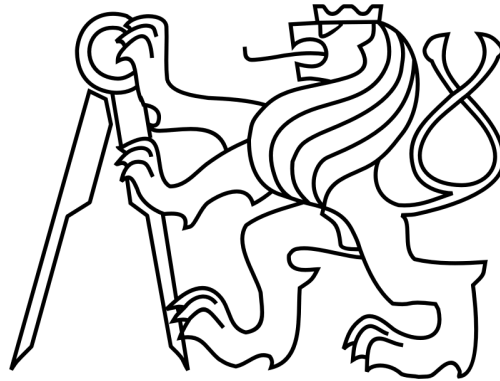


ČESKÉ VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V PRAZE

Fakulta elektrotechnická



Diplomová práce

**Stanovení parametru Pulse Transition
Time ze signálu oscilometrických pulsací**

Bc. Jan Vlasák

Vedoucí práce: : Ing. Jan Havlík, Ph.D.

Studijní program: Biomedicínské inženýrství a informatika

Studijní obor: Biomedicínské inženýrství

Poděkování

Děkuji svému vedoucímu Ing. Janu Havlíkovi, Ph.D. za jeho vstřícnost a čas, který mi věnoval při zpracování diplomové práce, a také týmu vědeckých pracovníků, který mi pod jeho vedením poskytl naměřené signály, které byly dále použity v této práci.

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 12.5.2014

Jan Vlasák

Anotace

Tato diplomová práce se zabývá možnostmi stanovení hemodynamického parametru *pulse transition time* ze záznamu pulsací oscilometrického tonometru. První část se věnuje teoretickému popisu vzniku pulsání vlny a dalším fyziologickým vlastnostem signálů a jevů spojených s návrhem algoritmu stanovení parametru PTT, dále je popsán navržený algoritmus a další metody použité při předzpracování a filtraci signálů. Poslední část obsahuje výsledky užití navrženého algoritmu na dvou věkových skupinách pacientů 20-25 let a 65 let a více a hodnocení naměřených hodnot.

Annotation

This work assets method used to measure a hemodynamic parameter called Pulse Transition Time in record of pulsations of oscillometric blood pressure monitor. The first part is devoted to the theoretical description of pulse waves and other physiological characteristics of signals and phenomena associated with designing the algorithm for determining parameter PTT. In further part the proposed algorithm and other methods used in the pre-processing and filtering is described. The last part contains the results of applying the proposed algorithm on two age groups of patients 20-25 years and 65 years or more, and evaluation of measured values.

ZADÁNÍ DIPLOMOVÉ PRÁCE

Student: Bc. Jan V l a s á k

Studijní program: Biomedicínské inženýrství a informatika (magisterský)

Obor: Biomedicínské inženýrství

Název tématu: Stanovení parametru Pulse Transition Time ze signálu oscilometrických pulsací

Pokyny pro vypracování:

1. Seznamte se s problematikou stanovení hemodynamických parametrů a diagnostikou stavu kardiovaskulárního systému, konkrétně pak s parametrem Pulse Transition Time (PTT).
2. Navrhněte a implementujte algoritmus pro stanovení parametru PTT ze signálu oscilometrických pulsací.
3. Ověřte přesnost stanovení parametru PTT.
4. Ověřte korelaci hodnot parametru PTT s reálnou možností onemocnění kardiovaskulárního systému.

Seznam odborné literatury:

- [1] Assessment of arterial stiffness in clinical practice, QJM: An International Journal of Medicine Volume 95, Issue 2. Pages. 67-74.
Available from <http://qjmed.oxfordjournals.org/content/95/2/67.full>
- [2] Batzel, J.J.; Kappel, F.; Schneditz, D.; Tran, H.T.: Cardiovascular and Respiratory Systems - Modelling, Analysis and Control. SIAM, Philadelphia, 2007.
ISBN: 978-0-898716-17-7
- [3] Webster, J. G.: Encyclopedia of Medical Devices and Instrumentation. New Jersey: John Wiley & Sons Ltd., 2006. ISBN: 9780471732877.
- [4] Rozman, J.: Elektronické přístroje v lékařství. Praha: Academia, 2006.
ISBN: 80-200-1308-3.

Vedoucí diplomové práce: Ing. Jan Havlík, Ph.D.

Platnost zadání: do konce letního semestru 2014/2015

L.S.

prof. Ing. Pavel Sovka, CSc.
vedoucí katedry

prof. Ing. Pavel Ripka, CSc.
děkan

V Praze dne 10. 1. 2014

Obsah

Anotace	IV
Annotation	IV
Obsah	VI
Seznam obrázků	VII
Seznam tabulek	IX
1. Úvod	1
2. Fyziologické principy a metody měření	2
2.1 Kardiovaskulární systém	2
2.1.1 Srdce.....	3
2.1.2 Cévní soustava.....	4
2.1.3 Ateroskleróza	6
2.1.4 Pulsní vlna.....	6
2.2 Elektrokardiogram	8
2.2.1 Elektrokardiografická křivka.....	11
2.2.2 Rušení EKG signálu	13
Úzkopásmové signály.....	13
Kolísání izolinie	13
Sít'ové rušení.....	14
Širokopásmové signály	14
Rušení myopotenciály	14
2.3 Krevní tlak	15
2.3.1 Měření krevního tlaku	17
2.4 Fotopletysmografie	21
2.4.1. Fotopletysmografická křivka.....	21
2.5 Hemodynamický parametr PTT	22
3. Analýza dat	25
3.1. Analyzovaná data	25
3.2. Návrh algoritmu	26
3.3. Signál EKG	27
3.3.1. Filtrace signálu EKG.....	28
Filtrace sít'ového rušení	28
Filtrace širokopásmového rušení.....	30
Odstranění posunu izolinie signálu.....	31
3.3.2. Detekce R-vln.....	33
3.4. Signál oscilací	35
3.4.1 Způsob detekce charakteristického bodu	36
Hodnota 50% (25%) maxima-minima	37
Maximum, největší změna a 50% hodnota amplitudy	37
4. Výsledky aplikace algoritmů	39
4.1. Analýza PTT parametru ze záznamu oscilací a pletysmografu	39
4.2. Analýza PTT parametru změřeného z oscilometrických pulsací	43
5. Závěr	49
6. Literatura	X

Seznam obrázků

Obr. 1 Jak obíhá krev, převzato z [1].....	2
Obr. 2 Převodní systém srdce, převzato z [3].	4
Obr. 3 Řez tepnou, převzato z [4].	5
Obr. 4 Vliv aterosklerózy na průchodnost cévy, převzato z [5].	6
Obr. 5 Funkce pružníku. Část kinetické energie krve se během systoly přemění na potenciální elastickou energii stěny aorty a ta se pak během diastoly přeměňuje zpět na kinetickou energii krve. Tím vzniká kontinuální proudění krve v tepnách během celé srdeční revoluce., převzato z [7].	8
Obr. 6 Bipolární končetinové svody – Einthovenovy svody, převzato z [7].	9
Obr. 7 Unipolární končetinové svody –Goldbergovy svody.	10
Obr. 8 Umístění elektrod unipolárních hrudních svodů, převzato z [8].	11
Obr. 9 Elektrokardiografická křivka, převzato z [7].	12
Obr. 10 Rušení EKG signálu kolísáním elektrické izoliny, převzato z [9].	13
Obr. 11 Síťové rušení EKG signálu, převzato z [9].	14
Obr. 12 Rušení EKG signálu myopetenciály a pohybovými artefakty, převzato z [9].	14
Obr. 13 Vliv věku a pohlaví na hodnotu arteriálního tlaku krve, převzato z [7]. ..	16
Obr. 14 Průběh tlaku krve v tepnách během srdečního cyklu, převzato z [7].	17
Obr. 15 Záznam oscilometrických pulsací, tlaku v manžetě a Korotkovových ozev, ilustrace převzata z [13].	20
Obr. 16 Typický záznam fotopletysmografu, s vyznačeným fázemi srdeční revoluce.	22
Obr. 17 Příklad pořizování hodnoty PTT ze záznamu zpoždění signálu PPG za R-vlnou EKG signálu, s vyznačením 50 % max-min na PPG sloužící k určení příchodu pulsání vlny [14].	24
Obr. 18 Základní schéma zpracování signálů pro stanovení parametru PTT.	27
Obr. 19 Záznam nefiltrovaného signálu EKG muže ve věku 24 let.	28
Obr. 20 Amplitudová a fázová charakteristika bikvad filtru pro filtraci na frekvenci 50 Hz, impulsní odezva a rozložení pólů a nul.	29
Obr. 21 Filtrace bikvad filtrem, po řádcích, signál a odpovídající výkonové spektrum původního (nefiltrovaného signálu), signálu po filtraci bikvad filtrem, rozdílového signálu.	30
Obr. 22 Signál EKG před a po odstranění driftu izoliny.	32
Obr. 23 Záznam svodu II EKG signálu zdravého jedince (bez diagnostikované patologie) před a po filtraci, nahoře celý záznam, dole detail.	32
Obr. 24 Záznam svodu II EKG signálu zdravého pacienta s detekcí R-vln v ORS komplexu.	34
Obr. 25 Záznam EKG signálu pacienta ve věku 94 let, a vyznačené předpokládané začátky srdeční revoluce.	34
Obr. 26 Záznam oscilací manžety oscilometrického tonometru, na kompletním záznamu jsou patrné dva body největších oscilací odpovídající měření hodnot krevního tlaku při nafukování i vyfukování manžety. Na detailních záznamech je pak patrný vliv filtrace. Nahoře původní signál oscilací a jeho detail, dole signál oscilací po filtraci a jeho detail.	35

Obr. 27 Záznam oscilací manžety oscilometrického tonometru – modrá a svodu II EKG – červená, detekované R-vlny metodou 1. derivace – černé, maxima oscilací pro každou srdeční revoluci – azurová, 50% hodnoty rozdílu minima a maxima každé periody oscilací – zelená, hodnota největší změny na vzestupné křivce oscilací každé srdeční revoluce – purpurová. Pozn.: V 5. a 9. oscilaci zdánlivě chybí bod detekovaný metodou největší změny oscilací, ve skutečnosti se nachází přesně ve stejném vzorku jako 50 % hodnoty min-max.	36
Obr. 28 Schéma popisující použití jednotlivých kroků při detekci a stanovení parametru PTT pomocí tří charakteristických bodů na křivce.....	38
Obr. 29 Detail záznamu oscilací pacienta z věkové skupiny 20-25 let, vybrán prostřední úsek z celkového záznamu vyznačených 10 oscilací, viz. obrázek 27.	46
Obr. 30 Detail záznamu oscilací pacienta věkové skupiny 65+, vybrán prostřední úsek záznamu 10 oscilací.	47
Obr. 31 Záznam oscilometrických pulsací a EKG křivky, s ojedinělým průběhem oscilací, pacient z věkové skupiny 65+, ID 205828 časová značka 13-09-19_12-21-53.	48

Seznam tabulek

Tab. 1 Vlny a kmity elektrokardiogramu.....	12
Tab. 2 Klasifikace hypertenze podle [11].....	17
Tab. 3 Střední hodnota a standartní odchylka hodnot PTT měřených na vzdálenosti srdce-a. radialis.....	24
Tab. 4 Význam jednotlivých sloupců v datovém záznamu, PCG – záznam fonokardiografu, odpovídá Korotkovovým ozvám, [19].	26
Tab. 5 Tabulka změřených parametrů PTT ze záznamu křivky PPG a oscilací OSC pomocí metody 50% hodnoty min-max, viz. kapitola 2.5. Koef poměr mezi referenčními hodnotami PLETY PTT (střední hodnota) a OSC PTT (střední hodnota pro MAP1 a MAP1).....	41
Tab. 6 Tabulka změřených parametrů PTT ze záznamu křivky PPG a oscilací OSC pomocí metody 25% hodnoty min-max, viz. kapitola 2.5. Koef poměr mezi referenčními hodnotami PLETY PTT (střední hodnota) a OSC PTT (střední hodnota pro MAP1 a MAP1).....	42
Tab. 7 Tabulka vypočtených parametrů PTT pro věkovou skupinu 20-25 let, R_MAX – charakteristický bod odpovídající maximu oscilací, R_DIF – bod odpovídající největší změně, R_50 – bod odpovídající 50% rozdílů amplitud maxima – minima, Mean – značí střední hodnotu každého parametru 10 srdečních revolucí, std – značí směrodatnou odchylku pro danou hodnotu.	43
Tab. 8 Tabulka vypočtených parametrů PTT pro věkovou skupinu 20-25 let, R_MAX – charakteristický bod odpovídající maximu oscilací, R_DIF – bod odpovídající největší změně, R_50 – bod odpovídající 50% rozdílů amplitud maxima – minima, Mean – značí střední hodnotu každého parametru 10 srdečních revolucí, std – značí směrodatnou odchylku pro danou hodnotu.	44
Tab. 9 Tabulka parametrů PTT jako souhrn pro obě věkové skupiny, R_MAX – charakteristický bod odpovídající maximu oscilací, R_DIF – bod odpovídající největší změně, R_50 – bod odpovídající 50% rozdílů amplitud maxima – minima, MIN – značí nejmenší hodnotu PTT ve skupině, MAX – značí největší hodnotu ve skupině, Mean – značí střední hodnotu ve skupině, STD – značí standartní odchylku, MED – značí prostřední hodnotu ve skupině..	44

1. Úvod

Měření a sledování hodnot krevního tlaku patří k základním diagnostickým metodám onemocnění kardiovaskulárního systému, ale i k běžným diagnostickým metodám pro vyšetření celkového zdravotního stavu pacienta. V průběhu vývoje diagnostických postupů bylo vyvinuto rozdílné množství metod pro jeho stanovení. Měření krevního tlaku pomocí oscilometrické metody patří k běžným metodám elektronického stanovení hodnot krevního tlaku.

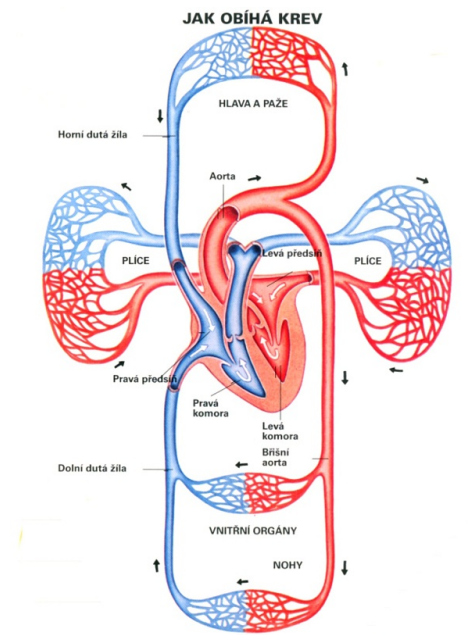
Při popisu kardiovaskulárního systému se užívá široké škály hemodynamických parametrů. Jedním z takových parametrů je i PTT – pulse transition time, který udává dobu, za kterou dorazí pulsní vlna vypuzena ze srdce do periferního řečiště. Hlavním cílem této práce je seznámit se s metodami měření parametru PTT a navržení algoritmu pro stanovení parametru ze záznamu průběhu oscilometrických pulsací. Pro stanovení tohoto parametru bude užito záznamu polygrafu zaznamenávajícího rozdílné biosignály mezi než patří záznam EKG, PPG, tlak v manžetě tonometru, oscilometrické pulsace a další.

Realizace stanovení parametru bude provedena v programovém prostředí MATLAB a schopnost stanovení parametru PTT bude ověřena na souboru dat jedinců ve dvou věkových skupinách, jedinci ve věku 21-24 let a pacienti ve věkové skupině 65+.

2. Fyziologické principy a metody měření

2.1 Kardiovaskulární systém

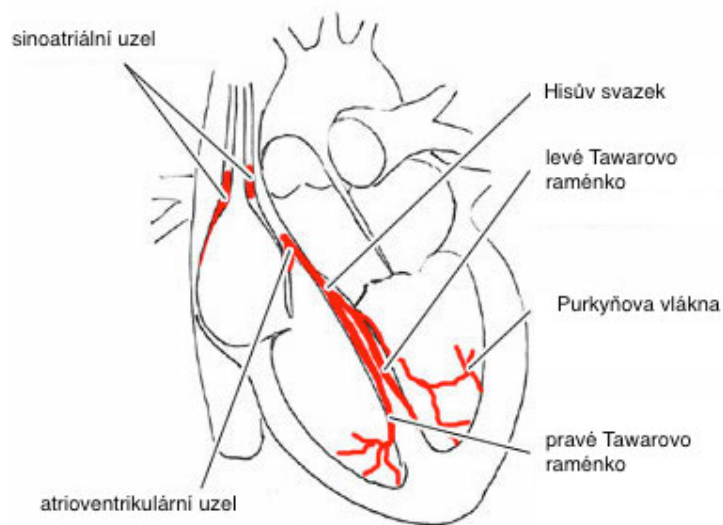
Oběhová soustava lidského těla má celou řadu různých funkcí, které jsou nezbytné pro správnou funkci lidského organismu. Oběhový systém zajišťuje transport živin a odpadních látek, rozvádí hormony z endokrinních žláz a teplo, zprostředkovává výměnu plynů, zprostředkovává obranu organismu proti choroboplodným zárodkům a vytváří a udržuje homeostázu organismu. K zajištění těchto funkcí je nezbytná cirkulace nosného media – krve, vytvářeného pomocí systému tvořeného čerpacím zařízením - srdcem a soustavou trubic – cévním systémem. Lidský kardiovaskulární systém je uzavřený a složený ze dvou hlavních okruhů, tzv. systémový a plicní oběh. Systémový oběh zajišťuje oběh krve mezi srdcem a celým tělem, zatímco v plicním oběhu cirkuluje krev mezi srdcem a plícemi., viz. obr. 1.



