

Bakalářská práce



České
vysoké
učení technické
v Praze

F3

Fakulta elektrotechnická
Katedra fyziky

Návrh inovované metodiky neinvazivního měření krevního tlaku

Adam Bulušek

Vedoucí: doc. Ing. Vratislav Fabián, Ph.D.
Studijní program: Lékařská elektronika a bioinformatika
Leden 2024

I. OSOBNÍ A STUDIJNÍ ÚDAJE

Příjmení: **Bulušek** Jméno: **Adam** Osobní číslo: **499232**
Fakulta/ústav: **Fakulta elektrotechnická**
Zadávající katedra/ústav: **Katedra teorie obvodů**
Studijní program: **Lékařská elektronika a bioinformatika**

II. ÚDAJE K BAKALÁŘSKÉ PRÁCI

Název bakalářské práce:

Návrh inovované metodiky neinvazivního měření krevního tlaku

Název bakalářské práce anglicky:

Design of an innovative non-invasive blood pressure measurement methodology

Pokyny pro vypracování:

- 1) Proveďte rešerši neinvazivních nespojitých metod měření krevního tlaku
- 2) Navrhněte metodiku kombinující stávající principy se zaměřením na zpřesnění určování diastolického krevního tlaku
- 3) Proveďte měření navrženou metodikou na dostatečném množství probandů
- 4) Proveďte zpracování a vyhodnocení naměřených dat

Seznam doporučené literatury:

- [1] Webster, John G., ed. *Bioinstrumentation*. John Wiley & Sons, 2003.
- [2] Vlachopoulos, Charalambos, Michael O'Rourke, and Wilmer W. Nichols. *McDonald's blood flow in arteries: theoretical, experimental and clinical principles*. CRC press, 2011.
- [3] Geddes, Leslie Alexander. *Handbook of blood pressure measurement*. Springer Science & Business Media, 2013.

Jméno a pracoviště vedoucí(ho) bakalářské práce:

doc. Ing. Vratislav Fabián, Ph.D. katedra fyziky FEL

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

Datum zadání bakalářské práce: **22.09.2023**

Termín odevzdání bakalářské práce: **09.01.2024**

Platnost zadání bakalářské práce: **16.02.2025**

doc. Ing. Vratislav Fabián, Ph.D.
podpis vedoucí(ho) práce

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

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

III. PŘEVZETÍ ZADÁNÍ

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

Datum převzetí zadání

Podpis studenta

Poděkování

Děkuji svému vedoucímu práce panu doc. Ing. Vratislavu Fabiánovi, Ph.D za vstřícnost, trpělivost, cenné rady a poskytnutí nejen materiálů, ale i pracoviště, kde mohlo být vykonáváno měření. Dále bych chtěl poděkovat rodině a všem přátelům, kteří při mně po celou dobu studia stáli a podporovali mě.

Prohlášení

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

V Praze, 9. ledna 2024

Abstrakt

Určení diastolického tlaku pomocí kritéria vymizení korotkovových zvuků je stále velmi nejasné. V některých případech se stává, že tyto zvuky vůbec nevyumí. Je proto vhodné hledat alternativní metody určení diastolického tlaku

Cílem této bakalářské práce je na dostatečném množství probandů vyhodnotit, zdali je možné kombinací auskultační a oscilometrické metody zjistit hodnotu diastolického tlaku.

V programu MATLAB byl sestaven algoritmus, jenž z naměřených signálů zjistil systolický krevní tlak, střední arteriální tlak a následně vypočítal diastolický krevní tlak probandu.

Na závěr byly porovnány hodnoty diastolických krevních tlaků zjištěných výpočtem a auskultační metodou, které sloužily jako reference. Dále byla provedena korelace obou hodnot a byl sestrojen Bland-Altmanův graf.

Klíčová slova: systolický krevní tlak, střední arteriální tlak, diastolický krevní tlak, auskultační metoda, oscilometrická metoda

Vedoucí: doc. Ing. Vratislav Fabián, Ph.D.

Abstract

Determining diastolic blood pressure using the criterion of Korotkoff sound disappearance remains highly uncertain. In some cases, these sounds do not vanish at all. Therefore, it is advisable to seek alternative methods for determining diastolic pressure.

The goal of this bachelor's thesis is to evaluate, on a sufficient number of subjects, whether a combination of auscultatory and oscillometric methods can ascertain the value of diastolic blood pressure.

An algorithm was constructed in MATLAB to deduce systolic blood pressure, mean arterial pressure, and subsequently compute the diastolic blood pressure of the subjects from the measured signals.

Finally, the values of diastolic blood pressure obtained through computation were compared to those derived from the auscultatory method, serving as references. Additionally, correlation between both sets of values was performed, and a Bland-Altman plot was constructed.

Keywords: systolic blood pressure, mean arterial pressure, diastolic blood pressure, auscultatory method, oscillometric method

Title translation: Design of an innovative non-invasive blood pressure measurement methodology

Obsah

Seznam zkratk	1	5 Měření	17
1 Úvod	3	5.1 Metodika	18
2 Fyziologie kardiovaskulárního systému	5	5.2 Zpracování signálů a výsledky . .	20
2.1 Srdce	6	5.2.1 Filtrace	20
2.2 Srdeční cyklus	6	5.2.2 Získání systolického tlaku . . .	21
2.2.1 Izovolumická kontrakce	6	5.2.3 Získání MAP	21
2.2.2 Ejekční fáze	7	5.2.4 Výpočet diastolického tlaku .	23
2.2.3 Izovolumická relaxace	7	6 Diskuze	29
2.2.4 Plnicí fáze	7	7 Závěr	31
2.3 Cévy	8	A Bibliografie	33
3 Korotkovovy zvuky	9	B Obsah příloženého CD	37
3.1 Teorie vzniku K-zvuků	9		
4 Krevní tlak	13		
4.1 Nespojité měření krevního tlaku	14		
4.1.1 Auskultační metoda	15		
4.1.2 Oscilometrická metoda	15		

Obrázky

2.1 Schéma kardiovaskulárního systému, převzato z [7]	5	5.3 Původní záznam signálu (nahore) a záznam signálu po filtraci (dole).	20
2.2 Srdeční cyklus, upraveno z [9]	7	5.4 Oscilometrické pulsace s detekovanými minimi (nahore) a zarovnaný signál po odečtení polynomu a filtraci spolu s proloženým polynomem a detekovaným maximem (dole).	22
2.3 Skladba cév, převzato z [8]	8	5.5 Suprasystolické pulsace s detekovanými minimi proloženými polynomem (nahore) a zarovnaný signál po odečtení polynomu (dole).	23
3.1 Skladba cév, převzato z [8]	10	5.6 Průměrný suprasystolický puls.	24
3.2 Skladba cév, převzato z [8]	10	5.7 Korelace mezi vypočtenými a referenčními hodnotami diastolického krevního tlaku.	27
3.3 Skladba cév, převzato z [8]	11	5.8 Bland-Altmanova analýza.	27
4.1 Tlak krve v různých cévách oběhového systému, upraveno z [1]	13		
4.2 Průběh tlakové křivky, převzato z [2]	14		
4.3 Zaznamenané signály z měření oscilometrickou metodou – tmavší hustý průběh znázorňuje tlak v manžetě a průběh zaznamenaný tenkou čarou znázorňuje amplitudu oscilometrických pulsací, převzato z [18]	15		
5.1 Diagram měření a zpracování signálu.	17		
5.2 Záznamy změřených korotkovových ozvů a tlaku v manžetě během měření	19		

Tabulky

5.1 Informace o měřených subjektech.	18
5.2 Vypočtené hodnoty systolického, středního arteriálního a diastolického tlaku.	25
5.3 Porovnání hodnot vypočteného diastolického tlaku a diastolického tlaku získaného auskultační metodou.	26

ctuthesis t1606152353



Seznam zkratk

SP	Systolický tlak (Systolic Pressure)
DP	Diastolický tlak (Diastolic Pressure)
MAP	Střední arteriální tlak (Mean Arterial Pressure)

Kapitola 1

Úvod

Měření krevního tlaku představuje kritický krok v diagnostice a sledování zdravotního stavu lidského kardiovaskulárního systému. Metody měření se vyvíjely a zdokonalovaly, přičemž dva hlavní přístupy, auskultační a oscilometrický, získaly v oblasti zdravotní péče širokou pozornost a uplatnění. [3]

