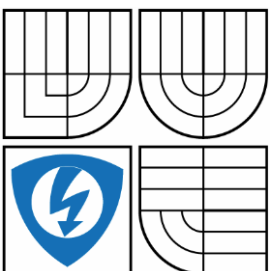


VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY



FAKULTA ELEKTROTECHNIKY A KOMUNIKAČNÍCH  
TECHNOLOGIÍ

ÚSTAV AUTOMATIZACE A MĚŘICÍ TECHNIKY

FACULTY OF ELECTRICAL ENGINEERING AND COMMUNICATION  
DEPARTMENT OF CONTROL AND INSTRUMENTATION

# MĚŘENÍ KREVNÍHO TLAKU V PROSTŘEDÍ LABVIEW

BLOOD PRESSURE MEASUREMENT IN LABVIEW

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

BACHELOR'S THESIS

AUTOR PRÁCE

AUTHOR

MAREK ČERMÁK

VEDOUCÍ PRÁCE

SUPERVISOR

Ing. VRATISLAV HARABIŠ, Ph.D.

BRNO 2015



VYSOKÉ UČENÍ  
TECHNICKÉ V BRNĚ

Fakulta elektrotechniky  
a komunikačních technologií

Ústav automatizace a měřicí techniky

# Bakalářská práce

bakalářský studijní obor  
**Automatizační a měřicí technika**

**Student:** Marek Čermák

**ID:** 145981

**Ročník:** 3

**Akademický rok:** 2014/2015

## NÁZEV TÉMATU:

### Měření krevního tlaku v prostředí LabVIEW

#### POKYNY PRO VYPRACOVÁNÍ:

Cílem práce je: 1) Prostudovat a zpracovat rešerši na téma neinvazivního měření krevního tlaku, především pak metody detekce Korotkovových zvuků. 2) Seznámit se s možnostmi tlakové sondy Vernier a navrhnout vhodný přípravek pro snímání a zesílení Korotkovových zvuků. 3) Navrhnout a implementovat v prostředí LabVIEW program, který umožní automatizované měření krevního tlaku. 4) Navržený program otestovat na dostatečném počtu dobrovolníků. 5) Vyhodnotit přesnost navrženého programu a dosažené výsledky dostatečně diskutovat.

#### DOPORUČENÁ LITERATURA:

[1] WARD, M., LANGTON, J. A. Blood pressure measurement. Continuing Education in Anaesthesia, Critical Care & Pain. 2007, vol. 7, no. 4, pp. 122-126

[2] ASHLEY, K. L. Analog Electronics with LabVIEW, New York: Pearson Education, Inc., 2003

**Termín zadání:** 9.2.2015

**Termín odevzdání:** 25.5.2015

**Vedoucí práce:** Ing. Vratislav Harabiš, Ph.D.

**Konzultanti bakalářské práce:**

**doc. Ing. Václav Jirsík, CSc.**

*Předseda oborové rady*

#### UPOZORNĚNÍ:

Autor bakalářské práce nesmí při vytváření bakalářské práce porušit autorská práva třetích osob, zejména nesmí zasahovat nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a musí si být plně vědom následků porušení ustanovení § 11 a následujících autorského zákona č. 121/2000 Sb., včetně možných trestněprávních důsledků vyplývajících z ustanovení části druhé, hlavy VI. díl 4 Trestního zákoníku č.40/2009 Sb.

## **Abstrakt**

Cílem této práce je navrhnout a vytvořit přípravek pro automatizované měření krevního tlaku auskultační metodou pomocí počítače. Práce obsahuje popis krevního tlaku, jsou zde vysvětleny způsoby jeho monitorování, základní pravidla pro jeho měření a také metody, kterými je možné krevní tlak měřit. V praktické části práce je poté popsán měřicí systém, sloužící k měření krevního tlaku auskultační metodou pomocí počítače. Je zde také zobrazen návrh a realizace mikrofonního předzesilovače. Dále práce obsahuje popis počítačového programu vytvořeného v prostředí LabVIEW, který slouží k měření pomocí dříve popsaného systému. V závěru je pak zhodnocena přesnost celého měřiče.

## **Klíčová slova**

Krevní tlak, Měření krevního tlaku, Neinvazivní měření, Korotkovovy zvuky, Auskultační metoda, LabVIEW

## **Abstract**

The aim of this work is to design and create a product for automated measurement of blood pressure by auscultatory method by using a computer. Thesis contains a description of the blood pressure, also there are explained ways of its monitoring, basic rules for its measurement and the methods by which it is possible to measure blood pressure. In the practical part is described measuring system serving to measuring blood pressure by auscultatory method using a computer. There is also shown a design and realization of microphone preamplifier. The work also includes a description of a computer program created in LabVIEW, which is used to measure by using a previously described system. In the end is evaluated the accuracy of the whole meter.

## **Keywords**

Blood pressure, Blood pressure measurement, Noninvasive measurement, Korotkoff sounds, Auscultatory method, LabVIEW

## **Bibliografická citace:**

ČERMÁK, M. *Měření krevního tlaku v prostředí LabVIEW*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2015. 51 s. Vedoucí bakalářské práce Ing. Vratislav Harabiš, Ph.D..

## **Prohlášení**

Prohlašuji, že svou bakalářskou práci na téma Měření krevního tlaku v prostředí LabVIEW jsem vypracoval samostatně pod vedením vedoucího bakalářské práce a s použitím odborné literatury a dalších informačních zdrojů, které jsou všechny citovány v práci a uvedeny v seznamu literatury na konci práce.

Jako autor uvedené bakalářské práce dále prohlašuji, že v souvislosti s vytvořením této bakalářské práce jsem neporušil autorská práva třetích osob, zejména jsem nezasáhl nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a jsem si plně vědom následků porušení ustanovení § 11 a následujících autorského zákona č. 121/2000 Sb., včetně možných trestněprávních důsledků vyplývajících z ustanovení části druhé, hlavy VI. díl 4 Trestního zákoníku č. 40/2009 Sb.

V Brně dne .....

.....

podpis autora

## **Poděkování**

Děkuji vedoucímu bakalářské práce Ing. Vratislavu Harabišovi, Ph.D. za jeho ochotu, čas a cenné rady, které mi velmi pomohly při tvorbě této práce.

V Brně dne .....

.....

podpis autora

# Obsah

1.	ÚVOD.....	10
2.	KREVNÍ TLAK.....	11
2.1	Hypertenze .....	13
2.2	Hypotenze .....	13
2.3	Proudění krve .....	13
3.	MĚŘENÍ KREVNÍHO TLAKU.....	15
3.1	Neinvazivní nespojité měření krevního tlaku .....	15
3.1.1	Auskultační metoda .....	15
3.1.2	Oscilometrická metoda .....	17
3.2	Neinvazivní spojité měření krevního tlaku .....	18
3.3	Pravidla pro měření krevního tlaku.....	19
3.4	Způsoby monitorování krevního tlaku .....	20
3.4.1	Měření v ordinaci (kauzální měření) .....	20
3.4.2	Ambulantní monitorování.....	20
3.4.3	Domácí měření.....	20
4.	NÁVRH PŘÍPRAVKU PRO MĚŘENÍ KREVNÍHO TLAKU.....	21
4.1	Senzor tlaku krve.....	21
4.2	Fonendoskop .....	22
4.3	Elektretový mikrofón PMOF-6027PN-42UQ.....	23
4.4	Mikrofonní předzesilovač .....	24
4.4.1	OP07 .....	24
4.4.2	Návrh předzesilovače.....	25
4.4.3	Realizace a měření předzesilovače .....	26
4.5	Měřicí karta NI myDAQ .....	28
5.	NÁVRH A REALIZACE VIRTUÁLNÍHO MĚŘIČE KREVNÍHO TLAKU .....	30
5.1	Režim měření .....	31
5.1.1	Inicializace .....	32
5.1.2	Nastavení načítání signálů .....	33
5.1.3	Čekání na měření .....	33
5.1.4	Měření.....	34
5.1.5	Zpracování a zobrazení naměřených hodnot .....	36

5.2	Režim zobrazení.....	39
6.	ZHODNOCENÍ PŘESNOSTI.....	42
6.1	Kalibrace senzoru tlaku krve.....	43
6.2	Měření na vzorku dobrovolníků.....	43
7.	ZÁVĚR.....	46
	Literatura.....	48
	Seznam zkratk a symbolů .....	51
	Seznam příloh .....	52
A.	Příloha.....	53

## Seznam obrázků

Obr. 2.1 - Průběh tlaku krve v tepnách během srdečního cyklu [5] .....	11
Obr. 2.2 - Průměrný krevní tlak v závislosti na věku [9].....	12
Obr. 2.3 - Laminární proudění krve cévou [5].....	13
Obr. 3.1 - Princip auskultační metody [1] .....	16
Obr. 3.2 - Časový průběh signálu z tlakové manžety a jeho zpracování [1] .....	18
Obr. 4.1 - Blokové schéma přípravku.....	21
Obr. 4.2 - Senzor tlaku krve [24] .....	22
Obr. 4.3 - Fonendoskop s elektretovým mikrofonem.....	23
Obr. 4.4 - Vnitřní zapojení mikrofonu včetně vnějšího obvodu [25] .....	23
Obr. 4.5 - OP07 - konfigurace pinů [26].....	24
Obr. 4.6 - Zapojení předzesilovače.....	25
Obr. 4.7 - Zhotovený předzesilovač.....	27
Obr. 4.8 - Průběh frekvenční charakteristiky.....	28
Obr. 4.9 - Měřicí karta NI myDAQ [28].....	29
Obr. 5.1 – Čelní panel režimu měření.....	31
Obr. 5.2 – Inicializace v blokovém diagramu.....	32
Obr. 5.3 – Spouštění měření při poklesu tlaku v manžetě .....	34
Obr. 5.4 - Měření v blokovém diagramu .....	35
Obr. 5.5 - SubVI pro selekci indexů a autopráh .....	37
Obr. 5.6 - SubVI detekce vrcholů .....	37
Obr. 5.7 - SubVI pro odstranění systolických chyb.....	38
Obr. 5.8 - Získání hodnot tlaku.....	39
Obr. 5.9 - SubVI pro výpočet tepové frekvence .....	39
Obr. 5.10 - Čelní panel režimu zobrazení .....	40
Obr. 5.11 - Blokový diagram režimu zobrazení .....	41
Obr. 6.1 – Průběhy z náhodného měření .....	42

# 1. ÚVOD

Tlak krve patří mezi nejdůležitější fyziologické parametry lidského organismu, a proto se stal důležitou součástí lékařských vyšetření. Je to parametr, který je ovlivněn řadou vnějších i vnitřních okolností, a díky tomu se v průběhu dne i celého života neustále mění. Jeho pravidelným monitorováním je možné předcházet řadě onemocnění. Za tímto účelem byla během řady let vynalezena spousta měřících metod, které můžeme rozdělit do dvou základních kategorií. První jsou invazivní metody, kde se měřič tlaku zavádí do krevního řečiště, a druhé jsou neinvazivní metody, u kterých nedochází k narušení tkáně. Tato práce se zaměřuje především na druhou z oněch kategorií.

V teoretické části tedy nejprve bude popsán krevní tlak a pojmy, které se budou v textu dále objevovat. Třetí kapitola je zaměřena na měření krevního tlaku. Jsou v ní zahrnuty základní pravidla pro správné měření, možné způsoby monitorování a především popis měřících metod používaných v praxi.

Následně je již představen měřící řetězec, který slouží k měření krevního tlaku auskultační metodou pomocí počítače. Je zde uvedeno blokové schéma celého měřiče a podrobně rozebrány jeho jednotlivé části.

V programovací části je důkladně popsán vytvořený program pro měření krevního tlaku pomocí počítače. Program je vytvořen v prostředí LabVIEW. Vysvětleny jsou zde jeho základní části a jejich chování na čelním panelu a také v blokovém diagramu.

Na závěr práce je pak umístěno zhodnocení přesnosti zhotoveného měřiče. Nejprve je teoreticky popsána problematika přesnosti programu a následně je vyhodnoceno měření na vzorku dobrovolníků.

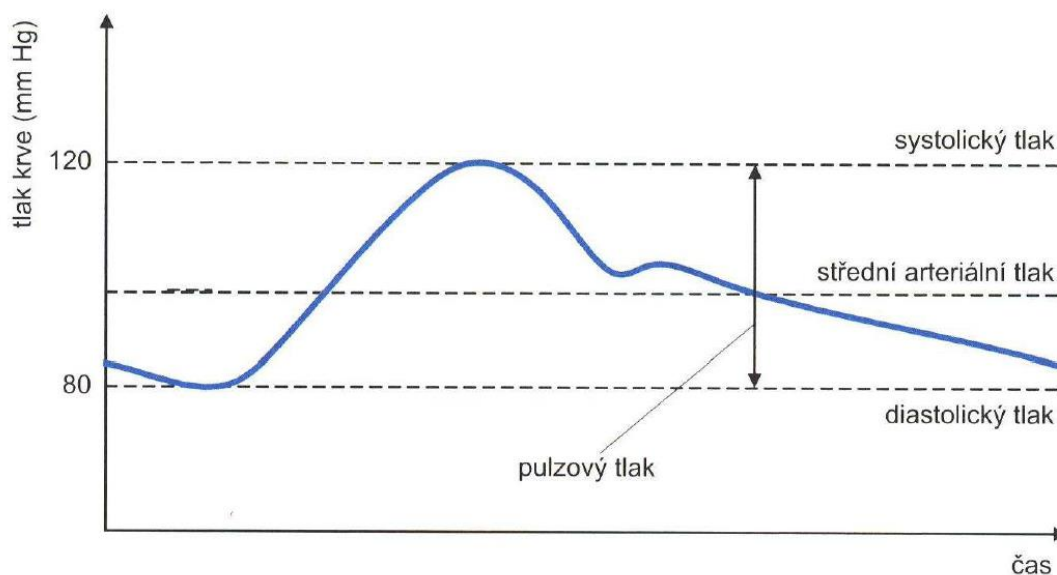
## 2. KREVNÍ TLAK

Krevní tlak je tlaková síla proudící krve působící na cévní stěnu. Jedná se o základní parametr krevního oběhu, díky němuž lze určit především hemodynamický stav pacienta. Krev proudí v těle díky tlakovým rozdílům mezi tepennou a žilní oblastí. Tento rozdíl tlaků se nazývá tlakový spád. Vzhledem k tomu, že tlak v žilách je velmi nízký, dá se za hnací sílu v oběhové soustavě považovat přímo arteriální tlak. Proto krevním tlakem ve většině případů rozumíme arteriální tlak. [1] [2]

Tlak se běžně udává v  $Pa$ , při měření krevního tlaku se ale používá jednotka  $mmHg$  (milimetry sloupce rtuti), neboli torr. Platí [1]:

$$1 \text{ atm} = 101325 \text{ Pa} = 760 \text{ torr} = 760 \text{ mmHg}$$

Krevní tlak, působící v tepenném řečišti, se pohybuje mezi dvěma hodnotami: systolickým (nejvyšší hodnota během systoly) a diastolickým tlakem (nejnižší hodnota v průběhu diastoly). Systolický tlak je generován při ejekční fázi srdeční činnosti, při níž dochází k vytlačení krve do aorty a dalších tepen. Diastolický tlak pohání krev v periferní části krevního oběhu. Tyto dvě hodnoty jsou klíčové při diagnostice a léčbě některých onemocnění. V klinické praxi se běžně velikost krevního tlaku udává jako zlomek systolický/diastolický tlak. Běžné hodnoty krevního tlaku se pohybují kolem 80/50  $mmHg$  u dětí a 100-140/60-90  $mmHg$  u dospělých. [1] [3] [4]



**Obr. 2.1 - Průběh tlaku krve v tepnách během srdečního cyklu [5]**

Dále rozlišujeme pulzní tlak (neboli tlaková amplituda) a střední tlak. Pulzní tlak je roven rozdílu systolického a diastolického tlaku a za normálních podmínek dosahuje hodnot asi 50  $mmHg$ . Průměrnou hodnotu krevního tlaku během jedné periody srdečního cyklu vyjadřuje střední tlak. Vzhledem k tomu, že systola trvá kratší dobu než

diastola, nerovná se střední tlak průměru hodnot systolického a diastolického tlaku, ale je o něco nižší. Přesnou hodnotu středního tlaku můžeme určit pouze integrací plochy pod tlakovou křivkou. K přibližnému výpočtu střední hodnoty krevního tlaku z hodnot diastolického a systolického tlaku nám nicméně postačí vzorec:

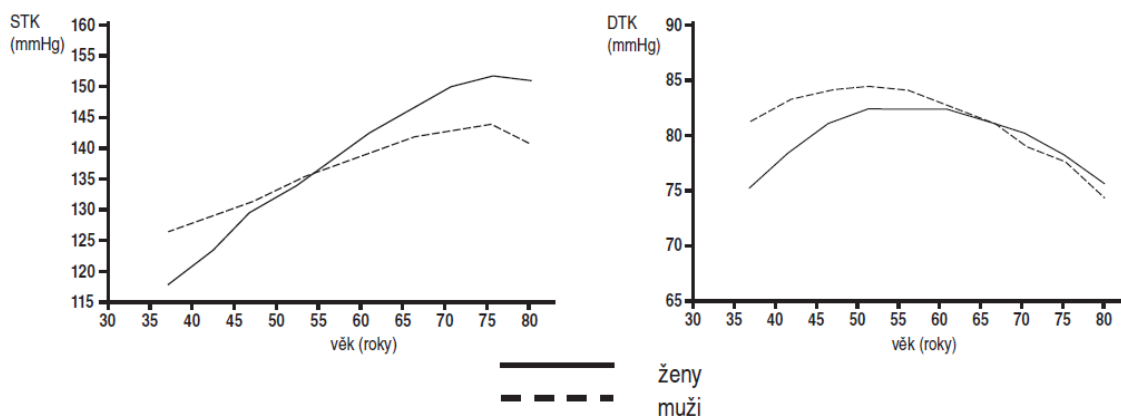
$$\text{střední TK} = \text{diastolický TK} \frac{\text{systolický TK} - \text{diastolický TK}}{3} \quad (1)$$

Tato rovnice však může být v některých případech nepřesná. U dospělého zdravého člověka činí hodnota středního tlaku v klidu přibližně 93 mmHg. [1] [6] [7]

Velikost krevního tlaku je závislá na mnoha faktorech. Mezi ty základní patří [1]:

- Minutový srdeční výdej – množství vypuzené krve ze srdce za jednu minutu. Je dán tepovou frekvencí a objemem vypuzené krve během systoly (cca 70ml).
- Elasticita arteriálních stěn – krev vypuzená z levé komory roztáhne stěnu aorty.
- Periferní cévní rezistence – cévy, regulující přítok krve k orgánům.
- Viskozita krve – viskozita je odpor kapaliny, kterým kapalina působí proti síle snažící se ji uvést do pohybu.

