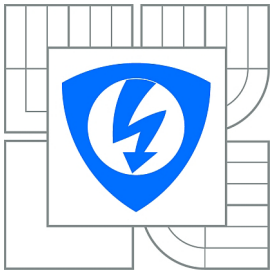
VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ
BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY



FAKULTA ELEKTROTECHNIKY A KOMUNIKAČNÍCH TECHNOLOGIÍ
ÚSTAV BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ

THE FACULTY OF ELECTRICAL ENGINEERING AND COMMUNICATION
DEPARTMENT OF BIOMEDICAL ENGENEERING

VYHODNOCENÍ RYCHLOSTI ŠÍŘENÍ TLAKOVÉ VLNY V LIDSKÉM TĚLE

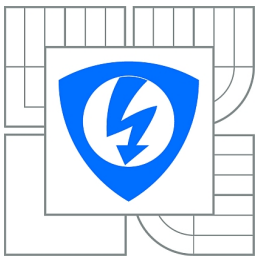
EVALUATION OF PULSE WAVE VELOCITY IN HUMAN BODY

DIPLOMOVÁ PRÁCE
MASTER'S THESIS

AUTOR PRÁCE — Bc. RADKA MEZULÁNÍKOVÁ
AUTHOR

VEDOUCÍ PRÁCE — Ing. PAVEL JURÁK, CSc.
SUPERVISOR

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. Radka Mezuláníková	***ID:***	119729
Ročník:	2	***Akademický rok:***	2012/2013

NÁZEV TÉMATU:

Vyhodnocení rychlosti šíření tlakové vlny v lidském těle

POKYNY PRO VYPRACOVÁNÍ:

1) Seznamte se s metodami a výsledky detekce časového posuvu tlakové vlny arteriálního krevního tlaku měřené pomocí celotělové impedanční kardiografie. (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. Podle velikosti rychlosti šíření tlakové vlny lze diagnostikovat poddajnost a průchodnost arterií.) 2) Proveďte vyhodnocení naměřených dat (cca 30 subjektů) stanovením rychlosti šíření tlakové vlny (pulse wave velocity PWV) na základě znalosti vzdáleností snímaných míst a časového posuvu vrcholu tlakové vlny na snímaných místech. 3) Porovnejte PWV pro jednotlivé subjekty v klidu a při různých excitačních manévrech. 4) Na základě tohoto porovnání proveďte rozbor, zhodnocení a diskusi charakteristických změn PWV při různých zátěžích u zdravé populace.

DOPORUČENÁ LITERATURA:

[1] ENDERLE, J.D., BLANCHARD, S.M., BRONZINO, J.D. Introduction to Biomedical Engineering. Academic Press, San Diego, 2000.
[2] BERNSTEIN, D.P., LEMMENS, H.J.M. Stroke volume equation for impedancecardiography. Medical& Biological Engineering & Computing, 2005, vol. 43, p. 443-450.

Termín zadání:	11.2.2013	***Termín odevzdání:***	24.5.2013

Vedoucí práce: Ing. Pavel Jurák, CSc.
Konzultanti diplomové práce: Ing. Vratislav Harabiš

prof. Ing. Ivo Provazník, Ph.D.
Předseda oborové rady

Abstrakt

Diplomová práce se zabývá vyhodnocováním rychlosti šíření pulsní vlny pomocí celotělové vícekanálové impedanční kardiografie. Data byla získána ze skupiny zdravých dobrovolníků, kterým byly naměřeny změny impedance v klidové poloze, při respiračních manévrech, při tiltu (měření na nakloněné rovině) a při zátěžovém cvičení. Výsledkem tohoto měření jsou časové posuvy vrcholů pulsní vlny vůči R-vlně. Hodnoty rychlosti šíření pulsní vlny vůči hrudníkovým elektrodám byly přepočítány na základě znalosti časových posuvů a vzdáleností snímaných míst od srdce, které byly měřeny pomocí délek a úseků arterií.

Abstract

This Mater's thesis deals with the evaluation of pulse wave velocity using multi-channel whole-body impedance cardiography. Data were taken from the group of healthy volunteers whose impedance changes were measured during rest, respiratory maneuvers, tilt and stress exercise. The result of this measurement are values of peaks of pulse wave time shifts towards R-wave. The velocity values towards the thorax electrodes were recalculated on the basis of knowledge about the pulse wave time shifts and the distances from the heart to the scanned locations, which were measured using the arterial segment's lengths.

Klíčová slova

Arteriální systém, ateroskleróza, krevní tlak, modely arteriálního systému, arteriální strom, pulsní vlna, časový posuv pulsní vlny, rychlost šíření pulsní vlny, impedanční kardiografie, Dopplerův ultrazvuk, celotělová vícekanálová impedanční pletysmografie, ScopeWin, Valsalvovy manévry, Muellerovy manévry, tilt, zátěžové cvičení, kanály, statistické vyhodnocení

Keywords

Arterial system, atherosclerosis, blood pressure, arterial system models, arterial tree, pulse wave, pulse wave time shift, pulse wave velocity, impedance cardiography, Doppler ultrasound, whole-body multichannel impedance plethysmography, ScopeWin, Valsalva's maneuvers, Mueller's maneuvers, tilt, channels, statistical evaluation

Citace

MEZULÁNÍKOVÁ, R. *Vyhodnocení rychlosti šíření tlakové vlny v lidském těle*, Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2013. 68 s. Vedoucí diplomové práce Ing. Pavel Jurák, CSc.

Vyhodnocení rychlosti šíření tlakové vlny v lidském těle

Prohlášení

Prohlašuji, že svoji bakalářskou práci na téma Zpracování biomedicínských obrazů jsem vypracovala samostatně pod vedením pana Ing. Pavla Juráka, CSc. a s použitím odborné literatury a dalších informačních zdrojů, které jsou všechny citovány v práci a uvedeny v seznamu literatury na konci práce.

Jako autorka uvedené bakalářské práce dále prohlašuji, že v souvislosti s vytvořením tohoto projektu jsem neporušila autorská práva třetích osob, zejména jsem nezasáhla nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních, a jsem si plně vědoma následků porušení ustanovení § 11 a následujících autorského zákona č. 121/2000 Sb., včetně možných trestněprávních důsledků vyplývajících z ustanovení § 152 trestního zákona č. 140/1961 Sb.

24. května 2013

.....
Bc. Radka Mezuláníková

Poděkování

Děkuji Ing. Pavlu Jurákovi, CSc. a Dr. Ing. Vlastimilu Vondrovi za odborné rady, připomínky a veškerý čas, který mi věnovali v průběhu práce na diplomové práci. Dále bych ráda poděkovala Ing. Petru Mezuláníkovi za poskytnutí cenných rad.

24. května 2013

.....
Bc. Radka Mezuláníková

© Bc. Radka Mezuláníková, 2013.
Tato práce vznikla jako školní dílo na Vysokém učení technickém v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií. Práce je chráněna autorským zákonem a její užití bez udělení oprávnění autorem je nezákonné, s výjimkou zákonem definovaných případů.

Obsah

1 Úvod **8**

2 Arteriální systém lidského těla **10**
2.1 Fyziologie tepenného oběhu 10
2.2 Pulsní vlna 12

3 Modely arteriálního systému **13**
3.1 Hemodynamické parametry arteriálního sytému 13
3.2 Modely arteriálního systému 14

4 Rychlost šíření pulsní vlny a její měření **18**
4.1 Rychlost šíření pulsní vlny 18
4.2 Impedanční kardiografie/pletysmografie 21
4.3 Fotopletysmografie 23
4.4 Dopplerovský ultrazvuk 23
4.5 Celotělová impedanční kardiografie/pletysmografie 24

5 Měření a vyhodnocení rychlosti šíření pulsní vlny vícekanálovou celotělovou impedanční kardiografií **25**
5.1 Biometrie arteriálního systému 26
5.2 Postup měření 29
5.3 Časové zpoždění pulsní vlny vůči R-vlně QRS komplexu 33
5.4 Rychlost šíření pulsní vlny přepočtená vůči hrudním elektrodám CH3 a CH4 34
5.5 Výsledky 36
5.6 Základní statistické vyhodnocení 53

6 Závěr **60**

A Seznam zkratek **64**

B Obsah CD **67**

C Ukázka excitačního protokolu **68**

Seznam obrázků

2.1 Tvorba aterosklerotického plátu v arterii [17] . . . 11
2.2 Tvary křivek pulsní vlny v různých částech krevního oběhu (překresleno podle [24]) . . . 12

3.1 Turbulentní proudění vlevo, laminární proudění vpravo [18], [19] . . . 14
3.2 Dvouprvkový Windkessel model [15] . . . 15
3.3 Tříprvkový Windkessel model [15] . . . 15
3.4 Čtyřprvkový Windkessel model [15] . . . 16
3.5 Arteriální strom lidského těla, 128 segmentů cév [11] . . . 17

4.1 Propagace pulsní vlny z levé komory srdeční aortou při systole [1] . . . 18
4.2 Tlaková křivka s vyznačeným augmentačním tlakem, primární a sekundární pulsní vlnou a časovým posuvem [9] . . . 20
4.3 Křivky pulsní vlny u staršího nemocného jedince vlevo, u mladšího zdravého jedince vpravo, plná čára – křivka pulsního tlaku, přerušovaná čára – primární vlna, tečkovaná čára – odražená vlna [1] . . . 21
4.4 Rozmístění elektrod při měření metodou impedanční kardiografie [20] . . . 22
4.5 Princip fotopletysmografie [12] . . . 23

5.1 Rozmístění elektrod a zdrojů proudu při experimentálním měření rychlosti šíření pulsní vlny [5] . . . 26
5.2 Pracovní prostředí programu *ScopeWin*, průběhy časových posuvů při šíření pulsní vlny a vyznačení jednotlivých respiračních manévrů . . . 31
5.3 Pracovní prostředí programu *ScopeWin*, průběhy časových posuvů při šíření pulsní vlny a vyznačení dvou částí zátěžového cvičení . . . 31
5.4 Signál špatně přiléhající elektrody v místě karotidy . . . 32
5.5 Znehodnocený signál pohybem snímaný lýtkovými a stehenními elektrodami během zátěžového cvičení . . . 32
5.6 Signál snímaný podklíčkovými elektrodami ze zátěžového cvičení, které není správně prováděno. Signál by měl mít větší pokles, viz 5.3 . . . 32
5.7 Výsledný graf časových posuvů vrcholů pulsní vlny vůči R-vlně . . . 33
5.8 Časové posuvy zderivované bioimpedance a impedance vůči vrcholu R-vlny [5] 34
5.9 Výsledný graf přepočtu rychlostí šíření pulsní vlny v horních a dolních končetinách, měřeno vůči hrudníku . . . 35

Seznam tabulek

5.1 Tabulka referenčních vzdáleností vypočtených z arteriálního stromu 27
5.2 Tabulka průměrných vzdáleností měřených povrchově měřicí páskou u všech zdravých pacientů, podle kterých se počítal výsledný model 28
5.3 Tabulka vzdáleností výsledného modelu, které byly použity pro výpočet rychlosti šíření pulsní vlny 29
5.4 Barevné značení pro jednoznačné odlišení jednotlivých signálů, viz také 5.1 30
5.5 Tabulka průměrů a směrodatných odchylek hodnot rychlosti šíření pulsní vlny u žen v průběhu počáteční klidové polohy 53
5.6 Tabulka průměrů a směrodatných odchylek hodnot rychlosti šíření pulsní vlny u mužů v průběhu počáteční klidové polohy 54
5.7 Tabulka průměrů a směrodatných odchylek hodnot rychlosti šíření pulsní vlny u žen v průběhu klidové polohy před tiltem 55
5.8 Tabulka průměrů a směrodatných odchylek hodnot rychlosti šíření pulsní vlny u žen v průběhu tiltu 55
5.9 Tabulka průměrů a směrodatných odchylek hodnot rychlosti šíření pulsní vlny u mužů v průběhu klidové polohy před tiltem 56
5.10 Tabulka průměrů a směrodatných odchylek hodnot rychlosti šíření pulsní vlny u mužů v průběhu tiltu 56
5.11 Tabulka symetrie rychlosti šíření pulsní vlny v pravé a levé části těla u mužů i žen 58

Kapitola 1

Úvod

Jednou z nejrozšířenějších civilizačních chorob je ateroskleróza, která vzniká jak díky genetickým predispozicím, tak také nevhodným životním stylem (kouření, špatná strava, nedostatek pohybových aktivit, aj.). Včas neobjevená a neléčená ateroskleróza může vést až k život ohrožujícím stavům, jako jsou například cévní mozková příhoda, infarkt myokardu, plicní embolie, atd. Dochází k poškození endoteliální výstelky cévní stěny, které vede k zánětlivé reakci a k proliferaci hladkých svalových buněk v místě poškození, dochází též k růstu systolického tlaku. Aterosklerotické ložisko dále narůstá hromaděním lipoproteinů a vytváří se fibrózní pláty. Svým růstem postupně zužují průsvit cévy až do stavu jejího úplného uzavření. Uvolnění aterosklerotického plátu vede k trombotizaci, uvolnění trombu do cévního řečiště a k ucpání důležitých tepen a žil.

Toto degenerativní onemocnění cév lze včas diagnostikovat různými způsoby. Jednou z více spolehlivých metod je určení rychlosti šíření pulsní vlny, která se mění v závislosti na změně rigidity arteriální stěny, která přímo souvisí se vznikem aterosklerotického plátu. Pulsní vlna vzniká mechanickou prací srdce a šíří se od něj směrem do periferií arteriálního oběhu, kde se odráží a vrací se zpět. Bylo zjištěno, že vysoká rychlost odražené vlny indikuje zvýšené kornatění tepen, a tedy i vyšší riziko rozvinutí aterosklerózy. Tuto rychlost lze měřit různými způsoby, například pomocí impedanční kardiografie, impedanční pletysmografie, Dopplerovský ultrazvuk, aj.

Práce se zabývá měřením rychlosti šíření pulsní vlny pomocí celotělové vícekanálové impedanční pletysmografie, která je vyvíjena na Ústavu přístrojové techniky Akademie věd v Brně ve spolupráci s Fakultní nemocnicí u sv. Anny v Brně. Před měřením se rozmístí elektrody na končetiny, trup a krk a následuje snímání při klidové poloze, při respiračních manévrech, na nakloněné rovině a při zátěžovém cvičení. Získané signály jsou zaznamenány jako změny impedance při průchodu pulsní vlny arterií a přepočítány na časové posuvy vrcholu pulsní vlny v jednotlivých místech snímání. Následně jsou vypočítány rychlosti šíření pulsní vlny s použitím časových posuvů a vzdáleností elektrod od srdce, které jsou určeny délkami segmentů arterií.

Diplomová práce je rozdělena do šesti kapitol. Kapitola 2 se zabývá popsáním fyziologie arteriálního systému lidského těla, vzniku aterosklerózy a její souvislost s šířením pulsní vlny. Kapitola 3 popisuje hemodynamické parametry tepenné části krevního oběhu a modely odvozené od těchto parametrů. Z modelů vychází anatomický popis systému pomocí arteriálního stromu, ze kterého lze vypočítat délky segmentů cév. V kapitole 4 se nachází popis rychlosti šíření pulsní vlny, možnosti jejího výpočtu a metody jejího změření.

Kapitola 5 podrobně popisuje snímání šíření rychlosti pomocí celotělové vícekanálové impedanční pletysmografie. Jsou popsány průběhy měření rychlosti šíření pulsní vlny, výpočty vzdáleností z arteriálního stromu, které jsou důležité při přepočtu na rychlosti, výpočty rychlostí šíření pulsní vlny vůči hrudníkovým elektrodám, zhodnocení výsledků u jednotlivých pacientů a základní statistická vyhodnocení.

Kapitola 2

Arteriální systém lidského těla

2.1 Fyziologie tepenného oběhu

Krevní oběh slouží k zásobení tkání důležitými látkami prostřednictvím srdce a cév, transportním médiem je krev. Krev je pod tlakem odváděna tepenným systémem od srdce do periferií, kde odevzdává kyslík a živiny a poté se vrací žilním systémem zpět do srdce obohacena o oxid uhličitý. Tepny (arterie) jsou silné s velmi elastickou stěnou a krev jimi protéká velkou rychlostí. Při ejekční fázi systoly dosahuje rychlost proudění 100 cm/s. Další důležitou vlastností arterií je pružníková funkce, která v průběhu systoly zajišťuje přeměnu kinetické energie protékající krve na potenciální elastickou energii stěny tepny a během diastoly ji mění zpět na kinetickou. Celý tento proces umožňuje nepřerušované proudění krve v arteriích [14].

Cévní stěny jsou velmi pružné a skládají se ze čtyř vrstev. Vnitřní vrstva se nazývá cévní výstelka (*endotel*), která se skládá z dlaždicového epitelu a je nesmáčivá. Při porušení endoteliální vrstvy dochází k vzniku aterosklerotických plátů a rozvoji aterosklerózy. Další vrstvou je subendoteliální vazivo, což je řídké pojivo obsahující malé množství svalových buněk. Následuje vrstva hladkého svalu obsahující kolagenní a elastická vlákna (*tunica media*) a zcela na povrchu je vazivová vrstva (*tunica adventitia*), která obsahuje fibroblasty, kolagenní vazivo a elastická vlákna a je nervově zásobena [13], [22].

Krevní tlak v arteriích zabezpečuje kontinuální proudění krve. V průběhu systoly je do aorty vypuzen velký objem krve, který způsobí náhlý nárůst tlaku (tlakový puls). Křivka tlakového pulsu se vyznačuje prudkým nárůstem (*systola*, nejvyšší dosažená hodnota je systolický tlak) a pozvolným poklesem s dikrotickým zářezem (*diastola*, nejnižší hodnota je diastolický tlak). Rozdíl mezi systolickým a diastolickým tlakem se nazývá pulsní tlak. Déle je definován střední tlak, který je průměrnou hodnotou tlaku krve a odpovídá sumě jedné třetiny z hodnoty systolického tlaku a dvou třetinám z hodnoty diastolického tlaku. Fyziologické hodnoty tlaků u mladých zdravých lidí jsou následující [14]:

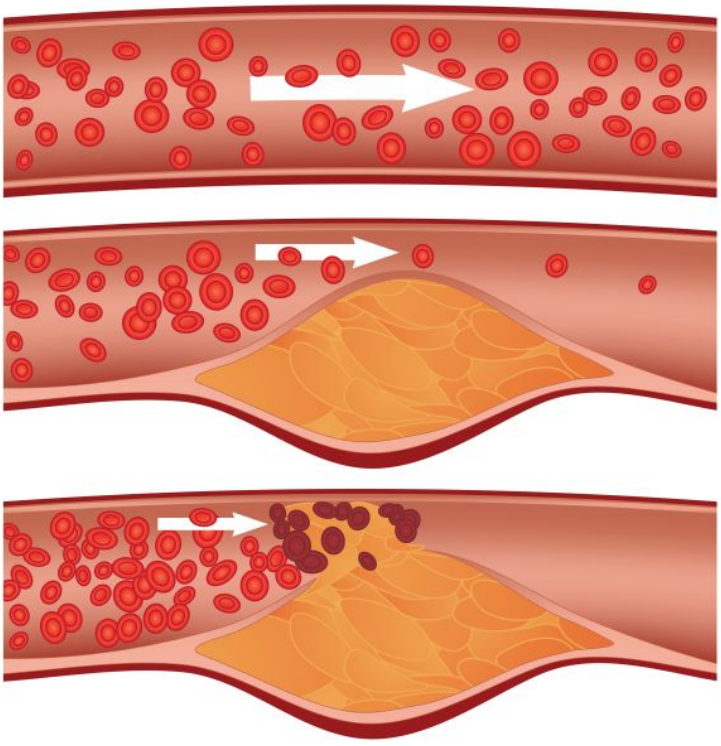
- systolický tlak: 120 mmHg,
- diastolický tlak: 70 mmHg,
- střední tlak: 90 mmHg,
- pulsní tlak: 50 mmHg.

Tlaková vlna působí kolmo na cévní stěnu a vyvolává tak tenzní stres. Vysoký tenzní stres působí negativně na cévní stěnu a způsobuje její hypertrofii. Cévní stěnu a její celkový stav ovlivňuje spousta faktorů, mezi které patří [14]:

- fyziologické faktory: výška, věk, pohlaví, krevní tlak, hormonální změny, genetické predispozice;
- faktory prostředí: kouření, strava, nedostatek pohybu;
- různá onemocnění.

Tyto faktory mohou vést k různým degenerativním onemocněním cévních stěn. Jednou z rozšířených cévních degenerativních onemocnění je ateroskleróza, která může vést až k infarktu myokardu, cévní mozkové příhodě, ischemické chorobě dolních končetin a k jiným, život ohrožujícím stavům. Vznik aterosklerotického plátu je podmíněn poruchou lipidového metabolismu, zvýšeným příjmem cholesterolu a nasycených lipidů a určitý podíl na vzniku onemocnění mají i genetické predispozice.

Cévní stěna zvyšuje svoji rigiditu (zvýšená tuhost). Dochází k poškození endoteliální výstelky cévní stěny, která vede k zánětlivé reakci a k proliferaci hladkých svalových buněk v místě poškození, dochází též k růstu systolického tlaku. Aterosklerotické ložisko dále narůstá hromaděním lipoproteinů a vytváří se fibrózní pláty. Svým růstem postupně zužují průsvit cévy (stenóza) až do stavu jejího úplného uzavření. Uvolnění aterosklerotického plátu vede k trombotizaci, uvolnění trombu do cévního řečiště a k ucpání důležitých tepen a žil [6].



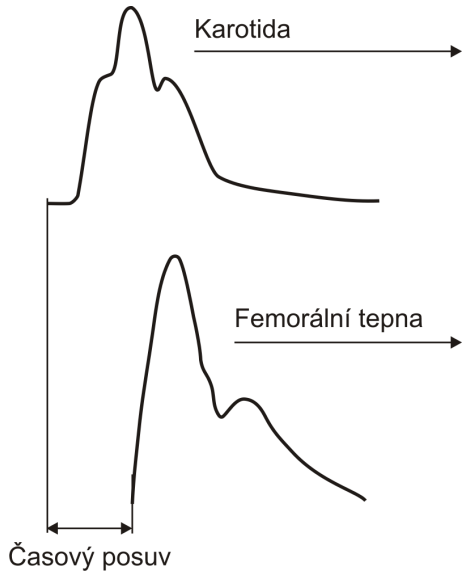
Obrázek 2.1: Tvorba aterosklerotického plátu v arterii [17]

Bylo zjištěno, že postupující zvyšování rigidity cévní stěny lze indikovat pomocí měření rychlosti šíření pulsní vlny (PWV, *pulse wave velocity*) a její amplitudy (*PWA, pulse wave analysis*), a tím předejít řadě cévních onemocnění.