Auskultační metoda, založená na stetoskopickém poslechu pulsací a změn tlaku v cévách spojených s manžetou tlakoměru, se stala tradičním a dlouhodobě ověřeným způsobem měření krevního tlaku. Tato technika se opírá o poslech korotkovových ozvů, což jsou charakteristické zvuky vyvolané prouděním krve skrze cévy. Díky nim je možné určit systolický a diastolický tlak, avšak určení diastolického krevního tlaku může být problémové. Tento tlak je totiž určen po vymizení korotkovových ozvů, které v ojedinělých případech vůbec vymizet nemusí. [4]

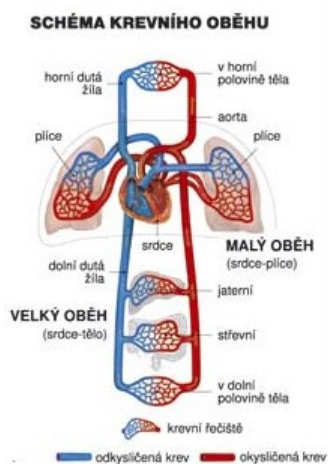
Na druhé straně oscilometrická metoda využívá senzorů a algoritmů k detekci oscilací v manžetě, které vznikají při kolísání tlaku během srdečního cyklu. Tato modernější technika se stala oblíbenou pro svou automatizaci, přesnost a schopnost poskytnout snadné monitorování tlaku. [5]

Cílem této bakalářské práce bylo naleznout alternativní metodu určení diastolického tlaku. Z pořízených záznamů korotkovových ozvů a tlakových křivek z okluzní manžety byly kombinací obou zmíněných metod zjišťovány a vypočítávány hodnoty systolického a diastolického tlaku. K tomu byl vymyšlen algoritmus, který celý proces zautomatizoval. Posledním krokem bylo porovnání vypočtených hodnot diastolického tlaku s referenčními hodnotami získanými auskultační metodou.

Kapitola 2

Fyziologie kardiovaskulárního systému

Kardiovaskulární systém je jedním z hlavních systému v lidském organismu. Jeho funkcí je transport látek do tkání po celém těle. Je tvořen dýchacím a oběhovým systémem. Nosičem těchto látek, jako jsou například živiny nebo plyny, je krev. Ta je poháněna srdcem, které je spolu s cévami, jež rozvádějí krev do těla, centrálním orgánem celé soustavy. Dýchací systém zajišťuje cirkulaci krve mezi srdcem a plicemi. Krev proudí z pravé komory plicnicí do plic, kde se okyslíčí a dále putuje do levé síně. Oběhový systém zajišťuje cirkulaci krve z levé komory srdce přes aortu do celého zbytku těla. Následně se žilami vrací zpět do pravé síně srdce a pokračuje do dýchacího systému. [6]



Obrázek 2.1: Schéma kardiovaskulárního systému, převzato z [7]

■ 2.1 Srdce

Srdce je dutý svalnatý orgán o velikosti pěsti dospělého člověka. Zastává funkci pumpy, která díky srdeční svalovině, jejím stahům (systolám) a relaxacím (diastolám), zabezpečuje cirkulaci krve. Je rozděleno na čtyři dutiny: pravou/levou síň a pravou/levou komoru. Pravá síň přijímá krev z těla a pumpuje ji do pravé komory, která poté čerpá krev do plic pro oxyličení. Levá síň přijímá oxyličenou krev z plic a pumpuje ji do levé komory, která následně čerpá krev do systémového oběhu po celém těle. Mezi komorami a síněmi se nacházejí chlopně, regulující tok krve mezi nimi. [1]

■ 2.2 Srdeční cyklus

Srdeční cyklus je doba od začátku jednoho úderu srdce po začátek druhého. Skládá se ze dvou etap: komorové kontrakce, které se říká systola a komorové relaxace, které se říká diastola. Obě etapy se dále dělí na fáze. Během nich je v levé srdeční komoře buď konstantní objem krve a mění se tlak, nebo se mění objem krve a krevní tlak se mění jen minimálně. V pravé srdeční komoře fáze probíhají obdobně. Krev je odtud pumpována do malého (dýchacího) systému. Hodnoty tlaku jsou zde značně nižší, než v levé srdeční komoře. [8]

■ 2.2.1 Izovolumická kontrakce

Když je levá komora maximálně naplněná krví, může dojít k její kontrakci. V této fázi roste tlak stahováním levé komory, ale objem krve (přibližně 130 ml) se nemění. Nejprve tlak komory převyší tlak levé síně, a tím se uzavře chlopeň mezi nimi (mitrální chlopeň). Díky tomu se krev nemůže vrátit zpět do síně. Dále se postupně tlak v komoře zvyšuje, dokud nedojde k překročení tlaku v aortě. [8]

2.2.2 Ejekční fáze

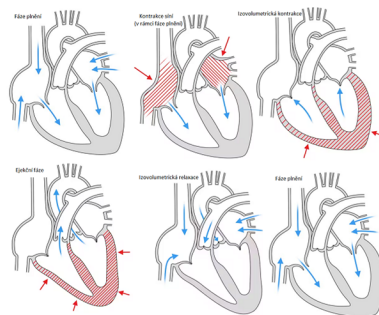
Ve chvíli, kdy tlak v komoře převyší tlak v aortě se otevře aortální chlopeň. To zapříčiní pohyb krve z levé komory do aorty. Nejprve začne klesat objem krve v komoře. Tlak krve stále roste, ale zakrátko dosáhne svého maxima a v druhé polovině této fáze začne klesat. V klidových podmínkách je do aorty vypuzeno přibližně 70 ml krve a zhruba 60 ml krve dále zůstává v komoře. [8]

2.2.3 Izovolumická relaxace

Jakmile tlak v aortě přeroste tlak v komoře, tak se aortální chlopeň opět uzavře a srdce se začne relaxovat. Tím v komoře prudce klesá tlak, ale její objem se nemění. Jakmile tlak v komoře klesne pod tlak v levé síni, tak se otevře mitrální chlopeň a opět nastává fáze plnění. V pravé komoře probíhá srdeční cyklus obdobně a ve stejný čas, ale v porovnání s levou komorou v ní je výrazně nižší tlak. [8]

2.2.4 Plnicí fáze

Během diastoly do levé komory přitéká z levé síně krev. Levá komora relaxuje a zvětšuje svůj objem a během plnění v ní tlak roste jen málo. Tlak krve se v tomto bodě pohybuje kolem 10 mmHg. Na konci této fáze levá síň svou kontrakcí dodá malé množství krve do levé komory a cyklus se může opakovat. [8]

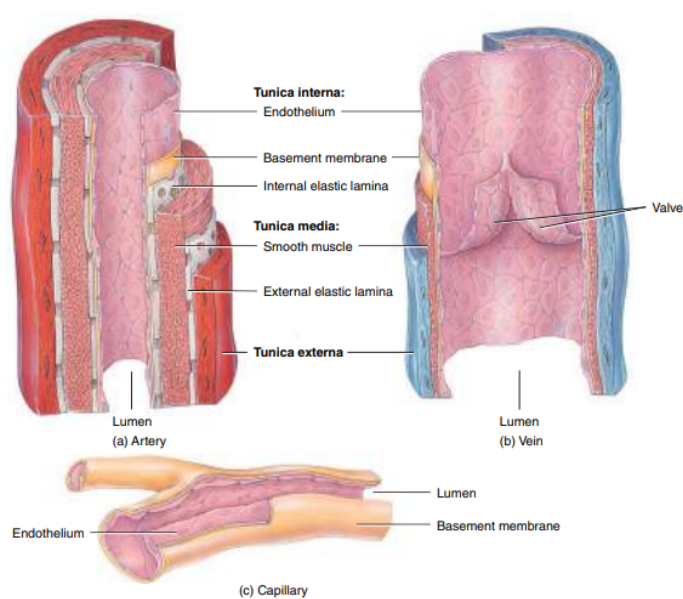


Obrázek 2.2: Srdeční cyklus, upraveno z [9]

2.3 Cévy

Hlavní funkcí cév je poskytnout možnost transportovat krev ze srdce do kapilár, těmto cévám říkáme artérie. Zde dochází k výměně kyslíku a živin za odpadní látky produkované buňkami. Následně se skrze žíly vrací krev zpět do srdce.