Velikost krevního tlaku není po celý život konstantní. Mění se v průběhu dne, závisí na ročním období, na pohlaví a na fyzickém a psychickém stavu člověka. V nízkém věku je díky vysoké elasticitě artérií malý rozdíl mezi systolickým a diastolickým tlakem. Postupně, jak velké tepny ztrácí svou poddajnost, k dosažení stálého průtoku je nutné zvýšení systolického tlaku a dochází ke zvětšování tlakové amplitudy. Diastolický tlak s rostoucím věkem příliš nestoupá, respektive roste zhruba do 55 let a pak se setkáváme spíše s opačným efektem. Tato skutečnost je zobrazena na Obr. 2.2. V pokročilém věku, při silné ztrátě elasticity, dokonce můžeme naměřit velmi nízké hodnoty diastolického tlaku. [8]



Obr. 2.2 - Průměrný krevní tlak v závislosti na věku [9]

## 2.1 Hypertenze

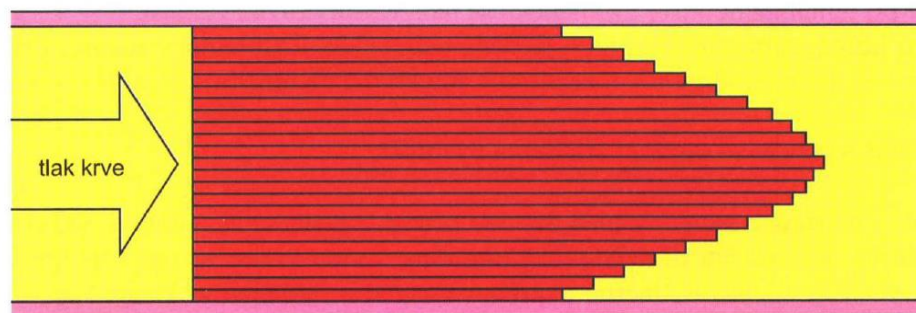
Arteriální hypertenze je definována jako dlouhodobé zvýšení krevního tlaku nad hodnotu 140/90 mmHg. Jedná se o jedno z nejčastějších onemocnění jak v České republice, tak v ostatních rozvinutých zemích a je jedním z nejvýznamnějších rizikových faktorů kardiovaskulárních onemocnění. Hypertenze nemusí mít po dlouhou dobu žádné příznaky, a proto stále není u značné části hypertoniků diagnostikována a léčena [9] [10].

## 2.2 Hypotenze

Hypotenze neboli chronická arteriální hypotenze značí dlouhodobě snížené hodnoty krevního tlaku pod 100/65 mmHg. Na rozdíl od hypertenze má hypotenze výrazné a limitující symptomy. Mezi typické příznaky patří únava, spavost, bolest hlavy, zimomřivost, nedostatečné prokrvení končetin. Při náhlé změně polohy může docházet k závratím, zrakovým poruchám a krátkodobým ztrátám vědomí, které po uložení do vodorovné polohy rychle odeznívají. [11] [12]

## 2.3 Proudění krve

Rozlišujeme dva druhy proudění krve: laminární a turbulentní. V cévách, stejně jako v úzkých tuhých trubicích, je za normálních podmínek proud krve laminární. Jednotlivé vrstvy krve se pohybují různou rychlostí a směrem ke středu proudu se zrychlují, jak je vidět na Obr. 2.3. Až do určité kritické rychlosti zůstává laminární proudění zachováno. Po dosažení této rychlosti nebo při jejím překročení se stává proud turbulentní. Při turbulentním proudění dochází k víření. Laminární toky nevydávají zvuky, kdežto turbulentní ano. [6]



Obr. 2.3 - Laminární proudění krve cévou [5]

Pravděpodobnost turbulence udává Reynoldsovo číslo. Reynoldsovo číslo je bezrozměrná veličina, která vyjadřuje poměr setrvačných sil a viskozity:

$$Re = \frac{\rho v d}{\eta} \quad (2)$$

Kde  $\rho$  je hustota kapaliny,  $v$  rychlost proudění,  $d$  průměr trubice a  $\eta$  je viskozita kapaliny. Čím větší je hodnota Reynoldsova čísla, tím pravděpodobněji dojde k turbulenci. Dosáhne-li toto číslo hodnoty 200, v proudu krve se začnou objevovat ojedinělé turbulence a po překročení kritické hodnoty 1000 je již proudění plně turbulentní. [5] Při zmenšení průměru cévy dojde v zúženém místě ke zvýšení rychlosti proudění, turbulencím a v důsledku toho vznikají za zúžením zvuky, známé jako Korotkovovy fenomény. [6]

## 3. MĚŘENÍ KREVNÍHO TLAKU

Krevní tlak můžeme měřit několika různými způsoby. Hlavní dvě kategorie představují invazivní a neinvazivní metody. Metody invazivní (přímé) spočívají zavedení snímače přímo do artérie nebo vény, díky čemuž jsme schopni měřit tlak v přesně definovaných místech kardiovaskulárního systému. Tento způsob je obecně přesnější a považuje se za medicínský standard. Běžnější jsou dnes ale neinvazivní (nepřímé) metody. Zde se již měří bez přímého zásahu do krevního řečiště, a to omezením průtoku krve prostřednictvím tlakové manžety. Neinvazivním způsobem ovšem můžeme měřit pouze na přístupných místech krevního řečiště, zejména pažích, stehnech, předloktích a prstech. Tyto dvě hlavní kategorie dále dělíme na spojitě a nespojitě. Nespojitě metody nám mohou poskytnout pouze charakteristické hodnoty krevního tlaku – systolické, diastolické a střední. Výstupem spojitého (kontinuálního) měření je tlaková křivka, ze které lze vyčíst hodnoty tlaku v konkrétním čase. [13]

### 3.1 Neinvazivní nespojitě měření krevního tlaku

U této kategorie používáme okluzivní manžetu k dočasnému omezení průtoku v tepnách. Nafouknutá manžeta deformuje arteriální stěnu, průtok v místě zúžení se zrychluje, proudění se mění z laminárního na turbulentní a vznikají tzv. Korotkovovy zvuky. Zvýšením tlaku v manžetě nad hodnotu systolického tlaku dojde k zamezení proudění krve a tím i k vymizení odezvy. Odezvy ustanou také při poklesu tlaku v manžetě pod úroveň diastolického tlaku. To je způsobeno změnou proudění z turbulentního zpět na laminární. Takto jsme tedy schopni určit systolický a diastolický tlak, pulzní a střední tlak se z těchto dvou hodnot musí vypočítat. [13]

Existuje několik metod pro nespojitě měření krevního tlaku. Nejvýznamnější a nejpoužívanější jsou auskultační a oscilometrické metody, které jsou dále popsány. Mezi další nespojitě metody měření krevního tlaku patří:

- Palpační metoda [6] [16]
- Ultrazvukové metody [15] [16]
- Infrazvuková metoda [16] [17]
- Metoda impedanční reografie [16] [18]

#### 3.1.1 Auskultační metoda

Jde o jednoduchou metodu, ke které v nejjednodušším případě potřebujeme pouze měřič tlaku, tlakovou manžetu s balónkem pro nafukování a fonendoskop. Měříme standardně

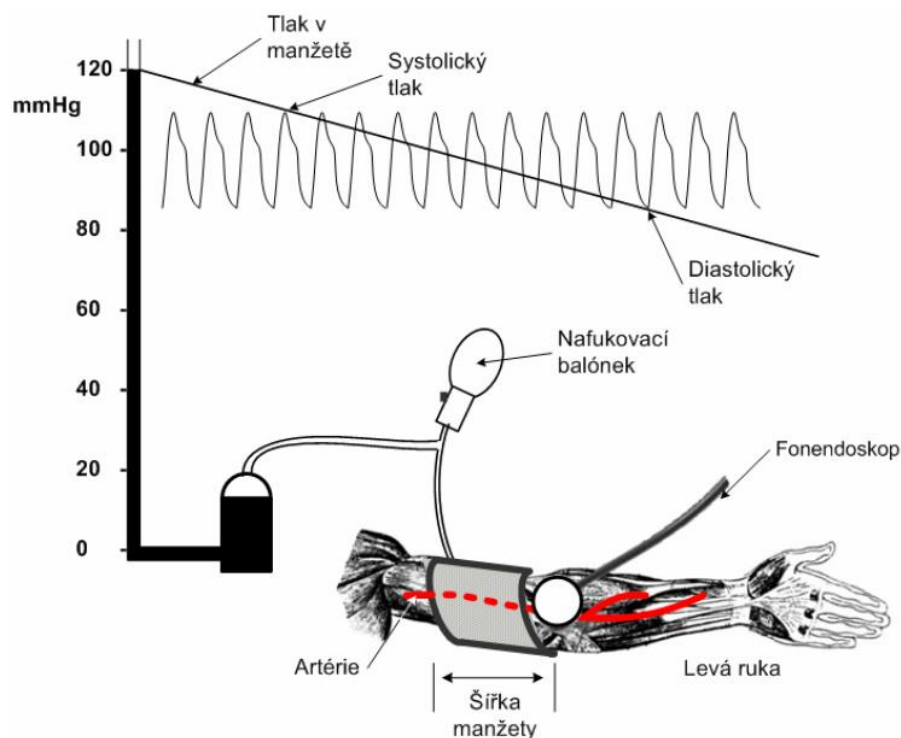
na horní končetině. Manžetu umístíme na paži a fonendoskopem posloucháme srdeční odezvy na brachiální tepně.

Měření probíhá tak, že se manžeta nejprve nafoukne na hodnotu vyšší, než je systolický tlak měřené osoby (cca 200 mmHg) a tím se uzavře průtok krve v tepně. Následně se manžeta pomalu vypouští (2-3 mmHg/s) a fonendoskopem se detekují vznikající Korotkovovy fenomény. Ty s klesajícím tlakem v manžetě nejprve narůstají, dosáhnou svého maxima a poté klesají až do úplného vymizení. Hodnota tlaku, při které se poprvé objevil zvuk, odpovídá systolickému tlaku a hodnota při vymizení zvuku odpovídá diastolickému tlaku. [13]

Korotkovovy fáze [14]:

- Fáze I: první jasný tón připomínající kapající kohoutek, současně se znovu objevuje hmatný pulz.
- Fáze II: tóny mají spíše charakter intermitentního šelestu, jsou delší a tlumenější
- Fáze III: tóny jsou opět hlasitější a ostré, jejich hlasitost dosahuje maxima
- Fáze IV: dochází k oslabení tónů, jsou tlumené, méně zřetelné a měkké
- Fáze V: vymizení tónů

Systolický tlak je tedy odečítán v 1. a diastolický ve 4. až 5. Korotkovově fázi.



Obr. 3.1 - Princip auskultační metody [1]

Tohoto principu určení systolického a diastolického tlaku je také užíváno u automatických měřičů krevního tlaku. Místo fonendoskopu je zde použit snímací mikrofon, snímač deformací, nebo dopplerovská sonda, manžeta je nafukována kompresorem a vypouštěna elektronicky řízeným ventilem.

Přesnost této metody je omezena především rychlostí vypouštění manžety. Při příliš rychlém snižování tlaku se obtížně detekuje moment vzniku a vymizení Korotkovových zvuků, což vede k chybnému stanovení nižších hodnot systolického a vyšších hodnot diastolického tlaku. Na druhou stranu při příliš pomalém vypouštění manžety je zatěžována neprokrvená tkáň. Dalším zdrojem chyb může být hlučné prostředí a špatný sluch vyšetřujícího, který musí být schopen slyšet v pásmu nízkých kmitočtů (20 – 300 Hz). Subjektivní chyba, kdy vyšetřující podvědomě očekává určité hodnoty tlaku, může také ovlivnit přesnost měření.

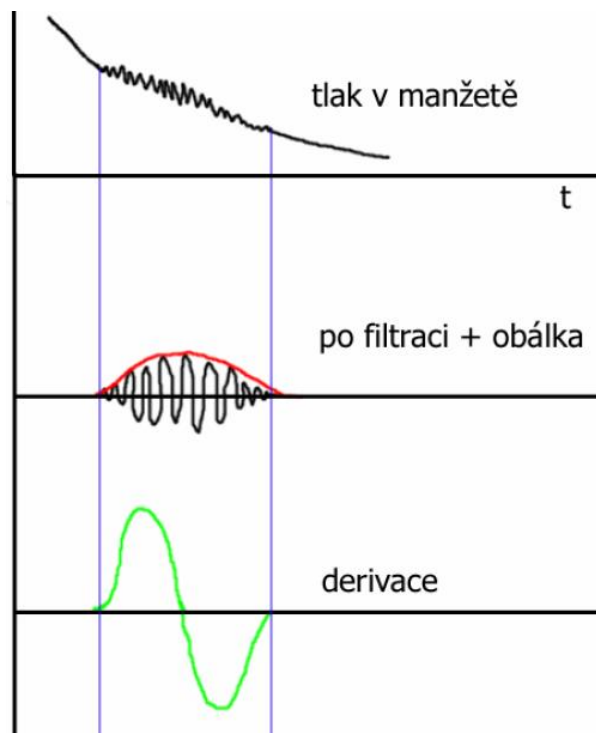
Důležité je dále zvolit správnou velikost manžety. Pokud je manžeta nesprávně užší, dochází k naměření falešně vyšších tlaků. Správná velikost manžety byla experimentálně určena na poměr 0,4 šířky k obvodu paže. Při měření je také třeba dbát na přesné umístění manžety, aby nedocházelo k pohybům paže v manžetě. Ty by vedly k rušivým zvukům, které by zaznamenalo snímací zařízení.

Při vyloučení výše popsaných chyb má metoda přesnost  $\pm 5$  mmHg, což je v souladu s požadavky lékařů. Auskultační metoda byla Mezinárodní zdravotnickou organizací určena jako standard pro diagnostiku v léčbě hypertenze. [1] [13]

### **3.1.2 Oscilometrická metoda**

Tato metoda je založena na měření oscilací brachiální tepny. Brachiální tepna končetiny, umístěná do uzavřené komory s definovaným tlakem v rozmezí systolického a diastolického tlaku, periodicky osciluje, což vyvolává změny tlaku v této komoře. Tyto tlakové změny měříme a jsme z nich schopni určit hodnoty systolického a diastolického tlaku.

