

VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

Fakulta elektrotechniky
a komunikačních technologií

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE



VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY

FAKULTA ELEKTROTECHNIKY A KOMUNIKAČNÍCH TECHNOLOGIÍ

FACULTY OF ELECTRICAL ENGINEERING AND COMMUNICATION

ÚSTAV BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ

DEPARTMENT OF BIOMEDICAL ENGINEERING

VLIV POLOHY TĚLA NA RYCHLOST PULZOVÉ VLNY V HORNÍ KONČETINĚ

INFLUENCE OF POSTURAL CHANGE TO THE PULSE WAVE VELOCITY IN THE UPPER LIMB

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

BACHELOR'S THESIS

AUTOR PRÁCE

AUTHOR

Klára Sakmárová

VEDOUCÍ PRÁCE

SUPERVISOR

Mgr. Jana Svačinová, Ph.D.

BRNO 2021

Bakalářská práce

bakalářský studijní program **Biomedicínská technika a bioinformatika**

Ústav biomedicínského inženýrství

Studentka: Klára Sakmárová

ID: 211211

Ročník: 3

Akademický rok: 2020/21

NÁZEV TÉMATU:

Vliv polohy těla na rychlost pulzové vlny v horní končetině

POKYNY PRO VYPRACOVÁNÍ:

1) Proveďte literární rešerši týkající se PWV u člověka a faktorů, které PWV ovlivňují. Popište vliv změny polohy těla na kardiovaskulární systém. Shrňte klinické využití PWV jako diagnostickou metodu u kardiovaskulárních onemocnění. 2) Vyberte vhodnou metodu rozměření EKG a kontinuálního záznamu krevního tlaku tak, aby bylo možné získat signál PWV tep po tepu. 3) Zpracujte konkrétní matematické postupy vybraných metod. 4) Navrhněte a implementujte programové řešení vybraných postupů v prostředí MATLAB. 5) Použijte zpracovanou metodu na vyhodnocení souboru signálů naměřených na skupině dobrovolníků. Statisticky zpracujte výsledky. 6) Diskutujte výsledky ve vztahu k fyziologii, popřípadě patofyziologii kardiovaskulárního systému.

DOPORUČENÁ LITERATURA:

[1] BOUTOUYRIE, P., P. LACOLLEY, X. GIRERD, L. BECK, M. SAFAR a S. LAURENT, 1994. Sympathetic activation decreases medium-sized arterial compliance in humans. American Journal of Physiology-Heart and Circulatory Physiology [online]. 267(4), H1368–H1376. ISSN 0363-6135.

[2] VONDRA, Vlastimil, Pavel JURAK, Ivo VISCOR, Josef HALAMEK, Pavel LEINVEBER, Magdalena MATEJKOVA a Ladislav SOUKUP, 2016. A multichannel bioimpedance monitor for full-body blood flow monitoring. Biomedizinische Technik. Biomedical Engineering [online]. 61(1), 107–118. ISSN 1862-278X.

Termín zadání: 8.2.2021

Termín odevzdání: 28.5.2021

Vedoucí práce: Mgr. Jana Svačinová, Ph.D.

doc. Ing. Jana Kolářová, Ph.D.
předseda rady studijního programu

UPOZORNĚNÍ:

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

Abstrakt

Táto práca je venovaná tematike rýchlosti pulzovej vlny v hornej končatine na základe zmien polohy tela. V práci je zahrnutá literárna rešerš zo spomenutej oblasti, kde sa sústreďuje hlavne na kardiovaskulárny systém ako celok, na pulzovú vlnu, jej šírenie v ľudskom tele, klinický význam pulzovej vlny a faktory, ktoré ju ovplyvňujú. Vyšetrenie pulzovej vlny sa v súčasnosti stalo dôležitou súčasťou predklinickej diagnostiky aterosklerózy či arteriálnej tuhosti. Vyšetrovanie rýchlosti pulzovej vlny ako aj vyšetrovanie cievneho riečiska v rámci včasnej diagnostiky je veľmi žiaduce na stratifikáciu kardiovaskulárnych ochorení a následnej úmrtnosti. V tejto práci budeme vyhodnocovať rýchlosť pulzovej vlny na základe časovej vzdialenosti medzi kmitom R na EKG a priechodom pulzovej vlny pod tlakovým senzorom umiestneným na prste ruky. V prostredí MATLAB je zhotovené programové riešenie vybraných postupov na rozmeranie EKG a záznamu krvného tlaku tep po tepe. Namerané hodnoty na skupine dobrovoľníkov sú štatisticky spracované a následne diskutované.

Kľúčové slová

EKG, detekcia QRS, kardiovaskulárny systém, krvný tlak, MATLAB, pulzová vlna, rýchlosť šírenia pulzovej vlny

Abstract

This thesis is devoted to the topic of pulse wave velocity in the upper limb based on changes in body position. The work includes a literature search from the mentioned area, where it focuses mainly on the cardiovascular system, the pulse wave, its propagation in the human body, the clinical significance of the pulse wave and the factors that affect it. Pulse wave examination has now become an important part of the preclinical diagnosis of atherosclerosis or arterial stiffness. Examination of the pulse wave velocity as well as examination of the vascular system as part of early diagnosis is highly desirable for the stratification of cardiovascular diseases and subsequent mortality. In this work we will evaluate the speed of the pulse wave based on the time distance between the oscillation R on the ECG and the passage of the pulse wave under the pressure sensor located on the finger. In the MATLAB, a software solution of selected procedures for ECG measurement and blood pressure recording heart rate after heart rate is made. The measured values on a group of volunteers are statistically processed and subsequently discussed.

Keywords

ECG, detection QRS, cardiovascular system, blood pressure, MATLAB, pulse wave, pulse wave velocity

Bibliografická citace

SAKMÁROVÁ, Klára. *Vliv polohy těla na rychlost pulzové vlny v horní končetině*. Brno, 2021, 58 s. Dostupné také z: <https://www.vutbr.cz/studenti/zav-prace/detail/134393>. Bakalářská práce. Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, Ústav biomedicínského inženýrství. Vedoucí práce: Mgr. Jana Svačinová, Ph.D.

Prehlásenie autora o pôvodnosti diela

Meno a priezvisko študenta:	Klára Sakmárová
VUT ID študenta:	211211
Typ práce:	Bakalárska práca
Akademický rok:	2020/21
Téma záverečnej práce:	Vliv polohy těla na rychlost pulzové vlny v horní končetině

Prehlasujem, že svoju záverečnú prácu som vypracovala samostatne pod vedením vedúcej záverečnej práce a s použitím odbornej literatúry a ďalších informačných zdrojov, ktoré sú všetky citované v práci a uvedené v zozname literatúry na konci práce.

Ako autor uvedenej záverečnej práce ďalej prehlasujem, že v súvislosti s vytvorením tejto záverečnej práce som neporušila autorské práva tretích osôb, hlavne som nezasiahla nedovoleným spôsobom do cudzích autorských práv osobnostných a som si plne vedomá následkov porušenia ustanovenia § 11 a nasledujúceho autorského zákona č. 121/2000 Sb., vrátane možných trestnoprávných dôsledkov vyplývajúcich z ustanovení časti druhej, hlavy VI. odsek 4 Trestného zákonníku č. 40/2009 Sb.

V Brne dňa 25. mája 2021

podpis autora

Pod'akovanie

Rada by som sa poďakovala vedúcej bakalárskej práce Mgr. Jane Svačinovej, Ph.D. za konzultácie, metodickú, pedagogickú a odbornú pomoc a ďalšie cenné rady pri spracovaní bakalárskej práce.

V Brne dňa 25. mája 2021

podpis autora

Obsah

ÚVOD	1
1. KARDIOVASKULÁRNY SYSTÉM	2
1.1 FYZIOLÓGIA SRDCA	2
1.2 SRDEČNÝ CYKLUS	3
1.3 CIEVY	4
2. TEÓRIA PULZOVEJ VLNY:	6
2.1 ŠÍRENIE PULZOVEJ VLNY	6
2.2 VÝPOČET RÝCHLOSTI PULZOVEJ VLNY	8
2.3 FAKTORY OVPLYVNÚJÚCE PWV	8
2.4 KLINICKÉ VYUŽITIE PWV	10
3. METÓDY MERANIA PWV	12
3.1 INVAZÍVNE METÓDY	12
3.2 NEINVAZÍVNE METÓDY	13
3.2.1 <i>Výšetrovacie metódy založené na snímaní tlaku</i>	13
3.2.2 <i>Ultrazvukové metódy:</i>	14
3.2.3 <i>Meranie PWV pomocou MRI:</i>	15
3.2.4 <i>CAVI:</i>	15
3.2.5 <i>Viackanálová impedančná pletysmografia:</i>	16
4. VYHODNOTENIE PWV ZA POMOCI EKG A TLAKOVÉHO SENZORU	18
4.1 POPIS EKG SIGNÁLU:	18
4.2 POSTUP PRI SPRACOVANÍ EKG:	20
4.2.1 <i>Predspracovanie :</i>	20
4.2.2 <i>Všeobecný popis detektoru QRS:</i>	21
4.2.3 <i>Vybraté metódy detekcie QRS:</i>	21
5. NAVRHNUTÝ ALGORITMUS	25
5.1 VSTUPNÉ DÁTA	25
5.2 FILTRÁCIA EKG SIGNÁLU	28
5.3 IMPLEMENTOVANÁ DETEKCIA QRS	29
5.4 IMPLEMENTOVANÁ DETEKCIA DIASTOLICKÉHO TLAKU	32
5.5 IMPLEMENTÁCIA NA VÝPOČET PWV	33
6. VYHODNOTENIE VÝSLEDKOV	35
6.1 ŠTATISTICKÉ SPRACOVANIE	36
6.2 DISKUSIA VÝSLEDKOV	41
7. ZÁVER:	43
LITERATÚRA	44
PRÍLOHY	47

ZOZNAM OBRÁZKOV

Obr. 1	Anatómia srdca [3]	2
Obr. 2	Fázy srdcového cyklu [4].....	3
Obr. 3	Vrstvy cievnej steny [7].....	5
Obr. 4	Šírenie pulzovej vlny od srdca k periférii [9]	6
Obr. 5	Výsledná tlaková krivka zložená z dvoch vln [1]	7
Obr. 6	Odlíšny tvar pulzovej krivky vzhľadom na miesto merania [9]	7
Obr. 7	Vplyv veku na pulzovú vlnu [12]	9
Obr. 8	Meranie PWV medzi karotidou a stehennou tepnou [10].....	12
Obr. 9	Tlaková krivka a výstup získaný z artériografu [18]	14
Obr. 10	Spôsob merania CAVI [21]	16
Obr. 11	Umiestnenie a zapojenie napäťových a prúdových elektród na ľudskom tele [22]	17
Obr. 12	Ukážka priebehu pulzovej vlny a súbežne snímaného záznamu EKG [24]	18
Obr. 13	Popis EKG krivky [26]	19
Obr. 14	Záznam nameraného krvného tlaku, oranžová guľička znázorňuje systolický tlak a modrá diastolický tlak	20
Obr. 15	Všeobecný blokový diagram detektoru QRS [28]	21
Obr. 16	Blokové schéma detektoru QRS založeného na umocnení filtrovaného signálu [28]	22
Obr. 17	Blokové schéma detektoru založeného na obálke filtrovaného signálu [28]	23
Obr. 18	Blokové schéma detekcie založenej na prispôsobenej filtrácii [28]	24
Obr. 19	Priebeh signálov od jedného dobrovoľníka	27
Obr. 20	Ukážka vyfiltrovaného signálu, hore je vzorový signál EKG, dole signál s odfiltrovaným kolísaním nulovej izolácie	29
Obr. 21	Spracovaný signál po umocnení	30
Obr. 22	Obálka signálu po Hilbertovej transformácii a umocnení na druhú.....	31
Obr. 23	Výsledná detekcia R kmitov, vyznačená vo vzorovom filtrovanom signáli EKG.....	32
Obr. 24	Výsledná detekcia diastolického tlaku vo vzorovom signáli krvného tlaku	33
Obr. 25	Graf časových rozdielov medzi diastolickým tlakom a R kmitom tep po tepe.....	34
Obr. 26	Krabicový graf pre hodnoty PWV rozdelené podľa skupiny na kontroly a pilotov.....	38
Obr. 27	Krabicový graf všetkých PWV hodnôt od oboch skupín.....	38
Obr. 28	Grafické znázornenie vplyvu interakcie efektov "R1" a "Skupina"	41

ZOZNAM TABULIEK

Tab. 1 Kategorizácia hodnôt PWV (na periférii to môže byť aj viac) [1].....	8
Tab. 2 Tabuľka informácií o dobrovoľníkoch	26
Tab. 3 Tabuľka výsledkov 1.časť	35
Tab. 4 Tabuľka výsledkov 2.časť	36
Tab. 5 Súhrnná tabuľka výsledkov z popisnej štatistiky	37
Tab. 6 Výsledok ANOVY s faktormi "skupina" a "R1"	39
Tab. 7 Fisherov LSD post-hoc test, porovnanie p-hodnôt jednotlivých fázy merania zvlášť pre kontroly a pre pilotov	40
Tab. 8 Fisherov LSD post-hoc test, porovnanie p-hodnôt jednotlivých fázy merania dohromady.....	40

ÚVOD

Vyšetrenie rýchlosti pulzovej vlny (PWV) bolo zaradené medzi hlavné diagnostické procedúry a aj do procesu stratifikácie celkového kardiovaskulárneho rizika. Tieto metódy sú tak súčasťou novodobých trendov v stanovovaní kardiovaskulárneho rizika, posunu od tradičných rizikových faktorov k presnejšej diagnostike stavu kardiovaskulárneho systému, aj u osôb bez klinických príznakov. [1]

Kardiovaskulárne ochorenia sú na celom svete hlavnou príčinou chorobnosti a úmrtnosti. Z tohto dôvodu je liečba a prevencia kardiovaskulárnych ochorení hlavnou prioritou zdravotníctva na celom svete.

Meranie pulznej vlny je jednoduché, neinvazívne a reprodukovateľné. PWV môže byť užitočným nástrojom na výber jedincov s vysokým rizikom vývoja aterosklerózy na základe predklinickej diagnostiky, vrátane vyšetrenia arteriálnej tuhosti.

Bakalárska práca sa zaoberá zmenami rýchlosti pulznej vlny v závislosti na zmenách polohy tela. Túto rýchlosť pulzovej vlny môžeme vyhodnotiť z časovej vzdialenosti medzi kmitom R na EKG a priechodom pulzovej vlny pod tlakovým senzorom umiesteným na prste ruky pacienta.

V kapitole 1 bude spracovávaná literárna rešerš fyziológie kardiovaskulárneho systému. Ďalej bude popísaný teoretický rozbor vzniku pulznej vlny, jej šírenia v ľudskom tele a faktorov, ktoré pulznú vlnu ovplyvňujú. V tretej časti sa zameriame na spôsoby merania pulzovej vlny pomocou rôznych metód. Vo štvrtej časti bude teoretický popis vyhodnocovania pulzovej vlny pomocou EKG signálu a signálu krvného tlaku. Budú tu rozobraté možné matematické postupy pre detekciu QRS komplexu.

Praktická časť bakalárskej práce obsahuje podobný popis postupov nášho navrhnutého algoritmu v prostredí MATLAB, ktorý bol použitý pre detekciu R kmitov a na rozmeranie krvného tlaku. Posledné kapitoly sú venované testovaniu našich metód na záznamoch od skupiny dobrovoľníkov. Výsledky sú štatisticky spracované pomocou programu STATISTICA a na záver diskutované.

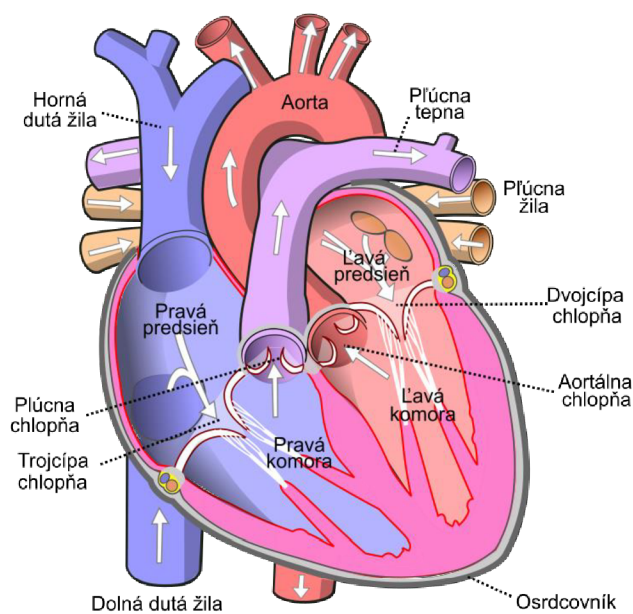
1. KARDIOVASKULÁRNY SYSTÉM

Kardiovaskulárny systém, ako nám už názov napovedá, sa skladá zo srdca a ciev. Srdce svojím sťahom dodáva energiu potrebnú pre vypudenie krvi do ciev, ktoré potom distribuuju živiny do celého tela. Činnosť srdca a krvného riečiska je podstatným článkom pri stálosti vnútorného prostredia. Kardiovaskulárny systém je jedným z troch systémov, ktorých porucha jedinca vedie bezprostredne ku smrti. [2]

1.1 Fyziológia srdca

Srdce sa skladá z dvoch paralelne pracujúcich predsiení a komôr pravej a ľavej. Pracuje ako pumpa a prečerpáva krv zo žíl do srdečných predsiení, z nich do komôr a z komôr do artérií. Jednosmernosť toku krvi zabezpečujú chlopne. Predsiene sú od komôr oddelené cípovitými chlopňami (mitrálna, trikuspidálna). Polmesiačikovité chlopne (aortálna, pulmonálna) sa nachádzajú medzi komorou a cievami. Pre funkciu srdca je dôležitá časová súdržnosť čo znamená, že sa obe predsieni a obe komory sťahujú súčasne. [2]

