

České vysoké učení technické v Praze
Fakulta elektrotechnická

Diplomová práce

Květen, 2014

Bc. Petr Hořák

České vysoké učení technické v Praze
Fakulta elektrotechnická
Katedra teorie obvodů

Analýza suprasystolických tlakových oscilací

Diplomová práce

Bc. Petr Hořák

Praha, květen 2014

Magisterský studijní program: Biomedicínské inženýrství a informatika

Studijní obor: Biomedicínské inženýrství

Vedoucí diplomové práce: Ing. Vratislav Fabián, Ph.D.

Prohlášení autora práce

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 dne 8.5.2014

.....
podpis autora práce

Abstrakt

Měření krevního tlaku patří mezi základní vyšetření během lékařské prohlídky. V současné době dochází k masivnímu rozšiřování automatických oscilometrických tonometrů do klinické praxe. Údaje získané těmito přístroji je možné omezeně využívat k získání i další parametrů popisujících stav krevního řečiště. Tato práce se zabývá analýzou oscilometrických pulsací změřených při manžetě natlakované na hodnotu suprasystolického tlaku, což je hodnota o přibližně 20 mmHg vyšší, než je systolický tlak měřené osoby. Provedl jsem dvě měření s drobnými rozdíly, v závislosti na požadavcích na jejich výstupy, celkem na 29 dobrovolnících. Dále jsem v prostředí MATLAB navrhl algoritmy pro určení krevního tlaku na základě záznamů provedených měření a zhodnotil jejich výsledky.

Abstract

Blood pressure measurement belong to basic examination procedures. There exist a massive trend of spreading automatic oscillometric blood pressure monitors to clinical practice. Data obtained by these devices can be limitedly used for obtaining further scale of parameters describing state of bloodstream. This work is interested in analysis oscillometric pulsations measured with cuff pressured on suprasystolic value, which is value 20 mmHg above systolic pressure of measured person. I made two measuring experiments with little differences, depending on requests on outputs. Measured were 29 volunteers. After measurement I developed a group of algorithms, which computes systolic and diastolic pressure from signals recorded during measuring. Last part of this work consist evaluation of results.

Obsah

Abstrakt.....	1
Úvod.....	2
Problematika neinvazivního měření krevního tlaku.....	3
Krevní tlak.....	4
Hydrostatická složka krevního tlaku.....	5
Hydrodynamická složka krevního tlaku.....	6
Definice parametrů krevního tlaku.....	6
Neinvazivní metody měření krevního tlaku.....	8
Technické vybavení pro neautomatické měření krevního tlaku.....	8
Tlaková manžeta.....	9
Rtuťový tonometr.....	10
Aneroidní (deformační) tonometr.....	11
Elektronické neautomatické tonometry.....	12
Metody měření krevního tlaku.....	12
Palpační metoda.....	12
Auskultační metoda.....	12
Automatizovaná auskultační metoda.....	14
Oscilometrická metoda (vyhodnocení obsluhou).....	15
Oscilometrická metoda (automatické vyhodnocení).....	16
Ultrazvuková (Dopplerova) metoda.....	19
Metoda vyhodnocení rychlosti pulsní vlny.....	20
Fotopletysmografická metoda (metoda odtížené artérie).....	22
Metoda arteriální tonometrie.....	22
Stanovení hodnot krevního tlaku na základě analýzy suprasystolických oscilací.....	24
Měřicí systém pro získání dat a parametry použitého senzoru.....	24
Vyhodnocovaná data.....	25
Software pro zpracování dat.....	26
Struktura zaznamenaných dat.....	27
Zpracování jednotlivých signálů.....	27
Typ použitého filtru.....	27
Průběh tlaku v manžetě.....	28
Fonokardiogram.....	30
Hranice záznamu suprasystolických oscilací.....	30
Analýza signálu z pletysmografu.....	31
Nalezení hodnoty středního arteriálního tlaku MAP.....	34
Záznam suprasystolických oscilací.....	35
Stanovení hodnoty diastolického tlaku.....	38
Vyhodnocení naměřených dat.....	39
Přehled hodnocených dat.....	39
Předběžně a průběžně získané hodnoty krevního tlaku.....	39
Hodnoty systolického krevního tlaku získané z fotopletysmografických pulsací.....	43
Stanovené hodnoty středního arteriálního tlaku z obálky oscilometrických pulsací.....	46
Vyhodnocení určení diastolického tlaku ze suprasystolických oscilací.....	47
Závěrečné zhodnocení.....	49
Reference.....	50
Seznam příloh.....	53
Příloha 1: Záznam z měření první skupiny studentů.....	54
Příloha 2: Záznam z měření druhé skupiny studentů.....	54
Příloha 3: Seznam souborů na přiloženém CD.....	55

Seznam obrázků

Obr. 1: Vliv polohy těla místa měření na hodnotu krevního tlaku [5].....	5
Obr. 2: Dvě hlavní fáze srdeční činnosti se zrněním směru toku krve [6].....	6
Obr. 3: Tvar tlakové křivky a popis parametrů krevního tlaku. Po úpravě převzato z [7]....	6
Obr. 4: Klasická manžeta s balónkem a vypouštěcím ventilem. Šipkami jsou naznačeny rozměry vnitřní nafukovací části. Po úpravě převzato z [10].....	9
Obr. 5: Situace při v paži natlakování manžety správné velikosti. [7].....	10
Obr. 6: Ukázka konstrukce aneroidního tonometru.....	11
Obr. 7: Znázornění rozdílného proudění krve při různém natlakování manžety. [15].....	13
Obr. 8: Oblast slyšitelnosti Korotkovových ozev. Po úpravě převzato z [16].....	14
Obr. 9: QRS komplex. R-špička je používána k synchronizaci s Korotkovými ozvami.....	15
Obr. 10: Rozsah přítomnosti oscilometrických pulsací a ukázka jejich hodnocení. [20]....	16
Obr. 11: Oscilometrické pulsace s vyznačenou obálkou a významnými body pro výpočet ST a DT. [22].....	18
Obr. 12: Obecné blokové schéma automatického oscilometrického tonometru. [21].....	19
Obr. 13: Princip ultrazvukového monitorování krevního tlaku. Upraveno a převzato z [23].	20
Obr. 14: Záznam EKG a tlakové křivky s vyznačenou R-špičkou a vrcholem pulsní vlny. [25].....	21
Obr. 15: Poměrové znázornění absorpce světla při průchodu tkání.....	21
Obr. 16: Princip fotopletysmografického snímání.....	22
Obr. 17: Měřicí systém pro záznam tlakových signálů.....	24
Obr. 18: Charakteristika Kaiserova okna použitého při náhrhu filtrů.....	28
Obr. 19: Kompletní průběh tlaku v manžetě (modře - kompletní záznam včetně oscilací, červeně - vývoj tlaku bez oscilací).....	29
Obr. 20: Charakteristiky filtru použitého pro odstranění oscilací ze záznamu tlaku v manžetě.....	29
Obr. 21: Průběh tlaku s vyznačením částí měření (1. nafukování manžety, 2. suprasystolický záznam, 3. vypouštění manžety).....	31
Obr. 22: Charakteristiky filtru pro úpravu signálu z pletysmografu - pásmová propust.....	32
Obr. 23: Záznam signálu z pletysmografu.....	32
Obr. 24: Ukázka detekce okamžiku vymizení a návratu pulsů do periferie.....	34
Obr. 25: Záznam oscilometrických pulsací s rozdílovou obálkou při nafukování a vypouštění manžety.....	34
Obr. 26: Charakteristiky filtru použitého pro úpravu suprasystolických oscilací.....	35
Obr. 27: Ukázka suprasystolických oscilací po úpravě s vyznačenou detekcí hranic pulsů	37
Obr. 28: Suprasystolický tlakový puls s vypočtenými pozicemi středního arteriálního tlaku	37
Obr. 29: Předběžné hodnoty krevního tlaku 1. skupiny.....	41
Obr. 30: Předběžné a průběžné hodnoty systolického krevního tlaku 2. skupiny.....	42
Obr. 31: Předběžné a průběžné hodnoty diastolického krevního tlaku 2. skupiny.....	43
Obr. 32: Systolický tlak detekovaný během napouštění a vypouštění manžety (1. skupina)	44
Obr. 33: Systolický tlak detekovaný během napouštění a vypouštění manžety (2. skupina)	45
Obr. 34: Střední arteriální tlak detekovaný během napouštění a vypouštění manžety (1. skupina).....	45
Obr. 35: Střední arteriální tlak detekovaný během napouštění a vypouštění manžety (2. skupina).....	46
Obr. 36: Kompletní výsledky 1. skupiny.....	48
Obr. 37: Kompletní výsledky 2. skupiny.....	48

Seznam tabulek

Tab. 1: Statistika úmrtí v souvislosti s kardiovaskulárními chorobami [2].....	2
Tab. 2: Klasifikace mezních hodnot krevního tlaku a jejich význam [3].....	3
Tab. 3: Nejpoužívanější jednotky pro měření krevního tlaku.....	4
Tab. 4: Sekvence příkazů během jednoho měření.....	26
Tab. 5: Struktura datového souboru záznamu měření.....	27
Tab. 6: Předběžně změřené hodnoty krevního tlaku 1. skupiny.....	41
Tab. 7: Předběžně změřené hodnoty krevního tlaku 2. skupiny.....	42

Úvod

Dle údajů evropského statistického úřadu Evropské unie Eurostat je v současné době každé druhé úmrtí v České republice způsobeno chorobami kardiovaskulárního systému, v rámci celé Evropské unie se jedná o každé 2,5té úmrtí [1]. Příčinou, případně společným faktorem, je v převážné většině případů vysoký krevní tlak – hypertenze. Pokud nebudeme brát v úvahu fatální následky způsobené hypertenzí či přidruženými chorobami a stavy, trpí hypertenzí samotnou v ČR v populaci ve věku mezi 25 a 64 lety 35% obyvatel.

Příčina úmrtí	Všechna úmrtí	Úmrtí způsobená nemocemi kardiovaskulárního systému
Evropská unie (27 států)	4 852 998	1 898 416
Česká republika	106 844	53 590

Tab. 1: Statistika úmrtí v souvislosti s kardiovaskulárními chorobami [2]

Tato choroba je hlavním rizikovým faktorem pro vznik mozkových příhod, ischemické choroby srdeční a aterosklerózy. Dalšími riziky přidruženými k vysokému krevnímu tlaku jsou také následná poškození srdce, mozku a ledvin.

Měření krevního tlaku je základním vyšetřením, které stanovuje výchozí bod pro určení stavu kardiovaskulárního systému a volby dalších vyšetření a odpovídající léčby. Toto vyšetření je součástí víceméně každého komplexního i specifického lékařského vyšetření. Častá jsou i vyšetření zaměřující se pouze na měření krevního tlaku, ať již se jedná o kontinuální měření krevního tlaku, nebo tzv. holterová měření, která probíhají v časovém úseku nejméně 24 hodin.

Invazivní měření krevního tlaku je bezpochyby tím nejpřesnější cestou pro přímé stanovení této veličiny, ovšem při běžných vyšetření je tato metoda nerealizovatelná. V této práci se budu zabývat měřením a vyhodnocením krevního tlaku neinvazivními způsoby, počínaje metodami vyhodnocení vyžadujícími odborný a zkušený personál, až po metody s automatickým vyhodnocením požadovaných hodnot, která lze použít i při domácím monitorování krevního tlaku. Dále se zaměřím nejen na metody běžně se využívající, ale také na způsoby měření, jejichž využití je v současnosti experimentální, případně dochází k jejich zlepšování a vývoji na takovou úroveň, aby mohly být nasazeny a využívány v klinické praxi.

Zpracováním dat zaznamenaných pomocí jedné z vyvíjených metod měření založené na principu suprasystolických oscilací, se budu zabývat ve druhé, prakticky zaměřené části této práce.

Problematika neinvazivního měření krevního tlaku

Jak již bylo zmíněno v úvodu, měření krevního tlaku je základním bodem lékařského vyšetření a určení stavu kardiovaskulárního systému. S ohledem na to, že zvýšená hodnota krevního tlaku je bezpříznakovým postižením organismu a hypertenze samotná bývá kvůli této vlastnosti také často označována jako „tichý zabiják“, je nutné, aby tento výchozí bod pro další vyšetření a případnou léčbu byl určen co nejpřesněji a nejspolehlivěji.

V Tab. 2 jsou uvedeny hodnoty a rozsahy systolického a diastolického krevního tlaku (význam těchto hodnot bude podrobně vysvětlen v následující kapitole) a jejich lékařská klasifikace. Hodnoty pro tuto klasifikaci stanovily dvě organizace zabývající se problematikou hypertenze na území Evropy:

- Evropská společnost pro hypertenzi (European Society of Hypertension ESH)
- Evropská společnost pro kardiologii (European Society of Cardiology ESC)

Kategorie	Krevní tlak v mmHg	
	Systolický	Diastolický
Optimální TK	<120	<80
Normální TK	120 - 129	80 - 84
Vyšší normální TK	130 - 139	85 - 89
Mírná HT – 1. stupeň	140 - 159	90 - 99
Střední HT – 2. stupeň	160 - 179	100 - 109
Těžká HT – 3. stupeň	>180	>110
Izolovaná systolická hypertenze	>140	<90

Tab. 2: Klasifikace mezních hodnot krevního tlaku a jejich význam [3]

Další významnou organizací, řešící problematiku krevního tlaku a hypertenze v Evropě, je Britská společnost pro hypertenzi (British Hypertension Society BSH). Obdobné společnosti se shodnou oblastí zájmu působí na území celého světa, mezi další velmi významné patří Americká společnost pro hypertenzi (American Society of Hypertension ASH), případně od roku 2007 působící Mezinárodní společnost pro hypertenzi (International Society of Hypertension ISH). Oblast monitorování krevního tlaku, hypertenze a souvisejících zdravotních důsledků spadá samozřejmě i do kompetencí a oblasti zájmu Světové zdravotnické organizace (World Health Organization WHO), výsledky spolupráce této organizace a ISH jsou pravidelně publikovány ve vydávaných směrnících a měsíčníku Journal of Hypertension.

Technickou oblastí měření tlaku, požadavky na měřicí přístroje, jejich schvalování a certifikaci se v Evropě zabývá jak již zmíněná BSH, tak samozřejmě Evropská komise a jí vydávané regulační standardy. V USA řeší tutéž problematiku American National Standards Institute (ANSI) a v první řadě institut Association for the Advancement of Medical Instrumentation

(AAMI).

Všechny tyto organizace se v současnosti zabývají v největší míře stanovením spolehlivosti a podmínek nutných k jejímu dosažení při použití automatických přístrojů pro měření krevního tlaku. K určování této přesnosti má každá z těchto organizací vytvořeny vlastní či odvozené protokoly a klasifikační metody.

V následujících kapitolách se budu zabývat jak metodami, které vyžadují odbornou obsluhu, tak převážně měřicími postupy, které lze implementovat a použít v automatickém přístroji.

Krevní tlak

Krevní tlak, jak samotný název napovídá, vychází z fyzikální definice tlaku v soustavě SI. Dle ní je tlak vektorová veličina, jejíž velikost je daná vztahem (1).

$$P = \frac{F}{S} \quad (1)$$

V této definici není tlak uvažován jako vektor, předpokládá se, že síla působící na plochu, působí na tuto plochu v kolmém směru, její tečná složka je tedy nulová a síla na tuto plochu působí rovnoměrně.

Obecný vztah při uvažování nenulové tečné složky síly a její nerovnoměrné rozložení na ploše má tvar (2).

$$\vec{p} = \frac{dF}{dS} \quad (2)$$

Základní jednotkou tlaku je 1 Pascal [Pa], jehož rozměr je dán definicí veličiny (3)

$$[Pa] = \left[\frac{N}{m^2} \right] = \left[\frac{kg \cdot m \cdot s^{-2}}{m^2} \right] = \left[\frac{kg}{m \cdot s^2} \right] \quad (3)$$

S ohledem na rozsah hodnot krevního tlaku v lidském těle by však používání základních jednotek nebylo příliš praktické, navíc díky historickému vývoji měření krevního tlaku se v této oblasti používají jiné jednotky této veličiny, nejčastěji jsou to dvě následující (v Tab. 3 jsou uvedeny přepočty na Pa).

Jednotka	Značka	Hodnota v [Pa]
Konvenční milimetr sloupce rtuti	mmHg	133,322
Torr	Torr	133,322

Tab. 3: Nejpoužívanější jednotky pro měření krevního tlaku

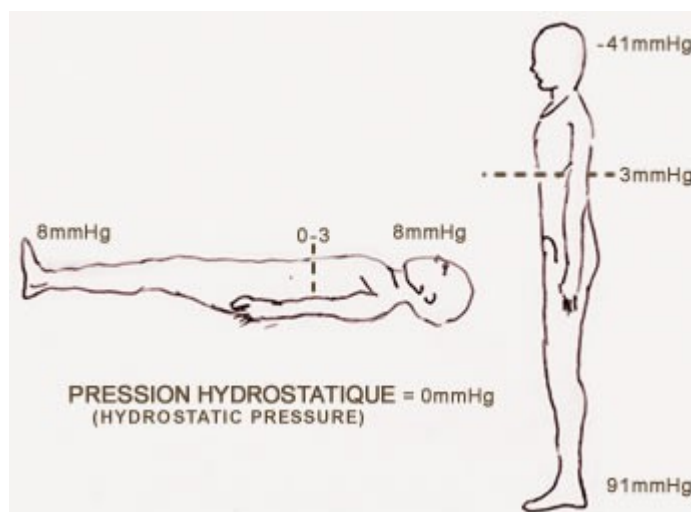
Přestože se hodnota mmHg a torru jeví jako totožná, díky odlišnému vývoji těchto jednotek mezi nimi existuje mírná diference. Vztah milimetru rtuťového sloupce a Pascalu je dán hydrostatickými tíhovými účinky tohoto sloupce, který dle vztahu (4), kde ρ je hustota látky v $[\text{kg}\cdot\text{m}^{-3}]$, h je výška sloupce v $[\text{m}]$, a g je gravitační zrychlení v $[\text{m}\cdot\text{s}^{-2}]$ odpovídá právě výše uvedené hodnotě.

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

Jednotka torr byla odvozena přímo jako 1/760 z konvenční hodnoty atmosférického tlaku. Tento rozdíl však má hodnotu $1,5 \cdot 10^{-7}$ mmHg [4], proto jsou v praxi tyto dvě veličiny brány jako odpovídající.

Oběhový systém člověka je v podstatě obecný hydraulický systém, takže je nutné při jeho analýze uvažovat jak jeho dynamickou, tak statickou složku.

Hydrostatická složka krevního tlaku

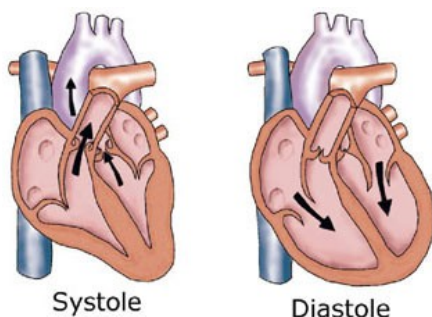


Obr. 1: Vliv polohy těla místa měření na hodnotu krevního tlaku [5]

Statická (hydrostatická) složka krevního tlaku je dána výše uvedeným obecným vztahem, její význam spočívá v určení správného místa měření krevního tlaku, jak demonstruje Obr. 1. Hydrostatická složka krevního tlaku má i jak fyzikální, tak i fyziologický účinek na organismus. Jeden z hlavních fyzikálních efektů je takový, že přestože oběhový systém snaží fungovat jako hydraulický systém s přibližně konstantním objemem, dochází díky vyššímu hydrostatickému tlaku v dolních končetinách k vyššímu namáhání stěn cév a žil a snižování jejich pevnosti a pružnosti, což ve svém důsledku znamená zdravotní problémy a z našeho pohledu zájmu i nestandardní a nežádoucí chování při měření krevního tlaku či jiných parametrů.

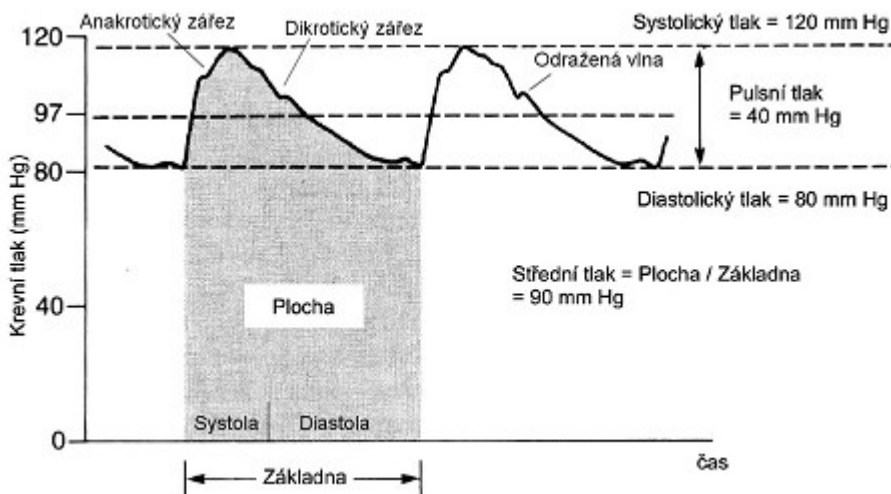
Hydrodynamická složka krevního tlaku

Druhou složkou krevního tlaku je hydrodynamická část. Kapalině, v našem případě krvi, je udělováno zrychlení pulsním vypuzováním srdeční činností (viz Obr. 2).