V dnešní době jsou tato měření zcela automatizována. Manžeta se nafoukne nad hodnotu systolického tlaku a poté je rychlostí 2 mmHg/s vypouštěna. V rozmezí systolického a diastolického tlaku tepna začne oscilovat, což způsobí změny tlaku v manžetě, které snímáme piezoelektrickým snímačem. Amplituda těchto oscilací se snižováním tlaku v manžetě nejprve narůstá a poté klesá. Následně jsou tyto oscilace zpracovány pomocí různých algoritmů, jejichž výstupem jsou hodnoty systolického a diastolického tlaku. Jedním z dnes používaných způsobů výpočtu je odvozená oscilometrie (viz Obr 3.2). Zde je derivován graf obálky průběhu oscilací a detekovány extrémy této derivace. Maximum je rovno systolickému tlaku, minimum odpovídá diastolickému tlaku. [1]



**Obr. 3.2 - Časový průběh signálu z tlakové manžety a jeho zpracování [1]**

Na tomto principu jsou založeny prakticky všechny komerčně prodávané tonometry, holterovské systémy a přístroje pro dlouhodobé sledování krevního tlaku. Tyto přístroje zpravidla obsahují mikropočítač s pamětí pro ukládání naměřených hodnot a displej pro zobrazení naměřených hodnot. Jsou také schopny změřit tepovou frekvenci.

Výhodou oproti auskultačním metodám je, že pro správné měření nemusí být manžeta přesně zafixována. Metoda není závislá na okolním zvuku, je ovšem vyžadován svalový klid v končetině měřené osoby. Problém také činí srdeční arytmie, která snižuje přesnost měření. [13]

### 3.2 Neinvazivní spojitě měření krevního tlaku

Tyto metody poskytují kromě hodnot systolického, diastolického, středního tlaku a tepové frekvence také tlakovou křivku. Nepochází u nich také, na rozdíl od nespojitých metod, k přerušení proudění krve v měřené končetině, což umožňuje delší a šetrnější měření.

Mezi spojitě metody měření krevního tlaku patří:

- Metoda digitální fotopletysmografie [13] [16]
- Metoda arteriální tonometrie [16] [19]
- Metoda snímání rychlosti pulsní vlny [16] [20]

### 3.3 Pravidla pro měření krevního tlaku

I přes nenáročnost celého procesu se měřící personál i pacient často dopouští řady chyb, které způsobují značné nepřesnosti při určování krevního tlaku. Na základě těchto chyb pak může být pacient nesprávně léčen. Správné měření je tedy podmíněno několika pravidly [14][21]:

- Měření probíhá u stolu v sedě s podepřenými zády a měřenou končetinou volně položenou na stole.
- V místnosti je přiměřená pokojová teplota a klid.
- Manžeta má správnou velikost (viz Tabulka 1).
- Manžeta je umístěna v úrovni srdce, spodní okraj umístěn 2 – 3 cm nad loketní jamkou.
- Manžeta je optimálně utažena, nesmí být příliš volná ani škrtit.
- Paže nesmí být stlačena vyhrnutým oděvem.
- Pacient musí být minimálně 5 minut před začátkem měření v klidu.
- Žádné jídlo, kouření, kofein a tělesné cvičení 30 minut před začátkem měření.
- Při prvním vyšetření se měří na obou pažích, poté pouze na paži, kde byl zjištěn vyšší tlak.
- Optimální je opakovat měření třikrát s intervalem 1 – 2 minuty. První hodnota se zanedbává, výsledek je průměr dvou posledních hodnot.
- Během měření se pacient nehýbe, má uvolněné svalstvo, nemluví, sedí s nezkříženýma nohama.

Další pravidla závisí na použité metodě měření.

**Tabulka 1 - Doporučené rozměry manžet [14]**

Manžeta	Šířka manžety [cm]	Délka manžety [cm]	Obvod paže [cm]
novorozenecká	3	6	< 6
kojenecká	5	15	6-15
dětská	8	21	16-21
malá dospělá	10	24	22-26
dospělá	13	30	27-34
velká dospělá	16	38	35-44
stehenní dospělá	20	42	45-52

## **3.4 Způsoby monitorování krevního tlaku**

### **3.4.1 Měření v ordinaci (kauzální měření)**

Jde stále o nejčastější způsob měření tlaku krve. Představuje několik zásadních problémů, které mohou způsobovat velké odchylky naměřené hodnoty od skutečné. Chyby mohou vznikat při nedodržení pravidel pro měření krevního tlaku lékařským personálem nebo psychickým stavem pacienta (syndrom bílého pláště). [22]

### **3.4.2 Ambulantní monitorování**

Umožňuje pravidelné neinvazivní měření, které zaznamená kolísání krevního tlaku během dne. Měření probíhá zpravidla po dobu 24 - 48 hodin v předem stanovených intervalech a získáváme při něm přibližně 50 - 80 hodnot krevního tlaku a tepové frekvence. Průměrná hodnota tlaku zjištěná tímto způsobem je nižší než kauzální hodnoty tlaku krve a odpovídá mnohem přesněji skutečnému tlaku měřené osoby. Proto se ambulantní monitorování stále častěji zavádí do praxe.

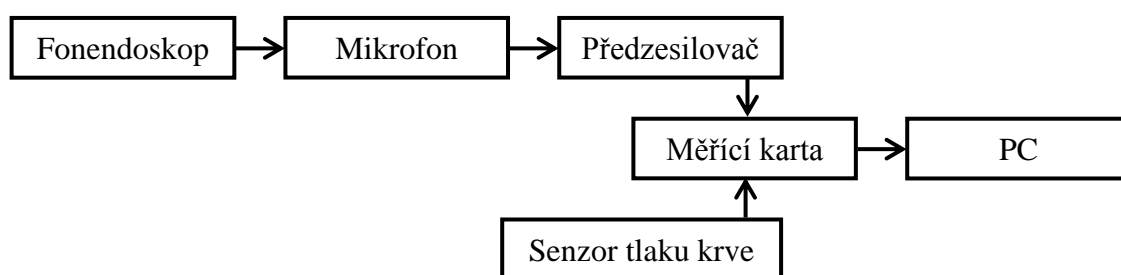
Současné monitorovací systémy používají k měření především oscilometrickou metodu, možná je také auskultační metoda, která se ovšem k tomuto účelu kvůli svým nevýhodám téměř nevyužívá. [22] [23]

### **3.4.3 Domácí měření**

Stále častější je také domácí selfmonitoring pacientem. V domácích podmínkách je možné provádět pravidelné a dlouhodobé měření, které může odhalit syndrom bílého pláště a má potenciál přesného stanovení krevního tlaku. V praxi jsou ale takto získané hodnoty brány se značnou rezervou. Hlavní problém představuje různá přesnost volně prodávaných přístrojů a také možnost ovlivnění výsledků měření pacientem. Aby měly hodnoty naměřené v domácím prostředí dobrou výpovědní hodnotu, je nutné důkladné poučení pacienta jak správně měřit a musí se používat pouze validizované přístroje s pravidelnou kalibrací. Při dodržení těchto podmínek jsou hodnoty krevního tlaku naměřené v domácím prostředí lepším predikátorem kardiovaskulárního rizika než kauzálně měřený krevní tlak. [14] [21] [22]

## 4. NÁVRH PŘÍPRAVKU PRO MĚŘENÍ KREVNÍHO TLAKU

System má za úkol měřit krevní tlak pomocí auskultační metody. Způsob realizace je znázorněn v blokovém schématu na Obr. 4.1. Horní větev představuje část řetězce, která zaznamenává Korotkovovy zvuky z brachiální tepny a zesiluje je. Spodní větev má za úkol měřit aktuální hodnotu tlaku v manžetě umístěné na paži. Signál z obou větví je pomocí měřicí karty následně přenášen do počítače k dalšímu zpracování. Stejně tak jsou obě větve z měřicí karty napájeny.



Obr. 4.1 - Blokové schéma přípravku

### 4.1 Senzor tlaku krve

Senzor tlaku krve od společnosti Vernier slouží původně pro měření systolického a diastolického tlaku oscilometrickou metodou. Je tedy schopen zaznamenávat oscilace tepny, které se přenáší do manžety. Ze získaného průběhu tlaku v manžetě je pak v počítači vypočítán krevní tlak. Název senzor tlaku krve je tedy poněkud zavádějící, protože snímač měří pouze tlak v manžetě a vypočtení systolického a diastolického tlaku zajišťuje software výrobce v počítači. Pro naše potřeby zařízení bude sloužit pouze k okluzi brachiální tepny a měření tlaku v manžetě.

Zařízení je tvořeno nafukovací manžetou pro dospělé s obvodem paže 27-39 cm a manuální balónkovou pumpou. Manžeta je pak napojena gumovou hadičkou na samotný snímač. Ten obsahuje tenkou membránu, která se s měnícím tlakem v manžetě prohýbá a tím způsobuje změnu výstupního napětí. Tato změna je následně přepočtena na milimetry rtuťového sloupce. Zařízení dále obsahuje obvody minimalizující chyby vznikající změnou teploty a zesilovací obvod zabezpečující lineární závislost výstupního napětí na tlaku. [24]

Technické údaje senzoru [24]:

- Měřicí rozsah 0 - 250 mmHg
- Přesnost  $\pm 3$  mmHg

- Teplotní kompenzace 0 – 50 °C
- Senzorový element SenSym SDX05D4
- Maximální tlak, který nepoškodí zařízení 1030 mmHg
- Doba odezvy 100  $\mu$ s



Obr. 4.2 - Senzor tlaku krve [24]

## 4.2 Fonendoskop

Fonendoskop je jednoduchý nástroj sloužící k poslechovému vyšetření pacienta. Skládá se z kovové hlavy, gumové hadičky a sluchátek. Hlava fonendoskopů slouží k zesílení zvukových fenoménů a může být membránová nebo zvonečková. Membránová hlava lépe přenáší vysokofrekvenční a zvonečková nízkofrekvenční zvuky.

Pro náš přípravek je použit oboustranný fonendoskop, který obsahuje oba typy hlav. Fonendoskop se umístí na brachiální tepnu a bude přenášet Korotkovovy zvuky do elektretového mikrofónu umístěného na konec pryžové přívodní hadičky (viz Obr 4.3).

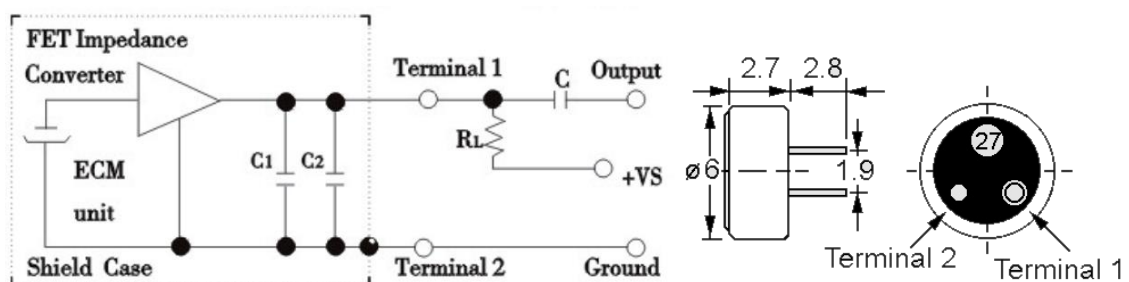


Obr. 4.3 - Fonendoskop s elektretovým mikrofonem

### 4.3 Elektretový mikrofon PMOF-6027PN-42UQ

Elektretový mikrofon je ve své podstatě kondenzátorový mikrofon, jehož pevná elektroda je tvořena elektretem, který má trvalý elektrický náboj. Elektrický signál vzniká pohybem vodivé membrány v elektrickém poli. Protože napětí vyvolané pohybem membrány je příliš malé, je přímo v kapsli zabudován předzesilovač, a proto mikrofon ke své činnosti potřebuje externí napájení.

Mikrofon byl vybrán především na základě požadavků frekvenčního rozsahu. Korotkovovy fenomény jsou nízkofrekvenční zvuky s frekvencí v rozmezí 20 až 300 Hz s vrcholem na 45 Hz [15], proto je třeba vybírat mikrofon, který je schopen zaznamenat celé toto spektrum. Tento požadavek splňuje mikrofon PMOF-6027PN-42UQ s frekvenčním rozsahem 20 - 16 000 Hz. Další možné alternativy jsou MCE-4000, který je ovšem mírně dražší a nebo MCE-103, který je sice levnější, jeho kapsle ale neobsahuje zesilovač, proto by bylo nutné řešit jej externě.



Obr. 4.4 - Vnitřní zapojení mikrofonu včetně vnějšího obvodu [25]

Technické údaje mikrofonu PMOF-6027PN-42UQ [25]:

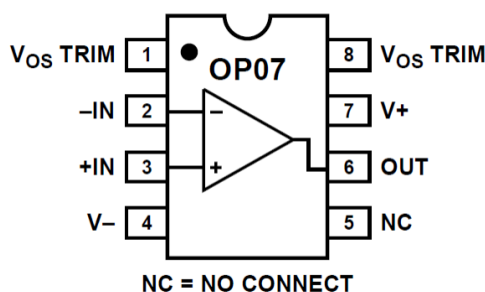
- Frekvenční rozsah 20 – 16 000 Hz
- Citlivost - 42 dB (1 kHz, 0 dB = 1 V/Pa)
- Maximální úroveň akustického tlaku 120 dB
- Odstup signál/šum > 58 dB
- Maximální odběr proudu 0,5 mA
- Pracovní napětí 1 – 10 V

## 4.4 Mikrofonní předzesilovač

I přes zesilovač zabudovaný v kapsli mikrofonu je výstupní signál velmi slabý (jednotky mV nebo méně), je proto nutné jej zesílit v předzesilovači. Ten může být tvořen tranzistorem nebo operačním zesilovačem. Vzhledem k relativně nízké ceně, nízkému šumu a snadnějšímu návrhu byl použit operační zesilovač.

### 4.4.1 OP07

Předzesilovač by do zesilovaného signálu neměl přidávat další šum, proto byl hlavní prioritou výběru nízký šum operačního zesilovače. Toto kritérium splňuje zesilovač OP07 s hodnotou vstupního šumu 0,6  $\mu\text{V}$  p-p. Další výhodou je nízký offset a drift. Rychlost přeběhu 0,3 V/ $\mu\text{s}$  je pro naše potřeby dostatečná. Zesilovač je možné napájet od  $\pm 3$  V do  $\pm 18$  V a pracuje v teplotách od  $-55$  °C do 125 °C, což je nepochybně také plně dostačující. [26]

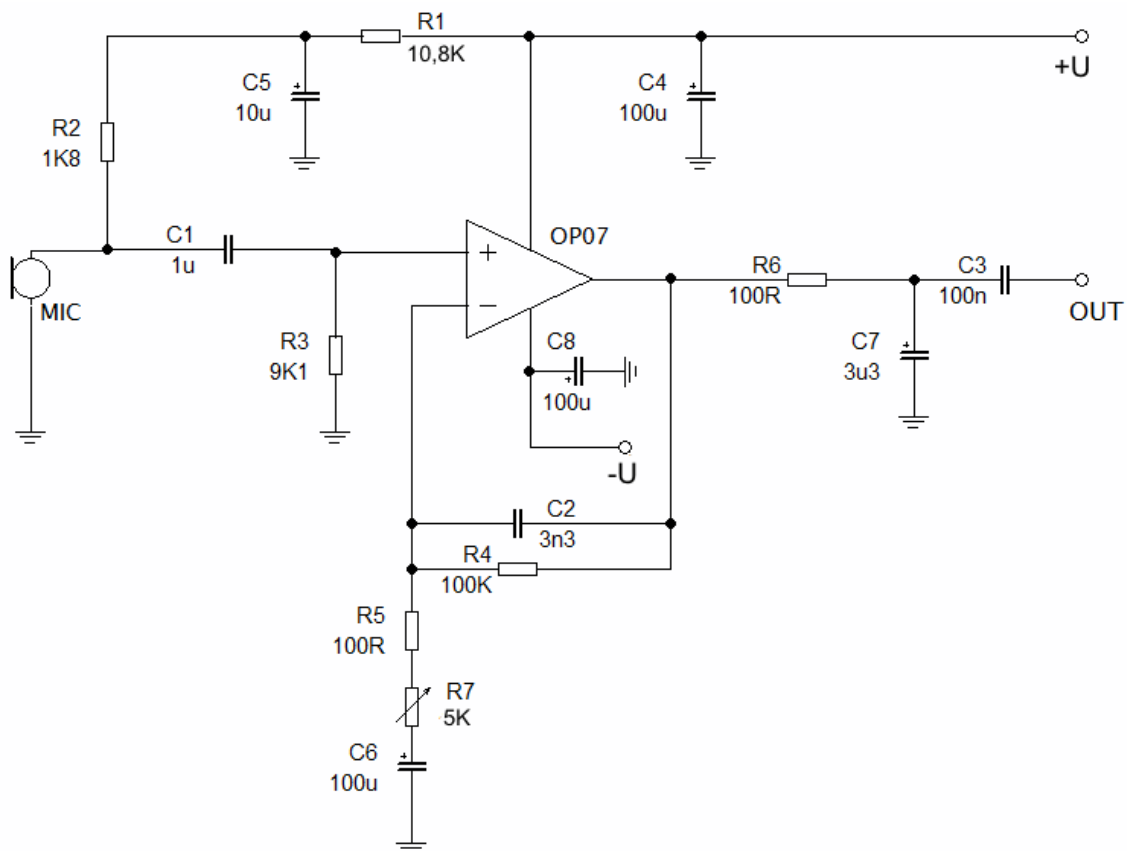


Obr. 4.5 - OP07 - konfigurace pinů [26]

Signál z mikrofону bude přiveden na neinvertující vstup zesilovače (pin 3), symetrické napájení bude zapojeno na pinech 4 a 7. Výstup je na pinu 6. Piny 1, 5 a 8 nebudou zapojeny.