Obecně se cévy skládají ze tří vrstev. Vnitřní vrstva se nazývá tunica interna (intima) a tvoří vnitřní výstelku cévy, která přichází do kontaktu s proudící krví. Prostřední vrstva se nazývá tunica media a jedná se o vrstvu hladké svaloviny a pojivové tkáně. Tato vrstva je nejvíce proměnlivá u různých typů cév, ale obecně se jedná o tlustou vrstvu jejíž primární funkcí je regulace průsvitu cévy. Rozsah kontrakce hladké svaloviny u konkrétních typů cév je klíčový pro regulaci krevního tlaku. Vnější vrstva se nazývá tunica externa. Najedeme na ní mnoho nervů a u větších cév i drobné cévy, které zásobují krví tkáň cévy. Skládá se z elastických a kolagenových vláken a pomáhá ukotvit cévu k okolním tkáním. [8]



Obrázek 2.3: Skladba cév, převzato z [8]

Kapitola 3

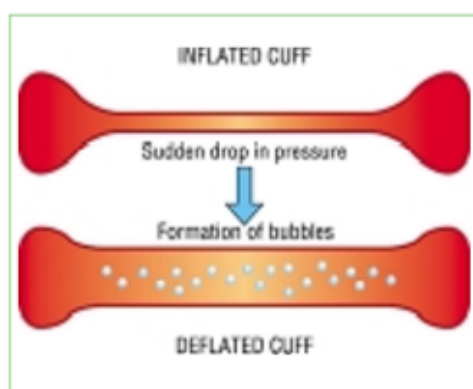
Korotkovovy zvuky

Tyto zvuky vznikají během neinvazivního měření krevního tlaku pomocí okluzivní manžety, obvykle umístěné kolem horní části paže a nafouknuté nad maximální nebo systolický tlak. Pozvolným vyfukováním manžety, přibližně rychlostí 2 mmHg/s, lze tyto zvuky slyšet pomocí stetoskopu umístěného nad arterií distálně od manžety či za pomoci mikrofonu umístěného v manžetě. Zvuky se objeví ve chvíli, kdy se tlak v manžetě vyrovná systolickému tlaku. Dále se zesilují, než dosáhnou své maximální intenzity. Poté se zeslabují, než úplně vymizí. V tento okamžik odpovídá tlak v manžetě diastolickému. Dohromady má geneze korotkovových zvuků pět fází. Korotkov se domníval, že za tvorbu těchto zvuků je zodpovědné otevírání a zavírání tepny vlivem cyklu netransmurálního tlaku od kladného k negativnímu, avšak přesný biofyzikální mechanismus produkující tyto zvuky je dodnes neznámý.[10]

3.1 Teorie vzniku K-zvuků

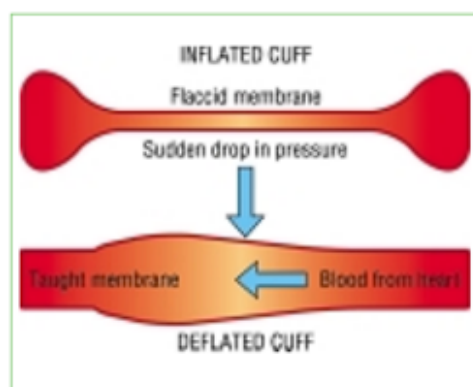
Dutinková (kavitová) teorie: Kavitace vzniká náhlým poklesem tlaku, kdy se plyny rozpuštěné v kapalině navrací do své plynné podoby. Při měření tlaku auskultační metodou je pouze malé množství krve mezi stěnami arterie. Vypuštěním měřicí manžety dojde ke snížení tlaku a plyny v krvi začnou vytvářet bublinky (kavity). Následně jak krev začne proudit paží, bublinky se zhroutnou a energie z toho zhroucení je přeměněna na zvuk. Tato teorie ovšem nevysvětluje různé tóny korotkovových ozvů. Navíc bylo prokázáno, že kavity takto vznikají při tlacích okolo 350 mmHg a u pacientů je výskyt takového tlaku nepravděpodobný. [11]

3. Korotkovovy zvuky



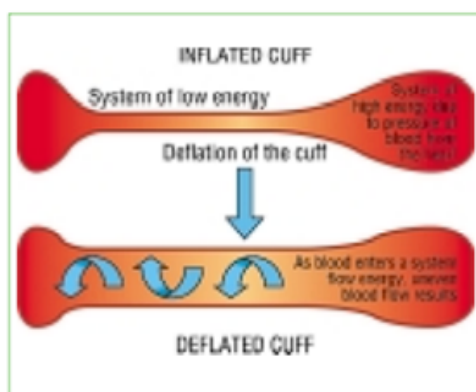
Obrázek 3.1: Skladba cév, převzato z [8]

Membránová teorie (dynamická nestabilita arteriální stěny): Každá membrána, která náhle přechází do napětí vždy vydá zvuk, a to platí i pro krevní cévy. Nafouknutím manžety se brachiální tepna zúží. Krev se z tepny vyprázdní a jak se manžeta začne vyfukovat, tepna se začne plnit krví. To jí začne napínat, což zapříčiní vznik zvuku. Ur a Gordon dokázali, že ostrý zvuk odpovídá přechodnému tlaku, a také potvrdili, že změnou vlastností, jako je délka tepny nebo materiál hadičky, dojde ke změně kvality zvuku. Avšak Chungcharoen nahradil tepnu skleněnou trubičkou, a přesto dokázal vyprodukovat zvuk podobný korotkovovým ozvům, což tuto teorii nepodporuje. [12]



Obrázek 3.2: Skladba cév, převzato z [8]

Teorie turbulentního proudění: Lange a Hecht jako první popsali teorii turbulentního proudění. Když je tepna stlačena, má krev vzhledem k manžetě určitou potenciální energii. Jak se manžeta začne vyfukovat, krev začne proudit tepnou. Tato soustava pohlcuje energii krve, což ji zpomalí a začne vznikat turbulentní proudění. Přeměněná energie může být dostatečná k vytvoření zvuku. Bruns oponoval tím, že turbulentní proudění nemůže být zodpovědné za tyto zvuky, protože by to znamenalo, že by všechny ozvy musely mít stejnou frekvenci. [13]



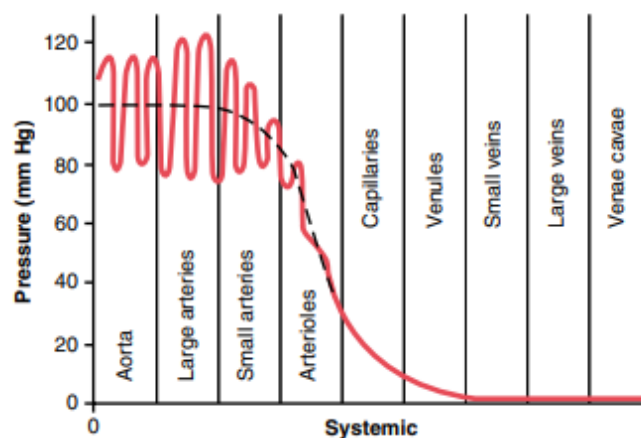
Obrázek 3.3: Skladba cév, převzato z [8]

Existují další dvě teorie – teorie vodního kladívka a přenos zvuků srdce. Ty byly zavrženy mnoha studiemi. Jiní autoři si myslí, že zvuky vznikají kombinací výše zmíněných principů, především kombinací membránové teorie a teorie turbulentního proudění. [12]

Kapitola 4

Krevní tlak

Pojmem krevní tlak se nejčastěji myslí arteriální krevní tlak, působící ve velkých artériích (tepších) na stěny cév. Obrázek 4.1 ukazuje hodnoty tlaku v jednotlivých cévách. Během srdečního cyklu se krevní tlak mění. Nejvyšší je v ejekční fázi a jedná se o systolický tlak (SP, Systolic Pressure). Nejnižší je pak během plnicí fáze, což je diastolický tlak (DP, Diastolic Pressure). Hodnota krevního tlaku se skládá ze dvou od sebe lomítkem oddělených hodnot, přičemž první hodnota určuje SP a druhá DP. Udává se v mmHg. Za ideální krevní tlak se považuje hodnota 120/80 mmHg. Zdravý člověk by neměl mít SP vyšší než 140 mmHg a DP vyšší než 90 mmHg. Krevní tlak u lidí závisí na viskozitě krve, průsvitu kapilár, elasticitě cév, ale i na fyzické zátěži, stresu nebo naladění člověka. [1]



Obrázek 4.1: Tlak krve v různých cévách oběhového systému, upraveno z [1]

4. Krevní tlak

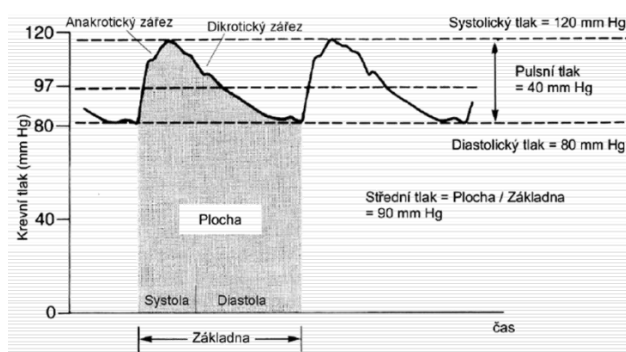
Z hodnot SP a DP poté můžeme získat střední arteriální tlak (MAP, Mean Arterial Pressure). Jedná se o průměrnou hodnotu krevního tlaku během jednoho srdečního cyklu. [14] Lze jej přibližně dopočítat z jednoduché rovnice:

$$MAP = DP + \frac{1}{3}(SP - DP)$$

Pro přesný výpočet MAP je zapotřebí mít nezkrácený průběh tlakové křivky a v takovém případě může být vypočítán pomocí vzorce:

$$MAP = \frac{1}{T} \int_t^{t+T} BP(\tau) d\tau$$

Zároveň MAP rozděluje průběh krevního tlaku na dvě části, jak lze vidět na obrázku 4.2. Obě dvě tyto části mají stejný obsah pod křivkou.



