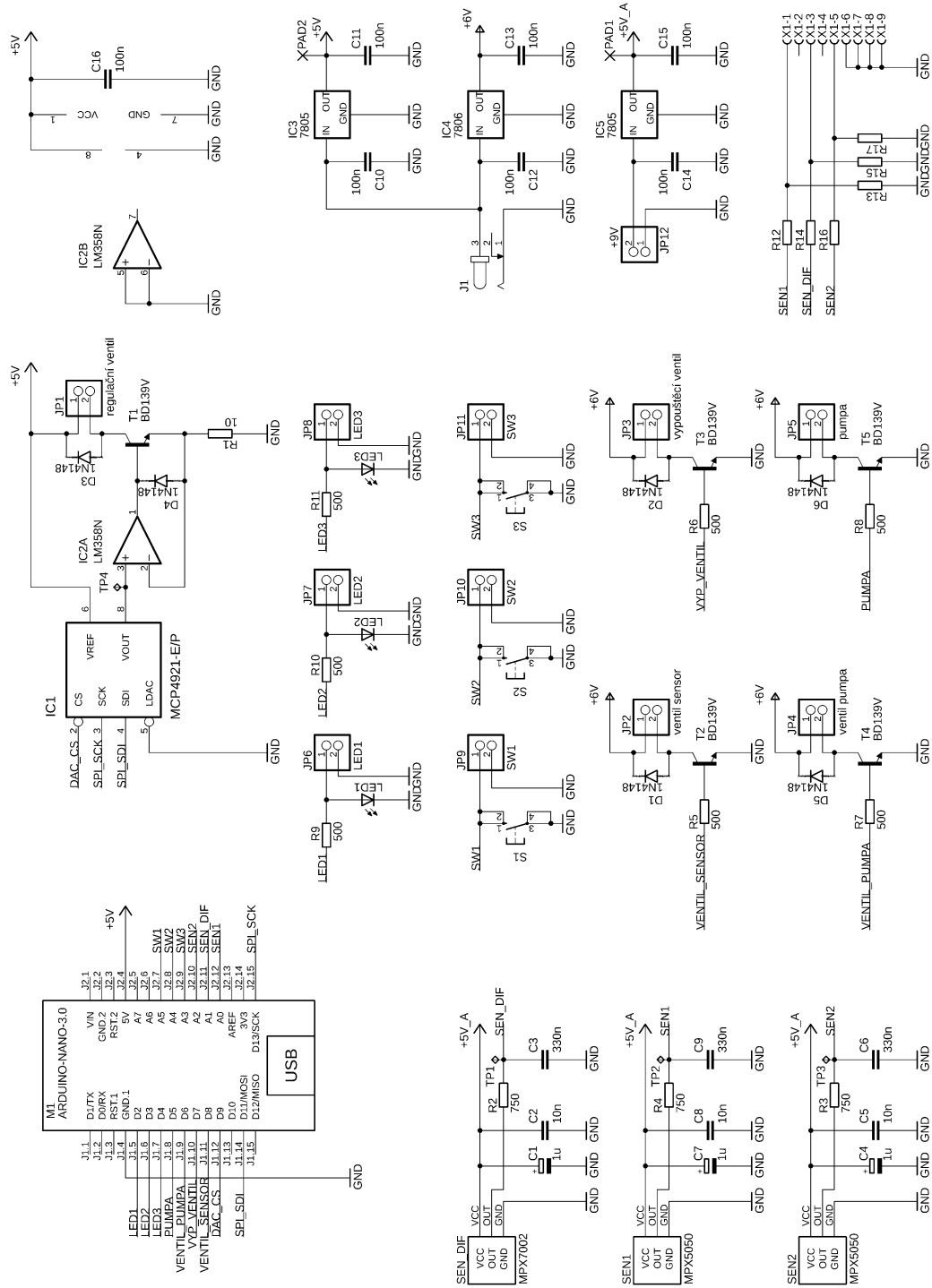
[28] DUERINCKX, Michael. Arduino-MCP492X: MCP4921/MCP4922 Digital to analog converter Arduino library, using SPI.h library[online]. 2017 [cit. 2019-05-21]. Dostupné z: <https://github.com/michd/Arduino-MCP492X>