Obr. 2: Dvě hlavní fáze srdeční činnosti se zznorněním směru toku krve [6]

Tato složka krevního tlaku je značně komplexnějším problémem, než složka hydrostatická. Činnost srdce se z vnějšího pohledu skládá ze dvou složek – systoly a diastoly. Pro pochopení vazby těchto dvou fází srdečního stahu a krevního tlaku v oběhovém systému by bylo nutné se podrobněji zabývat samotnou činností srdce a jejími projevy na tlak krve, nicméně tyto projevy se více uplatňují při měření jiných parametrů, než je samotný krevní tlak a z toho důvodu je v této práci nebudu podrobněji rozebírat.



Obr. 3: Tvar tlakové křivky a popis parametrů krevního tlaku. Po úpravě převzato z [7]

Definice parametrů krevního tlaku

Na Obr. 3 je zobrazen normální průběh krevního tlaku v arteriích zdravého člověka. Jak je patrné z tohoto průběhu, krevní tlak je časově proměnná veličina s periodickým průběhem. Doba trvání jedné periody je závislá na tepové frekvenci, která opět souvisí se zdravotním stavem pacienta a jeho aktuální tělesnou zátěží. Typická tepová frekvence v klidovém stavu zdravého člověka se pohybuje v rozsahu od 60 do 100 tepů za minutu [8], délka jednoho srdečního cyklu může být tedy dlouhá 600 ms až 1 s (tato doba je na obr 3 označena jako základna). Pokud je tepová frekvence vyšší než zmiňovaných 100 úderů za minutu, jedná se o tachykardii, v případě, že doba jednoho srdečního cyklu delší než 1 s je pacient bradykardický. Jak je patrné, během této doby srdeční činnost způsobí změnu arteriálního tlaku od nejnižšího, diastolického tlaku, přes nejvyšší, systolický tlak, zpět na nejnižší hladinu. Jak již jsem zmínil, jedná se o tzv. arteriální krevní tlak, tj. tlak krve ve velkých tepnách lidského těla. Arteriální krevní tlak bývá nejvyšší v krevním řečišti, což z něj vzhledem k podstatně vyšší nebezpečnosti hypertenze nad hypotenzí činí důležitější veličinu, než je tlak v periferních částech lidského těla. Díky velkému průměru těchto tepen a jejich snadné lokalizaci je jeho měření nejjednodušší.

Tlaková křivka se nemění pouze v ose časových intervalů, v průběhu dne se mění také hraniční hodnoty systolického a diastolického tlaku, v závislosti jak na fyzické, tak na psychické zátěži člověka. Tyto důvody jsou motivací pro dlouhodobější holterová měření krevního tlaku a jejich následného vyhodnocování na základě údajů dodaných pacientem o denním režimu a událostech, které tyto změny a posuny ST a DT způsobovaly.

Systolická fáze určuje nejvyšší tlak v artériích a celém krevním řečišti, jedná se totiž o ejekční fázi levé srdeční komory, kdy dochází k vypuzování okysličené krve do aorty.

Pokud nebude řečeno jinak, bude v rámci této práce pojem „krevní tlak“ znamenat dvojici těchto dvou hodnot ST/DT.

Diastolická fáze je naopak stavem nejnižšího tlaku v oběhovém systému. Z tohoto důvodu je vysoký diastolický tlak velmi závažným zdravotním stavem, protože se na rozdíl o vysokého systolického tlaku se nejedná o krátkodobé zatěžování vyššími hodnotami, ale o trvalou zátěž organismu. Vysoký DT samozřejmě posouvá do vyšších hodnot i ST.

Rozdíl mezi hodnotami ST a DT je označován jako pulsní tlak PT. Normální hodnota pulsního tlaku u zdravého člověka je 40 mmHg, hodnoty nižší mohou indikovat nedostatečnou srdeční funkci, zatímco hodnoty nad 40 mmHg netěsnost srdečních chlopní [9].

Další veličinou, kterou lze získat z tlakové křivky, je střední arteriální tlak, označovaný zkratkou MAP (Mean Arterial Pressure). Hodnota středního arteriálního tlaku odpovídá průměrnému tlaku v průběhu jednoho srdečního cyklu.

Jeho velikost lze přesně určit dle vzorce (4).

$$MAP = \frac{1}{T} \int_0^T BP(\tau) d\tau \quad (4)$$

kde T označuje dobu trvání jedné periody srdečního cyklu a BP okamžitý krevní tlak. Pomocí tohoto rigorózního vzorce lze však MAP stanovit pouze v případě, že známe přesný průběh a tvar tlakové křivky. Z toho důvodu byl odvozen vztah pro přibližný výpočet MAP ze snadno změřitelných hodnot DT a ST dle vztahu (5).

$$MAP \approx \frac{ST - DT}{3} + DT \quad (5)$$

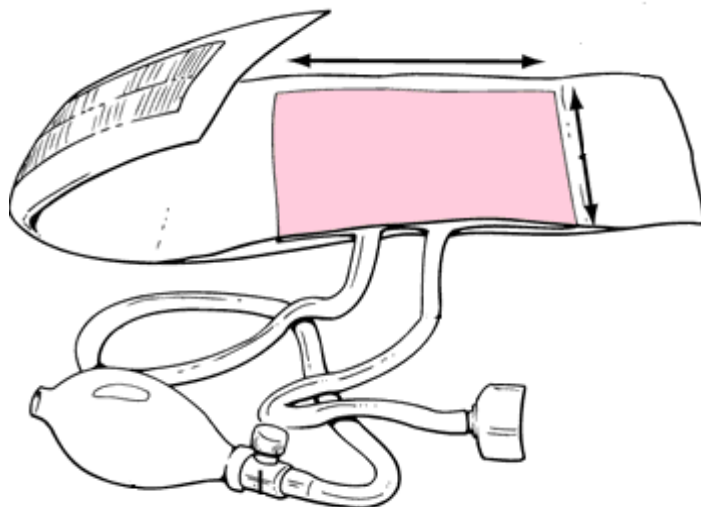
Tento vztah lze ovšem použít pouze v případě, že tepová frekvence měřené osoby je nízká (60 tepů za minutu). V případě vyšších frekvencí totiž činností srdce dochází k prodlužování systoly na úkor diastoly a přesnost takto přibližně stanovené hodnoty MAP klesá. Platnost tohoto vztahu je také podmíněna fyziologickým tvarem tlakové křivky. V případě jakýchkoliv patologických modifikací dochází ke snížení přesnosti. Význam středního arteriálního tlaku spočívá v indikaci perfuze orgánů kyslíkem, kdy jako minimální hodnota MAP pro dostatečnou perfuzi je 60 mmHg, zatímco normální rozsah této veličiny u zdravého člověka je 70 – 110 mmHg.

Neinvazivní metody měření krevního tlaku

V této části své práce se budu podrobně zabývat neinvazivními metodami pro měření a stanovování krevního tlaku. Nejprve se budu zabývat technickým vybavením pro měření krevního tlaku pomocí manuálních metod, vyžadujících znalou a zkušenou obsluhu. V další části popíši tyto metody. Dále bude následovat přehled automatických, již v praxi běžně používaných metod a navazovat bude přehled metod experimentálních a vyvíjených.

Technické vybavení pro neautomatické měření krevního tlaku

Tlaková manžeta



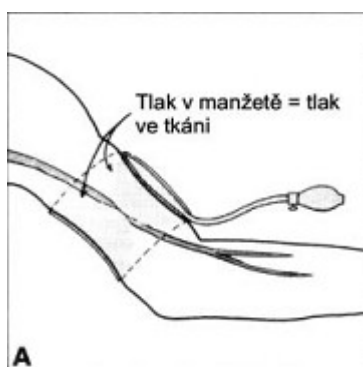
Obr. 4: Klasická manžeta s balónkem a vypouštěcím ventilem. Šipkami jsou naznačeny rozměry vnitřní nafukovací části. Po úpravě převzato z [10]

Nejpoužívanější metoda detekce a přenosu krevního tlaku do měřícího přístroje je za pomoci tlakové manžety. Typická konstrukce manžety dle italského lékaře Riva – Rocciho (v tomto případě i s nafukovacím balónkem a vypouštěcím ventilem pro manuální měření) je popsána na Obr. 4.

Aktivním elementem v samotné manžetě je vnitřní, gumová část manžety, která při omotání manžety kolem paže, kotníku, případně stehna dle potřeb měření, působí tlakem na patřičnou arterii a okolní tkáň. Nejčastějším místem měření krevního tlaku je arteria brachialis levé paže, proto bude další text vztážen k tomuto místu měření, přestože uvedená pravidla platí obecně, samozřejmě při dodržování podmínky nulové hladiny hydrostatické složky tlaku (měření krevního tlaku v úrovni srdce). Obr. 5 znázorňuje situaci při použití vhodné velikosti manžety a jejím nafouknutí nad hodnotu systolického tlaku. Výběr vhodné velikosti manžety je jeden z prvních úkolů obsluhy jak v případě manuálního, tak automatického měření krevního tlaku. Pravidlem je, že rozměry vnitřní nafukovací části manžety, tzv. vzdušnice by měly splňovat následující podmínky:

- 1) šířka vzdušnice by měla splňovat minimálně 40% obvodu paže (dle American Heart Association je chyba minimální při šířce manžety 46% obvodu paže [11])

- 2) délka vzdušnice by měla odpovídat 80% obvodu paže (platí u dospělých pacientů, u dětí by měla obepínat celou paži, bez překrývání) Nedodržení těchto rozměrových podmínek má za následek odchylky naměřených hodnot od skutečných hodnot krevního tlaku [12]. Dodržení těchto podmínek je společné pro všechny metody měření vycházející z jevů, které v artérii vznikají následkem jejího úplného uzavření tlakem vzduchu v manžetě.



Obr. 5: Situace při v paži natlakování manžety správné velikosti. [7]

Rtuťový tonometr

Jedná se o nejstarší konstrukční princip sfygmomanometrů, jehož předchůdci se podíleli jak na definici krevního tlaku, tak na definici samotné jednotky [mmHg].

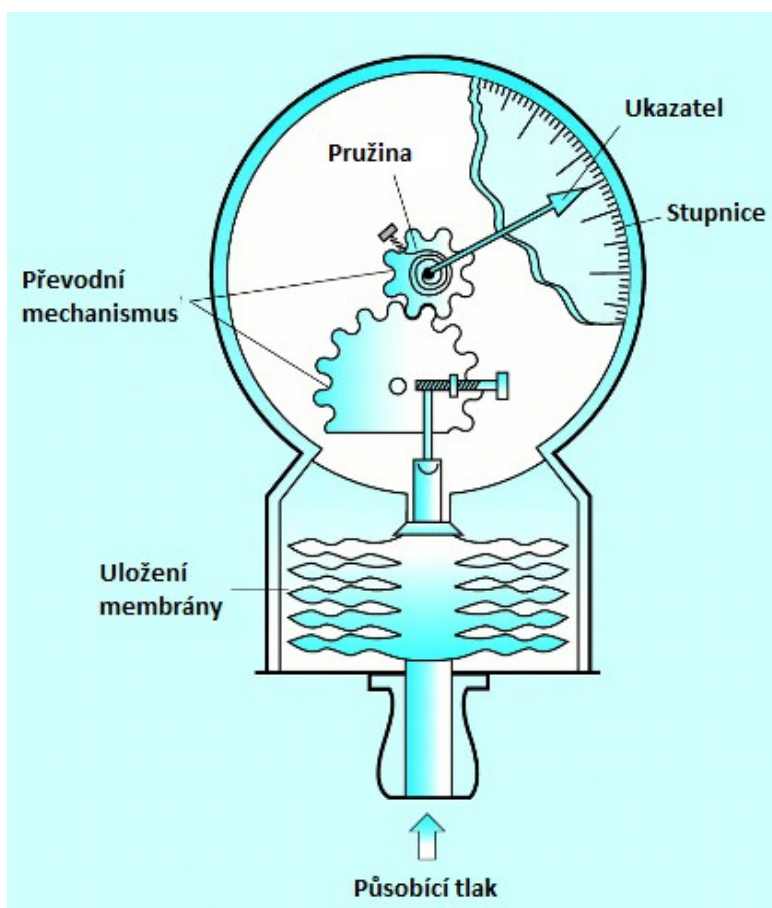
Jedná se o tonometr, který se skládá ze samotného těla přístroje a nafukovací manžety s balónkem a vypouštěcím ventilem (viz obr 4). Vstupem měřidla je nádobka obsahující několik desítek mililitrů rtuti. Tato nádobka je spojena s kapilárou s měřicím sloupcem, ve kterém je díky atmosférickému tlaku přirozeně udržována nulová výchozí hodnota. Při zvyšování tlaku v manžetě dochází k vytlačování rtuti z nádoby do kapiláry a sloupec rtuti svým meniskem na stupnici vyznačuje aktuální hodnotu tlaku v manžetě. Jak vstupní konektor pro připojení tlakové manžety, tak měřicí trubice je oddělena ventily a filtry takovým způsobem, aby nemohlo dojít k samovolnému úniku rtuti. Měřicí stupnice má obvykle rozsah do 300 mmHg, přestože i při těžkých hypertenzních stavech není nutné tlakovat manžetu více než na 250 mmHg.

S ohledem na spolehlivou konstrukci a fyzikálně přímočarý a precizní převod tlaku v manžetě na stupnici se i přes jeho historickou povahu jedná o přístroj velice často používaný. Přes tento fakt je aktuální tendence tyto přístroje odstraňovat ze zdravotnických zařízení a to z důvodu minimalizace rtuti používané ve zdravotnictví. Ke dni 10. 4. 2014 vydala Evropská komise ve svém nařízení č. 847/2012 zákaz uvádění dalších těchto přístrojů na trh Evropské unie [13].

Jedinými významnějšími funkčními problémy u těchto přístrojů je znečišťování rtuti a kapiláry nečistotami ze vzduchu, které projdou mechanickými filtry a tímto způsobují nepřesnosti

v odečtu tlaku na stupnici. Nečistoty také zanáší zmíněné filtry a tím způsobují kriticky zhoršené reakční doby rtuťového sloupce. Další podmínkou správnosti měření je, aby měřicí kapilára byla ve svislé poloze. Pokud tato podmínka není splněna, dochází k odchylce měření v rozsahu až 10 mmHg, v závislosti na směru sklonu kapiláry a poloze zásobníku rtuti.

Aneroidní (deformační) tonometr



Obr. 6: Ukázka konstrukce aneroidního tonometru.

Měřicí přístroje tohoto typu dávají kompaktní a bezpečnou alternativu pro rtuťové tonometry. Jejich funkce využívá mechanického převodu tlaku na kruhovou stupnici (z toho důvodu bývá označován jako hodinkový tonometr). Na vstupu aneroidu se nachází pružná membrána, která svou deformací, jejíž velikost je přímo úměrná působícímu tlaku, přes převodový mechanismus otáčí ručkou na stupnici. Typický příklad konstrukce je na Obr. 6. Nenáročnost mechanického principu dává tomuto tonometru značnou variabilitu, používá se tedy jak u malých příručních přístrojů, tak u velkých stolních či stojanových měřidel.

Pružná membrána je však citlivá vůči okolnímu prostředí, jako je např. vzdušná vlhkost, atmosférický tlak nebo teplota okolí. Dochází také k její postupné degradaci používáním, opět v závislosti na okolních podmínkách a jejich změnách. Další nevýhodou tohoto principu je značná fragilita převodového mechanismu a mechanických částí. V případě pádu tonometru na zem či

jinému nárazu dochází velmi často k poškození převodového systému a ztrátě nutné přesnosti.

Elektronické neautomatické tonometry

Tato rozličná škála přístrojů je pochopitelným krokem, s ohlednutím na výše jmenované nedostatky klasických tonometrů. Přesnost elektronických tonometrů je omezena pouze přesností použitých tlakových senzorů a přesností stupnice, kterou výrobce přístroje zvolí.

Vzhledem k prakticky neomezeným zobrazovacím možnostem je nejčastějším trendem zachovávat měřicí stupnici v podobě jakési „elektronické kapiláry“, kdy při narůstajícím tlaku dochází k postupnému rozsvěcování zobrazovacích elementů měřicí stupnice a indikaci tlaku v manžetě. Jako doplňkový prvek bývají tyto elektronické přístroje vybaveny i číslicovým zobrazením aktuálního tlaku. Manuální měření umožňují i některé automatické tonometry, u kterých je možné tuto možnost použít v případě selhání automatického měření.

Metody měření krevního tlaku

Palpační metoda

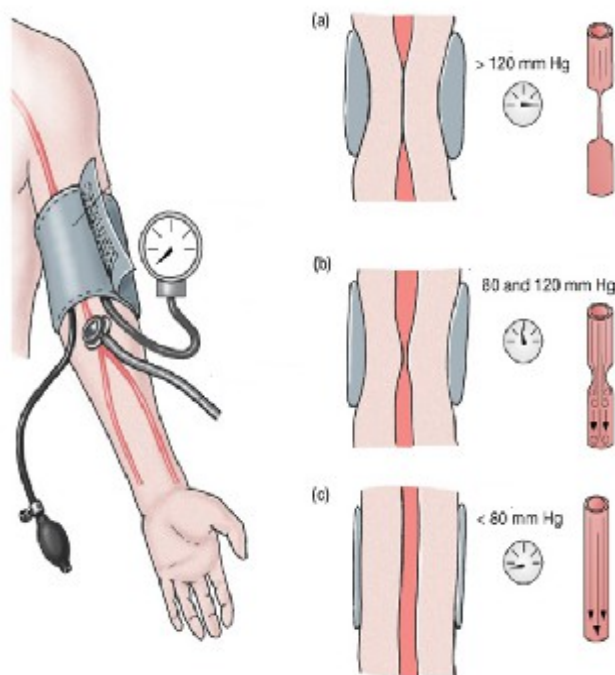
Jedná se o velmi jednoduchou metodu měření, která je využívána převážně v asijských zemích. Tato metoda je svým principem omezena pouze na zjištění systolického tlaku, jehož hodnota je principiálně snáze zjištělná než hodnota tlaku diastolického.

Ke zjištění systolického tlaku touto metodou je nutné mít k dispozici pouze tonometr využívající libovolného principu (viz předchozí kapitola). Manžetu je nutné umístit nad loket ruky pacienta. Na zápěstí téže ruky hmatem lokalizujeme radiální tepnu. Pomalým nafukováním dojde k utažení manžety, stlačení tepny a jejím uzavření ke ztrátě pulzu v radiální tepně. Po ztrátě pulzu je nutné manžetu natlakovat o dalších 20-30 mmHg. Poté pomalým upouštěním regulačním ventilem o 2-3 mmHg za vteřinu dojdeme k hodnotě, kdy dojde ke znovuobjevení pulsu v radiální tepně. Tato hodnota tlaku v manžetě odpovídá hodnotě systolického tlaku pacienta [14]. V případě, že je problematické nahmatat pacientův puls na radiální tepně (nebo kdekoliv jinde distálně od manžety), je možné k detekci obnoveného toku krve a přítomnosti pulsu i zařízení typu pulsního oxymetru, zobrazující pletysmografickou křivku, např. doppler či diagnostický ultrazvuk.

Auskultační metoda

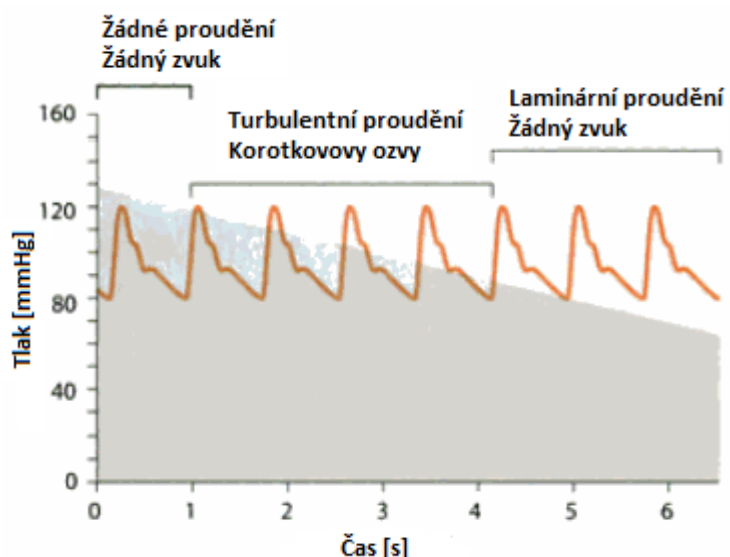
Jedná se bezpochyby o stále nejvyužívanější a referenční metodu nepřímého měření krevního tlaku. Pro změření krevního tlaku pacienta touto metodou je nutné mít k dispozici libovolný neautomatický tonometr a fonendoskop, jehož hlavici zasuneme pod tlakovou manžetu, případně přiložíme k měřené artérii distálně za manžetu. Nutnou podmínkou je také dostatečně dobrý sluch a přiměřeně klidné prostředí, ve kterém budeme tlak měřit.

Princip této metody spočívá v detekování akustických fenoménů objevených v roce 1905 ruským chirurgem Nikolajem Korotkovem. Původ vzniku těchto fenoménů není stále spolehlivě objasněn, nejčastěji je však spojován s uzavíráním srdečních chlopní při ukončování srdečního cyklu a se změnou laminárního proudění na turbulentní v důsledku zúžení průsvitu artérie natlakovanou manžetou (Obr. 7).