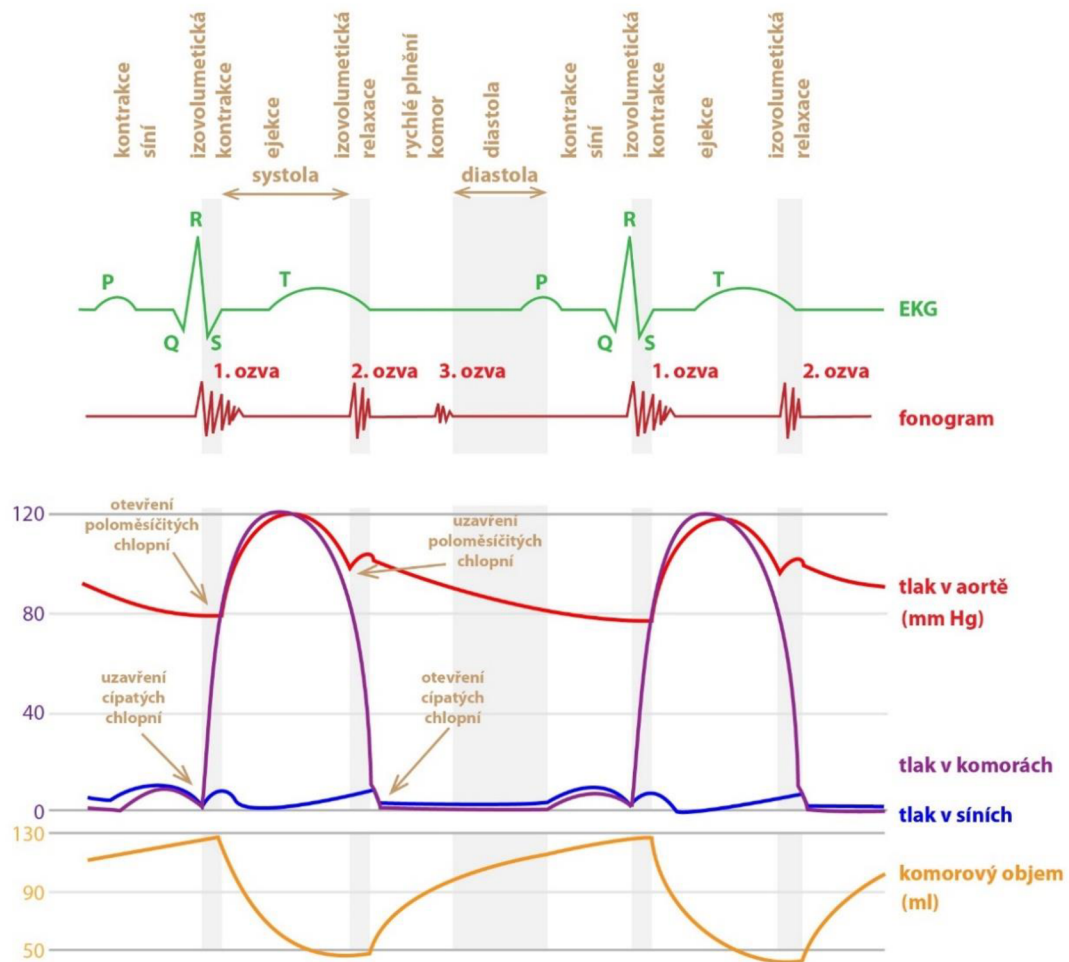
Srdečnú prácu môžeme rozdeliť na dve zložky elektrickú a pracovnú. Medzi nimi je veľmi úzky vzťah pretože elektrické zmeny sú bezprostredne doprevádzané zmenami mechanickými. Nás bude vzhľadom ku téme práce zaujímať mechanická práca srdca - teda tvorba tlakovej vlny a zároveň aj elektrická – QRS komplexy.



Obr. 1 Anatómia srdca [3]

1.2 Srdečný cyklus

Srdečný cyklus nazývaný tiež revolúcia je cyklický dej, ktorý sa neustále opakuje. Srdce ochabne nasaje krv zo žíl, následne sa stiahne a vypudí krv do artérií. Toto ochabnutie, relaxáciu srdca, nazývame diastola a naopak kontrakciu systola. Systola a diastola srdečnej svaloviny mení tlaky v srdečných dutinách v dôsledku čoho je zabezpečené prúdenie krvi označované tiež plnenie srdca behom diastoly a vypudenie krvi pri systole. [2]



Obr. 2 Fázy srdcového cyklu [4]

- **Systola komôr**

Systola komôr má dve fázy. Začína s izovolumickou kontrakciou, tu sa uzatvárajú cípovité chlopne. Tlak v komorách stúpa na hodnoty prevyšujúce tlak v artériách. Tlak v pravej a ľavej komore je rôzny, rozdiel je daný typom riečiska, do ktorého je krv vypudzovaná. Ľavá komora dospelého človeka vytvára až 5x vyšší tlak ako pravá. V aorte

je fyziologická hodnota maximálneho tlaku 120 mmHg. Maximálny fyziologický tlak v a.pulmonaris je 25 mmHg. Komory preto musia generovať tlak o niečo málo vyšší ako je maximálny tlak v artériách, aby sa následne otvorili polmesiačikovité chlopne a krv bude vypudená do artérií. Táto fáza vypudenia sa nazýva ejekčná fáza. [2] [5]

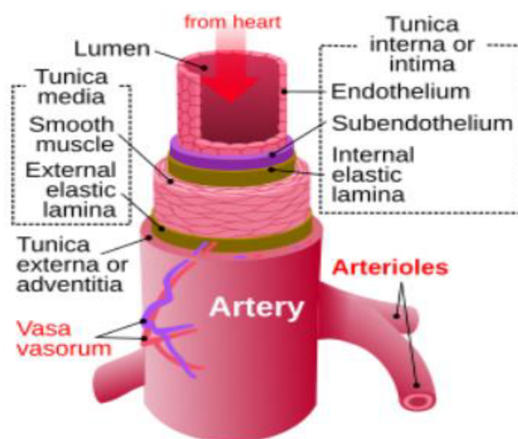
- **Diastola komôr**

Po odznení kontrakcie, srdečný sval rýchlo relaxuje. Behom tejto krátkej doby klesne tlak v komorách a spätný tok krvi z artérií uzavrie polmesiačikovité chlopne. Objem krvi v komorách sa nemení, táto fáza sa nazýva izovolumická relaxácia. Behom tejto fáze klesá tlak v komorách skoro k nulovým hodnotám, tlak v artériách klesá s svojmu minimu. Pre aortu je fyziologické diastolický tlak 80 mmHg a v arteria pulmonaris 10 mmHg. Otvárajú sa atrioventrikulárne chlopne a krv vteká do komôr. To sa deje najprv veľmi rýchlo, fáza rýchleho plnenia, a následne sa plnenie spomaľuje vďaka stúpajúcemu tlaku v komorách, fáza pomalého plnenia. Na túto fázu nadväzuje systola predsiení. [2] [5]

1.3 Cievny

Srdce vypudzuje krv do systému ciev, ktoré ju rozvádzajú späť do srdca. Cievny systém má podobu uzavretej sústavy trubíc, ktorú tvoria tepny a žily. Arteriálna časť krvného obehu privádza okysličenú krv zo srdca a do tkanív a orgánov odkiaľ je následne vedená venóznou časťou späť do srdca. Všetky cievny majú stenu vystlanú endotelom, ktorý je obmývaný krvou. Stena ciev sa v jednotlivých častiach cievneho systému, v závislosti na funkcii a typu danej cievy, líši stavbou a vnútorným priesvitom. Všeobecná stavba arteriálnej cievnej steny je tvorené tromi vrstvami:

- vnútorná strana – tunica interna sa skladá z plochých endotelových buniek podložených sieťou elastických vlákien
- stredná vrstva – tunica media sa skladá z upravenej hladnej svaloviny a je najsilnejšou zložkou tepennej steny
- vonkajšia vrstva – tunica externa je z riedkeho väziva, ktoré spojuje tepnu s okolitými orgánmi. [6]



Obr. 3 Vrstvy cievnej steny [7]

U krvných ciev rozlišujeme: artérie, vény a kapiláry:

Artérie sú cievy, ktoré vedú krv od srdca a práve tieto cievy nás budú v bakalárskej práci zaujímať. Majú pevné a pružné steny, keďže sú vystavené pulzovým nárazom krvi zo srdca.

- Pružník - sú to veľké až stredne veľké artérie, ktoré majú prevahu elastických vlákien nad svalovými. Sú schopné sa elasticky rozťahovať v dobe systoly a dobe diastoly sa naspäť vracajú do pôvodnej veľkosti. Hlavnou funkciou pružníku je znižovať výkyvy tlaku krvi v artériách.
- Artérie svalového typu majú v stene prevahu svalových buniek a sú schopné silnej vazokonstrikcie. Medzi tieto artérie začleňujeme tepny a tepienky, regulujú prítok krvi ku orgánom a tkanivám. Tento typ artérií tvorí periférny odpor, ktorý určuje kam až poklesne krvný tlak. [2] [8]

Kapiláry sú najdôležitejším článkom riečiska, pretože zabezpečujú výmenok látok medzi krvou a tkanivami. V orgánoch tela cez tenkú stenu kapiláry prestupujú do interstícia živiny a O_2 z krvi a opačným smerom prestupujú odpadové látky a CO_2 . [2]

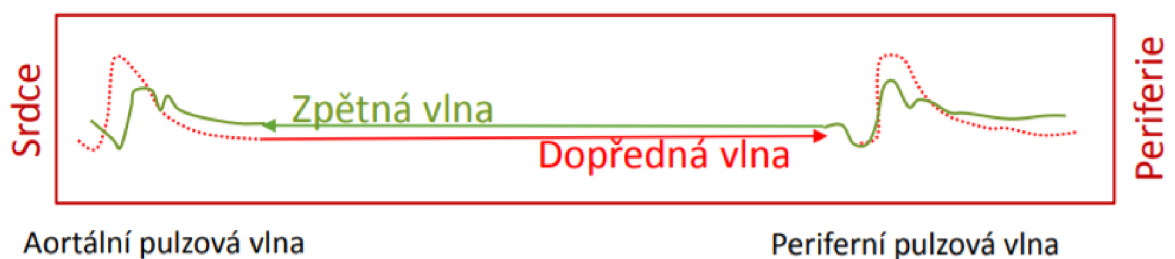
Vény (žily) vedú krv smerom k srdcu. Žily majú tenšiu stenu než artérie, nie sú tak elastické a ich svalovina je slabšia. Krv v žilách má nízky tlak a preto sú podstatné aj vonkajšie vplyvy, ktoré na žily pôsobia. Svaly svojimi sťahmi tlačia zvonku na steny okolitých žíl a posúvajú tak krv. Vnútorňa vrstva stien žíl sa vyklenuje a vytvára tak žilné chlopne, ktoré zaisťujú jednosmerné prúdenie krvi. [2]

2. TEÓRIA PULZOVEJ VLNY:

Pulzová vlna je úzko spätá s priebehom srdečného cyklu, vzniká behom srdečnej činnosti, kde počas systoly dochádza k vypudeniu krvi z ľavej komory do celého tela. Arteriálny systém sa s týmto prudkým vypudением objemu krvi vyrovnáva vďaka compliance ciev. Compliance alebo aj elasticita či poddajnosť ciev je vyjadrená vzorcom : $C = \Delta V / \Delta p$, kde C je compliance, ΔV je zmena objemu a Δp je zmena tlaku. Je to teda schopnosť danej cievy zväčšiť svoj prierez pri zvýšení krvného tlaku v priebehu systolickej fáze. Poddajnosť je daná predovšetkým obsahom elastických vlákien v stene ciev. [5] [9]

2.1 Šírenie pulzovej vlny

Pulzová vlna sa šíri od srdca cez aortálny oblúk až po najmenšie vlásoknice v periférii. Hodnota tlakovej zmeny je na periférii výraznejšia ako v cievach v blízkosti srdca.

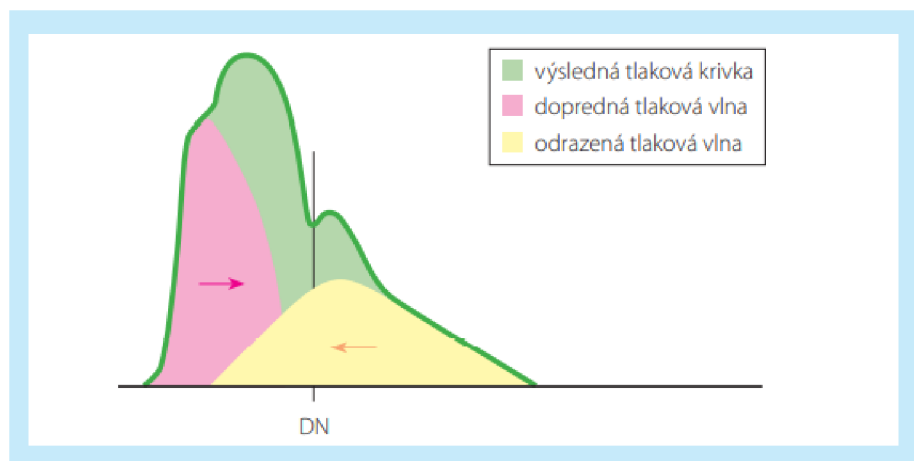


Obr. 4 Šírenie pulzovej vlny od srdca k periférii [9]

Čím je v tepne nižší obsah elastínu a vyšší obsah kolagénu, tým je tuhšia. Okrem toho periférne tepny, ktoré obsahujú viac svaloviny, pretože ich funkciou je regulácia periférnej rezistencie, sú menej poddajné, ako veľké tepny typu aorty, ktorých úlohou je umožniť kontinuálny prietok krvi na perifériu. Z toho vyplýva tzv. amplifikačný fenomén, spočíva v tom, že systolický tlak a pulzový tlak sú fyziologicky na periférii vyššie ako v centrálnych artériách. Rozdiel je približne 14 mmHg. [1]

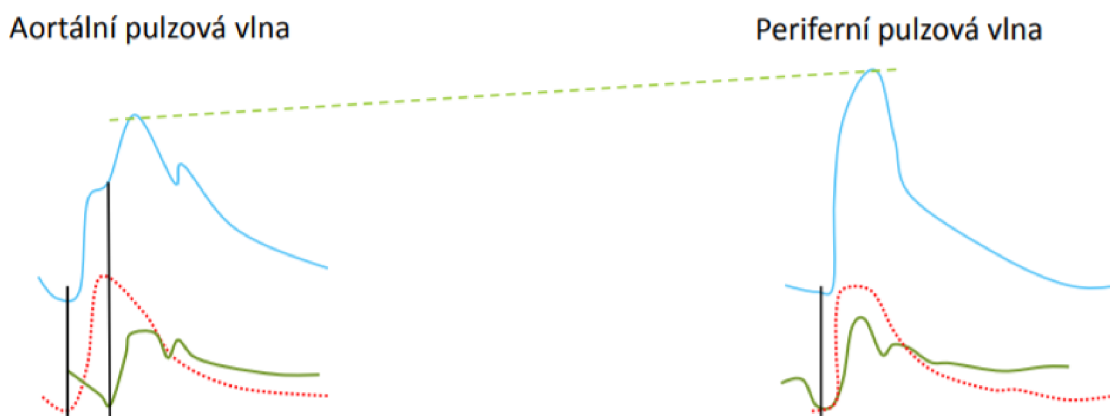
Výsledný tvar pulzovej vlny je sumáciou dvoch vln :

- doprednej, ejekčnej vlny pochádzajúcej z kontrakcie ľavej komory, smeruje od srdca k periférii
- reflektovanej, odrazenej vlny z periférie, ktorá sa vracia stenou cievy späť a ovplyvňuje tak výslednú vlnu



Obr. 5 Výsledná tlaková krivka zložená z dvoch vln [1]

Aortálna a periférna pulzová krivka nadobúdajú iné tvary vzhľadom na ich iné časové intervaly stretnutia doprednej a odrazenej vlny. Rýchlosť pulzovej vlny (*PWV - pulse wave velocity*) smerom ku periférii narastá, je vyššia aj amplitúda periférnej pulzovej vlny. Tvar krivky teda závisí na mieste, na ktorom je meraná. Najmenšia bude z a. radialis a najvyššia bude pri meraní z dorsalis pedis. [9]



Obr. 6 Odlišný tvar pulzovej krivky vzhľadom na miesto merania [9]

2.2 Výpočet rýchlosti pulzovej vlny

Pulzová vlna, vytvorená ľavou srdcovou komorou vypudením krvi do aorty, sa šíri tepnovým riečiskom určitou rýchlosťou. Na jej výpočet využívame základný vzorec pre rýchlosť. Potrebujeme vedieť dráhu a čas, za ktorý sa pulzová vlna dostala cez túto dráhu.

Ak teda poznáme vzdialenosť medzi dvoma bodmi a časový rozdiel kedy sa v nich zaregistruje pulzová vlna, jej rýchlosť potom môžeme vyrátať ako: $PWV = \text{vzdialenosť} / \text{čas}$ v metroch / čas v sekundách. Bližšia kategorizácia hodnôt PWV je v tabuľke č.1.

Tab. 1 Kategorizácia hodnôt PWV (na periférii to môže byť aj viac) [1]

Rýchlosť šírenia aortálnej pulzovej vlny	
Optimálna	menej ako 7 m/s
Normálna	7 m/s až 9,7 m/s
Zvýšená	9,7 m/s až 12 m/s
Abnormálna	viac ako 12 m/s

Treba zdôrazniť, že nejde o prúdenie krvi, ale o šírenie tlakovej vlny. Rýchlosť prúdenia krvi je rádovo nižšia, v cm/sek.

Tieto rýchlosti šírenia pulzovej vlny sa môžu líšiť v závislosti na mieste merania (centrálne/periférna pulzová vlna) a taktiež na štrukturálnych zmenách arteriálnej steny.

2.3 Faktory ovplyvňujúce PWV

Vo všeobecnosti platí, že rýchlosť pulzovej vlny je tým vyššia, čím je vyššia tuhosť tepny. Všeobecne tuhosť tepny je daná jej stavbou. Znamená to, že rýchlosť pulzovej vlny ovplyvňujú najmä vlastnosti vyšetrovanej cievy.