2.2 Pulsní vlna

Pulsní vlna 2.2 vzniká činností levé komory srdeční, od ní se arteriemi šíří do periferií krevního oběhu, kde se odráží a vrací zpět k srdci. Při kontrakci levé srdeční komory a vypuzení krve do aorty dochází k rychlému nárůstu tlaku, jehož maximum je detekováno jako systola a v průběhu srdečního cyklu opět klesá a detekuje se jako diastola. Tento průběh změn tlaku je označován jako primární vlna (anakrotická část vlny). Při diastole však dochází k mírnému nárůstu tlaku, který je způsoben zpětným nárazem primární tlakové vlny z periferií krevního oběhu a vytváří se tak dikrotická vlna [14].

Pulsní vlna se po opuštění centrálního krevního oběhu odráží v periferiích zpět s určitým časovým posunem, který se nazývá sekundární (katakrotická část vlny). Tento jev lze dobře sledovat na pulsní křivce, která je dána součtem dopředné a odražené pulsní vlny. Křivka má strmý nárůst a posléze pozvolna klesající tendenci s dikrotickým zářezem, který indikuje uzavření arteriálních chlopní [14]. Šíření pulsní vlny a její odražení v periferiích je ovlivněno pružností arterií, kdy velký podíl na tomto jevu má aorta a její hlavní větve. Dále se uplatňuje síla a frekvence ejekce levé komory, vzdálenost odrazivého místa od srdce a také odporové cévy, které udávají odrazivost vlny. Ovlivnění šíření pulsní vlny hemodynamickými parametry tepenného systému, které jsou popsány v následující kapitole, je značné [1].



Obrázek 2.2: Tvary křivek pulsní vlny v různých částech krevního oběhu (překresleno podle [24])

Kapitola 3

Modely arteriálního systému

3.1 Hemodynamické parametry arteriálního sytému

Hemodynamické parametry popisují dynamiku krve v cévním systému. Vycházejí ze srdeční práce a definují závislosti mezi tlakem a průtokem krve uvnitř cév. Základní veličinou, která popisuje proudění krve v cévách, je Reynoldsovo číslo:

$$Re = \frac{\rho \cdot r \cdot v}{\eta} \tag{3.1}$$

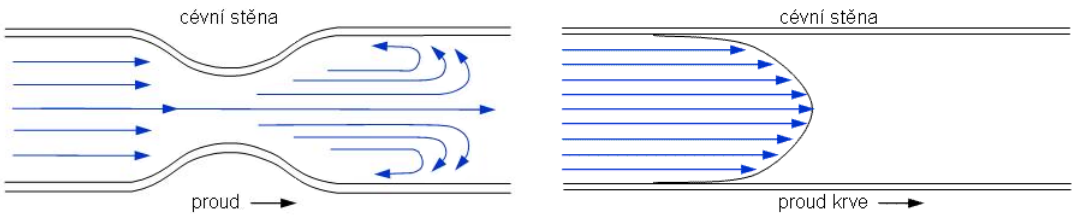
V této rovnici je ρ hustota krve, v rychlost proudění krve v cévách o poloměru r a η značí viskozitu krve. Reynoldsovo číslo určuje, zda proudění v tepnách bude laminární ($Re \leq 200$) nebo turbulentní ($Re \geq 200$ – objevují se ojedinělé víry, $Re \geq 1000$ – plně turbulentní proudění). Laminární proudění je takové proudění krve, při kterém se jednotlivé vrstvy tekutiny pohybují různou rychlostí, a to takovou, že nejrychleji se pohybuje středová část a směrem k cévním stěnám se rychlost snižuje. Laminární proudění se při překročení určité rychlosti mění na proudění turbulentní, při kterém dochází k tvorbě vírů a jednotlivé vrstvy se pohybují nepravidelnými rychlostmi. Turbulentní proudění je ve většině případů patologickým jevem, působí nepříznivě na cévní stěny a může způsobit její poškození [11].

Intenzita toku krve je dána Poiseuilleovým-Hagenovým zákonem:

$$Q = \frac{\Delta P \cdot \pi \cdot r^4}{8 \cdot l \cdot \eta} \tag{3.2}$$

kde ΔP je změna tlaku uvnitř cévy, η viskozita krve, r poloměr cévy a l délka cévy [15].

S pojmem proudění krve také souvisí další hemodynamický parametr, kterým je viskozita krve. Jde o odpor působící proti síle, která uvádí krev do pohybu. Pohyb krve si lze představit jako pohyb několika vrstev po sobě. Mezi stejným směrem pohybujícími se vrstvami vzniká třecí síla, která se nazývá smykové napětí. Rozdíl rychlostí těchto dvou vrstev vztažený na jednotku délky se nazývá smyková rychlost. Viskozita je poté dána poměrem těchto dvou veličin. U homogenních kapalin, tedy kapalin, pro které platí Newtonovy zákony, se při změně smykového napětí mění také smyková rychlost, z čehož vyplývá, že výsledná viskozita je stejná. U heterogenních kapalin, mezi které se řadí i krev, se tento jev uplatňuje zanedbatelně. Velikost viskozity se mění se změnou smykové rychlosti [14].



Obrázek 3.1: Turbulentní proudění vlevo, laminární proudění vpravo [18], [19]

Při proudění krve se výrazně projevuje odpor, který kladou cévy toku krve.

$$R = \frac{8 \cdot l \cdot \eta}{\pi \cdot r^4} \tag{3.3}$$

V této rovnici η značí viskozitu krve, r poloměr cévy a l délku cévy. Rychlost průtoku krve je dán změnou průsvitu cévy. Při zmenšení průsvitu roste odpor a snižuje se průtok krve [15].

Dalším důležitým hemodynamickým parametrem je elasticita cév. Působením tlaku na cévní stěnu dochází ke změně objemu stěny. Samotná elasticita cév K má vliv na velikost krevního tlaku. Ve stáří, kdy pružnost klesá, cévní stěna hůře vstřebává sílu pulsní vlny, což se projeví nárůstem krevního tlaku [15].

$$K = \frac{\Delta V}{\Delta P} \tag{3.4}$$

kde ΔP je změna tlaku uvnitř cévy a ΔV změna objemu cévy [15]. Ze vzorce elasticity K vychází Youngův modul pružnosti E, který navíc zavádí do vzorce tloušťku cévní stěny a původní poloměr cévy, a jehož rovnice je následující:

$$E = \frac{\Delta P \cdot r}{h \cdot \Delta r} \tag{3.5}$$

kde ΔP je změna tlaku v cévě, r poloměr cévy, h tloušťka cévní stěny a Δr změna poloměru cévy při průchodu pulsní vlny [1].

Hemodynamické parametry popisují chování krve v cévním systému a je třeba je brát v úvahu při modelování kardiovaskulárního systému.

3.2 Modely arteriálního systému

Biometrie arteriálního systému je tvořena na základě rozvětveného stromu reprezentující model větvení arterií v lidském těle. Popisuje 128 největších arteriálních segmentů jak z centrálního, tak i z periferního krevního řečiště, a popisuje dynamiku toku krve v arteriích, což zahrnuje i rychlost šíření pulsní vlny. Celý model vychází z jednoduššího Windkessel modelu krevního oběhu, který ovšem pohlíží na rychlost pulsní vlny jako na rychlost nekonečnou, což neodpovídá fyziologickým normám [2].

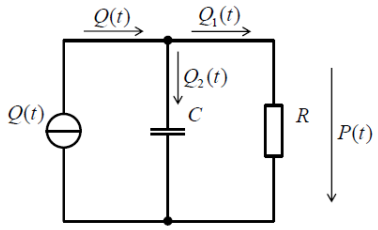
Windkessel model zahrnuje čtyři anatomické komponenty a to levou komoru srdeční, aortální oblouk, centrální a periferní krevní oběh. Celý model vychází z principu systému

vodního čerpadla, komory a dvou trubic, které tyto komponenty spojují (jde o analogii k anatomickým komponentám). Vodní čerpadlo pohání vodu do komory, která je vyplněna vzduchem, jehož stlačováním vodou je modelována pružnost cév. Voda je tímto tlakem poháněna trubicí zpět do čerpadla. Výsledný vodní tok je dán průřezem trubice a vlastní tíhou kapaliny, čímž je modelován odpor cév [15].

Modely se rozdělují na [15]:

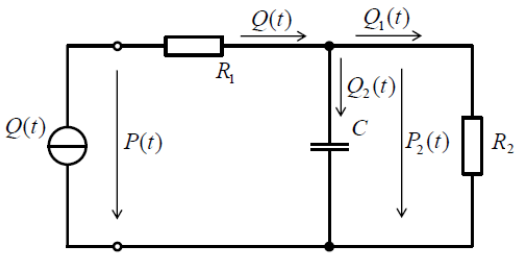
- dvouprvkové,
- tříprvkové,
- čtyřprvkové.

Dvouprvkové Windkessel modely jsou popsány dvěma prvky elektrických obvodů, a to odporem R a kapacitou C. Levá komora je zastoupena vstupní proměnnou $Q(t)$, která popisuje tok krve ze srdce do krevního oběhu. Výstupní proměnnou je výsledný tlak v aortě $P(t)$ [15].



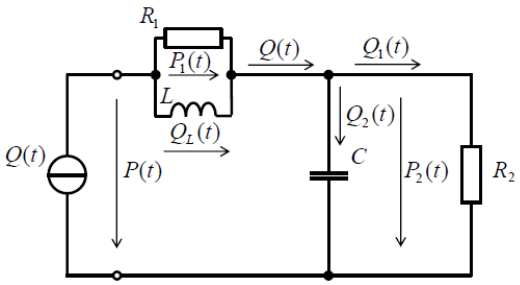
Obrázek 3.2: Dvouprvkový Windkessel model [15]

Tříprvkové Windkessel modely obsahují stejné prvky jako dvouprvkové modely a navíc druhý odpor R_2, který popisuje odpor vzestupné části aorty. Vstupní a výstupní proměnné zůstávají stejné jako u dvouprvkových modelů, a to tok krve ze srdečního svalu a výsledný tlak v aortálním oblouku [15].



Obrázek 3.3: Tříprvkový Windkessel model [15]

Čtyřprvkový Windkessel model je popsán odporem R, kapacitou C, odporem vzestupné části aorty R_2 a setrvačností toku krve L. Vstupní a výstupní proměnné jsou stejné jako u předchozích modelů [15].



Obrázek 3.4: Čtyřprvkový Windkessel model [15]

Z jednodušších Windkessel modelů, které popisují práci srdce a hemodynamické parametry cévního systému, vychází složitější model arteriálního stromu lidského těla. Pulsní vlna a její šíření je v tomto modelu popsána komplexněji a lze tedy lépe aproximovat její chování v arteriálním řečišti.

Arteriální strom je mapa největších arterií a jejich větvení na menší v periferiích krevního oběhu. Jednotlivé arterie jsou segmentovány na části, které mají určitou délku. Sečtením jednotlivých částí pak lze získat celkovou délku arterií od srdečního svalu po jejich úplné zakončení nebo do jiné arterie. Tímto způsobem lze obdržet celý soubor délek velkých arterií v krevním oběhu, tedy biometrii arteriálního systému, se kterým se dá dále pracovat, například vyhodnocovat rychlost šíření pulsní vlny od srdečního svalu k periferiím a zpět.

Parametry arteriálního stromu jsou uvedeny v tabulce anatomických dat arteriálního systému (viz tabulka na přiloženém CD). Tabulka obsahuje identifikační číslo arterie, podle kterého se dohledává konkrétní arterie ze stromu, délky segmentů arterií l, poloměr cévy r, tloušťka cévní stěny h, Youngův modul pružnosti E pro jednotlivé části arterie a mezní frekvence toku krve v artérii. Mezní frekvence je dána hodnotou ekvivalentu indukčnosti L a kapacity C jednotlivých segmentů arterií. Tyto dvě hodnoty lze vypočítat pomocí vztahů od Rideout-Dicka, které jsou aproximací průtoku kapaliny ve válcových trubicích [2]:

$$L = \frac{9 \cdot \rho \cdot l}{4 \cdot \pi \cdot R_0^2} \tag{3.6}$$

kde ρ je hustota krve, l délka cévy a R_0 vnitřní poloměr segmentu cévy [2];

$$C = \frac{3 \cdot \pi \cdot R_0^3 \cdot l}{2 \cdot E \cdot h} \tag{3.7}$$

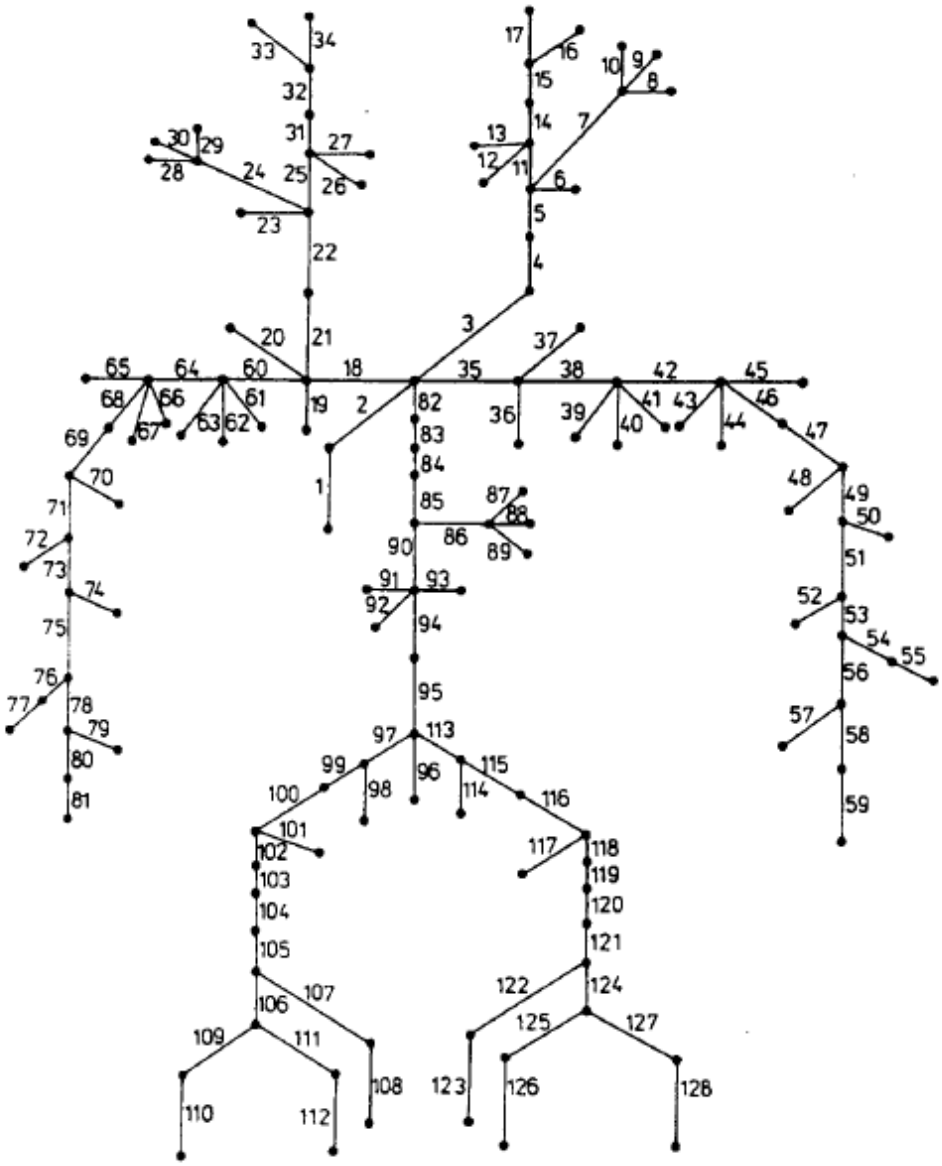
kde R_0 je vnitřní poloměr segmentu cévy, l délka cévy, E Youngův modul pružnosti a h tloušťka stěny cévy [2].

Z těchto dvou vztahů lze vypočítat mezní frekvenci toku krve v segmentu dané arterie [2]:

$$f_0 = \frac{1}{\pi \cdot \sqrt{L \cdot C}} \tag{3.8}$$

kde L je ekvivalent indukčnosti a C ekvivalent kapacity cév.

Arteriální strom (viz 3.5) představuje anatomické vyobrazení tepenné sítě v lidském těle popisující vlastnosti arterií s ohledem na hemodynamické parametry. V modelu jsou zahrnuty velké tepny s reálnými rozměry a vlastnostmi i menší periferní větvení velkých tepen, u kterých je navíc zahrnut odpor modelující odrazový koeficient pulsní vlny [2].



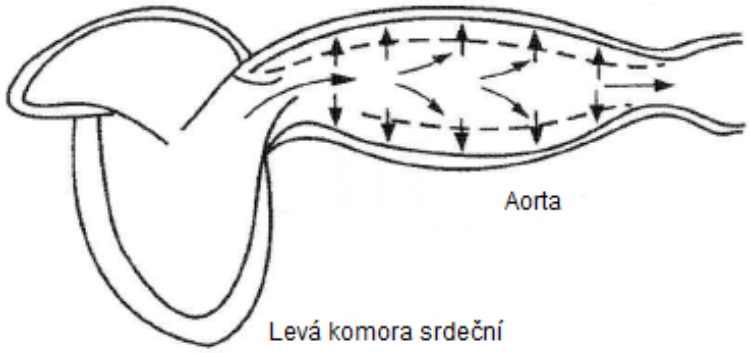
Obrázek 3.5: Arteriální strom lidského těla, 128 segmentů cév [11]

Kapitola 4

Rychlost šíření pulsní vlny a její měření

4.1 Rychlost šíření pulsní vlny

Během vypuzovací fáze systoly levé komory srdeční je do aorty vypuzena krev pod tlakem 100–160 mmHg (hodnota je individuální), což způsobí zvýšení tlaku v aortě. Tento jev dává vzniknout pulsní vlně, která se šíří arteriálním řečištěm do periferií rychlostí 3–12 m/s. Tato rychlost je vyšší než rychlost proudění krve, která dosahuje maximální rychlosti do 1 m/s v aortě [3].



Obrázek 4.1: Propagace pulsní vlny z levé komory srdeční aortou při systole [1]

Vzhledem k tomu, že krev je nestlačitelná kapalina, se energie pulsní vlny nešíří středem cév, ale podél elastických cévních stěn. Z toho vyplývá, že elasticita, tloušťka stěny a poloměr cév jsou důležitými vlastnostmi cév ovlivňující rychlost šíření pulsní vlny. Ze stromového modelu arteriálního systému vychází vztah Moens-Kortewegův, který aproximuje

propagaci pulsní vlny arteriální částí krevního řečiště:

$$PWV = \sqrt{\frac{E \cdot h}{2 \cdot r \cdot \rho}} \tag{4.1}$$

kde E je Youngův modul pružnosti, h tloušťka cévní stěny, r poloměr cévní stěny a ρ hustota krve [1].

Youngův modul pružnosti stěny cév je definován jako:

$$E = \frac{\Delta P \cdot r}{h \cdot \Delta r} \tag{4.2}$$

kde ΔP je změna tlaku v cévě, r poloměr cévy, h tloušťka cévní stěny a Δr změna poloměru cévy při průchodu pulsní vlny [1].

Z Moens-Kortewegovy rovnice a Youngova modulu pružnosti vychází vztah Bramwell-Hillův, který počítá s krevním objemem (V) a jeho změnou (ΔV), se změnou tlaku v cévách (ΔP) a s hustotou krve (ρ) [1]:

$$PWV = \sqrt{\frac{\Delta P \cdot V}{\rho \cdot \Delta V}} \tag{4.3}$$

Další interpretací rychlosti šíření tlakové vlny je vztah pro přímočarý pohyb:

$$PWV = \frac{s}{t} \tag{4.4}$$

kde s je uražená vzdálenost pulsní vlny v cévě za jednotku času t.

PWV lze také vypočítat jako poměr impedance a hustoty krve:

$$PWV = \sqrt{\frac{P_i}{v_i \cdot \rho}} = \frac{Z}{\rho} \tag{4.5}$$

kde P_i je tlak v cévě, v_i rychlost proudící krve, Z impedance a ρ hustota krve.

Vaskulární impedance (Z) popisuje vztah mezi tlakem vyvíjeným na cévní stěnu a průtokem krve. Při vyhodnocení rychlosti šíření pulsní vlny arteriálním systémem se zavádí pojem charakteristická aortální impedance (Z_c), která je vyjádřena poměrem krevního tlaku a průtoku krve, který není ovlivněn zpětně odraženou pulsní vlnou z periferií. Charakteristická aortální impedance je použita ve Water-Hammerově vztahu k výpočtu rychlosti šíření pulsní vlny [1]:

$$PWV = Z_c \cdot \eta \tag{4.6}$$

kde Z_c je charakteristická aortální impedance a η krevní viskozita.

Z rychlosti zpětného šíření odražené vlny lze zjistit, zda se jedná o zdravého jedince, jehož cévy mají vysokou elasticitu s nižším periferním odporem, který působí proti toku krve, nebo o nemocného jedince, který má zvýšenou cévní rigiditu a vyšší periferní cévní odpor. U zdravých jedinců je rychlost retrográdní vlny nízká, u jedinců se sníženou pružností arterií, tedy u nemocných, starších, diabetiků, hypertoniků nebo lidí s nezdravým životním stylem obecně, je naopak vysoká. Vysoká rychlost zpětně odražené pulsní vlny způsobuje časný návrat k srdci, čímž stěžuje kontrakci a navyšuje tak srdeční práci, která vede k postupné degradaci srdečního svalu. Oproti tomu odražená vlna s nízkou rychlostí dorazí k srdečnímu svalu v době diastoly, v důsledku čehož dojde ke zvýšení koronárního průtoku. Obecně lze říci, že rychlost pulsní vlny je vyšší než rychlost proudící krve a roste

s klesající pružností cév, čímž indikuje jejich postižení [8]. Z hlediska vzdáleností je rychlost šíření pulsní vlny vyšší se vzrůstající vzdáleností od aorty [1].