#### 4.4.2 Návrh předzesilovače

Předzesilovač byl navrhnout s cílem optimálního zesílení a nízkého šumu. Potřebné zesílení je těžké odhadnout. Zvuk je veden z fonendoskopu úzkou trubičkou přímo do mikrofону, proto se předpokládána amplituda výstupního signálu mikrofónu nedá spočítat z hodnoty citlivosti tak, jako v případě např. běžné řeči. Zesílení je tedy řešeno tak, aby jej bylo možné měnit v rozsahu cca 20 - 1000 otočným potenciometrem. Výsledné navrhnuté schéma je na Obr. 4.6. Jde o neinvertující zapojení se symetrickým napájením. V případě použití invertujícího zapojení by vstupní rezistor přidával do signálu určité množství šumu, což není vhodné, proto bylo použito neinvertující zapojení s vysokou vstupní impedancí. Nevýhody tohoto zapojení se u této konstrukce neprojeví. Napájet je možné v rozmezí  $\pm 3\text{ V}$  až  $\pm 18\text{ V}$  s tím, že mikrofón byl experimentálně nastaven na největší citlivost při napájecím napětí  $\pm 15\text{ V}$ , které poskytuje měřící karta.



Obr. 4.6 - Zapojení předzesilovače

Napájení mikrofonu je prováděno horní větví obvodu. Odporů R1 a R2 zajišťují vhodné napájecí napětí zesilovači v kapsli mikrofonu. Odpor R1 pak vytváří společně s kondenzátorem C5 dolní propust o mezní frekvenci cca 1,5 Hz, která slouží k filtraci vysokofrekvenčního šumu. Kondenzátor C1 blokuje stejnosměrné napájecí napětí a propouští signál z mikrofonu. Dále ve spojení s odporem R3 tvoří horní propust s mezní frekvencí 17,5 Hz. Zesílení operačního zesilovače je dáno odporů R4, R5 a potenciometrem R7 dle vzorce

$$A = 1 + \frac{R4}{R5 + R7} \quad (3)$$

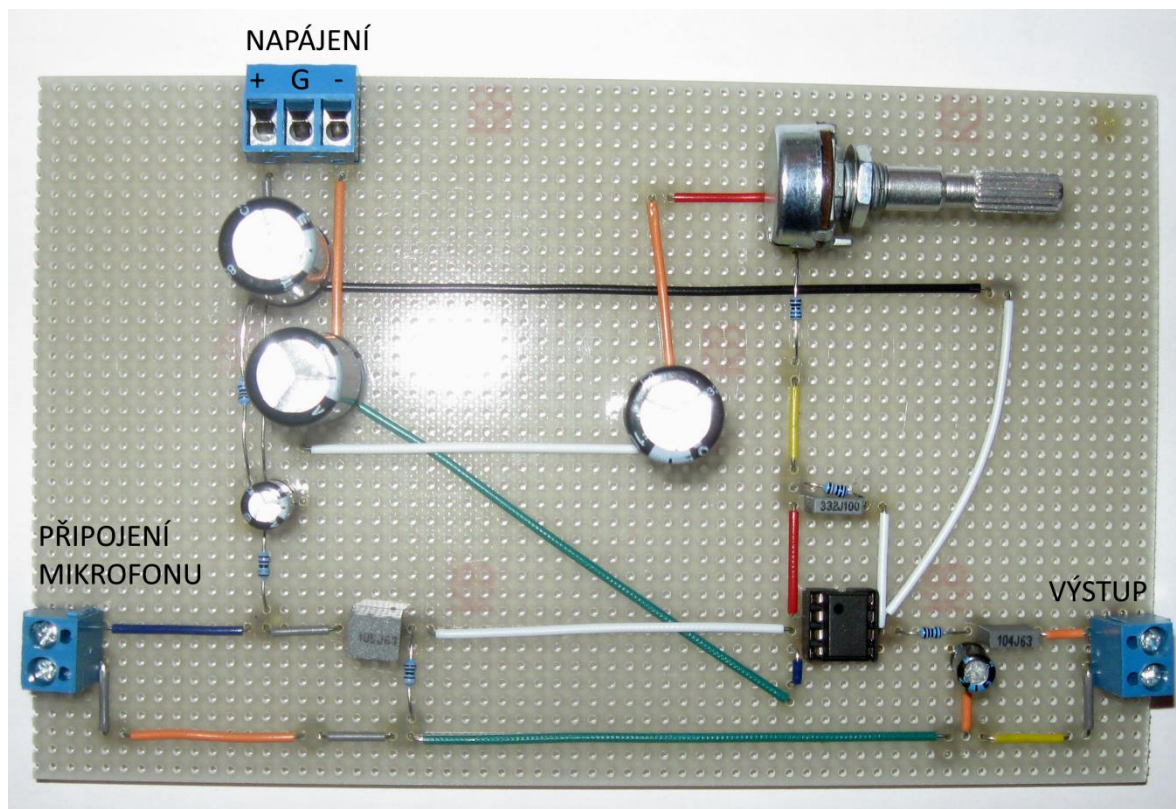
Otáčením potenciometru lze tedy docílit zesílení v rozmezí cca 20 až 1000 (26 – 60 dB). Odporů R5 a R7 v kombinaci s kondenzátorem C6 pak tvoří druhou horní propust, která má v závislosti na nastavení potenciometru mezní frekvenci od 0,3 Hz do 16 Hz. V zapojení se nachází také dvě dolní propusti. První je tvořena odporem R4 a kondenzátorem C2, druhá odporem R6 a kondenzátorem C7. Oba filtry jsou nastaveny na hodnotu cca 500 Hz, což znamená, že na mezním kmitočtu je útlum o 6 dB a následná strmost je 40 dB/dek. Kondenzátory C4 a C8 u napájení plní funkci odrušení a vyhlazení zdroje při rychlých změnách odběru.

Dolní i horní mezní frekvence byly nastaveny s jistou rezervou. Vzhledem k použití dvou dolních i horních propustí, by při nastavení na 20 Hz, resp. 300 Hz (frekvenční pásmo Korotkovových zvuků), došlo k dvojnásobnému útlumu (6 dB) již na těchto frekvencích. Mezní frekvence byly vypočteny dle vztahu

$$f_m = \frac{1}{2\pi RC} \quad [\text{Hz}] \quad (4)$$

### 4.4.3 Realizace a měření předzesilovače

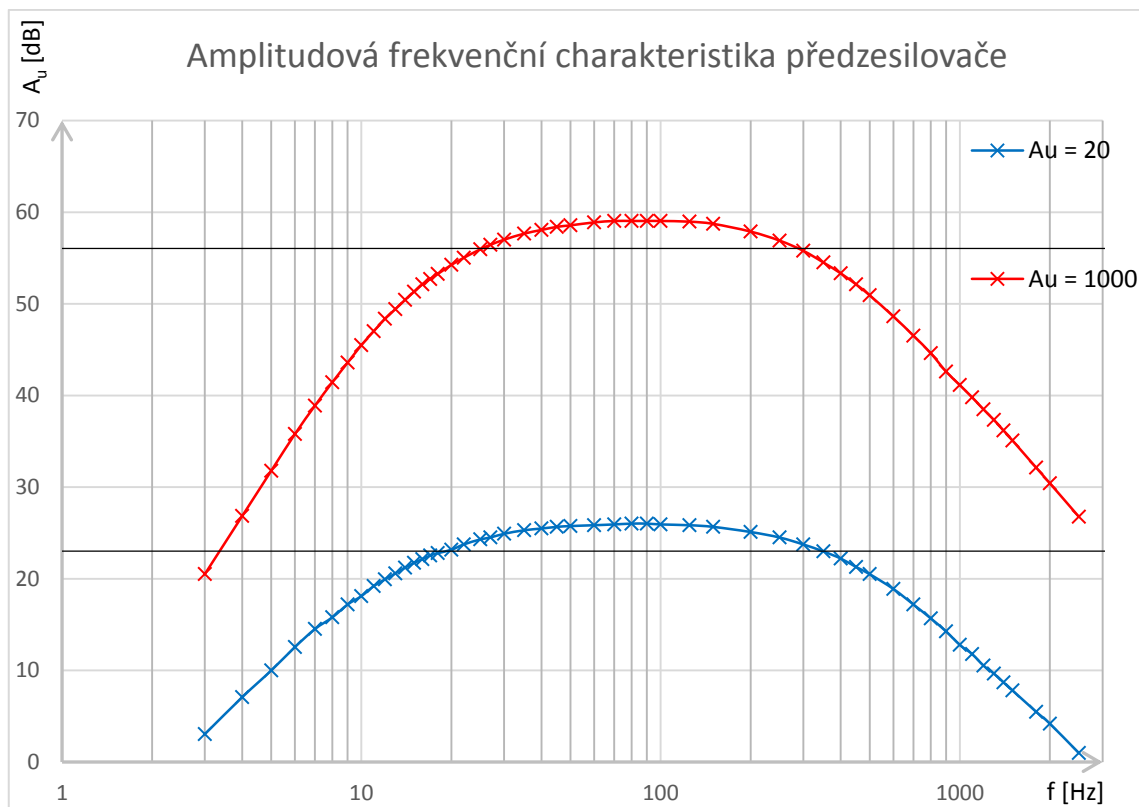
Předzesilovač byl nejprve testován na nepájivém kontaktním poli a poté zhotoven dle navrhnutého schématu na univerzálním plošném spoji, viz Obr. 4.7.



Obr. 4.7 - Zhotovený předzesilovač

### Měření frekvenční charakteristiky

Na dokončeném předzesilovači byla následně změřena frekvenční charakteristika tak, že místo mikrofону byl připojen generátor sinusového signálu a na výstup byl zapojen osciloskop. Frekvenční charakteristika byla změřena pro obě krajní hodnoty zesílení, tedy cca 20 a cca 1000. Vstupní napětí bylo nastaveno na  $U_1 = 10 \text{ mV}$ . Naměřené hodnoty jsou uvedeny v příloze A.



**Obr. 4.8 - Průběh frekvenční charakteristiky**

Jak je z charakteristiky na Obr. 4.8 patrné, zesílení 20 je pro měření vhodnější, ve spektru 20 – 300 Hz totiž nabízí rovnoměrnější zesílení všech frekvencí. Nicméně rozdíl není nikterak velký a ve 45 Hz, kde mají Korotkovovy zvuky největší intenzitu, dosahuje zesílení u obou křivek téměř svého maxima. Při zpracovávání Korotkovových zvuků je tedy možné použít libovolné zesílení, které předzesilovač umožňuje nastavit.

## 4.5 Měřicí karta NI myDAQ

NI myDAQ je přenosné zařízení pro sběr dat od společnosti National Instruments. Karta je připojena k počítači pomocí rozhraní USB, ze kterého je také napájena. Pro připojení předzesilovače a senzoru tlaku krve jsou využity 16bitové analogové vstupy na boční straně karty, kterými lze měřit signály v rozsahu  $\pm 10$  V a které jsou schopny zpracovat až 200 000 vzorků za sekundu. Zařízení neslouží pouze ke sběru dat, ale také k napájení předzesilovače a senzoru tlaku krve. [27]

Výstup z předzesilovače bude připojen ke svorkám AI0+ a AI0-, které je navíc nutné propojit se zemí (AGND), aby nedocházelo k napět'ovému offsetu. Pozitivní vstup se propojí pomocí experimentálně zvoleného 33 k $\Omega$  rezistoru a negativní vstup je propojen přímo bez rezistoru. Předzesilovač je napájen svorkami +15 V a – 15 V a uzemněn na

AGND. Výstup senzoru tlaku krve bude připojen svorkami AI1+ a AI1- a napájen svorkou + 5 V, k uzemnění slouží v tomto případě svorka DGND.



Obr. 4.9 - Měřicí karta NI myDAQ [28]

## 5. NÁVRH A REALIZACE VIRTUÁLNÍHO MĚŘIČE KREVNÍHO TLAKU

Měřič krevního tlaku bude realizován v grafickém programovacím prostředí LabVIEW. V tomto programovacím jazyku je program vytvářen nikoli pomocí textu, jako u běžných programovacích jazyků (C, Pascal, Java), nýbrž grafickým spojováním objektů a funkcí. Při vytváření programu je využíváno dvou rozhraní – čelního panelu a blokového diagramu. Čelní panel představuje uživatelské rozhraní zvolené aplikace. Nachází se na něm zobrazovací a ovládací prvky, kterými je aplikace řízena podobně jako u reálných měřicích přístrojů. Blokový diagram obsahuje grafické objekty, které tvoří zdrojový kód programu. [29]

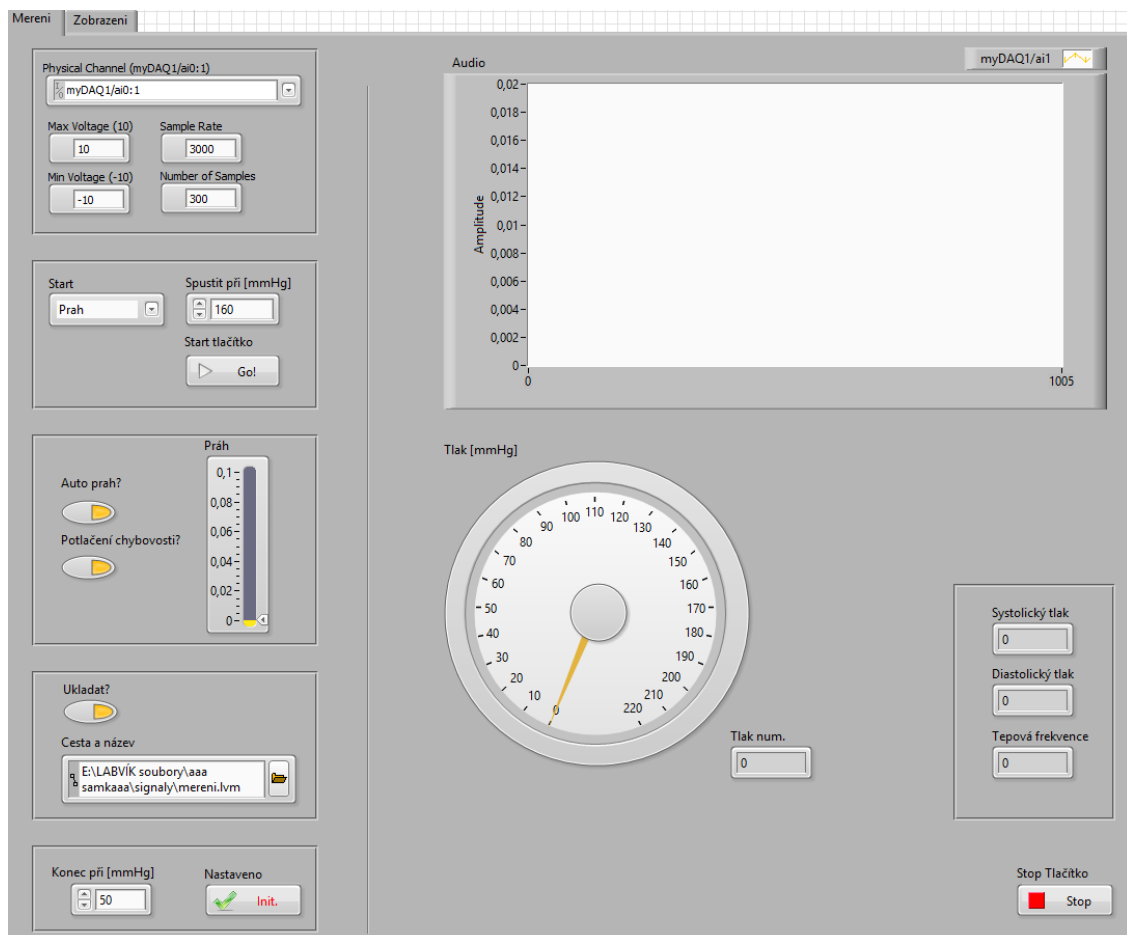
Vytvořený virtuální přístroj měří charakteristické hodnoty krevního tlaku pomocí auskultační metody. Na paži je tedy v okamžiku měření umístěna tlaková manžeta a fonendoskop snímající Korotkovovy zvuky. Manžeta se nafoukne na hodnotu větší, než je systolický tlak, poté je pomalu vypouštěna. Do počítače jsou přitom přiváděny signály z mikrofonního předzesilovače a ze senzoru tlaku u manžety. Signál z předzesilovače je po dokončení měření porovnán s hodnotou prahu, která je v ideálním případě nastavena dostatečně vysoko aby do ní nezasahoval šum a přitom dostatečně nízko, aby byly zachyceny všechny Korotkovovy zvuky. Pokud je práh nastaven příliš vysoko nebo příliš nízko, naměřené hodnoty mohou být mírně zkreslené, ale také naprosto chybné, vše závisí na nastavení prahu. Moment prvního překročení prahu určuje systolický tlak a poslední překročení tohoto prahu značí diastolický tlak. Způsob výpočtu těchto hodnot je ve své podstatě jednoduchou záležitostí, do měření ovšem nepříznivě zasahuje rušení v podobě artefaktů, které vznikají při pohybu pacienta, posunu manžety, hluku v místnosti a třením snímacího zařízení o pokožku. Potlačení těchto artefaktů lze částečně řešit použitím pásmové propusti ve frekvenční oblasti s nejvyšší amplitudou Korotkovových zvuků a nejnižší amplitudou rušivých artefaktů, tedy v rozmezí cca 40 – 80 Hz. [30] Toto opatření však dokáže rušivé zvuky odstranit pouze částečně, a proto je nutné měřit co možná nejopatrněji, aby k nim vůbec nedocházelo.