# PŘÍLOHY

---

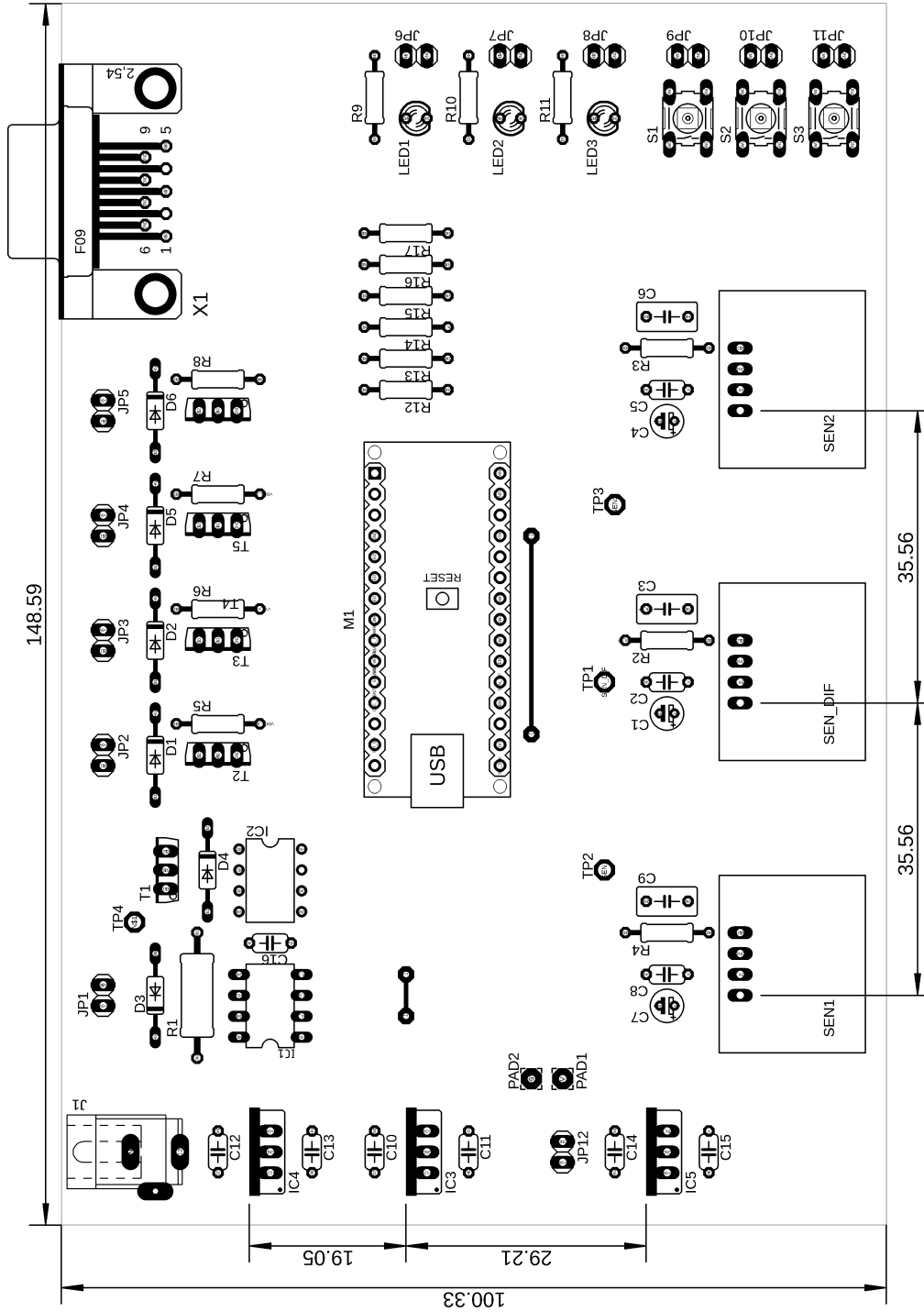
<b>PŘÍLOHA A: SCHÉMA .....</b>	<b>56</b>
<b>PŘÍLOHA B: OSAZOVACÍ PLÁN .....</b>	<b>57</b>
<b>PŘÍLOHA C: DESKA PLOŠNÝCH SPOJŮ.....</b>	<b>58</b>
<b>PŘÍLOHA D: FOTODOKUMENTACE .....</b>	<b>59</b>
<b>PŘÍLOHA E: OBSAH CD .....</b>	<b>60</b>