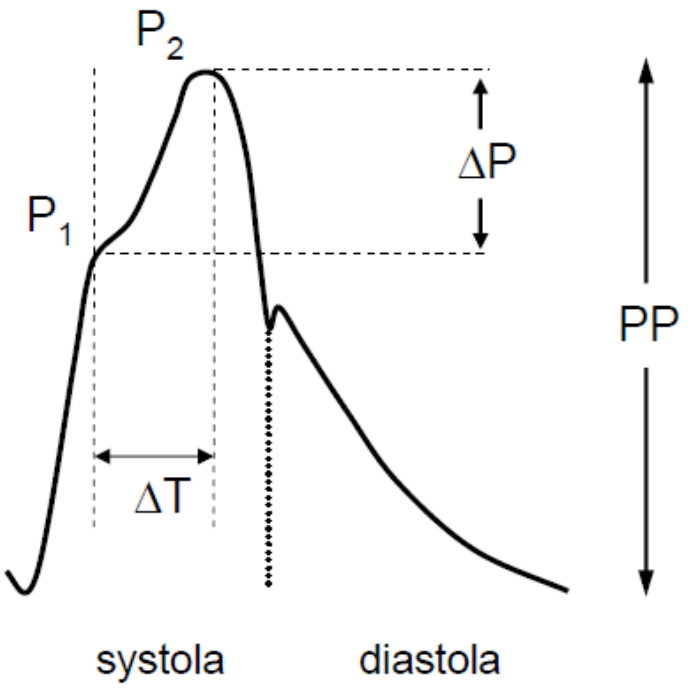
Rychlost šíření pulsní vlny je také přímo úměrně závislá na velikosti krevního tlaku. Při nárůstu krevního tlaku dochází k nárůstu rychlosti šíření pulsní vlny arteriálním řečištěm [1].

Dalším důležitým ukazatelem míry elasticity artérií je augmentační index A_{ix}, který udává růst pulsního tlaku, což je způsobeno návratem retrográdní vlny z periferií arteriálního systému. Jedná se tedy o rozdíl mezi primární a sekundární pulsní vlnou (augmentační tlak) a jeho poměr s pulsním tlakem [8]. Vztah pro výpočet augmentačního indexu:

$$A_{ix} = \frac{AT}{PT} \tag{4.7}$$

$$AT = P_2 - P_1 \tag{4.8}$$

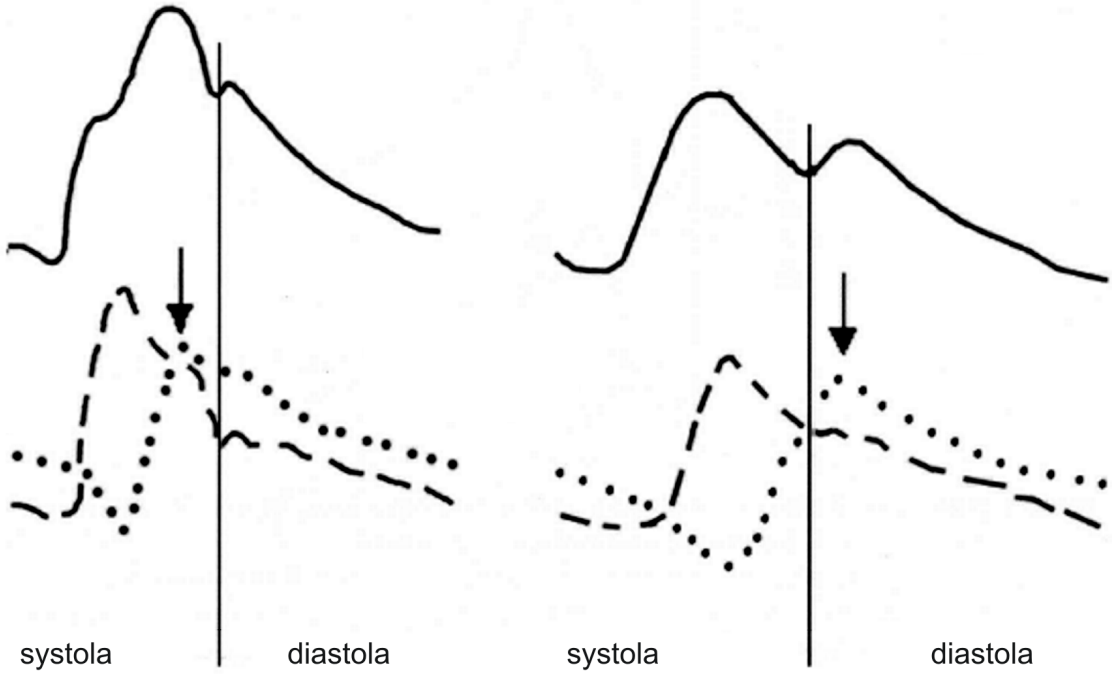
AT je augmentační tlak, P_1 primární pulsní vlna, P_2 sekundární pulsní vlna a PT pulsní tlak [8].



Obrázek 4.2: Tlaková křivka s vyznačeným augmentačním tlakem, primární a sekundární pulsní vlnou a časovým posuvem [9]

U mladých jedinců je augmentační index v záporných hodnotách a s rostoucím věkem se posunuje do kladných hodnot, ženy mají obecně augmentační index vyšší než muži [8]. Čím vyšší je jeho hodnota, tím více roste riziko kardiovaskulárních chorob a poškození srdečního svalu a cév. Augmentační index se také využívá při rozlišení a vyhodnocování účinků různých druhů vasokonstrikčních medikamentů [16]. Při porovnání augmentačního tlaku s rychlostí šíření pulsní vlny a s faktory, které ovlivňují jejich hodnotu, bylo zjištěno,

že se vzrůstajícím krevním tlakem roste rychlost i augmentační index, se srdeční frekvencí rychlost stoupá a augmentační index klesá a s rostoucí tělesnou váhou klesá augmentační index [9].



Obrázek 4.3: Křivky pulsní vlny u staršího nemocného jedince vlevo, u mladšího zdravého jedince vpravo, plná čára – křivka pulsního tlaku, přerušovaná čára – primární vlna, tečkovaná čára – odražená vlna [1]

Pulsní křivka může být také ukazatelem různých hemodynamických parametrů, jejichž odchylky mohou poukazovat na některé nefyziologické stavy, které jsou pro lidské tělo nežádoucí. Mezi tyto hemodynamické parametry se například řadí měření kontraktility levé komory srdeční, periferního cévního odporu, indikátoru hypovolémie, atd.

Na hodnotě rychlosti šíření pulsní vlny se podílí věk, krevní tlak, pohlaví, srdeční tep, přísun solí, genetické faktory a další. Na jejím vzestupu se také z velké části podílí vysoký cholesterol v krvi a diabetes mellitus II. typu.

Rychlost šíření tlakové vlny lze změřit například pomocí impedanční kardiografie, Dopplerovým ultrazvukem, IR senzory a také pomocí celotělového impedančního měření, na které se zaměřuje tato práce.

4.2 Impedanční kardiografie/pletysmografie

Impedanční kardiografie/pletysmografie je metoda měření změn objemu tkání, měří se změna impedance na povrchu lidského těla při průchodu proudu. Obecně se používá při měření dechové frekvence, průtoku krve, tepové frekvence, srdečním výdeji nebo při měření minutového objemu [7]. Lze ji omezeně využít i pro měření rychlosti šíření pulsní vlny,

častěji se ale používá impedanční pletysmografie. Za změnou objemu cév stojí elasticita jejich stěn, která klesá s rostoucím věkem a s progresem rigidity při kardiovaskulárních onemocněních. Tento jev má také vliv na rychlost šíření pulsní vlny, která s klesající pružností arterií stoupá. Z toho vyplývá, že existuje vztah mezi impedancí arterií a rychlostí šíření pulsní vlny.

Rychlost šíření pulsní vlny lze změřit pomocí impedanční kardiografie/pletysmografie neboli bioimpedance, která snímá objemové změny cév v oblasti hrudního koše a některých částí těla při průtoku krve, a tím pádem jejich elasticitu, která klesá s rostoucí rychlostí šíření pulsní vlny. Často se provádí měření impedanční kardiografie na hrudníku pomocí banky elektrod nebo pouze pomocí dvojice elektrod, které jsou umístěny v úrovni jugulární jamky na stranách krku a v horní části dutiny břišní. Jedna dvojice elektrod slouží jako napájecí a další slouží k měření změn napětí, které jsou ekvivalentní ke změnám impedance. Snímají se změny impedance, které signalizují objemové změny krve v hrudní oblasti, což odpovídá průtoku krve aortálním obloukem a sestupnou aortou [21]. Tyto hodnoty jsou ovlivněny i dýcháním a plicním oběhem, ale roztažení aorty je majoritní.

Kvantifikaci naměřených dat lze provést pomocí zjednodušeného modelu hrudníku, kdy se oddělí impedance tkáně a impedance krve. Ve výsledku je celková impedance:

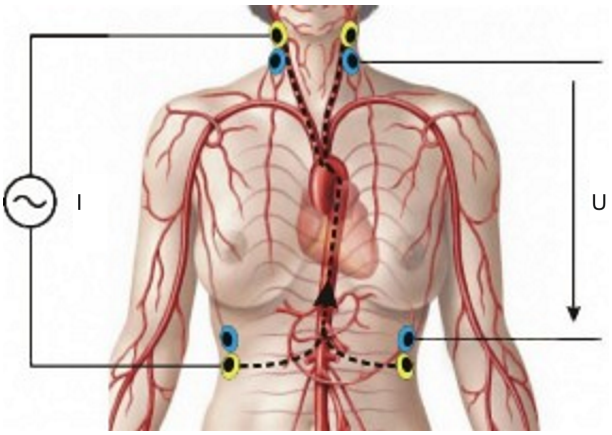
$$Z = \frac{Z_b \cdot Z_t}{Z_b + Z_t} \tag{4.9}$$

kde Z_b je impedance krve a Z_t impedance tkáně [21].

Pro zjištění výsledné změny objemu krve v arteriích se vezme v potaz pouze impedance krve, která je mimo jiné závislá na měrném odporu krve. Derivací a dosazením do předchozího vztahu (4.9) se získá závislost změny objemu krve v arteriích na změně impedance:

$$dV_b = \frac{-\rho \cdot l^2}{Z^2} \cdot dZ \tag{4.10}$$

V této rovnici je ρ měrný odpor krve, l délka měřeného úseku a Z celková impedance hrudníku [21].



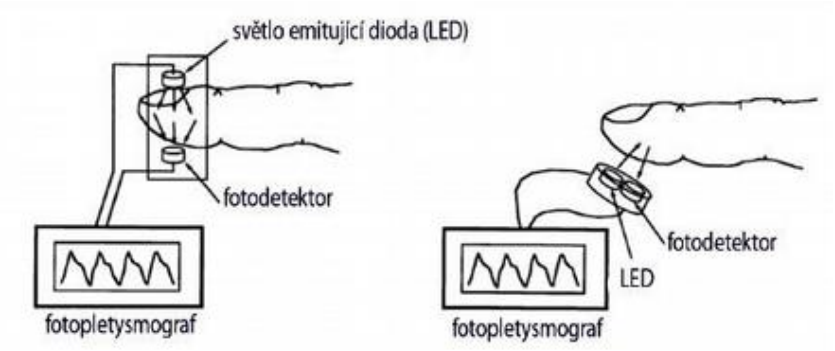
Obrázek 4.4: Rozmístění elektrod při měření metodou impedanční kardiografie [20]

Při měření objemových změn cév v periferiích se využívá impedanční pletysmografie, kdy jsou elektrody umístěny i na periferiích. Impedanční kardiografie/pletysmografie je levná, neinvazivní a rychlá metoda měření [7].

4.3 Fotopletysmografie

Digitální fotopletysmografie je neinvazivní metoda měření šíření pulsní vlny využívající světelných paprsků, které procházejí měřeným místem, poté jsou detekovány a výsledky jsou zobrazeny jako pletysmografické křivky. Používá se paprsek infračerveného světla, který prochází tkání nebo se v ní odráží, a následně je snímán fotodetektorem. Měření probíhá nejčastěji na prstech rukou či nohou. Existují dva způsoby emitace a detekce záření [12]:

- LED na vrchní části prstu, fotodetektor na spodní části prstu;
- LED i fotodetektor na jedné straně prstu.



Obrázek 4.5: Princip fotopletysmografie [12]

Výhodou toho měření je neinvazivnost zákroku a zřetelnost tepové frekvence. Nevýhodou je vysoká citlivost na pohyb, čímž dochází ke vzniku pohybových artefaktů ve snímaném signále a snižuje tak jeho kvalitu [12]. Další nevýhodou je, že lze měřit jen tam, kde světlo prosvítí tkáň, nelze tedy měřit na trupu, krku nebo končetinách.

4.4 Dopplerovský ultrazvuk

Dopplerovský ultrazvuk pracuje na principu Dopplerova jevu, kdy zdroj ultrazvukového vlnění je statický, a reflektor, od kterého se vlna s rozdílnou frekvencí odráží, je pohyblivý. Reflektory jsou v tomto případě erytrocyty, které díky své velmi malé velikosti oproti velikosti používaných vlnových délek působí jako bodové zdroje rozptylu, a dopadající ultrazvukové vlny se tak odráží všemi směry jako kulové vlnoplochy. Snímá se frekvence odražené vlnoplochy, která směřuje zpět ke zdroji. Frekvence odražené vlny je rozdílná od frekvence vlny, kterou zdroj vysílá. Tento rozdíl se nazývá dopplerovský posuv a je dán vztahem [23]:

$$f_d = \frac{2 \cdot f_v \cdot v \cdot cos\theta}{c} \tag{4.11}$$

kde f_v je frekvence vlny vyslané, v rychlost pohybu krve, θ dopplerovský úhel, který svírá odražená vlna se směrem toku krve, a c rychlost šíření ultrazvuku v krvi.

Dopplerovský ultrazvuk lze rozdělit podle způsobu příjmu a vysílání ultrazvukové vlny na:

- kontinuální (CW),
- pulsní (PW).

Kontinuální dopplerovský ultrazvuk je ultrazvuk s nemodulovanou nosnou vlnou a pevným vysílačem a přijímačem, které jsou proti sobě uloženy v takovém úhlu, aby pokryly měřenou oblast. Slouží převážně k měření povrchových cév a jejich nevýhodou je, že pokud do oblasti zájmu spadá více cév, není možné rozlišit, v které cévě je průtok krve snímán. Pulsní dopplerovský ultrazvuk je ultrazvuk s modulovanou nosnou vlnou a skládá se z vysílače pulsů a směrového přijímače, který snímá průtok krve v momentě mezi jednotlivými vyslanými impulzy. Čas, za jaký je vlna vyslána a odražena zpět, určuje hloubku, ve které dochází k měření. V této hloubce je vymezena oblast cévy, ve které se měří, pomocí délky vyslané vlny. Výhodou této metody je, že při měření průtoku krve v určité cévě nedochází k negativnímu ovlivňování průtoky v jiných cévách [23].

Dopplerovský ultrazvuk slouží ke snímání rychlosti toku krve, která souvisí také s rychlostí šíření pulsní vlny. Měření však neprobíhá pouze v jednom bodě snímání ultrazvukových vln, ale snímá se na více místech těla (nelze současně). Při měření Dopplerovským ultrazvukem se z naměřených dat získá obálka maximálních frekvencí. Reprezentativní část obálky se ořeže, tedy hodnoty mimo tuto oblast zájmu se vynulují, a vypočítá se zpoždění mezi minimální a maximální hodnotou. Toto zpoždění se použije k výpočtu rychlosti šíření pulsní vlny [25].

Jedná se o neinvazivní metodu, kterou lze použít v jakékoli části krevního oběhu.

4.5 Celotělová impedanční kardiografie/pletysmografie

Rychlost šíření pulsní vlny v lidském těle lze měřit také pomocí celotělové impedanční kardiografie. Metodu lze rozdělit na:

- jednokanálovou – jeden zdroj proudu, 2 snímací elektrody;
- vícekanálovou – jeden zdroj proudu, 5 snímacích elektrod, měření v klidu;
- vícekanálovou celotělovou – více zdrojů proudu, až 18 snímaných míst.

Princip metody měření je stejný jako u impedanční pletysmografie. Snímají se změny objemů arterií způsobené průchodem pulsní vlny v různých částech těla, na kterých se nacházejí elektrody, a kterými prochází proud. Tyto změny objemů jsou úměrné změnám impedance na povrchu těla [5].

Na Ústavu přístrojové techniky Akademie věd v Brně je ve spolupráci s fakultní nemocnicí u sv. Anny v Brně testována metoda vícekanálové celotělové impedanční pletysmografie, která snímá změny impedance v klidu i při různých zátěžových situacích, změně polohy či změně dechové frekvence. Metoda bude popsána v kapitole 5.

Kapitola 5

Měření a vyhodnocení rychlosti šíření pulsní vlny vícekanálovou celotělovou impedanční kardiografií

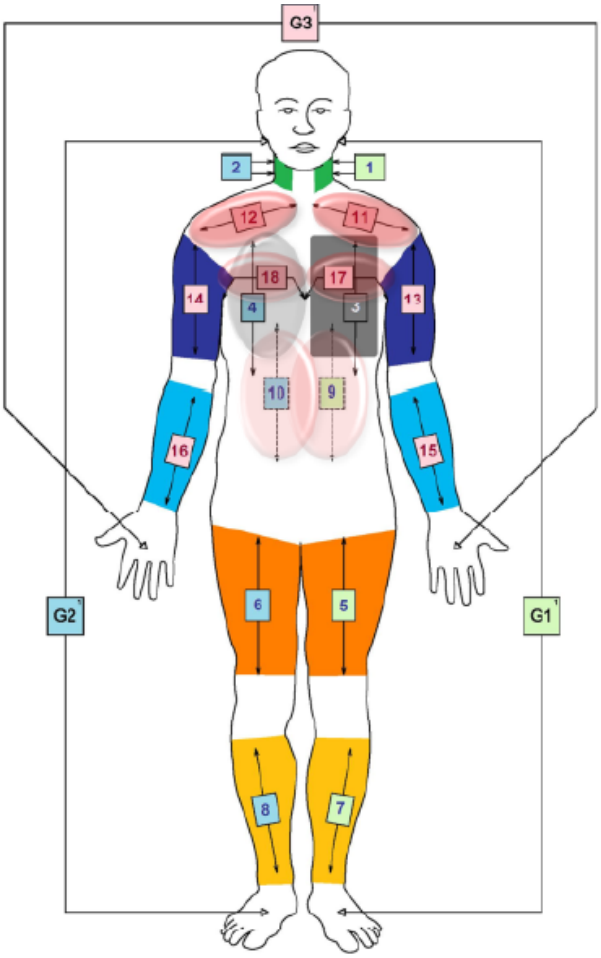
Měření rychlosti šíření pulsní vlny vícekanálovou celotělovou impedanční pletysmografií je experimentální měření, při kterém je snímána změna impedance po celém těle nejen v klidové poloze, ale také při různých excitačních manévrech. Měřicí zařízení se sestává ze dvoukanálových modulů, kde každý modul má dva zdroje proudu a 2 napěťové detektory; lze jich zapojit až devět a získat tak osmnáctikanálový systém. Pro experimentální měření se používají tři zdroje proudu a osmnáct párů elektrod, z nichž ty, kterými se snímá rychlost šíření pulsní vlny, jsou umístěny na horních a dolních končetinách, na hrudníku, na břichu, na zádech a na krku. Dalšími elektrodami se snímá EKG, srdeční ozvy a měří se kontinuální krevní tlak [5], [10].

Experimentální excitační protokol vypadá následovně (viz také Příloha C). Nejdříve se vyplní základní informace (věk, výška, rozpětí paží) o pacientovi do protokolu měření, pacient podepíše informovaný souhlas a uloží se na sklápěcí lůžko a jsou na něj připevněny elektrody. Poté se snímají změny impedance [5]:

- klidové měření vleže (doba trvání 120 s);
- respirační manévry: zadržení dechu (30 s), Valsalvův manévr (2× 15 s), Muellerův manévr (2–3× 15 s) a hluboké dýchání (300 s), jednotlivé manévry jsou proloženy spontánním klidovým dýcháním (60–300 s);
- snímání na nakloněné rovině (tilt, 300 s);
- zátěžové cvičení: šlapání na rotopedu v horizontální poloze (300 s), před zahájením a po ukončení cvičení spontánní klidové dýchání (120 a 300 s).

Doby jednotlivých manévrů a úkonů jsou v některých případech lehce odlišné od referenčních hodnot.

Z měření se získá sada surových dat (impedančních křivek), která jsou předzpracována (filtrace v propustném pásmu 0,5-18 Hz, derivace, vynásobení -1) v programovém prostředí *MATLAB* a následně rozměřována a vyhodnocována v aplikaci *ScopeWin*.



Obrázek 5.1: Rozmístění elektrod a zdrojů proudu při experimentálním měření rychlosti šíření pulsní vlny [5]

5.1 Biometrie arteriálního systému

Při měření rychlosti šíření pulsní vlny se vychází z rovnice pro přímočarý pohyb:

$$v = \frac{s}{t} \tag{5.1}$$

kde s je délka arterie, kdy počátečním bodem je srdce a koncovým bodem je poloviční vzdálenost měřeného úseku arterie mezi dvěma elektrodami (do vzdáleností není zahrnutý aortální oblouk) a t časový posuv vrcholu tlakové vlny vůči R-vlně EKG na snímaných místech. Časové posuvy t se získají z naměřených signálů, pro délky arterií s je potřeba vytvořit biometrii arteriálního systému [4].

Při biometrii se vychází z tabulky anatomických dat (obsahuje mimo jiné i délky jednotlivých úseků cév), z arteriálního stromu 3.5, a z návrhu rozmístění snímacích elektrod 5.1. Vzhledem k počtu snímaných míst je třeba zjistit 18 úseků arterií, které vedou od srdečního svalu do periferií 5.1.

Kanály	Umístění elektrody	Délka vpravo [cm]	Délka vlevo [cm]
CH1, CH2	krční	21,8	16,3
CH3, CH4	hrudní (pod hrudní kostí)	19,6	19,6
CH5, CH6	stehení	68,4	68,4
CH7, CH8	lýtkové	121,9	121,9
CH9, CH10	břišní	24,9	24,9
CH11, CH12	podklíčkové	10,8	10,8
CH13, CH14	pažní	35,1	35,1
CH15, CH16	předloketní	56,6	56,6
CH17, CH18	hrudní (v úrovni nad srdcem)	4,0	4,0

Tabulka 5.1: Tabulka referenčních vzdáleností vypočtených z arteriálního stromu

Kromě délek jednotlivých úseků arterií od srdce k elektrodám je třeba vypočítat referenční výšku postavy a rozpětí paží podle modelu arteriálního stromu.

- referenční výška postavy: 177,1 cm;
- referenční rozpětí paží: 131,4 cm.

U referenčního rozpětí paží nebyly do výpočtu zahrnuty úseky arterií v dlaních a prstech, proto se v následujících výpočtech vycházelo z faktu, že rozpětí paží by mělo odpovídat stejné hodnotě výšky, tedy 177,1 cm. Tyto vypočtené referenční hodnoty jsou důležité pro přepočet na hodnoty u konkrétních pacientů:

$$s_h = \frac{h}{h_r} \cdot RH \tag{5.2}$$

$$s_l = \frac{l}{l_r} \cdot RH \tag{5.3}$$

kde h je skutečná výška pacienta, l skutečné rozpětí paží, h_r referenční výška postavy, l_r referenční rozpětí paží a RH referenční hodnota z tabulky 5.1.