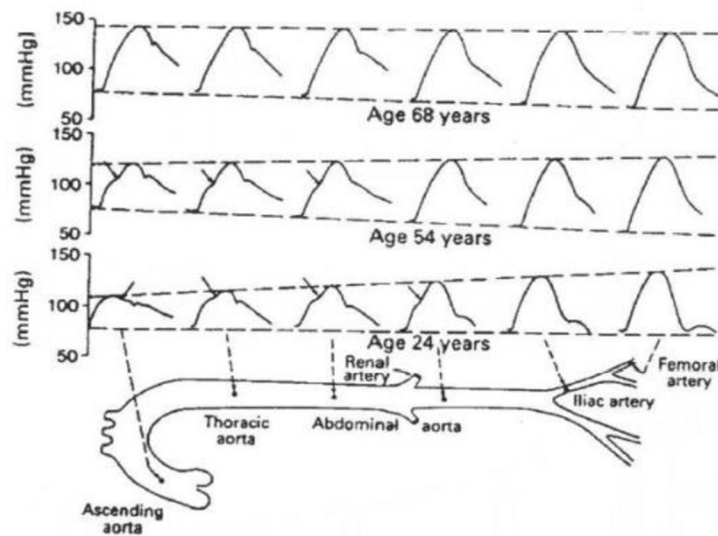
Aorta ako pružníková tepna má pomalší PWV než periférne tepny svalového typu. Zdravá aorta má veľký podiel elastických vlákien a je teda poddajnejšia, za to periférne artérie majú predovšetkým viac svalových vlákien. Tuhosť periférnych artérií je vyššia, ale zároveň aj premenlivý na základe toho, či sú hladné svaly kontrahované alebo dilatované, čo je aj jedným z faktorov ovplyvňujúci PWV. [10]

- Vazokonstrikcia a vazodilatácia – vrstva hladkej svaloviny v artériách je schopná spôsobiť vazokonstrikciu, čo je stiahnutie cievy, čím sa rýchlosť šírenia pulzovej vlny zvýši. Naopak potom môže spôsobiť vazodilatáciu, čo je roztiahnutie cievy, kedy príde ku zníženiu rýchlosti šírenia pulzovej vlny.

Nejde však len o elasticitu cievy, ale aj o arteriálnu geometriu cievy ako je jej polomer a priemer a tiež je podstatná hustota krvi. Samozrejme uplatňujú sa aj ďalšie faktory, ktoré ovplyvňujú PWV. [10]

- Vek – s vyšším vekom sa mení arteriálna stena ciev. Elastické vlákna vykazujú známky zoslabenia a cievy sa stávajú rigidné. Cieva je menej pružná a pulzová vlna sa v nej šíri rýchlejšie. [9]

Fyziologicky, u mladých ľudí s pružnými tepnami sa odrazená vlna prejaví hlavne na diastolickom TK, ktorý zvyšuje, a tak prispieva k lepšiemu plneniu koronárneho riečiska. U starších, ktorých tepny sú tuhšie a periférna rezistencia zvýšená, sa odrazená vlna dostáva do aorty skôr, ešte v čase systoly a následne chýba v diastole. Aj preto títo pacienti majú vysoký systolický tlak a nízky tlak diastolický (izolovaná systolická hypertenzia). [11]



Obr. 7 Vplyv veku na pulzovú vlnu [12]

U starých ľudí je aorta tuhá a teda rýchlosť pulzovej vlny je vyššia. Ako je možné vidieť z obrázku č.7, s rastúcim vekom rýchlosť šírenia pulzovej vlny stúpa.

- Krvný tlak – Pri hypertenzii teda vysokom krvnom tlaku sa zvyšuje rýchlosť pulzovej vlny. Tento predpoklad vychádza z limitných mechanických vlastností cievy. Vysoký krvný tlak je spojený so zvýšenou funkčnou arteriálnou tuhosťou prostredníctvom zvýšenia napätia arteriálnej steny. [13]
- Pohlavie
- Genetické predispozície
- Rôzne iné ochorenia – Príkladom môže byť diabetes mellitus. Je to systémové metabolické ochorenie spojené s hyperglykémiou, ktoré ovplyvňuje PWV niekoľkými spôsobmi. Hyperglykémia je spojená s endoteliálnou dysfunkciou a štrukturálnymi arteriálnymi zmenami. Tieto zmeny na cievnej stene spôsobujú zvýšenie PWV. [14]

Pulzovú vlnu ovplyvňujú aj faktory, ktoré urýchľujú proces tuhnutia tepny, sú to faktory môže sám človek počas svojho života ovplyvniť, poprípade nejako zmeniť životným štýlom. Sú to fajčenie, obezita, fyzická aktivita.

Fyzická aktivita je spojená s nižším systolickým zosilnením pulzu u rôznych artérií a tiež kompenzuje nepriaznivé efekty spojené so starnutím. Vytrvalostné športy sú spojené so zlepšením arteriálnej elasticity.

Obezita je veľkým problémom súčasného života a nie je žiadnym prekvapením, že môže prispievať ku rozvoju niekoľkých závažných ochorení od diabetu cez kardiovaskulárne ochorenia po onkologické ochorenia. Niekoľko prierezových štúdií uvádza, že obezita je spojovaná so zvýšenou PWV. [13]

2.4 Klinické využitie PWV

Kardiovaskulárne choroby sú na celom svete hlavnou príčinou chorobnosti a úmrtnosti. Hlavným dôvodom je ateroskleróza, ktorá úzko súvisí aj s arteriálnou tuhosťou. Ateroskleróza je progresívne ochorenie charakterizované akumuláciou lipidov, zápalových buniek a vláknitých elementov na stenu tepien spôsobujúce zúženie tepien. Zúženie tepny následne obmedzuje tok krvi bohatej na kyslík do životne dôležitých orgánov ako je mozog a srdce, čo vedie ku ischemii myokardu a mozgu. [15]

V najnovších štúdiách sa čoraz častejšie môžeme stretnúť s využitím rýchlosti pulzovej vlny ako s diagnostickou metódou pri ochorení diabetes mellitus 2. stupňa. Diabetes mellitus typu 2 je chronické progresívne vaskulárne ochorenie sprevádzané hypertenziou, artériosklerotickým procesom a tým ovplyvňuje rýchlosť pulzovej vlny. [14]

Meranie PWV je klinicky veľmi cenné. Rýchlosť pulzovej vlny je markerom stavu zdravia arteriálneho systému. Meranie rýchlosti pulzovej vlny má čoraz väčší význam pre diagnostiku arteriálnej tuhosti a hodnotenie kardiovaskulárneho rizika. Zmeny v arteriálnej tuhosti sú klinicky prakticky nepostrehnuteľné a ich vyšetrenie patrí teda do oblasti predklinickej medicíny. Meranie rýchlosti pulzovej vlny je tak zlatým štandardom pre odhad arteriálnej tuhosti aj u osôb bez klinických príznakov.

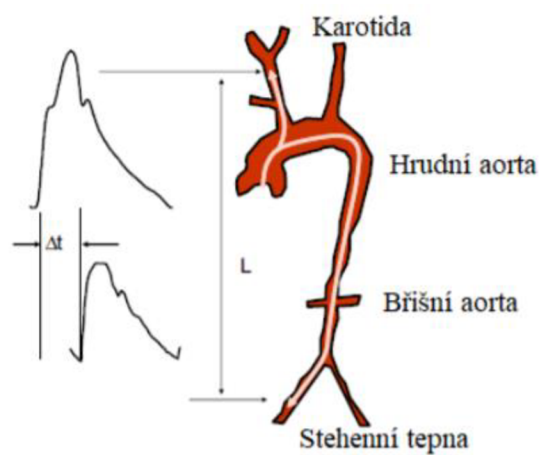
Meranie rýchlosti pulzovej vlny je zároveň aj najjednoduchší spôsob na posúdenie arteriálnej tuhosti, ktorá je kľúčovým faktorom v kardiovaskulárnej fyziológii. Predstavuje schopnosť arteriálneho systému vyrovnáť sa so systolickým ejekčným objemom. To tiež znamená, že významnou funkciou arteriálneho systému je prenos srdcovej kontrakcie počas diastoly.

Podľa štúdií má zvýšená arteriálna tuhosť za následok hypertrofiu ľavej komory, ktorá predstavuje rizikový faktor ischemickej choroby srdčnej (ICHS). [10] [16]

Meranie rýchlosti pulzovej vlny sa ukázalo ako užitočný nástroj na diagnostiku a stratifikáciu rizika kardiovaskulárnych ochorení spojených tiež s už spomínanou aterosklerózou. Meranie PWV je jednoduché a neinvazívne a môže byť užitočným nástrojom na výber jedincov s vysokým rizikom vývoja aterosklerózy alebo kardiovaskulárnych ochorení všeobecne, najmä pri hromadnom skríningu.

3. METÓDY MERANIA PWV

Posúdenie rýchlosti pulzovej vlny zahŕňa meranie dvoch veličín: čas prechodu pulzovej vlny pozdĺž analyzovaného arteriálneho segmentu a vzdialenosť na koži medzi oboma zaznamenávanými miestami. Meranie sa uskutočňuje buď na dvoch rôznych tepnách alebo lokálne na krátkom segmente tepny. Preferované miesto a tiež zlatým štandardom v klinickej praxi je meranie na a. carotis a a. femoralis. Meranie PWV je možné aj na iných segmentoch ako napríklad medzi a. carotis a a. radialis, a. brachialis a a. radialis alebo medzi a. femoralis a a. tibialis, ktoré poskytujú informácie o vlastnostiach cievneho systému v dolnej končatine. [10] [17]



Obr. 8 Meranie PWV medzi karotidou a stehennou tepnou [10]

3.1 Invazívne metódy

Pri invazívnom meraní rýchlosti šírenia pulzovej vlny dochádza k súčasnému meraniu a zaznamenávaniu krvného tlaku pomocou zavedených katétrov na dvoch rozdielnych miestach v krvnom riečisku. Invazívne metódy sú veľmi presné, keďže snímajú daný parameter priamo, avšak v klinickej praxi sa využívajú len v špeciálnych prípadoch, kde je treba brať do úvahy prítomnosť lekára či iného zdravotníckeho personálu.

3.2 Neinvazívne metódy

Pre zmienené nevýhody sa čoraz častejšie na meranie rýchlosti pulzovej vlny využívajú neinvazívne metódy. Niektoré metódy merania budú diskutované nižšie.

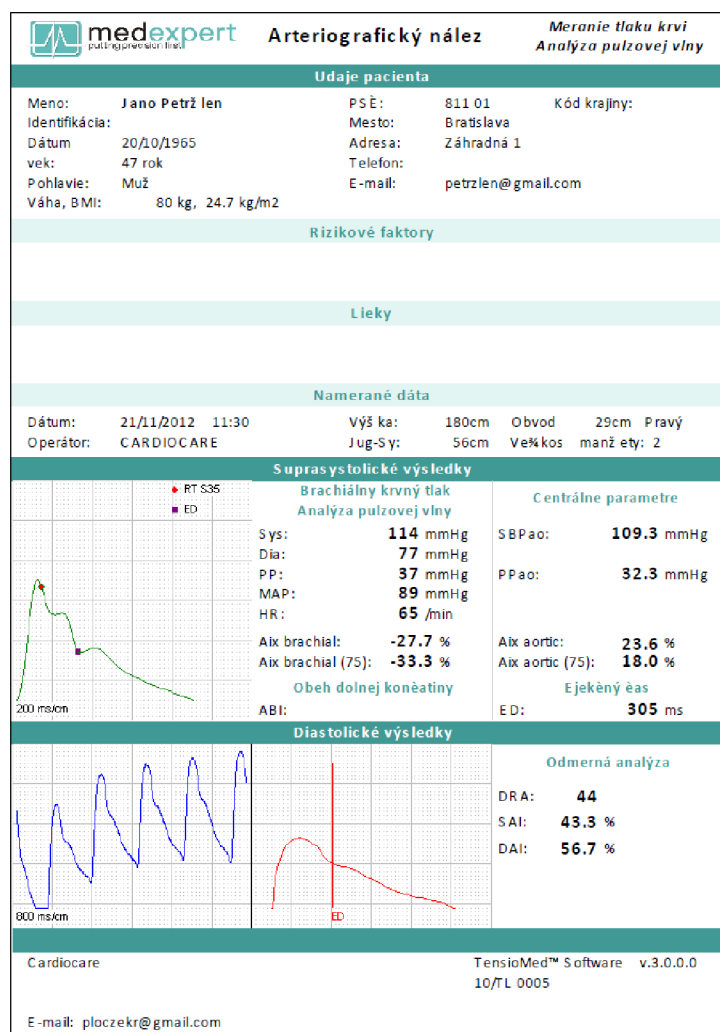
3.2.1 Vyšetrovacie metódy založené na snímaní tlaku

Metódy založené na snímaní tlaku by sme mohli rozdeliť do nasledujúcich skupín:

- Aplanačná tonometria – prístroj sa skladá z tlakového snímača a elektrokardiografu. Používaný systém získava krivky z proximálnej (a.carotis) a distálnej tepny (a. radialis/ a. femoralis), ktoré sa registrujú spolu s EKG signálom. Z časového posunu medzi oboma krivkami možno vypočítať PWV: čas od R-kmitu na EKG ku začiatku pulzu na proximálnej tepne sa odpočíta od času medzi R-kmitom a začiatkom pulzu na distálnej tepne.
- Piezo-elektrický metóda – je jednoduchšou metódou, ktorá na zaznamenávanie pulzových vln využíva mechanosenzory umiestené na koži nad a. carotis a a. femoralis, prípadne aj na a. brachialis alebo a. dorsalis pedis. Signály z oboch miest sú synchronizované pomocou R vlny na EKG.
- Artériograf – umožňuje veľmi rýchle a jednoduché vyšetrenie PWV. Manžeta, podobná ako pri bežnom meraní tlaku, sa nasadí na rameno a funguje ako senzor.

Po zmeraní TK sa manžeta natlakuje najmenej o 35 mmHg nad aktuálny systolický TK a pri zastavenom toku krvi sa na hornom okraji manžety vytvorí akoby membrána v a. brachialis, na ktorú sa prenášajú obe systolické vlny (P1, P2) a diastolická vlna (P3). Tieto zmeny tlaku vyvolajú v manžete veľmi malé objemovo-tlakové zmeny, ktoré sa zaregistrujú vysoko citlivým tlakovým sensorom a sú ďalej filtrované a zosilnené. Pri takomto nastavení tepny (podkľúčková, axilárna, brachiálna) vlastne len prenášajú centrálny TK na perifériu a tvar zaznamenaných kriviek je odrazom centrálnej hemodynamiky. [1]

Pochopiteľne, metóda je veľmi citlivá na maximálny pokoj počas vyšetrenia, dokonca vo fáze registrácie sa odporúča nakrátko zastaviť dýchanie, používa sa čo najmenšia manžeta a hadička vedúca od manžety k prístroju sa nesmie dotýkať hrudníka, aby tlakové signály neovplyvnili pohyby hrudníka. Signály sú bezdrôtovo prenášané do počítača a sú softvérovo spracované. [1]



Obr. 9 Tlaková krivka a výstup získaný z artériografu [18]

3.2.2 Ultrazvukové metódy:

V súčasnosti hrá nezastupiteľnú rolu pri vyšetovaní krvného riečiska DUS (duplexná sonografia). DUS je vžitým označením pre ultrazvukové vyšetrenie kombinujúce dvojrozmerný obraz s dopplerovskými módmi. Klasicky šlo o pulzný dopplerovský spôsob, neskôr aj o farebné dvojrozmerné dopplerovské mapovanie. Pulzné a kontinuálne dopplerovské spôsoby umožňujú získať spektrálny záznam znázorňujúci smer, rýchlosť a časovú lokalizáciu prietoku. Pulzný spôsob detekuje smer a rýchlosť prúdenia v definovanej oblasti. Kontinuálny spôsob analyzuje prietoky po celej dĺžke dopplerovského zväzku.

Ďalším kľúčovým dopplerovským spôsobom je farebné mapovanie, znázorňuje smer a rýchlosť prietoku, ktoré sú kódované do modrej a červenej farby. Odtiene červenej najčastejšie charakterizujú rôzne rýchlosti laminárneho prúdenia toku krvi smerom k sonde. Odtiene modrej vyjadrujú smer toku od sondy. Hlavnou výhodou ultrazvukových techník je v súčasnosti ich široká dostupnosť. [19] [20]

3.2.3 Meranie PWV pomocou MRI:

Rýchlosť kódovaná MRI so sekvenciami fázového kontrastu umožňuje presné hodnotenie rýchlosti prietoku krvi s dostatočným časovým a priestorovým rozlíšením na štúdium šírenia aortálnej systolickej prietokovej vlny.

Rýchlosť kódovaná MRI mala pri priamom porovnaní s invazívnymi hemodynamickými meraniami vynikajúcu koreláciu a reprodukovateľnosť. Zobrazovanie magnetickou rezonanciou má oproti ultrazvuku niekoľko výhod v tom že, je tu možná úplná trojrozmerná vizualizácia cievy. Ďalej môžu byť údaje o rýchlosti získavané súčasne v rámci jednej akvizíčnej roviny na 2 aortálnych miestach a je možné presne merať dĺžku dráhy (vzdialenosť medzi 2 aortálnymi miestami). [19]

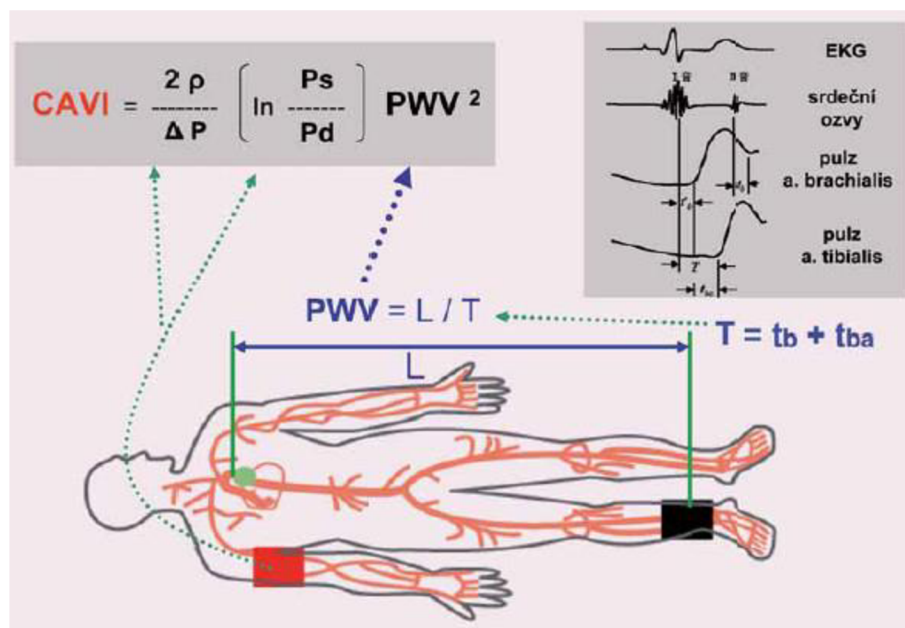
3.2.4 CAVI:

CAVI – Cardio-Ankle Vascular Index je ďalšou metódou hodnotenia stavu cievneho riečiska využívajúci meranie rýchlosti pulzovej vlny.