Obr. 7: Znárodnění rozdílnoho proudění krve při různém natlakování manžety. [15]

Samotné Korotkovovy zvuky jsou pomocí fonendoskopu slyšitelné od okamžiku prvního pootevření cévy při snižování tlaku v manžetě, až po úplné otevnění cévy a obnovení laminárního proudění krve. Graficky je toto znázorněno na Obr. 8.



Obr. 8: Oblast slyšitelnosti Korotkovových ozev. Po úpravě převzato z [16].

Korotkovovy zvuky se rozdělují na 5 vývojových a sluchově rozlišitelných fází:

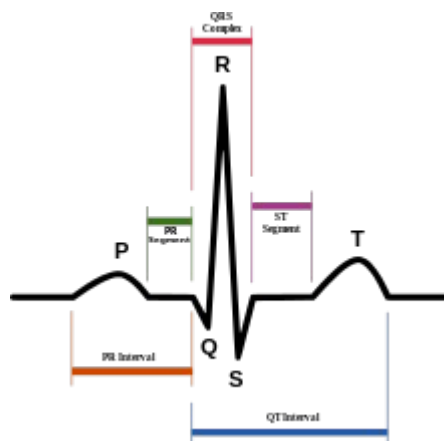
- I. první jasný tón připomínající kapající kohoutek, současně se znovu objeví hmatný pulsního
- II. tóny mají spíše charakter šelestu, jsou delší a tlumenější
- III. tóny jsou opět hlasité a ostré, jejich hlasitost dosahuje maxima
- IV. dochází k oslabení tónů, jsou tlumené, méně zřetelné a měkké
-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

Systolický tlak odečítáme z tonometru při nástupu první fáze Korotkových zvuků, diastolický tlak obvykle při vymizení zvuků, tedy při páté fázi. Existují však situace (např. u těhotných žen, nebo u dětí do 13 let věku) a diagnózy (např. významná aortální insuficience), kdy diastolický krevní tlak odečítáme již ve 4. fázi [14].

Automatizovaná auskultační metoda

Přestože je manuální auskultační metoda stále brána jako referenční variantou při nepřímém měření krevního tlaku, existuje tendence vytvořit měřicí přístroj využívající všechny výhody tohoto způsobu stanovení krevního tlaku a odstraňující potenciální nedostatky. Těmito nedostatky jsou především závislost přesnosti měření na sluchu a hlavně na dodržení správného postupu měření. Nejčastější chybou při tomto je příliš velká rychlost vypouštění vzduchu z manžety a nepřesné určení okamžiku vzniku ozev a jejich zániku.

Je tedy patrná snaha tento prostor pro nepřesnosti měření odstraňovat odstraněním závislosti výsledku na lidském faktoru. Pochopitelnou cestou je tedy snímání Korotkovových ozev mikrofonem přiloženým k artérii a vyhodnocením zaznamenaných zvuků. Většina vyráběných tonometrů využívající tuto metodu pro určení krevního tlaku se potýkala s výrazným rušením znemožňujícím spolehlivé vyhodnocení ozev.



Obr. 9: QRS komplex. R-špička je používána k synchronizaci s Korotkovými ozvami.

Přesto byla automatizovaná auskultační metoda úspěšně implementovaná např. V přístrojích vyhodnocujících krevní tlak během zátěžových testů (přístroje Tango a Tango 2 firmy SunTech), kde je problematika extrémního rušení vyřešena využitím tzv. R-wave gating a filtrací získaného signálu. R-wave gating využívá detekce nejvyššího bodu QRS komplexu - R špičky (viz obr. 9) - a její souvislosti s Korotkovými zvuky. Metoda tedy vyhodnocuje pouze žádaný časový úsek zbytek signálu ignoruje. Ve vybrané části signálu hledá pouze specifickou nízkofrekvenční složku odpovídající spektrálnímu složení Korotkovových ozev [18] a dle její přítomnosti určuje systolický a následně diastolický krevní tlak. Během srovnávací studie této metody bylo dokázáno, že její přesnost je přinejmenším stejná, jako v případě vyhodnocení krevního tlaku zkušeným lékařským personálem klasickou auskultační metodou [19].

Další specifická odnož auskultační metody je infrazvuková metoda, využívající nízkofrekvenční složku Korotkovových ozev v rozsahu 20 – 30 Hz a analyzuje změny ve výkonovém spektru v tomto frekvenčním rozsahu. Tato metoda není příliš známá.

Oscilometrická metoda (vyhodnocení obsluhou)

Oscilometrické metody jsou založeny na tlakových oscilacích měřené artérie během snižování tlaku v manžetě (tato metoda bude důsledněji vysvětlena u automatických metod).

K měření tlaku touto metodou je vhodný pouze rtuťový tlakoměr. Aneroidní tlakoměry

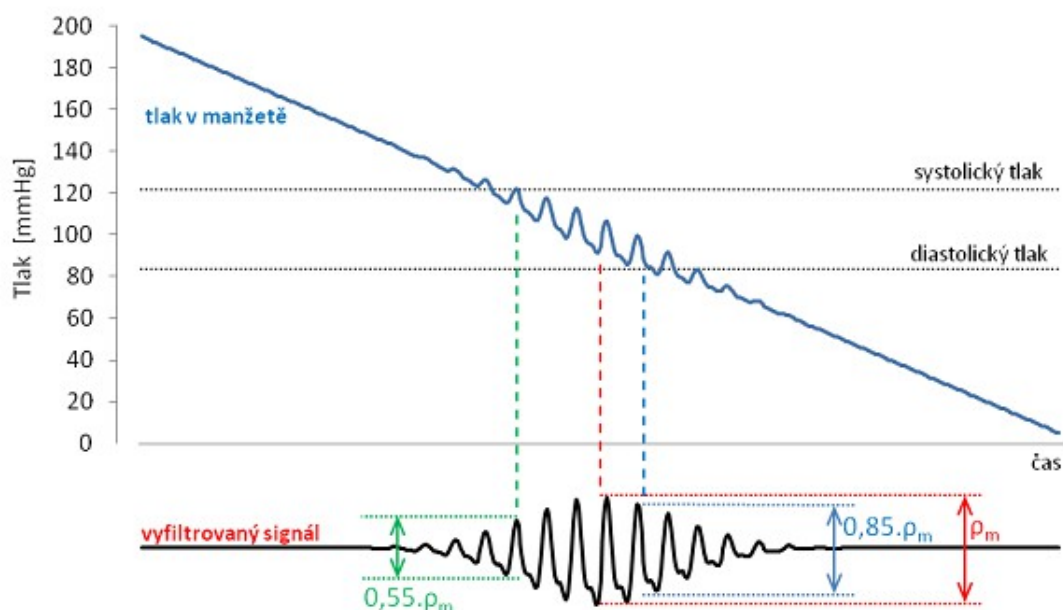
nejdou s ohledem na svou konstrukci pro tento způsob měření vhodné (méně citlivá membrána, případně převodový systém vibrace utlumí – chová se jako filtr typu dolní propust), stejně tak elektronické tonometry nemají dostatečnou přesnost zobrazení aktuálního tlaku (oscilace artérie jsou nejvýše v rozsahu 1 mmHg a tato metoda není s ručním vyhodnocením používána natolik, aby byly vyráběny tonometry s dostatečně podrobným zobrazením).

Měření s využitím oscilometrické metody probíhá nafouknutím manžety, nejčastěji opět na paži pacienta, nad očekávanou hodnotu krevního tlaku. Poté dojde k postupnému a pomalému vypouštění vzduchu z manžety až do okamžiku, kdy dojde k nepatrným oscilacím rtuťového sloupce. Tento okamžik udává systolický tlak v manžetě tonometru, zaznamenané oscilace jsou způsobeny vibracemi cévní stěny při obnovení krevního toku. Při dalším pomalém upouštění vzduchu bude rozkmit oscilací narůstat až do svého maxima, které udává střední arteriální tlak. Při dalším upouštění dojde k postupnému poklesu amplitudy kmitů a nakonec k jejich vymizení, jenž udává hodnotu diastolického tlaku.

Tato metoda se s tímto způsobem vyhodnocení v praxi používá pouze výjimečně a orientačně, z důvodu malé přesnosti a spolehlivosti. U řady pacientů a diagnóz nejsou oscilace rtuti zaznamatelné, případně nejsou vůbec přítomny.

Oscilometrická metoda (automatické vyhodnocení)

Jedná se v současnosti o bezpochyby nejrozšířenější automatickou metodu měření krevního tlaku. Průběh oscilometrických pulsací tlaku během vypouštění manžety je na Obr. 10. Tyto pulsace se objevují v okamžiku snížení tlaku v manžetě na hodnotu systolického arteriálního tlaku a jsou



Obr. 10: Rozsah přítomnosti oscilometrických pulsací a ukázka jejich hodnocení. [20]

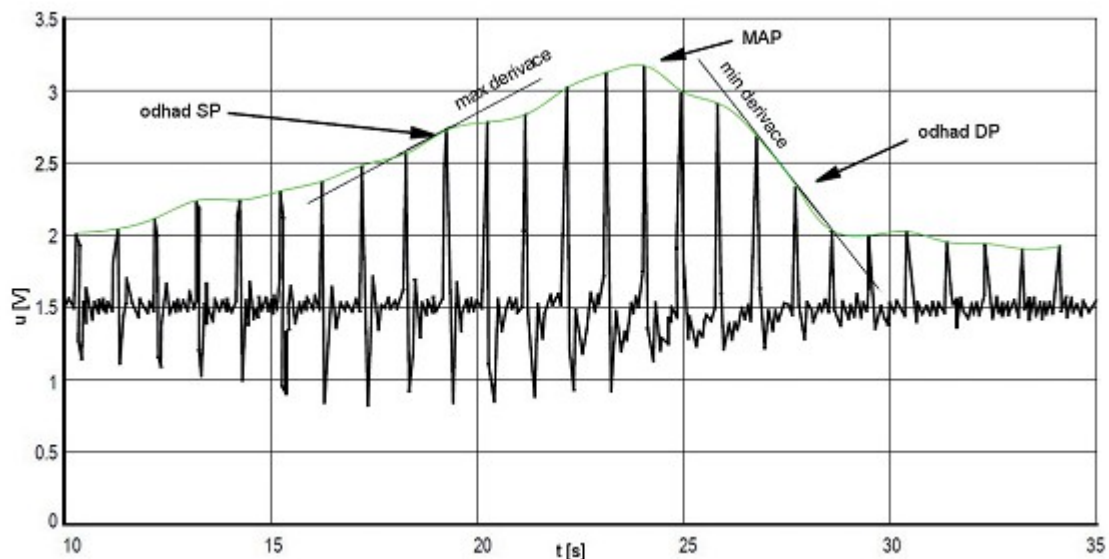
způsobeny pulsacemi stěny tepny, které jsou mechanickými důsledky srdeční činnosti. Velikost amplitudy oscilací je dána hodnotou transmuranálního tlaku. Transmurální tlak je dán rozdílem tlaku uvnitř a vně tepny (6).

$$P_{transmurální} = P_{vnitřní} - P_{vnější} = P_{krve} - (P_{tkání} + P_{manžety}) \quad (6)$$

Tlak uvnitř tepny je dán přímo tlakem krve vypuzované srdcem, tento tlak je tedy po otevření tepny a jejím opětovném zaplnění krví vždy mezi systolickým a diastolickým tlakem. Tlak, který působí na tepnu z vnější strany je dán působením okolních tkání a tlakem nafouknuté manžety. Tlak okolních tkání je v porovnání s tlakem manžety zanedbatelný, vnější tlak je tedy dán tlakem nafouknuté manžety. Tepna, okolní tkáň a manžeta jsou v spolu v těsném kontaktu a tvoří tak mechanickou přenosovou soustavu, která oscilace stěny tepny přenáší do tonometru, ten tyto pulsace snímá. Při postupném vypouštění vzduchu z manžety klesá vnější tlak na tepnu a od hodnoty systolického tlaku dojde k opětovnému zprůchodnění tepny a vzniku oscilací. Amplituda těchto objemových oscilací stěny tepny narůstá až ke svému maximu. Toto maximum odpovídá hodnotě středního arteriálního tlaku SAT, kdy je transmuranální tlak nulový a oscilace jsou přenášeny do tonometru s minimálním útlumem. Po překročení této hranice amplituda pulsací postupně klesá, až k jejich úplnému vymizení.

Postup získání hodnot systolického a diastolického krevního tlaku vychází ze získání obálky oscilometrických pulsací a jejich klíčových bodů. Hlavní a spolehlivě určitelným bodem je hodnota SAT, která odpovídá nejvyššímu bodu získané obálky. Určení hodnot ST a DT se v praxi ubírá dvěma směry:

1. derivace obálky pulsací – nalezením bodu s nejvyšší hodnotou první derivace (sklonu tečny) a jeho přenosem na průběh tlaku v manžetě získáme hodnotu systolického tlaku, detekováním bodu s nejvyšší zápornou hodnotou derivace nalezneme diastolický tlak (viz Obr. 11)
2. statistické koeficienty – statisticky byly na základě opakovaných měření určeny intervaly koeficientů, dle kterých je na základě znalosti maximální amplitudy oscilací odpovídající MAP určena hledaná amplituda odpovídající ST a DT. Konkrétní koeficienty jsou vybírány ze zjištěných intervalů, konkrétní hodnota je závislá na parametrech měření (tuhost manžety, rychlost snižování tlaku...) [12]



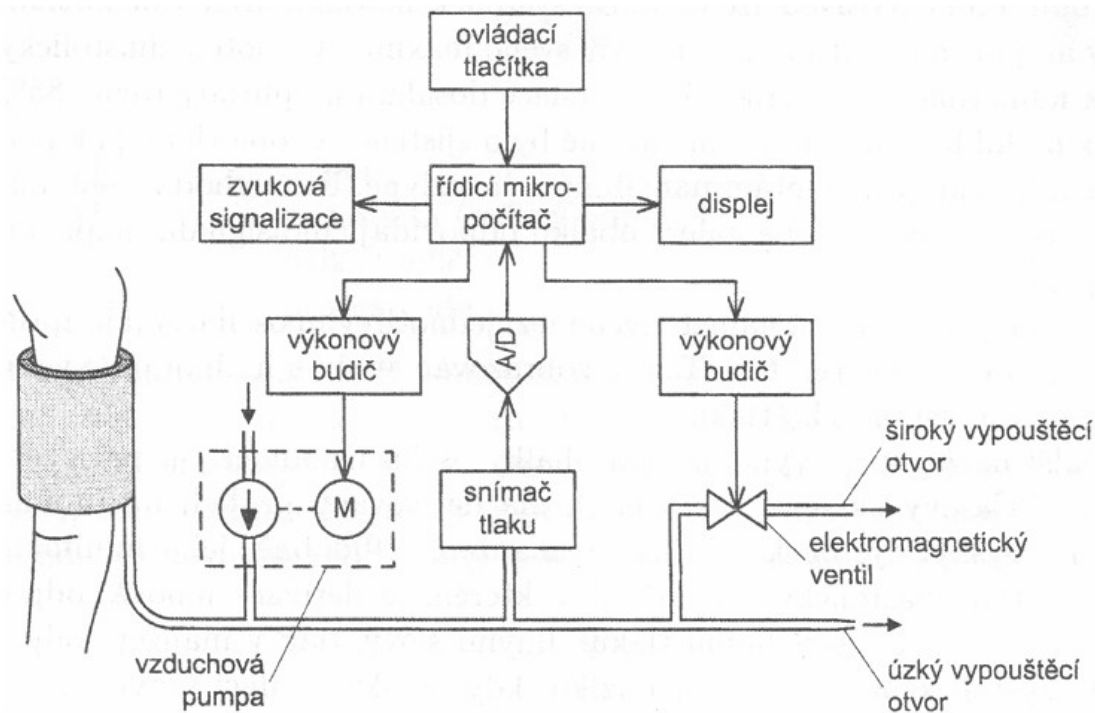
Obr. 11: Oscilometrické pulsace s vyznačenou obálkou a významnými body pro výpočet ST a DT. [22]

Přístroje využívající tuto metodu měření jsou vyráběny řadou výrobců v mnoha podobách:

- přenosné čistě automatické přístroje s externí manžetou
- stolní přístroje s integrovanou manžetou pro snazší dodržení správné pozice pacienta
- zápěstní přístroje s integrovanou manžetou pro měření krevního tlaku na radiální tepně
- přístroje kombinující možnost automatického měření s oscilometrickým vyhodnocením a možností použití způsobem klasického sphygmomanometru

Mimo konkrétní mechanickou konstrukci a rozdíly v zaznamenávání a algoritmickém vyhodnocování oscilací lze říci, že základní blokové schéma takového měřicího přístroje vypadá jako na Obr. 12.

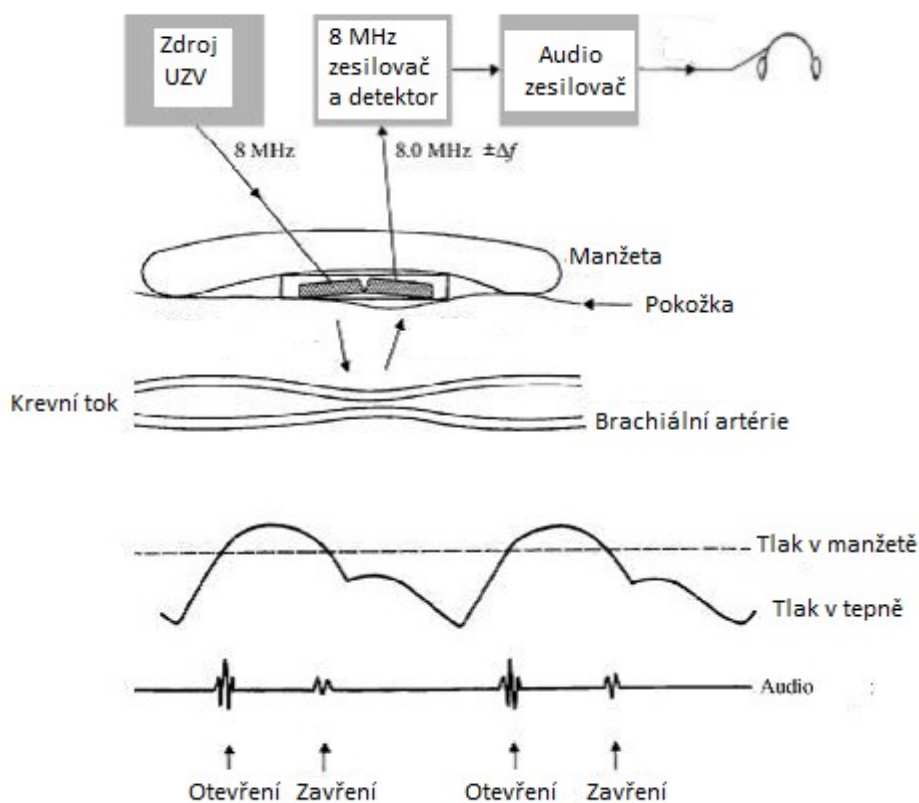
I přes značné investice do vývoje přístrojů založených na oscilometrické metodě měření nejsou výsledky a přesnost této metody přesvědčivé, zvláště u pacientů se změněných stavem kardiovaskulárního systému (např. rigidita cévních stěn), případně s patologickým stavem či fyziologickou změnou organismu (těhotenství, diabetes...). Bylo provedeno mnoho srovnávacích studií s použitím jak nepřímé auskultační metody, tak za použití intravaskulárního měření a výsledky. Tyto srovnávací studie proběhly na mnoha specifických a skupinách subjektů a výsledky značné části z nich mluvily v neprospěch automatického vyhodnocení oscilometrické metody (viz např. rešeršní část v [12]).



Obr. 12: Obecné blokové schéma automatického oscilometrického tonometru. [21]

Ultrazvuková (Dopplerova) metoda

Metoda založena na využití Dopplerova jevu, kdy dochází ke změně kmitočtu ultrazvukové vlny při jejím odrazu od pohybující se stěny artérie a proudící krve. Velikost této změny je dána podílem rychlosti šíření ultrazvukové vlny a rychlosti pohybu odrazné překážky. Při použití krystalu vysílajícího ultrazvukový signál s kmitočtem 8 MHz se změna tohoto kmitočtu po odrazu od tepny a přijetí přijímačem pohybuje od 40 do 500 Hz. Vysílací a přijímací zařízení umístíme pod klasickou tlakovou manžetu a pokud tlak v této manžetě nastavíme na takovou hodnotu, která se nachází mezi diastolickým a systolickým tlakem měřeného pacienta, bude se tlak v tepně pohybovat po tlakové křivce pod a nad tuto hodnotu. Je-li tlak v tepně momentálně vyšší než tlak v manžetě, je tepna otevřená a krev skrz ní protéká za manžetu. Pokud je tlak v tepně nižší, tepna se uzavře. Toto otevírání a uzavírání tepny je detekováno pomocí výše popsáního ultrazvukového zařízení. Situace je znázorněna na Obr. 13. Pokud tlak v manžetě budeme zvyšovat směrem k systolickému tlaku, budou se okamžiky otevírání a uzavírání tepny přibližovat k sobě. V momentě, kdy oba signály splynou, dosáhli jsme v manžetě systolického tlaku. Při snižování tlaku v manžetě od tohoto okamžiku se od sebe budou tyto signály vzdalovat, dokud nedosáhneme bodu, kdy dojde k zániku jednoho ze signálů a tepna nebude uzavírána, jen bude docházet k jejímu přivírání, což je hodnota diastolického tlaku.