Byla testována ještě jedna metoda měření úseků a to povrchové měření měřicí páskou. Měřila se přímá vzdálenost mezi přibližným umístěním srdce a poloviční vzdáleností mezi dvěma snímacími elektrodami, přičemž se nebral ohled na různé tepenné kličky (aortální oblouk apod.). Při výpočtech rychlosti šíření pulsní vlny byl celkový model vzdáleností

vytvořený pomocí segmentů cév korigován podle výsledných hodnot modelu vzdáleností povrchového měření.

Nejdříve byl vypočten průměr výšek, rozpětí paží a jednotlivých vzdáleností měřených metrem u všech pacientů, do tohoto výpočtu nebyly zařazeny vzdálenosti hrudních elektrod CH3, CH4, CH17 a CH18, u kterých byly použity stávající hodnoty z předchozího modelu. Předpokládá se, že pravá i levá polovina lidského těla mají stejné vzdálenosti, stačí vypočítat průměry pouze u jedné dvojice elektrod z libovolné poloviny těla, v tomto případě pravé. Průměrná výška povrchově měřených pacientů byla 175,4 cm a průměrné rozpětí paží bylo 174,5 cm. Průměry vzdáleností jsou uvedeny v tabulce 5.2.

Kanály	Umístění elektrody	Délka vpravo [cm]	Délka vlevo [cm]
CH1, CH2	krční	27,1	27,1
CH3, CH4	hrudní (pod hrudní kostí)	19,6	19,6
CH5, CH6	stehení	66,9	66,9
CH7, CH8	lýtkové	104,8	104,8
CH9, CH10	břišní	23,0	23,0
CH11, CH12	podklíčkové	21,8	21,8
CH13, CH14	pažní	48,9	48,9
CH15, CH16	předloketní	72,7	72,7
CH17, CH18	hrudní (v úrovni nad srdcem)	9,9	9,9

Tabulka 5.2: Tabulka průměrných vzdáleností měřených povrchově měřicí páskou u všech zdravých pacientů, podle kterých se počítal výsledný model

Výška a rozpětí paží u modelu vzdáleností, které byly vypočteny pomocí úseků cév, je 177,1 cm. Tento údaj byl použit k vypočtení nového modelu, který vychází ze vzdáleností segmentů cév a ze vzdáleností měřených metrem, pomocí přímé úměry:

$$s = \frac{h_r}{h_m} \cdot MH \tag{5.4}$$

kde h_r je referenční výška postavy u modelu vzdáleností, které byly vypočteny pomocí úseků cév, h_m průměrná výška pacientů, u kterých byly vzdálenosti měřeny metrem, a MH průměrná hodnota vzdáleností mezi srdcem a poloviční vzdáleností mezi dvojicí elektrod, které byly měřeny metrem.

Při porovnání výsledných hodnot s výchozími docházelo jen k velmi malým přijatelným odchylkám, takže tyto nové hodnoty bylo možné použít pro další výpočty. Vzhledem k tomu, že rychlost šíření pulsní vlny lze nejlépe vyhodnocovat na končetinách, byl kladen důraz na zjišťování odchylek právě v těchto místech, které činily 0,8 % z celkových délek u všech osmi kanálů:

- CH5, CH6 (stehenní): 0,54 cm;

- CH7, CH8 (lýtkové): 0,85 cm;
- CH13, CH14 (pažní): 0,40 cm;
- CH15, CH16 (předloketní): 0,60 cm.

Z výsledných odchylek lze vidět, že čím větší je vzdálenost od srdce, tím více narůstá odchylka přepočtené hodnoty vzdálenosti od původní. To je způsobeno tím, že vzdálenosti určené metrem jsou měřeny přímo od srdce, zatímco ve vzdálenostech přepočítané z úseků tepen arteriálního stromu jsou zahrnuty různé tepenné kličky a zákruty (aortální oblouk není započítán), čímž postupně narůstá vzdálenost.

V tabulce 5.3 jsou vypsány výsledné vzdálenosti od srdce k elektrodám, které se používají k přepočtům na rychlosti.

Kanály	Umístění elektrody	Délka vpravo [cm]	Délka vlevo [cm]
CH1, CH2	krční	27,5	27,5
CH3, CH4	hrudní (pod hrudní kostí)	19,6	19,6
CH5, CH6	stehení	67,7	67,7
CH7, CH8	lýtkové	106,0	106,0
CH9, CH10	břišní	23,2	23,2
CH11, CH12	podklíčkové	22,0	22,0
CH13, CH14	pažní	49,5	49,5
CH15, CH16	předloketní	73,6	73,6
CH17, CH18	hrudní (v úrovni nad srdcem)	9,9	9,9

Tabulka 5.3: Tabulka vzdáleností výsledného modelu, které byly použity pro výpočet rychlosti šíření pulsní vlny

5.2 Postup měření

Po naměření dat od jednoho zdravého dobrovolníka se získá soubor18 impedančních křivek, které jsou zderivovány, zprůměrovány v bodě R-vlny, přepočteny na časové posuvy a dále se zpracovávají v aplikaci *ScopeWin*. Při rozměřování časových posuvů pulsní vlny se v tomto případě používá kumulace $a = 3$, což znamená, že byly zprůměrovány tři po sobě jdoucí tepy. Ve výsledku jsou signály díky nízké hodnotě počtu kumulací více rozkmitané, ale lze z nich přesněji určit výsledné hodnoty. Některé signály byly také rozměřovány při kumulaci $a = 20$, kdy signály jsou sice méně rozkmitané, ale dynamika časových posuvů je méně zřetelná. Jednotlivé signály jsou od sebe odlišeny barvou podle místa snímání a tloušťkou podle toho, zda se měřilo na levé nebo na pravé polovině těla. Signály z pravé strany těla jsou vyznačeny silnou čarou, z levé strany tenkou čarou. V tabulce 5.4 je popsáno rozdělení barev pro jednotlivé kanály (viz rozmístění elektrod 5.1).

Kanály	Umístění elektrody	Barevné znázornění
CH1, CH2	krční	zelená
CH3, CH4	hrudní (pod hrudní kostí)	černá
CH5, CH6	stehení	oranžová
CH7, CH8	lýtkové	žlutá
CH9, CH10	břišní	růžová
CH11, CH12	podklíčkové	hnědá
CH13, CH14	pažní	tmavě modrá
CH15, CH16	předloketní	světle modrá
CH17, CH18	hrudní (v úrovni nad srdcem)	červená

Tabulka 5.4: Barevné značení pro jednoznačné odlišení jednotlivých signálů, viz také 5.1

Experimentální excitační protokol obsahuje čtyři různé respirační manévry (zadržení dechu, Valsalvův manévr, Muellerův manévr, hluboké dýchání), snímání v nakloněné poloze (tilt) a jedno zátěžové cvičení. Jednotlivé úkony jsou proloženy spontánním klidovým dýcháním. Při rozměřování signálu se nejprve určí časové úseky, během kterých byly prováděny jednotlivé manévry a cvičení. Časové úseky jsou odečteny z časové osy x a uvádí se v sekundách. Poté se ve vymezeném časovém úseku, který odpovídá například klidu, dechovému manévru apod., detekují odpovídající hodnoty posuvu vůči R vlně v EKG. Detekce probíhá v grafickém prostředí *ScopeWin* na již detekovaném průběhu posuvu. Pokud se v průběhu posuvu objeví artefakt, je ignorován nebo jsou posuvy odměřovány přímo na derivovaném impedančním signálu a signálu EKG. Tyto hodnoty se odčítají z osy y a uvádějí se v milisekundách. Tímto způsobem odečítání hodnot lze získat tabulku časových posuvů, ze kterých se poté přepočítává rychlost šíření pulsní vlny.

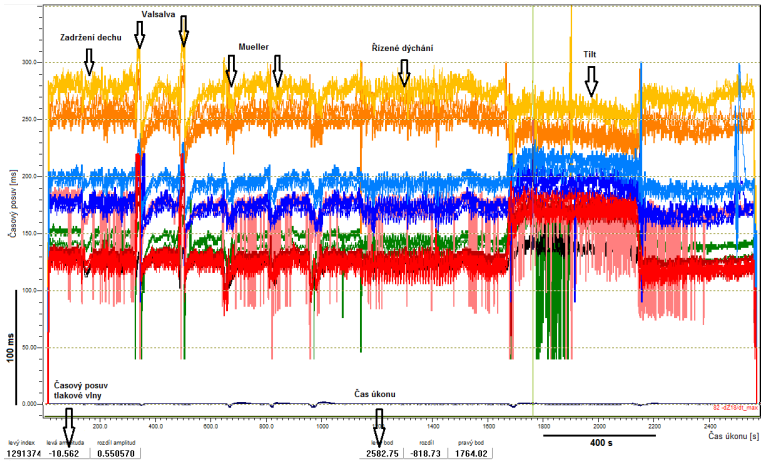
Data pacientů jsou rozdělena do dvou souborů. V prvním souboru se nacházejí posuvy snímané během respiračních manévrů a tiltu a v druhém souboru jsou posuvy, které byly získány při zátěžovém cvičení.

Jednotlivé respirační manévry a tilt lze v signálech rozeznat následovně:

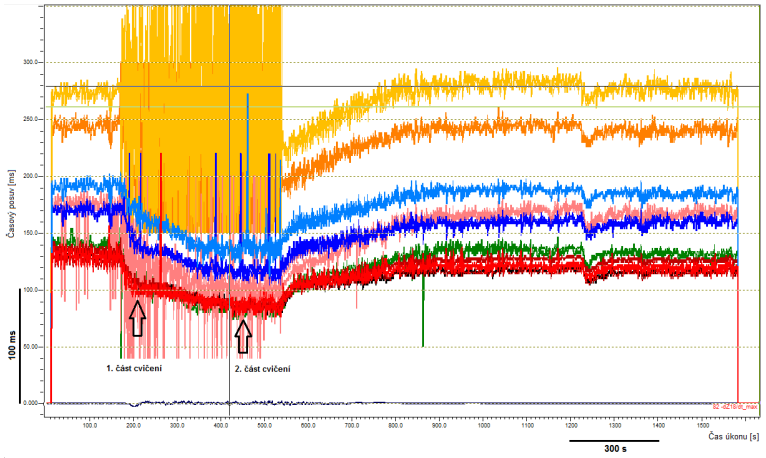
- zadržení dechu se projeví ve stabilním průběhu posuvu malým poklesem (zkrácením vzdálenosti) po zhruba 120 s od začátku měření;
- Valsalvův manévr je v průbězích jasně viditelný jako dvě po sobě jdoucí vysoké špičky;
- po ustálení průběhů spontánním klidovým dýcháním lze odečíst 2× nebo 3× provedený Muellerův manévr jako poklesy, které jsou proloženy spontánním klidovým dýcháním;
- hluboké dýchání lze rozeznat od spontánního tak, že křivka posuvů kmitá pravidelněji a je buď lehce vyvýšená, nebo naopak snížená;
- tilt, což je manévr, který lze jednoznačně rozlišit, a to tak, že hodnoty posuvu prudce narostou nebo poklesnou na dobu 300 s a poté se vracejí do klidového stavu.

Na obrázku 5.2 jsou znázorněny posuvy s rozlišitelnými úkony.

Zátěžový test (šlapání na horizontálním rotopedu) probíhá při spontánním dýchání a při cvičení. Charakter průběhů je zobrazen na 5.3.



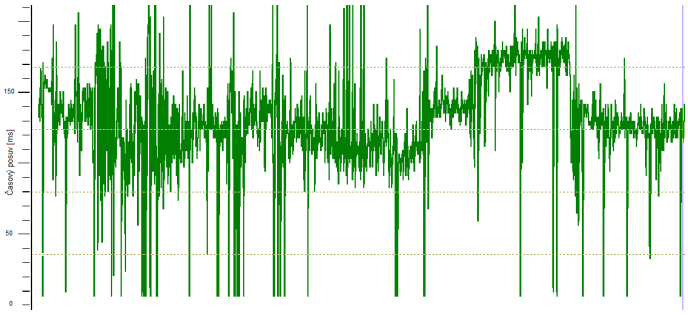
Obrázek 5.2: Pracovní prostředí programu *ScopeWin*, průběhy časových posuvů při šíření pulsní vlny a vyznačení jednotlivých respiračních manévrů



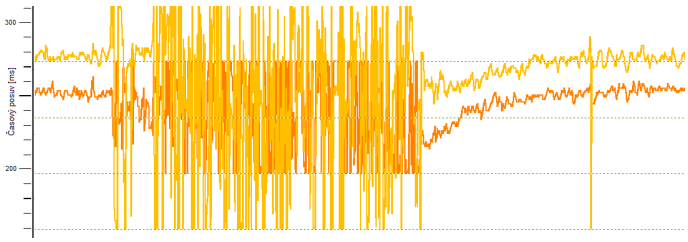
Obrázek 5.3: Pracovní prostředí programu *ScopeWin*, průběhy časových posuvů při šíření pulsní vlny a vyznačení dvou částí zátěžového cvičení

V signálech se mohou vyskytnout různé artefakty. Nejčastěji se vyskytují velmi vysoké špičky shora ohraničené na místech, kde by se neměly na daném místě nacházet (5.4). Mohou být způsobeny špatnou přilnavostí elektrody nebo nežádoucími pohyby pacienta, čímž dojde ke špatnému sejmutí signálu. Dalším artefaktem, který pozmění charakter signálu, je špatné provedení daného úkonu. Tento problém se občas vyskytne při zátěžovém cvičení, kdy pacient nezvládá danou zátěž (5.6).

Při odlepení elektrody dojde k přerušení snímání, což se projeví průběhem bez zákmitů a píků. Při zátěžovém cvičení také dochází k pohybu nohou, díky čemuž dochází k znehodnocení signálu, který je snímán lýtkovými a stehenními elektrodami (5.5).



Obrázek 5.4: Signál špatně přiléhající elektrody v místě karotidy

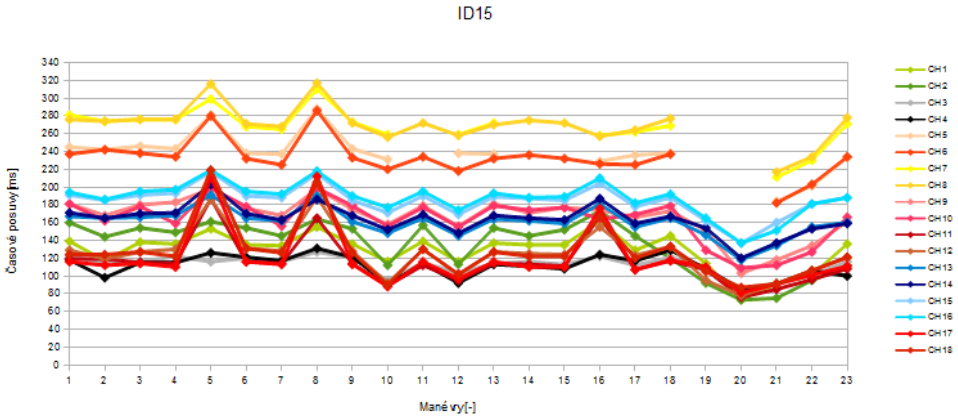


Obrázek 5.5: Znehodnocený signál pohybem snímaný lýtkovými a stehenními elektrodami během zátěžového cvičení

Obrázek 5.6: Signál snímaný podklíčkovými elektrodami ze zátěžového cvičení, které není správně prováděno. Signál by měl mít větší pokles, viz 5.3

5.3 Časové zpoždění pulsní vlny vůči R-vlně QRS komplexu

Rozměřením signálů se získá tabulka hodnot časových posuvů při šíření pulsní vlny arteriálním systémem měřené vůči R-vlně. Jedná se o časový posuv, který má pík pulsní vlny vůči R-vlně v určité vzdálenosti od srdečního svalu (5.8). Časový posuv narůstá se vzdáleností od srdce, v končetinách, především dolních (žlutá, oranžová), je tedy tento posuv vyšší než v oblasti hrudníku či břišní dutiny (černá, červená, hnědá) (viz 5.7).



Obrázek 5.7: Výsledný graf časových posuvů vrcholů pulsní vlny vůči R-vlně

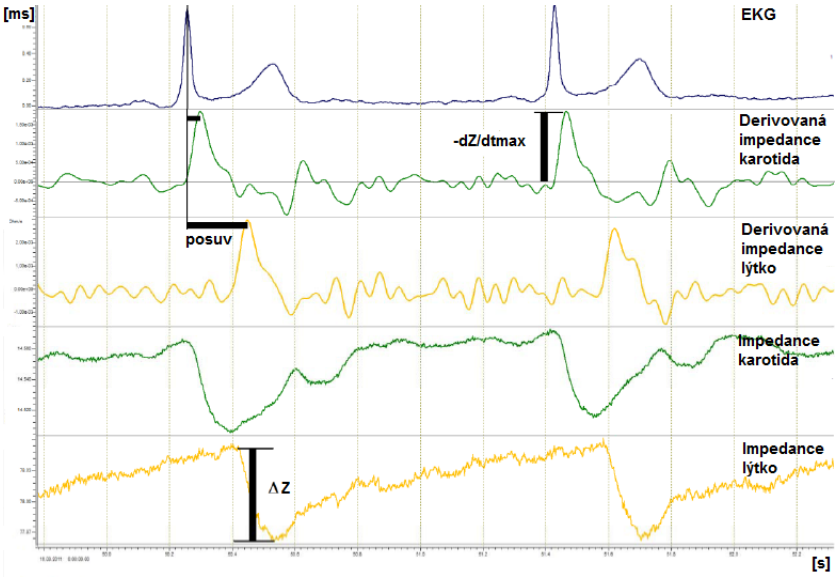
V grafu jsou manévry číslovány následovně:

- 1, 3, 6, 9, 11, 13, 15, 17, 18, 21, 22, 21 – klidové dýchání;
- 2 – zadržení dechu;
- 4, 5, 7, 8 – počátek a průběh Valsalvova manévru;
- 10, 12 – Muellerův manévr;
- 14 – řízené dýchání;
- 16 – tilt (snímání na nakloněné rovině);
- 19, 20 – zátěžové cvičení.

Hodnoty rychlosti šíření pulsní vlny se přepočítávají podle vztahu:

$$PWV = \frac{s_h}{t} \cdot 10 \tag{5.5}$$

kde s_h je délka arterie pacienta [cm] a t časový posuv [ms]. Jako časové posuvy nelze ve vzorci (5.5) použít posuvy sejmuté vůči R-vlně v důsledku zavedení chyby do následujících výpočtů, na které se podílí hemodynamické parametry v aortálním oblouku a rozdílné vzdálenosti vrcholů pulsní vlny od vrcholu R-vlny v průběhu propagace pulsní vlny krevním řečištěm. Jedním z řešení je korigovat časové posuvy daného kanálu časovým průměrem z posuvu hrudních elektrod CH3 a CH4. Dalším řešením je odečíst střední hodnotu více



Obrázek 5.8: Časové posuvy zderivované bioimpedance a impedance vůči vrcholu R-vlny [5]

tepů ve stabilním fázi měření u hrudníkových elektrod kanálu CH3, která odpovídá posuvu vrcholu pulsní vlny vůči R-vlně, a pomocí této hodnoty zkorigovat výslednou rychlost.

Tento způsob korekce je však vhodný pouze pro stabilní části signálu, nelze jej aplikovat při různých manévrech a při zátěžovém cvičení, protože dochází ke změně posuvu vrcholu vůči R-vlně. Z toho vyplývá, že tímto způsobem by šlo přepočítat rychlosti pouze pro klidové stavy, a proto je výhodnější použít metodu zprůměrovaných časových posuvů hrudních elektrod CH3 a CH4.

5.4 Rychlost šíření pulsní vlny přepočtená vůči hrudním elektrodám CH3 a CH4

Přestože posun vůči R vlně je snadno detekovatelný, již z dříve zmíněných důvodů jej nelze použít pro měření rychlosti. Časový posuv pulsní vlny je stanoven vůči zprůměrovanému součtu časových posuvů hrudních elektrod CH3 a CH4 (t_{CH34}):

$$t_{CH34} = \frac{t_{CH4} + t_{CH3}}{2} \tag{5.6}$$

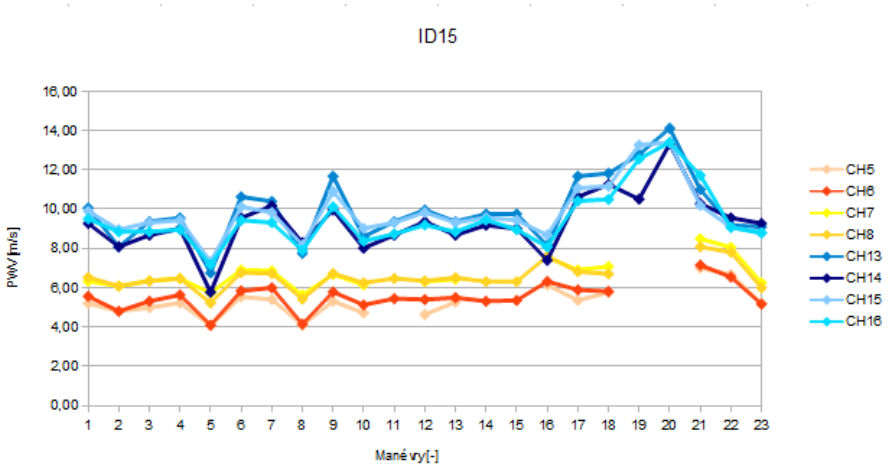
$$PWV = \frac{s_h}{t - t_{CH34}} \cdot 10 \tag{5.7}$$

kde t_{CH4} je časový posuv vůči R-vlně v místě elektrody CH4, t_{CH3} časový posuv vůči R-vlně v místě elektrody CH3, s_h délka arterie pacienta a t časový posuv vůči R-vlně v ostatních místech snímání. Vzhledem k tomu, že většina elektrod leží v blízkosti hrudních elektrod CH3 a CH4, je tento způsob výpočtu nejlépe aplikovatelný pro horní a dolní končetiny, pro které poskytuje přesnější výsledky. (5.9).