Vlastní program pro měření krevního tlaku lze rozdělit na dva základní režimy: měření a zobrazení. První režim, jak již název napovídá, zajišťuje vlastní měření krevního tlaku a případně ukládání naměřených hodnot a průběhů. Druhý režim slouží k zobrazení naměřených průběhů a hodnot a případné úpravě výpočetních parametrů při chybně naměřených hodnotách. Tyto dvě součásti programu jsou od sebe oddělené, mají vlastní čelní panel a pracují nezávisle na sobě. Volba režimů je řešena jednoduše pomocí *Tab controlu* na čelním panelu a *Case struktury* v blokovém diagramu. Přepnutím záložky *Tab controlu* se změní celý čelní panel a v blokovém diagramu dojde k přepnutí *Case struktury* na druhou část programu.

## 5.1 Režim měření

Tento režim umožňuje měření tlaku a tepové frekvence a pro snazší obsluhu je vytvořen tak, aby uživatele při měření interaktivně vedl – ovládací a zobrazovací prvky na čelním panelu se mění (aktivují a deaktivují) v závislosti na tom, v jaké fázi měření se program momentálně nachází. Po spuštění programu uživatel nastaví parametry měření a poté je tlačítkem potvrdí. V závislosti na nastavení se spustí načítání signálu z měřící karty, při kterém jsou naměřené hodnoty ukládány do pole k závěrečnému zpracování. Po skončení měření následuje výpočet systolického tlaku, diastolického tlaku a tepové frekvence z naměřených dat a jejich výsledné zobrazení na čelním panelu. Program je možné v kterémkoli okamžiku ukončit pomocí stop tlačítka.

Na čelním panelu (viz Obr 5.1) lze v levé části pozorovat ovládací prvky pro nastavení programu, uprostřed se nachází zobrazovací prvky, které jsou aktivní při měření a vpravo dole jsou indikátory zobrazující výsledky měření.

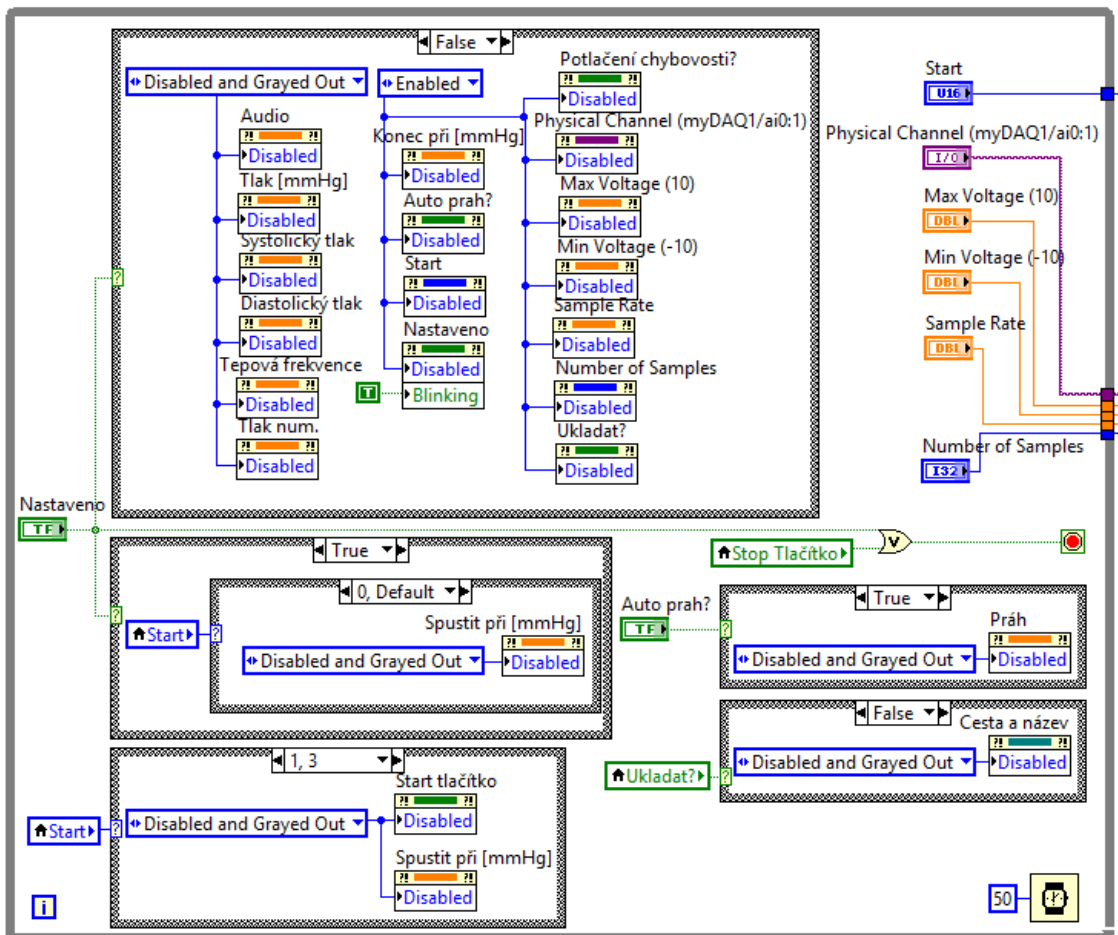


Obr. 5.1 – Čelní panel režimu měření

## 5.1.1 Inicializace

Po spuštění programu v režimu měření je nutné nastavit parametry měření. Při inicializaci dojde k aktivaci ovládacích prvků na čelním panelu. Aktivní jsou vždy pouze ty ovladače, které v konkrétním momentě dávají smysl. Například při vypnuté volbě ukládání není uživateli umožněno zvolit cestu a název souboru. Je možné nastavit parametry snímání (vzorkovací frekvence, rozsah napětí atd.), parametry výpočtu (velikost prahu), ukládání, začátek a konec měření. Uživatel tedy nastaví požadované hodnoty a potvrdí je na blikajícím tlačítku. Tímto úkonem inicializace končí a program přechází k další části.

V blokovém diagramu je inicializace řešena pomocí *While* smyčky, ve které jsou umístěny *Case struktury* obsahující *Uzly vlastností* (*Property node*), které slouží k programovému ovládání prvků na čelním panelu. *While* smyčka se spustí se startem programu a *Uzly vlastností* v *Case strukturách* aktivují nebo deaktivují ovládací prvky na čelním panelu dle aktuálně nastavených hodnot. Po dokončení inicializace stiskne uživatel potvrzovací tlačítko, čímž je *While* smyčka ukončena a nastavené parametry předány k dalšímu zpracování.



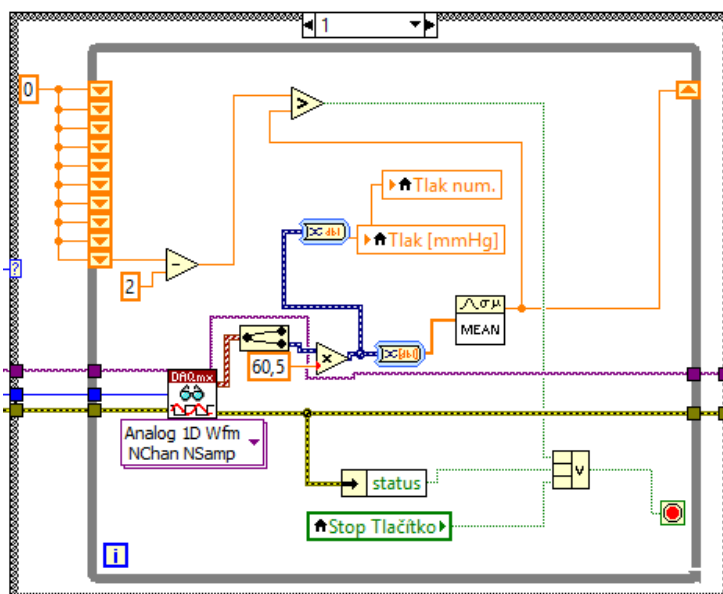
Obr. 5.2 – Inicializace v blokovém diagramu

## 5.1.2 Nastavení načítání signálů

Čtení signálu z měřicí karty se provádí pomocí bloku *DAQmx Read*, před vlastním čtením, je však nutno tento blok nastavit pomocí hodnot nastavených v inicializaci. Za tímto účelem bylo vytvořeno *SubVI* (*SubVI* slouží k rozdělení aplikace na několik dílčích částí, z nichž každá plní určitou část budoucí aplikace. Jde tedy o obdobu funkcí u řádkově orientovaných programovacích jazyků.), obsahující bloky *DAQmx Create Channel*, *DAQmx Timing* a *DAQmx Start Task*. První blok v tomto *SubVI* – *DAQmx Create Channel* slouží k vytvoření a nastavení měřicích kanálů. Zadává se zde napětový rozsah měřených signálů, typ vstupního signálu a název použitých fyzických kanálů u měřicí karty. Druhý blok – *DAQmx Timing* slouží k nastavení časování, vzorkovací frekvence a režimu vzorkování. Třetí blok poté pouze zahajuje měření u měřicí karty. Všechny bloky v tomto *SubVI* jsou nastaveny hodnotami zadanými uživatelem při inicializaci.

## 5.1.3 Čekání na měření

Po dokončení nastavení je již možné začít měřit. Je třeba nafouknout manžetu a poté ji pomalu vypouštět. Vlastní snímání Korotkovových zvuků se provádí až při vypouštění okluzní manžety, není tedy žádoucí, aby zařízení měřilo před úplným nafouknutím manžety, protože při nafukování vznikají zvuky, které by zaznamenalo snímací zařízení a měření by tím bylo ovlivněno. Je tedy vhodné měření spustit až v momentě dosažení tlakového vrcholu. V případě ruční balónkové pumpy by však uživatel musel při nafukování rovněž spouštět měření, což není elegantní ani praktické. Pro odstranění tohoto nedostatku byly do programu implementovány čtyři způsoby spouštění měření, které se volí stejně jako ostatní parametry při inicializaci. První způsob spouští měření při dosažení nastaveného tlaku v tlakové manžetě. Druhý způsob spouští měření při zaznamenání poklesu tlaku v manžetě. Manžetu je tedy možné nafouknout na libovolný tlak a měření se spustí až po dokončení nafukování. Třetí způsob začíná měřit po manuálním stisku startovacího tlačítka a čtvrtý spustí měření okamžitě po skončení inicializace. V této části programu je jediným aktivním prvkem na čelním panelu indikátor tlaku v manžetě.



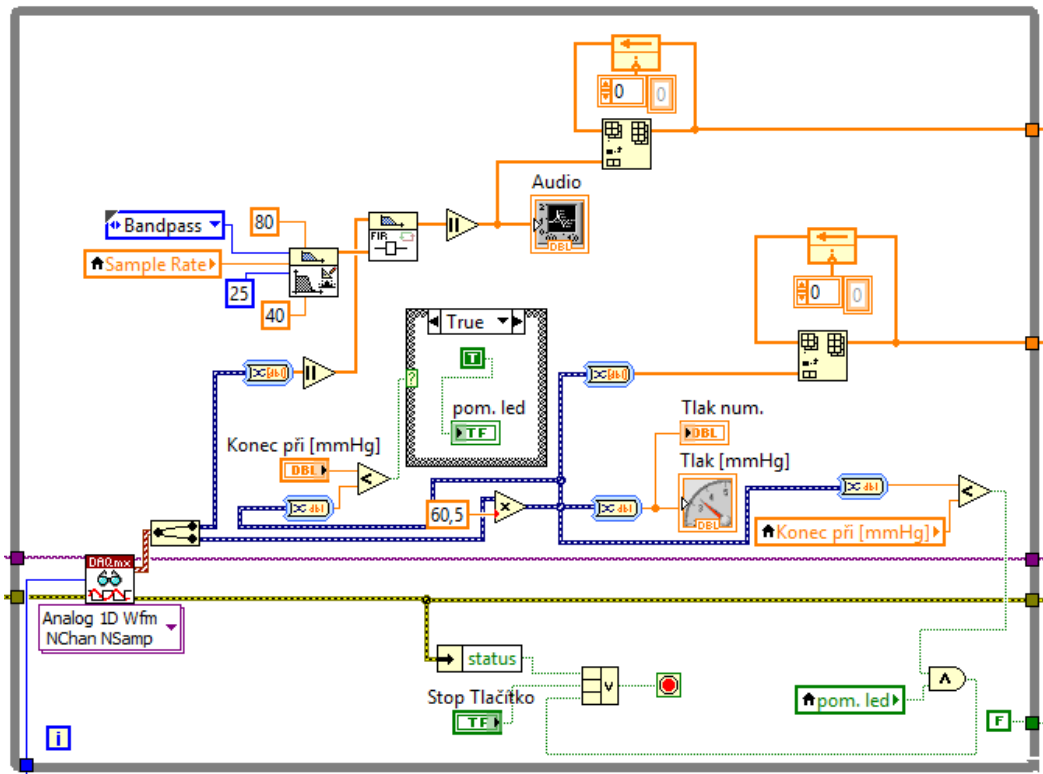
Obr. 5.3 – Spouštění měření při poklesu tlaku v manžetě

V blokovém režimu je tato část programu řešena pomocí *Case struktury*, která pro každý spouštěcí režim obsahuje vlastní *While smyčku*. Ve smyčce se nachází blok *DAQmx Read*, který čte signál ze senzoru tlaku krve a násobí ho konstantou pro převod napětí na milimetry rtuťového sloupce (dle výrobce senzoru tlaku krve 56,11 mmHg/V, po kalibraci však 60,5 mmHg/V, viz kap. 6.1). Tento tlak je následně zobrazen na čelním panelu. Další zpracování signálu je již závislé na zvoleném spouštěcím režimu. V případě spouštění při dosažení nastaveného tlaku je získaný signál porovnáván se zadaným prahem, a když jej překročí, *While smyčka* je ukončena a program přechází do další části. Pokud je zvoleno spouštění při poklesu tlaku v manžetě (viz Obr 5.3), je nejprve vypočítána střední hodnota z aktuálně příchozího vzorku dat a poté je pomocí *Shift registru* porovnána s hodnotou příchozí před deseti iteracemi *While smyčky* (standardně hodnota příchozí před jednou vteřinou). Pokud je aktuální hodnota nižší než předchozí, znamená to, že tlak v manžetě již klesá a dojde k ukončení *While smyčky*. V případě zvolení ručního startu měření *While smyčka* jednoduše běží, dokud není stisknuto spouštěcí tlačítko a v případě volby okamžitého spuštění není *While smyčka* zahrnuta vůbec a parametry jsou přímo předány další části programu.

