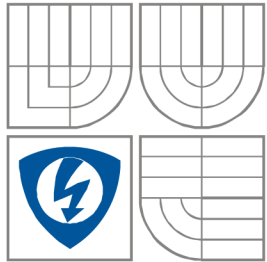


VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ
BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY



FAKULTA ELEKTROTECHNIKY A KOMUNIKAČNÍCH
TECHNOLOGIÍ
ÚSTAV BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ

FACULTY OF ELECTRICAL ENGINEERING AND COMMUNICATION
DEPARTMENT OF BIOMEDICAL ENGINEERING

VYHODNOCENÍ VLASTNOSTÍ TLAKOVÉ VLNY V LIDSKÉM TĚLE PŘI RŮZNÝCH EXCITACÍCH

PROPERTIES OF PULSE WAVE VELOCITY IN HUMAN BODY DURING VARIOUS
EXCITATIONS

DIPLOMOVÁ PRÁCE
MASTER'S THESIS

AUTOR PRÁCE
AUTHOR

Bc. MAGDALÉNA MATEJKOVÁ

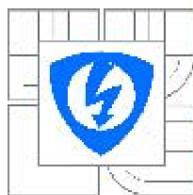
VEDOUCÍ PRÁCE
SUPERVISOR

Dr. Ing. VLASTIMIL VONDRA

ODBORNÍ KONZULTANTI
CONSULTANTS

RNDr. JIŘÍ JARKOVSKÝ, PhD.,
Ing. PAVEL JURÁK, CSc

BRNO, 2013



VYSOKÉ UČENÍ
TECHNICKÉ V BRNĚ

Fakulta elektrotechniky
a komunikačních technologií

Ústav biomedicínského inženýrství

Diplomová práce

magisterský navazující studijní obor
Biomedicínské inženýrství a bioinformatika

Studentka: Bc. Magdaléna Matejková

ID: 115105

Ročník: 2

Akademický rok: 2012/2013

NÁZEV TÉMATU:

Vyhodnocení vlastností tlakové vlny v lidském těle při různých excitacích.

POKYNY PRO VYPRACOVÁNÍ:

1) Seznamte se s metodami měření, zpracováním a využitím rychlosti šíření tlakové vlny arteriálního krevního tlaku. Tlaková vlna je měřena na skupině zdravých dobrovolníků v klidu, při respiračních manévrech, na nakloněné rovině a při fyzické zátěži. Měří se na končetinách, hrudníku a karotidách, celkem 18 snímaných míst pomocí bioimpedanční metody. 2) Proveďte ověření správnosti detekce a navrhnete způsob statistického vyhodnocení. 3) Vyhodnoňte rychlost šíření tlakové vlny u souboru cca 30 subjektů při různých excitacích krevního oběhu. 4) Popište typické vlastnosti chování tlakové vlny u zdravých dobrovolníků.

DOPORUČENÁ LITERATURA:

- [1] ENDERLE J.D., BLANCHARD S.M., BRONZINO J.D. Introduction to Biomedical Engineering. Academic Press, San Diego, 2000.
[2] SRAMEK B.Bo., VALENTA J., KLIMEK F. Biomechanics of the cardiovascular system, Prague – Irvine, USA, 1995.

Termín zadání: 11.2.2013

Termín odevzdání: 24.5.2013

Vedoucí práce: Dr. Ing. Vlastimil Vondra

Konzultanti diplomové práce: RNDr. Jiří Jarkovský, Ph.D.
Ing. Pavel Jurák, CSc.

prof. Ing. Ivo Provazník, Ph.D.

Předseda oborové rady

UPOZORNĚNÍ:

Autor diplomové práce nesmí při vytváření diplomové 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

Tato práce se zabývá problematikou měření rychlosti šíření pulzní vlny v lidském těle pomocí metody vícekanálové celotělové bioimpedance, která byla vyvinuta na ÚPT AV ČR, v.v.i. Hodnocení rychlosti šíření pulzní vlny může poskytnout důležité informace o stavu poddajnosti vyšetřovaných cév, což je jedním ze základních parametrů vypovídajícím o jejich fyziologickém stavu. Vyšetřování stavu cévního řečiště je v rámci včasné diagnostiky velmi důležité, protože jeho patologické stavy jsou hlavním přispěvatelem ke vzniku kardiovaskulárních chorob a následné úmrtnosti. Práce se věnuje teoretickému rozboru problematiky, následně jsou rozebrány dosud dostupné metody hodnocení stavu cévního řečiště využívající měření rychlosti šíření pulzní vlny a hlavní část práce tvoří problematika měření pomocí vícekanálové celotělové bioimpedance. V rámci této práce byl navrhnout a naprogramován protokol, který sumarizuje a vizualizuje získané informace a v současnosti slouží jako výstup z experimentálního měření pomocí této metody. Datový soubor pro statistické zpracování pozůstává z hodnot rychlostí šíření pulzní vlny u 35 zdravých dobrovolníků a následně jsou vyhodnoceny vlastnosti pulzní vlny při různých excitacích.

Klíčová slova

Bioimpedance, celotělová vícekanálová bioimpedance, pulzní vlna, rychlost šíření pulzní vlny, hemodynamika.

Abstract

The thesis is concerned with the analysis of measuring pulse wave velocity in human body with the aid of whole-body multichannel bioimpedance which was developed at ISI AS CR, v.v.i.. The evaluation of pulse wave velocity can provide us with important information about the state of vessel compliance which is one of the basic parameters informing on their physiological state. The examination of the state of vascular system is a very important part of early diagnostics because its pathological states are the main contributor to the rise of cardiovascular diseases and disease mortality. The thesis is concerned with the theoretical analysis together with the available methods of valuation of the state of vascular system that use measuring of pulse wave velocity. The main part of the thesis deals with the analysis of the whole-body multichannel bioimpedance measurement. The proposed and programmed protocol that summarizes and visualizes all obtained information is a part of this thesis. This is currently used as an output of the experimental measurement by this method. Data file for statistical processing contains the values of the pulse wave velocity of 35 healthy volunteers and subsequently the properties of pulse wave are assessed at various excitations.

Keywords

Bioimpedance, whole-body multichannel bioimpedance, pulse wave, pulse wave velocity, haemodynamics.

Bibliografická citace práce

MATEJKOVÁ, M. *Vyhodnocení vlastností tlakové vlny v lidském těle při různých excitacích: diplomová práce*. Brno: FEKT VUT, 2013. 82 s., 6. příl. Vedoucí diplomové práce Dr. Ing. Vlastimil Vondra, odborní konzultanti RNDr. Jiří Jarkovský, Ph.D., Ing. Pavel Jurák, SSc.

Prehlásenie

Prehlasujem, že svoju diplomovú prácu na tému *Vyhodnocení vlastností tlakové vlny v lidském těle při různých excitacích*, som vypracovala samostatne pod vedením vedúceho diplomovej práce a odborných konzultantov a s použitím odbornej literatúry a ďalších informačných zdrojov, ktoré sú všetky citované v práci a uvedené v zozname literatúry na konci práce.

Ako autorka uvedenej diplomovej práce ďalej prehlasujem, že v súvislosti s vytvorením tejto práce som neporušila autorské práva tretích osôb, hlavne som nezasiahla nedovoleným spôsobom do cudzích autorských práv osobnostných a som si plne vedomá následkov porušenia ustanovení § 11 a nasledujúcich autorského zákona č. 121/2000 Sb., vrátane možných trestnoprávnych dôsledkov vyplývajúcich z ustanovení § 152 trestného zákona č. 140/1961 Sb.

V Brne dňa 20.05.2013

.....

podpis autorky

Pod'akovanie

Ďakujem vedúcemu diplomovej práce Dr. Ing. Vlastimilovi Vondrovi, odborným konzultantom RNDr. Jiřímu Jarkovskému, Ph.D., Ing. Pavlu Jurákovi, SCc a ostatným pracovníkom ÚPT AV ČR, v.v.i, za metodickú, pedagogickú a odbornú pomoc a ďalšie cenné rady pri spracovaní diplomovej práce.

Taktiež chcem poďakovať mojím blízkym za podporu a pomoc počas celého štúdia a vypracovania tejto práce.

V Brne dňa 20.05.2013

.....
podpis autorky

Obsah

Zoznam obrázkov	11
Zoznam tabuliek	12
Úvod	13
1 Arteriálna pulzová vlna	14
1.1 Srdečný cyklus	14
1.1.1 Systolické fázy	15
1.1.2 Diastolické fázy	15
1.2 Vznik arteriálnej pulzovej vlny	15
1.2.1 Pulzová vlna	16
1.2.2 Zmena priemeru cievy	16
1.2.3 Zmena prietoku	17
1.3 Výpočet rýchlosti šírenia pulzovej vlny (PWV).....	17
1.4 Vplyvy na šírenie pulzovej vlny	18
1.4.1 Vek	18
1.4.2 Krvný tlak.....	19
1.4.3 Vazokonstrikcia a vazodilatácia	19
2 Metódy merania a vyhodnotenia rýchlosti pulzovej vlny	20
2.1 Invazívne metódy	20
2.2 Neinvazívne metódy	20
2.2.1 Povrchové meranie krvného tlaku.....	20
2.2.2 Ultrazvukové metódy zobrazenia rýchlosti toku krvi – Dopplerovské metódy.....	21
2.2.3 CAVI.....	24
2.2.4 Impedančná pletysmografia (reografia)	25
3 Viackanálová impedančná pletysmografia (MBM)	27
3.1 Popis metódy	27
3.2 Popis merania použitého experimentálneho protokolu pomocou metódy MBM.....	28
3.2.1 Príprava meraného subjektu	28
3.2.2 Meranie MBM.....	30
3.3 Obmedzenia metódy	32
4 Spracovanie signálov z merania pomocou MBM	33
4.1 Predspracovanie získaných signálov automatickým detektorom	33
4.2 Priebeh a spôsob vyhodnotenia signálov rýchlostí.....	33
4.2.1 Skórovanie signálov rýchlostí	34

4.2.2	Automatický dopočet hodnôt rýchlostí	36
4.2.3	Korekcia hodnôt kontinuálneho merania krvného tlaku	37
5	Protokol o meraní pomocou MBM	39
5.1	Vybrané hodnoty uvádzané v protokole o meraní pomocou MBM	39
5.1.1	Prvá strana protokolu	39
5.1.2	Druhá strana protokolu	40
5.2	Príklad protokolu	41
6	Overenie správnosti detekcie	44
6.1	Postup a príklad overenia správnosti detekcie	44
7	Štatistické spracovanie	50
7.1	Metodika štatistického spracovania	50
7.1.1	Párové testy – Wilcoxonov test pre dva závislé výbery	50
7.1.2	Testy na základe viacerých závislých výberov – Friedmanova ANOVA	51
7.1.3	Korelácie – Spearmanova korelácia	51
7.2	Popis dátového súboru	52
7.2.1	Vierohodnosť jednotlivých kanálov	52
7.2.2	Popisná štatistika	56
7.3	Neparametrické testovanie	59
7.3.1	Párové testovanie dvojíc manévrov	59
7.3.2	Friedmanova ANOVA pokojových stavov	62
7.3.3	Párové testovanie ľavej a pravej časti tela	64
7.4	Korelácie	67
7.4.1	Korelácie párových manévrov	67
7.4.2	Korelácie ľavej a pravej časti tela	68
7.5	Zhodnotenie výsledkov a odporúčania na úpravu meracieho protokolu merania MBM	69
7.5.1	Zhodnotenie výsledkov štatistického spracovania párových manévrov	69
7.5.2	Zhodnotenie výsledkov štatistického spracovania ľavej a pravej časti tela	71
8	Popis typických vlastností šírenia tlakovej vlny	74
8.1	Popis PWV vzhľadom na miesto merania	74
8.2	Popis PWV vzhľadom na vykonaný manéver	75
	Záver	77
	Literatúra	79
	Zoznam príloh	81
	Zoznam použitých skratiek	81

Obsah elektronickej dokumentácie	82
Prílohy	83

Zoznam obrázkov

Obr. 1 Fázy srdcového cyklu, prevzaté z [4].....	14
Obr. 2 Príklad okamžitej hodnoty prietoku, tlaku a priemeru veľkých ciev v čase [1].	15
Obr. 3 Hodnota rýchlosti šírenia pulzovej vlny v závislosti na vzrastajúcej vzdialenosti od srdca, (—) zvierat, (- - -) človek, prevzaté z [1]	16
Obr. 4 Obecná stavba arteriálnej cievnej steny, prevzaté z [6].....	17
Obr. 5 Meranie rýchlosti šírenia pulzovej vlny, prevzaté z [1].....	18
Obr. 6 Vplyv veku na pulzovú vlnu, prevzaté z [1].	19
Obr. 7 Povrchové meranie krvného tlaku a výpočet rýchlosti šírenia pulzovej vlny, prevzaté z [1].	21
Obr. 8 Dopplerov efekt [17].	21
Obr. 9 Rozloženie rýchlosti krvi v cievke pri laminárnom prúde, prevzaté z [10].	22
Obr. 10 Spôsob merania CAVI [2].....	24
Obr. 11 Schematické znázornenie impedančného merania [15].	26
Obr. 12 Umiestnenie a zapojenie napäťových a prúdových elektród na ľudskom tele, prevzaté z [16].	27
Obr. 13 Meranie MBM v pokoji.	30
Obr. 14 Tilt – naklonená rovina.	31
Obr. 15 Exercise – cvičenie.....	32
Obr. 16 Ukážka odpočtu hodnoty $PWV_{3,4-7}$ (fv_7).	35
Obr. 17 Ukážka nameraných hodnôt tlaku zmeraných patientskym monitorom a finometrom pre subjekt č. 13 v pokojových fázach na začiatku a na konci merania.....	38
Obr. 18 Výsledok lineárnej korekcie hodnôt krvného tlaku.	38
Obr. 19 Príklad 1. strany protokolu, subjekt č. 13.	42
Obr. 20 Príklad 2. strany protokolu, subjekt č. 13.	43
Obr. 21 Zobrazenie celého záznamu merania impedancie pre jednotlivé miesta merania v programe ScopeWin.	45
Obr. 22 Odčítanie časového posunu t_{R-7} medzi R vlnou a vrcholom impedancie pre ľavé lýtko CH7 ($-dZ_7/df$) v rámci excitácie breath hold.	47

Zoznam tabuliek

Tab. 1 Rozsah hodnôt CAVI [12].	25
Tab. 2 Použité frekvencie prúdových zdrojov pri meraní MBM [16].	28
Tab. 3 Príklad overenia detekcie: pac.č.14, breath hold (zadržanie dychu).	49
Tab. 4 Priemerné hodnoty absolútnych a relatívnych chýb pri rôznych excitáciách.	49
Tab. 5 Percentuálne zastúpenie nameraných fyziologických hodnôt rýchlostí kanálov pre pokojové stavy.	53
Tab. 6 Percentuálne zastúpenie nameraných fyziologických hodnôt rýchlostí kanálov pre vykonávané manévry.	54
Tab. 7 Vierohodnosť kanálov v závislosti na pokojových stavoch.	55
Tab. 8 Vierohodnosť kanálov v závislosti na vykonávaných manévroch.	55
Tab. 9 Popisná štatistika nameraných hodnôt pre jednotlivé kanály počas pokojových stavov, N=35.	57
Tab. 10 Popisná štatistika nameraných hodnôt pre jednotlivé kanály počas manévrov, N=35.	58
Tab. 11 Párové testovanie rýchlostí pre Valsalva manévry.	60
Tab. 12 Párové testovanie rýchlostí pre Mueller manévry.	61
Tab. 13 Párové testovanie rýchlostí na začiatku a na konci merania.	61
Tab. 14 Friedmanovo testovanie pokojových stavov pre jednotlivé rýchlosti.	63
Tab. 15 Vybrané párové testovanie pokojových stavov Wilcoxonovými testami po Friedmanovom testovaní.	64
Tab. 16 Párové testovanie štatistickej významnosti rozdielu ľavej a pravej strany tela.	65
Tab. 17 Korelácie párových manévrov.	67
Tab. 18 Hodnoty korelácií párového testovania ľavej a pravej strany tela.	68
Tab. 19 Stanovenie štatisticky významných korelácií párových manévrov spolu so súčasným označením štatisticky významne rozdielných dvojíc manévrov.	70
Tab. 20 Stanovenie štatisticky významných korelácií dvojíc rýchlostí ľavej a pravej strany tela so súčasným označením štatisticky významne rozdielných dvojíc rýchlostí ľavej a pravej strany tela.	72
Tab. 21 Mediány PWV daných manévrov a vybraných pokojových stavov.	74
Tab. 22 Relatívne zmeny PWV daných manévrov voči pokojovému stavu na začiatku merania.	76

Úvod

Kardiovaskulárne ochorenia sa radia medzi civilizačné choroby, ktoré vedú k najčastejšej príčine úmrtia vo vyspelých krajinách. Preto je viac ako potrebné sa nimi zaoberať a neustále hľadať prostriedky vedúce k zníženiu výskytu týchto ochorení a včasnej diagnostike rozvíjajúceho sa ochorenia.

Patologické stavy cievneho riečiska sú hlavným prispievateľom ku vzniku kardiovaskulárnych ochorení a následnej úmrtnosti [1]. Jedným z možných hodnotiteľných parametrov pri vyšetrení stavu cievneho riečiska je hodnotenie rýchlosti šírenia pulzovej vlny v tele [2]. Tá odráža stav poddajnosti ciev, čo je jedným zo základných parametrov vypovedajúcich o ich fyzickom stave.

Táto práca sa zaoberá meraním rýchlosti šírenia pulzovej vlny pomocou metódy viackanálovej celotelovej impedancie, ktorá bola vyvinutá na ÚPT AV ČR, v.v.i.. V úvodných kapitolách sa venuje teoretickému rozboru vzniku pulzovej vlny, výpočtu rýchlosti jej šírenia a faktorov vplývajúcich na túto rýchlosť šírenia. Následne je uvedené rozdelenie metód merania a vyhodnotenia rýchlosti pulzovej vlny so zameraním na neinvazívne metódy merania.

Hlavná časť tejto diplomovej práce vychádza z merania rýchlosti šírenia pulzovej vlny pomocou viackanálovej celotelovej bioimpedancie. Úlohou práce je zistiť rýchlosť šírenia pulzovej vlny vo vybraných častiach ľudského tela pri excitáciách vykonávaných počas merania. Celkovo bolo v rámci MBM štúdie spracovaných 41 dobrovoľníkov, pričom pre účely tejto práce bolo spracovaných a štatisticky vyhodnotených 35 subjektov – zdravých dobrovoľníkov. Výsledkom štatistického spracovania nameraných dát je zhodnotenie vlastností pulzovej vlny pri rôznych excitáciách.

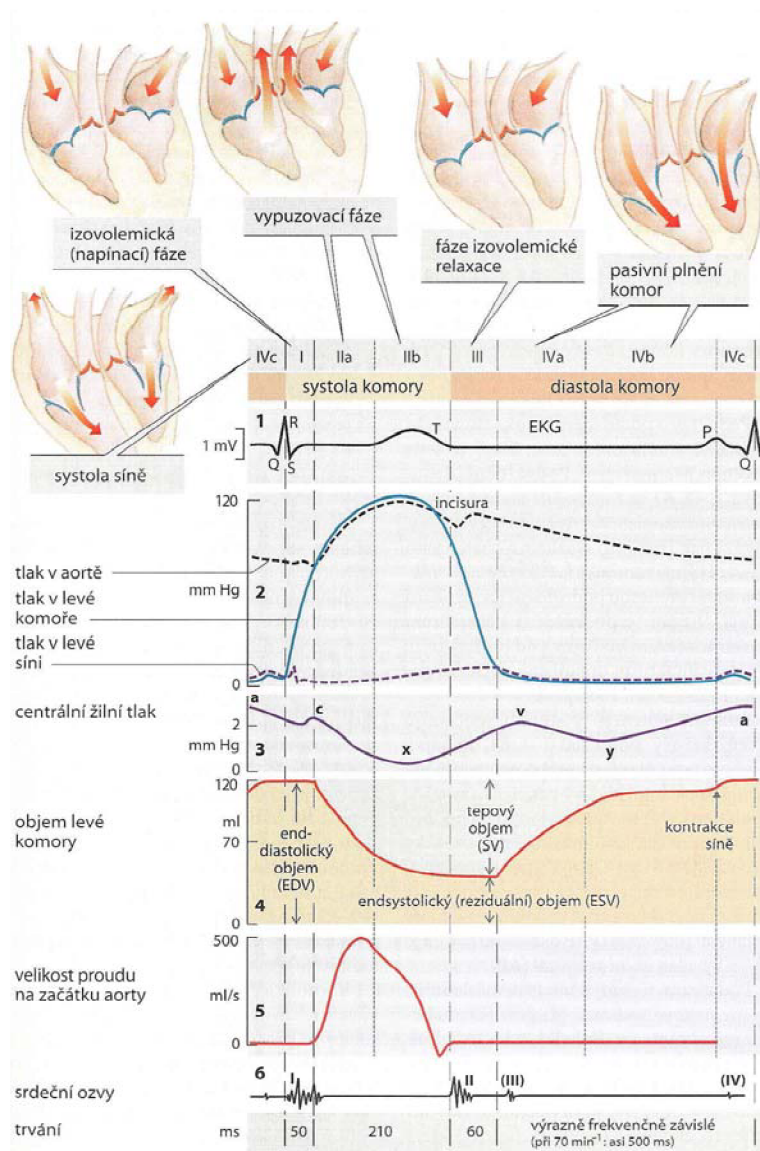
Z potrieb klinickej praxe súhrne zobrazíť a umožniť ďalšie spracovanie nameraných a vypočítaných dát je v tejto práci popísaný navrhnutý a naprogramovaný protokol, ktorý v súčasnosti slúži ako výstup z experimentálneho merania viackanálovou celotelovou bioimpedanciou v ÚPT AV ČR, v.v.i.. Tento protokol prehľadne zhrňuje vlastnosti šírenia pulzovej vlny v jednotlivých častiach tela.

1 Arteriálna pulzová vlna

Arteriálna pulzová vlna je spôsobená sťahmi srdca. Jej frekvencia je rovnaká ako srdečný tep [1]. Vznik pulzovej vlny je úzko spojený s priebehom srdečného cyklu.

1.1 Srdečný cyklus

Pravá a ľavá komora srdca predstavujú dve čerpadlá pracujúce synchronne a cyklicky [3]. Srdečný cyklus zahŕňa štyri hlavné komorové fázy uvedené na Obr. 1.



Obr. 1 Fázy srdcového cyklu, prevzaté z [4].

1.1.1 Systolické fázy

Systolické fázy *izovolumická kontrakcia* (I. fáza, napínacia fáza) a *ejekčná fáza* (II. fáza, vypudzovacia fáza) prebiehajú za vysokého tlaku. V ľavej komore dosahuje tlak hodnoty 80 – 120 mm Hg (10,7 – 16 kPa) pričom v pravej komore je tlak v tom okamihu cca 15 – 30 mm Hg (2 – 4 kPa) [3].

Systola začína po uzavretí cípovitých chlopní (mitrálna, trikuspidálna – I. srdcová ozva) v dôsledku zvýšenia tlaku v komorách, ktorý prevýši tlak v predsieňach na konci diastoly. Počas *izovolumickej kontrakcie*, dochádza k sťahovaniu komôr, na základe čoho tlak v komorách rýchlo stúpa. Po prekročení hodnoty tlaku nachádzajúceho sa v aorte (80 mm Hg) a v a. pulmonalis (10 mm Hg) začína *ejekčná fáza*. Dochádza k otvoreniu polmesiačikovitých chlopní (aortálna, pulmonálna) a následnému vypudeniu krvi do aorty a a. pulmonalis. Následné klesnutie tlaku v komorách vedie vplyvom podtlaku voči aorte a a. pulmonalis k uzavretiu polmesiačikovitých chlopní, čím vzniká II. srdcová ozva a končí systola [5].

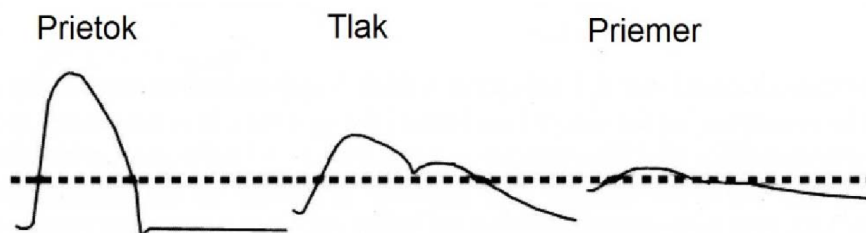
1.1.2 Diastolické fázy

Počas diastoly dochádza k plneniu komôr krvou. Tomu však predchádza *izovolumická relaxácia* (III. fáza, uvoľňovacia fáza, izometrická relaxácia), počas ktorej už naplnené predsieň srdca tvoria tlak na cípovité chlopne. V komorách po systole dochádza k prudkému poklesu tlaku a vzniknutý podtlak otvára cípovité chlopne. Tým začína posledná fáza srdcového cyklu a to *fáza pasívneho plnenia komôr* (IV. fáza, plniaca fáza), počas ktorej dochádza k z počiatku rýchlemu a následne pomalému naplneniu komôr krvou (systola predsieni) [5].

1.2 Vznik arteriálnej pulzovej vlny

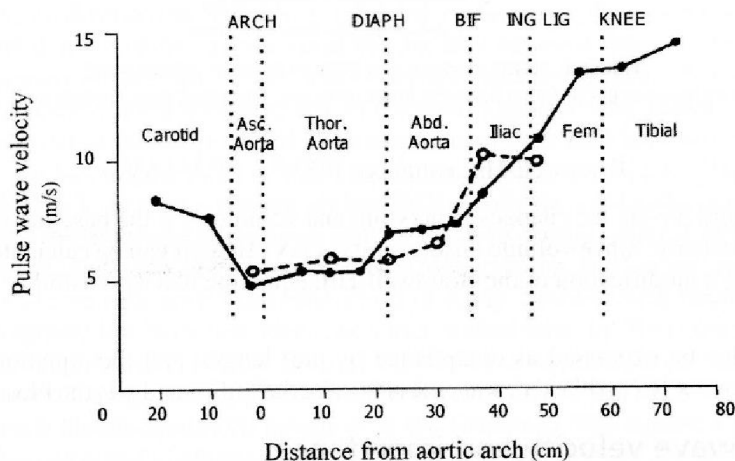
Ako bolo uvedené v kapitole 1.1.1, pri ejekčnej fáze srdcového cyklu dochádza k prudkému vypudeniu krvi z ľavej komory do aorty, na základe čoho vzniká *arteriálna pulzová vlna*.

V celom cievnom riečisku následne dochádza ku zmene prietoku, tlaku a priemeru daných ciev (Obr. 2). Vďaka náhlemu nárastu tlaku dochádza ku zmene objemu prietoku a zároveň, vzhľadom k pružnosti cievy, k zmene jej priemeru a teda aj objemu [1].



Obr. 2 Príklad okamžitej hodnoty prietoku, tlaku a priemeru veľkých ciev v čase [1].

Pulzová vlna sa šíri smerom od srdca cez aortálny oblúk do zostupnej aorty a ďalej všetkými odbočkami až k vlásočniciam. Vďaka pružnosti každej časti uvedenej trasy vzniká pulzová vlna, ktorá sa šíri konečnou rýchlosťou pozdĺž celého systému tepien (Obr. 3) [1].



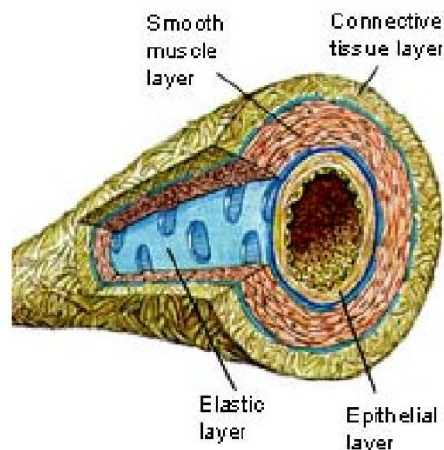
Obr. 3 Hodnota rýchlosti šírenia pulzovej vlny v závislosti na vzrastajúcej vzdialenosti od srdca, (—) zvierat, (- - -) človek, prevzaté z [1]

1.2.1 Pulzová vlna

Vzniknutá pulzová vlna sa z ascendentnej aorty šíri arteriálnou stenou pozdĺž celého tela. Hodnota tlakovej zmeny je na periférii výraznejšia ako v cievach v blízkosti srdca [1].

1.2.2 Zmena priemeru cievy

Zvýšenie tlaku vo vnútri ciev spôsobuje ich rozťahnutie vďaka pružnosti cievnej steny, čím dochádza k zmene priemeru danej cievy. Táto závislosť však nie je lineárna a je rozdielna pre každý typ cievy v závislosti od jej štruktúry. Obecná stavba arteriálnej cievnej steny je uvedená na Obr. 4. a vo všeobecnosti vnútro cievnej steny tvorí vnútorná endotelová výstelka, za ňou sa nachádza vrstva elastických vlákien, ktoré sú obalené vrstvou hladkých svalov. Povrch cievnej steny vytvára povrchová väzivová vrstva.



Obr. 4 Obecná stavba arteriálnej cievnej steny, prevzaté z [6].

U veľkých ciev sa táto zmena priemeru prejavuje viac ako u ciev na periférii, samotná zmena je však veľmi malá [1].

1.2.3 Zmena prietoku

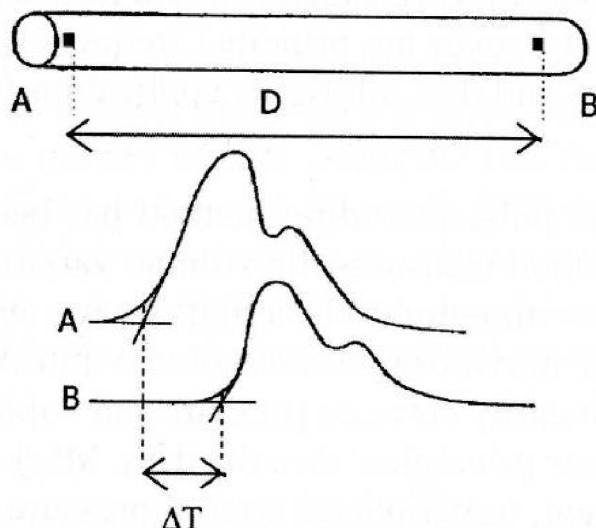
Vypudenie krvi zo srdca má taktiež vplyv na zmenu prietoku krvi cievou. Vytvára sa pulzujúci prietok krvi, ktorý je ultrasonograficky merateľný Dopplerovskou metódou [1].

Vďaka pružnosti steny veľkých ciev, ktorá je spôsobená dostatkom elastických vlákien v cievnej stene, je u veľkých ciev táto zmena väčšia než na periférii. Cievna stena tepien nachádzajúcich sa na periférii obsahuje totiž menej elastických vlákien, prevažujú vlákna kolagénové, pričom dochádza ku strate pružnosti cievy a tým pádom aj zníženiu možnosti zväčšenia priemeru danej cievy, čo má za následok zvýšenie rýchlosti šírenia pulzovej vlny. Postupné zvyšovanie pulzovej vlny pri jej postupe smerom do periférie vytvára tzv. amplifikáciu krvného tlaku [7].

1.3 Výpočet rýchlosti šírenia pulzovej vlny (PWV)

Pulzová vlna, vytvorená ľavou srdcovou komorou vypudením krvi do aorty, sa šíri tepnovým riečiskom rýchlosťou, ktorá je ovplyvnená elastickými a geometrickými vlastnosťami arteriálnej steny a krvnou hustotou [1].

Meranie rýchlosti šírenia pulzovej vlny je zobrazené na Obr. 5, kde ose x odpovedá čas a ose y tlak krvi.



Obr. 5 Meranie rýchlosti šírenia pulzovej vlny, prevzaté z [1].

Rýchlosť šírenia pulzovej vlny (*PWV - pulse wave velocity*) sa teda podľa Obr. 5 vypočíta pomocou základného vzorca na výpočet rýchlosti:

$$PWV = \frac{D}{\Delta T} [m/s], \quad (1)$$

kde D vyjadruje vzdialenosť medzi miestom merania A a miestom merania B (v daných miestach vzniká tzv. proximálna a distálna vlna) a ΔT je časový rozdiel zaznamenaný medzi pulzovými vlnami na dvoch rôznych miestach merania [1].

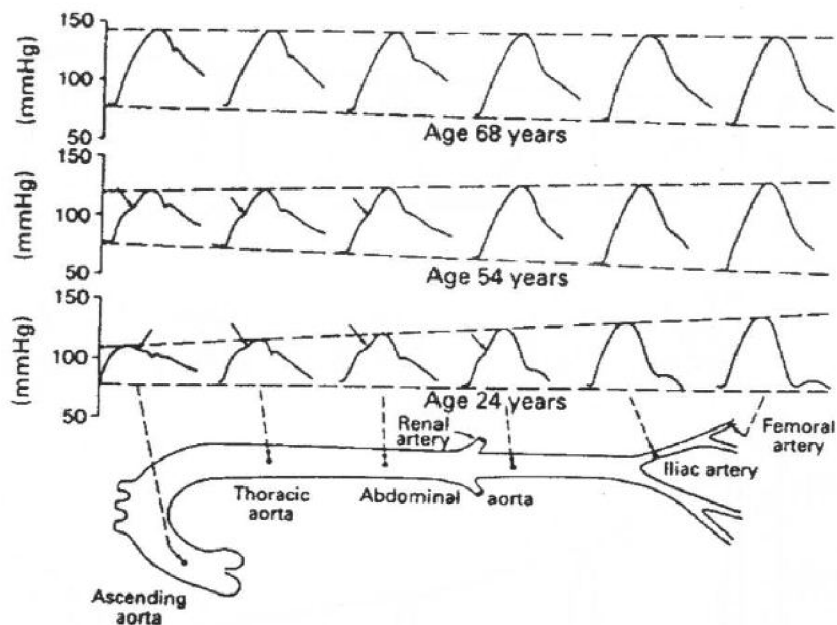
Samotný algoritmus výpočtu *PWV* spočíva zo zosnímania signálov pulzovej vlny, zmerania vzdialenosti medzi danými miestami merania, určenia charakteristických bodov vlny a výpočtu časového rozdielu medzi vlnami, ktorý vyjadruje oneskorenie medzi proximálnou a distálnou vlnou. Na Obr. 5 je znázornené toto meranie v prípade, kedy sa ako charakteristický bod použil začiatok pulzovej vlny [1].

1.4 Vplyvy na šírenie pulzovej vlny

Ako bolo uvedené v kapitole 1.3, rýchlosť šírenia pulzovej vlny ovplyvňujú hlavne elastické a geometrické vlastnosti vyšetrovanej cievy. Uplatňujú sa však aj ďalšie faktory.

1.4.1 Vek

S rastúcim vekom dochádza k nahradzovaniu elastických vlákien nachádzajúcich sa v cievnej stene kolagénom, čo má za následok zníženie pružnosti danej cievy [8]. Na Obr. 6 je zobrazené snímanie pulzovej vlny na rôznych miestach cievneho riečiska u troch subjektov odlišujúcich sa od seba vekom (24, 54 a 68 rokov).



Obr. 6 Vplyv veku na pulzovú vlnu, prevzaté z [1].

Ako je z Obr. 6 zrejmé, s narastajúcim vekom sa mení tvar a veľkosť pulzovej vlny hlavne na začiatku krvného riečiska tak, že rýchlosť šírenia pulzovej vlny s narastajúcim vekom stúpa.

1.4.2 Krvný tlak

Pri zvýšení krvného tlaku dochádza k zvýšeniu rýchlosti pulzovej vlny. Tento predpoklad vychádza z limitných mechanických vlastností cievnej steny [1].

1.4.3 Vazokonstrikcia a vazodilatácia

K zmene rýchlosti šírenia pulzovej vlny dochádza taktiež na základe mechanizmov vychádzajúcich z anatómie arteriálnej steny (Obr. 4), konkrétne obsahom vrstvy hladkej svaloviny. Tá je schopná spôsobiť vazokonstrikciu (stiahnutie cievy), čím sa rýchlosť šírenia pulzovej vlny zvýši ale aj vazodilatáciu (rozťahnutie ciev), čo vedie k zníženiu rýchlosti šírenia pulzovej vlny [6].

2 Metódy merania a vyhodnotenia rýchlosti pulzovej vlny

Vzhľadom na rozšírenosť kardiovaskulárnych ochorení sa meraniu rýchlosti pulzovej vlny ako možnému nástroju včasnej diagnostiky venuje pozornosť už dlhodobo. Obecne sa metódy merania a vyhodnocovania rýchlosti pulzovej vlny rozdeľujú na *invazívne* a *neinvazívne* [1].

2.1 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 [9].

V prípade merania PWV medzi aortou a dolnou končatinou, sa jeden katéter ponechá v pravej a. femoralis, a druhý (tzv. pigtail katéter) sa skrz ňu, pod RTG kontrolou, zavedie až do zostupnej aorty, pričom špička tohto katétru sa umiestni do oblasti odstupu ľavej a. subclavia [9].

PWV sa následne vypočíta z časového posunu priebehu tlakovej krivky zaznamenananej v oblasti ľavej a. subclavia a a. femoralis. Vzďialenosť medzi týmito miestami merania je daná dĺžkou pigtail katétru [9].

2.2 Neinvazívne metódy

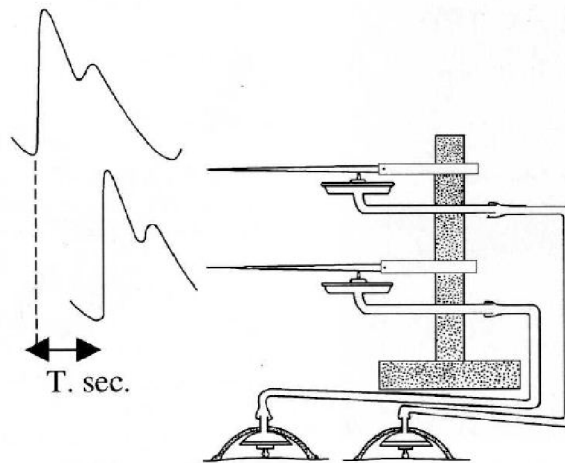
Najvierohodnejšie údaje o tlaku, a teda aj o rýchlosti šírenia pulzovej vlny, môžeme získať práve pri invazívnom meraní, kedy sa sledovaný parameter meria priamo. V klinickej praxi sa však invazívne meranie krvného tlaku využíva len v špeciálnych prípadoch, keďže dochádza k porušeniu integrity vyšetřovaného subjektu z čoho vyplývajú ďalšie komplikácie a obmedzenia, pretože treba brať v úvahu potrebu prítomnosti lekára a kvalifikovaného stredného zdravotníckeho personálu, taktiež požiadavky na prístrojové vybavenie a sterilné prostredie.

Preto sa pri bežných vyšetřovacích postupoch presadzuje neinvazívne meranie krvného tlaku a následný výpočet rýchlosti šírenia pulzovej vlny.

2.2.1 Povrchové meranie krvného tlaku

Najzákladnejšou analógiou voči invazívnemu meraniu neinvazívnou metodikou je zaznamenávanie tlakovej krivky na dvoch rôznych miestach z povrchu tela a následné vypočítanie rýchlosti pulzovej vlny (Obr. 7). Napriek neinvazívnej povahe merania,

senzitivite a dobrej reprodukovateľnosti merania sa však tento postup nepoužíva kvôli náročnému a časovo zdĺhavému zaznamenávaniu a výpočtu pulzovej vlny [1].

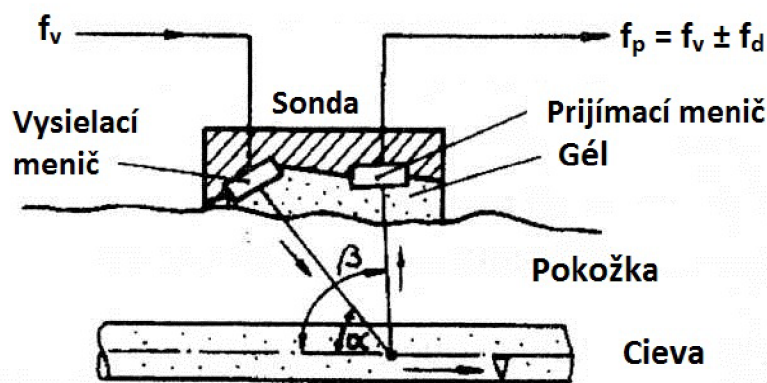


Obr. 7 Povrchové meranie krvného tlaku a výpočet rýchlosti šírenia pulzovej vlny, prevzaté z [1].

2.2.2 Ultrazvukové metódy zobrazenia rýchlosti toku krvi – Dopplerovské metódy

Dopplerovské metódy sa používajú na neinvazívne meranie rýchlosti pohybujúcich sa štruktúr v organizme, hlavne meranie rýchlosti toku krvi. Pri meraní využívajú Dopplerov jav, ktorý spočíva v snímaní zmeny frekvencie odrazenej vlny [10].

Ak sa pri meraní rýchlosti krvi v cieve pomocou vysielacieho meniča vyšle do tkaniva ultrazvuková vlna tak, že menič zvierá s osou krvného riečiska uhol α (Obr. 8), tak vzniknutá ultrazvuková vlna sa odráža pod uhlom β a následne dopadá na prijímací menič [11],[17].



Obr. 8 Dopplerov efekt [17].

V prípade, že uvažujeme odraz ultrazvukovej vlny len v cievnom riečisku, potom vplyvom pohybu krvných častíc dochádza ku zmene frekvencie prijatej vlny f_p voči frekvencii vlny vysielanej f_v . Táto zmena je teda daná rýchlosťou pohybujúcich sa krvných častíc v , uhlami α a β a priemernou rýchlosťou šírenia ultrazvuku v danom tkanive c (v prípade krvi

$c = 1570$ m/s). Výsledná zmena frekvencie vysielanej a prijímanej ultrazvukovej vlny sa následne nazýva *Dopplerov zdvih*, alebo taktiež *frekvenčný posun* f_d [11].

Frekvenciu prijatej vlny môžeme vypočítať podľa vzorca [11]:

$$f_p = f_v \frac{1 + \frac{v}{c} \cos \alpha}{1 - \frac{v}{c} \cos \beta}. \quad (2)$$

Jednotlivé premenné sú vysvetlené v predchádzajúcom texte.

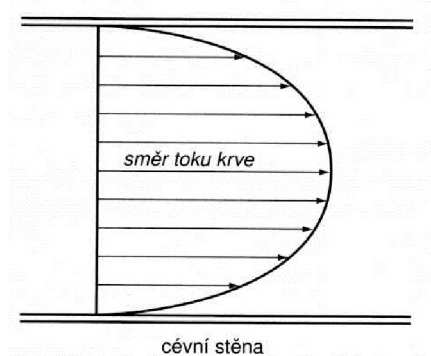
V praxi sa však zavádza zjednodušenie, kedy sa zanedbáva malý rozdiel medzi uhlami α a β nahradením za uhol α . Taktiež musí byť dodržaná podmienka, že rýchlosť erytrocytov je oveľa menšia ako rýchlosť šírenia ultrazvukových vln, čo v praxi platí, keďže maximálna rýchlosť pretekajúcej krvi v cievach je 1,8 m/s a priemerná rýchlosť šírenia ultrazvuku v tkanive je 1500 m/s [11].

Následne môžeme Dopplerov zdvih, f_d vypočítať ako [11]:

$$f_d = 2f_v \frac{v}{c} \cos \alpha. \quad (3)$$

Presnosť merania rýchlosti toku krvi ultrazvukovou metódou je však ovplyvnená závislosťou na rýchlostnom profile krvného riečiska [11].

V prípade fyziologického stavu ciev je vo všetkých periférnych cievach laminárne prúdenie krvi. Tenká vrstva krvi, ktorá je pri stene cievy, sa takmer nepohybuje, pričom rýchlosť prúdenia krvi vzrastá smerom do stredu priemeru cievy a uprostred je najväčšia (Obr. 9) [10].