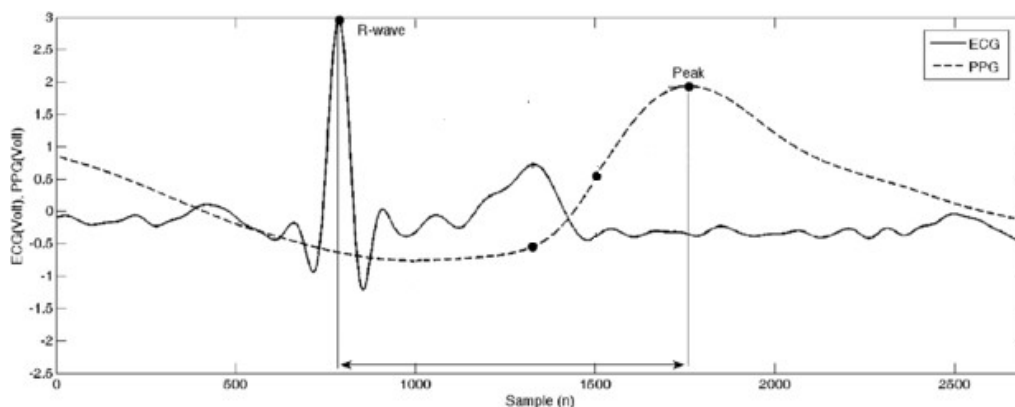
Obr. 13: Princip ultrazvukového monitorování krevního tlaku. Upraveno a převzato z [23].

Stejně jako u ostatních ultrazvukových diagnostických metod je důležité zajistit dobrou akustickou vodivost mezi ultrazvukovým zařízením a pokožkou pomocí gelu. Výhodami této metody jsou dostatečně přesné výsledky při použití u novorozenců, hypotenzních jedinců a ve velmi hlučném prostředí [23] [24]. I přes tyto výhody nepatří tato metoda mezi běžně používané a jedná se stále o experimentální postup měření krevního tlaku.

Metoda vyhodnocení rychlosti pulsní vlny

Rychlost pulsní vlny (Pulse Wave Velocity, PWV) je parametr popisující stav cévního systému, konkrétně tuhost cév. Tuhost cév je dána pružností elastinových vláken ve stěnách artérií, které tuto pružnost stárnutím a mechanickým namáháním ztrácí. Nedostatečná pružnost cév a jejich křehkost je průvodním aterosklerózy, původce infarktu myokardu a cévních mozkových příhod. Metoda vyhodnocování PWV vychází z předpokladu existující přímé korelace mezi touto rychlostí krevním tlakem. Trendem poslední doby v oblasti výzkumu této metody je nahrazení obecně platného parametru rychlosti pulsní vlny specificky platným parametrem tranzitní doba pulse (Pulse Transit Time, PTT), který udává dobu mezi dvěma definovanými místy cévního řečiště. Výchozím bodem je obvykle srdce, kde je jako výchozí časový bod vybrána R – špička v EKG signálu.

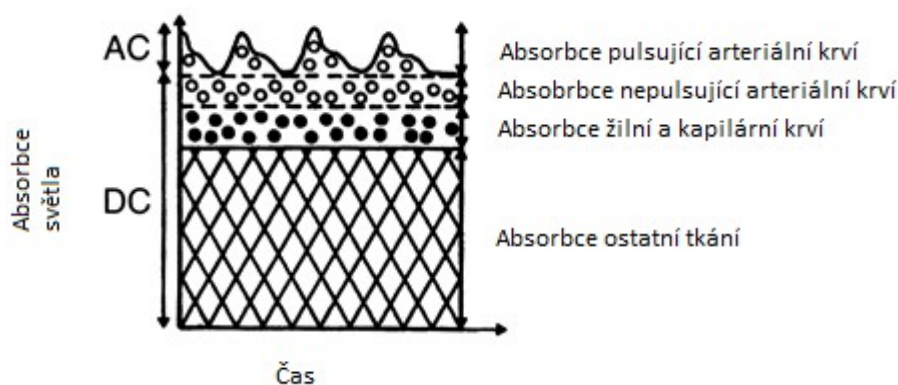
Druhým časovým okamžikem bývá detekovaná špička tlakové křivky způsobená výchozím srdečním pulsem (obr 14). Detekce této tlakové špičky se provádí nejčastěji buď na zápěstí pomocí tlakové manžety, nebo na konečku prstu pomocí fotopletysmografie. Tyto distální části řečiště jsou zvoleny záměrně, kvůli větší diferenci naměřených časových úseků i při malém rozdílu rychlosti.



Obr. 14: Záznam EKG a tlakové křivky s vyznačenou R-špičkou a vrcholem pulsní vlny. [25]

Vzhledem k dosud chybějící souvislosti parametru PWV (PTT) je tato metoda využívána převážně jako metoda kontinuálního sledování krevního tlaku, kdy měřící soustavu prvotně zkalibrujeme pro daného pacienta a poté monitorujeme rozdíly od výchozího stavu. Kalibrace v tomto případě znamená změření přesné vzdálenosti obou koncových bodů, mezi kterými máme zájem pulsní vlnu sledovat, a změření krevního tlaku referenční metodou (nejčastěji ruční auskultační). Při takovém použití této metody je její přesnost více než uspokojivá [25][26].

Druhým způsobem stanovování krevního tlaku touto metodou je statistický přístup (podobně jako v případě oscilometrické metody). Při vyhodnocení dostatečného vzorku pacientů, za uvážení jejich celkového zdravotního stavu a stavu cévního řečiště je možné určit koeficienty, definující vazbu mezi PWV a systolickým krevním tlakem [25].

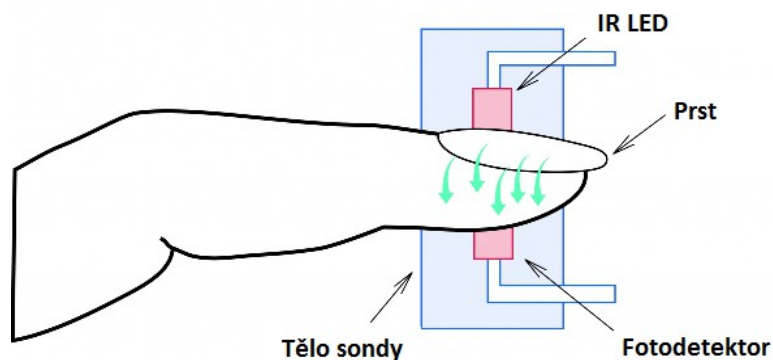


Obr. 15: Poměrové znázornění absorpce světla při průchodu tkání.

Fotopletysmografická metoda (metoda odtížené artérie)

Jedná se o způsob kontinuálního měření krevního tlaku pomocí fotopletysmograficky získané tlakové křivky. Tato metoda byla vyvinuta českým fyziologem, profesorem Janem Peňázem. Fotopletysmografická křivka je získána stejným principem, jako je tomu u pulsní oxymetrie, průchodem světelného záření definované vlnové délky tkání, běžně posledním článkem prstu ruky, nejčastěji ukazováčku či prostředníčku. Používaná vlnová délka je 940 nm, tedy infračervené světlo. Tato vlnová délka je vybrána kvůli své vysoké absorpci oxyhemoglobinem, který je obsažen v oksyložené krvi vedené sledovanou tepnou. Typický tvar a poměrové rozložení absorpcí při měření pletysmografické křivky je na Obr. 15. Jak je z tohoto obrázku patrné, i přes zvolenou výhodnou vlnovou délku světelného záření je pulsující krvi ovlivněna poměrově nepříliš významná část záření, což v případě nedostatečného prokrvení měřené periferní tkáně znemožňuje použití této metody.

Emitor záření (nejčastěji LED) a přijímač (fotodioda) jsou proti sobě umístěné na zmenšené tlakové manžetě (viz Obr. 16).



Obr. 16: Princip fotopletysmografického snímání.

Výchozím bodem měření je zjištění středního arteriálního tlaku. Tento tlak je určen stejným principem, jako je tomu u oscilometrické metody – detekcí objemových oscilací krve v tepně a tepny samotné nalezneme jejich maximální amplitudu, při které je transmuraní tlak roven nule, tlak v manžetě odpovídá MAP. Fotopletysmografická soustava tyto objemové pulsace sleduje a vyhodnocuje. Manžeta je připojena na rychlý tlakový regulační systém, pneumatický nebo hydraulický, který na základě vyhodnocení těchto pulsací zvyšuje, případně snižuje tlak v manžetě takovým způsobem, aby tyto pulsace byly udržovány nulové a artérie tak byla nezatížená.

Výsledky této metody jsou srovnatelné s hodnotami přímými postupy měření krevního tlaku a to jak u osob normotenzních, tak u hypertenzních pacientů [27]. V případě pacientů s problematickým prokrvováním periférií, ať z důvodů zdravotního stavu, nebo zapříčiněným okolními podmínkami (podchlazení těla) je tato metoda nevhodná.

Metoda arteriální tonometrie

Občas označovaná jako aplanační metoda. Jedná se o další přístup ke kontinuálnímu měření krevního tlaku, v tomto případě založený na přímém snímání tlakových změn na sledované arterii, kterou je v tomto případě radiální tepna na zápěstí pacienta.

Konstrukčně se v případě tohoto způsobu měření jedná o pole tlakových senzorů uspořádaných do plochy, kterou je tepna přitlačena na blízko se nacházející kost, nejčastěji na radius na zápěstí. Při dostatečné podpoře tepny od této kosti a odpovídajícímu přitlačení ze strany měřicího přístroje dojde k nepřímému kontaktu mezi senzory a stěnou tepny. Změny na arteriální stěně způsobené evolucí tlakové křivky jsou přenášeny na pole senzorů, ze kterých je tato křivka zpětně rekonstruována. Pro určení krevního tlaku je nutné provést kalibraci přístroje pomocí referenční metody a nastavit počáteční hodnoty tlakové křivky, tonometr samotný opět snímá a vyhodnocuje difference od výchozího bodu.

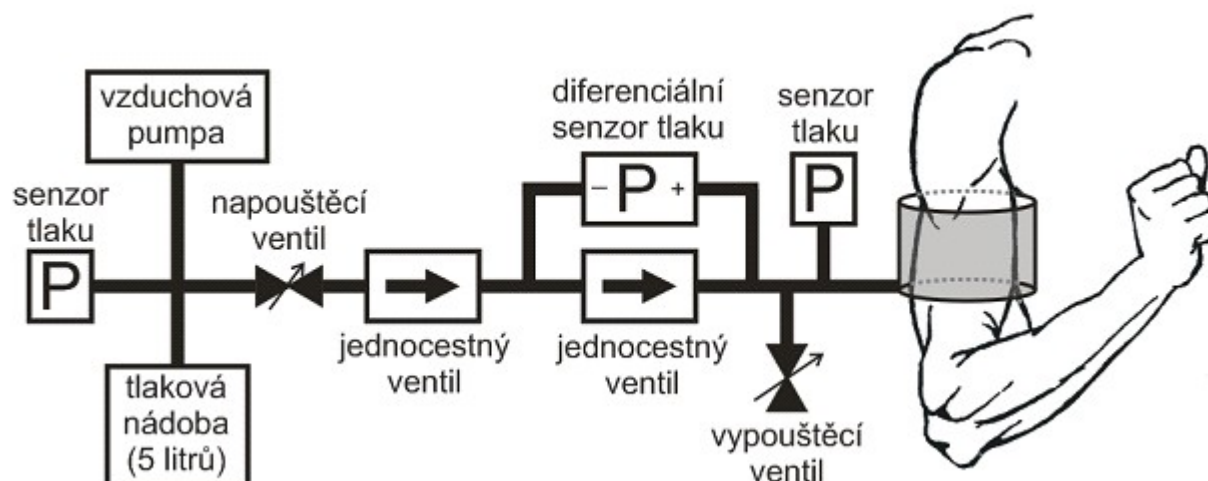
Přesnost tohoto způsobu monitorování krevního tlaku odpovídá invazivnímu měření, studie se však zabývají převážně sledováním změn krevního tlaku s počáteční kalibrací další metodou měření. [28][29].

Stanovení hodnot krevního tlaku na základě analýzy suprasystolických oscilací

V následující části práce jsem se zabýval stanovením hodnot krevního tlaku na základě dat získaných měření dobrovolníků. Měření probíhalo pomocí aparatury pro stanovení hemodynamických parametrů, která byla vyvinuta ve spolupráci kateder fyziky, kybernetiky a teorie obvodů ČVUT v rámci diplomové práce Ing. Jana Dvořáka.

Cílem práce bylo vytvoření metodiky a potřebných algoritmů pro stanovení systolického a diastolického krevního tlaku za pomoci analýzy suprasystolických pulsních oscilací brachiální artérie, s využitím dalších parametrů získaných během měření [12].

Měřicí systém pro získání dat a parametry použitého senzoru



Obr. 17: Měřicí systém pro záznam tlakových signálů

Měření analyzovaných dat bylo prováděno pomocí systému vyvinutého na Fakultě elektrotechnické ČVUT. Jedná se o elektronický a pneumatický systém, jehož konkrétní řešení využité pro měření průběhů tlakových signálů z manžety je na obr. [30]. Pro záznam suprasystolických oscilací je určen diferenciální senzor tlaku, pro záznam oscilometrických pulsací je určen přetlakový senzor tlaku v manžetě.

Zapojením diferenciálního senzoru přes jednocestný ventil, oddělující část systému obstarávající zdroj tlaku pro nafukování manžety a tuto manžetu, je umožněno přímé sledování rozdílu mezi tlakem, na který je v manžetě nastaven pneumatickým systémem, a tlakem, který v manžetě skutečně je. Rozdíl těchto tlaků je dán buď přímo změnami tlaku v tepně, nebo nepřímo pohybem či změnami jejích stěn. Díky přímému mechanickému propojení těchto dvou částí systému, u kterých dochází k ovlivňování pouze ze strany řídicí části obvodu, snímá diferenciální

senzor skutečně pouze tlakové difference mezi těmito částmi systému bez zkreslení a je možné tyto oscilace dále zpracovávat. Jako diferenciální senzor je použit MPXV5004DP, vstupní rozsah tohoto senzoru je 0 až 3,92 kPa (29,4 mmHg) [31], což je s ohledem na velikost suprasystolických oscilací rozsah více než dostatečný, jejich amplituda je přibližně 1 mmHg. Důležitou vlastností zapojení diferenciálního senzoru je absence hardwarových filtrů či dalších obvodů předzpracování signálu, které by změnilly tvar zaznamenávaných pulsů.

Zařízení je dále vybaveno dalšími moduly, ze kterých jsem v rámci této práce využíval modul pro záznam fonokardiografu pro snímání a záznam Korotkovových ozev a modul pro záznam pletysmografické křivky (viz [30]). Vzorkovací frekvence celého měřicího systému je 400 Hz, tato hodnota byla autorem měřicího systému zvolena z důvodu bezeztrátového přenosu datových paketů přes použité rozhraní USB.

Vyhodnocovaná data

Data určená pro další zpracování byla získána měřením dobrovolníků z řad studentů ČVUT. Změřeny byly dvě skupiny dobrovolníků, přičemž první množina získaných dat sloužila k vytvoření postupu stanovení požadovaných veličin a k vytvoření požadovaných algoritmů pro jejich automatické zpracování.

První měřená skupina čítala 19 subjektů. Před hlavním měřením byla pomocí automatického měřidla krevního tlaku Omron HEM-907, pracujícím na oscilometrickém principu vyhodnocení krevního tlaku. Toto měření sloužilo k předběžnému stanovení hodnoty systolického tlaku, která byla navýšena obvykle o 20 mmHg a na tuto hodnotu byla při samotném měření pomocí výše popsané aparatury natlakována manžeta na paži měřené osoby. Při tomto měření byly mimo tlakových signálů souběžně zaznamenávány i signály z fotopletysmografického čidla a signál z fonokardiografu. Fotopletysmografická sonda byla umístěna na ukazováku stejné (levé) ruky.

Druhá skupina dobrovolníků obsahovala 10 jedinců. Předběžné měření krevního tlaku proběhlo pomocí neautomatického tonometru Boso Mercurius E a klasického lékařského fonendoskopu, tedy auskultační metodou. Hlavní měření proběhlo stejně, jako v případě první skupiny, navíc byly pomocí přímého poslechu Korotkových ozev během vypouštění manžety zaznamenány i aktuální hodnoty krevního tlaku měřené osoby.

Samotné měření je tvořeno sekvencí kroků, které jsou pomocí ovládacího SW NIMES (Non-Invasive Measuring system for Vascular Screening) nahrány do měřicího systému. Sekvence příkazů je uvedena v Tab. 4 a mimo hodnoty parametru u 7. kroku byla neměnná. Parametry jsou hodnoty uvedené v hranatých závorkách v kódu příkazu a jedná se buď o hodnoty tlaku v mmHg, nebo o čas měření v sekundách. Čtvrtý a jedenáctý krok určuje tlak ve vzduchovém zásobníku vyrovnávajícím tlak v systému, sedmý krok určuje hodnotu tlaku, na který je nafouknuta manžeta na levé paži měřené osoby. V osmém kroku je nastavena doba záznamu suprasystolických oscilací pomocí diferenciálního senzoru. Během tohoto záznamu nedochází k řízeným změnám tlaku

v tlakovém obvodu, tlak během této doby kvůli drobným netěsnostem soustavy klesne přibližně o 7 mmHg. Hodnota tlaku ve vzduchovém zásobníku, tj. 270 mmHg, byla určena empiricky během předchozích měření a byla mi doporučena autorem aparatury. Maximální tlak (parametr 7. kroku) byl určen obvykle jako hodnota předběžně změřeného systolického tlaku dobrovolníka zvýšená o 20 mmHg, aby bylo zajištěno uzavření tepny a tím i suprasystolický charakter oscilací. Doba záznamu těchto oscilací byla zvolena 10 sekund, jako kompromis dostatečně dlouhého záznamu, obsahujícího okolo 10 pulsů, a omezení nepříjemných či bolestivých vjemů z měření při nafouknutí manžety na vysoké hodnoty tlaku. Napouštění a vypouštění manžety probíhá rychlostí 2-3 mmHg za vteřinu, což je rychlost odpovídající manuálnímu měření auskultační metodou.

Všechny předběžně i souběžně měřené hodnoty krevního tlaku, stejně tak jako základní údaje měřených dobrovolníků jsou zaznamenána v Příloha 1: Záznam z měření první skupiny studentů a Příloha 2: Záznam z měření druhé skupiny studentů. Datové soubory se signály, naměřenými na druhé skupině dobrovolníků, spolu s podrobnějšími údaji o těchto dobrovolnících, byly přidány do databáze existující v rámci grantů řešených na ČVUT FEL.

Pořadí	Kód	Popis činnosti systému
1.	000	START - INITIALIZE SYSTEM
2.	001	INITIALIZE DATA LOGGING
3.	101	CLOSE INFLATING VALVE
4.	102[270]	INFLATE RESERVOIR TO ... mmHg
5.	103	CLOSE DEFLATING VALVE
6.	002	START DATA LOGGING
7.	104[140]	INFLATE SLOWLY TO ... mmHg
8.	003[010]	WAIT ... SEC
9.	106	DEFLATE SLOWLY TO 30 mmHg THEN RELEASE
10.	998	STOP DATA LOGGING
11.	102[270]	INFLATE RESERVOIR TO ... mmHg
12.	999	STOP MEASUREMENT

Tab. 4: Sekvence příkazů během jednoho měření

Software pro zpracování dat

Jako nástroj pro analýzu naměřených dat jsem zvolil prostředí MATLAB společnosti MathWorks, konkrétně verzi R2013a. Při zpracování dat jsem využíval funkce ze základní knihovny tohoto prostředí a některé z funkcí knihovny pro číslicové zpracování signálů Signal Processing Toolbox. V tomto případě se jednalo nejčastěji o funkce návrhu parametrů filtrů a filtrů samotných.

Prvním krokem přípravy dat je jejich import do prostředí MATLABu a jejich přizpůsobení pro další práci. Pro tento úkol jsem vytvořil skript *files.m*, jehož výstupními proměnnými jsou seznamy souborů obsahující data jednotlivých měřených skupin, hodnoty krevního tlaku změřené před záznamem signálů a u druhé měřené skupiny navíc krevní tlak změřený v průběhu vypouštění manžety.

Struktura zaznamenaných dat

Hodnoty snímané měřicím systémem dle Obr. 17 jsou přes galvanicky oddělený modul USB přenášeny do počítače a ukládány do CSV souboru, v jehož názvu je obsaženo datum a přesný čas zahájení měření. V každém řádku souboru je uložen jeden vzorek měřených veličin. Struktura jednoho řádku je popsána v Tab. 5. Sloupce, jejichž obsah jsem využíval v průběhu této práce, jsou v Tab. 5 označeny tučným písmem.

1	2	3	4	5	6	7
Čítač 0-255	Oscilace V	Oscilace M	EKG III	EKG II	PPG B	PPG A
8	9	10	11	12	13	14
Oscilace měřené diferenciálním senzorem	FKG	Manžeta M	Tlak zásobníku vzduchu	Manžeta V	AUX 1	AUX 2

Tab. 5: Struktura datového souboru záznamu měření

Označení V a M u signálů oscilací tlaku v manžetě a kompletního záznamu průběhu tlaku v manžetě je rozlišení HW realizace, sestava je vybavena dvěma obvody umožňující připojení dvou nezávislých manžet. Během svého měření jsem využíval pouze hlavní část systému označenou V.