### 5.1.4 Měření

Zde již dochází k vlastnímu zaznamenávání Korotkovových zvuků a tlaku v manžetě. V tomto momentě je pro přesné měření nezbytné, aby měřená osoba seděla naprosto nehybně s uvolněnou paží, na které je umístěno měřící zařízení a aby bylo v místnosti co možná největší ticho. Probíhající měření je na čelním panelu signalizováno aktivováním zobrazovacího prvku pro zvukový signál. Aktivní je rovněž indikátor tlaku

v manžetě. Měření probíhá do okamžiku, kdy tlak v manžetě poklesne pod nastavený práh, nebo stisknutím stop tlačítka.



Obr. 5.4 - Měření v blokovém diagramu

Měření je opět realizováno ve *While smyčce*, viz Obr 5.4. Oba signály z tlakové manžety a z mikrofonního předzesilovače jsou načítány pomocí bloku *DAQmx Read* a následně separovány funkcí *Split signals*. Zvukový signál je následně filtrován pomocí *FIR Filtru* a bloku *FIR Windowed Coeficients*, který provádí nastavení tohoto filtru. Ten je nastaven na pásmovou propust s dolní mezní frekvencí na 40 Hz a horní mezní frekvencí na 80 Hz. Filtr má za úkol, jak již bylo dříve zmíněno, propouštět frekvence s maximální amplitudou Korotkovových zvuků a minimální amplitudou rušivých artefaktů. Takto přefiltrovaný signál je poté pomocí bloku *Absolute value* přeplopen do kladné poloviny. Získaný signál je již připraven pro výsledný výpočet krevního tlaku, a tak je funkcí *Insert Into Array* s každou iterací *While smyčky* vkládán do pole a zobrazován na čelním panelu. Signál ze senzoru tlaku krve je pouze přepočítáván na milimetry rtuťového sloupce, zobrazován na čelním panelu a ukládán do pole jako v případě signálu z předzesilovače. Dále jsou hodnoty tlaku porovnávány s prahem pro ukončení měření a při poklesu pod tento práh je *While smyčka* pro měření ukončena.

## 5.1.5 Zpracování a zobrazení naměřených hodnot

Po skončení měření se na čelním panelu opět deaktivují zobrazovací prvky zvukového signálu a tlaku v manžetě a aktivují se prvky pro zobrazení systolického tlaku, diastolického tlaku a tepové frekvence. V těchto indikátorech se po dokončení výpočtu (prakticky okamžitě), zobrazí vypočtené hodnoty krevního tlaku a tepové frekvence a tímto je celý program v režimu měření ukončen.

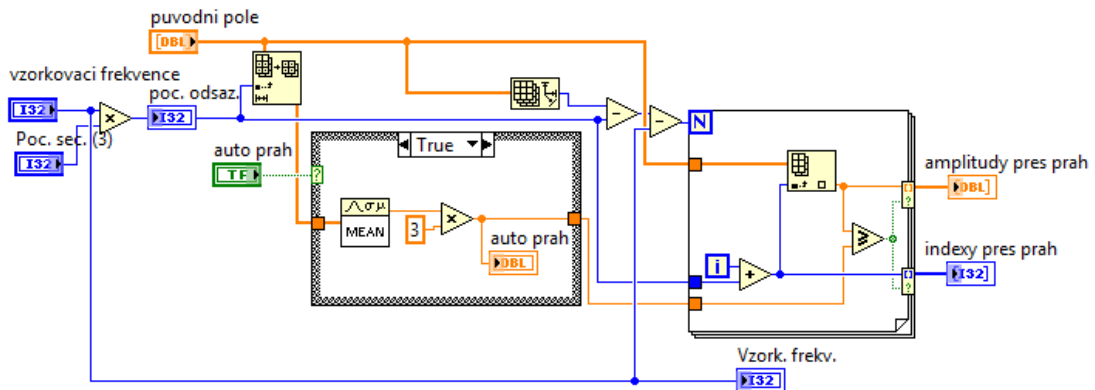
Výpočet krevního tlaku je prováděn pomocí indexace Korotkovových zvuků, které překročily nastavený práh. Při měření se vzorkovací frekvencí 3000 Hz, každou vteřinou vzniká 3000 hodnot seřazených za sebe, z nichž každá má v uloženém poli vlastní číslo (index). Při našem měření takto každou vteřinou vzniká 3000 vzorků v poli se zvukovým signálem a 3000 vzorků s tlakovými hodnotami. Pokud je v poli se zvukovým signálem poprvé překročen nastavený detekční práh na indexu číslo 20 000, jemu odpovídající tlaková hodnota se nachází v tlakovém poli na stejném místě. V momentě prvního překročení nastaveného prahu tedy obdržíme index pro systolický tlak, na základě kterého zjistíme hodnotu systolického tlaku v tlakovém poli. Pro diastolický tlak je situace obdobná.

Programově je výpočet řešen pomocí několika *SubVI* vnořených do jednoho zapouzdřujícího *SubVI*, které je vloženo do hlavního programu a jehož výstupem jsou hodnoty systolického tlaku, diastolického tlaku a tepové frekvence. Úkolem některých vnořených *SubVI* je odstranění chybně detekovaných vrcholů a zpřesnění výsledku měření. Pokud si uživatel z nějakého důvodu nepřeje tento zásah do naměřených dat a chce systolický a diastolický tlak určit pouze jako první a poslední přetečení prahu, může tuto funkci vypnout na čelním panelu tlačítkem *Potlačení chybovosti*. V drtivé většině případů však zapnuté *Potlačení chybovosti* přináší zpřesnění výpočtu. Výpočet je postupně v jednotlivých *SubVI* řešen následovně.

### Nalezení indexů přesahujících práh

V prvním *SubVI* dojde u zvukového pole k selekci indexů, u kterých jejich amplituda přesahuje nastavený práh. Výstup tedy činí pouze pole indexů (poloh hodnot přesahujících práh), nikoliv amplitudy, jak je tomu u vstupního pole. V tomto *SubVI* je také možno volit, zda bude práh pevně dán uživatelem, nebo jestli bude práh automaticky určen programem. Určit předem vhodnou hodnotu prahu je pro uživatele značně problematický úkol, protože amplituda měřeného zvukového signálu je závislá na spoustě okolností, jako například přítlak fonendoskopu, zesílení na předzesilovači a umístění fonendoskopu na paži. V praxi to znamená, že při každém měření je amplituda snímaného signálu jiná. Proto je v programu zahrnuta struktura umožňující automatické nastavení prahu na základě průměrné hodnoty již získaného signálu. Automatický práh nemůže vzhledem ke své konstrukci poskytovat stoprocentně správné výsledky, obecně

se ale jedná o vhodnější řešení oproti prahu nastavenému uživatelem. Ovladač pro možnost volby automatického prahu je umístěn na čelním panelu.

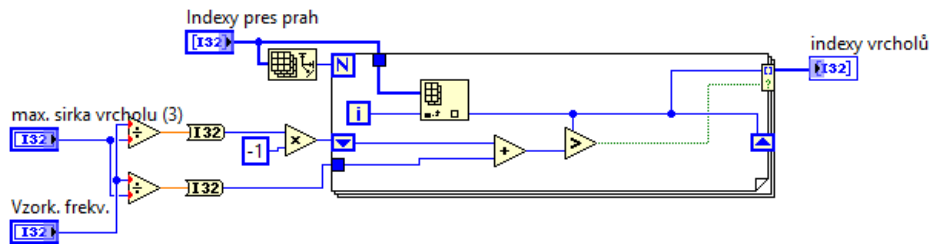


Obr. 5.5 - SubVI pro selekci indexů a autopráh

Původní pole zvukového signálu je nejprve zkráceno o první tři a poslední vteřinu měření, které jsou standardně výrazně zarušeny chodem kompresoru nebo manipulací s ruční pumpou. Poté, v závislosti na tom, zda je zapnuta volba automatického prahu, je buď předána hodnota prahu zadaná uživatelem, nebo je z původního pole pomocí bloku *Mean* a násobení hodnota prahu vypočítána. Dále je vstupní pole pomocí *For smyčky* s tímto prahem porovnáváno prvek po prvku a indexy u kterých jejich amplituda přesahuje práh, jsou zapsány do výstupního pole, viz Obr 5.5.

## Detekce vrcholů

V dalším *SubVI* je z pole indexů přesahujících práh vytvořeno pole obsahující pouze jednotlivé vrcholy – pro každý vrchol pouze jeden index.

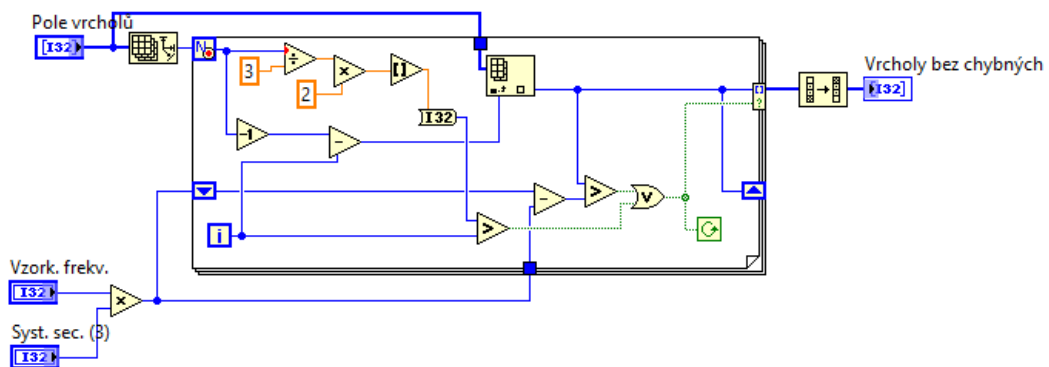


Obr. 5.6 - SubVI detekce vrcholů

Pole indexů přesahujících práh je procházeno po jednom prvku ve *For smyčce* a v případě že je aktuálně zpracováván index větší než předchozí index o více než předem nastavený počet čísel, znamená to, že byl nalezen nový vrchol. Ten je poté zapsán do výstupního pole. Maximální šířka vrcholu je standardně nastavena na třetinu vteřiny, což zaručuje bezpečné oddělení jednotlivých vrcholů.

## Odstranění systolických a diastolických chyb

V momentě, kdy jsou odděleny jednotlivé vrcholy je možné na základě jejich vzdáleností určit, které z nich náleží Korotkovovým zvukům a které představují pouhé náhodné překročení prahu v důsledku rušení. Při měření mohou vznikat falešné detekce ještě před zachycením prvního a po zachycení posledního Korotkovova zvuku, například v důsledku pohybu paže vyšetřované osoby. Tyto nechtěně zachycené zvuky potom ovlivní výsledek měření. Za účelem odstranění těchto náhodných chyb jsou zabudovány další dvě *SubVI*. První z nich odstraňuje chyby v systolické oblasti, tedy před první detekcí Korotkovových zvuků a druhé odstraňuje chyby v diastolické oblasti – po poslední detekci Korotkovových zvuků. Tyto dvě *SubVI* tedy principiálně snižují chybně vysoký systolický tlak a zvyšují chybně nízký diastolický tlak.



Obr. 5.7 - SubVI pro odstranění systolických chyb

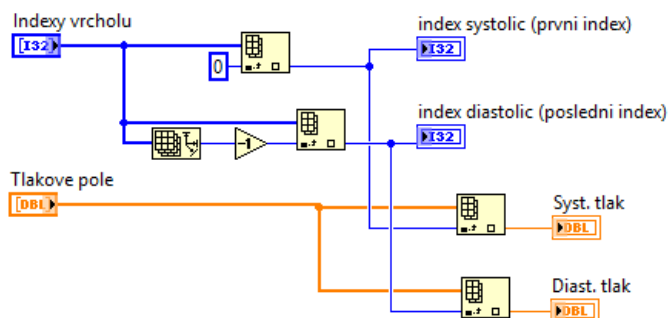
V případě systolických chyb je pole vrcholů procházeno od konce ve *For smyčce*, jak je znázorněno na Obr. 5.7. Pokud se v první třetině pole vyskytují vrcholy vzdálenější od předchozích vrcholů, znamená to, že se nejedná o Korotkovův zvuk, protože Korotkovovy zvuky se vyskytují periodicky za sebou. Je-li tato chyba zjištěna, smyčka je ukončena a všechny systolické chyby jsou tudíž z původního pole odstraněny. Obdobně je postupováno u diastolických chyb, pole vrcholů je pouze procházeno z opačné strany.

Tato dvě *SubVI* však z principu nedokáží odstranit rušení, které působilo pravidelně v průběhu celého měření, nebo v případě, že rušení nastalo v dané toleranci po Korotkovových zvucích. Interval je standardně nastaven na tři vteřiny, což ve většině případů poskytuje nejlepší výsledky. Jeho snížení vede k lepšímu odstranění rušení, zvyšuje se však zároveň riziko odstranění platných Korotkovových zvuků.

## Určení hodnot tlaku

Po předchozích operacích je již pole vrcholů očištěno od chyb, a proto je z něj možné použít indexy pro zjištění systolického a diastolického tlaku. Z pole je načten první a

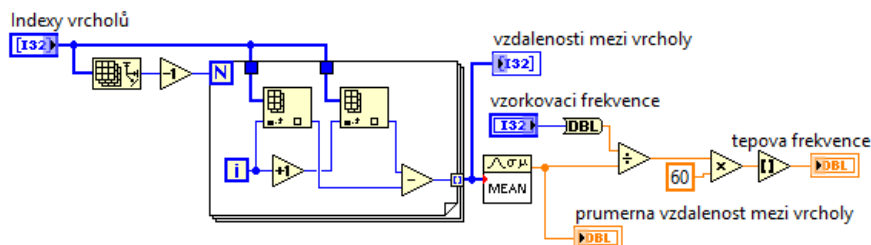
poslední prvek (viz Obr 5.8) a na jejich základě jsou v tlakovém poli vyhledány odpovídající hodnoty tlaku, které jsou poté zobrazeny jako výsledek na čelním panelu.



Obr. 5.8 - Získání hodnot tlaku

## Výpočet tepové frekvence

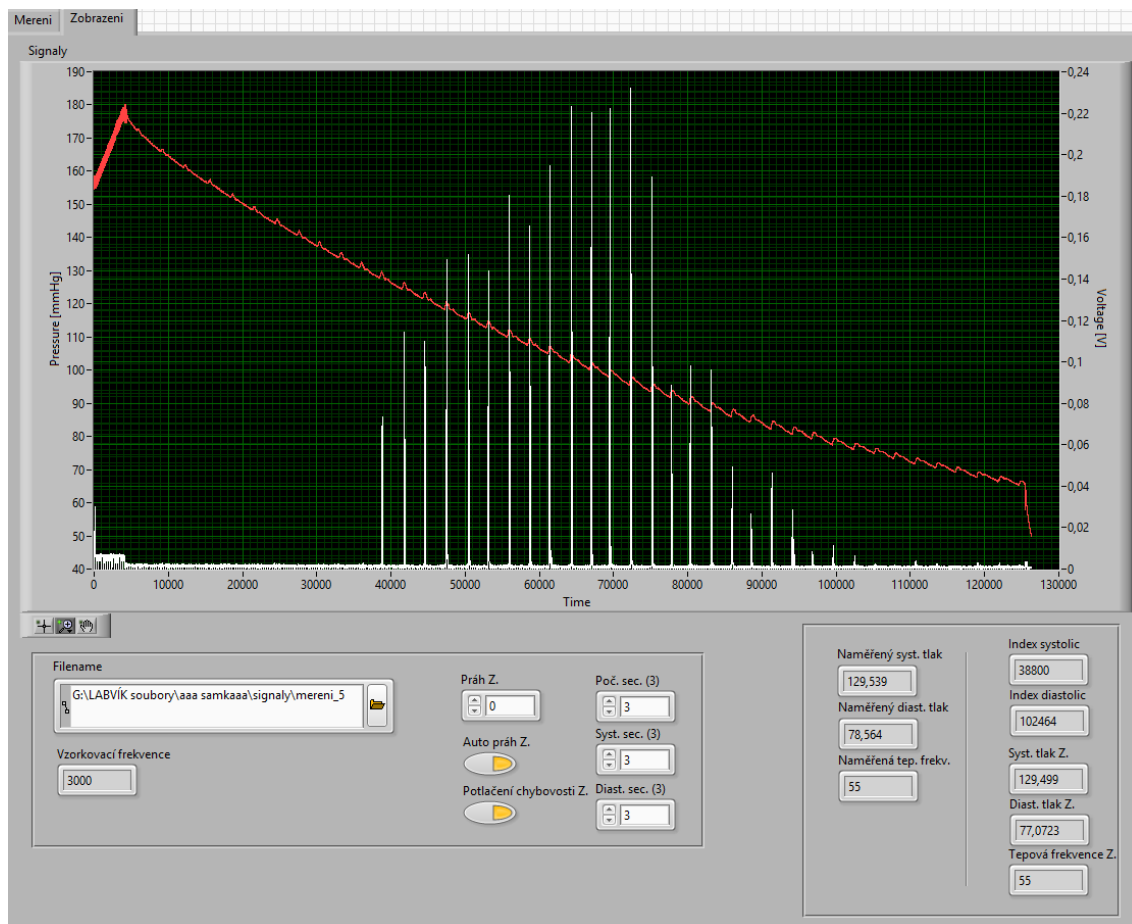
Do programu je také pro úplnost zařazeno *SubVI* pro výpočet tepové frekvence. Jeho funkce je zobrazena na Obr. 5.9. Ve *For smyčce* jsou z pole vrcholů spočteny vzdálenosti mezi jednotlivými vrcholy. Tyto vzdálenosti jsou uloženy do pole a z nich je vzápětí pomocí bloku *Main* spočtena průměrná vzdálenost mezi vrcholy. Na základě tohoto průměru a vzorkovací frekvence je následně vypočítána tepová frekvence v tepech za minutu.