Obr. 9 Rozloženie rýchlosti krvi v cieve pri laminárnom prúdení, prevzaté z [10].

Pri námahe alebo patologických zúženiach priemeru cievy dochádza ku vzniku tzv. turbulentného prúdenia [11]. Kritická hodnota rýchlosti, do ktorej sa laminárne prúdenie udržiava, je daná Reynoldsovým číslom podľa vzorca:

$$R = \frac{\rho d v}{\eta}, \quad (4)$$

kde R je Reynoldsové číslo, ρ je hustota kvapaliny, d je priemer danej cievy, v rýchlosť prúdu a η viskozita kvapaliny [10].

Pri meraní rýchlosti toku krvi môžeme v zásade využiť dva spôsoby Dopplerovského zobrazenia a to *spojité* alebo *pulzové*, ktoré sú popísané v nasledujúcom texte.

Spojité zobrazenie – prietokomery

Je charakteristické tým, že pri snímaní rýchlosti toku krvi musíme použiť oddelený vysielač a prijímač ultrazvukového vlnenia. Keďže vysielač generuje spojité akustický signál, a nie je ho možné prepínať do režimu prijímača, musia byť vysielač a prijímač akusticky oddelené [10].

Frekvenčný posun pri meraní rýchlosti toku krvi v ľudskom tele sa nachádza v počuteľnej oblasti zvukového spektra, čo sa v klinickej praxi využíva a pri diagnostike pomáha k základnej orientácii o prietokových pomeroch v sledovanej časti cievneho riečiska. Výstupom je následne aj zobrazenie rýchlosti toku krvi v závislosti na čase [10].

Jednoznačnou výhodou použitia prietokomerov je ich jednoduchosť a nízka cena, avšak v porovnaní so sofistikovanejšími metódami (napr. pulzový Doppler) nie je možné zmerať geometrické údaje ciev, či odhaliť ich prekrývanie [10].

Používajú sa však hlavne na sledovanie toku krvi v končatinách [10], kde je anatomické usporiadanie ciev jednoduchšie ako napr. v hrudníku.

Pulzové Dopplerovské metódy

Vďaka pulzovému generovaniu ultrazvukových vln a kombináciou s echokardiografiou vznikajú duplexné či triplexné režimy zobrazovania, pomocou ktorých je možné sledovať časový, a zároveň aj frekvenčný posun odrazeného signálu. Preto je možné naraz zobraziť meranú rýchlosť spolu s miestom, kde je táto rýchlosť meraná [10].

V prípade, že je rýchlosti toku krvi v cieve priradená farba, hovoríme o tzv. *Dopplerovskej metóde mapovania prietoku farbou*. Odtiene červenej najčastejšie charakterizujú rôzne rýchlosti laminárneho prúdenia toku krvi smerom k sonde – frekvenčný posun je kladný. Odtiene modrej vyjadrujú smer toku od sondy. V prípade turbulentného prúdenia, kedy nie je možné určiť smer toku krvi, sa najčastejšie používa farba zelená [10].

Meranie rýchlosti krvného toku je ultrazvukovými metódami exaktné a neinvazívne, avšak pri snímaní tejto rýchlosti na viacerých miestach súčasne vzniká problém konštrukčného prevedenia tohto merania.

2.2.3 CAVI

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

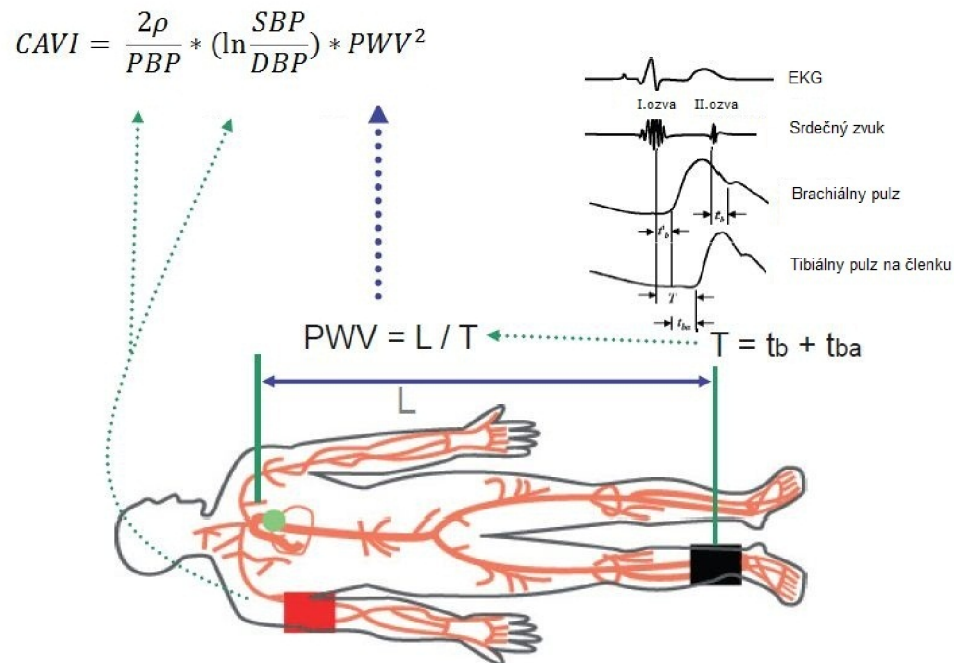
Pomocou CAVI sa dá hodnotiť tuhosť cievnej steny od začiatku aorty po členok. Hodnota CAVI odráža stav celého aortálneho systému skladajúceho sa z aorty, a. femoralis a a. tibialis [2].

Výpočet hodnoty CAVI vychádza zo vzorca:

$$CAVI = \frac{2\rho}{PBP} * \left(\ln \frac{SBP}{DBP}\right) * PWV^2, \quad (5)$$

kde ρ je hustota krvi, PBP vyjadruje pulzový tlak (*pulse blood pressure*) ako rozdiel tlaku systolického (SBP – *systolic blood pressure*) a diastolického (DBP – *diastolic blood pressure*). PWV je hodnota rýchlosti šírenia pulzovej vlny [2].

Na Obr. 10 je znázornený spôsob merania CAVI. Ide o neinvazívne vyšetrenie, subjekt v pokoji leží, na končatinách má umiestnené manžety na meranie tlaku a na hrudi pripevnený mikrofón, ktorý sníma srdčné ozvy [2].



Obr. 10 Spôsob merania CAVI [2].

Výpočet CAVI vychádza z uvedeného vzorca (5). Hodnota PWV je v tomto prípade vypočítaná ako podiel vzdialenosti L (hrudník – členok) a času T . Ten vychádza z časových posuvov pulzových vln snímaných z a. brachialis a a. tibialis, pomocou manžiet snímajúcich pulzáciu tlaku, voči I. a II. srdcovej ozve uvedených na Obr. 10, ktoré sa snímajú priloženým mikrofónom [2].

Rozsah hodnôt CAVI a jeho hodnotenie je uvedené v Tab. 1.

Tab. 1 Rozsah hodnôt CAVI [12].

hodnota CAVI	hodnotenie
$CAVI < 8.0$	normálny rozsah
$8.0 \leq CAVI < 9.0$	hraničná hodnota
$9.0 \leq CAVI$	podozrenie na aterosklerózu

Výhodou použitého merania je nezávislosť nameraných hodnôt rýchlosti pulzovej vlny na tlaku, keďže vo výpočte (5) sa uskutočňuje korekcia na tlak [12].

Značnou nevýhodou metodiky merania CAVI je však rozdielnosť povahy snímaných parametrov, keďže na hrudníku dochádza k zaznamenávaniu zvukového záznamu srdečných oziev, ktorý je následne použitý na určenie časového posunu tlakových kriviek získaných z a. brachialis a a. tibialis. Robustnosť metódy môže byť značne znížená ľahkou ovplyvniteľnosťou merania a následného vyhodnotenia srdcových zvukov a ďalej odchýlkami od očakávaného tvaru tlakovej krivky.

2.2.4 Impedančná pletysmografia (reografia)

Snímanie rovnakých parametrov na oboch miestach merania, medzi ktorými chceme zistiť rýchlosť šírenia pulzovej vlny, využíva metóda tzv. *impedančnej pletysmografie*.

Impedančnou pletysmografiou sa označuje meracia metóda, pomocou ktorej dochádza k meraniu a registrácii časového priebehu malých zmien impedancie živého tkaniva nachádzajúceho sa medzi dvoma elektródami, pričom tieto zmeny sú závislé na prekrvení v danej oblasti. Iný, častejšie používaný, názov je *reografia* [13].

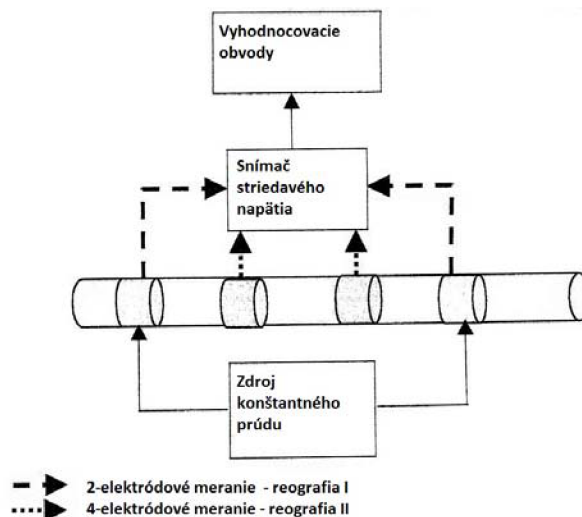
Rozdiel medzi pletysmografiou a reografiou

Dôležité je si uvedomiť rozdiel medzi reografiou a obecnou pletysmografiou. Pletysmografia (pneumatická, kapacitná, fotoelektrická, tenzometrická, piezoelektrická) vyhodnocuje zmeny objemu častí tela dané pružnosťou cievneho riečiska, pri prietoku krvi cievnou, kedy dochádza k rytmickému kolísaniu tlaku krvi [13].

Naproti tomu, reografia hodnotí impedančné zmeny meraného úseku v závislosti na jeho prekrvení. Obe metódy vyhodnocujú teda to isté, ale na základe zmien iného parametra [14] [15].

Princíp impedančného pletysmografu (reografu)

Princíp merania pomocou reografu je veľmi jednoduchý a schéma merania je uvedená na Obr. 11.



Obr. 11 Schematické znázornenie impedančného merania [15].

Z prúdového zdroja prechádza meraným úsekom tkaniva konštantný prúd. Snímaná je zmena napätia, ktorá je podľa Ohmova zákona úmerná zmene impedancie tkaniva [15].

Realizácia merania môže byť dvojakého typu a to ako *Reografia I* a *Reografia II*.

V prvom prípade (*Reografia I*) sú ku snímaniu napätia použité rovnaké elektródy ako pre prívod prúdu. Ide o tzv. 2-elektrodovú reografiu [15].

Merané tkanivo je zapojené do obvodu impedančného mostíka napájaného prúdovým zdrojom (generátorom o vhodnom kmitočte – priemyselne vyrábané reografy pracujú s kmitočtom 30 kHz). Obálka výstupného napätia mostíka je úmerná zmenám impedancie tkaniva [13].

V druhom type snímania napätia (*Reografia II*) sú použité 4 elektródy – tzv. 4-elektrodová reografia [15].

Dve elektródy slúžia k pripojeniu tkaniva do obvodu prúdového zdroja a ďalšie dve slúžia ako meracie elektródy úbytku napätia na danom úseku tkaniva. Obálka výstupného napätia je opäť úmerná zmenám impedancie tkaniva [13].

V oboch prípadoch je pred registráciou impedančných zmien potrebné signál demodulovať a zosilniť [13].

Použitie 4-elektrodového systému má voči 2-elektrodovému značnú výhodu v eliminácii vplyvu prechodového odporu elektróda – tkanivo na výslednú hodnotu, pretože obvodom, ktorý vyhodnocuje úbytok napätia v tkanive, v prípade ideálneho voltmetru, nepreteká žiadny prúd. U prúdových elektród je vplyv tohto rozhrania vylúčený použitím konštantného zdroja prúdu [15].

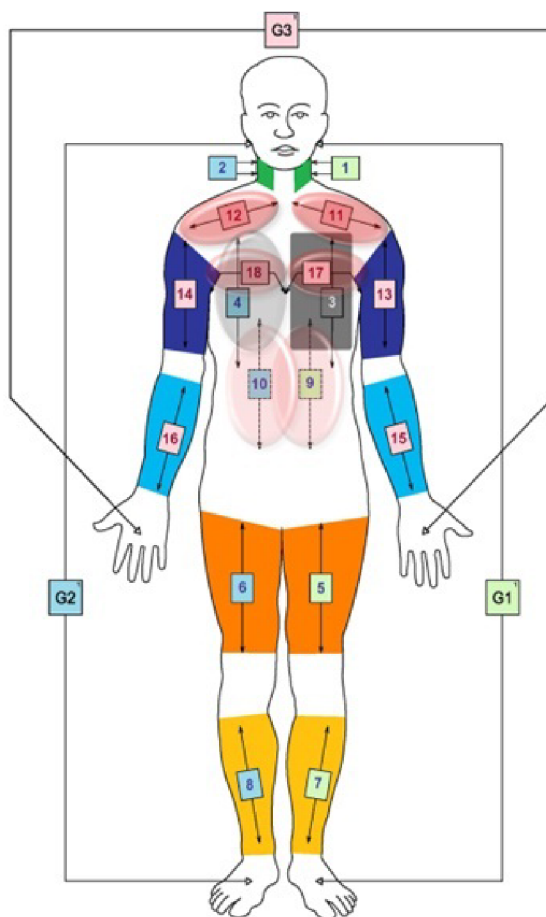
3 Viackanálová impedančná pletysmografia (MBM)

Multichannel bioimpedance monitor (ISI BRNO MBM 2.20) je meracia metóda vytvorená a konštrukčne zrealizovaná na ÚPT AV ČR, v.v.i. [16].

Základnou myšlienkou MBM je súčasné a nezávislé meranie bioimpedancie v celom tele, teda i na končatinách a krku. Ide o novú metódu celotelového merania cievného odporu, z čoho sa následne dá odvodiť taktiež elasticita a poddajnosť ciev [16].

3.1 Popis metódy

MBM metóda je založená na 4-elektrodovom systéme merania napätia (princíp 4-elektrodového zapojenia je podrobnejšie popísaný v kapitole 2.2.4). Snímanie napätia prebieha súčasne na 18 miestach (*CH 1-18*) zobrazených na Obr. 12.



Obr. 12 Umiestnenie a zapojenie napät'ových a prúdových elektród na ľudskom tele, prevzaté z [16].

Počas merania pomocou MBM sa používajú tri nezávislé prúdové zdroje pracujúce na rôznych frekvenciách. Ide teda o tri súčasné generátory s nastaviteľnou amplitúdou (0-1 mA) a frekvenciou (10-100 kHz). Pomocou použitia takto vzniknutých prúdov s rôznou frekvenciou (*G1-G3*) a umiestnením snímacích elektród je možné pri snímaní impedancie

na daných miestach získať priestorovú lokalizáciu meraných hodnôt. Hodnoty konkrétnych použitých frekvencií pre jednotlivé prúdy sú uvedené v Tab. 2, veľkosti prúdov sa prispôsobujú okamžitej situácii, pričom nepresahujú efektívnu hodnotu 1 mA [16].

Tab. 2 Použité frekvencie prúdových zdrojov pri meraní MBM [16].

Prúdový zdroj	Použitá frekvencia [kHz]
G1	49
G2	50
G3	51

Vďaka celotelovému meraniu (18 dvojíc snímacích elektród napätia) je možné získať dôležité informácie o stave cievneho riečiska v rámci celého tela súčasne [16].

Výsledná impedancia pre konkrétny kanál Z_{CH} je následne vypočítaná podľa Ohmovho zákona:

$$Z_{CH} = \frac{U_{CH}}{G_i} [\Omega], \quad (6)$$

kde U_{CH} je hodnota nameraného napätia pre konkrétny kanál CH medzi elektródami CH^+ a CH^- a G_i je hodnota použitého prúdu (kde $i = \langle 1,3 \rangle$) [16].

3.2 Popis merania použitého experimentálneho protokolu pomocou metódy MBM

Samotné meranie MBM je rozdelené na 2 časti a to: sada excitácií prebiehajúcich na polohovateľnom lôžku a následné cvičenie na upravenom rotopede (Príloha A).

Celému meraniu ešte predchádza príprava meraného subjektu.

3.2.1 Príprava meraného subjektu

Pred samotnou prípravou subjektu a začatím merania, prebieha informovanie subjektu odborne spôsobilou osobou o priebehu merania a podpísanie informovaného súhlasu s daným experimentom.

Následne sa pristupuje k rozsiahlej príprave k experimentu – získanie geometrických údajov o pacientovi (výška a rozpätie rúk) a samotné nalepenie elektród.

Pre zistenie rýchlosti šírenia pulzovej vlny na 18 miestach (viď Obr. 12), je treba nalepiť 2 snímacie elektródy pre každé miesto merania. Taktiež sa umiestňuje 6 prúdových elektród, ktoré sú vstupom pre 3 frekvenčne rozdielne prúdy popísané v kapitole 3.1.

Snímacie elektródy sú umiestnené na končatinách, krku, a hrudníku. Prúdové elektródy sú umiestnené na krku a končatinách.

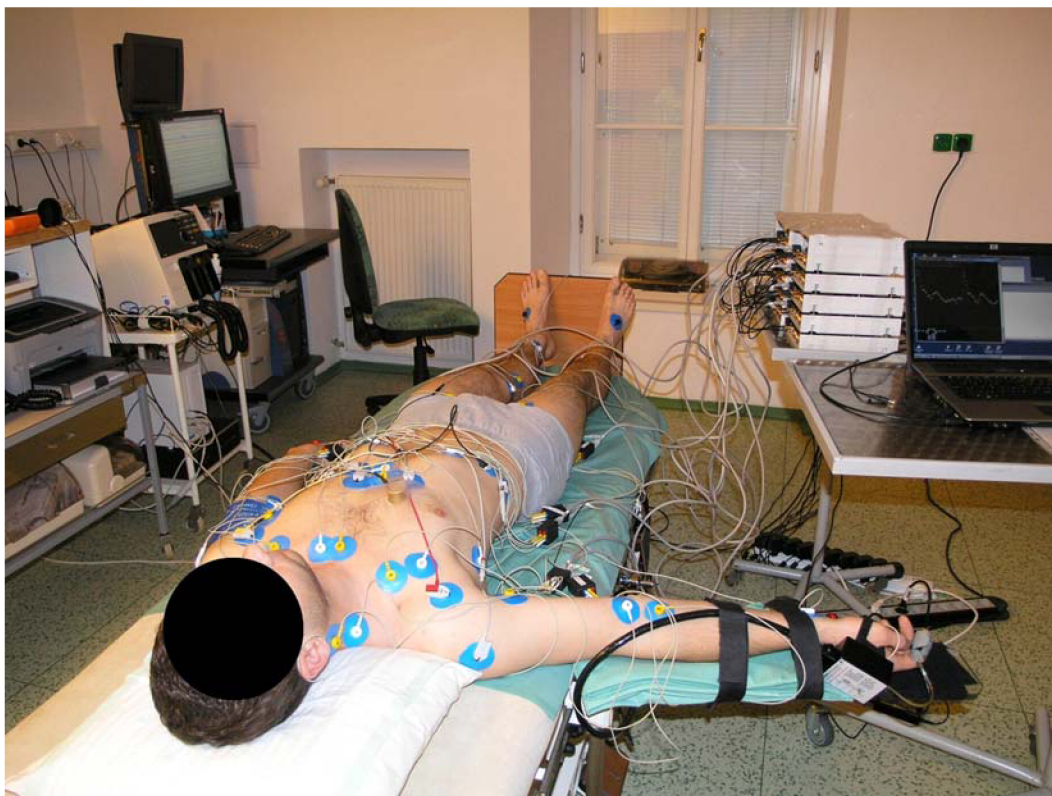
Spolu so snímaním bioimpedancie je taktiež zaznamenávané 12-zvodové EKG (*ISI BRNO ECG12*) a srdečné zvuky pomocou fonokardiografu (*ISI BRNO PCG 1.0*) umiestneného na hrudníku. Všetky signály sa snímajú so vzorkovacou frekvenciou 500 Hz [16].

Po nalepení elektród sa flexibilný metrom zmeria a zaznamená individuálna vzdialenosť jednotlivých miest meraní (stred medzi dvoma snímacími elektródami) od stredu hrudníka (stred medzi miestami merania *CH3* a *CH4* – referenčný kanál). Vzdialenosť je zaznamenávaná pre ľavú polovicu tela. Pre pravú polovicu tela sa v rámci tohto vyhodnotenia merania predpokladá, že vzdialenosti sú pre obe polovice tela rovnaké. Tieto vzdialenosti slúžia k následnému orientačnému výpočtu rýchlosti pulzovej vlny.

Počas celého experimentu prebieha kontinuálne snímanie krvného tlaku pomocou merača kontinuálneho tlaku pracujúceho na základe Peňázovej metódy (*Finapres-2300*, *Ohmeda* a *Finometer PRO*, *Finapres Medical Systems B.V.*). Manžeta je umiestnená na prste pravej ruky, pričom celá horná končatina je fixovaná o podložku [16].

Hodnota krvného tlaku sa na začiatku a konci experimentu taktiež zmeria patientskym monitorom, pričom potrebná manžeta je počas celého experimentu umiestnená na ľavej hornej končatine (a. brachialis). Zvlášť je ešte zaznamenávaná hodnota krvného tlaku v pokoji pred a po skončení cvičenia.

Zapojenie MBM je zobrazené na Obr. 13. fotené pri ponechaní meraného subjektu v pokoji.



Obr. 13 Meranie MBM v pokoji.

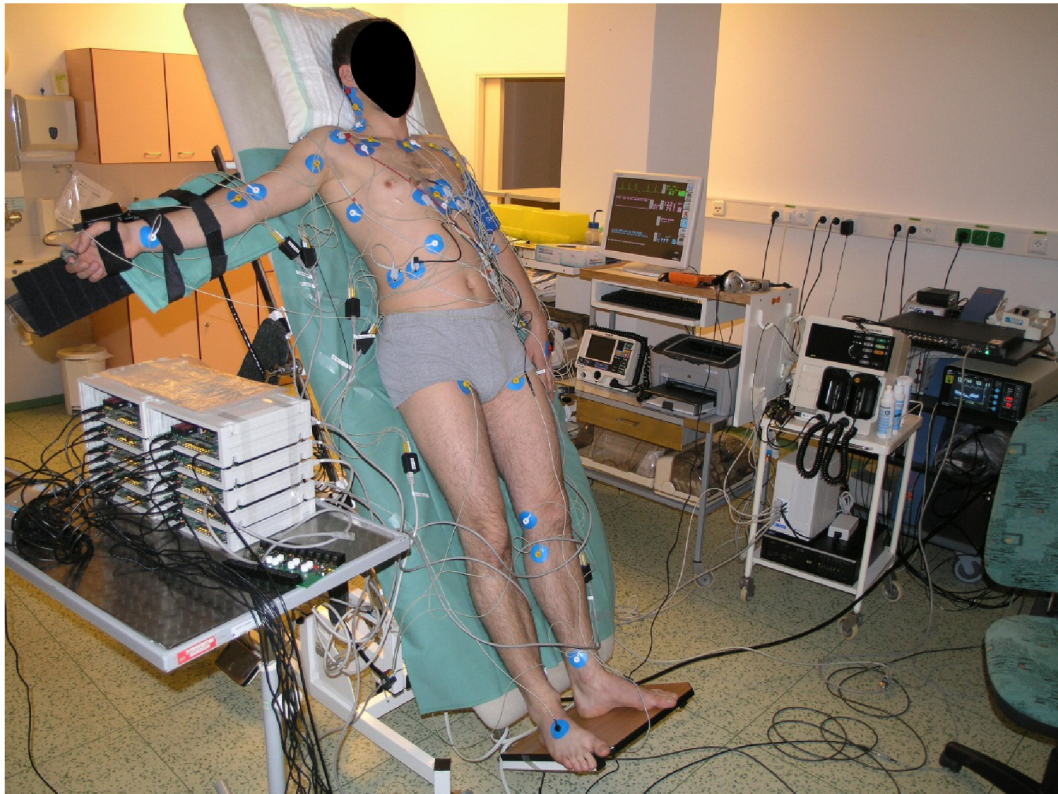
3.2.2 Meranie MBM

Počas merania MBM meraný subjekt vykonáva rôzne excitácie podľa presne stanoveného meracieho protokolu. Sú nimi excitácie vykonávané na polohovateľnom lôžku a následne zaznamenávanie snímaných parametrov počas cvičenia na k tomu upravenému rotopedu.

Excitácie prebiehajúce na lôžku

Základným stavom (baseline), ktorý zároveň poskytuje dôležité informácie o stave cievneho riečiska, je snímanie všetkých parametrov k pokoji (*spont1-8*) v dorzálnej polohe. Počas merania MBM sa tieto obdobia pokoja striedajú s excitáciami.

Jednotlivé excitácie sa vykonávajú v poradí a trvaním: zadržanie dychu (*breath hold* 30 sekúnd), dvakrát opakovaný *Valsalva* manéver (2x15 sekúnd, pretlak 50 cm vodného stĺpca), dvakrát opakovaný *Mueller* manéver (2x15 sekúnd, podtlak 50 cm vodného stĺpca). Nasleduje riadené dýchanie s frekvenciou 0.1 Hz (*paced breathing* 300 sekúnd) a následné umiestnenie pacienta do obrátenej trendelenburgovej polohy pod uhlom 75° (*tilt* 300 sekúnd) zobrazené na Obr. 14.

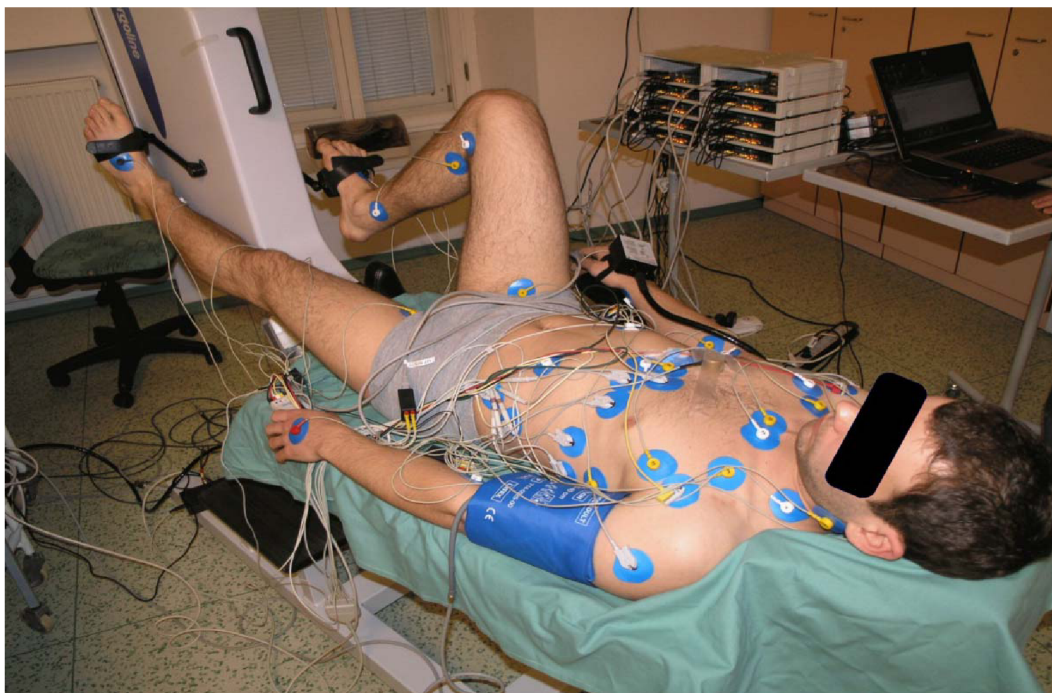


Obr. 14 Tilt – naklonená rovina.

Ako bolo uvedené, medzi jednotlivými excitáciami prebieha 120 sekundové ponechanie pacienta v pokoji v dorzálnej polohe (*spont1-7*). Avšak po manévri naklonenej roviny (*tilt*) je skúmaný subjekt ponechaný v pokoji dlhšiu dobu (*spont8* - 300 sekúnd). Následne je táto časť merania zakončená zmeraním hodnoty krvného tlaku patientskym monitorom.

Cvičenie na rotopede

Druhá časť merania prebieha na k týmto účelom upravenom rotopede. Meranie MBM počas tejto excitácie je zobrazené na Obr. 15.



Obr. 15 Exercise – cvičenie.

Samotnému cvičeniu predchádza minimálne 120 sekundové ponechanie subjektu v pokoji (*spont9*) a zmeranie krvného tlaku patientskym monitorom. Cvičenie prebieha 300 sekúnd so záťažou 50 W pre zdravý subjekt.

Po ukončení cvičenia opäť nasleduje ponechanie pacienta v pokoji do ustálenia hemodynamického stavu na úroveň pred meraním (minimálne 480 sekúnd – *spont10*) a zmeranie hodnoty krvného tlaku patientskym monitorom.

3.3 Obmedzenia metódy

Obmedzenia metódy vychádzajú z princípu merania, kedy meracím elementom je vlastná cieva. Bod, voči ktorému určujeme rýchlosť šírenia pulzovej vlny uvažujeme ako stred medzi snímacími elektródami daného kanála. Prípadná nehomogenita vlastností meranej cievy nachádzajúcej sa v úseku medzi elektródami, môže ovplyvniť presnosť vyhodnotenia rýchlosti šírenia pulzovej vlny.

Podobne môže byť zdrojom chyby merania fakt, že prúd tečie cestou najmenšieho odporu a preto predpokladáme, že tečie danými cievami. Snímanie napätia však prebieha na povrchu tela a priestorová lokalizácia, daná polohou elektródy, môže byť skreslená nehomogenitou vodivosti tkaniva medzi elektródou a cievou.

4 Spracovanie signálov z merania pomocou MBM

Spracovávanie signálov bolo vykonané podľa metodiky používanej v ÚPT pre spracovanie signálov MBM. Programový balík *Zpracování a automatická detekce MBM Medisig ISI Brno* bol vyvinutý pre počiatkové vyhodnotenie úvodných experimentov s MBM v ÚPT AV ČR, v.v.i.. V súčasnom stave sa skladá z automatického predspracovania a manuálneho vyhodnotenia dát s vizuálnou kontrolou. Overeniu tohto detektoru sa venuje kapitola 6.

4.1 Predspracovanie získaných signálov automatickým detektorom

Automatický detektor ÚPT, vyvinutý v prostredí Matlab za účelom predspracovania dát z MBM, generuje dátové súbory časových priebehov signálov vo formáte Matlab (.mat) a tiež vo formáte ScopeWin (.w) pre ďalšie prípadné spracovanie a vizualizáciu. Program ScopeWin, je program taktiež vyvinutý v ÚPT AV ČR, v.v.i., ktorý slúži k spracovaniu a vizualizácii signálov.

Časové postupnosti jednotlivých kanálov bioimpedančného signálu sú filtrované dolnofrekvenčnou priepusťou s medzným kmitočtom 12 Hz a následne derivované. Derivácia bioimpedancie spolu s ostatnými signálmi, ako sú spracované signály zvukovej odozvy S1 (I. srdcová ozva), S2 (II. srdcová ozva) a signály kontinuálneho záznamu krvného tlaku, sú nasegmentované podľa R vln a akumulované. Vzhľadom k použitému protokolu bol počet akumulácii empiricky zvolený na hodnotu 3.

Detektor hľadá pre jednotlivé kanály v signáloch akumulovaných derivovaných záporných impedancií maximum pre každý tep. Z časovej polohy týchto maxim je následne určený časový rozdiel pre maximum derivácie impedancie v jednotlivých kanáloch. Spolu s geometrickými údajmi o tele pacienta sú následne stanovené rýchlosti šírenia pulzovej vlny pre jednotlivé kanály. Pre ďalšie spracovanie sú generované časové rady hodnôt rýchlostí pulzovej vlny tep po tepu.

4.2 Priebeh a spôsob vyhodnotenia signálov rýchlostí

Po spracovaní dát automatickým detektorom (touto problematikou sa zaoberá kapitola 4.1) sú k dispozícii signály rýchlostí pulzovej vlny pre jednotlivé miesta merania. Spolu s týmito signálmi rýchlostí sú súčasne v programe ScopeWin zobrazované záznamy prislúchajúcich filtrovaných rýchlostí, EKG záznam a záznam z kontinuálneho merania krvného tlaku.

4.2.1 Skórovanie signálov rýchlostí

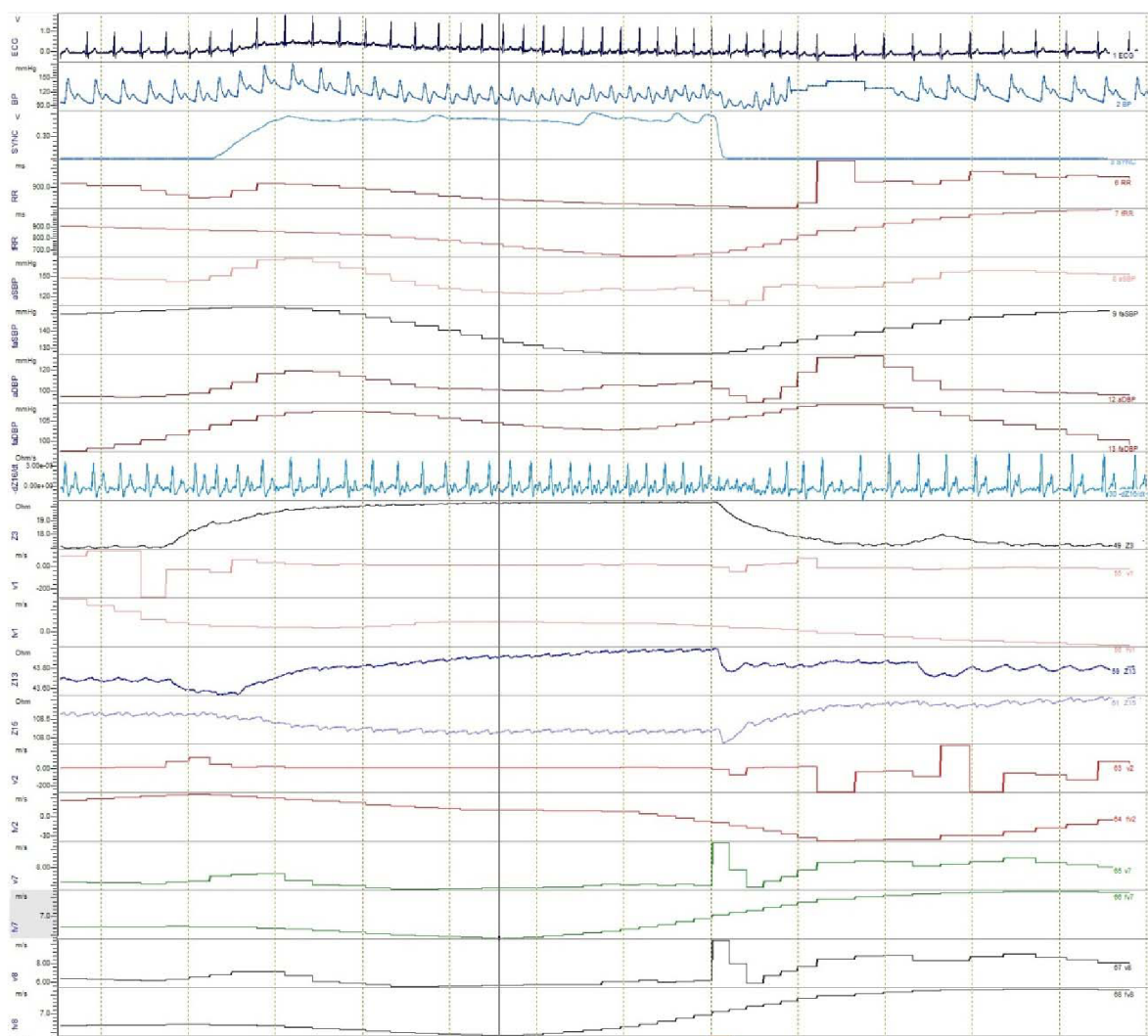
Samotné spracovanie dát prebieha ručným skórovaním, kedy sa pre každú excitáciu v určitom časovom okamihu odčítajú stanovené premenné.

Pre účely tejto práce boli, na následné spracovanie, vybrané kanály rýchlostí pulzovej vlny snímanej na krku ($PWV_{3.4-1}$, $PWV_{3.4-2}$), na lýtkach ($PWV_{3.4-7}$, $PWV_{3.4-8}$) a na horných končatinách ($PWV_{3.4-15}$, $PWV_{3.4-16}$). Taktiež sa odčítajú hodnoty rýchlostí v celej nohe a ruke (PWV_{5-7} , PWV_{6-8} , PWV_{13-15} , PWV_{14-16}). V rovnakom časovom okamihu sa odčítajú aj hodnoty SBP a DBP pochádzajúce z kontinuálneho merania krvného tlaku finometrom a hodnota MBP (*mean blood pressure* - stredný krvný tlak). Zároveň sa zaznamenávajú hodnoty zaoberajúce sa srdečnou frekvenciou (RR interval) a časom medzi R vlnou a maximom zápornej derivácie impedancie referenčného kanála, ktorý vzniká priemerom signálov $CH3$ a $CH4$ ($R-ref$).

V súčasnej fázy vývoja metódy je nezastupiteľnou podmienkou ručné skórovanie, kedy je manuálne, na základe znalostí, nácviku a vytvorenej skúsenosti operátora, vyhľadaný vhodný úsek pre každý manéver a hodnoty sú odčítané. Tento úsek je nutné najšť zhodnotením všetkých meraných signálov pre vylúčenie artefaktov ovplyvňujúcich správne stanovenie rýchlosti šírenia pulzovej vlny.

Príklad celého zosnímaného záznamu z prvej časti merania u subjektu č. 13 je zobrazený v kapitole Príloha B

Ukážka odčítania hodnoty $PWV_{3.4-7}$ (z kanála fv7) pri Valsalva manévru u meraného subjektu č. 13 je zobrazená na Obr. 16. Hodnota $PWV_{3.4-7}$ bola v danom časovom okamihu 5,85 m/s.



Obr. 16 Ukážka odpočtu hodnoty $PWV_{3,4-7}$ ($fv7$).

Na Obr. 16 ose x odpovedá čas, na ose y sú postupne zhora dole vyobrazené nasledujúce signály: *ECG* – signál EKG, *BP* – krvný tlak, *SYNC* – signál synchronizačného kanála a zároveň v tejto konfigurácii obsahuje informácie o tlaku v dýchacích cestách, *RR* – signál RR intervalu, *fRR* – filtrovaný signál RR intervalu, *aSBP* – kumulovaný signál systolického tlaku krvi, *faSBP* – filtrovaný kumulovaný signál systolického tlaku krvi, *aDBP* – kumulovaný signál diastolického tlaku krvi, *faDBP* – filtrovaný kumulovaný signál diastolického tlaku krvi, $-dZ16/dt$ – signál zápornej derivácie impedancie v pravom predlaktí, *Z3* – signál impedancie v ľavej časti hrudníka, *v1* – signál rýchlosti pulzovej vlny z hrudníka do oblasti ľavej krčnej tepny ($PWV_{3,4-1}$), *fv1* – filtrovaný signál rýchlosti pulzovej vlny z hrudníka do oblasti ľavej krčnej tepny ($PWV_{3,4-1}$), *Z13* – signál impedancie v ľavej paži, *Z15* – signál impedancie v ľavom predlaktí, *v2* – signál rýchlosti pulzovej vlny z hrudníka do oblasti pravej krčnej tepny ($PWV_{3,4-2}$), *fv2* – filtrovaný signál rýchlosti pulzovej vlny z hrudníka do oblasti pravej krčnej tepny ($PWV_{3,4-2}$), *v7* – signál rýchlosti pulzovej vlny z hrudníka do ľavého lýtka ($PWV_{3,4-7}$), *fv7* – filtrovaný signál rýchlosti pulzovej vlny z hrudníka do ľavého lýtka ($PWV_{3,4-7}$), *v8* – signál rýchlosti pulzovej vlny z hrudníka

do pravého lýtka ($PWV_{3,4-8}$), $fv8$ – filtrovaný signál rýchlosti pulzovej vlny z hrudníka do pravého lýtka ($PWV_{3,4-8}$).

4.2.2 Automatický dopočet hodnôt rýchlostí

Aby sa znížila časová náročnosť skórovania signálov, odčítavané hodnoty sa neduplikujú, ale keď je to možné, získajú sa z už odčítaných a pri meraní zaznamenaných hodnôt. Konkrétne ide o hodnoty rýchlostí pulzovej vlny v stehnách ($PWV_{3,4-5}$ a $PWV_{3,4-6}$) a pažiach ($PWV_{3,4-13}$ a $PWV_{3,4-14}$).

Napríklad pre výpočet rýchlosti šírenia pulzovej vlny v ľavom stehne (kanál $fv5$ čiže $PWV_{3,4-5}$) je výpočet odvodený z odčítaných a získaných hodnôt pre ľavé stehno (kanál $fv7$ čiže $PWV_{3,4-7}$) a z údajov o rýchlosti pulzovej vlny v ľavej nohe (kanál $fv1315$ čiže PWV_{13-15}).

Výpočet rýchlosti pulzovej vlny pre konkrétny kanál vychádza zo vzorca (1) uvádzaného v kapitole 1.3:

$$PWV_{3,4-CH} = \frac{s_{3,4-CH}}{t_{3,4-CH}} [m/s], \quad (7)$$

kde $PWV_{3,4-CH}$ je počítaná rýchlosť pulzovej vlny medzi stredom hrudníka a daným miestom merania CH, $s_{3,4-CH}$ je fyzická vzdialenosť miesta merania od stredu hrudníka zmeraná pred meraním technikom a zapísaná na zázname z merania a $t_{3,4-CH}$ je čas potrebný na presun pulzovej vlny z hrudníka do miesta merania.

Napríklad pre meraný subjekt číslo 14 pri excitácii *spont1* (pokoj pred začiatkom merania) je rýchlosť $PWV_{3,4-5}$ teda daná rovnicou:

$$PWV_{3,4-5} = \frac{s_{3,4-5}}{t_{3,4-5}} = \frac{0,72}{t_{3,4-5}} [m/s]. \quad (8)$$

Keďže platí, že:

$$t_{5-7} = t_{3,4-7} - t_{3,4-5} [s], \quad (9)$$

kde t_{5-7} je čas prechodu pulzovej vlny medzi ľavým stehnom a ľavým lýtkom, $t_{3,4-7}$ je čas potrebný k prechodu pulzovej vlny od aorty do ľavého lýtka a obdobne $t_{3,4-5}$ je čas potrebný k prechodu pulzovej vlny od aorty do ľavého stehna. Neznámu hodnotu zo vzorca (8) $t_{3,4-5}$ je možné vyjadriť ako rozdiel medzi časmi $t_{3,4-7}$ a t_{5-7} nasledovne:

$$t_{3,4-5} = t_{3,4-7} - t_{5-7} [s]. \quad (10)$$

Obe hodnoty zo vzorca (10) sú však neznáme, preto sa vyjadria opäť pomocou vzorca (8):

$$t_{3,4-7} = \frac{s_{3,4-7}}{PWV_{3,4-7}} = \frac{1,1}{7,78} = 141,5 \cdot 10^{-3} [s], \quad (11)$$

a

$$t_{5-7} = \frac{s_{5-7}}{PWV_{5-7}} = \frac{s_{5-7}}{15,675} [s], \quad (12)$$

kde $s_{3,4-7}$ je zmeraná vzdialenosť medzi stredom hrudníka a miestom merania na ľavom lýtku a $PWV_{3,4-7}$ je rýchlosť pulzovej vlny v ľavom lýtku, s_{5-7} je vzdialenosť medzi miestom merania na ľavom lýtku a ľavom stehne a PWV_{5-7} rýchlosť pulzovej vlny medzi týmito miestami.