Obrázek 4.2: Průběh tlakové křivky, převzato z [2]

4.1 Nespojité měření krevního tlaku

V současnosti se používá mnoho různých metod měření neinvazivního měření tlaku, mezi něž patří auskultační metoda, oscilometrická metoda, elektronická palpační metoda, objemově-oscilometrická metoda, arteriální tonometrická metoda a další. Tyto metody lze rozdělit do dvou kategorií: do nespojitých a kontinuálních metod. U nespojitých metod se hodnoty SP, DP a MAP vypočítávají během doby, která zahrnuje více než jeden srdeční úder (například auskultační metoda, oscilometrická metoda). Kontinuální metody vypočítávají hodnoty tlaku v každém srdečním úderu (například arteriální tonometrická metoda). [15]

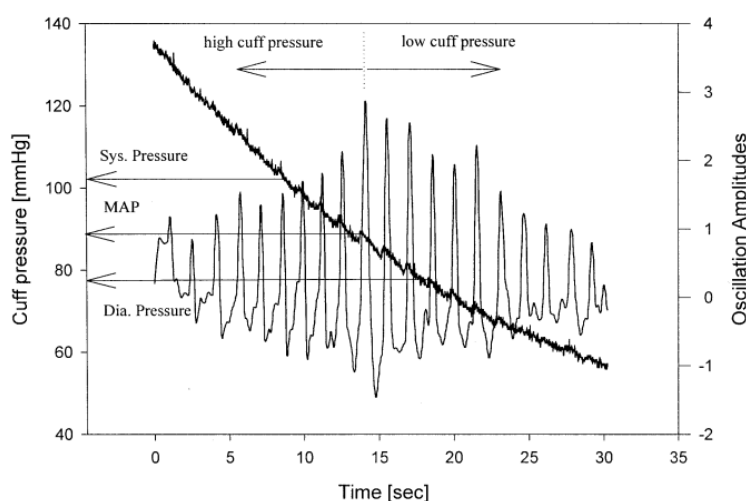
Auskultační a oscilometrické metody jsou dnes nejčastěji používanými technikami v komerčním monitorování krevního tlaku. Mnoho studií je založeno právě na těchto dvou metodách s cílem vyvinout nové algoritmy a zlepšit přesnost a stabilitu měření. [16]

4.1.1 Auskultační metoda

Auskultační metoda měření krevního tlaku využívá výskytu, resp. absence, Korotkovových ozvů produkovaných tepnou. Pulsy jsou detekovány stetoskopem nebo citlivým mikrofonom a lze pomocí nich určit SP, resp. DP. Pro genezi těchto zvuků je nejprve zapotřebí zaškrtnit brachiální tepnu okluzivní manžetou natlakovanou na vyšší než SP měřené osoby a následně ji konstantní rychlostí (pro dostatečně malou chybovost ideálně 2-3 mmHg/s) vypouštět. Avšak v případech, kdy je v okolí příliš šumu, je tato metoda nespolehlivá. Kromě hlučného prostředí může šum způsobovat i pohyb měřeného člověka. [17]

4.1.2 Oscilometrická metoda

Dnes nejrozšířenější a nejvíce používanou je oscilometrická metoda. Místo poslechu Korotkovových ozvů se využívá tlakového senzoru k zaznamenávání malých tlakových oscilací v manžetě. Manžeta umístěná kolem horní části paže se nafoukne nad SP. Následně se pomalu vyfukuje pod DP, zatímco v ní tlakový senzor zaznamenává oscilace (oscilometrické pulsy). Obrázek 4.3 znázorňuje, jak může výsledný zaznamenaný signál vypadat. [18]



Obrázek 4.3: Zaznamenané signály z měření oscilometrickou metodou – tmavší hustý průběh znázorňuje tlak v manžetě a průběh zaznamenaný tenkou čarou znázorňuje amplitudu oscilometrických pulsací, převzato z [18]

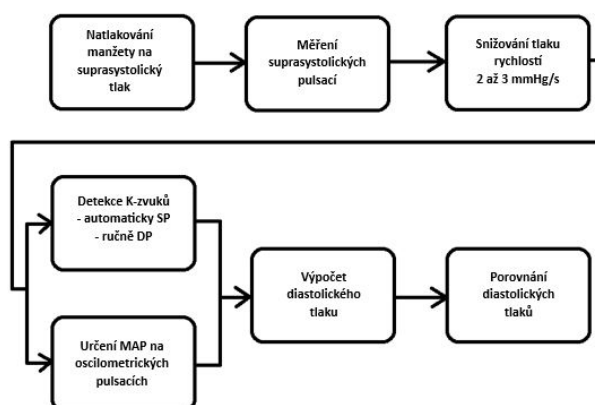
4. Krevní tlak

Z oscilometrických pulsací lze snadno odhadnout MAP, jelikož je tohoto tlaku dosaženo ve chvíli, kdy jsou oscilometrické pulsace nejintenzivnější. Následně se nejčastěji dopočítává SP a DP dvěma způsoby. První způsob je dopočítání pomocí koeficientů. Jejich hodnoty se pohybují v rozmezí od 0,4 do 0,9 násobku maximální amplitudy. V čase, kdy maximální amplituda oscilací dosáhne tohoto násobku, je z tlakové křivky odečten podle hodnoty koeficientu buď SP či DP. Tyto koeficienty záleží na vlastnostech manžety a jsou dohledatelné v literatuře měřícího zařízení. Druhý způsob je dopočítání pomocí derivace. Z nulové derivace oscilometrické křivky získáme MAP, maximální derivace určuje SP a minimální DP. SP tedy odpovídá maximálnímu sklonu křivky a DP minimálnímu. [19]

Kapitola 5

Měření

Měření probíhalo v kanceláři pana doc. Ing. Vratislava Fabiána, Ph.D. V kanceláři byla udržována stálá teplota 24°C s přesností na 2°C, takže vliv prostředí byl zanedbatelný. Každý subjekt byl anonymizovaným informovaným souhlasem seznámen s postupem měření a podpisem stvrdili zpracování změřených signálů. Pro měřené subjekty byla připravena židle a opěrka na ruku tak, aby byl krevní tlak měřen ve výšce srdce. Před měřením subjekt 5 minut relaxoval, aby signály byly snímány v klidových podmínkách. Každý subjekt byl měřen přibližně 20 minut. V tabulce 5.1 jsou vypsány informace o měřených subjektech. Mezi měřenými jedinci se nacházelo 17 mužů a 14 žen. Průměrný věk subjektů činil necelých 22 let. Žádný z nich netrpěl kardiovaskulárním onemocněním a pouze jeden byl kuřák. Náznak průběhu měření a následného zpracování lze sledovat na obrázku 5.1.



Obrázek 5.1: Diagram měření a zpracování signálu.