Výšetrenie sa prevádza v supinačnej polohe, na všetky štyri končatiny sa umiestnia tlakové manžety, nad horný okraj sternu sa umiestni snímací mikrofón a na obe horné končatiny dva EKG zvedy. Výpočet CAVI prevádza software prístroja automaticky podľa vzorca:

$$CAVI = a \left[\left\{ 2\rho \times 1 / (STK - DTK) \right\} \times \left\{ \ln (STK / DTK) \times PWV^2 \right\} \right] + b$$

(ρ – hustota krvi; a, b – konštanty, PWV – pulse wave velocity, STK – systolický krvný tlak, DTK – diastolický krvný tlak). [21]



Obr. 10 Spôsob merania CAVI [21]

Od svojho prvého uvedenia do praxe v roku 2004 je parameter CAVI široko využívaný v rôznych klinických štúdiách. Prevažnú väčšinu tvoria tie, ktoré sa zaoberajú posúdením arteriálnej tuhosti u pacientov so zvýšeným kardiovaskulárnym rizikom. [21]

3.2.5 Viackanálová impedančná pletyzmografia:

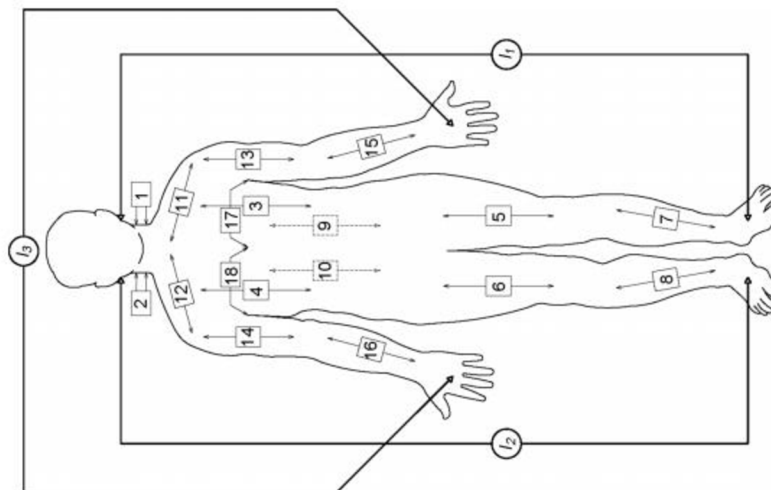
Základnou myšlienkou MBM (Multichannel bioimpedance monitor) je súčasné a nezávislé meranie bioimpedancie v celom tele, teda i na končatinách a krku. Ide o novú metódu celotelového merania cievneho odporu, z čoho sa následne dá odvodiť taktiež elasticita a poddajnosť ciev. MBM využíva tri nezávislé prúdové zdroje, ktoré pracujú na rôznych frekvenciách. Ide teda o tri súčasné generátory s nastaviteľnou amplitúdou (0–1 mA) a frekvenciou (10–100 kHz).

Snímanie napätia prebieha súčasne na 18 miestach na tele kde sú uložené skenovacie elektródy. Snímacie elektródy sú umiestnené na končatinách, krku, a hrudníku. Prúdové elektródy sú umiestnené na krku a končatinách. Možnosti umiestnenia elektród môžeme vidieť na obrázku č.11.

Merania dvoch impedančných kanálov sa využíva pre stanovenie PWV medzi hrudníkom a lýtkom. Pre meranie PWV je dôležité zvoliť časť tela, ktorá zahrňuje hlavné tepny, ktoré sú významné pre hodnotenie PWV.

Princípom tejto metódy je meranie zmeny elektrickej impedancie v závislosti na zmene objemu krvi. Telom prechádza malý striedavý prúd a behom priechodu pulzovej vlny dôjde ku zvýšeniu elektrickej vodivosti.

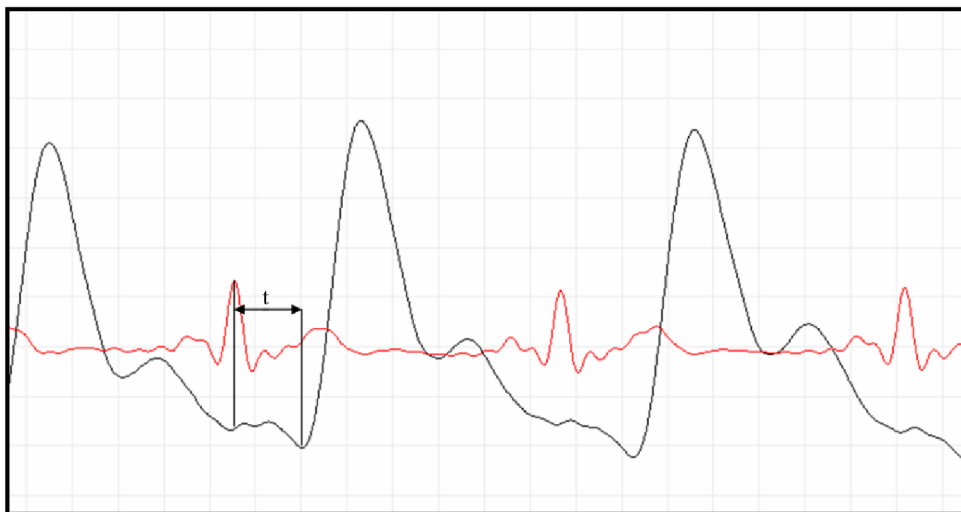
Vďaka celotelovému meraniu (18 dvojíc snímacích elektród napätia) je možné získať dôležité informácie o stave cievneho riečiska v rámci celého tela. [22] [23]



Obr. 11 Umiestnenie a zapojenie napätiových a prúdových elektród na ľudskom tele [22]

4. VYHODNOTENIE PWV ZA POMOCI EKG A TLAKOVÉHO SENZORU

V tejto bakalárskej práci budeme rýchlosť pulzovej vlny vyhodnocovať na základe časovej vzdialenosti medzi kmitom R na EKG a súčasného priechodu pulzovej vlny pod tlakovým senzorom umiestneným na prste ruky. Cieľom je správna detekcia QRS komplexu z EKG signálu a detekcia diastolického tlaku z krivky nasnímaného krvného tlaku. Správna detekcia diastolického tlaku teda minima a časov R kmitov je dôležitá pre výpočet PWV.



Obr. 12 Ukážka priebehu pulzovej vlny a súbežne snímaného záznamu EKG [24]

4.1 Popis EKG signálu:

Grafický záznam elektrickej činnosti srdca zaznamenanými elektródami v strategických miestach telesného povrchu, vytvára elektrokardiogram (EKG). Na zázname EKG rozlišuje niekoľko typických prvkov: tri nápadné vlny a kmity (vlnu P, komplex kmitov QRS a vlnu T), dva časové intervaly dôležité v klinike (interval PR, dĺžka QRS) a úsek ST.

Prvou charakteristickou časťou krivky je vlna P, zachycuje elektrickú aktivitu predsieni. Vo väčšine zvodoch má pozitívnu polaritu a hladký tvar. Obvykle trvá menej ako 120 ms a neprekračuje hodnotu 0,25 mV.

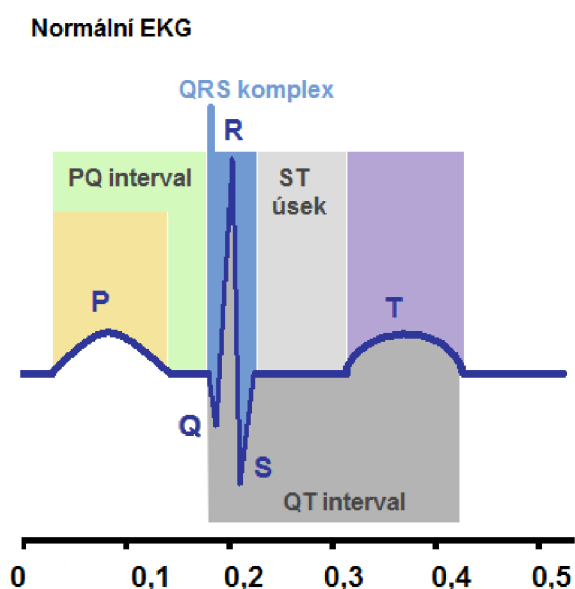
Po vlne P nasleduje najvýraznejší prvok krivky a to QRS komplex. QRS komplex je všeobecné označenie pre depolarizáciu komôr. Fyziologický QRS komplex trvá 0,11 s. Svalovina komôr je veľmi silná a preto je QRS dominantný na EKG krivke. QRS sa

skladá z troch kmitov. Kmit Q je prvý negatívny kmit komorového komplexu, ktorý predchádza vždy kmit R, ktorý je prvý pozitívny kmit. Kmit S je negatívny kmit, ktorý nasleduje po kmite R.

Vlna T reprezentuje repolarizáciu komôr. Doba trvania je fyziologicky daná na 0,2 s. Amplitúda by nemala presahovať hodnotu 0,1 mV.

Interval P-R informuje o čase, ktorý potrebuje elektrický impulz z predsiení pre prienik až k depolarizácii svaloviny komôr. Bežná doba trvania P-R intervalu je od 0,12-0,20 s. Táto doba sa úmerne mení s frekvenciou srdca.

Úsek S-T je predstavuje fázu plató. V myokarde fyziologicky nedochádza ku žiadnym elektrickým zmenám. Tento úsek je dôležitý pre včasnú diagnostiku infarktu myokardu. [25] [26]

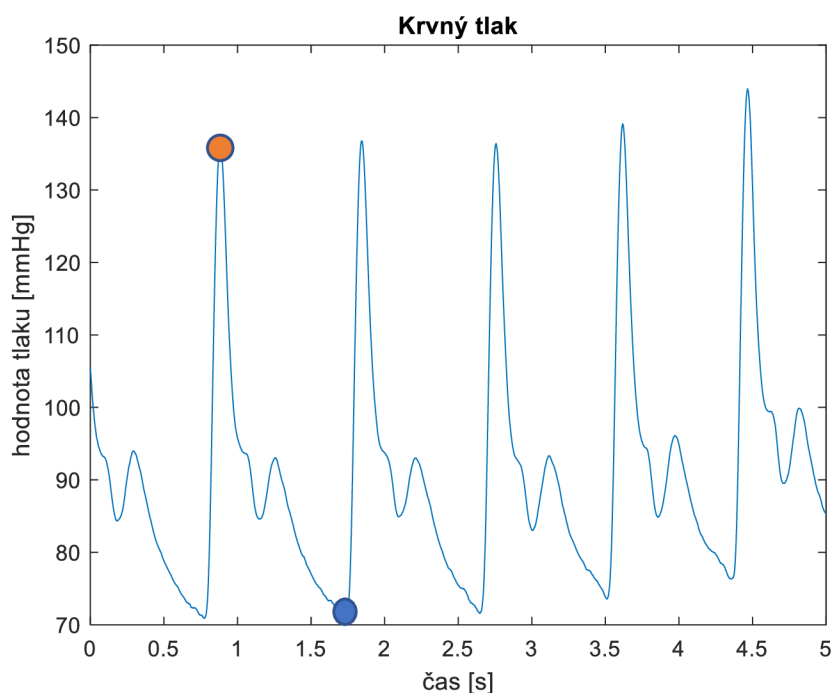


Obr. 13 Popis EKG krivky [26]

Tak ako EKG, má aj tlaková krivka svoje parametre, ktoré možno hodnotiť. Najvyššia hodnota krvného tlaku behom jedného srdečného cyklu sa nazýva systolická hodnota. Systolický tlak je ovplyvnený rozťažnosťou tepien, viskozitou krvi a náplňou srdečnej komory pred kontrakciou.

Najnižšiu hodnotu popisujeme ako diastolickú hodnotu. Na hodnotu diastolického tlaku pôsobí rozťažnosť tepien, odpor cievneho riečiska, viskozita krvi a dĺžka srdečného cyklu.

Normálna hodnota u zdravého človeka sa pohybuje okolo 120 mmHg pre systolický krvný tlak, 80 mmHg pre diastolický tlak.



Obr. 14 Záznam nameraného krvného tlaku, oranžová guľička znázorňuje systolický tlak a modrá diastolický tlak

4.2 Postup pri spracovaní EKG:

Ako už bolo zmienené dôležitým krokom pre výpočet PWV v bakalárskej práci bude detekcia QRS komplexov. Spôsoby detekcie QRS komplexov je veľké množstvo, preto budú v nasledujúcej kapitole zmienené iba niektoré z rôznych typov detektorov QRS.

4.2.1 Predspracovanie :

Predtým ako s EKG signálom začneme pracovať, je potrebné previesť jeho predspracovanie. Vhodnou filtráciou, potlačíme rušivé zložky, ktoré znehodnocujú užitočnú zložku. Medzi najčastejšie zdroje rušenia signálu EKG patria:

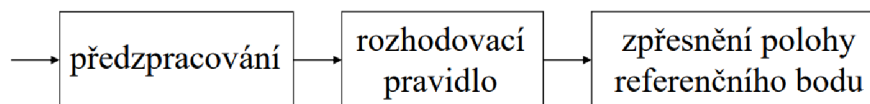
- sieťové rušenie (brum), ktorý sa vyskytuje na 50 Hz. Vzniká kvôli elektromagnetickej indukcii v elektrovodnej sieti spôsobenej prepojenými prístrojmi, a tak sa mu dá čiastočne predchádzať vhodným výberom miesta, kde sa bude EKG merať.
- drift (kolísanie nulovej izolácie), spôsobujú ju elektrochemické procesy na rozhraní elektróda-koža, dýchanie a pomalé pohyby pacienta
- myopotenciály, typické predovšetkým u EKG malých detí a u záťažového EKG, ide o šum spôsobený pohybom pacienta. Avšak vyskytujú sa viac-menej všade

a pri všetkých meraniach, keďže pre pacientov je ťažké vydržať bez akéhokoľvek pohybu a to aj behom pasívnej zmeny polohy tela. [27]

Bežne sa pre potlačenie týchto nežiadúcich zložiek signálu používa horná, dolná alebo pásmová priepusť, či pásmová zádrž. Pre filtráciu myopotenciálov majú tieto priepusti či zádrže malú účinnosť, dôvodom je výrazné prekrytie spektier rušenia a užitočného signálu. [27]

4.2.2 Všeobecný popis detektoru QRS:

Všeobecne sa detektory väčšinou skladajú z predspracovania a samotnej detekcie QRS komplexu. Na začiatok, poslúži filtrácia pásmovou priepusťou k potlačeniu nežiadúcich zložiek signálu, predovšetkým vln P a T a rušenia, a zvýrazní QRS komplexy, ktorých prevažná časť energie je sústredená v pásme 5-20 Hz. Ďalšou dôležitou úlohou je z filtrovaného signálu zvýrazniť QRS komplex, toho sa docieli, napríklad umocnením signálu na druhú. Nasledujúca časť tvorí hľadanie lokálneho maxima teda, vlny R, pomocou pevne alebo adaptívne nastaviteľného prahu. Nie všetky nadprahové hodnoty sú ale hľadanými extrémami, preto je väčšinou nutné nadetekované dáta ďalej spresňovať. [27]

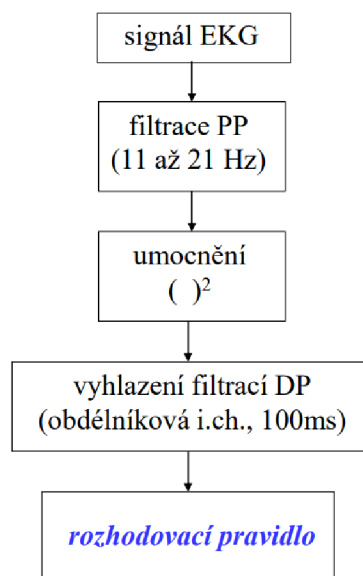


Obr. 15 Všeobecný blokový diagram detektoru QRS [28]

4.2.3 Vybraté metody detekcie QRS:

- **Detekcia QRS založená na umocnení filtrovaného signálu**

Táto metóda je historicky najstaršou metódou vychádzajúcou z analógového detektoru QRS [28]. Blokové schéma tohto spôsobu detekcie je znázornené na obrázku č.16.



Obr. 16 Blokové schéma detektoru QRS založeného na umocnění filtrovaného signálu [28]

Prvým krokom tohto algoritmu je zvýraznenie QRS komplexu. To docielime filtráciou EKG signálu pásmovou priepusťou v pásme 11 až 21 Hz. Po filtrácii signálu nasleduje jeho umocnenie na druhú, kde príde ku ďalšiemu zvýrazneniu QRS komplexu. Takto upravený signál je potom vyfiltrovaný dolnou priepusťou, ktorá signál vyhladí. Výsledkom tohto postupu je predpracovaný signál, ktorý slúži na detekciu pomocou rozhodovacieho pravidla.

Najprv je nutné nastaviť počiatočnú hodnotu prahu. To docielime tzv. učebnou fázou. Jej dĺžka by mala byť približne 2 s, pretože je nutné aby sa v tejto fáze vyskytoval aspoň jeden QRS komplex. Následne je prah nastavený na 40% maxima nájdeného v učebnej fáze. Prah môžeme ďalej upravovať a nastavovať podľa povahy signálu.