Hodnotu premennej s_{5-7} je možné získať ako rozdiel vzdialeností $s_{3,4-7}$ a $s_{3,4-5}$:

$$s_{5-7} = s_{3,4-7} - s_{3,4-5} = 1,1 - 0,72 = 0,38 \text{ m.} \quad (13)$$

Spätným dosadením rovníc sa získa odvodený vzorec od základného vzorca pre výpočet rýchlosti pulzovej vlny v ľavom stehne:

$$PWV_{3,4-5} = \frac{s_{3,4-5}}{\frac{s_{3,4-7} - s_{3,4-7} - s_{3,4-5}}{v_{3,4-7}} \cdot PWV_{5-7}} [m/s], \quad (14)$$

pričom jednotlivé premenné sú vysvetlené v predchádzajúcom texte.

Konkrétne pre uvádzanú príkladovú situáciu:

$$PWV_{3,4-5} = \frac{s_{3,4-5}}{\frac{s_{3,4-7} - s_{3,4-7} - s_{3,4-5}}{v_{3,4-7}} \cdot PWV_{5-7}} = \frac{0,72}{\frac{1,1 - 1,1 - 0,72}{7,772} \cdot 15,675} = 6,145 \frac{m}{s}. \quad (15)$$

Obdobne sa počítajú i ďalšie rýchlosti a to:

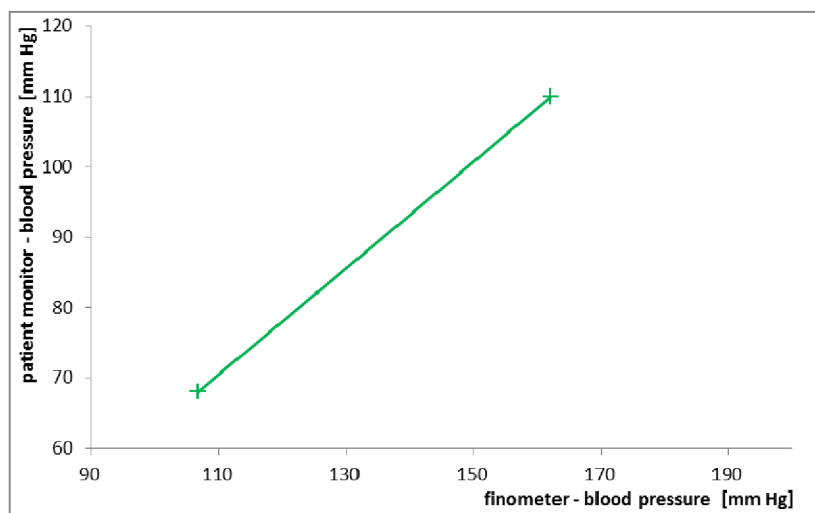
$$PWV_{3,4-6} = \frac{s_{3,4-6}}{\frac{s_{3,4-8} - s_{3,4-8} - s_{3,4-6}}{v_{3,4-8}} \cdot PWV_{6-8}} \quad (16)$$

$$PWV_{3,4-13} = \frac{s_{3,4-13}}{\frac{s_{3,4-15} - s_{3,4-15} - s_{3,4-13}}{v_{3,4-15}} \cdot PWV_{13-15}} \quad (17)$$

$$PWV_{3,4-14} = \frac{s_{3,4-14}}{\frac{s_{3,4-16} - s_{3,4-16} - s_{3,4-14}}{v_{3,4-16}} \cdot PWV_{14-16}} \quad (18)$$

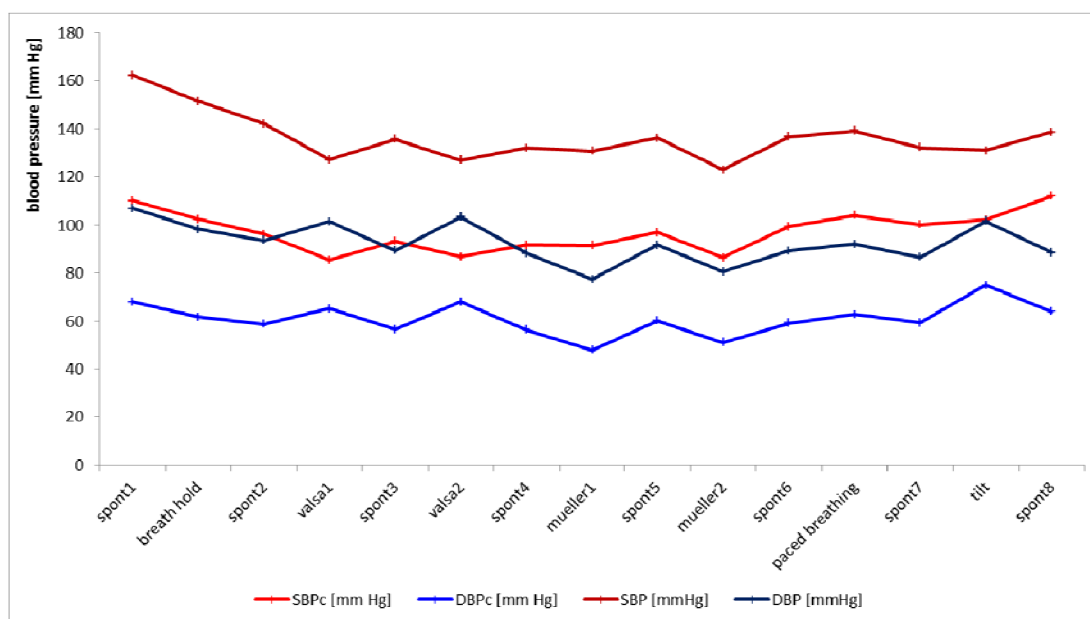
4.2.3 Korekcia hodnôt kontinuálneho merania krvného tlaku

Počas spracovávania signálov rýchlostí a krvného tlaku sa taktiež vyskytla potreba korekcie hodnôt z kontinuálneho merania krvného tlaku finometrom, ktoré boli zaťažené driftom. Meranie pomocou patientskeho monitora sa uskutočňuje len na začiatku a na konci merania, v pokoji, pomocou manžety umiestnenej na ľavej paži meraného subjektu. K ďalšiemu spracovaniu a vyhodnoteniu nameraných dát rýchlostí pulzovej vlny je však potrebné mať informáciu o hodnote krvného tlaku vyšetrovaného subjektu počas každej vykonávanej excitácii. Preto bolo potrebné hodnoty krvného tlaku odčítané z kontinuálneho snímania korigovať pomocou hodnôt zosnímaných patientskym monitorom. Na túto korekciu bola použitá lineárna funkcia (Obr. 17) (lineárna regresia – výpočet posunu a interceptu pre každý subjekt) vychádzajúca z porovnania hodnôt kontinuálneho merania s hodnotami nameranými patientskym monitorom na začiatku a na konci meracieho protokolu vo fázy pokoja.



Obr. 17 Ukážka nameraných hodnôt tlaku zmeraných patientskym monitorom a finometrom pre subjekt č. 13 v pokojových fázach na začiatku a na konci merania.

Zobrazenie výsledných korigovaných a nekorigovaných hodnôt krvného tlaku počas jednotlivých excitácií u subjektu č. 13 je na Obr. 18, kde hodnoty krvného tlaku *SBP* a *DBP* predstavujú hodnoty zosnímané pomocou kontinuálneho merača krvného a tlaku a následne odčítané pri spracovaní (skórovaní) signálov. Parametre *SBPc* a *DBPc* vyjadrujú hodnoty krvného tlaku korigované.



Obr. 18 Výsledok lineárnej korekcie hodnôt krvného tlaku.

Ako je vidieť z Obr. 18, korekciou vznikli hodnoty tlaku viac odpovedajúce fyziologickým hodnotám tlaku.

5 Protokol o meraní pomocou MBM

Po zmeraní subjektu metódou MBM a následným spracovaním dát je potrebné získané hodnoty rýchlostí a ostatných parametrov aj vhodne vizualizovať. Keďže ide o meranie v priamom kontakte so subjektmi, eventuálne pacientmi a ich lekármi, ako výstup z celého vyšetrenia bol navrhnutý a naprogramovaný dvojstránkový protokol z merania, ktorý v sebe obsahuje informácie pre pacienta a jeho lekára, ale taktiež informácie pre ďalšie vedecké spracovanie.

Podstatnou požiadavkou bola maximálna flexibilita zdrojových dát, teda že zdrojové dáta musí byť možné zadávať z manuálneho odčítavania, ale zároveň musí byť možné generovať protokol z dát vytvorených automatom. Pre tento účel bola navrhnutá a realizovaná dátová štruktúra v programe Excel vhodne rozložená do niekoľko listov, ktorá umožňuje veľmi jednoducho prezerať a generovať protokoly pre jednotlivé subjekty.

5.1 Vybrané hodnoty uvádzané v protokole o meraní pomocou MBM

Z veľkého množstva zmeraných hodnôt bolo pre vizualizáciu potrebné vybrať relevantné parametre týkajúce sa problematiky rýchlosti šírenia pulzovej vlny a ostatných hodnôt vypovedajúcich o stave vaskulárneho systému.

Aby bola zachovaná univerzálnosť vytvoreného protokolu, jednotlivé parametre sú uvádzané v angličtine.

5.1.1 Prvá strana protokolu

Prvá strana protokolu umožňuje získať rýchly súhrnný prehľad o stave meraných parametrov pre jednotlivé vykonané excitácie (popísané v kapitole 3.2.2). Je určená hlavne pre okamžité hodnotenie ošetrojúcim lekárom, a v prípade záujmu, pre meraný subjekt samotný.

Vďaka priloženému obrázku je možné získať prehľad o rozložení elektród a taktiež odpovedajúcich číselných hodnôt snímaných kanálov, prípadne vypočítaných indexov.

V prvom rade sú u každého subjektu uvedené identifikačné údaje (priezvisko – „Second name“, meno – „First name“, číslo pacienta – „Number od patient“) a údaje o štúdiu (názov štúdie – „Name of study“, dátum – „Date“). Následne sú uvádzané vybrané anamnestické a geometrické údaje o subjekte (pohlavie – „Sex“, vek – „Age“, údaje o fajčení (nefajčiar, pred koľkými mesiacmi/rokmi skončil, prípadne koľko cigariet vyfajčí za deň – „Smoking“, výška – „Height“, váha – „Weight“, vypočítaný BMI index – „BMI“, a taktiež údaje o rozpätí paží – „Arm span“). Zároveň sa uvádza údaj o záťaži použitej pri cvičení na rotopede („Load“).

Následne sú v tabuľke uvádzané, a v grafoch vizualizované, hodnoty rýchlostí pulzových vln $PWV_{3.4-CH}$ a taktiež rýchlosti v jednotlivých končatinách PWV_{CH-CH} (v protokole označené ako „PWV 3.4-CH“ a „PWV CH-CH“), tepovej frekvencie („HR“), systolického („SBPc“) a diastolického („DBPc“) krvného tlaku a taktiež hodnoty pulzového tlaku („PBPc“ – pulse blood pressure), ktorý je definovaný ako rozdiel tlaku systolického a diastolického. Hodnoty sú uvádzané pre jednotlivé excitácie. V tejto časti protokolu sú uvádzané hodnoty pre „spont avg“, ktorý je daný priemernými hodnotami zo *spont1-8* (čiže zo všetkých pokojových stavov okrem pred a po cvičení (*spont9* a *spont10*)). Hodnoty manévrov „valsalva avg“ a „mueller avg“ sú tiež dané priemernými hodnotami dvoch po sebe nasledujúcich prislúchajúcich excitácií. Ďalej sú uvádzané odpovedajúce hodnoty rýchlosti šírenia pulzovej vlny, tepu a tlakov krvi pri zadržaní dychu („breath hold“), riadenom dýchaní („paced breathing“), naklonenej roviny („tilt“) a pri cvičení („exercise“).

Ďalšia skupina údajov je uvádzaná pri ponechaní subjektu v pokoji na začiatku a na konci merania („start“ - *spont1* a „end“ - *spont8*) a taktiež ich priemerné hodnoty („avg“). Pri týchto excitáciách sú uvedené hodnoty tepovej frekvencie a tlakov krvi pochádzajúce z meraní patientskym monitorom („HR PM“, „SBP PM“, „DBP PM“, „PBP PM“). Takto zhrnuté a zobrazené údaje poskytujú dôležitú informáciu o schopnosti organizmu vrátiť sa do ustáleného stavu a umožňujú jednoducho a rýchlo zhodnotiť jednotlivé parametre pred a po meraní.

Poslednou tabuľkou uvádzanou na prednej strane protokolu sú hodnoty MBMI indexu („MBMI PM 3.4-CH“). Tento index je vyvinutý na základe CAVI indexu (5) popísaného v kapitole 2.2.3, avšak je rozšírený aj o výpočet pre horné končatiny. MBMI je počítaný práve pre pokojové obdobia merania na začiatku a na konci experimentu, preto bolo možné pri výpočte použiť hodnoty tlakov z patientskeho monitoru, ktoré, vychádzajúc z podstaty merania, dávajú presnejšie hodnoty ako pri kontinuálnom meraní tlaku finometrom. Následne sú taktiež vypočítané hodnoty MBMI na základe prislúchajúcich hodnôt, ktoré sú pred samotným výpočtom spriemerované („avg“).

Dôležité je taktiež zaznamenávať informácie o personáli, ktorý dané meranie zabezpečoval a to konkrétne technický pracovník, zdravotná sestra a v prípade potreby (ak to zdravotný stav vyšetřovaného pacienta vyžaduje) taktiež meno prítomného lekára („tech“, „nurse“, „doctor“).

5.1.2 Druhá strana protokolu

Druhá strana protokolu je určená hlavne pre vedecké spracovanie, prípadne pre hlbšiu analýzu lekárom.

Opäť obsahuje hlavné identifikačné údaje („Name of study“, „Number of patient“, „Date“) a následne súhrnnú detailnú tabuľku zmeraných a vypočítaných hodnôt.

Pre každú excitáciu sú uvedené vypočítané MBMI indexy („MBMIc 3.4-CH“) a ich prislúchajúce hodnoty rýchlosti šírenia pulzovej vlny („PWV 3.4-CH“). Napr. pre vzdialenosť medzi stredom hrudníka a ľavým lýtkom je prislúchajúce označenie „MBMIc 3.4-7“ a „PWV 3.4-7“. Ďalej sú uvádzané hodnoty „R-ref“, „RR“ interval a z neho vypočítaný „HR“. Taktiež sú opäť uvedené hodnoty korigovaného krvného tlaku („SBPc“, „DBPc“, „PBPc“).

Spomínané parametre sú uvádzané pre všetkých 18 excitácií a následne taktiež pre priemerné hodnoty. Konkrétne pre priemerná hodnotu z meraní v pokoji „spont avg“ (vzniká ako priemerná hodnota *spont1-8*), pre priemernú hodnotu pred a po cvičení („spont avg exercise“) a taktiež pre priemerné hodnoty dýchacích manévrov („valsalva avg“, „mueller avg“).

Na záver sú v grafe prehľadne zobrazené všetky odčítané a taktiež dopočítané hodnoty rýchlosti pulzovej vlny vybrané pre túto prácu.

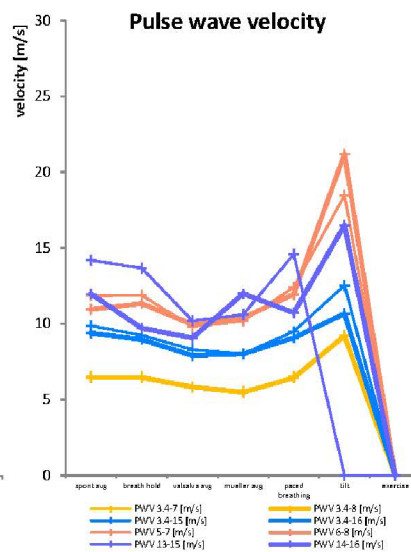
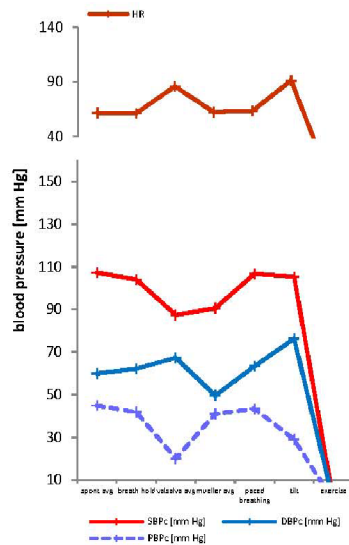
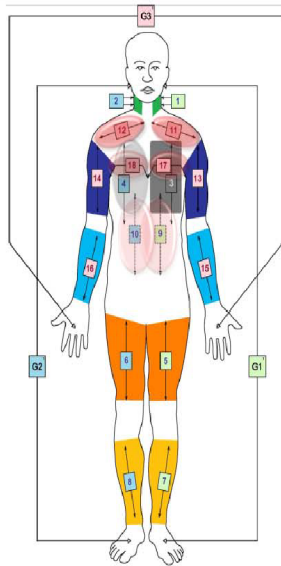
5.2 Príklad protokolu

Príklad protokolu pre pacienta č. 13 je uvedený na Obr. 19 a Obr. 20. Význam jednotlivých veličín, spolu s vysvetlením ich významu, je detailne uvedený v predchádzajúcej kapitole 5.1.

ISI Brno Whole Body Multichannel Bioimpedance Measurement



Name of study	MBM	Number of patient	13	Date	10.10.2011
Second name	First name	Height [m]	1,8	Weight [kg]	85
				BMI [kg/m ²]	26,2
Sex	Age	Smoking		Arm span [m]	Load [W]
male	25	non-smoker		1,82	50



	HR	SBPc [mm Hg]	DBPc [mm Hg]	PBPc [mm Hg]	PWV 3.4-7 [m/s]	PWV 3.4-8 [m/s]	PWV 3.4-15 [m/s]	PWV 3.4-16 [m/s]	PWV 5-7 [m/s]	PWV 6-8 [m/s]	PWV 13-15 [m/s]	PWV 14-16 [m/s]
spont avg	61	107	60	45	6,5	6,5	9,9	9,4	11,8	10,9	14,2	12,0
breath hold	61	104	62	42	6,5	6,5	9,2	9,0	11,9	11,3	13,7	9,7
valsalva avg	86	87	67	20	5,8	5,8	8,3	7,9	9,8	10,0	10,2	9,1
mueller avg	62	91	50	41	5,5	5,5	8,0	8,0	10,2	10,4	10,6	12,0
paced breathing	63	107	63	43	6,5	6,4	9,5	9,1	12,4	11,9	14,6	10,7
tilt	91	105	76	29	9,2	9,2	12,5	10,7	18,5	21,2	-	16,5
exercise	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-

spont	HR PM	SBP PM [mm Hg]	DBP PM [mm Hg]	PBP PM [mm Hg]	PWV 3.4-7 [m/s]	PWV 3.4-8 [m/s]	PWV 3.4-15 [m/s]	PWV 3.4-16 [m/s]	PWV 5-7 [m/s]	PWV 6-8 [m/s]	PWV 13-15 [m/s]	PWV 14-16 [m/s]
start	64	110	68	42	6,5	6,4	10,0	9,7	11,8	11,4	16,0	12,1
end	57	112	64	48	7,0	6,9	10,4	10,1	14,2	11,3	15,7	13,2
avg	61	111	66	45	6,8	6,7	10,2	9,9	13,0	11,3	15,8	12,6

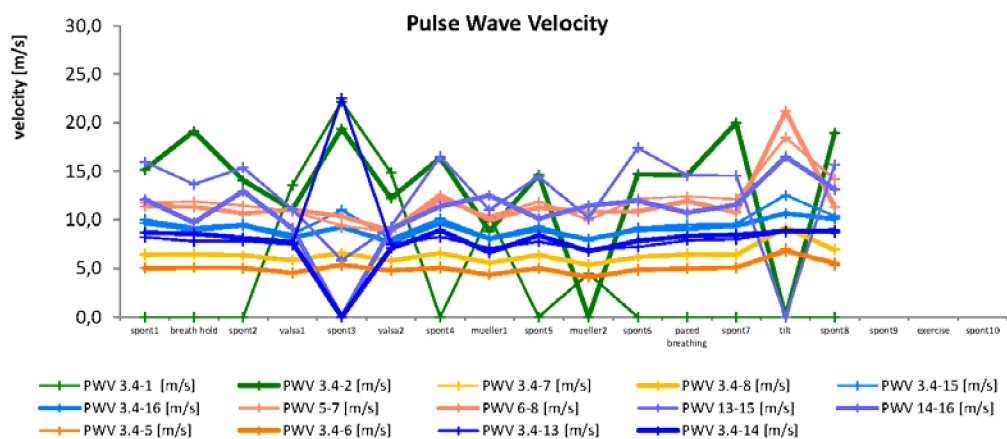
spont PM	MBMI PM 3.4-7	MBMI PM 3.4-8	MBMI PM 3.4-15	MBMI PM 3.4-16
start	7,7	7,5	18,2	17,1
end	9,1	8,8	19,9	18,9
avg	8,4	8,1	19,1	18,0

Tech _____ Doctor _____ Nurse _____ 21.5.2013

Obr. 19 Příklad 1. strany protokolu, subjekt č. 13.

Name of study	MBM	Number of patient	13	Date	10.10.2011
---------------	-----	-------------------	----	------	------------

	MBMlc 3.4-7	PWV 3.4-7 [m/s]	MBMlc 3.4-8	PWV 3.4-8 [m/s]	MBMlc 3.4-15	PWV 3.4-15 [m/s]	MBMlc 3.4-16	PWV 3.4-16 [m/s]	R-ref [ms]	RR [ms]	HR	SBPc [mm Hg]	DBPc [mm Hg]	PBPc [mm Hg]
spont1	7,6	6,5	7,4	6,4	18,0	10,0	16,9	9,7	133,0	934	64	112	69	43
breath hold	8,3	6,5	8,1	6,5	16,7	9,2	15,7	9,0	134,0	981	61	104	62	42
spont2	8,4	6,4	8,3	6,3	18,9	9,5	18,3	9,4	131,4	972	62	98	59	38
valsa1	7,2	5,9	7,2	5,9	15,2	8,5	14,0	8,2	150,9	747	80	87	66	21
spont3	7,3	6,4	7,6	6,6	21,3	11,0	15,1	9,3	114,6	883	68	122	64	58
valsa2	6,9	5,8	6,9	5,8	13,3	8,1	12,0	7,7	155,6	651	92	88	69	19
spont4	9,5	6,6	9,4	6,6	22,1	10,1	20,3	9,7	131,6	977	61	93	57	37
mueller1	7,3	5,6	7,2	5,6	15,6	8,2	15,2	8,1	121,9	969	62	93	48	45
spont5	8,4	6,4	8,3	6,4	17,7	9,3	16,3	9,0	129,3	1006	60	99	61	38
mueller2	6,9	5,4	6,8	5,4	14,5	7,9	14,9	8,0	119,3	956	63	88	51	37
spont6	9,1	6,2	9,0	6,2	19,9	9,2	18,9	9,0	127,9	1021	59	102	42	42
paced breathing	8,1	6,5	7,9	6,4	17,2	9,5	15,7	9,1	129,2	949	63	107	63	43
spont7	8,5	6,5	8,2	6,4	18,5	9,6	17,6	9,4	127,4	959	63	103	60	43
tilt	15,0	9,2	15,0	9,2	27,7	12,5	20,1	10,7	165,8	657	91	105	76	29
spont8	8,9	7,0	8,6	6,9	19,5	10,4	18,4	10,1	127,8	1057	57	116	65	51
spont9	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
exercise	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
spont10	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
spont avg	8,3	6,5	8,2	6,5	19,0	9,9	17,2	9,4	127,3	976	61	107	60	45
spont avg exercise	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
valsalva avg	7,0	5,8	7,0	5,8	14,2	8,3	13,0	7,9	153,2	699	86	87	67	20
mueller avg	7,1	5,5	7,0	5,5	15,0	8,0	15,0	8,0	120,6	962	62	91	50	41



Obr. 20 Příklad 2. strany protokolu, subjekt č. 13.

6 Overenie správnosti detekcie

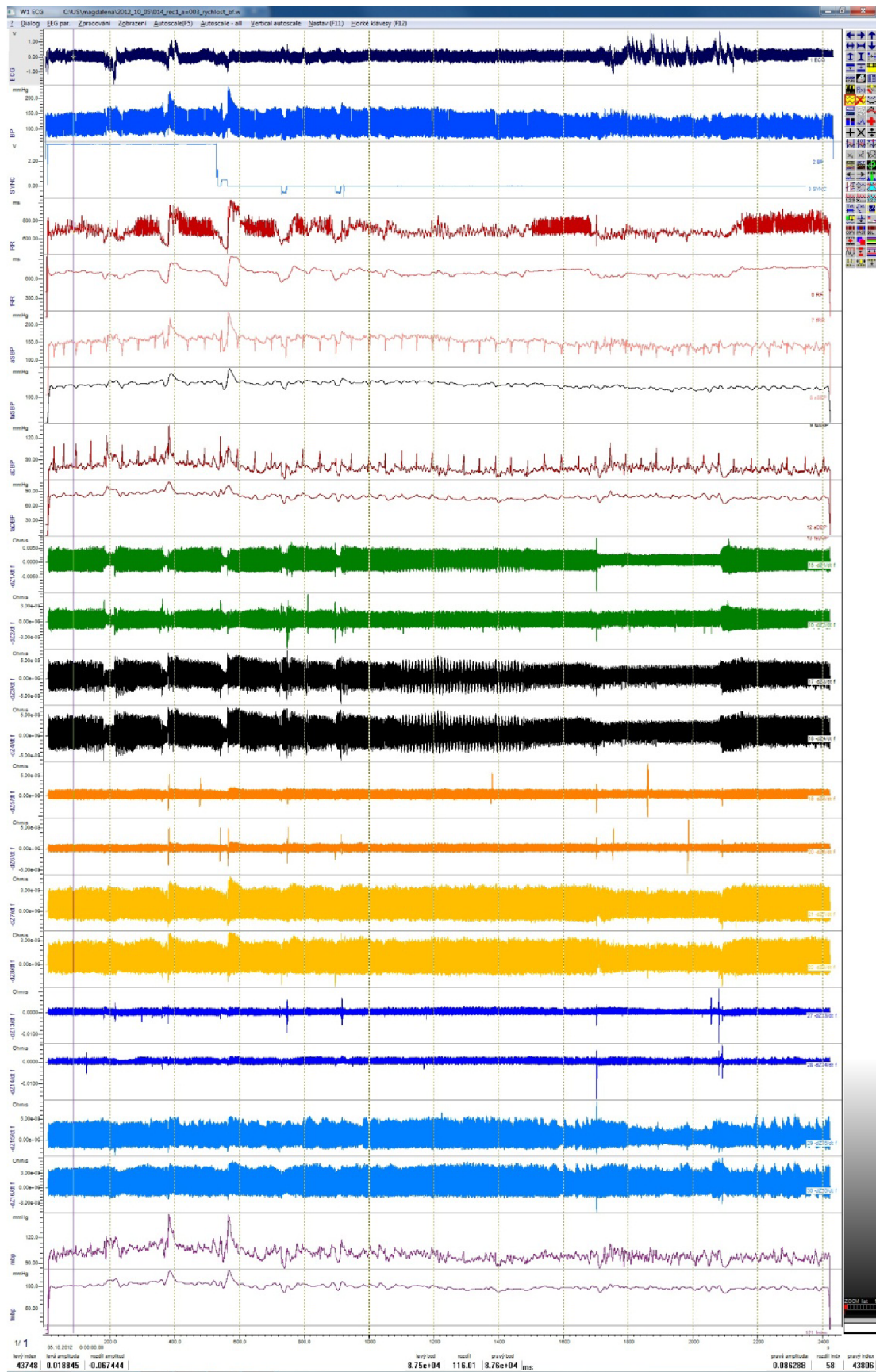
Meraním celotelovej impedančnej pletysmografie sme získali signál impedancie v jednotlivých miestach merania (*CHI - CHI8*) ku každému subjektu. Signál je následne digitálne spracovávaný a automatickým detektorom (*Zpracování a automatická detekce MBM Medisig ISI Brno*) sa zaznamenávajú extrémny v deriváciách impedancie. Tie sa za pomoci geometrických informácií o subjekte prepočítajú na rýchlosť šírenia pulzovej vlny v miestach merania popísané v kapitole 4.1.

Pre ďalšie použitie automaticky detekovaných a vypočítaných hodnôt rýchlostí bolo však treba (v rámci stanoveného zadania) automatický detektor overiť nezávislým úplne manuálnym postupom stanovenia rýchlosti šírenia pulzovej vlny a to priamo z nameraného signálu bioimpedancie v jednotlivých kanáloch.

6.1 Postup a príklad overenia správnosti detekcie

Overenie správnosti detekcie vrcholov v impedančných kanáloch odpovedajúce jednotlivým pulzovým vlnám, na základe ktorých automatický detektor vytvára signál rýchlostí pulzových vln, prebiehalo ručným odčítaním hodnôt v rovnakých časových okamihoch, ako odčítanie hodnoty rýchlosti vypočítanej automatickým detektorom a následným ručným vypočítaním rýchlosti šírenia pulzovej vlny v danom mieste. Pre stanovenie záveru ohľadom overenia detekcie vrcholu impedancie bola vypočítaná relatívna chyba medzi ručným a automatickým odčítaním.

Na Obr. 21 je zobrazený celý záznam merania impedancií pre jednotlivé miesta merania počas rôznych excitácií u subjektu č. 14 v programe ScopeWin.

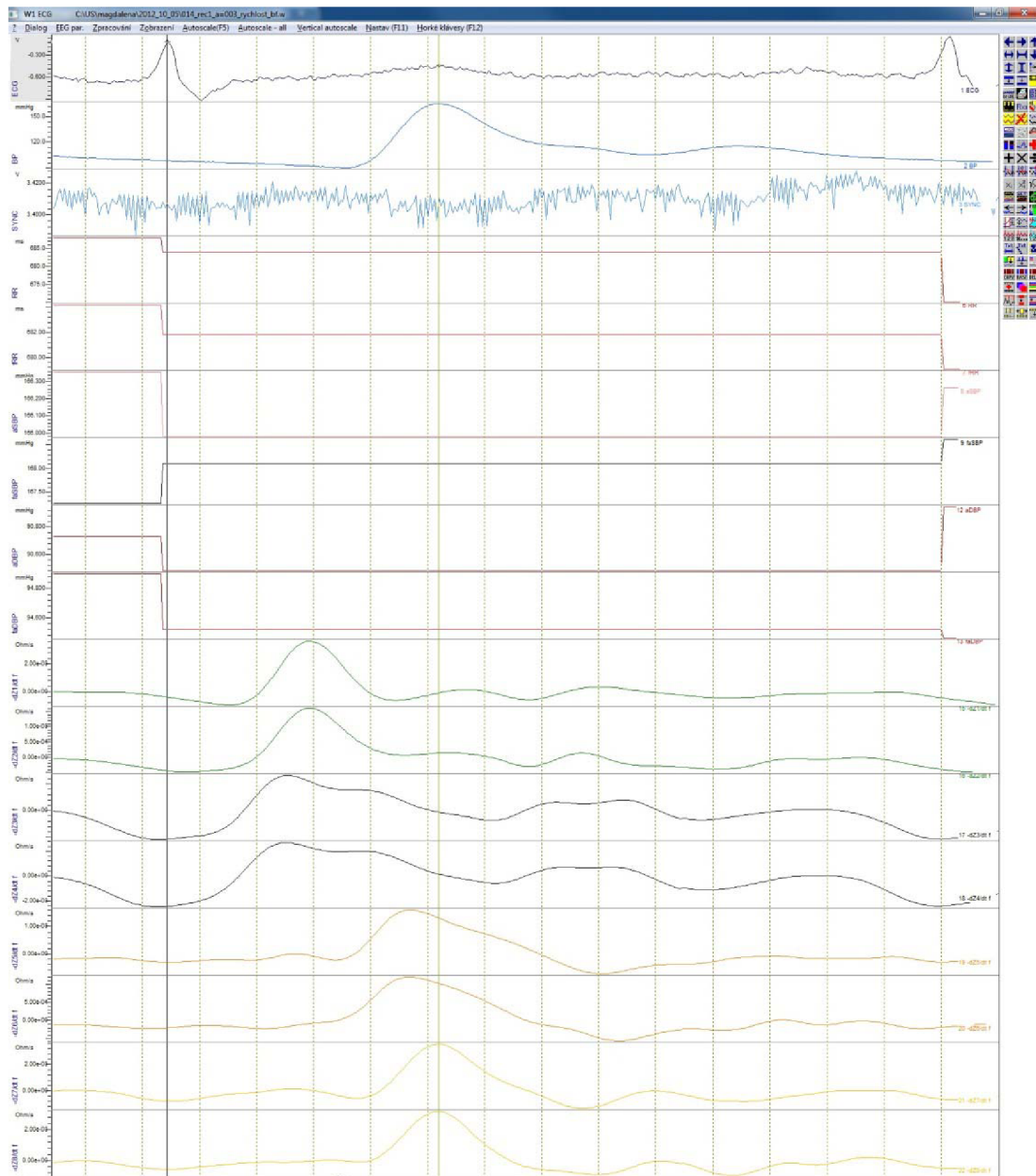


Obr. 21 Zobrazenie celého záznamu merania impedancie pre jednotlivé miesta merania v programe ScopeWin.

Na Obr. 21 ose x odpovedá čas, na ose y sú postupne vyobrazené nasledujúce signály: *ECG* – signál EKG, *BP* – krvný tlak, *SYNC* – signál synchronizačného kanála a zároveň v tejto konfigurácii obsahuje informácie o tlaku v dýchacích cestách, *RR* – signál RR intervalu, *fRR* – filtrovaný signál RR intervalu, *aSBP* – kumulovaný signál systolického tlaku krvi, *faSBP* – filtrovaný kumulovaný signál systolického tlaku krvi, *aDBP* – kumulovaný signál diastolického tlaku krvi, *faDBP* – filtrovaný kumulovaný signál diastolického tlaku krvi, *-dZ1/dt f* – filtrovaný signál zápornej derivácie impedancie v oblasti ľavej krčnej tepny, *-dZ2/dt f* – filtrovaný signál zápornej derivácie impedancie v oblasti pravej krčnej tepny, *-dZ3/dt f* – filtrovaný signál zápornej derivácie impedancie v ľavej časti hrudníka, *-dZ4/dt f* – filtrovaný signál zápornej derivácie impedancie v pravej časti hrudníka, *-dZ5/dt f* – filtrovaný signál zápornej derivácie impedancie v ľavej stehne, *-dZ6/dt f* – filtrovaný signál zápornej derivácie impedancie v pravom stehne, *-dZ7/dt f* – filtrovaný signál zápornej derivácie impedancie v ľavom lýtku, *-dZ8/dt f* – filtrovaný signál zápornej derivácie impedancie v pravom lýtku, *-dZ13/dt f* – filtrovaný signál zápornej derivácie impedancie v ľavej paži, *-dZ14/dt f* – filtrovaný signál zápornej derivácie impedancie v pravej paži, *-dZ15/dt f* – filtrovaný signál zápornej derivácie impedancie v ľavom predlaktí, *-dZ14/dt f* – filtrovaný signál zápornej derivácie impedancie v pravom predlaktí, *mbp* – signál stredného krvného tlaku, *fmbp* – filtrovaný signál stredného krvného tlaku.

Na overenie správnosti detekcie automatického detektoru boli použité excitácie *spont1* (pokoj pred meraním), *breath hold* (zadržanie dychu) a *valsalva1* (prvý Valsalva manéver). Dá sa predpokladať, že v prípade správnosti funkcie systému u týchto manévrov bude systém pracovať správne aj u ostatných manévrov, keďže vyhodnocovanie prebieha rovnakým postupom. Overenie sa uskutočnilo u dvoch vybraných subjektov.

Príklad odčítania času t_{R-7} medzi *R* vlnou (kanál ECG) a vlnou impedancie v ľavom lýtku *CH7* (kanál *-dZ7/dtf*) počas excitácie *breath hold* je na Obr. 22. Kurzory sú umiestnené do maxima prislúchajúcich vln a časový posun medzi nimi je zobrazený uprostred dolnej lišty programu ScopeWin.



Obr. 22 Odčítanie časového posunu t_{R-7} medzi R vlnou a vrcholom impedancie pre ľavé lýtko CH7 ($-dZ7/df$) v rámci excitácie breath hold.

Na Obr. 22 opäť ose x odpovedá čas, na ose y sú postupne vyobrazené nasledujúce signály: *ECG* – signál EKG, *BP* – krvný tlak, *SYNC* – signál synchronizačného kanála a zároveň v tejto konfigurácii obsahuje informácie o tlaku v dýchacích cestách, *RR* – signál RR intervalu, *fRR* – filtrovaný signál RR intervalu, *aSBP* – kumulovaný signál systolického tlaku krvi, *faSBP* – filtrovaný kumulovaný signál systolického tlaku krvi, *aDBP* – kumulovaný signál diastolického tlaku krvi, *faDBP* – filtrovaný kumulovaný signál diastolického tlaku krvi, $-dZ1/df$ – filtrovaný signál zápornej derivácie impedancie v oblasti ľavej krčnej tepny, $-dZ2/df$ – filtrovaný signál zápornej derivácie impedancie v oblasti pravej krčnej tepny, $-dZ3/df$ – filtrovaný signál zápornej derivácie impedancie v ľavej časti hrudníka, $-dZ4/df$ – filtrovaný signál zápornej derivácie impedancie v pravej časti hrudníka, $-dZ5/df$ – filtrovaný signál zápornej derivácie impedancie v ľavej stehne,

$-dZ6/dt f$ – filtrovaný signál zápornej derivácie impedancie v pravom stehne,
 $-dZ7/dt f$ – filtrovaný signál zápornej derivácie impedancie v ľavom lýtku,
 $-dZ8/dt f$ – filtrovaný signál zápornej derivácie impedancie v pravom lýtku,
 $-dZ13/dt f$ – filtrovaný signál zápornej derivácie impedancie v ľavej paži,
 $-dZ14/dt f$ – filtrovaný signál zápornej derivácie impedancie v pravej paži,
 $-dZ15/dt f$ – filtrovaný signál zápornej derivácie impedancie v ľavom predlaktí,
 $-dZ14/dt f$ – filtrovaný signál zápornej derivácie impedancie v pravom predlaktí, mbp – signál
 stredného krvného tlaku, $fmbp$ – filtrovaný signál stredného krvného tlaku.

Časový posun daných maxim je v tomto prípade 238,02 ms. Výpočet PWV vychádza z rovnakého základného vzorca (7) s akým sa pracuje pri dopočte rýchlostí v kapitole 4.2.2. Hodnota premennej t_{R-CH} v tomto prípade vychádza z ručne odčítaných hodnôt časového posunu R vlny a maxim pulzovej vlny v danom mieste a maxima v hrudníku podľa Obr. 22.

Pred samotným výpočtom rýchlosti sa však musí od odčítaného časového posunu t_{R-CH} odčítať priemer časových posunov na hrudníku $t_{3,4}$ (kanály $-dZ3/dtf$ a $-dZ4/dtf$), čím sa získa časový údaj o posune tlakovej vlny medzi stredom hrudníku a daným miestom merania rovnako, ako je to implementované v automatickom detektore (kapitola 4.1).

Pre meraný subjekt uvedený na Obr. 22 bola rýchlosť pulzovej vlny v ľavom lýtku (CH7 čiže $PWV_{3,4-7}$) vypočítaná nasledovne:

$$PWV_{3,4-7} = \frac{s_{3,4-7}}{t_{R-7} - t_{3,4}} = \frac{1,1}{0,238 - 0,106} = 8,332 \frac{m}{s}, \quad (19)$$

pričom premenná $s_{3,4-7}$ vyjadruje vzdialenosť medzi stredom hrudníku a ľavým lýtkom a ostatné premenné sú vysvetlené v predchádzajúcom texte.

Hodnota rýchlosti v danom mieste $PWV_{3,4-7}$ bola zo signálu rýchlosti (vypočítaného automatickou detekciou) 8,532 m/s.

Pre výpočet absolútnej a relatívnej chyby bola ako správna hodnota stanovená hodnota odčítaná zo signálu rýchlostí pochádzajúca z automatického detektoru a za hodnotu nameranú sa považuje hodnota pochádzajúca z ručného odčítania časového posunu R vlny a vrcholu pulzovej vlny v danom mieste merania.

Priklad overenia detekcie vo viacerých miestach merania je uvedený v Tab. 3. Uvedené sú odčítané a namerané hodnoty a taktiež vypočítané absolútne a relatívne chyby. Priemerná hodnota časového posunu bola pre tento prípad 0,106 s a výsledná priemerná relatívna chyba je -6,88%, čo bola najvyššie zistená hodnota priemernej relatívnej chyby merania.

Tab. 3 Príklad overenia detekcie: pac.č.14, breath hold (zadržanie dychu).

miesto merania (CH)	t_{R-CH} [ms]	$t_{R-CH} - t_{3,4}$ [s]	$S_{3,4-CH}$ [m]	PWV _{3,4-CH} vypočítaná [m/s]	PWV _{3,4-CH} po auto. detekcii [m/s]	absolútna chyba [m/s]	relatívna chyba [%]
1	126,02	0,020	0,28	13,99	15,83	1,84	-11,65
2	126,02	0,020	0,28	13,99	18,83	4,84	-25,72
3	106,00	0,000	0,00	-	-	-	-
4	106,00	0,000	0,00	-	-	-	-
5	214,02	0,108	0,72	6,67	6,86	0,20	-2,90
6	212,02	0,106	0,72	6,79	7,01	0,22	-3,18
7	238,02	0,132	1,10	8,33	8,53	0,20	-2,34
8	238,02	0,132	1,10	8,33	8,53	0,20	-2,34
13	152,02	0,046	0,52	11,30	11,58	0,28	-2,45
14	158,02	0,052	0,52	10,00	10,90	0,90	-8,27
15	174,02	0,068	0,75	11,03	11,67	0,64	-5,53
16	176,02	0,070	0,75	10,71	11,21	0,50	-4,47

Súhrnná tabuľka priemerných absolútnych a relatívnych chýb pre jednotlivé manévry je uvedená v Tab. 4.

Tab. 4 Priemerné hodnoty absolútnych a relatívnych chýb pri rôznych excitáciách.

číslo subjektu	spont1		breath hold		valsalva1	
	absolútna chyba [m/s]	relatívna chyba [%]	absolútna chyba [m/s]	relatívna chyba [%]	absolútna chyba [m/s]	relatívna chyba [%]
14	0,27	3,45	-0,98	-6,88	0,02	0,13
15	-0,33	-2,35	-0,37	-3,67	-0,02	-0,17

Ako bolo v predchádzajúcom texte uvedené, najvyššie určená priemerná relatívna chyba je -6,88%. Odčítanie oboch hodnôt (či už z ručného výpočtu alebo signálu rýchlosti pochádzajúceho z automatického detektoru) prebieha ručne, preto nameraná relatívna chyba ukazuje na celkom presné hodnoty, na ktoré vplýva hlavne ľudský faktor odčítania koncových hodnôt.

Týmto bola overená správnosť automatického detektoru a jeho výstup je možné považovať za vierohodný.

7 Štatistické spracovanie

Vďaka štatistickému spracovaniu môžeme získať časť informácií týkajúcich sa vlastností šírenia tlakovej vlny v ľudskom tele počas rôznych excitácií. Toto štatistické spracovanie bolo realizované v programe STATISTICA version 10.

Namerané hodnoty bolo treba vhodne vizualizovať a sumarizovať a následne vybrať spôsob štatistického spracovania spolu s výberom vhodných premenných.

Keďže ide o prvotné štatistické spracovanie štúdie MBM, do spracovania boli vybrané opakované dvojice manévrov a pokojové stavy na začiatku a na konci meraní. Taktiež bolo vykonané porovnanie všetkých pokojových stavov, porovnanie ľavej a pravej strany tela s následným vyhodnotením vlastností pulzovej vlny.

V tejto práci bolo skórovanie signálov a štatistické spracovanie vykonané len pre prvú časť merania, druhá časť (cvičenie na rotopede) kvôli menšej kvalite zosnímaných signálov, pri ktorej vznikli problémy s automatickou detekciou, spracovávaná nebola.