Pohlaví	Věk	Nemoci kardiovaskulárního systému	Kuřák
M	24	Ne	Ne
M	20	Ne	Ne
M	22	Ne	Ne
Ž	23	Ne	Ne
Ž	22	Ne	Ne
Ž	18	Ne	Ne
Ž	18	Ne	Ne
M	19	Ne	Ne
Ž	20	Ne	Ne
Ž	24	Ne	Ne
M	20	Ne	Ano
M	20	Ne	Ne
M	21	Ne	Ne
M	20	Ne	Ne
Ž	23	Ne	Ne
Ž	22	Ne	Ne
M	22	Ne	Ne
M	22	Ne	Ne
M	23	Ne	Ne
M	19	Ne	Ne
Ž	23	Ne	Ne
M	23	Ne	Ne
M	30	Ne	Ne
Ž	22	Ne	Ne
M	23	Ne	Ne
Ž	19	Ne	Ne
M	25	Ne	Ne
Ž	22	Ne	Ne
M	24	Ne	Ne
Ž	21	Ne	Ne
Ž	21	Ne	Ne

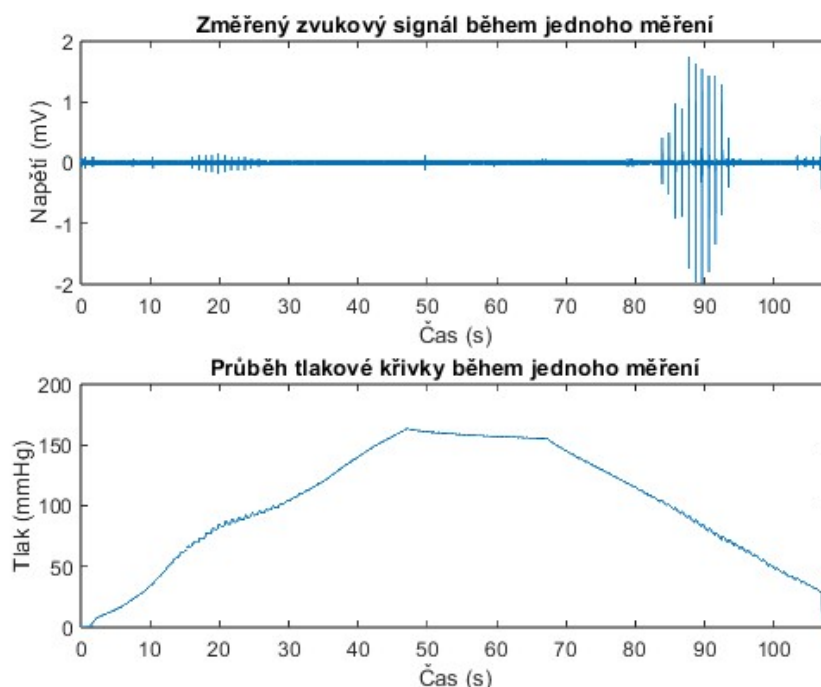
Tabulka 5.1: Informace o měřených subjektech.

5.1 Metodika

Před zahájením samotného měření byl subjektům změřen krevní tlak přístrojem OMRON M6 Comfort. Pomocí něj byly určeny hodnoty SP a díky tomu mohla být vypočtena hodnota suprasystolického tlaku (o 30 mmHg vyšší než hodnota změřená). Po tomto měření byla subjektům nasazena okluzní manžeta na levou paži, připojená k přístroji BIOPAC M36, který sloužil k zaznamenávání měřených signálů. K tomuto přístroji byl také připojen stetoskop s vestavěným kondenzátorovým mikrofonom pro snímání korotkovových ozvů. Dále byl připojen pletysmograf pro snímání prokrvení prstu. Stetoskop byl připevněn kineziologickou páskou distálně od manžety do loketní jamky a pletysmograf byl upevněn na první článek ukazováku levé ruky.

Po upevnění všech potřebných komponent na subjekt mohlo začít samotné měření. Manžeta byla tlakována z rezervoáru, který se nejdříve natlakoval pomocí přístroje pro měření hemodynamických parametrů, zapůjčeného od pana Ing. Jana Havlíka, Ph.D., aby následný měřený signál nebyl zašuměn vzduchovou pumpou. Přístroj sám o sobě dokáže snímat různé hodnoty, jako například krevní tlak, či data z pletysmografu, avšak během tohoto měření fungoval čistě jako pumpa pro natlakování rezervoáru a následně manžety. Po natlakování rezervoáru na hodnotu tlaku přibližně 280 mmHg (tato hodnota se upravovala podle suprasystolického tlaku) se mohla začít tlakovat okluzní manžeta. Ta se pomalu nafoukla na hodnotu suprasystolického tlaku, kde setrvala 30 sekund. Během této doby byly snímány suprasystolické pulsace. S uplynutím této doby se manžeta začala pomalu vyfukovat rychlostí 2-3 mmHg/s. Během vypouštění tlaku z manžety se na tlakové křivce začaly projevovat oscilometrické pulsace a po překročení SP se na zvukové křivce objevily korotkovovy zvuky. Jakmile hodnota tlaku v manžetě dosáhla 30 mmHg, otevřel se ventil, vzduch se vypustil a měření bylo zastaveno. Následovala minutová pauza a celé měření se takto dvakrát opakovalo.

Na obrázku 5.2 jsou znázorněny průběhy zvuku ze stetoskopu a tlaku z manžety pořízené během měření.



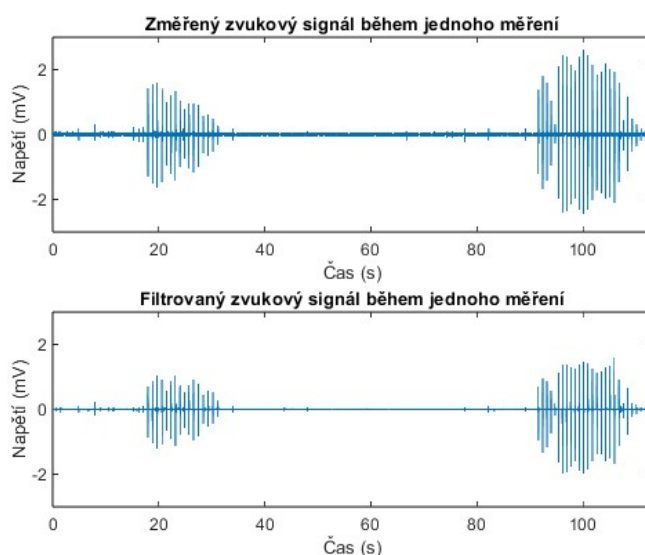
Obrázek 5.2: Záznamy změřených korotkovových ozvů a tlaku v manžetě během měření

5.2 Zpracování signálů a výsledky

Po změření dostatečného vzorku subjektů byl vymyšlen algoritmus, který by z naměřených signálů zjistil hodnoty SP, MAP a DP. Nakonec byly porovnány hodnoty DP získané výpočtem s referenčními hodnotami DP získaných auskultační metodou. Veškeré zpracování signálů probíhalo v prostředí MATLAB.

5.2.1 Filtrace

Pořízené signály z mikrofону musely být nejdříve zbaveny šumu, který byl do záznamu přidán z okolí. Především bylo potřeba zbavit se frekvence 50 Hz, která se do záznamu dostala napájením přístrojů ze sítě. Za tímto účelem byl použit notch filtr, neboli pásmová zadrž, pro frekvenci 50 Hz. V prostředí MATLAB byl tento filtr realizován funkcí *iirnotch*. Následně byl použit butterworthův filtr dolní propust, realizovaný funkcí *butter*, s mezní frekvencí 500 Hz a řádem 4. Korotkovovy ozvy mají frekvenci přibližně 200 Hz, proto byla volena vyšší mezní frekvence a řád 4 zajišťuje pokles v zádržném pásmu 80 dB/dek, což je dostatečná strmost. [20] Použití těchto filtrů odstranilo ze záznamu z mikrofónu šum a signál mohl být dále zpracováván. Na obrázku 5.3 je porovnání původního pořízeného záznamu s vyfiltrovaným signálem.



