

ČESKÉ VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V PRAZE
FAKULTA ELEKTROTECHNICKÁ
KATEDRA TEÓRIE OBVODOV



MERANIE FYZIKÁLNYCH CHARAKTERISTÍK
TLAKOVÝCH MANŽIET
DIPLOMOVÁ PRÁCA

Študijný program: Biomedicínske inžinierstvo a informatika

Študijný odbor: Biomedicínske inžinierstvo

Vedúci diplomovej práce: Ing. Vratislav Fabián, Ph.D.

máj 2019

Bc. Patrícia Troppová

I. OSOBNÍ A STUDIJNÍ ÚDAJE

Příjmení: **Troppová** Jméno: **Patricia** Osobní číslo: **475391**
Fakulta/ústav: **Fakulta elektrotechnická**
Zadávající katedra/ústav: **Katedra teorie obvodů**
Studijní program: **Biomedicínské inženýrství a informatika**
Studijní obor: **Biomedicínské inženýrství**

II. ÚDAJE K DIPLOMOVÉ PRÁCI

Název diplomové práce:

Měření fyzikálních charakteristik tlakových manžet

Název diplomové práce anglicky:

Measurement of Pressure Cuffs Physical Characteristics

Pokyny pro vypracování:

1. Prostudujte metody měření přenosových charakteristik a p-V charakteristik tlakových manžet pro měření krevního tlaku.
2. Proveďte měření přenosových charakteristik a p-V charakteristik vybranou metodou na manžetách různých výrobců.
3. Vyhodnoťte naměřené parametry jednotlivých manžet s ohledem na možnosti rekonstrukce průběhu tlakové křivky.
4. Navrhněte pro vybranou manžetu vhodný kompenzační filtr pro rekonstrukci tlakové křivky.

Seznam doporučené literatury:

- [1] WEBSTER, John G. The physiological measurement handbook: revue littéraire mensuelle. Boca Raton: Centre national des Lettres, 2015. Series in medical physics and biomedical engineering. ISBN 9781439808474.
[2] WEBSTER, John G., John W. CLARK a Robert A. PEURA. Medical instrumentation: application and design. 4th ed. Hoboken, NJ: Centre national des Lettres, 2010. Series in medical physics and biomedical engineering. ISBN 978-0471676003.

Jméno a pracoviště vedoucí(ho) diplomové práce:

Ing. Vratislav Fabián, Ph.D., katedra fyziky FEL

Jméno a pracoviště druhé(ho) vedoucí(ho) nebo konzultanta(ky) diplomové práce:

Datum zadání diplomové práce: **15.02.2019**

Termín odevzdání diplomové práce: **24.05.2019**

Platnost zadání diplomové práce: **30.09.2020**

Ing. Vratislav Fabián, Ph.D.
podpis vedoucí(ho) práce

doc. Ing. Radoslav Bortel, Ph.D.
podpis vedoucí(ho) ústavu/katedry

prof. Ing. Pavel Ripka, CSc.
podpis děkana(ky)

III. PŘEVZETÍ ZADÁNÍ

Diplomantka bere na vědomí, že je povinna vypracovat diplomovou práci samostatně, bez cizí pomoci, s výjimkou poskytnutých konzultací. Seznam použité literatury, jiných pramenů a jmen konzultantů je třeba uvést v diplomové práci.

Datum převzetí zadání

Podpis studentky

Pod'akovanie

Touto cestou by som chcela poďakovať môjmu vedúcemu práce Ing. Vratislavovi Fabiánovi, Ph.D. za metodickú, pedagogickú, odbornú pomoc a cenné rady pri spracovaní diplomovej práce, taktiež chcem poďakovať svojej rodine za pomoc a podporu pri absolvovaní štúdia na vysokej škole.

Prehlásenie

Prehlasujem, že som predloženú prácu vypracovala samostatne, a že som uviedla všetky použité informačné zdroje v súlade s Metodickým pokynom o dodržovaní etických princípov pri príprave vysokoškolských záverečných prác.

V Prahe dňa 24.5.2019

podpis

Abstrakt

Táto diplomová práca sa zaoberá meraním fyzikálnych charakteristík tlakových manžiet, konkrétne p-V a prenosových charakteristík, pričom hlavným cieľom bolo určiť tlakovú manžetu na meranie suprasystolického tlaku, ktorá zachytený signál skresľuje najmenej a bude sa dať použiť v prístroji na meranie rýchlosti šírenia pulznej vlny. Pri skúmaní fyzikálnych charakteristík sa využívalo 6 tlakových manžiet od rôznych výrobcov, pričom celé experimentálne meranie prebiehalo v laboratórnych podmienkach. Prvou skúmanou charakteristikou bola p-V charakteristika, ktorá bola realizovaná na dvoch fantómoch ruky rozdielnej veľkosti a pri dvoch rôznych prítlakoch manžety. Namerané hodnoty p-V charakteristík boli spracovávané v prostredí Matlab, kde bola skúmaná linearita daných priebehov od 150 do 230 mmHg a objemový interval pri tlaku 230 mmHg. Na základe p-V charakteristík boli vybrané dve najlepšie manžety, u ktorých boli ďalej skúmané prenosové charakteristiky ako odozvy systému na jednotkový impulz. Tieto odozvy systému boli spracované v prostredí Matlab, z ktorých bol následne zisťovaný logaritmický dekrement, tlmiaci faktor, vlastná frekvencia a prenosová funkcia systému. Z prenosovej funkcie bola nakoniec odvodená amplitúdová a fázová charakteristika danej manžety. Na základe zistených charakteristík a z nich vyplývajúcich parametrov sa nakoniec za najlepšiu manžetu zvolila manžeta značky Fazzini, pre ktorú bol v poslednej časti diplomovej práce navrhnutý kompenzačný filter pre rekonštrukciu tlakovej krivky. Hlavným výsledkom realizovania štúdie tak je výber manžety značky Fazzini, ktorá by mala byť v blízkej budúcnosti použitá s kompenzačným filtrom v prístroji na meranie rýchlosti šírenia pulznej vlny, pretože sa javila ako manžeta s najlepšími vlastnosťami.

Kľúčové slová

tlaková manžeta, p-V charakteristika, jednotkový impulz, vlastná frekvencia, tlmiaci faktor, prenosová funkcia, prenosová charakteristika

Abstract

This diploma thesis deals with the measurement of the physical characteristics of the pressure cuffs, namely p-V and transfer characteristics. The main objective was to determine the pressure cuff for measuring the suprasystolic pressure, which distorts the captured signal at least and can be used in the device for measuring the pulse wave propagation rate. Six pressure cuffs from different manufacturers were used in this measurement and the whole experimental measurement was performed under laboratory conditions. The first characteristic investigated was the p-V characteristic, which was realized on two phantoms of a hand of different size and at two different cuff pressures. Measured values of p-V characteristics were processed in Matlab, where the linearity of the given courses was examined from 150 to 230 mmHg and the volume interval at 230 mmHg. Based on the p-V characteristics, two best cuffs were selected for which the transfer characteristics of the system per unit impulse were further investigated. These system responses were processed in a Matlab, from which a logarithmic decrement, damping factor, natural frequency, and system transfer function were detected. Finally, the amplitude and phase characteristics of the cuff were derived from the transfer function. Based on the characteristics and the resulting parameters, the Fazzini cuff was chosen as the best cuff for which a compensating filter for the pressure curve reconstruction was designed in the last part of the thesis. The main result of the study is the selection of the Fazzini cuff, which should be used in the near future with a compensating filter in the device for measuring the pulse wave propagation rate, because the Fazzini looks like a cuff with the best features.

Keywords

pressure cuff, p-V characteristic, Dirac function, natural frequency, damping factor, transfer function, transfer characteristic

ANOTAČNÝ ZÁZNAM – DIPLOMOVÁ PRÁCA

Meno a priezvisko: Bc. Patrícia Troppová

Akademický rok: 2018/2019

Názov práce: Meranie fyzikálnych charakteristík tlakových manžiet

Počet strán: 50

Počet obrázkov: 41

Počet tabuliek: 8

Počet použitej literatúry: 43

Anotácia v slovenskom jazyku:

Diplomová práca sa zaoberá meraním fyzikálnych charakteristík tlakových manžiet, konkrétne p-V a prenosových charakteristík, pričom hlavným cieľom bolo nájsť tlakovú manžetu na meranie suprasystolického tlaku, ktorá zachytený signál skresľuje najmenej a bude sa dať použiť v prístroji na meranie rýchlosti šírenia pulznej vlny. Začiatok práce bol venovaný vysvetleniu teoretických poznatkov, ktoré s danou témou súvisia. V ďalšej časti bolo opísané aké druhy fyzikálnych charakteristík poznáme a aké metódy sa využívajú pri meraní prenosových a p-V charakteristík tlakových manžiet pri meraní krvného tlaku. Práca pokračovala realizáciou experimentálneho merania týchto charakteristík, tie boli vyhodnotené a na základe ich vyhodnotenia bola vybraná jedna manžeta s najlepšimi vlastnosťami, pre ktorú bol na záver navrhnutý kompenzačný filter.

Anotácia v anglickom jazyku:

This diploma thesis deals with the measurement of the physical characteristics of the pressure cuffs, namely p-V and transfer characteristics. The main objective was to find the pressure cuff for measuring the suprasystolic pressure, which distorts the captured signal at least and can be used in the device for measuring the pulse wave propagation rate. The beginning of the work was devoted to the explanation of theoretical knowledge related to the topic. In the next section is described, what kinds of physical characteristics are known and what methods are used to measure the transfer and p-V characteristics of the pressure cuffs in measuring blood pressure. The work continued with the experimental measurement of these characteristics, which were evaluated and, based on their evaluation, one cuff with the best properties was selected for which a compensation filter was finally designed.

Vedúci diplomovej práce: Ing. Vratislav Fabián, Ph.D.

Dátum odovzdania práce: 24. mája 2019

Obsah

1	Úvod.....	1
2	Základné poznatky	3
2.1	Tlaková manžeta	3
2.2	Tuhosť tepien	4
2.3	Pulzná vlna	4
2.4	Rýchlosť šírenia pulznej vlny (Pulse Wave Velocity PWV)	5
2.5	Prístroje na meranie rýchlosti pulznej vlny.....	6
2.5.1	SphygmoCor System.....	7
2.5.2	Artériograf TensioMed.....	9
3	Fyzikálne charakteristiky tlakových manžiet.....	10
3.1	Prenosová funkcia a charakteristika	10
3.2	Impulzná funkcia a charakteristika	13
3.3	Meranie odpovede systému	14
3.3.1	Meranie impulznej odozvy	14
3.3.2	Meranie frekvenčnej odozvy	14
3.4	Výpočet komplexnej frekvenčnej charakteristiky systému 2. rádu z odozvy na jednotkový impulz	15
3.5	p-V charakteristika	18
3.5.1	Meranie p-V charakteristík.....	18
4	Experimentálne meranie.....	19
4.1	Meranie a vyhodnotenie p-V charakteristík	19
4.2	Meranie a vyhodnotenie prenosových charakteristík.....	30
5	Návrh kompenzačného filtra.....	41
5.1	Návrh filtra manžety značky Fazzini	42
6	Diskusia	45
7	Záver.....	47
8	Zoznam použitej literatúry.....	48

Zoznam obrázkov a tabuliek

Obr. 2.1: Tlaková manžeta (6)	3
Obr. 2.2: Zmena tuhosti ciev s vekom (11).....	4
Obr. 2.3: Brachiálna pulzná vlna (13).....	5
Obr. 2.4: Meranie rýchlosti šírenia pulznej vlny (15).....	6
Obr. 2.5: SphygmoCor System (16)	7
Obr. 2.6: Artériograf TensioMed (17)	7
Obr. 2.7: Princíp hodnotenia rýchlosti šírenia pulznej vlny SphygmoCor systémom (22).....	8
Obr. 3.1: S - rovina	11
Obr. 3.2: Nyquistova frekvenčná charakteristika (32).....	12
Obr. 3.3: Bodeho frekvenčná charakteristika.....	12
Obr. 3.4: Impulzná odozva systému.....	15
Obr. 3.5: p-V charakteristika manžety	18
Obr. 4.1: Tlakové manžety použité pri experimentoch.....	19
Obr. 4.2: Systém na meranie p-V charakteristík tlakových manžiet	20
Obr. 4.3: Päťkilové a jednokilové závažie	21
Obr. 4.4: p-V charakteristika manžety Bokang	22
Obr. 4.5: p-V charakteristika manžety Fazzini	23
Obr. 4.6: p-V charakteristika manžety Hubdic	23
Obr. 4.7: p-V charakteristika manžety Omron.....	23
Obr. 4.8: p-V charakteristika manžety Omron Čína	24
Obr. 4.9: p-V charakteristika manžety Tensoval	24
Obr. 4.10: p-V charakteristika manžety Bokang pri tlaku 150-230 mmHg.....	25
Obr. 4.11: p-V charakteristika manžety Fazzini pri tlaku 150-230 mmHg	26
Obr. 4.12: p-V charakteristika manžety Hubdic pri tlaku 150-230 mmHg	26
Obr. 4.13: p-V charakteristika manžety Omron pri tlaku 150-230 mmHg.....	26
Obr. 4.14: p-V charakteristika manžety Omron Čína pri tlaku 150-230 mmHg	27
Obr. 4.15: p-V charakteristika manžety Tensoval pri tlaku 150-230 mmHg	27

Obr. 4.16: Zostavený systém na meranie prenosových charakteristík.....	30
Obr. 4.17: Vytvorená konštrukcia na aplikovanie jednotkového impulzu.....	31
Obr. 4.18: Sústava s kyvadlom pred prestrihnutím gumičky, kedy je kyvadlo s guľôčkou v ustálenom stave	32
Obr. 4.19: Sústava s kyvadlom po prestrihnutí gumičky, kedy je na manžetu za pomoci kyvadla s guľôčkou aplikovaný jednotkový impulz	32
Obr. 4.20: Impulzná charakteristika manžety Bokang pri tlaku 230 mmHg, priemere tubusu 84 mm.....	33
Obr. 4.21: Ukážka amplitúdovej a fázovej frekvenčnej charakteristiky manžety Bokang pri tlaku 230 mmHg a priemere tubusu 84 mm.....	34
Obr. 4.22: Frekvenčná charakteristika manžety Bokang	38
Obr. 4.23: Frekvenčná charakteristika manžety Fazzini	38
Obr. 4.24: Určovanie vzdialeností od bodu A0 po bod mínus A0	39
Obr. 5.1: Frekvenčná charakteristika manžety značky Fazzini s vyznačenou frekvenciou 40 Hz a 86.72 Hz.....	41
Obr. 5.2: Ukážka skreslenia tlakovej vlny	42
Obr. 5.3: Originálna a inverzná frekvenčná charakteristika manžety Fazzini	43
Obr. 5.4: Impulzná odozva filtra	44
Obr. 5.5: Ukážka ideálnej frekvenčnej charakteristiky do 2000 Hz	44
Tab. 4.1: Objemový interval na tlaku 230 mmHg.....	28
Tab. 4.2: Interpretácia korelačného koeficientu.....	28
Tab. 4.3: Korelácia p-V charakteristiky 150-230 mmHg s lineárnou priamkou.....	29
Tab. 4.4: Parametre manžety Bokang na fantóme priemeru 84 mm.....	35
Tab. 4.5: Parametre manžety Bokang na fantóme priemeru 100 mm.....	35
Tab. 4.6: Parametre manžety Fazzini na fantóme priemeru 84 mm	36
Tab. 4.7: Parametre manžety Fazzini na fantóme priemeru 100 mm	36
Tab. 4.8: Veľkosť intervalu od A0 po -A0 manžety Bokang a Fazzini	40

1 ÚVOD

Žijeme v dobe, v ktorej sú pre obyvateľstvo čoraz väčším strašiacom civilizačné ochorenia. Ich názov sa odvíja predovšetkým od toho, že sa v civilizácii obyvateľstva rýchlo šíria, pričom sa vyskytujú vo vyspelých ale aj v rozvojových krajinách sveta. Za hlavné faktory spôsobujúce tieto onemocnenia radíme zlý životný štýl a životosprávu, hlavne fajčenie, stres, obezitu, nedostatok aktívneho pohybu, dedičnosť a životné prostredie. Medzi civilizačné ochorenia patria nádorové, nervové, psychické ale aj kardiovaskulárne ochorenia (1).

Choroby kardiovaskulárneho systému sú onemocnenia srdca a ciev ovplyvňujúce fungovanie srdcového svalu a ciev, pričom majú prvenstvo vo výskyte a počte úmrtí na celom svete. Príkladom kardiovaskulárneho ochorenia je napríklad ateroskleróza, ktorá predstavuje degeneratívne ochorenie steny artérie, kedy dochádza ku tuhnutiu cievnej steny a ku zužovaniu priemeru artérie, pretože sa v jej stenách akumuluje cholesterol. Dôsledkom tohto zúženia vzniká nedostatočné prekrvenie orgánu, čo môže viesť až ku infarktom a mŕtviciam. Príznaky aterosklerózy sú však nenápadné, človek ju bežne necíti až pokiaľ zúženie cievy nedosiahne kritickú hodnotu, kedy dochádza ku prvým prejavom, no často vedúcim ku nenávratnému poškodeniu jednotlivých častí ľudského organizmu (2; 3).

Práve z tohto dôvodu sa na katedre fyziky elektrotechnickej fakulty ČVUT zaoberajú výskumom prístroja, ktorý by toto zúženie diagnostikoval na základe merania tlakovej krivky, kedy by došlo ku odhaleniu začínajúcej aterosklerózy skôr než by to bolo kritické. Toto meranie by prebiehalo neinvazívne, a tak by sa mohlo používať nielen klinicky ale aj v pohodlí domova ako je to v dnešnej dobe pri meraní krvného tlaku. Celé meranie by sa realizovalo ultracitlivým senzorom z brachiálnej manžety nafúknutej na suprasystolický tlak (4). Pomocou tejto manžety by prístroj zistil hemodynamické parametre organizmu, ktoré by určil na základe tvaru tlakovej krivky. Počas niekoľko minútového vyšetrenia by prístroj zistil centrálny tlak a rýchlosť šírenia pulznej vlny. Čím je rýchlosť šírenia pulznej vlny väčšia, tým je cieva tuhšia a naopak čím je rýchlosť šírenia pulznej vlny menšia, tým je cieva elastickejšia.

Keďže sa celé hodnotenie hemodynamických parametrov realizuje na základe tvaru tlakovej krivky, je dôležité aby táto krivka nebola žiadnym spôsobom skreslená. Práve preto som sa v tejto diplomovej práci zaoberala meraním fyzikálnych charakteristík tlakových manžiet, aby sa vedelo ako tlaková manžeta z fyzikálneho hľadiska ovplyvňuje meraný signál, teda tlakovú krivku, a ako ju skresľuje. Medzi skúmané fyzikálne charakteristiky patrila p-V a prenosová charakteristika, ktoré boli zisťované na šiestich tlakových manžetách. Na základe výsledkov týchto charakteristík bola vybraná najlepšia manžeta, ktorá daný signál ovplyvňovala najmenej a mala by sa použiť v prístroji na meranie tlakovej krivky s navrhnutým kompenzačným filtrom.