7.1 Metodika štatistického spracovania

Vďaka získaniu skúseností so skórovaním signálov rýchlostí šírenia pulzovej vlny (viď kapitola 4.2.1), bolo navrhnuté a realizované kritérium vierohodnosti jednotlivých kanálov, ktoré sú následne sumarizované popisnou štatistikou (7.2.2). Pre tento súbor dát bolo na základe zistených skutočností vybrané neparametrické štatistické spracovanie.

7.1.1 Párové testy – Wilcoxonov test pre dva závislé výbery

V rámci protokolu o experimentálnom meraní MBM (kapitola 3.2) bolo zo štatistického hľadiska zaujímavé zistiť, či je medzi opakovanými dychovými manévrami štatisticky významný rozdiel a tým pádom, ak ich hodnoty medzi sebou korelujú, či sa môže opakovaný manéver vynechať, prípadne či ho v prípade nesprávneho vykonania zo strany subjektu (ak prvý manéver bol vykonaný správne) je možné neopakovať (viď kapitola 7.3.1).

Keďže sa daný manéver opakuje vždy u toho istého subjektu bezprostredne za sebou, ide o párový dizajn testovania, pričom výbery sú medzi sebou závislé [18].

Tento istý dizajn použijeme aj v prípade, že chceme zistiť, či je u skúmaných subjektov štatisticky významný rozdiel rýchlostí šírenia pulzovej vlny v pravej a v ľavej polovici tela [18].

V neparametrickom testovaní pre dva závislé výbery nás zaujímajú diferencie medzi jednotlivými párovými hodnotami. Na toto štatistické spracovanie bol vybraný Wilcoxonov

test pre dva závislé výbery. Testujeme nulovú hypotézu, že medián párových diferencií sa rovná nule. Alternatívna hypotéza potom odpovedá tvrdeniu, že medián sa nule nerovná [19].

7.1.2 Testy na základe viacerých závislých výberov – Friedmanova ANOVA

Ďalšou zaujímavou oblasťou štatistického spracovania daného súboru dát bolo porovnanie pokojových stavov pre jednotlivé rýchlosti šírenia pulzovej vlny (kapitola 7.3.2).

Pre toto testovanie bolo použité Friedmanovo testovanie viacerých závislých výberov, ktoré je neparametrickou obdobou dvojfaktorovej analýzy rozptylu. Testovaná hypotéza pritom predpokladá, že všetky výbery pochádzajú z rovnakého základného súboru alebo zo súborov s rovnakou strednou hodnotou. Testujeme nulovú hypotézu H_0 o zhodnosti mediánov porovnávaných súborov, pri alternatívnej hypotéze toto tvrdenie neplatí [18].

Testovanie je založené na priradení poradia pre každý testovaný prípad a následným sčítaním priradených poradií pre jednotlivé výbery. Ak platí nulová hypotéza, tieto súčty sú rovnaké. Pomocou testových kritérií sú prípadné rozdiely súčtov výberov posúdené za štatisticky významné alebo nevýznamné [18].

Vybrané štatisticky významné prípady boli následne opäť otestované Wilcoxonovým testom pre dva závislé výbery (Tab. 15).

7.1.3 Korelácie – Spearmanova korelácia

V rámci neparametrického spracovania bolo na zistenie korelácie medzi dvoma skupinami použité hodnotenie výpočtu Spearmanovho korelačného koeficientu (kapitola 7.4). Jeho hodnoty sa pohybujú od -1 do +1, pričom samotný vychádza z údajov o poradí [20].

V neparametrickom dizajne použitia Spearmanovho korelačného koeficientu naberá hodnoty +1 a -1 v prípade, ak sú zostavené poradia úplne rovnaké alebo úplne opačné. Nízka alebo nulová hodnota koeficientu poukazuje na neprítomnosť poradovej závislosti [20].

Pomocou Spearmanovej korelácie testujeme nulovú hypotézu H_0 o vzájomnej nezávislosti sledovaných premenných.

7.2 Popis dátového súboru

Popisná štatistika nám ponúka prvotný ucelený náhľad na získané dáta. Avšak už pri samotnom odčítavaní hodnôt sa dospelo k záveru, že pri niektorých rýchlostiach dochádza k častému odčítaniu značne nefyziologickej hodnoty. Preto pred samotným štatistickým spracovaním sa dáta podrobili stanoveniu vierohodnosti a určeníu percentuálneho zastúpenia zaznamenania hodnoty rýchlosti v rozmedzí fyziologických hodnôt pre jednotlivé kanály v závislosti na vykonávanom manévri, čomu sa podrobne venuje nasledujúca podkapitola.

Popis štatistického dátového súboru je uvedený v kapitole 7.2.2.

7.2.1 Vierohodnosť jednotlivých kanálov

Na základe získanej skúsenosti počas skórovania jednotlivých signálov vznikla potreba zhodnotiť, ktoré kanály (čiže miesta merania) je vôbec vhodné ďalej štatisticky spracovávať. Keďže rýchlosť pulzovej vlny je meraná na rôznych miestach a tým pádom dosahuje aj rôzne hodnoty, za okrajové fyziologické hodnoty tejto rýchlosti bol stanovený interval 3-30 m/s. Hodnoty mimo tento interval zmerané u jednotlivých pacientov boli následne zo súboru vyradené ako hodnoty nezmyselné. V Tab. 5 sú súhrnne zobrazené informácie o absolútnom počte zaznamenaných hodnôt prislúchajúcich stanovenému fyziologickému intervalu rýchlosti šírenia pulzovej vlny (prvé číslo, maximum 35 subjektov pre daný kanál a pokojový stav) a percentuálnom zastúpení týchto hodnôt (uvedené v zátvorke, maximum 100%)

Pre rýchlosť zisťovanú v oblasti ľavej krčnej tepny $PWV_{3,4-1}$ to v prípade manévru *spont1* (čiže ponechanie pacienta v pokoji na začiatku merania) teda znamená, že počas skórovania získaných signálov spĺňa podmienku zaznamenaných hodnôt spadajúcich do stanoveného fyziologického rozpätia len 13 subjektov, čo je 37,1% z celkového počtu subjektov. Šedou farbou sú označené tie prípady, kedy počet subjektov klesol pod 80%.

Tab. 5 Percentuálne zastúpenie nameraných fyziologických hodnôt rýchlostí kanálov pre pokojové stavy.

	spont1	spont2	spont3	spont4	spont5	spont6	spont7	spont8
PWV_{3,4-1}	13 (37,1%)	13 (37,1%)	13 (37,1%)	12 (34,3%)	18 (51,4%)	13 (37,1%)	12 (34,3%)	14 (40,0%)
PWV_{3,4-2}	20 (57,1%)	20 (57,1%)	20 (57,1%)	18 (51,4%)	20 (57,1%)	17 (48,6%)	19 (54,3%)	19 (54,3%)
PWV_{3,4-5}	28 (80,0%)	29 (82,9%)	27 (77,1%)	31 (88,6%)	32 (91,4%)	33 (94,3%)	32 (91,4%)	34 (97,1%)
PWV_{3,4-6}	29 (82,9%)	28 (80,0%)	31 (88,6%)	30 (85,7%)	30 (85,7%)	32 (91,4%)	29 (82,9%)	34 (97,1%)
PWV_{3,4-7}	35 (100,0%)	35 (100,0%)	35 (100,0%)	35 (100,0%)	35 (100,0%)	35 (100,0%)	35 (100,0%)	35 (100,0%)
PWV_{3,4-8}	35 (100,0%)	35 (100,0%)	35 (100,0%)	35 (100,0%)	35 (100,0%)	35 (100,0%)	35 (100,0%)	35 (100,0%)
PWV_{3,4-13}	34 (97,1%)	34 (97,1%)	32 (91,4%)	33 (94,3%)	34 (97,1%)	34 (97,1%)	33 (94,3%)	34 (97,1%)
PWV_{3,4-14}	34 (97,1%)	33 (94,3%)	33 (94,3%)	32 (91,4%)	34 (97,1%)	33 (94,3%)	32 (91,4%)	34 (97,1%)
PWV_{3,4-15}	35 (100,0%)	35 (100,0%)	35 (100,0%)	35 (100,0%)	35 (100,0%)	35 (100,0%)	35 (100,0%)	35 (100,0%)
PWV_{3,4-16}	35 (100,0%)	35 (100,0%)	35 (100,0%)	35 (100,0%)	35 (100,0%)	35 (100,0%)	35 (100,0%)	35 (100,0%)
PWV₅₋₇	28 (80,0%)	26 (74,3%)	27 (77,1%)	30 (85,7%)	32 (91,4%)	33 (94,3%)	32 (91,4%)	34 (97,1%)
PWV₆₋₈	29 (82,9%)	27 (77,1%)	29 (82,9%)	30 (85,7%)	29 (82,9%)	32 (91,4%)	28 (80,0%)	34 (97,1%)
PWV₁₃₋₁₅	34 (97,1%)	33 (94,3%)	33 (94,3%)	33 (94,3%)	34 (97,1%)	34 (97,1%)	33 (94,3%)	34 (97,1%)
PWV₁₄₋₁₆	34 (97,1%)	33 (94,3%)	33 (94,3%)	32 (91,4%)	34 (97,1%)	33 (94,3%)	33 (94,3%)	33 (94,3%)

Rovnako ako Tab. 5, i Tab. 6 zobrazuje súhrnné informácie (pre jednotlivé manévry) o počte subjektov, pre ktoré boli zaznamenané fyziologické hodnoty pre danú kombináciu miesta snímania signálu a vykonávaného manévru. Popis Tab. 6 je totožný s popisom u Tab. 5 uvedeným v predchádzajúcom texte.

Tab. 6 Percentuálne zastúpenie nameraných fyziologických hodnôt rýchlostí kanálov pre vykonávané manévry.

	breath hold	valsalva1	valsalva2	mueller1	mueller2	paced breathing	Tilt
PWV_{3,4-1}	23 (65,7%)	33 (94,3%)	33 (94,3%)	19 (54,3%)	21 (60,0%)	17 (48,6%)	19 (54,3%)
PWV_{3,4-2}	24 (68,6%)	34 (97,1%)	34 (97,1%)	23 (65,7%)	22 (62,9%)	21 (60,0%)	30 (85,7%)
PWV_{3,4-5}	27 (77,1%)	30 (85,7%)	31 (88,6%)	29 (82,9%)	33 (94,3%)	33 (94,3%)	35 (100,0%)
PWV_{3,4-6}	26 (74,3%)	29 (82,9%)	31 (88,6%)	29 (82,9%)	33 (94,3%)	32 (91,4%)	35 (100,0%)
PWV_{3,4-7}	35 (100,0%)	35 (100,0%)	35 (100,0%)	35 (100,0%)	35 (100,0%)	35 (100,0%)	35 (100,0%)
PWV_{3,4-8}	35 (100,0%)	35 (100,0%)	35 (100,0%)	35 (100,0%)	35 (100,0%)	35 (100,0%)	35 (100,0%)
PWV_{3,4-13}	35 (100,0%)	33 (94,3%)	35 (100,0%)	34 (97,1%)	33 (94,3%)	34 (97,1%)	31 (88,6%)
PWV_{3,4-14}	35 (100,0%)	35 (100,0%)	35 (100,0%)	35 (100,0%)	35 (100,0%)	34 (97,1%)	35 (100,0%)
PWV_{3,4-15}	35 (100,0%)	35 (100,0%)	35 (100,0%)	35 (100,0%)	35 (100,0%)	35 (100,0%)	35 (100,0%)
PWV_{3,4-16}	35 (100,0%)	35 (100,0%)	35 (100,0%)	35 (100,0%)	35 (100,0%)	35 (100,0%)	35 (100,0%)
PWV₅₋₇	26 (74,3%)	29 (82,9%)	31 (88,6%)	29 (82,9%)	31 (88,6%)	33 (94,3%)	35 (100,0%)
PWV₆₋₈	25 (71,4%)	28 (80,0%)	31 (88,6%)	29 (82,9%)	33 (94,3%)	32 (91,4%)	35 (100,0%)
PWV₁₃₋₁₅	34 (97,1%)	33 (94,3%)	35 (100,0%)	34 (97,1%)	33 (94,3%)	34 (97,1%)	30 (85,7%)
PWV₁₄₋₁₆	35 (100,0%)	35 (100,0%)	35 (100,0%)	35 (100,0%)	35 (100,0%)	34 (97,1%)	35 (100,0%)

Ako je vidieť z uvádzaných tabuliek Tab. 5 a Tab. 6, nižší počet zaznamenania fyziologických hodnôt bol hlavne v prípadoch pri snímaní v oblasti krčných tepien na oboch stranách.

Aby sme sa vyhli štatistickému spracovávaniu dát kanálov, ktoré sa nedajú považovať za vierohodné (obsahujú napr. záporné hodnoty rýchlosti šírenia pulzovej vlny), však ako kritérium tejto vierohodnosti kanálov pri jednotlivých manévroch určenie percentuálneho zastúpenia odčítaných hodnôt v rozmedzí stanovených fyziologických hodnôt nestačí. Strácame tým informáciu o tom, aké nefyziologické hodnoty v súbore dát prevládajú. Preto bolo na určenie vierohodnosti kanálov stanovené kritérium vychádzajúce z určenia 10 a 90% percentilu zo všetkých zaznamenaných dát v rámci kanálov pre jednotlivé pokojové stavy a manévry. V prípade, ak pri uplatnení toho kritéria naďalej zotrývajú v súbore dát hodnoty mimo stanovený fyziologický rozsah, kanál je pre daný manéver považovaný za nevierohodný a pre tento manéver sa vyraduje z ďalšieho štatistického spracovania.

V Tab. 7 a Tab. 8 sú zobrazené 10 a 90% percentily kanálov v závislosti na jednotlivých pokojových stavoch a manévroch. Šedou farbou sú označené tie prípady, kedy sa v rozsahu 10 a 90% percentilu nachádzajú v dátovom súbore hodnoty, ktoré nespádajú do stanoveného intervalu považujúceho za fyziologické hodnoty rýchlosti šírenia pulzovej vlny v krvnom riečisku.

Tab. 7 Vierochnosť kanálov v závislosti na pokojových stavoch.

	spont1	spont2	spont3	spont4	spont5	spont6	spont7	spont8
PWV_{3,4-1}	-51,6;32,2	-54,0;40,4	-40,7;63,9	-48,3;25,6	-33,8;34,9	-22,5;36,9	-37,2;55,8	-44,4;49,5
PWV_{3,4-2}	-72,5;33,0	-36,1;51,8	-81,6;37,4	-87,4;27,9	-35,0;42,2	-22,5;43,2	-36,8;64,6	-32,4;55,0
PWV_{3,4-5}	3,7;6,1	3,8;6,3	3,6;6,2	4,0;6,5	4,3;5,9	4,0;5,3	4,4;6,5	4,9;6,3
PWV_{3,4-6}	3,9;6,6	3,8;6,2	3,4;6,2	3,9;6,5	4,0;6,1	4,1;5,7	3,9;7,0	4,9;6,5
PWV_{3,4-7}	6,0;7,4	5,9;7,5	6,1;7,4	6,1;7,7	5,9;7,6	5,4;6,8	6,2;7,6	6,2;7,6
PWV_{3,4-8}	6,0;7,7	5,9;7,8	6,0;7,5	6,1;7,9	5,8;7,7	5,2;6,9	6,2;7,8	6,2;7,8
PWV_{3,4-13}	7,9;18,6	8,1;16,8	8,3;16,4	8,3;16,6	7,7;16,1	6,9;13,9	8,5;18,5	8,3;15,2
PWV_{3,4-14}	7,1;15,4	6,8;15,3	7,3;15,9	7,1;18,4	7,0;14,6	6,7;12,6	7,4;16,0	7,5;14,5
PWV_{3,4-15}	8,6;15,4	8,5;14,3	8,9;14,8	8,8;15,5	8,6;14,4	7,4;12,5	8,9;16,0	9,1;14,5
PWV_{3,4-16}	8,5;13,1	8,1;12,9	8,9;12,8	8,8;14,5	8,4;12,7	7,4;11,9	8,6;13,1	8,6;12,3
PWV₅₋₇	-13,5;18,8	-21,2;18,3	-25,7;20,0	-1,4;20,8	8,3;18,2	7,8;21,1	6,1;23,1	8,7;17,7
PWV₆₋₈	-9,6;15,8	-15,3;17,9	7,8;22,7	-7,6;16,2	-7,0;17,7	8,5;21,2	-1,3;16,5	9,0;15,2
PWV₁₃₋₁₅	9,0;16,7	8,7;16,9	7,5;16,4	8,7;17,0	8,5;17,9	6,4;16,0	7,9;16,3	8,1;15,7
PWV₁₄₋₁₆	7,9;12,1	8,0;12,2	7,4;13,0	6,2;12,0	7,9;11,9	7,2;15,9	7,7;11,7	7,9;13,2

Tab. 8 Vierochnosť kanálov v závislosti na vykonávaných manévroch.

	breath hold	valsalva1	valsalva2	mueller1	mueller2	paced breathing	Tilt
PWV_{3,4-1}	-47,5;29,4	6,3;19,3	6,3;18,7	-30,4;45,0	-22,5;36,9	-25,5;48,0	-25,4;60,2
PWV_{3,4-2}	-26,2;46,6	6,4;19,3	5,6;21,1	-15,7;32,5	-22,5;43,2	-27,6;45,1	6,0;28,7
PWV_{3,4-5}	2,7;6,0	3,4;5,0	3,5;5,0	3,8;5,6	4,0;5,3	4,4;6,4	5,7;8,3
PWV_{3,4-6}	3,5;5,7	3,2;5,2	3,5;4,9	3,5;5,5	4,1;5,7	3,9;6,5	5,5;7,9
PWV_{3,4-7}	5,8;7,3	5,2;6,7	5,3;6,6	5,3;7,2	5,4;6,8	6,1;7,3	7,8;9,3
PWV_{3,4-8}	5,7;7,3	5,2;6,8	5,3;6,7	5,3;7,3	5,2;6,9	6,0;7,5	7,7;9,5
PWV_{3,4-13}	7,3;13,2	6,4;10,4	6,0;10,1	7,1;11,9	6,9;13,9	8,1;15,3	6,7;12,2
PWV_{3,4-14}	7,1;12,2	6,0;10,5	5,9;9,4	6,6;11,6	6,7;12,6	7,5;14,1	6,8;12,5
PWV_{3,4-15}	8,0;14,1	7,2;10,5	7,3;10,4	7,5;12,6	7,4;12,5	8,5;13,6	8,9;13,5
PWV_{3,4-16}	7,7;12,2	6,6;10,5	6,9;10,4	7,1;12,0	7,4;11,9	8,6;12,1	7,9;11,0
PWV₅₋₇	-22,5;15,8	-9,7;22,3	8,7;20,0	-4,2;17,3	7,8;21,1	9,2;18,8	12,6;24,0
PWV₆₋₈	-16,1;16,5	-4,5;21,6	-6,4;21,1	-6,1;19,1	8,5;21,2	7,2;19,0	14,9;23,7
PWV₁₃₋₁₅	8,7;17,0	8,8;15,1	9,3;15,6	7,2;15,5	6,4;16,0	8,1;18,1	8,4;26,0
PWV₁₄₋₁₆	8,6;14,4	8,2;14,0	8,0;13,9	6,5;13,7	7,2;15,9	7,9;12,0	7,4;16,3

Ako bolo v predchádzajúcom texte uvedené, prípady vyznačené šedou farbou nezodpovedajú fyziologickým hodnotám pri stanovení 10 a 90% percentilu. Toto kritérium v značnej miere nespĺňajú hlavne kanály *CHI* a *CH2*, ktoré odpovedajú získanej rýchlosti *PWV_{3,4-1}* a *PWV_{3,4-2}*. V oboch prípadoch ide o zaznamenávanie rýchlosti šírenia pulzovej vlny do oblasti krčnej tepny. Vďaka tomuto zisteniu sa dá stanoviť už jedno z prvotných zhodnotení a výsledkov tejto práce pre experimentálny protokol MBM a to, že v budúcnosti sa bude treba zamyslieť nad zmenou techniky výpočtu a stanovania danej rýchlosti v tejto oblasti, keďže získané hodnoty sú značne nezmyselné. V terajšom stave sú pre ďalšie

spracovanie nepoužiteľné a preto je ich zaznamenávanie neopodstatnené a teoreticky mohli by sa z protokolu vylúčiť. V prípade kanálov *CH1* a *CH2* však nedošlo k porušeniu tohto kritéria pri Valsalva manévroch.

Taktiež sú z ďalšieho štatistického spracovania vylúčené niektoré manévry a pokojové stavy pri rýchlostiach PWW_{5-7} a PWW_{6-8} , čiže rýchlosť šírenia pulzovej vlny v ľavej a pravej nohe. Zvýšený výskyt nezmyselných hodnôt pri týchto kanáloch sa dá aspoň z časti vysvetliť krátkou vzdialenosťou medzi jednotlivými miestami merania, čím pri malej chybe vznikne veľký konečný rozdiel.

K jednému prípadu vylúčeniu z ďalšieho štatistického spracovania podľa stanoveného vylučovacieho kritéria ďalej došlo i pri rýchlosti šírenia pulzovej vlny z hrudníka do oblasti ľavého stehna ($PWW_{3,4-5}$) pri manévri zadržania dychu (*breath hold*).

7.2.2 Popisná štatistika

Ako bolo uvedené v predchádzajúcej podkapitole, vďaka opisnej štatistike získavame náhľad na získané dáta. Do štatistického spracovania bolo zahrnutých 35 zdravých subjektov vo veku od 18 do 36 rokov. Z toho je 16 žien a 19 mužov, čím sa zaručila homogenita vybranej skupiny subjektov. Keďže celým experimentálnym protokolom merania rýchlosti šírenia pulzovej vlny metódou bioimpedancie sa zisťuje stav cievneho riečiska, na toto prvotné štatistické spracovanie boli vybraní zdraví dobrovoľníci, nefajčiari. Samotnému experimentu však nepredchádza lekárske vyšetrenie, preto je zdravý subjekt definovaný ako subjekt, ktorý sa nelieči na žiadne kardiovaskulárne ochorenie a aj jeho aktuálny stav subjektívne nevykazuje známky akútneho ochorenia, ktoré by mohlo ovplyvniť či už dychové manévry alebo kondíciu subjektu pri cvičení. Subjektom je tiež odporúčané zamedziť zvýšenému stresu v období merania a snažiť sa o psychickú pohodu. Prípadné „nedostatky“ v oblasti psychosomatických vplyvov pred alebo počas merania sa zaznamenávajú do protokolu o meraní.

Celkový počet subjektov je 35, avšak v niektorých štatistických testoch klesli počty platných hodnôt pre daný test pod hodnotu 30, kedy už neplatí centrálny limitný teorém [19]. Zároveň nie je dostatok informácií o jednotlivých súboroch dát na to, aby sa celé štatistické spracovanie vykonávalo parametricky, preto bol zvolený neparametrický prístup štatistického spracovania. Avšak pre porovnanie tabuľky Tab. 9 a Tab. 10 uvádzajú popisné hodnoty neparametrickým (NP) i parametrickým (P) spracovaním. Z neparametrického spracovania je pre každý kanál pri jednotlivých pokojových stavoch a manévroch uvedený medián a v zátvorke 5 a 95% percentil. Napríklad pre rýchlosť $PWW_{3,4-5}$ *spont1* je to teda riadok NP: 5,3 (4,4;6,7). Z parametrického spracovania je uvedený priemer a smerodajná odchýlka, opäť pre rýchlosť $PWW_{3,4-5}$ *spont1* riadok P: $5,4 \pm 0,7$. Nevyplnené sú prípady, ktoré boli vylúčené z ďalšieho štatistického spracovania (viď kapitola 7.2.1).

Tab. 9 Popisná štatistika nameraných hodnôt pre jednotlivé kanály počas pokojových stavov, N=35.

		spont1	spont2	spont3	spont4	spont5	spont6	spont7	spont8
PWV_{3,4-5}	NP	5,3 (4,4;6,7)	5,0 (4,2;6,4)	5,1 (4,6;6,4)	5,6 (4,7;6,7)	5,3 (4,3;6,4)	5,4 (4,4;8,3)	5,5 (4,5;6,8)	5,5 (4,7;6,3)
	P	5,4 ± 0,7	5,2 ± 0,7	5,3 ± 0,6	5,5 ± 0,6	5,3 ± 0,6	5,6 ± 1,1	5,5 ± 0,8	5,5 ± 0,5
PWV_{3,4-6}	NP	5,2 (4,4;6,7)	5,0 (4,2;6,7)	5,2 (4,3;6,6)	5,3 (4,6;6,5)	5,2 (4,5;6,4)	5,3 (4,4;6,7)	5,3 (4,7;7,1)	5,6 (4,9;6,6)
	P	5,4 ± 0,8	5,3 ± 0,9	5,3 ± 0,7	5,5 ± 0,6	5,3 ± 0,6	5,6 ± 1,4	5,5 ± 0,8	5,6 ± 0,6
PWV_{3,4-7}	NP	6,8 (5,9;7,7)	6,5 (5,7;7,9)	6,6 (5,3;7,5)	6,9 (5,9;7,8)	6,7 (5,8;7,7)	6,7 (5,8;7,9)	6,8 (6,1;7,9)	7,0 (6,1;7,8)
	P	6,8 ± 0,6	6,7 ± 0,6	6,7 ± 0,6	6,9 ± 0,6	6,7 ± 0,6	6,8 ± 0,6	6,9 ± 0,7	7,0 ± 0,5
PWV_{3,4-8}	NP	6,8 (5,6;7,9)	6,5 (5,8; 7,9)	6,6 (5,3; 7,7)	6,8 (5,8; 8,0)	6,6 (5,7; 7,9)	6,7 (5,7; 8,0)	6,9 (6,1; 8,1)	6,9 (6,0; 8,1)
	P	6,8 ± 0,7	6,7 ± 0,7	6,7 ± 0,7	6,9 ± 0,7	6,7 ± 0,7	6,8 ± 0,7	7,0 ± 0,8	7,0 ± 0,6
PWV_{3,4-13}	NP	11,8 (7,9;19,6)	11,1 (7,8;18,5)	11,3 (8,0;16,4)	11,7 (8,3;19,5)	10,9 (7,5;17,8)	11,6 (7,5;18,6)	12,6 (8,5;24,5)	12,3 (8,0;19,3)
	P	12,5 ± 3,8	11,7 ± 3,3	11,9 ± 2,7	12,7 ± 3,6	11,7 ± 3,2	11,9 ± 3,1	13,3 ± 4,6	12,1 ± 3,1
PWV_{3,4-14}	NP	11,5 (6,8;16,8)	10,8 (6,8;15,9)	10,7 (7,1;16,3)	11,4 (7,1;20,6)	11,0 (7,0;15,6)	11,6 (6,9;16,0)	11,7 (7,4;16,2)	11,2 (7,4;18,5)
	P	11,5 ± 3,0	11,0 ± 2,9	11,3 ± 2,8	12,1 ± 4,0	11,0 ± 2,9	11,3 ± 2,9	11,8 ± 3,0	11,6 ± 3,4
PWV_{3,4-15}	NP	12,0 (8,0;15,7)	11,1 (8,0;14,6)	11,9 (8,6;15,2)	11,7 (8,6;17,1)	11,5 (8,1;15,3)	11,6 (8,2;15,6)	12,3 (8,4;19,8)	11,7 (8,0;15,7)
	P	12,0 ± 2,5	11,4 ± 2,3	11,8 ± 2,2	12,2 ± 2,6	11,6 ± 2,4	11,8 ± 2,3	12,5 ± 3,0	11,7 ± 2,2
PWV_{3,4-16}	NP	10,8 (7,6;13,7)	10,3 (7,5;13,0)	10,5 (8,2;14,0)	10,7 (8,1;14,7)	10,4 (7,9;13,3)	10,8 (7,8;13,7)	11,4 (8,2;15,5)	10,8 (8,3;13,2)
	P	10,7 ± 1,8	10,3 ± 1,7	10,6 ± 1,6	11,0 ± 2,2	10,4 ± 1,7	10,6 ± 1,8	11,1 ± 2,3	10,7 ± 1,6
PWV₅₋₇	NP	/	/	/	/	12,4 (8,3; 23,9)	11,9 (6,7; 22,3)	13,0 (9,3; 24,9)	13,2 (8,5; 18,3)
	P	/	/	/	/	13,9 ± 4,3	13,1 ± 4,5	14,2 ± 4,8	13,6 ± 3,4
PWV₆₋₈	NP	/	/	12,0 (8,7;17,4)	/	/	12,7 (8,5;21,3)	/	13,3 (8,9;17,4)
	P	/	/	12,6 ± 3,0	/	/	13,2 ± 4,0	/	13,1 ± 2,4
PWV₁₃₋₁₅	NP	10,9 (8,3;25,8)	10,6 (8,5;18,6)	11,6 (7,5;25,7)	11,2 (8,7;23,0)	11,6 (7,6;21,5)	11,4 (7,2;20,0)	11,6 (7,5;19,2)	11,2 (7,4;20,9)
	P	12,6 ± 4,4	12,0 ± 3,3	12,6 ± 4,6	12,4 ± 4,1	12,7 ± 3,9	12,6 ± 4,4	12,5 ± 4,0	12,0 ± 3,6
PWV₁₄₋₁₆	NP	9,9 (7,5;13,2)	9,7 (8,0;13,6)	9,9 (7,4;14,0)	10,4 (7,4;14,4)	10,1 (6,8;12,5)	10,2 (7,4;13,0)	10,1 (7,7;12,0)	10,1 (6,8;14,8)
	P	10,2 ± 1,7	10,2 ± 1,6	10,2 ± 1,9	10,3 ± 1,8	10,1 ± 1,6	10,3 ± 2,0	10,0 ± 1,4	10,3 ± 2,1

Tab. 10 Popisná štatistika nameraných hodnôt pre jednotlivé kanály počas manévrov, N=35.

		breath hold	valsalva1	valsalva2	mueller1	mueller2	paced breathing	Tilt
PWV_{3,4-1}	NP	/	10,4 (5,8;23,9)	9,5 (6,1;27,5)	/	/	/	/
	P	/	11,9 ± 4,8	11,4 ± 5,5	/	/	/	/
PWV_{3,4-2}	NP	/	10,5 (5,8;21,5)	8,7 (4,5;21,1)	/	/	/	11,9 (6,0;24,0)
	P	/	11,2 ± 5,0	10,3 ± 4,6	/	/	/	13,3 ± 5,6
PWV_{3,4-5}	NP	/	4,4 (3,5;5,5)	4,3 (3,4;5,2)	4,8 (3,9;6,6)	4,7 (3,7;5,7)	5,4 (4,4;6,5)	6,8 (5,4;8,5)
	P	/	4,4 ± 0,6	4,3 ± 0,5	4,9 ± 0,7	4,7 ± 0,5	5,4 ± 0,6	6,8 ± 0,9
PWV_{3,4-6}	NP	5,1 (3,6;6,2)	4,3 (3,6;5,6)	4,3 (3,5;5,2)	4,7 (4,1;6,1)	4,7 (4,1;5,7)	5,3 (4,4;7,2)	6,6 (5,2;8,5)
	P	5,1 ± 0,8	4,5 ± 0,9	4,3 ± 0,5	4,8 ± 0,7	4,7 ± 0,5	5,4 ± 0,8	6,6 ± 0,9
PWV_{3,4-7}	NP	6,7 (5,2;7,4)	5,9 (5,1;6,9)	5,8 (5,0;6,7)	6,0 (5,2;7,6)	6,2 (5,1;7,9)	6,7 (6,1;7,4)	8,5 (7,2;9,8)
	P	6,6 ± 0,7	5,9 ± 0,6	5,8 ± 0,6	6,2 ± 0,7	6,2 ± 0,7	6,7 ± 0,5	8,6 ± 0,9
PWV_{3,4-8}	NP	6,6 (5,2;7,4)	5,9 (5,1;7,3)	5,7 (5,0;6,7)	5,9 (5,1;7,6)	6,1 (5,2;7,7)	6,6 (5,8;7,7)	8,5 (7,1;9,9)
	P	6,6 ± 0,7	6,0 ± 0,8	5,8 ± 0,5	6,2 ± 0,8	6,1 ± 0,7	6,7 ± 0,6	8,5 ± 0,9
PWV_{3,4-13}	NP	9,2 (6,9; 16,0)	7,9 (5,5; 10,5)	7,6 (4,9;10,2)	9,6 (7,0;16,9)	9,3 (6,9;14,9)	10,6 (7,9;18,9)	9,6 (5,5;12,3)
	P	9,7 ± 2,6	8,0 ± 1,7	7,7 ± 1,4	9,8 ± 3,1	9,9 ± 2,6	11,4 ± 3,2	9,5 ± 2,1
PWV_{3,4-14}	NP	9,0 (6,7;13,9)	7,3 (5,6;12,0)	7,5 (5,1;10,9)	8,6 (5,4;13,0)	9,0 (6,4;13,5)	10,7 (6,8;18,3)	8,6 (6,2;13,7)
	P	9,4 ± 2,3	8,3 ± 3,7	7,7 ± 1,6	8,9 ± 2,2	9,2 ± 2,5	10,9 ± 2,7	9,4 ± 4,0
PWV_{3,4-15}	NP	9,9 (7,6;14,4)	8,7 (6,4;12,0)	8,5 (6,0;11,0)	9,6 (7,4;14,1)	9,4 (7,3;14,1)	11,2 (8,2;15,2)	10,8 (8,7;14,7)
	P	10,3 ± 2,2	8,9 ± 1,5	8,7 ± 1,3	9,9 ± 2,3	9,8 ± 2,0	11,3 ± 2,1	11,3 ± 3,3
PWV_{3,4-16}	NP	9,6 (7,2;12,6)	8,3 (6,5;11,1)	8,4 (6,0;10,6)	8,8 (7,0;12,3)	9,1 (6,8;13,4)	10,1 (7,6;12,6)	9,5 (7,7;11,8)
	P	9,7 ± 1,7	8,5 ± 1,4	8,4 ± 1,4	9,0 ± 1,7	9,3 ± 1,8	10,4 ± 1,6	9,6 ± 2,1
PWV₅₋₇	NP	/	/	14,0 (9,2;20,3)	/	11,9 (7,8;23,8)	12,9 (9,2;21,4)	17,6 (10,6;27,1)
	P	/	/	14,7 ± 3,5	/	13,3 ± 5,1	13,5 ± 3,8	17,7 ± 4,7
PWV₆₋₈	NP	/	/	/	/	12,0 (8,5;25,4)	12,2 (9,0;24,3)	17,3 (13,7;24,4)
	P	/	/	/	/	13,5 ± 4,8	13,1 ± 4,3	18,5 ± 3,4
PWV₁₃₋₁₅	NP	11,3 (8,5;17,3)	11,2 (7,7;15,2)	11,9 (8,4;16,4)	10,4 (6,9;17,8)	10,2 (6,4;18,2)	11,7 (8,1;20,8)	13,7 (8,4;24,8)
	P	11,8 ± 2,8	11,3 ± 2,2	12,2 ± 2,6	11,1 ± 3,3	11,0 ± 3,4	12,5 ± 4,1	14,9 ± 4,7
PWV₁₄₋₁₆	NP	10,6 (8,0;15,6)	10,3 (7,2;17,0)	11,0 (7,6;14,4)	9,5 (6,2;17,8)	10,0 (5,4;17,5)	10,6 (6,8;12,5)	12,0 (6,8;17,4)
	P	11,0 ± 2,6	10,8 ± 2,6	10,9 ± 2,1	10,2 ± 3,6	10,6 ± 3,1	10,2 ± 1,6	11,9 ± 3,7

7.3 Neparametrické testovanie

V rámci MBM štúdie ide o prvotné štatistické spracovanie, preto boli doň zahrnuté iba vybrané dvojice manévrov vhodné pre párové testovanie (kapitola 7.3.1).

Následne bola vykonaná analýza zhodnosti opakujúcich sa pokojových stavov po každom manévri (*spont1-8*) pomocou neparametrického Friedmanovho testovania. Pričom prípady so štatistickou významnosťou rozdielu mediánov boli ďalej otestované neparametrickým Wilcoxonovým testom pre dva závislé výbery (kapitola 7.3.2).

Keďže stanovenie rýchlosti šírenia pulzovej vlny sa uskutočňuje zrkadlovo na ľavej aj pravej časti tela (viď. Obr. 12), ďalšie štatistické spracovanie spočívalo v zistení štatisticky významných rozdielov medzi odpovedajúcimi si miestami merania pri jednotlivých manévroch a pokojových stavoch (kapitola 7.3.3).

Taktiež bola otestovaná štatistická významnosť korelácií dvojíc manévrov (kapitola 7.4.1) a odpovedajúcich si kanálov (kapitola 7.4.2).

7.3.1 Párové testovanie dvojíc manévrov

Pre párové testovanie boli vybrané sledované dvojice opakujúcich sa manévrov spĺňajúce tento dizajn testovania. V rámci navrhnutého protokolu merania sa bezprostredne po sebe opakujú dva 15 sekundové Valsalva a dva Mueller manévry, čím sa daný protokol predlžuje, keďže po každom manévri nasleduje ešte aj 120 sekundové ponechanie subjektu v pokoji. V rámci tohto štatistického spracovania testujeme štatisticky významný rozdiel medzi opakujúcimi sa manévrami. Testujeme nulovú hypotézu H_0 : Medzi prvým a opakovaným manévrom nie je štatisticky významný rozdiel, teda medián párových diferencií je rovný nule, proti alternatívnej hypotéze H_1 : Medián párových diferencií sa nerovná nule. Hladina významnosti je stanovená na 5%, čiže $\alpha=0,05$.

Krabicové grafy nameraných hodnôt sú uvedené v kapitole Príloha C.

Výsledky párového testovania pre Valsalva manéver sú uvedené v Tab. 11. Pre každé miesto merania (skúmanú rýchlosť PWV) sú uvedené namerané hodnoty pre prvý Valsalva manéver (*valsalva1*) a následne pre opakovaný druhý Valsalva manéver (*valsalva2*). Konkrétne ide o hodnoty mediánu a 5 a 95% percentilu uvedeného v zátvorke. Pre každú takúto dvojicu je vypočítaná absolútna a relatívna diferenciacia, pričom opäť sú uvedené mediány a 5 a 95% percentily. Táto diferenciacia je počítaná vzhľadom na prvý manéver, ktorý je istým spôsobom považovaný za referenčný, pričom samotný rozdiel je počítaný ako absolútny. Na záver je uvedená p-hodnota pri použití Wilcoxonovho testu pre dva závislé výbery s uvedením počtu závislých dvojíc, ktoré boli do tohto výpočtu zahrnuté (N).

Tab. 11 Párové testovanie rýchlostí pre Valsalva manévry.

	valsalva1 [m/s]	valsalva2 [m/s]	Absolútna diferencia [m/s]	Relatívna diferencia [%]	Wilcoxon p- hodnota (N)
PWV_{3,4-1}	10,4 (5,8; 23,9)	9,5 (6,1; 27,5)	1,3 (0,0; 8,2)	12,2 (0,3; 48,6)	0,588 (32)
PWV_{3,4-2}	10,5 (5,8; 21,5)	8,7 (4,5; 21,1)	1,4 (0,0; 7,6)	13,4 (0,1; 47,6)	0,155 (33)
PWV_{3,4-5}	4,4 (3,5; 5,5)	4,3 (3,4; 5,2)	0,2 (0,0; 0,5)	3,9 (0,1; 11,0)	0,294 (29)
PWV_{3,4-6}	4,3 (3,6; 5,6)	4,3 (3,5; 5,2)	0,1 (0,0; 0,6)	3,2 (0,4; 11,4)	0,117 (29)
PWV_{3,4-7}	5,9 (5,1; 6,9)	5,8 (5,0; 6,7)	0,1 (0,0; 0,5)	2,6 (0,5; 8,1)	0,140 (35)
PWV_{3,4-8}	5,9 (5,1; 7,3)	5,7 (5,0; 6,7)	0,2 (0,0; 0,5)	3,2 (0,5; 8,7)	0,039 (35)
PWV_{3,4-13}	7,9 (5,5; 10,5)	7,6 (4,9; 10,2)	0,4 (0,0; 2,0)	5,2 (0,1; 19,5)	0,001 (33)
PWV_{3,4-14}	7,3 (5,6; 12,0)	7,5 (5,1; 10,9)	0,5 (0,1; 5,7)	7,1 (0,8; 68,6)	0,039 (35)
PWV_{3,4-15}	8,7 (6,4; 12,0)	8,5 (6,0; 11,0)	0,5 (0,1; 1,7)	5,6 (1,1; 15,5)	0,085 (35)
PWV_{3,4-16}	8,3 (6,5; 11,1)	8,4 (6,0; 10,6)	0,5 (0,0; 1,8)	5,2 (0,1; 15,0)	0,272 (35)
PWV₁₃₋₁₅	11,2 (7,7; 15,2)	11,9 (8,4; 16,4)	1,1 (0,1; 3,7)	10,9 (0,7; 29,9)	0,130 (32)
PWV₁₄₋₁₆	10,3 (7,2; 17,0)	11,0 (7,6; 14,4)	0,8 (0,1; 3,6)	7,9 (0,9; 39,7)	0,351 (35)

Z Tab. 11 vyplýva, že k najväčším percentuálnym rozdielom dochádzalo pri snímaní na krku ($PWV_{3,4-1}$ a $PWV_{3,4-2}$) a to až 13,4%. Ako bolo uvádzané v kapitole 7.2.1, tieto kanály vo väčšine ostatných manévrov nespĺňajú kritérium vierohodnosti. Metodika vyhodnocovania rýchlosti šírenia pulzovej vlny pre tieto miesta merania nie je vhodná. Taktiež vzdialenosť medzi danými dvoma miestami merania (hrudník – krčná tepna) je veľmi malá, a preto už malé chybné odchýlky pri automatickej detekcii časového posunu vrcholu impedancie v hrudníku a v danom kanály spôsobí veľkú zmenu rýchlosti. Zároveň je potrebné sa zamyslieť i nad samotným pôvodom signálu snímaného na krku počas Valsalva manévrov, keďže po stanovení vierohodnosti jednotlivých kanálov (kapitola 7.2.1) ostali tieto kanály vierohodné len pri Valsalva manévroch.

Za štatisticky významný rozdiel medzi prvým Valsalva manévrom a druhým Valsalva manévrom boli Wilcoxonovým testovaním stanovené rýchlosti do rúk (do ramien – $PWV_{3,4-13}$ a $PWV_{3,4-14}$) a rýchlosť medzi hrudníkom a pravým lýtkom ($PWV_{3,4-8}$). V Tab. 11 sú vyznačené červenou farbou. V týchto prípadoch na hladine významnosti $\alpha = 0,05$ zamietame H_0 .

V Tab. 12 sú zobrazené výsledky párového testovania pre dvakrát opakovaný Mueller manéver, medzi ktorými vždy nasledovala pauza 120 sekúnd (*spont5*). Rovnako ako v Tab. 11, i v tomto prípade sú pre jednotlivé rýchlosti uvedené mediány a v zátvorke 5 a 95% percentil. Po stanovení absolútnej a relatívnej diferencie (z absolútnych rozdielov) boli jednotlivé dvojice opäť otestované pomocou neparametrického Wilcoxonovho testu pre dva závislé výbery. Štatistická významnosť rozdielu medzi prvým a druhým Muellerovým manévrom by bola zobrazená červenou farbou. V tomto prípade však ani pri jednej rýchlosti k takejto významnosti pomocou Wilcoxonovho testu nedošlo a dalo by sa uvažovať nad tým, či je tento manéver vôbec potrebné opakovať, čím by sa opäť celkový protokol skrátil o jedno vykonávanie manévru a jeden stabilizačný pokojový stav. Tento test zároveň poukazuje na to,

že v prípade, že pri jednom z manévrov (*mueller1* alebo *mueller2*) dôjde k nezvládnutiu vykonania, alebo nedostatočnému vykonaniu tohto dýchacieho manévru, stačí na zistenie sledovaných parametrov iba jeden správne vykonaný manéver.