Obr. 5.9 - SubVI pro výpočet tepové frekvence

## 5.2 Režim zobrazení

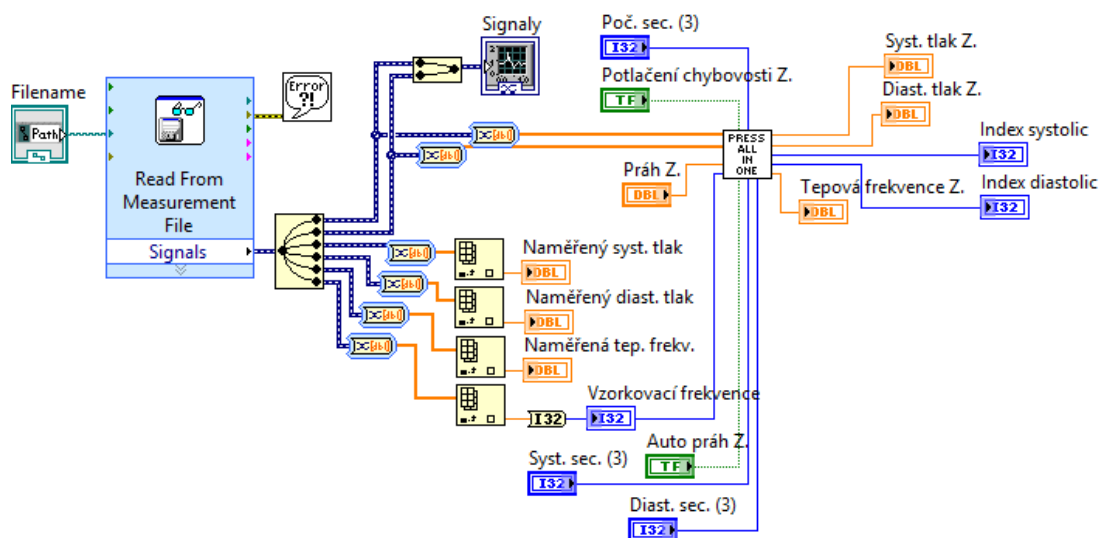
Režim zobrazení byl vytvořen především pro kontrolu naměřených dat. Vzhledem k principu snímání při měření není možné zaručit stoprocentní správnost naměřených hodnot. Uživatel znalý problematiky si tedy po dokončení měření může naměřené průběhy prohlédnout a z nich odvodit, zda mu byl krevní tlak změřen správně. Pokud jsou v zobrazených průbězích patrné rušivé artefakty, které nebyly programem odstraněny, může se pokusit o úpravu výpočetního algoritmu změnou parametrů na čelním panelu, nebo může jednoduše určit krevní tlak pohledem. Bohužel v některých obzvláště zarušených průbězích již nelze určit krevní tlak žádným způsobem, protože není možné rozeznat, zda se jedná o Korotkovovy zvuky nebo o rušení.



**Obr. 5.10 - Čelní panel režimu zobrazení**

Na Obr. 5.10 je znázorněn čelní panel, kterému dominuje velký grafický zobrazovač pro snadnou kontrolu průběhů. Pod zobrazovacím prvkem vlevo se nachází ovládací prvky výpočtu, vpravo jsou pak zobrazovací prvky původně naměřených hodnot a zobrazovací prvky nově vypočtených hodnot pro případ, že uživatel dodatečně mění parametry výpočtu. Původně naměřené výsledky lze tedy snadno porovnat s těmi nově vypočtenými.

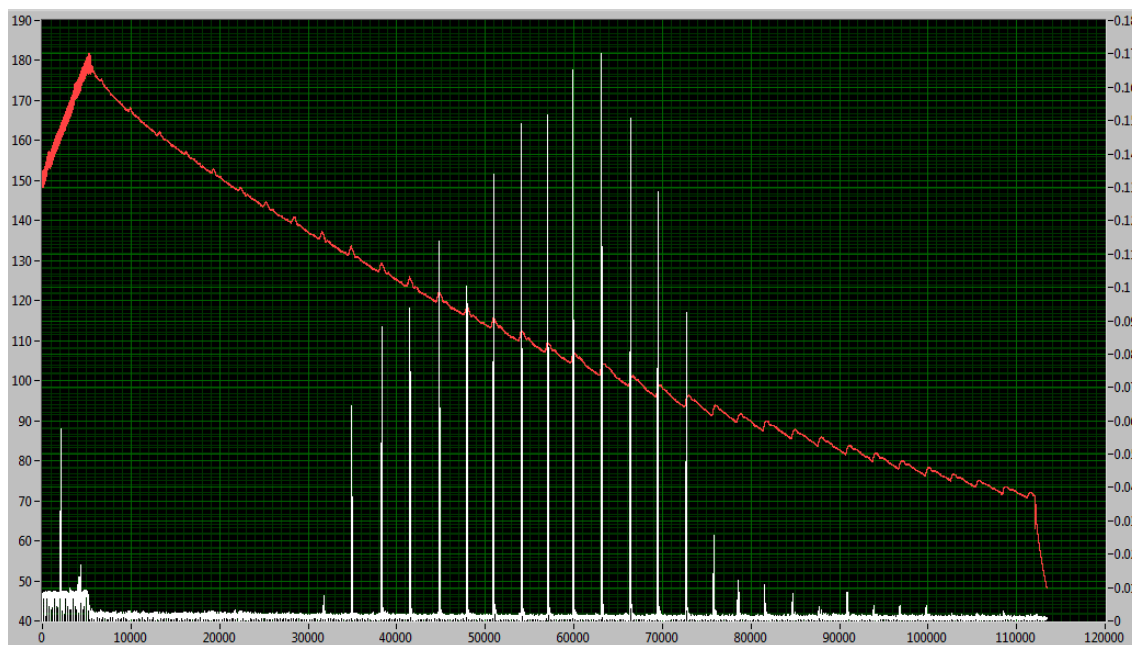
V blokovém schématu se jedná o jednoduchý program, který k výpočtu využívá již dříve popsané zapouzdřující *SubVI* z režimu měření. Signály jsou načteny z uloženého souboru pomocí expresního *VI Read From Measurement File* a přímo vstupují do tohoto *SubVI*, na jehož výstupu jsou zobrazeny výsledné hodnoty, viz Obr 5.11.



Obr. 5.11 - Blokový diagram režimu zobrazení

## 6. ZHODNOCENÍ PŘESNOSTI

Problematika přesnosti navrženého přístroje bude vysvětlena na Obr. 6.1. Na obrázku jsou vidět naměřené průběhy z náhodného měření.



Obr. 6.1 – Průběhy z náhodného měření

Červená křivka značí průběh tlaku v manžetě a s rostoucím časem se přirozeně snižuje. Bílý průběh zobrazuje zvuk zaznamenaný mikrofonom na Brachiální tepně. V tomto případě je zvukový signál prakticky nezarušený (kromě zvětšené amplitudy na počátku způsobené činností vzduchového kompresoru) – jedná se tedy o ideální průběh. Bílé vrcholy značí Korotkovovy zvuky, které podle předpokladu nejprve rostou a poté se snižují až do úplného vymizení. Na okamžik vymizení lze vysvětlit problematiku určování prahu. Korotkovovy zvuky mají před vymizením často velmi malou amplitudu a tak i mírné zvětšení prahu vede k přehlédnutí těchto zvuků programem a tudíž k nesprávně vysokým hodnotám diastolického krevního tlaku. Snižování prahu naopak vede k větší náchylnosti k zaznamenání rušivých artefaktů. V případě snížení prahu pod přípustnou mez pak dochází k zaznamenávání šumu a naměřený tlak je naprosto chybný. Správně nastavená úroveň prahu je tedy klíčová pro přesné měření. Pokud je práh nastaven na vhodnou hodnotu (tedy těsně nad úroveň šumu), pořád ještě není správný výsledek zaručen. Měření stále může ovlivnit rušení vznikající při pohybu pacienta a hluku v okolí. Snímací mikrofón je velmi citlivý a proto zaznamenává i nepatrné záškuby svalů a pohyby pacienta, které mohou být při překročení prahu chybně vyhodnoceny jako Korotkovovy zvuky. Pacient tedy při měření musí být v naprostém klidu a okluzní manžeta musí být nasazena tak, aby při vypouštění vzduchu nedocházelo k jejímu posunu či tření o fonendoskop. Fonendoskop by měl být k paži připevněn mechanicky (například pomocí gumiček) a nikoliv ručně, při ručním

přidržívání rovněž vznikají rušivé zvuky. Program je schopen odstranit rušení, které se nachází více než tři vteřiny před prvním a tři vteřiny po posledním Korotkovovu zvuku. Pokud ale nastane falešné překročení prahu v tomto třisekundovém okamžiku, spouští se další třisekundový interval. V případě, že k rušení překračujícímu práh dochází častěji než každé tři vteřiny, tedy program není schopen rozeznat, že jde o chybu a výsledky měření budou chybné.

Z předchozího odstavce je tedy zřejmé, že k dosažení kýžených výsledků měření je nezbytné precizní nastavení prahu a navíc minimální okolní rušení. Ne vždy je však možné těchto požadavků dosáhnout. Jak již bylo zmíněno dříve, nastavení prahu uživatelem na správnou hodnotu před vlastním měřením je velmi nepravděpodobné, je proto vhodné aktivovat automatický práh. Automatický práh je však nastaven na korektní funkci u průběhů s nízkou a střední intenzitou rušení a proto nemusí vyhovovat všem měřením. Výsledky měření je tedy vhodné vždy ověřit v režimu zobrazení.

## **6.1 Kalibrace senzoru tlaku krve**

Tlakové hodnoty u senzoru tlaku krve jsou dány konstantou, kterou se násobí výstupní napětí senzoru. Tato konstanta je dána výrobcem a činí 56,11 mmHg/V. Při testovacích měřeních však byla s touto konstantou zjištěna odchylka mezi tlakovými hodnotami komerčního tonometru Microlife BP A150 a senzoru tlaku krve. Tento rozdíl byl nezanedbatelný a v některých případech činil až 12 mmHg. Senzor tlaku krve byl tedy kalibrován referenčním rtuťovým tonometrem a byla stanovena nová přepočtení konstanta – 60,5 mmHg/V. Po kalibraci již byly hodnoty tlaku u obou přístrojů prakticky stejné.

## **6.2 Měření na vzorku dobrovolníků**

Vytvořeným měřičem krevního tlaku bylo pro otestování přesnosti změřeno devět dobrovolníků. Každý z nich byl změřen nejméně dvakrát na každé ruce. Při měření probíhalo na stejné paži současně také měření na oscilometrickém digitálním tonometru Microlife BP A150 (jeho udávaná přesnost činí  $\pm 3$  mmHg) tak, že obě zařízení byla zároveň napojena na stejnou tlakovou manžetu. Spuštěním digitálního tonometru, který obsahuje vzduchový kompresor, tedy došlo k automatickému nafouknutí manžety a při následném vypouštění měřila obě zařízení současně. Naměřené hodnoty tedy lze porovnat. Měřené osoby musely být při měření v naprostém klidu, s opřenými zády a rukou položenou volně na stole. Fonendoskop byl nastaven na membránovou hlavu (zvonečková hlava se ukázala jako nevyhovující, protože vyžadovala velmi přesné usazení na ruce a při drobném odklonu vůbec nepřenášela zvuky) a upevněn pomocí

gumových pásků s relativně velkým přitlakem, který zajišťuje nejlepší výsledky. Zesílení na mikrofonním předzesilovači bylo nastaveno na nejnižší hodnotu, tedy cca 20. Toto zesílení bylo vyhodnoceno jako naprosto dostatečné pro všechna měření. Průměrné naměřené výsledky pro každou osobu jsou vyznačené v Tabulce 3.

**Tabulka 2 -Průměrné hodnoty tlaku naměřené na vzorku dobrovolníků**

	Microlife BP A150		Měřič krevního tlaku	
	ST	DT	ST	DT
Osoba č.	[mmHg]	[mmHg]	[mmHg]	[mmHg]
1	124	69	116	68
2	105	65	101	64
3	144	84	136	86
4	128	76	122	73
5	142	76	134	84
6	116	71	110	71
7	123	65	112	64
8	120	77	117	75
9	108	62	103	63
Průměr	123,3	71,7	116,7	72

Jak je patrné z tabulky, hodnoty systolického tlaku jsou u navrhnutého přístroje vždy nižší než u komerčního tonometru, v průměru o cca 7 mmHg. U této chyby je možné bezpečně vyloučit původ v rušivých artefaktech, protože ty by způsobovaly zvýšení systolického tlaku a nikoliv snížení. Chybu v senzoru tlaku krve je možno také vyloučit, protože senzor byl kalibrován a tlakové hodnoty byly shodné s komerčním tonometrem. Původce tohoto rozdílu se tedy s největší pravděpodobností nachází v mikrofonní části přístroje, kdy mikrofon, případně fonendoskop a jeho zvukovod není schopen zachytit některé počáteční Korotkovovy zvuky a tím vzniká snížení systolického tlaku anebo se první Korotkovovy zvuky nacházely pod úrovní rozlišitelnosti přístroje – v hladinách šumu. Značný vliv na přenos zvuku má také přesnost umístění fonendoskopu na paži (viz dále). Další, byť nepravděpodobnou příčinou rozdílné hodnoty může být chyba komerčního tonometru v důsledku umístění fonendoskopu v blízkosti manžety. Tonometr Microlife BP A150 měří krevní tlak oscilometrickou metodou, vyhodnocuje tedy oscilace zaznamenané tlakovou manžetou na brachiální tepně. Na brachiální tepně je však v našem případě umístěn také fonendoskop, který ji mírně stlačuje, a proto může tyto oscilace ovlivnit. Výrobce přístroje se současným použitím fonendoskopu samozřejmě nepočítá, a proto může implementovaný výpočetní algoritmus chybně určit hodnoty tlaku. Při tomto současném měření byly v některých případech přístrojem vypočítané hodnoty očividně chybné.

U diastolických hodnot je již rozdíl průměrně minimální a nedosahuje ani 1 mmHg. Naměřené hodnoty se nachází většinou v rozmezí  $\pm 3$  mmHg od komerčního tonometru. Pouze u jedné měřené osoby (Osoba č. 5) činil rozdíl průměrně 8 mmHg. U tohoto dobrovolníka nedocházelo k postupnému útlumu Korotkovových zvuků, jako u ostatních, nýbrž několik tepů po dosažení maxima nastalo okamžité vymizení zvuků.

Obecně lze říci, že přesnost navrhnutého přípravku velmi závisí na konkrétní měřené osobě. Pozoruhodné je, že u některých osob byly jednotlivé výsledky měření konstantní a téměř se shodovaly s oscilometrickým tonometrem (Osoby č. 2 a 8). U jiných dobrovolníků byly jednotlivé hodnoty tlaku velmi proměnlivé (Osoba č. 1 a 7). U dvou dobrovolníků byl rozptyl naměřených hodnot způsoben pohybovými artefakty, protože i přes veškerou snahu nebyli schopni zachovat naprostý klid, což ovlivnilo výsledky měření. U zbylých osob s nestálými hodnotami však v průbězích nebyly nalezeny známky rušení. První Korotkovovy zvuky byly v těchto případech zaznamenány vždy při jiných hodnotách tlaku (standardně v rozmezí cca 15 mmHg). Takovéto rozdíly mohou být způsobeny běžnými fyziologickými změnami krevního tlaku mezi měřeními, tyto rozdíly ovšem nekorelovaly s oscilometrickým měřičem. Principiálně tedy odchylky mohou být způsobeny rozdílnými metodami měření a výpočtu, pravděpodobněji však vznikají v mikrofonní části přístroje, konkrétně drobnými odchylkami při umístění fonendoskopu mezi měřeními. I nepatrné změny pozice fonendoskopu na paži mohou způsobit změny v naměřených hodnotách. Měření u některých osob je však na tyto změny pozice fonendoskopu evidentně náchylnější. Problém byl patrný především u osob s nízkým množstvím podkožního tuku a větším množstvím svalové hmoty, u kterých měl fonendoskop mnohem horší kontakt s pokožkou.