2 ZÁKLADNÉ POZNATKY

2.1 TLAKOVÁ MANŽETA

Tlaková manžeta je medicínska pomôcka pozostávajúca z vonkajšieho obalu, v ktorom je umiestnený takzvaný mechúr, pričom materiál mechúra býva zvyčajne latex, polyvinylchlorid alebo termoplastický polyuretán. Ku tejto zdravotníckej pomôcke patrí aj hadica, pomocou ktorej sa manžeta nafukuje respektíve sfukuje (5). Nižšie môžeme na Obr. 2.1 pozorovať príklad tlakovej manžety.



Obr. 2.1: Tlaková manžeta (6)

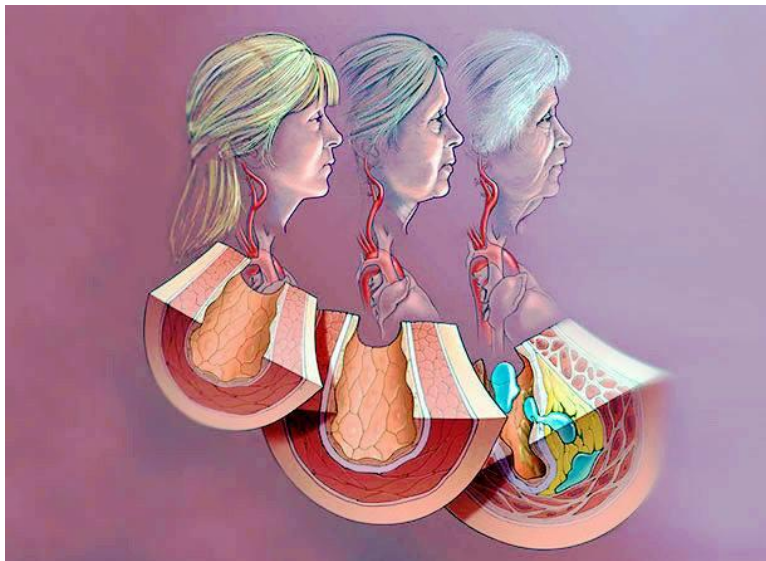
Tlaková manžeta sa v medicíne používa hlavne pri meraní periférneho tlaku krvi, ktorý obvykle meriame na ľavej paži. Krvný tlak je tlak vyvíjaný krvou na steny ciev. Tento tlak sa pohybuje medzi dvoma hranicami, prvá číni systolický a druhá diastolický tlak, pričom ich normálne fyziologické hodnoty sú 120/80 mmHg. Stav, pri ktorom je krvný tlak nízky nazývame hypotenzia a zvýšený krvný tlak hypertenzia (7; 8).

Krvný tlak pomocou manžety meriame buď auskulačnou alebo oscilometrickou metódou. Pri auskulačnom meraní je úlohou manžety stlačiť tepnu pod definovaným referenčným tlakom, no pri oscilometrickom meraní je manžeta zároveň signálovým senzom, čo sme využili aj pri experimentálnom meraní tejto diplomovej práce (5).

Tlaková manžeta môže mať využitie nielen na meranie krvného tlaku ale aj v niektorých prístrojoch na meranie tuhosti ciev a rýchlosti šírenia pulznej vlny.

2.2 TUHOSŤ TEPIEN

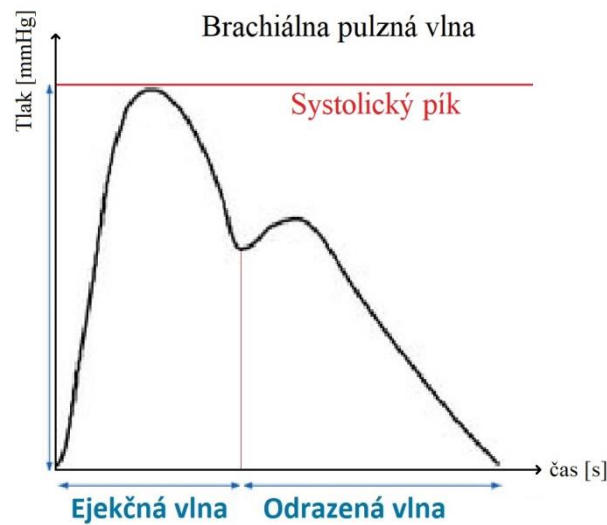
Tuhosť tepien predstavuje zníženie až stratu pružnosti, respektíve zvýraznenie tuhosti cievnej steny, ktorá je spôsobená rizikovými faktormi v období života. Zvýšená arteriálna tuhosť svedčí o prítomnosti poškodenia ciev, najčastejšie aterosklerózou (9; 10). Ako sa mení stena ciev s vekom si môžeme všimnúť na Obr. 2.2, kde na ľavej strane vidíme najkrajšiu a najzdravšiu cievnu stenu mladého človeka, uprostred u človeka v strednom veku so začínajúcim sa poškodením steny a na pravej strane pozorujeme artériu staršieho človeka s plakom a narušenou cievnu stenou.



Obr. 2.2: Zmena tuhosti ciev s vekom (11)

2.3 PULZNÁ VLNA

Pulzná vlna je vlna, ktorá vzniká v cievnej stene aorty pri ejakciách krvi z ľavej komory do veľkého obehu. Tento pulz prechádza celým cievny systémom veľkou rýchlosťou, pričom rýchlosť šírenia pulznej vlny je merateľná a pohybuje sa v rozmedzí 6 až 8 $\text{m}\cdot\text{s}^{-1}$ v aorte (12). Čím je rýchlosť vlny väčšia, tým je elasticita cievnej steny menšia a naopak čím je tuhosť ciev menšia, tým je aj rýchlosť šírenia menšia. Pulzná vlna je zložená z dvoch zložiek, priamej a spätnej. Priama zložka mieri od srdca na perifériu a spätná, ktorá je tvorená odrazenou vlnou na bifurkácii alebo periférii, sa vracia cievnu stenou späť a ovplyvňuje tak výslednú vlnu (12; 10). Ukážku pulznej vlny môžeme vidieť na Obr. 2.3.



Obr. 2.3: Brachiálna pulzná vlna (13)

2.4 RÝCHLOSŤ ŠÍRENIA PULZNEJ VLNY (PULSE WAVE VELOCITY PWV)

Nakoľko cieľ tejto diplomovej práce spočíval v nájdení manžety, ktorá bude meraný signál skresľovať najmenej a bude vhodná na meranie rýchlosti šírenia pulznej vlny, činila pre nás najdôležitejší parameter práve táto rýchlosť, ktorá je ovplyvnená nielen vlastnosťami steny artérie ale aj hustotou krvi.

Rýchlosť šírenia pulznej vlny sa spravidla meria pomocou senzorov priložených na povrchu kože. Pulzná vlna sa dá merať v rôznych častiach tela, napríklad v karotíde, v radiálnej, v brachiálnej, vo femorálnej alebo v tibiálnej artérii. Najčastejšie však túto rýchlosť šírenia pulznej vlny zisťujeme medzi karotídou a femorálnou artériou ako takzvaný parameter cfPWV, ktorý je považovaný za referenciu pri meraní PWV (14). Okrem parametru cfPWV meriame oblasť aj medzi inými artériami. Môže to byť vzdialenosť medzi karotídou a radiálnou tepnou, brachiálnou a radiálnou artériou, medzi femorálnou a tibiálnou artériou alebo vzdialenosť medzi začiatkom aorty až po jej bifurkáciu. Vzdialenosť od začiatku aorty až po a jej bifurkáciu nazývame ako takzvaný parameter aoPWV, ktorý nadväzuje na referenčný parameter cfPWV (14). Význam tohto parametru narastá a začína sa pri meraní rýchlosti šírenia pulznej vlny čoraz viac používať.

Rýchlosť šírenia pulznej vlny väčšinou udávame v metroch za sekundu a počítame podľa nasledujúceho vzorca (15):

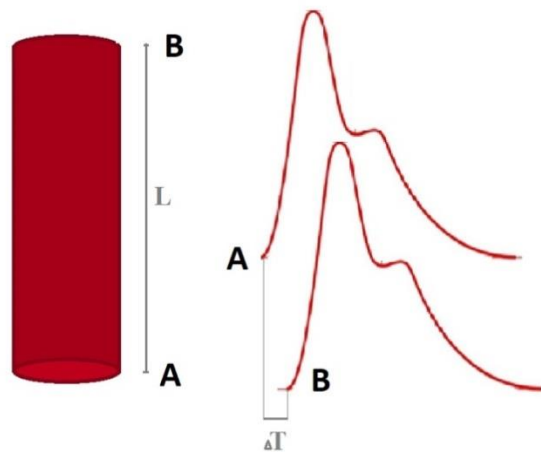
$$\text{Rýchlosť šírenia pulznej vlny} = \frac{L [m]}{\Delta T [s]} \quad [m/s] \quad (2.1)$$

kde

L je vzdialenosť medzi miestom merania A a miestom merania B,

ΔT je časové oneskorenie medzi prvou a druhou vlnou.

Spomínané parametre môžeme bližšie pozorovať na Obr. 2.4.



Obr. 2.4: Meranie rýchlosti šírenia pulznej vlny (15)

2.5 PRÍSTROJE NA MERANIE RÝCHLOSTI PULZNEJ VLNY

Rýchlosť šírenia pulznej vlny dokážeme merať pomocou viacerých neinvazívnych prístrojov. Medzi najznámejšie prístroje, ktoré merajú rýchlosť šírenia pulznej vlny neinvazívne patrí (16; 17):

1. SphygmoCor System
2. Artériograf TensioMed
3. Complior
4. PulsePen
5. Uscom BP+

Na Obr. 2.5 môžeme vidieť ukážku prístroja SphygmoCor System a na Obr. 2.6 prístroj Artériograf TensioMed.



Obr. 2.5: SphygmoCor System (16)

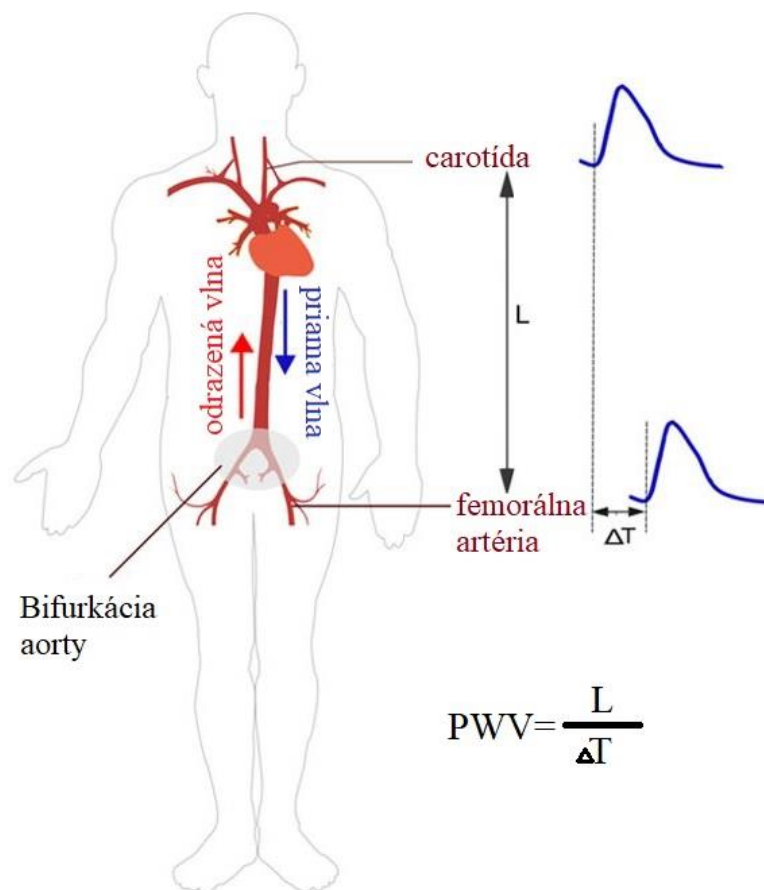


Obr. 2.6: Artériograf TensioMed (17)

2.5.1 SphygmoCor System

SphygmoCor systém, ktorý môžeme vidieť na Obr. 2.5 predstavujúci neinvazívnu technológiu patrí medzi zlatý štandard v meraní rýchlosti šírenia pulznej vlny a krivky centrálného krvného tlaku. Jedným z hlavných atribútov systému SphygmoCor je schopnosť pomocou tonometra neinvazívne zaznamenať tlakovú vlnu na periférnom mieste a na základe zachyteného impulzu odvodiť tlakovú vlnu v aorte. Toto zariadenie vykonáva analýzu pulzných vln na odhad centrálného augmentačného indexu (AI) odvodeného z periférnej pulzovej vlny pomocou prenosovej funkcie (18; 19; 20).

Rýchlosť šírenia pulznej vlny sa v tomto prístroji hodnotí medzi karotídou a femorálnou artériou ako parameter cfPWV. Táto vzdialenosť sa počíta ako rozdiel dĺžky medzi femorálnou artériou a suprasternálnym zárezom a medzi karotídou a suprasternálnym zárezom. V oboch miestach artérií sa merajú pulzné vlny, ktoré sa analyzujú a na základe ich synchronizácie s R vlnou EKG prebehne výpočet oneskorenia tlakovej vlny. SphygmoCor na to používa takzvanú stopu vlny ako východiskový bod pre výpočet časových rozdielov medzi R vlnou EKG a priebehom impulzov v každom mieste. Rýchlosť šírenia pulznej vlny sa potom pomocou vzdialenosti karotídy a femorálnej artérie a oneskorenia vlny vypočíta softvérom ako podiel vzdialenosti karotídy a femorálnej artérie L a oneskorenia tlakovej vlny medzi týmito dvoma miestami ΔT (21). Princíp hodnotenia PWV môžeme podrobnejšie vidieť na Obr. 2.7.



Obr. 2.7: Princíp hodnotenia rýchlosti šírenia pulznej vlny SphygmoCor systémom (22)

2.5.2 Artériograf TensioMed

Artériograf zobrazený na Obr. 2.6 je medicínsky prístroj, ktorý sa používa pri diagnóze aterosklerózy. Vyšetrenie sa podobá meraniu krvného tlaku, nakoľko má pacient na ramene pripevnenú tlakovú manžetu. Pomocou tejto manžety je prístroj schopný zistiť hemodynamické zmeny organizmu, ktoré odzrkadľujú funkčnosť centrálnej artérie. Meranie je rýchle a bezbolestné, slúžiace na určenie veku ciev. Počas niekoľko minútového vyšetrenia prístroj zistí centrálny tlak, rýchlosť šírenia pulznej vlny a augmentačný index. Všetky tri spomínané parametre poskytnú ucelený obraz o stave ciev (23; 10).

Stanovením rýchlosti pulznej vlny aorty sa hodnotí elasticita najväčšej artérie. Rýchlosť pulznej vlny sa počíta na dráhe od jugula po symfýzu, ktorú ovplyvňuje pružnosť steny aorty. Čím je rýchlosť šírenia pulznej vlny väčšia, tým je cieva tuhšia. Zväčšená arteriálna tuhosť naznačuje postihnutie ciev, najčastejšie aterosklerózou (10; 24; 25). Augmentačný index vyjadruje mieru elasticity periférnych, čiže menších artérií. Tento index charakterizuje periférnu cievnu rezistenciu. Čím je hodnota tohto indexu menšia, tým je odpor artérií nižší a naopak. Centrálny tlak je tlak krvi v aorte, ktorý priamo ovplyvňuje perfúziu orgánov ako napríklad srdca, mozgu a obličiek (23; 24; 26).

Artériograf TensioMed meria okrem centrálneho tlaku, rýchlosti šírenia pulznej vlny a augmentačného indexu aj systolický tlak krvi, diastolický tlak krvi, stredný arteriálny tlak, pulzný tlak, tep srdca, ejekčný čas ľavej komory, index systolickej plochy, index diastolickej plochy a iné (25).

Práve tento prístroj by mohol byť veľkou inšpiráciou pri tvorení plánovaného prístroja na meranie rýchlosti šírenia pulznej vlny len pomocou jednej manžety, ktorej fyzikálne charakteristiky boli predmetom skúmania tejto diplomovej práce. Celé meranie by sa realizovalo ultracitlivým senzorom z brachiálnej manžety nafúknutej na suprasystolický tlak, bol by zachytený tvar tlakovej krivky a z nej by sa určili hemodynamické parametre popisujúce stav ciev.

3 FYZIKÁLNE CHARAKTERISTIKY TLAKOVÝCH MANŽIET

3.1 PRENOSOVÁ FUNKCIA A CHARAKTERISTIKA

Prenosová funkcia (prenos) je matematickým modelom lineárneho dynamického systému, ktorým prechádza signál. Dá sa z nej zistiť ako sa opisovaný systém bude správať ale aj základné vlastnosti tohto systému. Prenosová funkcia využíva Laplaceovu transformáciu. Laplaceova transformácia uľahčuje riešenie lineárnych diferenciálnych rovníc, tým že prevádza časové funkcie na funkcie komplexnej premennej, argumentu $s=\alpha+j\omega$, kde funkciu času označujeme ako originál a transformáciou získavame obraz. Transformácia časovej funkcie $f(t)$ na funkciu komplexnej premennej $F(s)$ sa prevádza pomocou integrálu Laplaceovej transformácie, nasledovne (27; 28):

$$F(s) = L\{f(t)\} = \int_0^{\infty} f(t) \cdot e^{-st} dt \quad (3.1)$$

kde $L\{\}$ je Laplaceov operátor, $f(t)$ je originál a $F(s)$ je obraz.

Prenosová funkcia systému $H(s)$ je funkciou komplexnej premennej s a definujeme ju ako podiel Laplaceovho obrazu výstupnej veličiny ku Laplaceovmu obrazu vstupnej veličiny pri nulových počiatkových podmienkach. Prenosová funkcia $H(s)$ lineárneho dynamického systému býva definovaná vzťahmi (27; 29; 30):

$$H(s) = \frac{L\{y(t)\}}{L\{x(t)\}} = \frac{Y(s)}{X(s)} = \quad (3.2)$$

$$= \frac{b_m s^m + b_{m-1} s^{m-1} + \dots + b_1 s^1 + b_0}{s^n + a_{n-1} s^{n-1} + \dots + a_1 s^1 + a_0} = \frac{b(s)}{a(s)}, m \leq n$$

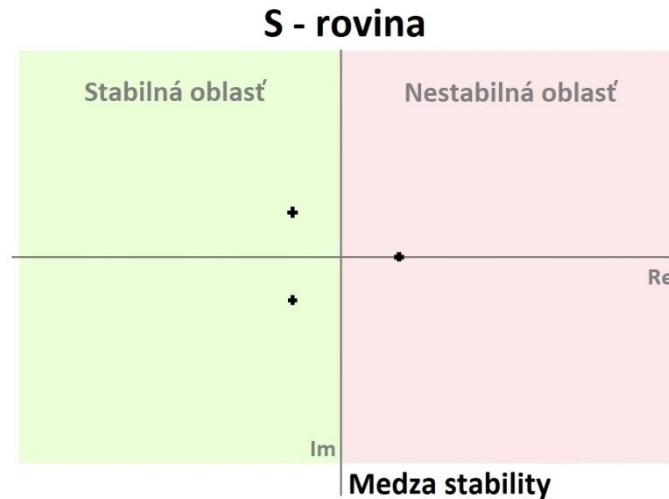
kde

$L\{y(t)\} = Y(s)$ je Laplaceov obraz výstupného signálu $y(t)$,

$L\{x(t)\} = X(s)$ je Laplaceov obraz vstupného signálu $x(t)$.