Tab. 12 Párové testovanie rýchlostí pre Mueller manévre.

	mueller1 [m/s]	mueller2 [m/s]	Absolútna diferencia [m/s]	Relatívna diferencia [%]	Wilcoxon p- hodnota (N)
PWV _{3,4-5}	4,8 (3,9; 6,6)	4,7 (3,7; 5,7)	0,2 (0,0; 0,9)	4,0 (0,6; 17,3)	0,480 (28)
PWV _{3,4-6}	4,7 (4,1; 6,1)	4,7 (4,1; 5,7)	0,2 (0,1; 1,1)	4,5 (1,0; 18,6)	0,058 (29)
PWV _{3,4-7}	6,0 (5,2; 7,6)	6,2 (5,1; 7,9)	0,2 (0,0; 0,6)	3,1 (0,2; 11,3)	0,876 (35)
PWV _{3,4-8}	5,9 (5,1; 7,6)	6,1 (5,2; 7,7)	0,2 (0,0; 0,7)	2,4 (0,3; 11,4)	0,471 (35)
PWV _{3,4-13}	9,6 (7,0; 16,9)	9,3 (6,9; 14,9)	0,6 (0,1; 5,1)	8,6 (0,7; 39,7)	0,936 (33)
PWV _{3,4-14}	8,6 (5,4; 13,0)	9,0 (6,4; 13,5)	0,6 (0,0; 5,0)	6,4 (0,1; 38,3)	0,310 (35)
PWV _{3,4-15}	9,6 (7,4; 14,1)	9,4 (7,3; 14,1)	0,3 (0,0; 2,8)	3,5 (0,0; 23,6)	0,670 (35)
PWV _{3,4-16}	8,8 (7,0; 12,3)	9,1 (6,8; 13,4)	0,4 (0,1; 2,2)	4,3 (0,7; 19,3)	0,265 (35)
PWV ₁₃₋₁₅	10,4 (6,9; 17,8)	10,2 (6,4; 18,2)	0,8 (0,1; 7,2)	8,7 (0,6; 70,9)	0,574 (33)
PWV ₁₄₋₁₆	9,5 (6,2; 17,8)	10,0 (5,4; 17,5)	1,1 (0,0; 7,0)	10,5 (0,3; 66,1)	0,461 (35)

Ako posledná dvojica manévrov bola pre túto prácu vybraná začiatok a koniec merania, čiže rýchlosť šírenia pulzovej vlny pri úvodnom ponechaní subjektu v pokoji (*spont1*) a záverečné ponechanie subjektu v pokoji (*spont8*).

V Tab. 13 sú opäť uvedené hodnoty jednotlivých mediánov a za nimi v zátvorke hodnoty 5 a 95% percentilov. Z testovania bolo na základe určenia vierohodnosti (kap. 7.2.1) vylúčené stanovovanie rýchlosti šírenia pulzovej vlny do krčných tepien (*PWV_{3,4-1}* a *PWV_{3,4-2}*) a taktiež v nohách (*PWV₅₋₇* a *PWV₆₋₈*). Červenou farbou sú označené tie p-hodnoty neparametrického Wilcoxonovho testu pre dva závislé výbery, ktoré ukazujú na štatistickú významnosť rozdielu mediánov skupín *spont1* a *spont8*, na hladine významnosti $\alpha = 0,05$.

Tab. 13 Párové testovanie rýchlostí na začiatku a na konci merania.

	spont1 [m/s]	spont8 [m/s]	Absolútna diferencia [m/s]	Relatívna diferencia [%]	Wilcoxon p- hodnota(N)
PWV _{3,4-5}	5,3 (4,4; 6,7)	5,5 (4,7; 6,3)	0,3 (0,0; 1,1)	5,2 (0,1; 23,3)	0,009 (28)
PWV _{3,4-6}	5,2 (4,4; 6,7)	5,6 (4,9; 6,6)	0,2 (0,0; 1,4)	4,5 (0,7; 30,6)	0,144 (29)
PWV _{3,4-7}	6,8 (5,9; 7,7)	7,0 (6,1; 7,8)	0,3 (0,0; 1,4)	3,9 (0,3; 22,8)	0,019 (35)
PWV _{3,4-8}	6,8 (5,6; 7,9)	6,9 (6,0; 8,1)	0,2 (0,0; 1,3)	3,1 (0,1; 21,1)	0,008 (34)
PWV _{3,4-13}	11,8 (7,9; 19,6)	12,3 (8,0; 19,3)	1,2 (0,1; 5,6)	10,4 (0,9; 42,6)	0,521 (34)
PWV _{3,4-14}	11,5 (6,8; 16,8)	11,2 (7,4; 18,5)	1,0 (0,2; 6,4)	10,0 (1,8; 63,5)	0,778 (34)
PWV _{3,4-15}	12,0 (8,0; 15,7)	11,7 (8,0; 15,7)	0,8 (0,0; 3,2)	6,0 (0,4; 30,9)	0,169 (35)
PWV _{3,4-16}	10,8 (7,6; 13,7)	10,8 (8,3; 13,2)	0,6 (0,0; 2,4)	5,3 (0,4; 24,7)	0,768 (35)
PWV ₁₃₋₁₅	10,9 (8,3; 25,8)	11,2 (7,4; 20,9)	1,5 (0,0; 10,5)	11,6 (0,5; 40,7)	0,144 (34)
PWV ₁₄₋₁₆	9,9 (7,5; 13,2)	10,1 (6,8; 14,8)	1,0 (0,0; 6,0)	10,8 (0,2; 43,4)	0,701 (33)

Za štatisticky významný rozdiel v rýchlosti šírenia pulzovej vlny na začiatku a na konci merania boli Wilcoxonovým testom označené prípady *PWV_{3,4-5}*, *PWV_{3,4-7}* a *PWV_{3,4-8}*,

kedy ide o prípady rýchlosti šírenia pulzovej vlny do ľavého stehna a do oboch lýtok. V prípade, ak meranie v pokoji na začiatku merania (*spont1*) považujeme za referenčné (organizmus by mal byť schopný sa do tohto stavu vrátiť po každom manévri) a odzrkadľuje rýchlosť šírenia pulzových vln v stave, kedy sa skúmaný subjekt nachádza v pokoji, tak štatisticky významná zmena voči inému definovanému pokojovému stavu (v tomto prípade stav na konci merania (*spont8*) nasledujúci po manévri naklonenej roviny (*tilt*)) môže z fyziologického hľadiska poukazovať na to, že časový úsek vyhradený na ustálenie hemodynamického stavu organizmu z predchádzajúceho manévru bol nedostatočný.

Toto tvrdenie sa uplatňuje práve pri testovaní štatistickej významnosti rozdielu rýchlosti šírenia pulzovej vlny na začiatku a na konci merania do nôh ($PWV_{3,4-7}$ a $PWV_{3,4-8}$) (viď. Tab. 13). Keďže tomuto konečnému pokojovému stavu predchádza manéver *tilt*, kedy sa meraný subjekt nachádza v naklonenej rovine a krv cievneho obehu sa vo väčšej miere nahrnie do dolných končatín, Wilcoxonov test ukazuje, že čas na vrátenie sa organizmu do referenčného stavu pokoja je nedostačujúci, a medzi danými pokojovými stavmi je štatisticky významný rozdiel. Aby bol organizmus schopný opäť sa vrátiť do stanoveného referenčného stavu, mal by sa tento časový interval ponechania subjektu v pokoji na konci merania predĺžiť.

7.3.2 Friedmanova ANOVA pokojových stavov

Ďalšou možnosťou neparametrického spracovania je Friedmanovo testovanie. Ako je uvedené v kapitole 7.1.2, ide o neparametrickú obdobu parametrického testu ANOVA.

Pomocou Friedmanovho testovania môžeme zistiť štatisticky významný rozdiel v skupine opakujúcich sa meraní. V rámci tejto práce boli do takéhoto testovania zahrnuté všetky pokojové stavy nasledujúce po jednotlivých manévroch, ktoré spĺňajú pre jednotlivé rýchlosti podmienku vierohodnosti podrobne rozobranú v kapitole 7.2.1.

Výsledky Friedmanového testovania pokojových stavov (*spont1-8*) pre jednotlivé rýchlosti sú uvedené v Tab. 14. Pre každú rýchlosť je uvedená výsledná p-hodnota spolu s počtom subjektov, u ktorých bola táto štatistika počítaná (N). Červenou farbou sú označené prípady, kedy na základe Friedmanového testovania neplatí nulová hypotéza H_0 a to, že mediány jednotlivých porovnávaných pokojových stavov sú zhodné.

Následne sú vypísané pokojové stavy, ktoré pre konkrétnu rýchlosť spĺňajú spomínanú podmienku vierohodnosti. Krabicové grafy nameraných hodnôt sú uvedené v kapitole Príloha D.

Tab. 14 Friedmanovo testovanie pokojových stavov pre jednotlivé rýchlosti.

	Fiedman p-hodnota (N)	K výpočtu použité pokojové stavy
PWV _{3,4-5}	0,001 (24)	spont1; spont2; spont3; spont4; spont5; spont6; spont7; spont8
PWV _{3,4-6}	0,016 (25)	spont1; spont2; spont3; spont4; spont5; spont6; spont7; spont8
PWV _{3,4-7}	0,000 (35)	spont1; spont2; spont3; spont4; spont5; spont6; spont7; spont8
PWV _{3,4-8}	0,000 (35)	spont1; spont2; spont3; spont4; spont5; spont6; spont7; spont8
PWV _{3,4-13}	0,005 (32)	spont1; spont2; spont3; spont4; spont5; spont6; spont7; spont8
PWV _{3,4-14}	0,017 (31)	spont1; spont2; spont3; spont4; spont5; spont6; spont7; spont8
PWV _{3,4-15}	0,001 (35)	spont1; spont2; spont3; spont4; spont5; spont6; spont7; spont8
PWV _{3,4-16}	0,003 (35)	spont1; spont2; spont3; spont4; spont5; spont6; spont7; spont8
PWV ₅₋₇	0,191 (31)	spont5; spont6; spont7; spont8
PWV ₆₋₈	0,521 (29)	spont3; spont6; spont8
PWV ₁₃₋₁₅	0,498 (33)	spont1; spont2; spont3; spont4; spont5; spont6; spont7; spont8
PWV ₁₄₋₁₆	0,974 (31)	spont1; spont2; spont3; spont4; spont5; spont6; spont7; spont8

V prípadoch označených červenou farbou je p-hodnota menšia ako hodnota 0,05 a teda pravdepodobnosť chybného zamietnutia nulovej hypotézy je nízka. Preto v týchto prípadoch môžeme nulovú hypotézu o zhodnosti mediánov jednotlivých pokojových stavov na hladine významnosti $\alpha=0,05$ zamietnuť a tento rozdiel mediánov je štatisticky významný.

Konkrétne k tomu došlo v prípadoch, kedy sledujeme rýchlosť šírenia pulzovej vlny z hrudníka do končatín (*PWV_{3,4-5}*, *PWV_{3,4-6}*, *PWV_{3,4-7}*, *PWV_{3,4-8}*, *PWV_{3,4-13}*, *PWV_{3,4-14}*, *PWV_{3,4-15}*, *PWV_{3,4-16}*). V prípade sledovania zmeny pokojových stavov v rámci končatiny nulovú hypotézu nezamietame a teda platí zhodnosť mediánov v týchto skupinách.

Keďže v rámci použitého štatistického softwaru nie je možné následné testovanie výsledkov neparametrického Friedmanovho testovania, ktoré pri parametrickom teste ANOVA dokáže nájsť štatisticky významné dvojice súborových dát, v prípade neparametrického Friedmanovho testovania je nutné na zistenie pôvodu rozdielnosti mediánov súborových dát opäť použiť neparametrické Wilcoxonové testovanie pre dva závislé výbery.

Pre účely tejto práce bolo najdôležitejšie zistiť štatisticky významné rozdiely dvojíc súborových dát pozostávajúce zo skúmaného pokojového stavu (*spont2-8*) a referenčného pokojového stavu (*spont1*). Zároveň boli neparametrickým Wilcoxonovým testom pre dva závislé výbery otestované dvojice pokojových stavov po párových manévroch a to konkrétne pokojové stavy po Valsalva manévroch (*spont4* a *spont3*) a dvojice pokojových stavov po opakovaných Mueller manévroch (*spont6* a *spont5*). Výsledky tohto testovania sú uvedené v Tab. 15. Pre jednotlivé rýchlosti sú uvedené p-hodnoty spolu s počtom subjektov, u ktorých bol tento výpočet realizovaný (N).

Červenou farbou sú označené prípady, kedy na hladine významnosti $\alpha=0,05$ zamietame nulovú hypotézu o rovnosti mediánu párových diferencií nule.

Tab. 15 Vybrané párové testovanie pokojových stavov Wilcoxonovými testami po Friedmanovom testovaní.

	spont2 & spont1	spont3 & spont1	spont4 & spont1	spont5 & spont1	spont6 & spont1	spont7 & spont1	spont8 & spont1	spont4 & spont3	spont6 & spont5
PWV _{3,4-5}	0,191 (26)	0,840 (25)	0,290 (27)	0,106 (28)	0,716 (28)	0,855 (28)	0,009 (28)	0,025 (27)	0,004 (32)
PWV _{3,4-6}	0,025 (27)	0,611 (29)	0,733 (28)	0,086 (29)	0,721 (29)	0,665 (27)	0,144 (29)	0,614 (30)	0,229 (30)
PWV _{3,4-7}	0,015 (35)	0,210 (35)	0,258 (35)	0,080 (35)	0,612 (35)	0,101 (35)	0,019 (35)	0,002 (35)	0,126 (35)
PWV _{3,4-8}	0,005 (35)	0,456 (35)	0,252 (35)	0,053 (35)	0,902 (35)	0,005 (35)	0,008 (34)	0,005 (35)	0,021 (35)
PWV _{3,4-13}	0,003 (34)	0,286 (32)	0,755 (33)	0,002 (34)	0,034 (33)	0,979 (33)	0,521 (34)	0,155 (32)	0,367 (33)
PWV _{3,4-14}	0,021 (33)	0,492 (33)	0,667 (32)	0,008 (34)	0,136 (33)	0,695 (32)	0,778 (34)	0,331 (32)	0,768 (33)
PWV _{3,4-15}	0,000 (35)	0,334 (35)	0,987 (35)	0,007 (35)	0,077 (35)	0,441 (35)	0,169 (35)	0,207 (35)	0,376 (35)
PWV _{3,4-16}	0,001 (35)	0,334 (35)	0,935 (35)	0,001 (35)	0,095 (35)	0,555 (35)	0,768 (35)	0,164 (35)	0,229 (35)

Z Tab. 15 vyplýva, že štatisticky významný rozdiel pri daných miestach merania je najčastejší pri testovaní pokojového stavu po zadržaní dychu (*spont2 & spont1*), časový úsek vyhradený na tento pokojový stav teda nie je dostatočný. Medzi pokojovými stavmi po Valsalva manévrom a pokojovým stavom na začiatku merania nie je štatistický významný rozdiel, organizmus je po týchto manévrom schopný vrátiť sa do pôvodného ustáleného hemodynamického stavu a tieto pokojové stavy sa skutočne dajú považovať za pokojové. Pri Mueller manévrom však už toto tvrdenie neplatí a pri sledovaní rýchlosti šírenia pulzovej vlny do rúk dochádza k štatisticky významným zmenám. Predmetom ďalšieho skúmania by však mohla problematika usporiadania jednotlivých manévrom a zistenie, či po Valsalva manévri je čas vyhradený na vrátenie sa organizmu do pokojového stavu skutočne dostatočný a pri Mueller manévri nie vzhľadom na usporiadanie meracieho protokolu. Neschopnosť organizmu vrátiť sa do pôvodného pokojového stavu nemusí byť totiž nutne spôsobená zvýšenou časovou potrebou pre regeneráciu po Mueller manévri, ale taktiež môže byť spôsobená sčítaním predchádzajúcich vplyvov, ktoré sa po tomto manévri prejavajú.

Ďalšie štatisticky významné zmeny sú napr. pri sledovaní pokojových stavov po dýchacích manévrom pri rýchlostiach do nôh.

7.3.3 Párové testovanie ľavej a pravej časti tela

Predchádzajúca časť štatistického spracovania sa venovala zisťovaniu štatisticky významných rozdielov medzi jednotlivými opakovanými manévromi. Keďže skúmané miesta merania sú vždy rovnaké pre obe časti tela skúmaného subjektu (Obr. 12), toto zapojenie elektród nám poskytuje ďalšiu možnosť štatistického spracovania a to možnosť získať informácie o cievnom systéme zdravých dobrovoľníkov z pohľadu sledovania štatisticky významných rozdielov ľavej a pravej strany tela.

Na toto testovanie bol opäť použitý neparametrický Wilcoxonov test pre dva závislé výbery. Nulová hypotéza H_0 odpovedá tvrdeniu, že medzi skúmanými miestami pre jednotlivé pokojové stavy a manévri nie je rozdiel či sa snímanie rýchlosti šírenia pulzovej vlny uskutočňuje na pravej alebo na ľavej strane tela snímaného subjektu, čiže medián párových diferencií sa rovná nule.

Výsledky tohto testovania sú súhrnne uvedené v Tab. 16 (podrobne v kapitole Príloha E). Pre každú testovanú dvojicu miest meraní je uvedená výsledná p-hodnota Wilcoxonovho testu v závislosti na pokojovom stave alebo vykonanom manévri. Za týmto číslom je následne v zátvorke uvedený počet subjektov, ktoré boli do tohto testovania zahrnuté. Vynechané sú opäť tie prípady, kedy jednotlivé kanály nevyhovovali kritériu vierohodnosti (kapitola 7.2.1).

Tab. 16 Párové testovanie štatistickej významnosti rozdielu ľavej a pravej strany tela.

	PWV _{3,4-1} & PWV _{3,4-2}	PWV _{3,4-5} & PWV _{3,4-6}	PWV _{3,4-7} & PWV _{3,4-8}	PWV _{3,4-13} & PWV _{3,4-14}	PWV _{3,4-15} & PWV _{3,4-16}	PWV ₅₋₇ & PWV ₆₋₈	PWV ₁₃₋₁₅ & PWV ₁₄₋₁₆
spont1		0,929 (26)	0,606 (35)	0,029 (34)	0,000 (35)		0,002 (34)
breath hold			0,798 (34)	0,098 (35)	0,000 (35)		0,066 (34)
spont2		0,239 (27)	0,427 (35)	0,023 (33)	0,000 (35)		0,003 (32)
valsalva1	0,075 (31)	0,787 (29)	0,411 (32)	0,021 (33)	0,000 (34)		0,454 (32)
spont3		0,258 (26)	0,664 (35)	0,044 (31)	0,000 (35)		0,010 (31)
valsalva2	0,005 (33)	0,544 (30)	0,471 (35)	0,342 (35)	0,000 (35)		0,013 (34)
spont4		0,770 (29)	0,819 (35)	0,054 (32)	0,000 (35)		0,002 (32)
mueller1		0,517 (27)	0,360 (34)	0,083 (34)	0,000 (35)		0,048 (33)
spont5		0,430 (29)	0,737 (35)	0,114 (34)	0,000 (35)		0,002 (34)
mueller2		0,741 (33)	0,166 (35)	0,017 (33)	0,000 (35)	0,891 (31)	0,985 (32)
spont6		0,570 (31)	0,572 (35)	0,017 (32)	0,000 (35)	0,845 (31)	0,002 (32)
paced breathing		0,196 (31)	0,961 (35)	0,092 (34)	0,000 (35)	0,261 (29)	0,004 (34)
spont7		0,456 (27)	0,550 (35)	0,027 (31)	0,000 (35)		0,003 (32)
tilt		0,014 (35)	0,098 (35)	0,016 (31)	0,000 (35)	0,272 (35)	0,002 (30)
spont8		0,437 (34)	0,974 (35)	0,038 (34)	0,000 (35)	0,533 (34)	0,026 (33)

Zo štatistického spracovania uvedeného v Tab. 16 vyplýva, že k štatisticky významným rozdielom medzi ľavou a pravou stranou dochádza hlavne pri testovaní rýchlosti šírenia pulzovej vlny z hrudníka do horných končatín. Naopak, rozdiel medzi lýtkami bol vo všetkých prípadoch štatisticky nevýznamný. V prípade, že hodnoty rýchlostí šírenia pulzovej vlny do ľavého a pravého lýtka medzi sebou i korelujú (tejto problematike sa ďalej venuje kapitola 7.4), pri popise vlastností pulzovej vlny v týchto miestach merania nie je rozdiel medzi tým, či by hodnoty boli namerané a uvádzané z ľavej, alebo pravej nohy.

Významná štatistická rozdielnosť horných končatín môže vychádzať jednak zo samotnej podstaty merania (viď kapitola 7.2.1) a taktiež z vonkajších vplyvov uplatňujúcich sa na výsledkoch merania (viď Obr. 13). Ide hlavne o permanentné umiestnenie snímacích manžét kontinuálneho merania krvného tlaku (prst pravej ruky, ktorá je navyše

pevne fixovaná o podložku) a meranie tlaku na začiatku a na konci meracieho protokolu pomocou patientskeho monitoru, pričom jeho manžeta je umiestnená na ľavej paži meraného subjektu. Taktiež sa výsledkoch štatistického spracovania horných končatín môže významne uplatňovať fakt, že pre zjednodušenie prvotného experimentálneho protokolu MBM je vzdialenosť od stredu hrudníka k sledovanému miestu meraná a zaznamenávaná len pre ľavú stranu tela vyšetrovaného subjektu a pre pravú stranu sú tieto vzdialenosti považované za totožné.

7.4 Korelácie

Ďalšou oblasťou štatistického spracovania je určenie štatisticky významných korelácií medzi stanovenými dvojicami súborových dát.

Podobne ako v predchádzajúcej kapitole (7.3) i v tejto časti práce sú najskôr uvedené korelácie týkajúce sa testovania po sebe sa opakujúcich manévrov (kapitola 7.4.1) a následne je spracovaná problematika štatisticky významnej korelácie ľavej a pravej polovici tela (kapitola 7.4.2).

7.4.1 Korelácie párových manévrov

Do párového testovania štatisticky významnej korelácie boli pre potreby tejto práce opäť vybrané rovnaké dvojice manévrov ako pri určovaní štatisticky významných rozdielov medzi danými manévrami (viď kapitola 7.3.1).

Pomocou Spearmanovej korelácie testujeme nulovú hypotézu H_0 o vzájomnej nezávislosti dvojíc skúmaných manévrov (viď kapitola 7.1.3).

V Tab. 17 sú uvedené výsledné hodnoty Spearmanovho korelačného koeficientu pre dané dvojice manévrov v závislosti od skúmaného kanála (rýchlosti). V zátvorke je zakaždým zároveň uvedený počet subjektov použitých ku konkrétnej testovej štatistike. Červenou farbou sú označené prípady, pri ktorých na hladine významnosti $\alpha=0,05$ zamietame nulovú hypotézu o nezávislosti opakovaných manévrov. Nevyplnené sú prípady, ktoré nespĺňajú kritérium vierohodnosti (viď 7.2.1) a do testovania neboli zahrnuté.

Tab. 17 Korelácie párových manévrov

	valsalva1 & valsalva2	mueller1 & mueller2	spont1 & spont8
PWV_{3,4-1}	0,78 (33)		
PWV_{3,4-2}	0,79 (34)		
PWV_{3,4-5}	0,88 (29)	0,73 (28)	0,78 (28)
PWV_{3,4-6}	0,88 (29)	0,76 (29)	0,61 (29)
PWV_{3,4-7}	0,88 (35)	0,84 (35)	0,72 (35)
PWV_{3,4-8}	0,85 (35)	0,87 (35)	0,77 (35)
PWV_{3,4-13}	0,92 (33)	0,86 (33)	0,76 (34)
PWV_{3,4-14}	0,79 (35)	0,74 (35)	0,65 (34)
PWV_{3,4-15}	0,89 (35)	0,90 (35)	0,80 (35)
PWV_{3,4-16}	0,86 (35)	0,79 (35)	0,78 (35)
PWV₁₃₋₁₅	0,60 (33)	0,64 (33)	0,70 (34)
PWV₁₄₋₁₆	0,61 (35)	0,73 (35)	0,33 (33)

Ako je z Tab. 17 zrejmé, štatisticky významná korelácia medzi jednotlivými opakovanými manévrami je takmer vo všetkých vyšetrovaných prípadoch.

7.4.2 Korelácie ľavej a pravej časti tela

Druhým pohľadom na získané dáta je (rovnako ako pri zisťovaní štatisticky významných rozdielov medzi definovaným skupinami – vid' kapitola 7.3.3) testovanie závislosti ľavej a pravej časti tela pozorovaných subjektov.

Tab. 18 uvádza hodnoty párového testovania štatisticky významnej závislosti rýchlosti šírenia pulzovej vlny snímanej na ľavej polovici tela a rýchlosti šírenia pulzovej vlny na pravej polovici tela skúmaných subjektov. Pre každú dvojicu stranovo odpovedajúcich si rýchlostí je uvedená, v závislosti na vykonávanom manévri a pokojovom stave, hodnota Spearmanovho korelačného koeficientu. V zátvorke je následne uvedený počet platných prípadov pre danú štatistiku. Červenou farbou sú označené tie prípady korelácie, pri ktorých na hladine významnosti $\alpha=0,05$ zamietame nulovú hypotézu o nezávislosti ľavej a pravej strany. Nevyplnené prípady neboli do testovania zahrnuté na základe stanoveného kritéria o vierohodnosti nameraných dát (vid' kapitola 7.2.1).

Tab. 18 Hodnoty korelácií párového testovania ľavej a pravej strany tela.

	PWV _{3,4-1} & PWV _{3,4-2}	PWV _{3,4-5} & PWV _{3,4-6}	PWV _{3,4-7} & PWV _{3,4-8}	PWV _{3,4-13} & PWV _{3,4-14}	PWV _{3,4-15} & PWV _{3,4-16}	PWV ₅₋₇ & PWV ₆₋₈	PWV ₁₃₋₁₅ & PWV ₁₄₋₁₆
spont1		0,80 (26)	0,98 (35)	0,82 (34)	0,94 (35)		0,22 (34)
breath hold		0,98 (25)	0,95 (35)	0,82 (35)	0,96 (35)		0,31 (34)
spont2		0,92 (27)	0,97 (35)	0,83 (33)	0,94 (35)		0,45 (32)
valsalva1	0,87 (33)	0,92 (29)	0,94 (35)	0,83 (33)	0,97 (35)		0,25 (33)
spont3		0,73 (26)	0,93 (35)	0,75 (31)	0,93 (35)		0,14 (32)
valsalva2	0,80 (33)	0,97 (30)	0,96 (35)	0,78 (35)	0,91 (35)		0,26 (35)
spont4		0,88 (29)	0,94 (35)	0,87 (32)	0,94 (35)		0,43 (32)
mueller1		0,89 (27)	0,98 (35)	0,65 (34)	0,79 (35)		0,47 (34)
spont5		0,89 (29)	0,96 (35)	0,77 (34)	0,95 (35)		-0,06 (34)
mueller2		0,55 (33)	0,96 (35)	0,78 (33)	0,92 (35)	0,69 (31)	0,34 (33)
spont6		0,95 (31)	0,98 (35)	0,82 (32)	0,94 (35)	0,60 (31)	0,47 (32)
paced breathing		0,91 (31)	0,96 (35)	0,77 (34)	0,91 (35)	0,63 (31)	0,17 (34)
spont7		0,90 (27)	0,97 (35)	0,83 (31)	0,94 (35)		0,08 (32)
tilt		0,76 (35)	0,95 (35)	0,69 (31)	0,89 (35)	0,34 (35)	-0,03 (30)
spont8		0,77 (34)	0,96 (35)	0,72 (34)	0,94 (35)	0,49 (34)	0,22 (33)

K zamietnutiu nulovej hypotézy opäť došlo skoro vo všetkých prípadoch okrem testovania rýchlosti šírenia pulzovej vlny v horných končatinách.

7.5 Zhodnotenie výsledkov a odporúčania na úpravu meracieho protokolu merania MBM

Jedným z možných pohľadov na získané informácie z predchádzajúceho štatistického spracovania je spojenie oboch spôsobov spracovania – stanovenie štatisticky významných rozdielov (kapitoly 7.3.1 a 7.3.3) a stanovenie štatisticky významných korelácií (kapitoly 7.4.1 a 7.4.2).

Obecne sa dá potom vytvoriť kritérium, že ak premenné medzi sebou štatisticky významne korelujú a zároveň nie je medzi týmito skúmanými premennými štatisticky významný rozdiel, v rámci meracieho protokolu sa môžu teoreticky vylúčiť (v prípade, že sú jeden krát správne vykonané) alebo je možné ich merať len na jednej polovici tela. Ďalšou možnosťou je potenciál pre diagnostické využitie, kedy v prípade neplatnosti zistených okolností (ktoré boli zistené u zdravých dobrovoľníkov) je možné vyvodiť podozrenie napr. na patofyziologické zmeny v jednej z párových končatín.

7.5.1 Zhodnotenie výsledkov štatistického spracovania párových manévrov

V rámci experimentálneho meracieho protokolu MBM (viď kapitola 3.2) dochádza k opakovanému vykonávaniu dychových manévrov a to 2x opakovaný Valsalva manéver (*valsalva1* a *valsalva2*) a 2x opakovaný Mueller manéver (*mueller1* a *mueller2*). Jednou z úloh tejto práce bolo zistiť, či sa tieto opakované manévry od seba štatisticky významne líšia a či navzájom korelujú. Taktiež bola rovnakému testovaniu podrobená závislosť pokojového stavu na začiatku merania (*spont1*) a na konci celku meraní (*spont8*) zahrňujúce dychové manévry (*breath hold*, *valsalva1*, *valsalva2*, *mueller1*, *mueller2*, *paced breathing*) a naklonenú rovinu (*tilt*), ktoré vypovedajú o celkovej schopnosti organizmu vrátiť sa do ustáleného stavu po definovaných manévroch.

Ako bolo uvedené v predchádzajúcom texte, v prípade, že jednotlivé dvojice skúmaných excitácií vzájomne štatisticky významne korelujú a zároveň nie je v zosnímaných hodnotách daného parametru štatisticky významný rozdiel (dvojice excitácií boli pre jednotlivé miesta merania - kanály, testované pomocou neparametrického Wilcoxonovho testu pre dva závislé výbery – viď kapitola 7.3.1), dá sa uvažovať o možnosti nevykonávať tento opakovaný manéver, čím sa skrátí doba celkového trvania experimentálneho protokolu o dve excitácie – daný manéver a následný pokojový stav.

V Tab. 19 sú opäť uvedené a červenou farbou označené štatisticky významné hodnoty Speamanovho korelačného koeficientu spolu s počtom platných prípadov použitých k výpočtu (uvedené v zátvorke). V prípade, že pomocou Wilcoxonovho testovania (kapitola 7.3.1, Tab. 11, Tab. 12 a Tab. 13) boli tieto dvojice manévrov označené za štatisticky významne rozdielne, sú v Tab. 19 vyplnené fialovou farbou. Tieto prípady síce spolu korelujú, ale ich hodnoty sú štatisticky významne rozdielne, preto sa nemalo uvažovať o vynechaní merania

jednej z nich. To platí i v prípade, kedy by korelácia nebola štatisticky významná. Pri testovaní pokojových stavov (*spont1* a *spont8*) sa o vynechaní z meracieho protokolu neuvažuje, v tomto prípade nejde o testovanie opakovaného manévru ale sleduje sa schopnosť organizmu vrátiť sa do pôvodného referenčného pokojového stavu pred ďalším manévrom.

Tab. 19 Stanovenie štatisticky významných korelácií párových manévrov spolu so súčasným označením štatisticky významne rozdielnych dvojíc manévrov.

	valsalva1 & valsalva2	mueller1 & mueller2	spont1 & spont8
PWV_{3,4-1}	0,78 (33)		
PWV_{3,4-2}	0,79 (34)		
PWV_{3,4-5}	0,88 (29)	0,73 (28)	0,78 (28)
PWV_{3,4-6}	0,88 (29)	0,76 (29)	0,61 (29)
PWV_{3,4-7}	0,88 (35)	0,84 (35)	0,72 (35)
PWV_{3,4-8}	0,85 (35)	0,87 (35)	0,77 (35)
PWV_{3,4-13}	0,92 (33)	0,86 (33)	0,76 (34)
PWV_{3,4-14}	0,79 (35)	0,74 (35)	0,65 (34)
PWV_{3,4-15}	0,89 (35)	0,90 (35)	0,80 (35)
PWV_{3,4-16}	0,86 (35)	0,79 (35)	0,78 (35)
PWV₁₃₋₁₅	0,60 (33)	0,64 (33)	0,70 (34)
PWV₁₄₋₁₆	0,61 (35)	0,73 (35)	0,33 (33)

Z Tab. 19 teda vyplýva, že opakované Valsalva a Mueller manévry je možné z experimentálneho protokolu vynechať alebo v prípade, že jeden z dvojice opakovaných manévrov bude zo strany testovaného subjektu nedostatočne vykonaný, nemusí sa následne tento druhý manéver opäť opakovať. Toto tvrdenie však neplatí pre Valsalva manéver pri pozorovaní rýchlosti šírenia pulzovej vlny do rúk (*PWV_{3,4-13}* a *PWV_{3,4-14}*). Hoci však *valsalva1* a *valsalva2* i v týchto prípadoch štatisticky významne korelujú, neplatnosť prechádzajúceho tvrdenia vychádza zo štatisticky významne rozdielnych nameraných hodnôt. Tie ale môžu byť spôsobené práve vonkajšími vplyvmi, kedy pravá končatina je kvôli kontinuálnemu meraniu krvného tlaku Peňázovou metódou pevne fixovaná na podložku, čo môže veľmi negatívne ovplyvňovať fyziologický stav cievneho riečiska. Na ľavej paži je zase umiestnená snímacia manžeta patientskeho monitoru. Taktiež je potrebné zvážiť správnosť zjednodušenia uvažovaného pre toto spracovanie a to, že vzdialenosti u vyšetrovaných subjektov zo stredu hrudníka do miesta merania sa na oboch stranách tela rovnajú, prípadne vytvoriť prislúchajúcu korekciu.

Dôvod štatisticky významne rozdielnych hodnôt pri sledovaní rýchlosti šírenia pulzovej vlny do pravej nohy (*PWV_{3,4-8}*) pri *valsalva1* a *valsalva2* manévroch bude predmetom ďalšieho skúmania a zaradenia väčšieho počtu zdravých dobrovoľníkov do následného štatistického spracovania.

Ďalšie odporúčania na zmenu protokolu vychádzajú zo štatistického spracovania pokojových stavov podrobne rozobrané v kapitole 7.3.2. Ide hlavne o štatisticky významný rozdiel medzi pokojovým stavom na začiatku (*spont1*) a na konci (*spont8*) danej časti meracieho protokolu pri rýchlosti šírenia pulzovej vlny do dolných končatín (Tab. 15 a Tab. 19). V dolných končatinách teda ani počas 300 sekúnd dlhého záverečného pokojového stavu nedôjde k navráteniu hodnôt rýchlosti šírenia pulzovej vlny do pôvodných hodnôt. Tento pokojový stav by bolo dobré teda predĺžiť. Predmetom ďalšieho skúmania by potom mohlo byť pozorovanie, za akú dobu sa dokáže organizmus úplne vrátiť do pôvodných referenčných hodnôt rýchlosti šírenia pulzovej vlny postupným pravidelným odčítavaním hodnôt počas záverečného pokojového stavu.

Tab. 15 taktiež poukazuje na rozdielnu schopnosť organizmu vrátiť sa do referenčného pokojového stavu po Valsalva a po Mueller manévri. Preto by súčasťou ďalšieho skúmania bolo vhodné zistiť závislosť nameraných hodnôt od poradia vykonávaných manévrov.

7.5.2 Zhodnotenie výsledkov štatistického spracovania ľavej a pravej časti tela

Ďalším spôsobom, akým môžeme získať informácie o vzájomných vzťahoch a odozvách cievneho systému na jednotlivé manévry je zhodnotenie navzájom si stranovo odpovedajúcich rýchlostí šírenia pulzových vln v rámci daných excitácií.

V Tab. 20 sú opäť uvedené hodnoty Spearmanovho korelačného koeficientu spolu s počtom prípadov, pre ktoré bola táto korelácia počítaná, uvedeným v zátvorke. Štatisticky významné korelácie sú označené červenou farbou. Zároveň sú do tejto tabuľky prenesené informácie z Tab. 16, ktorá v sebe obsahuje údaje o štatisticky významných rozdieloch odpovedajúcich dvojíc rýchlostí ľavej a pravej strany a prípady, kedy hodnoty štatisticky významne korelujú a zároveň sa štatisticky významne líšia, sú vyplnené fialovou farbou.

Tab. 20 Stanovenie štatisticky významných korelácií dvojíc rýchlostí ľavej a pravej strany tela so súčasným označením štatisticky významne rozdielnych dvojíc rýchlostí ľavej a pravej strany tela.

	PWV _{3,4-1} & PWV _{3,4-2}	PWV _{3,4-5} & PWV _{3,4-6}	PWV _{3,4-7} & PWV _{3,4-8}	PWV _{3,4-13} & PWV _{3,4-14}	PWV _{3,4-15} & PWV _{3,4-16}	PWV ₅₋₇ & PWV ₆₋₈	PWV ₁₃₋₁₅ & PWV ₁₄₋₁₆
spont1		0,80 (26)	0,98 (35)	0,82 (34)	0,94 (35)		0,22 (34)
breath hold			0,95 (35)	0,82 (35)	0,96 (35)		0,31 (34)
spont2		0,92 (27)	0,97 (35)	0,83 (33)	0,94 (35)		0,45 (32)
valsalva1	0,87 (33)	0,92 (29)	0,94 (35)	0,83 (33)	0,97 (35)		0,25 (33)
spont3		0,73 (26)	0,93 (35)	0,75 (31)	0,93 (35)		0,14 (32)
valsalva2	0,80 (33)	0,97 (30)	0,96 (35)	0,78 (35)	0,91 (35)		0,26 (35)
spont4		0,88 (29)	0,94 (35)	0,87 (32)	0,94 (35)		0,43 (32)
mueller1		0,89 (27)	0,98 (35)	0,65 (34)	0,79 (35)		0,47 (34)
spont5		0,89 (29)	0,96 (35)	0,77 (34)	0,95 (35)		-0,06 (34)
mueller2		0,55 (33)	0,96 (35)	0,78 (33)	0,92 (35)	0,69 (31)	0,34 (33)
spont6		0,95 (31)	0,98 (35)	0,82 (32)	0,94 (35)	0,60 (31)	0,47 (32)
paced breathing		0,91 (31)	0,96 (35)	0,77 (34)	0,91 (35)	0,63 (31)	0,17 (34)
spont7		0,90 (27)	0,97 (35)	0,83 (31)	0,94 (35)		0,08 (32)
tilt		0,76 (35)	0,95 (35)	0,69 (31)	0,89 (35)	0,34 (35)	-0,03 (30)
spont8		0,77 (34)	0,96 (35)	0,72 (34)	0,94 (35)	0,49 (34)	0,22 (33)

Z Tab. 20 vyplýva, že u prípadov, kedy odpovedajúce strany medzi sebou štatisticky významne korelujú a štatisticky významne sa nelíšia, môžeme u zdravých subjektov uvažovať o znížení počtu sledovaných rýchlostí a to sledovaním rýchlostí šírenia pulzovej vlny do daného vyšetřovaného miesta len na jednej strane tela vyšetřovaného subjektu. Aplikovaním tejto úvahy do úpravy experimentálneho meracieho protokolu merania MBM by sa tým skrátila časová náročnosť prípravy pacienta. Táto časová náročnosť sa odzrkadľuje skrz počet nalepených elektród a zároveň potreby sledovania väčšieho počtu kanálov. Znížením počtu kanálov na polovicu (v prípade, žeby sa rýchlosť šírenia pulzovej vlny sledovala len na jednej polovici tela) by klesli časové nároky na obsluhujúci personál a zároveň by to mohlo mať aj pozitívny vplyv na psychický stav vyšetřovaného subjektu. Taktiež by sa pri terajšom stave spracovania nasnímaných dát podstatne znížila časová náročnosť offline spracovania a vyhodnotenia rýchlosti šírenia pulzovej vlny (viď kapitola 4.2.1). Ako bolo uvedené v predchádzajúcom texte, zároveň je možné uvažovať nad diagnostickým využitím zistených závislostí.

Ako je uvedené v Tab. 20, rýchlosti šírenia pulzovej vlny do ľavého lýtka ($PWV_{3,4-7}$) a do pravého lýtka ($PWV_{3,4-8}$) síce spolu štatisticky významne korelujú v prípade všetkých pokojových stavov a manévrov, ale zároveň medzi nasímanými hodnotami nie je štatisticky významný rozdiel. Z toho sa dá usudzovať, že v prípade, že chceme zistiť rýchlosť šírenia pulzovej vlny do lýtka u vyšetřovaného subjektu a nezaujímá nás pritom konkrétna končatina (ako napríklad pri určitom patofyziologickom postihnutí danej končatiny), môžeme toto

meranie vykonať len na jednej dolnej končatine. V prípade zisťovania rýchlosti šírenia pulzovej vlny do stehien je pre daný testovaný súbor subjektov rozdiel hodnôt medzi ľavou a pravou stranou štatisticky významný pre manéver naklonenú rovinu (*tilt*). V tomto prípade by teda meranie malo prebiehať pre každú nohu zvlášť a nemožno ho nahradiť jednostranným meraním. Tieto výsledky by však bolo dobré otestovať na väčšom súbore subjektov, prípadne zopakovať celú analýzu po zmene poradia jednotlivých manévrov. Opäť sa tu ale tiež mohlo prejaviť nesprávne uvažované zjednodušenie rovnakých vzdialeností na oboch poloviciach tela.

V prípade rýchlosti šírenia pulzovej vlny do rúk sa opäť potvrdzuje rozdielnosť hodnôt ľavej a pravej ruky. Už ako bolo uvedené v predchádzajúcom texte (kapitola 7.5.1), rozdielna rýchlosť šírenia pulzovej vlny môže byť spôsobená vonkajšími vplyvmi a to konkrétne fixáciou pravej ruky o podložku, umiestnením meracích manžiet krvného tlaku a uvažovaným stranovým zjednodušením vzdialeností miest meraní od stredu hrudníka.

8 Popis typických vlastností šírenia tlakovej vlny

Počas srdečného cyklu dochádza po otvorení polmesiačikovitých chlopní k prudkému vypudeniu krvi z ľavej komory do aorty (viď kapitola 1.2.1). Tým vzniknutá arteriálna pulzová vlna sa ďalej šíri krvným riečiskom. Na rýchlosť šírenia tejto vlny vplyvajú viaceré okolnosti, podrobne rozobrané v kapitole 1.4.

V rámci experimentálneho meracieho protokolu MBM (podrobne rozpísaný v kapitole 3.2) vyšetřovaný subjekt vykonáva viaceré dychové a polohové manévry. Pomocou štatistického spracovania (viď kapitola 7) bolo potrebné zistiť, ako tieto manévry vplyvajú na rýchlosť šírenia pulzovej vlny v rôznych častiach ľudského tela.

8.1 Popis PWV vzhľadom na miesto merania

V Tab. 21 sú uvedené hodnoty mediánov jednotlivých kanálov pre pokojové stavy na začiatku a na konci merania (*spont1* a *spont8*) a pre vybrané manévry na skúmanom súbore dobrovoľníkov popísanom v kapitole 7.2.2.