Z hlediska fyziologických předpokladů by měly výsledné hodnoty rychlostí být následující:

- při zadržení dechu dochází k mírnému nárůstu krevního tlaku, z toho vyplývá, že i rychlost by měla být také mírně zvýšená (v 5.9 manévr č. 2);
- při Valsalvově manévru, což je usilovný výdech při zavřené hlasové štěrbině, dochází ke zvýšení nitrohrudního tlaku, což se projeví jako pokles krevního tlaku, a tedy i pokles rychlosti (v 5.9 manévr č. 5 a 8);
- při Muellerově manévru, tedy usilovný nádech při zavřené hlasové štěrbině, dochází ke snížení nitrohrudního tlaku, což vede k nárůstu krevního tlaku a k nárůstu rychlosti (v 5.9 manévr č. 10 a 12);
- při měření na nakloněné rovině je vyvíjen vyšší tlak na dolní končetiny než na horní, proto by rychlost v dolních končetinách měla růst a v končetinách horních klesat (v 5.9 manévr č. 16);
- při zátěžovém cvičení na rotopedu dochází ke zvyšování krevního tlaku v důsledku fyzické námahy, rychlost šíření pulsní vlny také strmě narůstá oproti rychlosti při klidové poloze do vysokých hodnot v závislosti na kondici pacienta (v 5.9 manévr č. 20);
- při klidovém dýchání by se rychlost měla postupně ustálit na přibližně stejnou hodnotu, záleží na úkonu, který je prováděn před klidem a na celkovém zdravotním stavu pacienta.

Z grafů i z hodnot lze (viz 5.9) díky těmto fyziologickým předpokladům následně vyčíst, zda byly úkony prováděny správně, jestli nedošlo k chybě v průběhu a po měření (např. špatně připevněná elektroda, chyba při přepočtu signálů ze surových dat, atd.) nebo při odečítání hodnot z výsledných signálů.



Obrázek 5.9: Výsledný graf přepočtu rychlostí šíření pulsní vlny v horních a dolních končetinách, měřeno vůči hrudníku

5.5 Výsledky

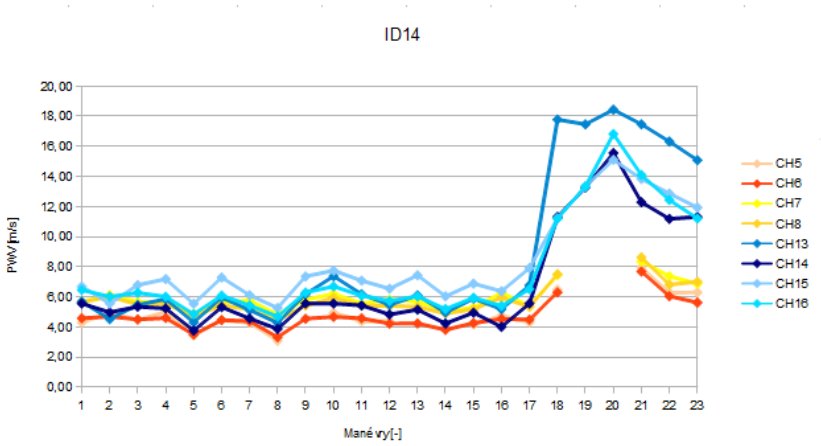
Podle zvolených kritérií (nejlepší čitelnost signálu, viditelné průběhy manévrů) byla vybrána data 30 nejvhodnějších dobrovolníků z 84 celkově naměřených, 17 mužů a 13 žen. Jednalo se o zdravé lidi, nekuřáky, jejichž věk byl převážně mezi 20–40 lety. V grafu jsou manévry číslovány následovně:

- 1 – počáteční spontánní klidové dýchání;
- 2 – zadržení dechu;
- 3, 6 – spontánní dýchání před prvním a druhým Valsalvovým manévrem;
- 4, 5 – počátek (nejnižší hodnota) a průběh (nejvyšší hodnota) prvního Valsalvova manévru;
- 7, 8 – počátek (nejnižší hodnota) a průběh (nejvyšší hodnota) druhého Valsalvova manévru;
- 9, 11 – spontánní dýchání před prvním a druhým Muellerovým manévrem;
- 10, 12 – dva Muellerovy manévry;
- 13 – spontánní dýchání před řízeným dýcháním;
- 14 – řízené dýchání;
- 15 – spontánní dýchání před tiltem;
- 16 – tilt (snímání na nakloněné rovině);
- 17, 18 – spontánní dýchání před zátěžovým cvičením;
- 19, 20 – zátěžové cvičení.
- 21, 22, 21 – spontánní dýchání po zátěžovém cvičení;

Hodnoty rychlosti šíření pulsní vlny se pohybují mezi 2–12 m/s v klidu. Při zátěži a některých dýchacích manévrech (zadržení dechu, Muellerovy manévry) PWV narůstá v závislosti na krevním tlaku a celkovém fyzickém stavu dobrovolníka. Na následujících stránkách jsou popsána data všech 30 subjektů a vyhodnoceny grafy, které reflektují rychlost šíření pulsní vlny vůči hrudním elektrodám v horních (CH5, CH6, CH7, CH8) a dolních končetinách (CH13, CH14, CH15, CH16). Vzhledem k tomu, že se jedná o zdravé pacienty, výsledky by neměly obsahovat velké výkyvy hodnot od fyziologických předpokladů.

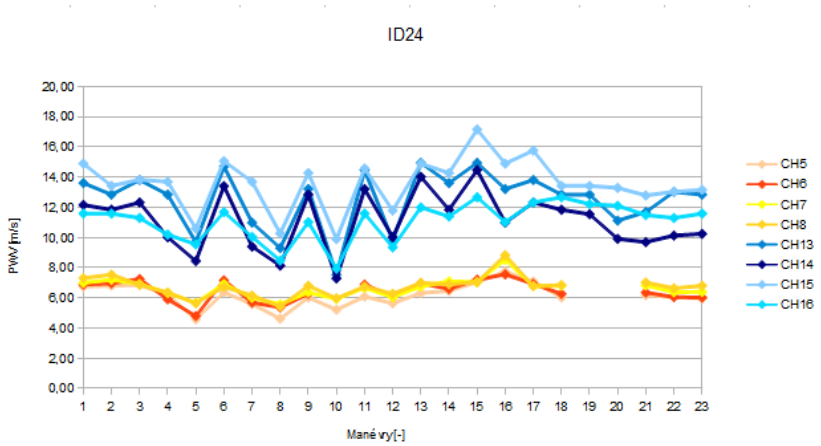
- ID 14, žena, 26 let.

Rychlost šíření pulsní vlny se pohybuje v rozmezí 3–18 m/s, přičemž nárůst do takových hodnot je způsoben zátěžovým cvičením. V horních končetinách byly PWV 4–18 m/s, v dolních končetinách 3–9 m/s. Oba Valsalvovy manévry mají správný pokles hodnot, u Muellerova manévru naopak charakteristický nárůst hodnot. Hodnoty tiltu také splňují předpoklad poklesu hodnot u horních končetin a nárůstu u dolních. Vysoké hodnoty při zátěžovém cvičení jsou dány výrazně zvýšeným srdečním tepem během cvičení, přičemž narůstá PWV.



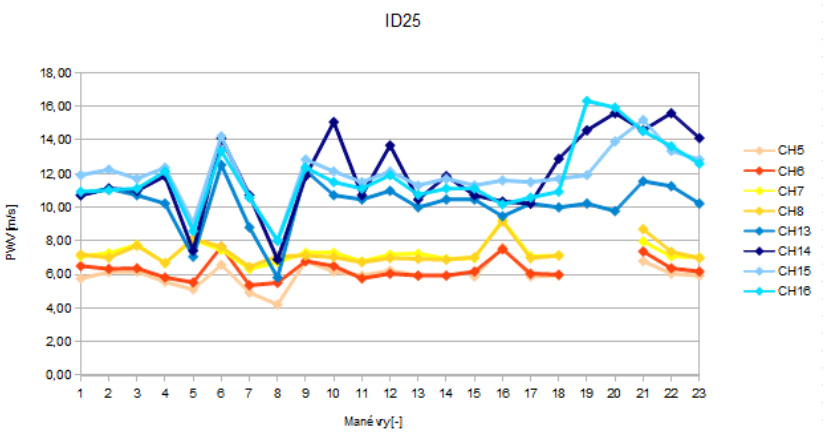
- ID 24, žena, 38 let.

Rychlost šíření pulsní vlny se pohybuje mezi 4–18 m/s. V horních končetinách byly PWV 8–18 m/s, v dolních končetinách 4–9 m/s. Valsalvovy manévry mají charakteristický pokles hodnot. Muellerovy manévry byly špatně prováděny (např. příliš krátce prováděný usilovný nádech), neboť dochází k výraznému poklesu. Pokles v době zátěžového cvičení indikuje nesprávné provedení, požadovaná frekvence šlapání nebyla dodržena.



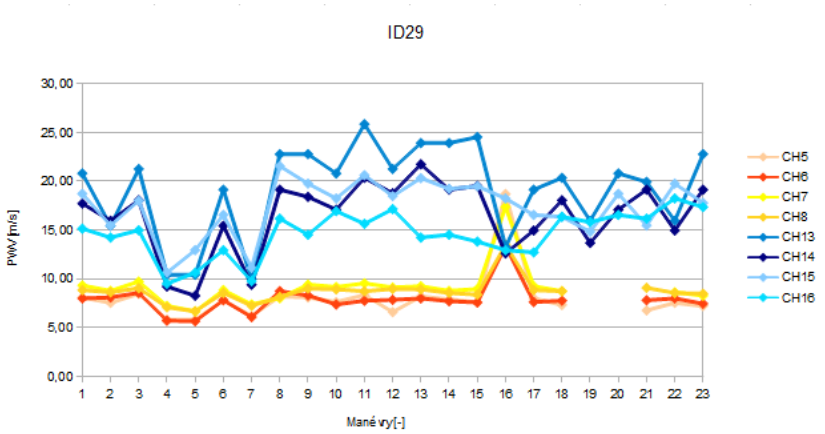
- ID 25, žena, 36 let.

U této dobrovolnice je rychlost šíření pulsní vlny mezi 4–16 m/s. V horních končetinách byly PWV 6–16 m/s, v dolních končetinách 3–9 m/s. Valsalvovy manévry jsou správně provedeny, Muellerovy manévry také, nárůsty a poklesy jsou velmi zřetelné. Při tiltu je zde charakteristický nárůst hodnot u dolních končetin a pokles u horních. Zátěžové cvičení bylo prováděno správně, došlo ke strmému nárůstu hodnot.



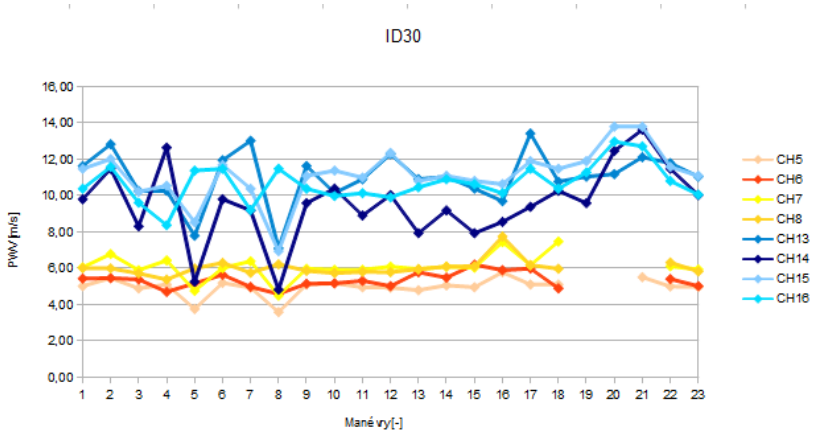
- ID 29, žena, 37 let.

Pulsní vlna dosahuje rychlosti mezi 5–25 m/s. V horních končetinách byly PWV 10 až 25 m/s, v dolních končetinách 5–19 m/s. Takto vysoké hodnoty jsou způsobeny tím, že časové posuvy vrcholů pulsních vln u horních končetin dosahovaly mnohem menších hodnot, než je běžné. Z toho lze usuzovat, že pacientka má počínající cévní onemocnění, a proto by měla být provedena další měření, aby se vyloučilo, zda nedošlo k chybě při měření, zpracování signálu nebo odečtu hodnot, a opravdu se jedná o onemocnění. Valsalvovy manévry vykazují správný pokles hodnot, u Muellerových manévru je pouze nízký narůst v některých kanálech, manévr nemusel být prováděn správně. Mírný pokles při zátěžovém cvičení indikuje nestálost požadované frekvence šlapání.



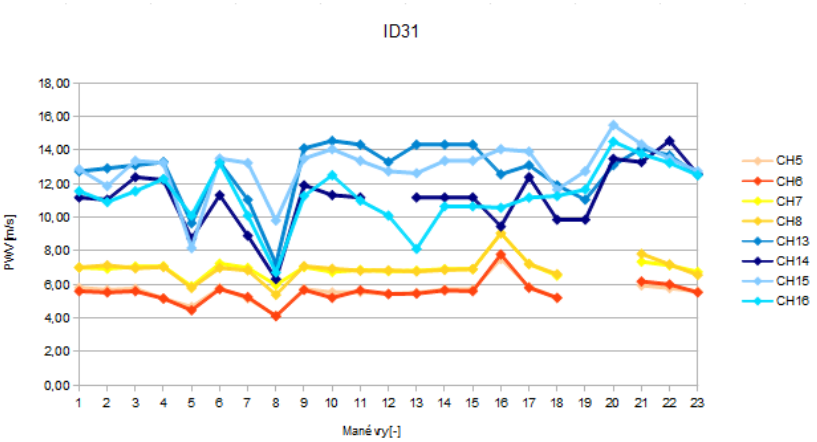
- ID 30, žena, 37 let.

U této dobrovolnice se pulsní vlna pohybuje rychlostí mezi 4–14 m/s. V horních končetinách byly PWV 5–14 m/s, v dolních končetinách 4–6 m/s. V tomto případě byly všechny manévry prováděny zcela správně. Valsalvovy manévry mají správný pokles, Muellerovy manévry naopak mírné nárůsty. Při tiltu se předpokládá větší nárůst signálu v oblasti dolních končetin, což je splněno pouze v lýtkové části, stehenní část je poměrně nízká, což by mohlo být způsobeno chybou při snímání signálu. Při zátěžovém cvičení strmý nárůst hodnot indikuje správnost cvičení a dodržování dané frekvence.



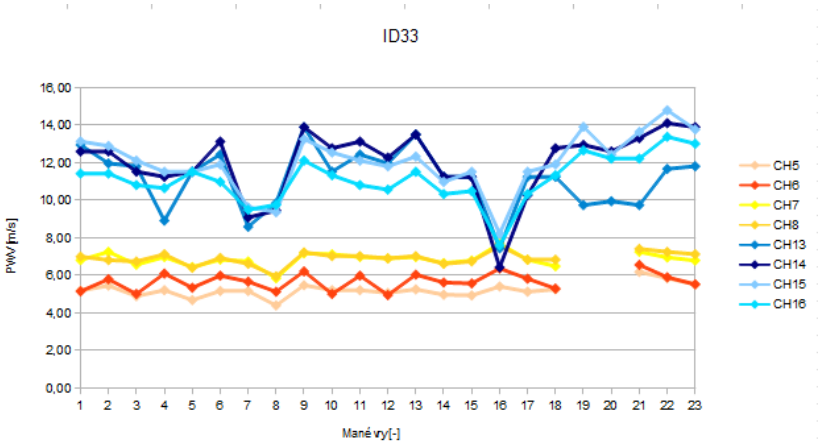
- ID 31, žena, 37 let.

Rychlost šíření pulsní vlny se pohybuje přibližně mezi 4–15 m/s. V horních končetinách byly PWV 6–16 m/s, v dolních končetinách 4–9 m/s. Valsalvovy manévry jsou oba prováděny správně, u Muellerových manévrů je zaznamenán prudký nárůst hodnot u horních končetin a téměř neznatelný u dolních, což by se dalo považovat za správné. Měření na nakloněné rovině i zátěžové cvičení vykazují hodnoty odpovídající fyziologickým předpokladům v závislosti na fyzickém stavu pacienta.



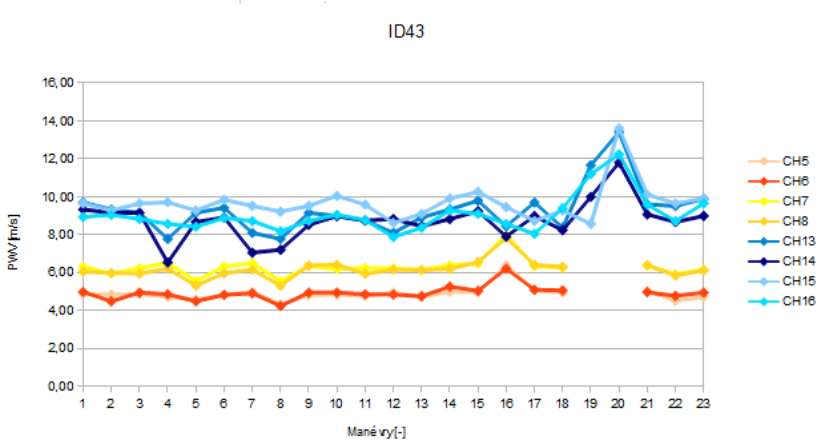
- ID 33, žena, 24 let.

Rychlost šíření pulsní vlny je přibližně v rozmezí 4–14 m/s. V horních končetinách byly PWV 6–14 m/s, v dolních končetinách 4–8 m/s. Při prvním pohledu na graf lze vyčíst, že manévry byly prováděny správně, mají charakteristické průběhy – při Muellerově manévru hodnoty rostou a při Valsalvově manévru klesají, při měření na nakloněné rovině je pokles hodnot u horních končetin a nárůst u dolních končetin, hodnoty zátěžového cvičení vykazují nárůst, což signalizuje správné provedení cvičení.



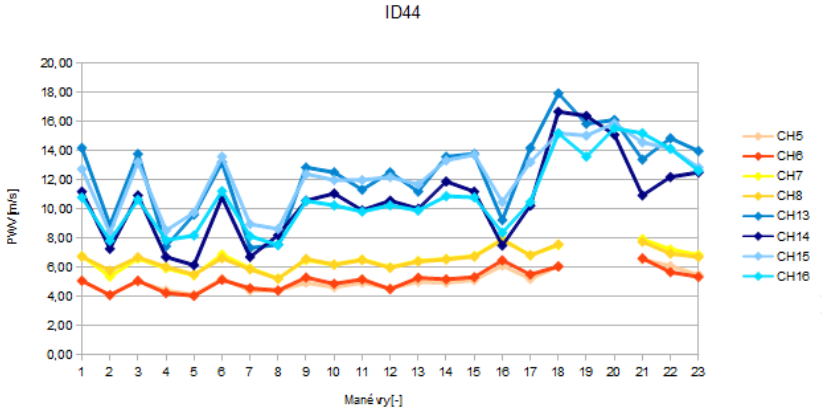
- ID 43, žena, 33 let.

U této dobrovolnice je rychlost šíření pulsní vlny v rozmezí 4–14 m/s, přičemž vysoké hodnoty jsou pouze při správně provedeném zátěžovém cvičení, jinak se hodnoty pohybují přibližně do 10 m/s. V horních končetinách byly PWV 6–14 m/s, v dolních končetinách 4–8 m/s. Valsalvovy manévry i tilt byly prováděny správně, u Muellerových manévrů jsou mírné nárůsty hodnot v době manévru, tudíž byly nejspíše prováděny správně.



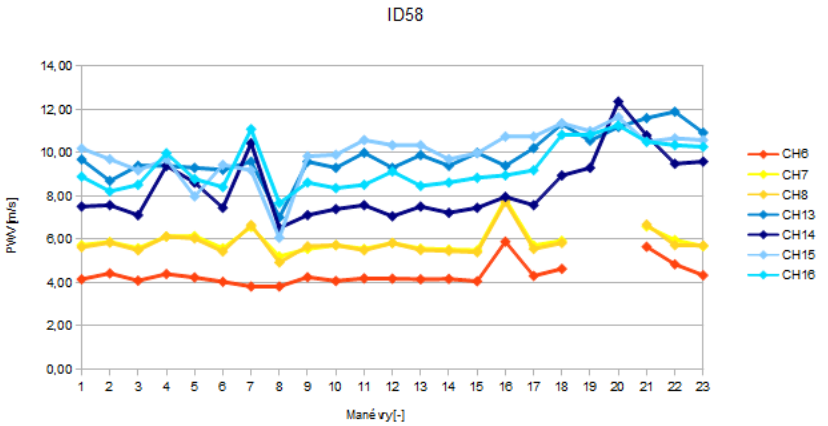
- ID 44, žena, 22 let.

Pulsní vlna se u této pacientky pohybuje rychlostí v rozmezí 4–18 m/s. V horních končetinách byly PWV 7–18 m/s, v dolních končetinách 4–8 m/s. Valsalvovy manévry mají správný pokles hodnot, oproti tomu při Muellerových manévrech docházelo pouze k mírnému k nárůstu, což znamená, že manévry byly nejspíše prováděny špatně. Tilt i zátěžové cvičení mají správný pokles/nárůst hodnot. Při cvičení se dosahuje velmi vysokých hodnot PWV, což bude dáno fyzickým stavem pacientky.



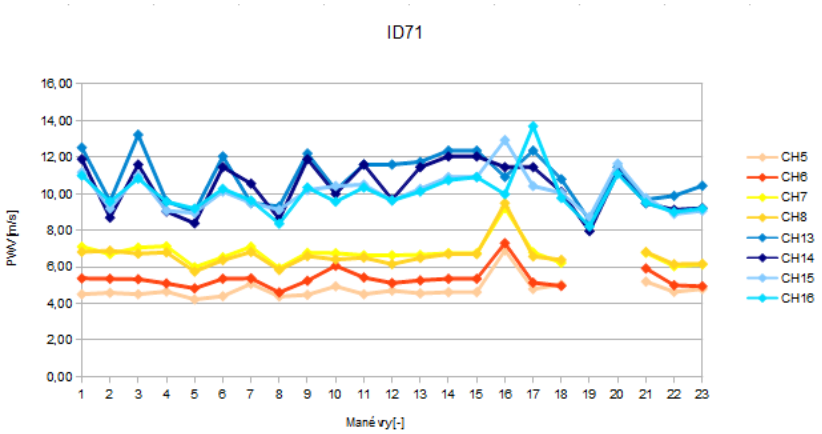
- ID 58, žena, 21 let.

Rychlost šíření pulsní vlny se pohybuje ve fyziologických hodnotách, 4–12 m/s. V horních končetinách byly PWV 6–12 m/s, v dolních končetinách 4–8 m/s. Posuv z pravé stehenní elektrody byl porušen, nejspíše z důvodu špatné přilnavostí elektrody na povrchu kůže při snímání signálu. U horních končetin Valsalvovy manévry jsou prováděny a sejmuty správně, hodnoty Muellerových manévrů vykazují nárůst. U dolních končetin jsou hodnoty více stabilní, při Valsalvových manévrech mají pouze mírný pokles, při Muellerových manévrech naopak mírný nárůst, což odpovídá předpokladům. Rozdíly mezi končetinami mohou být způsobeny nežádoucím pohybem při měření.