Korene polynómu $b(s)$ v čitateli prenosovej funkcie $H(s)$ nazývame nuly prenosovej funkcie a korene menovateľa $a(s)$ póly prenosovej funkcie.

Na Obr. 3.1 môžeme vidieť, že ak všetky póly prenosu ležia v ľavej polrovine S-roviny označuje systém za stabilný a ak aspoň jeden pól leží v pravej polrovine tejto roviny označujeme systém za nestabilný (29).



Obr. 3.1: S - rovina

Z Laplaceovej transformácie vieme pomocou substitúcie získať Fourierovú transformáciu. Ak v prenosovej funkcii nahradíme $s = j\omega$ dostaneme frekvenčný prenos, ktorý je definovaný ako podiel Fourierovho obrazu výstupnej veličiny ku Fourierovmu obrazu vstupnej veličiny systému pri nulových počiatočných podmienkach a to nasledovne (31):

$$H(j\omega) = \frac{F\{y(t)\}}{F\{x(t)\}} = \frac{Y(j\omega)}{X(j\omega)} \quad (3.3)$$

kde

$F\{y(t)\} = Y(j\omega)$ je Fourierov obraz výstupného signálu $y(t)$,

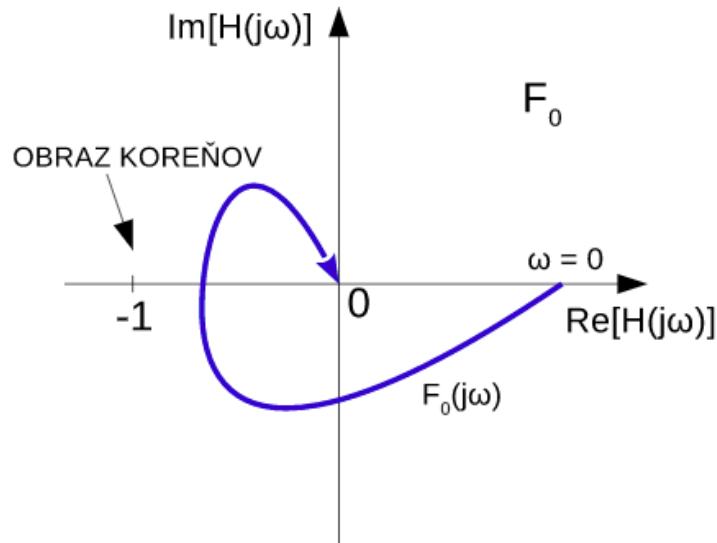
$F\{x(t)\} = X(j\omega)$ je Fourierov obraz vstupného signálu $x(t)$.

Graficky vyjadrenú závislosť frekvenčného prenosu nazývame komplexná frekvenčná charakteristika. Túto charakteristiku delíme na amplitúdovú (modulovú) frekvenčnú charakteristiku a fázovú (argumentovú) frekvenčnú charakteristiku, ktoré vyjadrujú veľkosť amplitúdy a fázy v závislosti na frekvencii vstupného signálu. Amplitúdová charakteristika popisuje konkrétne amplitúdu výstupného signálu v závislosti na frekvencii vstupného signálu a fázová charakteristika udáva závislosť posunu harmonického signálu v závislosti na jeho frekvencii (29; 31).

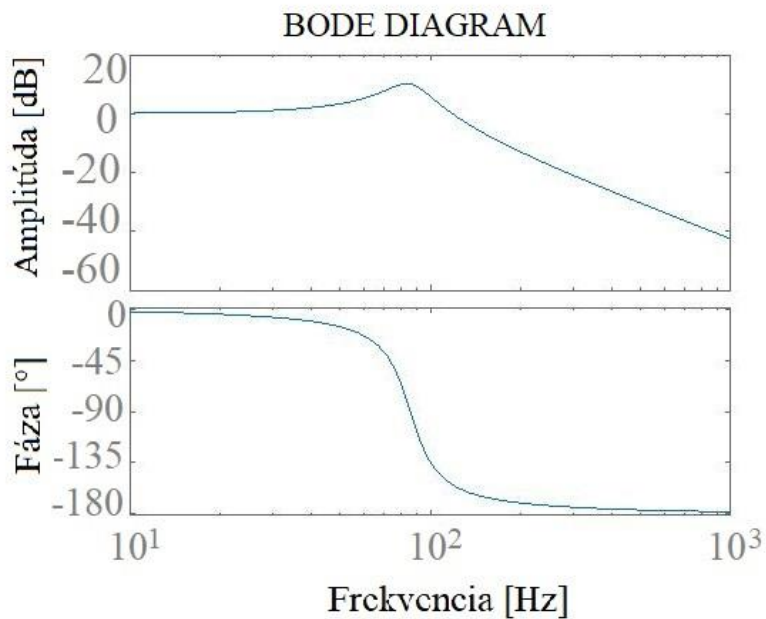
Frekvenčnú komplexnú charakteristiku ide graficky vyjadriť (31):

1. v komplexnej rovine (Nyquistova charakteristika)
2. v logaritmických súradniciach (Bodeho charakteristika)

Príklad frekvenčnej charakteristiky v komplexnej rovine môžeme pozorovať na Obr. 3.2 a frekvenčnú charakteristiku v logaritmických súradniciach na Obr. 3.3.



Obr. 3.2: Nyquistova frekvenčná charakteristika (32)



Obr. 3.3: Bodeho frekvenčná charakteristika

3.2 IMPULZNÁ FUNKCIA A CHARAKTERISTIKA

Skúmaná sústava, ktorou prechádza meraný signál sa dá popísať rovnako v časovej ako aj vo frekvenčnej doméne, pretože prenosová funkcia sústavy $H(j\omega)$ vo frekvenčnej oblasti je ekvivalentom impulznej funkcie $h(t)$ v oblasti časovej (29; 27). Pod pojmom impulzná funkcia $h(t)$ rozumieme výstupný signál, ktorý je odozvou na jednotkový (Dirakov) impulz $\delta(t)$ na vstupe, pričom graf impulznej funkcie nazývame impulzná charakteristika. Impulzná charakteristika je obecným riešením prechodového deja (27).

Pre Dirakov impulz platí (33):

$$\delta(t) = \begin{cases} \infty & \text{pre } t = 0 \\ 0 & \text{pre } t \neq 0 \end{cases}$$

Ak na vstup sústavy privedieme Dirakov impulz, výslednú prenosovú funkciu systému vieme vypočítať nasledovne (29):

$$H(s) = \frac{L\{y(t)\}}{L\{\delta(t)\}} = \frac{Y(s)}{X(s)} = \frac{Y(s)}{1} = Y(s) \quad (3.4)$$

kde

$L\{y(t)\} = Y(s)$ je Laplaceov obraz výstupného signálu $y(t)$,

$L\{\delta(t)\} = X(s)$ je Laplaceov obraz Dirakovho impulzu $\delta(t)$.

Prenosová funkcia sa v tomto prípade rovná Laplaceovmu obrazu impulznej funkcie, nakoľko Laplaceov obraz Dirakovho impulzu je rovný jednej (27).

Keďže medzi impulznou funkciou a prenosom je definovaný vzťah ako medzi originálom a obrazom v Laplaceovej transformácii respektíve vo Fourierovej transformácii vieme impulznú funkciu vypočítať pomocou spätnej Laplaceovej transformácie respektíve Fourierovej nasledovne (34; 29):

$$y(t) = L^{-1}\{H(s)\} \quad (3.5)$$

$$y(t) = F^{-1}\{H(j\omega)\} \quad (3.6)$$

3.3 MERANIE ODPOVEDE SYSTÉMU

Charakteristiky odozvy systému manžety ako senzoru je možné stanoviť dvomi spôsobmi. Najjednoduchšia technika zahŕňa meranie impulznej odozvy systému a zložitejšia, no presnejšia metóda zahŕňa meranie sínusovej frekvenčnej odozvy systému (35).

3.3.1 Meranie impulznej odozvy

Základom merania impulznej odozvy je aplikovanie Dirakovho impulzu na upevnenú tlakovú manžetu a zaznamenanie výsledných tlmených oscilácií systému. Tlaková manžeta sa natlakuje na požadovaný tlak, pri ktorom sa na ňu aplikuje jednotkový impulz a sleduje sa jeho odozva. Táto odozva býva obvykle zaznamenaná systémom na zber údajov (35).

3.3.2 Meranie frekvenčnej odozvy

Metóda merania sínusovej frekvenčnej odozvy je zložitejšia, preto jej realizácia vyžaduje viac špecializovaných zariadení ako meranie impulznej odozvy. Pri tomto meraní generátor sínusových tlakov produkuje tlaky, ktoré sú monitorované na zdroji pomocou tlakového snímača so známymi charakteristikami. Presný model systému manžety môžeme potom nájsť určením amplitúdy a fázy výstupnej charakteristiky ako funkcie frekvencie bez obmedzenia systému druhého rádu potrebného v prípade impulznej odozvy. V niektorých prípadoch môže byť prítomná rezonancia na viac ako jednej frekvencii (35).

Nakoľko je meranie frekvenčnej odozvy zložitejšie ako meranie impulznej odozvy v experimentálnej časti tejto diplomovej práce bola skúmaná práve impulzná odozva systému, ako reakcia tlakovej manžety na jednotkový impulz.

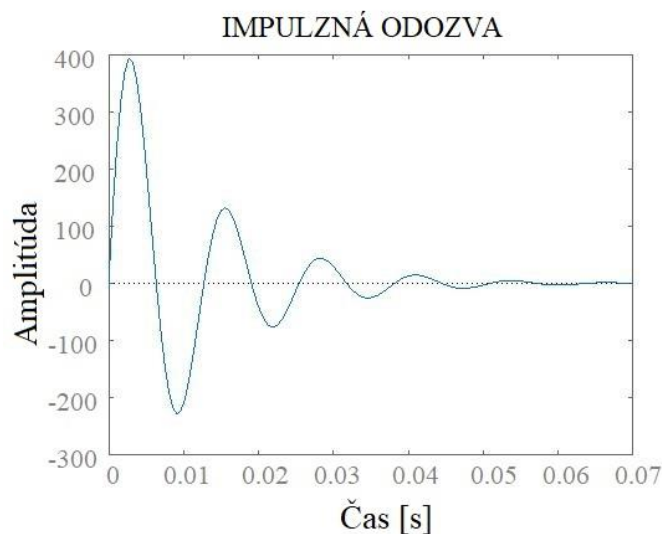
3.4 VÝPOČET KOMPLEXNEJ FREKVENČNEJ CHARAKTERISTIKY SYSTÉMU 2. RÁDU Z ODOZVY NA JEDNOTKOVÝ IMPULZ

Systémy monitorovania krvného tlaku, medzi ktoré patrí tlaková manžeta sú popísané ako dynamické systémy druhého rádu, teda RLC obvodom (36). Vlastnosti tohto systému sa dajú zistiť nielen z rovníc ale taktiež na základe odozvy systému na jednotkový impulz.

Ako sme sa už dozvedeli odozva systému na jednotkový impulz sa nazýva impulzná funkcia a jej grafickému vyjadreniu sa hovorí impulzná charakteristika. A práve v tejto časti diplomovej práce je vysvetlené ako sa dá z impulznej odozvy systému určiť komplexná frekvenčná charakteristika a parametre, ktoré ju popisujú. Medzi najdôležitejšie parametre, ktoré charakterizujú systém patrí (36):

1. Tlmiaci faktor ζ [-]
2. Vlastná frekvencia f [Hz]

Na začiatku analýzy sa pozrieme na to ako taká impulzná odozva systému vyzerá, môžeme ju vidieť na Obr. 3.4. V tomto prípade odpoveď predstavuje systém druhého rádu (35).



Obr. 3.4: Impulzná odozva systému

Na základe tejto odpovede systému môžeme vyjadriť pomer vzdialeností prvého maximálneho píku ku minimálnej hodnote odozvy a druhého maximálneho píku taktiež ku minimálnej hodnote odozvy. Pomocou týchto dvoch vzdialeností je možné určiť logaritmický dekrement, z ktorého môžeme ďalej vypočítať tlmiaci faktor. Z odozvy systému je taktiež možné stanoviť periódu ako čas určujúci po sebe dva nasledujúce pozitívne píky a z nej a z tlmiaceho faktora ďalej určiť netlmenú vlastnú frekvenciu (37).

Nižšie sú uvedené výpočty, ktoré sa používajú na výpočet logaritmického dekrementu, tlmiaceho faktora a vlastnej frekvencie.

1. Logaritmický dekrement Λ (38)

$$\Lambda = \ln(Max_1Min) - \ln(Max_2Min) = \ln\left(\frac{Max_1Min}{Max_2Min}\right) [-] \quad (3.7)$$

kde

$\ln(Max_1Min)$ je prirodzený logaritmus vzdialenosti prvého maxima odozvy a minima odozvy,

$\ln(Max_2Min)$ je prirodzený logaritmus vzdialenosti druhého maxima odozvy a minima odozvy.

2. Tlmiaci faktor ζ (38)

$$\zeta = \frac{\Lambda}{\sqrt{\pi^2 + \Lambda^2}} [-] \quad (3.8)$$

kde

Λ je logaritmický dekrement,

π je Ludolfovo číslo, $\pi = 3,14$.

3. Vlastná frekvencia ω_n respektíve f_n (38)

$$\omega_n = \frac{2\pi}{T\sqrt{1 - \zeta^2}} [s^{-1}] \quad (3.9)$$

$$f_n = \frac{\omega_n}{2\pi} [Hz] \quad (3.10)$$

kde

π je Ludolfovo číslo; $\pi = 3.14$,

T je perióda,

ζ je tlmiaci faktor.

Zovšeobecnená prenosová funkcia prenosu 2. rádu je na základe vyššie určených parametrov vyjadrená ako (39):

$$H(s) = \frac{\omega_n^2}{s^2 + 2\zeta\omega_n s + \omega_n^2} \quad (3.11)$$

kde

ω_n je vlastná frekvencia,

s je pól,

ζ je tlmiaci faktor.

Póly prenosovej funkcie vypočítame ako (39):

$$s_1, s_2 = \omega_n(-\zeta \pm \sqrt{\zeta^2 - 1}) \quad (3.12)$$

Frekvenčný prenos potom dostaneme pomocou substitúcie $s=j\omega$ nasledovne:

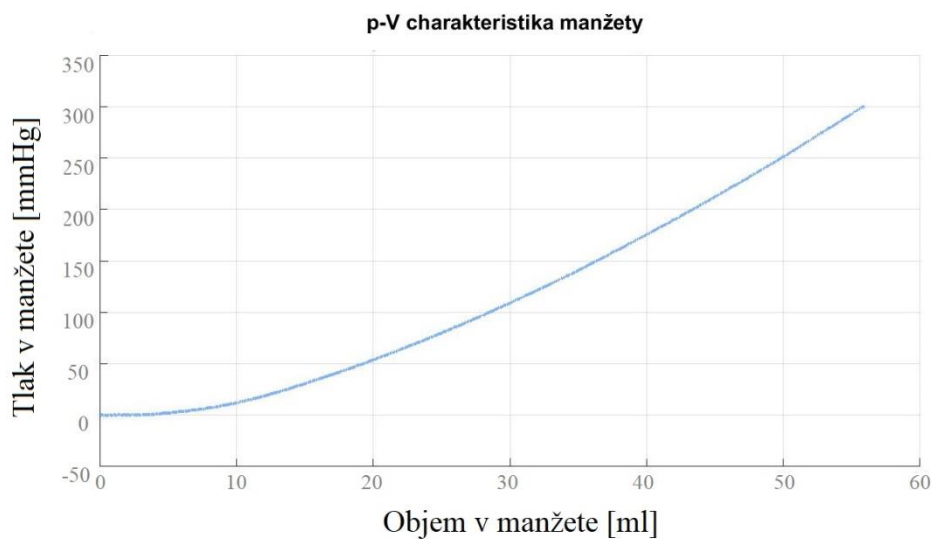
$$H(s)|_{\text{substitúcia } s = j\omega} \Rightarrow H(j\omega) \quad (3.13)$$

$$H(j\omega) = \frac{\omega_n^2}{(j\omega)^2 + 2\zeta\omega_n j\omega + \omega_n^2} \quad (3.14)$$

Na základe frekvenčného prenosu môžeme určiť komplexnú frekvenčnú charakteristiku, ktorá sa dá ďalej rozdeliť na amplitúdovú a fázovú charakteristiku a vykresliť buď v komplexnej rovine alebo v logaritmických súradniciach.

3.5 P-V CHARAKTERISTIKA

Grafickému vyjadreniu, v ktorom je vynesená závislosť tlaku na objemu sa hovorí tlakovo-objemová p-V charakteristika. P-V charakteristika zobrazuje tlakovo-objemovú krivku, ktorá sa zaoberá zmenami tlaku v dôsledku zmien objemu. Na základe tejto krivky môžeme skúmať ako sa so zvyšujúcim objemom mení tlak, napríklad v manžete na meranie krvného tlaku. Ukážku takejto p-V charakteristiky tlakovej manžety môžeme vidieť na Obr. 3.5, kde je na x-ovej osi vynesený objem v ml a na y-ovej osi tlak v mmHg.



Obr. 3.5: p-V charakteristika manžety

3.5.1 Meranie p-V charakteristík

Tlakovo-objemová charakteristika tlakovej manžety sa meria tak, že sa do manžety ovinutej okolo fantóma aplikuje určité množstvo objemu vzduchu. Čím sa objem aplikovaného vzduchu v manžete zvyšuje, tým sa zväčšuje aj meraný tlak v manžete, ktorý býva zaznamenávaný tlakovým senzorom.

Táto p-V charakteristika manžety patrí ku jednej z experimentálne skúmaných charakteristík v diplomovej práci, ktorej realizácia je bližšie opísaná v praktickej časti na nasledujúcich stránkach.

4 EXPERIMENTÁLNE MERANIE

V nasledujúcej časti diplomovej práce je opísané realizovanie experimentálneho merania p-V charakteristík a prenosových charakteristík vybraných manžiet. Na experiment bolo zvolených šesť manžiet, konkrétne značky Bokang, Fazzini, Hubdic, Omron, napodobenina Omronu z Číny a Tensoval. Použité manžety sú zobrazené na nižšie priloženom Obr. 4.1.