Obr. 1 Jak obíhá krev, převzato z [1].

2.1.1 Srdce

Srdce patří k nejdůležitějším orgánům v těle, jeho funkci je možné přirovnat k tlakově-objemovému čerpadlu. Čerpací funkce srdce je založena na pravidelných kontrakcích a relaxacích dvou samostatných jednotek - pravé a levé, které jsou dále tvořené komorou a síní. Systémový oběh zajišťuje levá komora společně s levou síní (pomocným čerpadlem), pro plicní oběh zajišťuje pohon pravá komora společně s pravou síní. Srdce je rytmicky poháněno autonomním systémem řízení nacházejícím se v místě primární automacie - sinoatriálním uzlu. SA uzel je tvořen specializovanými buňkami, které spontánně generují elektrický potenciál. Elektrický potenciál se šíří z horní části pravé srdeční síně (SA uzlu) svalovinou obou síní do atrioventrikulárního uzlu (AV uzlu), který je umístěn v dolní části přepážky mezi oběma síněmi. Buňky AV uzlu také dokáží spontánně generovat elektrický potenciál podobně jako buňky SA uzlu, proto se označuje toto místo jako sekundární centrum automacie. Elektrický impuls dále přechází Hisovým svazkem do Tawarových ramének, která obepínají obě komory, a pomocí Purkyňových vláček způsobuje kontrakci svaloviny myokardu [2].



Obr. 2 Převodní systém srdce, převzato z [3].

2.1.2 Cévní soustava

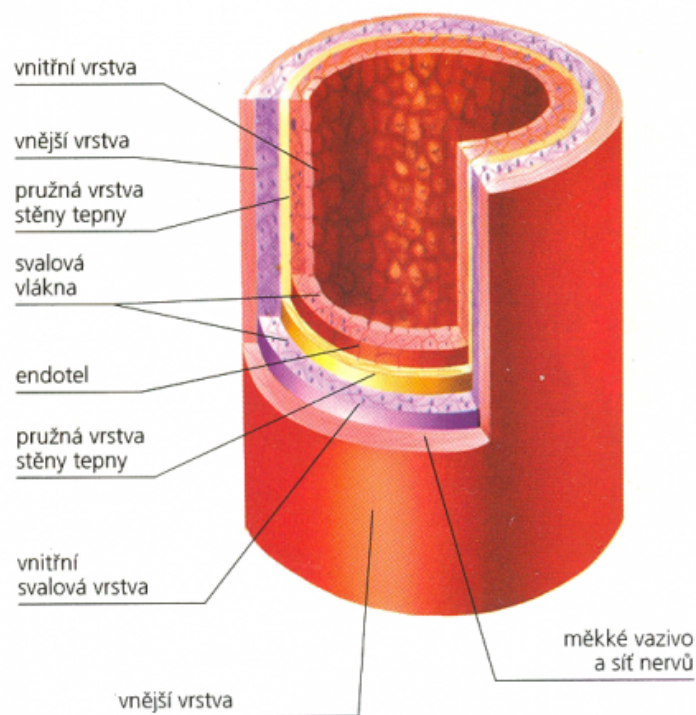
Cévní soustava je základním prvkem kardiovaskulárního systému lidského těla.

Cévy rozlišujeme na

- tepny (artérie),
- vlásečnice (kapiláry),
- žíly (vény).

Artérie jsou cévy, které vedou krev směrem od srdce, s výjimkou plicních a umbilikálních tepen (vedou odkysličenou krev z plodu směrem k placentě).

Vnější povrch artérie je tvořen silnou a pružnou vazivovou tkání, která obsahuje vlákna hladké svaloviny. Vnitřní povrch je tvořen jednovrstevným epitelem, viz. obr. 3.

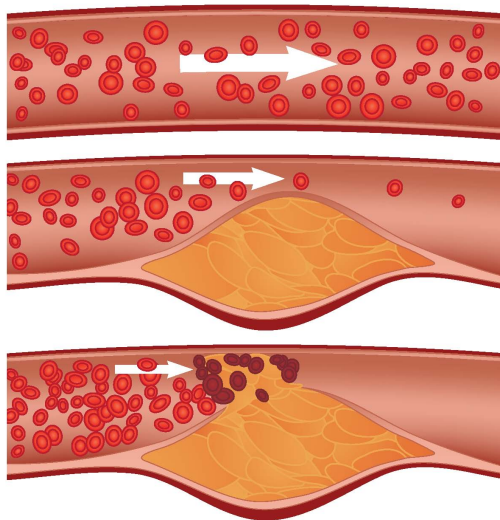


Obr. 3 Řez tepnou, převzato z [4].

Základní vlastností cév je poddajnost a pružnost dodávající jim schopnost odolávat tlakovým změnám, které se v uzavřeném systému cév vytváří v důsledku pulsativního toku tvořeného srdcem. Tato schopnost se v důsledku různých vlivů postupně snižuje. Mezi hlavní příčiny snižování poddajnosti cév patří hypertenze, zvýšená hodnota cholesterolu, nevhodná strava bohatá na nízkodenzitní lipoprotein (LDL), kouření, nedostatek pohybu, obezita, dědičné predispozice. Zhoršení poddajnosti cév způsobují také některá onemocnění kardiovaskulárního systému, např. ateroskleróza.

2.1.3 Ateroskleróza

Je onemocnění cév způsobené ukládáním tukových látek, především cholesterolu na stěnách cév a vzniku tzv. ateromů. V důsledku přeměny cévní stěny dochází k postupnému zúžení jejího průsvitu cévy (vnitřního průměru), snížení její pružnosti, a tím může být omezen tok krve. Nedostatečné zásobování orgánů může vést ke vzniku dalších onemocnění oběhového systému, nejčastěji k infarktu myokardu nebo cévní mozkové příhodě. Vzhledem k mechanickým změnám cévní stěny se mění i hodnoty některých hemodynamických parametrů, např. PWV nebo PTT, při znalosti fyziologických hodnot zdravého jedince pak mohou tyto parametry sloužit k diagnóze stavu oběhové soustavy.



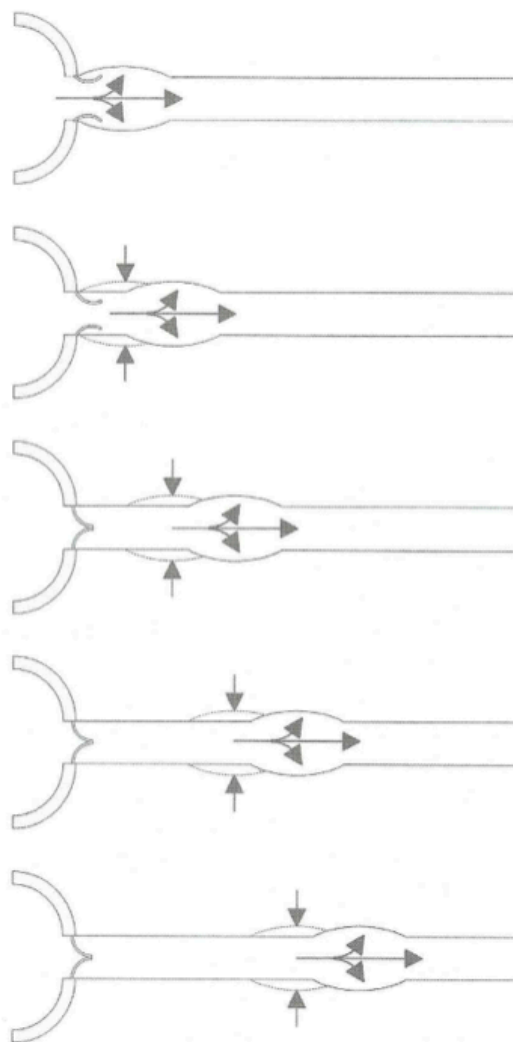
Obr. 4 Vliv aterosklerózy na průchodnost cévy, převzato z [5].

2.1.4 Pulsní vlna

Vypuzením krve při srdeční kontrakci dochází ke vzniku mechanické vlny (tlaková a objemová), která se šíří stěnami tepen. Její rychlost udává

hemodynamický parametr PWV – pulse wave velocity. Fyziologický rozsah se pohybuje v rozmezí 4 až 20 metrů za sekundu [6]. Rychlost pulsní vlny závisí na elasticitě cév a poměru mezi tloušťkou stěny a jejím poloměrem. Rychlost je tím větší, čím je céva méně elastická (poddajná) a čím je poměr mezi její tloušťkou a poloměrem větší. Setrvačnost krve je příčinou, proč tepový objem vypuzený během ejekční fáze z levé komory do aorty nezrychlí najednou pohyb veškeré krve v cévách. Protože je krev z levé komory vypuzována pod tlakem, vyvolá její vypuzení v aortě přechodné zvýšení tlaku, které se nazývá tlakový puls. Vznik tlakového pulsu ve velkých tepnách je znázorněn na obrázku 5.

Vzhledem k tomu, že tato vlna je mechanická, tak v případě že narazí na rozhraní o různých impedancích, dochází k odražení vlny v protisměru pohybu, takové rozhraní bývá v oběhové soustavě především větvení cévního systému. Velikost odražené vlny závisí na různých parametrech obou rozhraní, především na průměru a tloušťce stěny cévy, amplitudě vlny, úhlu sevření cév atd.



Obr. 5 Funkce pružníku. Část kinetické energie krve se během systoly přemění na potenciální elastickou energii stěny aorty a ta se pak během diastoly přeměňuje zpět na kinetickou energii krve. Tím vzniká kontinuální proudění krve v tepnách během celé srdeční revoluce., převzato z [7].

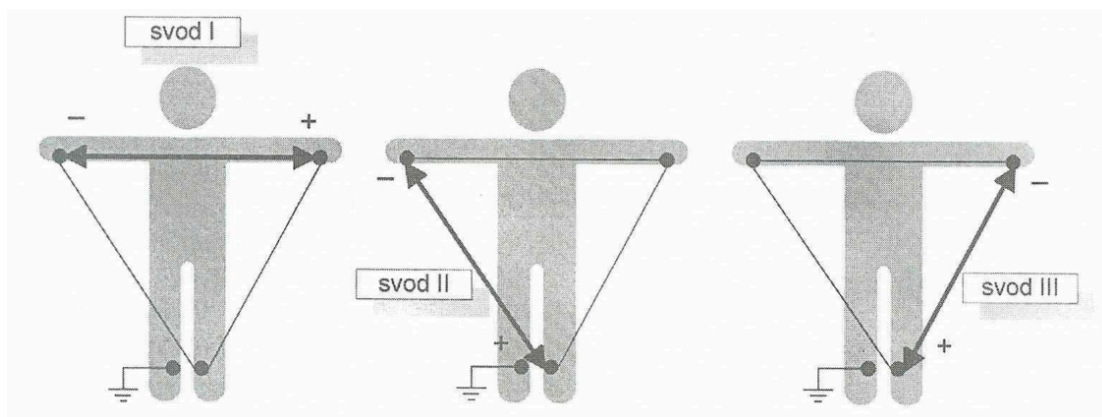
2.2 Elektrokardiogram

Elektrokardiografie zaznamenává napětí povrchu těla mezi různými místy, která vznikají v důsledku rozdílných hodnot akčního potenciálu buněk těla. Tyto rozdíly vedou ke vzniku el. proudů, které díky obsahu velkého množství elektricky nabitých iontů mohou vést tkáněmi a vytvářet tak el. napětí. K snímání záznamu pomocí elektrokardiografu, tzv. elektrokardiogramu se užívají elektrokardiografické svody. V průběhu vývoje měření EKG došlo

k ustálení snímacích míst na povrchu těla sloužících k pořízení záznamu elektrických signálů. Běžný záznam EKG se skládá z 12 svodového systému, který můžeme rozdělit do 3 skupin na

- bipolární končetinové svody,
- unipolární augmentované (zvětšené) končetinové svody,
- unipolární hrudní svody.

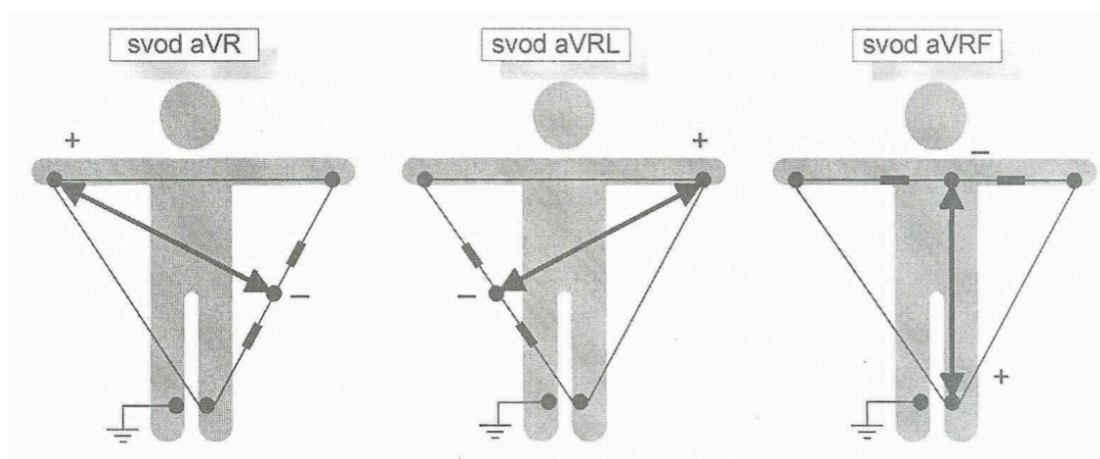
Bipolární končetinové svody podle Einthovena (Einthovenovy svody) využívají vhodného prostorového uspořádání, kdy měřící svorky jsou umístěny na obou horních a jedné dolní končetině a vytváří tak pomyslný trojúhelník (Einthovenův trojúhelník). Měření el. potenciálu mezi všemi třemi elektrodami tvoří tři standartní svody označované římskými číslicemi I, II, a III. Uspořádání jednotlivých svodů je znázorněno na obr. 6.



Obr. 6 Bipolární končetinové svody – Einthovenovy svody, převzato z [7].

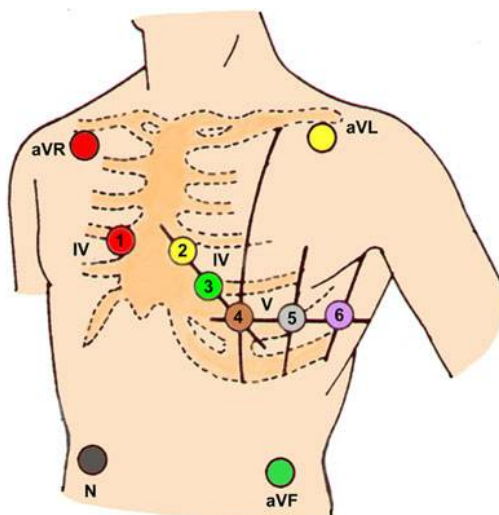
Unipolární augmentované končetinové svody podle Goldbergera se původně pořizovaly jako zapojení končetinové elektrody proti centrální svorce tvořené zapojením všech tří končetinových elektrod přes odpor 5 k Ω . Goldberger toto

zapojení modifikoval tak, že aktivní končetinovou elektrodu odpojil od centrální a ta tak již nemá nulový potenciál a amplituda záznamu je zvýšena (tj. původ slova augmentované). Tyto svody se značí pomocí zkratek aVR, aVL a aVF, jejich odpovídající zapojení je znázorněno na obr. 7.



Obr. 7 Unipolární končetinové svody –Goldbergovy svody.

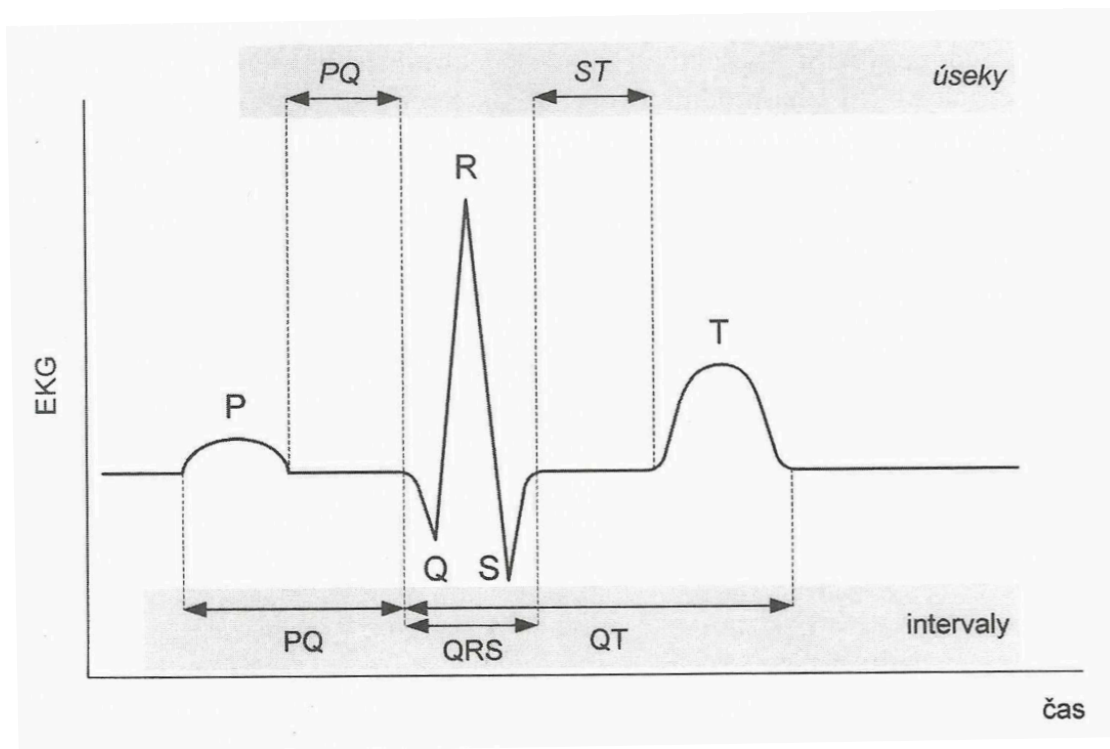
Unipolární hrudní svody podle Wilsona na rozdíl od končetinových svodů zobrazují aktivitu srdce do horizontální projekce (končetinové zobrazují do frontální projekce). Záznam jednotlivých svodů se pořizuje přiložením elektrody na specifické místo označované $V_1 - V_6$ proti Wilsonově svorce, která je tvořena spojením tří končetinových elektrod přes elektrický odpor $5\text{ k}\Omega$. Standartní místo pro pořizování záznamu hrudních svodů je znázorněné na obr. 8, při potřebě podrobnější analýzy EKG se využívají i méně obvyklé svody označované $V_7 - V_9$, V_E , $V_{3R} - V_{6R}$ (zrcadlové), $V_1' - V_6'$, $V_1'' - V_6''$ (etážované o 1, respektive 2 mezižebří).