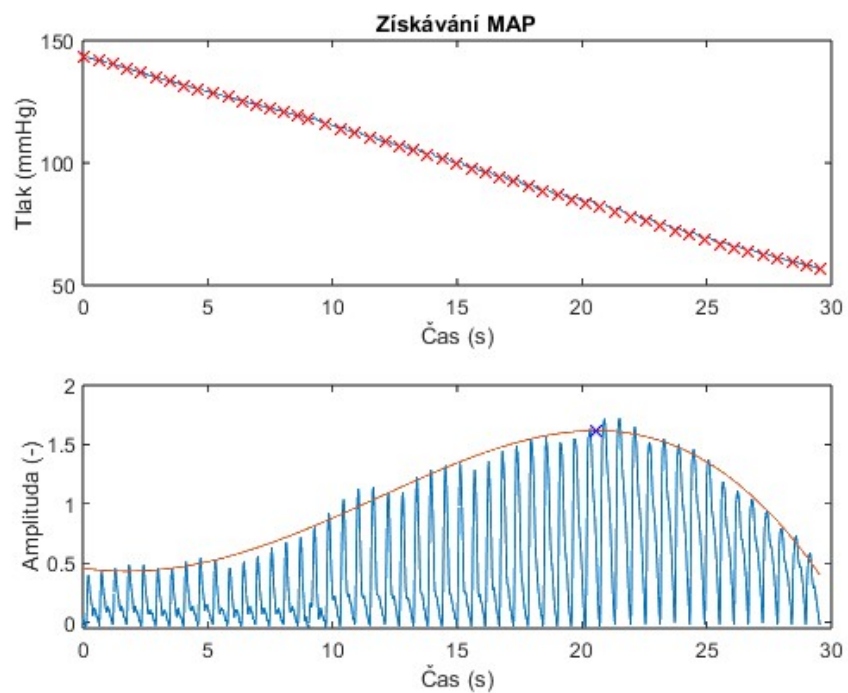
Obrázek 5.3: Původní záznam signálu (nahore) a záznam signálu po filtraci (dole).

■ 5.2.2 Získání systolického tlaku

Ze zvukového záznamu bylo zapotřebí určit SP. Z auskultační metody je známo, že SP je určen prvním korotkovovým ozvem. Za tímto účelem jsem se rozhodl detekovat maxima nad určitým prahem v době vypouštění manžety. Doba vypouštění manžety nastala u prvních sedmi měření dvacet sekund po dosažení suprasystolického tlaku. U ostatních měření třicet sekund. Tato doba byla prodloužena záměrně pro zachycení většího počtu suprasystolických pulsací, které byly využity v dalším zpracování. Dalším krokem bylo určení prvního korotkovova ozvu, což odpovídá prvnímu detekovanému lokálnímu maximu nad určeným prahem. Práh byl zvolen tak, aby byl co nejmenší, a zároveň aby nebyly detekovány žádné falešné zvuky. Po určení prvního ozvu byl zapamatován čas detekce a ve stejný čas byl ze záznamu tlakové křivky manžety odečten tlak, čímž došlo k určení SP. Jelikož byly provedeny celkem tři měření, byly tímto způsobem nalezeny tři hodnoty SP pro jednoho měřeného člověka.

■ 5.2.3 Získání MAP

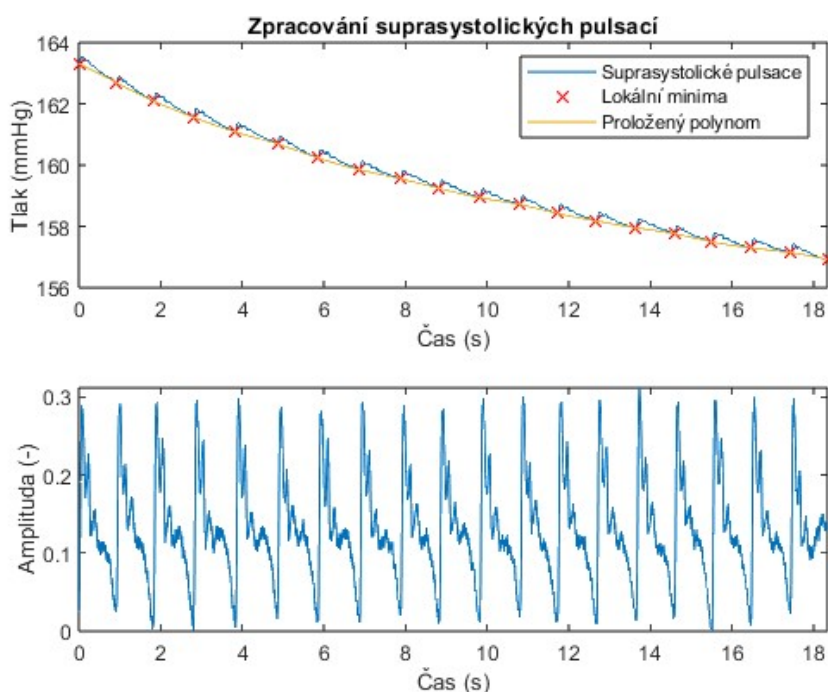
Jeden z údajů, který musel být nalezen z měřených signálů byla hodnota MAP. Ta byla zjištěna z oscilometrických pulsací na tlakové křivce v době vypouštění manžety, konkrétně v místě maximální pulsace. Z důvodu, že byl signál klesající, bylo nejprve nutné vyrovnat pulsace do jedné roviny, aby se mohlo spolehlivě zjistit, kde v signálu jsou pulsace nejvyšší. Za tímto účelem byla nadetekována minima všech oscilometrických pulsací, následně proložena křivkou pomocí funkce *interp1* s volbou *spline*. Tato volba odpovídá proložení polynomem třetího řádu, jenž byl odečten od původního signálu, jak je vidět na obrázku 5.4. Tento signál však mohl být stále ještě zvlněný vlivem nepřesných dektercí minim. Tudíž byl navíc použit filtr, jenž odstranil pomalé změny v signálu, který již signál zarovnal do roviny. Mezní frekvence filtru byla nastavena na 1 Hz, vzorkovací frekvence na 2 kHz a řád filtru na hodnotu 4. U takto zpracovaného signálu byla nadetekována maxima, která byla poté proložena polynomem 6. řádu. Následně bylo nalezeno maximum proloženého polynomu, a v tomto čase byl určen MAP z tlakové křivky. Tento způsob koriguje nežádoucí účinky rychlého vypouštění manžety. [21]



Obrázek 5.4: Oscilometrické pulsace s detekovanými minimi (nahore) a zarovnaný signál po odečtení polynomu a filtraci spolu s proloženým polynomem a detekovaným maximem (dole).

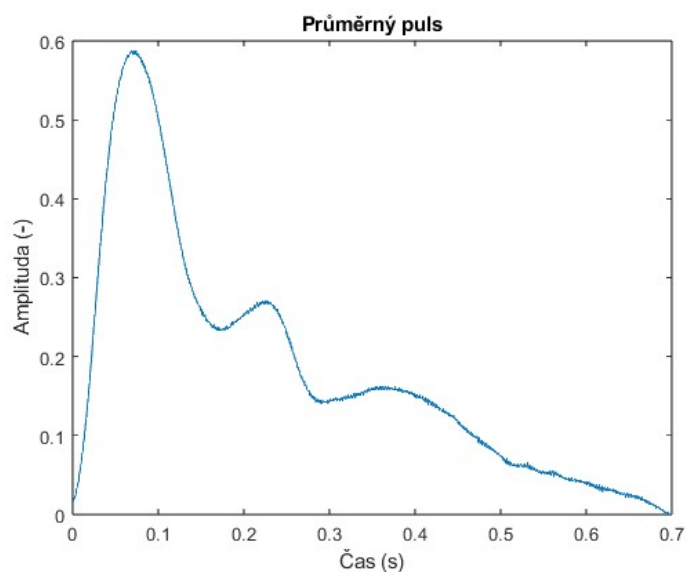
5.2.4 Výpočet diastolického tlaku

Výpočet DP probíhal na suprasystolických pulsacích. Avšak nejprve bylo zapotřebí si pulsace přizpůsobit. Jelikož suprasystolický tlak nebyl udržován na konstantní hodnotě, kvůli nedokonalostem těsnění, bylo potřeba dostat pulsace na stejnou úroveň. Pro tento úkol byl zvolen stejný postup jako u získávání hodnoty MAP, tzn. bylo nalezeno lokální minimum pro každou pulsaci, tyto minima byla proložena polynomem, který byl odečten od původního signálu. Toto zpracování je možné vidět na obrázku 5.5.



Obrázek 5.5: Suprasystolické pulsace s detekovanými minimy proloženými polynomem (nahore) a zarovnaný signál po odečtení polynomu (dole).

Dalším krokem byl výpočet průměrného pulsu ze zarovnaných oscilometrických pulsací. Pro výpočet průměrného pulsu bylo využito znalosti nadetekovaných minim, takže byly známy segmenty signálu, které mezi sebou byly průměrovány. Průměrný puls byl vypočítán z pěti po sobě jdoucích segmentů. Tento počet byl zvolen za účelem zachování důvěryhodnosti pulsu. Výsledný puls je vidět na obrázku 5.6.



Obrázek 5.6: Průměrný suprasystolický puls.