Obr. 4.1: Tlakové manžety použité pri experimentoch

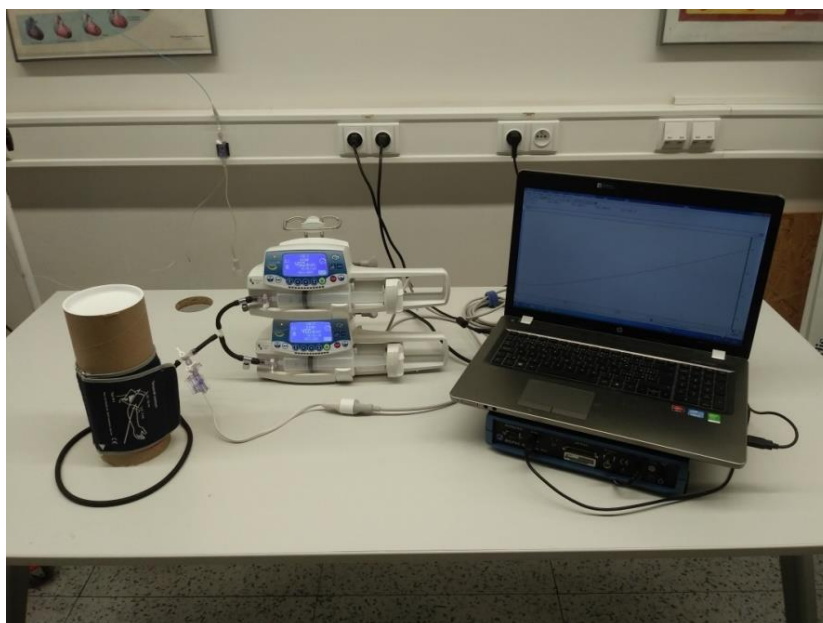
4.1 MERANIE A VYHODNOTENIE P-V CHARAKTERISTÍK

Tento diel diplomovej práce popisuje p-V charakteristiku tlakových manžiet. Na začiatku je skúmaná závislosť tlaku v manžete na objeme vzduchu v nej, v ďalšom kroku je zisťovaná linearita nameraných priebehov v úseku tlaku od 150-230 mmHg a taktiež veľkosť rozmedzia od minimálnej hodnoty objemu až po maximálnu hodnotu objemu pri tlaku 230 mmHg. Všetky tieto experimenty boli uskutočnené za účelom nájdenia manžety, ktorá bude zachytený signál skresľovať najmenej a bude pre meranie rýchlosti šírenia pulznej vlny najviac vhodná.

Na meranie p-V charakteristík bol vytvorený systém, ktorý možno pozorovať na Obr.

4.2. Tento systém pozostával z nasledujúcich súčiastok:

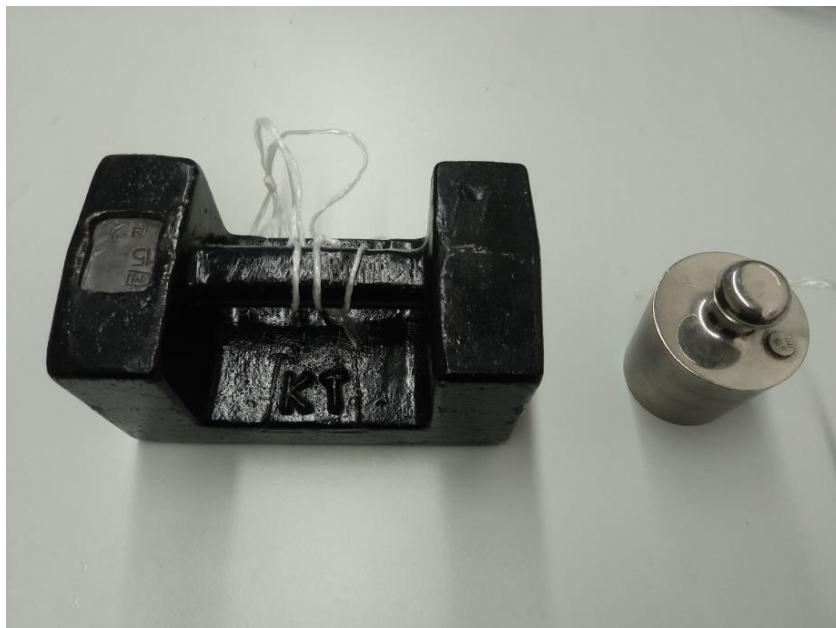
1. Biopac System MP 35
2. Notebook
3. Dvakrát infúzny dávkovač Fresenius Kabi
4. Senzor tlaku
5. Dvakrát jednocestný ventil
6. Trikrát trojcestný ventil
7. Manžety
8. Fantóm ruky



Obr. 4.2: Systém na meranie p-V charakteristík tlakových manžiet

Experiment merania p-V charakteristík spočíval v pridávaní objemu vzduchu infúznymi dávkovačmi do manžety, ktorá bola ovinutá okolo fantómu ruky. Ako fantóm bol použitý kartónový tubus priemeru 84 milimetrov a 100 milimetrov. Prietok vzduchu každého infúzneho dávkovača bol nastavený na 450 mililitrov za hodinu, čo v súčte dvoch dávkovačov tvorilo prietok 900 ml za hodinu, to znamená 15 ml za minútu a 0.25 ml za sekundu. Všetky merania boli realizované minimálne do veľkosti napätia 6 mV, čo predstavovalo 240 mmHg tlaku v manžete.

Pri meraní p-V charakteristík boli na oboch tubusoch realizované dva rôzne prítlaky manžiet. Prvým prítlakom sme sa snažili docieľiť maximálne utiahnutie manžety, na čo sme použili 5kg závažie a pri druhom prítlaku sme sa snažili simulovať klasické meranie krvného tlaku so závažím 1kg, keď tlakovú manžetu utahuje sestrička, lekár alebo iný zdravotnícky personál. To znamená, že pri prvom prítlaku na utiahnutie manžety pôsobila gravitačná sila približne 49.05 N, označená pre ďalšie použitie ako maximálna a pri druhom prítlaku na manžetu pôsobila gravitačná sila približne 9.81 N, označená pre ďalšie použitie ako minimálna. Použité závažia sú zobrazené na Obr. 4.3, na ľavej strane päťkilové a na pravej jednokilové.

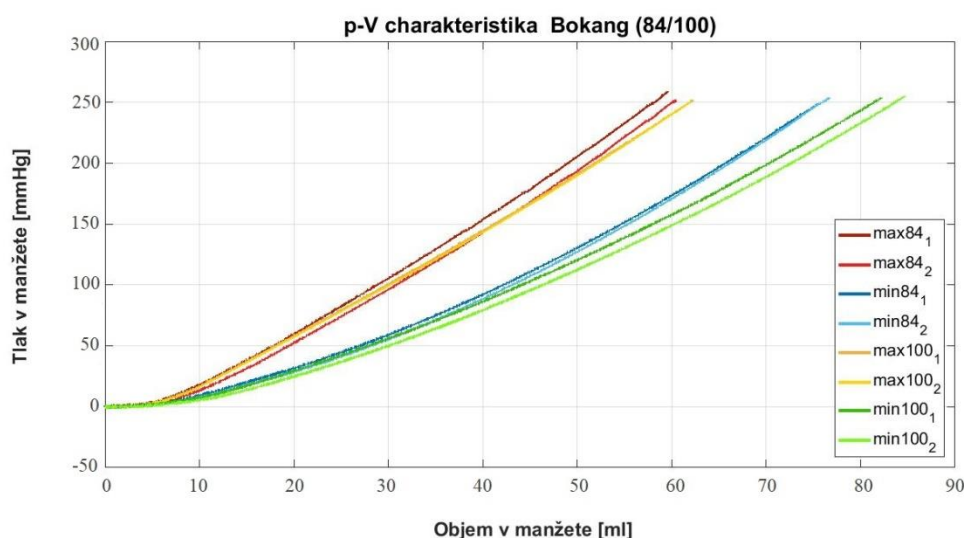


Obr. 4.3: Päťkilové a jednokilové závažie

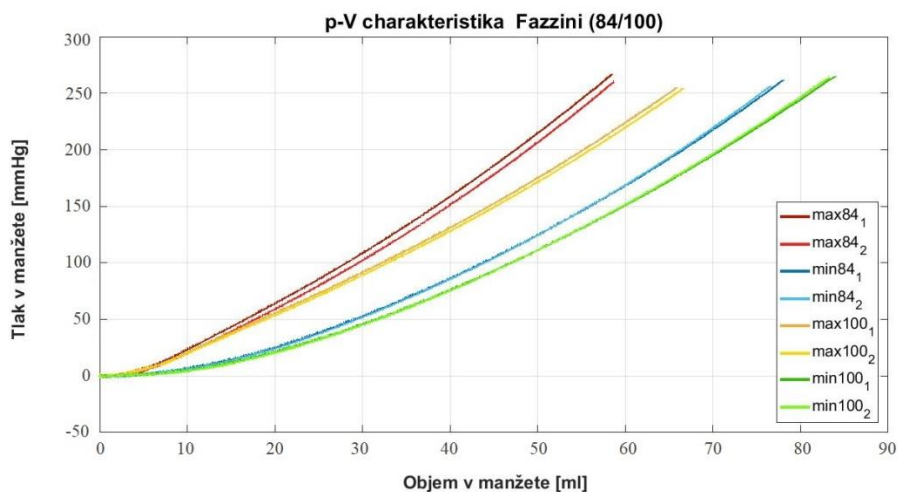
Celé meranie sa zaznamenávalo Biopacom, ktorého priebeh sme sledovali a ukladali do notebooku. Nasnímané hodnoty p-V charakteristík daných manžiet pri rôznych prítlakoch a tubusoch sa spracovali v Matlabe, v ktorom boli vynesené do grafov a možno ich sledovať na nižšie priložených Obr. 4.4 až Obr. 4.9. Y-ová os daných grafov bola prepočítaná s koeficientom 0.0247 [-] z napätia v mV na tlak v mmHg a na osi x-ovej sa zmenil čas so vzorkovacou frekvenciou 200 Hz na objem v ml, pretože sme vedeli, že prietok lineárnych dávkovačov je 0.25 ml za sekundu.

Na Obr. 4.4 pozorujeme p-V charakteristiku manžety Bokang, kde je na grafe vynesená závislosť tlaku na objeme. Zobrazené priebehy predstavujú osem meraní na dvoch tubusoch pri dvoch rôznych prítlakoch. Každé meranie na jednotlivom tubuse a prítlaku bolo zaznamenané dvakrát. Konkrétne tmavočervenou farbou je vynesené prvé meranie na tubuse priemeru 84 mm a maximálnom prítlaku, svetločervenou farbou je zachytené druhé meranie na tubuse priemeru 84 mm a maximálnom prítlaku. Tmavomodrou farbou je vynesené prvé meranie na tubuse priemeru 84 mm a minimálnom prítlaku a svetlomodrou farbou je vyobrazené druhé meranie na tubuse priemeru 84 mm a minimálnom prítlaku. Tmavožltou farbou je zachytené prvé meranie na tubuse priemeru 100 mm a maximálnom prítlaku a svetložltou farbou je vynesené druhé meranie na tubuse priemeru 100 mm a maximálnom prítlaku. Tmavozelenou farbou je zachytené prvé meranie na tubuse priemeru 100 mm a minimálnom prítlaku a svetlozelenou farbou je vyobrazené druhé meranie na tubuse priemeru 100 mm a minimálnom prítlaku.

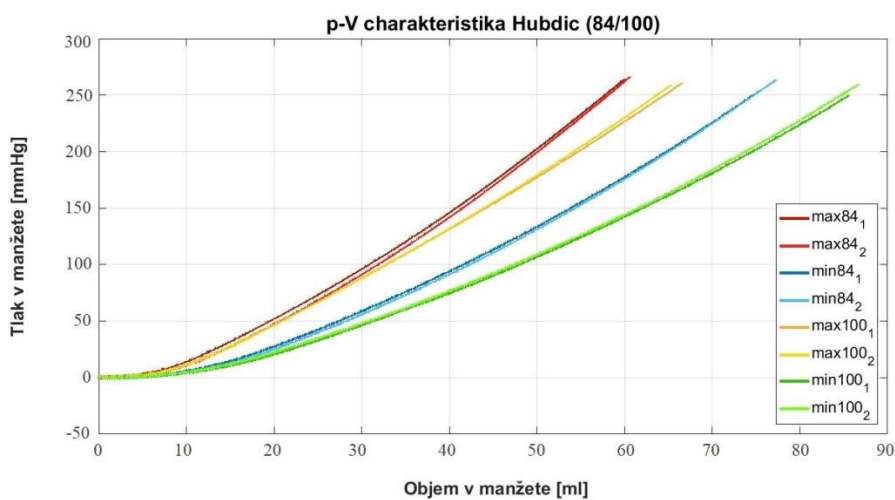
Vyššie spomínaný postup merania platil taktiež pre všetky ostatné manžety, menovite pre manžetu: Fazzini na Obr. 4.5, Hubdic na Obr. 4.6, Omron na Obr. 4.7, Omron z Číny na Obr. 4.8 a Tensoval na Obr. 4.9.



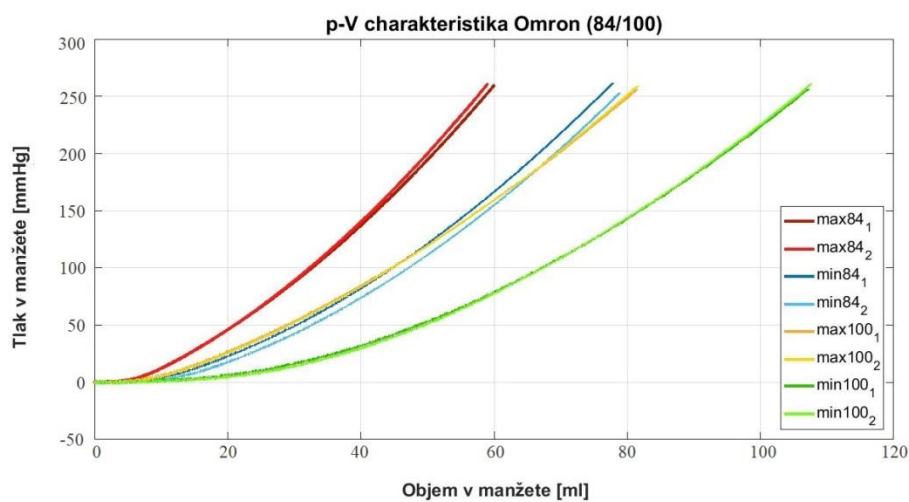
Obr. 4.4: p-V charakteristika manžety Bokang



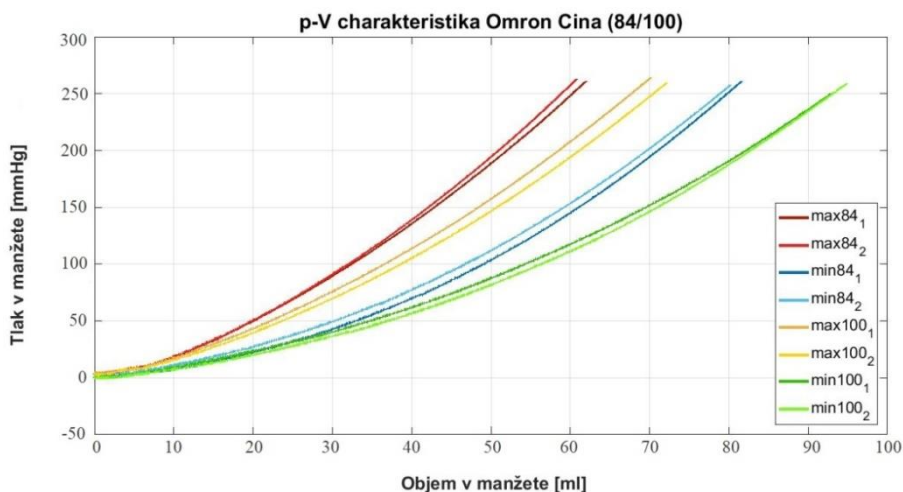
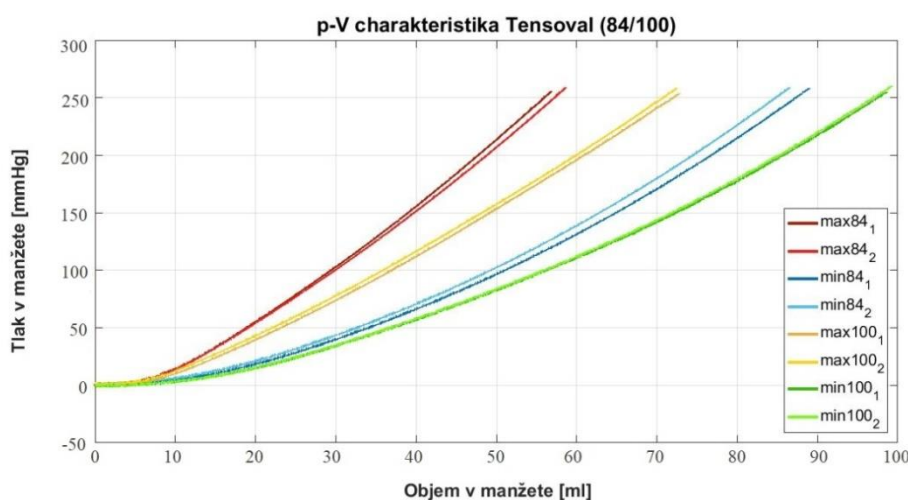
Obr. 4.5: p-V charakteristika manžety Fazzini



Obr. 4.6: p-V charakteristika manžety Hubdic



Obr. 4.7: p-V charakteristika manžety Omron

Obr. 4.8: *p-V charakteristika manžety Omron Čína*Obr. 4.9: *p-V charakteristika manžety Tensoval*

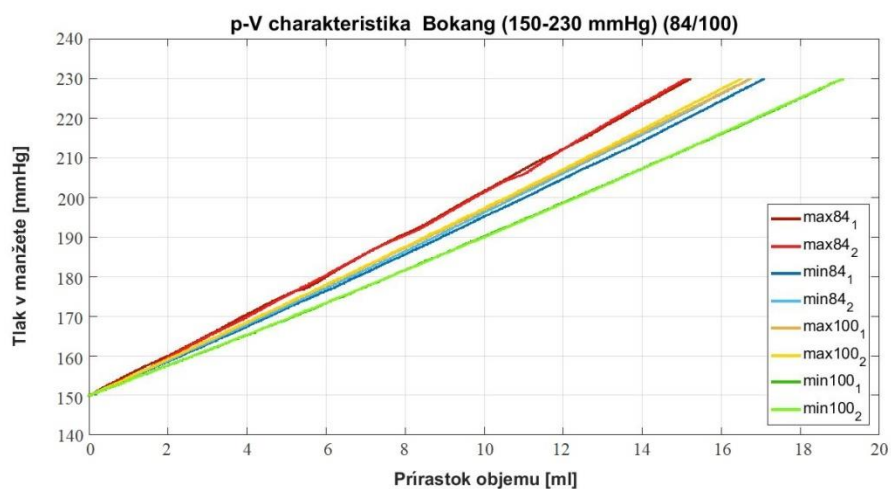
Na základe vyššie priloženom Obr. 4.4 až Obr. 4.9 možno konštatovať, že p - V charakteristiky daných manžiet sú si na prvý pohľad podobné, a tak boli pre viac detailné výsledky analyzované podrobnejšie.