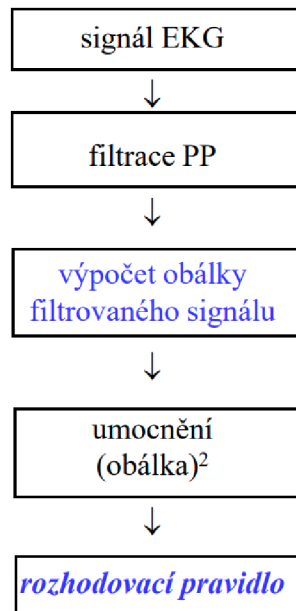
Po nastavení zmieneného základného prahového kritéria je vhodné previesť ďalšie opatrenia, ktoré zabezpečia vyššiu spoľahlivosť detektoru. Napríklad pravidlo tzv. refrakternej fáze, kedy sa po dobu asi 0,15 s nepredpokladá výskyt ďalšieho komplexu. Po tejto dobe prah klesá až po určitú hranicu.

Ďalším pravidlom na zlepšenie detektoru by mohla byť dĺžka R-R intervalu. Pokiaľ nie je po 1,66 násobku predchádzajúceho R-R intervalu nájdený ďalší QRS komplex, testuje sa úsek v opačnom smere s nižším prahom. Výsledná poloha QRS komplexu býva väčšinou daná buď nájdením stredy medzi priechodmi prahom, alebo určením extrém-maxima v tomto úseku. [27]

- **Detekcia QRS založená na obálke filtrovaného signálu**

Tento algoritmus je pre detekciu vhodnejší aj keď je realizačne náročnejší než predchádzajúca popisovaná metóda.

Prvým krokom tohto spôsobu detekcie je filtrácia signálu EKG pásmovou priepusťou. Následne je nutné získať obálku filtrovaného signálu, k čomu je potrebné vypočítať spektrum tohto signálu. Toho docielime diskretnou Fourierovou transformáciou (DFT). Ďalej dôjde k nulovaniu polovici spektra a výpočtu inverznej diskretnéj Fourierovej transformácii (IDFT). Absolútna hodnota takto upraveného signálu predstavuje obálku filtrovaného signálu. Po následnom umocnení obálky prebieha už samostatná detekčná fáza pomocou rozhodovacích pravidiel, ktorá je rovnaká ako u predchádzajúcej metódy. [27]



Obr. 17 Blokové schéma detektoru založeného na obálke filtrovaného signálu [28]

- **Metóda detekcie QRS založená na prispôbenej filtrácii**

Táto metóda detekcie je založená na vzájomnej korelácii dvoch signálov a na princípe autokorelácie. Vzájomnú koreláciu signálu $y(n)$ a $x(n)$ môžeme vyjadriť pomocou konvolúcie

$$r_{yx}(n) = y(n) * x(-n) \quad (2)$$

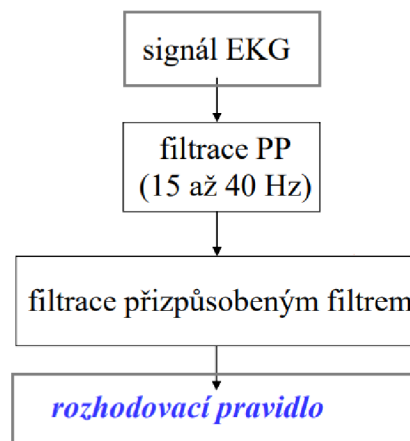
Z toho vyplýva, že impulzná charakteristika prispôbeného filtru musí mať priebeh odpovedajúci časovo obrátenému vstupnému signálu

$$h(n) = x(-n) \quad (3)$$

Aplikovaním vzájomnej korelácie pri detekcii QRS komplexu by v rovnici (2) signál $y(n)$ predstavoval filtrovaný signál EKG pásmovou priepusťou a signál $x(-n)$ by bol úsek signálu $y(n)$, ktorý chceme detekovať (komplex QRS), v reverznej podobe. Signál $y(n)$ sa teda skladá zo signálu $x(n)$ a z šumu $w(n)$, teda vzájomná korelácia by sa dala zapísať ako

$$\begin{aligned}
 r_{yx}(n) &= y(n) * x(-n) \\
 &= [x(n) + w(n)] * x(-n) \\
 &= x(n) * x(-n) + w(n) * x(-n) \\
 &= r_{xx}(n) + r_{wx}(n),
 \end{aligned}
 \tag{4}$$

kde r_{xx} značí autokoreláciu signálu $x(n)$, teda hľadaného impulzu a r_{wx} je vzájomná korelácia šumu s hľadaným signálom, ktorá by sa mala čo najviac blížiť k nule. Výsledkom autokorelácie je signál, ktorý nie je korelovaný so šumom a autokorelačné špičky hľadaných impulzov. Tie sa potom detekujú podobným spôsobom ako pri už dvoch spomínaných metódach. [27]



Obr. 18 Blokové schéma detekcie založenej na prispôbenej filtrácii [28]

5. NAVRHNUTÝ ALGORITMUS

Nasledujúca kapitola je venovaná praktickej časti bakalárskej práce. Zahrňuje podrobný popis programového riešenia predspracovania EKG signálu, detekcie QRS komplexu, rozmerania krvného tlaku a tiež výpočtu PWV. Realizované metódy sú analyzované na súbore reálnych dát. Spracovanie konkrétnych matematických postupov vybratých metód je realizované v prostredí MATLAB.

5.1 Vstupné dáta

Analyzované signály krvného tlaku a EKG boli snímané na skupine dobrovoľníkov z Fyziologického ústavu Lekárskej fakulty Masarykovej univerzity v Brne, pomocou Finapresu NOVA. Finapres NOVA je inovatívny hemodynamický monitorovací systém, ktorý nepretržite sleduje krvný tlak pomocou prstovej manžety a zároveň sníma aj EKG. Tento systém nám zabezpečuje to, že oba záznamy majú rovnakú časovú os, čo je pre túto bakalársku prácu podstatné. Potom sa signály prenášali analógovo cez BIOPAC systém do počítača, kde boli signály rozsekané na jednotlivé fázy merania, zároveň tu už boli signály filtrované klzavým priemerom o šírke 20 ms.

Počet dobrovoľníkov, na ktorých sa pre túto bakalársku prácu uskutočňovali merania, je 16. Sú rozdelení do dvoch skupín. Prvá skupina sú tzv. piloti, to sú extrémne zdraví jedinci, ktorí športujú a druhá skupina sú kontroly, to sú len normálne zdraví nešportujúci ľudia. Ku každému dobrovoľníkovi je v tabuľke č.2 zapísaný aj jeho vek, hmotnosť, výška a dĺžka artérie.

Protokol merania sa skladá zo 4 fáz: leh1, hut 45 (sklopenie na lôžku do 45°), leh 2 a dych 15 (riadené dýchanie podľa metronómu, 15 dychov za minútu v ľahu). Dokopy teda máme 62 vstupných záznamov vo formáte *.mat, keďže je 16 dobrovoľníkov a meranie sa uskutočnilo v spomenutých 4 fázach. Pri 2 dobrovoľníkoch z kontrol nám chýba fáza „dych 15“.

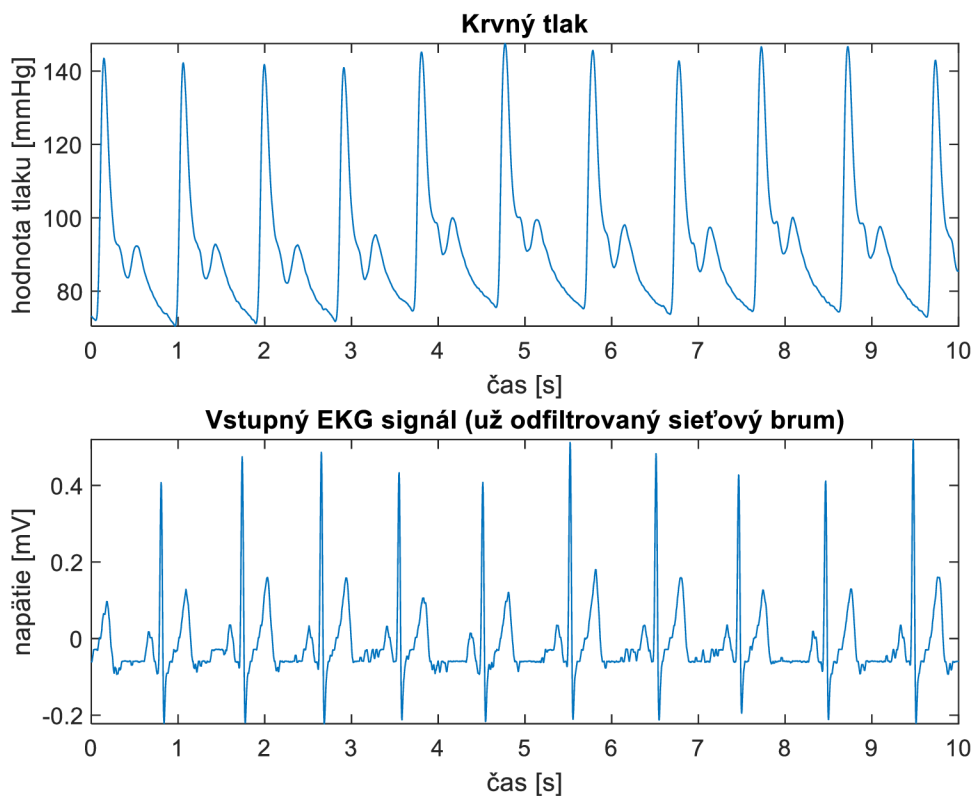
Názvy vstupných záznamov obsahujú parametre, na základe ktorých sú ľahko rozlíšiteľné. Prvé 2 znaky sú pre všetkých dobrovoľníkov rovnaké „P2“ potom nasleduje písmeno „P“ pre pilotov, písmeno „K“ pre kontroly, pridelené číslo dobrovoľníkovi a koniec názvu určuje fázu merania, napr. „P2P06_leh1.mat“.

Vekový priemer pilotov je 24 rokov a u kontrol je to 23 rokov. Priemerná výška u pilotov je 181 cm a u kontrol je to 177,7 cm. Čo sa týka váhy, tá sa taktiež pohybuje veľmi podobne u oboch skupín, u pilotov to je 78 kg a u kontrol to je 83 kg. Podrobné informácie o všetkých dobrovoľníkoch sú v tabuľke č.2.

Tab. 2 Tabuľka informácií o dobrovoľníkoch

ID osoby	Vek	Výška(cm)	Hmotnosť(kg)	Dĺžka artérie (cm) (srdce-prst)
P2P01	25	177,6	73,4	97
P2P02	23	173,4	60,6	87
P2P03	25	184,2	88,7	93
P2P04	24	187,1	90,5	95
P2P06	23	177,6	71,2	89
P2P09	24	182,7	79,5	90
P2P10	24	185,5	87,1	96
P2P11	26	180,7	73,5	96
P2K01	24	175,1	81,4	92
P2K03	21	186,2	61,2	87
P2K04	22	176,8	107	93
P2K05	24	170,6	67	84
P2K06	25	175,4	73,2	88
P2K07	22	175,6	83,5	94
P2K09	23	186,2	101,3	92
P2K10	26	176	91,7	93

Ako príklad vykreslenia jedného zo záznamu bol použitý záznam od dobrovoľníka číslo 4 z kontrol. Záznam obsahuje signál krvného tlaku a EKG signál, merané boli vo fáze dych 15 - čo je pozícia v ľahu pri pravidelnom dýchaní 15 dychov za minútu, viď obrázok č.19.



Obr. 19 Priebeh signálov od jedného dobrovoľníka

Naším cieľom je správne rozmerať takýto signál krvného tlaku a EKG signál a to zdetekovaním kmitov R a diastolických tlakov. Vďaka ich časovým rozdielom tep po tepe a na základe nameranej dĺžky artérie môžeme následne vypočítať pulzovú vlnu pre každého dobrovoľníka v každej fáze merania.

Pred samotným meraním na dobrovoľníkoch sme na začiatku dostali jeden vzorový mat. súbor, s dvoma kanálmi, na ktoré boli implementované prvé navrhnuté algoritmy. Prvý kanál bol nameraný krvný tlak, ktorý možno vidieť na obrázku č.24. Ako je na obrázku vidieť, systolický tlak bol až 170 mmHg, čo je naozaj veľa, pravdepodobne to bolo merané ešte pred kalibráciou, alebo táto vysoká hodnota vznikla behom sklopenia, kedy sa zabudla nastaviť korekcia ruky vzhľadom k srdcu. Prst bol výrazne nižšie ako srdce, pre naše účely v tejto bakalárskej práci to ale nevádi, keďže pre nás je podstatný tlak diastolický. Druhý kanál bol nameraný EKG signál, ten môžeme vidieť na obrázku č.20. Vzorkovacia frekvencia všetkých signálov je 1000 Hz.

Po získaní dát od dobrovoľníkov sme dané algoritmy ešte popopravili a spresnili detekciu najmä diastolického tlaku tak, aby rozmeranie našich signálov bolo čo

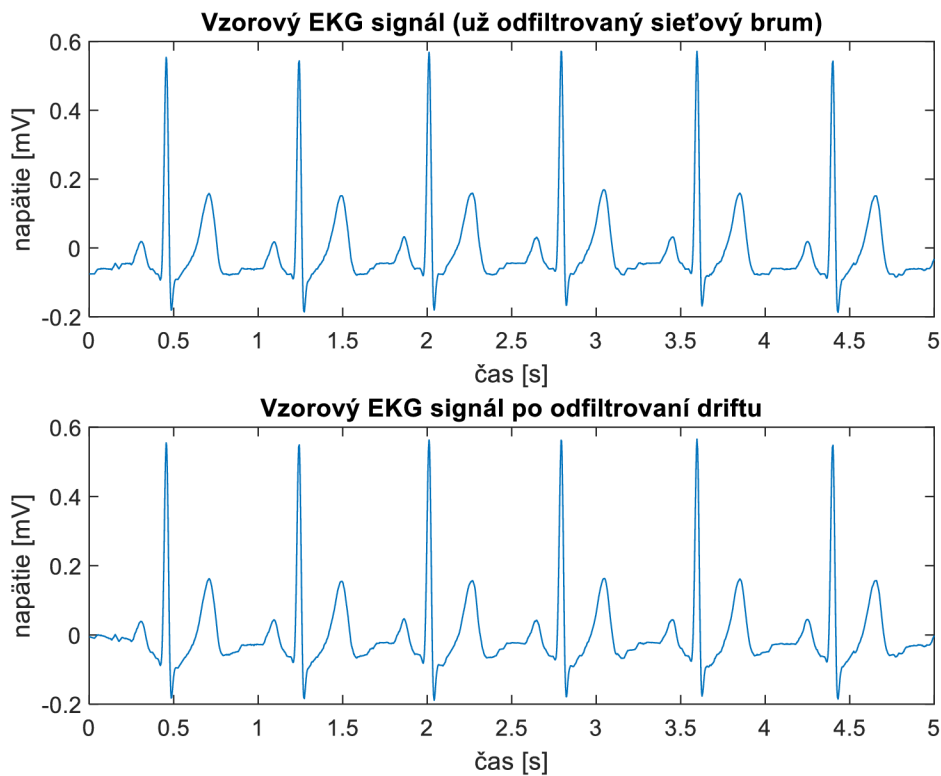
najpresnejšie. Výsledné implementované algoritmy sú popísané v nasledujúcich podkapitolách.

5.2 Filtrácia EKG signálu

Predtým ako s EKG signálom začneme pracovať, je potrebné previesť predspracovanie. Vhodnou filtráciou, potlačíme rušivé zložky, ktoré znehodnocujú užitočnú zložku. Typy rušivých zložiek boli popísané v kapitole 4.2.1.

V skripte `filt_data.m` sú od seba oddelené signály krvného tlaku a EKG, a následne je prevedená filtrácia EKG signálu. Zamerali sme sa na odstránenie sieťového rušenia pomocou filtru s nekonečnou impulznou charakteristikou (IIR) s úzkopásmovou zádržou. Tento filter nepoužívame, keďže dáta už boli filtrované od sieťového rušenia ešte pred vstupom do MATLABu, je tu však navrhnutý, pre prípad ak by to tak nebolo.

Ďalej sme sa zaoberali potlačením driftu. Na potlačenie driftu sme použili FIR filter typu horná priepusť (0,8 Hz), ktorý je oproti IIR filtru na potlačenie tohto typu rušenia oveľa vhodnejší, keďže umožňuje návrh s presne lineárnou fázovou charakteristikou. Jeho ďalšou podstatnou výhodou je tiež fakt, že nám neposúva signál, aby pri následnej detekcii R kmitov neprišlo ku nepresnostiam. Na realizáciu filtrov v MATLABe boli použité funkcie: `filter`, `fir1`, `filtfilt`. Výstupnými signálmi z tohto skriptu sú „tlak“ a vyfiltrovaný signál EKG nazvaný „f2“.

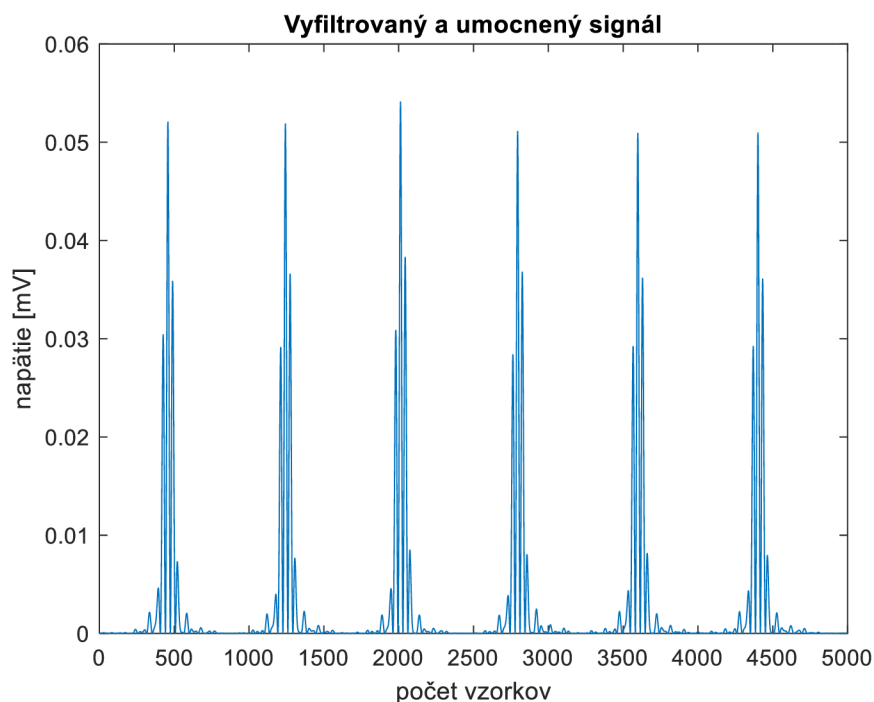


Obr. 20 Ukážka vyfiltrovaného signálu, hore je vzorový signál EKG, dole signál s odfiltrovaným kolísaním nulovej izolínie

Na obrázku č.20 môžeme vidieť výsledok filtrácie vzorového signálu. Zmizol drift izolínie, ktorý však nebol na tomto konkrétnom signáli až tak markantný. Sieťový brum, ako sme už spomínali, bol odstránený ešte pred tým, než sme signál dostali v matlabovskom súbore pomocou kľzavého priemeru o šírke 20 ms. Z tohto dôvodu na obrázku vyššie žiadny sieťový brum nevidíme.