Po získání průměrného pulsu mohlo dojít k výpočtu DP. U průběhu tlakových pulsací měřených nad suprasystolickým tlakem platí, že tvarově odpovídají průběhu měřeným invazivně katetrem. [22] Díky této skutečnosti můžeme k výpočtu použít následující metodu. Maximální amplituda pulsu odpovídá SP, průměrná hodnota celého pulsu odpovídá MAP a místo, kde je puls minimální (neboli nulový) odpovídá DP, který bylo třeba dopočítat. Za tímto účelem byla zjištěna maximální amplituda MAX a střední hodnota MEAN. Minimální hodnota nemusela být zjišťována, protože ta je rovna nule. Nyní byly sestaveny dvě rovnice o dvou neznámých, jejichž dopočítáním mohl být zjištěn DP.

$$I : SP = a \cdot MAX + b$$

$$II : MAP = a \cdot MEAN + b$$

Vyřešením soustavy a nalezením koeficientů a a b můžeme dopočítat DP pomocí rovnice:

$$DP = a \cdot 0 + b$$

Tímto způsobem byl dopočítán DP pro všechny měřené subjekty. [23] Výsledky hodnot získaných zpracováním signálů jsou zobrazeny v tabulce 5.2. V tabulce 5.3 jsou pro jednotlivé subjekty vyneseny hodnoty DP získané výpočtem a ručním odečtením ze zvukového záznamu, kdy tedy namísto poslechu vymizení korotkovových zvuků bylo sledováno vymizení pulsů ze záznamu. U subjektů č. 14, 15, 17, 18, 19, 20, 21 došlo k závadě na měřicím přístroji vlivem ztrouchnivělých hadiček, proto byla jejich data ze záznamu odstraněna. U subjektu č. 31 došlo k chybné detekci SP, vlivem velmi slabého signálu, a proto byl ze záznamu rovněž odstraněn.

5.2. Zpracování signálů a výsledky

Subjekt	Systolický tlak (mmHg)	MAP (mmHg)	Diastolický tlak (mmHg)
Subjekt 1	109.0	95.0	90.0
Subjekt 2	116.0	103.0	95.0
Subjekt 3	113.0	91.0	83.0
Subjekt 4	103.0	70.0	49.0
Subjekt 5	99.0	85.0	79.0
Subjekt 6	110.0	92.0	80.0
Subjekt 7	107.0	76.0	61.0
Subjekt 8	137.0	104.0	89.0
Subjekt 9	119.0	110.0	105.0
Subjekt 10	121.0	109.0	104.0
Subjekt 11	128.0	91.0	77.0
Subjekt 12	124.0	104.0	97.0
Subjekt 13	133.0	84.0	60.0
Subjekt 14	-	-	-
Subjekt 15	-	-	-
Subjekt 16	104.0	88.0	77.0
Subjekt 17	-	-	-
Subjekt 18	-	-	-
Subjekt 19	-	-	-
Subjekt 20	-	-	-
Subjekt 21	-	-	-
Subjekt 22	109.0	62.0	41.0
Subjekt 23	94.0	85.0	81.0
Subjekt 24	104.0	88.0	79.0
Subjekt 25	117.0	81.0	64.0
Subjekt 26	89.0	74.0	66.0
Subjekt 27	125.0	107.0	98.0
Subjekt 28	127.0	108.0	102.0
Subjekt 29	119.0	95.0	75.0
Subjekt 30	108.0	84.0	72.0
Subjekt 31	-	-	-

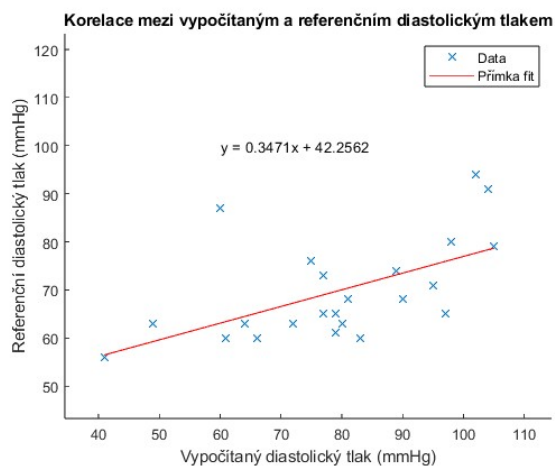
Tabulka 5.2: Vypočtené hodnoty systolického, středního arteriálního a diastolického tlaku.

5. Měření

Subjekt	DP vypočtený (mmHg)	DP auskultační metodou (mmHg)
Subjekt 1	90.0	68.0
Subjekt 2	95.0	71.0
Subjekt 3	83.0	60.0
Subjekt 4	49.0	63.0
Subjekt 5	79.0	65.0
Subjekt 6	80.0	63.0
Subjekt 7	61.0	60.0
Subjekt 8	89.0	74.0
Subjekt 9	105.0	79.0
Subjekt 10	104.0	91.0
Subjekt 11	77.0	65.0
Subjekt 12	97.0	65.0
Subjekt 13	60.0	87.0
Subjekt 14	-	-
Subjekt 15	-	-
Subjekt 16	77.0	73.0
Subjekt 17	-	-
Subjekt 18	-	-
Subjekt 19	-	-
Subjekt 20	-	-
Subjekt 21	-	-
Subjekt 22	41.0	56.0
Subjekt 23	81.0	68.0
Subjekt 24	79.0	61.0
Subjekt 25	64.0	63.0
Subjekt 26	66.0	60.0
Subjekt 27	98.0	80.0
Subjekt 28	102.0	94.0
Subjekt 29	75.0	76.0
Subjekt 30	72.0	63.0
Subjekt 31	-	-

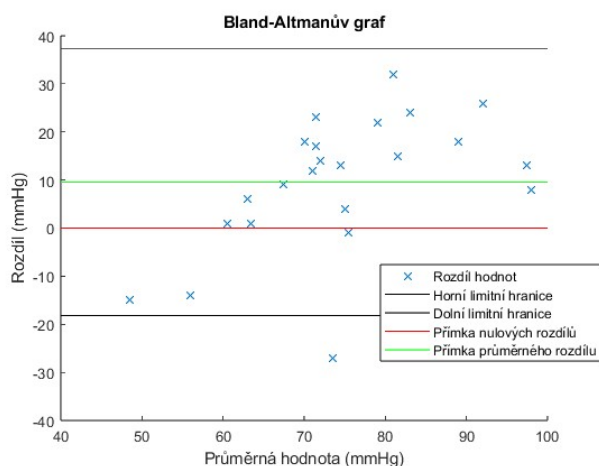
Tabulka 5.3: Porovnání hodnot vypočteného diastolického tlaku a diastolického tlaku získaného auskultační metodou.

Vypočtené hodnoty DP byly korelovány s referenčními, což můžeme vidět na obrázku 5.7. Z korelační matice vzešel koeficient korelace roven 0,57, což naznačuje středně silnou kladnou korelaci. [24]



Obrázek 5.7: Korelace mezi vypočtenými a referenčními hodnotami diastolického krevního tlaku.

Dále byla provedena Bland-Altmanova analýza, kterou lze vidět na obrázku 5.8. Na ose x je vynesena průměr hodnot diastolických tlaků a na ose y jejich rozdíl. Průměrná hodnota rozdílu měřených a referenčních tlaků činí +9,5 mmHg.



Obrázek 5.8: Bland-Altmanova analýza.

Kapitola 6

Diskuze

V tabulce 5.2 si u osmi subjektů (č. 14, 15, 17, 18, 19, 20, 21, 31) můžeme všimnout, nevyplněných hodnot z důvodu nepřesnosti měření. Tato nepříjemnost byla u prvních sedmi zapříčiněna ztrouchnivěním hadiček v přístroji sloužícím jako vzduchová pumpa. V těchto případech nebyl přístroj schopný udržet tlak v manžetě na suprasystolické hodnotě, a tím pádem nastal problém s průměrováním suprasystolických pulsů a výpočtem DP. Hadičky byly po těchto měřeních vyměněny a přístroj opět fungoval. Poslední subjekt měl špatně nadetekovaný SP vlivem velmi slabého signálu. To mohlo být zapříčiněno špatným upevněním stetoskopu na paži.

Porovnáním vypočtených hodnot DP s referenčními zjištěnými z korotkovových ozvů zjistíme, že korelace mezi nimi je 0,57 a z Bland-Altmanova grafu vzešla průměrná hodnota rozdílu +9,5 mmHg. Tyto hodnoty byly výsledkem vyhodnocení celkem 23 subjektů.