Obr. 8 Umístění elektrod unipolárních hrudních svodů, převzato z [8].

2.2.1 Elektrokardiografická křivka

Na elektrokardiografické křivce rozeznáváme několik specifických částí, které můžeme rozdělit do dvou útvarů. Vlny P, T a U představují zaoblené výchylky s nižší amplitudou a kmity Q, R a S úzké a hrotnaté výchylky. Na obrázku 9 je znázorněna typická EKG křivka pořízená v II. končetinovém svodu. Na této křivce se dále definují úseky a intervaly. Úseky chápeme jako dobu od konce jednoho útvaru do začátku jiného, vždy obsaženého v názvu příslušného úseku, naopak intervaly chápeme jako dobu od začátku jednoho útvaru do začátku jiného.



Obr. 9 Elektrokardiografická křivka, převzato z [7].

Původ jednotlivých částí EKG křivky a doby jejich trvání jsou v tabulce 1.

část křivky	původ	trvání [s]
vlna P	depolarizace síní	0,08 - 0,10
úsek PQ	zpoždění AV uzlu	
komplex QRS	depolarizace komor	0,06 - 0,10
úsek ST	plató fáze komor	
vlna T	repolarizace komor	0,20 (při 70 tepů/min)
vlna U	repolarizace Purkyňových vláken	

Tab. 1 Vlny a kmity elektrokardiogramu.

2.2.2 Rušení EKG signálu

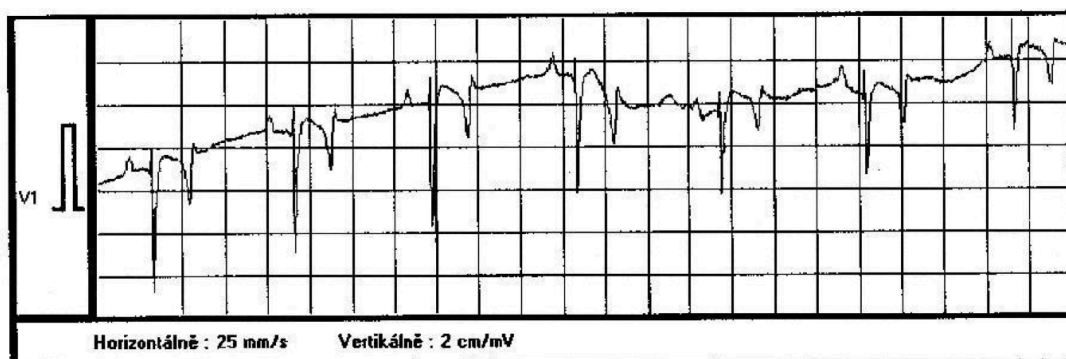
Při pořizování záznamu EKG signálu je běžné, že získaný signál je zrušený různými typy rušení. Jednak se setkáváme s rušením technického původu (rušení přítomností elektrického vedení), tak s rušením biologického původu (myopotenciály, dýchání). Jednotlivé typy rušení EKG signálu rozdělíme dle šířky frekvenčního pásma.

Úzkopásmové signály

Rušení úzkopásmovými signály ve vztahu k EKG představuje především kolísání izolinie a rušení sítovým brumem.

Kolísání izolinie

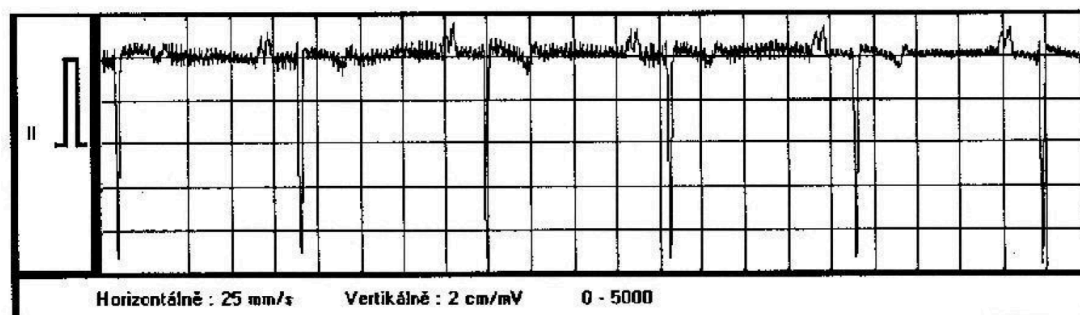
Kolísání izolinie signálu EKG je způsobeno pomalými pohyby pacienta (do 1,5 Hz) a pohyby způsobenými dýcháním (do 0,5 Hz) a především elektrochemickými procesy probíhajícími na rozhraní kůže-elektroda (do 0,8 Hz), viz. obr. 10.



Obr. 10 Rušení EKG signálu kolísáním elektrické izolinie, převzato z [9].

Síťové rušení

Důsledkem indukce elektrického napětí silových rozvodů elektrických sítí (v Evropě o frekvenci 50 Hz, v USA 60 Hz) vzniká síťové rušení, viz. obr. 11.



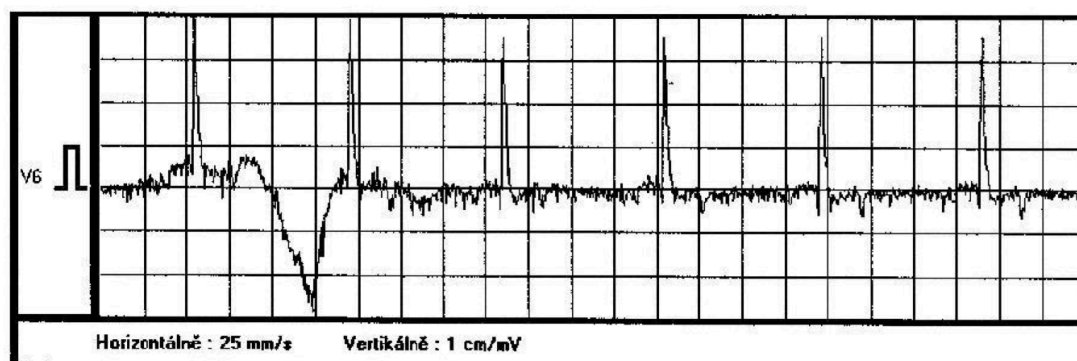
Obr. 11 Síťové rušení EKG signálu, převzato z [9].

Širokopásmové signály

Rušení širokopásmovými signály je způsobeno především myopotenciály, dále pak pohybovými artefakty vzniklými rychlými pohyby, impulsním rušením, atd.

Rušení myopotenciály

Rušením pohybovými artefakty vznikají myopotenciály o frekvenci od 20 Hz až do řádu kHz, rušení EKG signálu vysokofrekvenčním rušením je na obr. 12 [9].

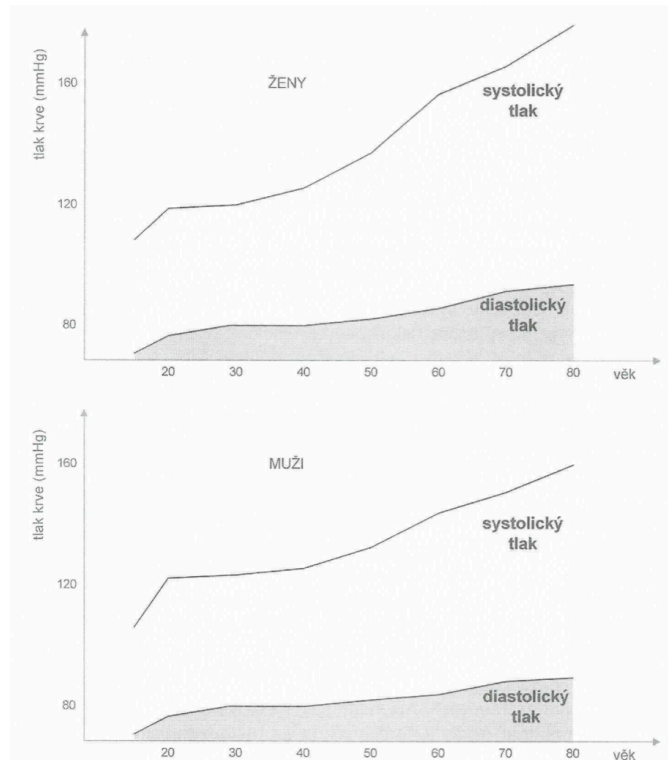


Obr. 12 Rušení EKG signálu myopotenciály a pohybovými artefakty, převzato z [9].

2.3 Krevní tlak

Pojmem krevní tlak se obecně rozumí tlak, kterým působí krev na cévní stěnu, to je důsledek pulsativního čerpání srdce popsaného v kapitole 2.1.4. Znalost hodnoty krevního tlaku patří v medicíně mezi základní diagnostické postupy, hodnoty vypovídají o aktuálním stavu kardiovaskulárního systému. Hodnoty krevního tlaku závisí na velké škále parametrů, nejnižších hodnot dosahují v klidu, při spánku, nejvyšších při velké fyzické zátěži. Hodnoty krevního tlaku se mění s denní dobou i ročním obdobím. S věkem pacienta se krevní tlak mírně zvyšuje, děti mají spíše podprůměrné hodnoty, naopak starší pacienti mívají hodnoty krevního tlaku nadprůměrné, vliv věku na hodnoty KT je uveden na obr. 13.

V záznamu tlakové křivky jsou podstatné dvě hodnoty, mezi kterými tlak v průběhu času osciluje, maximum tlakové křivky se označuje jako tlak systolický (systola) a nastává při vypuzení okysličené krve do aorty z levé komory. Nejnižší tlak, označovaný jako diastolický (diastola), nastává při plnění pravé komory odkysličenou krví. Optimální hodnota krevního tlaku je udávána jako 120/80 mmHg (čte se 120 na 80, kde první číslo udává hodnotu systolického tlaku a druhá hodnota udává hodnotu diastolického tlaku, jednotkou používanou je milimetr rtuťového sloupce). Průběh tlakové křivky je znázorněn na obr. 14. Klasifikace zvýšeného krevní tlaku je uvedena v tabulce 2.



Obr. 13 Vliv věku a pohlaví na hodnotu arteriálního tlaku krve, převzato z [7].

Kromě hodnot systolického a diastolického tlaku je možné na spojitě křivce krevního tlaku definovat hodnotu středního arteriálního tlaku MAP (mean arterial pressure). Hodnota MAP je určena rovnicí (1), kde T značí periodu jednoho srdečního cyklu, t počátek periody, P krevní tlak.

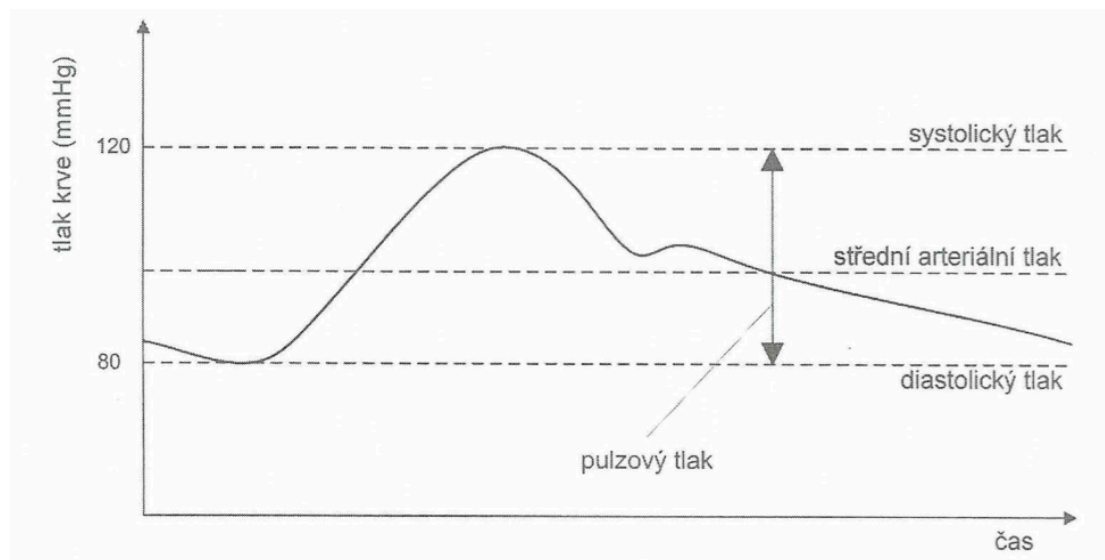
$$MAP = \frac{1}{T} \int_t^{t+T} P(\tau) d\tau \quad (1)$$

Tuto rovnici je možné užít pouze pokud je k dispozici kontinuální záznam krevního tlaku, takový záznam je možné získat pouze pomocí invazivního měření krevního tlaku. Proto se při klidové srdeční frekvenci udává vztah pro výpočet MAP aproximací z hodnot systolického a diastolického tlaku [10], kde DT je diastolický tlak, ST je systolický tlak.

$$MAP = DT + \frac{ST-DT}{3} \quad (2)$$

klasifikační stupeň	systolický tlak		diastolický tlak	
	[mmHg]	[kPa]	[mmHg]	[kPa]
normotenze	90–119	12–15.9	60–79	8.0–10.5
prehypertenze	120–139	16.0–18.5	80–89	10.7–11.9
hypertenze 1. stupně	140–159	18.7–21.2	90–99	12.0–13.2
hypertenze 2. stupně	≥160	≥21.3	≥100	≥13.3
isolovaná systolická hypertenze	≥140	≥18.7	<90	<12.0

Tab. 2 Klasifikace hypertenze podle [11].



Obr. 14 Průběh tlaku krve v tepnách během srdečního cyklu, převzato z [7].

2.3.1 Měření krevního tlaku

Metody měření krevního tlaku se dělí na metody přímé (invazivní), kdy je měřicí systém přímo spojen s cévním systémem pacienta a metody nepřímé (neinvazivní). Metody invazivní se dále dělí podle provedení měřicí aparatury, kde je měřicí senzor přímo zaváděn do těla pacienta, nebo měřicí systém zůstává vně a tlakové změny krevního řečiště jsou k senzoru přivedeny prostřednictvím přímého spojení infuzním setem. Výhodou invazivních metod je především možnost kontinuálního měření a přesnost měření, která je dána kontaktem

senzoru měřící aparatury přímo s pulsující krví. Pro potřeby klinické medicíny byly vyvinuty metody měření krevního tlaku, které nevyžadují invazivní zásah, jejich výhodou je možnost provádět měření jak v nesterilních prostředích zdravotnických zařízení, tak především v ordinacích praktických lékařů a domácností pacientů. V průběhu vývoje měření krevního tlaku bylo vyvinuto množství měřících principů. Společným prvkem těchto metod je použití tlakové manžety, kterou je prostřednictvím kůže vždy utlačována významná tepna, typicky artérie brachialis na levé paži.