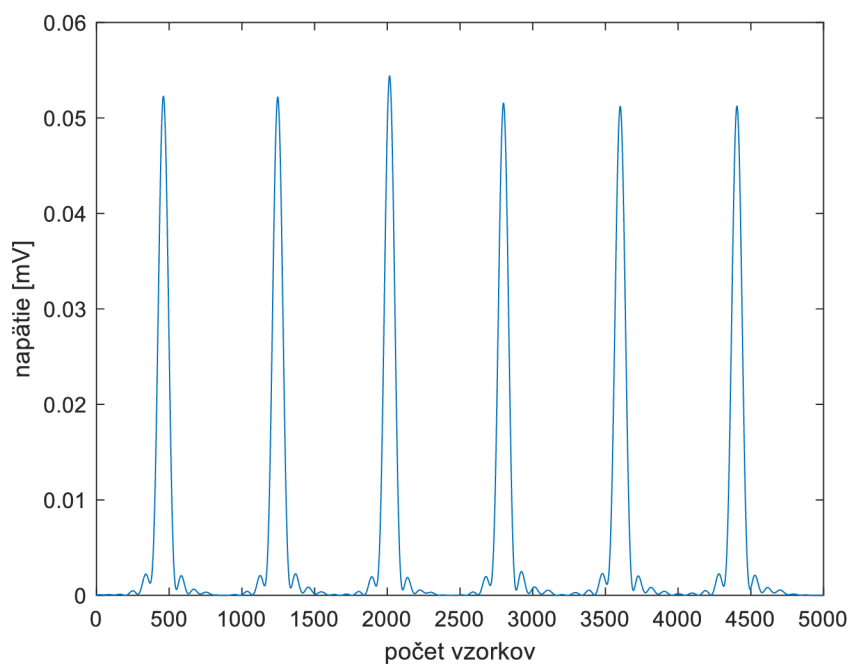
5.3 Implementovaná detekcia QRS

Funkcia `detektor.m` slúži na detekciu R kmitov v EKG signáli. V tomto skripte je filtrovaný signál „f2“ predspracovaný pre jednoduchšiu detekciu QRS. Toto predspracovanie začína aplikovaním filtru typu pásmová priepusť, konkrétne priepusť na frekvencii 11-22 Hz. K tomuto účelu bola v MATLABe použitá funkcia `bandpass`. V ďalšom kroku sme ešte viac zvýraznili QRS komplexy, výpočtom druhej mocniny filtrovaného signálu, čo previedlo signál do postupnosti kladných hodnôt. Výsledok tohto procesu môžeme vidieť na obrázku č.21 nižšie.



Obr. 21 Spracovaný signál po umocnení

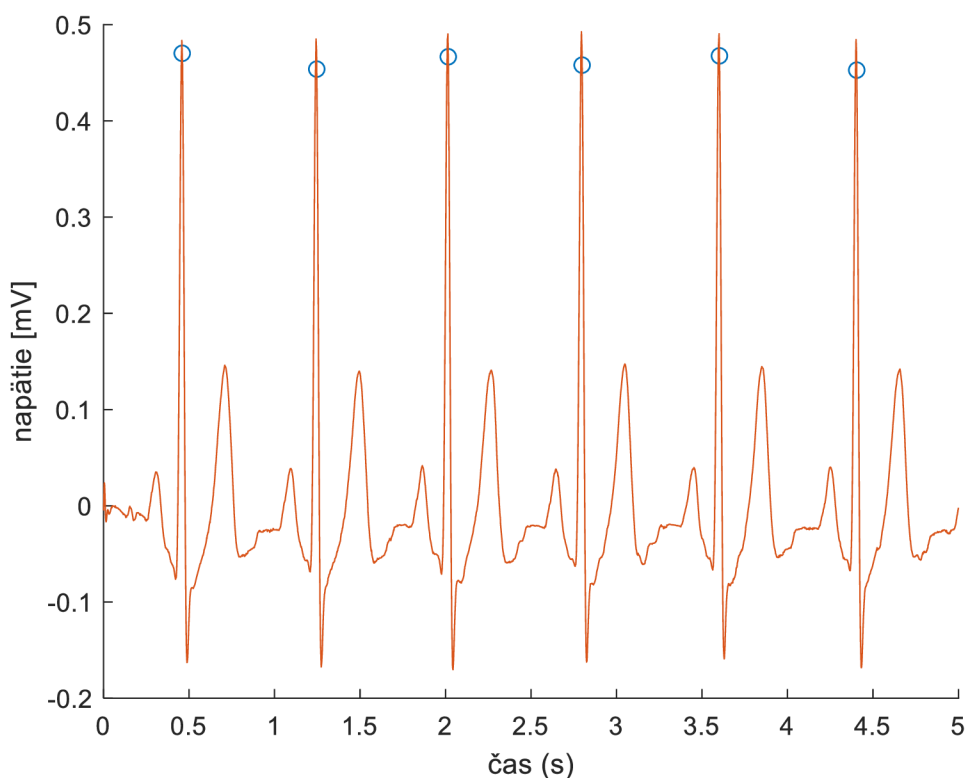
Nasledujúcim bodom bolo vypočítať obálku pomocou Hilbertovej transformácie. Hilbertová transformácia vedie k vytvoreniu imaginárnej zložky analytického signálu, ktorý má jednostranné spektrum. V MATLABe sme použili funkciu `hilbert`. MATLAB funkciu `hilbert()` počíta nasledovne. Najprv vypočíta obraz Fourierovej transformácie (FT) pomocou rýchlej Fourierovej transformácie (FFT) vstupných vzoriek, potom prepočíta koeficienty na záporných kmitočtoch, aby boli nulové, a nakoniec prevedie spätnú rýchlu Fourierovu transformáciu. Túto obálku v tom istom kroku umocníme na druhú pre ešte väčšie zvýraznenie QRS komplexu.



Obr. 22 Obálka signálu po Hilbertovej transformácii a umocnení na druhú

Po tejto fáze predspracovania nasleduje samotná detekčná časť. Využili sme základné prahové kritériá. Prah bol najskôr nastavený na 40% veľkosti hodnoty získanej v učebnej fáze, avšak najlepších hodnôt dosahovala počiatočná hodnota na 20%. Následne sme prah aktualizovali, každé 2 sekundy sme priemerovali všetky vzorky za posledné 2 sekundy a nastavili sme prah na 300% priemeru z nich. Hodnota 300% sa pri testovaní ukázala ako najlepšia.

Pokiaľ nám obálka prekročila zvolený prah, prehľadali sme 100 vzoriek a detekovali index R vlny. Pozície R vln na x-ovej súradnici sme zapisovali do vektoru „Rindex“. Na obrázku č.23 je graf vzorového EKG signálu, na ktorom sú červené vyznačené body. Tieto body sú indexy, ktoré náš detektor označil za polohy QRS komplexov, presnejšie za kmity R.

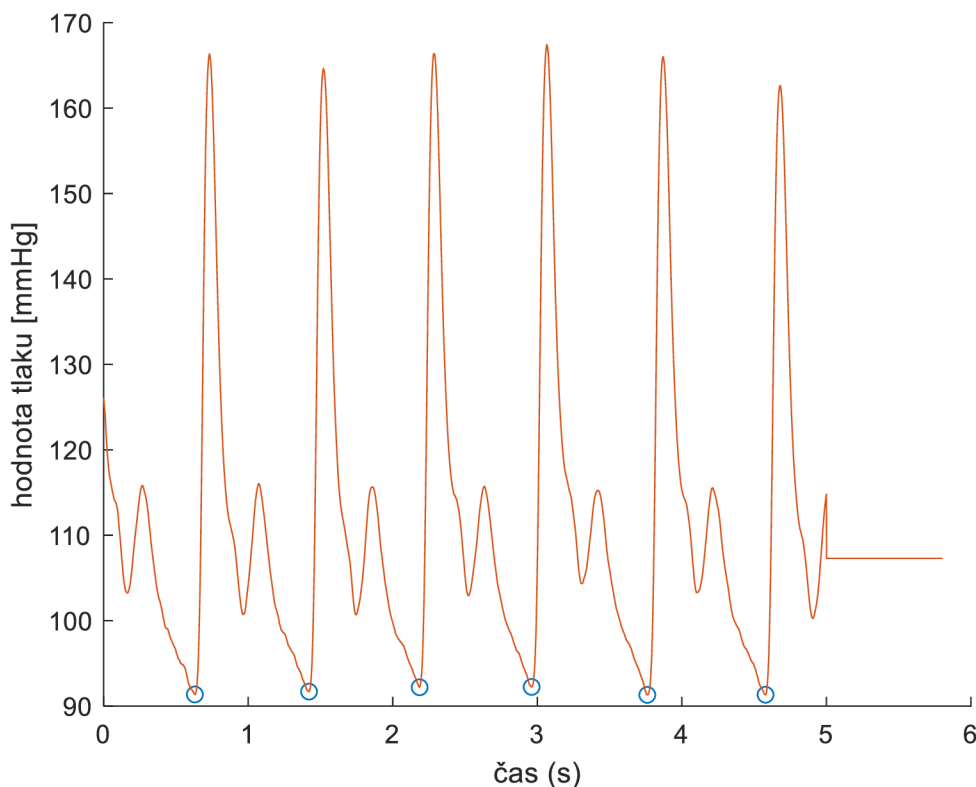


Obr. 23 Výsledná detekcia R kmitov, vyznačená vo vzorovom filtrovanom signáli EKG

5.4 Implementovaná detekcia diastolického tlaku

V skripte `krvny_tlak.m` je navrhnutý algoritmus pre detekciu diastolického tlaku. Pri volaní funkcie je potrebné zadať vzorkovaciu frekvenciu 1000 Hz a vstupný signál, ktorý sa nazýva „tlak“. Detekčná časť začína zvolením prahu, ktorý sme zvolili na 102% minima v danom signály. Skúšali sme aj iné hodnoty, ale konkrétne táto dávala najlepšie výsledky. Vynechávame prvých a posledných 50 vzoriek kvôli pravdepodobnosti výskytu odľahlých hodnôt, podobne ako pri detekcii R kmitov. Aby sa okno, ktoré prechádza signál neindexovalo mimo signál kvôli vynechaniu spomínaných vzoriek, sme ku signálu pridali nuly. Tie sa následne museli nahradiť mediánmi, aby nuly neboli falošne detekované ako hľadané minimum.

Signál krvného tlaku prechádzame pomocou „while“ cyklu a každých 2000 vzoriek prepočítavame nový prah. Nastavili sme adaptívne prahovanie, ak náš signál bude menší ako nastavený prah, hľadáme diastolické minimum v posledných 800 vzorkách. Keď nájdeme túto minimálnu hodnotu diastolického tlaku, zistíme jeho index a zapíšeme do výsledného vektora „index_tlak“. Vykreslenie signálu aj s nadetekovanými hodnotami diastolického tlaku môžeme vidieť na obrázku č.24.



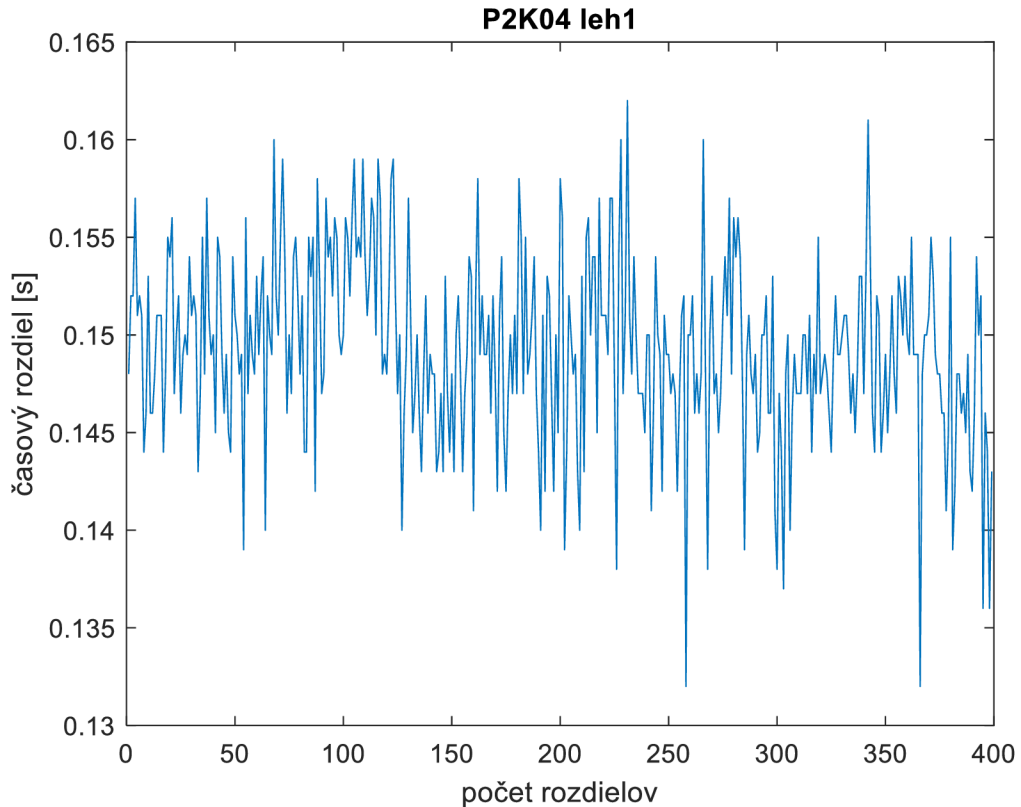
Obr. 24 Výsledná detekcia diastolického tlaku vo vzorovom signáli krvného tlaku

5.5 Implementácia na výpočet PWV

Pre výpočet rýchlostí šírenia pulzových vln sú potrebné časové rozdiely diastolických tlakov a R kmitov tep po tepe. Tento výpočet uskutočňujeme vo funkcii `vypocet.m`. Funkcia si volá už spomenuté pomocné funkcie `filt_data.m`, `detektor.m` a `krvny_tlak.m`. Na vstupe je potrebné zadať vzorkovaciu frekvenciu, ktorá je 1000 Hz, názov záznamu, a tretí parameter zadáme `true` alebo `false`, podľa toho či chceme aby sa nám vykreslil graf, taký ako na obrázku č.25.

Skript je naprogramovaný tak, aby kontroloval či sú od seba odčítavané správne indexy diastolických tlakov a R kmitov, ktoré si navzájom odpovedajú v jednom srdečnom cykle. Ošetrujeme aj prípady, kedy príde ku nesprávnej detekcii diastolického tlaku či kmitu R alebo poprípade aj ku ich vynechaniu. Po detekcii R kmitu je dôležité prehľadať určité časové okno, v ktorom sa musí nachádzať index diastolického tlaku, ak tomu tak nie je, posunieme sa o nasledujúci R kmit poprípade o nasledujúci index nadetekovaného diastolického tlaku. Časový rozdiel medzi diastolickým tlakom a R kmitom musí vyjsť kladné číslo, ktoré následne použije vo výpočte pre PWV.

Výstupom funkcie `vypocet.m` je vektor vypočítaných časových rozdielov pre jeden záznam. Graficky tento výsledok môžeme vidieť na obrázku č.25. Ide o záznam od dobrovoľníka z kontrol vo fáze v ľahu.



Obr. 25 Graf časových rozdielov medzi diastolickým tlakom a R kmitom tep po tepe

Všetky doteraz spomenuté funkcie, boli dielčimi funkciami, ktoré sú spojené do jedného hlavného skriptu odkiaľ sa spúšťa celý výpočet PWV pre každý záznam. Tento skript sa nazýva `automatic.m`. Názov bol zvolený z toho dôvodu, že sú tu spracovávané postupne automaticky všetky záznamy. Podstatou je aby sa v jednej zložke nachádzali všetky doteraz používané funkcie so všetkými vstupnými záznamami s koncovkou `.mat` a zároveň excelovská tabuľka so zoznamom dobrovoľníkov a ich namerané dĺžky artérií.

Skript načíta postupne všetky signály, prevedie pomocou funkcií ich analýzu a priradením dĺžky artérie ku konkrétnemu pacientovi sa vypočítajú rýchlosti šírenia pulzových vln podľa vzorca: $PWV = \text{dĺžka artérie (m)} / \text{časový rozdiel (s)}$. Výstupom tohto hlavného skriptu je bunkové pole, kde sa ukladajú vypočítané PWV pre každý jeden záznam.

Tieto vypočítané rýchlosti pulzových vln pre každého dobrovoľníka vo všetkých fázach sa následne štatisticky spracovávali.

6. VYHODNOTENIE VÝSLEDKOV

V kapitole 5.1 boli opísané vstupné dáta aj s podrobnou informačnou tabuľkou o dobrovoľníkoch. Všetky tieto poskytnuté dáta boli spracované pomocou implementovaných funkcií opísaných v kapitole 5.

V nasledujúcej kapitole sa budeme zaoberať výsledkami, ktoré sme získali. Z analýzy, ktorá je popísaná v kapitole 5 dostaneme pre každého dobrovoľníka a polohu hodnoty PWV v metroch za sekundu tep po tepe. V MATLABe sme spočítali priemerné hodnoty PWV a smerodajné odchýlky pre každý záznam a zapísali do tabuliek. Tieto tabuľky je možno vidieť nižšie.