Keďže sa všetky merania tejto diplomovej práce realizovali za účelom nájdenia najlepšej manžety na meranie suprasystolického tlaku, ktorý sa pohybuje medzi 150-230 mmHg, v ďalšom kroku boli priebehy p - V charakteristík jednotlivých manžiet skúmané práve v tomto rozpätí. Toto rozpätie sa zvolilo na základe toho, že systolický tlak sa u väčšiny populácie pohybuje medzi 120 až 200 mmHg a suprasystolický tlak sa meria o 30 mmHg nad tlakom systolickým, čo tvorí spomínaný interval 150 až 230 mmHg. Tento interval bol z p - V charakteristiky vytiahnutý v prostredí Matlab, v ktorom sa používal na ďalšie spracovanie a rozbor priebehov.

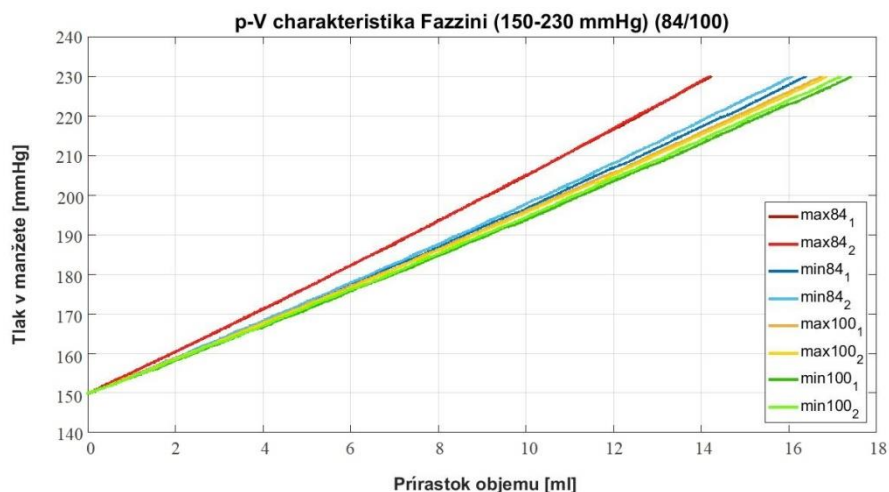
Výslednú oblasť záujmu p-V charakteristík od 150 do 230 mmHg jednotlivých manžiet aplikovaných na dvoch tubusoch, pri dvoch prítlakoch možno pozorovať na nižšie pripojenom Obr. 4.10 až Obr. 4.15.

Na Obr. 4.10 pozorujeme p-V charakteristiku manžety Bokang od 150 do 230 mmHg, kde je v grafe vynesena opäť závislosť tlaku na objeme. Zobrazené priebehy predstavujú spomínaných osem meraní na dvoch fantómoch pri dvoch rôznych prítlakoch. Každé meranie na jednotlivom tubuse a prítlaku bolo zaznamenané dvakrát. Tak ako v predchádzajúcich grafoch je aj teraz tmavočervenou farbou zobrazené prvé meranie na tubuse priemeru 84 mm a maximálnom prítlaku, svetločervenou farbou je zachytené druhé meranie na tubuse priemeru 84mm a maximálnom prítlaku. Tmavomodrou farbou je vyobrazené prvé meranie na tubuse priemeru 84 mm a minimálnom prítlaku a svetlomodrou farbou je vynesené druhé meranie na tubuse priemeru 84 mm a minimálnom prítlaku. Tmavožltou farbou je vynesené prvé meranie na tubuse priemeru 100 mm a maximálnom prítlaku a svetložltou farbou je vyobrazené druhé meranie na tubuse priemeru 100 mm a maximálnom prítlaku. Tmavozelenou farbou je zobrazené prvé meranie na tubuse priemeru 100 mm a minimálnom prítlaku a svetlozelenou farbou je zachytené druhé meranie na tubuse priemeru 100 mm a minimálnom prítlaku.

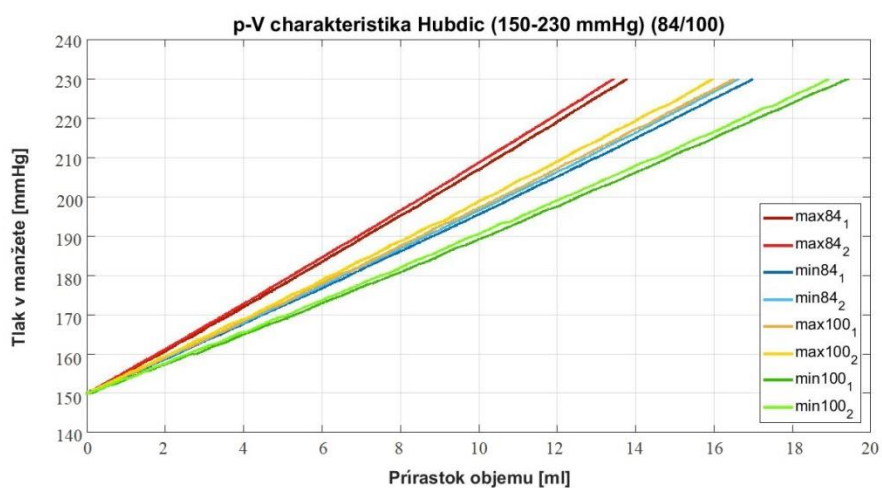
Vyššie spomínaný postup platil znovu pre všetky ostatné manžety, menovite pre manžetu: Fazzini na Obr. 4.11, Hubdic na Obr. 4.12, Omron na Obr. 4.13, Omron z Číny na Obr. 4.14 a Tensoval na Obr. 4.15.



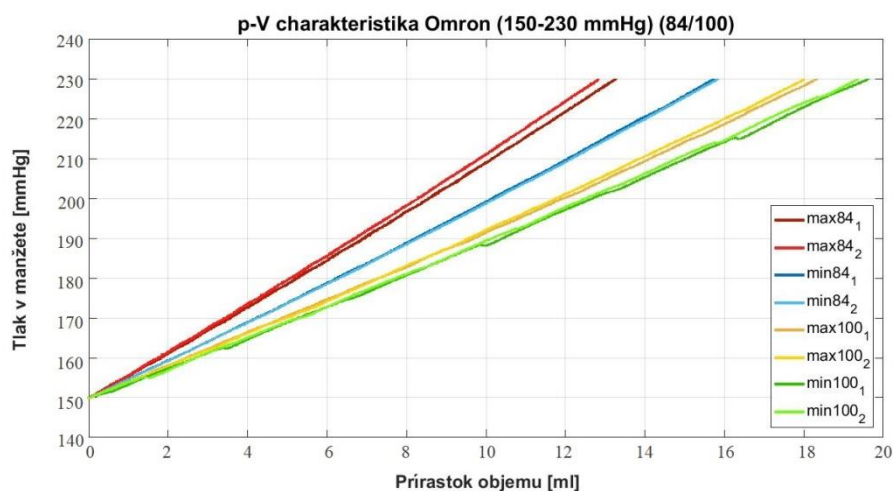
Obr. 4.10: p-V charakteristika manžety Bokang pri tlaku 150-230 mmHg



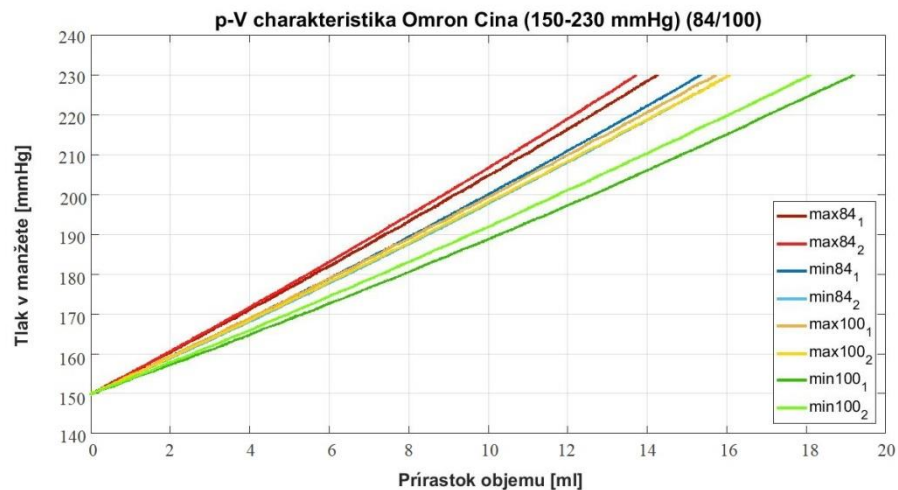
Obr. 4.11: p-V charakteristika manžety Fazzini pri tlaku 150-230 mmHg



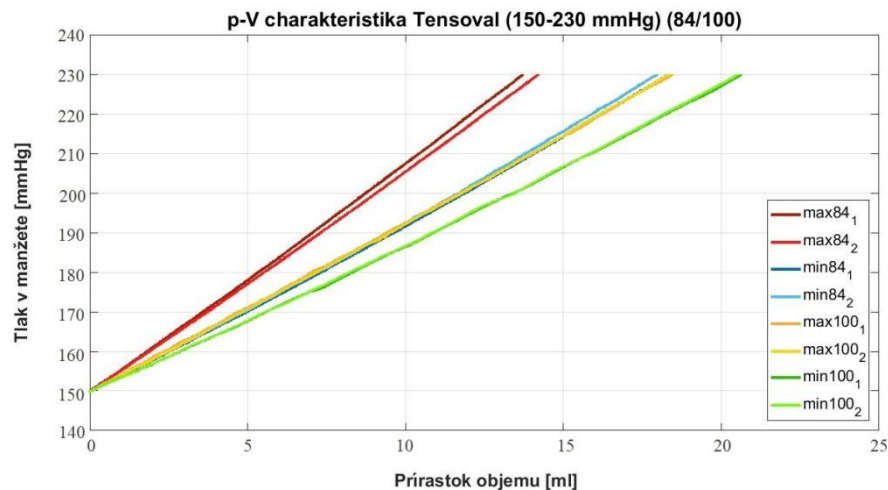
Obr. 4.12: p-V charakteristika manžety Hubdic pri tlaku 150-230 mmHg



Obr. 4.13: p-V charakteristika manžety Omron pri tlaku 150-230 mmHg



Obr. 4.14: p-V charakteristika manžety Omron Čína pri tlaku 150-230 mmHg



Obr. 4.15: p-V charakteristika manžety Tensoval pri tlaku 150-230 mmHg

Ako hlavné parametre hodnotiace manžetu od 150-230 mmHg sme vybrali linearitu a veľkosť rozmedzia objemu minimálnej a maximálnej krivky pri tlaku 230 mmHg. Veľkosť tohto intervalu bola počítaná v prostredí Matlab, tak že sme od maximálnej hodnoty objemu na 230 mmHg odčítali minimálny objem na 230 mmHg. Tento parameter je pre nás veľmi dôležitý, pretože čím je jeho hodnota menšia, tým zmena objemu vzduchu v manžete pri rôznych prítlakoch vyvolá najviac totožnú zmenu tlaku v manžete, na rozdiel od toho, že čím je hodnota tohto intervalu väčšia, tým zmeny objemu pri rôznych prítlakoch vyvolávajú odlišnejšie zmeny tlaku v manžete. Od nášho systému požadujeme aby sa pri rôznych zmenách objemu vzduchu v manžete, teda pri rôznych prítlakoch, menil tlak v manžete čo najpresnejšie a jeho zmena bola čo najviac identická. Výsledné intervaly daných manžiet sú zobrazené v Tab. 4.1.

Tab. 4.1: Objemový interval na tlaku 230 mmHg

Manžeta	Bokang	Fazzini	Hubdic	Omron	Omron Čína	Tensoval
Objemový interval v ml	3.96	3.23	5.98	6.81	5.47	6.90
Poradie podľa veľkosti objemového intervalu	2	1	4	5	3	6

Druhým spomínaným parametrom bola linearita kriviek, nakoľko sa požadovalo aby krivky v intervale od 150-230 mmHg boli čo najviac lineárne. Linearita bola skúmaná na základe korelácie priebehov p-V charakteristík s lineárnou priamkou, vytvorenou v Matlabe.

V prostredí Matlab bol vypočítaný korelačný koeficient, ktorého hodnoty sa bežne pohybujú od -1 po 1. Ak korelačný koeficient nadobúda hodnotu -1 hovoríme o dokonalej negatívnej závislosti, ak je koeficient rovný nule premenné sú lineárne nezávislé a ak nadobúda hodnotu 1, znamená to dokonalú pozitívnu korelačnú závislosť. Hodnoty korelačného koeficientu v rozmedzí od -1 po 1 sa interpretovali podľa nasledujúcej Tab. 4.2 (40).

Tab. 4.2: Interpretácia korelačného koeficientu

Hodnoty korelačného koeficientu	Interpretácia korelácie
± 0	žiadna korelácia
$\pm 0 < x < \pm 0.1$	takmer žiadna korelácia
$\pm 0.1 \leq x < \pm 0.2$	veľmi slabá korelácia
$\pm 0.2 \leq x < \pm 0.4$	slabá korelácia
$\pm 0.4 \leq x \leq \pm 0.6$	stredná korelácia
$\pm 0.6 < x \leq \pm 0.7$	veľká korelácia
$\pm 0.7 < x < \pm 0.9$	veľmi veľká korelácia
$\pm 0.9 \leq x < \pm 1$	takmer dokonalá korelácia
± 1	dokonalá korelácia

Výsledky korelačného koeficientu medzi lineárnou priamkou a všetkými p-V charakteristikami v intervale od 150 do 230 mmHg možno pozorovať v Tab. 4.3.

Tab. 4.3: Korelácia p-V charakteristiky 150-230 mmHg s lineárnou priamkou

tubus/prítlak	84max1	84max2	84min1	84min2	100max1	100max2	100min1	100min2
manžeta Bokang	0.9998	0.9997	0.9998	0.9998	0.9999	0.9999	0.9997	0.9997
manžeta Fazzini	0.9998	0.9998	0.9996	0.9996	0.9997	0.9997	0.9997	0.9997
manžeta Hubdic	0.9998	0.9999	0.9998	0.9998	0.9999	0.9998	0.9996	0.9998
manžeta Omron	0.9998	0.9998	0.9997	0.9997	0.9996	0.9995	0.9997	0.9997
manžeta Omron Čína	0.9998	0.9997	0.9995	0.9996	0.9998	0.9997	0.9993	0.9996
manžeta Tensoval	0.9999	0.9999	0.9997	0.9996	0.9999	0.9998	0.9996	0.9996

Podľa Tab. 4.1 možno konštatovať, že najmenšiu veľkosť objemového intervalu má manžeta Fazzini, za ňou pokračuje Bokang, Omron z Číny, Hubdic, Omron a na konci je s najväčším intervalom manžeta Tensoval. Teda pri manžete Fazzini sú zmeny objemu a tlaku pri rôznych prítlakoch a tubusoch najpodobnejšie na rozdiel od manžety Tensoval, kde sú tieto zmeny objemu a tlaku najviac odlišné.

Podľa Tab. 4.3 možno konštatovať, že všetky manžety sa javili ako alikvotne lineárne, nakoľko ich korelačný koeficient s lineárnou priamkou bol minimálne 0.999, čo podľa Tab. 4.2 znamená takmer dokonalú koreláciu, teda vzájomný vzťah s lineárnou priamkou.

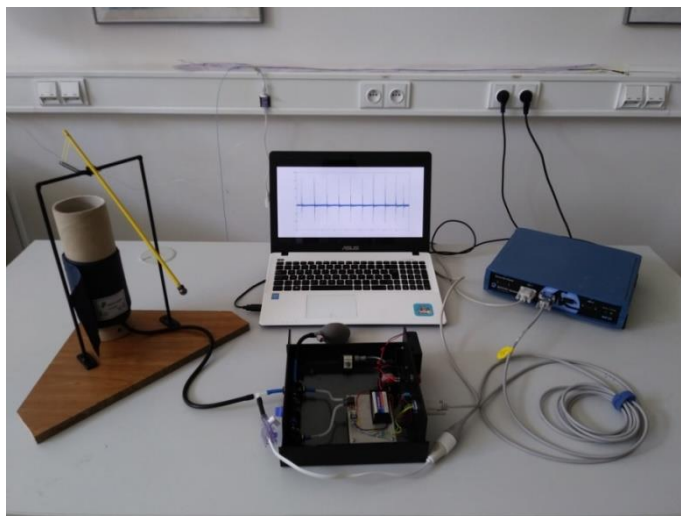
Na základe intervalu objemového rozmedzia v Tab. 4.1 a korelačného koeficientu v Tab. 4.3 bola za manžetu s najlepšimi vlastnosťami určená manžeta značky Fazzini a Bokang, ktoré sa na základe tohto hodnotenia používali pri ďalšej úlohe, a to pri meraní prenosových charakteristík tlakových manžiet.

4.2 MERANIE A VYHODNOTENIE PRENOŠOVÝCH CHARAKTERISTÍK

V tejto časti diplomovej práci je riešená prenosová charakteristika systému druhého rádu, ktorý pre nás predstavovala manžeta. Išlo o to, aby sme na základe jednotkového impulzu dokázali stanoviť vlastnú frekvenciu, tlmiaci faktor odozvy systému, prenosovú funkciu manžety a z nej zistiť amplitúdovú a fázovú charakteristiku. Tieto charakteristiky hovoria o tom či je signál ovplyvňovaný systémom a ako sa na jednotlivých frekvenciách mení jeho amplitúda a fáza.