Neinvazivní metody měření krevního tlaku můžeme rozdělit na metody elektronické (automatické) a pocitové (měření vyžaduje přítomnost lékaře), jednotlivé principy se následně kombinují a vzniká tak celé řada metod měření krevního tlaku. Následující metody představují nejpoužívanější metody v klinické praxi:

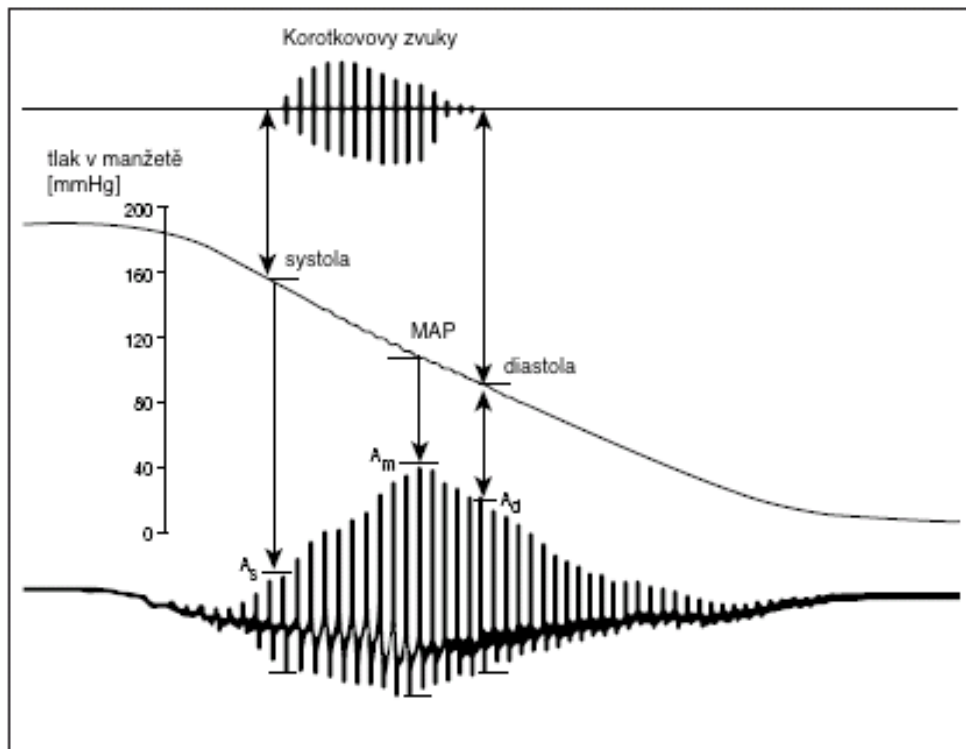
- auskultační metoda
- palpační metoda
- oscilometrické metoda

Auskultační neboli poslechová metoda využívá manžetu spojenou s tonometrem (měřičem tlaku), který může být buď rtuťový nebo toroidní (založený na mechanické deformaci toroidního členu). Tato metoda využívá znalost Korotkovova fenoménu, kdy při vnějším působení tlaku většího než je systolický tlak, dochází k utlumení průtoku krve arterií. Při postupném snižování tlaku manžety dochází v důsledku deformace arterie ke vzniku turbulentního proudění za deformovanou částí, které vyvolává slyšitelné ozvy. Tyto ozvy je

možné pomocí lékařského fonendoskopu poslouchat a při dostatečně pomalém snižování tlaku manžety i jasně zaznamenat. Při dosažení úrovně tlaku manžety, kdy již nejsou ozvy slyšitelné došlo k úplnému uvolnění arterie a zároveň dosažení diastolického tlaku. Popsanou metodu je možné i zautomatizovat pomocí mikrofonů a funkčního zařízení analyzovat přítomnost ozev.

Palpační metoda taktéž vychází z použití manžety s tonometrem, k detekci tlaku lékař vnímá pulsaci na zápěstí v arterii radialis nebo ulnaris. Při vymizení pulsací bylo v manžetě dosaženo systolického tlaku. Tato metoda dovoluje zaznamenat pouze systolický tlak.

Oscilometrická metoda měření krevního tlaku vychází z auskultační metody, ale jedná se o elektronickou automatizovanou metodu měření. Tato metoda je využita ve většině komerčně dostupných domácích a klinických měřičů určených k rychlé kontrole krevního tlaku. Podobně jako auskultační metoda využívá systém manžety k vytvoření tlaku na arterii, ale nevyužívá Korotkovových ozvů ale vibrací arteriální stěny. Při tlaku v manžetě menším než je systolický dochází k přenášení pulsací v důsledku transmurálního tlaku. Při postupném zvyšování nebo snižování tlaku v manžetě dochází k přenosu pulsací s rozdílnou amplitudou. Obecně je hodnota tlaku v manžetě, při které dochází k největším oscilacím, považována za hodnotu středního arteriálního tlaku [12]. Při měření krevního tlaku oscilometrickou metodou se zaznamenávají dvě veličiny, tlak v manžetě a pružné deformace stěny manžety. Na obrázku 15 je znázorněn vztah mezi Korotkovými ozvami, tlakem v manžetě a oscilometrickými pulsacemi při vypouštění manžety natlakované na hodnotu tlaku větší než systolický.



Obr. 15 Záznam oscilometrických pulsací, tlaku v manžetě a Korotkovových ozev, ilustrace převzata z [13].

Jak je patrné z typického záznamu oscilometrických pulsací, obr. 12, jediným technicky měřitelným parametrem v souvislosti s krevním tlakem je hodnota středního tlaku, hodnoty systolického a diastolického tlaku tedy musí být odvozeny z této hodnoty. Vztahy mezi těmito třemi hodnotami byly vysvětleny v kapitole 2.3. Při studiu metod stanovení hodnot systolického a diastolického tlaku se setkáváme především s dvěma metodami založenými na použití koeficientů k stanovení ST/DT nebo hledání největšího sklonu na obálce signálu oscilometrických pulsací [12]. Metoda koeficientů využívá znalosti typického průběhu oscilací v manžetě a hodnoty krevního tlaku vypočítává prostým násobením hodnoty MAP. Metoda sledování sklonu obálky oscilometrických pulsací předpokládá, že systolický tlak odpovídá hodnotě tlaku odpovídající největšímu sklonu na obálce oscilometrických pulsací a obdobně diastolický tlak místu s nejmenším sklonem. Vzhledem k tomu, že algoritmy pro vyhodnocení

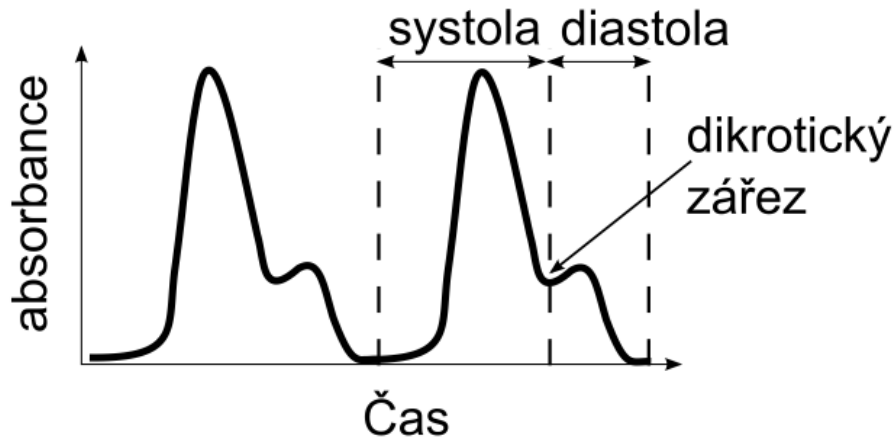
oscilometrických pulsací nejsou jednotlivými výrobci zveřejňované, nejsou hodnoty jak koeficientů tak ani přesné stanovení hodnot tlaků volně dostupné.

2.4 Fotopletysmografie

Fotopletysmografie (z anglického photoplethysmography - PPG) je neinvazivní optická metoda pro stanovení objemu krve ve vyšetřované oblasti tkáně. Pomáhá diagnostikovat aktuální funkci kardiovaskulárního systému a indikovat jeho onemocnění. Hlavní součástí přístroje pro sledování PPG jsou dvě optoelektrické součástky, zdroj světelného signálu – LED dioda a fototranzistor nebo fotodioda jako senzor dopadajícího světelného záření. Změna intenzity světelného záření přímo odpovídá objemu krve ve vyšetřované oblasti. Takto zaznamenaný a příslušně odfiltrovaný signál se označuje jako křivka, nebo záznam PPG.

2.4.1. Fotopletysmografická křivka

S každou srdeční revolucí je vyvolána tlaková vlna způsobená městnáním masy krve z levé komory do aorty, více viz. kapitola 2.1. Tlaková vlna má různý tvar v závislosti vzdálenosti vyšetřované oblasti od srdce. Na obrázku 16 je vyobrazený typický průběh PPG křivky s hlavní pulsí a odraženou vlnou, způsobenou větvením a zužováním cévního řečiště. Křivka vyjadřuje změnu objemu krve ve vyšetřované oblasti v čase a obsahuje informaci o průběhu objemové pulsí vlny.



Obr. 16 Typický záznam fotopletyšmografu, s vyznačeným fázemi srdeční revoluce.

2.5 Hemodynamický parametr PTT

Zkratka PTT označuje hemodynamický parametr pulse transition time, který se vztahuje k době, po kterou putuje pulsní vlna mezi dvěma místy v arteriálním řečišti. Rychlost, kterou se tato arteriální tlaková vlna šíří, je přímo úměrná tlaku krve. Akutní zvýšení krevního tlaku způsobí, že se cévní tonus zvětší a zároveň se zvýší tuhost cévní stěny a parametr PTT se sníží. Naopak, pokud se krevní tlak sníží, sníží se i tonus cévní stěny a parametr PTT se zvýší. Parametr PTT není přímo korelován s hodnotou krevního tlaku, ale je možné pomocí něho predikovat změny tlaku krve během krátkých časových úseků.

Původní způsob měření parametru PTT spočíval v měření doby průchodu pulsní vlny mezi dvěma místy na arterii. V poslední době se pro snadné měření využívá záznamu EKG, kde se vlna R nebo Q používá jako výchozí bod měření, protože přibližně odpovídá době otevírání aortální chlopně. Pro detekci příchodu pulsní vlny na periférii se využívá záznamu fotopletyšmografu na špičce prstu nebo ušním lalůčku. Bod na signálu PPG, který odpovídá příchodu pulsní vlny, je v různých zařízeních různý. Běžně se udává jako 50% maxima na pulsní

křivce PPG [14], [15], ale v literatuře je možné najít i jiná místa křivky PPG užita k detekci, mezi něž patří například 25% maxima křivky PPG [16], pata vzestupu křivky PPG, maximum PPG nebo virtuální bod začátku vlny označovaný jako p-base vypočtený pomocí tangenty v bodě největšího sklonu náběžné hrany signálu PPG. Pomocí tangenty je možné pak využívat jako místo indikující příchod pulsní vlny buď virtuální střední hodnotu nebo virtuální minimum, to přibližně odpovídá metodám používajícím 50% maxima PPG nebo patu náběžné hrany PPG, více viz. [6].

Jak je patrné všechny předešlé metody stanovení využívaly záznamu signálu EKG a PPG k stanovení parametru PTT. Je zřejmé, že při nejednotném používání různých přístupů ke stanovení bodu příchodu pulsní vlny do oblasti zájmu není možné hodnoty změřené pomocí různých přístrojů mezi sebou přímo srovnávat a parametr PTT se tak v takovém případě stává semikvantitativním. Je možné srovnávat jednotlivá měření jedním přístrojem, ale již není možné tyto hodnoty používat při srovnání s jinými přístroji, protože pro každé zařízení existuje vlastní validní rozsah fyziologických a patologických hodnot.

Práce [17] srovnává použití různých bodů tlakové křivky a R-vlny EKG signálu ke stanovení parametru PPT. Ze závěru této práce je patrné, že jednotlivé volby bodů mají zásadní vliv na hodnoty parametru PTT, viz. tabulka 3. Je vhodné podotknout, že tato práce neutilizovala záznamu pletysmografu ale záznamu tlaku ke stanovení parametru PTT.

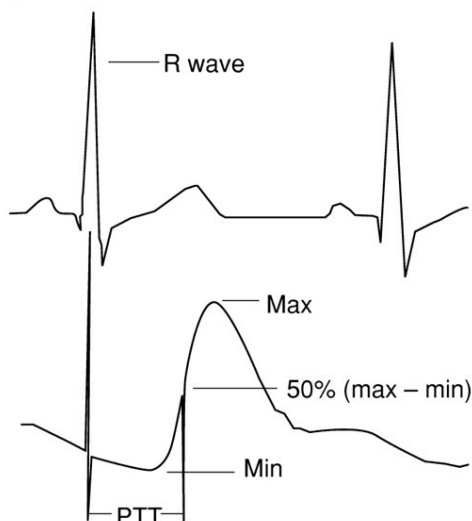
charakteristický bod	PTT
	[ms]
maximum první derivace - maximální sklon	184.57 ± 2.14
maximum druhé derivace - pata vzestupu	146.24 ± 2.15
minimum	109.24 ± 4.02
virtuální minimum	144.76 ± 2.47
maximum	251.84 ± 4.00
50% vzdálenosti mezi min-max	184.43 ± 2.40
metoda dvou tangent	140.80 ± 2.58

Tab. 3 Střední hodnota a standartní odchylka hodnot PTT měřených na vzdálenosti srdce-a. radialis.

Hodnota PTT při znalosti vzdálenosti, ke které je vztažena, může sloužit k určení dalšího hemodynamického parametru PWV – pulse wave velocity – rychlosti pulsní vlny. Vztah mezi těmito parametry udává vztah pro přímočarý pohyb (3).

$$PWV = \frac{L}{PTT} \quad (3)$$

Parametr PWV je dále vypočítáván za znalostí rozměrových parametrů cév, modulu pružnosti nebo ze znalosti hustoty a impedance krve [18].



Obr. 17 Příklad pořizování hodnoty PTT ze záznamu zpoždění signálu PPG za R-vlnou EKG signálu, s vyznačením 50 % max-min na PPG sloužící k určení příchodu pulsní vlny [14].

3. Analýza dat

Cílem této práce je navrhnout algoritmus, který by dokázal ze současných záznamů polygrafu včetně záznamu oscilometrických pulsací, stanovit hodnotu parametru PTT.

Předpokladem pro stanovení parametru PTT je, jak již bylo uvedeno, znalost buď času průchodu mezi dvěma sledovanými místy na arterii v přímém směru a zároveň jejich vzdálenost, anebo znalost počátku vzniku pulsání vlny a schopnost detekovat průchod této pulsání vlny na periferní arterii.

K sestavení tohoto algoritmu jsem měl k dispozici záznam polygrafických dat naměřených v průběhu let 2012-2013 v rámci aktuálního výzkumného projektu „Primární screening aterosklerózy“, řešeného na Katedře teorie obvodů, Fakulty elektrotechnické, ČVUT v Praze, pod vedením Ing. Jana Havlíka, PhD.

3.1. Analyzovaná data

Použitá data pocházejí ze systému měření krevního tlaku dvou-manžetovým oscilometrickým systémem, součástí datového záznamu je záznam tlaku v manžetě, oscilometrických pulsací, signál EKG a záznam PPG z článku prstu. Tabulka 4 uvádí význam jednotlivých sloupců v datovém záznamu.

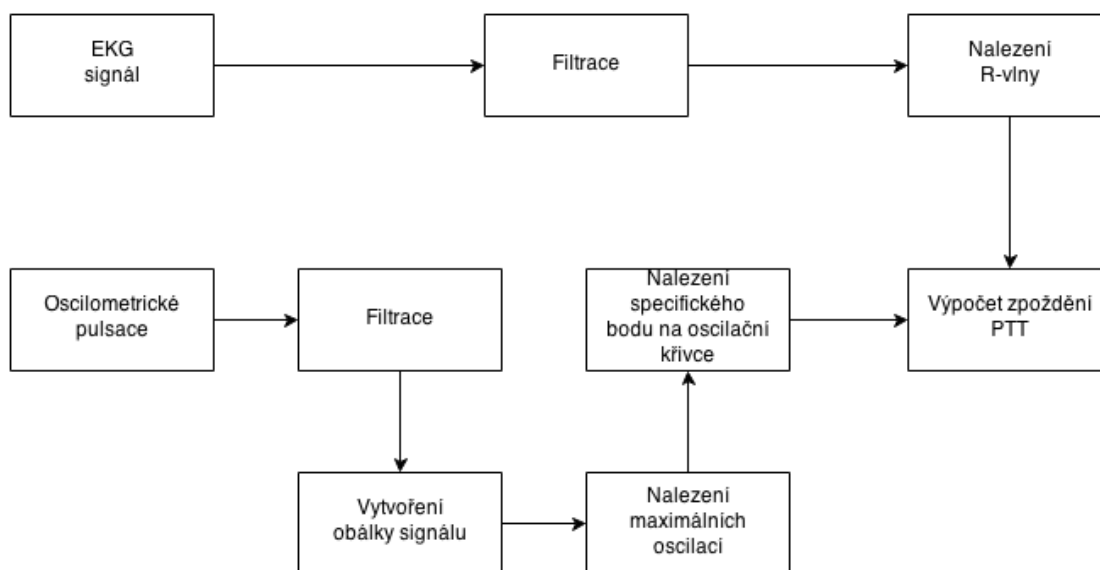
význam/hodnoty
čítač hodnot 0-255
oscilace manžety
oscilace manžety tonometru II
EKG signál, svod III
EKG signál, svod II
PPG signál
PPG signál
oscilace z diferenciálního senzoru
záznam PCG
tlak v manžetě tonometru II
tlak v rezervoáru
tlak v manžetě
externí signál
externí signál

Tab. 4 Význam jednotlivých sloupců v datovém záznamu, PCG – záznam fonokardiografu, odpovídá Korotkovovým ozvám, [19].

Analyzovaná data obsahují záznamy polygrafu dvou věkových skupin, 20-25 let a 65+, této skutečnosti bylo využito pro sledování proměny parametru PTT v těchto dvou skupinách.

3.2. Návrh algoritmu

Na základě provedené rešerše jsem se rozhodl pro vytvoření algoritmu využívajícího záznamu signálu EKG ke stanovení doby vzniku pulsní vlny. Záznam oscilací v manžetě tonometru sloužil ke sledování zpoždění pulsní vlny. Zda se oscilometrické pulsace hodí ke stanovení toho zpoždění je součástí zhodnocení. V následujících stránkách jsou popsány jednotlivé funkce vytvořené v programovém prostředí MATLAB [20], které jsem použil při zpracování dat pacientů. Na obrázku 18 je znázorněno základní schéma postupu stanovení parametru PTT.