Tab. 3 Tabuľka výsledkov 1. časť

ID osoby	skupina	Poloha v ľahu (leh 1)		Naklonené lôžko (hut 45)	
		priemer	SD	priemer	SD
P2K01	kontrola	6,048	0,274	5,951	0,782
P2K03	kontrola	5,245	0,231	4,876	0,336
P2K04	kontrola	6,235	0,200	6,201	0,367
P2K05	kontrola	5,672	0,174	5,257	0,344
P2K06	kontrola	5,195	0,173	4,908	0,367
P2K07	kontrola	5,333	0,231	4,819	0,275
P2K09	kontrola	5,282	0,186	5,153	0,305
P2K10	kontrola	6,017	0,533	5,980	0,161
P2P01	pilot	6,129	0,292	5,792	0,383
P2P02	pilot	5,563	0,207	4,726	0,221
P2P03	pilot	5,613	0,332	4,566	0,293
P2P04	pilot	5,304	0,159	4,579	0,478
P2P06	pilot	5,834	0,299	5,419	0,466
P2P09	pilot	5,339	0,341	5,036	0,813
P2P10	pilot	5,151	0,676	4,972	0,519
P2P11	pilot	5,858	0,233	5,978	1,611

Tab. 4 Tabuľka výsledkov 2.časť

ID osoby	skupina	Poloha v ľahu (leh 2)		Riadené dýchanie(dych 15)	
		priemer	SD	priemer	SD
P2K01	kontrola	6,101	0,237	5,783	0,238
P2K03	kontrola	5,479	0,306	-	-
P2K04	kontrola	6,386	0,237	6,079	0,233
P2K05	kontrola	5,792	0,313	5,488	0,170
P2K06	kontrola	5,437	0,193	5,338	0,224
P2K07	kontrola	5,353	0,251	5,219	0,243
P2K09	kontrola	5,519	0,232	5,355	0,255
P2K10	kontrola	5,753	0,334	-	-
P2P01	pilot	6,181	0,267	6,176	0,274
P2P02	pilot	5,540	0,207	5,343	0,470
P2P03	pilot	5,460	0,320	5,360	0,466
P2P04	pilot	5,331	0,164	5,160	0,164
P2P06	pilot	5,877	0,322	5,521	0,319
P2P09	pilot	5,433	0,344	5,334	0,506
P2P10	pilot	5,097	0,254	5,136	0,255
P2P11	pilot	5,816	0,275	5,601	0,214

Tieto výsledné priemerné hodnoty PWV pre každého dobrovoľníka a polohu boli ďalej spracované v štatistickom programe STATISTICA 12.

6.1 Štatistické spracovanie

Vďaka štatistickému spracovaniu môžeme získať zaujímavé informácie týkajúce sa rýchlosti šírenia pulzovej vlny počas rôznych polôh merania. Ako už bolo uvedené do štatistického spracovania bolo zahrnutých 16 zdravých subjektov vo veku od 21 do 26 rokov.

- **Popisná štatistika**

Popisná štatistika nám sprostredkúva prvotný náhľad na naše dáta. Cieľom bolo zistiť parametre polohy, variability dát a taktiež overiť predpoklad normality dát pre následné použitie parametrických testov. Boli vypočítané priemerné hodnoty pre jednotlivé polohy a skupiny.

Ďalšou vypočítanou hodnotou bol medián, ktorý je definovaný ako stredná hodnota z celého súboru hodnôt usporiadaných podľa veľkosti. Boli vypísané hodnoty maxima a minima PWV. Vypočítaný bol aj rozptyl, ktorý nám hodnotí fluktuáciu pozorovaných hodnôt okolo priemeru. Smerodajná odchýlka je potom odmocninou z rozptylu. Všetky uvedené hodnoty sú zapísané v tabuľke č.5.

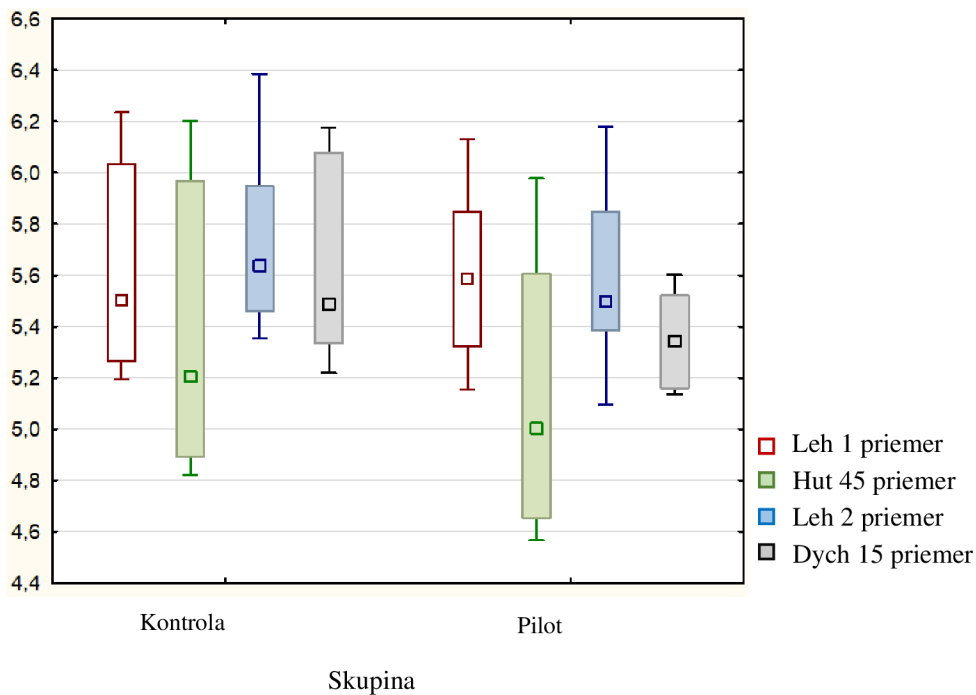
Tab. 5 Súhrnná tabuľka výsledkov z popisnej štatistiky

	Skupina	N platných	Priemer	Medián	Minimum	Maximum	SD	Rozptyl
leh 1 priemer	kontrola	8	5,628	5,502	5,195	6,235	0,421	0,177
hut 45 priemer	kontrola	8	5,393	5,205	4,819	6,201	0,563	0,317
leh 2 priemer	kontrola	8	5,727	5,636	5,353	6,386	0,360	0,130
dych 15 priemer	kontrola	6	5,634	5,488	5,219	6,176	0,382	0,146
leh 1 priemer	pilot	8	5,599	5,588	5,151	6,129	0,329	0,108
hut 45 priemer	pilot	8	5,134	5,004	4,566	5,978	0,543	0,294
leh 2 priemer	pilot	8	5,592	5,500	5,097	6,181	0,346	0,119
dych 15 priemer	pilot	8	5,351	5,343	5,136	5,601	0,171	0,029
leh 1 priemer	všetko	16	5,614	5,588	5,151	6,235	0,365	0,134
hut 45 priemer	všetko	16	5,263	5,094	4,566	6,201	0,551	0,303
leh 2 priemer	všetko	16	5,660	5,530	5,097	6,386	0,348	0,121
dych 15 priemer	všetko	16	5,492	5,357	5,136	6,176	0,320	0,102

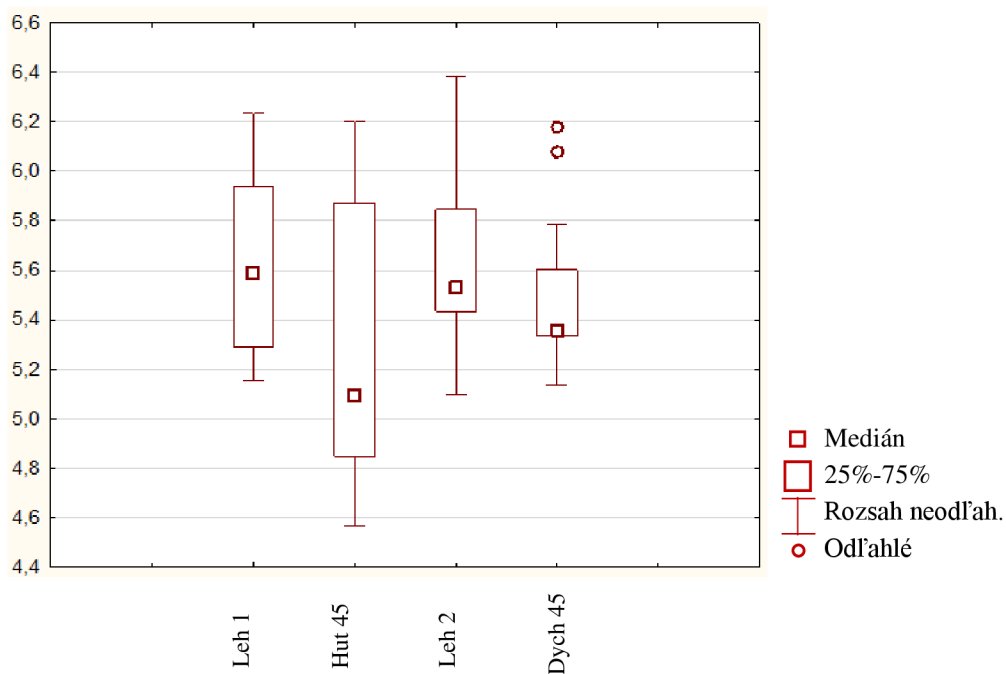
V tabuľke si môžeme všimnúť, že priemerná hodnota sa od mediánu nijako zásadne nelíši. Ak by sme mali v našich vypočítaných PWV hodnotách výrazne odľahlú hodnotu, preukázalo by sa to na skreslení priemeru a ten by sa odlišoval od mediánu. Maximálne aj minimálne hodnoty PWV z našich dát sú považované za fyziologické.

Krabicové grafy sú jednou z grafických metód používaných v štatistike, ktorá nám taktiež umožňuje posudzovať dáta. Pomocou krabicového grafu môžeme identifikovať odľahlé hodnoty, posúdiť symetriu poprípade asymetriu a posúdiť rozptyly medzi súbormi dát. Odľahlé hodnoty sú v grafe vyznačované krúžkami mimo krabicových grafov. Symetriu môžeme posudzovať podľa mediánu, ak by dáta vykazovali symetriu, medián by sa nachádzal uprostred krabicového grafu.

Z obrázku č.26 môžeme vidieť, že najväčší rozptyl hodnôt PWV v okolí priemeru majú kontroly aj piloti pri meraní počas nakloneného lôžka do 45 stupňov. To by mohlo vychádzať z toho, že každý subjekt reaguje na ortostatickú zmenu inak a preto, sme namerali u dobrovoľníkov viacero rozličných hodnôt rýchlostí pulzových vln. Na obrázku č.27 vidíme rozloženie všetkých hodnôt PWV. Hodnoty PWV v ľahu 1 by sme mohli označiť za symetrické, keďže medián leží v strede, čo sa týka hodnôt pri fáze dych 15, nachádzajú sa tam 2 odľahlé hodnoty, nejde však o extrémny.



Obr. 26 Krabicový graf pre hodnoty PWV rozdelené podľa skupiny na kontroly a pilotov



Obr. 27 Krabicový graf všetkých PWV hodnôt od oboch skupín

- **Štatistické testy**

Pre nasledujúce štatistické spracovanie sme sa rozhodli použiť parametrický test ANOVA. ANOVA alebo inak aj analýza rozptylu zrovnáva 3 a viac nezávislých výberov. Na to aby sme mohli použiť parametrický test, musia mať naše dáta normálne rozdelenie, v opačnom prípade by sme museli použiť test neparametrický.

Na overenie normality bol vybratý Kolmogorov – Smirnov štatistický test. Nulová hypotéza (H_0) bola stanovená, že dáta majú normálne rozdelenie. Alternatívnu hypotézu (H_a) sme stanovili, že dáta nemajú normálne rozdelenie. Hladina významnosti bola stanovená na hodnotu 0,05, kedy prijímame 5% chybu testu. Výsledok bol síce tesný, ale vyšlo nám, že prijímame nulovú hypotézu a teda dáta majú normálne rozdelenie.

ANOVA je obdobou t-testu, ale pre väčší počet skupín. V našom prípade išlo konkrétne o viacfaktorovú ANOVU s opakovaním. Tá sa používa v prípade, že na tej istej skupine probandov realizujeme niekoľko meraní, ktoré chceme navzájom opakovať. Opakovaním sú v našom prípade 4 fázy (leh1, hut 45, leh 2, dych 15), každá osoba je porovnávaná sama so sebou, čo je náš faktor „R1“ a druhý faktor je „skupina“, ktorým zároveň zisťujeme, či je rozdiel medzi kontrolami a pilotmi.

Nulová hypotéza bola stanovená tak, že sa dáta medzi sebou nelíšia. Alternatívna hypotéza bola, že aspoň medzi dvomi strednými hodnotami existuje štatisticky významný rozdiel. Hladina významnosti bola opäť nastavená na hodnotu 0,05. Výsledky z ANOVY aj s výslednými p-hodnotami sú zapísané v tabuľke č.6. P-hodnoty sú vyznačené červenou farbou, obe sú menšie ako hladina významnosti a preto zamietame nulovú hypotézu. Prvá p-hodnota = 0,047, nám hovorí o tom, že je významný rozdiel medzi skupinami, teda kontroly sa líšia od pilotov. Druhá p-hodnota = 0,016 poukazuje na to, že aspoň jedna fáza merania sa líši od ostatných.

Tab. 6 Výsledok ANOVY s faktormi "skupina" a "R1"

	SČ	Stupne voľnosti	PČ	F	p-hodnota	Parciál. éta-kvadr.	Výstrednosť	Pozor. sila (alfa=0,05)
Abs. člen	6,267	1,000	6,267	176,557	0,000	0,936	176,557	1,000
skupina	0,174	1,000	0,174	4,895	0,047	0,290	4,895	0,530
Chyba	0,426	12,000	0,035	-	-	-	-	-
R1	0,517	3,000	0,172	3,943	0,016	0,247	11,830	0,788
R1*skupina	0,115	3,000	0,038	0,877	0,462	0,068	2,631	0,222
Chyba	1,574	36,000	0,044	-	-	-	-	-

Pokiaľ ANOVA prijíma alternatívnu hypotézu, je vhodné zistiť, ktoré konkrétne skupiny sa odlišujú od ostatných. K tomuto účelu slúžia tzv. post – hoc testy, kde testujeme

jednotlivé dvojice. Konkrétne sme použili Fisherov LSD post – hoc test, ktorý porovnáva všetko so všetkým. Výsledné tabuľky post – hoc testov sú nižšie.

Tab. 7 Fisherov LSD post-hoc test, porovnanie p-hodnôt jednotlivých fázy merania zvlášť pre kontroly a pre pilotov

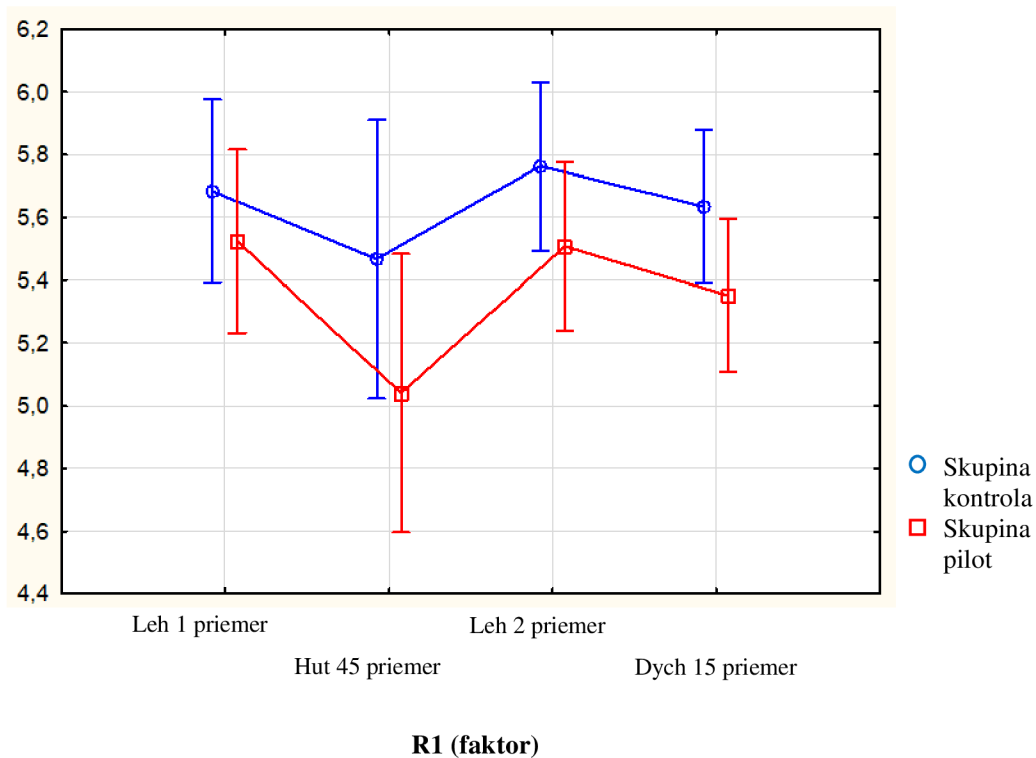
Skupina	Fáza merania	kontrola	kontrola	kontrola	kontrola	pilot	pilot	pilot	pilot
		leh 1 priemer	hut 45 priemer	leh 2 priemer	dych 15 priemer	leh 1 priemer	hut 45 priemer	leh 2 priemer	dych 15 priemer
kontrola	leh 1 priemer	-	0,034	0,421	0,619	0,454	0,007	0,412	0,129
kontrola	hut 45 priemer	0,034	-	0,005	0,097	0,791	0,056	0,847	0,585
kontrola	leh 2 priemer	0,421	0,005	-	0,197	0,266	0,003	0,238	0,065
kontrola	dych 15 priemer	0,619	0,097	0,197	-	0,602	0,011	0,553	0,192
pilot	leh 1 priemer	0,454	0,791	0,266	0,602	-	0,000	0,876	0,087
pilot	hut 45 priemer	0,007	0,056	0,003	0,011	0,000	-	0,000	0,003
pilot	leh 2 priemer	0,412	0,847	0,238	0,553	0,876	0,000	-	0,118
pilot	dych 15 priemer	0,129	0,585	0,065	0,192	0,087	0,003	0,118	-

Tab. 8 Fisherov LSD post-hoc test, porovnanie p-hodnôt jednotlivých fázy merania dohromady

Skupina	Fáza merania	leh 1 priemer	hut 45 priemerr	leh 2 priemer	dych 15 priemer
všetko	leh 1 priemer	-	0,000	0,648	0,122
všetko	hut 45 priemer	0,000	-	0,000	0,002
všetko	leh 2 priemer	0,648	0,000	-	0,048
všetko	dych 15 priemer	0,122	0,002	0,048	-

Získali sme výsledky mnohonásobného porovnania medzi všetkými skupinami. V oboch tabuľkách sú červene vyznačené p-hodnoty menšie ako hladina významnosti 0,05. Preukázali sme, že existuje štatisticky významný rozdiel medzi fázami, a to hlavne fáza hut 45(naklonené lôžko do 45°) sa líši od ostatných a o to jak v skupine pilotov tak aj u kontrol.