Zpracování jednotlivých signálů

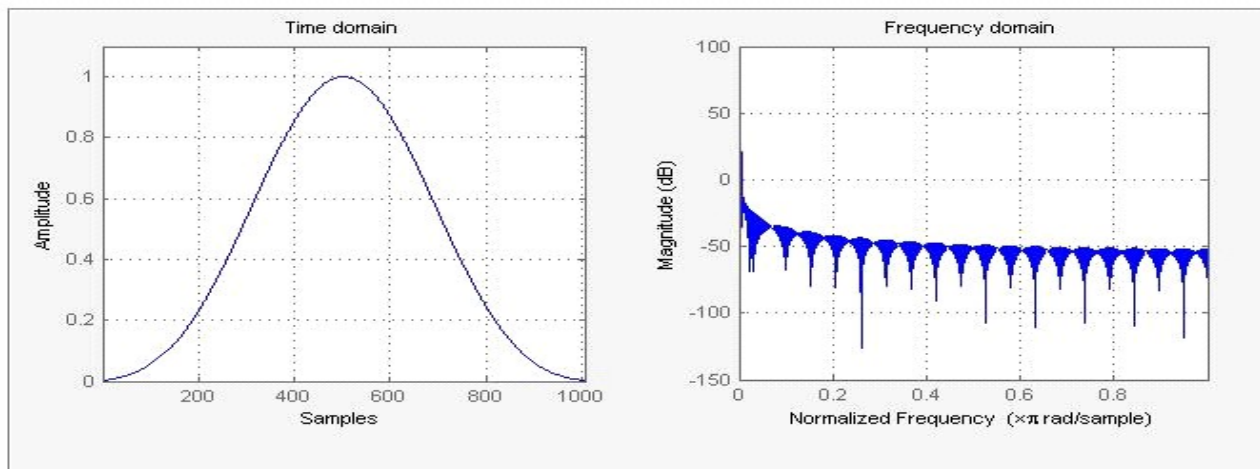
Typ použitého filtru

Pro většinu aplikací vyžadujících filtraci biologických signálů jsou nejvhodnější filtry FIR (Finite Impulse Response) s konečnou impulsní odezvou $h(n)$. Filtry tohoto typu mají oproti filtrům IIR (Infinite Impulse Response) dvě výhody:

- lineární fázová charakteristika
- neobsahuje zpětné vazby (jistota stability filtru)

Fázová charakteristika FIR filtru je lineárně závislá na frekvenci a zaručuje tak zachování časových poměrů filtrovaného signálu. Stabilita filtru zajišťuje, že nedojde k rozkmitání výstupního signálu. Nevýhodami filtru FIR je však menší strmota přechodu mezi propustným a nepropustným pásmem a nutnost vyššího řádu filtru pro dosažení dostatečné strmosti. V tomto případě nejsou však

tyto nevýhody závažnou překážkou a výhody převažují. Úplného odstranění fázového posunu je poté dosaženo použitím obousměrné filtrace použitím funkce *filtfilt*.

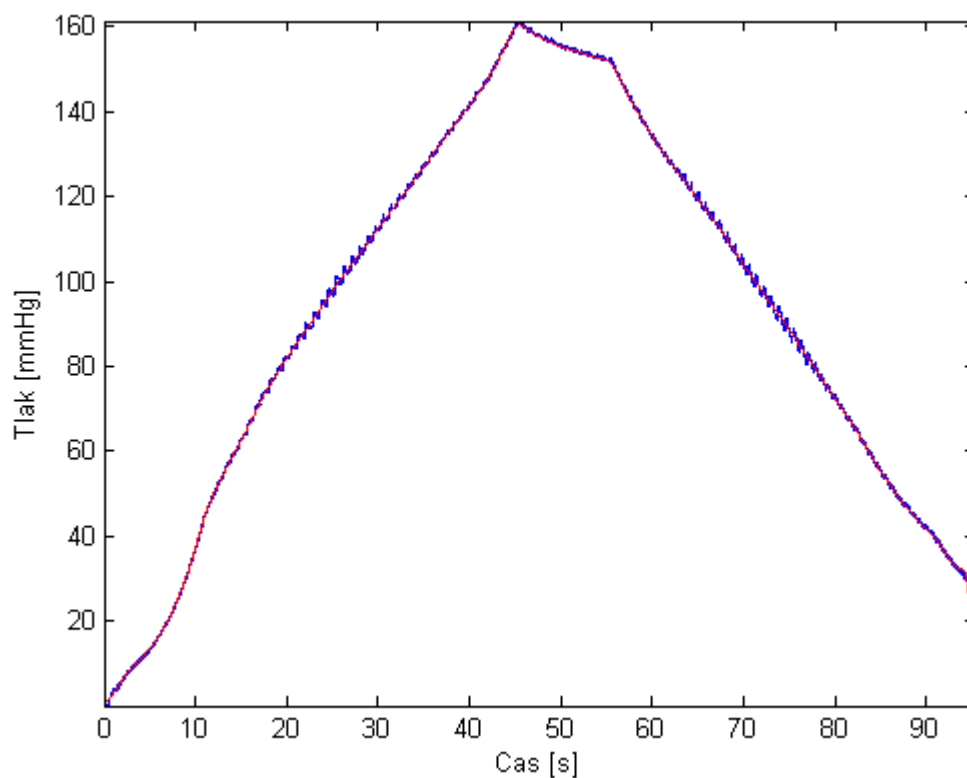


Obr. 18: Charakteristika Kaiserova okna použitého při návrhu filtrů

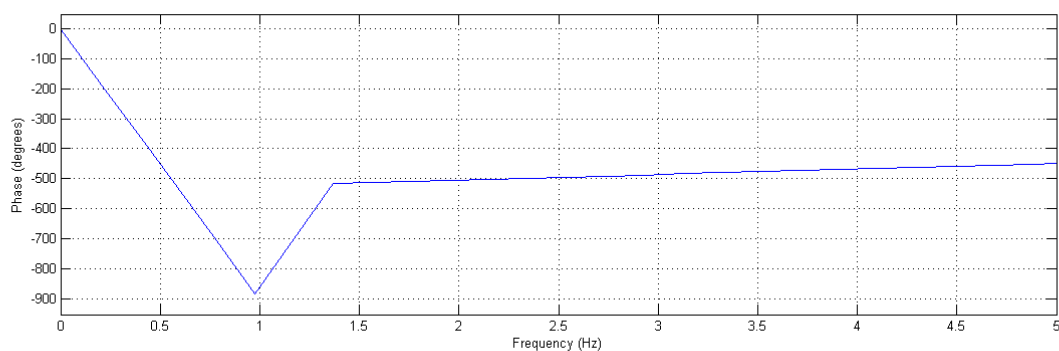
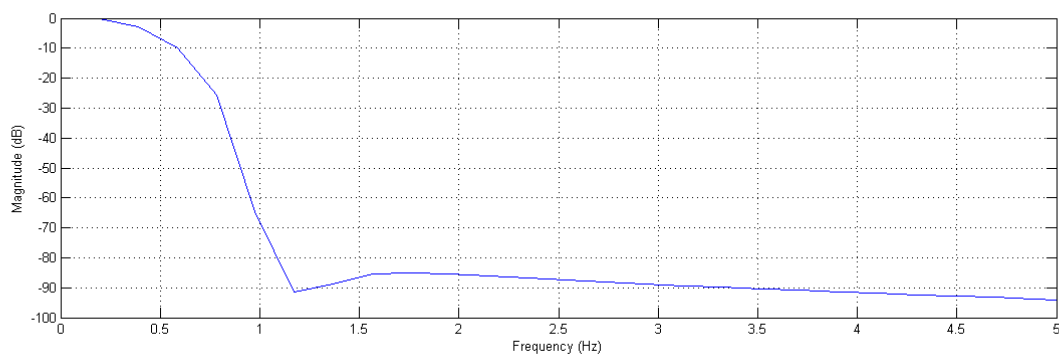
K samotnému návrhu filtru jsem zvolil metodu oken. Postup návrhu filtru touto metodou spočívá v převodu známé požadované frekvenční charakteristiky filtru do časové oblasti pomocí inverzní Fourierovy transformace. Tím získáme impulsní charakteristiku $h(n)$, kterou v dalším kroku omezíme na počet vzorků, který bude námi požadovanou charakteristiku dostatečně přesně aproximovat. Poté se tato zkrácená odezva přenásobí zvoleným oknem. Při návrzích filtrů během své práce jsem zvolil Kaiserovo okno, s ohledem na jeho nízké hodnoty zvlnění charakteristiky v propustném pásmu a naopak vysokému potlačení signálu v pásmu nepropustném [32]. Tvar použitého okna je na Obr. 18

Průběh tlaku v manžetě

Signál kompletního průběhu tlaku v manžetě (včetně oscilací), který se nachází ve 12. sloupci datového souboru je klíčovým záznamem pro určování tlaku v daném okamžiku. Typický průběh tlaku v manžetě v průběhu měření je na Obr. 19 Modře je na tomto obrázku kompletní průběh tlaku, včetně oscilací způsobených změnou tlaku v arterii brachialis. Červeně je zobrazena nízkofrekvenční složka, získaná filtrem typu dolní propust, jehož mezní frekvence je 0,4 Hz. V MATLABu je tento filtr definován pomocí nepropustného pásma končícího na kmitočtu 1 Hz (odpovídá útlumu přibližně 70 dB). Kmitočtová a fázová charakteristika použitého filtru je na Obr. 20 Tímto filtrem získaná složka tlaku odpovídá hodnotě tlaku řízené měřicím systémem a obsahuje i drobné nelinearity při tlakování nebo vypouštění manžety. V libovolném požadovaném okamžiku tedy můžeme z průběhu určit aktuální tlak v manžetě. Funkce *pressure.m* na základě vstupního datového souboru filtrací vytvoří požadovanou složku tlaku a pomocí přepočtového vzorce daného kalibrací senzoru ji přepočte na mmHg.



Obr. 19: Kompletní průběh tlaku v manžetě (modře - kompletní záznam včetně oscilací, červeně - vývoj tlaku bez oscilací)



Obr. 20: Charakteristiky filtru použitého pro odstranění oscilací ze záznamu tlaku v manžetě

Fonokardiogram

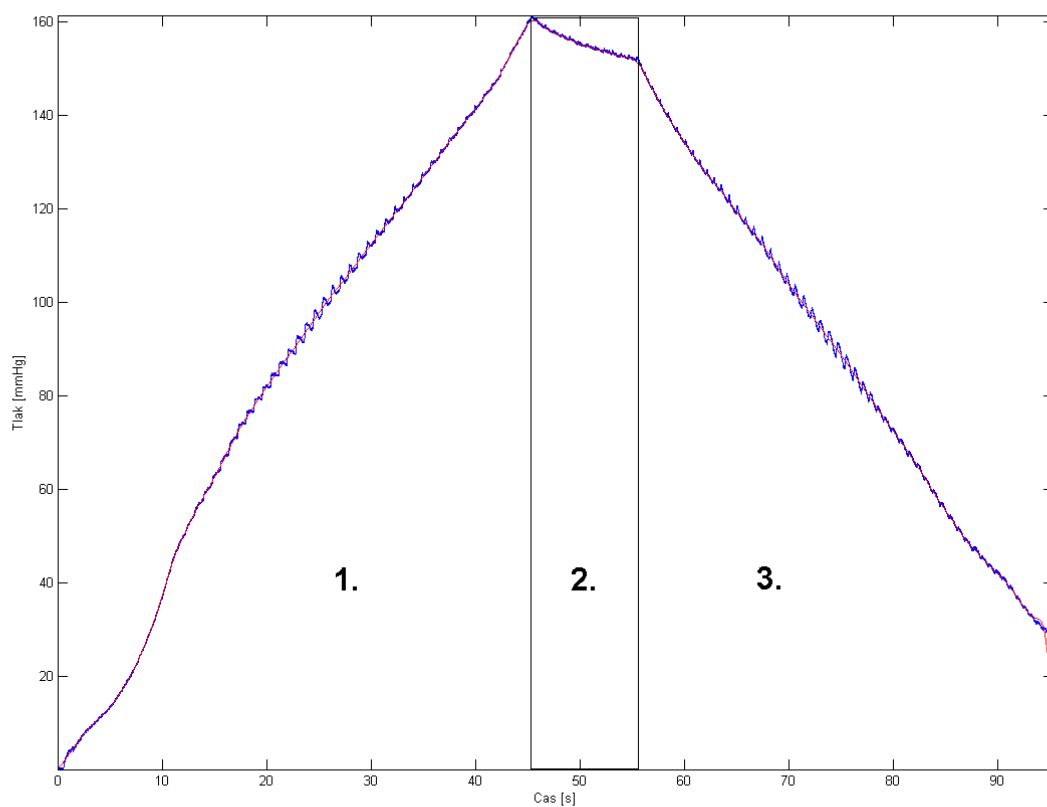
Původním záměrem využití signálu získaného záznamem fonokardiogramu snímaného distálně od manžety bylo určení hodnot systolického a diastolického tlaku na základě detekce jednotlivých Korotkovových ozev vznikajících během vypouštění manžety a určení okamžiku jejich vzniku a jejich ukončení. Během měření se se však ukázalo, že v naprosté většině případů je fonokardiogram natolik zarušený, že i přes dobrou slyšitelnost ozev v průběhu měření není možné tyto ozvy při nižších zaznamenaných intenzitách spolehlivě detekovat a na základě této detekce určovat systolický a diastolický krevní tlak. Z tohoto důvodu bylo od dalšího využití fonokardiogramu upuštěno.

Hranice záznamu suprasystolických oscilací

Důležitým bodem pro další analýzu bylo rozdělení záznamu na tři části:

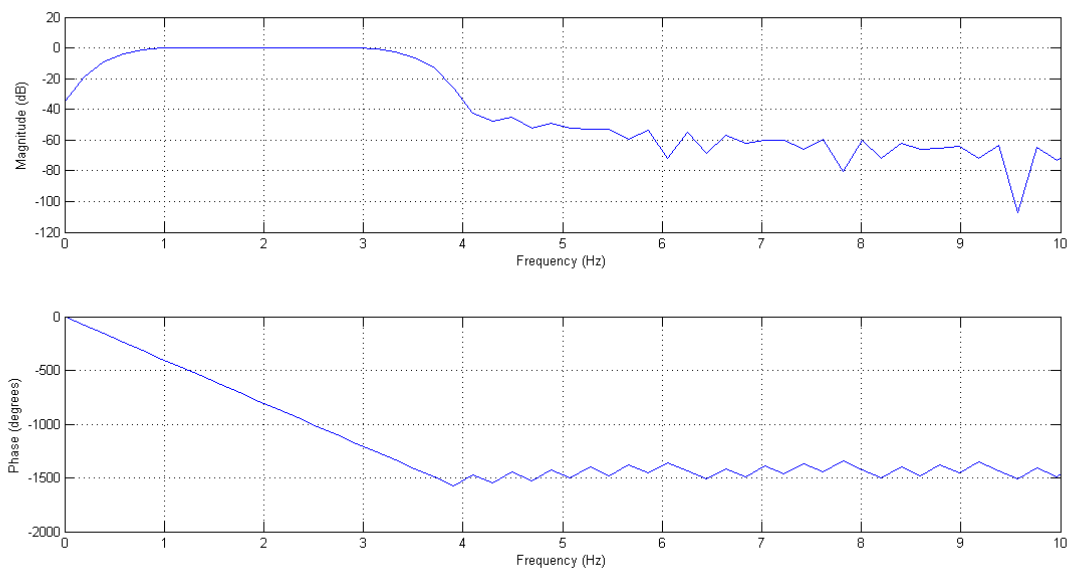
1. nafukování manžety
2. záznam suprasystolických oscilací bez řízených změn tlaku v systému
3. vyfukování manžety

K nalezení hraničních bodů jsem vytvořil funkci *suprasystolic_range.m*. Vstupem této funkce je zpracovávaný datový soubor, výstupem jsou dvě časové pozice bodů (jejich indexy), které rozdělují zaznamenaná data na tři uvedené části (viz Obr. 21). K nalezení těchto zlomových bodů jsem opět využil záznam celkového tlaku v manžetě. Na celkový záznam tlaku jsem aplikoval filtr typu dolní propust, tentokrát s mezní frekvencí nepropustného pásma 0,5 Hz. Jako počátek záznamu suprasystolických oscilací je zvolen bod nejvyššího tlaku v tomto filtrovaném záznamu. Nejvyšší dosažený tlak byl nastaven pro každé měření zvlášť a po jeho dosažení systém ukončí nafukování manžety a spustí záznam tlaku snímaného diferenciálním senzorem. K nalezení bodu, kdy dojde k ukončení měření tímto senzorem a dojde k řízenému snižování tlaku jsem využil vlastnosti druhé derivace, respektive druhé diference, datové řady. Nalezením druhého nejvyššího vrcholu v průběhu dvakrát diferencovaného signálu jsem detekoval druhý zlom tlakové křivky, který znamená ukončení záznamu suprasystolických oscilací a začátek řízeného vypouštění manžety. Takto nalezené body jsem dále předával dalším vytvořeným pracovním funkcím.



Obr. 21: Průběh tlaku s vyznačením částí měření (1. nafukování manžety, 2. suprasystolický záznam, 3. vypouštění manžety)

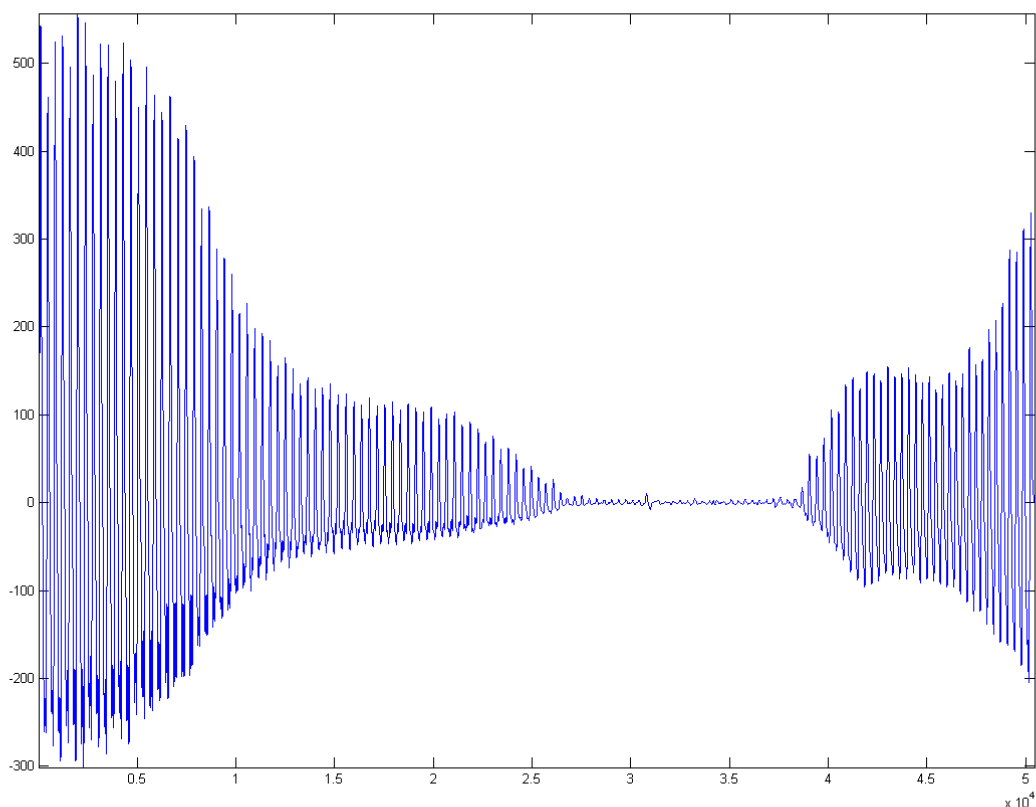
Analýza signálu z pletysmografu



Obr. 22: Charakteristiky filtru pro úpravu signálu z pletysmografu - pásmová propust

Pletysmografické čidlo bylo umístěno na posledním článku ukazováku levé ruky dobrovolníka. Cílem vyhodnocení tohoto signálu byla detekce zániku a opětovného návratu tepových pulsů do této periferie. Okamžik zániku tepů je okamžikem, kdy tlak v manžetě překročí hranici systolického tlaku na tlak vyšší, v případě návratu pulsů se jedná o okamžik snížení tlaku v manžetě pod hranici systolického tlaku měřené osoby.