# PŘÍLOHA A: SCHÉMA

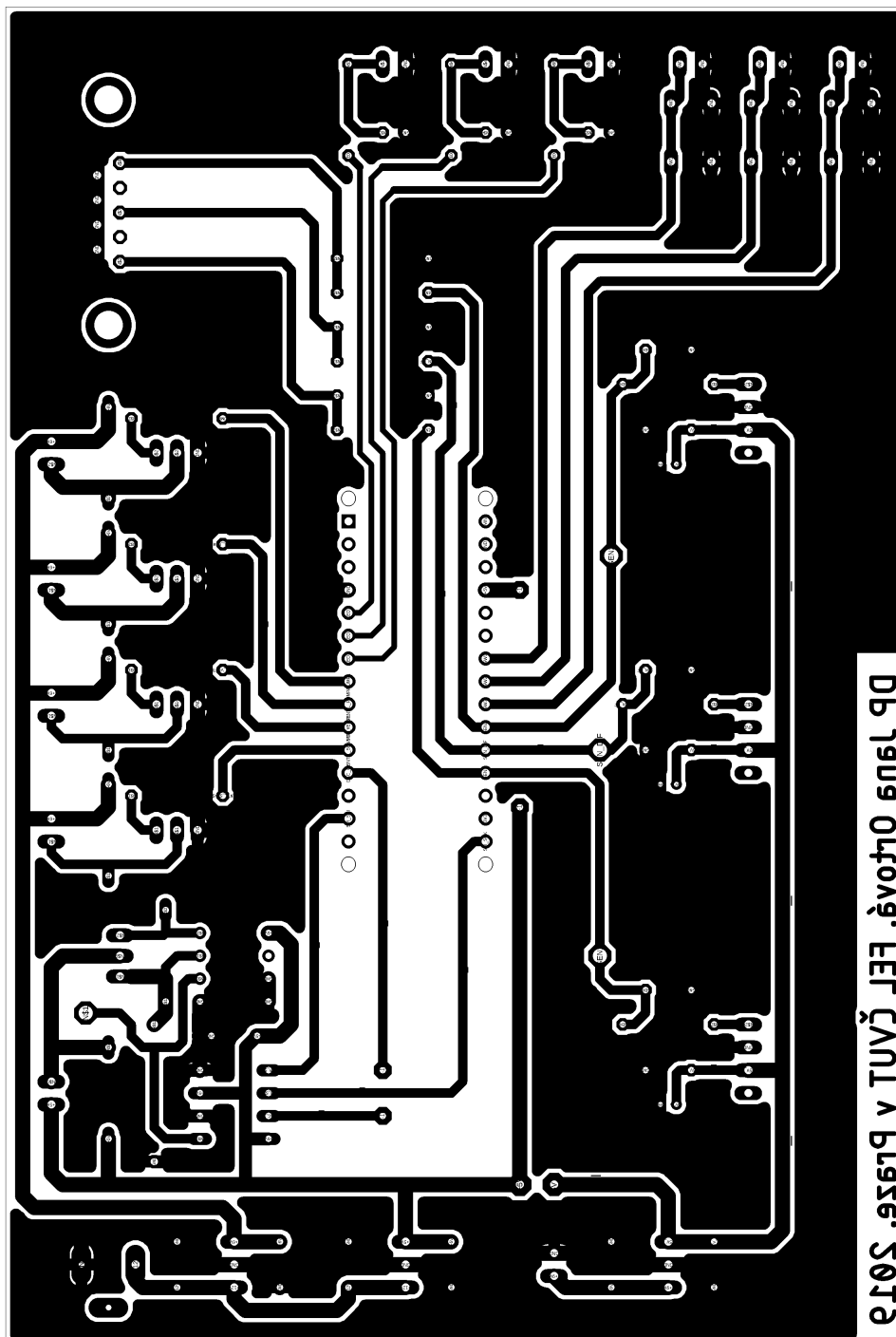




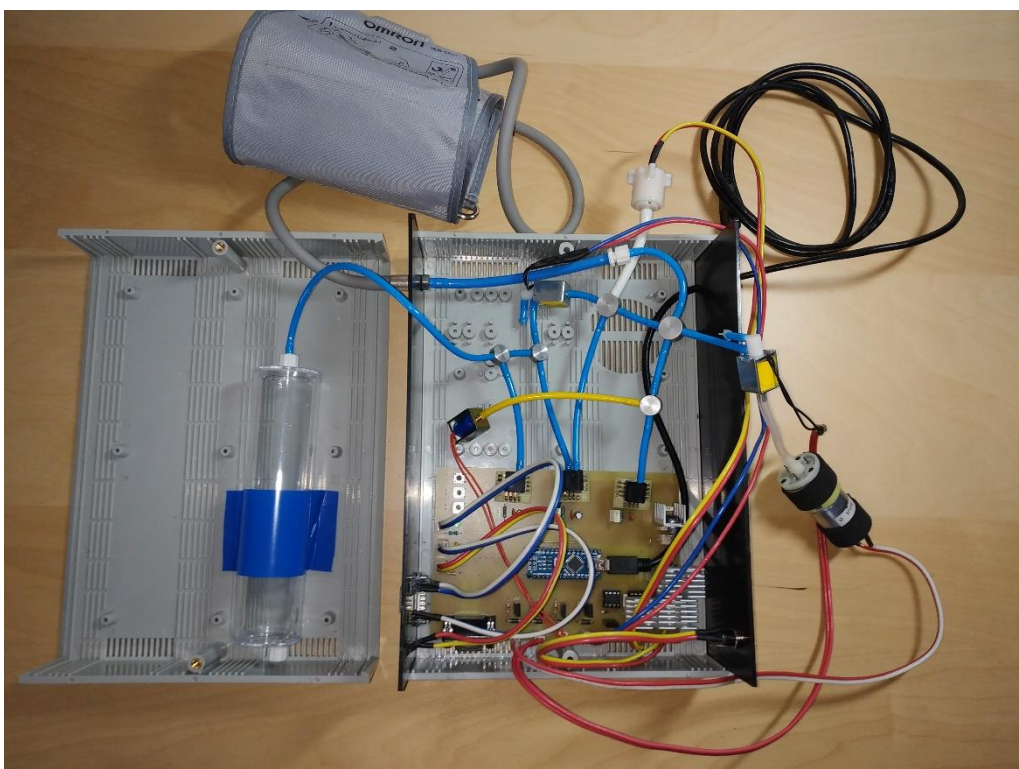
# PŘÍLOHA B: OSAZOVACÍ PLÁN



# PŘÍLOHA C: DESKA PLOŠNÝCH SPOJŮ



## PŘÍLOHA D: FOTODOKUMENTACE



# PŘÍLOHA E: OBSAH CD

Přiložené CD obsahuje:

- text této práce
- ovládací software
  - kód k ovládní realizovaného zařízení vytvořený v prostředí Arduino IDE 1.8.8
  - použité knihovny
- ovládací aplikaci
  - kód k ovládací aplikaci realizovaný v prostředí Microsoft Visual Studio
  - spustitelný .exe soubor