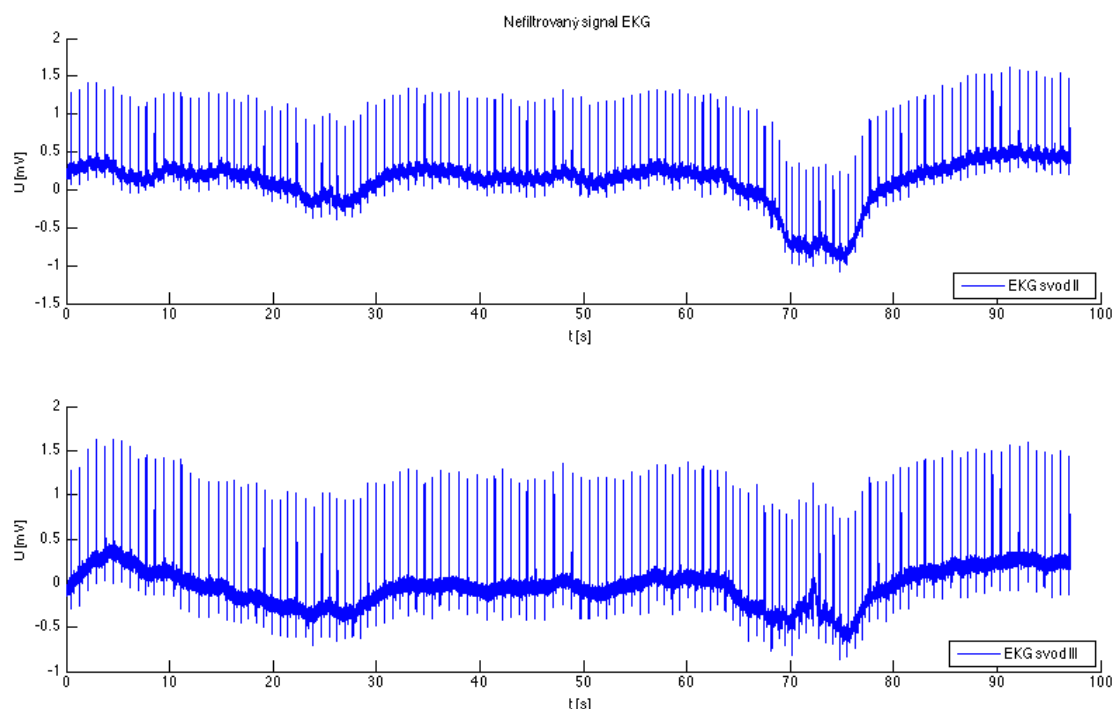
Obr. 18 Základní schéma zpracování signálů pro stanovení parametru PTT.

3.3. Signál EKG

Jak je patrné z přechozí kapitoly, tak detekce počátku srdeční revoluce je nezbytná pro stanovení parametru PTT pomocí záznamu oscilací jedné manžety. V případě, že by se systém měření skládal ze dvou vhodně umístěných manžet, bylo by možné uvažovat o registraci času zpoždění pulsní vlny, v případě, že by se nacházely v přímém směru, i když by zde vystál problém s uškrcováním první manžety, atd.

Záznam EKG pořízený při sběru dat obsahuje záznam II. a III. svodu, viz. obrázek 19. Je patrné, že signál je zrušený vysokofrekvenčním rušením, izolinie signálu je nestálá, patrně v důsledku pohybů pacienta vyvolaného dýcháním. K filtraci signálu EKG jsem použil tři druhy filtrů k potlačení jednotlivých rušení. Vzhledem k tomu, že jedinou informací, kterou požaduji ze signálu EKG představuje poloha R-vln, není zcela nutné zachovat ideální průběh

signálu, nezbytné je nepřetlumit R-vlny, a nezanést do signálu zpoždění vyvolané filtrací.



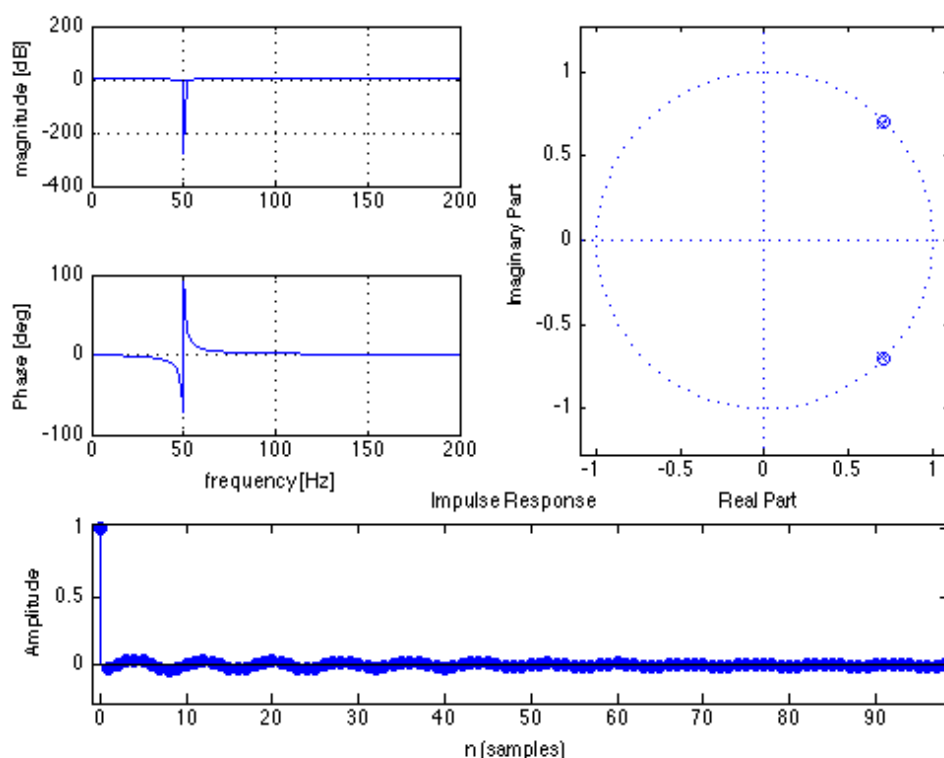
Obr. 19 Záznam nefiltrovaného signálu EKG muže ve věku 24 let.

3.3.1. Filtrace signálu EKG

K filtraci signálu jsem použil tři druhy filtrů potlačující základní typy rušení EKG signálu, tak jak byly popsány v kapitole 2.2.2.

Filtrace síťového rušení

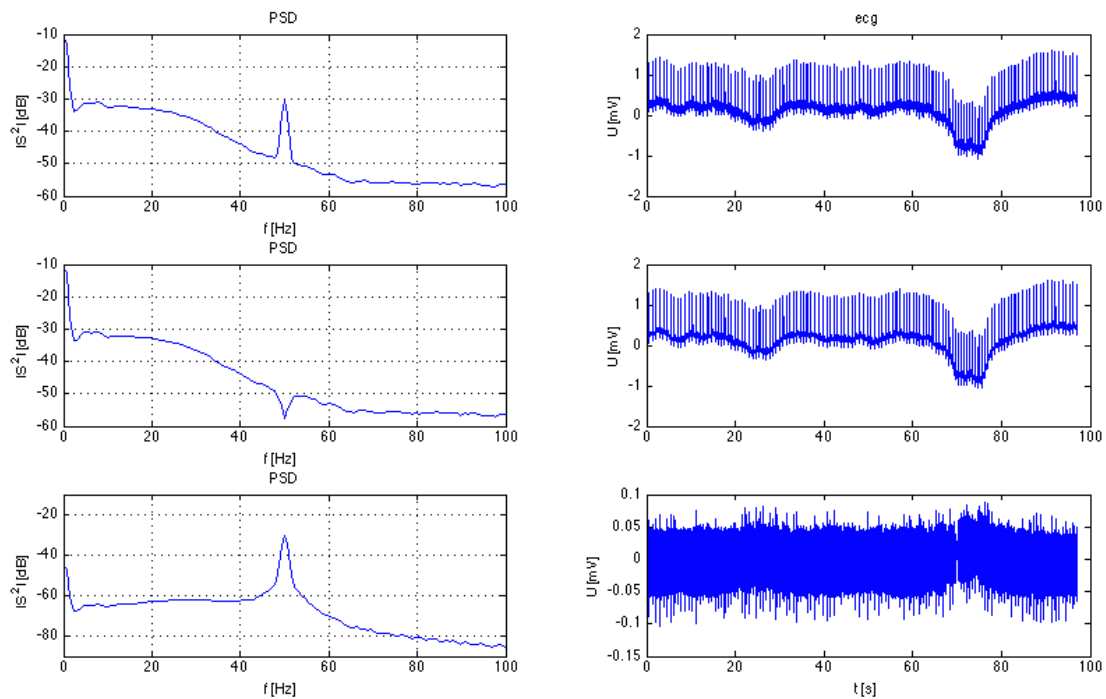
K filtraci rušení vyvolaného indukci el. napětí z rozvodů elektrických sítí jsem použil filtrování úzkopásmovým filtrem bikvadem s pásem potlačení nastaveným na 50 Hz (to odpovídá frekvenci el. rozvodů používaných v Evropě). Na obrázku 20 je znázorněna amplitudová a fázová charakteristika bikvad filtru na 50 Hz, rozložení pólů a nul a impulsní odezva.



Obr. 20 Amplitudová a fázová charakteristika bikvad filtru pro filtraci na frekvenci 50 Hz, impulsní odezva a rozložení pólů a nul.

Na obrázku 21 je zobrazeno výkonové spektrum vypočteno Welchovou metodou [dB], na obrázku je zaznamenán původní signál, filtrovaný signál a signál vypočtený jako rozdíl nefiltrovaného a signálu po filtraci bikvad filtrem na 50 Hz. Z obrázku je patrné rušení signálu před filtrací na frekvenci 50 Hz, při bližším zkoumání je možné nalézt rušení i na dalších frekvencích odpovídající lichým harmonickým frekvencím 50 Hz, toto rušení již má mnohem menší amplitudu, a proto jsem se zaměřil pouze na filtraci hlavní složky síťového rušení.

Při hledání vhodného filtru síťového rušení bylo vzato v úvahu i použití hřebenového filtru a použití pásmové zádrže, z této množiny byl zvolen bikvad filtr jako nevhodnější.



Obr. 21 Filtrace bikvad filtrem, po řádcích, signál a odpovídající výkonové spektrum původního (nefiltrovaného signálu), signálu po filtraci bikvad filtrem, rozdílového signálu.

Funkce použitá k filtraci bikvad filtrem se nazývá `bikvad50.m`, použití funkce v prostředí MATLAB je:

```
[sig_out] = bikvad50(sig_in,fs),
```

kde `sig_out` je výsledný filtrovaný signál a `sig_in` vstupní signál určený k filtraci, proměnná `fs` je povinná a předává se pomocí ní hodnota vzorkovací frekvence funkci.

Filtrace širokopásmového rušení

K filtraci vysofrekvenčního rušení jsem použil IIR filtr typu dolní propust' s mezní frekvencí 80 Hz vytvořený v programovém prostředí MATLAB, s řádem 8. Název funkce je `VFIIR.m` a použití funkce je následující:

```
[sig_out] = VFIIR(sig_in,F,fs)
```

kde `sig_out` je výsledný filtrovaný signál a `sig_in` vstupní signál určený k filtraci, proměnná `fs` je povinná a předává se pomocí ní hodnota vzorkovací frekvence

funkci, parametr F udává hodnotu mezní frekvence filtrace (pro EKG byla použita hodnota 80 Hz, pro oscilace 20 Hz).

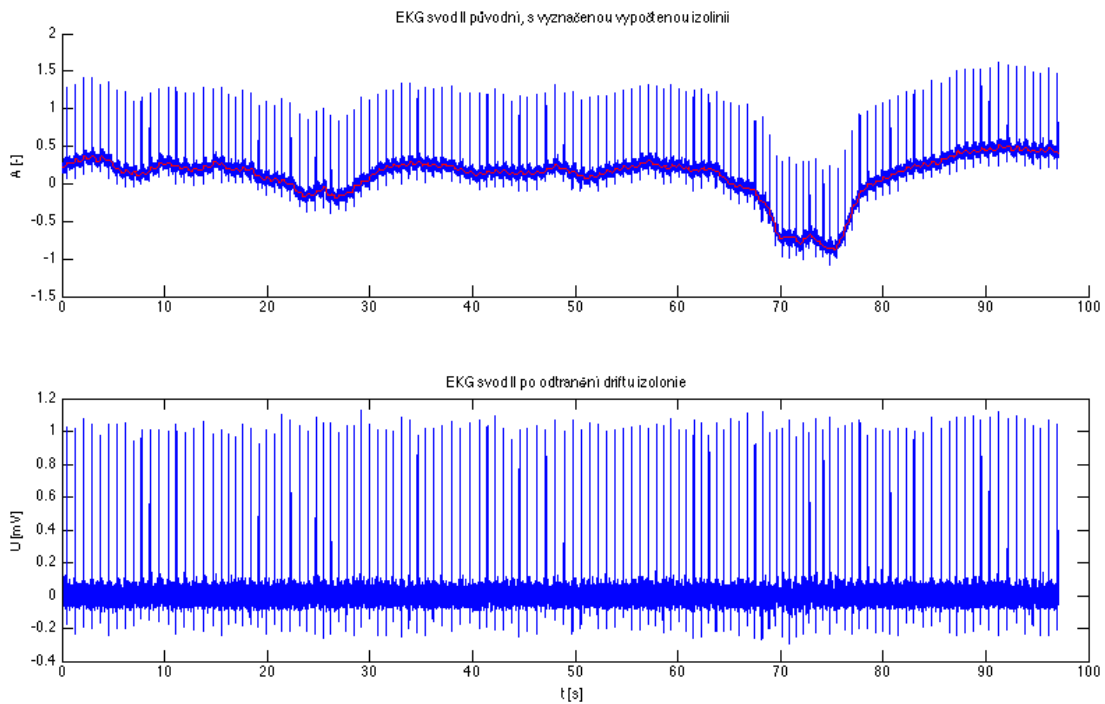
Pro nalezení vhodného způsobu filtrace vysokofrekvenčního rušení byl vzat do úvahy i filtr využívající klouzavých průměrů, při konečné implementaci jsem ale vyhodnotil IIR filtr jako vhodnější.

Odstranění posunu izoliny signálu

K odstranění driftu izoliny jsem využil metody nelineární mediánové filtrace. Princip tohoto postupu spočívá ve využití decimovaného signálu o zvolené vhodné frekvenci (např. 20 Hz), dále se provede mediánová filtrace (to provede faktické odstranění posunutí signálu), vypočtené hodnoty mediánu se poté interpolují na původní vzorkovací frekvenci, následně se hodnota izoliny odečte od signálu s driftem a výsledkem je signál, který má menší posun. Použitá funkce má název `izononlinear.m` a způsob volání je obdobný jako v uvedených případech:

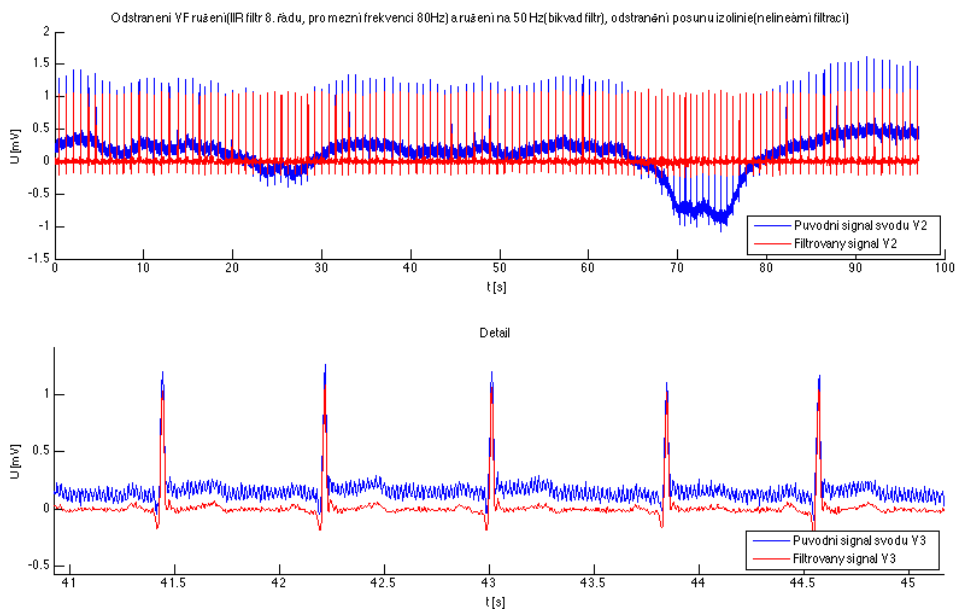
```
[sig_out,izolinie] = izononlinear(sig_in,fs)
```

kde `sig_out` je výsledný filtrovaný signál a `sig_in` vstupní signál určený k filtraci, proměnná `izolinie` obsahuje hodnoty posunutí signálu - izoliny, proměnná `fs` je povinná a předává se pomocí ní hodnota vzorkovací frekvence funkci. Na obrázku 22 je zobrazen signál a odstranění driftu izoliny pomocí uvedené metody. Jak je patrné původní signál značně osciluje, ať už v důsledku procesů na rozhraní elektroda-kůže či jako výsledek pohybu způsobeného dýcháním, apod. Výsledný signál je již bez driftu izoliny a nedošlo k významnému zkreslení.



Obr. 22 Signál EKG před a po odstranění driftu izolinie.

Výsledný filtrovaný signál EKG s uvedenými postupy je na obrázku 23. Jak je patrné signál má zachovány základní charakteristiky signálu EKG, výrazné R-vlny, bez vysokofrekvenčního šumu, bez driftu izolinie.