Na meranie prenosových charakteristík bol zostavený pneumatický systém, ktorý možno pozorovať na Obr. 4.16. Pomocou tohto systému sme zisťovali odozvu systému tlakovej manžety na jednotkový impulz, pričom pozostával z nasledujúcich častí:

1. Biopac System MP 35
2. Notebook
3. Prototyp prístroja na meranie rýchlosti šírenia pulznej vlny
4. Senzor tlaku
5. Manžeta
6. Fantóm ruky
7. Zostavená sústava s kyvadlom

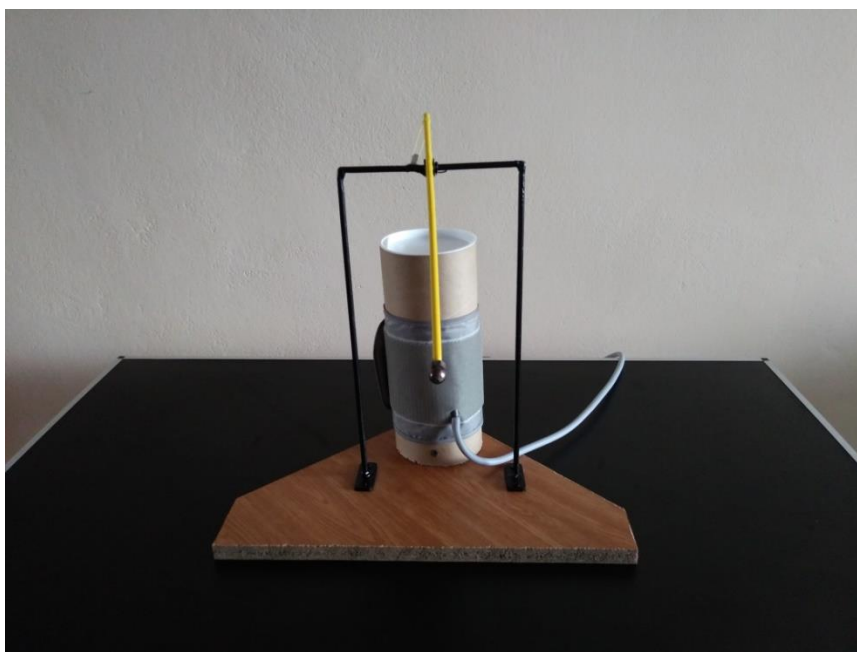


Obr. 4.16: Zostavený systém na meranie prenosových charakteristík

Nakoľko sme na základe výsledkov p-V charakteristík vybrali najlepšie manžety značky Bokang a Fazzini, podrobili sme práve tieto dve skúmaniu prenosových charakteristík tlakových manžiet, na ktoré bol pri piatich rôznych tlakoch v manžete aplikovaný jednotkový impulz, pričom odozva systému bola opäť skúmaná na manžete ovinutej okolo tubusu priemeru 84 mm a 100 mm pri jednom prítlaku.

V prvom kroku merania sme manžetu upevnenú na tubuse nafúkli pomocou prototypu prístroja na meranie rýchlosti šírenia pulznej vlny postupne na 230, 210, 190, 170 a 150 mmHg, kde sme na ňu po jej nafúknutí začali aplikovať jednotkový impulz s počtom opakovaní vždy desaťkrát.

Jednotkový impulz sme na manžete realizovali pomocou vytvorenej konštrukcie, ktorú môžeme pozorovať na Obr. 4.17. Tento impulz bol na manžetu aplikovaný pomocou 9g guľôčky. Táto guľôčka sa na manžetu spúšťala vždy z rovnakej výšky tým, že sme prestrihli gumičku, ktorá žlté kyvadlo s guľôčkou držala.

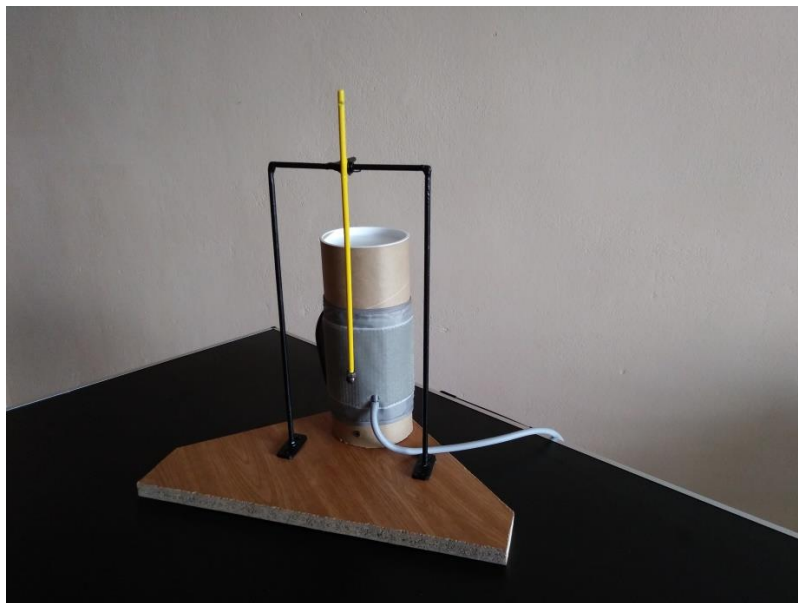


Obr. 4.17: Vytvorená konštrukcia na aplikovanie jednotkového impulzu

Na Obr. 4.18 môžeme pozorovať stav žltého kyvadla pred prestrihnutím gumičky, kedy je kyvadlo s guľôčkou v ustálenom stave a na Obr. 4.19 zase stav kyvadla po prestrihnutí gumičky, kedy je na manžetu za pomoci kyvadla s guľôčkou aplikovaný jednotkový impulz.



Obr. 4.18: Sústava s kyvadlom pred prestrihnutím gumičky, kedy je kyvadlo s guľôčkou v ustálenom stave

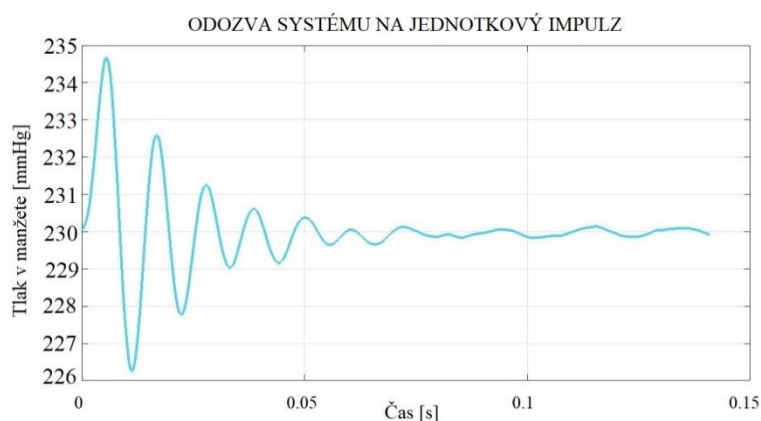


Obr. 4.19: Sústava s kyvadlom po prestrihnutí gumičky, kedy je na manžetu za pomoci kyvadla s guľôčkou aplikovaný jednotkový impulz

Ako už bolo spomenuté jednotkový impulz sme na manžetu aplikovali vždy desaťkrát pri tlaku 230 mmHg, 210 mmHg, 190 mmHg, 170 mmHg a 150 mmHg. Odpoveď systému na tieto impulzy bola zaznamenaná Biopacom so vzorkovacou frekvenciou 20 000 Hertzov, zobrazená a uložená v notebooku, odkiaľ bola použitá na ďalšie spracovanie v prostredí Matlab.

Spracovanie signálu v prostredí Matlab na začiatku spočívalo v jeho filtrovaní, konkrétne v odstránení šumu s frekvenciou 50 Hz IIR filtrom pásmovou zádržou a v odstránení kolísania izolínie IIR filtrom hornou priepusťou nad 1 Hz prostredníctvom Butterwortha 2. rádu. Po odfiltrovaní nechcenej časti signálu bola na analýzu vybraná len časť signálu pri určitom tlaku, napríklad pri tlaku 230 mmHg, na ktorom bola skúmaná odozva systému na jednotkové impulzy. Desať odoziev na aplikované impulzy bolo v prostredí Matlab najprv odfiltrovaných od frekvencií vyšších ako 120 Hz, spôsobujúce nelinearitu, odpovede systému boli spriemerované v jednu odozvu a až výsledná spriemerovaná odozva bola použitá na výpočet prenosovej funkcie a frekvenčných charakteristík manžety.

Odozva systému na jednotkový impulz sa nazýva impulzná funkcia a jej grafickému vyjadreniu sa hovorí impulzná charakteristika. Príklad takejto impulznej charakteristiky manžety Bokang pri tlaku 230 mmHg, priemere tubusu 84 mm môžeme pozorovať na Obr. 4.20.



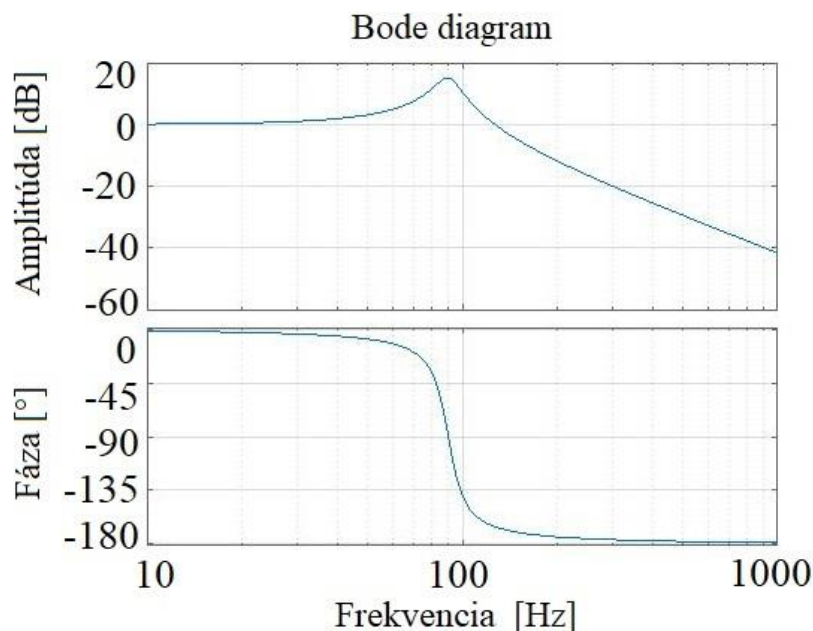
Obr. 4.20: Impulzná charakteristika manžety Bokang pri tlaku 230 mmHg, priemere tubusu 84 mm

Na to aby sme z nameranej impulznej charakteristiky mohli získať požadovanú prenosovú funkciu systému a z nej následne amplitúdovú a fázovú charakteristiku, museli sme impulznú charakteristiku postupne spracovávať v Matlabe.

Pri jej spracovaní boli na začiatku nájdené maximálne a minimálne píky danej odozvy. V nasledujúcom kroku sa zistili časové okamžiky, v ktorých maximálne hodnoty nastali a z nich bola vypočítaná perióda danej odozvy. Perióda danej odozvy bola nakoniec spriemerovaná z troch períód, ktoré boli zistené medzi druhým, tretím, štvrtým a piatym maximálnym píkom odozvy.

Druhé, tretie, štvrté, piate maximum a druhé, tretie, štvrté minimum odozvy boli ďalej použité na výpočet veľkosti: druhé maximum – druhé minimum, tretie maximum – druhé minimum, tretie maximum – tretie minimum, štvrté maximum – tretie minimum, štvrté maximum – štvrté minimum a piate maximum – štvrté minimum. Pomocou týchto veľkostí odoziev boli vypočítané tri logaritmické dekrementy, tie boli spriemerované v jeden, ktorý bol následne použitý na výpočet tlmiaceho faktora a vlastnej frekvencie systému. Na základe týchto veličín mohla byť v prostredí Matlab vypočítaná prenosová funkcia systému 2. rádu, z ktorej bola nakoniec cez funkciu *bode* určená výsledná amplitúdová a fázová charakteristika systému druhého rádu, ktorý pre nás predstavovala manžeta.

Príklad výsledného *bode* diagramu, ktorý zobrazuje amplitúdovú a fázovú charakteristiku systému druhého rádu možno vidieť na Obr. 4.21. Na tomto obrázku pozorujeme charakteristiky systému, ktoré predstavujú odpoveď systému na desať spriemerovaných jednotkových impulzov manžety Bokang, pripevnenej na tubuse priemeru 84 mm pri tlaku 230 mmHg. V tomto diagrame je amplitúda uvádzaná v decibeloch, fáza v stupňoch a obe sú vynášané v závislosti na frekvencii v hertzoch.



Obr. 4.21: Ukážka amplitúdovej a fázovej frekvenčnej charakteristiky manžety Bokang pri tlaku 230 mmHg a priemere tubusu 84 mm

Na základe vyššie zobrazenej frekvenčnej charakteristiky na Obr. 4.21 možno konštatovať, že systém manžety Bokang pripevnenej na tubuse priemeru 84 mm pri tlaku 230 mmHg najviac skresľuje signál na frekvencii 90.30 Hz, kde je jeho amplitúda najmenej tlmená a signál je fázovo posunutý.

Ako už bolo spomenuté dané odozvy systému na jednotkový impulz boli merané pri viacerých tlakoch na dvoch vybraných manžetách značky Bokang a Fazzini. Za hlavné parametre skúmania manžety sme okrem prenosovej charakteristiky zvolili vlastnú frekvenciu a tlmiaci faktor odozvy. Výsledné hodnoty týchto parametrov jednotlivých manžiet pri piatich tlakoch možno pozorovať v Tab. 4.4 až v Tab. 4.7.

Výsledné hodnoty manžety Bokang na fantóme priemeru 84 mm pri danom prítlaku sú zobrazené v Tab. 4.4, na fantóme priemeru 100 mm môžeme vidieť v Tab. 4.5, pričom všetky boli skúmané pri tlaku 230, 210, 190, 170 a 150 mmHg.

Manžeta Bokang

Tab. 4.4: Parametre manžety Bokang na fantóme priemeru 84 mm

Tlak v manžete	150mmHg	170mmHg	190mmHg	210mmHg	230mmHg
Frekvencia [Hz]	90.1821	90.0442	90.1732	90.1647	90.2987
Faktor útlmu ζ [-]	0.0895	0.0891	0.0884	0.0873	0.0872

Tab. 4.5: Parametre manžety Bokang na fantóme priemeru 100 mm

Tlak v manžete	150mmHg	170mmHg	190mmHg	210mmHg	230mmHg
Frekvencia [Hz]	89.4854	89.4822	89.6121	89.6091	89.7349
Faktor útlmu ζ [-]	0.0861	0.0857	0.0853	0.0849	0.0839

Výsledné hodnoty manžety Fazzini na fantóme priemeru 84 mm pri danom prítlaku sú zobrazené v Tab. 4.6, na fantóme priemeru 100 mm môžeme vidieť v Tab. 4.7, pričom opäť všetky boli skúmané na tlaku 230, 210, 190, 170 a 150 mmHg.

Manžeta Fazzini

Tab. 4.6: Parametre manžety Fazzini na fantóme priemeru 84 mm

Tlak v manžete	150mmHg	170mmHg	190mmHg	210mmHg	230mmHg
Frekvencia [Hz]	86.7494	86.8728	86.9973	86.9890	87.1019
Faktor útlmu ζ [-]	0.0823	0.0820	0.0819	0.0807	0.0789

Tab. 4.7: Parametre manžety Fazzini na fantóme priemeru 100 mm

Tlak v manžete	150mmHg	170mmHg	190mmHg	210mmHg	230mmHg
Frekvencia [Hz]	86.2482	86.4944	86.4969	86.6142	86.6068
Faktor útlmu ζ [-]	0.0817	0.0815	0.0818	0.0808	0.0797

Vzhľadom na veľkosť tlmiaceho faktoru ζ , ktorý je uvedený vo vyššie priloženej Tab. 4.4 až v Tab. 4.7, môžu nastať všeobecne tri známe prípady pohybu skúmanej sústavy. Ak je $\zeta < 1$ [-] hovoríme o takzvanom podkritickom tlmení, kedy je tlmenie malé a systém vykonáva kmitavý periodický pohyb. V prípade, že $\zeta = 1$ [-] nastáva kritické tlmenie, na hranici aperiodicity. Ak je $\zeta > 1$ [-], vtedy hovoríme o takzvanom nadkritickom tlmení, kedy je tlmenie veľké a systém koná aperiodický pohyb. V našom prípade sa podľa zisteného parametru ζ jednalo vždy o podkritické tlmenie a systém vykonával kmitavý periodický pohyb, pretože hodnota tlmiaceho faktoru ζ bola vždy menšia ako jedna (41).

Na základe hodnôt zobrazených v Tab. 4.4 až v Tab. 4.7 sme ďalej vypočítali priemernú vlastnú frekvenciu a tlmiaci faktor manžety Bokang a Fazzini podľa nižšie použitých výpočtov.

Manžeta Bokang

$$\overline{f_{BOKANG}} = (90.1821 + 90.0442 + 90.1732 + 90.1647 + 90.2987 + 89.4854 + \\ + 89.4822 + 89.6121 + 89.6091 + 89.7349)/10 = \mathbf{89.8787 \text{ Hz}}$$

$$\overline{\zeta_{BOKANG}} = (0.0895 + 0.0891 + 0.0884 + 0.0873 + 0.0872 + 0.0861 + 0.0857 + \\ + 0.0853 + 0.0849 + 0.0839)/10 = \mathbf{0.0867[-]}$$

Manžeta Fazzini

$$\overline{f_{FAZZINI}} = (86.7494 + 86.8728 + 86.9973 + 86.9890 + 87.1019 + 86.2482 + 86.4944 + 86.4969 + 86.6142 + 86.6068)/10 = \mathbf{86.7171 \text{ Hz}}$$

$$\overline{\zeta_{FAZZINI}} = (0.0823 + 0.0820 + 0.0819 + 0.0807 + 0.0789 + 0.0817 + 0.0815 + 0.0818 + 0.0808 + 0.0797)/10 = \mathbf{0.0811 [-]}$$

Na základe vyššie vypočítaných priemerných hodnôt frekvencie a tlmiaceho faktora ζ môžeme ďalej určiť prenosové funkcie systémov, podľa nasledujúcich vzorcov.