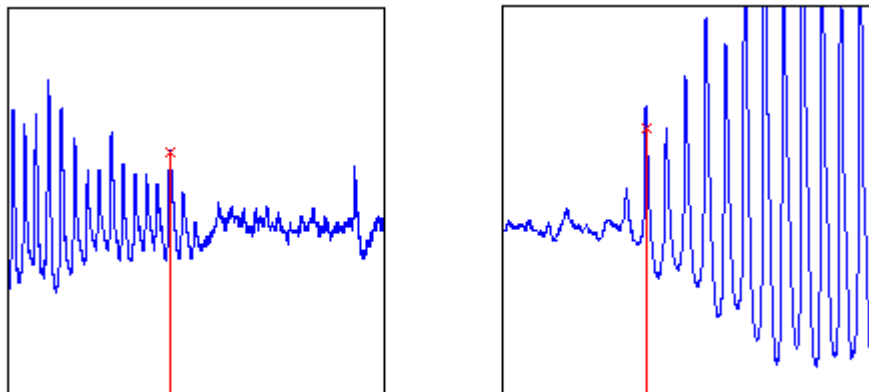
Prvním krokem bylo odstranění případné isolinie, tedy nízkofrekvenční složky signálu, a šumu. Tuto filtraci jsem realizoval pásmovou propustí, s mezemi propustného pásma 1 a 3 Hz. Po aplikaci navrženého filtru vypadá získaný signál jako na Obr. 23



Obr. 23: Záznam signálu z pletysmografu

Zpracování záznamu jsem rozdělil na dvě části – na část napouštění manžety a její vypouštění. Postup detekce posledního nebo prvního detekovaného pulsu je založen na detekci lokálních maxim a prahování několika po sobě jdoucích pulsů. K detekci jednotlivých pulsů jsem využil funkci *findpeaks*. Problémem v rozpoznání tepových pulsů je, že i po jejich vymizení jsou v signálu přítomny vlny s frekvencí blízkou těmto pulsům, takže je nelze odstranit filtrací bez ztráty validních špiček. Pro odstranění vlivu těchto vln pro zpracování využil původní signál umocněný na druhou. Díky této úpravě dojde k vytvoření signálu s dvojnásobným množstvím detekovatelných špiček a zlepšení jejich odlišitelnosti od šumu přítomného po jejich vymizení. Pro vyhodnocení jsem vytvořil obálku signálu pomocí interpolace nalezených vrcholových bodů. Jako interpolační metodu jsem v tomto případě využil metodu '*spline*', která vychází z kubické interpolace a vytváří spojitou výslednou křivku. Tu jsem dále upravil mediánovou filtrací, se záměrem odstranit vedlejší nežádoucí vrcholy. Detekci vrcholů této křivky jsem získal vektor vrcholů pulsových komplexů, které jsem podrobil prahovacímu kritériu – pokud je střední hodnota 3 po sobě jdoucích nalezených

vrcholů nižší, než 5% střední hodnoty celkové energie signálu, je první z této trojice vrcholů označený jako poslední validní puls. Tento postup vyhodnocení je použit na obě aktivní části měření (napouštění a vypouštění manžety) a pozice posledních pulsů jsou výstupem funkce *systolic_pressure_position.m*. Chyba v detekci posledního validního pulsů byla v 1. skupině studentů nejvýše 2 pulsů, což při převodu na tlakovou křivku odpovídá chybě nejvýše 2-3 mmHg, v závislosti na tepové frekvenci a okamžité rychlosti vypouštění nebo napouštění manžety. Vzhledem ke způsobu hledání posledního pulsů je případná odchylka vůči skutečné hodnotě tlaku vždy záporná. Určený tlak tedy může být nejvýše o 3 mmHg nižší, než skutečný. Výslednou časovou pozici by bylo možné ještě zpřesnit uvážením zpoždění, které vzniklo postupem pulsů vlny od místa měření tlaku, až po pletysmografické čidlo. Vezmeme-li však v úvahu ideální rychlost šíření pulsů vlny, která se v aortě pohybuje okolo 6-7 m/s [33] a typickou délku paže 50-70 cm, jednalo by se o odchylku řádově v desetinách mmHg. Rychlost šíření pulsů vlny je v periferních oblastech těla násobně vyšší, v brachiální tepně přibližně dvojnásobně, takže chyba je ve skutečnosti ještě menší a z tohoto důvodu je možné ji zanedbat. Jak je z Obr. 23 patrné, okamžik opětovného návratu pulsů do periferie je znatelnější, než okamžik jejich vymizení, detekce vymizení pulsů je tedy spolehlivější. Na základě získaných pozic hraničních pulsů je opět z tlakové křivky odečtena hodnota systolického tlaku pro obě detekce.



Obr. 24: Ukázka detekce okamžiku vymizení a návratu pulsů do periferie

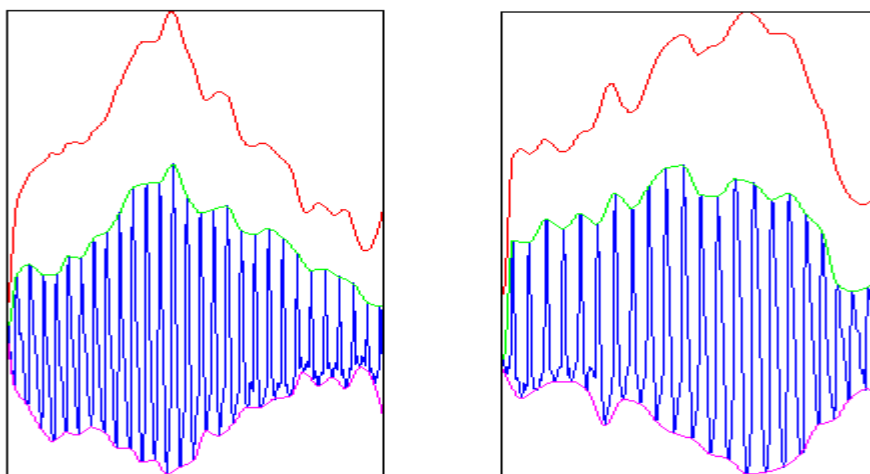
Nalezení hodnoty středního arteriálního tlaku MAP

Záznam těchto oscilací se nachází ve druhém datovém sloupci souboru měření. Oscilace samotné jsou snímány pomocí výše popsaného diferenciálního senzoru. Změna tlaku v manžetě je realizována změnou offsetu v realizaci obvodu.

Hledaná pozice středního arteriálního tlaku se určuje pomocí nalezení nejvyšší hodnoty oscilometrických pulsací při napouštění a vypouštění manžety. Tento bod se nejspolehlivěji určuje jako vrchol rozdílu obálky lokálních maxim a lokálních minim oscilací. Před samotným vyhledáváním bodu MAP jsem na oscilace obou částí měření aplikoval FIR filtr typu dolní propusti, abych odstranil šum a potlačil příliš prudké změny signálu způsobené nejčastěji pohybem měřené osoby. Jako hranici propustného pásma jsem stanovil kmitočet 15 Hz. Pro detekci minim a maxim jsem využil spolehlivý detektor špiček navržený v rámci diplomové práce Ing. Martina Mudrocha [22]. Z nalezených lokálních extrémů jsem za pomoci kubické interpolace vypočetl horní a spodní obálku během obou částí měření. Maximum této rozdílové obálky je definováno jako střední arteriální tlak [23]. Vzhledem k časté přítomnosti nežádoucích prudkých změn tlaku v manžetě byla část signálu z počátku a konce obou částí měření odebrána. Tyto odstraněné úseky signálu však nezasahovaly do oblastí, ve kterých by mohlo být možné nalézt vrchol rozdílové obálky.

Záznam suprasystolických oscilací

Po dosažení zadané nejvyšší hodnoty tlaku v manžetě je ukončeno její nafukování a začne záznam suprasystolických oscilací, šířících se sledovanou tepnou. Nastavených deset sekund měření

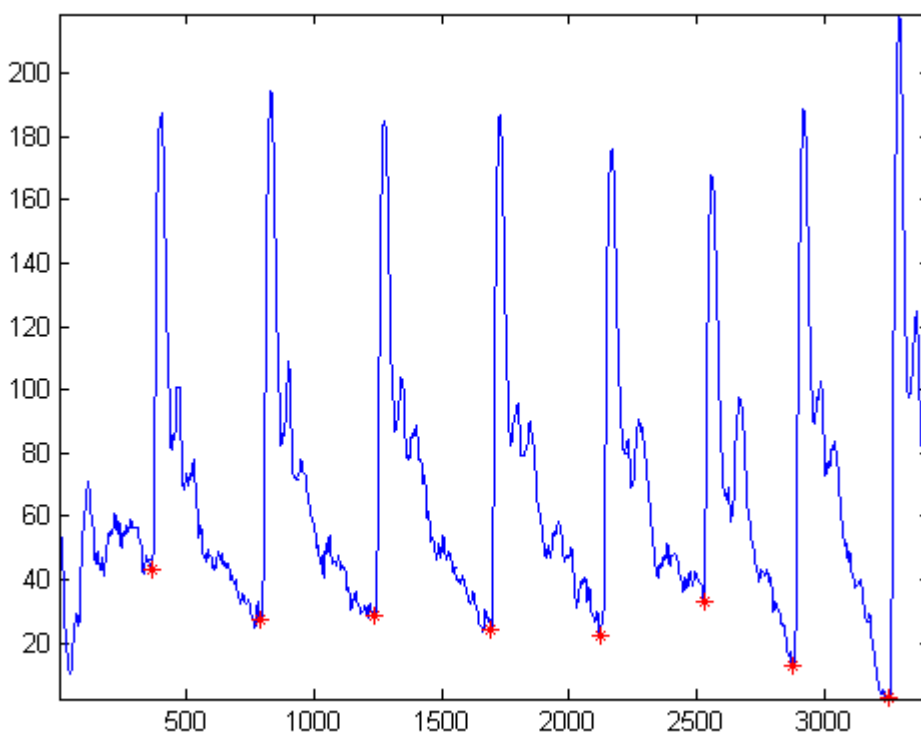


Obr. 25: Záznam oscilometrických pulsací s rozdílovou obálkou při nafukování a vypouštění manžety

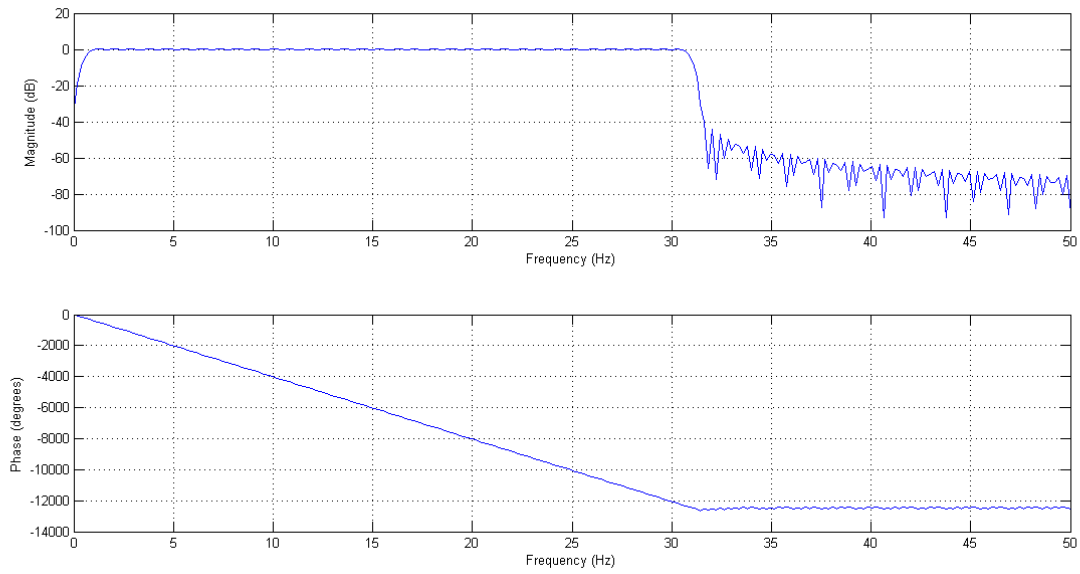
obsahuje průměrně deset tlakových pulsů. Vzhledem k méně jasné hranici ukončení této části záznamu jsem z jeho konce pro účely dalšího vyhodnocování část záznamu obsahující mechanické rušení odebral. Obvod diferenciálního senzoru je ovlivněn značně intenzivní, relativně pomalu se měnící složkou, na kterou jsou superponovány žádané oscilace. Pomalu se měnící složku je tedy nutné odstranit. Druhou složkou, kterou je nutné ze signálu před dalším zpracováním odstranit, je přítomný šum. Pro eliminaci těchto dvou nežádoucích složek signálu jsem navrhl FIR filtr typu pásmová propust. Spodní hranici propustného pásma jsem stanovil na hodnotu 1 Hz, horní hranici

na 30 Hz. Odstranění šumu by bylo možné provést i od nižšího kmitočtu, pro zachování většího množství detailů jsem zvolil výše uvedenou hodnotu. Spodní hranice propustného pásma byla učena tak, aby byl co nejvěrněji zachován tvar pulsu, ale byly dostatečně odstraněny pomalé změny nosné křivky.

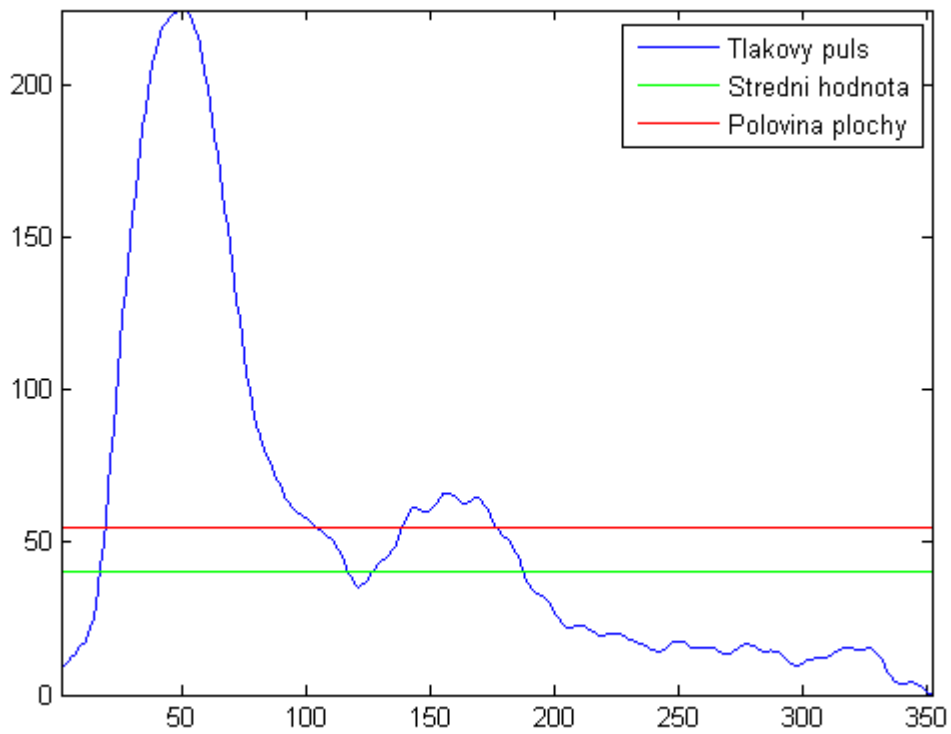
Nalezení hranic jednotlivých pulsů jsem provedl pomocí detekce nejvyšších špiček v analyzovaném průběhu. Pro eliminaci falešných vrcholů pulsů jsem odstranil ty nalezené špičky, jejichž vzdálenost od ostatních byla menší, než polovina střední vzdálenosti nalezených vrcholů. Ke každému takto nalezenému vrcholu byla nalezena pata pulsu, pozice těchto počátků pulsu jsou spolu s filtrovaným záznamem pulsů výstupem funkce *oscillations.m*. Vstupem této funkce je datový soubor záznamu a pozice počátku a konce suprasystolického měření.



Obr. 26: Ukázka suprasystolických oscilací po úpravě s vyznačenou detekcí hranic pulsů



Obr. 27: Charakteristiky filtru použitého pro úpravu suprasystolických oscilací



Obr. 28: Suprasystolický tlakový puls s vypočtenými pozicemi středního arteriálního tlaku

Stanovení hodnoty diastolického tlaku

Při výpočtu hodnoty diastolického tlaku jsem vycházel z jeho definice, kdy střední arteriální tlak odpovídá střední hodnotě tlaku v průběhu jednoho tlakového pulsu ve sledované tepně. Jako druhou variantu výpočtu jsem zvolil předpoklad, že hodnota středního tlaku odpovídá poloze přímky, která vertikálně rozděluje plochu tlakového pulsu na dvě poloviny.

Samotný výpočet je založený na znalosti následujících výchozích bodů:

1. Systolický tlak
2. $MAP_{\text{měřítka pulsu}}$ určený z průběhu pulsu (v jednotkách zobrazení pulsu)
3. MAP určený z oscilometrických pulsací (v mmHg)

Přepočtení mezi měřítkem zobrazení tlakového pulsu a mmHg jsem realizoval konstantou nalezenou pomocí následujícího vzorce:

$$\Delta = \frac{SP - MAP_{mmHg}}{\text{maximum pulsu} - MAP_{\text{měřítka pulsu}}} \quad (7)$$

Tato převodní konstanta udává přepočtení mezi měřítkem zaznamenaného pulsu a mmHg.

Hodnota diastolického tlaku je poté vypočtena jako:

$$DP = MAP_{mmHg} - \Delta \cdot MAP_{\text{měřítka pulsu}} \quad (8)$$

Výpočet diastolického krevního tlaku je realizován pomocí funkce *diastolic_pressure_calc.m*. Vstupem funkce je analyzovaný tlakový puls a zvolená metoda určení středního arteriálního tlaku, buď řetězcem 'mean_value' pomocí výpočtu střední hodnoty, nebo metodou nalezení poloviny plochy pulsu řetězcem 'half_area'. Nalezení poloviny plochy pulsu je provedeno výpočtem poloviny plochy funkcí *trapz*, které realizuje trapezoidální číslcovou integraci. Nejprve je spočtena polovina celkové plochy, jako limit dalšího výpočtu. Poté je s krokem 0,25 posouván puls pod nulovou hodnotu osy Y a plocha je dále počítána pouze pro kladnou část pulsu. Po dosažení, nebo překročení poloviny plochy je poloha MAP v měřítku pulsu spočtena jako počet iterací cyklu násobený krokem posunu.

Vyhodnocení naměřených dat

Přehled hodnocených dat

Jak bylo uvedeno dříve, v rámci této práce jsem provedl celkem 29 měření, z toho prvních 19 měření sloužilo k vytvoření a specifikaci parametrů jednotlivých funkcí prostředí MATLAB, jejichž sekvence po zadání vstupního datového souboru, určí hodnoty systolického, středního arteriálního a diastolického tlaku. Měření druhé skupiny, čítající 10 dobrovolníků, bylo upraveno pro získání referenčních hodnot systolického a diastolického krevního tlaku pro posouzení přesnosti a možností navržených postupů.

Všechna měření byla provedena na osobách ve věku od 22 do 31 let věku. Ve všech případech se jednalo o zdravé jedince bez diagnostikované choroby kardiovaskulárního systému nebo arteriální hypertenze. Celkem jsem měření provedl na 21 mužích a 8 ženách, žádný s dobrovolníků nejevil v průběhu ani po skončení experimentu žádné negativní účinky přerušení cévního zásobení měřené paže (mravenčení prstů, změny citlivosti).

V průběhu zpracování získaných záznamů bylo zjištěno, že v případě čtyř měření v první skupině došlo vlivem nastavení příliš vysokého zisku zesilovače signálu diferenciálního senzoru k překročení jeho rozsahu a tímto ke ztrátě přibližně poloviny suprasystolických oscilací u těchto subjektů. Tato skutečnost však pouze snížila možnosti statistického vyhodnocení, data získaná během těchto měření byla během dalšího vyhodnocování také využita.

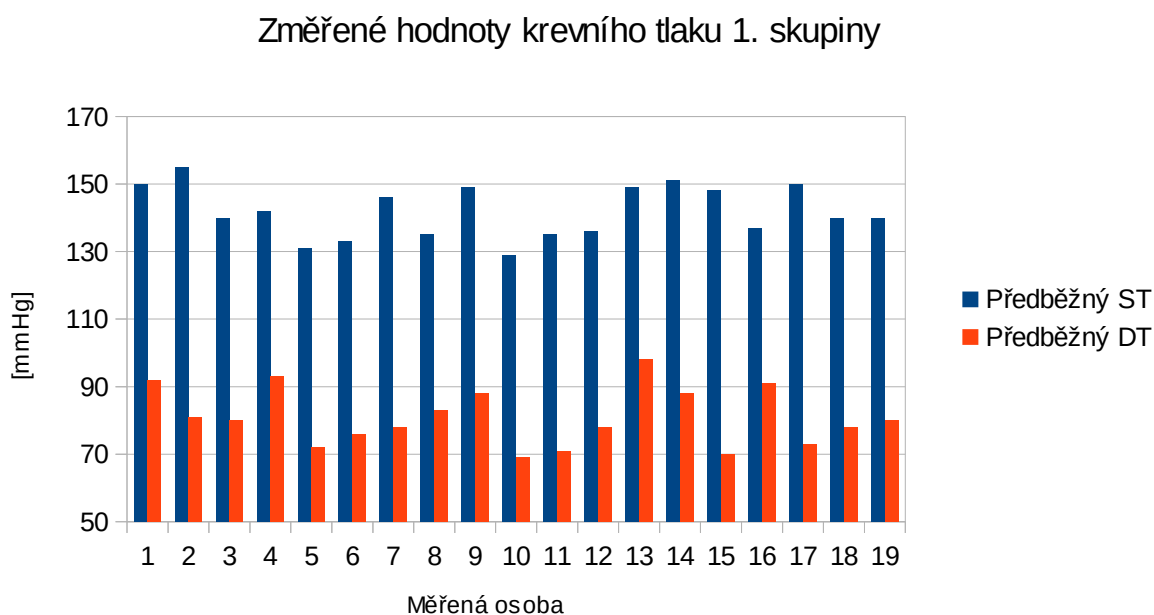
Ve druhé skupině došlo v jednom případě k pohybu pletysmografického čidla na prstu měřené osoby a tímto došlo k nekvalitnímu snímání pletysmografické křivky. Tento záznam byl díky nemožnosti dostatečně spolehlivě určit systolický krevní tlak z automatického vyhodnocování vyřazen.