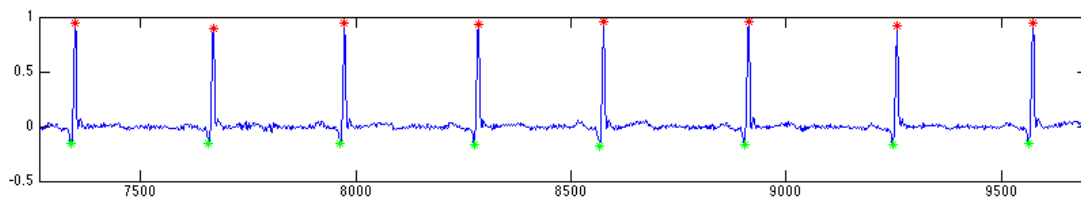
Obr. 23 Záznam svodu II EKG signálu zdravého jedince (bez diagnostikované patologie) před a po filtraci, nahoře celý záznam, dole detail.

3.3.2. Detekce R-vln

Výsledkem filtrace EKG signálu byl záznam v detailu zobrazený na obrázku 24, je patrné, že signál obsahuje významné vlny a úseky EKG křivky, popsané v kapitole 2.2.1. Vzhledem k tomu, že jediným důležitým prvkem EKG křivky, který jsem vyhledával v signálu byla R-vlna, použil jsem k detekci funkci `peakdet.m` [21]. Před hledáním maxim v signálu byla provedena normalizace signálu. Detekované charakteristické body touto metodou jsou vyobrazené na obrázku 24. Při aplikování uvedeného postupu na data pacientů jsem došel k názoru, že při analýze zdravých pacientů, pracuje uvedený postup bezchybně, ovšem při analýze věkové skupiny 65+ jsem zjistil, že většina pacientů má oproti zdravým pacientů a typickému průběhu EKG křivky zápornou hodnotu amplitudy R-vlny, viz. obrázek 25. Z tohoto důvodu jsem k detekci využil algoritmus detekce založený na hledání největší změny v signálu EKG [22] a signál samotný jsem předzpracoval filtrací a místo prostého signálu využil hodnotu výkonu signálu.

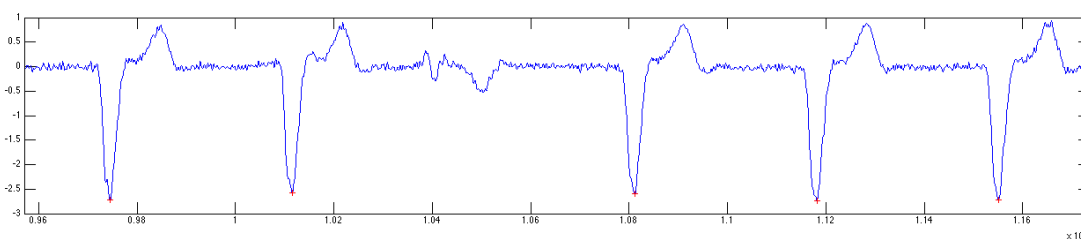
Detekce pomocí funkce `peakdet.m` je založená na hledání extrémů signálu pro zadanou minimální hodnotu rozdílů amplitud. Při použití této funkce na záznam EKG zdravého subjektu jsou výsledky použití této funkce bez chyb, viz. záznam detekce na obrázku 24. Po aplikaci uvedeného postupu na pacienty skupiny 65+ bylo zjištěno, že není postup vhodný vzhledem k tomu, že tito pacienti mají v drtivé většině patologie v záznamu EKG signálu jako např. zápornou amplitudu R-vlny v svodu II i II, opakující absence R-vln a pod. Z toho důvodu byl použit i druhý způsob detekce založený na hledání QRS komplexu v záznamu EKG a následném nalezení extrémů v příslušných QRS úsecích. Komplex QRS byl

nalezen pomocí hledání míst s největší změnou hodnot pomocí výpočtu první derivace signálu.



Obr. 24 Záznam svodu II EKG signálu zdravého pacienta s detekcí R-vln v ORS komplexu.

Na obrázku 25 je záznam svodu II EKG pacienta ve věku 94 let, ze záznamu je patrná záporná amplituda R-vln, i chybějící R-vlna každou třetí srdeční revoluci, na záznamu je detekován předpokládaný počátek srdeční revoluce.



Obr. 25 Záznam EKG signálu pacienta ve věku 94 let, a vyznačené předpokládané začátky srdeční revoluce.

Volání příslušných funkcí `peakdet.m` a `Rdet.m` [22] je následující:

```
[maxtab, mintab]=peakdet(v, delta),
```

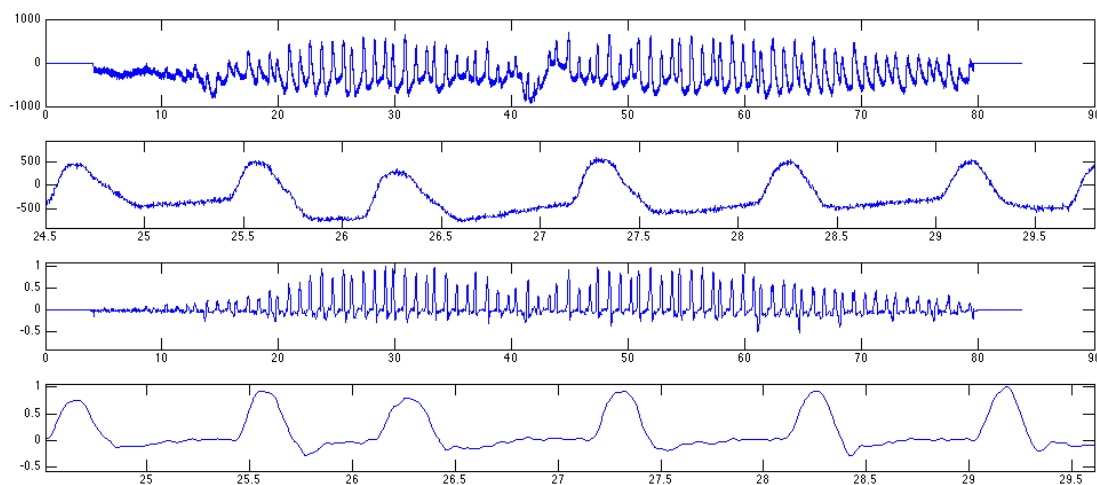
kde `maxtab` a `mintab` jsou výsledné extrémy zaznamenané jako index z vektoru `v` a hodnota jeho z vektoru `v`, `v` je signál určený k detekci, `delta` rozdíl amplitud určených k detekci lokální extrémů.

```
[R]=Rdet(v,fs),
```

kde `R` značí výsledné indexy nalezených R-vln v záznamu EKG, `v` EKG signál, `fs` je vzorkovací frekvence naměřeného signálu.

3.4. Signál oscilací

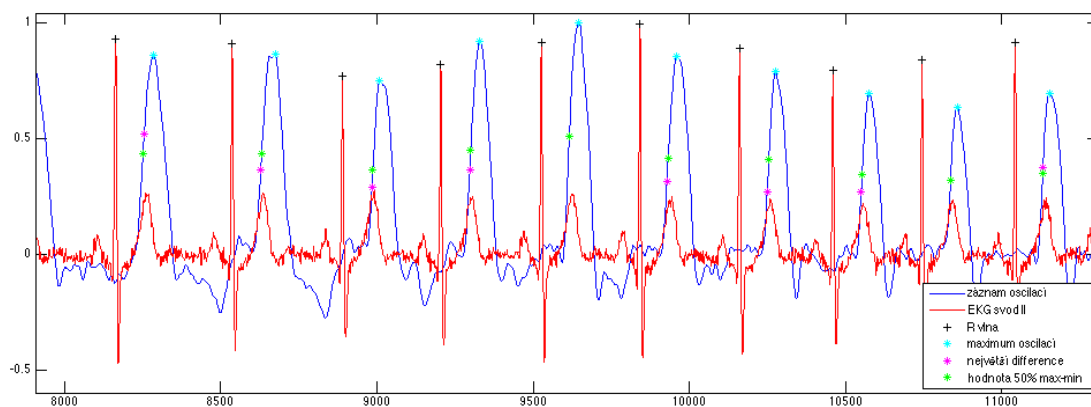
Druhá část stanovení parametru PTT ze záznamu EKG signálu a oscilací manžety oscilometrického tonometru spočívá v nalezení charakteristického bodu, který odpovídá příchodu pulsní vlny do sledované oblasti. Jak je patrné ze záznamu oscilací na obr. 26 opět je možné pozorovat rušení signálu vysokofrekvenčním rušením, driftem izolnie podobně jako u signálu EKG. Při filtraci byly opět použity již představené funkce vytvořené v prostředí MATLAB. Na obr. 26 dole je zobrazen signál oscilací po filtraci. Použitá filtrace signálu spočívala v potlačení vysokofrekvenčního rušení nad mezní frekvencí 20 Hz, odstranění případného rušení el. rozvody na 50 Hz a driftu izolnie metodami popsány v kapitole 3.3.1.



Obr. 26 Záznam oscilací manžety oscilometrického tonometru, na kompletním záznamu jsou patrné dva body největších oscilací odpovídající měření hodnot krevního tlaku při nafukování i vyfukování manžety. Na detailních záznamech je pak patrný vliv filtrace. Nahoře původní signál oscilací a jeho detail, dole signál oscilací po filtraci a jeho detail.

3.4.1 Způsob detekce charakteristického bodu

Vzhledem k tomu, že volba charakteristického bodu na křivce oscilací značí příchod pulsní vlny do arterie ve sledované oblasti má zásadní vliv na hodnoty parametru PTT, implementoval jsem několik metod k jejich detekci. V první fázi analýzy dat – zdravých pacientů jsem použil první metodu sledování charakteristického bodu jako hodnotu 50% (25%) mezi minimální a maximální hodnotou oscilační křivky náležící příslušné srdeční revoluci. V druhé fázi analýzy dat – porovnání dvou věkových skupin jsem použil metody využívající charakteristický bod jako maximum na oscilační křivce, bod s největší změnou (první derivací) a 50% minima-maxima náležící vždy příslušné srdeční revoluci. Na obr. 27 je záznam několika oscilací a příslušné detekované charakteristické body.



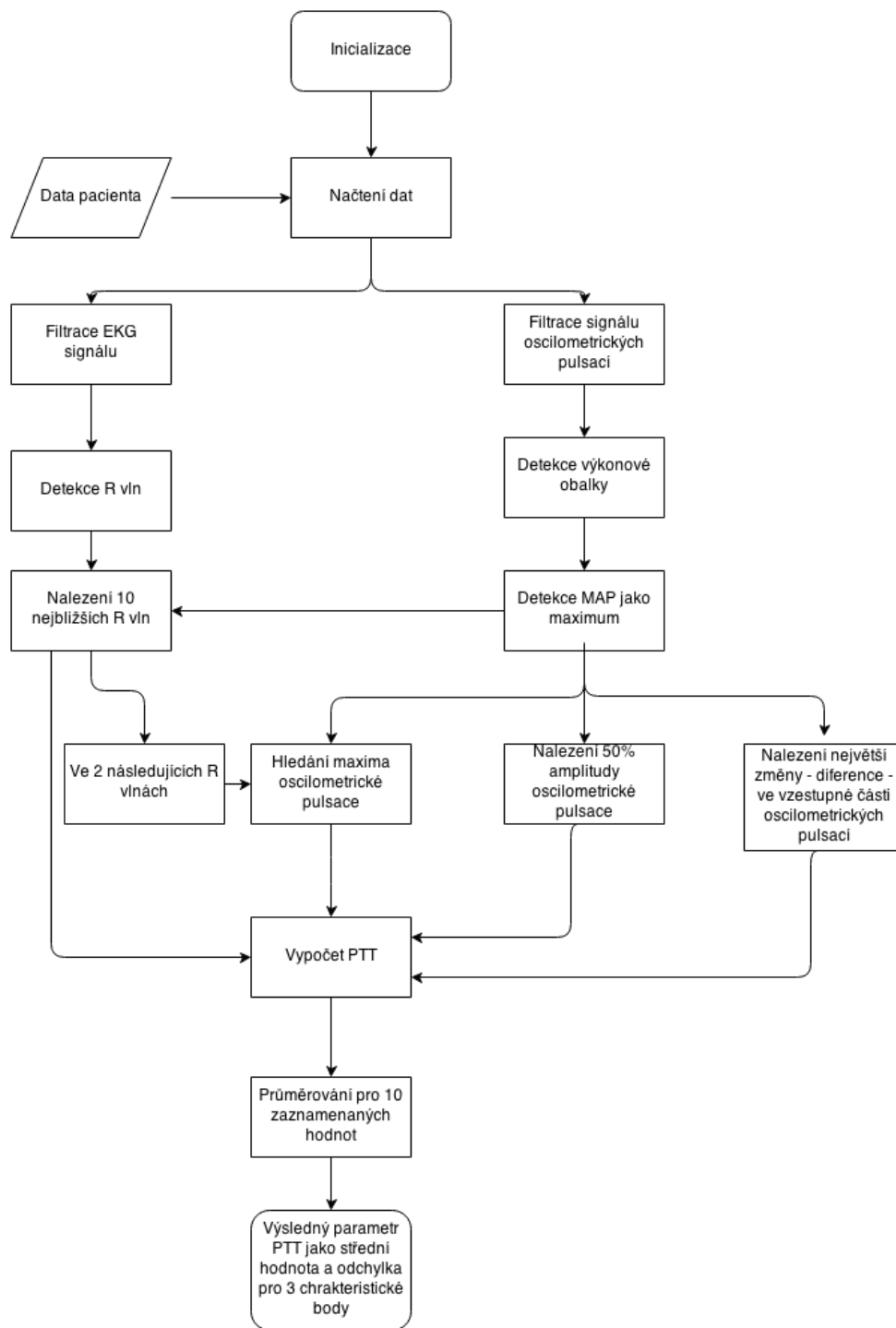
Obr. 27 Záznam oscilací manžety oscilometrického tonometru – modrá a svodu II EKG – červená, detekované R-vlny metodou 1. derivace – černé, maxima oscilací pro každou srdeční revoluci – azurová, 50% hodnoty rozdílu minima a maxima každé periody oscilací – zelená, hodnota největší změny na vzestupné křivce oscilací každé srdeční revoluce – purpurová. Pozn.: V 5. a 9. oscilaci zdánlivě chybí bod detekovaný metodou největší změny oscilací, ve skutečnosti se nachází přesně ve stejném vzorku jako 50 % hodnoty min-max.

Hodnota 50% (25%) maxima-minima

Pro porovnání parametru PTT získaného ze záznamu pletysmografu a oscilometrických pulsací byla použita pouze jedna hodnota náležící oscilaci při tlaku v arterii odpovídajícího MAP. K nalezení maxima byla využita funkce `peakdet.m` [21]. Hodnota 50% (25%) amplitudy oscilace byla nadále vypočtena ze znalosti hodnoty minima na křivce oscilací v době mezi příslušnou R-vlnou a maximem oscilací. Nalezená hodnota odpovídající amplitudy byla interpolována na hodnoty oscilací a tak byl určen vzorek v záznamu nejvíce odpovídající hledanému bodu. Postup stanovení parametru PTT je znázorněn na obrázku 28.

Maximum, největší změna a 50% hodnota amplitudy

V druhé fázi analýzy dat bylo k určení parametru PTT využito vždy 10 srdečních revolucí v okolí bodu MAP na křivce oscilací, tak aby se minimalizovala chyba měření. V záznamu oscilací byly vyhledány body maxima, vždy v úsecích mezi jednotlivými R-vlnami. Následně byla vypočtena hodnota amplitudy odpovídající hodnotě 50%, ta byla interpolována na hodnoty záznamu oscilací, aby byl nalezen bod odpovídající této hodnotě amplitudy. V posledním kroku byl nalezen vzorek na záznamu oscilací ve vzestupné části, který odpovídá největší změně – diferenci. Postup detekce je znázorněn na obrázku 28.



Obr. 28 Schéma popisující použití jednotlivých kroků při detekci a stanovení parametru PTT pomocí tří charakteristických bodů na křivce.

4. Výsledky aplikace algoritmů

V předešlé kapitole byly prezentovány rozličné způsoby předzpracování a filtrace sledovaných signálů a také metody detekce charakteristických bodů na příslušných záznamech. Tato kapitola představuje výsledky použitých metod na soubor dat získaný v průběhu let 2012 – 2013 v rámci výzkumného projektu [19].

4.1. Analýza PTT parametru ze záznamu oscilací a pletysmografu

Při snaze ověřit, jakým způsobem hodnota zpoždění pulsní vlny spočtená ze záznamu oscilací manžety oscilometrického tonometru odpovídá běžným hodnotám, jsem vytvořil způsob detekce pulsní vlny použitý v běžně dostupných přístrojích určených ke stanovení parametru PTT pomocí záznamu fotopletysmografu. Tyto přístroje, jak bylo uvedeno v kapitole 3.1, využívají charakteristického bodu PPG křivky o hodnotě 25% nebo 50% rozdílu bodu maxima křivky PPG a minima PPG křivky příslušející jedné srdeční revoluci. Naměřené hodnoty parametru PTT s použitím referenčního bodu pro hodnoty 25% a 50% jsou uvedeny v tabulkách 5 a 6. Pro jednotlivé pacienty byla sledována hodnota parametru PTT spočítaného ze záznamu křivky PPG dle zvoleného kritéria. Ze záznamu byla jako odpovídající hodnota brána hodnota průměrná ze všech validních hodnot. Vzhledem k tomu, že záznam dat měření obsahoval měření všech signálů při nafukování i vyfukování manžety, bylo potřeba vybrat jen příslušné úseky, kde signál PPG byl měřitelný – při tlaku v manžetě nad systolický tlak neprobíhaly pulsace krve až k místu detekce. K detekovaným pulsům v křivce PPG byly poté přiřazeny odpovídající počátky

srdeční revoluce ze signálu EKG. Hodnota parametru PPT ze záznamu oscilací OSC PTT byla pořízena opět jako hodnota 25%/50% pro oscilace odpovídající střednímu arteriálnímu tlaku, postup nalezení těchto oscilací je uveden v předchozí kapitole. Volba těchto oscilací vychází z předpokladu, že při krevním tlaku odpovídajícího MAP je zároveň hodnota transmuralního tlaku nulová a přenos oscilací mezi systémem manžety a cévního řečiště probíhá s nejmenším útlumem. Tato metoda se ukázala jako vhodná pro zdravé pacienty ve věkové skupině 21-25 let, ale zcela nevyhovující pro věkovou skupinu 65+. Přesto tento soubor měření pomohl k ověření, zda je možné tlakové oscilace manžety a následné spočítání parametru PTT porovnávat s měřením parametru PTT pomocí metody využívající signál PPG. Pokud by zpoždění mezi jednotlivými oblastmi měření odpovídala předpokládané době trvání průchodu pulsní vlny mezi arterie brachialis a distální části arterie radialis, tak by bylo možné ze znalosti vzdálenosti určit parametr PWV, viz. kapitola 2.4.