Prenosová funkcia manžety Bokang

$$H(s)_{BOKANG} = \frac{(2\pi f)^2}{s^2 + 2\zeta \cdot (2\pi f) \cdot s + (2\pi f)^2}$$

$$H(s)_{BOKANG} = \frac{(2\pi \cdot 89.8787)^2}{s^2 + 2 \cdot 0.0867 \cdot (2\pi \cdot 89.8787) \cdot s + (2\pi \cdot 89.8787)^2}$$

$$H(s)_{BOKANG} = \frac{318913.79}{s^2 + 97.92 s + 318913.79}$$

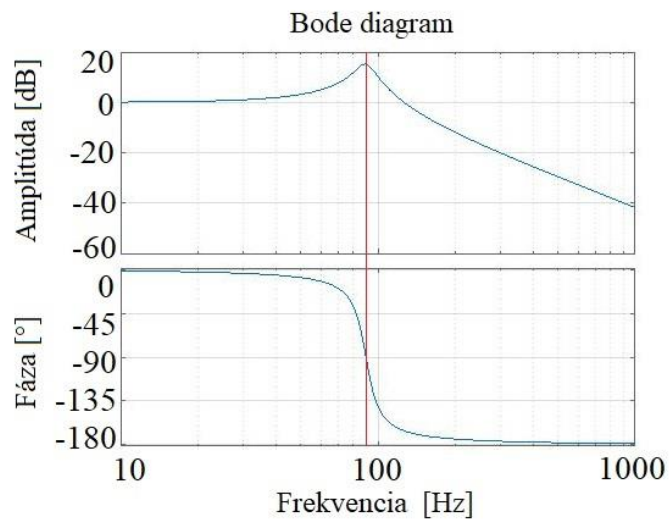
Prenosová funkcia manžety Fazzini

$$H(s)_{FAZZINI} = \frac{(2\pi f)^2}{s^2 + 2\zeta \cdot (2\pi f) \cdot s + (2\pi f)^2}$$

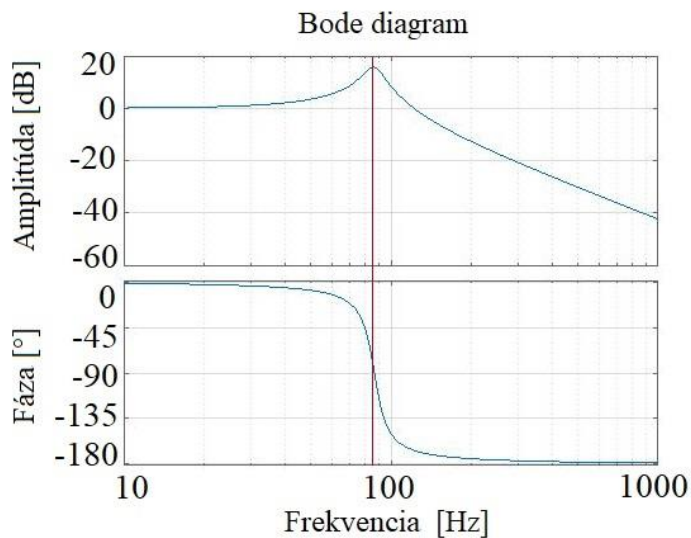
$$H(s)_{FAZZINI} = \frac{(2\pi \cdot 86.7171)^2}{s^2 + 2 \cdot 0.0811 \cdot (2\pi \cdot 86.7171) \cdot s + (2\pi \cdot 86.7171)^2}$$

$$H(s)_{FAZZINI} = \frac{296871.99}{s^2 + 88.38 s + 296871.99}$$

Podľa vypočítanej prenosovej funkcie systému druhého rádu, teda v našom prípade manžety, môžeme v prostredí Matlab určiť amplitúdovú a fázovú charakteristiku systému. Výslednú frekvenčnú charakteristiku manžety Bokang môžeme pozorovať na Obr. 4.22 a manžety Fazzini na Obr. 4.23.



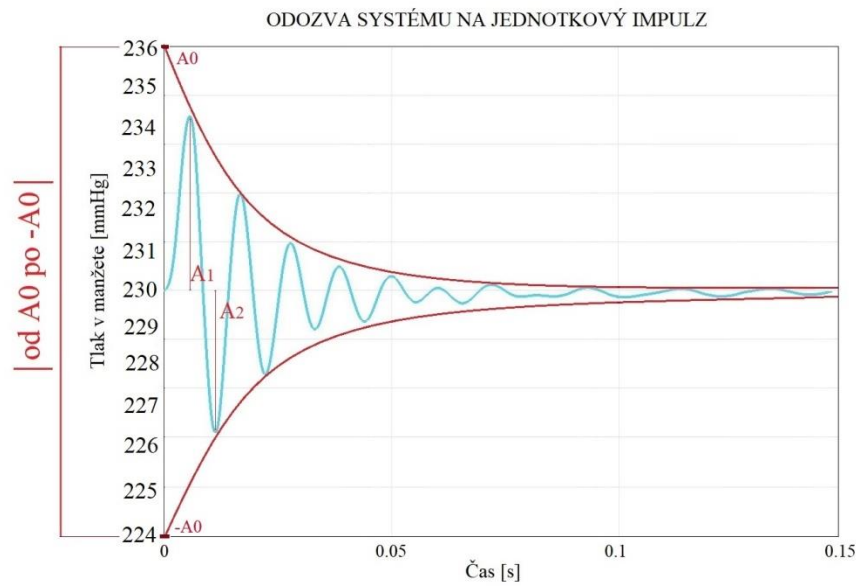
Obr. 4.22: Frekvenčná charakteristika manžety Bokang



Obr. 4.23: Frekvenčná charakteristika manžety Fazzini

Vo frekvenčných charakteristikách na Obr. 4.22 a Obr. 4.23 si môžeme všimnúť, že u manžety Bokang je amplitúda signálu najmenej tlmená pri frekvencii 89.88 Hz a rovnako je signál pri tejto frekvencii aj fázovo posunutý. U manžety Fazzini je amplitúda signálu najmenej tlmená pri frekvencii 86.72 Hz a taktiež je signál fázovo posunutý.

V ďalšom kroku analýzy prenosových charakteristík sme sa zamerali na amplitúdy tlmenia, konkrétne na zisťovanie vzdialeností od bodu A0 po mínus A0. Túto vzdialenosť možno vidieť znázornenú na Obr. 4.24, pričom sme na jej výpočet v prostredí Matlab používali nižšie znázornené vzorce 4.1 a 4.2.



Obr. 4.24: Určovanie vzdialeností od bodu A_0 po bod mínus A_0

Použité vzorce na výpočet vzdialeností od bodu A_0 po bod mínus A_0 (42):

$$\beta = \frac{\Lambda [-]}{T [s^{-1}]} \quad [s^{-1}] \quad (4.1)$$

kde

β je súčiniteľ útlmu,

Λ je dekrement útlmu,

T je perióda.

$$|A_0, -A_0| = \frac{A_1}{e^{-\beta \cdot T}} + \frac{A_2}{e^{-\beta \cdot T}} \quad [mmHg] \quad (4.2)$$

kde

$|A_0, -A_0|$ je zisťovaná vzdialenosť,

A_1, A_2 je amplitúda prvého maximálneho kmitu a prvého minimálneho kmitu,

β je súčiniteľ útlmu,

Λ je dekrement útlmu,

T je perióda.

Interval od A0 po -A0 sme analyzovali na oboch manžetách pripevnených na tubuse priemeru 84 a 100 mm, pričom výsledky spriemerovaných hodnôt môžeme pozorovať v Tab. 4.8.

Tab. 4.8: Veľkosť intervalu od A0 po -A0 manžety Bokang a Fazzini

Manžeta	Bokang 84	Bokang 100	Fazzini 84	Fazzini 100
od A0 po -A0 [mmHg]	11.3554	21.3823	22.1357	30.1570

V ďalšom kroku analýzy týchto intervalov sme sa zamerali na tubus priemeru 84 mm, na ktorom sme skúmali interval od A0 po -A0 pri extrémne malom prítlaku manžety a tlaku 150 mmHg. Hodnoty tejto vzdialenosti u manžety Bokang vyšli 19.61 mmHg a u Fazzini 24.07 mmHg.

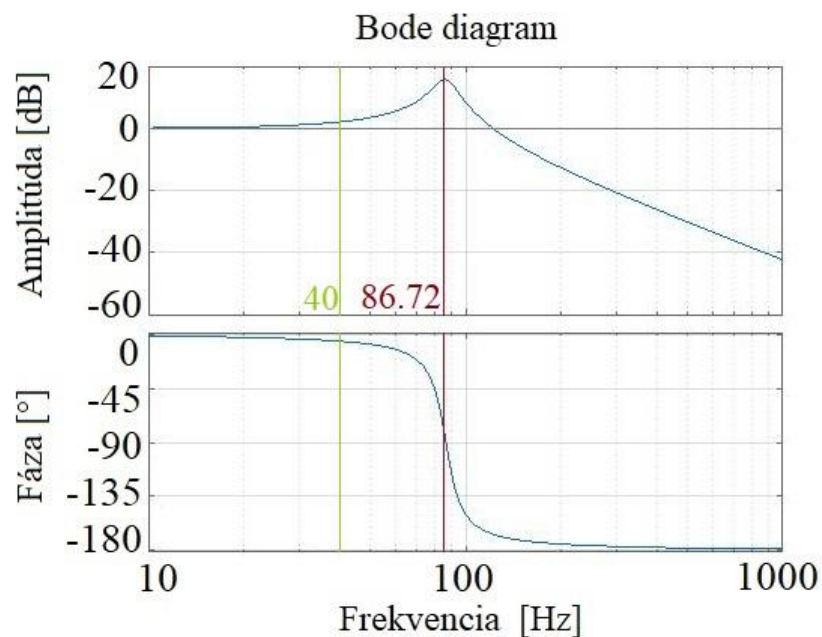
Ak porovnáme hodnoty manžety Bokang na tubuse 84 mm pri priemernom prítlaku z Tab. 4.8, ktorého hodnota vyšla 11.36 mmHg oproti hodnote 19.61 mmHg, ktorá vznikla realizáciou extrémne minimálneho prítlaku u manžete Bokang pripevnenej na tubuse 84 mm vidíme, že sa od seba tieto hodnoty dosť líšia. Na rozdiel od manžety Fazzini kde hodnoty na tubuse 84 mm pri priemernom prítlaku najprv vyšli 22.14 mmHg a pri extrémne malom prítlaku 24.07 mmHg. Možno tak konštatovať, že miera tohto intervalu pri rôznych prítlakoch u manžety Fazzini je viac podobná ako pri manžete značky Bokang. Z čoho vyplýva, že na rôzne množstvo vzduchu v manžete viac reaguje manžeta Bokang ako Fazzini.

Zhodnotenie p-V charakteristík a prenosových charakteristík

Pri hodnotení p-V charakteristík tlakových manžiet sme na základe intervalu objemového rozmedzia v Tab. 4.1 a korelačného koeficientu v Tab. 4.3 vybrali manžetu s najlepšimi vlastnosťami manžetu značky Fazzini a potom Bokang. Tie boli na základe tohto hodnotenia ďalej použité pri meraní prenosových charakteristík daných manžiet, kde sa zistilo, že opäť lepšie vlastnosti na skúmaný pneumatický systém vykazuje manžeta Fazzini, ktorá bola v diplomovej práci ďalej použitá pri návrhu kompenzačného filtra pre rekonštrukciu tlakovej krivky.

5 NÁVRH KOMPENZAČNÉHO FILTRA

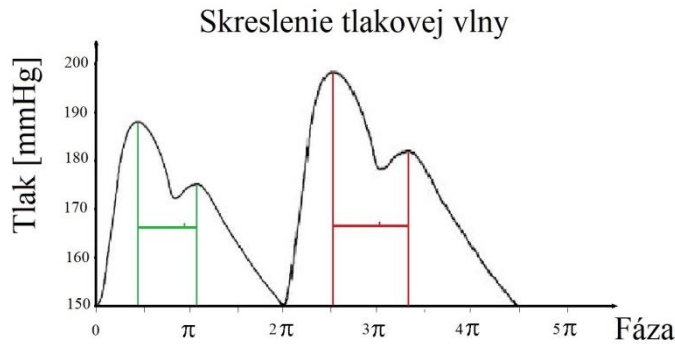
Táto časť diplomovej práce je venovaná návrhu kompenzačného filtra pre rekonštrukciu tlakovej krivky. Na základe výsledkov p-V a prenosových charakteristík sme kompenzačný filter realizovali na manžetu značky Fazzini, ktorá sa javila ako manžeta s najlepšimi vlastnosťami. Výslednú frekvenčnú charakteristiku manžety značky Fazzini, ktorá nám hovorí o tom ako sa mení signál na jednotlivých frekvenciách môžeme vidieť na Obr. 5.1.



Obr. 5.1: Frekvenčná charakteristika manžety značky Fazzini s vyznačenou frekvenciou 40 Hz a 86.72 Hz

Na základe tejto amplitúdovej a fázovej charakteristiky na Obr. 5.1 môžeme vidieť, že snímaný signál pomocou manžety Fazzini je najviac skreslený na frekvencii 86.72 Hz, kde je jeho amplitúda najmenej tlmená a taktiež je fázovo posunutý o -90° .

Keďže chceme prostredníctvom manžety merať tlakovú krivku musíme nameraný signál skompenzovať, pretože tvar tejto krivky je podstatný pri výpočte rýchlosti šírenia pulznej vlny, s ňou spojenou tuhosťou artérie a centrálnemu tlaku. Ak by sme snímaný signál pomocou filtra neskompensovali, tvar krivky by bol skreslený a celý výpočet hemodynamických parametrov by bol nepresný. Príklad ako môže skreslená tlaková krivka vyzerat' môžeme pozorovat' na Obr. 5.2.



Obr. 5.2: Ukážka skreslenia tlakovej vlny

Účelom kompenzačného filtra je utlmiť nežiaduce frekvenčné zložky signálu, ktoré spôsobujú jeho skreslenie a práve naopak zvýrazniť užitočnú časť signálu. Bežne sa pri meraní signálu či už tlakovou manžetou alebo katétrom bavíme o užitočnom signáli po 20tu harmonickú zložku. Z toho vyplýva, že ak má človek pulz:

- 60krát za minútu = 1 Hz, jeho užitočný signál je do 20 Hz, keďže $1 \cdot 20 = 20$ Hz,
- 90krát za minútu = 1.5 Hz, jeho užitočný signál je do 30 Hz,
- 120krát za minútu = 2 Hz, jeho užitočný signál je do 40 Hz,
- 180krát za minútu = 3 Hz, jeho užitočný signál je do 60 Hz.

Ak sa spätne pozrieme na frekvenčnú charakteristiku zobrazenú na Obr. 5.1, vidíme ako už bolo viackrát spomenuté, že signál je najviac skreslený pri frekvencii 86.72 Hz (červenou farbou), no ku istému skresleniu dochádza napríklad aj pri frekvencii 40 Hz (zelenou farbou), čo pre nás znamená nechcené ovplyvnenie užitočného signálu. Ku skresleniu signálu taktiež dochádza na vyšších frekvenciách ako 86.72 Hz, ktoré sú pre nás ale nepotrebné a môžeme ich odfiltrovať.

Bežný tlakomer má rozsah merania obvykle od 40 do 180 tepov za minútu to znamená, že maximálny frekvenčný rozsah sa pohybuje od 13.33 Hz do 60 Hz (43).

5.1 NÁVRH FILTRA MANŽETY ZNAČKY FAZZINI

Kompenzačný filter proti skresleniu tlakovej krivky bol navrhnutý v prostredí Matlab, kde sme najprv požadovaný signál prefiltrovali dolnou priepusťou IIR filtrom Butterworthom druhého rádu nad 120 Hz aby sme odstránili vyššie frekvencie, ktoré sú pre nás nepodstatné, skresľujú priebeh a často stoja práve za jeho nelinearitou.

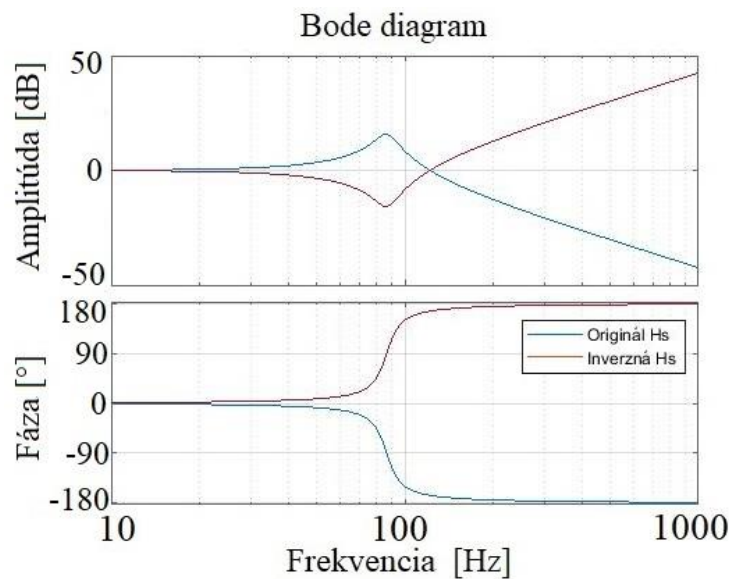
Po odfiltrovaní vyšších frekvencií sme na základe zistenej spriemerovanej vlastnej frekvencie veľkosti 86.72 Hz a faktora útlmu 0.0811 [-] manžety značky Fazzini určili prenosovú funkciu systému druhého rádu, v našom prípade manžety, ktorá vyšla:

$$H(s)_{Fazzini} = \frac{(2\pi \cdot 86.7171)^2}{s^2 + 2 \cdot 0.0811 \cdot (2\pi \cdot 86.7171) \cdot s + (2\pi \cdot 86.7171)^2}$$

Z prenosovej funkcie systému bola následne určená inverzná prenosová funkcia s frekvenčným rozlíšením 0.1 Hz pri vzorkovacej frekvencii 20 000 Hz.

$$H(s)_{Fazzini \text{ inverzná}} = \frac{s^2 + 88.38 s + 296871.99}{296871.99}$$

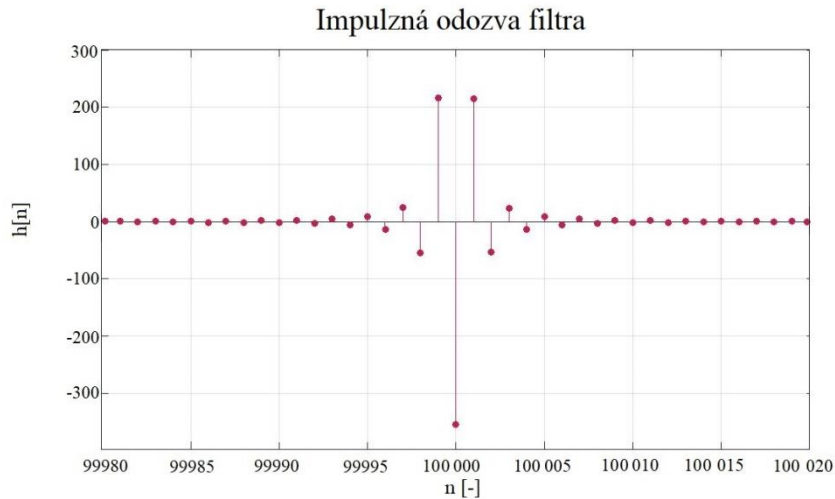
Originálnu a inverznú prenosovú funkciu sme pre lepšiu predstavivosť opäť vykreslili do amplitúdovej a fázovej charakteristiky zobrazenej na Obr. 5.3, kde modrou farbou pozorujeme charakteristiku z originálnej funkcie a červenou farbou z inverznej prenosovej funkcie.