Tab. 21 Mediány PWV daných manévrov a vybraných pokojových stavov.

	spont1 [m/s]	breath hold [m/s]	valsalva1 [m/s]	valsalva2 [m/s]	mueller1 [m/s]	mueller2 [m/s]	paced breathing [m/s]	tilt [m/s]	spont8 [m/s]
PWV _{3,4-1}	/	/	10,4	9,5	/	/	/	/	/
PWV _{3,4-2}	/	/	10,5	8,7	/	/	/	11,9	/
PWV _{3,4-5}	5,3	/	4,4	4,3	4,8	4,7	5,4	6,8	5,5
PWV _{3,4-6}	5,2	5,1	4,3	4,3	4,7	4,7	5,3	6,6	5,6
PWV _{3,4-7}	6,8	6,7	5,9	5,8	6,0	6,2	6,7	8,5	7,0
PWV _{3,4-8}	6,8	6,6	5,9	5,7	5,9	6,1	6,6	8,5	6,9
PWV _{3,4-13}	11,8	9,2	7,9	7,6	9,6	9,3	10,6	9,6	12,3
PWV _{3,4-14}	11,5	9,0	7,3	7,5	8,6	9,0	10,7	8,6	11,2
PWV _{3,4-15}	12,0	9,9	8,7	8,5	9,6	9,4	11,2	10,8	11,7
PWV _{3,4-16}	10,8	9,6	8,3	8,4	8,8	9,1	10,1	9,5	10,8
PWV ₅₋₇	/	/	/	/	/	11,9	12,9	17,6	13,2
PWV ₆₋₈	/	/	/	/	/	12,0	12,2	17,3	13,3
PWV ₁₃₋₁₅	10,9	11,3	11,2	11,9	10,4	10,2	11,7	13,7	11,2
PWV ₁₄₋₁₆	9,9	10,6	10,3	11,0	9,5	10,0	10,6	12,0	10,1

Z uvedenej tabuľky vyplýva, že hodnoty PWV sú pre rôzne kanály viditeľne rozdielne. Najnižšie hodnoty rýchlosti šírenia pulzovej vlny boli obecné dosahované pri určovaní rýchlosti šírenia do nôh, konkrétne do stehien (*PWV_{3,4-5}* a *PWV_{3,4-6}*). Najvyššie hodnoty PWV boli zistené v rukách a rýchlosti PWV do rúk.

Rýchlosť šírenia PWV je pri kanáloch nachádzajúcich sa bližšie k srdcu nižšia ako na periférii – tak ako je vidieť napr. u kanáloch $PWV_{3,4-6}$ (rýchlosť do lýtky) a PWV_{6-8} (rýchlosť v nohe), čím sa v praxi potvrdili teoretické poznatky uvedené v kapitole 1.2. Pri zhodnotení horných končatín bolo toto potvrdené hlavne pri vykonávaní manévrov.

Z párového porovnania stranových rozdielov PWV u zdravých dobrovoľníkov (kapitola 7.3.1 a kapitola 7.4.1) vyšla štatisticky významná korelácia pri všetkých porovnávaných stranách okrem PWV v rukách. Taktiež boli rozdiely medzi PWV v nohách odpovedajúcich si kanálov označené ako štatisticky nevýznamné. PWV sa teda na odpovedajúcich miestach merania v nohách a do nôh správa bez štatisticky významných rozdielov.

Zistené informácie môžu slúžiť jednak na skrátenie a zjednodušenie meracieho protokolu (meranie len na jednej polovici tela), ale taktiež ako podklad pre vytvorenie diagnostického protokolu, vďaka ktorému by pri prípadných štatisticky významných rozdielov párových končatín dalo uvažovať o patofyziologickom stave jednej z nich.

8.2 Popis PWV vzhľadom na vykonaný manéver

Počas meracieho protokolu (kapitola 3.2) vykonáva vyšetovaný subjekt viaceré dychové a polohové manévry. Pomocou relatívneho vyjadrenia zmeny PWV (Tab. 22) je možné získať popis PWV vzhľadom na vykonaný manéver pre jednotlivé sledované kanály.

Relatívna zmena PWV je určená pre každý dychový a polohový manéver voči pokojovému stavu na začiatku merania (*spontI*). Výpočet vychádza z Tab. 21, v ktorej sú uvedené mediány hodnôt PWV pre jednotlivé excitácie v závislosti na sledovanom kanály. Konkrétna relatívna zmena je získaná ako rozdiel hodnoty mediánu PWV vyšetovanej excitácie a pokojového stavu na začiatku merania, podelené hodnotou pokojového stavu. Mínusová hodnota znamená percentuálny pokles hodnôt mediánu rýchlostí voči prvotnému pokojovému stavu, plusová percentuálny nárast.

Tab. 22 Relatívne zmeny PWV daných manévrov voči pokojovému stavu na začiatku merania.

	breath hold & spont1 [%]	valsalva1 & spont1 [%]	valsalva2 & spont1 [%]	mueller1 & spont1 [%]	mueller2 & spont1 [%]	paced breathing & spont1 [%]	tilt & spont1 [%]	spont8 & spont1 [%]
PWV _{3,4-5}		-16,8	-17,9	-9,5	-11,4	1,4	27,8	4,9
PWV _{3,4-6}	-3,5	-18,2	-17,2	-10,3	-10,2	0,8	25,2	6,3
PWV _{3,4-7}	-1,0	-13,5	-15,0	-10,9	-8,5	-0,9	24,9	2,7
PWV _{3,4-8}	-3,1	-13,5	-15,8	-12,6	-10,7	-2,6	24,5	1,3
PWV _{3,4-13}	-21,8	-33,1	-35,8	-18,4	-21,4	-10,1	-18,5	4,0
PWV _{3,4-14}	-21,4	-36,4	-34,7	-25,2	-22,0	-7,1	-25,0	-3,0
PWV _{3,4-15}	-16,9	-27,4	-28,7	-20,0	-21,1	-6,3	-9,6	-1,7
PWV _{3,4-16}	-11,2	-23,0	-22,5	-18,2	-15,6	-5,9	-11,7	-0,1
PWV ₁₃₋₁₅	3,4	3,1	9,2	-4,8	-6,4	7,5	26,0	2,9
PWV ₁₄₋₁₆	7,1	4,4	11,1	-3,4	1,1	8,0	21,9	2,1

Z Tab. 22 vo všeobecnosti vyplýva, že pri dychových manévroch (*breath hold* až *paced breathing*) dochádza k percentuálnemu poklesu hodnôt rýchlostí pulzovej vlny. K značnému nárastu hodnôt rýchlostí pulzovej vlny dochádza pri polohovom manévri naklonenej roviny (*tilt*), kedy dochádza k nahromadeniu krvi obehového systému do nôh, čím, sa zvýši tlak na cievnu stenu prislúchajúcich artérií. Tie pod vplyvom tohto tlaku stratia časť svojej elasticity a rýchlosť šírenia pulzovej vlny sa zvyší.

Vďaka štatistickému spracovávaní opakovaných manévrov (kapitola 7.3.1 a kapitola 7.4.1) je možné usudzovať, že medzi opakovanými Valsalva a Mueller manévrami nie je štatisticky významný rozdiel (výnimky viď Tab. 11) a tieto manévry by bolo možné v rámci meracieho protokolu vykonávať len raz, prípadne pri zlom vykonaní jedného z opakovanej dvojice nie je nutné tento manéver opakovať tretí krát.

Ukážky priebehu rýchlostí šírenia pulzovej vlny pre jednotlivé manévry a začiatkový a koncový pokojový stav sú vyobrazené v kapitole Príloha F.

Záver

Cieľom práce bolo oboznámiť sa s problematikou spôsobu merania a následného stanovenia rýchlostí šírenia pulzovej vlny. Za týmto účelom bol v práci vytvorený prehľad informácií o pulzovej vlne – jej vznik, vlastnosti, výpočet rýchlosti šírenia. Následne boli popísané rôzne metódy merania rýchlosti šírenia pulzovej vlny s hlavným zameraním na použitú bioimpedančnú techniku.

Ďalej bol naštudovaný súčasný spôsob merania a spracovávania dát pomocou viackanálovej celotelovej bioimpedancie, realizovaný na ÚPT AV ČR, v.v.i.. V rámci tejto práce bola overená správnosť mechanizmu predspracovania údajov týkajúcich sa rýchlosti šírenia pulzovej vlny systémom ÚPT. Prvotným spracovaním dát pochádzajúcich z tohto merania boli získané predbežné parametre pre vyhodnotenie rýchlosti šírenia pulzovej vlny zo záznamov merania realizovaných na zdravých dobrovoľníkoch.

Na základe zistených požiadaviek bol navrhnutý, naprogramovaný a otestovaný automaticky generovaný protokol s reálnymi nameranými dátami pre vyhodnotenie rýchlosti šírenia pulzovej vlny v ľudskom tele, ktorý momentálne slúži ako výstup merania viackanálovej celotelovej bioimpedancie v ÚPT AV ČR, v.v.i..

V rámci tejto diplomovej práce bolo spracovaných 41 subjektov, z toho 35 bolo zahrnutých do navrhutej metodiky štatistického spracovania a vyhodnotenia vlastností šírenia pulzovej vlny u zdravých dobrovoľníkov. Štatistické spracovanie bolo realizované z dvoch rôznych pohľadov. Prvým bolo štatistické spracovanie hodnôt rýchlostí šírenia pulzovej vlny počas opakujúcich sa manévrov na viacerých miestach merania a následné zhodnotenie potreby opakovaného merania jednotlivých manévrov. Druhým pohľadom na získané dáta bolo snaha zistiť, či sa hodnoty rýchlosti šírenia pulzovej vlny stranovo odlišujú.

Pomocou štatistického spracovania (kapitola 7) a následného vyhodnotenia (kapitola 8) boli zistené a potvrdené teoretické predpoklady ohľadom vlastností šírenia pulzovej vlny. Ďalej môžeme konštatovať, že pulzová vlna dosahuje počas rôznych dychových a polohových manévrov rozdielne hodnoty rýchlosti, pričom pri dychových manévroch najčastejšie dochádza k poklesu rýchlosti šírenia pulzovej vlny voči pokojovému stavu na začiatku merania. Pri polohovom manévri naklonenej roviny bolo namerané výrazné zvýšenie rýchlosti v dolných končatinách. Na väčšine miest meraní bolo pomocou štatistického spracovania zistená možnosť vynechania jedného z dvojice opakovaných dychových manévrov v prípade, že jeden z nich už bol zo strany meraného subjektu vykonaný správne.

Pri stranovom porovnaní rýchlosti šírenia pulzovej vlny bolo pomocou tejto práce zistené nesprávne uvažované zjednodušenie merania vzdialeností medzi jednotlivými

miestami merania a hrudníkom a to použitie vzdialeností zmeraných na ľavej strane tela i pre pravú polovicu tela. Ďalej sa podarilo dokázať, že pulzová vlna dosahuje u zdravých dobrovoľníkov rovnaké hodnoty rýchlosti šírenia v oboch dolných končatinách a tým pádom je možné uvažovať o meraní rýchlosti šírenia pulzovej vlny len u jednej z nich, prípadne použitie na diagnostické účely.

Taktiež bolo vykonané zhodnotenie pokojových stavov nasledujúcich po jednotlivých manévroch, z ktorého možno usudzovať, že po viacerých manévroch je v rámci sledovaného experimentálneho meracieho protokolu MBM skúmaným subjektom poskytnutý nedostatočný časový úsek na možnosť vrátenia sa organizmu do pôvodného pokojového stavu a tento časový úsek by sa mal predĺžiť.

V rámci ďalšieho pokračovania práce by bolo vhodné vyššie uvedené zistenia aplikovať na terajší experimentálny merací protokol merania viackanálovej celotelovej bioimpedancie, upraviť metodiku určenia rýchlostí $PWV_{3.4-1}$ a $PWV_{3.4-2}$ a pokúsiť sa o diagnostické využitie na konkrétnej skupine pacientov.

Literatúra

- [1] 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.
- [2] SHIRAI, Kohji et al. Cardio-Ankle Vascular Index (CAVI) as Novel Indicator of Arterial Stiffness: Theory, Evidence and Perspectives. *Journal of Atherosclerosis and Thrombosis* [online]. 2011, Vol. 18, No. 11, P 924-938, [cit. 2012-12-05]. Dostupné z: https://www.jstage.jst.go.jp/article/jat/18/11/18_7716/_article
- [3] ŠTEJFA, Miloš. *Kardiologie*. 3., přepr. a dopl. vyd. Praha: Grada, 2007, xxxiii, 722 s. ISBN 978-802-4713-854.
- [4] SILBERNAGL, Stefan a Agamemnon DESPOPOULOS. *Atlas fyziologie člověka*. 6. přeprac. a rozš. vyd. Praha: Grada, 2004, XII, 435 s. ISBN 80-247-0630-X.
- [5] SILGERNAGL, Stefan. *Atlas patofyziologie člověka*. 390 s. Praha: Grada, 2001, 390 s. ISBN 80-716-9968-3.
- [6] SBCC Biological Sciences. *Arteries* [online]. 2012 [cit. 2012-12-07]. Dostupné z: <http://www.biosbcc.net/doohan/sample/htm/vessels.htm>
- [7] ŠPÁČ, J. Centrální krevní tlak: jak zlepšit měření krevního tlaku ve 2. století po Korotkovovi. *Kardiologická revue* [online]. 2008, Vol. 10, No. 1, P 26-30, [cit. 2012-12-05]. Dostupné z: http://www.prolekare.cz/pdf?ida=kr_08_01_06.pdf
- [8] DAVIES, Justine Ina and Allan D. STRUTHERS. Pulse wave analysis and pulse wave velocity: a critical review of their strenghts and weaknesses. *Journal of Hypertension* [online]. 2003, Vol. 21, No. 3, P 463-472, [cit. 2012-12-05]. Dostupné z: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/12640232>
- [9] LIU, Ping-Yen et al. Invasive measurements of pulse wave velocity correlate with the degree of aortic valve calcification and severity associated with matrix metalloproteinases in elderly patients with aortic valve stenosis. *Clinical Science* [online]. 2004, Vol. 107, No. 4, P 415-422, [cit. 2012-12-05]. Dostupné z: <http://www.clinsci.org/cs/107/0415/1070415.pdf>
- [10] NAVRÁTIL, Leoš. *Medicínská biofyzika*. Vyd. 1. Praha: Grada, 2005, 524 s. ISBN 80-247-1152-4.

- [11] ROZMAN, Jiří. *Ultrazvuková technika v lékařství*. Ediční středisko VUT, Brno, 1979
- [12] DOBŠÁK, P. et al. Arterial stiffness in Czech population measured by VASERA 1500. *Scripta medica* [online]. 2010, Vol. 83, No. 2, P 85-91, [cit. 2012-12-05].
Dostupné z:
http://is.muni.cz/do/1411/scripta_medica/archive/2010/2/scripta_medica_2_2010.pdf
- [13] CHMELAŘ, Milan a Jiří ROZMAN. *Lékařská přístrojová technika*. Praha: SNTL, 1982, 182 s. 05-111-82.
- [14] CHMELAŘ, Milan. *Lékařská přístrojová technika I*. Brno: Akademické nakladatelství CERM, 1995, 192 s. ISBN 80-858-6763-X.
- [15] HRUBÝ, Ladislav, Radek HÉDL a Jiří HOLČÍK. *Bionika: (Návody do laboratorních cvičení)*. 1. vyd. Brno: VUT, 2000, 49 s. ISBN 80-214-1769-2.
- [16] INSTITUTE OF SCIENTIFIC INSTRUMENTS AS CR, V. V. I. *DEVICE FOR BLOOD FLOW PROPERTY MEASUREMENT AND METHOD OF ITS CONNECTION* [patent]. A61B 5/053 (2006.01), WO/2010/069276. Žiadosť o patent 24.06.2010. Dostupné z: <http://patentscope.wipo.int/search>
- [17] ROZMAN, Jiří. *Medical Instrumentation III*. 1st Ed. Brno: VUT, 2000, 72 s. ISBN 80-214-1667-X.
- [18] BLATNÁ, Dagmar. *Neparametrické metody: testy založené na pořádkových a pořadových statistikách*. Vyd. 1. Praha: Vysoká škola ekonomická v Praze, 1996, 217 s. ISBN 80-707-9607-3.
- [19] HENDL, Jan. *Přehled statistických metod: analýza a metaanalýza dat*. 4., rozš. vyd. Praha: Portál, 2012, 734 s. ISBN 978-80-262-0200-4.
- [20] PAPIKA, Jan. *Neparametrická statistika*. Vyd. 1. Olomouc: Rektorát Univerzity Palackého, 1992, 111 s. ISBN 80-706-7138-6.

Zoznam príloh

Príloha A	Zápis z merania MBM
Príloha B	Príklad celého záznamu automaticky vypočítaných rýchlostí.
Príloha C	Krabicové grafy nameraných hodnôt opakovaných manévrov
Príloha D	Krabicové grafy nameraných hodnôt pokojových stavov
Príloha E	Podrobné výsledky Wilcoxonovho testovania stranových rozdielov
Príloha F	Ukážky vplyvu manévrov na signály rýchlostí

Zoznam použitých skratiek

CAVI	Cardio-Ankle Vascular Index
DBP	diastolic blood pressure - diastolický krvný tlak
DBPc	korigovaný diastolický krvný tlak
EKG	elektrokardiografia
HR	heart rate - tepová frekvencia
CH	channel - kanál
MBM	multichannel bioimpedance monitor - snímanie viackanálovej celotelovej bioimpedancie
MBMI	multichannel bioimpedance monitor index
MBMIc	multichannel bioimpedance monitor index korigovaný
MBP	mean blood pressure - stredný krvný tlak
PBP	pulse blood pressure - pulzový krvný tlak
PM	patientsky monitor
PWV	pulse wave velocity - rýchlosť šírenia pulzovej vlny
RR	interval medzi dvoma R vlnami
R-ref	časový úsek medzi R vlnou a polohou maxima v referenčnom kanáli
RTG	rentgenové vyšetrenie
SBP	systolic blood pressure - systolický krvný tlak
SBPc	korigovaný systolický krvný tlak
ÚPT AV ČR	Ústav prístrojovej techniky Akadémie vied Českej republiky, v.v.i.

Obsah elektronickej dokumentácie

magdalena_matejkova_DP.pdf	vlastný text diplomovej práce
protokol.xlsx	súbor programu Excel obsahujúci automaticky generovaný protokol a skúšobné dáta
statisticke_spracovanie	adresár obsahujúci grafické výstupy štatistického spracovania v programe STATISTICA

Prílohy

Príloha A



Whole body impedance - MBM

Subject ID: Subject No.

Date: Date of birth: Retest:.....

REC1 **sec** Contact:.....

TK1=

spontaneous breathing	120
breath hold	30
spont	120
Valsalva	15
spont	120
Valsalva	15
spont	120
Mueller	15
spont	120
Mueller	15
spont	120
paced breathing 0.1Hz	300

h= cm l= cm

m= kg L= W

supine, spont	120
tilt, spont	300
supine, spont	300

TK2=

REC2

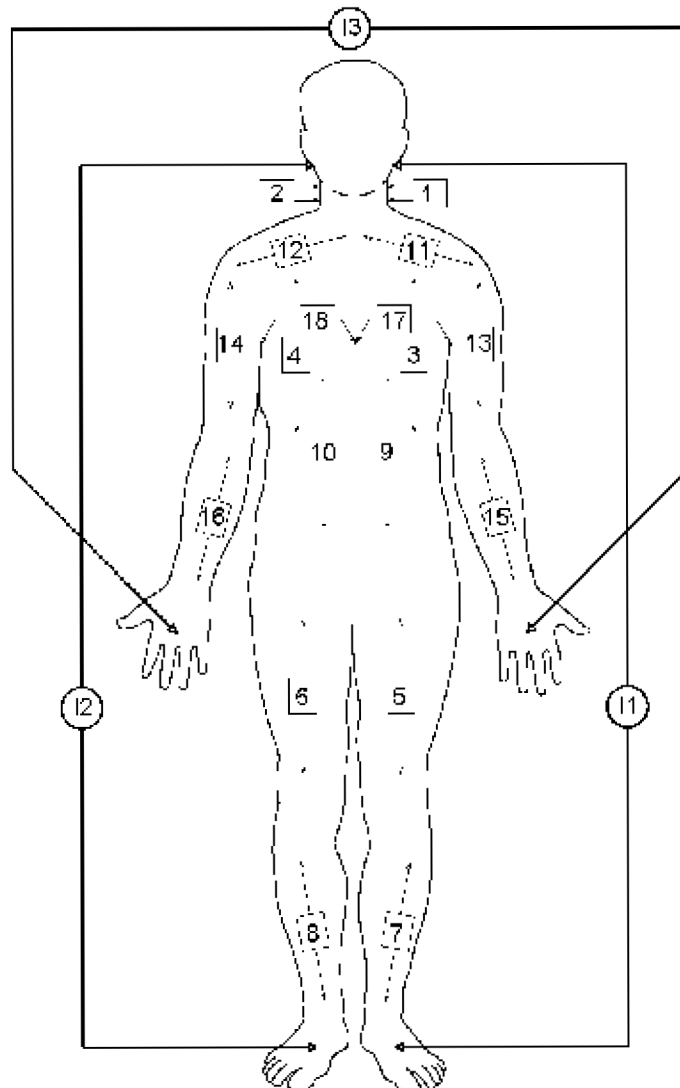
TK3=

spont	120
exercise	300
spont	480

TK4=

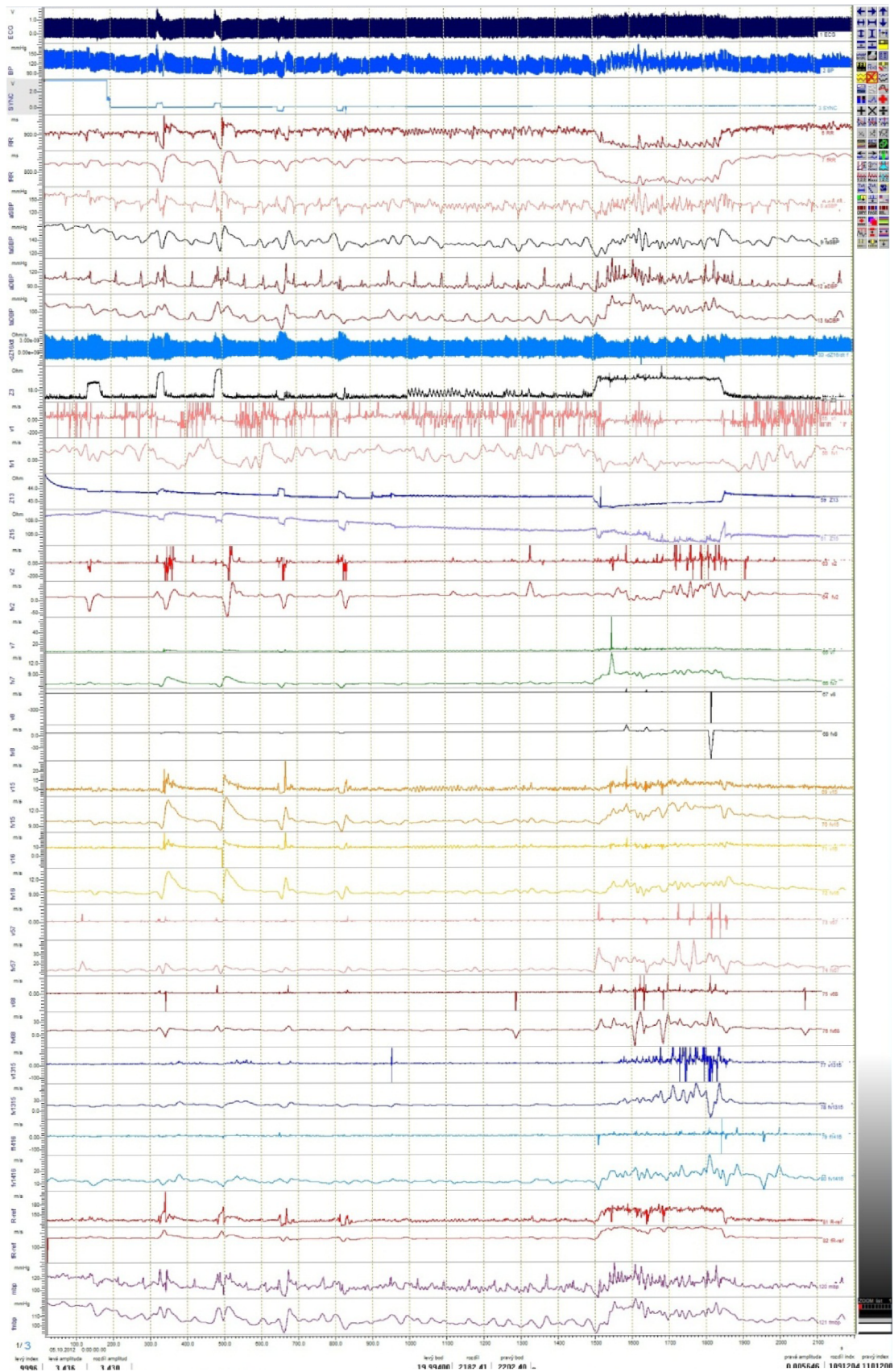
Distance in cm

1
Δ3
5
7
9
11
13
15
17	0



Obrázok 1 Zápis z merania MBM, zdroj: ÚPT AV ČR, v.v.i.

Príloha B

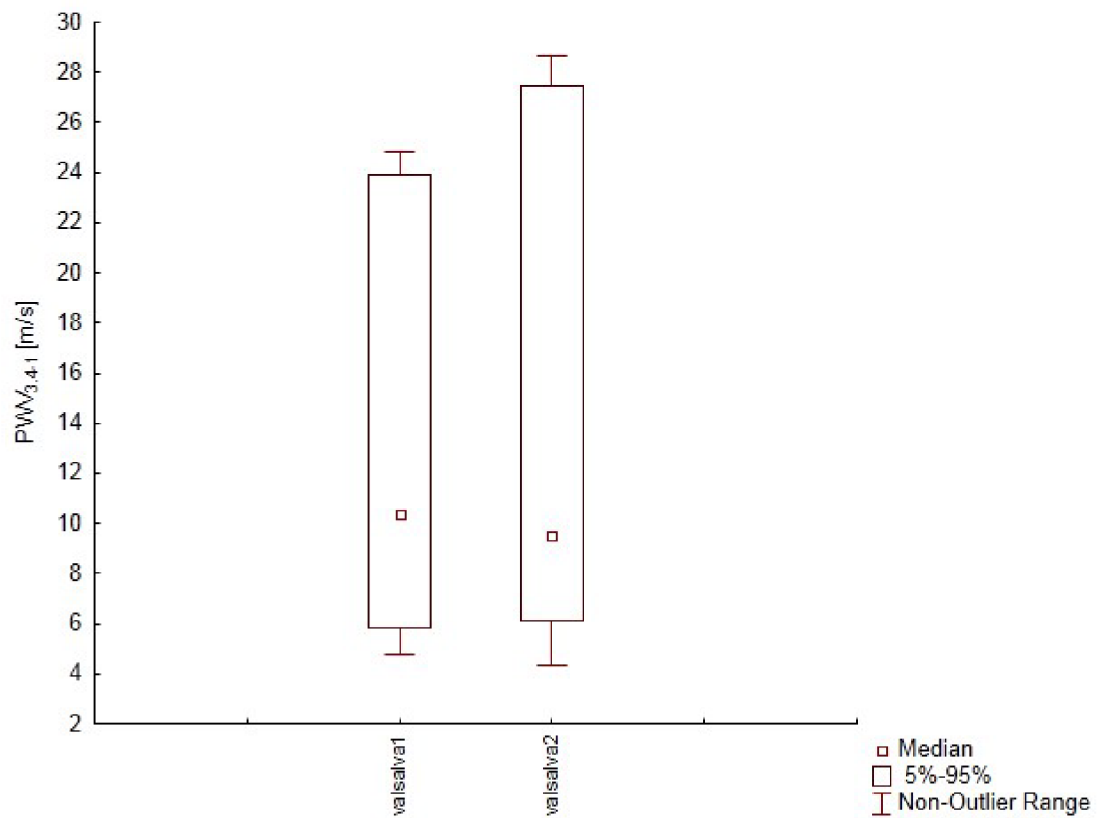


Obrázok 2 Príklad záznamu merania, subjekt č. 13.

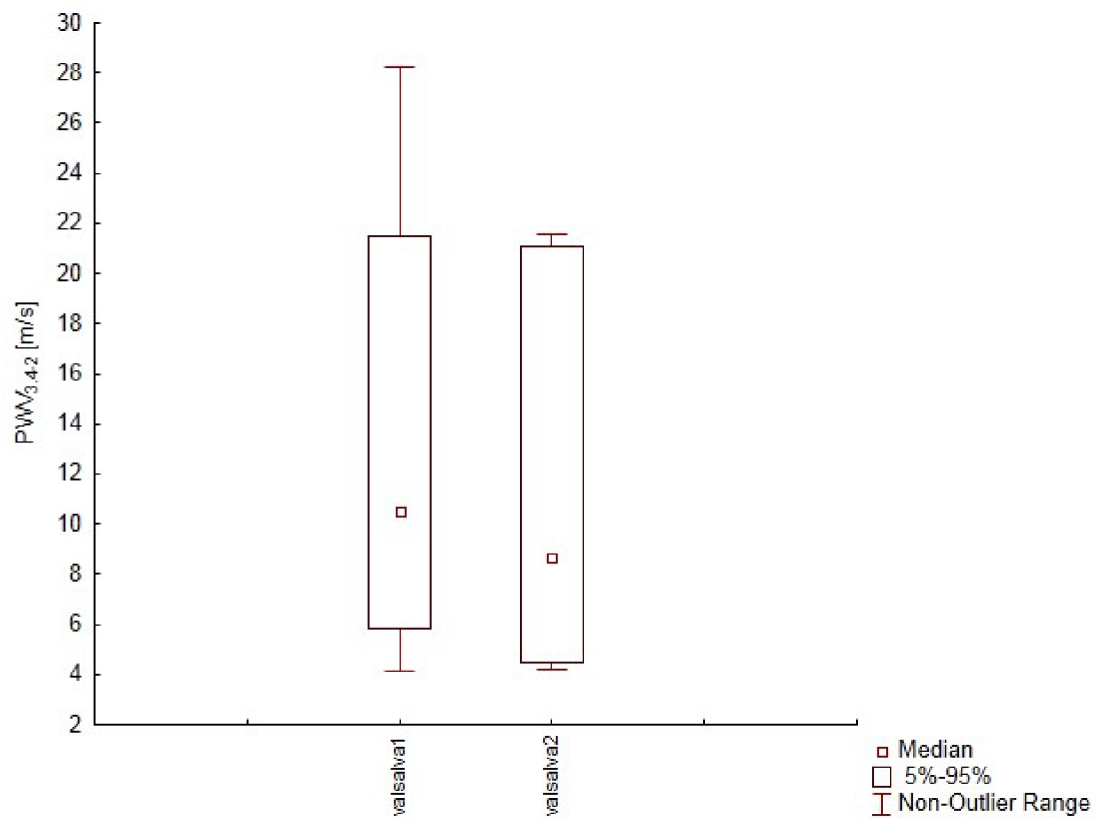
Obrázok 2:

Osa x: čas, osa y: *ECG* – signál EKG, *BP* – krvný tlak, *SYNC* – signál synchronizačného kanála a zároveň v tejto konfigurácii obsahuje informácie o tlaku v dýchacích cestách, *RR* – signál RR intervalu, *fRR* – filtrovaný signál RR intervalu, *aSBP* – kumulovaný signál systolického tlaku krvi, *faSBP* – filtrovaný kumulovaný signál systolického tlaku krvi, *aDBP* – kumulovaný signál diastolického tlaku krvi, *faDBP* – filtrovaný kumulovaný signál diastolického tlaku krvi, *-dZ16/dt* – signál zápornej derivácie impedancie v pravom predlaktí, *Z3* – signál impedancie v ľavej časti hrudníka, *v1* – signál rýchlosti pulzovej vlny z hrudníka do oblasti ľavej krčnej tepny (*PWW_{3.4.1}*), *fv1* – filtrovaný signál rýchlosti pulzovej vlny z hrudníka do oblasti ľavej krčnej tepny (*PWW_{3.4.1}*), *Z13* – signál impedancie v ľavej paži, *Z15* – signál impedancie v ľavom predlaktí, *v2* – signál rýchlosti pulzovej vlny z hrudníka do oblasti pravej krčnej tepny (*PWW_{3.4.2}*), *fv2* – filtrovaný signál rýchlosti pulzovej vlny z hrudníka do oblasti pravej krčnej tepny (*PWW_{3.4.2}*), *v7* – signál rýchlosti pulzovej vlny z hrudníka do ľavého lýtka (*PWW_{3.4.7}*), *fv7* – filtrovaný signál rýchlosti pulzovej vlny z hrudníka do ľavého lýtka (*PWW_{3.4.7}*), *v8* – signál rýchlosti pulzovej vlny z hrudníka do pravého lýtka (*PWW_{3.4.8}*), *fv8* – filtrovaný signál rýchlosti pulzovej vlny z hrudníka do pravého lýtka (*PWW_{3.4.8}*), *v15* – signál rýchlosti pulzovej vlny z hrudníka do ľavého predlaktia (*PWW_{3.4.15}*), *fv15* – filtrovaný signál rýchlosti pulzovej vlny z hrudníka do ľavého predlaktia (*PWW_{3.4.15}*), *v16* – signál rýchlosti pulzovej vlny z hrudníka do pravého predlaktia (*PWW_{3.4.16}*), *fv16* – filtrovaný signál rýchlosti pulzovej vlny z hrudníka do pravého predlaktia (*PWW_{3.4.16}*), *v57* – signál rýchlosti pulzovej vlny v ľavej nohe (*PWW₅₋₇*), *fv57* – filtrovaný signál rýchlosti pulzovej vlny v ľavej nohe (*PWW₅₋₇*), *v68* – signál rýchlosti pulzovej vlny v pravej nohe (*PWW₆₋₈*), *fv68* – filtrovaný signál rýchlosti pulzovej vlny v pravej nohe (*PWW₆₋₈*), *v1315* – signál rýchlosti pulzovej vlny v ľavej ruke (*PWW₁₃₋₁₅*), *fv1315* – filtrovaný signál rýchlosti pulzovej vlny v ľavej ruke (*PWW₁₃₋₁₅*), *v1416* – signál rýchlosti pulzovej vlny v pravej ruke (*PWW₁₄₋₁₆*), *fv1416* – filtrovaný signál rýchlosti pulzovej vlny v pravej ruke (*PWW₁₄₋₁₆*), *R-ref* – signál R-ref, *fR-ref* – filtrovaný signál R-ref, *mbp* – signál stredného krvného tlaku, *fmbp* – filtrovaný signál stredného krvného tlaku

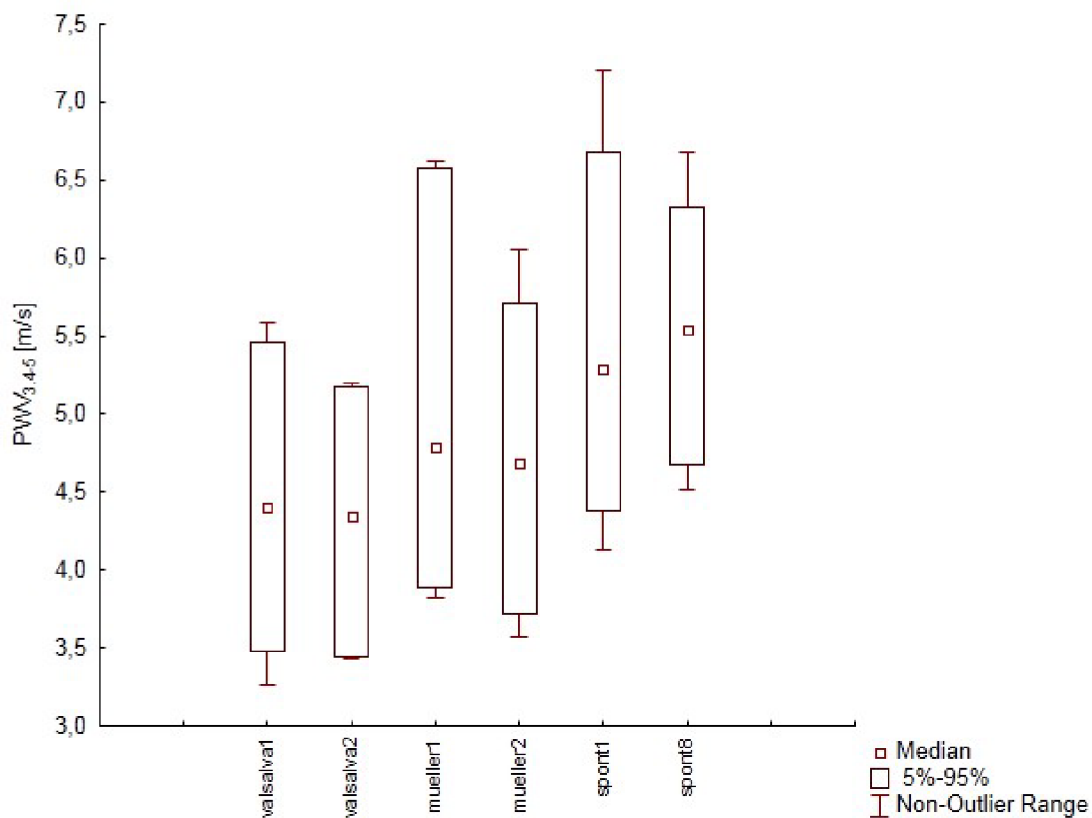
Príloha C



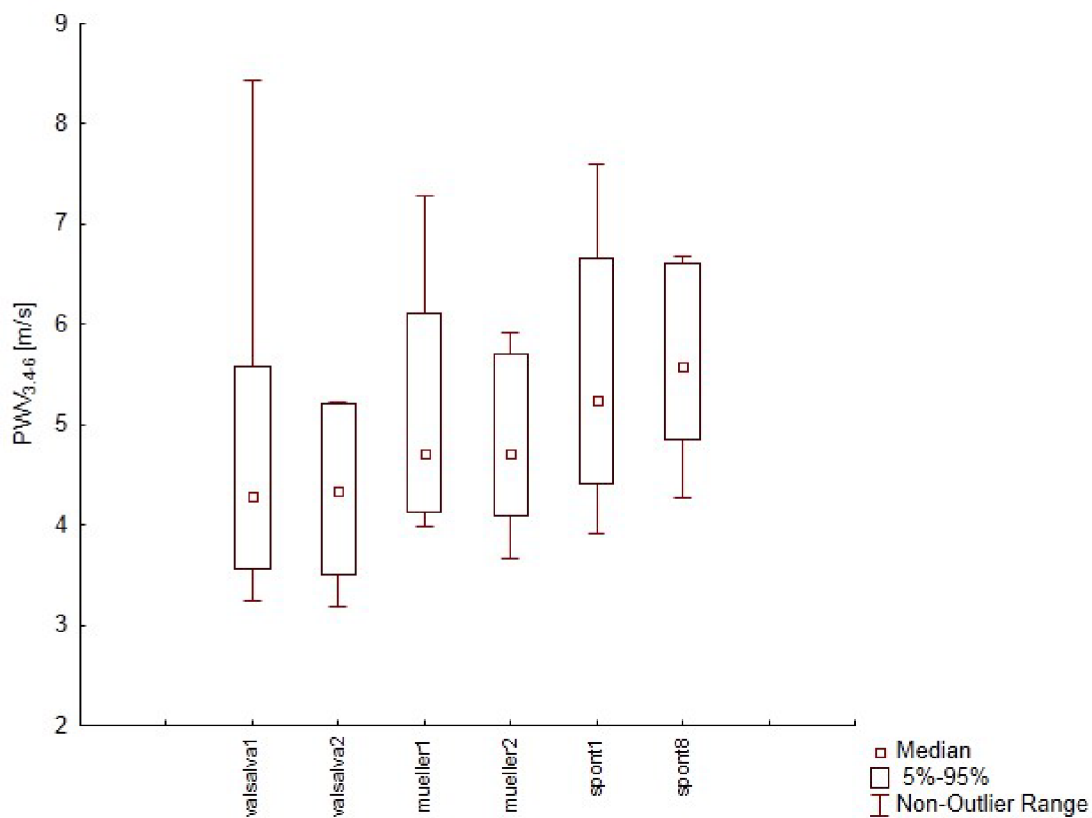
Obrázok 3 Krabicové grafy nameraných hodnôt PWV do ľavej krčnej tepny počas Valsalva manévrov.



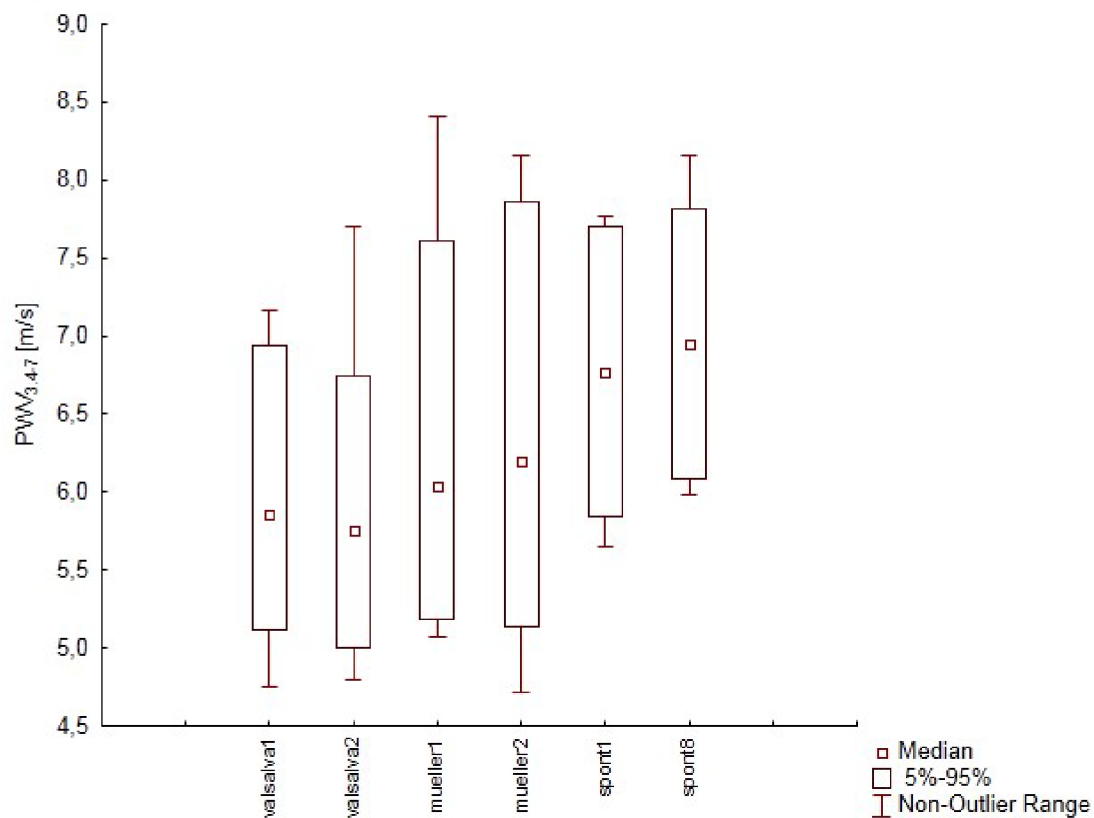
Obrázok 4 Krabicové grafy nameraných hodnôt PWV do pravej krčnej tepny počas Valsalva manévrov.