Předpokládané doby zpoždění mezi těmito oblastmi zájmu je možné určit z obvyklých vzdáleností a fyziologických hodnot parametru PWV. Při očekávané vzdálenosti 0,4-0,5 m a hodnotách PWV pro muže a ženy zároveň v rozsahu 6,1–10,7 m/s [23] vychází hodnota zpoždění jako 47–65 ms. Z porovnání hodnoty zpoždění PTT je patrné, že je tato hodnota až dvojnásobná a není tak možné hodnoty parametru PPT stanovené zmíněnými metodami mezi sebou porovnávat.

Pro referenční hodnotu 50% vyšel rozsah zpoždění ve sledované skupině 86 – 139 ms a pro referenční hodnotu 25% 88 – 138 ms. Porovnáním hodnot parametru PTT stanovených jednotlivými metodami (25% vs 50%) se navíc

ukázalo, že parametr PTT je v průměru o 25 ms větší při použití metody 50% u obou signálů jak oscilací (24 ± 5 ms) manžety tak záznamu PPG (25 ± 3 ms), konkrétní hodnoty jsou v závorkách.

identifikátor pacienta	Plety PTT [ms]			OSC PTT N[ms]		Koef [-]
	Min	Mean	Max	MAP1	MAP2	
871116_NIMES_13-04-30_12-53-48	0,333	0,363	0,403	0,223	0,238	1,58
880309_NIMES_13-04-30_10-44-11	0,333	0,360	0,418	0,233	0,253	1,48
881010_NIMES_13-04-30_10-37-00	0,315	0,343	0,425	0,220	0,223	1,55
881015_NIMES_13-04-30_10-03-20	0,298	0,313	0,348	0,208	0,205	1,52
881020_NIMES_13-04-30_10-32-32	0,315	0,355	0,460	0,248	0,240	1,46
890213_NIMES_13-04-30_12-23-11	0,285	0,303	0,333	0,173	0,183	1,70
890326_NIMES_13-04-30_09-45-10	0,320	0,345	0,388	0,215	0,218	1,60
890514_NIMES_13-04-30_12-16-52	0,280	0,305	0,353	0,203	0,200	1,52
890529_NIMES_13-04-30_09-31-46	0,315	0,353	0,433	0,233	0,235	1,51
890610_NIMES_13-04-30_10-28-14	0,288	0,330	0,408	0,215	0,225	1,50
890920_NIMES_13-04-30_13-18-30	0,315	0,350	0,383	0,233	0,240	1,48
895710_NIMES_13-04-30_12-42-39	0,280	0,323	0,408	0,238	0,225	1,39
895821_NIMES_13-04-30_12-37-24	0,258	0,285	0,415	0,190	0,198	1,47
896207_NIMES_13-04-30_09-51-37	0,275	0,300	0,330	0,198	0,203	1,50
896219_NIMES_13-04-30_09-57-26	0,258	0,293	0,338	0,188	0,195	1,53
900310_NIMES_13-04-30_09-41-07	0,278	0,298	0,335	0,195	0,205	1,49
900326_NIMES_13-04-30_12-27-23	0,325	0,365	0,420	0,238	0,263	1,46
900331_NIMES_13-04-30_10-48-01	0,315	0,335	0,383	0,243	0,245	1,37
900403_NIMES_13-04-30_10-14-34	0,330	0,360	0,400	0,220	0,223	1,63
900426_NIMES_13-04-30_10-20-17	0,338	0,358	0,385	0,248	0,250	1,44
900706_NIMES_13-04-30_12-59-56	0,300	0,323	0,358	0,238	0,220	1,41
900712_NIMES_13-04-30_12-47-21	0,325	0,350	0,390	0,228	0,240	1,50
905129_NIMES_13-04-30_13-15-07	0,253	0,278	0,305	0,173	0,183	1,56
905826_NIMES_13-04-30_13-06-58	0,275	0,300	0,335	0,225	0,203	1,40
905901_NIMES_13-04-30_10-08-40	0,268	0,283	0,290	0,190	0,190	1,49

Tab. 5 Tabulka změřených parametrů PTT ze záznamu křivky PPG a oscilací OSC pomocí metody 50% hodnoty min-max, viz. kapitola 2.5. Koef poměr mezi referenčními hodnotami PLETY PTT (střední hodnota) a OSC PTT (střední hodnota pro MAP1 a MAP1).

identifikátor pacienta	Plety PTT [ms]			OSC PTT [ms]		Koef [-]
	Min	Mean	Max	MAP1	MAP2	
871116_NIMES_13-04-30_12-53-48	0,315	0,338	0,373	0,200	0,215	1,63
880309_NIMES_13-04-30_10-44-11	0,308	0,333	0,385	0,215	0,238	1,47
881010_NIMES_13-04-30_10-37-00	0,285	0,315	0,398	0,188	0,200	1,63
881015_NIMES_13-04-30_10-03-20	0,270	0,283	0,308	0,188	0,185	1,52
881020_NIMES_13-04-30_10-32-32	0,288	0,328	0,430	0,223	0,213	1,51
890213_NIMES_13-04-30_12-23-11	0,260	0,273	0,298	0,145	0,158	1,80
890326_NIMES_13-04-30_09-45-10	0,293	0,315	0,355	0,193	0,188	1,66
890514_NIMES_13-04-30_12-16-52	0,255	0,280	0,328	0,183	0,180	1,54
890529_NIMES_13-04-30_09-31-46	0,290	0,330	0,410	0,210	0,213	1,56
890610_NIMES_13-04-30_10-28-14	0,255	0,303	0,385	0,195	0,205	1,51
890920_NIMES_13-04-30_13-18-30	0,293	0,323	0,348	0,210	0,218	1,51
895710_NIMES_13-04-30_12-42-39	0,255	0,298	0,378	0,210	0,200	1,45
895821_NIMES_13-04-30_12-37-24	0,230	0,260	0,378	0,168	0,178	1,51
896207_NIMES_13-04-30_09-51-37	0,253	0,278	0,305	0,178	0,178	1,56
896219_NIMES_13-04-30_09-57-26	0,238	0,278	0,368	0,160	0,173	1,67
900310_NIMES_13-04-30_09-41-07	0,255	0,278	0,348	0,173	0,183	1,56
900326_NIMES_13-04-30_12-27-23	0,295	0,343	0,320	0,220	0,240	1,49
900331_NIMES_13-04-30_10-48-01	0,290	0,310	0,350	0,218	0,218	1,43
900403_NIMES_13-04-30_10-14-34	0,308	0,338	0,373	0,198	0,203	1,69
900426_NIMES_13-04-30_10-20-17	0,310	0,330	0,358	0,225	0,230	1,45
900706_NIMES_13-04-30_12-59-56	0,278	0,300	0,335	0,220	0,205	1,41
900712_NIMES_13-04-30_12-47-21	0,298	0,323	0,353	0,210	0,215	1,52
905129_NIMES_13-04-30_13-15-07	0,233	0,255	0,280	0,153	0,163	1,62
905826_NIMES_13-04-30_13-06-58	0,250	0,270	0,298	0,138	0,143	1,93
905901_NIMES_13-04-30_10-08-40	0,243	0,258	0,268	0,165	0,173	1,53

Tab. 6 Tabulka změřených parametrů PTT ze záznamu křivky PPG a oscilací OSC pomocí metody 25% hodnoty min-max, viz. kapitola 2.5. Koef poměr mezi referenčními hodnotami PLETY PTT (střední hodnota) a OSC PTT (střední hodnota pro MAP1 a MAP1).

4.2. Analýza PTT parametru změřeného z oscilometrických pulsací

identifikátor pacienta	OSC PTT [s]					
	R_MAX		R_DIF		R_50(MAX-MIN)	
	Mean	std	Mean	std	Mean	std
871116_NIMES_13-04-30_12-53-48	0,299	0,020	0,226	0,006	0,230	0,008
880309_NIMES_13-04-30_10-44-11	0,294	0,012	0,235	0,007	0,237	0,004
881010_NIMES_13-04-30_10-37-00	0,298	0,017	0,226	0,011	0,225	0,006
881015_NIMES_13-04-30_10-03-20	0,266	0,011	0,202	0,005	0,207	0,002
881020_NIMES_13-04-30_10-32-32	0,319	0,016	0,249	0,013	0,246	0,006
890213_NIMES_13-04-30_12-23-11	0,249	0,009	0,184	0,008	0,191	0,004
890326_NIMES_13-04-30_09-45-10	0,280	0,009	0,215	0,007	0,223	0,007
890514_NIMES_13-04-30_12-16-52	0,258	0,003	0,193	0,005	0,203	0,003
890529_NIMES_13-04-30_09-31-46	0,295	0,009	0,225	0,006	0,234	0,005
890610_NIMES_13-04-30_10-28-14	0,284	0,015	0,227	0,010	0,226	0,008
890920_NIMES_13-04-30_13-18-30	0,311	0,030	0,233	0,016	0,242	0,014
895710_NIMES_13-04-30_12-42-39	0,293	0,015	0,218	0,015	0,220	0,006
895821_NIMES_13-04-30_12-37-24	0,254	0,006	0,196	0,007	0,202	0,006
896207_NIMES_13-04-30_09-51-37	0,275	0,022	0,192	0,013	0,198	0,009
896219_NIMES_13-04-30_09-57-26	0,290	0,021	0,188	0,015	0,200	0,007
900310_NIMES_13-04-30_09-41-07	0,268	0,025	0,199	0,007	0,198	0,004
900326_NIMES_13-04-30_12-27-23	0,309	0,013	0,238	0,008	0,243	0,007
900331_NIMES_13-04-30_10-48-01	0,307	0,018	0,241	0,014	0,240	0,007
900403_NIMES_13-04-30_10-14-34	0,299	0,013	0,227	0,007	0,231	0,005
900426_NIMES_13-04-30_10-20-17	0,327	0,014	0,250	0,012	0,253	0,007
900706_NIMES_13-04-30_12-59-56	0,310	0,016	0,231	0,009	0,233	0,006
900712_NIMES_13-04-30_12-47-21	0,270	0,014	0,200	0,005	0,206	0,004
905129_NIMES_13-04-30_13-15-07	0,244	0,015	0,176	0,004	0,181	0,004
905826_NIMES_13-04-30_13-06-58	0,326	0,020	0,203	0,046	0,213	0,018
905901_NIMES_13-04-30_10-08-40	0,264	0,016	0,193	0,009	0,195	0,004

Tab. 7 Tabulka vypočtených parametrů PTT pro věkovou skupinu 20-25 let, R_MAX – charakteristický bod odpovídající maximu oscilací, R_DIF – bod odpovídající největší změně, R_50 – bod odpovídající 50% rozdílů amplitud maxima – minima, Mean – značí střední hodnotu každého parametru 10 srdečních revolucí, std – značí směrodatnou odchylku pro danou hodnotu.

Další část analýzy dat pacientů spočívala ve stanovení parametru PTT ze záznamu oscilací dvou věkových skupin (20-25 let a 65+). Parametr PTT byl pro obě sledované skupiny stanoven pomocí tří způsobů, popsanych v kapitole 3.4.1.

V tabulce 7 jsou zaznamenány hodnoty parametru PTT pro všechny tři použité

charakteristické body jako průměrná hodnota z 10 záznamů srdečních revolucí pro 1. věkovou skupinu, v tabulce 8 pro skupinu 65+. Tabulka 9 srovnává některé statistické údaje sledovaných hodnot.

ID	OSC PTT [s]					
	R_MAX		R_DIF		R_50(MAX-MIN)	
	Mean	std	Mean	std	Mean	std
185321_NIMES_13-09-19_08-43-38	0,367	0,212	0,268	0,197	0,208	0,013
205828_NIMES_13-09-19_12-21-53	0,309	0,005	0,249	0,032	0,214	0,018
225106_NIMES_13-09-19_08-36-00	0,288	0,008	0,222	0,015	0,216	0,010
230105_NIMES_13-09-19_08-28-12	0,352	0,014	0,275	0,008	0,279	0,006
235719_NIMES_13-09-19_09-12-01	0,294	0,020	0,207	0,018	0,210	0,008
235830_NIMES_13-09-19_09-32-05	0,328	0,014	0,249	0,023	0,243	0,015
236225_NIMES_13-09-19_08-10-24	0,240	0,010	0,189	0,011	0,177	0,006
261119_NIMES_13-09-19_08-53-02	0,261	0,008	0,179	0,017	0,188	0,007
265405_NIMES_13-09-19_09-38-25	0,306	0,003	0,252	0,016	0,232	0,003
265421_NIMES_13-09-19_10-04-44	0,332	0,020	0,254	0,020	0,247	0,014
270501_NIMES_13-09-19_11-22-03	0,361	0,018	0,285	0,018	0,281	0,010
290328_NIMES_13-09-19_10-52-55	0,322	0,006	0,208	0,007	0,207	0,005
305316_NIMES_13-09-19_11-44-35	0,322	0,023	0,230	0,028	0,228	0,020
305327_NIMES_13-09-19_09-51-34	0,296	0,025	0,200	0,008	0,215	0,007
305409_NIMES_13-09-19_11-13-46	0,284	0,008	0,211	0,032	0,196	0,010
315117_NIMES_13-09-19_09-58-07	0,271	0,007	0,197	0,005	0,203	0,003

Tab. 8 Tabulka vypočtených parametrů PTT pro věkovou skupinu 20-25 let, R_MAX – charakteristický bod odpovídající maximu oscilací, R_DIF – bod odpovídající největší změně, R_50 – bod odpovídající 50% rozdílu amplitud maxima – minima, Mean – značí střední hodnotu každého parametru 10 srdečních revolucí, std – značí směrodatnou odchylku pro danou hodnotu.

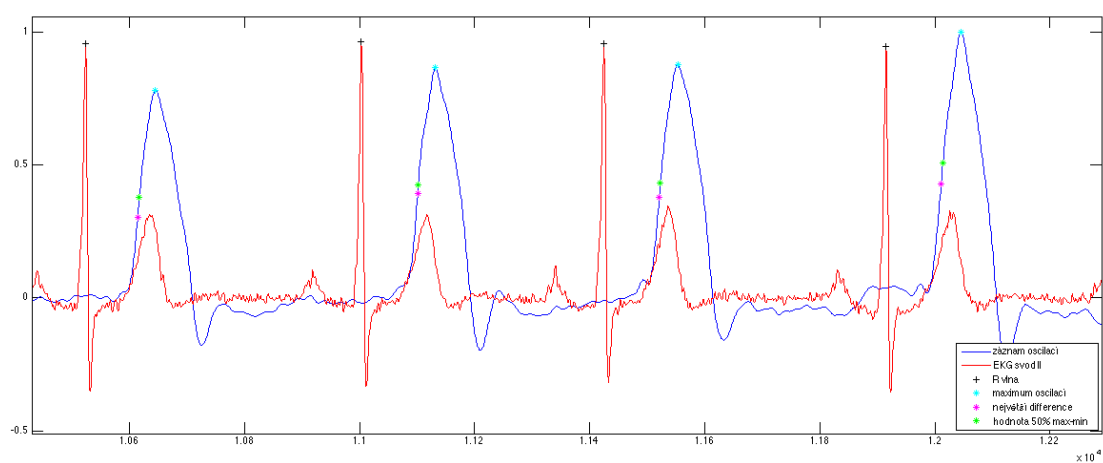
	R_MAX		R_DIF		R_50(MAX-MIN)	
	20-25 let	65+ let	20-25 let	65+ let	20-25 let	65+ let
	[s]					
MIN	0,244	0,240	0,176	0,179	0,181	0,177
MAX	0,327	0,367	0,250	0,285	0,253	0,281
MEAN	0,287	0,308	0,215	0,230	0,219	0,221
STD	0,023	0,034	0,021	0,032	0,020	0,028
MED	0,293	0,307	0,218	0,226	0,223	0,214

Tab. 9 Tabulka parametrů PTT jako souhrn pro obě věkové skupiny, R_MAX – charakteristický bod odpovídající maximu oscilací, R_DIF – bod odpovídající největší změně, R_50 – bod odpovídající 50% rozdílu amplitud maxima – minima, MIN – značí nejmenší hodnotu PTT ve skupině, MAX – značí největší hodnotu ve skupině, Mean – značí

střední hodnotu ve skupině, STD – značí standardní odchylku, MED – značí prostřední hodnotu ve skupině.