Předběžně a průběžně získané hodnoty krevního tlaku

Před každým dobrovolníkem z první zaznamenávané skupiny podrobeným komplexnímu měření hemodynamických parametrů proběhlo standardní měření krevního tlaku za pomoci komerčního automatického oscilometrického přístroje. Výsledky tohoto měření jsou v Tab. 6 a na Obr. 29. Dle těchto automaticky stanovených hodnot spadá pouze jedna změřená osoba do kategorie normálního krevního tlaku, 6 osob, tj. 32%, do kategorie vysoce normálního tlaku a zbylých 12 osob (63%) do kategorie mírné hypertenze 1. stupně. S ohledem na očekávaný dobrý zdravotní stav dobrovolníků lze tyto zvýšené hodnoty přisoudit souhrě faktorů, jako je předchozí pohyb měřených osob, mírné psychické vypětí a v neposlední řadě možnost nepřesného určení hodnot automatickým přístrojem [12].

Pořadí	1.	2.	3.	4.	5.	6.	7.	8.	9.	10.	11.	12.	13.	14.	15.	16.	17.	18.	19.
DP [mmHg]	92	81	80	93	72	76	78	83	88	69	71	78	98	88	70	91	73	78	80
SP [mmHg]	150	155	140	142	131	133	146	135	149	129	135	136	149	151	148	137	150	140	140

Tab. 6: Předběžně změřené hodnoty krevního tlaku 1. skupiny



Obr. 29: Předběžné hodnoty krevního tlaku 1. skupiny

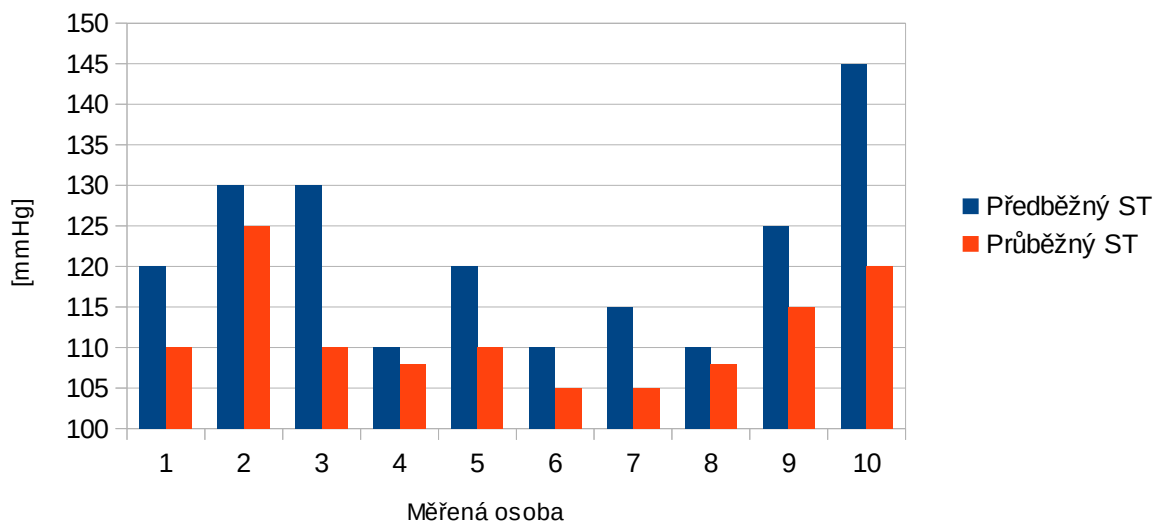
Před záznamem dobrovolníků z druhé skupiny jsem provedl předběžné auskultační měření krevního tlaku pomocí lékařského fonendoskopu a neautomatického elektronického tonometru. V průběhu měřicího cyklu, konkrétně během vypouštění manžety a záznamu oscilometrických pulsací jsem za využití příposlechu modulu fonokardiografu měřicího systému a zobrazování aktuálního tlaku v manžetě opět auskultačně odečetl hodnoty krevního tlaku měřené osoby. Krevní tlak změřený auskultačně během vypouštění manžety dále označuji jako „průběžný“. Zjištěné hodnoty jsou opět uvedeny v Tab. 7 a na Obr. 30 a Obr. 31. Dle předběžně stanovených hodnot spadá krevní tlak 4 měřených jedinců, tj. 44%, do kategorie optimálního krevního tlaku, 3 dobrovolníci (33%) do rozsahu kategorie pro normální krevní tlak, 2 jedinci spadají do skupiny s normálním vyšším tlakem a jeden změřený dobrovolník měl tlak kategorie hypertenze 1. stupně. Výsledky průběžného měření by byly vyhodnotily 80% měření jako optimální tlak a zbylá dvě měření jako tlak normální. V případě průběžného měření je stále nutné brát v úvahu delší vliv externího tlaku na tepnu, ve které byl tlak určován. Evidentní je tendence určení nižšího

systolického krevního tlaku během průběžného auskultačního měření, které se pohybuje od 2 do 25 mmHg, přičemž průměrný rozdíl mezi těmito hodnotami je 10 mmHg. U diastolického krevního tlaku není takto jednoznačná tendence vlivu, rozdíly mezi předběžným a průběžným měřením se pohybují od -7 do 10 mmHg, přičemž průměrný absolutní rozdíl mezi oběma měřeními je 4,6 mmHg. Z těchto důvodů jsou jako fyziologické hodnoty brány ty, které byly změřeny před experimentálním měřením.

Pořadí	1.	2.	3.	4.	5.	6.	7.	8.	9.
DP předběžný [mmHg]	85	72	75	65	60	58	60	63	60
SP předběžný [mmHg]	120	130	130	110	110	115	110	125	145
DP průběžný [mmHg]	75	63	75	70	63	60	65	70	60
SP průběžný [mmHg]	110	125	110	108	105	105	108	115	120

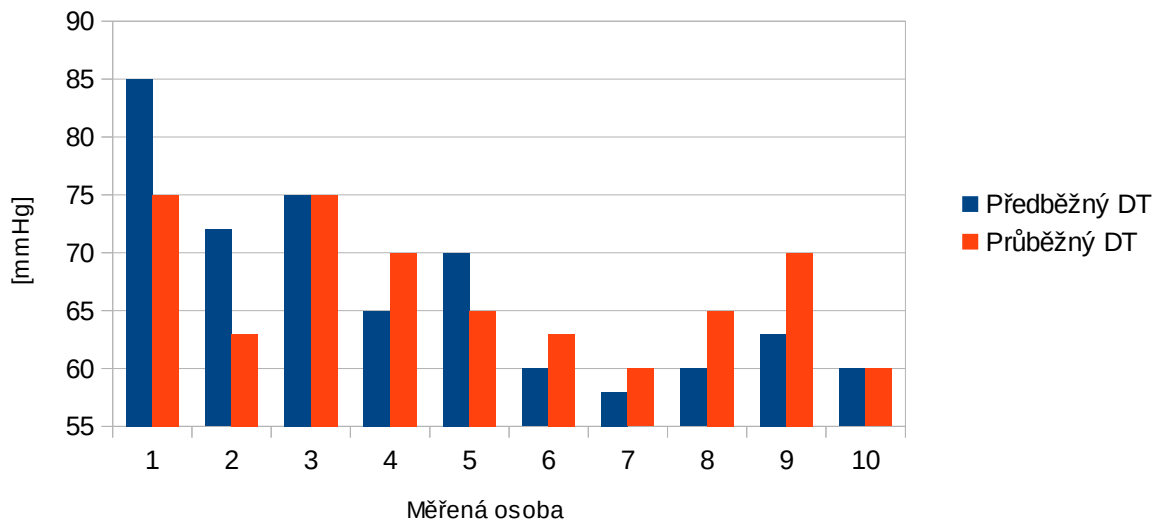
Tab. 7: Předběžně změřené hodnoty krevního tlaku 2. skupiny

Předběžný a průběžný systolický tlak 2. měřené skupiny



Obr. 30: Předběžné a průběžné hodnoty systolického krevního tlaku 2. skupiny

Předběžný a průběžný diastolický krevní tlak 2. měřené skupiny



Obr. 31: Předběžné a průběžné hodnoty diastolického krevního tlaku 2. skupiny

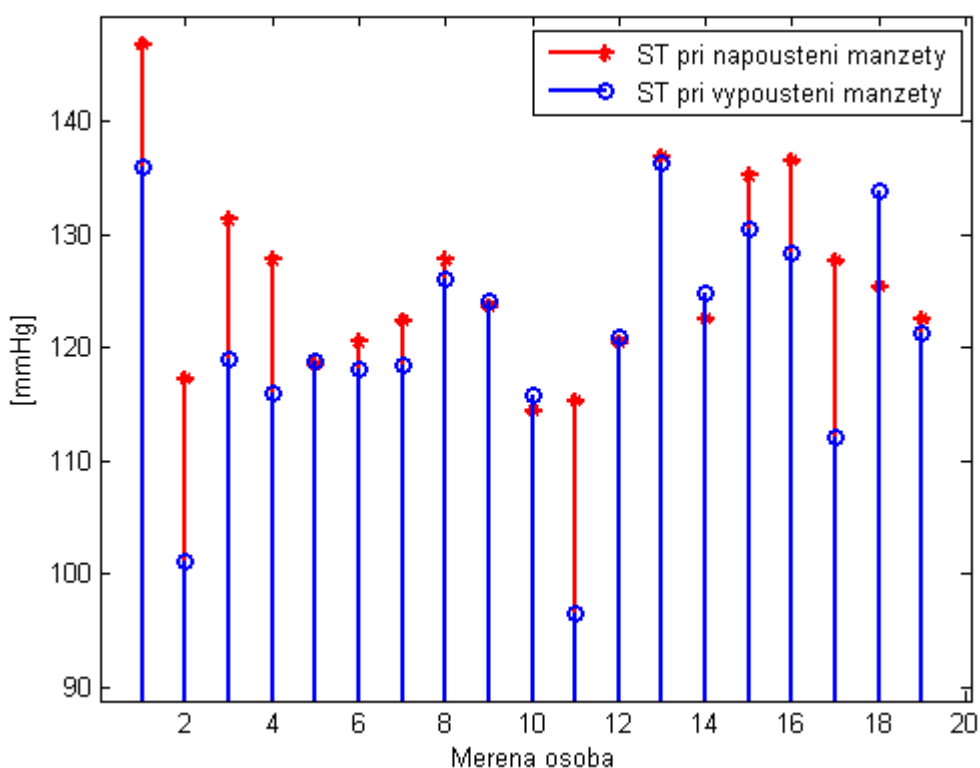
Na hodnotách krevního tlaku změřených u druhé skupiny dobrovolníků jsou patrné rozdíly v případě měření před samotným záznamem a v průběhu jeho poslední třetiny. Celá sekvence měření trvá přibližně 90 sekund, v závislosti na nastavené nejvyšší hodnotě tlaku v manžetě. Deset sekund z tohoto měření probíhá při suprasystolickém tlaku, který je typicky o 20 mmHg vyšší, než je nejvyšší tlak krve ve sledované tepně. Tato relativně dlouhá doba, po kterou je tepna, v našem případě arteria brachialis, vystavena významnému vnějšímu tlaku manžety, způsobuje, že její vlastnosti se podstatným způsobem mění. Tyto změny se projevují odlišnými hodnotami změřeného krevního tlaku, které v případě předběžného a závěrečného měření druhé skupiny osob dosahují až 25 mmHg u systolického tlaku a 10 mmHg u diastolického tlaku. Z výše uvedeného lze vyvozovat, že parametry zjištěné v průběhu první fáze měření budou více odpovídat skutečnému stavu v cévním řečišti a systolický tlak, zjištěný při předběžném měření by i v případě první skupiny dobrovolníků měl být nepatrně vyšší, než hodnoty zjištěné algoritmem vytvořeným v rámci této práce. V případě hodnoty diastolického tlaku nelze takto rozhodnout, protože odchylky mezi předběžným a výsledným měřením nemají jednoznačnou polaritu, jako v případě systolického tlaku.

Hodnoty systolického krevního tlaku získané z fotopletysmografických pulsací

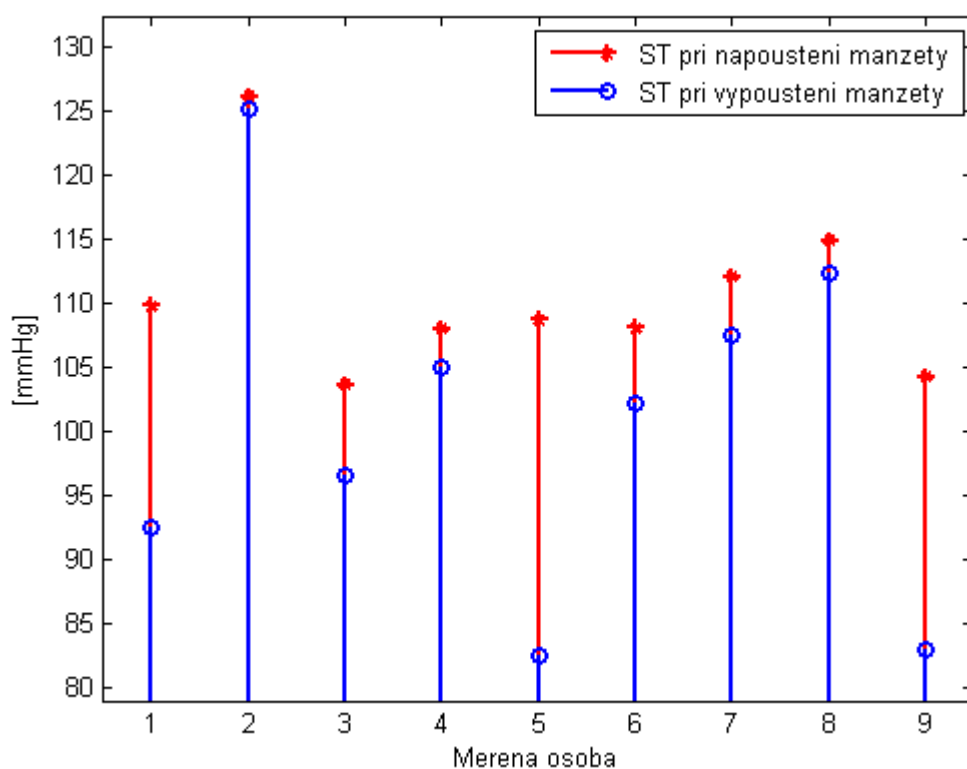
Jak vyplývá z níže uvedených grafů, v podstatné většině případů je systolický krevní tlak určený z detekce vymizení tlakových pulsů v periférii výrazně vyšší, než při znovuoobjevení pulsů během jejího vypouštění. Tato skutečnost odpovídá předpokladu, který vyplynul z předběžného a závěrečného měření pomocí auskultační metody u druhé skupiny osob. U první měřené skupiny

byl jen v šesti případech systolický tlak detekovaný při vypouštění manžety vyšší, než při jejím nafukování a pouze jedna tato odchylka byla vyšší než 5 mmHg. Ve zbylých 69% případů byl systolický tlak detekovaný v první části měření vyšší, než při jeho závěrečné části, přičemž průměrný rozdíl těchto dvou hodnot byl vyšší než 8 mmHg. U druhé skupiny byly hodnoty systolického tlaku během první detekce vyšší, než během druhé, a to s průměrným rozdílem bezmála 9 mmHg.

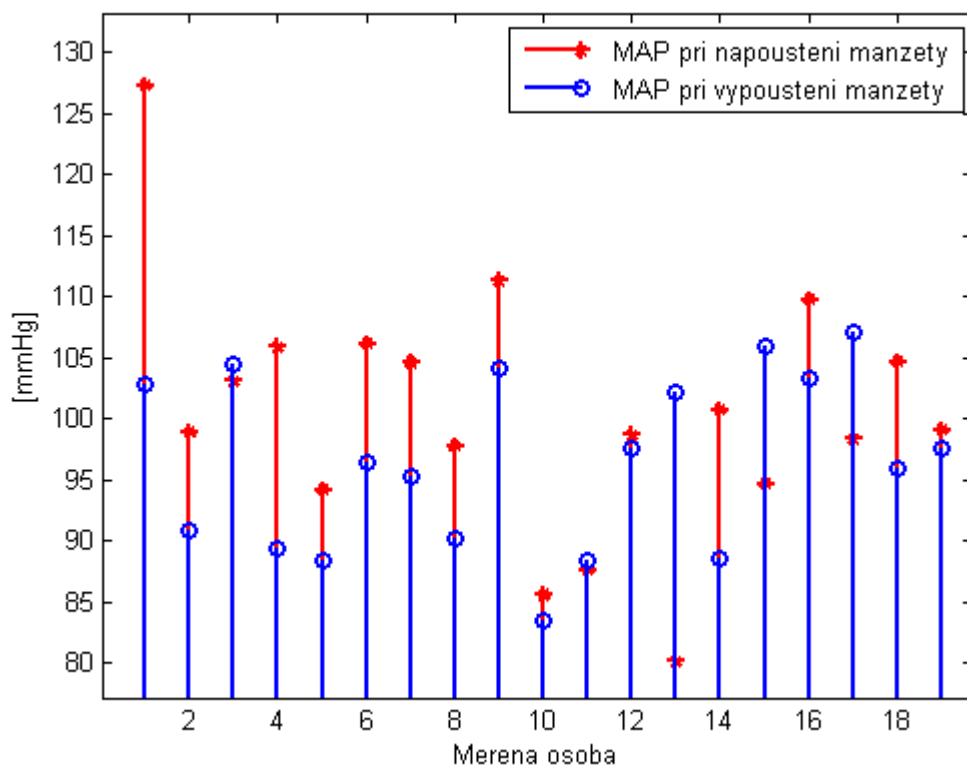
Pro další vyhodnocování jsem z důvodu větší vypovídací hodnoty používal systolický tlak určený z první fáze měření, kdy lze předpokládat menší míru vnějšího vlivu na vlastnosti cévního řečiště a hodnoty více odpovídající neovlivněným fyziologickým hodnotám.



Obr. 32: Systolický tlak detekovaný během napouštění a vypouštění manžety (1. skupina)



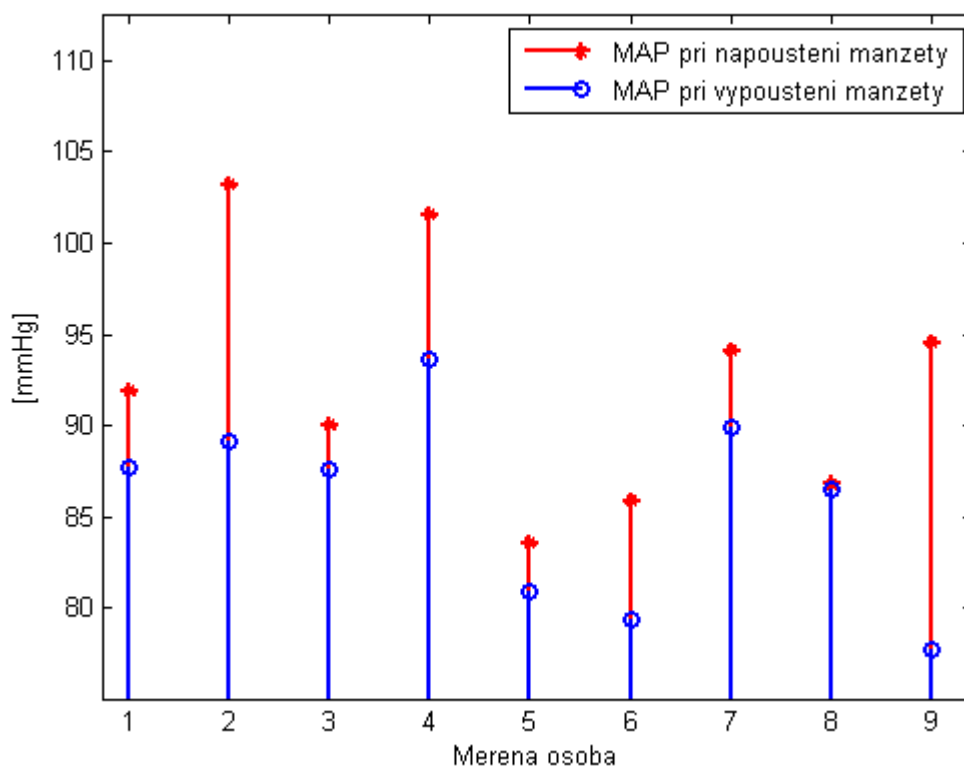
Obr. 33: Systolický tlak detekovaný během napouštění a vypouštění manžety (2. skupina)



Obr. 34: Střední arteriální tlak detekovaný během napouštění a vypouštění manžety (1. skupina)

Stanovené hodnoty středního arteriálního tlaku z obálky oscilometrických pulsací

Rozsah normálních hodnot středního arteriálního tlaku je 70-105 mmHg [34]. Hodnoty MAP jsem určoval postupem, jehož spolehlivost byla ověřena v několika předcházejících pracích (např. [12], [22]). I přes použití tohoto ověřeného postupu leží většina hodnot nalezených během napouštění manžety, tedy první fáze měření, v horní polovině rozsahu hodnot normálních. Jak vyplývá z níže uvedených grafických přehledů stanovených hodnot MAP, opět se v převážné většině případů potvrzuje předpoklad vlivu dlouhodobého působení vnějšího tlaku na vaskulární systém a zjištění nižší hodnoty sledovaného tlaku v řečišti. Určení hodnoty středního arteriálního tlaku tento předpoklad opět potvrzuje. V první skupině měřených osob byl v pěti případech MAP zjištěný při vypouštění manžety vyšší než při jejím napouštění, a to se střední hodnotou rozdílu necelých 9 mmHg. Ve zbylých 74% případů v první skupině měřených osob byla první hodnota MAP vyšší, průměrně o 8,6 mmHg. Druhá skupina jednoznačně potvrzuje tentýž předpoklad, s průměrným poklesem o 6,5 mmHg.