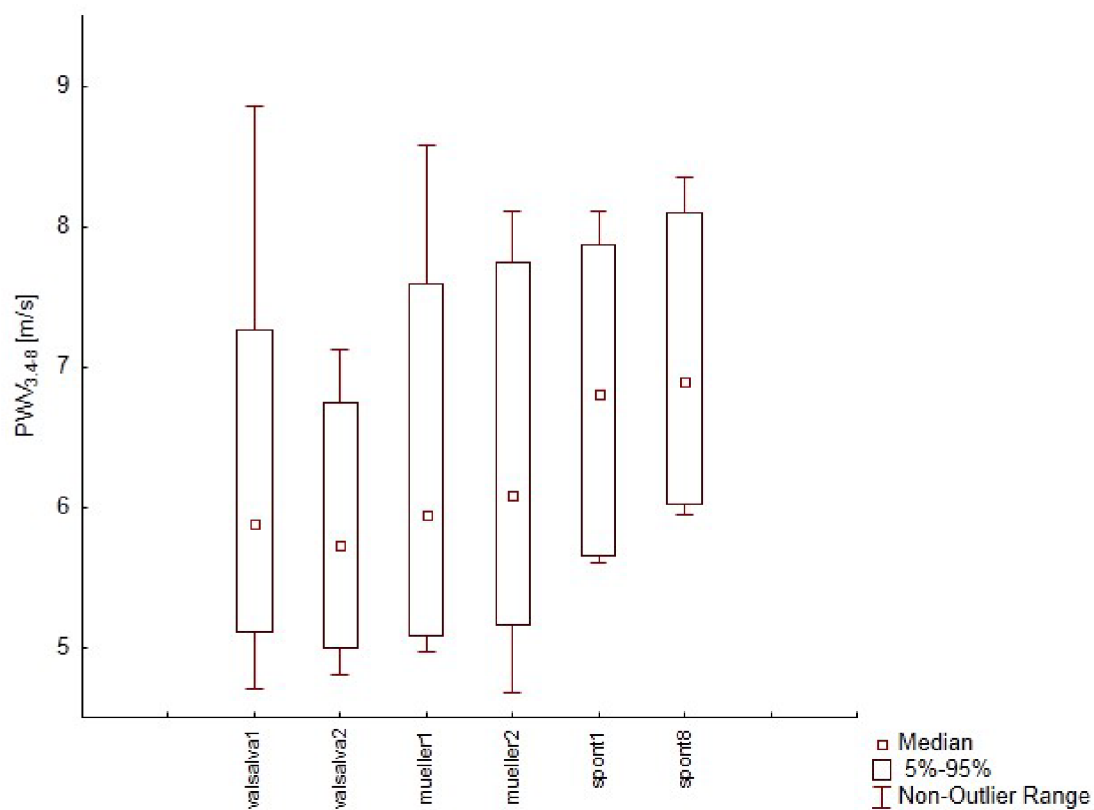
Obrázok 5 Krabicové grafy nameraných hodnôt PWV do ľavého stehna počas opakovaných manévrov a pokojových stavov na začiatku a na konci merania.



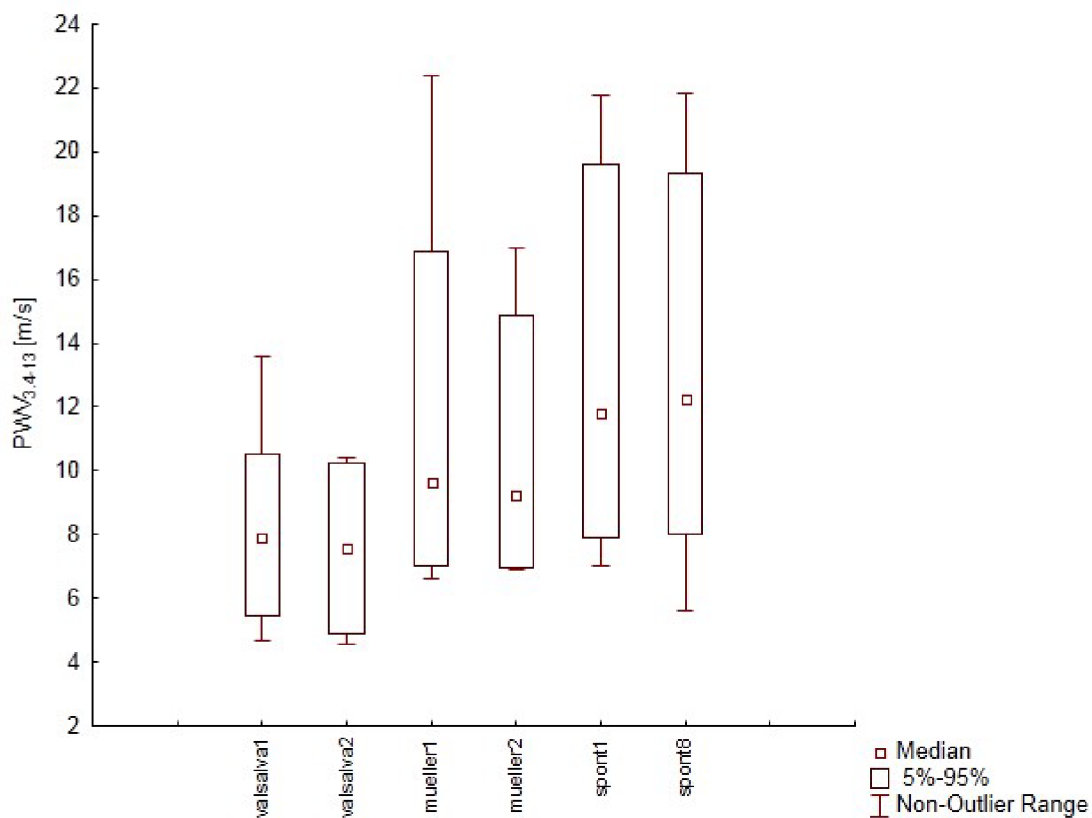
Obrázok 6 Krabicové grafy nameraných hodnôt PWV do pravého stehna počas opakovaných manévrov a pokojových stavov na začiatku a na konci merania.



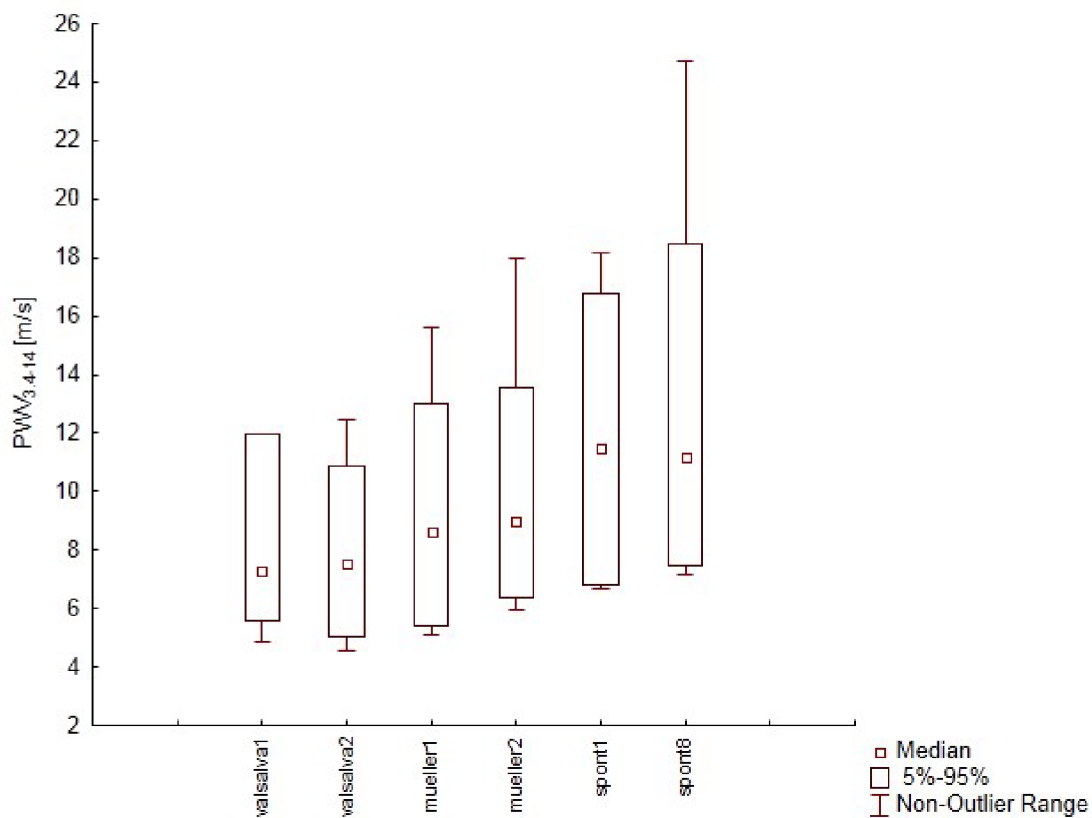
Obrázok 7 Krabicové grafy nameraných hodnôt PWV do ľavého lýtka počas opakovaných manévrov a pokojových stavov na začiatku a na konci merania.



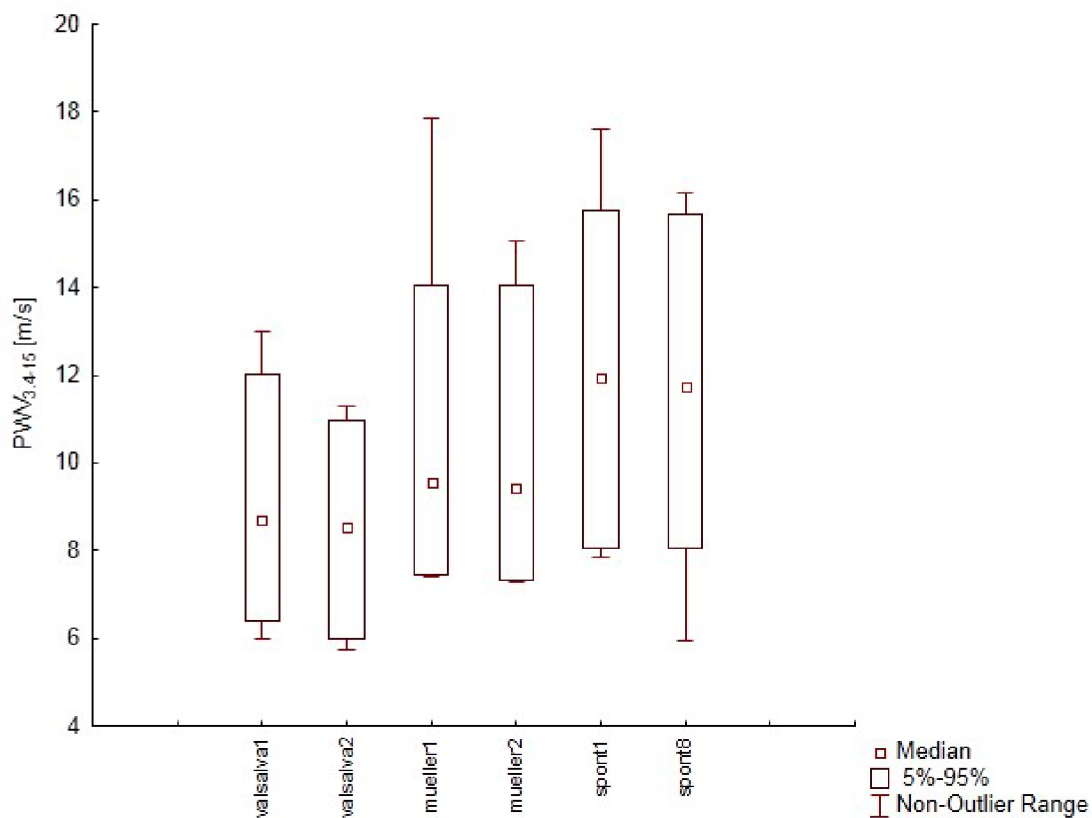
Obrázok 8 Krabicové grafy nameraných hodnôt PWV do pravého lýtka počas opakovaných manévrov a pokojových stavov na začiatku a na konci merania.



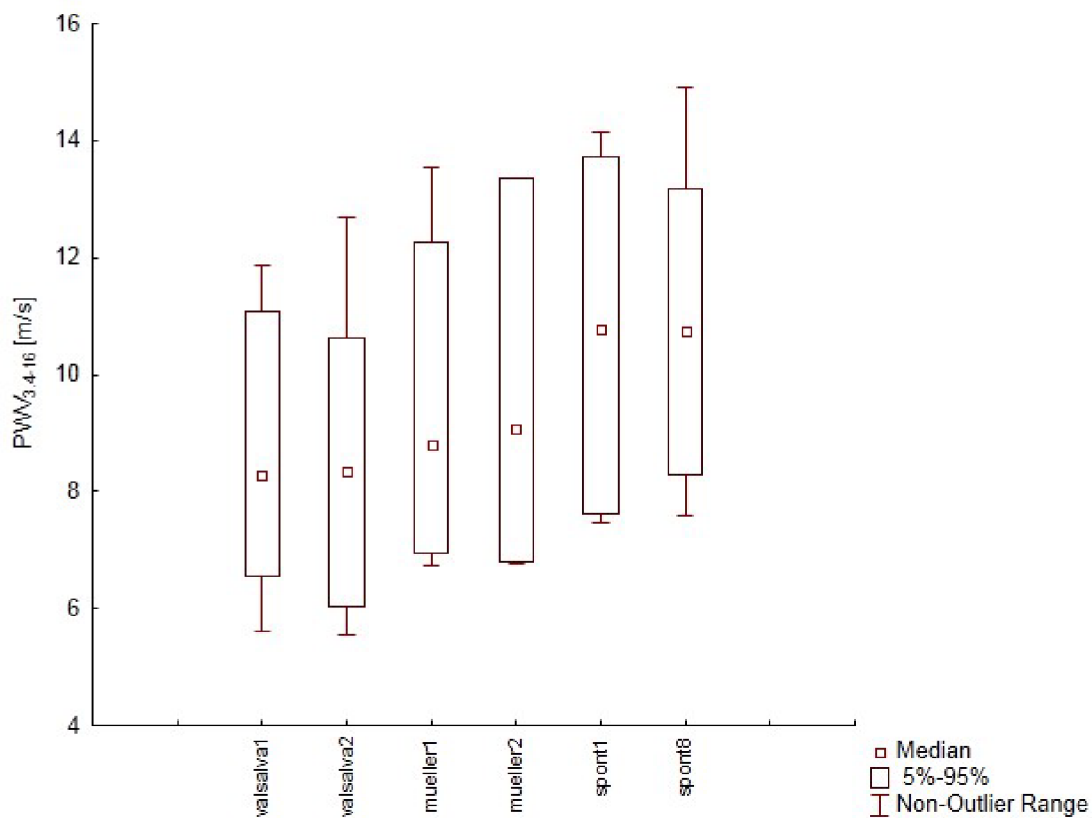
Obrázok 9 Krabicové grafy nameraných hodnôt PWV do ľavej paže počas opakovaných manévrov a pokojových stavov na začiatku a na konci merania.



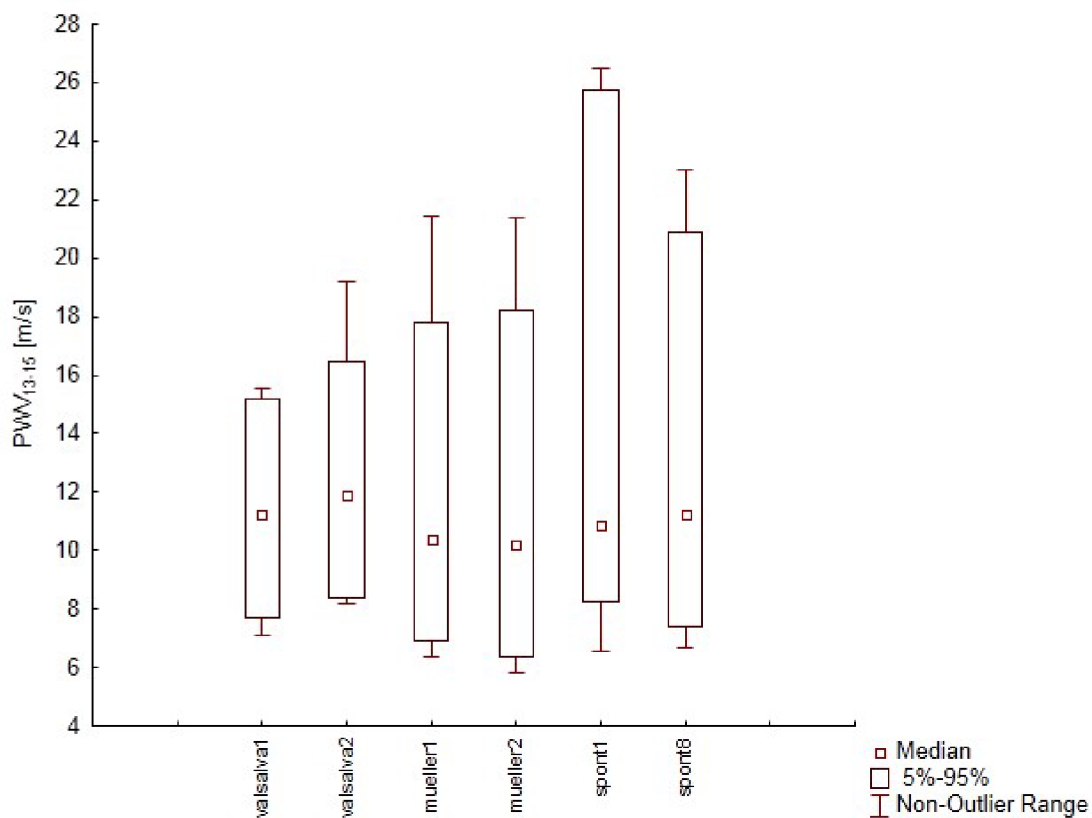
Obrázok 10 Krabicové grafy nameraných hodnôt PWV do pravej paže počas opakovaných manévrov a pokojových stavov na začiatku a na konci merania.



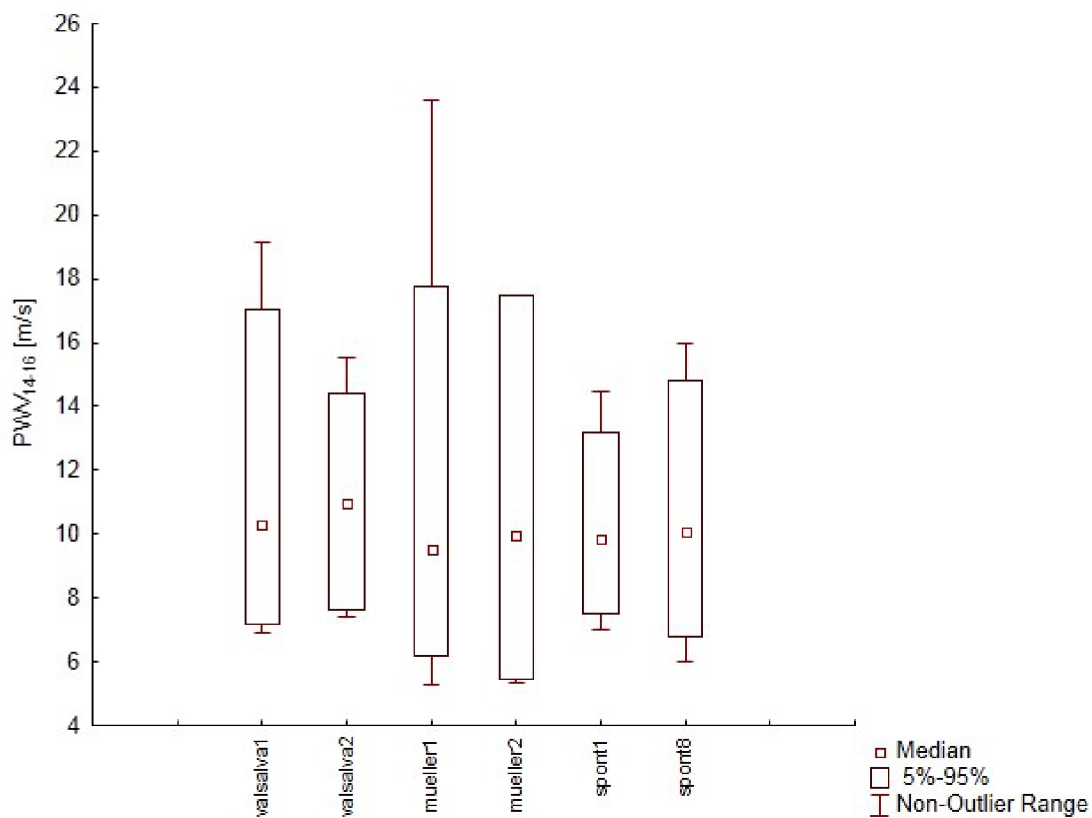
Obrázok 11 Krabicové grafy nameraných hodnôt PWV do ľavého predlaktia počas opakovaných manévrov a pokojových stavov na začiatku a na konci merania.



Obrázok 12 Krabicové grafy nameraných hodnôt PWV do pravého predlaktia počas opakovaných manévrov a pokojových stavov na začiatku a na konci merania.

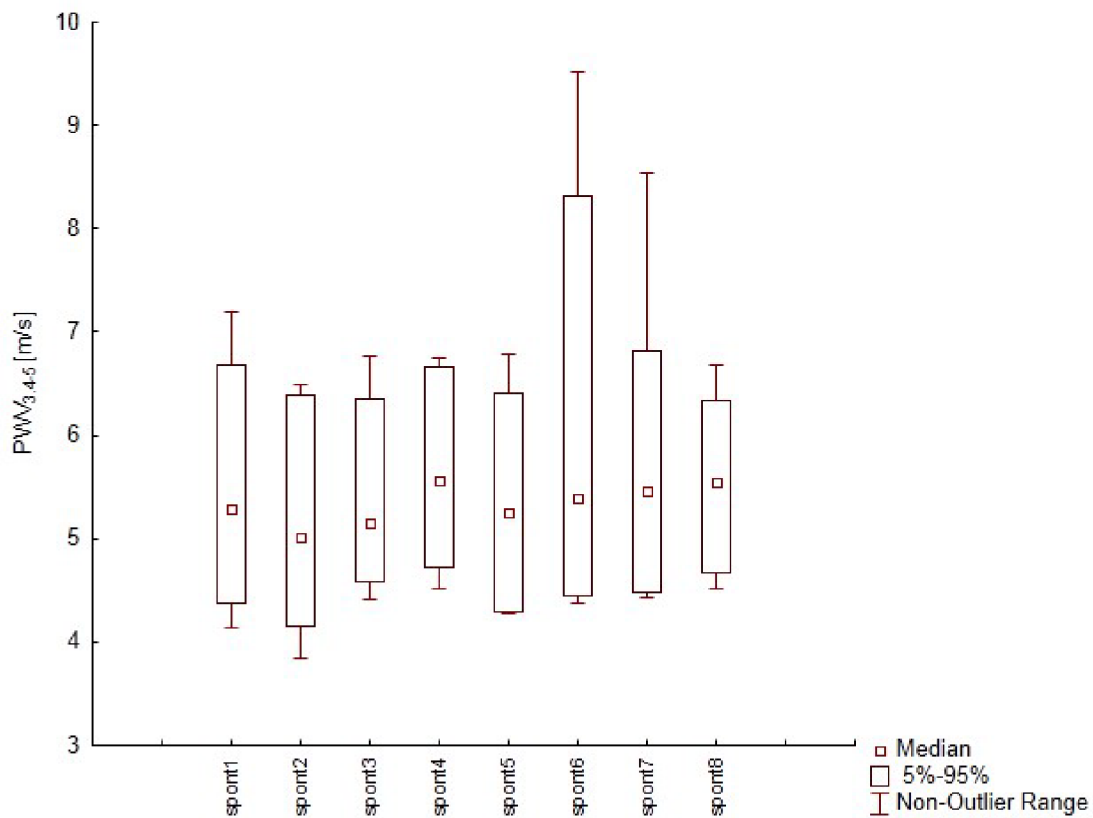


Obrázok 13 Krabicové grafy nameraných hodnôt PWV v ľavej ruke počas opakovaných manévrov a pokojových stavov na začiatku a na konci merania.

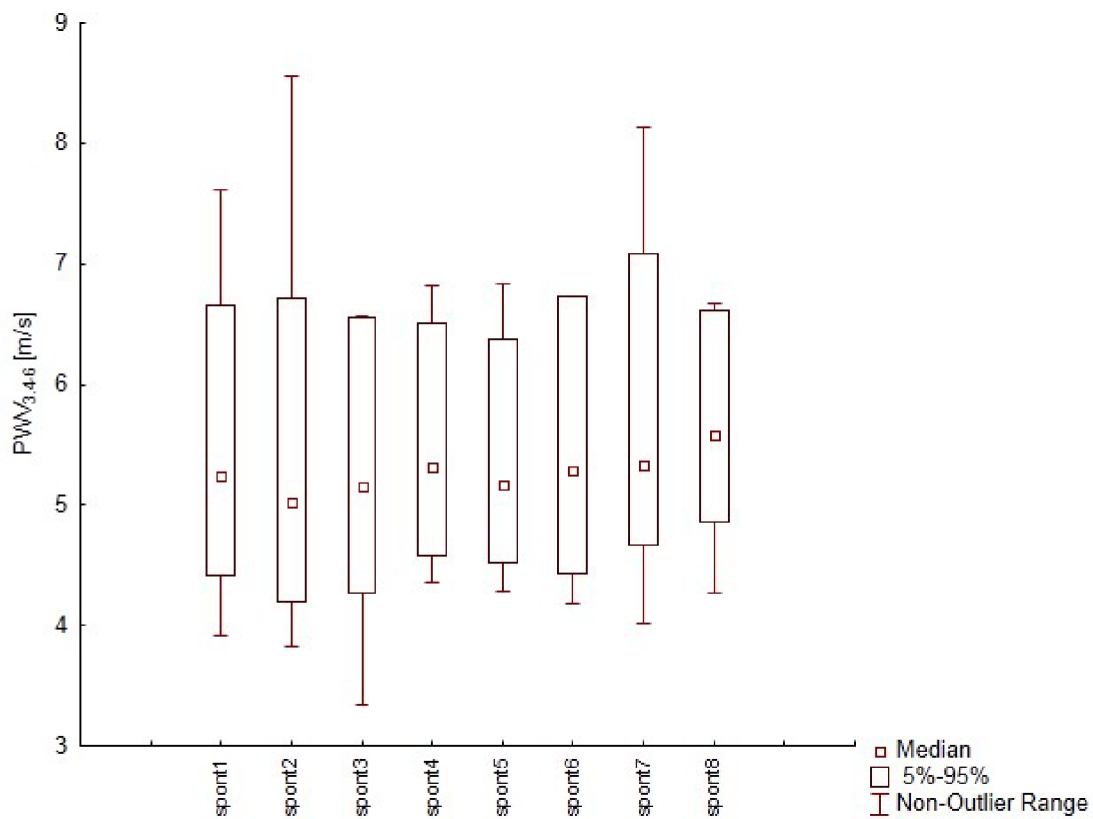


Obrázok 14 Krabicové grafy nameraných hodnôt PWV v pravej ruke počas opakovaných manévrov a pokojových stavov na začiatku a na konci merania.

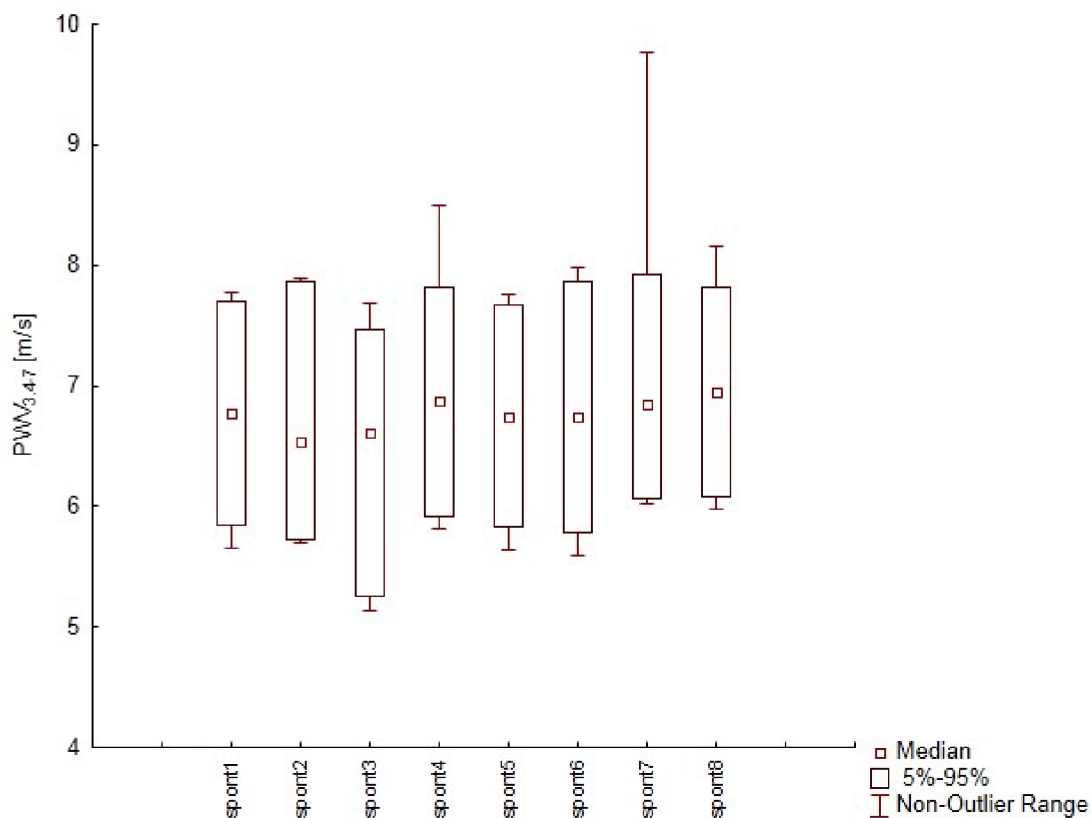
Príloha D



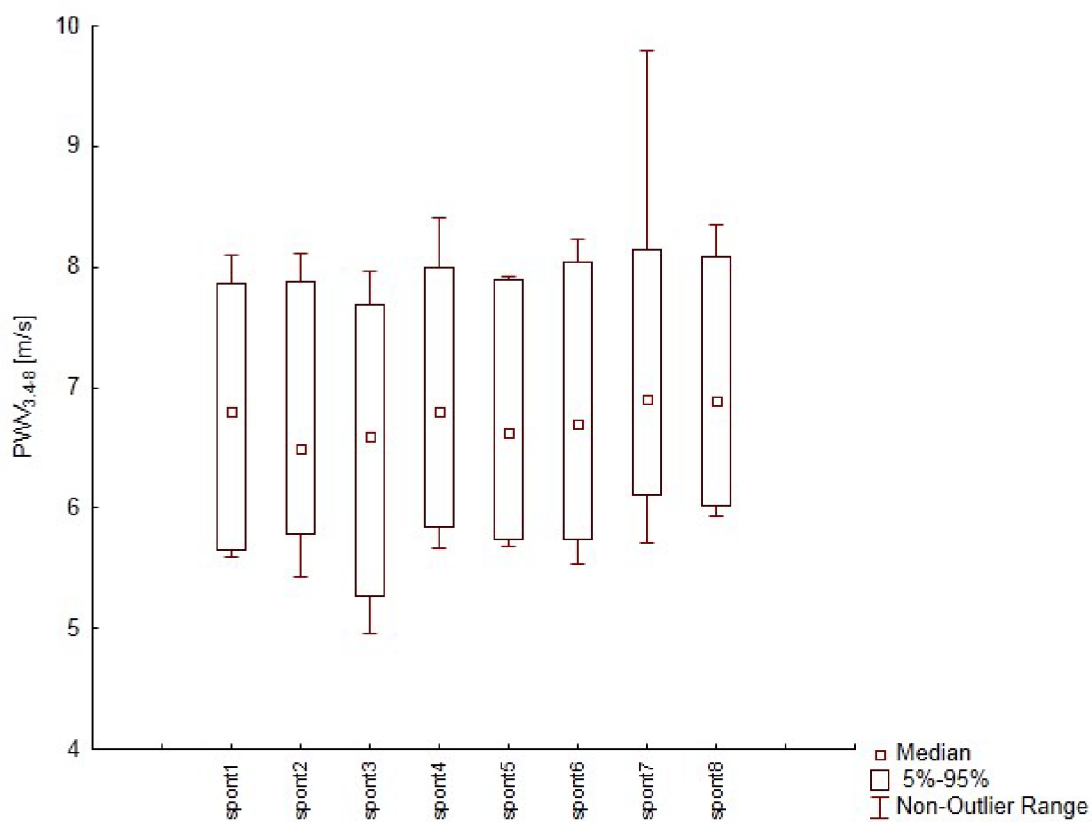
Obrázok 15 Krabicové grafy nameraných hodnôt rýchlostí do ľavého stehna počas pokojových stavov.



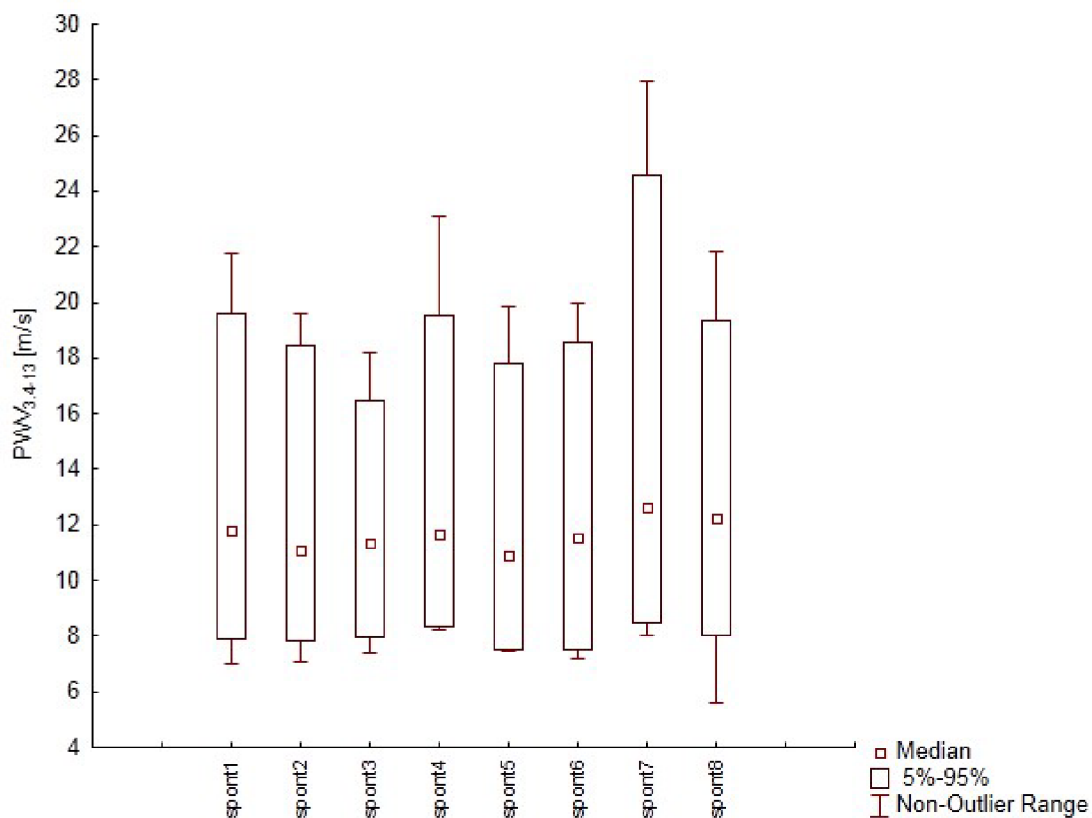
Obrázok 16 Krabicové grafy nameraných hodnôt rýchlostí do pravého stehna počas pokojových stavov.



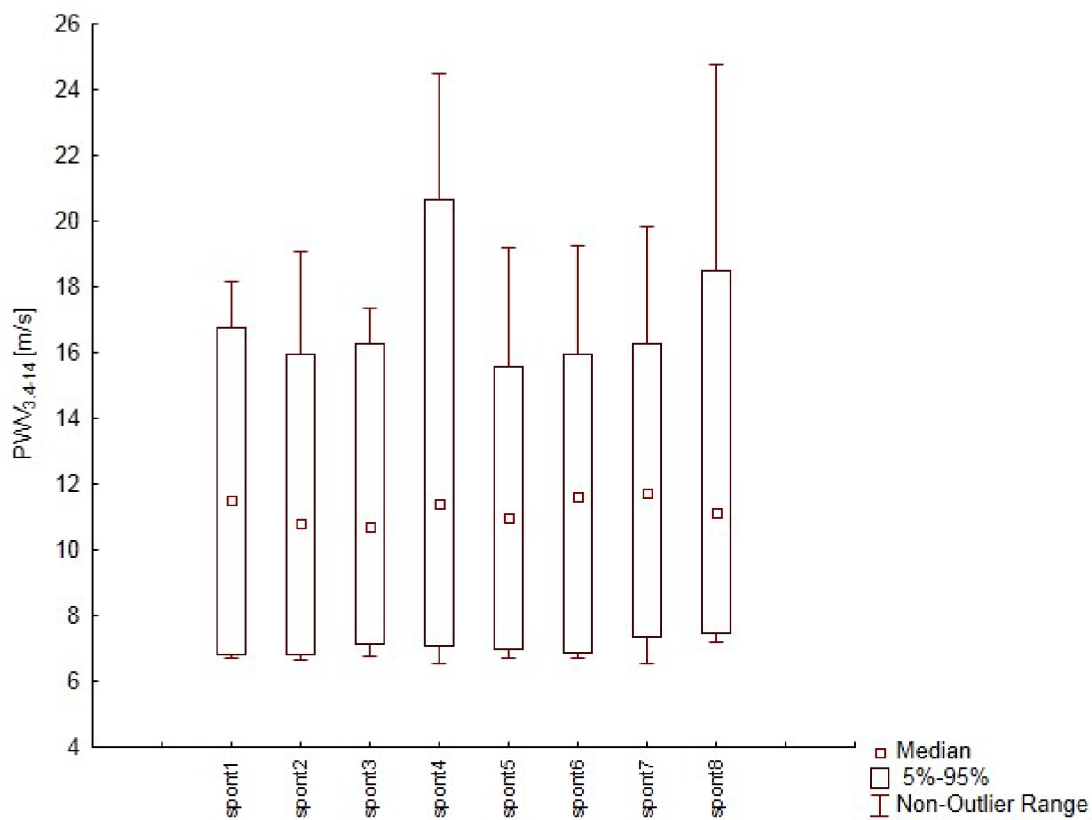
Obrázok 17 Krabicové grafy nameraných hodnôt rýchlostí do ľavého lýtka počas pokojových stavov.



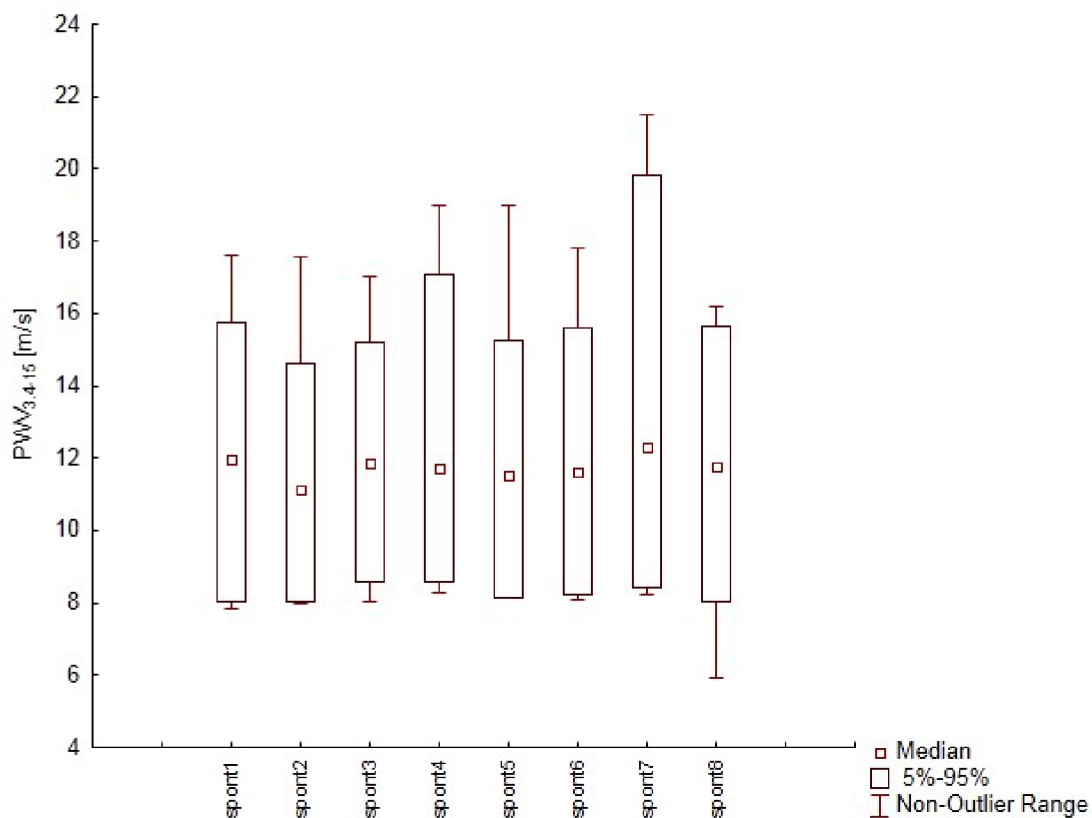
Obrázok 18 Krabicové grafy nameraných hodnôt rýchlostí do praveho lýtka počas pokojových stavov.



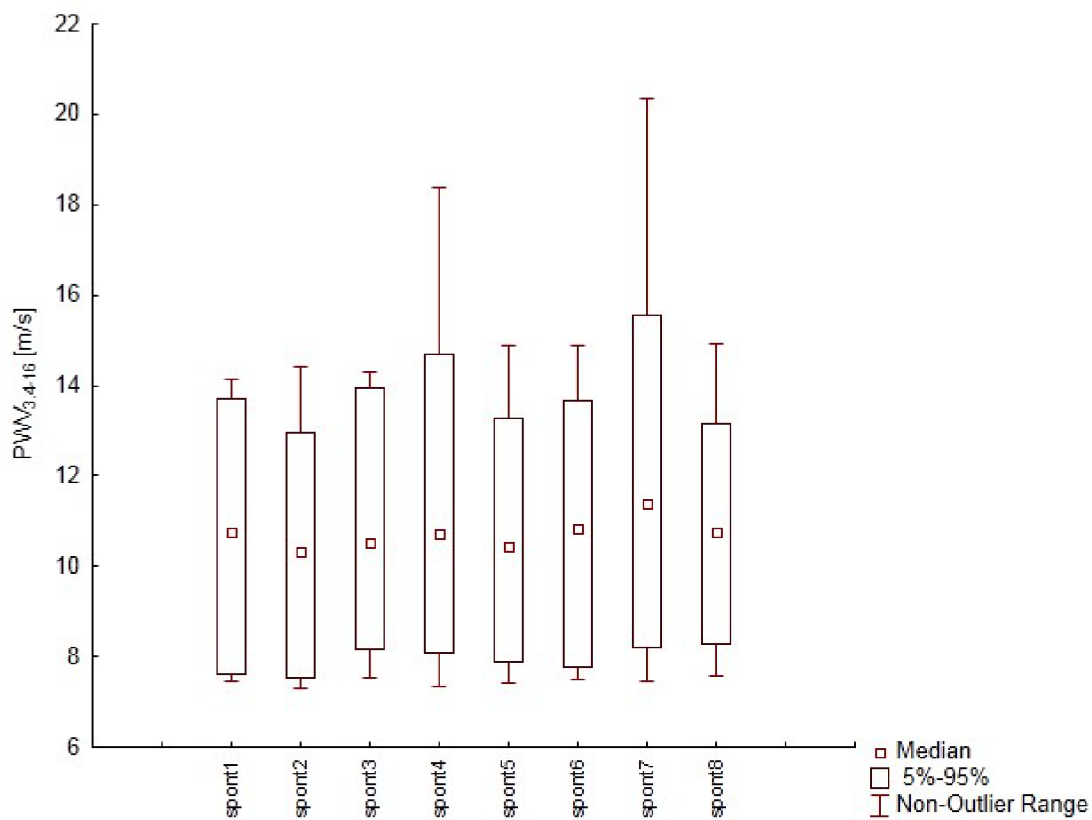
Obrázok 19 Krabicové grafy nameraných hodnôt rýchlostí do ľavej paže počas pokojových stavov.