V tabuľke č.8 sú porovnané p-hodnoty z meraných fázy od všetkých skupín a taktiež je jasne vidieť, že fáza merania hut 45 sa významne líši od ostatných. Toto naše tvrdenie ešte dopĺňa aj výsledný graf z ANOVY na obrázku č.28, kde vidíme rozdiel medzi skupinou kontrol a pilotov a taktiež, je preukázaný vplyv faktoru R1(rozdiely medzi fázami merania).



Obr. 28 Grafické znázornenie vplyvu interakcie efektov "R1" a "Skupina"

6.2 Diskusia výsledkov

Z kapitoly 1 a 2 už vieme, že počas systoly dochádza ku vypudeniu krvi z ľavej komory do aorty, čím vzniká arteriálna pulzová vlna, ktorá sa šíri ďalej krvným riečiskom. Na jej rýchlosť vplyvajú rôzne faktory, ktoré sú taktiež obsiahnuté v kapitole 2.

V rámci tejto bakalárskej práce sme uskutočnili merania na subjektoch, ktorí vykonávali dychové a polohové manévry. Počas štatistického spracovania sme zistili ako tieto manévry vplyvajú na rýchlosť šírenia pulzovej vlny.

Pri diskutovaní výsledkov a záverov vychádzame najprv z toho, o akú skupinu našich meraných subjektov išlo. Obe skupiny kontroly aj piloti sú definovaní ako zdravý subjekt, ktorý sa nelieči na žiadne kardiovaskulárne ochorenie. Keďže išlo o zdravých dobrovoľníkov v mladom veku od 21 do 26 rokov, nepredpokladáme u nich hypertenziu, čo je jeden z faktorov, ktorý môže ovplyvniť PWV. Počas merania zároveň mohlo prísť ku prípadným skresleniam záznamov na základe psychosomatických vplyvov pred alebo počas merania. Podrobnejšie informácie o subjektoch sú v kapitole 5.1.

V rámci porovnania výsledných hodnôt PWV pre obe skupiny, môžeme povedať, že skupina pilotov sa od kontrol líšila. Treba zdôrazniť, že obe skupiny majú hodnoty PWV fyziologické. Všeobecne však majú piloti nižšie hodnoty PWV než kontroly a to vďaka

poddajnejším tepnám. Pravdepodobne to je dôsledkom ich významne lepšej životospôry, a zároveň väčšej fyzickej aktivity a tiež podielu ich svalovej hmoty. Zároveň pracujúci sval produkuje pôsobky ovplyvňujúce artérie. Pôsobky patria medzi vazoaktívne látky produkované endotelom. Sú to napr. prostaglandíny(dilatácia), endotelíny(konstrikcia), histamín(dilatácia) alebo serotonín(konstrikcia). Väčšina týchto látok pôsobí prostredníctvom podpory alebo inhibície tvorby NO(oxid dusnatý), ktorý má relaxačný vplyv na bunky hladkého svalstva v stene cievy. [29]

V rámci porovnania jednotlivých fáz merania vyšli štatistické testy tak, že meranie na naklonenom lôžku sa odlišuje od ostatných. Behom fáze hut 45 sa znížili hodnoty PWV u oboch meraných skupín. Táto skutočnosť je pravdepodobne ovplyvnená rozdielnou redistribúciou krvi počas naklopenia, a taktiež schopnosťou kardiovaskulárneho systému sa s touto redistribúciou krvi vyrovnáť. Pri zmene polohy tela z ľahu do vertikálnej polohy (v našom prípade sklopené lôžko do 45°) došlo vplyvom gravitácie k presunu časti objemu krvi do dolnej polovice tela. Táto krv následne chýbala v hornej časti(ruke), kde sa snímala krvný tlak. Znížila sa teda náplň artérií v hornej polovici tela, tým sa znížil krvný tlak v ruke odkiaľ sme ho snímali, zároveň sa zvýšila poddajnosť ciev a výsledkom bolo zníženie PWV.

Kardiovaskulárny systém sa po určitej dobe snaží s touto redistribúciou krvi vyrovnáť. Pokles krvného tlaku je zachytený baroreceptormi a dochádza ku zníženiu aktivity parasympatických vlákien vedúcich do predĺženej miechy. Pokles aktivity parasympatickej inervácie SA uzlu a zvýšenie sympatiku na srdce vedie ku zvýšeniu srdečnej frekvencii. Zároveň reaguje sympatická vetva baroreflexu zvýšením sympatického tonusu čo umožňuje stabilizovať krvný tlak, a zároveň môže prísť k poklesu srdečnej frekvencie do kľudných hodnôt.

Čo sa týka ostatných fáz merania, nezaznamenali sme žiadne významné rozdiely. Vo fáze ľahu 2 sme pozorovali, či nepríde ku nejakým zmenám po predchádzajúcom naklonení lôžka, avšak namerané hodnoty PWV odpovedali hodnotám v ľahu 1. Vo fáze dych 15, išlo o sledovanie hodnôt PWV pri riadenom pravidelnom dýchaní 15 dychov za minútu. Tu taktiež neprišlo ku žiadnym zmenám voči hodnotám PWV v ľahu 1 ani 2. Všetky výsledné hodnoty PWV v rámci našej štúdie považujeme za fyziologické.

7. ZÁVER:

Cieľom bakalárskej práce bolo oboznámiť sa s problematikou týkajúcou sa oblasti pulzovej vlny, výpočtu rýchlosti PWV a sledovaniu jej zmien v závislosti na zmenách polohy tela. Pre účel výpočtu PWV boli vybraté vhodné matematické funkcie na rozmeranie signálu EKG a krvného tlaku a ich implementácia v prostredí MATLAB.

V prvej kapitole bol spracovaný teoretický základ o fungovaní kardiovaskulárneho systému, fyziológii srdca a cievneho riečiska. Následne je vysvetlená pulzová vlna, jej šírenie v ľudskom tele a faktory, ktoré ju ovplyvňujú. Zamerali sme sa aj na metódy snímania pulzovej vlny.

Ďalšia časť práce popisuje metódy na detekciu QRS komplexov zo signálu EKG. Úlohou bolo zistiť rýchlosť pulzovej vlny na základe časovej vzdialenosti medzi kmitom R na EKG a diastolickým tlakom (minimum) na tlakovej krivke. Správna detekcia časov je dôležitá pre výpočet PWV. Preto sme sa v piatej kapitole tejto práce podrobne zaoberali samotným návrhom algoritmu pre detekciu R kmitov a detekciu diastolického tlaku. Výsledky týchto detekcií, ako aj samotný postup, sú v bakalárskej práci doložené obrázkami z realizácie týchto naprogramovaných metód.

Praktická časť práce sa zaoberá nielen popisom navrhnutých metód, ale aj ich samotným testovaním na reálnych dátach od 16 dobrovoľníkov. Výsledné hodnoty rýchlostí pulzových vln boli štatisticky spracované a následne vyhodnotené. Boli zistené a potvrdené teoretické predpoklady ohľadom vlastností šírenia pulzovej vlny. Môžeme konštatovať, že hodnoty PWV sú u trénuovaných a športujúcich subjektov nižšie. Zároveň sme zistili, že pulzová vlna dosahuje počas polohových manévrov rozdielne hodnoty PWV. Pri polohovom manévri nakloneného lôžka boli namerané nižšie rýchlosti v hornej končatine.

Výsledné závery bakalárskej práce sú jedinečné z toho pohľadu, že po prvýkrát bol na výpočet PWV použitý prístroj Finapres NOVA. Kontinuálne snímanie krvného tlaku za súčasného snímania EKG nám umožnilo merať PWV tep po tepe.

Rýchlosť pulzovej vlny je markerom stavu arteriálneho systému. Vyšetrenie rýchlosti pulzovej vlny je klinicky veľmi cenné a v dnešnej dobe zaradené medzi hlavné diagnostické procedúry v stanovovaní kardiovaskulárneho rizika, posunu od tradičných rizikových faktorov k presnejšej diagnostike stavu kardiovaskulárneho systému, aj u osôb bez klinických príznakov. Z tohto dôvodu by sa mohla táto bakalárska práca rozšíriť o ďalšie štúdie a merania napríklad na pacientoch s vyšším vekom, kde je aj vyššie kardiovaskulárne riziko, a tým pádom prispieť ku stratifikácii ochorení.

LITERATÚRA

- [1] FARSKÝ, CSC, doc. MUDr. Štefan, FESC. Vyšetovanie arteriálnej tuhosti. *Http://www.vysetrenieciiev.sk/* [online]. [cit. 2021-01-04]. Dostupné z internetu: http://www.vysetrenieciiev.sk/sites/default/files/farskeho_clanok.pdf.
- [2] ROKYTA, Richard. *Fyziologie*. Praha: Galén, 2016. ISBN 978-80-7492-238-1.
- [3] *Wikiwand* [online]. [cit. 2021-4-25]. Dostupné z: https://www.wikiwand.com/sk/P%C4%BE%C3%BAcna_tepna
- [4] IVÁK, Peter, Josef KROUPA, Patrik MAĎA a Josef FONTANA. *Funkce buněk a lidského těla* [online]. [cit. 2021-4-25]. Dostupné z: <http://fblt.cz/skripta/x-srdce-a-obeh-krve/1-srdce/>
- [5] Biomechanika krevního oběhu. *WikiSkripta* [online]. [cit. 2021-01-05]. Dostupné z internetu: https://www.wikiskripta.eu/w/Biomechanika_krevn%C3%ADho_ob%C4%9Bhu.
- [6] HOLIBKOVÁ, Alžběta a Stanislav LAICHMAN. *Přehled anatomie člověka*. 5. vydání. Univerzita Palackého v Olomouci, 2017. ISBN 978-80-244-2615-0.
- [7] *Artéria* [online]. [cit. 2021-4-25]. Dostupné z: <http://www.sestra.sk/S%C3%BAbor:Artery.svg>
- [8] Cévy. *Wikiskripta* [online]. [cit. 2021-01-05]. Dostupné z internetu: <https://www.wikiskripta.eu/w/C%C3%A9vy>.
- [9] Rychlost pulzové vlny. *Https://is.muni.cz/: Rychlost pulzové vlny* [online]. [cit. 2021-01-04]. Dostupné z internetu: <https://is.muni.cz/el/1411/podzim2015/ZLFY0321c/um/Praktika-ukolXII.pdf?lang=en>.
- [10] BOUTOUYRIE, P., P. LACOLLEY, X. GIRERD, L. BECK, M. SAFAR a S. LAURENT, 1994. Sympathetic activation decreases medium-sized arterial compliance in humans. *American Journal of Physiology-Heart and Circulatory Physiology* [online]. **267**(4), H1368–H1376. ISSN 0363-6135. Dostupné z internetu: doi:10.1152/ajpheart.1994.267.4.H1368
- [11] FARSKÝ, CSC, doc. MUDr. Štefan. Cievna stena vzhľadom na nové odporúčania pre diagnostiku a liečbu hypertenzie alebo prečo klesá diastolický tlak s vekom. *Cardiol*. 2008. Dostupné z internetu: doi:<http://www.cardiology.sk/casopis/108/pdf/15.pdf>

- [12] ASMAR, Roland a Michael O'ROURKE. Arterial stiffness and pulse wave velocity: clinical applications. 1st ed. Amsterdam: Elsevier, c1999, 167 s. ISBN 28-429- 9148-6.
- [13] TOMIYAMA, Hirofumi, Chisa MATSUMOTO, Kazuki SHIINA a Akira YAMASHINA. Brachial-Ankle PWV: Current Status and Future Directions as a Useful Marker in the Management of Cardiovascular Disease and/or Cardiovascular Risk Factors. *Journal of Atherosclerosis and Thrombosis*. 2015, 128-146. Dostupné z internetu: doi:https://www.jstage.jst.go.jp/article/jat/23/2/23_32979/_pdf/-char/en
- [14] SVAČINOVÁ, Jana, Jana HRUŠKOVÁ, Juraj JAKUBÍK, et al. *Variability of peripheral pulse wave velocity in patients with diabetes mellitus type 2 during orthostatic challenge*. Department of Physiology, Faculty of Medicine, Masaryk University, Brno, Czech Republic.
- [15] KIM, Hack-Lyoung a Sang-Hyun Kim. Pulse Wave Velocity in Atherosclerosis. *Frontiers in Cardiovascular Medicine*. 2019. Dostupné z internetu: doi:<https://www.frontiersin.org/articles/10.3389/fcvm.2019.00041/full>
- [16] Klinický význam měření rychlosti pulzové vlny. *ProLékaře.cz* [online]. [cit. 2021-01-05]. Dostupné z internetu: <https://www.prolekare.cz/tema/pulzova-vlna/detail/klinicky-vyznam-mereni-rychlosti-pulzove-vlny-6934>
- [17] Evelien Hermeling, Koen D. Reesink, Arnold P.G. Hoeks, Robert S. Reneman, Potentials and Pitfalls of Local PWV Measurements, *American Journal of Hypertension*, Volume 23, Issue 9, September 2010, Page 934, dostupné z internetu: <https://doi.org/10.1038/ajh.2010.123>
- [18] Arteriograf. *Flash-web.sk* [online]. [cit. 2021-4-25]. Dostupné z: <http://www.vysetrenieciiev.sk/arteriograf>
- [19] CAVALCANTE, João L., João A.C. Lima, Alban Redheuil a Mouaz H. Al-Mallah. Aortic Stiffness: Current Understanding and Future Directions. *Journal of the American College of Cardiology*. , 1511-1522. ISSN 0735-1097. Dostupné z internetu :<https://doi.org/10.1016/j.jacc.2010.12.017>
- [20] KARETOVÁ, CSC., doc. MUDr. Debora a MUDr. Miroslav CHOMOLA, CSC. *Vaskulární Medicína*. Praha: Maxdorf, 2017. ISBN 978-80-7345-536-1.
- [21] Klinický význam parametru CAVI (Cardio- Ankle Vascular Index) v prevenci, diagnostice a terapii. *Kardiologická revue – Interní medicína - Číslo 4*. 2014. Dostupné z : doi:<https://www.kardiologickarevue.cz/casopisy/kardiologicka->

revue/2014-4/klinicky-vyznam-parametru-cavi-cardio-ankle-vascular-index-v-prevenci-diagnostice-a-terapii-49519

- [22] VONDRA, Vlastimil, Pavel JURAK, Ivo VISCOR, Josef HALAMEK, Pavel LEINVEBER, Magdalena MATEJKOVA a Ladislav SOUKUP, 2016. A multichannel bioimpedance monitor for full-body blood flow monitoring. *Biomedizinische Technik. Biomedical Engineering* [online]. **61**(1), 107–118. ISSN 1862-278X. Dostupné z internetu: doi:10.1515/bmt-2014-0108
- [23] Zdroj: <https://theses.cz/id/i69cnp/> PLESINGER, Filip, Magdalena MATEJKOVA, Josef HALAMEK, Pavel JURAK, Ivo VISCOR a Vlastimil VONDRA. Influence of tilt load on pulse wave velocity in the lower limbs. 2014 8th Conference of the European Study Group on Cardiovascular Oscillations (ESGCO) [online]. IEEE, 2014, 2014, , 77-78 [cit. 2018-12-06]. DOI: 10.1109/ESGCO.2014.6847527. ISBN 978-1-4799-3969- 5. Dostupné z internetu: <http://ieeexplore.ieee.org/document/6847527/>
- [24] BINDER, Svatopluk. *Průběh pulsní vlny v závislosti na elasticitě cévního systému na arteria radialis* [online]. Olomouc, 2009 [cit. 2021-04-25]. Dostupné z: <https://theses.cz/id/i69cnp/>. Disertační práce. Univerzita Palackého v Olomouci, Lékařská fakulta. Vedoucí práce Jan Hálek.
- [25] KHAN, M. Gabriel. *EKG a jeho hodnocení*. Praha: GRADA publishing, 2005. ISBN 80-247-0910-4.
- [26] Popis EKG. *WikiSkripta* [online]. [cit. 2021-01-05]. Dostupné z internetu: https://www.wikiskripta.eu/w/Popis_EKG
- [27] KOZUMPLÍK, Jiří. Analýza biologických signálů. Skripta Brno: Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, Vysoké učení technické v Brně, 2012.
- [28] KOZUMPLÍK, Jiří. Analýza biologických signálů. Přednášky z predmetu AABS, FEKT VUT Brno, 2019
- [29] SVAČINOVÁ, Jana a Jana HRUŠKOVÁ. *FYZIOLOGIE CÉVNÍHO SYSTÉMU* [online]. [cit. 2021-5-27]. Dostupné z: https://is.muni.cz/www/345402/66012191/Materialy_krevni_tlak.pdf

PRÍLOHY

V priloženom *zip* súbore môžeme nájsť všetky naprogramované a použité funkcie v programe MATLAB R2018b a taktiež namerané dáta na dobrovoľníkoch.

Priečinok *Data* obsahuje ďalšie tri zložky, *Kontroly*, *Piloti* a *Tabuľka*. Sú to zložky, ktoré obsahujú všetky namerané záznamy. Nachádza sa tu aj excelovská tabuľka s dĺžkami artérii pre každého dobrovoľníka, ktorá je volaná vo funkcii *automatic* na výpočet PWV.

Zložka *Funkcie* obsahuje jednotlivé funkcie na rozmeranie EKG signálu a signálu diastolického tlaku a funkcie na výpočet PWV. Hlavný skript, je *automatic.m*, ktorý si volá postupne jednotlivé signály a s využitím pomocných funkcií vypočíta PWV tep po tepe pre každý záznam.