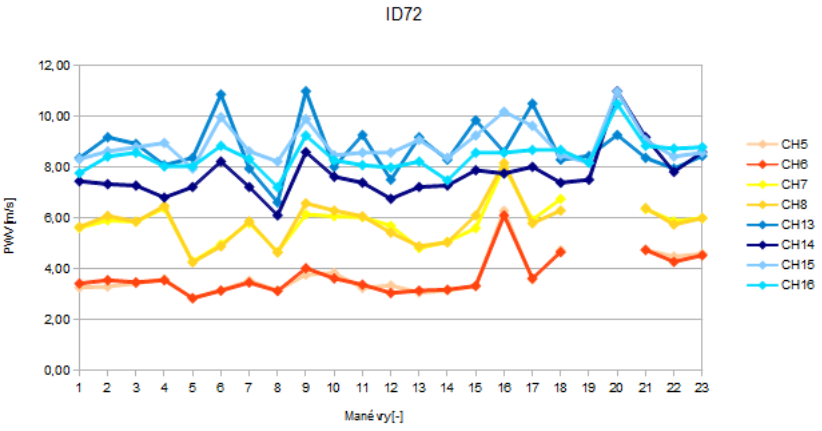
- ID 71, žena, 28 let.

U této pacientky je rychlost šíření pulsní vlny v rozmezí 4–14 m/s. V horních končetinách byly PWV 8–14 m/s, v dolních končetinách 4–10 m/s. Hodnoty u Valsalvových manévrů jsou odečtený správně, vykazují očekávaný pokles. Hodnoty Muellerova manévru charakteristicky. Měření na nakloněné rovině dává správné výsledky u dolních končetin, u horních končetin je v jednom kanále zaznamenán nárůst místo poklesu, což je způsobeno špatným zpracováním nebo odečtem hodnot ze signálu. Pouze mírný nárůst hodnot v době zátěžového cvičení signalizuje nedostatečnou frekvenci šlapání během měření.



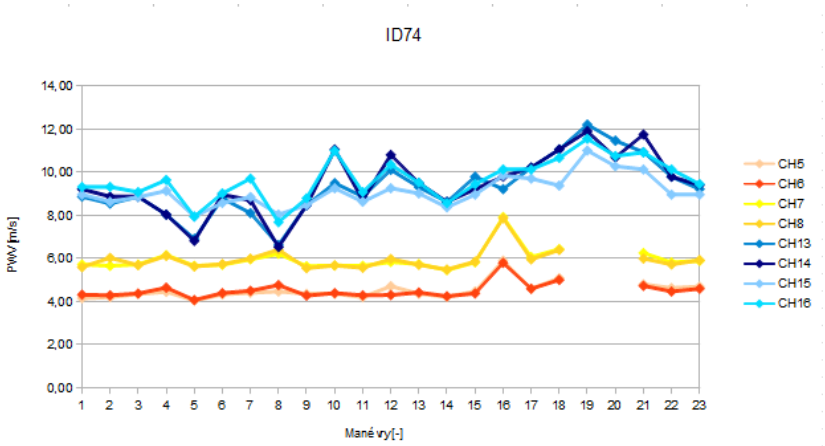
- ID 72, žena, 22 let.

V tomto případě má rychlost šíření pulsní vlny hodnoty mezi 3–11 m/s. V horních končetinách byly PWV 6–11 m/s, v dolních končetinách 3–8 m/s. Hodnoty Valsalvových manévrů má charakteristický pokles. U Muellerových manévrů dochází také k poklesu hodnot, byly nejspíše špatně prováděny (pravděpodobně s malou intenzitou). Signál tiltu i zátěžového cvičení mají také správný průběh. Výsledky u této pacientky odpovídají fyziologickým předpokladům.



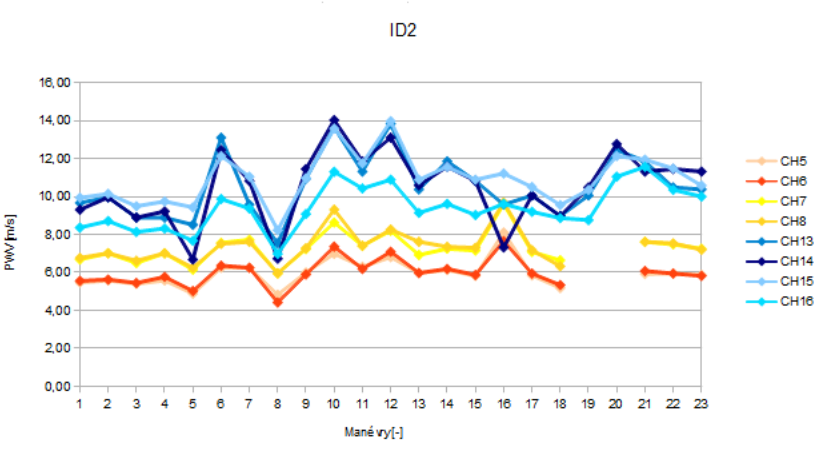
- ID 74, žena, 21 let.

Rychlost šíření pulsní vlny je ve fyziologických hodnotách, 4–12 m/s. V horních končetinách byly PWV 6–12 m/s, v dolních končetinách 4–8 m/s. I v tomto případě graf obsahuje hodnoty odpovídající fyziologickým předpokladům, mírný nárůst při zadržení dechu, pokles při Valsalvově manévru, nárůst při Muellerově manévru, pokles/nárůst při tiltu v závislosti, zda se jedná o horní nebo dolní končetiny a strmý nárůst při zátěžovém cvičení.



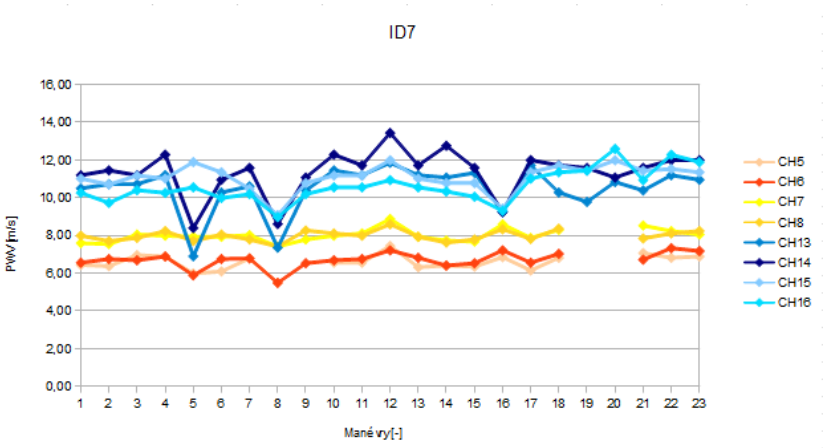
- ID 2, muž, 27 let.

U tohoto pacienta je rychlost šíření pulsní vlny v rozmezí 4–14 m/s. V horních končetinách byly PWV 6–14 m/s, v dolních končetinách 4–9 m/s. U Valsalvova manévru je správný pokles hodnot, u Muellerova manévru je prudký nárůst především v horních končetinách. Hodnoty tiltu vykazují charakteristický pokles v horních končetinách a nárůst v dolních končetinách. Zátěžové cvičení bylo prováděno správně, což je dáno nárůstem hodnot v době cvičení.



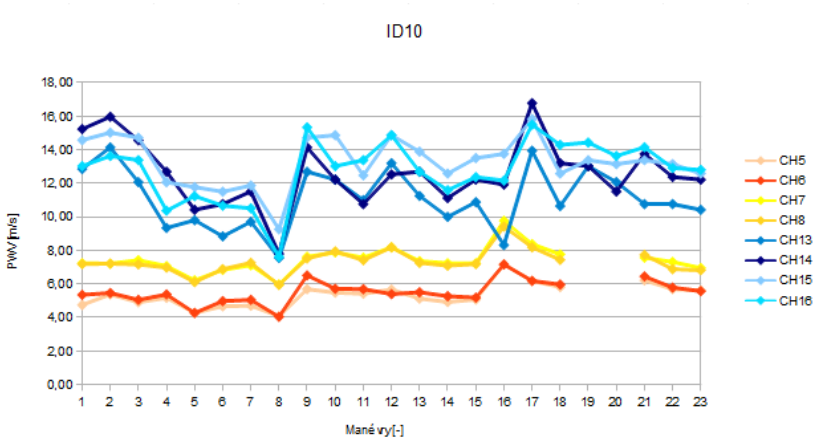
- ID 7, muž, 27 let.

Rychlosti šíření pulsní vlny dosahují hodnot mezi 5–13 m/s. V horních končetinách byly PWV 7–13 m/s, v dolních končetinách 5–9 m/s. Z grafu lze vyčíst, že zádrž dechu, Valsalvovy manévry i Muellerovy manévry mají charakteristické průběhy, což se dá považovat za správné provedení manévrů či odečtení hodnot. Měření na nakloněné rovině má správný pokles/nárůst hodnot. Pokles hodnot v průběhu zátěžového cvičení indikují nesprávnost provedení, tedy nedostatečnou frekvencí během šlapání.



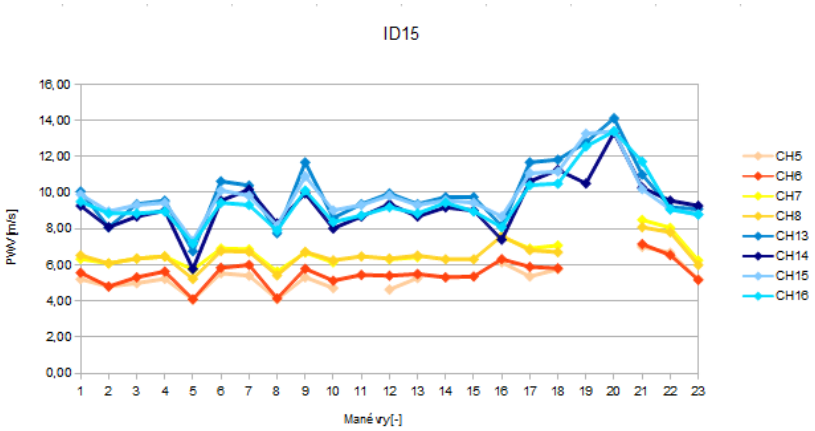
- ID 10, muž, 21 let.

Hodnoty rychlosti šíření pulsní vlny jsou 4–17 m/s. V horních končetinách byly PWV 8–17 m/s, v dolních končetinách 4–10 m/s. Nárůst hodnot při zadržení dechu a pokles při Valsalvově manévru indikují správné provedení manévru a odečtení ze signálu. Hodnoty Muellerova manévru vykazují nárůst. Při tiltu dochází k poklesu hodnot, i když pouze mírnému, u horních končetin, což se dá i přesto považovat za správné. Zátěžové cvičení vykazuje pouze velmi nízký nárůst, nejspíše nebylo prováděno s dostatečnou intenzitou.



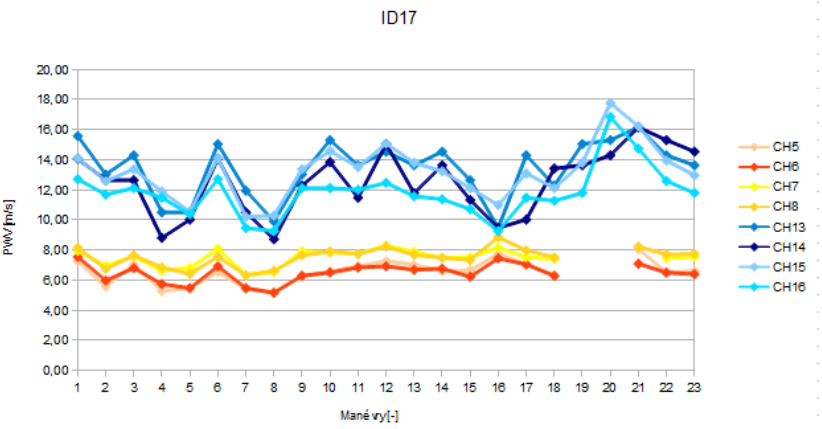
- ID 15, muž, 21 let.

Rychlost šíření pulsní vlny je v rozmezí 4–14 m/s. V horních končetinách byly PWV 6–14 m/s, v dolních končetinách 4–8 m/s. Valsalvovy manévry mají správný pokles hodnot, Muellerovy zase nárůst. Tilt má správně pokles rychlosti šíření pulsní vlny v horních končetinách a naopak nárůst v dolních končetinách. Zátěžové cvičení bylo také prováděno, naměřeno a odečteno správně, což je indikováno strmým nárůstem v oblasti horních končetin.



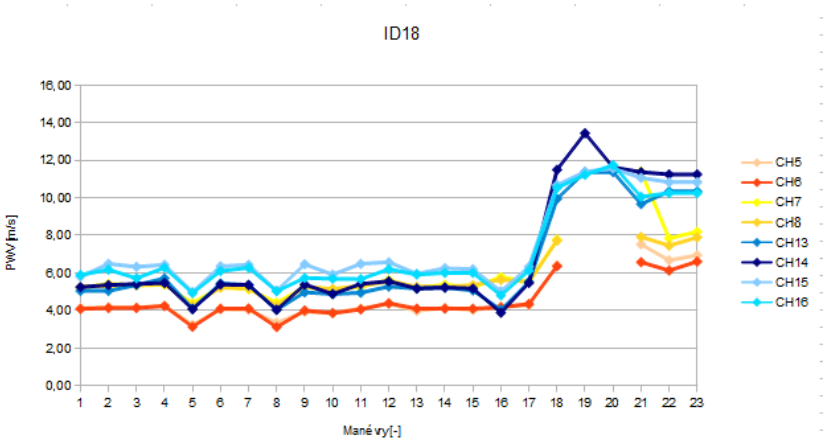
- ID 17, muž, 30 let.

Pulsní vlna se u toho pacienta šíří rychlostí mezi 5–18 m/s. V horních končetinách byly PWV 8–18 m/s, v dolních končetinách 5–9 m/s. Špatně zadržený dech signalizuje pokles hodnot namísto růstu. Valsalvovy manévry mají pokles hodnot, což je správně, u Muellerových manévru je správný nárůst hodnot. Hodnoty v dolních končetinách během tiltu rostou, v horních končetinách klesají, což je správně, stejně tak jako strmý nárůst hodnot během zátěžového cvičení.



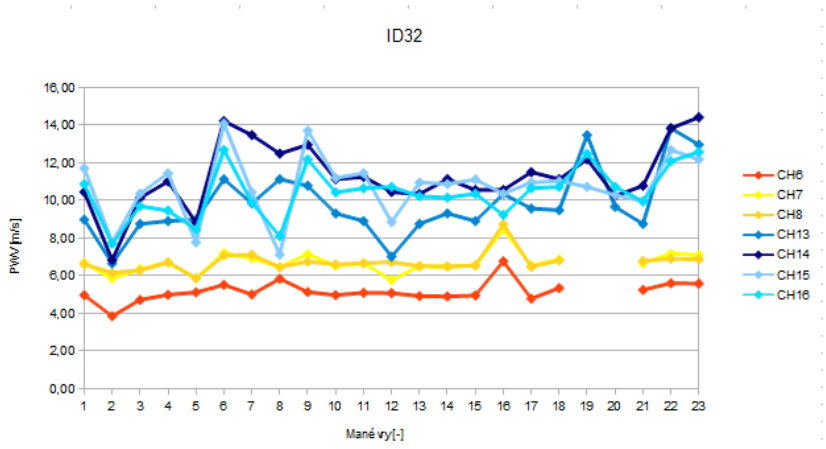
- ID 18, muž, 31 let.

Hodnoty rychlosti šíření pulsní vlny se nachází ve rozsahu hodnot 3–14 m/s. V horních končetinách byly PWV 4–14 m/s, v dolních končetinách 3–12 m/s. Poklesy hodnot u Valsalvových manévrů jsou správné. Totéž platí i pro Muellerův manévr, jehož hodnoty rostou. Během měření na nakloněné rovině dochází správně k poklesu hodnot rychlosti šíření pulsní vlny v horních končetinách a růstu v končetinách dolních. Zátěžové cvičení je také prováděno správně, což je indikováno strmým nárůstem hodnot PWV.



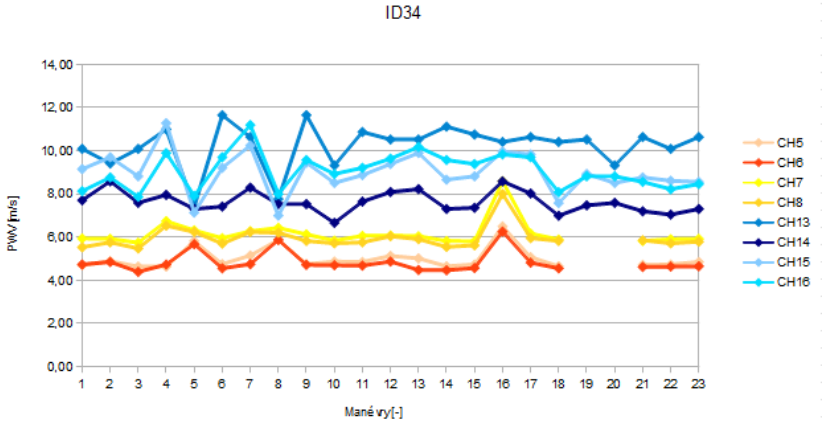
- ID 32, muž, 36 let.

Rychlost šíření pulsní vlny je v rozmezí 4–14 m/s. V horních končetinách byly PWV 7–14 m/s, v dolních končetinách 4–9 m/s. Valsalvovy manévry jsou provedeny, naměřeny i odečteny správně. Hodnoty Muellerova manévru mají charakteristický průběh, dochází k jejich nárůstu. Hodnoty tiltu i zátěžového cvičení mají správný charakteristický průběh. V průběhu klidových poloh mezi Valsalvovými manévry dochází k strmým nárůstům, což je způsobeno tím, že pacient má už na počátku vyšší hodnoty PWV a při vyrovnávání hodnot v klidové poloze po provedení manévru dojde ke strmému nárůstu PWV.



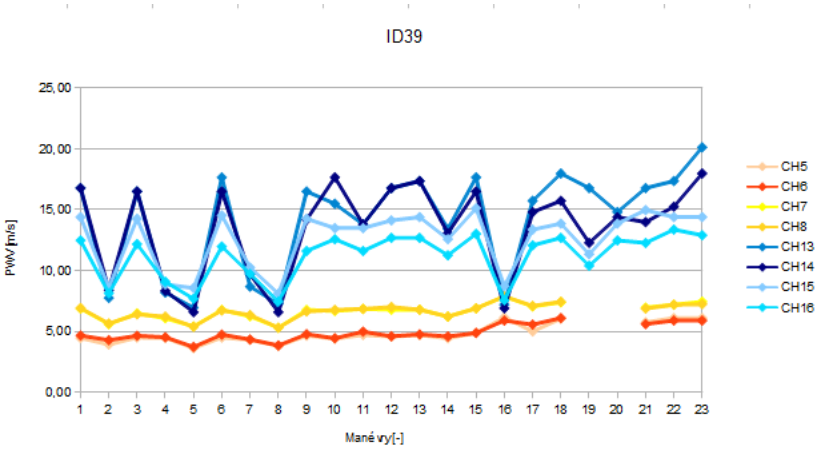
- ID 34, muž, 27 let.

U tohoto pacienta rychlosti šíření pulsní vlny dosahují hodnot z rozmezí 4–12 m/s. V horních končetinách byly PWV 7–12 m/s, v dolních končetinách 4–8 m/s. Zadržení dechu bylo prováděno správně, došlo k nárůstu hodnot. Valsalvovy manévry mají správný pokles hodnot a Muellerovy naopak nárůst. Hodnoty měření na nakloněné rovině mají mírný pokles pro horní končetiny a nárůst pro horní končetiny. Hodnoty zátěžového cvičení sice vykazují nárůst, ale jen velmi malý, v některých případech dokonce pokles. To znamená, že šlapání nebylo prováděno s dostatečnou frekvencí.



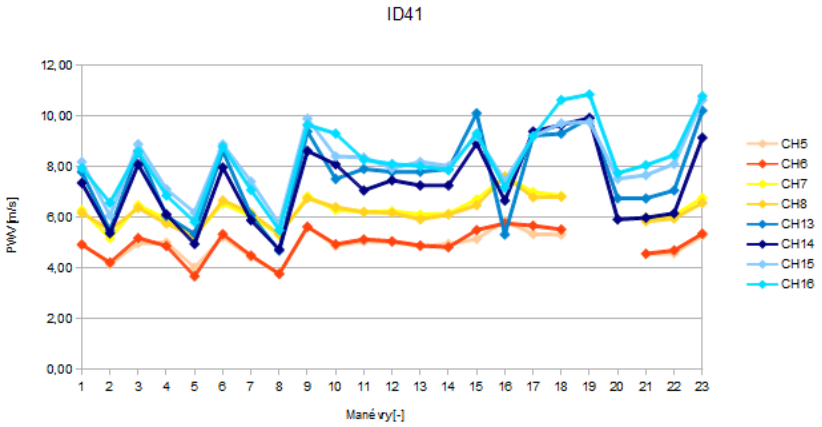
- ID 39, muž, 21 let.

Hodnoty rychlosti šíření pulsní vlny se nacházejí v rozmezí přibližně 4–18 m/s. V horních končetinách byly PWV 8–20 m/s, v dolních končetinách 4–8 m/s. V tomto případě nedošlo ke správnému zadržení dechu, a proto je zde viditelný pokles hodnot. Valsalvovy manévry byly prováděny správně, v grafu je viditelný pokles hodnot. Muellerovy manévry byly také prováděny správně, hodnoty v tomto bodě měření narůstají. Hodnoty tiltu vykazují charakteristické růsty i poklesy v závislosti na části těla, ve kterém probíhalo snímání signálu. U zátěžového cvičení hodnoty stoupají pouze mírně.



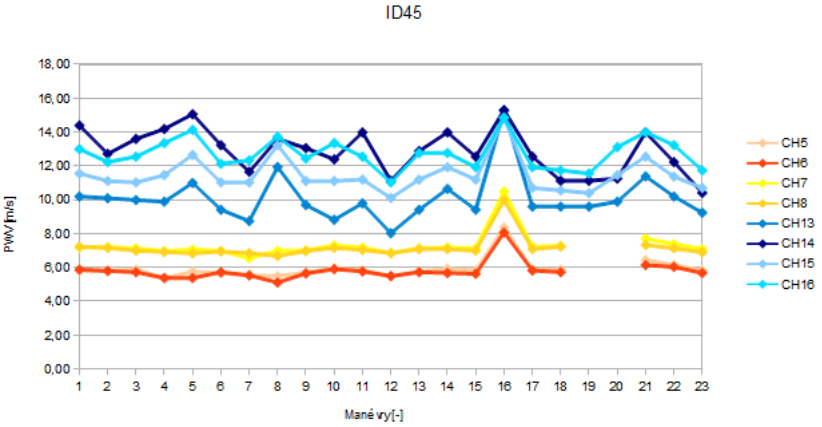
- ID 41, muž, 21 let.