Metoda použitá v této práci je vhodná pro zdravé jedince. V případě srdeční arytmie, či jiných artefaktů na srdci by tato metoda mohla být nepřesná, oproti například čistě auskultační, protože k dopočítání DP potřebujeme přesný suprasystolický puls. Výhodou této metody je kombinace auskultační a oscilometrické metody. Auskultační metoda přesně udává SP s prvním korotkovovým ozvem a díky oscilometrické metodě získáme exaktní hodnotu MAP. Získáním přesného oscilometrického pulsů lze spolehlivě dopočítat hodnotu DP.

Kapitola 7

Závěr

Každá metoda neinvazivního měření krevního tlaku má své výhody, ale i nevýhody. Auskultační metoda má výhodu v detekci systolického tlaku, protože je určen prvním korotkovovým ozvem. Její nevýhodou je detekce diastolického tlaku, jelikož jeho hodnota není určena posledním ozvem, nýbrž jejich úplným vymizením a mnohdy je obtížné rozpoznat, kdy přesně tato doba nastala. [25] Oscilometrická metoda vyniká v možnosti její automatizace a detekce středního arteriálního tlaku, ze kterého jsou následně dopočítávány hodnoty systolického a diastolického krevního tlaku. Jejich přesnost závisí na vhodnosti volby konstant, kterými se střední arteriální tlak násobí. [26]

Na zpřesnění určování diastolického krevního tlaku byla navržena metodika, ke které byl potřeba zvukový záznam ze stetoskopu s mikrofonem a souběžně pořízený záznam tlakové křivky z okluzní manžety. Metodika kombinuje výhody obou zmíněných metod za účelem exaktnějšího určení diastolického tlaku.

Záznamy byly pořízeny od 31 probandů, z nichž bylo 17 mužů a 14 žen. Jejich průměrný věk činil necelých 22 let. S průběhem měření byli seznámeni a dobrovolně se ho účastnili. U osmi probandů byly hodnoty vyřazeny ze závěrečného srovnání, z důvodu nefunkčnosti přístroje.

Následně byla data zpracována v programu MATLAB. Nejprve byly signály zbaveny filtrací 50 Hz a vysokofrekvenčních složek, a poté mohl být z korotkovových ozvů určen systolický tlak. Z oscilometrických pulsací na tlakovém záznamu byl zjištěn střední arteriální tlak. Z těchto dvou tlaků mohl být na průměrném suprasystolickém pulsu dopočítán diastolický krevní tlak.

Nakonec byly všechny vypočtené i naměřené hodnoty vloženy do tabulek. Vypočtený diastolický krevní tlak byl porovnán s diastolickým krevním tlakem zjištěným auskultační metodou. Korelací hodnot jsme získali korelační koeficient rovný hodnotě 0,57. Ten udává středně silnou kladnou shodu. Z Bland-Altmanovy analýzy vzešel průměrný rozdíl hodnot +9.5 mmHg.

Příloha A

Bibliografie

1. HALL, John E.; GUYTON, Arthur C. *Textbook of Medical Physiology*. Saunders Elsevier, 2011.
2. DAROVIC, Gloria Oblouk; AL., et. *Hemodynamic Monitoring: Invasive and noninvasive*. Saunders, 2002.
3. SORVOJA, Hannu; MYLLYLÄ, Risto. Noninvasive blood pressure measurement methods. *Molecular and Quantum Acoustics*. 2006, roč. 27.
4. HN., Segall. How Korotkoff, the surgeon, discovered the auscultatory method of measuring arterial pressure. *Ann Intern Med*. 1975, roč. 83, č. 4, s. 561–562.
5. K.G. NG, C.F. Small. Survey of Automated Noninvasive Blood Pressure Monitors. *Journal of Clinical Engineering*. 1994, roč. 33, s. 452–475.
6. WILLIAM F. GANONG; [PŘEL. Z ANGL. ORIG. ed. překl. Jan Herget], [Karel Rakušan]. *Přehled lékařské fyziologie*. Galén, 2005.
7. *Kardiovaskulární soustava*. Dostupné také z: https://is.muni.cz/el/1441/podzim2016/ZS1BP_ZBZ1/um/Kardiovaskularni_soustava.pdf. Přístup: 04.01.2024.
8. TORTORA, Gerard J.; DERRICKSON, Bryan. *Principles of Anatomy and Physiology*. Wiley, 2017.
9. *Srdcový cyklus*. Dostupné také z: <https://www.srdcove-zlyhavanie.sk/srdce/srdcovy-cyklus>. Přístup: 04.01.2024.
10. BABBS, Charles F. The origin of Korotkoff sounds and the accuracy of auscultatory blood pressure measurements. *Journal of the American Society of Hypertension*. 2015, roč. 9, č. 12, s. 935–950.
11. DL., Bruns. A general theory of the causes of murmurs in the cardiovascular system. *Am J Med*. 1970, roč. 207, s. 360.

A. Bibliografie

12. UR A, Gordon M. Origin of Korotkoff sounds. *Am J Physiol.* 1970, roč. 218, s. 524–529.
13. LANGE RL, Hight HH. Genesis of pistol-shot and Korotkoff sounds. *Circulation.* 1958, roč. 8, s. 975.
14. DEMERS D, Wachs D. Physiology, Mean Arterial Pressure. *StatPearls [Internet]*. 2023. Dostupné také z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK538226/>.
15. An Experience in Implementing the Oscillometric Algorithm for the Non-Invasive Determination of Human Blood Pressure. *Proceedings of the Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society.* 2003, s. 3173–3175.
16. Reduction of interference in oscillometric arterial blood pressure measurement using fuzzy logic. *IEEE Trans Biomed Eng.* 2003, roč. 50, č. 4, s. 432–441. Dostupné z DOI: 10.1109/TBME.2003.809502..
17. SEBALD, Daniel J.; BAHN, Dennis E.; KAHN, Alan RR. Narrowband Auscultatory Blood Pressure Measurement. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering.* 2002, roč. 49, č. 9, s. 1038–1044.
18. LIN, Chin-Teng; LIU, Shing-Hong; WANG, Jia-Jung; WEN, Zu-Chi. Reduction of Interference in Oscillometric Arterial Blood Pressure Measurement Using Fuzzy Logic. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering.* 2003, roč. 50, č. 4, s. 432–441.
19. Formulas to Explain Popular Oscillometric Blood Pressure Estimation Algorithms. *Front Physiol.* 2019, roč. 10, s. 1415.
20. *Butterworth Filter: What is it? (Design Applications)*. Dostupné také z: <https://www.electrical4u.com/butterworth-filter/>. Přístup: 05.01.2024.
21. Estimation of mean arterial pressure from the oscillometric cuff pressure: comparison of different techniques. *Med Biol Eng Compu.* 2011, roč. 49, s. 33–39.
22. *Shoda průběhu suprasystolických pulsací neinvazivní metodou s invazivní.* Dostupné také z: http://www.medusoft.com.au/Brochures/Users_manual_TensioClinic_1.9.pdf. Přístup: 05.01.2024.
23. (CZ), Fabián Vratislav Ing. *Přesný krevní tonometr*. [B.r.]. Dostupné také z: https://isdv.upv.gov.cz/doc/FullFiles/Applications/2008/PPVCZ2008_0458A3.pdf. Příhl.: 24.07.2008. Zveřej.: 03.02.2010. Užitečný vzor: CZ 2008-458 A3.
24. EVANS, J. D. *Straightforward statistics for the behavioral sciences*. Pacific Grove, CA: Brooks/Cole Publishing, 1996.
25. BEEVERS G Lip GY, O'Brien E. ABC of hypertension: Blood pressure measurement. Part II-conventional sphygmomanometry: technique of auscultatory blood pressure measurement. *BMJ.* 2001, roč. 322, č. 7293, s. 1043–1047. Dostupné z DOI: 10.1136/bmj.322.7293.1043.

26. S. COLAK, C. Isik. Evaluation of Pulse Features for Oscillometry. *Syracuse University*. 2004, s. 93–94.

Příloha B

Obsah přiloženého CD

programy složka s programy
├── BP.m algoritmus výpočtu DP.
│ ├── find_korots.m funkce pro hledání korotkových ozvů.
│ ├── find_SP.m funkce pro nalezení systolického tlaku.
│ ├── get_DP.m funkce pro výpočet diastolického tlaku.
│ ├── get_MAP.m funkce pro nalezení MAP.
│ ├── pressure_peaks.m funkce pro nalezení nejvyššího tlaku.
│ └── filtration.m funkce pro filtraci zvukového signálu
└── kor_bland_altman.m	...vytvoření grafu korelace a Bland_Altmana
mereni1 změřené záznamy subjektů 1-15.
mereni2 změřené záznamy subjektů 16-31.