Přístroj jako takový je tedy v určitých případech schopen přesného měření krevního tlaku, do celého měřicího procesu však vstupuje takové množství ovlivňujících faktorů, že spolehlivou funkci u každého měření nelze zaručit.

## 7. ZÁVĚR

Cílem práce bylo popsání neinvazivních metod měření krevního tlaku a vytvoření přípravku pro automatizované měření krevního tlaku auskultační metodou pomocí počítače.

Ve druhé kapitole byl tedy nejprve popsán krevní tlak z obecného hlediska a vysvětleny základní pojmy jako systolický, diastolický a pulzní tlak. Následně již byly popsány hlavní techniky neinvazivního měření a pravidla pro měření krevního tlaku.

Čtvrtá kapitola práce popisuje měřící řetězec pro auskultační měření krevního tlaku. Část měřícího řetězce byla k dispozici, proto se návrh zaměřoval především na výběr fonendoskopu, volbu vhodného mikrofону a vytvoření předzesilovače pro tento mikrofón. Fonendoskop byl vybírán pouze na základě vhodného typu hlavy a nízké ceny. Hlava fonendoskopu může být buď zvonečková, nebo membránová, přičemž zvonečková lépe přenáší nízké frekvence a membránová vyšší frekvence. Jako optimální se tedy jevil fonendoskop s oboustrannou hlavou, který obsahuje obě varianty. Jako nejvhodnější mikrofón pro snímání Korotkovových zvuků se ukázal PMOF-6027PN-42U, který měl společně s některými dalšími mikrofóny vhodný frekvenční rozsah, na rozdíl od nich měl ale drobné cenové nebo praktické výhody, které jsou popsány v kapitole 4.3. Předzesilovač byl navrhován s cílem optimálního zesílení a nízkého šumu. Potřebné zesílení je při tomto konkrétním použití složité odhadnout, proto byl zesilovač navrhnout tak, aby zesílení bylo možné měnit otočným potenciometrem v rozmezí cca 20 až 1000. Požadavek nízkého šumu byl řešen především volbou nízkošumového operačního zesilovače OP07. Předzesilovač byl zhotoven na univerzálním plošném spoji a následně na něm bylo provedeno měření amplitudové frekvenční charakteristiky pro obě mezní nastavení zesílení. To prokázalo dostatečné zesílení pro celé frekvenční spektrum Korotkovových zvuků.

V programovací části je popsán zhotovený program měřící krevní tlak pomocí počítače. Program je napsán v programovacím prostředí LabVIEW a obsahuje dva nezávislé režimy. První z nich slouží k měření krevního tlaku a tepové frekvence a je vytvořen tak, aby uživatele interaktivně vedl a usnadnil mu tím celé měření. Druhý režim pak slouží k zobrazení naměřených hodnot a průběhů. Je díky němu možné odhalit případnou chybu měření a také zjistit správný výsledek měření.

Program k výpočtu krevního tlaku používá snímání zvuku, měření je tedy velmi závislé na okolním hluku a zvucích vznikajících při pohybu měřené osoby a posunu měřícího zařízení. Důležité je také přesné umístění fonendoskopu a tlakové manžety na paži. Při výpočtu je naměřený zvuk porovnáván s hodnotou detekčního prahu. Hodnota tohoto prahu je pro správný výsledek měření klíčová, je však obtížně určitelná a pro každé měření odlišná. V programu je tudíž implementována funkce automatického nastavení

prahu, který však z principu nemůže být optimální pro všechna měření. Přesnost programu je tedy ovlivnitelná velkým množstvím náhodně působících činitelů a z toho důvodu nelze očekávat jeho správnou funkci za všech okolností. Tato skutečnost byla potvrzena měřeními na vzorku dobrovolníků. U některých osob byly naměřené hodnoty stálé a porovnatelné s komerčním tonometrem. U jiných však byly naměřené hodnoty nekonstantní.

## Literatura

- [1] KOLÁŘ, Radim. *Lékařská diagnostická technika*. Brno, 2006. Elektronická skripta. VUT Brno.
- [2] NOVOTNÝ, Ivan a Michal HRUŠKA. *Biologie Člověka*. 4., Rozšířené a upravené vydání. Praha: Fortuna, 2008. ISBN 978-80-7373-007-9.
- [3] SILBERNAGL, Stefan. *Atlas patofyziologie člověka*. 390 s. Praha: Grada, 2001, 390 s. ISBN 80-716-9968-3.
- [4] BENEŠ, Jiří, Pravoslav STRÁNSKÝ a František VÍTEK. *Základy lékařské biofyziky*. 1. vyd. Praha: Karolinum, 2005, 196 s. Učební texty Univerzity Karlovy v Praze. ISBN 80-246-1009-4.
- [5] KITTNAR, Otomar. *Lékařská fyziologie*. 1. vyd. Praha: Grada, 2011, 790 s. ISBN 978-802-4730-684.
- [6] GANONG, William F. *Přehled lékařské fyziologie*. 20. vyd. Praha: Galén, c2005, xx, 890 s. ISBN 80-726-2311-7.
- [7] ROKYTA, Richard. *Fyziologie: pro bakalářská studia v medicíně, přírodovědných a tělovýchovných oborech*. 1. vyd. Praha: ISV nakladatelství, 2000, 359 s. ISBN 80-858-6645-5.
- [8] FÖLSCH, Ulrich R, Kurt KOCHSIEK a Robert F SCHMIDT. *Patologická fyziologie*. Vyd. 1. Překlad Richard Rokyta, Jan Mareš. Praha: Grada Publishing, 2003, 586 s. ISBN 80-247-0319-X.
- [9] DOLEJŠOVÁ, Milena a Jan FILIPOVSKÝ. Arteriální hypertenze. *Medicína pro praxi* [online]. 2007, č. 6 [cit. 2015-01-05]. Dostupné z: <http://www.medicinapropraxi.cz/pdfs/med/2007/06/03.pdf>
- [10] WIDIMSKÝ SR., Jiří. Americké směrnice o prevenci, detekci, hodnocení a léčbě hypertenze. *Hypertenze*. 2003, 6. ročník, č. 2.
- [11] KLENER, Pavel. *Vnitřní lékařství*. 4., přeprac. a dopl. vyd. Praha: Galén, 2011. ISBN 978-802-4619-866.
- [12] VAŘEKA, Tomáš. Ortostatická hypotenze u Shyova–Dragerova syndromu. *Interní medicína pro praxi* [online]. 2010, č. 12 [cit. 2015-01-05]. Dostupné z: <http://www.internimedicina.cz/pdfs/int/2010/07/11.pdf>

- [13] ROZMAN, Jiří. *Elektronické přístroje v lékařství*. Vyd. 1. Praha: Academia, 2006, 406 s., xxiv s. barev. obr. příl. Česká matice technická (Academia). ISBN 80-200-1308-3.
- [14] NĚMCOVÁ, Helena. Měření krevního tlaku. *Medicina pro praxi* [online]. 2007, č. 1 [cit. 2015-01-05]. Dostupné z: <http://www.internimedicina.cz/pdfs/int/2006/09/07.pdf>
- [15] TOGAWA, Tatsuo, Toshiyo TAMURA, P ÖBERG a Tatsuo TOGAWA. *Biomedical transducers and instruments*. 2nd ed. Boca Raton: CRC Press, c1997, 366 p. ISBN 08-493-7671-8.
- [16] FABIÁN, Vratislav. *Neinvazivní měření krevního tlaku založené na oscilometrickém principu*. Praha, 2012. Dostupné z: [http://www.i4control.eu/Ke\\_stazeni/Disertace\\_Fabian.pdf](http://www.i4control.eu/Ke_stazeni/Disertace_Fabian.pdf). Disertační práce. ČVUT v Praze.
- [17] IRWIN, Richard S a James M RIPPE. *Irwin and Rippe's intensive care medicine*. 7th ed. Philadelphia: Wolters Kluwer/Lippincott Williams, c2011, p. ISBN 978-160-8311-835.
- [18] CHMELARŮ, Milan. *Lékařská přístrojová technika I*. Brno: Akademické nakladatelství CERM, 1995, 192 s. ISBN 80-858-6763-X.
- [19] NELSON, Matthew R., Jan STEPANEK, Michael CEVETTE, Michael COVALCIUC, R. Todd HURST a A. Jamil TAJIK. Noninvasive Measurement of Central Vascular Pressures With Arterial Tonometry: Clinical Revival of the Pulse Pressure Waveform?. *Mayo Clinic Proceedings* [online]. 2010, vol. 85, issue 5, s. 460-472 [cit. 2015-01-05]. DOI: 10.4065/mcp.2009.0336. Dostupné z: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC2861976/>
- [20] SHAPIRO, David, JAMNER, James LANE, Kathleen LIGHT, Michael MYRTEK, Yukihiko SAWADA a STEPTOE. Blood pressure publication guidelines. *Cambridge university press* [online]. 1993, č. 33 [cit. 2015-01-05]. Dostupné z: <https://www.sprweb.org/articles/Shapiro96.pdf>
- [21] PELEŠKA, Jan. Měření krevního tlaku pacientem v domácím prostředí. *Medicina po promoci* [online]. 2010, č. 5 [cit. 2015-01-05]. Dostupné z: <http://www.tribune.cz/clanek/20106>

- [22] LAŇKOVÁ, Jaroslava. Měříme a interpretujeme správně krevní tlak?. *Practicus* [online]. 2008, č. 1 [cit. 2015-01-05]. Dostupné z: <http://web.practicus.eu/Documents/Practicus-01-2008/29-TK.pdf>
- [23] FILIPOVSKÝ, Jan. Domácí měření krevního tlaku. *Kardiologická revue - Interní medicína* [online]. 2006, č. 8 [cit. 2015-01-05]. Dostupné z: [http://www.prolekare.cz/pdf?ida=kr\\_06\\_01\\_06.pdf](http://www.prolekare.cz/pdf?ida=kr_06_01_06.pdf)
- [24] VERNIER SOFTWARE & TECHNOLOGY. *Senzor tlaku krvi*. 2009. Dostupné z: <http://www.vernier.cz/katalog/manualy/sk/bps-bta.pdf>
- [25] *SPECIFICATION: PMOF-6027PN-42UQ*. Dostupné z: <http://www.gme.cz/img/cache/doc/643/026/mikrofon-pmof-6027pn-42uq-datasheet-1.pdf>
- [26] ANALOG DEVICES. *Data Sheet: OP07*. Dostupné z: [http://www.analog.com/static/imported-files/data\\_sheets/OP07.pdf](http://www.analog.com/static/imported-files/data_sheets/OP07.pdf)
- [27] VLACH, Jaroslav. "Studentská" karta NI myDAQ a její využití v LabVIEW. *Automa: časopis pro automatizační techniku* [online]. 2012, č. 3, s. 73-75 [cit. 2015-01-07]. Dostupné z: [http://www.odbornecasopisy.cz/flipviewer/Automa/2012/03/Automa\\_03\\_2012\\_output/web/Automa\\_03\\_2012\\_opf\\_files/WebSearch/page0077.html](http://www.odbornecasopisy.cz/flipviewer/Automa/2012/03/Automa_03_2012_output/web/Automa_03_2012_opf_files/WebSearch/page0077.html)
- [28] Mydaq-large. *PHYSICS 318: Data Acquisition using LabVIEW* [online]. 2013 [cit. 2015-01-07]. Dostupné z: [http://physics.wku.edu/phys318/?attachment\\_id=38](http://physics.wku.edu/phys318/?attachment_id=38)
- [29] VLACH, Jaroslav, Josef HAVLÍČEK a Martin VLACH. *Začínáme s LabVIEW*. 1. vyd. Ilustrace Viktorie Vlachová. Praha: BEN - technická literatura, 2008, 247 s. ISBN 978-80-7300-245-9.
- [30] CHMELAR, Milan a Jiří ROZMAN. *Lékařská přístrojová technika*. 1. vyd. Praha: SNTL, 1982, 181 s.

## Seznam zkratek a symbolů

Zkratka/Symbol	Název	Jednotka
STK	Systolický tlak krve	mmHg
DTK	Diastolický tlak krve	mmHg
TK	Tlak krve	mmHg
Re	Reynoldsovo číslo	-
$\rho$	Hustota	kg/m <sup>3</sup>
v	Rychlost	m/s
d	Průměr	m
$\eta$	Viskozita	Pa·s
f	Frekvence	Hz
A	Zesílení	dB
U	Elektrické napětí	V
R	Elektrický odpor	$\Omega$
C	Elektrická kapacita	F

## Seznam příloh

- A. Příloha – Hodnoty získané při měření amplitudové frekvenční charakteristiky předzesilovače
- B. Příloha – CD s elektronickou verzí této práce

## A. Příloha

### Hodnoty získané při měření amplitudové frekvenční charakteristiky předzesilovače

Tabulka 3 - Tabulka naměřených a vypočtených hodnot pro zesílení 90,  $U_1 = 10 \text{ mV}$

$A_u = 20$								
f [Hz]	$U_{out}$ [mV]	$A_u$ [dB]	f [Hz]	$U_{out}$ [mV]	$A_u$ [dB]	f [Hz]	$U_{out}$ [mV]	$A_u$ [dB]
2	8	-1.43	22	154	23.75	350	141	22.98
3	14	3.05	25	164	24.30	400	129	22.21
4	23	7.08	27	168	24.51	450	116	21.29
5	32	9.99	30	176	24.91	500	106	20.51
6	42	12.55	35	184	25.30	600	88	18.89
7	53	14.52	40	188	25.48	700	72	17.19
8	62	15.79	45	192	25.67	800	61	15.68
9	72	17.19	50	194	25.76	900	52	14.25
10	80	18.11	60	196	25.85	1000	44	12.79
11	91	19.20	70	198	25.93	1100	39	11.78
12	99	19.93	80	200	26.02	1200	34	10.53
13	107	20.59	90	200	26.02	1300	30	9.66
14	115	21.21	100	198	25.93	1400	27	8.69
15	122	21.73	125	196	25.85	1500	25	7.82
16	128	22.14	150	192	25.67	1800	19	5.48
17	134	22.54	200	180	25.11	2000	16	4.19
18	138	22.80	250	168	24.51	2500	11	0.98
20	144	23.17	300	154	23.75	3000	10	-0.26

**Tabulka 4 - Tabulka naměřených a vypočtených hodnot pro zesílení 1000, U<sub>1</sub> = 10 mV**

A <sub>u</sub> = 1000								
f [Hz]	U <sub>out</sub> [V]	A <sub>u</sub> [dB]	f [Hz]	U <sub>out</sub> [V]	A <sub>u</sub> [dB]	f [Hz]	U <sub>out</sub> [V]	A <sub>u</sub> [dB]
2	0.04	12.55	22	5.64	55.03	350	5.32	54.52
3	0.11	20.51	25	6.28	55.96	400	4.64	53.33
4	0.22	26.85	27	6.64	56.44	450	4.04	52.13
5	0.39	31.78	30	7.08	57.00	500	3.52	50.93
6	0.62	35.79	35	7.64	57.66	600	2.70	48.63
7	0.88	38.89	40	8.00	58.06	700	2.12	46.53
8	1.18	41.44	45	8.32	58.40	800	1.70	44.61
9	1.51	43.58	50	8.48	58.57	900	1.35	42.61
10	1.88	45.48	60	8.80	58.89	1000	1.14	41.14
11	2.24	47.00	70	8.96	59.05	1100	0.98	39.79
12	2.62	48.37	80	8.96	59.05	1200	0.84	38.49
13	2.96	49.43	90	8.96	59.05	1300	0.74	37.34
14	3.32	50.42	100	8.96	59.05	1400	0.64	36.18
15	3.68	51.32	125	8.88	58.97	1500	0.57	35.09
16	4.04	52.13	150	8.64	58.73	1800	0.40	32.13
17	4.32	52.71	200	7.84	57.89	2000	0.33	30.42
18	4.60	53.26	250	7.00	56.90	2500	0.22	26.77
20	5.16	54.25	300	6.16	55.79	3000	0.15	23.75

Příklad výpočtu (pro první řádek tabulky):

$$A_u = 20 \log \frac{U_{out}}{U_1} = 20 \log \frac{0,0424}{0,01} = 12,55 \text{ dB}$$