Rychlosti šíření pulsní vlny dosahují hodnot v rozmezí 4–11 m/s. V horních končetinách byly PWV 4,5–11 m/s, v dolních končetinách 4–8 m/s. Valsalvovy manévry jsou odečteny správně, hodnoty vykazují pokles. Muellerovy manévry mají strmý nárůst hodnot v případě prvního manévru, během druhého manévru dochází v některých kanálech k poklesu, což je nejspíše způsobeno špatnou čitelností výchozího signálu a následným nepřesným odečtením. Hodnoty tiltu vykazují charakteristické nárůsty a poklesy. Pokles hodnot při zátěžovém cvičení (v grafu manévry 20 a 21) značí jeho špatné provedení, pacient nedodržoval potřebnou frekvenci šlapání na rotopedu.



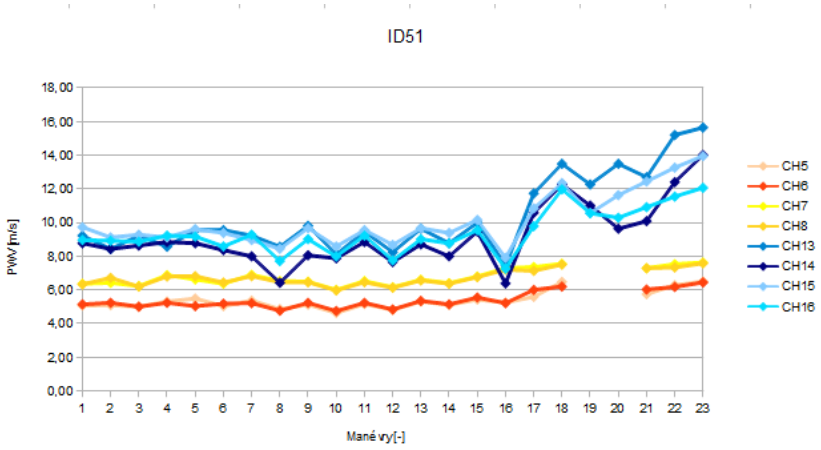
- ID 45, muž, 47 let.

Pulsní vlna se u tohoto pacienta pohybuje rychlostmi v rozmezí 5–15 m/s. V horních končetinách byly PWV 8–15 m/s, v dolních končetinách 5–10,5 m/s. Zadržení dechu nebylo provedeno, není zde viditelný nárůst hodnot. Valsalvovy manévry mají správný pokles hodnot, oproti tomu Muellerovy manévry mají mít nárůst hodnot, ale v tomto případě se zde nachází pokles. To je způsobeno nesprávným provedením manévru. Hodnoty měření na nakloněné rovině a zátěžového cvičení mají správný charakteristický průběh.



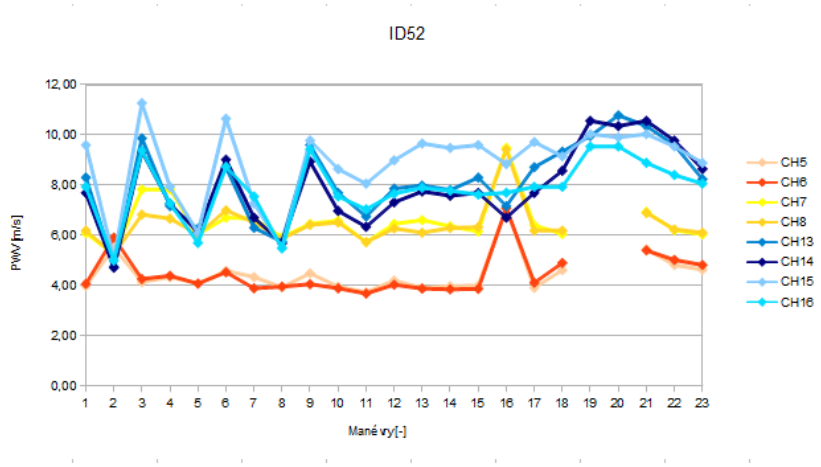
- ID 51, muž, 27 let.

Rychlosti šíření pulsní vlny spadají do fyziologického rozmezí hodnot, 4–16 m/s. V horních končetinách byly PWV 6–16 m/s, v dolních končetinách 4–8 m/s. U hodnot Valsalvova manévru dochází k mírnému poklesu hodnot, u Muellerových manévru nedochází k nárůstu, což je způsobeno špatným provedením manévru (pravděpodobně nízká intenzita). Hodnoty PWV při tiltu v oblasti stehen nevykazují nárůst (asi došlo ke špatnému snímání elektrod během měření), hodnoty v ostatních kanálech mají charakteristické průběhy. Zátěžové cvičení bylo provedeno s nízkou frekvencí šlapání.



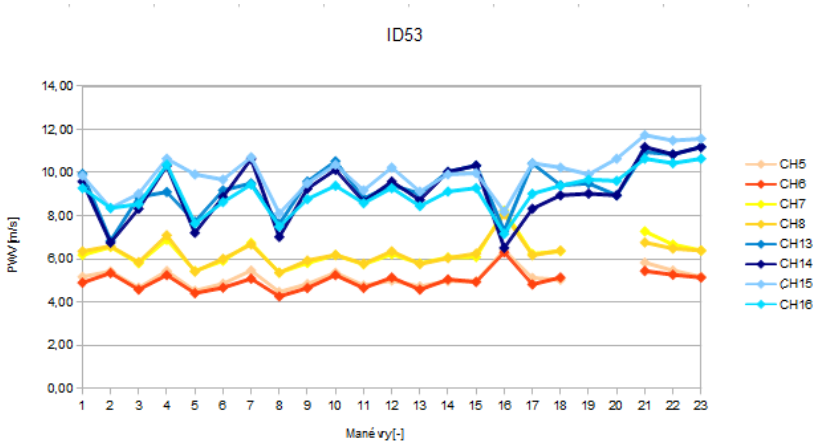
- ID 52, muž, 21 let.

U tohoto pacienta dosahuje rychlost šíření pulsní vlny hodnot v rozmezí 4–11 m/s. V horních končetinách byly PWV 5–11 m/s, v dolních končetinách 4–10 m/s. Téměř ve všech kanálech je pokles u zadržení dechu, dána nesprávným provedením manévru. U hodnot Valsalvova manévru se nachází charakteristický pokles hodnot. Muellerovy manévry jsou správně provedeny, hodnoty vykazují charakteristický nárůst. Měření na nakloněné rovině i zátěžové cvičení mají průběhy hodnot, které odpovídají fyziologickým předpokladům.



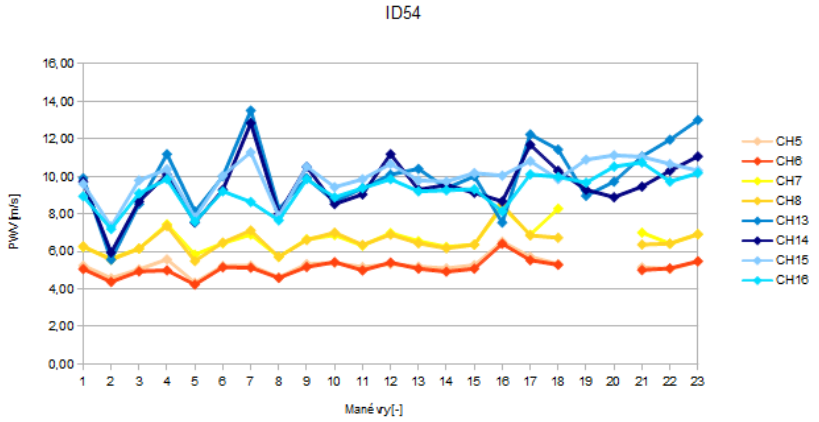
- ID 53, muž, 26 let.

Rychlosti šíření pulsní vlny v případě tohoto pacienta dosahují hodnot v rozmezí 4 až 12 m/s. V horních končetinách byly PWV 7–12 m/s, v dolních končetinách 4–8 m/s. Valsalvovy manévry, Muellerovy manévry, tilt i zátěžové cvičení splňují fyziologické předpoklady, ačkoli u cvičení není nárůst hodnot nijak prudký, takže cvičení nebylo prováděno s dostatečnou intenzitou.



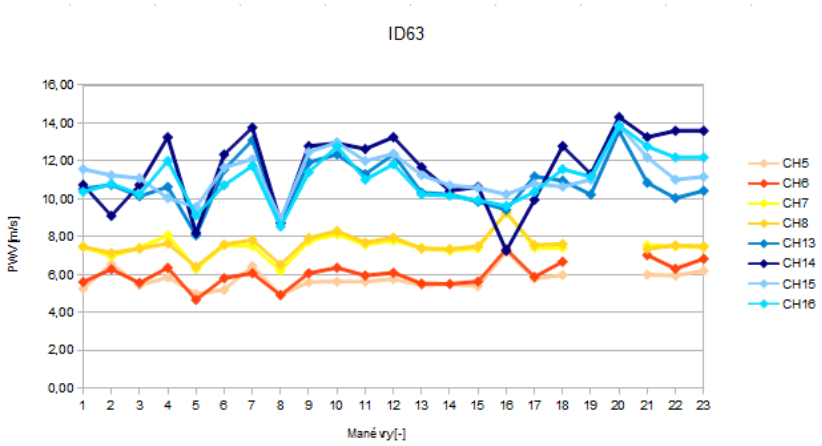
- ID 54, muž, 23 let.

Pulsní vlna se šíří rychlostí v rozmezí 4–14 m/s. V horních končetinách byly PWV 6 až 14 m/s, v dolních končetinách 4–9 m/s. Hodnoty zadržení dechu nemají charakteristicky narůstající tendenci, ale klesají, což je způsobeno špatnou čitelností signálu a odečítání hodnot z něj. Valsalvovy manévry mají správný pokles hodnot a Muellerovy manévry správný nárůst pouze v případě druhého manévru. První manévr byl nejspíše prováděn špatně, dochází k poklesu hodnot. Při tiltu dochází k nárůstu hodnot v dolních končetinách a k poklesu v horních končetinách, při zátěžovém cvičení hodnoty klesají a indikují nesprávně provedené cvičení.



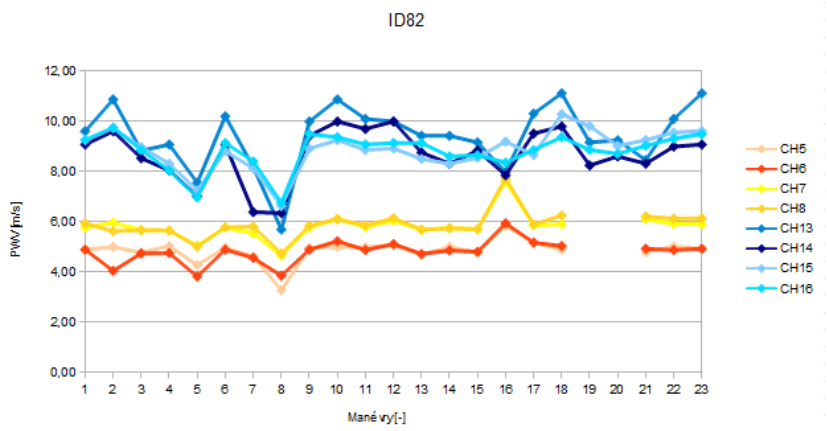
- ID 63, muž, 24 let.

U tohoto pacienta jsou rychlosti šíření pulsní vlny v hodnotách 4–14 m/s. V horních končetinách byly PWV 8–14 m/s, v dolních končetinách 4–10 m/s. Valsalvovy manévry, Muellerovy manévry, tilt i zátěžové cvičení mají charakteristické průběhy, které splňují fyziologické předpoklady. Při zadržení dechu hodnoty v některých kanálech klesají, což je způsobeno nepřesným měřením v těchto kanálech nebo nesprávně provedeným manévrem.



- ID 82, muž, 22 let.

Rychlost šíření pulsní vlny spadá do rozmezí 3–11 m/s. V horních končetinách byly PWV 6–11 m/s, v dolních končetinách 3–8 m/s. Valsalvovy manévry mají charakteristickou klesající tendenci a Muellerovy manévry naopak rostoucí, což odpovídá fyziologickým předpokladům. Hodnoty získané měřením na nakloněné rovině mají správný pokles u horních končetin a nárůst u dolních končetin. Zátěžové cvičení bylo prováděno správně, hodnoty lehce narůstají.



Shrnutí výsledků všech zdravých dobrovolníků

- U mužů se rychlosti šíření pulsní vlny pohybovaly v celém průběhu měření průměrně v rozmezí 4–14 m/s, u žen 3–18 m/s, přičemž vysokých hodnot PWV bylo dosahováno při manévrech, kdy se očekával nárůst (zádrž dechu, Muellerovy manévry), a při zátěžovém cvičení, při kterém záleželo na fyzické kondici pacienta (při nižší kondici dochází k prudšímu zvýšení srdečního tepu, a tak i k nárůstu PWV).
- V klidových polohách se až na výjimky u všech pacientů nacházely hodnoty PWV ve fyziologických hodnotách.
- Téměř u všech zdravých dobrovolníků byly charakteristické průběhy signálu v první části měření (část s dýchacími manévry): nárůst hodnot PWV při zadržení dechu, pokles při Valsalvových manévrech, nárůst při Muellerových manévrech, pokles/nárůst při tiltu.
- V druhé části měření (zátěžové cvičení) docházelo u některých pacientů k poklesu hodnot PWV, což značí nesprávně provedené cvičení s nedostatečnou intenzitou šlapání.
- V jednom z případů došlo k vysokému nárůstu PWV. Aby se vyloučila nesprávná indikace počátku cévního onemocnění nebo chybné měření, mělo by znovu proběhnout srovnávací měření. U některých jedinců docházelo také k vysokým nárůstům, ale nebyly detekovány v takové míře a po celou dobu měření.

Z výsledků vyplývá, že metoda vícekanálové celotělové impedanční kardiografie je účinný nástroj při měření rychlosti šíření pulsní vlny a vykazuje vysokou vypovídací schopnost.

5.6 Základní statistické vyhodnocení

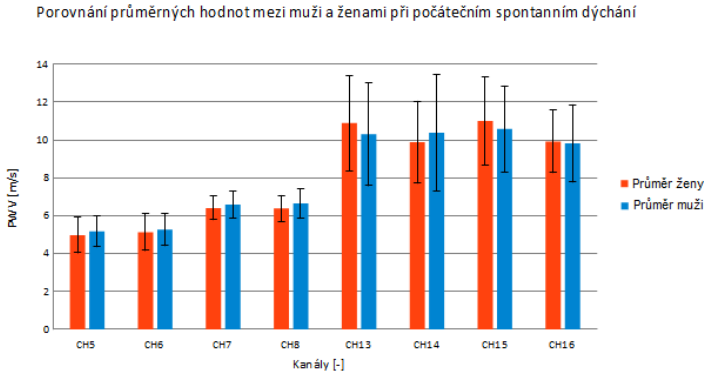
Bylo vybráno 30 nejvhodnějších dobrovolníků, a to 17 mužů a 13 žen. Věk se pohyboval v rozmezí 20–50 let, průměrný věk u žen byl 29 let a u mužů 26 let. Statisticky se vyhodnocovaly výsledky rychlosti šíření pulsní vlny v horních a dolních končetinách, porovnávala se symetrie výsledků pravé a levé části těla a rozdíly ve výsledcích v závislosti na pohlaví. Statisticky se vyhodnocovaly hodnoty rychlosti šíření pulsní vlny v jednotlivých kanálech během počáteční klidové polohy, klidové polohy před tiltem a během tiltu. Data byla zpracována v aplikaci *STATISTICA*, grafy v aplikaci *OpenOffice Calc*.

U žen byly průměrné hodnoty PWV a směrodatné odchylky jednotlivých kanálů během počáteční klidové polohy následující:

Kanály	Průměr [m/s]	Směrodatná odchylka [m/s]
CH5 – pravé stehno	4,97	0,94
CH6 – levé stehno	5,12	0,97
CH7 – pravé lýtko	6,40	0,62
CH8 – levé lýtko	6,39	0,68
CH13 – pravá paže	10,89	2,52
CH14 – levá paže	9,88	2,17
CH15 – pravé předloktí	11,00	2,33
CH16 – levé předloktí	9,92	1,65

Tabulka 5.5: Tabulka průměrů a směrodatných odchylek hodnot rychlosti šíření pulsní vlny u žen v průběhu počáteční klidové polohy

K rozdílům dochází v horních končetinách, což je dáno různými proporcemi a rozpětím paží. Průměry se nacházejí v rozmezí 4,9–11,0 m/s, což spadá do fyziologických hodnot a potvrzuje fakt, že se jedná o zdravé pacientky.



U mužů byly průměrné hodnoty PWV a směrodatné odchylky jednotlivých kanálů v průběhu počáteční klidové polohy následující:

Kanály	Průměr [m/s]	Směrodatná odchylka [m/s]
CH5 – pravé stehno	5,17	0,82
CH6 – levé stehno	5,26	0,85
CH7 – pravé lýtko	6,59	0,72
CH8 – levé lýtko	6,64	0,79
CH13 – pravá paže	10,30	2,72
CH14 – levá paže	10,39	3,09
CH15 – pravé předloktí	10,59	2,27
CH16 – levé předloktí	9,82	2,05

Tabulka 5.6: Tabulka průměrů a směrodatných odchylek hodnot rychlosti šíření pulsní vlny u mužů v průběhu počáteční klidové polohy

Průměrné hodnoty rychlosti šíření pulsní vlny se nacházejí v rozmezí 5,1–10,6 m/s, čímž je potvrzeno, že se jedná o zdravé pacienty, protože výsledné hodnoty se nacházejí v rozsahu fyziologických hodnot.

Odchylky narůstají s rostoucí vzdáleností od srdce, přičemž u horních končetin jsou odchylky větší než u končetin dolních. Na odchylky má vliv výška postavy, rozpětí paží, krevní tlak a celkový stav pacienta.

Dále se vyhodnocovaly průměrné hodnoty PWV a jejich směrodatné odchylky při klidové poloze před tiltem a během tiltu. Cílem tohoto vyhodnocení bylo, aby se prokázaly následující fyziologické předpoklady:

- u horních končetin dochází k poklesu PWV;
- u dolních končetin dochází k nárůstu PWV z důsledku nakloněné roviny.

Protože v mnoha případech došlo k tomu, že hodnoty PWV byly vyšší u horních končetin než u dolních, vyhodnocovaly se také hodnoty z klidové polohy, která předcházela tiltu, aby se prokázal pokles PWV v průběhu tiltu oproti předchozím hodnotám z období klidu.

U žen tyto hodnoty byly:

Kanály	Průměr [m/s]	Směrodatná odchylka [m/s]
CH5 – pravé stehno	5,01	0,97
CH6 – levé stehno	5,21	1,08
CH7 – pravé lýtko	6,33	0,64
CH8 – levé lýtko	6,37	0,63
CH13 – pravá paže	11,07	2,49
CH14 – levá paže	9,79	2,53
CH15 – pravé předloktí	11,18	2,64
CH16 – levé předloktí	9,93	1,70

Tabulka 5.7: Tabulka průměrů a směrodatných odchylek hodnot rychlosti šíření pulsní vlny u žen v průběhu klidové polohy před tiltem

Kanály	Průměr [m/s]	Směrodatná odchylka [m/s]
CH5 – pravé stehno	5,17	0,96
CH6 – levé stehno	5,26	0,94
CH7 – pravé lýtko	6,59	0,84
CH8 – levé lýtko	6,64	0,94
CH13 – pravá paže	10,30	2,14
CH14 – levá paže	10,39	2,08
CH15 – pravé předloktí	10,59	2,38
CH16 – levé předloktí	9,82	1,57

Tabulka 5.8: Tabulka průměrů a směrodatných odchylek hodnot rychlosti šíření pulsní vlny u žen v průběhu tiltu

U mužů byly průměrné hodnoty PWV a jejich směrodatné odchylky v průběhu klidové fáze před tiltem a tiltu následující:

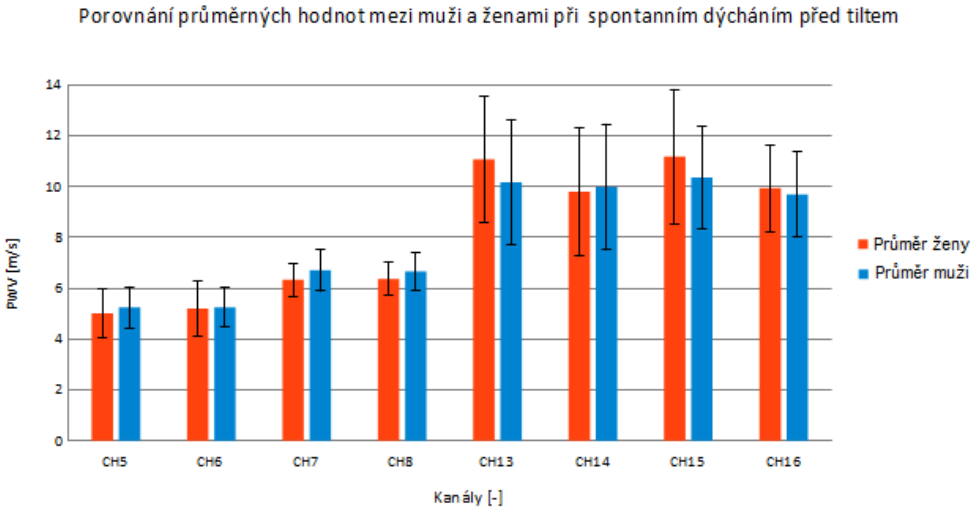
Kanály	Průměr [m/s]	Směrodatná odchylka [m/s]
CH5 – pravé stehno	5,25	0,80
CH6 – levé stehno	5,25	0,79
CH7 – pravé lýtko	6,71	0,83
CH8 – levé lýtko	6,66	0,75
CH13 – pravá paže	10,17	2,47
CH14 – levá paže	9,98	2,47
CH15 – pravé předloktí	10,36	2,00
CH16 – levé předloktí	9,69	1,68

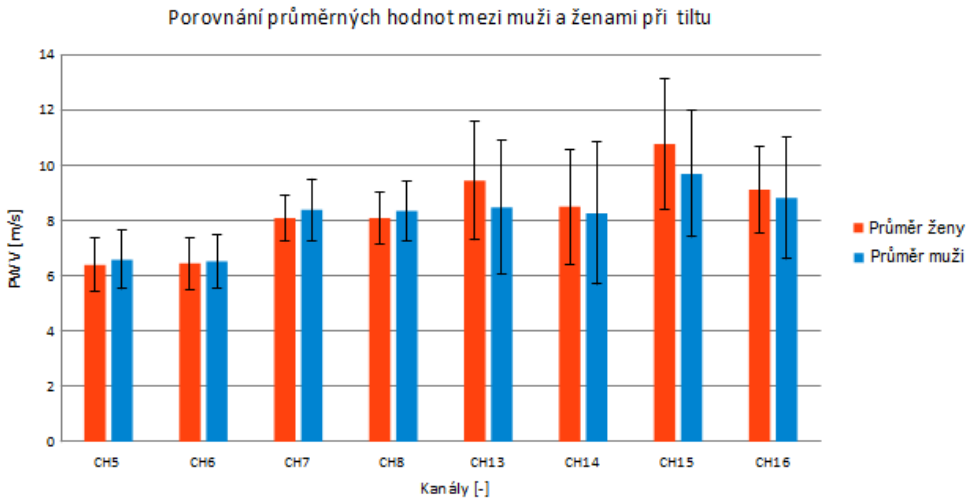
Tabulka 5.9: Tabulka průměrů a směrodatných odchylek hodnot rychlosti šíření pulsní vlny u mužů v průběhu klidové polohy před tiltem

Kanály	Průměr [m/s]	Směrodatná odchylka [m/s]
CH5 – pravé stehno	6,59	1,06
CH6 – levé stehno	6,53	0,97
CH7 – pravé lýtko	8,40	1,12
CH8 – levé lýtko	8,35	1,08
CH13 – pravá paže	8,48	2,43
CH14 – levá paže	8,27	2,58
CH15 – pravé předloktí	9,70	2,28
CH16 – levé předloktí	8,83	2,22

Tabulka 5.10: Tabulka průměrů a směrodatných odchylek hodnot rychlosti šíření pulsní vlny u mužů v průběhu tiltu

Přestože průměrné hodnoty PWV pro tilt vycházejí pro horní končetiny vyšší než pro dolní, v porovnání s hodnotami z předchozí klidové polohy dochází k poklesu u horních končetin a naopak k nárůstu u dolních končetin, což splňuje fyziologické předpoklady a platí u žen i mužů. Porovnání průměrných hodnot PWV a jejich směrodatných odchylek mezi muži a ženami zobrazují grafy na další straně.