Obr. 5.3: Originálna a inverzná frekvenčná charakteristika manžety Fazzini

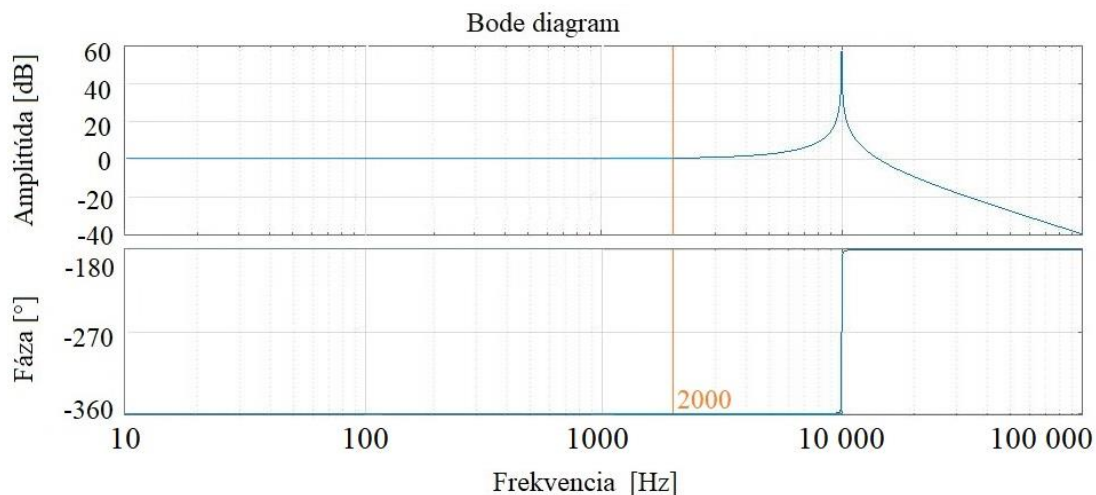
Inverzná prenosová funkcia bola ďalej pomocou inverznej Fourierovej transformácie prevedená do časovej oblasti. Týmto spôsobom vznikla takzvaná ideálna impulzná odozva filtra $h[n]$, ktorú sme v ďalšom kroku vynásobili Hammingovým oknom s dĺžkou okna 200 000 diskretných hodnôt, pričom Hammingovo okno predstavuje potlačenie v nepriepustnom pásme 53 dB. Nakoniec vznikol požadovaný filter, ktorý bolo potrebné ešte kvôli kauzalite posunúť o polovicu diskretných hodnôt ku kladným indexom.

Finálny filter s konečnou impulznou odozvou, teda FIR filter môžeme od 99 980. vzorky do 100 020. vzorky vidieť na Obr. 5.4, pričom by mal tento filter slúžiť na odstránenie skreslenia tlakovej krivky, či už zmeny amplitúdy alebo fázy.



Obr. 5.4: Impulzná odozva filtra

Ako by mohla vyzerat' frekvenčná charakteristika po odfiltrovaní nechcenej časti signálu môžeme vidieť na Obr. 5.5. Na základe tejto charakteristiky môžeme konštatovať, že signál do frekvencie 2000 Hz (oranžovou farbou) nie je ani amplitúdovo ani fázovo skreslený, čo má pre nás dôležitý význam hlavne na nižších frekvenciách.



Obr. 5.5: Ukážka ideálnej frekvenčnej charakteristiky do 2000 Hz

6 DISKUSIA

Ako sme sa v predchádzajúcich kapitolách dozvedeli v tejto diplomovej práci išlo o to, aby sme na základe nameraných fyzikálnych charakteristík tlakových manžiet dokázali určiť jednu manžetu, ktorá bude s navrhnutým kompenzačným filtrom použitá v prístroji na neinvazívne meranie tlakovej krivky ultracitlivým senzorom z brachiálnej manžety nafúknutej na suprasystolický tlak. Na základe tvaru krivky budú prostredníctvom softvéru vypočítané hemodynamické parametre ako centrálny tlak, rýchlosť šírenia pulznej vlny, tuhosť tepien, ktoré veľa vypovedajú o stave ciev. Tieto cievy môžu byť postihnuté napríklad aterosklerózou. Pri tomto degeneratívnom ochorení dochádza ku tuhnutiu cievnej steny a ku zmenšovaniu priemeru artérie, pretože sa v jej stenách akumuluje cholesterol, pričom je dokázané, že čím je stena artérie tuhšia, tým je rýchlosť šírenia pulznej vlny väčšia a naopak.

Pri experimentálnom meraní fyzikálnych charakteristík šiestich tlakových manžiet rôznych značiek sme sa snažili pomocou zostavenej sústavy simulovať podmienky klinickej praxe. Pri meraní p-V charakteristík sa používali dva fantómy paže a všetky merania sa realizovali vždy pri dvoch prítlakoch. Prvý prítlak vyvolaný 5kg závažím mal simulovať maximálne utiahnutie manžety, ktoré sa bežne nepoužíva a druhým 1kg závažím sme sa snažili doceliť stav, keď tlakovú manžetu uťahuje sestrička, lekár alebo iný zdravotnícky personál.

Keďže výsledné priebehy p-V charakteristík všetkých šiestich manžiet boli na prvý pohľad podobné a nám išlo o to, aby sme našli manžetu na meranie suprasystolického tlaku, rozhodli sme sa ju ďalej skúmať práve v tomto intervale. Rozpätie suprasystolického tlaku bolo zvolené medzi 150 až 230 mmHg, na ktorom bola zisťovaná linearita kriviek a objemový interval pri tlaku 230 mmHg. Na základe tohto intervalu a korelácie kriviek s lineárnou priamkou sme za najvhodnejšiu manžetu zvolili manžetu značky Fazzini a Bokang, ktoré boli následne použité v ďalšej úlohe pri meraní prenosových charakteristík manžiet. Pri meraní prenosových charakteristík nám išlo o to, aby sme na základe aplikovaného jednotkového impulzu na manžete dokázali stanoviť vlastnú frekvenciu, tlmiaci faktor odozvy systému, prenosovú funkciu manžety a z nej získať amplitúdovú a fázovú charakteristiku.

Celá aplikácia tohto experimentu sa realizovala aby sme zistili, na ktorých frekvenciách je signál skresľovaný a ako sa mení jeho amplitúda a fáza. Na meranie prenosových charakteristík bol zostavený pneumatický systém, prostredníctvom ktorého sme manžetu upevnenú na menšom a väčšom tubuse postupne nafukovali na 230, 210, 190, 170 a 150 mmHg, pretože sme ju chceli opäť skúmať na suprasystolickom tlaku. Po jej nafúknutí na požadovaný tlak sme na manžetu začali postupne aplikovať desaťkrát jednotkový impulz. Odozva systému bola následne analyzovaná v prostredí Matlab, boli z nej postupne vypočítané parametre ako vlastná frekvencia, tlmiaci faktor, prenosová funkcia manžety a z nej amplitúdová a fázová charakteristika. Na základe týchto parametrov sme mohli analyzovať ako je signál manžetou ovplyvňovaný na jednotlivých frekvenciách a ako sa mení jeho amplitúda a fáza.

Dospeli sme k záveru, že systém manžety Bokang najviac skresľuje signál na frekvencii 89.88 Hz a manžety Fazzini na frekvencii 86.72 Hz. Tlmiaci faktor manžety Bokang vyšiel 0.0867 [-] a Fazzini 0.0811 [-]. Keďže boli oba tlmiace faktory menšie ako jedna, jednalo sa o pohyb skúmanej sústavy s podkritickým tlmením, systém vykonával kmitavý periodický pohyb. Ďalej sme sa zamerali na skúmanie impulznej odozvy pri dvoch rôznych prítlakoch, pretože sme chceli vedieť ako systém reaguje na rôzny objem vzduchu v manžete. Podľa výsledných hodnôt sme zistili, že systém manžety Fazzini sa javí ako stabilnejší, má teda väčšiu poddajnosť sústavy na rozdiel od manžety Bokang.

Na základe p-V charakteristík a prenosových charakteristík sme tak za najlepšiu manžetu zvolili manžetu značky Fazzini, pre ktorú sme v poslednej časti navrhli kompenzačný filter, ktorý by mal nežiaduce frekvenčné zložky signálu potlačiť a užitočnú časť signálu zvýrazniť. Môžeme teda hodnotiť, že sa nám podarilo nájsť manžetu, ktorá by mala byť použitá v prístroji na neinvazívne meranie tlakovej krivky ultracitlivým senzorom z brachiálnej manžety nafúknutej na suprasystolický tlak, z ktorej budú určené požadované hemodynamické parametre popisujúce stav artérií.

7 ZÁVER

V tejto diplomovej práci boli skúmané fyzikálne charakteristiky tlakových manžiet, konkrétne p-V a prenosové charakteristiky. Prvá časť práce sa venovala teoretickým poznatkom o tom, čo je tlaková manžeta, na čo sa používa a ako súvisí tuhosť tepien, pulzná vlna a jej rýchlosť s prístrojmi na meranie rýchlosti šírenia pulznej vlny na základe rekonštrukcie tlakovej krivky. V druhej časti bolo opísané aké druhy fyzikálnych charakteristík poznáme a aký je vzťah medzi prenosovou funkciou, frekvenčným prenosom a impulznou funkciou. Práca pokračovala preštudovaním metód, ktoré sa využívajú pri meraní prenosových a p-V charakteristík tlakových manžiet pre meranie krvného tlaku. Ďalšia kapitola bola venovaná experimentálnemu meraniu p-V a prenosových charakteristík. Tieto merania boli realizované pomocou zostavených meracích systémov, na ktorých boli skúmané manžety od rôznych výrobcov. Namerané charakteristiky boli vyhodnotené s ohľadom na rekonštrukciu tlakovej krivky a na základe ich výsledkov bola vybraná jedna manžeta s najlepšimi vlastnosťami, pre ktorú bol nakoniec navrhnutý kompenzačný filter.

Na záver teda hodnotíme, že cieľ práce bol splnený nakoľko našou úlohou bolo nájsť manžetu, ktorá bude snímaný signál skresľovať najmenej a bude sa dať použiť v prístroji na neinvazívne meranie tlakovej krivky pomocou manžety nafúknutej na suprasystolický tlak, z ktorej budú určené požadované hemodynamické parametre o stave ciev.

8 ZOZNAM POUŽITEJ LITERATÚRY

1. Lešková, M, Magurová, D a Derňárová, Ľ. Unipo. *Prevenia civilizačných ochorení so zameraním na ochorenie arteriálna hypertenzia*. [Online] Dostupné z: <https://www.unipo.sk/public/media/16593/Le%20C5%A1kov%C3%A1%20M.,%20Magurov%C3%A1%20D.,Der%20C5%88%C3%A1rov%C3%A1,%20C4%BD..pdf>.
2. Nielsenhealth. *Choroby kardiovaskulárneho systému*. [Online] Dostupné z: <https://slo.nielsenhealth.com/chto-takoe-ssz.htm>.
3. Kardioklub. *Ateroskleróza*. [Online] Dostupné z: <http://www.kardioklub.biznisweb.sk/info/opisy-ochoreni/ateroskleroz/>.
4. Fabian, Vratislav, Kremen, Vaclav a Dobias, Martin. *Method for an accurate automated non-invasive measurement of blood pressure waveform and apparatus to carry out the same*. US10251567B2 Czech Technical University In Prague, January 2016.
5. Palatini, Paolo a Frick, Gerhard N. Watermark. *Cuff and Bladder: Overlooked Components of BP Measurement Devices in the Modern Era?* [Online] February 2012. Dostupné z: https://watermark.silverchair.com/25_2_136.pdf?token=AQECAHi208BE49Ooa n9kkhW_Ercy7Dm3ZL_9Cf3qfKAc485ysgAAAj4wggI6BgkqhkiG9w0BBwaggIrMIICJwIBADCCAiAGCSqGSIb3DQEHATAeBglghkgBZQMEAS4wEQQM dEiWrAJ75vW6QthrAgEQgIIB8bdDWps2DFww4O8pcnaMtEezoHTPeXT8IK.
6. Lekárske prístroje . *Manžeta tonometru*. [Online] Szo. Dostupné z: <https://www.szo.cz/cs/lekarske-pristroje/?extravelka-manzeta-tonometru-tonomansteh1>.
7. Havlík, Jan. *Měření krevního tlaku*. [prezentácia] Praha : ČVUT.
8. Farský, Štefan. Darzivota. *Hypertenzia*. [Online] február 2015. Dostupné z: <http://www.darzivota.sk/hypertenzia/>.
9. Vyšetrenieciiev. *Vyšetrovanie arteriálnej tuhosti*. [Online] jún 2009. Dostupné z: http://www.vysetrenieciiev.sk/sites/default/files/farskeho_clanok.pdf.
10. Arteriograph Slovakia. *TENSIOMED*. [Online] Arteriograph Slovakia. Dostupné z: <https://arteriograph-slovakia.webnode.cz/otazky-a-odpovede/a1-na-co-je-dobry-arteriograph-/>.
11. Sanatateacraiova. *Ateroscleroza – depistarea precoce cu Arteriografu TensioMed™ – la Centrul Medical Sanatatea Craiova*. [Online] Centrul Medical Sanatatea . Dostupné z: <http://www.sanatateacraiova.ro/depistare-ateroscleroza/>.
12. Muni. *Rychlost pulzové vlny*. [Online] Dostupné z: <https://is.muni.cz/el/1411/podzim2015/ZLFY0321c/um/Praktika-ukolXII.pdf?lang=en>.
13. Steppan, a iní. Researchgate. *Vascular Stiffness and Increased Pulse Pressure in the Aging Cardiovascular System*. [Online] August 2011. Dostupné z: https://www.researchgate.net/publication/51574892_Vascular_Stiffness_and_Increased_Pulse_Pressure_in_the_Aging_Cardiovascular_System.

14. Matera, Lukáš. *Analýza slabých tlakových pulzaci pri suprasystolickém tlaku*. [Diplomová práca] Praha : ČVUT, 2017.
15. Matejková, M. *Vyhodnocení vlastností tlakové vlny v lidském tele pri různých excitácích*. [Diplomová práca] Brno : s.n., 2013.
16. Medical, AtCor. Medaval. *The SphygmoCor CP System*. [Online] Dostupné z: <https://medaval.ie/docs/specs/Atcor-SphygmoCor-CP-Specs.pdf>.
17. Tensiomed. *Arteriograph*. [Online] Tensiomed Arteriograph. Dostupné z: <http://www.tensiomed.com/>.
18. Uantwerpen. *Sphygmocor System*. [Online] University of Antwerp. Dostupné z: <https://www.uantwerpen.be/en/research-groups/cardiovascular-diseases/equipment-and-expertise/laboratory-of-vascular-physiology/sphygmocor-system/>.
19. Butlin, M a Qasem, A. Ncbi. *Large Artery Stiffness Assessment Using SphygmoCor Technology*. [Online] December 2016. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC5290450/>.
20. Pannier, a iní. Academic. *Methods and devices for measuring arterial compliance in humans*. [Online] august 2002. Dostupné z: <https://academic.oup.com/ajh/article/15/8/743/144071>.
21. Doupis, a iní. Ncbi. *Pulse Wave Analysis by Applanation Tonometry for the Measurement of Arterial Stiffness*. [Online] August 2016. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC5012082/>.
22. Jeroncic, a iní. Nature. *Normative equations for central augmentation index: assessment of inter-population applicability and how it could be improved*. [Online] May 2016. Dostupné z: <https://www.nature.com/articles/srep27016>.
23. Medicalgroup. *Ponuka vyšetrení - Artériograf*. [Online] Medical Group. Dostupné z: <https://medicalgroup.sk/ponuka-vysetreni/#1447153984663-e49cf286-1878fd16-0e01>.
24. Hajdúk, Igor. Vpl. *Neinvazívna diagnostika arteriálnej tuhosti*. [Online] október 2010. Dostupné z: http://www.vpl.sk/files/file/XXXI_conf_w/cievy/Neinvazivna%20diagnostika%20arteriálnej%20tuhosti.pdf.
25. Tensiomed. *The Gold Standard Technology in Oscillometric Arterial Stiffness Measurement*. [Online] 2016. Dostupné z: http://tensiomed.com/uploads/files/PR_TM_A006EN.pdf.
26. Potočárová, a iní. Prolekare. *Má centrálny systolický tlak perspektívu pre klinickú prax?* [Online] 2018. Dostupné z: <https://www.prolekare.cz/casopisy/athero-review/2018-1/ma-centralny-systolicky-tlak-perspektivu-pre-klinicku-prax-63205>.
27. Elearning mechatronika . *Základy automatizácie a teórie systémov - videokurz*. [Online] ÚAMT, Kolektív pracovníkov. Dostupné z: <https://elearning.mechatronika.cool/lessons/zaklady-automatizacie-standardne-testovacie-funkcie-prechodova-impulzna-charakteristika/>.

-
28. Eluc kr-olomoucky. *Laplaceova transformace*. [Online] ELUC. Dostupné z: <https://eluc.kr-olomoucky.cz/verejne/lekce/940>.
 29. Zavacký, Mihalík a Gladišová. *Lineárne spojité sústavy*. [dokument] Košice : Technická univerzita v Košiciach.
 30. Melichar, Jiří. *Lineárne systémy 1*. [Učební text] Plzeň : s.n., 2010.
 31. *Impulsní charakteristika*. [Prezentácia]
 32. Balaz. Matlab fei tuke. *Nyquist*. [Online] apríl 2017. Dostupné z: <http://matlab.fei.tuke.sk/wiki/index.php?title=S%C3%BAbor%3ANyquist.png>.
 33. Jadlovská a Jadlovský. *Základy automatického riadenia*. [Prezentácia] Košice : s.n., 2015.
 34. Pit 6f. *Spojité lineárne riadenie – vlastnosti regulačných členov*. [Online] Dostupné z: http://www.pit.6f.sk/wp-content/uploads/2014/02/4_Popis-stat.-a-dyn.-RS.pdf.
 35. Peura, Robert A. Ijlalhaider pbworks . *Blood pressure and sound*. [Online] 2008. Dostupné z: http://ijlalhaider.pbworks.com/w/file/fetch/52276219/Blood%20Pressure%20and%20Sound%20by%20RA%20Peura_Ch%2007%20Medical%20Instrumentation%204th%20Ed.pdf.
 36. Monica, Dr. Slideplayer . *Cardiovascular Monitoring*. [Online] 2015. Dostupné z: <https://slideplayer.com/slide/4225252/>.
 37. WEBSTER, John.G, CLARK, John W. a PEURA, Robert A. *Medical instrumentation application and design*. 2010. ISBN: 978-0471-67600-3 (e-Book PDF).
 38. WEBSTER, John G. *The Physiological Measurement Handbook*. Madison, USA : CRC Press, 2015. ISBN: 978-1-4398-0848-1 (e-Book PDF).
 39. Kves uniza . *Second order transfer functions*. [Online] marec 2008. Dostupné z: <http://www.kves.uniza.sk/kvesnew/dokumenty/DREP/Filters/2nd%20order%20transfer%20function.pdf>.
 40. Amos ukf. *Základné štatistické metódy*. [Online] Univerzita Konštantína Filozofa v Nitre. Dostupné z: <https://amos.ukf.sk/mod/book/view.php?id=8452&chapterid=3191>.
 41. Mikuláš a iní. Atpjournal. *Modelovanie mechanických a mechatronických sústav*. [Online] január 2012. Dostupné z: <https://www.atpjournal.sk/buxus/docs/atp%20plus%201%202012%20WEB.pdf>.
 42. Webfyzika fsv cvut. *Mechanické kmitaní*. [Online] Dostupné z: http://webfyzika.fsv.cvut.cz/PDF/prednasky/kmitani_mechanika.pdf.
 43. Zdravotnicke potreby a pomucky . *Tlakoměr OMRON*. [Online] Dostupné z: <http://www.zdravotnicke-potreby-a-pomucky.cz/tlakomery-teplomery-vahy/tlakomery1/tlakomer-omron-m7-intelli-it-s-bluetooth-pripojenim-na-androidios-zarizeni-zdroj.html>.
-