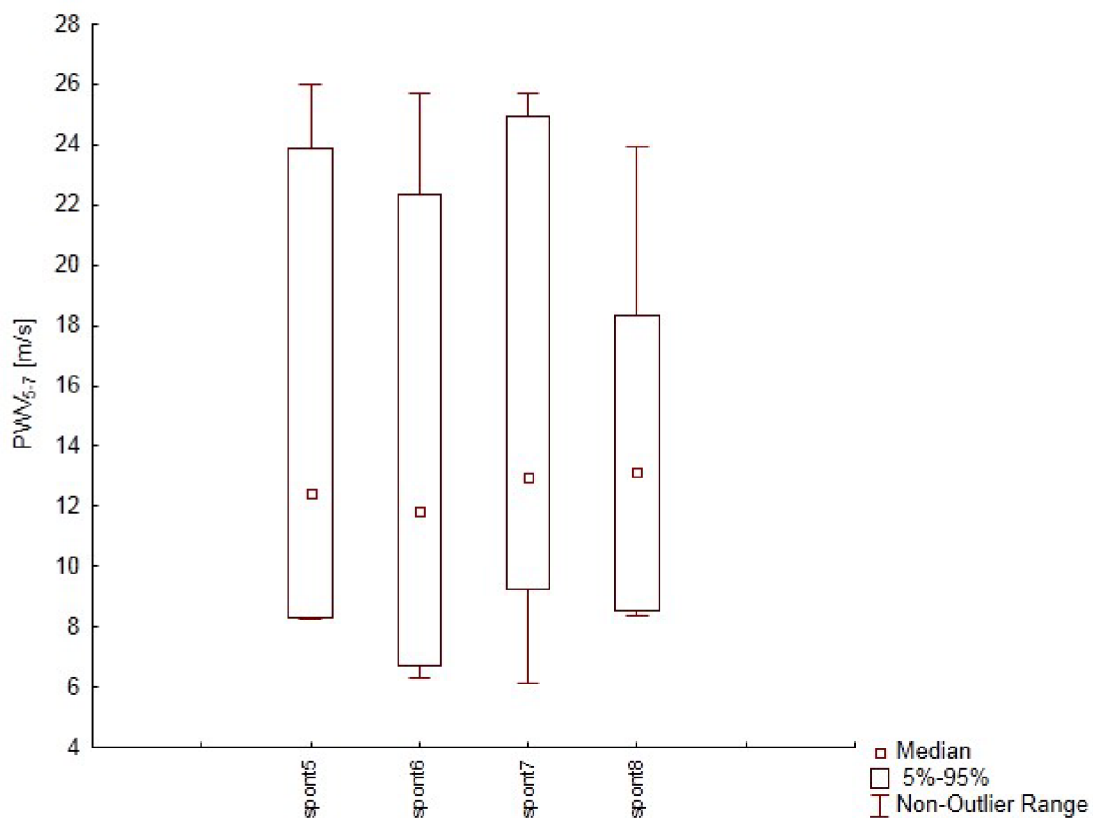
Obrázok 20 Krabicové grafy nameraných hodnôt rýchlostí do pravej paže počas pokojových stavov.



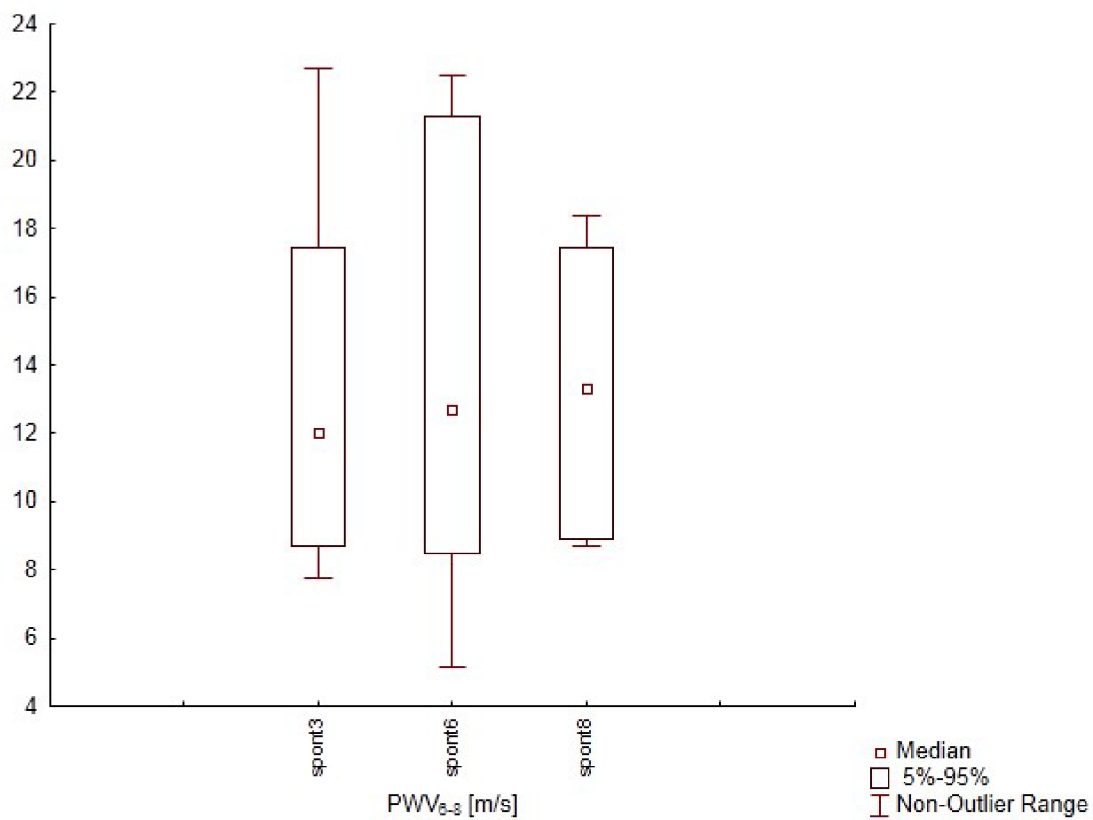
Obrázok 21 Krabicové grafy nameraných hodnôt rýchlostí do ľavého predlaktia počas pokojových stavov.



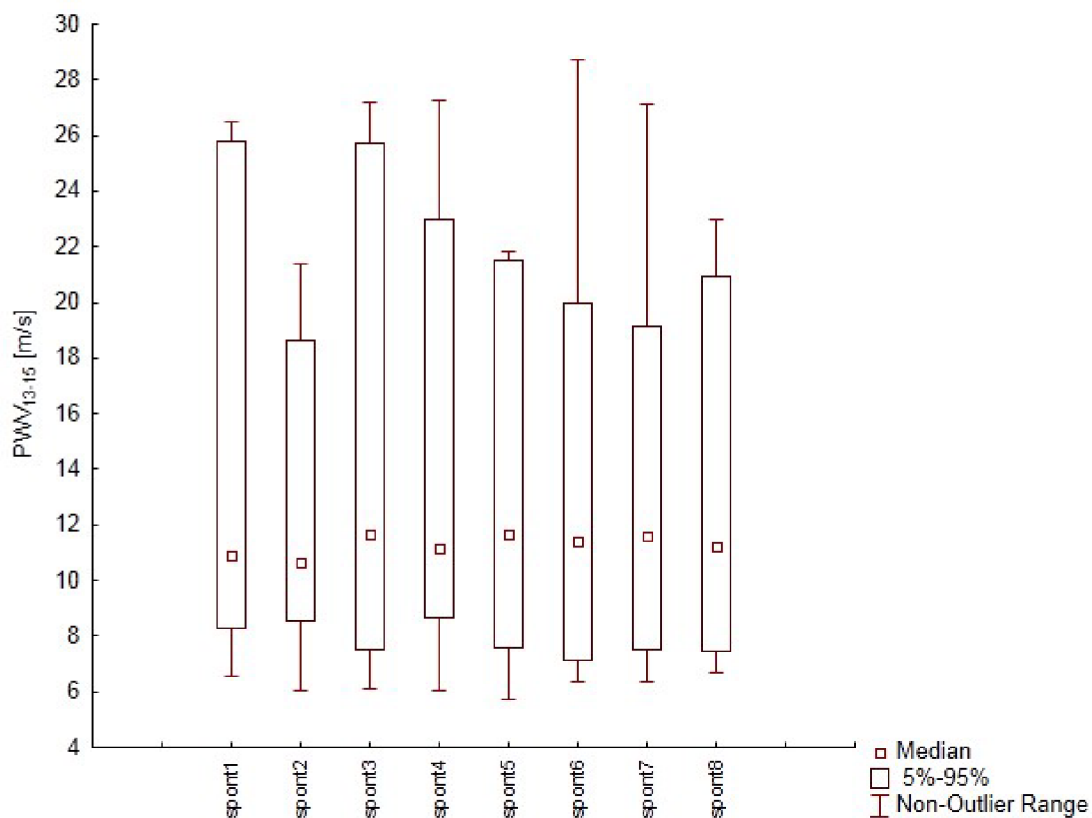
Obrázok 22 Krabicové grafy nameraných hodnôt rýchlostí do pravého predlaktia počas pokojových stavov.



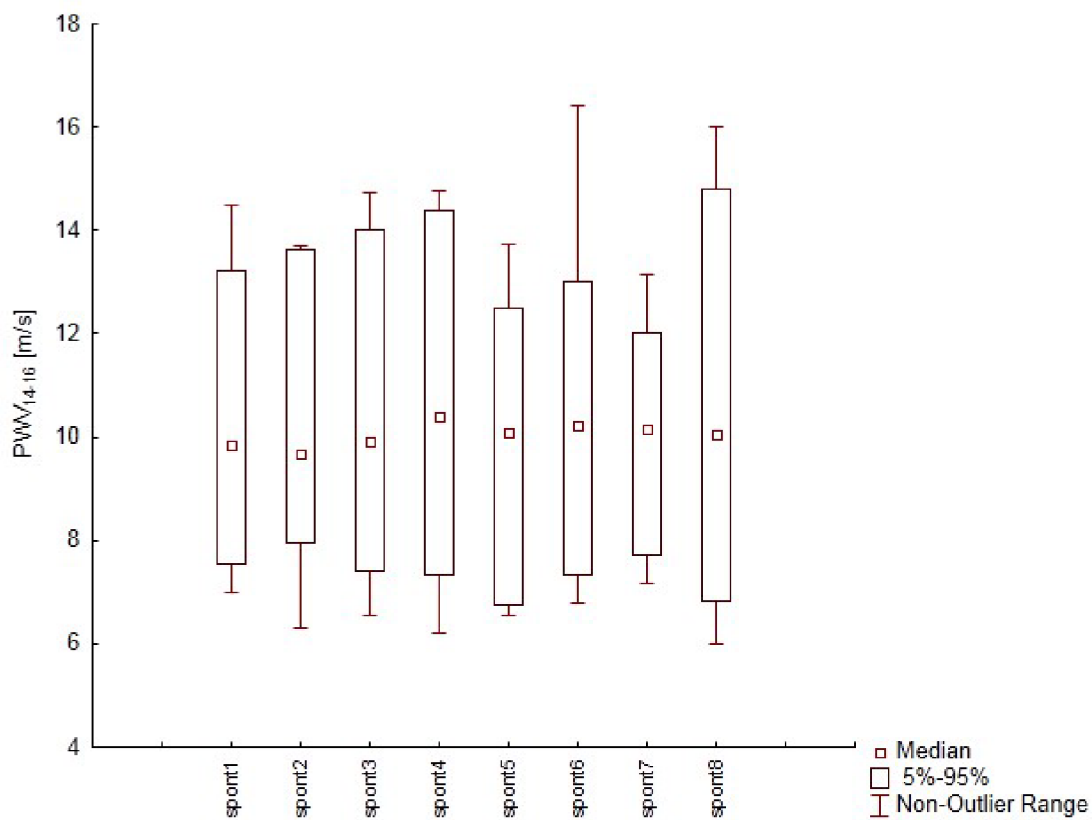
Obrázok 23 Krabicové grafy nameraných hodnôt rýchlostí v ľavej nohe počas pokojových stavov.



Obrázok 24 Krabicové grafy nameraných hodnôt rýchlostí v pravej nohe počas pokojových stavov.



Obrázok 25 Krabicové grafy nameraných hodnôt rýchlostí v ľavej ruke počas pokojových stavov.



Obrázok 26 Krabicové grafy nameraných hodnôt rýchlostí v pravej ruke počas pokojových stavov.

Príloha E

Tabuľka 1 Párové testovanie štatistickej významnosti rozdielu rýchlosti šírenia pulzovej vlny do krku, uvedené hodnoty: medián (5% percentil; 95% percentil).

	Ľavá (PWV _{3,4-1})	Pravá (PWV _{3,4-2})	Wilcoxon p-hodnota (N)
valsalva1	10,4 (5,8; 23,9)	10,5 (5,8; 21,5)	0,075 (31)
valsalva2	9,5 (6,1; 27,5)	8,7 (4,5; 21,1)	0,005 (33)

Tabuľka 2 Párové testovanie štatistickej významnosti rozdielu rýchlosti šírenia pulzovej vlny do stehien, uvedené hodnoty: medián (5% percentil; 95% percentil).

	Ľavá (PWV _{3,4-5})	Pravá (PWV _{3,4-6})	Wilcoxon p-hodnota (N)
spont1	5,3 (4,4; 6,7)	5,2 (4,4; 6,7)	0,929 (26)
spont2	5,0 (4,2; 6,4)	5,0 (4,2; 6,7)	0,239 (27)
valsalva1	4,4 (3,5; 5,5)	4,3 (3,6; 5,6)	0,787 (29)
spont3	5,1 (4,6; 6,4)	5,2 (4,3; 6,6)	0,258 (26)
valsalva2	4,3 (3,4; 5,2)	4,3 (3,5; 5,2)	0,544 (30)
spont4	5,6 (4,7; 6,7)	5,3 (4,6; 6,5)	0,770 (29)
mueller1	4,8 (3,9; 6,6)	4,7 (4,1; 6,1)	0,517 (27)
spont5	5,3 (4,3; 6,4)	5,2 (4,5; 6,4)	0,430 (29)
mueller2	4,7 (3,7; 5,7)	4,7 (4,1; 5,7)	0,741 (33)
spont6	5,4 (4,4; 8,3)	5,3 (4,4; 6,7)	0,570 (31)
paced breathing	5,4 (4,4; 6,5)	5,3 (4,4; 7,2)	0,196 (31)
spont7	5,5 (4,5; 6,8)	5,3 (4,7; 7,1)	0,456 (27)
tilt	6,8 (5,4; 8,5)	6,6 (5,2; 8,5)	0,014 (35)
spont8	5,5 (4,7; 6,3)	5,6 (4,9; 6,6)	0,437 (34)

Tabuľka 3 Párové testovanie štatistickej významnosti rozdielu rýchlosti šírenia pulzovej vlny do lýtok, uvedené hodnoty: medián (5% percentil; 95% percentil).

	Ľavá (PWV _{3,4-7})	Pravá (PWV _{3,4-8})	Wilcoxon p-hodnota (N)
spont1	6,8 (5,9; 7,7)	6,8 (5,6; 7,9)	0,606 (35)
breath hold	6,7 (5,2; 7,4)	6,6 (5,2; 7,4)	0,798 (34)
spont2	6,5 (5,7; 7,9)	6,5 (5,8; 7,9)	0,427 (35)
valsalva1	5,9 (5,1; 6,9)	5,9 (5,1; 7,3)	0,411 (32)
spont3	6,6 (5,3; 7,5)	6,6 (5,3; 7,7)	0,664 (35)
valsalva2	5,8 (5,0; 6,7)	5,7 (5,0; 6,7)	0,471 (35)
spont4	6,9 (5,9; 7,8)	6,8 (5,8; 8,0)	0,819 (35)
mueller1	6,0 (5,2; 7,6)	5,9 (5,1; 7,6)	0,360 (34)
spont5	6,7 (5,8; 7,7)	6,6 (5,7; 7,9)	0,737 (35)
mueller2	6,2 (5,1; 7,9)	6,1 (5,2; 7,7)	0,166 (35)
spont6	6,7 (5,8; 7,9)	6,7 (5,7; 8,0)	0,572 (35)
paced breathing	6,7 (6,1; 7,4)	6,6 (5,8; 7,7)	0,961 (35)
spont7	6,8 (6,1; 7,9)	6,9 (6,1; 8,1)	0,550 (35)
tilt	8,5 (7,2; 9,8)	8,5 (7,1; 9,9)	0,098 (35)
spont8	7,0 (6,1; 7,8)	6,9 (6,0; 8,1)	0,974 (35)

Tabuľka 4 Párové testovanie štatistickej významnosti rozdielu rýchlosti šírenia pulzovej vlny do paží, uvedené hodnoty: medián (5% percentil; 95% percentil).

	Ľavá (PWV _{3,4-13})	Pravá (PWV _{3,4-14})	Wilcoxon p-hodnota (N)
spont1	11,8 (7,9; 19,6)	11,5 (6,8; 16,8)	0,029 (34)
breath hold	9,2 (6,9; 16,0)	9,0 (6,7; 13,9)	0,098 (35)
spont2	11,1 (7,8; 18,5)	10,8 (6,8; 15,9)	0,023 (33)
valsalva1	7,9 (5,5; 10,5)	7,3 (5,6; 12,0)	0,021 (33)
spont3	11,3 (8,0; 16,4)	10,7 (7,1; 16,3)	0,044 (31)
valsalva2	7,6 (4,9; 10,2)	7,5 (5,1; 10,9)	0,342 (35)
spont4	11,7 (8,3; 19,5)	11,4 (7,1; 20,6)	0,054 (32)
mueller1	9,6 (7,0; 16,9)	8,6 (5,4; 13,0)	0,083 (34)
spont5	10,9 (7,5; 17,8)	11,0 (7,0; 15,6)	0,114 (34)
mueller2	9,3 (6,9; 14,9)	9,0 (6,4; 13,5)	0,017 (33)
spont6	11,6 (7,5; 18,6)	11,6 (6,9; 16,0)	0,017 (32)
paced breathing	10,6 (7,9; 18,9)	10,7 (6,8; 18,3)	0,092 (34)
spont7	12,6 (8,5; 24,5)	11,7 (7,4; 16,2)	0,027 (31)
tilt	9,6 (5,5; 12,3)	8,6 (6,2; 13,7)	0,016 (31)
spont8	12,3 (8,0; 19,3)	11,2 (7,4; 18,5)	0,038 (34)

Tabuľka 5 Párové testovanie štatistickej významnosti rozdielu rýchlosti šírenia pulzovej vlny do predlaktí, uvedené hodnoty: medián (5% percentil; 95% percentil).

	Ľavá (PWV_{3,4-15})	Pravá (pwv_{3,4-16})	Wilcoxon p-hodnota (N)
spont1	12,0 (8,0; 15,7)	10,8 (7,6; 13,7)	0,000 (35)
breath hold	9,9 (7,6; 14,4)	9,6 (7,2; 12,6)	0,000 (35)
spont2	11,1 (8,0; 14,6)	10,3 (7,5; 13,0)	0,000 (35)
valsalva1	8,7 (6,4; 12,0)	8,3 (6,5; 11,1)	0,000 (34)
spont3	11,9 (8,6; 15,2)	10,5 (8,2; 14,0)	0,000 (35)
valsalva2	8,5 (6,0; 11,0)	8,4 (6,0; 10,6)	0,000 (35)
spont4	11,7 (8,6; 17,1)	10,7 (8,1; 14,7)	0,000 (35)
mueller1	9,6 (7,4; 14,1)	8,8 (7,0; 12,3)	0,000 (35)
spont5	11,5 (8,1; 15,3)	10,4 (7,9; 13,3)	0,000 (35)
mueller2	9,4 (7,3; 14,1)	9,1 (6,8; 13,4)	0,000 (35)
spont6	11,6 (8,2; 15,6)	10,8 (7,8; 13,7)	0,000 (35)
paced breathing	11,2 (8,2; 15,2)	10,1 (7,6; 12,6)	0,000 (35)
spont7	12,3 (8,4; 19,8)	11,4 (8,2; 15,5)	0,000 (35)
tilt	10,8 (8,7; 14,7)	9,5 (7,7; 11,8)	0,000 (35)
spont8	11,7 (8,0; 15,7)	10,8 (8,3; 13,2)	0,000 (35)

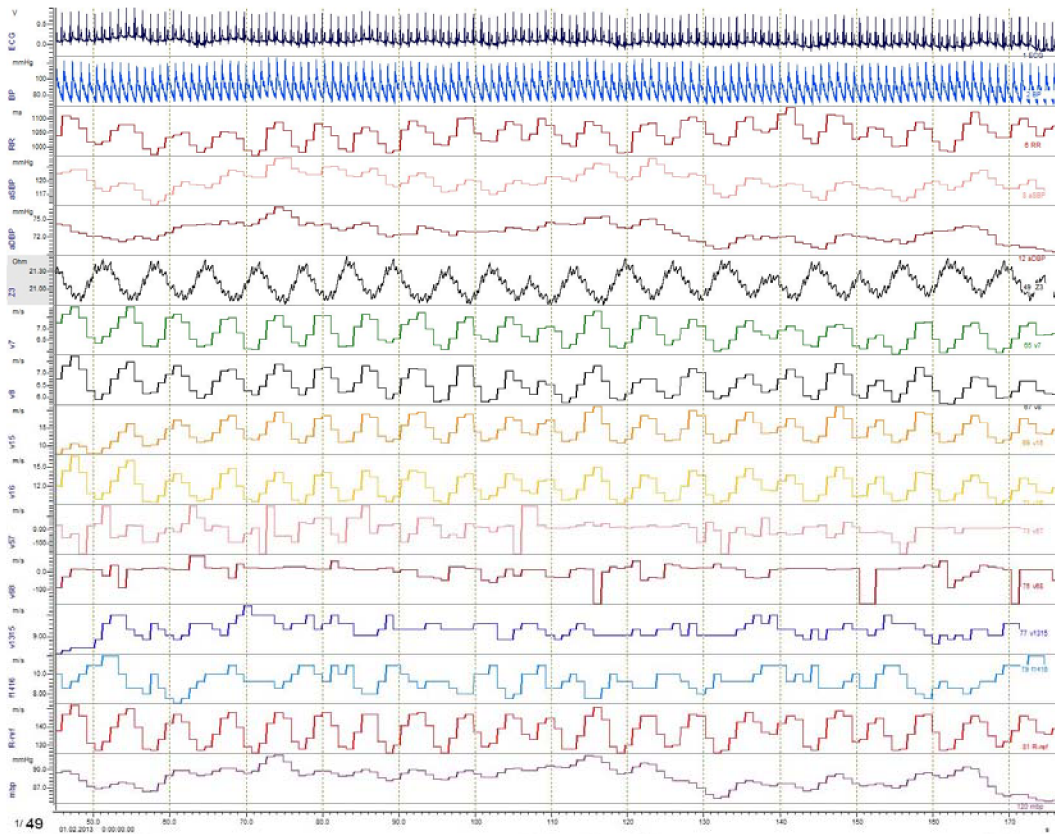
Tabuľka 6 Párové testovanie štatistickej významnosti rozdielu rýchlosti šírenia pulzovej vlny v nohách, uvedené hodnoty: medián (5% percentil; 95% percentil).

	Ľavá (PWV₅₋₇)	Pravá (PWV₆₋₈)	Wilcoxon p-hodnota (N)
mueller2	11,9 (7,8; 23,8)	12,0 (8,5; 25,4)	0,891 (31)
spont6	11,9 (6,7; 22,3)	12,7 (8,5; 21,3)	0,845 (31)
paced breathing	12,9 (9,2; 21,4)	12,2 (9,0; 24,3)	0,261 (29)
tilt	17,6 (10,6; 27,1)	17,3 (13,7; 24,4)	0,272 (35)
spont8	13,2 (8,5; 18,3)	13,3 (8,9; 17,4)	0,533 (34)

Tabuľka 7 Párové testovanie štatistickej významnosti rozdielu rýchlosti šírenia pulzovej vlny v rukách, uvedené hodnoty: medián (5% percentil; 95% percentil).

	Ľavá (PWV₁₃₋₁₅)	Pravá (PWV₁₄₋₁₆)	Wilcoxon p-hodnota (N)
spont1	10,9 (8,3; 25,8)	9,9 (7,5; 13,2)	0,002 (34)
breath hold	11,3 (8,5; 17,3)	10,6 (8,0; 15,6)	0,066 (34)
spont2	10,6 (8,5; 18,6)	9,7 (8,0; 13,6)	0,003 (32)
valsalva1	11,2 (7,7; 15,2)	10,3 (7,2; 17,0)	0,454 (32)
spont3	11,6 (7,5; 25,7)	9,9 (7,4; 14,0)	0,010 (31)
valsalva2	11,9 (8,4; 16,4)	11,0 (7,6; 14,4)	0,013 (34)
spont4	11,2 (8,7; 23,0)	10,4 (7,4; 14,4)	0,002 (32)
mueller1	10,4 (6,9; 17,8)	9,5 (6,2; 17,8)	0,048 (33)
spont5	11,6 (7,6; 21,5)	10,1 (6,8; 12,5)	0,002 (34)
mueller2	10,2 (6,4; 18,2)	10,0 (5,4; 17,5)	0,985 (32)
spont6	11,4 (7,2; 20,0)	10,2 (7,4; 13,0)	0,002 (32)
paced breathing	11,7 (8,1; 20,8)	10,6 (6,8; 12,5)	0,004 (34)
spont7	11,6 (7,5; 19,2)	10,1 (7,7; 12,0)	0,003 (32)
tilt	13,7 (8,4; 24,8)	12,0 (6,8; 17,4)	0,002 (30)
spont8	11,2 (7,4; 20,9)	10,1 (6,8; 14,8)	0,026 (33)

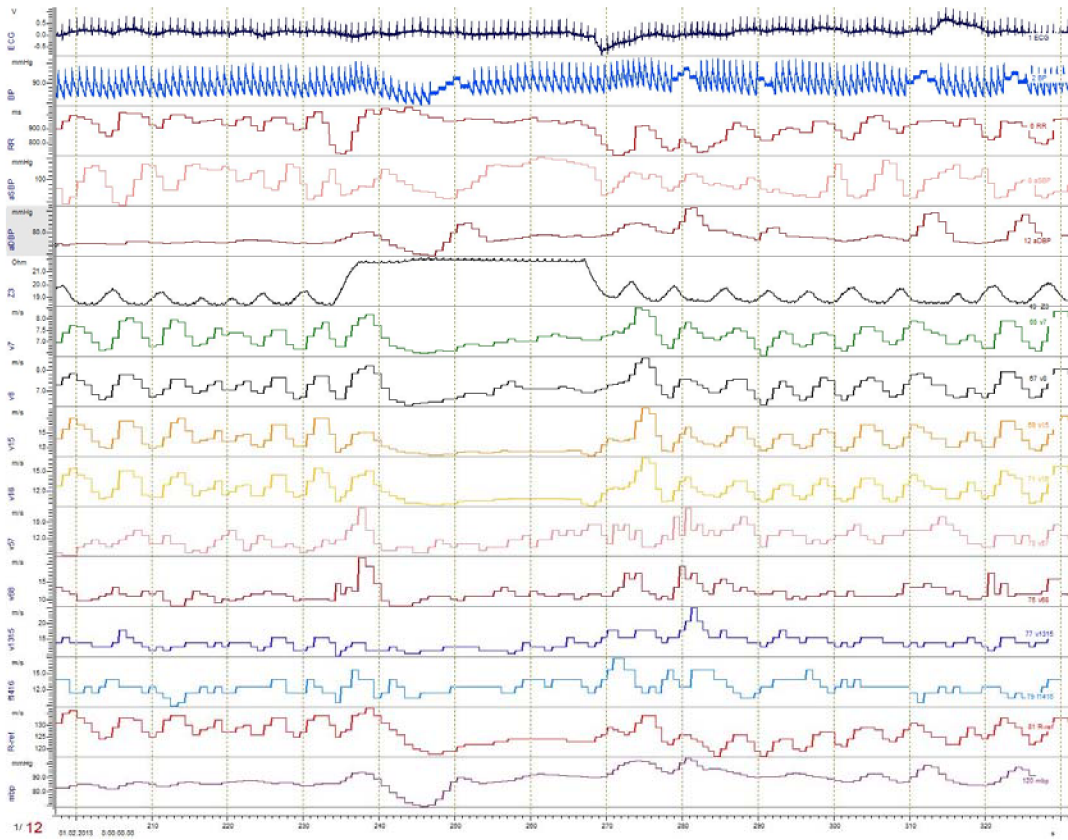
Príloha F



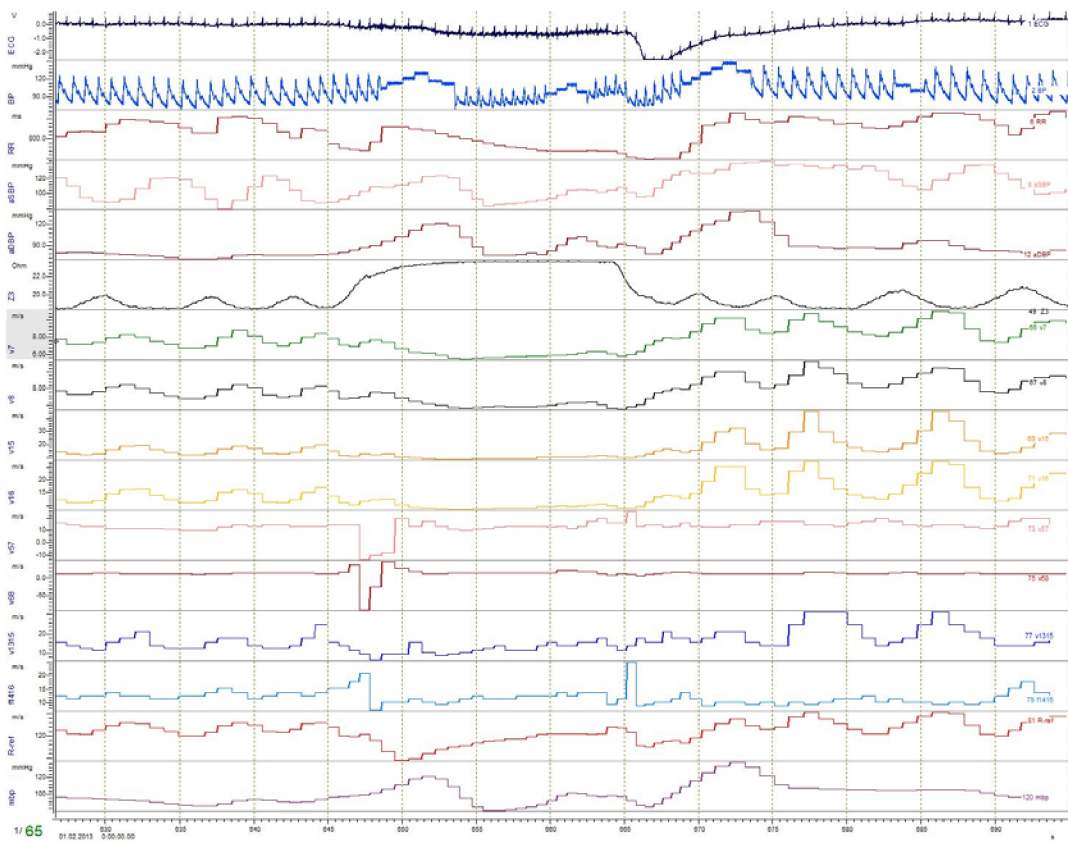
Obrázok 27 PWV na začiatku merania (spont1).

Obrázok 27 až Obrázok 33:

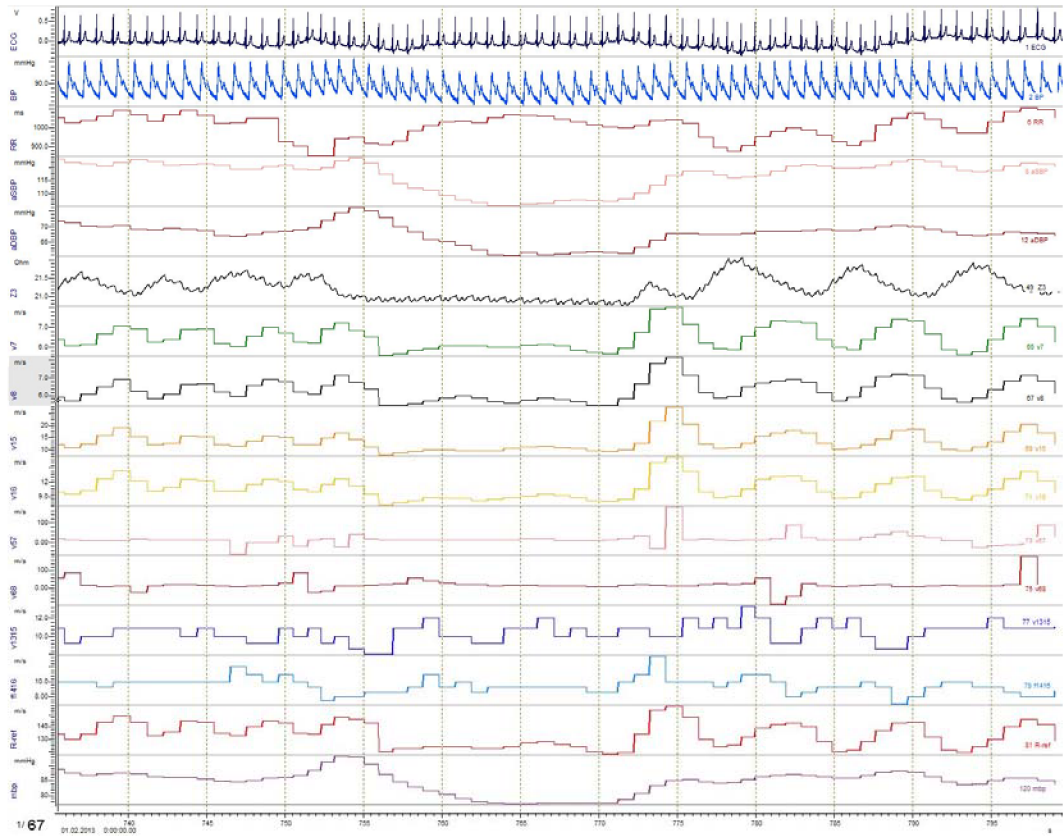
Osa x: čas, osa y: *ECG* – signál EKG, *BP* – krvný tlak, *RR* – signál RR intervalu, *aSBP* – kumulovaný signál systolického tlaku krvi, *aDBP* – kumulovaný signál diastolického tlaku krvi, *Z3* – signál impedancie v ľavej časti hrudníka, *v7* – signál rýchlosti pulzovej vlny z hrudníka do ľavého lýtka (*PWV_{3,4-7}*), *v8* – signál rýchlosti pulzovej vlny z hrudníka do pravého lýtka (*PWV_{3,4-8}*), *v15* – signál rýchlosti pulzovej vlny z hrudníka do ľavého predlaktia (*PWV_{3,4-15}*), *v16* – signál rýchlosti pulzovej vlny z hrudníka do pravého predlaktia (*PWV_{3,4-16}*), *v57* – signál rýchlosti pulzovej vlny v ľavej nohe (*PWV₅₋₇*), *v68* – signál rýchlosti pulzovej vlny v pravej nohe (*PWV₆₋₈*), *v1315* – signál rýchlosti pulzovej vlny v ľavej ruke (*PWV₁₃₋₁₅*), *v1416* – signál rýchlosti pulzovej vlny v pravej ruke (*PWV₁₄₋₁₆*), *R-ref* – signál R-ref, *mbp* – signál stredného krvného tlaku



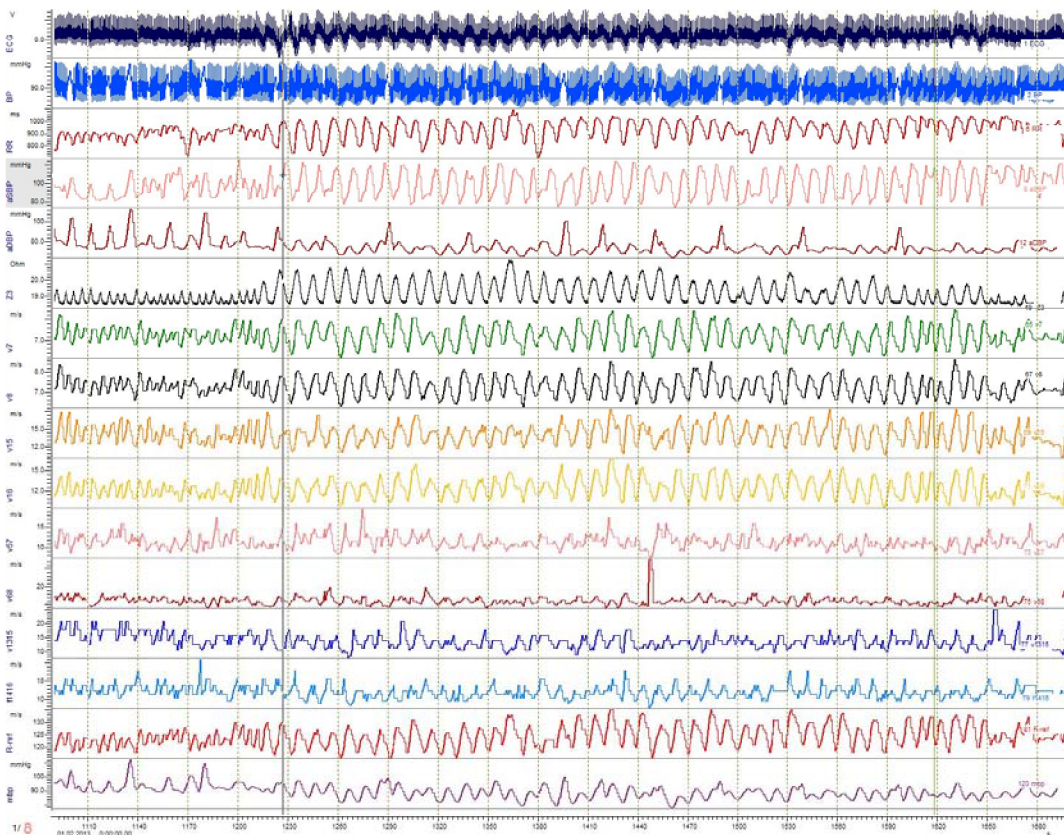
Obrázok 28 PWV počas začas zadržania dychu (*breath hold*).



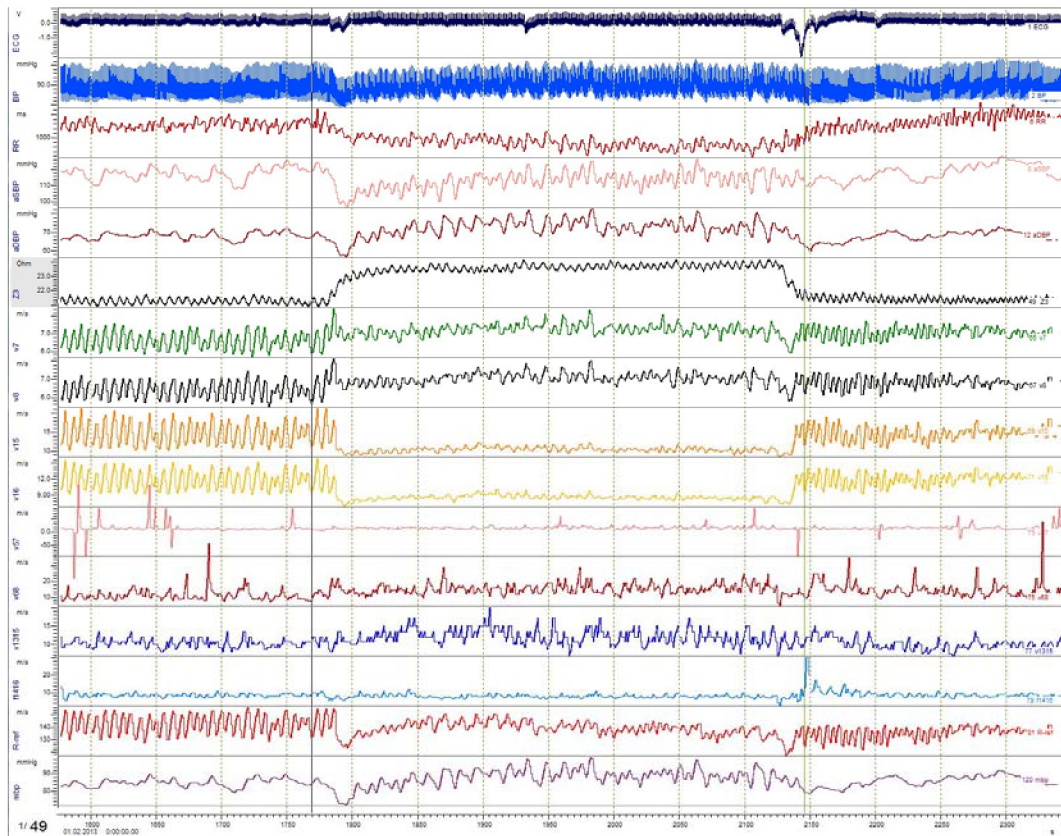
Obrázok 29 PWV počas Valsalva manévru.



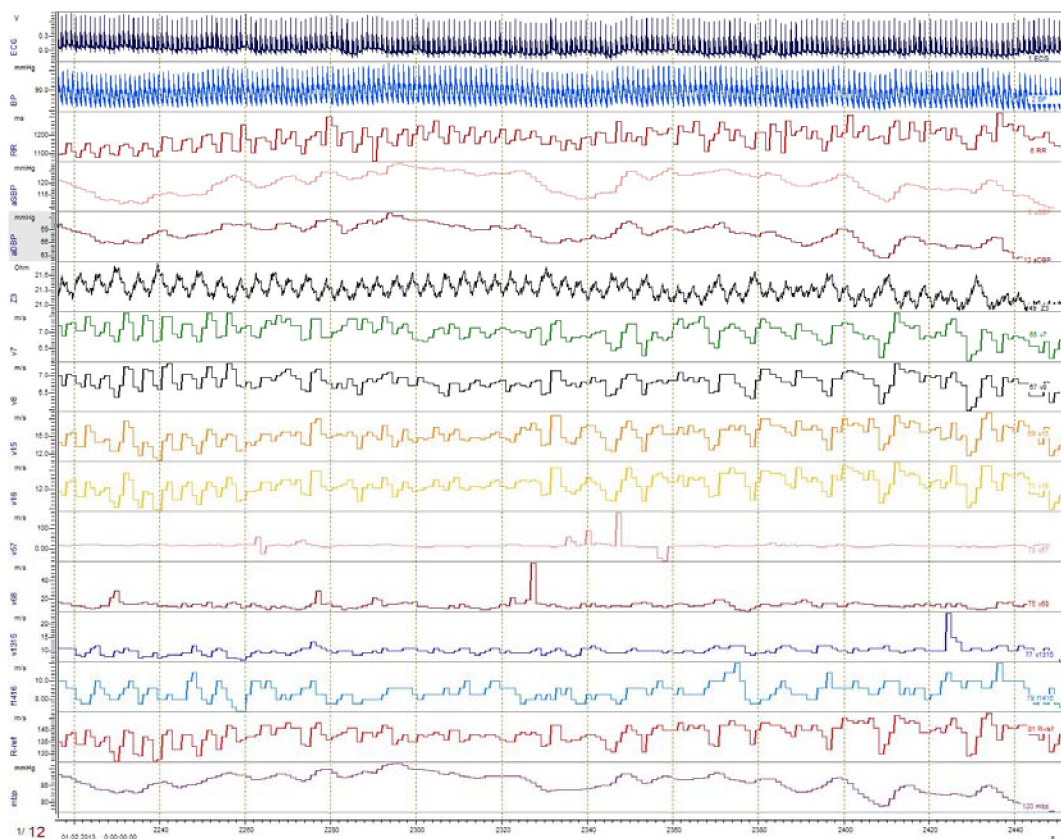
Obrázok 30 PWV počas Mueller manévru.



Obrázok 31 PWV počas riadeného dýchania (*paced breathing*).



Obrázok 32 PWV počas naklonenej roviny (*tilt*).



Obrázok 33 PWV počas konečného pokojového stavu.