Srovnáním hodnot PWV mužů a žen při počátečním klidu, při klidu před tiltem a při tiltu bylo zjištěno, že muži mají průměrné hodnoty vyšší u dolních končetin, ženy zase vyšší u horních. Tyto rozdíly jsou dány odlišnými celkovými proporcemi mužů a žen, jejich výškami a rozpětí paží. Směrodatné odchylky jednotlivých kanálů jsou u mužů a žen přibližně stejné.

Pro ověření těchto tvrzení byla data otestovaná v aplikaci *STATISTICA*. Nejdříve byl proveden Shapiro-Wilkův test, který se používá pro malé množství dat a testuje jejich normalitu. Všechna data (počáteční klidové dýchání, klidové dýchání před tiltem a tilt) byla normálně rozdělena u mužů i žen, tudíž se pro porovnávání dat mezi sebou mohl použít parametrický Studentův t-test.

Pro porovnání hodnot mezi muži a ženami byl použit nepárový Studentův t-test. Stanovila se nulová hypotéza H_0, která předpokládala, že střední hodnoty dat jsou stejné, oproti ní alternativní hypotéza H_A, že střední hodnoty dat jsou rozdílné. Hladina významnosti

byla nastavena na $\alpha = 0{,}05$. Poté se testovaly mezi sebou střední hodnoty stejných kanálů naměřených u mužů a u žen (např. CH5 muži vs. CH5 ženy) v průběhu počátečního klidového dýchání, tiltu, a dále se testoval rozdíl klidového dýchání před tiltem a tiltem. Výsledné hodnoty p se nacházely mimo kritický obor ($p > 0,05$), proto se H_0 přijímá, všechna data naměřená u mužů a u žen nemají mezi sebou signifikantní rozdíl. Čím větší je hodnota p, tím větší je pravděpodobnost, že by střední hodnoty byly stejné.

Dalším testovaným předpokladem bylo, že hodnoty počátečního klidového dýchání by měly být stejné jako při klidovém dýchání před tiltem. Použil se nepárový Studentův t-test, který vyhodnotil, že mezi těmito hodnotami není signifikantní rozdíl, výsledné hodnoty p se nacházely mimo kritický obor ($p > 0,05$), a to u mužů i žen.

Poslední test zjišťoval statistickou významnost mezi klidovým stavem a nakloněnou rovinou. A to zvlášť pro muže a zvlášť pro ženy. Použil se párový Studentův t-test, stanovila se nulová hypotéza H_0, která předpokládala, že střední hodnoty dat jsou stejné, oproti ní alternativní hypotéza H_A, že střední hodnoty dat jsou rozdílné. Hladina významnosti byla nastavena na $\alpha = 0{,}05$. V obou skupinách byl zjištěn signifikantní rozdíl mezi vodorovnou polohou a nakloněnou rovinou (hodnoty se nacházely uvnitř kritického oboru, $p < 0,05$).

Zjišťovala se také symetrie rychlosti šíření pulsní vlny v pravé a levé části těla jak u žen, tak u mužů. Odchylky byly následující:

Odchylky [m/s]	CH5,CH6	CH7, CH8	CH13, CH14	CH15, CH16
Ženy	0,19	0,12	0,94	0,76
Muži	0,13	0,10	0,79	0,58

Tabulka 5.11: Tabulka symetrie rychlosti šíření pulsní vlny v pravé a levé části těla u mužů i žen

Hodnoty odchylek u dolních končetin jsou poměrně nízké, což znamená, že není žádný výrazný rozdíl při šíření pulsní vlny mezi pravou a levou částí. U horních končetin tato odchylka dosahuje téměř 1 m/s, a to především v předloketní části. Může to být způsobeno tím, že na jedné z horních končetin (pravé) se navíc měřil krevní tlak a paže se nacházela v jiné poloze než paže levá, nebyly tedy zajištěny stejné podmínky měření pro obě části těla.

Další možností, jak testovat rozdíly rychlosti šíření pulsní vlny mezi končetinami je, že se odečte vrchní část končetiny (stehno CH5, paže CH13) od spodní části končetiny (lýtko CH6, předloktí CH7), čímž se eliminuje vliv rychlostí v trupu a počítá se s rychlostmi pouze v končetinách

Shrnutí základního statistického vyhodnocení je následující

- Do vyhodnocení nebyla zařazena pacientka ID29, neboť její velmi vysoké výsledné hodnoty měření PWV by zaváděly do statistiky příliš velké odchylky.
- Průměrné hodnoty PWV při počátečním klidu jsou u žen v rozmezí 4–11 m/s a u mužů 5–10,5 m/s, v horních končetinách jsou hodnoty vyšší (8–10 m/s) a v dolních končetinách nižší (5–7 m/s). Tyto hodnoty se nacházejí ve fyziologických hodnotách, které jsou v rozmezí 3–12 m/s při klidové poloze. Předpoklad, že se jedná o zdravé jedince, je potvrzen.

- Průměrné hodnoty PWV v dolních končetinách jsou u mužů vyšší než u žen a průměrné hodnoty PWV v horních končetinách jsou u žen vyšší než u mužů. To je způsobeno celkovými rozdíly v proporcích těla, ve výšce a rozpětí paží.
- Při vyhodnocování průměrných hodnot získaných během tiltu se potvrdil fyziologický předpoklad, že v horních končetinách dochází k poklesu PWV a v dolních končetinách k nárůstu PWV. u mužů i u žen.
- U dolních končetin jsou jen velmi malé odchylky (do 0,2 m/s) mezi pravou a levou částí, proto je lze prohlásit za symetrické. U horních končetin dosahují směrodatné odchylky mezi pravou a levou částí až 1 m/s, což je způsobeno tím, že na jedné z končetin probíhalo zároveň měření krevního tlaku a končetina se tak nacházela v jiné poloze.
- Mezi muži a ženami není v hodnotách PWV signifikantní rozdíl.
- Mezi klidovou polohou a nakloněnou rovinou je v hodnotách PWV signifikantní rozdíl.
- Není signifikantní rozdíl mezi hodnotami počátečního klidového dýchání a hodnotami klidového dýchání před tiltem.

Kapitola 6

Závěr

Cílem této diplomové práce bylo seznámit se s vlastnostmi (především s rychlostí) šíření pulsní vlny, s výpočty, s možnostmi změření a vyhodnocení této rychlosti.

V teoretické části diplomové práce jsem popsala arteriální systém lidského těla a děje s ním spojené. V úvodních kapitolách je popis arterií, vzniku aterosklerotického plátu a celkový rozvoj aterosklerózy v souvislosti s šířením pulsní vlny, hemodynamických parametrů, modelů arteriálního systému a arteriálního stromu, ze kterého vychází biometrie v praktické části práce. Podrobněji jsem se věnovala popisu rychlosti šíření pulsní vlny (PWV), jejího vzniku a šíření, různým možnostem výpočtu a způsobu měření.

V praktické části jsem se seznámila a zúčastnila měření rychlosti šíření pulsní vlny pomocí celotělové vícekanálové impedanční kardiografie. Měření probíhalo v klidové poloze a snímaly se změny impedance při různých dýchacích manévrech, poté se snímala na nakloněné rovině a nakonec při zátěžovém cvičení, kdy se po určitou dobu šlapalo danou frekvencí na rotopedu. Změny impedance způsobené průchodem pulsní vlny byly snímány pomocí 18 párů elektrod, které byly připevněny na trupu, horních i dolních končetinách a na krku a následně zaznamenány.

Měření bylo provedeno u 82 zdravých dobrovolníků, z nichž 30 (17 mužů a 13 žen) jsem vybrala pro následnou analýzu a základní statistické vyhodnocení. Nejdříve jsem se seznámila s prostředím *ScopeWin*, ve kterém jsem odečítala časové posuvy rychlosti šíření pulsní vlny vůči R-vlně QRS komplexu z jednotlivých kanálů, tím jsem získala časovou složku pro výpočet rychlosti. Pro zjištění vzdáleností umístění dvojic elektrod od srdce jsem vycházela z hodnot vzdáleností arteriálního stromu. Sečetla jsem délky jednotlivých segmentů arterií, které ve výsledku daly přibližnou vzdálenost elektrod od srdce. Poté se tyto hodnoty korigovaly hodnotami, které byly měřeny povrchově měřicí páskou. Výsledné hodnoty po zkorigování pak byly použity ve výpočtu PWV.

Při výpočtu rychlosti šíření pulsní vlny jsem vycházela ze vztahu pro rovnoměrný přímočarý pohyb. Časové posuvy byly stanoveny k průměru posuvu v hrudních elektrodách. Výpočty rychlostí se týkají pouze horních a dolních končetin, protože zde je chybovost nižší.

Rychlost šíření pulsní vlny dosahovala rychlostí v rozmezí přibližně 3–12 m/s v klidu, vysoké rychlosti (až k 20 m/s) byly zaznamenány při některých dýchacích manévrech (zadržení dechu, Muellerovy manévry), při vyrovnávacích klidových polohách mezi manévry nebo během zátěžového cvičení. U dolních končetin se rychlosti pohybovaly průměrně v rozmezí 3–11 m/s, u horních končetin 6–18 m/s. Tyto hodnoty byly závislé na proporcích a celkovém fyzickém stavu dobrovolníků, přesto tyto vysoké výkyvy v neočekávaných mo-

mentech byly zaznamenány pouze u malého počtu lidí, kdy došlo buď k nepřesnosti při měření či zpracování signálu, nebo tyto výsledky indikují počátek arteriálního onemocnění. Také je zde velký vliv krevního tlaku, který může hodnoty PWV zvyšovat/snižovat při různých dýchacích manévrech či při zátěžovém cvičení.

Pro statistické vyhodnocení jsem použila hodnoty PWV z počáteční klidové polohy, klidové polohy před tiltem a tiltu. Hodnoty jsem rozdělila podle pohlaví a výsledky mezi sebou porovnávala. Průměrná hodnota PWV v dolních končetinách je vyšší u mužů, u žen je naopak vyšší v horních končetinách. To je dáno různými proporcemi, pohlavím, výškou a rozpětí paží. Tyto rozdíly ale nejsou signifikantní. U hodnot tiltu se potvrdil fyziologický předpoklad, že v horních končetinách dochází k poklesu rychlosti PWV a v dolních končetinách naopak k růstu. Při porovnávání rozdílů rychlostí šíření pulsní vlny v levé a pravé části těla jsem zjistila, že u dolních končetin dochází pouze k malým odchylkám, do 0,18 m/s, takže lze říci, že jsou symetrické. U horních končetin jsou odchylky větší, dosahují až 1 m/s, což je způsobeno tím, že se jedna z končetin nacházela v jiné poloze a byla na ní prováděna další měření (krevní tlak). Pomocí statistických testů jsem zjistila, že mezi muži a ženami nedochází k signifikantnímu rozdílu hodnot PWV, a že mezi vodorovnou polohou a nakloněnou rovinou dochází k signifikantnímu rozdílu hodnot PWV.

Významnou roli při změně PWV hraje krevní tlak. Pro další analýzy by bylo vhodné uvažovat bazální úroveň a změny arteriálního krevního tlaku při jednotlivých manévrech.

Výsledky mé diplomové práce budou dále používány ve výzkumu měření rychlosti šíření pulsní vlny pomocí celotělové vícekanálové impedanční kardiografie na Ústavu přístrojové techniky Akademie věd v Brně a ve Fakultní nemocnici u sv. Anny v Brně.

Literatura

[1] Asmar, R.: *Arterial stiffnes and pulse wave velocity clinical aplications.* Elsevier Academic Press, 1999, iSBN 2-84299-148-6.

[2] Avolio, A. P.: *Multi-branched model of the human arterial system. Medical and Biological Engineering and Computing*, 1980: s. 709–718.

[3] Despopoulos, A.; Silbernagl, S.: *Atlas fyziologie člověka.* Grada, 2004, iSBN 80-247-0630-X.

[4] F. H. Netter, M.: *Atlas of human anatomy.* Icon Learning Systems, 2003, iSBN 192900711-6.

[5] Jurák, P.; Vondra, V.; Viščor, I.; aj.: *Celotělová vícekanálová impedanční kardiografie.* [cit. 2012-11-17].

[6] Kaňková, K. a spolupracovníci: *Patologická fyziologie pro bakalářské studijní programy.* Vydavatelství MU, 2007, iSBN 978-80-210-8.

[7] Kolář, R.: *Pletysmografie.* Přednášky předmětu ALDT bakalářského studia BTBIO-A, FEKT, VUT Brno.

[8] MUDr. Šimek, J.: *Význam vyšetření pulzové vlny.* Dostupné z: `http://zdravi.e15.cz`, [cit. 2012-11-03].

[9] Oliver, J.: *Arterial stiffness.* [cit. 2013-04-21].

[10] Ústav přístrojové techniky Akademie věd ČR: *Průvodce aplikačními možnostmi Ústavu přístrojové techniky AV ČR, v.v. i.* Dostupné z: `http://alisi.isibrno.cz/upload/files/brozura-dotisk-cz.pdf`, [cit. 2012-11-18].

[11] Šrámek, B. B.; Valenta, J.; Klimeš, F.: *Biomechanics of the cardiovascular system.* Czech Technical University Press - Prague, 1995, iSBN 80-900054-3-8.

[12] Souček, R.; Tomášková, I.: *Pletysmografie, využití v cévní diagnostice.* Dostupné z: `http://zdravi.e15.cz/`, [cit. 2013-05-02].

[13] Trojan, S.; Schreiber, M.: *Atlas biologie člověka.* Scientia, 2007, iSBN 80-86960-11-0.

[14] Trojan, J. a kolektiv: *Lékařská fyziologie.* Grada, 2003, iSBN 80-247-0512-2.

[15] Vítek, M.: *Modely kardiovaskulárního systému.* Přednášky předmětu AMOD bakalářského studia BTBIO-A, FEKT, VUT Brno.

[16] WWW stránky: *Augmentation index*. Dostupné z: http://www.pulsecor.com/augmentation-index.html, [cit. 2012-11-04].

[17] WWW stránky: *Condition and diseases: Cardiovascular system*. Dostupné z: http://www.omnimedicalsearch.com, [cit. 2012-11-04].

[18] WWW stránky: *Laminární proudění*. Dostupné z: http://www.wikiskripta.eu, [cit. 2012-11-04].

[19] WWW stránky: *Turbulentní proudění*. Dostupné z: wiki.lfp-studium.cz, [cit. 2012-11-04].

[20] WWW stránky: *Impedance cardiography*. Dostupné z: http://www.medit.hia.rwth-aachen.de, [cit. 2012-11-13].

[21] WWW stránky: *Impedance plethysmography*. Dostupné z: http://www.bem.fi/book/25/25.htm, [cit. 2012-11-13].

[22] WWW stránky: *Oběhový systém*. Dostupné z: http://www.lf3.cuni.cz/ustavy/histologie/ppt/obeh-ho.ppt, [cit. 2012-11-14].

[23] WWW stránky: *Aplikace Dopplerova jevu v ultrazvukové diagnostice*. Dostupné z: http://zdravotnictvi.ultrazvuk.cz, [cit. 2012-11-17].

[24] WWW stránky: *Atherosclerosis*. Dostupné z: http://www.indiana.edu/ k662/athero.htm, [cit. 2012-12-03].

[25] Xu, M.: *Local measurement of the pulse wave velocity using Doppler ultrasound*. Dostupné z: http://dspace.mit.edu/bitstream/handle/1721.1/16868/51677789.pdf?sequence=1, [cit. 2012-11-17].

Příloha A

Seznam zkratek

Zkratky v teoretické části diplomové práce:

- A_{ix}...augmentační index
- AT...augmentační tlak
- c...rychlost šíření ultrazvukové vlny v krvi
- C...kapacita
- CW...kontinuální dopplerovský ultrazvuk
- E...Youngův model pružnosti
- f_0...mezní frekvence toku krve
- f_d...frekvence ultrazvukové vlny odražené
- f_v...frekvence ultrazvukové vlny vyslané
- h...tloušťka cévní stěny
- IR...infračervené záření
- K...elasticita cév
- l...délka cévy
- L...setrvačnost toku krve, ekvivalent indukčnosti
- LED...dioda emitující světlo
- *MRI*...zobrazování magnetickou rezonancí
- *P(t)*...tlak v aortě
- P_1...primární pulsní vlna
- P_2...sekundární pulsní vlna

- PP...výška pulsní vlny
- PT...pulsní tlak
- PW...pulsní dopplerovský ultrazvuk
- PWA...analýza pulsní vlny
- PWV...rychlost šíření pulsní vlny
- ΔP...změna tlaku uvnitř cév
- Q...intenzita toku krve
- $Q(t)$...tok krve ze srdce do krevního oběhu
- r...poloměr cév
- R...odpor
- R_0...vnitřní poloměr segmentu cévy
- Re...Reynoldsovo číslo
- s...vzdálenost, kterou urazí pulsní vlna od srdce
- t...čas, za jaký urazí pulsní vlna danou vzdálenost
- v...rychlost proudění krve
- ΔV...změna objemu cév
- Z...impedance cév, celková impedance hrudníku
- Z_b...impedance krve
- Z_c...charakteristická aortální impedance
- Z_t...impedance tkáně
- η...viskozita krve
- θ...dopplerovský úhel
- ρ...hustota krve, měrný odpor krve

Zkratky v praktické části diplomové práce:

- a...kumulace signálu
- EKG...elektrokardiograf
- h...skutečná výška pacienta
- h_m...průměrná výška
- h_r...referenční výška
- CH...kanál
- ID...identifikační číslo pacienta
- l...skutečné rozpětí paží pacienta
- l_r...referenční rozpětí paží
- MH...průměrná hodnota vzdáleností mezi srdcem a poloviční vzdáleností mezi dvojicí elektrod, které byly měřeny metrem
- P...pulsní vlna
- PWV...rychlost šíření pulsní vlny
- QRS...kombinace tří po sobě jdoucích charakteristických výchylek, které se vyskytují v signálu EKG
- R...R-vlna kompexu QRS
- RH...referenční tabulková hodnota pro biometrii cév
- s_h...délka arterie
- t...časový posuv vrcholu pulsní vlny
- t_{CH3}...časový posuv v místě elektrody CH3
- t_{CH4}...časový posuv v místě elektrody CH4
- t_{CH34}...zprůměrovaný součet průměrů časových posuvů hrudních elektrod CH3 a CH4
- $T_{(RP)}$...časové posuvy vrcholu pulsní vlny vůči R-vlně

Příloha B

Obsah CD

- Text diplomové práce.
- Tabulky naměřených časových posuvů, tabulky vypočítaných PWV vůči hrudníkovým elektrodám CH3 a CH4, tabulky statistického vyhodnocení a tabulky biometrie.
- Tabulka anatomických dat vytvořená podle [2].

Příloha C

Ukázka excitačního protokolu

Whole body impedance - MBM

MediSIG

Subject ID: ..... Subject No. .....

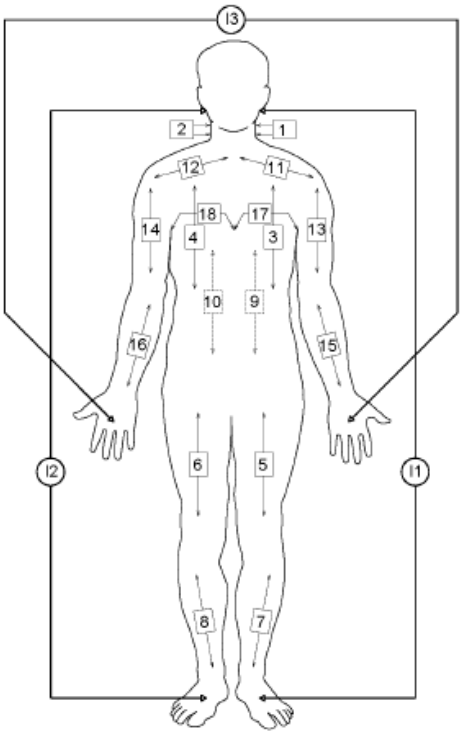
Date: ..... Date of birth: ..... Retest:.....

Contact:.....

REC1	sec
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
supine, spont	120
tilt, spont	300
supine, spont	300
TK2=	

h= cm l= cm

m= kg L= W



REC2	
TK3=	
spont	120
exercise	300
spont	480
TK4=	

Distance in cm

1	.....
Δ3	.....
5	.....
7	.....
9	.....
11	.....
13	.....
15	.....
17	0

[5]