Z naměřených hodnot parametru PTT je možné vysledovat, že hodnota PTT pro charakteristický bod odpovídající největší změně odpovídá přibližně i bodu 50 % amplitudy signálu oscilací manžety tonometru, u většiny se ve skutečnosti nacházela alespoň jedna srdeční revoluce, kdy těmto charakteristickým bodům odpovídal stejný vzorek signálu oscilací. Typický záznam oscilací s vyznačenými charakteristickými body a odpovídající záznam EKG s vyznačeným maximem R-vlny je znázorněn na obrázku 29 (detail) nebo 27 (celý záznam 10 sledovaných oscilací, pacient odlišný). Z tohoto záznamu je patrné, že bod největší změny na křivce oscilací není vždy ve stejné části křivky oscilací, ale značně kolísá, naopak bod 50% amplitudy signálu na vzestupné části, je díky filtraci a odstranění driftu izolované takřka stejný. Touto skutečností si také vysvětluji důvod, proč většina komerčních produktů využívá jako charakteristický bod právě 50% amplitudy signálu při stanovení parametru PTT ze záznamu pletysmografu. Na obrázku 30 je záznam typického představitele věkové skupiny 65+, v průběhu oscilací není patrný žádný rozdíl, i charakteristické body jsou detekovány obdobně jako u mladého pacienta, jediným markantním prvkem na záznamech věkové skupiny 65+ je větší rušení v EKG signálu a záporná R-vlna, taková se vyskytovala u většiny pacientů, ale jiní měli záznam EKG v pořádku, důvody tohoto jevu jsem nepokládal za podstatné pro řešení této práce. Z tabulky 9 parametrů PTT pro skupiny i z tabulek 7 a 8 pro jednotlivce je patrné, že parametry PTT získané pomocí charakteristického bodu 50% amplitudy a největší změny si odpovídají a mají malou odchylku v průměru 5 ms a maximálně 12 ms, to odpovídá méně než 2 % (respektive 5%) hodnoty parametru PTT pro věkovou skupinu 20-25 let a průměrná odchylka 13 ms pro věkovou skupinu 65+. Ve skupině 65+ se již

hodnoty největší změny a 50% amplitudy rozcházely více, ale pouze u některých pacientů (tj. dvou), zbytek sledované skupiny již měl průměrnou odchylku 8 ms. I z tohoto důvodu považuji volbu detekce pulsní vlny v oscilometrických pulscích jako rovnocennou. Charakteristický bod maxima oscilací nepovažuji za vhodný k detekci parametru PTT pro pulsní vlnu z důvodu, že maximum oscilací odpovídá době odrazu pulsní vlny v řečišti a dochází tak k násobení jednotlivých vln a není tak možné určit na jakou vzdálenost se tento čas vztahuje.

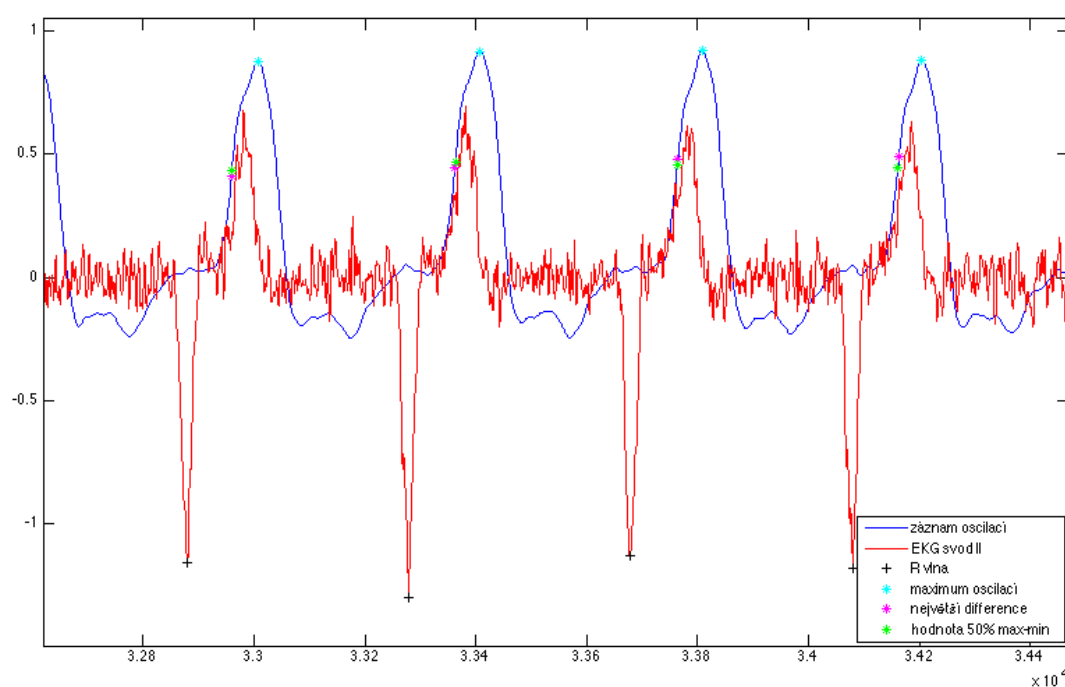


Obr. 29 Detail záznamu oscilací pacienta z věkové skupiny 20-25 let, vybrán prostřední úsek z celkového záznamu vyznačených 10 oscilací, viz. obrázek 27.

Mezi pacienty věkové skupiny 65+ se vyskytoval jeden případ, který mne zaujal průběhem oscilací z toho důvodu, že je v nich jasně patrná amplituda dopředné vlny a následná amplituda násobené vlny, která se vyskytovala u všech ostatních pacientů. V tomto záznamu je tak možné pozorovat, zda charakteristické body odpovídají době příchodu pulsní vlny do sledované oblasti. Vzhledem k tomu, že se jedná o záznam odlišný průběhem křivky od ostatních uvádím ho na obrázku 31.

Jak je ze záznamu na obrázku 31 patrné, charakteristický bod odpovídající největší změně na vzestupné části křivky oscilací se na rozdíl od ostatních

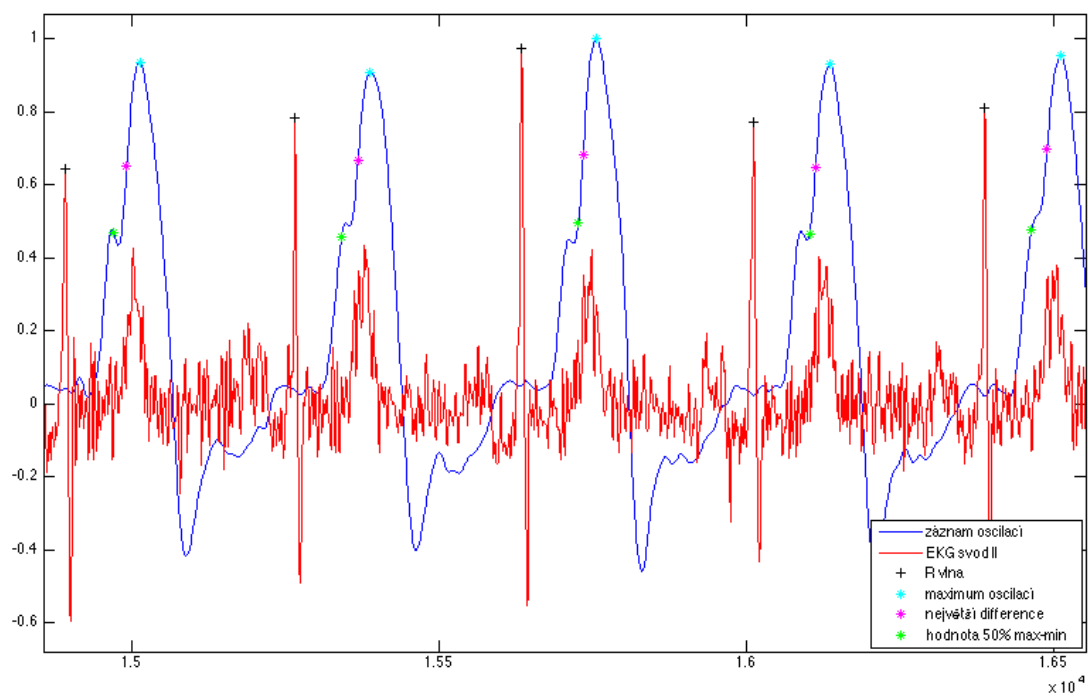
nachází přibližně v hodnotě 75% maximální amplitudy (typicky se nacházel tento bod v hodnotě 50%). Dále je patrné, že hodnota 50% maximální amplitudy se nachází přibližně v místě maxima dopředné pulsí vlny, která není překryta násobenou zpětnou vlnou.



Obr. 30 Detail záznamu oscilací pacienta věkové skupiny 65+, vybrán prostřední úsek záznamu 10 oscilací.

I tato skutečnost může vést k závěru, že volba charakteristických bodů, které byly použity, je vhodná. Je možné předpokládat, že existence nenásobené dopředné pulsí vlny v záznamu zmíněného pacienta značí menší hodnotu parametru PTT než u ostatních sledovaných pacientů, a tak je možné dále předpokládat také vážnější důsledky pro pacienta. Tuto skutečnost by bylo vhodné dále sledovat, a pokud by bylo možné vysledovat obdobný průběh oscilací především ve skupině pacientů s diagnostikovanou patologií stěny cévního řečiště, tak by bylo vhodné přehodnotit postup hledání charakteristického bodu na křivce oscilací, protože byl ale takový průběh

pozorován pouze u jediného z pacientů ve věkové skupině 65+ není možné z tohoto vyvozovat další důsledky.



Obr. 31 Záznam oscilometrických pulsací a EKG křivky, s ojedinělým průběhem oscilací, pacient z věkové skupiny 65+, ID 205828 časová značka 13-09-19_12-21-53.

5. Závěr

Mým úkolem v diplomové práci bylo seznámit se s metodami stanovení hemodynamických parametrů a především s parametrem Pulse Transition Time. Na základě rešerše provedené v této oblasti jsem navrhl dvojici algoritmů.

V první části jsem se zabýval srovnáním hodnot parametru PTT stanovených ze záznamu fotopletysmografu a průběhu pulsací oscilometrické manžety tonometru při využití záznamu EKG signálu jako indikátoru jednotlivých srdečních revolucí. Z naměřených hodnot v datech pacientů (jedinců) ve věku 20-25 let jsem došel k závěru, že pulsní vlna se v záznamu oscilací objevuje dříve než na záznamu fotopletysmografu v odpovídající oblasti měření a to za pomoci znalostí fyziologických hodnot šíření pulsní vlny v tkáních oběhové soustavy zdravého jedince.

V druhé části jsem navrhl algoritmus stanovující parametr PTT ze záznamu pulsací tlaku oscilometrického tonometru a signálu EKG, jehož R-vlna je indikací počátku srdeční revoluce a tím i pulsní vlny, za pomoci třech charakteristických bodů, a to maxima oscilací, bodu největší změny ve vzestupné části oscilační křivky a hodnoty odpovídající 50% hodnoty amplitudy. Ke zvýšení přesnosti a snížení vlivu rušení na konečnou hodnotu parametru bylo provedeno zprůměrování v úsecích více oscilací. Následně bylo provedeno srovnání parametru PTT mezi věkovou skupinou mladých, zdravých jedinců a věkovou skupinou pacientů 65 let a starších. Z naměřených hodnot nebylo možné přesvědčivě určit zda skupina 65+ má parametr PTT významně odlišný od skupiny zdravých jedinců.

Na základě zjištěných výsledků byl představen další možný vývoj algoritmu použitý v této práci s větším zaměřením na pacienty s diagnostikovaným onemocněním cévního řečiště.

6.Literatura

1. ŠKOLNÍ A WEBOVÉ INFORMAČNÍ CENTRUM [online]. [cit. 2014-04-18]. Dostupné z: http://vyuka.zsjarose.cz/index.php?action=lesson_detail&id=432
2. WILHELM, Z. *Stručný přehled fyziologie člověka pro bakalářské studijní programy*. 3. přeprac. vyd. Brno: Masarykova Univerzita, 2005. ISBN 80-210-2837-8.
3. *Studijní materiály pro budoucí zdravotní sestřičky a nejen pro ně* [online]. [cit. 2014-04-17]. Dostupné z: http://www.yarousch.cz/studium/body.php?menu=menu_vnitri_lekarstvi&body=vnitri_lekarstvi/vnitri_lekarstvi_004
4. *Lidské tělo* [online]. [cit. 2014-04-10]. Dostupné z: <http://www.latinsky.estranky.cz/img/mid/128/tepna--rez-.png.jpg>
5. *MOUSECLIQUE* [online]. [cit. 2014-04-10]. Dostupné z: http://mouseclique.jax.org/apoeko_or_ldlrko_mouse_models/
6. HEY, S. et al. *Continuous noninvasive Pulse Transit Time Measurement for Psycho-physiological Stress Monitoring*. Karlsruhe: University of Karlsruhe. https://www.hoc.kit.edu/downloads/PTT_for_stress-measurement_final_2.pdf.
7. TROJAN, S. *Lékařská fyziologie*. 4. vydání. Praha: Grada, 2003. ISBN 80-247-0512-5.
8. *osetrovatelstvi.eu* [online]. [cit. 2014-04-08]. Dostupné z: <http://osetrovatelstvi.eu/>
9. ROZMAN, J. *Elektronické přístroje v lékařství*. 1. vydání. Praha: Academia, 2006. ISBN 80-200-1308-3.
10. *Střední arteriální tlak* [online]. 18. 2. 2009 [cit. 2014-04-02]. Dostupné z: http://wiki.lfp-studium.cz/index.php/Stredn%C3%AD_arteri%C3%AD_tlak
11. CHOBANIAN AV, B. G. B. H. C. W. G. L. I. J. J. J. D. M. B. O. S. W. J. J. R. E. Seventh report of the Joint National Committee on Prevention, Detection, Evaluation, and Treatment Epub, 2003, **42** (6), 1206-52.
12. ISIK, C. *Blood Pressure Measurement. Encyclopedia of Medical Devices and Instrumentation*. John Wiley & Sons, 2006. 0.1002/0471732877.emd038.
13. K.S.THANGAVELU. Frontline Embedded Design Contest - 2008. In: *Anna University* [online]. [cit. 2014-04-02]. Dostupné z: <http://www.frontline-electronics.com/contest/htmlcontest/SubmittedProjects.htm>
14. SMITH, R. P. J. ARGODA a J.L. PÉPIN. Pulse transit time: an appraisal of potential clinical applications. 1999 roč. LIV, s. 452-57. doi:10.1136/thx.54.5.452.
15. GIL, E. R. BAILÓN a J. M. VERGARA. PTT variability for discrimination of sleep apnea related decreases in the amplitude fluctuations 2010, **57** (5), 1079-88. DOI:10.1109/TBME.2009.2037734.
16. TOWNSEND, N. *Oscillometry*. Oxford: 2001. Report. University of Oxford,

Department of Engineering Science.

17. JUNG, D.K. Changes of Pulse Wave Velocity in Arm According to Characteristic Points of Pulse Wave. In: *Convergence Information Technology, 2007. International Conference on*. Gyeongju: 2007, s. 821 - 826. DOI: 10.1109/ICCIT.2007.409.
18. ASMAR, R. Arterial stiffness and pulse wave velocity clinical applications. Elsevier Academic Press, 1999. ISBN 2-84299-148-6.
19. HAVLIK, J. Stanovení hemodynamických parametrů a primární screening aterosklerózy. [online]. 5. 10. 2012 [cit. 2014-03-15]. Dostupné z: http://amber.feld.cvut.cz/wiki/bmiwiki/doku.php?id=projects:sgs2011#stanoveni_hemodynamickych_parametru_a_primarni_screening_aterosklerozy
20. THE MATHWORKS, I. *MATLAB 2012b*. Natick (Massachusetts, United States): 2012.
21. BILLAUER, E. [peakdet] In: *Peak detection using MATLAB* [online]. Israel: 20. 7. 2012 [cit. 2014-02-11]. Dostupné z: <http://www.billauer.co.il/peakdet.html>
22. ČMEJLA, CSC. R. *Biologické signály*. [Přednášky:]. Praha: ČVUT FEL, 2013.
23. KOIVISTOINEN, T. a E. AL. Pulse wave velocity reference values in healthy adults aged 26–75 years. Wiley & Son, Inc. 2007, č. 27, s. 191-6. doi: 10.1111/j.1475-097X.2007.00734.x.
24. MATLAB Central. *Mathworks* [online]. [cit. 2014-04-10]. Dostupné z: <http://www.mathworks.com/matlabcentral>
25. FABIÁN, V. *Neinvazivní měření krevního tlaku založené na oclimetrickém principu*. Praha: 2012. Disertační práce. ČVUT, Fakulta elektrotechnická.
26. BATZEL, J. J. et al. *Cardiovascular and Respiratory Systems - Modelling, Analysis and Control*. Philadelphia: SIAM, 2007. ISBN: 978-0-898716-17-7.
27. WEBSTER, J. G. *Encyclopedia of Medical Devices and Instrumentation*. New Jersey: John Wiley & Sons Ltd. 2006. ISBN: 978-0-471732-87-7.
28. Assessment of arterial stiffness in clinical practice. QJM, **95** (2), 67-74. Dostupné z <http://qjmed.oxfordjournals.org/content/95/2/67.full>.
29. ROZMAN, J. *Elektronické přístroje v lékařství*. Praha: Academia, 2006. ISBN: 80-200-1308-3.
30. VOKURKA, M. a J. HUGO. *Praktický slovník medicíny*. 9. vydání. Praha: Maxdorf, 2008. ISBN: 978-80-7345-159-2.
31. DAUBER, W. *Feneisův obrazový slovník anatomie*. Praha: Grada, 2007. ISBN: 978-80-247-1456-1.