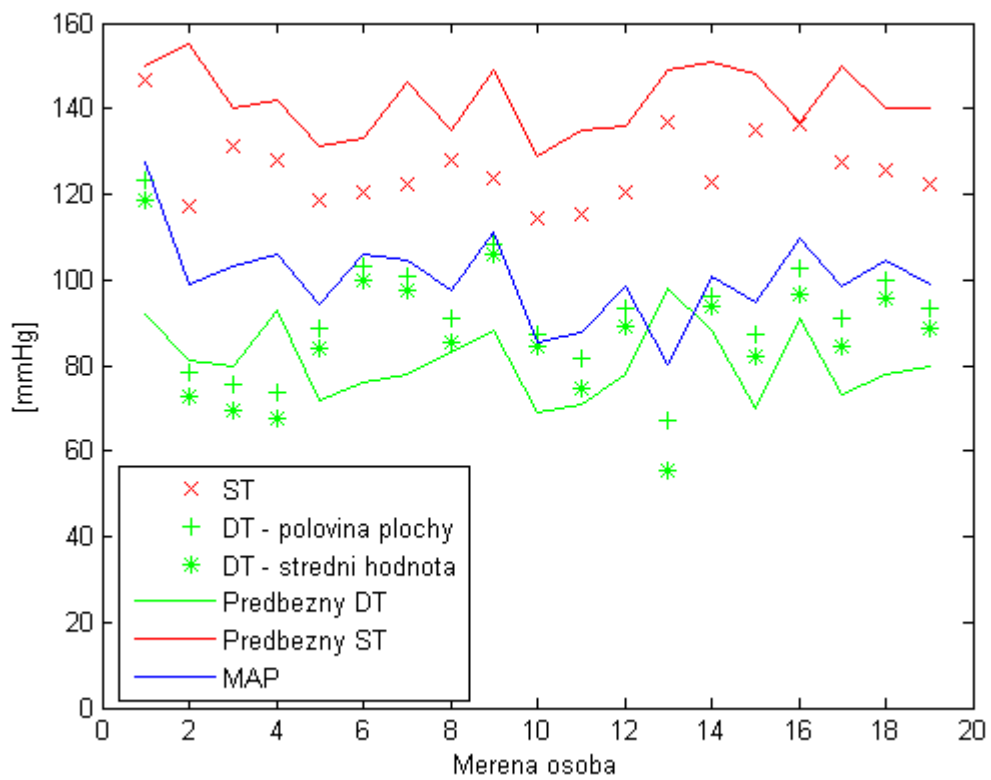


Obr. 35: Střední arteriální tlak detekovaný během napouštění a vypouštění manžety (2. skupina)

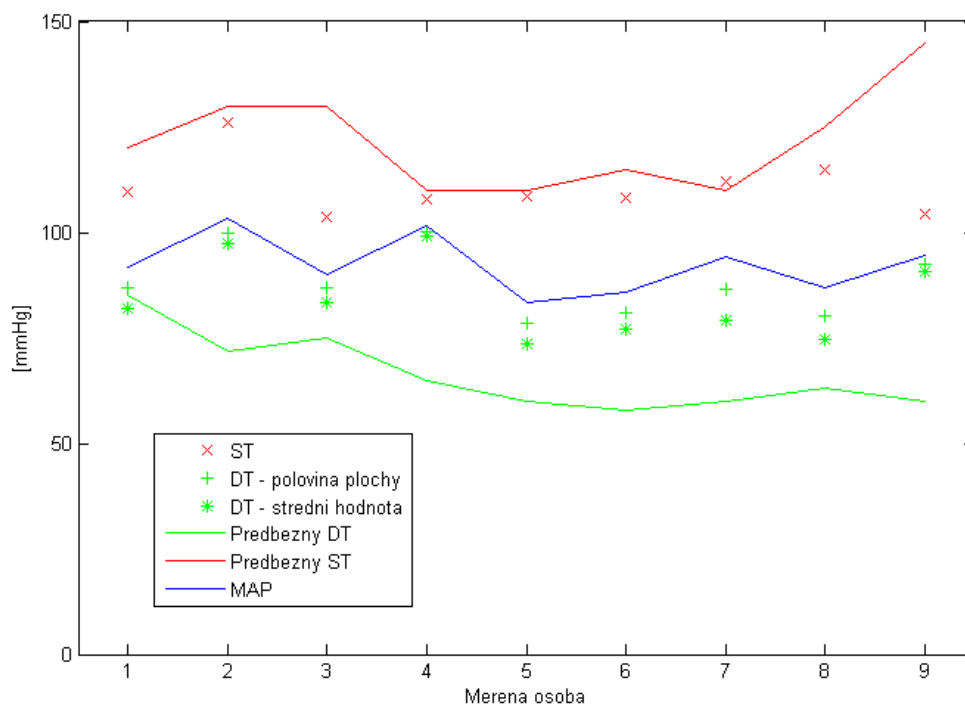
Vyhodnocení určení diastolického tlaku ze suprasystolických oscilací

Jako výchozí hodnoty systolického a středního arteriálního tlaku jsem pro určení diastolického tlaku na základě předchozích zjištění využíval pouze ty, určené ze záznamu provedeného při nafukování manžety. Diastolický tlak každé měřené osoby jsem stanovoval pomocí obou zvolených metod přiřazení hodnoty MAP k její poloze v pulsu, jak metody střední hodnoty, tak poloviční plochy pulsu. Diastolický tlak jsem určoval pro každý detekovaný puls zvlášť. U takto získaných hodnot diastolického tlaku pro každý puls daného průběhu jsem pro odstranění vlivu případných extrémně neperiodických pulsů v odstranil nejvyšší a nejnižší hodnotu. Jako výslednou hodnotu diastolického krevního tlaku jsem poté vzal průměrnou hodnotu zbývajících.

Jak z níže uvedených grafů vyplývá, systolický tlak detekovaný pomocí pletysmografických pulsů je až na jednu výjimku v druhé měřené skupině vyšší, než tlak stanovený oscilometricky, nebo auskultačně. V případě první skupiny je mnou detekovaný systolický tlak průměrně nižší o 16 mmHg, ve druhé skupině je to 12,7 mmHg. Průměrné rozdíly mezi dvěma metodami výpočtu diastolického tlaku jsou 5,1 mmHg v případě první skupiny, u druhé jsou to 4 mmHg, přičemž vyšší hodnoty diastolického tlaku jsou výsledkem postupu s nalezením poloviny plochy pulsu. Vzhledem k faktu, že obecná definice středního arteriálního tlaku, ze které můj postup nalezení hodnoty diastolického tlaku vychází, přiřazuje tento parametr střední hodnotě průběhu pulsu, budu v dalším srovnání jako nalezený diastolický tlak používat tu, určenou na základě této definice. Při srovnání předběžně určeného a vypočteného diastolického tlaku byl ve většině případů (86%) dopočtený diastolický tlak vyšší, než předběžně změřený. Průměrný rozdíl těchto dvou hodnot v první skupině odpovídá 12,9 mmHg, ve druhé je to 17,7 mmHg. Tyto relativně velké rozdíly mezi předběžně změřenými a dopočtenými hodnotami diastolického tlaku jsou zapříčiněny několika faktory, z nichž největší vliv má tvar zaznamenaného suprasystolického pulsu. Konkrétní definice tohoto vlivu přesahuje cíl této práce a dává prostor pro další analýzu.



Obr. 36: Kompletní výsledky 1. skupiny



Obr. 37: Kompletní výsledky 2. skupiny

Závěrečné zhodnocení

V první části této práce jsem se věnoval definování jednotlivých parametrů krevního tlaku a kardiovaskulárního systému, důležitosti měření krevního tlaku v rámci monitorování zdravotního stavu a jeho klasifikaci do kategorií dle závažnosti stavu. Dále jsem se věnoval přehledu používaných i experimentálních metod měření systolického a diastolického krevního tlaku. K běžně používaným metodám jsem popsal i nejčastěji používané přístrojové vybavení a postupy měření a vyhodnocení.

Druhá, prakticky zaměřená část práce, se věnuje popisu postupu dvou sad nezávislých měření, která jsem provedl, a technickému vybavení, které jsem během těchto měření využíval. V této části práce jsou také popsány jednotlivé algoritmy a kroky postupu, které jsem učinil během stanovování veličin důležitých k vytvoření metody určení hodnot krevního tlaku. Závěrem této části práce jsou sepsány výstupy jednotlivých kroků, včetně jejich celkového zhodnocení a vyvození dílčích závěrů na základě těchto výsledků.

Jedním z hlavních poznatků této práce je potvrzení a kvalifikace vlivu relativně dlouhodobého působení externího tlaku na část cévního systému a projevy tohoto tlaku na další určování hodnot krevního tlaku v řečišti. V rámci práce vytvořený postup stanovení systolického a diastolického krevního tlaku se prokázal jako realizovatelný a teoreticky správný, a to i přes značnou nepřesnost, způsobenou vlastnostmi fyziologických průběhů suprasystolických pulsů. Závislost vlastností a poměrů v těchto pulsech může být předmětem dalšího zkoumání a při nalezení odpovídajících souvislostí využita k navržení nového postupu stanovení krevního tlaku na základě přiřazení korelačních faktorů typickým vlastnostem těchto pulsových průběhů. Tyto faktory by bylo možné určit analýzou a vyhodnocením databáze měřených průběhů a dostatečně přesně a spolehlivě zjištěných hodnot krevního tlaku, které by bylo možné využít jako referenční.

Reference

- [1] EUROSTAT. *Statistics* [online]. 1994, 26.6.2013 [cit. 2013-11-21]. Dostupné z: http://epp.eurostat.ec.europa.eu/portal/page/portal/statistics/search_database#
- [2] PROF. MUDR. KAUTZNER, CSC., Josef. Arteriální hypertenze. In: *Arteriální hypertenze* [online]. 2009 [cit. 2013-11-21]. Dostupné z: <http://www.ikem-kardiologie.cz/cs/pro-pacienty/co-uznas-lecime/arterialni-hypertenze/>
- [3] PROF. MUDR. ŠPINAR, CSC., FESC, Jindřich. HYPERTENZE – DIAGNOSTIKA A LÉČBA. *Medicína pro praxi*. 2006, č. 1, 45 - 47. Dostupné z: <http://www.medicinapropraxi.cz/pdfs/med/2006/01/11.pdf>
- [4] Convert Units - Measurement Unit Converter. CONVERTUNITS.COM. *Measure Unit Converter* [online]. 2013 [cit. 2013-12-05]. Dostupné z: <http://www.convertunits.com/from/mm+Hg/to/torr>
- [5] C.H.I.V.A. STRATEGIE. C.H.I.V.A. STRATEGY. *Lower limbs venous system* [online]. 2011 [cit. 2013-12-05]. Dostupné z: <http://www.chivatechnique.com/index.php?page=1&rub=1&lang=0>
- [6] Blood Pressure and Your Health. BAKER IDI HEART AND DIABETES INSTITUTE. *Resources and Fact Sheets* [online]. Melbourne, Australia, 2011 [cit. 2013-12-05]. Dostupné z: http://www.bakeridi.edu.au/health_fact_sheets/blood_pressure_your_health/
- [7] DAROVIC, Gloria Oblouk. *Hemodynamic monitoring: invasive and noninvasive clinical application*. 3rd ed. Philadelphia: Saunders, c2002, xxii, 676 p. ISBN 07-216-9293-1.
- [8] SHERWOOD, Lauralee. *Human physiology: from cells to systems*. 7th ed. Australia: Brooks/Cole, Cengage Learning, 2010, s. 319. ISBN 9780538734509.
- [9] SHEPS, Sheldon G. Pulse pressure: An indicator of heart health?. In: *Mayo Clinic* [online]. 2010 [cit. 2013-12-08]. Dostupné z: <http://www.mayoclinic.com/health/pulse-pressure/AN00968>
- [10] O'TOOLE, Ed. Marie T. *Encyclopedia*. 7th ed., revised reprint. Philadelphia: Saunders, 2005. ISBN 978-141-6026-044.
- [11] MARKS LA, Grocha A. *Optimizing cuff width for noninvasive measurement of blood pressure*. *Blood Press Monit*. 2000; 5: 153–158.
- [12] ING. FABIÁN, PHD., Vratislav. *Neinvazivní měření krevního tlaku založené na oscilometrickém principu*. Praha, 2012. Disertační práce. ČVUT. Vedoucí práce prof. RNDr. Olga Štěpánková, CSc.
- [13] NAŘÍZENÍ KOMISE (EU) č . 847/2012. In: *Úřední věstník Evropské unie*. Brusel, 2012.
- [14] DOC. MUDR. NĚMCOVÁ, CSC., Helena. MĚŘENÍ KREVNÍHO TLAKU. *Medicína pro praxi*. 2007, č. 1. Dostupné z: <http://www.medicinapropraxi.cz/pdfs/med/2007/01/02.pdf>

- [15] SILVERTHORN, Dee Unglaub a Bruce R JOHNSON. *Human physiology: an integrated approach*. 5th ed. San Francisco: Pearson/Benjamin Cummings, c2010, xxxiv, 867, [83] p. ISBN 03-215-5939-8.
- [16] SIRCAR, Sabyasachi. *Principles of medical physiology*. Stuttgart: Thieme, 2008. ISBN 978-158-8905-727.
- [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] Pinpointing Korotkoff during stress tests. *Pinpointing Korotkoff during stress tests* [online]. 2005, s. 1 [cit. 2013-12-11]. Dostupné z: http://www.suntechmed.com/downloads/Tangoplus/white_papers/Tango_Article-IRPC.pdf
- [19] Accuracy of automated auscultatory blood pressure measurement during supine exercise and treadmill stress electrocardiogram-testing. In: *The National Center for Biotechnology Information: PubMed* [online]. 2004 [cit. 2013-12-11]. Dostupné z: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/15472500#>
- [20] *Vizualizace oscilometrických dat v MATLABu*. Praha, 2009. Příspěvek k výzkumnému záměru. ČVUT FEL. Vedoucí práce Ing. Jan Havlík, Ph.D.
- [21] PENHAKER, Marek. *Lékařské diagnostické přístroje: učební texty*. 1. vyd. Ostrava: VŠB - Technická univerzita Ostrava, 2004, 320 s. ISBN 80-248-0751-3.
- [22] ING. MUDROCH, Martin. *Metodika monitorování hemodynamických parametrů*. Praha, 2011. Diplomová práce. ČVUT FEL. Vedoucí práce Ing. Vratislav Fabián, Ph.D.
- [23] WEBSTER, John G a John W CLARK. *Medical instrumentation: application and design*. 4th ed. Hoboken, NJ: John Wiley, c2010, xix, 713 p. ISBN 04-716-7600-4.
- [24] M.B., CH.B. BLACK, Iain F.S., Niran M.D. KOTRAPU a Harold M.D.M.E. MASSIE. Application of Doppler ultrasound to blood pressure measurement in small infants. *The Journal of Pediatrics*. 1972, 81/5.
- [25] GESCHE, H., D. GROSSKURTH, G. KÜCHLER a A. PATZAK. Continuous blood pressure measurement by using the pulse transit time: comparison to a cuff-based method. In: *The National Center for Biotechnology Information* [online]. 2012 [cit. 2013-12-13]. Dostupné z: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/21556814>
- [26] GRIBBIN, Brian, Andrew STEPTOE a Peter SLEIGHT. Pulse Wave Velocity as a Measure of Blood Pressure Change. *Psychophysiology* [online]. 1976, 13/1 [cit. 2013-12-13]. Dostupné z: <http://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1111/j.1469-8986.1976.tb03344.x/abstract>
- [27] YAMAKOSHI, Ken-Ichi, Hideaki SHIMAZU a Tatsuo TOGAWA. *Indirect Measurement of Instantaneous Arterial Blood Pressure in the Human Finger by the Vascular Unloading Technique* [online]. [cit. 2013-12-15]. DOI: 10.1109/TBME.1980.326616.

- [28] JIA-JUNG, Wang a Liu SHING-HONG. DEVELOPMENT OF AN ARTERIAL APPLANATION TONOMETER FOR DETECTING ARTERIAL BLOOD PRESSURE AND VOLUME. In: *Biomedical Engineering - Applications, basis and communications*. Taiwan, 2004, 29-38.
- [29] WEISS, SPAHN, RAHMIG, ROHLING a PASCH. Radial artery tonometry: moderately accurate but unpredictable technique of continuous non-invasive arterial pressure measurement. In: *British Journal of Anaesthesia* [online]. 1996 [cit. 2013-12-15]. Dostupné z: <http://bj.oxfordjournals.org/content/76/3/405.short>
- [30] BC. DVOŘÁK, Jan. *Zařízení pro měření hemodynamických parametrů*. Praha, 2012. Diplomová práce. ČVUT. Vedoucí práce Ing. Jan Havlík, PhD.
- [31] Katalogový list součástky MPXV5050DP [online]. Dostupný z: http://www.freescale.com/files/sensors/doc/data_sheet/MPXV5004G.pdf
- [32] MOHYLOVÁ, Jitka a Vladimír KRAJČA. *Zpracování biologických signálů* [online]. Ostrava: Vysoká škola báňská - Technická univerzita Ostrava, 2007 [cit. 2014-01-02]. Dostupné z: http://www.elearn.vsb.cz/archivcd/FEI/ZBS/Mohylova_Zpracovani%20biosignalu.pdf
- [33] Determinants of pulse wave velocity in healthy people and in the presence of cardiovascular risk factors: 'establishing normal and reference values'. *European Heart Journal* [online]. 2010-10-01, vol. 31, issue 19, s. 2338-2350 [cit. 2014-05-03]. DOI: 10.1093/eurheartj/ehq165. Dostupné z: <http://eurheartj.oxfordjournals.org/cgi/doi/10.1093/eurheartj/ehq165>
- [34] Normal Hemodynamics Parameters and Laboratory Values. In: *Edwards Lifesciences* [online]. 2009 [cit. 2014-05-05]. Dostupné z: <http://ht.edwards.com/scin/edwards/fr/sitecollectionimages/edwards/products/presep/ar04313hemodyn-pocketcard.pdf>
- [35] LOWE, A., W. HARRISON, E. EL-AKLOUK, P. RUYGROK a A.M. AL-JUMAILY. Non-invasive model-based estimation of aortic pulse pressure using suprasystolic brachial pressure waveforms. *Journal of Biomechanics* [online]. 2009, vol. 42, issue 13, s. 2111-2115 [cit. 2014-05-08]. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2009.05.029. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0021929009003303>

Seznam příloh

Příloha 1: Záznam z měření první skupiny studentů

Příloha 2: Záznam z měření druhé skupiny studentů

Příloha 3: Seznam souborů na přiloženém CD

Příloha 1: Záznam z měření první skupiny studentů

Pohlaví	Výška	Věk	Předběžný ST	Předběžný DT	Zvolená SST	poznámka
M	192	23	150	92	170	nekompletní suprasystolické
Ž	175	25	155	81	160	nekompletní suprasystolické
M	183	28	140	80	160	nekompletní suprasystolické
M	182	24	142	93	160	nekompletní suprasystolické
Ž	176	23	131	72	150	
M	186	23	133	76	160	
M	192	23	146	78	160	
M	185	23	135	83	150	
M	189	23	149	88	170	
M	179	22	129	69	150	
M	196	23	135	71	150	
Ž	178	24	136	78	150	
Ž	165	23	149	98	160	
Ž	182	24	151	88	160	
M	188	22	148	70	160	
M	175	23	137	91	150	
M	195	24	150	73	160	
M	173	26	140	78	160	
M	180	27	140	80	160	

Příloha 2: Záznam z měření druhé skupiny studentů

Identifikace	Pohlaví	Výška	Věk	Předběžný ST	Předběžný DT	Výsledný ST	Výsledný DT	Zvolená SST	poznámka
820920	M	172	31	120	85	110	75	150	
910312	M	188	23	130	72	125	63	150	
900516	M	195	23	130	75	110	75	160	
900612	M	186	23	110	65	108	70	140	
885616	Ž	173	25	120	70	110	65	150	špatný záznam PPG
890831	M	181	24	110	60	105	63	140	
910418	M	180	22	115	58	105	60	140	
906230	Ž	165	23	110	60	108	65	140	
905326	Ž	176	24	125	63	115	70	150	
880211	M	182	26	145	60	120	60	170	

Příloha 3: Seznam souborů na přiloženém CD

- diastolic_pressure_calc.m
- files.m
- MAP_position.m
- oscillations.m
- pressure.m
- sequence.m
- suprasystolic_range.m
- systolic_pressure_position.m
- DP_Analyza_suprasyst_oscilaci.pdf
- Adresář Data
- Adresář Data_2